

혈관 내 폐 보조장치에서의 산소전달속도 예측에 관한 연구

김기범[†] · 나도춘 · 김성중* · 정인수** · 정경락 · 권대규***

[†]전북대학교 공과대학 화학공학부, 공학연구원 공업기술연구센터, *익산대학 환경공업화학과,

한국과학기술정보연구원, *전북대학교 공과대학 생체정보공학부

(2003년 2월 2일 접수, 2003년 3월 2일 채택)

A Study of Prediction of Gas Transfer rate in Intravascular Lung Assist Device

Gi-Beum Kim[†], Do-Chun Na, In-Soo Cheong*, Gyeong-Rak Jheong**, and Tae-Kyu Kwon***

[†]School of Chemical Eng., College of Engineering, Chonbuk National University · Research Center of Institute of Technology,
Engineering Research Institute

*Department of Environmental Engineering & Chemical Technology, Iksan National Collage

**Korea Institute of Science and Technology Information

***Division of Bionics and Bioinformatics, College of Engineering, Chonbuk National University

(Received February 2, 2003, Accepted March 2, 2003)

요약: 본 연구의 목적은 정맥 내 폐 보조장치 설계에 있어서 기체전달을 예측하기 위하여 혈관 내 폐 보조장치를 정맥 내에 삽입하기 전, 여러 가지 설계조건에서 실험적 모델링을 통하여 예측식을 찾고자 시도하였다. 실험결과 중공사 충전율의 함수에 따라 기체전달을 예측할 수 있었다. 실험에 의하여 얻어진 기체전달은 예측식에 의한 기체전달과 유사하여, 식에 대한 신뢰성을 얻을 수 있었다. 그러므로, 중공사의 충전율의 함수에 따라 기체전달을 예측할 수 있으며, 혈관 내 폐 보조장치의 기체전달을 예측하는데 매우 유용하였다.

Abstract: The purpose of this paper was to find out the proper equation to predict the gas transfer rate for designing intravenous artificial lung assist device. The prepared hollow fiber modules were examined under various experimental conditions through experimental modeling before inserted the artificial lung assist device into as venous. As a result, we can estimate the gas transfer as a function of the packing density. The gas transfer obtained from the experiment was similar to that from the equation, confirming the usefulness equation. Therefore, we can conclude the gas transfer of the intravenous artificial lung assist device as a function of the packing density, and this functions are very useful for predicting the gas transfer of the intravenous artificial lung assist device.

Keywords: artificial lung, gas transfer, hollow fiber membrane, dimensionless equation

1. 서론

중공사막은 단위 부피당 유효 막 면적이 다른 형태에 비하여 가장 크고 모듈이 간편하여 사용하기 쉽다는 장점 때문에 산업용 및 의료용으로 널리 사용되고 있다. 의료용 중공사막의 경우, 혈액과 접촉하는 경우가 많은데 혈액과의 접촉을 효과적으로 하기 위하여 이용되며

[1], 특히, 중공사막은 폐의 기능을 일시적으로 대행하는 심폐기에 사용되고 있다. 초기의 심폐기에는 평판형 막을 사용하였으나, 장치의 부피가 크고, 혈액과 막의 접촉이 많기 때문에 혈액이 손상되기 쉽다. 이와 같은 단점을 해결하기 위하여 중공사막을 사용하여 장치의 부피를 작게 하고, 적은 막 단면적으로 혈액과 효과적으로 접촉하고, 혈액의 손상을 줄일 수 있는 방법으로 초기에는 중공사막이 체외순환형 심폐기에 이용되었으나, 장치가 크고, 혈액을 체외로 순환하여야 하며, 수술

[†]주저자(e-mail : kgb70@mail.chonbuk.ac.kr)

시간이 길며 수술비용도 많이 드는 단점이 있다. 현재에는 중공사막을 간단하게 모듈화 하여 체내에 특히 대정맥 내에 삽입하려는 방법이 시도되고 있다[2,3]. 이와 같은 방법들은 한정된 공간 내에 효과적인 산소전달을 하기 위하여 많은 수의 중공사막을 삽입하여야 한다. 그러나, 대정맥의 직경은 사람에 따라 평균 2~3 cm 정도이므로 효과적인 산소전달을 위하여 많은 수의 중공사막을 삽입할 경우 혈액흐름에 방해가 되어 많은 압력손실이 발생하므로 심장에 많은 무리가 발생하고 혈액이 역류하는 현상이 발생하는 문제점이 발생할 수 있다. 그러므로 혈류 흐름에 영향을 주지 않으면서 적은 중공사막으로 효과적인 산소전달을 수행할 수 있는 장치 개발이 요구되고 있다. 본 연구에서 개발하고자 하는 Vibrating Intravascular Lung Assist Device (VIVLAD)는 급성호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS) 환자를 치료하는데 적용하기 위한 폐 보조장치이며 앞에서 언급된 문제를 해결하기 위한 장치이다[4]. 이 장치는 혈액이 정상적으로 기능을 수행할 수 없는 문제의 폐에 도달하기 전에 산소를 흡수하고 이산화탄소를 제거하기 위하여 상대 정맥과 하대 정맥 내에 설치된다[4-6]. 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[7-10]. 그러나 이 장치들은 현재 적용 단계의 복잡성에 기인하여 그 화학적 및 물리적 현상에 대한 완전한 이해가 어려운 실정이다. 이와 같은 장치를 실제 임상에 사용하기 전에 효율적인 산소전달을 위하여 임상에 맞는 장치의 설계가 필요하다[4]. 그 이유는 사람의 혈관은 사람의 나이와 건강상태에 따라 다르므로 사람의 혈관 내 대정맥의 길이가 매우 중요한 변수로 작용하기 때문이다. 그러므로 본 연구에서는 기존의 연구 결과를 통해 산소전달속도를 예측하여 최적의 혈관 내 폐 보조장치를 설계하고자 시도하였다.

