

모터와 비례제어 밸브의 특성실험을 통한 기계적 호흡 모사장치연구

이문규*, 지석환*, 이태수*, 오승권**

The study of mechanical human respiratory simulator via characteristic test of motor and proportional valve

M. K. Lee*, T. S. Lee*, S. H. Chi**, and S. K. Oh***

Key Words : Mechanical simulator(기계적 모사장치), Breathing pattern(호흡 패턴), Obstructive sleep apnea(폐쇄성 수면 무호흡)

Abstract

As the obesity patients increase recently, breath disease such an OSA(obstructive sleep apnea) is also increasing. When the breath disease occurs, the risk comes to be high. Dependence degree the PAP(positive airway pressure) is also coming to be high. The mechanical simulator is composed cylinder, valve, ball screw and the motor that they correspond to the lung and airway, the diaphragm of the human. In order to confirm the characteristic of the motor and the valve, it accomplished an test. The simulator traces breath pattern against the normal breath and the OSA.

1. 서론

현대 사회에서 비만환자가 증가하면서 수면무호흡증과 같은 호흡질환도 같이 증가되고 있다. 미국에서는 폐쇄성 수면 무호흡증의 유병율이 중년남성에서 4%, 중년여성에서 2%에 달한다는 보고가 있다 [1]. 호흡질환이 발생하면 그 위험도가 높아지게 되므로 호흡치료기의 의존도 역시 높아지고 있다. 따라서 이러한 호흡치료기의 검증을 위해서는 인체 다양한 호흡패턴을 모사할 수 있는 호흡 모사장치의 개발이 필요하다. 수면무호흡증과 같은 호흡질환에 대한 치료를 위해 그 기전현상을 밝혀려는 많은 연구가 진행되고 있다

2001년 Verbraak 등은 피스톤 운동과 유동의 저항을 컴퓨터로 제어하여 호흡모사장치를 구현하였다 [2]. 이 장치는 특성시험 없이 폐에 대한 압력과 부피의 관계식을 그대로 장치의 신호로 변환함으로써 피스톤을 구동시키는 모터의 신호 변환에서 포함된 에러를 보정할 수 없다는 단점이 있다. 이러한 에러를 보다 정밀하게 제어하기 위해 2003년 Mešić 등은 두 개의 서보모터를 이용하여 호흡 유동과 유동의 저항을 구현하였고 압력센서와 유량센서를 이용한 피드백 제어를 통해 인체 호흡의 압력과 유량을 모사하였다 [3]. 피드백 제어를 통해 구현하였기 때문에 원하는 파형을 그대로 재현할 수 있다는 장점이 있으나 양압치료기와 같은 호흡 치료 장치의 성능을 검증하는 목적으로 사용하기 어렵다는 단점이 있다. 즉, 기계적 모사장치로 특정 병리적 호흡패턴을 구현한 후 호흡치료기를 장착하여 그 유동의 변화를 분석하고자 할 때 피드백으로 제어하는 호흡 모사 장치의 경우에는 계속 동일한 호흡패턴을 구현하고자 하기 때문에 그 변화를 재현할 수 없게 된다. 따라서 호흡치료기의 검증을 목적으로 기계적 모사장치를 구성하기 위해서는 피드백 제어의 사용 없이 호흡 패턴을 구현할 필요가 있다.

본 연구의 목적은 모터와 비례제어밸브를 이용한 기계적 모사 장치를 구성하고 모터와 비례제어밸브의 특성시험을 통하여 인체의 호흡 파형을 재현함에 있다.

2. 기계적 호흡 모사 장치

2.1 기계적 호흡 모사 장치의 구성

호흡 패턴을 모사하는 방법은 여러 가지가 있지만 본 연구에서는 수면 무호흡증의 환자가 수면 무호흡의 상황에서 환자의 입에서 나오고 있는 유량패턴을 모사 하는 것으로 호흡 패턴의 모사를 정의한다.

