

# 인체 호흡 모사를 위한 기계적 장치 연구

지석환<sup>1</sup>, 이문규<sup>1</sup>, 이태수<sup>1</sup>, 최윤순<sup>2</sup>, 오승권<sup>2</sup>

<sup>1</sup>서강대학교 기계공학과, <sup>2</sup>(주)옥세스

## The Study of Mechanical Simulation for Human Respiratory System

S. H. Chi<sup>1</sup>, M. K. Lee<sup>1</sup>, T. S. Lee<sup>1</sup>, Y. S. Choi<sup>2</sup>, S. K. Oh<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical Engineering, SogangUniversity, <sup>2</sup>Oxus Co.

(Received April 17, 2008. Accepted July 25, 2008)

### Abstract

A patient with respiratory disorders such as a sleep apnea is increasing as the obese patient increase on the modern society. Positive Airway Pressure (PAP) devices are used in curing patient with respiratory disorders and turn out to be efficacious for patients of 75%. However, these devices are required for evaluating their performance to improve their performance by the mechanical breathing simulator. Recently, the mechanical breathing simulator was studied by the real time feedback control. However, the mechanical breathing simulator by an open loop control was specially required in order to analyze the effect of flow rate and pressure after operating the breathing auxiliary devices. Therefore the aims of this study were to make the mechanical breathing simulator by a piston motion and a valve function from the characteristic test of valve and motor, and to duplicate the flow rate and pressure profiles of some breathing patterns: normal and three disorder patterns. The mechanical simulator is composed cylinder, valve, ball screw and the motor. Also, the characteristic test of the motor and the valve were accomplished in order to define the relationship between the characteristics of simulator and the breathing profiles. Then, the flow rate and pressure profile of human breathing patterns were duplicated by the control of motor and valve. The result showed that the simulator reasonably duplicated the characteristics of human patterns: normal, obstructive sleep apnea (OSA), mild hypopnea with snore and mouth expiration patterns. However, we need to improve this simulator in detail and to validate this method for other patterns.

**Key words :** Human respiratory system, mechanical breathing simulator, breathing pattern, piston motion control, valve coefficient

### 1. 서론

현대 사회에서 비만환자가 증가하면서 무호흡증과 같은 호흡 질환도 같이 증가되고 있다. 특히 수면 무호흡증이란 10초 이상 코나 입으로 공기의 출입이 정지된 증상이 1시간당 5회 이상 나타나는 호흡질환으로 특히, 폐쇄성 수면무호흡증은 그 발생빈도가 100명 중 1~4명 정도로 매우 흔한 질환이다.

수면무호흡증과 같은 호흡질환에 대한 치료를 위해 그 기전현상을 밝히려는 많은 연구가 진행되고 있다. 또한 호흡치료를 위해 기계적인 양압치료기 (Positive Airway Pressure)가 개발되고 있는데 이러한 치료를 받은 환자의 약 75%가 효과가 있는 것으로 알려져 있다[1]. 성인의 경우 호흡기관과 연관된 근조직이 노화되면서 질환이 심화될 수 있고 신생아의 경우에도 호흡량이 매우 작기 때

문에 호흡질환이 발생하면 그 위험도가 높아지게 되므로 호흡치료기의 의존도가 점차 높아지고 있다. 따라서 양압치료기와 같은 호흡치료기가 보편화됨에 따라 그에 대한 안정성과 신뢰성이 더욱더 요구되고 있다. 특히, 양압치료기의 경우 의사의 처방에 따라 수면 중에 약 400~2000Pa이라는 강한 공압을 불어넣기 때문에 이에 대한 신뢰성을 입증할 수 있는 장치가 필요하다. 따라서 이러한 호흡치료기의 검증을 위해서는 인체 다양한 호흡패턴을 모사할 수 있는 호흡 모사장치의 개발이 필요하다.

호흡에 대한 기계적 모사장치는 호흡계 질환의 기전에 대한 연구 및 그 치료기의 검증을 위해 사용될 수 있다. 기존연구의 대부분은 실린더의 피스톤 운동을 조절함으로써 호흡량과 압력을 모사하는 것에서 시작하여 코풀이와 같은 간단한 호흡질환을 모사하는 것에 초점을 맞추고 있다[2-4,7-8].