2. 이론적 배경

중공사 막을 사이에 두고 기상에서 액상으로 기체흡수를 수반하는 인공 폐에서의 기체흡수과정을 무차원 함수의 형태로 나타내기 위하여 여러 가지 인자들은 몇

개의 무차원군으로 묶을 수 있다. 이 방법으로 얻은 식은 각각의 변수자체가 아니라 무차원군의 조합으로 표현하는 방법은 실제규모장치의 성능 예측에 유용하다 [11]. 그러므로 본 연구에서의 물질전달의 복잡성 때문에 물질전달에 기본식들은 차원해석과 반이론적 유추에 의해 만들어진 경험적 방법들로 실제 활용 할 수 있는 식을 유도할 수 있으며 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$K = N_{Sh}N_{Sc}^{-1/3} = f_1(N_{Re}) \tag{1}$$

여기서, K 는 산소전달속도를 무차원 함수로 나타낸 것이며, N_{Sh} 는 Sherwood number, N_{Sc} 는 Schmidt number, N_{Re} 는 레이놀즈 수이며 이 수들은 유동과정 설계에 있어서 중요한 변수이다.

$$N_{Sh} = \frac{K_c \mathcal{L}}{D_{eff}} = \frac{K_c b d_o}{D(1-p)} (1 + \lambda(P)) \tag{2}$$

$$N_{Sc} = \frac{\nu}{D_{eff}} = \frac{\nu}{D} (1 + \lambda(P)) \tag{3}$$

$$N_{Re} = \frac{Q_b d_o}{(1-p)A_f \nu} \tag{4}$$

여기서, d_o 는 중공사의 외경, A_f 는 용액이 흐를 수 있는 전면 면적, ν 는 용액의 점도, ρ 는 용액의 밀도, \mathcal{L} 는 특성길이($\mathcal{L} = pd/(1-p) = 4r_n$)이며, D_{eff} 는 유효확산계수이다. 그러나 식 (3)과 (4)는 증류수와 같이 뉴우튼 유체에서 적용이 되지만 혈액과 같은 비뉴우튼 유체에 있어서 점도 (μ)가 식 (13)에 따라 변하게 된다[12]. 그러므로 식 (3)과 (4)는 식 (6)과 (7)과 같이 변형된다.

$$\mu = m \left(\frac{2\nu}{d_o} \frac{3n+1}{n} \right)^{n-1} \tag{5}$$

$$N_{Sc} = \frac{m}{\rho D} \left(\frac{2\nu}{d_o} \frac{3n+1}{n} \right)^{n-1} (1 + \lambda(P)) \tag{6}$$

$$N_{Re} = 8 \left(\frac{d_o^n \nu^{2-n} \rho}{m} \right) \left(\frac{n}{6n+2} \right)^n \tag{7}$$

