

## 중공사막에서의 물질전달 특성에 관한 연구

김기범<sup>†</sup> · 김중석\* · 김중수\* · 유일수\* · 이왕로\* · 김성종\*

전북대학교 공과대학 생체정보공학부, \*익산대학 환경공업화학과  
(2004년 5월 20일 접수, 2004년 6월 20일 채택)

### A Study on the Characteristics of Mass Transfer in Hollow Fiber Membranes

Gi-Beum Kim<sup>†</sup>, Jeong-Seok Kim\*, Jong-Soo Kim\*, Il-Soo You\*, Wang-Ro Lee\*, and Seong-Jong Kim\*

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

\*Dept. of Environmental Engineering & Chemical Technology, Iksan National Collage

(Received May 20, 2004, Accepted June 20, 2004)

**요약:** 본 연구는 호흡부전환자를 위한 진동형 혈관 내 폐 보조장치를 사용하여 산소전달효율을 향상시키기 위한 연구이다. 유량은 펌프와 유량을 사용하여 조정하였다. 가진 장치는 압전 진동자, 함수 발생기와 전력 증폭기로 구성하였다. 기체의 유량은 120 cm 길이의 중공사를 통하여 6 L/min까지 하였으며 압전 진동자로 가진 하였다. PVDF 센서와 FRF를 사용하여 VIVLAD에서 발생하는 주파수를 검출하였다. 실험결과, 최대 진폭이 발생하고 중공사막에 진동이 전달되어 최대 산소전달속도가 발생함을 확인할 수 있었다. 이 최대 진폭은 다양한 유속과 각각의 모듈에서 35 Hz 영역에서 발생함을 확인할 수 있었다.

**Abstract:** This paper presents the enhancement of oxygen transfer efficiency using vibrating intravascular lung assist device (VIVLAD) for patients having chronic respiratory problems. The flow rate was controlled by the pump and monitored by a built-in flow meter. The vibration apparatus was composed of a piezo-actuator, a function generator, and a power amplifier. Gas flow rates of up to 6 L/min through the 120-cm-long hollow fibers have been achieved by exciting a piezo-actuator. The output PVDF sensor and FRF (frequency response function) were investigated by various frequency in VIVLAD. As a result, the maximum oxygen transfer rate was found to occur with maximum amplitude and the transfer of vibration to the hollow fiber membranes. It was excited by the frequency band of 35 Hz at various distilled water flow rates, and various module types.

**Keywords:** artificial lung, gas transfer, hollow fiber membrane, vibration method, piezo-actuator

### 1. 서론

혈관 내 폐 보조장치(Intravascular Lung Assist Device, IVLAD)는 급성호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS) 환자를 치료하는데 자연적인 혈액흐름을 이용한 부분적인 호흡보조장치로 사용되고 있으며, 최근 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다[1-3]. 자연적인 혈액흐름을 이용하는 호흡보조장치는 대정맥 내에 삽입되어지는데 이 대정맥의 직경은 2~3 cm 정도

로 많은 수의 중공사를 삽입하기는 곤란하다. 또한 중공사와 용액이 접촉시 중공사의 표면과 용액 사이에는 유속이 '0'이 되는 정체층이 발생하여 산소전달에 장애 원인이 된다.

최근 인공 폐에 적용하기 위해서 압전재료를 이용한 진동형 보조장치가 연구되고 있으며[4], 인공생체 기기의 거동을 분석하고 이를 적용하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있는 실정이다. 인공 폐의 경우, 현재에도 폐의 기체교환 장애로 인한 ARDS 환자에게 장기간 호흡을 보조하기 위하여 체외순환 막형 인공 폐(extra-corporeal membrane oxygenator, ECMO)라는 체외순환

<sup>†</sup>주저자(e-mail : kgb70@chobuk.ac.kr)

