

혈관 내 폐 보조장치의 압력손실 예측을 위한 모델링기법에 관한 연구

김기범 · 권대규* · 정경락

전북대학교 공과대학 화학공학부 · 공학연구원 공업기술연구센터, 전북대학교 메카트로닉스연구센터*
(2003년 4월 25일 접수, 2003년 8월 27일 채택)

Study on the Modeling Technique for Prediction about Pressure Drop of an Intravenous Lung Assist Device

Kim, Gi-Beum, Kwon, Tae-Kyu*, Jheong, Gyeong-Rak

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*

(Received April 25, 2003. Accepted August 27, 2003)

요약: 본 연구에서는 혈관 내 폐 보조장치(Vibrating Intravascular Lung Assist Device, VIVLAD)에서의 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체의 압력손실관계에 대한 관계를 고찰하고자 하였으며, VIVLAD를 설계하기 위한 압력 강하를 예측할 수 있는 관계식을 결정하고자 하였다. 혈관 내 폐 보조장치를 정맥에 삽입하기 전, 모듈 설계를 위하여 압력손실을 예측하기 위한 설계조건을 실험적 모델을 통하여 연구하고자 하였다. 뉴우튼 유체로 증류수와 글리세롤/증류수 혼합용액을 이용하였으며, 비뉴우튼 유체는 혈액을 이용하여 실험을 수행하였다. 액체의 흐름은 중공사의 외부로 평행하게 흐르도록 하였다. 내경의 직경을 3 cm로 고정된 관에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 측정하였으며 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 중공사의 전면면적과의 상관관계를 curve fitting을 통하여 유도하였고, 유도되어진 관계식을 이용하여 관내에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 예측하였다. 그리고 실험을 통하여 예측되어진 값과 비교 검토하여 유사성을 찾고자 하였다. 실험결과 40%글리세롤 용액에서의 압력손실과 혈액에서의 압력손실과 마찰계수는 유사한 결과를 보였다. 이 실험에서 VIVLAD의 압력손실을 측정하는데 40%글리세롤 용액이 이용될 수 있음을 보였다. 또한 장치 내에서의 압력손실과 마찰계수에 대한 관계식을 중공사 총진율의 함수로 관계식을 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. 이와 같은 연구결과는 VIVLAD를 설계하는데 유용한 자료가 될 것이다.

Abstract: In this paper, the correlation of pressure drop about the Newtonian and non-Newtonian fluid was investigated experimentally for vibrating intravascular lung assist device(VIVLAD) and we determined correlation equation to make a prediction about pressure drop for designing VIVLAD. Design conditions to predict the pressure drop of the modules were studied through an experimental modeling before inserting the artificial lung assist device into as venous.

Experiments were performed by distilled water, glycerol/water mixed solution(40% glycerol) of Newtonian fluids, and the bovine blood of non-Newtonian fluids. These fluids were flowed outside and parallel of hollow fiber membranes. Also we measured pressure drop according to the number of the fiber membranes which were inserted into the inside diameter of shell of 3 cm, and developed the prediction equations by curve fitting method based on correlation between the experimental pressure drop and the frontal area or the packing density of device.

The result showed that the pressure drop and the friction factor of the water/glycerol mixed solution were similar to that of bovine blood. It was showed that the water/glycerol mixed solution (40% glycerol) could be used for measuring the pressure drop and the friction factor instead of the bovine blood. Also, we could estimate the prediction equation of pressure drop and friction factor as the function of packing density at the number of hollow fibers. We obtained the reliance of the prediction equations because the pressure drop and the friction factor measured from the experiments were similar to that from the prediction equation. These results may be used to further usefulness for the design of VIVLAD.

Key words: Artificial lung, Pressure drop, Hollow fiber membranes, Power law, Friction factor

이 논문은 전북대학교 부설 공학연구원 공업기술연구센터지원에 의해 이루어졌습니다.