여기서, m 과 n 은 멱수법칙의 상수이다. 상수 m 과 n 은 비뉴우튼 유체의 고유 상수값으로 혈액의 경우 헤마토

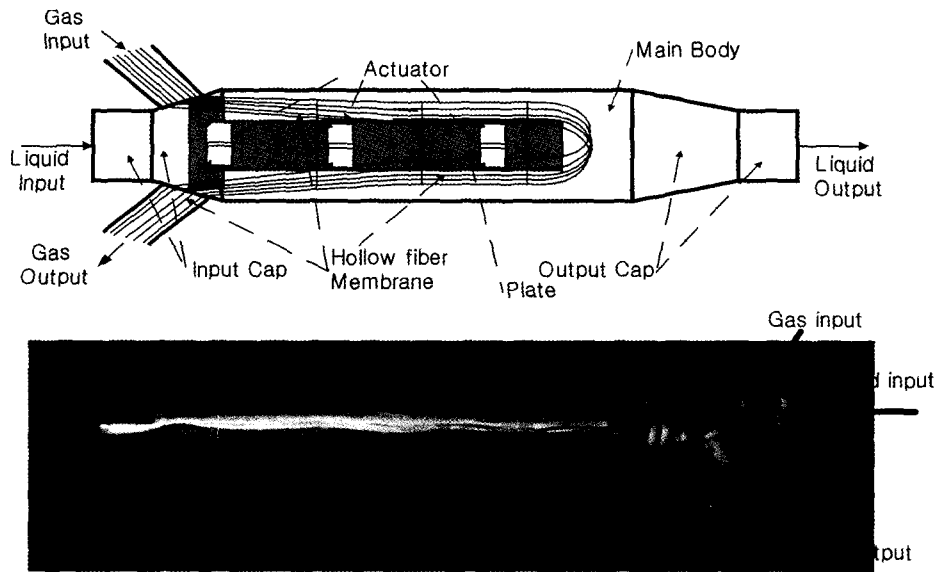


Fig. 1. Test module of VIVLAD.

크릿의 농도에 따라 변하게 된다. 따라서 본 연구에서는 혈액의 헤마토크릿의 농도가 35%이므로 m 과 n 은 0.022, 0.79이다[13].

길이-평균 무차원 산소전달 속도 $\langle |K| \rangle$ 는 N_{Re} 에 대하여 도식화할 수 있으며 식 (1)은 다음 식과 같이 정리할 수 있다.

$$\langle |N_{Sh} N_{Sc}^{-1/3}| \rangle = \alpha N_{Re}^\beta \quad (11)$$

만일 α 와 β 가 상수이면 식 (10)은 길이-평균값 $\langle |K| \rangle = \alpha N_{Re}^\beta$ 에 적용되고, $\langle |K| \rangle$ 대 N_{Re} 의 log-log 플로팅에서 α 는 절편이며, β 는 기울기이다. 여기서 α 와 β 는 중공사 막형 폐의 기하학적 구조, 즉 중공사의 충전율(packing density, p^*)에 따라 변하는 상수이다. 상수 α , β 는 장치의 특성값으로 실험에 의하여 결정되어 진다. 이들 상수들은 삽입되는 중공사막의 수와 배열 삽입되어지는 관의 직경 등에 따라 변하는 변수들이다. 본 연구에서는 상수 α , β 를 장치의 중공사 충전율과의 관계를 선형적으로 나타내어 상관관계를 유도할 수 있으며 임의의 중공사 충전율에서의 α , β 를 결정할 수 있으며 용액에 전달되는 산소의 양을 예측할 수 있다.

3. 실험방법

자체 제작한 중공사막 모듈의 모형을 Fig. 1에 나타

내었다. 모듈은 3 cm의 아크릴관에 중공사 개수를 100, 300, 450, 675개를 사용하였으며, 중공사의 길이가 120 cm, U자 형태가 되도록 설계하였다. 가진 장치는 Fig. 1에서 나타낸 것과 같이 U자 형태의 중공사 가운데에 판을 연결하고 그 판에 가진 장치를 연결하였다. 또 가진 장치에서 발생하는 진동결과를 측정하기 위하여 압전 센서를 부착하여 Dspace 사의 1104보드로 신호를 얻어 컴퓨터 상에서 실시간으로 신호처리를 하여 가진 정도 및 주파수 특성을 실시간으로 분석하였다. 중공사는 약 380 μm OD와 50 μm 두께의 미세다공성 폴리프로필렌 막(Oxyphane, Enka, Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4 μm 이며 기공도는 약 45%를 차지한다.

중공사 모듈의 산소전달을 측정하기 위하여 Fig. 2와 같이 구성하였다. 사용된 용액은 3차 증류수와 소의 혈액을 사용하였으며 용액의 온도는 37°C를 유지하였고 혈액에 대한 산소전달량을 측정하기 위하여 i-Stat Portable Blood Gas/Electrolyte Analyzer (i-Stat Co., East Windsor, NJ, USA)를 사용하여 측정하였다. 용액의 유량은 1~6 l/min으로 하였다.

4. 결과 및 고찰

Fig. 3은 여러 가지 중공사 모듈에서 증류수의 유속 변화에 따른 산소전달속도를 나타낸 그림이다. 증류수를 사용하였을 때 헤모글로빈의 농도는 '0'이 되어 산소