장치에 관한 연구가 진행되고 있다[5,6]. 최근에는 체내 삽입 기체 교환장치의 개발이 진행되고 있는데, 부분적인 호흡보조에 사용하기 위하여 활발하게 연구가 진행되고 있는 실정이다[7-9]. 이제까지 막산화기의 산소전달 능력을 향상하는 것에 대하여 가장 성공적인 것은 유체의 압력 맥동을 적용한 Hattler와 Federspiel, 등[6-9]이 개발한 Hattler Respiratory Support Catheter 이다. 이는 1984년에 혈관 내 중공사막(hallow fiber membrane: HFM) 폐 보조장치로 동물 시험에 적용하였다. 그러나, 이는 체내 삽입시 Ballon 타입으로 압력강하가 크게 발생하며 높은 주파수까지 진동특성을 분석할 수 없는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 한정된 공간에 적은 수의 중공사를 삽입하여 혈관 내 폐 보조장치에서의 효과적인 산소전달을 위하여 압전재료의 진동기법을 이용한 이동장 내에서의 물질전달 향상을 시도하였다. 또한 진동기법을 이용하였을 때 진동특성에 따라 산소전달이 어떻게 변하는가를 파악하였다.

## 2. 이론적 배경

### 2.1. 산소전달 방정식

혈관 내 폐 보조장치에서의 산소와 이산화탄소의 전달속도는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$O_2 \text{ content (vol\%)} = \frac{Hb \times 1.34 \times \% O_2 \text{ saturation}}{100} \times P_{O_2} \times 0.003 \quad (1)$$

$$O_2 \text{ transfer rate (mL/min)} = (C_{aO_2} - C_{vO_2}) \times \text{blood flow rate} \quad (2)$$

$$\text{Total } CO_2 \text{ (mmol/L)} = HCO_3^- + 0.03 \times P_{CO_2} \quad (3)$$

여기서,  $H_b$ 는 헤모글로빈(g/dL)이고  $P_{O_2}$ 는 산소의(mmHg) 부분 압력이다. 1.34 mg는 산소가 헤모글로빈의 1 mg에 의해 운반될 수 있는 산소의 양이며 0.003 mL는 각각 1 mmHg씩 용해할 수 있는 산소의 양이다.  $C_{aO_2}$ 는 동맥에서의 산소 함유량이고  $C_{vO_2}$ 는 정맥에서의 산소 함유량이고 혈액 흐름량은 펌프 흐름량(L/min)으로 표현된다.  $HCO_3^-$ 은 혈장의 비탄산이온의 농도(mmol/L)이다.

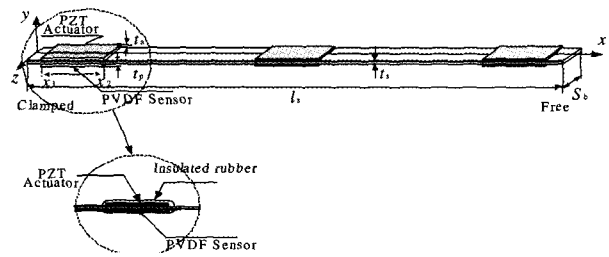


Fig. 1. Configuration of a cantilevered composite beam with piezo-film sensor and piezo-ceramic actuator.

### 2.2. 진동 방정식

압전재료(piezoelectric materials)는 인공 생체 기기에서 센서와 액추에이터(actuator)로 작용하므로 부가적인 액추에이터와 센서(sensor)를 사용하지 않고도 직접 인공 생체장치에 부착하여 미세한 진동을 발생시킬 수 있는 장점을 가지고 있다.