통신저자: 김기범, (561-756) 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

Tel. 063)270-2262, Fax. 063)270-2306

E-mail. biomedico@hanmail.net

서 론

혈관 내 폐 보조장치는 급성호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS) 환자를 치료하기 위한 목적으로 사용하고자 시도하고 있다[1]. 이와 같은 혈관 내 폐 보조장치가 최초로 임상에 사용된 것은 정맥 내 산화기(Intravenacaval Oxygenator, IVOX)이며 대정맥내의 혈액 흐름 방향에 대하여 평행하게 놓여져 있었다[2]. 이 장치는 혈액이 정상적으로 기능을 수행할 수 없는 문제의 폐에 도달하기 전에 산소를 흡수하고 이산화탄소를 제거하기 위하여 상대 정맥과 하대 정맥 내에 설치된다[2,3]. 이와 같은 장치는 혈액 흐름이 맥관 구조 내에 완전히 남아 있기 때문에 용혈(hemolysis)현상과 감염(infection)을 감소시킬 수 있는 장점이 있으며 장치의 삽입과 조작이 체외순환형 막산화기(Extracorporeal Membrane Oxygenator, ECMO)에 비하여 상대적으로 단순하기 때문에 수술 비용이 적게 든다[4-7]. 그러나 이 장치들은 현재 적용 단계의 복잡성에 기인하여 그 화학적 및 물리적 현상에 대한 완전한 이해가 어려운 실정이다. 이와 같은 문제를 해결하기 위하여 중공사 막을 간단하게 모듈화하여 체내 특히 대정맥에 삽입하려는 방법이 시도되고 있다[8]. 그러나 대정맥은 직경이 성인의 경우 약 3 cm이고 길이가 대략 40~60 cm로 혈관 내 폐 보조장치를 설치할 공간이 충분하지 못하다. 만일 혈관 내 폐 보조 장치(IVLAD)가 혈액이 흐르는데 높은 저항을 준다면 대정맥의 확장이나 장치주위의 혈액 분포가 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 필요할 뿐만 아니라, 혈액을 사용할 경우 조작에 어려움이 있다. 그러므로 김기범 등[9]은 많은 시간과 경비를 줄이며 혈액을 사용하지 않고 다루기 쉬운 일반적 유체를 사용하여 압력손실에 대한 영향을 고찰하고 하였으며, 실험에 의하여 얻어진 압력손실 결과를 이용하여 수학적 해석 방법에 의하여 관계식을 유도하여 정맥 내경의 변화에 따른 삽입이 가능한 최대 중공사 개수를 파악하고자 시도하였다.

본 연구에서는 클리세롤을 이용하여 혈액과의 압력손실에 대한 유사성을 고찰하고자 하였으며, 혈관 내 폐 보조장치를 설계할 때 혈액의 압력손실에 대한 영향을 받지 않는 설계조건을 찾기 위하여 압력손실을 예측할 수 있는 관계식을 유도하고자 하였다. 3 cm 내경의 관에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 측정하였으며 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 장치의 중공사 충진율과의 상관관계를 수학적 해석을 통하여 관계식을 고찰하였고, 유도되어진 관계식을 이용하여

정맥 내에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 예측하였으며 실험을 통하여 측정되어진 값과 비교 검토하여 예측값의 타당성을 평가하였다.

이 론

유체가 관을 통하여 이동할 때 관의 입구와 출구에서는 압력손실이 발생한다. 이 압력손실은 관의 벽, 관내에 있는 물체 등과 유체와의 마찰에 의하여 발생한다[9]. 본 연구에서는 관 내에 중공사가 삽입되므로 중공사와 유체와의 마찰 및 중공사의 개수 등 여러 가지 변수에 의하여 압력손실이 발생한다. 이와 같이 폐 보조장치에서 발생하는 유체의 압력손실(ΔP)과 유체의 부피유량(Q_L)과의 관계를 나타내기 위하여 Dierickx 등[10]은 압력손실을 식 (1)과 같은 2차 함수로 나타내었다[9-11].

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

여기서 a와 b는 장치의 특성값으로 중공사의 개수와 구조에 따라 변하는 상수값이다.

본 연구에서의 유동학적 복잡성 때문에 물질전달에 관한 기본식들은 차원해석과 반이론적 유추에 의해 만들어진 경험적 방법들로 실제 활용 할 수 있는 식을 만들 수 있으며 그 식은 다음과 같은 형태로 표현할 수 있다. 혈관 내 인공 폐에서 중공사가 삽입되어 있을 때, 용액(혈액)의 흐름을 나타내는 것은 레이놀즈 수(NRe)로 나타낸다. 레이놀즈 수는 관성력과 점성력의 비이며 식 (2)과 같이 표현할 수 있다.

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

여기서, d_o 는 중공사의 외경, p 는 기공도, A_f 는 장치의 전면면적, ν 는 용액의 동점성계수이다. 그러나 식 (2)와 같은 식은 증류수와 글리세롤과 같은 뉴우튼 유체에 적용이 되나, 혈액과 같은 비뉴우튼 유체의 경우 식 (2)는 식 (4)와 같이 변형된다[12]. 그 이유는 뉴우튼 유체의 경우 점성의 변화가 없으나, 비뉴우튼 유체의 경우 점성이 식 (3)과 같이 변화되므로 식 (2)에서의 용액의 동점성계수가 변하기 때문이다.

$$\mu = m \left(\frac{2\nu}{d_o} \frac{3n+1}{n} \right)^{n-1} \quad (3)$$

$$N_{Re} = 8 \left(\frac{d_o^n \nu^{2-n} \rho}{m} \right) \left(\frac{n}{6n+2} \right)^n \quad (4)$$

여기서 m 과 n 은 멱수법칙의 상수이다. 상수 m 과 n 은 비뉴우튼 유체의 고유 상수값으로 혈액의 경우 헤마토크릿의 농도에 따라 변하게 된다. 따라서 본 연구에서는 혈액의 헤마토크릿의 농도가 35%이므로 m 과 n 은 0.022, 0.79를 적용하였다[12]. 다공성 중공사막에 대하여 마찰계수(friction factor) f 는 다음과 같이 표현할 수 있다[9-14].