2001년 Verbraak 등은 피스톤 운동과 유동의 저항을 컴퓨터로 제어하여 호흡모사장치를 구현하였다 [4]. 본 연구와 유사하게 기계적 모사장치에 대한 수학적 모델링을 통해 호흡패턴의 유동특성을 모사하고 있다. 하지만 수학적 모델링에서 각 장치의 특성시험

Corresponding Author : 이태수

서강대학교 기계공학과 서울시 마포구 신수동 1번지

Tel : +82-2-705-8632 / Fax : +82-2-712-0799

E-mail : tslee@sogang.ac.kr

본 연구는 2단계 BK21 사업의 일환으로 수행됨.

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 [7]. 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 호흡치료를 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. 그러므로 호흡치료기의 검증을 목적으로 기계적 모사장치를 구성하기 위해서는 피드백 제어의 사용 없이 호흡 패턴을 구현할 필요가 있다.

따라서 본 연구의 목적은 모터와 밸브를 이용한 기계적 모사 장치를 통하여 인체의 호흡 파형을 재현하고 모터와 밸브의 특성에 대한 수학적 모델링을 통해 호흡 구현을 위한 압력과 유량의 관계식을 정립하고 정상적인 호흡에 대한 유동특성과 세 가지의 병리적 호흡패턴을 재현함에 있다.

## II. 방법

### A. 기계적 호흡 모사 장치의 구성

본 연구에서 제작한 기계적 호흡 모사장치는 사람의 폐와 기도에 해당하는 공압실린더와 비례제어밸브, 횡격막에 해당하는 볼나사와 모터, 이를 모니터링하기 위한 유량과 압력 센서로 구성하고 제어를 위해 LabVIEW 8.1 (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 위를 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).

### B. 모터 특성 시험 및 수학적 모델링

모터 특성 시험은 모터의 일정 시간 동안 일정한 전압을 주어 그때의 이동거리를 측정하였다. 이를 통하여 모터의 입력 신호 즉, 전압에 대한 볼나사의 이송 속도를 결정할 수 있었다. 그 결과 모터의 입력 신호와 볼나사의 이송 속도와의 관계는 Eq. [2.1]과 같다.

$$v(t) = 0.01x_1(t) \quad (1)$$

다음으로는 모터의 특성 시험을 통하여 결정된 모터의 입력 신호와 볼나사의 이송속도와의 관계를 이용하여 모터의 수학적 모델을 만들었다. 이러한 모터의 신호와 속도의 관계를 적분하면 피스톤의 이동거리,  $s$ 를 결정할 수 있다.

압축성 유체의 거동은 그 특성에 크게 의존한다. 공기를 포함하여 많은 기체들은 실온과 대기압에서 이상기체와 같이 거동하므로 이상기체 법칙을 만족시킨다 [5].

초기 부피와 이동거리를 알고 있기 때문에 시간에 따른 부피를 알 수 있으며 따라서 이상기체방정식으로부터 압력 프로파일을 예측할 수 있다 Eq. [2.2].

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

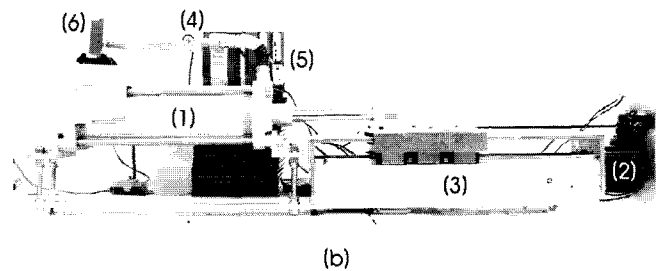
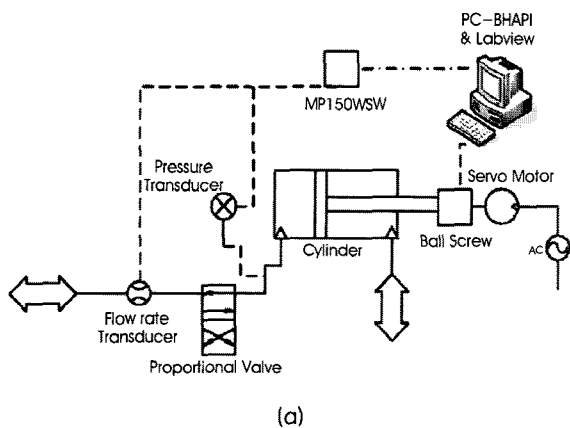


그림 1. (a) 기계적 호흡 모사 장치의 구성도 및 (b) 설치된 모습:

(1) 공압실린더 (2) DC모터 (3) 볼나사 (4) 밸브 (5) 압력센서 (6) 유량센서

Fig. 1. (a) Schematic of mechanical respiratory simulator and (b) its photographical simulator.