본 연구의 테스트 모듈은 단순지지 보에 압전 감지기로써 PVDF, 작동기로써 PZT 세라믹을 사용하였으며, 전체 개략도는 Fig. 1과 같다. 압전재료는 등방성을 가정하고, 복합재 보는 순수 굽힘을 받는 Bernoulli-Euler 보로 가정하면, PVDF의 순방향 압전 효과에 의하여 전하량에 관한 식 (4)를 구할 수 있다[10,11].

$$q(t) = \int_A D_i n_i dA = \int_{x_1}^{x_2} Y_p y_c d_{31} b \frac{\partial^2 y(x, t)}{\partial x^2} dx = Y_p y_c d_{31} b [y'(x_2) - y'(x_1)] \quad (4)$$

여기서,  $b$ 는 압전재료의 폭,  $D_i$ 는 전기적 변위,  $y_c$ 는 센서에서 축까지의 거리,  $Y_p$ 는 압전재료의 young's modulus이며  $y'(x)$ 는 정규화된 빔의 모달함수이다.

작동기에 의하여 발생하는 모멘트는 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다[10,11].

$$M(t, x) = K_a v_a(t) [y'(x_2) - y'(x_1)] \quad (5)$$

여기서,  $K_a = \frac{1}{2} b d_{31} Y_p (t_a + t_s)$ 이며 PZT의 상수이다. 이러한 PZT 액추에이터에 전압을 인가함으로써 압전 재료를 이용한 가진 장치의 작동기에 부착된 PZT 액추에이터로부터 모멘트가 발생하여 유동장 상태에서 중공사로 묶여진 보를 가진시킨다. PZT 액추에이터에 DC 전압을 인가하고 각각의 인가전압의 증폭과 주파수를 변화시키면서 유동장 상태에서 나오는 PVDF 센

**Table 1.** Properties of Materials

Property	PVDF	PZT
$\rho(\text{kg/m}^3)$	$1.78(\times 10^3)$	1.48
$d_{31}(\text{pC/N})$	23	-
$g_{31}(10^{-3}\text{Vm/N})$	216	-
E(GPa)	2	5.0
$\nu_{12}$	-	0.31

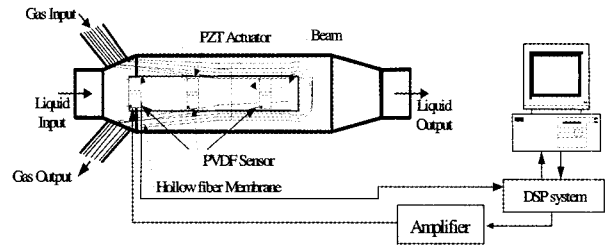
**Table 2.** Dimensions of Hollow Fiber Modules

	No. of hollow fiber membrane	Packing density	Frontal area (cm <sup>2</sup> )
Type 1	100	0.03	6.84
Type 2	200	0.06	6.61
Type 3	300	0.10	6.39
Type 4	450	0.14	6.05
Type 5	675	0.22	5.54

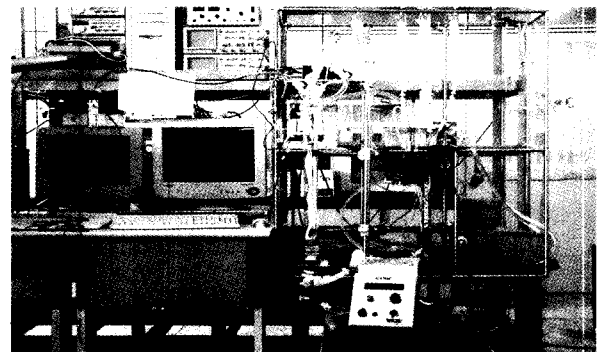
서로부터의 출력신호를 검출하고 그에 따른 주파수 해석을 고찰하였다. 그리고, 적용 가능한 폐 보조장치의 산소전달 효율에 대한 유동실험을 수행하였다.