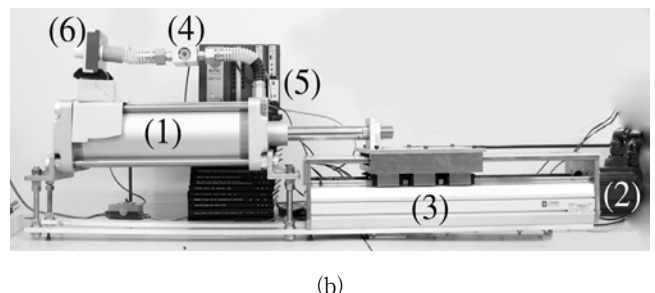
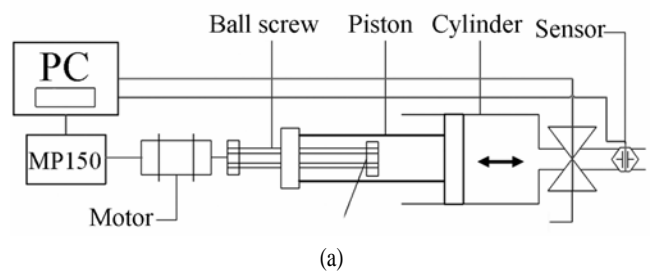


Fig. 1. (a)Schematic of mechanical respiratory simulator and (b)Photograph of real simulator: (1) cylinder (2) DC motor (3) ball screw (4) valve (5) pressure transducer (6) flow rate transducer

* 서강대학교 기계공학과, abraham@sogang.ac.kr

** 서강대학교 대학원, hwanyfunny@sogang.ac.kr

*** (주) OXUS, blash007@naver.com

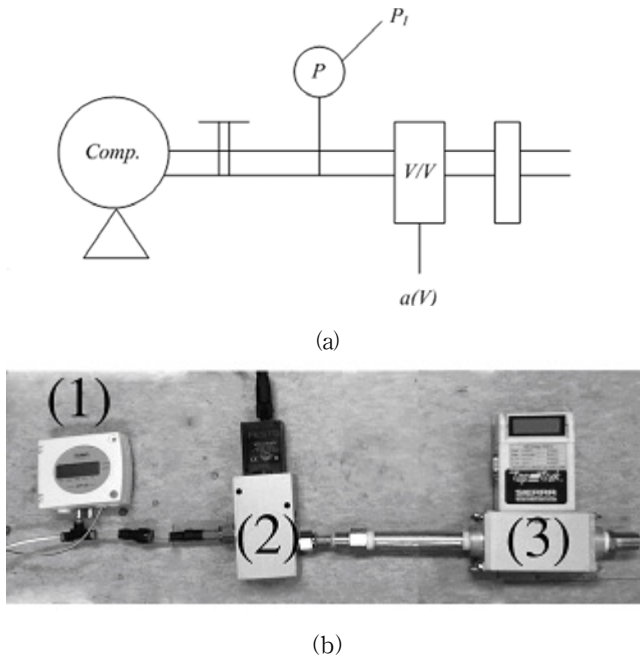


Fig. 2. (a)Schematic of valve characteristic tester and (b)Photograph of valve characteristic tester: (1) pressure transducer (2) valve (3) flow rate transducer

본 연구에서 제작한 기계적 호흡 모사장치는 사람의 폐와 기도에 해당하는 공압실린더와 비례제어밸브이고 사람의 횡격막에 해당하는 볼나사와 모터이다. 수면 무호흡증의 발생은 호흡의지의 저하도 있지만 대부분의 경우 기도의 폐쇄나 기도가 좁아짐에 의해 발생한다. 이러한 기도의 움직임은 모사하는 것이 밸브이고 사람의 폐 전체를 모사하는 것이 공압실린더이다. 사람의 폐는 약 2^{23} 개 폐포로 이루어져있지만 이것을 하나의 폐포로 가정하여 공압실린더를 사용한다 [4].

사람의 폐와 마찬가지로 공압실린더 자체만으로는 움직일 수가 없으므로 볼나사와 모터를 사용하여 사람의 횡격막을 대신한다. 이때 볼나사는 모터회전을 직선의 움직임으로 바꾸어 주는 역할을 한다.