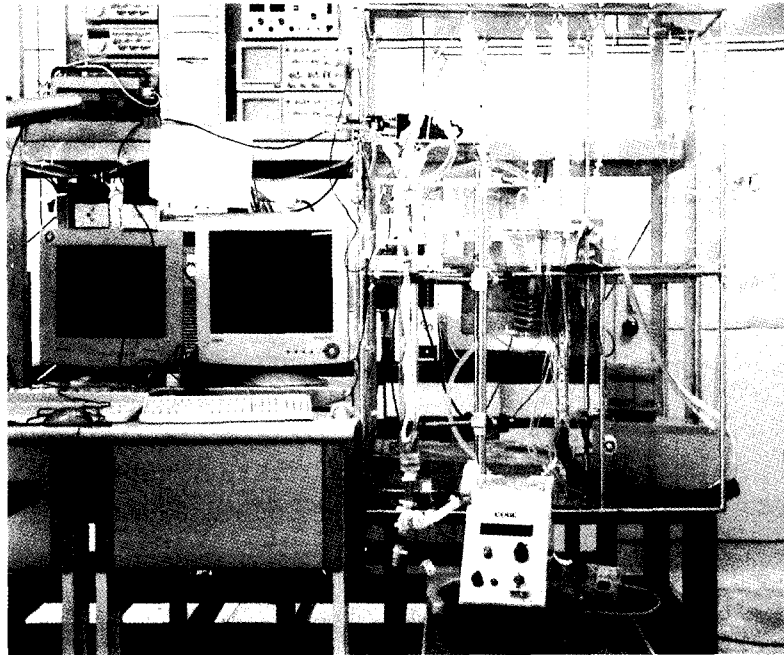


Fig. 2. Photograph of the experimental loop for gas performance tests.

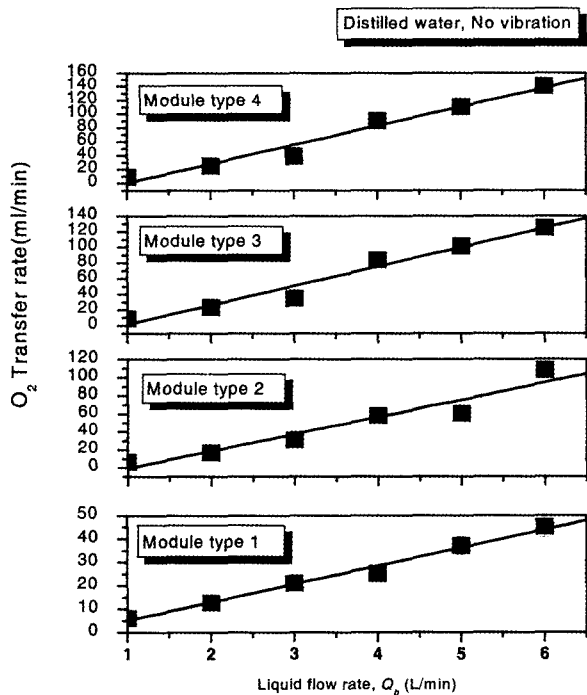


Fig. 3. Oxygen transfer rate for VIVLAD of various module types, and liquid flow rate varied, using distilled water at no vibration.

전달속도는 증류수의 산소용해도(k), 용액의 흐름속도 (Q_b)와 산소 분압차(ΔP)에 의하여 결정되어진다. 실험

결과 용액의 흐름속도가 증가하면 산소전달속도는 증가함을 확인할 수 있었으며, 증공사의 개수가 증가하면 산소전달속도는 증가함을 확인할 수 있었다. 증류수에 대한 산소전달은 증류수의 온도에 따라 크게 의존하므로[14] 실험에서는 증류수의 온도를 사람의 체온과 유사한 37°C를 유지하였다. 그러나 증류수의 온도가 낮아지면 증류수에 대한 산소의 용존산소량은 증가하여 산소전달은 증가하지만, 온도가 높아지면 용존산소량은 감소하여 산소전달은 감소하였으며 이와 같은 현상은 기존의 연구에서 증명된 사실이다[15].

Fig. 4는 여러 가지 증공사 모듈에서 혈액의 유속 변화에 따른 산소전달속도를 나타낸 그림이다. 실험결과 혈액의 유속이 증가하면 산소전달속도는 증가함을 확인할 수 있었으며, 산소전달속도는 유속의 변화에 따라 1차 함수의 형태로 증가함을 확인할 수 있었다. 그러나 혈액의 헤모글로빈의 농도와 산화헤모글로빈의 포화도 차이에 따라 산소전달속도는 다르게 나타날 수 있다. 그 이유는 헤모글로빈의 농도에 따라 산소의 포화도는 다르게 나타나기 때문이다. 실험에서는 헤모글로빈의 농도는 12 g/mL로 고정된 상태에서의 산소전달속도를 나타낸 결과이다. 그러나 실험에 사용되어진 혈액의 헤모글로빈의 농도가 변하게 되면 산소전달속도는 변하게 된다. 이와 같은 연구는 기존의 연구에서 확인되었