표 1. 중공사 모듈의 특성

Table 1. Dimensions of hollow fiber modules

	No. of Hollow fiber	Frontal area(cm ²)
type 1	100	6.83
type 2	200	6.61
type 3	300	6.38
type 4	450	6.04
type 5	675	5.53

$$f = \frac{pd_0\Delta P}{2(1-p)\rho v^2 L} \quad (5)$$

여기서, v 는 자유흐름 영역에서의 평균속도, L 은 용액의 흐름 길이이며 ΔP 는 압력손실이다. 기공도 p 는 식 (6)과 같이 정의 할 수 있으며 장치의 특성값이다.

$$p = \frac{\text{void volume}}{\text{total volume}} \quad (6)$$

자유흐름영역에서의 평균속도 v 는 식 (7)과 같이 정의 할 수 있다.

$$v = \frac{Q_L}{pA_f} \quad (7)$$

용액의 흐름에서 NRe 값이 적을 경우, 마찰계수 f 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f = aN_{Re}^\beta \quad (8)$$

여기서 α 와 β 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 (8)에서의 상수 α , β 는 장치의 중공사 충전율과의 관계를 선형적으로 나타내어 임의의 중공사 개수, 즉 임의의 중공사 충전율에서의 마찰계수를 계산하고, 계산되어진 마찰계수는 식 (5)을 이용하여 압력손실(ΔP)을 계산하였다.

연구대상 및 방법

자체 제작한 중공사 모듈의 모형은 그림 1에 나타내었다. 중공사 모듈은 아크릴로 제작하였으며, 중공사는 중공사 양 끝에 외경이 12 mm, 내경이 9 mm인 아크릴 관에 중공사의 개수를 변화시키며 포팅을 하였다. 모듈의 각각의 물리적 특성은 표 1에 나타내었다. 중공사는 외경이 380 μm 와 두께는 50 μm 의 미세다공성 폴리프로필렌 막(Oxyphane, Enka, Co., Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4 μm 이며, 중공사 표면의

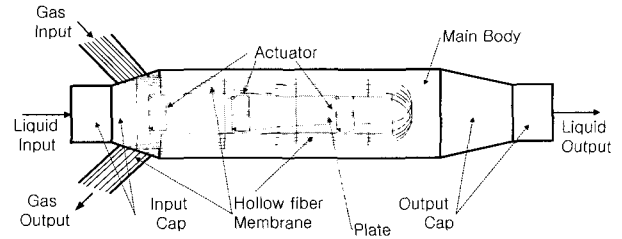


그림 1. 시험용 모듈

Fig. 1. Diagram of test module

약 45%를 차지하고 있다. 모듈 내에서의 중공사의 구조는 U자형으로 하였으며 전체 길이는 120 cm이다.

중류수와 글리세롤용액을 사용하였을 때 중공사 모듈의 압력손실을 측정하기 위한 장치는 그림 2에 나타내었다. 중류수는 3차 중류수를 사용하였으며, 글리세롤용액은 글리세롤(特級, Showa Chemical, Japan)을 중류수와 혼합하여 40%농도가 되도록 하였다. 40% 글리세롤용액은 37°C에서 혈액과 유사한 점성을 나타내므로 압력손실 실험에 적용하였다[9-14]. 실험의 모든 조건은 AAMI[15]와 ISO[16] 규정에 의하여 실시하였다.

중류수는 50 l의 아크릴 저장조에 저장하여 4"×1" Tygon 튜브(Norton, Co., USA)를 통하여 흐르게 하였다. 중류수의 흐름 속도는 전기펌프(원심펌프)(Model PM-052PD, LG전자, Korea)와 Variable Frequency Drive(Model SV0081G-2U, LG, Korea)를 사용하여 조절하였으며 보정한 rotameter((Dwyer Instrument, USA)를 사용하여 유량을 조절하였다. 실험하는 동안 온도는 디지털 온도계(Model SDT 20, Summit)로 측정하고 순환항온조(Model HTBC 2330AT, JEIO Tech., Korea)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.)를 사용하여 검출하였고, 컴퓨터와 연결하여 압력변화를 실시간 측정하였다. 40%글리세롤 용액에서의 압력손실 실험도 중류수를 사용하였을 때와 동일하게 실시하였다. 또한 혈액을 사용하였을 때 중공사 모듈의 압력손실을 측정하기 위한 장치는 그림 2와 유사하지만 혈액의 손상을 최소화하기 위하여 실제 임상에서 쓰이는 장치로 구성하였다. 혈액은 3700 ml의 아크릴 수지 액체 저장조(Model HVRF-370, COBE Cardiovascular, USA)로부터 1/2"×3/8"관(Norton Co., USA)을 통하여 흐르게 하였다. 액체 흐름 속도는 blood pump(Model COBE Perfusion System, COBE Lakewood, Co.)를 사용하여 조절하였고 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, CO-