(1) cylinder (2) step motor (3) ball screw (4) valve (5) pressure transducer (6) flow rate transducer

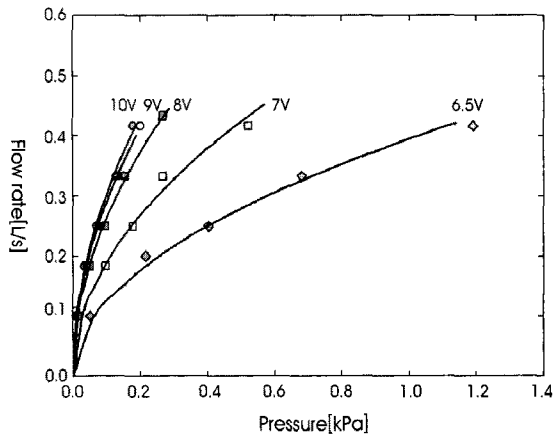


그림 2. 밸브의 신호에 따른 압력에 대한 유량곡선  
 Fig. 2. The relationships between pressure and flow rate for the valve signals

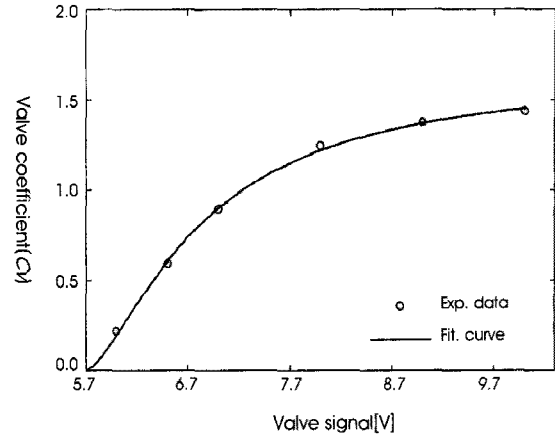


그림 3. 전압신호에 따른 밸브계수의 특성곡선  
 Fig. 3. The characteristic curve of valve coefficient for valve signal

Equation [2.2]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. 피스톤을 빠져나가고 들어오는 유량은 밸브를 통하여 출입이 이루어지는 압력과 유량의 관계식은 Eq. [2.3]으로 나타낼 수 있다.

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

이 때  $Q$ 는 밸브를 지나서 흐르는 유량,  $P$ 는 밸브를 지나기 직전의 압력,  $a(x_2)$ 는 밸브의 특성계수이고  $P_0$ 는 대기압이다.

Equation [2.3]을 Eq. [2.2]에 대입하고 초기 부피와 피스톤의 속도, 이동거리에 관하여 정리 하면 Eq. [2.4]를 유도할 수 있다.

$$V_0 + A_0 s(t) \frac{dP(t)}{dt} + P(t) A_0 v(t) = RTa(x_2(t)) \sqrt{P^2(t) - P_0^2} \quad (4)$$

Equation [2.4]에서  $V_0$ 는 초기의 실린더의 부피,  $A_0$ 는 실린더의 단면적이다.  $P(t)$ 에 대한 미분방정식을 풀면 모터의 입력 시그널에 대한 압력을 예측할 수 있고 예측된 압력을 Eq. [2.3]에 대입하면 밸브의 시그널에 따른 유량을 예측할 수 있다. 모터의 특성은 폐의 기능과 연관이 있으며 밸브는 유동의 저항을 나타낼 수 있다[6].

C. 밸브 특성 시험 및 수학적 모델링

밸브 특성 시험은 일정한 압력과 유량에서 밸브의 입력 신호를 변화시킴에 따라 토출되는 압력과 유량에 따른 밸브 특성 계수인  $a(x_2)$ 를 결정하기 위하여 수행하였다. 시험 방법은 압축공기탱크로부터 일정한 압력과 유량이 배출되는 유로를 설치하고 이 유로에 실험하고자 하는 밸브를 설치한다. 밸브와 압축공기탱크 사이

에 압력계를 밸브의 끝단에는 유량계를 설치한다. 밸브의 입력 신호를 6.5V부터 10V까지 변화 시켜 각각의 입력 전압에서 압력과 유량을 측정한다.