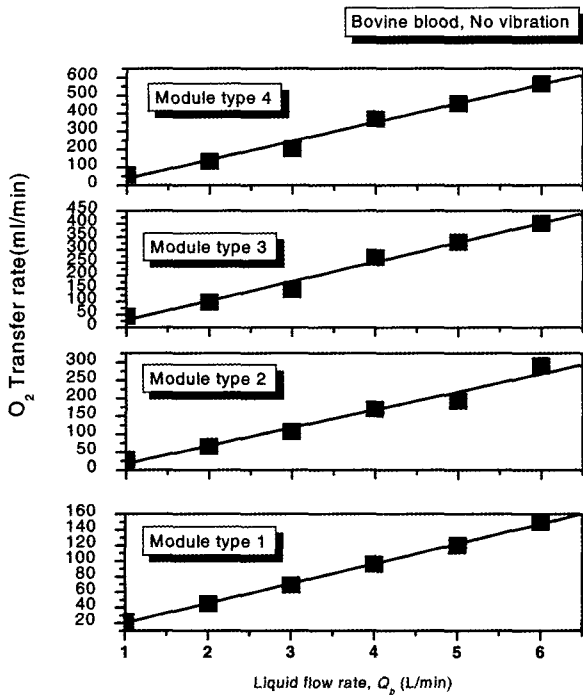


Fig. 4. Oxygen transfer rate for VIVLAD of various module types, and liquid flow rate varied, using bovine blood at no vibration.

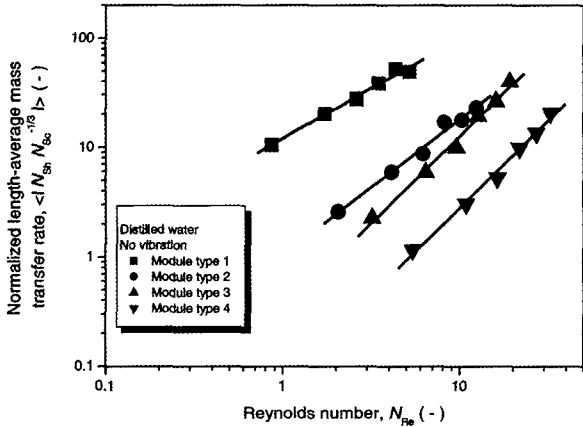


Fig. 5. Oxygenation performance of VIVLAD of various module types, using distilled water at no vibration.

다[15,16]. 증류수에 대한 산소전달은 물리적 결합이지만, 혈액에 대한 산소전달은 혈액 내의 혈장과 헤모글로빈에 대한 화학적 현상에 의하여 전달되기 때문이다 [14].

Fig. 5와 6은 여러 가지 증공사 모듈에서 증류수와 혈액의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 물질전달속도와 의 관계를 나타낸 그림이다. Fig. 5는 증류수를 사용하

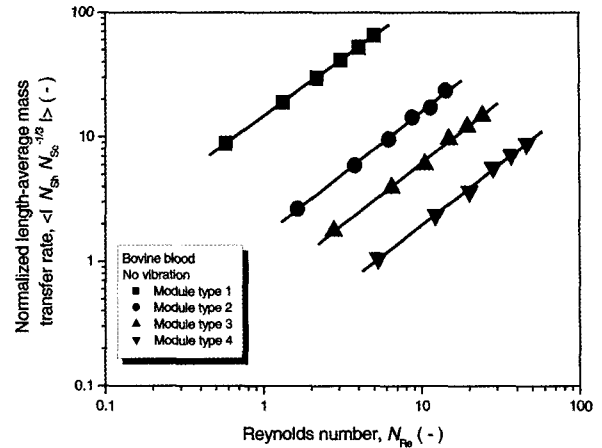


Fig. 6. Oxygenation performance of VIVLAD of various module types, using bovine blood at no vibration.

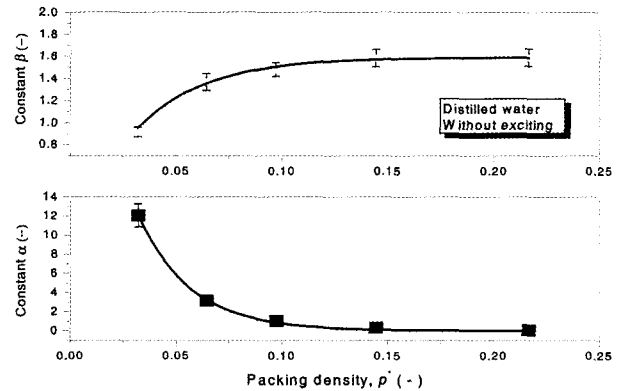


Fig. 7. Variation of constant α and β with packing density for the VIVLAD using.