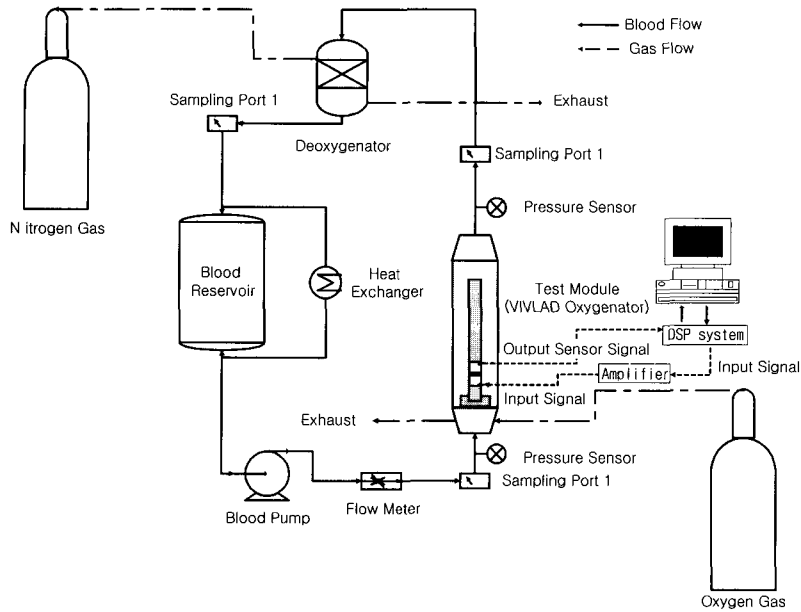


그림 2. 모듈의 압력손실을 측정하기 위한 장치
 Fig. 2. In vitro bench test system used for the pressure drop of the test modules

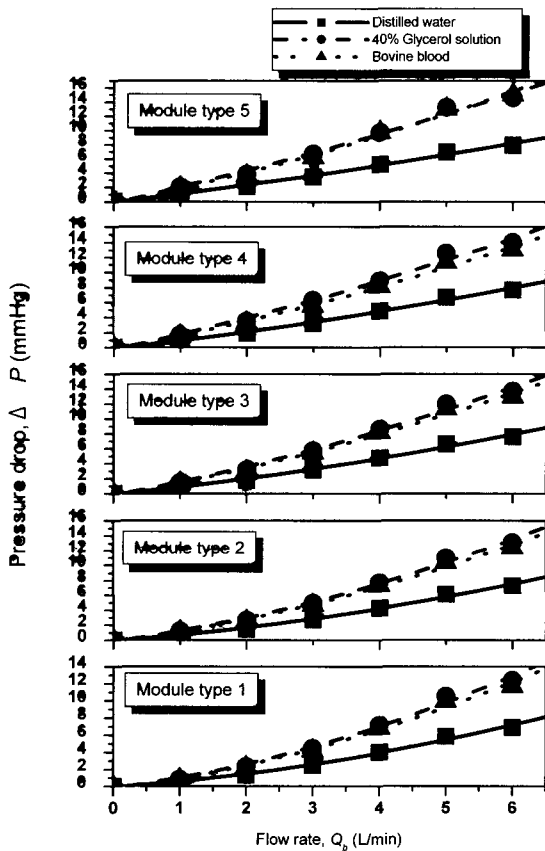


그림 3. 중공사 모듈에서의 압력손실과 유속과의 관계
 Fig. 3. Relationships between pressure drop and flow rate for the various hollow fiber modules

BE Cardiovascular, USA)를 사용하여 $36 \pm 1^\circ\text{C}$ 로 유지하였다. 모듈에서 발생하는 차압은 증류수를 사용하였을 때와 동일한 차압계를 사용하여 측정하였다. 액체의 유속은 1~6 l/min으로 하였으며, 각각의 모듈에서 흐름 속도에 따라 1시간 간격으로 측정하였다.