본 연구에 사용되는 호흡 모사장치는 유량과 압력을 측정하기 위해서 유량 센서와 압력 센서가 필요하다. 인체의 호흡 시에 나오는 유량과 압력을 측정하기 위해서는 일반적인 산업용 유량센서와 압력센서를 사용할 수 없으므로 인체의 유량과 압력을 측정할 수 있는 유량센서와 압력센서를 이용하고 제어를 위해 LabVIEW 7.1 (National Instruments Co., USA)를 사용하였다.

호흡 모사 장치의 구성은 모터(HC-RFS-103(B), MITSUBISHI)와 볼나사(SLD20-H-400-070478, 삼익THK)를 연결하고 그 위에 다시 커넥터를 이용하여 공압실린더(DNG160-400PPV-A, FESTO)를 연결한다. 그리고 공압실린더의 끝 단 즉, 실제 유량이 나오는 곳에 밸브(MYPE-5-3/8-010B, FESTO)를 연결한다. 밸브와 공압실린더 사이에 압력센서(TSD160C, BIOPAC)를 설치하고 밸브의 끝단에 유량센서(TSD107B, BIOPAC)를 설치하였다 (그림1).

2.2 모터 특성 시험

횡격막이 폐포의 크기를 변화시키고 이러한 변화는 폐포의 컴플라이언스에 따라 그 크기가 달라진다. 이와 마찬가지로 모터는 실린더내의 부피를 변화시킨다. 따라서 모터의 특성은 폐내의 컴플라이언스와 관련이 있다.

모터 특성 시험은 모터의 시그널에 따라 피스톤의 움직임을 알기 위하여 수행하였다. 모터 특성시험은 일정한 주기와 진폭

을 가진 사인과 신호에 대하여 밸브를 닫은 상태에서 그때의 압력을 측정하였다.

이때의 실린더 내의 기체의 거동은 이상기체 방정식을 따르므로 측정된 압력은 이상 기체 방정식으로부터 시간 t 에 관하여 미분한 식(1)로 유도된다. 이때 유량은 없으므로 우변은 0이 된다.

$$A_0 s_0 + A_0 s(t) \frac{dP(t)}{dt} + P(t) A_0 v(t) = 0 \quad \text{식 (1)}$$

이 때 A_0 는 실린더 디스크의 단면적, s_0 는 초기위치, s 는 이동거리, v 는 피스톤 실린더의 속도, P 는 그때의 압력이다.

식 (1)로부터 그 압력을 알고 있으므로 그때의 실린더내의 부피는 피스톤 디스크의 단면적과 스트로크의 곱으로 정의할 수 있다. 이때 피스톤 디스크의 단면적은 일정하므로 압력에 따라 변위를 알 수 있다. 이 변위를 시간에 관하여 미분하면 속도가 되고 속도와 입력신호의 진폭을 비교하면 그 때의 입력신호에 대한 속도를 알 수 있다.

2.3 비례제어밸브 특성 시험

폐에서 발생된 공기는 기도를 통하여 흐르게 되고 기도 단면적의 넓이에 따라 기도의 저항은 변화하게 된다. 본 연구에서 구성한 장치에서 기도는 비례제어밸브와 관련이 있다. 따라서 비례제어밸브의 특성은 기도내의 저항과 관련 있다.

비례제어밸브 특성 시험은 일정한 압력과 유량에서 비례제어밸브의 입력 신호를 변화시키기에 따라 토출되는 압력과 유량에 따른 비례제어밸브 특성 계수를 결정하기 위하여 수행하였다.

비례제어밸브 특성시험을 위하여 압축공기탱크로부터 일정한 압력과 유량이 배출되는 유로를 설치하고 이 유로에 실험하고자 하는 비례제어밸브를 설치한다. 비례제어밸브와 압축공기탱크 사이에 압력계를 비례제어밸브의 끝단에는 유량계를 설치한다 (그림 2).

실험 방법은 비례제어밸브의 시그널을 6V부터 1V단위로 증가하여 10V까지 변화 시켜 각각의 입력 전압에서 압력과 유량을 측정한다.