였을 때이며, Fig. 6은 혈액을 사용하였을 때의 관계를 나타낸 그림이다. 그림에서 동일한 증공사 모듈에서 레이놀즈 수가 증가하면 표준 길이-평균 물질전달속도는 증가하는 경향을 보여주고 있다. 또한 동일한 레이놀즈 수에서 증공사 개수가 증가하면 표준 길이-평균 산소전달속도는 감소하는 경향을 보여주고 있다. 플로팅은 1 차 함수로 나타내었으며 기울기는 상수 α 를 나타내며, 절편은 상수 β 를 나타낸다. 그림에서 증공사 충전율에 따른 상수 α 를 선형적으로 나타낼 때 Fig. 7과 8과 같은 경향을 얻을 수 있었다. 그림에서 상수들의 변화를 증공사 충전율의 변화에 따라 수식화 하였을 때, 식 (12)~(15)와 같은 식으로 나타낼 수 있다. 식 (12)는 증류수일 때, 식 (13)은 혈액일 때의 상수 α 를 나타낸 식이며, 식 (14)는 증류수일 때, 식 (15)은 혈액일 때의 상수 β 를 나타낸 식이다. 각각의 식을 식 (11)에 대입하

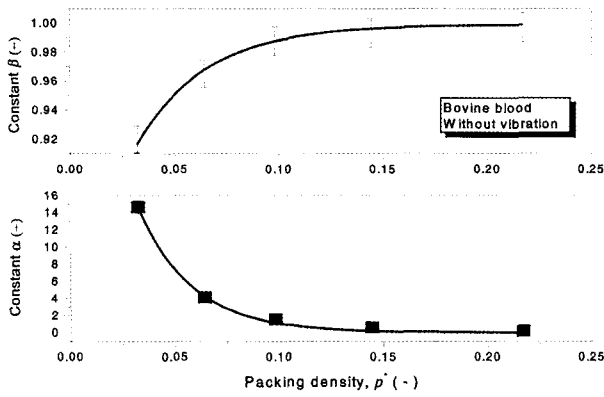


Fig. 8. Variation of the constant α and β with the packing density for the VIVLAD using bovine blood at without exciting.

였을 때 식 (16)과 (17)로 나타낼 수 있었다. 식 (16)은 증류수를 사용하였을 때이며 식 (17)은 혈액을 사용하였을 때를 나타낸 식이다.

$$\alpha = 0.172 + 46.404e^{-\rho^*/0.024} \text{ for distilled water (12)}$$

$$\alpha = 0.387 + 54.389e^{-\rho^*/0.024} \text{ for blood (13)}$$

$$\beta = 1.513 - 19.05e^{-\rho^*/0.01} \text{ for distilled water (14)}$$

$$\beta = 1 - 0.225e^{-\rho^*/0.03} \text{ for blood (15)}$$

$$\langle |N_{Sh} N_{Sc}^{-1/3}| \rangle = \frac{(0.172 + 46.404e^{-\rho^*/0.024})}{N_{Re}^{(1.513 - 19.05e^{-\rho^*/0.01})}} \text{ (16)}$$

for distilled water

$$\langle |N_{Sh} N_{Sc}^{-1/3}| \rangle = \frac{(0.387 + 54.389e^{-\rho^*/0.024})}{N_{Re}^{(1 - 0.225e^{-\rho^*/0.03})}} \text{ (17)}$$

for blood

Fig. 9는 각각의 모듈에서의 관계식에 의하여 얻어진 상수 α 와 β 에 따라 증류수와 혈액에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달속도의 관계를 나타낸 그림이다. 그림에서 직선(—)은 증류수를 사용하였을 때이며, 점선(⋯)은 혈액을 사용하였을 때를 나타낸 것이다. 증류수와 혈액에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달속도의 관계를 비교하였을 때 레이놀즈 수가 0.7

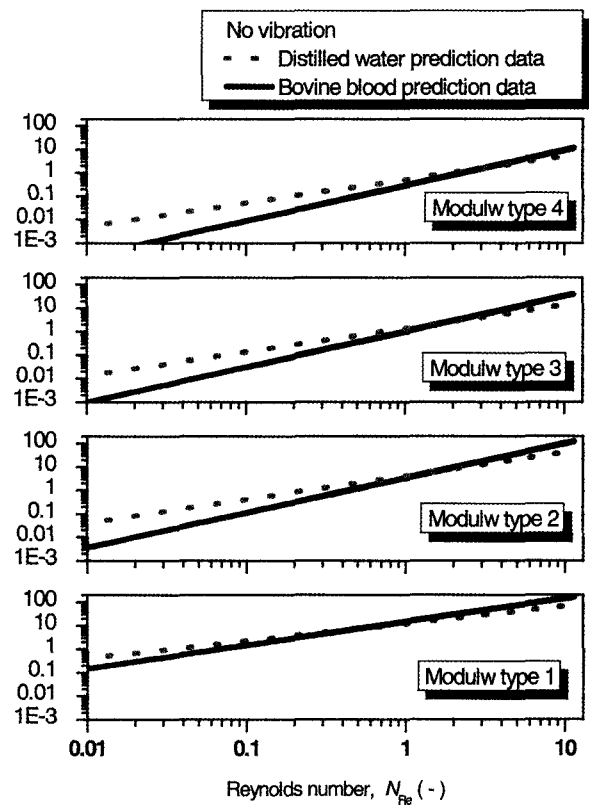


Fig. 9. Comparison of the distilled water prediction data with bovine blood prediction data for the various module types with flow rate varied.