그림 2는 일정한 밸브의 입력 시그널에서 유량에 대한 압력 값으로 밸브의 입력 신호가 클수록 유로면적이 넓어지므로 압력은 적게 걸리고 유량은 더 크게 토출됨을 알 수 있다. 이러한 결과를 Eq. [2.5]로 보간 하여 입력 신호에 따른 밸브 특성 계수를 결정 할 수 있다.

밸브신호가 증가함에 따라 밸브의 유로면적이 점점 커지게 되고

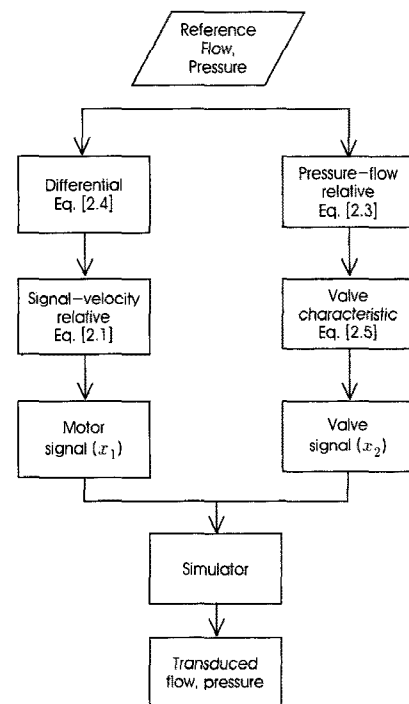


그림 4. 호흡패턴에 대한 기계적 모사를 위한 순서도  
 Fig. 4. Flow chart of the mechanical simulation for the respiratory patterns

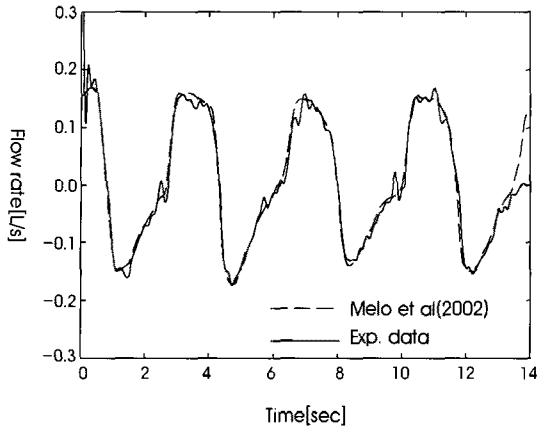


그림 5. 정상호흡패턴의 유량 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 유량곡선(실선)

Fig. 5. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the normal breathing pattern

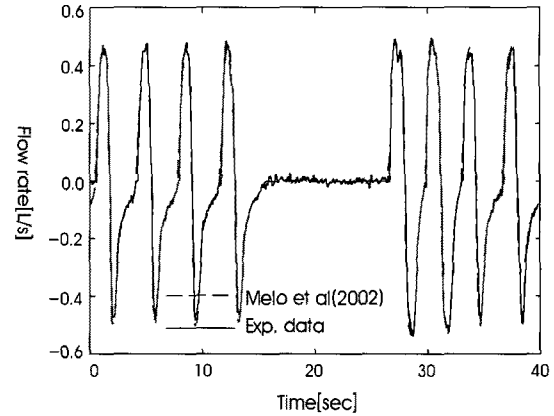


그림 7. 폐쇄성 수면무호흡패턴의 유량 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 유량곡선(실선)

Fig. 7. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the obstructive sleep apnea

전압신호에 따른 특성계수는 성장곡선과 유사한 관계식을 갖는다 [9] (그림 3).

$$a(x_2) = V_{max} \frac{(x_2 - 5.7)^n}{k^n + (x_2 - 5.7)^n} \quad (5)$$

이 식은 밸브 특성 식이다. 본 연구에서  $V_{max}$ 는  $5.72 \times 10^{-8}$  이고  $k$ 는 1.01,  $n$ 는 1.56이다. 밸브의 특성은 기도내의 저항과 관련이 있다. 이것은 폐의 수학적 모델링에서 유량의 항과 관련이 있다[7].