2.4 호흡 패턴의 모사 방법

본 연구의 목적인 사람의 호흡모사는 기계적 장치의 모터와 밸브의 입력 시그널을 제어함으로써 그 모사가 가능하다. 입력된 모터와 밸브의 시그널은 사람의 호흡 유동 특성을 결정하게 된다. 주어진 압력과 유량이 존재할 때 그에 대응되는 모터와 비례제어밸브 시그널을 결정하여 본 연구에 사용된 기계적 호흡 모사장치로 재현하였다.

정상호흡, 폐쇄성 수면무호흡에 대한 호흡패턴의 모사를 수행하였고 이에 대한 압력과 유량에 대한 파형은 기존문헌을 참조하였다 [5,6]. 호흡 패턴을 재현하기 위해서는 모터 신호인 $x_1(t)$ 와 비례제어밸브의 신호인 $x_2(t)$ 를 결정하여야 하는데 모터 신호인 $x_1(t)$ 의 경우 식 (1)에서 유량이 존재하는 경우로 식 (2)과 같이 다시 써줄 수 있다.

$$V \frac{dP}{dt} + P \frac{dV}{dt} = RT \frac{dn}{dt} \quad \text{식 (2)}$$

식 (2)에서 dn/dt 은 시간에 따른 몰수의 변화로 이 값은 시간에 따라 피스톤을 빠져나가고 들어오는 유량과 같다. R 은 압축성 공기의 기체 상수이며 T 는 절대 온도이다. 피스톤의 속도를 구할 수 있고 선행한 모터특성시험의 결과로 알게 된 속도와

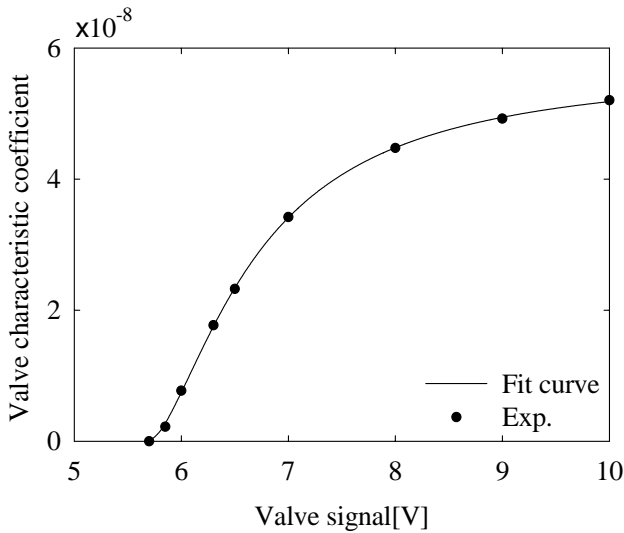


Fig. 3. The characteristic curve of valve coefficient for valve signal

입력 시그널의 관계에서 모터의 입력 시그널인 $x_1(t)$ 를 알 수 있다. 다음으로는 비례제어밸브의 입력 신호인 $x_2(t)$ 를 결정한다. 비례제어밸브의 입력신호는 비례제어밸브특성시험의 결과인 비례제어밸브계수를 식(3)로부터 결정한다.

$$Q(t) = a(x_2(t)) \sqrt{P^2(t) - P_0^2} \quad \text{식 (3)}$$

여기서 $a(x_2(t))$ 는 비례제어밸브계수이다. 결정된 비례제어밸브 특성계수로부터 비례제어밸브특성시험의 결과인 입력신호와 비례제어밸브계수 관계를 이용하여 비례제어밸브특성계수에 맞는 밸브 시그널을 결정한다.

이를 토대로 해당 유동특성에 대해 본 연구에서 구성한 장치에 피스톤의 속도와 밸브의 특성계수로부터 모터의 전압신호와 밸브의 전압신호를 입력하여 각 호흡패턴을 모사할 수 있으며 압력과 유량센서로 이를 검증 할 수 있다.