이하에서는 증류수와 혈액이 차이가 있다. 그러나 0.7에서 7일 때는 증류수를 사용하였을 때와 유사한 경향을 보였다. 이와 같은 결과는 Vaslef [16]의 결과와 유사한 경향을 보여주고 있다. 그러나 Wickramasinghe 등은 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달속도의 관계는 동일하다고 보고하였다[13]. 두 연구에서 결과와 본 연구에서의 결과를 비교하였을 때 Wickramasinghe 등의 실험에서는 유체들을 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체로만 구분하여 실험하였으며 비뉴우튼 유체를 먹수법칙에 의하여 유체의 점도와 레이놀즈 수를 변형하여 표현하였다. 또한 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체에서의 확산계수(D)가 동일하므로 뉴우튼 유체와 비뉴우튼 유체들에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달속도의 관계가 동일하게 나타났다. 그러나 Vaslef의 결과와 본 연구에서의 결과를 비교하였을 때, 증류수는 뉴우튼 유체이고, 혈액은 비뉴우튼 유체이다[17]. 이 두 유체에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달속도의 관계가 동일하여

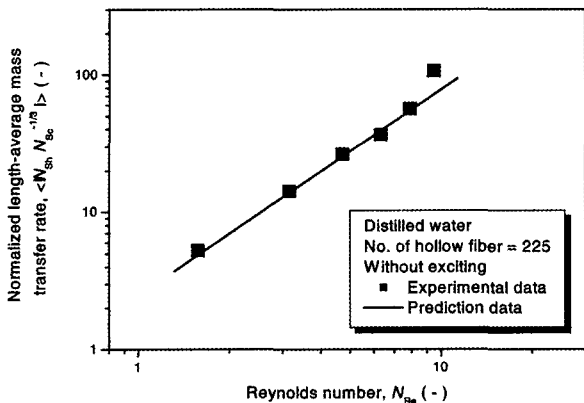


Fig. 10. Comparisons between the prediction data and the experimental data for the number 225 of hollow fiber with flow rate varied using distilled water at 37°C at without exciting.

야 하지만, 두 유체의 확산계수는 차이가 있다. 혈액의 확산계수(D)는 37°C일 때 세포성분은 $D_c=1.02 \times 10^{-5}$ cm²/sec, 플라즈마는 $D_p=2.18 \times 10^{-5}$ cm²/sec이며, 증류수에서의 확산계수(D)는 2.84×10^{-5} cm²/sec이므로 차이가 있다 [18]. 그러므로 비뉴우튼 유체인 혈액과 뉴우튼 유체인 증류수에서의 레이놀즈 수와 표준 길이-평균 산소전달 속도의 관계가 동일하다고 판단하기가 어렵다. 그러나 비뉴우튼 유체인 혈액의 점성과 Schmidt 수를 역수법칙에 의하여 변형하였을 때 앞에서 언급한 결과를 얻을 수 있으며 증류수를 사용하여 혈액에서의 산소전달 특성을 예측할 수 있었다. 혈액은 비뉴우튼 액체인 반면에 물은 뉴우튼 유체이다. 뿐만 아니라 산소는 혈장으로 확산하고 헤모글로빈과 결합하는 반면 물에서 산소의 결합은 일어나지 않는다. 따라서, 좀 더 정교한 상호관계가 기체 흐름에서 혈액으로의 실제 산소전달 속도를 예측하기에 필요한 반면에, 여기에서 개발된 무차원의 물질전달 상호관계들은 혈관 내 폐 보조장치를 설계할 때 사용될 수 있다.

Fig. 10과 11은 중공사 수가 225개일 때 증류수와 혈액의 레이놀즈 수 변화에 따른 표준 길이-평균 물질전달속도를 식 (16)과 (17)을 이용하여 예측한 결과와 실험에 의하여 얻어진 표준 길이-평균 물질전달속도와 비교한 결과이다. Fig. 10은 증류수를 사용하였을 때의 관계를 나타낸 그림이며, Fig. 11은 혈액을 사용하였을 때의 관계를 나타낸 그림이다. 각각의 그림에서 실험에 의하여 얻어진 표준 길이-평균 물질전달속도(■)와 식 (16)과 (17)을 이용하여 얻어진 표준 길이-평균 물질전

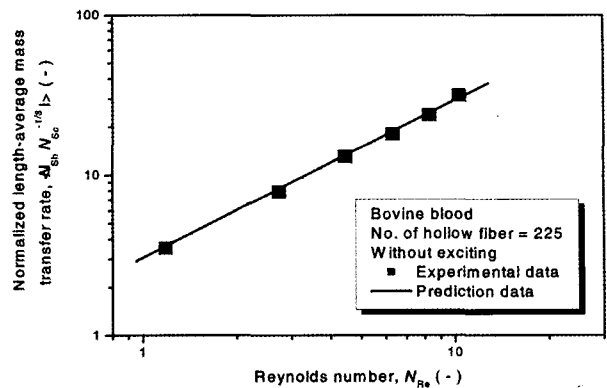


Fig. 11. Comparisons between the prediction data and the experimental data for the number 225 of hollow fiber with flow rate varied using bovine blood at 37°C at without excitin.