### 3. 실험방법

진동형 중공사 모듈의 산소전달을 측정하기 위하여 용액의 압력손실을 측정할 장치와 동일한 장치에서 측정하였다. 용액의 온도는 37°C를 유지하였다. 유속의 변화와 진동주파수의 변화에 따라 6시간 동안 측정하였으며, 1시간 간격으로 혈액을 채취하여 산소전달량과 혈액의 손상도를 AAMI/ISO, ASTM의 규정에 따라 측정하였다. 모듈을 가진하기 위하여 dSPACE사의 DSP 시스템(DSP TMS320C 40)을 이용하여 가진 입력전압을 생성하였으며, 고전압증폭기(Model SQV 3/150, Piezochanik Dr. L. Pickelmann GmbH)를 이용하여 전압을 증폭시키고 가진장치(압전재료)의 특성상 입력전압을 DC 50 V OFFSET 시킨 후 PZT 액추에이터에 0~50 Hz까지 대역을 갖는 정현파 가진 입력 전압을 인가하였다. 또한 감지기에서 검출된 신호는 입력 임피던스가 높기 때문에 버퍼기능을 가지는 증폭기, 감지기에서 검출되는 신호는 증폭기와 60 Hz의 전원노이즈를 제거하기 위하여 노치 필터를 사용하였으며 제거된 입력신호는 DSP시스템을 통하여 실시간 측정되



**Fig. 2.** Experimental set-up for the vibration measurements of test module VIVLAD.



**Fig. 3.** Photograph of the experimental loop for gas performance tests.

었다. 자체 제작한 중공사막 모듈의 모형은 Fig. 2에 나타내었다. 모듈은 3 cm의 아크릴판에 중공사 개수를 Table 1에 나타낸 것과 같이 여러 개의 중공사를 사용하였으며, 중공사의 길이가 120 cm, U자 형태가 되도록 설계하였다. 가진 장치는 Fig. 2에서 나타낸 것과 같이 U자 형태의 중공사 가운데에 판을 연결하고 그 판에 가진 장치를 연결하였다. 또 가진장치에서 발생하는 진동결과를 측정하기 위하여 압전센서를 부착하여 Dspace사의 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, Co. Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4 μm이며 중공사 표면의 약 45%를 차지한다.

진동형 중공사 모듈의 산소전달을 측정하기 위하여 Fig. 3과 같이 구성하였다. 사용된 용액은 3차 증류수를 사용하였으며 용액의 온도는 37°C를 유지하였고 산소 전달량을 측정하기 위하여 용존 산소량계를 사용하여 측정하였다. 용액의 유량은 1~6 L/min으로 하였으며 중공사는 0~50 Hz의 주파수로 가진 하였다.