결과 및 고찰

그림 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 혈액에서의 압력손실보다 1.6배 낮은 경향을 보이고 있다. 그 이유는 증류수의 동점도 계수가 37°C 일 때 $0.0069 \text{ cm}^2/\text{sec}$, 40% 글리세롤 용액은 $0.0288 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이며 혈액은 $0.0289 \text{ cm}^2/\text{sec}$ 이기 때문이다 [9, 10, 13, 14]. 그러므로 증류수의 압력손실은 글리세롤 용액과 혈액에서의 압력손실보다 낮은 결과를 보여주고 있으며, 글리세롤 용액과 혈액에서의 압력손실은 유사한 경향을 나타내는 결과를 보이고 있다. 또한 혈관 내 폐 보조장치에서 혈액 흐름에 대한 압력손실을 고려할 때 15 mmHg이하를 유지하여야 하므로 실험결과에서 혈액 흐름의 압력손실을 측정된 결과 혈액의 흐름속도가 6 l/min일 때 3 cm관에 삽입 가능한 최대 중공사 개수는 675개이었다. 또한 각각의 용액들의 유속이 증가하면 압력손실은 식 (1)에 의하여 2차 함수의 형태로 증가함을 보이고 있다. 실험에 의하여 상수 a와 b를 용액에 따라 실험적으로 얻을 수 있었으며, 실험에 의하여 얻어진 상수 a와 b의 증감을 선형적으로 나타내기 위하여 중공사 개수와의 상관관계

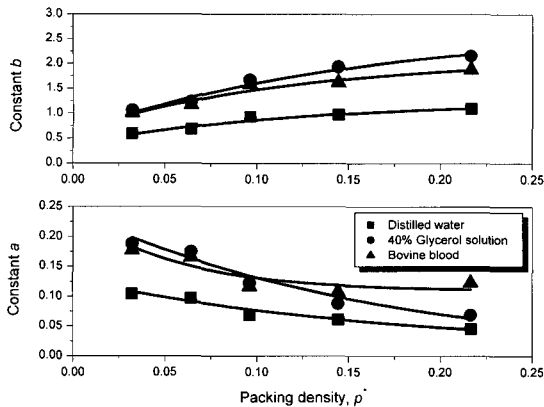


그림 4. 중공사 모듈의 충전율과 상수의 관계
Fig. 4. Relationships between the constants and the packing density of hollow fiber membrane module

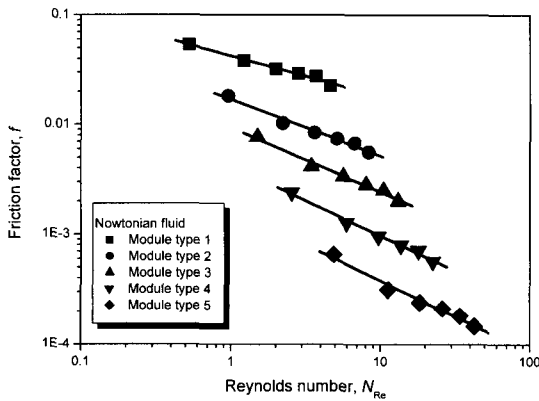


그림 6. 비뉴우튼 유체에서 다양한 중공사 모듈에서의 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계
Fig. 6. Relationships between the Reynolds number and the friction factor for the various hollow fiber membrane modules in non-Newtonian fluid

를 찾고자 시도하였다. 여기서 중공사 개수는 장치의 중공사 충전율과 밀접한 관계가 있으므로 상수들과 중공사 충전율과의 상관관계를 고찰하여 그림 4와 같은 결과를 얻었다.

그림 4에서 상수 a는 장치의 중공사 충전율이 증가하면 감소하는 경향을 보이고 있으며, 상수 b는 증가하는 경향을 보이고 있다. 상수들과 중공사 충전율과의 관계를 수식으로 나타낼 수 있었으며, 그 결과를 다음과 같이 나타낼 수 있었다.

$$\Delta P_1 = (0.013 + 0.115e^{(p^*/0.169)}) Q_L^2 + (1.259 - 0.898e^{(p^*/0.122)}) Q_L \quad \text{for water} \quad (9)$$

$$\Delta P_2 = (-0.007 + 0.248e^{(p^*/0.171)}) Q_L^2 + (2.753 - 2.138e^{(p^*/0.161)}) Q_L \quad \text{for 40\% glycerol solution} \quad (10)$$

$$\Delta P_3 = (0.109 + 0.132e^{(p^*/0.055)}) Q_L^2 + (1.494 - 2.213e^{(p^*/0.122)}) Q_L \quad \text{for bovine blood} \quad (11)$$

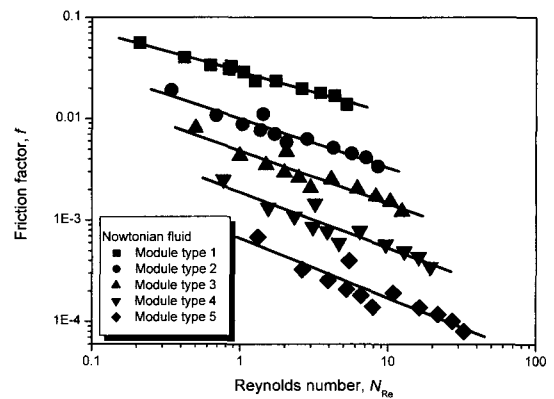


그림 5. 뉴우튼 유체에서 다양한 중공사 모듈에서의 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계
Fig. 5. Relationships between the Reynolds number and the friction factor for the various hollow fiber membrane modules in Newtonian fluid

$$Q_L^2 + (2.213 - 1.494e^{(p^*/0.122)}) Q_L \quad \text{for bovine blood} \quad (11)$$