달속도(—)와 유사한 경향을 보이고 있다. 그러므로 식 (16)과 (17)을 이용하여 임의의 중공사 충전율에서 표준 길이-평균 물질전달속도를 예측할 수 있으며, 예측한 결과는 실험에 의한 결과와 유사한 경향을 보이므로 증류수에 대한 임의의 중공사 충전율에서 표준 길이-평균 물질전달속도를 식 (16)과 (17)을 이용하여 예측할 수 있다. 이와 같은 결과를 통하여 실험에 의하여 얻어진 관계식을 이용하여 임의의 중공사 수의 변화에 따라 신뢰성이 ±3% 이내를 갖는 산소전달을 예측할 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 기존의 혈관 내 폐 보조장치들에서 문제점으로 지적되고 있는 산소전달에 대한 문제점에 있어서 효과적인 산소전달을 위한 새로운 진동형 혈관 내 폐 보조장치를 설계하고자 시도하였다. 본 연구의 실험 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

혈관 내 폐 보조장치에서의 증류수에 대한 산소전달 특성을 이용하여 무차원 함수를 유도할 수 있었다. 유도되어진 식을 이용하여 혈액에서의 산소전달 특성을 계산한 결과는 실험에 의하여 얻어진 결과와 비교하였을 때 유체의 레이놀즈 수가 0.7에서 7사이에서 유사한 경향을 보이고 있다. 그러므로 뉴우튼 유체인 증류수를 사용하여 비뉴우튼 유체인 혈액에서의 산소전달속도를 예측할 수 있었다. 또한 레이놀즈 수, 산소전달속도와 가진 주파수에 따른 상관관계식을 장치의 중공사 충전

율의 변화에 따라 유도되어진 관계식을 이용하여 가진 주파수의 변화에 따른 산소전달속도를 예측할 수 있으므로 관계식에 대한 신뢰성을 얻을 수 있었다.

감사의 글

이 논문은 전북대학교 부설 공학연구원 공업기술연구센터 지원에 의해 이루어졌습니다.

참 고 문 헌

1. 김성수, 김재진: “의료용 증공사막”, *고분자과학기술*, **7(2)**, 148 (1996).
2. 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).
3. J. B. Zwischenberger, C. M. Anderson, K. E. Cook, S. D. Lick, L. F. Mockros, and R. H. Bartlett, “Development of an Implantable Artificial Lung: Challenges and Progress”, *ASAIO J.*, **47**, 316 (2001).
4. 김기범, 권대규, 박재관, 정경락, 이삼철, “혈관 내 폐 보조장치설계를 위한 압력손실 특성 평가”, *멤브레인*, **13(1)**, 20-28 (2003).
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. 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).
7. V. Nodelman, H. Baskaran, and J. S. Ultman, “Enhancement of O₂ and CO₂ transfer through microporous hollow fiber by pressure cycling”, *Annals of Biomedical Engineering*, **26**, 1044-1054 (1998).
8. 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).
9. 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).
10. 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).
11. W. L. McCabe, J. C. Smith, and P. Harriott, *Unit Operation of Chemical Engineering*(5th ed.), New York, McGraw-Hill Inc (1993).
12. W. L. Beek, K. M. K. Muttzell, and van J. W. Heuven, *Transport Phenomena* (2th ed.), John Wiley & Sons (ASIA) PTE LTD, Singapore (1999).
13. S. R. Wickramasinghe, C. M. Kahr, and B. Han, “Mass Transfer in Blood Oxygenators Using Blood Analogue Fluids”, *Biotechnol. Prog.*, **18**, 867 (2002).
14. S. Katoh and F. Yoshida, “Rate of blood oxygenation in flat plate membrane oxygenator”, *Chem. Eng. J.*, **3**, 51 (1972).
15. L. M. L. Nollet, *Handbook of water analysis: Chemical parameter's by de Medina, H. L., N. Y.*, Darcel Dekker (2000).
16. S. N. Vaslef, *Analysis and Designs of an Intravascular Lung Assisst Device*, Ph. D. dissertation (1990).
17. 이택수, *유체역학*(12판), 서울, 동명사 (1999).
18. V. T. Ciuryla, Oxygen diffusion in human blood plasma, Ph. D. dissertation, Northwestern University (1971).