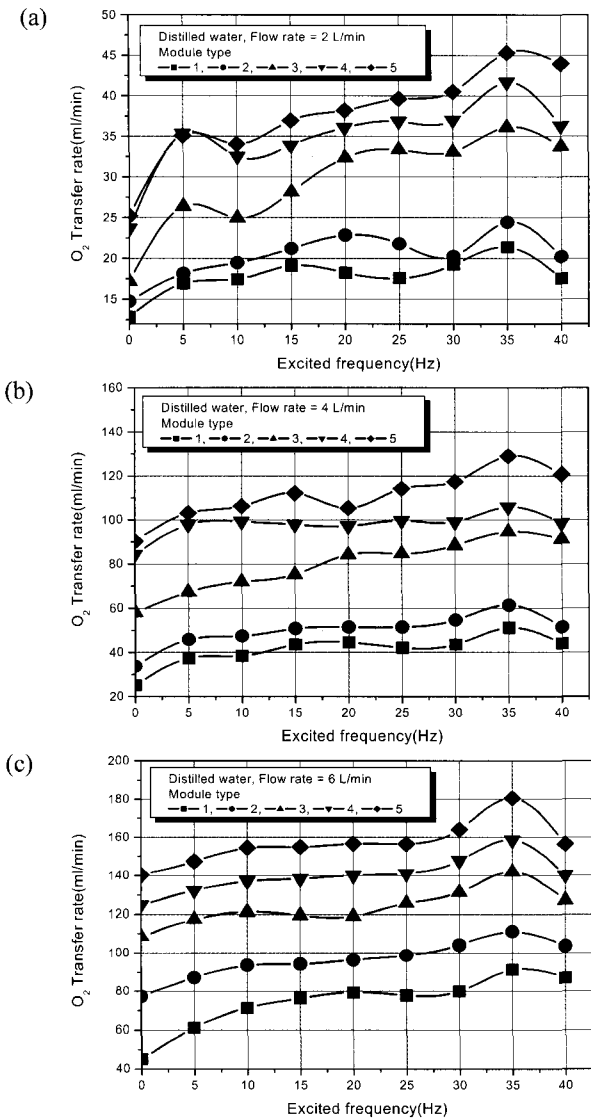


Fig. 4. Oxygen transfer rate for the test modules, of various hollow fiber membrane module types, and liquid flow rate varied, using distilled water at various excited frequencies.

4. 결과 및 고찰

Fig. 4는 가진 주파수의 변화에 따라 각각의 모듈에서 전달되는 산소전달 속도를 나타낸 그림이다. 그림에서 알 수 있듯이 가진 주파수가 증가하면 압전 재료의 진동효과에 의해서 산소전달속도는 증가하는 경향을 보여주고 있다. 그림에서 알 수 있듯이 액체의 부피유량이 일정할 때 각각의 모듈들에서 가진 주파수가 35 Hz 영역에서 최대산소전달속도를 나타내고 있다.

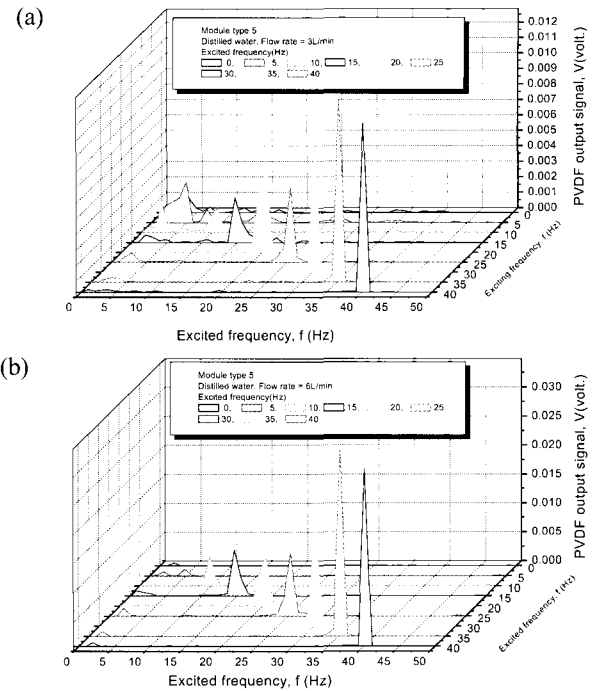


Fig. 5. Relationship between excited frequency and amplitude of PVDF sensor output for various excited frequencies.

또한 액체의 부피유량이 증가하여도 가진 주파수가 35 Hz 영역에서 최대산소전달속도를 나타내고 있다. 그러나 가진 주파수가 2~3 Hz 영역에서 발생하는 신호는 장치에서 발생하는 고유진동으로 액체가 흐를 때 입구와 출구에서 확대 또는 축소에 의하여 나타나는 유동현상에 따른 신호임을 확인할 수 있었다.

Fig. 5는 가장 높은 산소전달속도를 나타내는 모듈 5에서 유속의 변화에 따른 전압 신호의 특성을 나타낸 그림이다. 그림에서 우리가 확인할 수 있었던 사실은 액체의 유속이 변화하여도 가진 주파수가 35 Hz 영역에서 가장 높은 전압 신호가 검출됨을 확인할 수 있었다.

