일반강연 B-9

진동기법을 이용한 혈관 내 폐 보조장치에서 산소전달 특성

김기범, 권대규*, 김민호**, 박재관, 정경락, 이삼철***
전북대학교 화학공학부 · 공학연구원 공업기술연구센터, 전북대학교 메카트로닉스연구센터*, 전북대학교 흉부외과학교실**, 한려대학교 신소재공학과***

Characteristics of Oxygen Transfer in Intravascular Lung Assist Device using Vibration Method

Gi-Beum Kim, Tae-Kyu Kwon*, Min-Ho Kim**, Jai-Koan Park, Gyeong-Rak Jheong, Sam-Cheol Lee***
School of Chemical Eng., College of Engineering, Chonbuk National University · Research Center of Institute of Technology, Engineering Research Institute, Mechatronics Research Center, Chonbuk National University*, Dept. of Thoracic and Cardiovascular Surg.**, Medical Schools, Chonbuk National University**, Dept. of Advanced Materials Engineering, Hanlyo University***

1. Introduction

혈관 내 폐 보조장치(Intravascular Lung Assist Device, IVLAD)는 급성호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS)) 환자를 치료하는데 자연적인 혈액흐름을 이용한 부분적인 호흡보조장치로 사용되어고 았으며, 최근 이에 대한 많은 연구가 진행되고 있다[1-4]. 자연적인 혈액흐름을 이용하는 호흡보조장치는 대정맥 내에 삽입되어지는데 이 대정맥의 직경은 2~3 ㎝정도로 많은 수의 중공사를 삽입하기는 곤란하다. 또한 중공사와 용액이 접촉시 중공사의 표면과 용액사이에는 유속이 "0"이 되는 정체층이 발생하여 산소전달에 장애 원인이 된다. 그러므로 본 연구에서는 한정된 공간에 적은 수의 중공사를 삽입하여 혈관 내 폐 보조장치에서의 효과적인 산소전달을 위하여 진동기법을 이용하고자 시도하였다.

2. Experimentals

자체 제작한 중공사막 모듈의 모형은 Fig. 1에 나타내었다. 모듈은 3㎝의 아크릴관에 중공사 675개를 U자 형태가 되도록 하였으며, 중공사의 총 길이는 120㎝가 되도록 설계하였다. 가진 장치는 Fig. 1에서 나타낸 것과 같이 U자 형태의 중

공사 가운데에 판을 연결하고 그 판에 PZT액추에이터를 부착하였다. 또 가진장치에서 발생하는 진동결과를 측정하기 위하여 압전센서를 부착하여 컴퓨터 상에서 실시간으로 신호처리용 Dspace 사의 1104보드를 이용하여 가진 정도 및 주파수 특성을 실시간으로 분석하였다. 중공사는 약 380 ㎛ OD와 50 ㎛ 두께의 미세다공성 폴리프로필렌 막(Oxyphane, Enka Co., Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4 ㎛이며 중공사 표면의 약 45%를 차지한다.

진동형 중공사 모듈의 산소전달을 측정하기 위하여 Fig. 2와 같이 구성하였다. 실험에 사용되어진 용액은 3차 증류수와 소의 혈액을 사용하였으며 용액의 유량은 1~6 ℓ/min으로 하였으며, 기체의 유량은 용액의 유량과 동일 유속으로 하였다. 용액의 온도는 37℃를 유지하였고 용액의 산소전달량은 DO meter(YSI, Model 52)로 측정하였다. 중공사는 가해지는 가진 주파수는 0~50Hz의 정현파를 인가하였다.

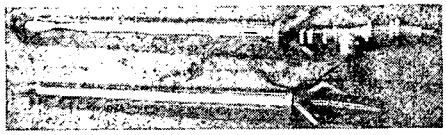

Fig. 1 Photo of the Vibrating Intravacular Lung Assist Device (VIVLAD).

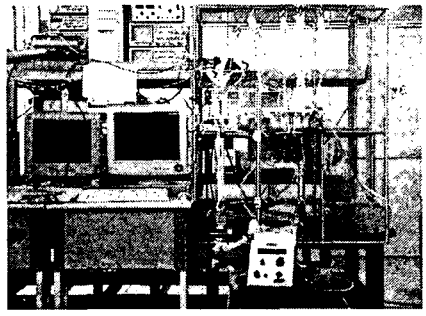

Fig. 2. Photo drawing of the experimental loop for gas performance tests.