식 (9)은 증류수를 사용하였을 때, 식 (10)은 글리세롤 용액을 사용하였을 때이며 식 (11)은 혈액을 사용한 결과이다. 이와 같은 유도되어진 관계식을 이용하여 임의의 중공사 개수에서 용액의 흐름속도에 따른 압력손실을 예측할 수 있으리라 판단된다.

그림 5는 뉴우튼 유체인 증류수와 40% 글리세롤 용액의 레이놀즈 수의 변화에 따라 각각의 중공사 모듈에서의 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 나타낸 그림이다. 사용되어진 유체가 뉴우튼 유체이므로 레이놀즈 수는 식 (2)을 이용하여 계산되어졌다.

그림 6은 비뉴우튼 유체인 혈액의 레이놀즈 수의 변화에 따라 각각의 중공사 모듈에서의 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 나타낸 그림이다. 사용되어진 유체가 비뉴우튼 유체이므로 레이놀즈 수는 식 (4)를 이용하여 계산되어졌다. 그림 5와 6을 비교하였을 때, 동일한 모듈에서 레이놀즈 수가 증가하면 마찰계수는 선형적으로 감소하는 경향을 나타내고 있으며 동일한 레이놀즈 수에서 마찰계수는 중공사 개수가 많을수록 감소하는 경향을 보여주고 있다. 본 연구에서의 마찰계수의 변화는 중공사 개수가 증가하면 용액이 흐를 수 있는 전면면적이 감소하고, 장치의 기공도 p가 증가하므로 중요한 원인이라 판단된다. 또한 두 그림에서의 결과를 이용하여 상수 α 와 β 를 결정할 수 있으며, 상수 α 와 β 의 증감을 선형적으로 나타내기 위하여 중공사 충전율의 상관관계를 찾고자 시도하였다. 그 결과 그림 7과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 그림에서 ■는 뉴우튼 유체인 증류수와 40% 글리세롤 용액에서 중공사 충전율과의 관계를, ●는 비뉴우튼 유체인 혈액에서 중공사 충전율과의 관계를 나타낸 그림이다. 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체에서의 상수들을 비교한 결과 상수 α 는 장치의 중공사 충전율이 증가하면 감소하는 경향을 보이고 있으며, 상수 β 도 감소하는

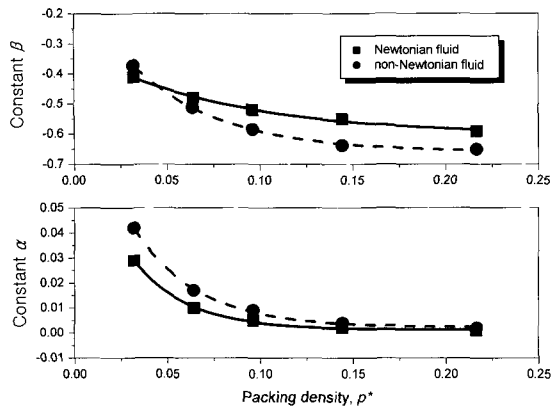


그림 7. 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체에서의 중공사 충전율과 상수 α 와 β 의 관계
 Fig. 7. Relationships between the constant α , β and the packing density of hollow fiber

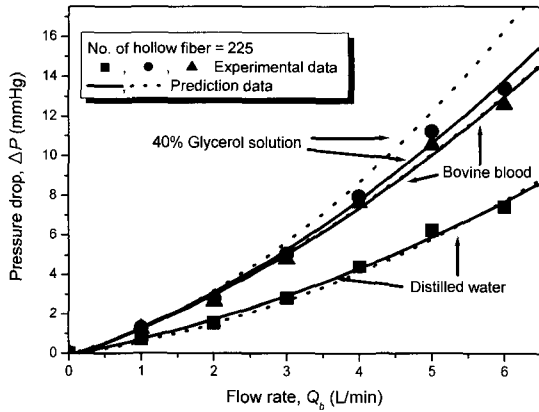


그림 9. 중공사 개수가 225개일 때 유체의 유속의 변화에 따른 예측된 압력손실과 실험에 의한 압력손실
 Fig. 9. Comparison between predicted pressure drop and experimental pressure drop for the hollow fiber membrane 225 with liquid flow rate

경향을 보이고 있다.