#### D. 호흡 패턴의 모사

정상호흡, 폐쇄성 수면무호흡(Obstructive Sleep apnea), 코골

이를 동반한 수면저호흡(Mild Hypopnea with snore) 그리고 구강호흡(Mouth Expiration)에 대한 호흡패턴의 모사를 수행하였고 이에 대한 압력과 유량에 대한 파형은 기존문헌을 참조하였다 [6,8]. 이를 토대로 해당 유동특성 ( $P_{ref}$ ,  $Q_{ref}$ )에 대해 본 연구에서 설정한 구성방정식으로부터 피스톤의 속도,  $v$ 와 밸브의 특성계수,  $a$ 를 얻은 후 Eq. [2.5]와 Eq. [2.6]을 통하여 모터의 전압신호,  $x_1(t)$ 과 밸브의 전압신호,  $x_2(t)$ 를 얻을 수 있다. 이러한 순서로 각 호흡패턴을 모사할 수 있으며 압력과 유량센서로 이를 검증할 수 있다(그림 4).

### III. 결과 및 토의

본 연구에서 재현한 호흡 패턴은 정상상태의 호흡, 폐쇄성 수면

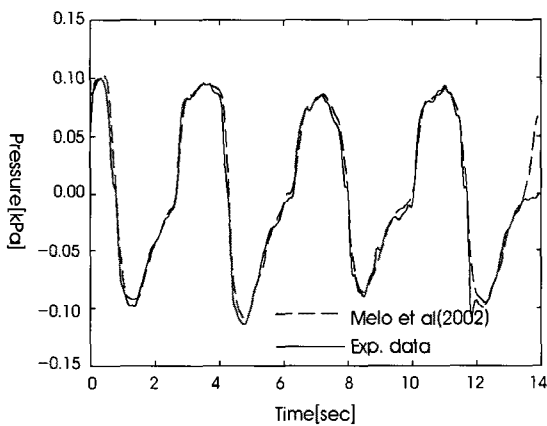


그림 6. 정상호흡패턴의 압력 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 압력곡선(실선)

Fig. 6. The pressure curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the normal breathing pattern

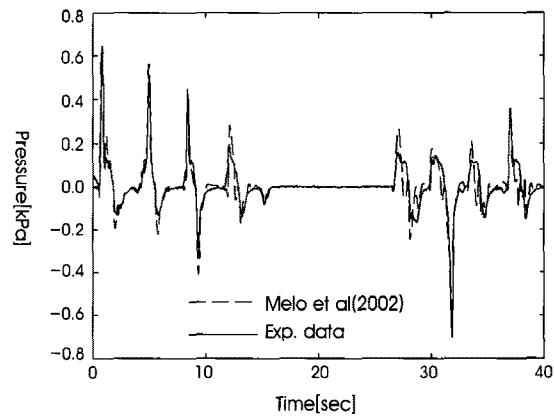


그림 8. 폐쇄성 수면무호흡패턴의 압력 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 압력곡선(실선)

Fig. 8. The pressure curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the obstructive sleep apnea

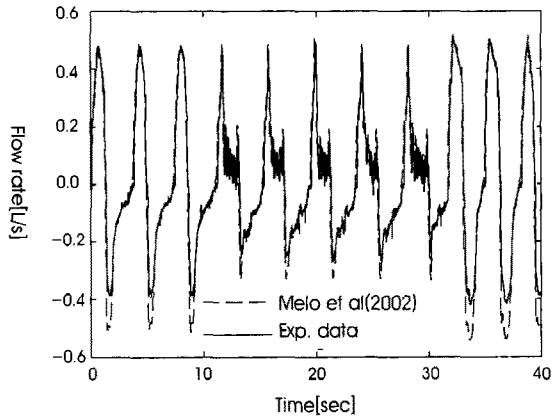


그림 9. 수면저호흡패턴의 유량 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 유량곡선(실선)

Fig. 9. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the mild hypopnea with snore