3. Results and Discussion

Fig. 3은 가진 장치의 압전 세라믹에 DC 전압을 인가했을 경우, 가진 주파수에 따른 증류수의 산소전달속도의 변화를 나타낸 결과이다. 그림에서 가진 주파수가 증가하면 산소전달속도는 증가하는 경향을 보여주고 있으나, 35Hz 영역의 가진 주파수이상부터는 감소하는 경향을 보여주고 있다. 이와 같이 증류수를 사용하였을 때, 35Hz 영역에서 최대 산소전달속도를 나타내는 이유는 이 주파수 영역에서 최대 진폭으로 흔들림이 발생하기 때문이다. 이와 같은 최대 흔들림이 발생하는 것을 Fig. 4와 같이 증류수의 유속과 가진 주파수에 따라 센서에서 검출되는 신호를 전기적 신호로 나타내었을 때 가장 높은 전압을 나타내므로 알 수 있었다.

Fig. 5는 혈액을 사용하였을 때의 산소전달속도를 나타낸 결과이다. 혈액을 사용하였을 때는 증류수와는 달리 낮은 영역의 주파수, 7Hz 영역에서 최대산소전달속도를 나타내고 있다. 혈액을 사용하였을 때는 가진 주파수가 7Hz 영역까지는 증가하였으나, 7Hz 영역 이상의 가진 주파수에서는 다시 감소하는 경향을 보이고 있다. 이와 같이 혈액을 사용하였을 때 7Hz 영역의 가진 주파수에서 최대산소전달속도를 나타내는 이유는 혈액을 사용하였을 때는 이 주파수영역에서 최대 진폭으로 흔들림이 발생하기 때문이다. Fig 6은 가진 장치에 정현파를 가진 하였을 경우 그 가진 주파수에 따른 PVCF 센서출력의 진폭을 보여주고 있다. 센서출력에서도 7Hz영역에서 최대의 전압이 발생하므로 최대의 흔들림이 발생하는 것을 알 수 있었다.

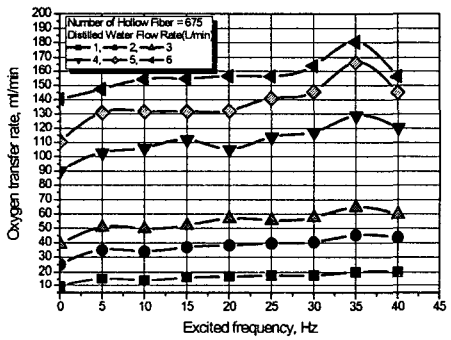

Fig. 3. Dependence of dissolved oxygen at various exciting frequencies using distilled water.

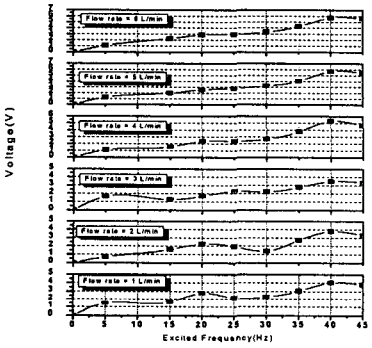

Fig. 4. Amplitude of PVDF sensor output the system for various exciting frequencies using distilled water.

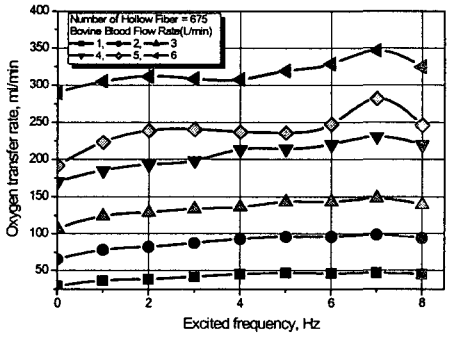

Fig. 5. Dependence of dissolved oxygen at various exciting frequencies using bovine blood.

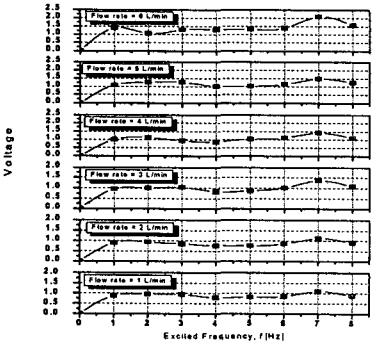

Fig. 6. Amplitude of PVDF sensor output the system for various exciting frequencies with bovine blood.

4. Conclusions

실험결과 증류수를 사용하였을 때와 혈액을 사용하였을 때 최대 흔들림이 나타나는 가진 주파수가 다르게 나타난다. 그 이유는 사용되어지는 유체의 점성이 다르기 때문이다. 혈액의 점성은 증류수보다 3배 이상 크다. 그러므로 높은 점성을 가진 유체일 때 낮은 주파수에서도 효과적인 흔들림이 발생하는 것으로 판단할 수 있다. 이와 같은 흔들림에 의하여 산소전달성능이 향상되었으므로 진동에 의한 방법은 산소전달향상에 효과적이라 판단된다.

Acknowlegements

본 연구는 보건복지부 의료공학융합기술개발사업(02-PJ3-PG3-31401-0009) 지원으로 수행되었음. 이에 감사드립니다.

5. References

1) 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, **26**, 1044(1998).
2) 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(1994).
3) 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).
4) 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).