$$f_1 = (0.001 + 0.085e^{(-\rho^*/0.028)}) N_{Re}^{(-0.605 + 0.288e^{(-\rho^*/0.08)})} \text{ for Newtonian fluid} \quad (12)$$

$$f = (0.002 + 0.1e^{(-\rho^*/0.035)}) N_{Re}^{(-0.659 + 0.575e^{(-\rho^*/0.065)})} \text{ for non-Newtonian fluid} \quad (13)$$

유도되어진 식 (12)는 뉴우튼 유체일 때 중공사 충전율의 변화에 따른 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 나타낸 식이며, 식 (13)은 비뉴우튼 유체일 때 중공사 충전율의 변화에 따른 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 나타낸 식이다. 이 두 식을 식 (2), (4)와 (5)에 대입하여 압력손실(ΔP)를 계산하여 예측할 수 있으리라 판단되었다.

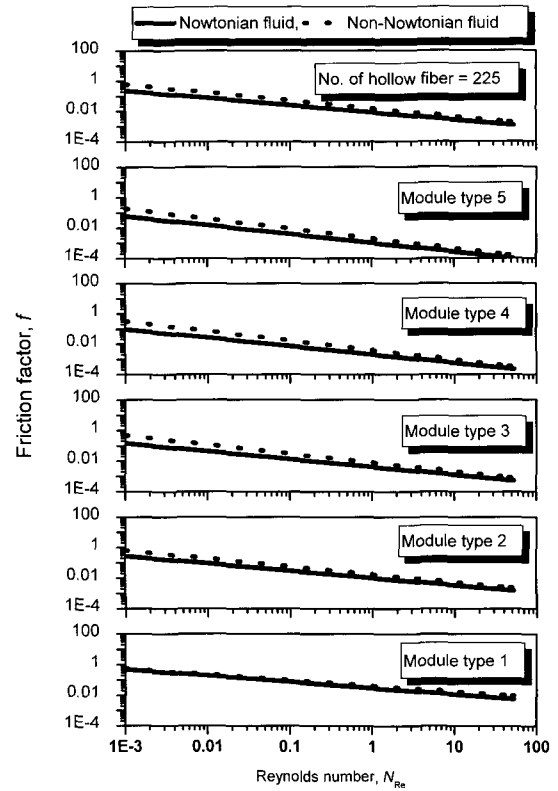


그림 8. 액체의 유속 변화에 따른 뉴우튼 유체의 마찰계수와 비뉴우튼 유체의 마찰계수의 비교
 Fig. 8. Comparison between friction factor of Newtonian fluid and friction factor of non-Newtonian fluid with liquid flow rates

그림 8은 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체에서 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 비교한 그림이다. 비교 결과 모듈 type 1에서는 유사한 경향을 보이고 있으나, 그 외의 다른 모듈에서는 레이놀즈 수가 1이하의 경우 차이가 있으나 1이상의 경우에는 유사한 경향을 보이고 있었다. 또한 그림에서 중공사 개수가 225일 때의 레이놀즈 수와 마찰계수와의 관계를 식 (12)와 (13)에 의하여 나타낸 결과 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 그러므로 뉴우튼 유체를 이용하여 마찰계수를 예측하는 것은 가능하다고 판단할 수 있었다.

Fig. 9은 중공사 개수가 225개인 모듈에서 발생하는 압력손실을 식 (9)~(11)에 의하여 얻어진 관계식을 이용하여 압력손실(—), 식 (2), (4)와 (5)에 의하여 얻어진 관계식을 이용하여 압력손실(⋯)과 실험에 의하여 얻어진 압력손실(■, ●, ▲)을 비교한 결과이다. 그림에서 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 식 (9)~(11)에 의한 압력손실(—)과 유사한 경향을 보여주고 있다. 또한 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 식 (12)와 (13)에 의하여 얻어진 마찰계수를 이용하여 압력손실을 계산한 값과 비교한 결과 뉴우튼 유체인 증류수를 사용하였을 때 예측되어진 압력손실과 실험에 의하여 얻어진 압력손실을 용액의 유속에 따라 비교한 결과를 얻었으나, 글리세롤 용액의 경우 용액

의 유속이 3 l/min이하에서는 유사한 경향을 보이고 있다. 그러나 3 l/min이상의 유속에서는 약간의 차이를 보이고 있으나 오차범위 이내에 있으므로 계산에 의하여 얻어진 압력손실은 그 신뢰성을 얻을 수 있었다. 또한 비뉴우튼 유체인 혈액을 사용하였을 때 예측되어진 압력손실과 실험에 의하여 얻어진 압력손실은 유사한 경향을 보이고 있다. 이와 같이 유체의 유속과 압력손실과의 관계와 레이놀즈 수와 마찰계수의 관계를 무차원 함수를 결정할 수 있었다. 그러므로 임의의 중공사 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.