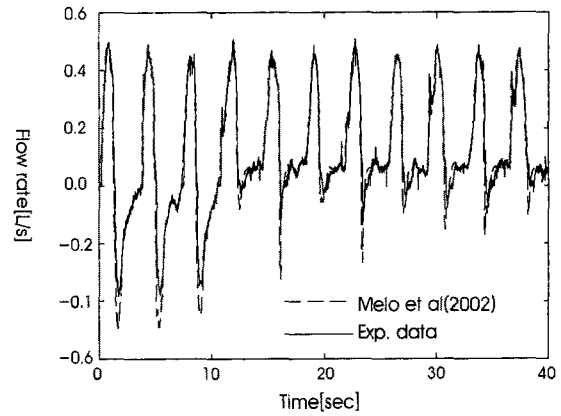


그림 11. 구강호흡패턴의 유량 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 유량곡선(실선)

Fig. 11. The flow rate curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the mouth expiration

무호흡, 코골이를 동반한 수면 저호흡, 구강호흡이다. 정상 호흡은 건강한 사람이 편안한 상태에서 수면 중의 호흡으로 수면 중 가장 많이 발생하는 패턴이다. 그림 5와 그림 6에서 보여주듯이 유량과 압력 파형에 대해 재현을 잘 하고 있음을 알 수 있다. 본 연구의 오차는 실험구간에서 최대와 최소로 나타나는 유량 및 압력의 값을 분석하여 참조 값과 비교한 후 최대 오차로 정의 하였다 [표 1]. 정상호흡의 경우, 최대 오차가 압력의 경우 음압에서 3.8%가 유량의 경우 5.1%의 오차가 존재한다는 것을 확인 할 수 있다.

폐쇄성 수면 무호흡은 기도가 완전히 막힌 상태에서 호흡 의지만 존재하는 것으로 17초에서 27초 사이에서 유량의 토출이 없음을 그래프에서 확인을 할 수 있다.

그림 7과 8을 보면 유량과 압력을 비교적 잘 재현을 하지만 무호흡이 끝나고 난 후에는 압력의 경우 8.6%가 유량의 경우 2.2%

의 오차가 발생함을 표1에서 확인 할 수 있다.

코골이를 동반한 수면 저호흡은 상기도를 통해 호흡이 이뤄지고 있지만 기도의 폐쇄 직전의 상태가 그 토출 유량은 정상 상태보다는 적고 압력은 높음을 알 수 있다. 또한 코를 끌기 때문에 유량 그래프에서 저호흡이 일어나는 부분에서 떨림을 확인할 수 있다. 그림 9와 10을 보면 유량과 압력의 전체적인 파형은 유사하게 재현하나 무호흡이 끝나고 난 지점에서, 압력의 경우 26.9% 오차가 발생하고 유량의 경우 22.4%의 오차가 발생함을 확인 할 수 있다 [표1].

구강호흡은 코로 숨을 들이 마시는 것은 가능하나 다시 코로 숨을 내쉬는 것이 힘들어 입으로 그 숨을 내쉬는 경우로 유량 그래프에서 코로 내쉬는 부분의 유량이 매우 적고 압력 그래프에서 높은 압력이 걸리는 것을 확인 할 수 있다. 그림 11과 12를 보면 다른 결과와 마찬가지로 유량과 압력의 전체적인 파형은 비교적 정확히

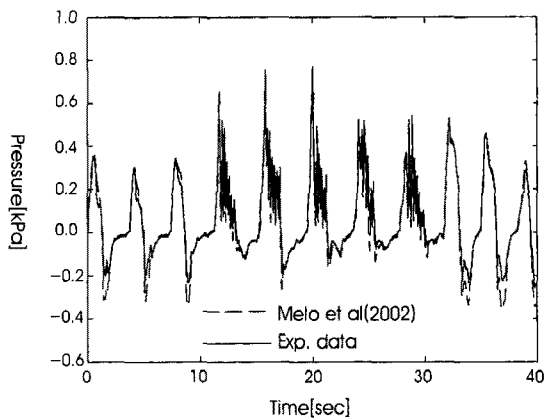


그림 10. 수면저호흡패턴의 압력 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 압력곡선(실선)

Fig. 10. The pressure curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the mild hypopnea with snore