3. 결과

3.1 모터 및 밸브 특성 시험 결과

모터특성시험 결과 모터는 입력신호에 대해 그 속도가 선형

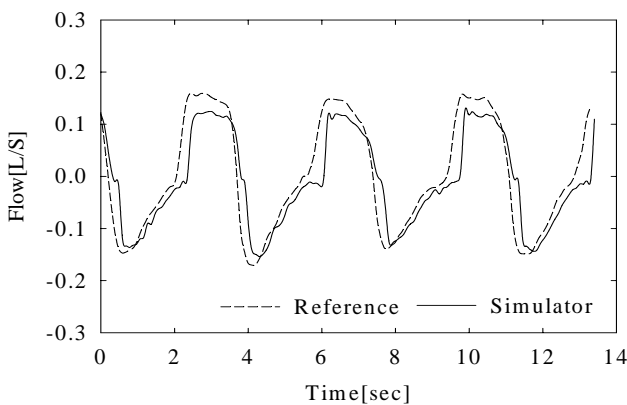


Fig. 4. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the reference data (dot line) of the normal breathing pattern

적으로 증가하는 것을 확인하였다. 이때 입력신호 대 속도의 비가 1:0.01을 가진다는 것을 확인 할 수 있고 속도의 단위는 m/s이다.

비례제어밸브 특성 실험결과 비례제어밸브의 특성은 압력과 유량의 관계에서 비례제어밸브 입력 신호에 따른 비례제어밸브 특성계수를 구할 수 있었다. 일정한 밸브의 입력 시그널에서 유량에 대한 압력 값은 밸브의 시그널이 클수록 유로면적이 넓어 지므로 압력은 적게 걸리고 유량은 더 크게 토출됨을 알 수 있다. 이러한 결과를 식 (4)로 보간 하여 입력 신호에 따른 밸브 특성 계수를 결정 할 수 있다. 밸브신호가 증가함에 따라 밸브의 유로면적이 점점 커지게 되고 전압신호에 따른 특성계수는 성장곡선과 유사한 관계식을 갖는다 (그림 3).

$$a(x_2) = V_{\max} \frac{(x_2 - 5.7)^n}{k^n + (x_2 - 5.7)^n} \quad \text{식 (4)}$$

이 식은 밸브 특성 식이다. 본 연구에서 V_{\max} 는 5.7246×10^{-8} 이고 k 는 1.01357, n 는 1.56141이다.

3.2 호흡 패턴의 모사 결과

본 연구에서 재현한 호흡 패턴은 정상상태의 호흡, 폐쇄성 수면 무호흡이다. 정상 호흡은 건강한 사람이 편안한 상태에서 수면 중의 호흡으로 수면 중 가장 많이 발생하는 패턴이다. 정상호흡의 일회 호흡량은 몸무게가 약 70kg인 건강한 성인의 경우 일회호흡당 약 500mL이다[5]. 그림 2에서 보여주듯이 유량과 형에 대해 재현을 하였다. 그렇지만 정상호흡의 경우 최대 오차가 21.7%의 오차가 존재한다는 것을 확인 할 수 있다.

폐쇄성 수면 무호흡은 기도가 완전히 막힌 상태에서 호흡의 지만 존재하는 것으로 17초에서 27초 사이에서 유량의 토출이 없음을 그래프에서 확인을 할 수 있다. 그림 3을 보면 유량을 재현 하지만 16.9%의 오차가 발생하였다. 폐쇄성 수면 무호흡의 경우 최고점이 아닌 부분에서는 전체적인 경향을 따라가는 것을 확인 할 수 있다.

본 연구에서 결정한 모터와 밸브의 시그널은 단순한 개구간 제어로서 피드백제어보다는 재현에 대한 정확도에서 떨어지는 단점이 있지만 인체의 호흡패턴에 대한 다양성이나 호흡패턴을 얻은 신호에 대한 노이즈를 고려한다면 본 연구에서 언급한 방법은 간단하면서도 효과적으로 원하는 호흡패턴을 얻을 수 있는 방법이라 할 수 있다.