결 론

본 연구에서는 혈액이 아닌 글리세롤을 이용하여 혈액과의 압력손실에 대한 유사성을 고찰하고자 하였으며, 혈관 내 폐 보조장치를 설계할 때 혈액의 압력손실에 대한 영향을 받지 않는 설계조건을 찾기 위하여 압력손실을 예측할 수 있는 관계식을 유도하였다.

실험결과 뉴우튼 유체인 40%글리세롤 용액을 사용하여 혈관 내 폐 보조장치에서 발생하는 압력손실과 비뉴우튼 유체인 혈액에서의 압력손실은 유사한 결과를 보였다. 그러므로 글리세롤 용액을 이용하여 혈액에서 발생하는 압력손실을 예측할 수 있다. 또한, 중공사의 개수의 변화에 따른 압력손실과 마찰계수를 상수 a 와 b , 상수 α 와 β 를 중공사 충전율과의 상관관계식을 유도하여 예측할 수 있었다. 이와 같은 결과는 매우 중요한 의미를 가지고 있다. 임의의 관로의 직경, 즉 혈관의 직경은 사람에 따라 조금씩 차이가 있으며 혈류 속도도 다르다. 그러므로 삽입되어지는 중공사의 개수는 사람마다 달라야 한다. 그 이유는 혈관 내에 폐 보조장치를 삽입할 때 혈관 내의 압력손실은 15 mmHg이하를 유지하여야 하는 조건을 맞추기 위하여 혈관의 직경과 혈류 속도에 따라 삽입되어지는 중공사의 개수를 결정하여야 하기 때문이다. 또한 압력손실을 예측하기 위한 관계식에 의하여 압력손실을 예측할 수 있어 혈관 내 폐 보조장치 설계를 위한 기초 자료로 활용이 가능하다고 판단된다.

참 고 문 헌

1. Bartlett, R. H., Roloff, D. W., Cornell, R. G., Andrews, A. F., Dillon, P. W. and Zwischenberger, A. B., "Extracorporeal circulation in neonatal respiratory failure: a prospective randomized study", Pediatrics, 4, pp. 479-487, 1985
2. Mortensen, J. D., "An intravenacaval blood gas exchange (IVCBGE) device: a preliminary report", Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, 33, pp. 570-573, 1987
3. Mortensen, J. D., "Intravascular oxygenator: a new

alternative method for augmenting blood gas transfer in patients with acute respiratory failure", Artif. Organs, 16, pp. 75-82, 1992

4. Nodelman, V., Baskaran, H. and Ultman, J. S., "Enhancement of O_2 and CO_2 transfer through microporous hollow fiber by pressure cycling", Annals of Biomedical Engineering, 26, pp. 1044-1054, 1998
5. Federspiel, W. J., Lund, L. W., Bultman, J. A., Warrant, S., Matoney, J., Golob, J. F., Frankowski, B. J., Watach, M., Litwak, P. and Hattler, B. G., "Ex-vivo testing of the intravenous membrane oxygenator (IMO)", ASAIO J., 45, p. 127, 1999
6. Vaslef, S. N., Cook, K. E., Leonard, R. J., Mockros, L. F. and Anderson, R. W., "Design and evaluation of a new low pressure loss implantable artificial lung", ASAIO J., 40, pp. M522-M526, 1994
7. Vaslef, S. N., Mockros, L. F., Cook, K. E., Leonard, R. J., Sung, J. C. and Anderson, R. W., "Computer-assisted design of an implantable intrathoracic artificial lung", Artificial Organs, 18(11), pp. 813-817, 1994
8. Zwischenberger, J. B., Anderson, C. M., Cook, K. E., Lick, S. D., Mockros, L. F. and Bartlett, R. H., "Development of an implantable artificial lung: Challenges and Progress", ASAIO J., 47, p. 316, 2001
9. 김기범, 권대규, 박재관, 정경락, 이삼철, "혈관 내 폐 보조장치 설계를 위한 압력손실 특성 평가", 멤브레인, 13(1), pp. 20-28, 2003
10. 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, pp. 532-535, 2000
11. 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), pp. 27-31, 2002
12. Wickramasinghe, S. R., Kahr, C. M. and Han, B., "Mass transfer in blood oxygenators using blood analogue fluids", Biotechnol. Prog., 18, pp. 867-873, 2002
13. 이삼철, 김기범, "외부흐름 중공사 막형 인공폐의 액체흐름과 압력손실", 의공학회지, 23(1), pp. 27-31, 2000
14. 이삼철, 김기범, 홍성출, 김민호, 정경락, "대체혈액을 이용한 인공폐의 평가에 관한 연구", 의공학회지, 21, 3, pp. 311-320, 2000
15. AAMI Standard: Cardionascular/neurology standards for blood/gas exchanger devices(Oxygenators); 1998
16. ISO/DIS 7199 International Standard: Cardiovascular implantants and artificial organs-blood-gas exchangers, 1996