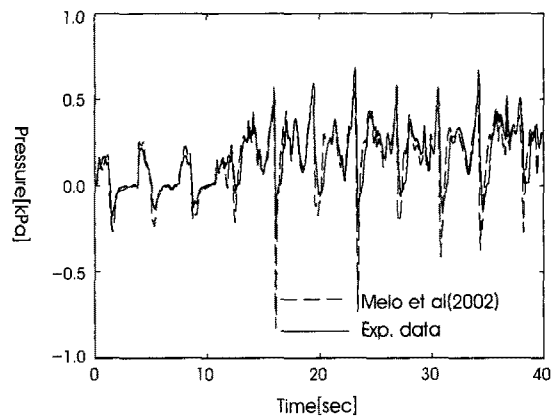


그림 12. 구강호흡패턴의 압력 입력 데이터(점선)에 대한 기계적 모사장치의 압력곡선(실선)

Fig. 12. The pressure curve (solid line) of the mechanical simulator for the referential data (dot line) of the mouth expiration

표 1. 기계적 호흡 모사장치의 결과 및 최고점에 대한 오차  
 Table 1. Results and errors of the mechanical simulation for the peak data

Breathing pattern	Flow rate [L/sec]			Pressure [kPa]		
	Ref.	Simulator	Error (%)	Ref.	Simulator	Error (%)
Normal Breathe	0.159	0.167	5.10(+)	0.095	0.094	0.58(+)
	-0.170	-0.173	1.50(-)	-0.110	-0.114	3.76(-)
Obstructive sleep apnea	0.502	0.490	2.24(+)	0.608	0.588	3.27(+)
	-0.532	-0.537	0.97(-)	-0.691	-0.634	8.58(-)
Mild hypopnea with snore	0.515	0.517	0.4(+)	0.692	0.773	11.6(+)
	-0.538	-0.417	22.4(-)	-0.354	-0.259	26.9(-)
Mouth expiration	0.485	0.510	5.16(+)	0.612	0.687	12.4(+)
	-0.494	-0.382	22.8(-)	-0.804	-0.2944	63.4(-)

재현하나 무호흡이 끝나고 난 동일한 지점에서 압력의 경우 63.4%의 오차가 발생하고 유량의 경우 22.8%의 오차가 발생한다 [표1]. 또한 이러한 결과로부터 압력 프로파일 보다 유량의 프로파일이 더 정확하게 모사됨을 알 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 간단하면서 효과적으로 원하는 호흡패턴을 얻을 수 있는 방법이라 할 수 있다. 또한 호흡치료기의 유효성을 검증할 수 있다는 면에서 피드백제어를 사용한 호흡모사장치보다 효율적이라 할 수 있다.

#### IV. 결론

인체의 호흡 파형을 재현하기 위해 실린더와 모터에 의한 피스톤 운동과 밸브의 실시간 제어를 통해 원하는 호흡패턴에 대한 호흡 모사를 재현할 수 있다. 이를 위해 모터와 밸브의 수학적 모델링을 구현하였고 호흡패턴의 재현을 위한 압력과 유량의 관계식을 정립하였다. 본 연구에서 제작한 기계적 모사 장치를 통해 정상적인 호흡에 대한 유동특성뿐만 아니라 세 가지의 병리적 호흡패턴을 효과적으로 재현할 수 있었고 이는 차 후 호흡장애 치료장치에 대한 성능 검증에 활용할 수 있으리라 사료된다.

#### 참고문헌

- [1] Fry, D. L., "A preliminary lung model for simulating the aerodynamics of the bronchial tree," *In Computer and Biomedical Research 2*, pp.111-134, 1968
- [2] Tilkian, A. G., Guilleminault, C., Schroeder, J. S., "Sleep-induced apnea syndrome: Prevalence of cardiac arrhythmias and their reversal after tracheostomy," *Am J Med*, 63:348, 1977
- [3] McArdle, N., Devereux, G., Heidarnjad H., et al., "Long-term use of CPAP therapy for sleep apnea/hypopneas syndrome," *Am J Respir Crit Care Med*, 159:1108-1114, 1999
- [4] 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, pp.82-89, 2001
- [5] Smits, A. J., *A Physical Introduction to Fluid Mechanics*, New York: Wiley, 2000, pp.370-371
- [6] 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, pp.3926-3932, 2002
- [7] 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, No.6, pp.731-743, 2003
- [8] 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, pp.350-361, 2006
- [9] S. I. Rubinow, "Introduction to Mathematical Biology," New York: Academic Press, 1975