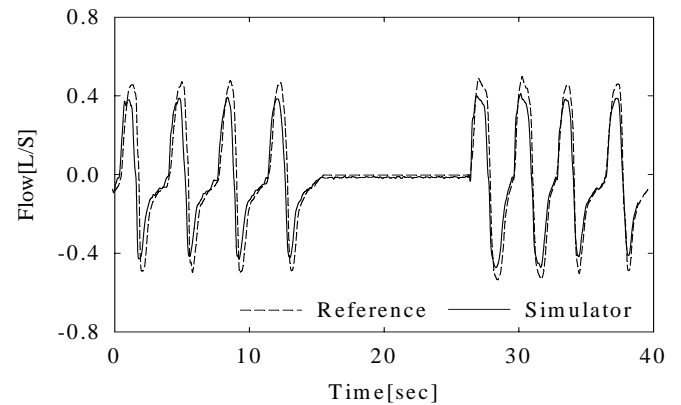


Fig. 5. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the reference data (dot line) of the obstructive sleep apnea

4. 결론

인체의 호흡 파형을 재현하기 위해 실린더에서 모터에 의한 피스톤 운동과 비례제어밸브의 실시간 제어를 통해 원하는 호흡 패턴에 대한 호흡 모사를 재현할 수 있다. 본 연구에서 제작한 기계적 모사 장치를 통해 정상적인 호흡에 대한 유동특성뿐만 아니라 병리적 호흡패턴인 폐쇄성 수면무호흡을 효과적으로 재현할 수 있었다. 본 연구에서는 모터와 비례제어밸브를 개구간(開區間) 제어로 제어한다. 이러한 개구간 제어는 폐구간 제어에 비해 비교적 쉬운 제어이지만 폐구간(閉區間) 제어와는 또 다른 장점을 가진다. 폐구간 제어의 경우 외부에서 유량이 유입되는 등의 환경의 변화가 발생한다 하더라도 모사장치는 환경의 변화와 관계없이 계속적으로 수면 무호흡증 환자의 유동특성을 보이려고 할 것이다. 이 때 모사환경을 변화시키는 것이 호흡장애 치료장치라면 호흡장애 치료장치가 효과적으로 작동하는지의 여부를 판단할 수 없으므로 개구간 제어가 의미를 가지게 된다.

본 연구에서 사용한 실험 장치는 인체의 호흡기를 가장 기초적이며 단순화 하여 구성하였다. 본 연구의 자료를 기초로 하여 밸브와 공압실린더의 연결 부위를 사람의 기도와 같은 물성치를 가진 튜브로 연결한다면 기도폐색과 같은 현상을 단순히 밸브를 여닫는 것 보다 좀 더 정확히 모사할 수 있고 더 다양한 경우의 호흡질환을 모사 할 수 있으리라 생각된다.

후 기

본 연구는 2단계 BK21 사업의 일환으로 수행됨.

참고문헌

[1] Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Badr S. "The occurrence of sleep breathing among middle-aged adults," N. eng J. med Vol. 328(1993), pp1230-1235

[2] Verbraak, A. F. M., Rijnbeek, P.R., Beneken, J. E. W., Bogaard, J. M. and Versprille, A., "A new approach to mechanical simulation of lung behaviour: pressure-controlled and time-related piston movement," Med. Biol.Eng.Comput, Vol. 39(2001), pp.82-89.

[3] Mešić, S., Babuška, R., Hoogsteden, H. C. and Verbraak, A. F. M., "Computer-controlled mechanical simulation of the artificially ventilated human respiratory system," IEEE Transactions on Biomedical Engineering June, Vol. 50(2003), No.6, pp.731-743.

[4] Weibel E.R. "Morphometrics of the human lung, in handbook of physiology, section 3:Respiration W.O. Fenn and H. Rahn, eds," American physiological society washington, D.C., Vol. 1(1964) pp.285-307

[5] Melo, P. L., Andrade Lemes, L, N, "Instrumentation for the Analysis of respiratory system disorders during sleep: Design and application,"Rev. Sci. Instrum, Vol. 73, No. 11(2002), pp.3926-3932.

[6] Rigau, J., Montserrat, J. M., Wöhrle, H., Plattner, D., Schwaibold, M., Navajas, D. and Farré, R., "Bench model to simulate upper airway obstruction for analyzing automatic continuous positive airway pressure devices," Chest Journal August, Vol. 130(2006), pp.350-361

[7] L. waite, J. fine, "Applied biofluid mechanics" McGraw Hill(2007), pp.79