Fig. 6은 가진 주파수의 변화에 따른 각각의 액체 유속에서의 검출되는 전압신호를 나타낸 그림이다. 가진 주파수가 일정할 때, 흐름유량이 바뀌었을 때 검출되는 전압신호들은 일정한 경향성을 보이지는 않았다. 즉, 다시 말하면 흐름유량의 변화에 따른 검출 전압신호는 영향을 받지 않는다는 결론을 얻을 수 있었다. 오히려 검출 전압신호는 가진 주파수의 변화에 더 큰 영향을 받는 것으로 판단되어지나, 가진 주파수가 증가하여도 검출 전압신호는 대체로 증가하는 경향을 보

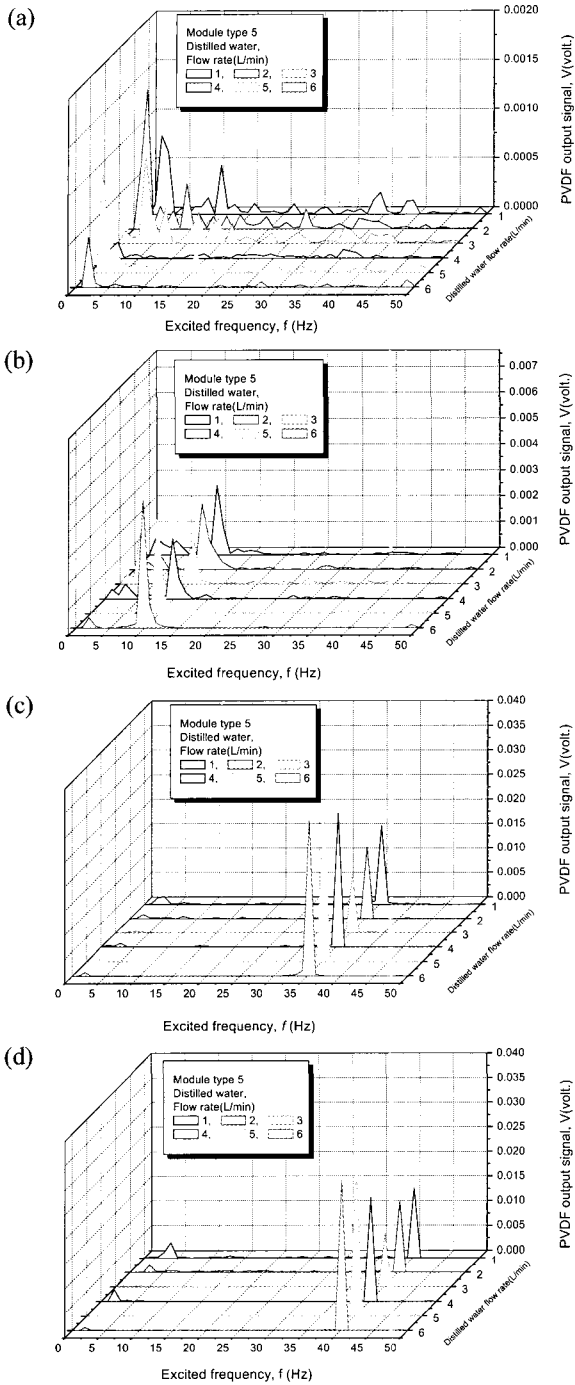


Fig. 6. Relationship between excited frequency and amplitude of PVDF sensor output for various flow rate.

이고 있음을 확인할 수 있었다.

Fig. 7과 8은 모듈 타입 4와 5의 가진 주파수의 변화에 따른 PVDF센서에서 검출되는 신호의 주파수 전달 함수 결과와 산소전달속도와와의 관계를 표시하고 있다.

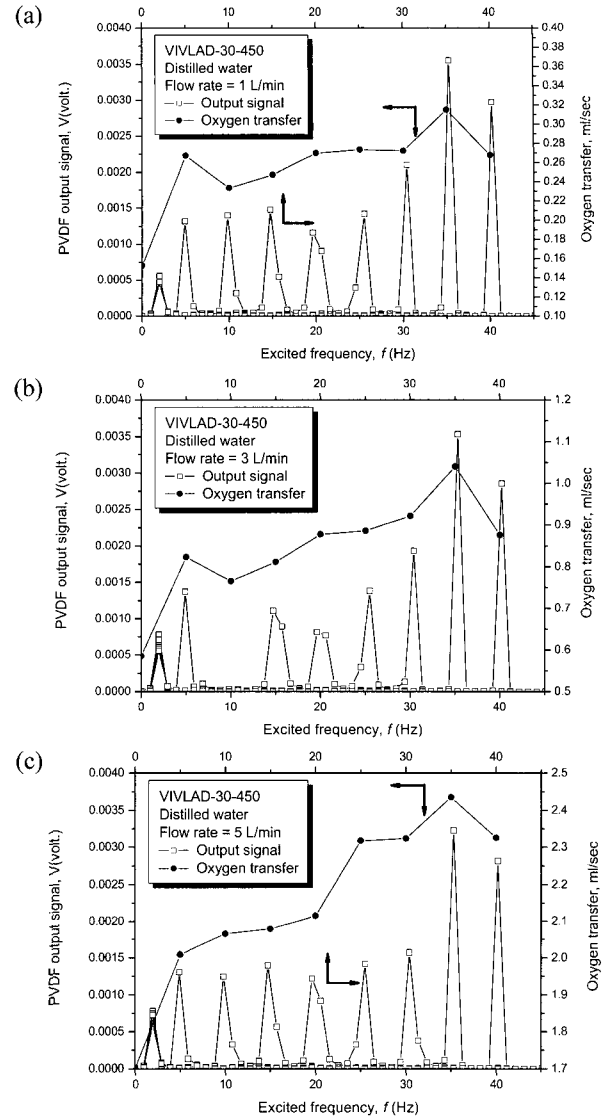
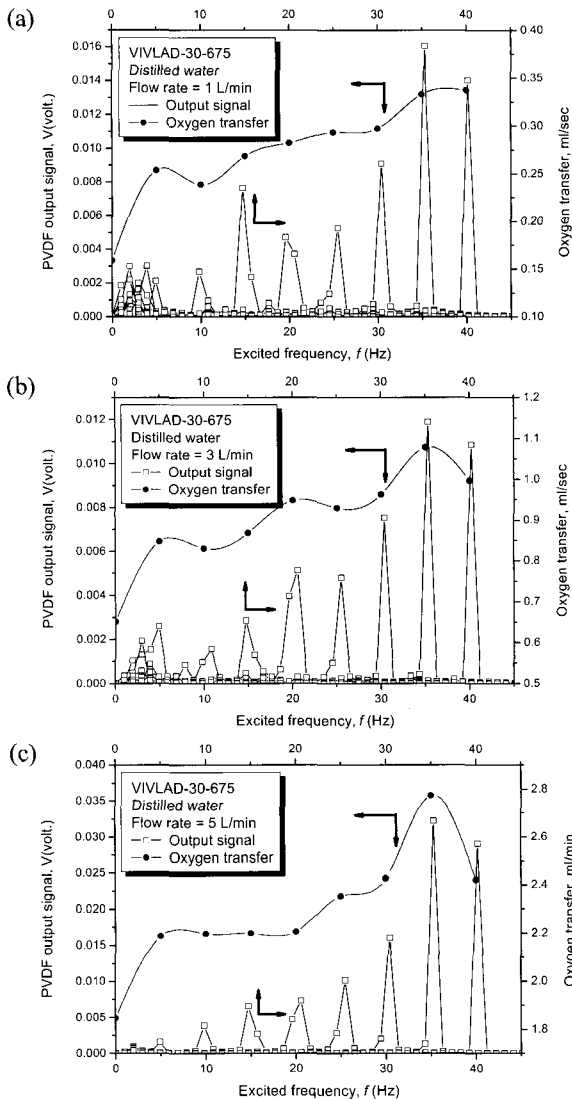


Fig. 7. Relationship between oxygen transfer and amplitude of PVDF sensor output for various excited frequencies in module type 4.

그림에서 알 수 있듯이 PZT 액추에이터에 정현파 가진 주파수를 증가시키면 그에 따른 PVDF센서로부터 얻어지는 신호도 증가하는 경향을 보이고 있으며, 이 진동효과가 증공사막에 전달됨으로써 그에 따른 산소 효과도 증가하는 경향을 보이고 있다. 그러나 35 Hz 영역 이후의 가진 주파수에서는 진동의 전달효과가 감소하는 경향을 보이고 있으며 그에 따른 산소전달속도도 감소하는 경향을 나타내고 있다. 이는 묶여진 증공사막에 전달되는 진동효과가 유동장에서 전파되었을 경우 유동장의 유속, 증공사막의 개수와 유체의 점도



**Fig. 8.** Relationship between oxygen transfer and amplitude of PVDF sensor output for various excited frequencies in module type 5.

등에 따라 전파되는 제한 영역이 있고 그 주파수 대역 이후부터는 전달효과가 감소한다는 것을 알 수 있었다.

### 5. 결론

본 연구를 통하여 중공사 막에서의 산소전달속도를 향상시키기 위하여 유동장상태에서 압전 재료를 이용한 진동효과를 이용하면 새로운 인공 폐 보조장치의 산소전달속도를 향상시킬 수 있었다. 또한 최대 산소

전달 속도를 나타내는 가진 주파수가 35 Hz 영역에서 나타나는데 이는 묶여진 중공사막에 전달되는 진동효과가 유동장 내에서 전파되었을 경우, 유동장 내에서의 물질전달에 따라 전파되는 제한 영역이 있고 그 공진 주파수 대역 이후부터는 전달효과가 감소한다는 것을 알 수 있었다.

### 감사의 글

이 논문은 2004년도 익산대학 산업기술연구소의 지원에 의하여 연구되었음.

### 참고 문헌

1. 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).
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. S. C. Lee, K. B. Kim, M. H. Kim, D. K. Kwon, S. T. Hong, and G. R. Jheong, "Designing a Vibrating Intravascular Lung Assist Device (VIVLAD)", *ASAIO J.*, **48**(2), 132 (2002).
5. 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.*, **38**, M322-M325 (1992).
6. B. G. Hattler, G. D. Reeder, P. J. Sawzik, L. W. Lund, F. R. Walters, A. S. Shah, J. Rawleigh, J. S. Goode, M. Klain, and H. Borovetz, "Development of an intravenous membrane oxygenator: Enhanced intravenous gas exchange through convective mixing of blood around hollow fiber membranes",

- Artif. Organs*, **18**(11), 806-812 (1994).
7. 김기범, 권대규, 박재관, 정경락, 이삼철, “혈관 내 폐 보조장치 설계를 위한 압력손실 특성 평가”, *멤브레인*, **13**(1), 20-28 (2003).
  8. 김기범, 나도춘, 김성중, 정인수, 정경락, 권대규, “혈관 내 폐 보조장치에서의 산소전달속도 예측에 관한 연구”, *멤브레인*, **14**(1), 18-25 (2004).
  9. 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).
  10. Y. H. Yun, T. K. Kwon, S. C. Lee, and K. H. Yu, “Vibration Control of a Intelligent Cantilevered Beam with a Distributed PVDF Sensor and PZT Actuator”, *International Conference on Control, Automation and System*, 16-19 (2001).
  11. S. C. Lee, T. K. Kwon, and Y. H. Yun, “Robust Control of a Glass Fiber Composite Beam Using -Synthesis Algorithm”, *International Journal of KSPE*, **2**, 76-83 (2000).