

전기 구동 이동형 인공호흡기의 개발

고성호, 최낙빈, 김대용, 이상훈, 이태수*
단국대학교 의과대학 의공학교실, 충북대학교 의과대학 의공학교실*

Development of Portable Electrical Ventilator

S. H. Ko, N. B. Choi, D. W. Kim, S. H. Lee, T. S. Lee*
Biomedical Engineering, College of Medicine, Dankook University
Biomedical Engineering, College of Medicine, Chung-buk University*

ABSTRACT

In this paper, we developed a portable electrical ventilator that could be controlled by the microcontroller. Control algorithm of motor drive programmed with ASM96 assembly language software. We evaluated the system by measuring the parameters such as motor speed, feedback gain and overall specification.

Key Word : 인공 호흡기, 제어 알고리즘,
마이크로 콘트롤러

1. 서 론

최근 우리 나라의 자동차 대수가 1,000만대를 상회하고 있으며, 교통사고 환자도 급격히 증가하고 있다. 또한 사회가 복잡해지고 다양해지면서 여러 형태의 응급환자가 많이 발생되고, 이들을 이송할 때 이동형 인공호흡기가 이제는 필수적이 되었다. 또한 우리의 의료환경이 공급보다 수요가 많아졌으며, 따라서 중소 병원에서의 수술실이나 중환자실에서 고가의 공기 공급장치를 설치하여 기존의 인공호흡기를 운영하기보다는 이동형 인공호흡기를 사용하여 별도의 시설 없이 수술실이나 중환자실을 운영하려는 움직임이 일고 있다.

그러나 대부분의 의료 장비는 고가이며, 외국 제품에 의존하고 있기 때문에 일반 병원이나 가정에는 보급이 용이치 않다. 따라서 본 연구는 기존의 외국 제품과 비교하여 결코 뒤지지 않는 이동형 인공 호흡기를 개발하여 병원뿐만 아니라 가정에도 싸고 편리한 안정된 의료혜택을 주려는데 목적이 있다.

본 논문에서는 전기 구동 이동형 인공호흡기의 기본적인 기능을 할 수 있는 장치를 제작하고, 실험을 통하여 그 성능을 평가하여 보았다. 제작에 앞서 기존 제품에 대한 기능 및 성능을 조사하고 [4,7], 이를 토대로 하여 이동형 인공호흡기 시스템을 구성하였다.

2. 하드웨어 구성

시스템은 크게 마이크로 콘트롤러부, 모터 구동회로부, 디스플레이부, 압력센서 회로부, 전원부, 디지털 속도 측정기로 나눌 수 있다. 하드웨어 구성의 전체 블록도는 (그림 1)과 같다.

2.1 마이크로 콘트롤러

모터 구동을 위한 필수적인 신호 발생 및 PC와 구동 회로간의 연결을 담당하는 마이크로 콘트롤러를 제작하였다. 콘트롤러 제작의 핵심 부품으로 16bit 마이크로 콘트롤러인 80C196KC(intel)을 사용하였으며, PWM(pulse width modulation) 출력을 사용하여 모터 구동회로부에 전달함으로써 모터의 속도를 제어하였다. 입출력 포트를 사용하여 모터 회전 방향(direction)을 결정해 주고 방향 신호와 원하는 시간에 모터를 정지시킬 수 있는 정지(brake) 신호를 발생시켰다. 또한 호흡 설정에 관한 데이터를 디스플레이 부에 전송하여 출력하도록 하였다.

2.2 모터구동 회로

모터의 정·역 구동 및 속도 조절을 위한 회로 구성하였다.

모터의 정·역방향 구동을 위한 회로 설계에서는 H-Bridge를 구성하기 위해서 N-type MOSFET 4개를 사용하였으며, 이들을 구동하기 위해 AQW214, TC4469등의 소자를 사용하였다. 또한 펄스 폭을 조절하여 전달하는 평균에너지의 양을 조절하는 PWM 방식을 사용하여 모터 속도의 변화를 시도했다.

2.3 디스플레이부

이 부분은 1회 호흡량(Tidal Volume), 분당 호흡수 (Breath per Minute, BPM), 호흡상 비(I : E Ratio), 분당 호흡량(Flow Rate)을 표시하는 부분이다. 분당 호흡량을 제외한 각각의 수치들은 가변저항으로 조절할 수 있도록 하였으며, 가변저항에 의해 조절되는 아날로그 값들은 마이크로 콘트롤러의

아날로그/디지털(A/D) 변환 포트에 입력되도록 하였다. 이 때 입력된 값들은 프로그래밍에 의해 계산되어 각 범위에 맞는 값들을 LCD에 출력하도록 하였다. 1회 호흡량은 100ml에서 2000ml 까지 5ml 단위로 조절할 수 있도록 하였고, 분당 호흡수는 2에서 40까지 조절하도록 하였으며, 호흡상 비는 1:1.0에서 1:9.9까지 조절할 수 있도록 하였다. 입력된 값들을 토대로 분당 호흡량을 결정하도록 하였으며, 그 계산에 사용된 공식은 다음과 같다[1,6].

$$\begin{aligned} \text{Respiration Time} &= \frac{1}{\text{BPM}(\text{회}/\text{min})} \times \frac{60\text{sec}}{1\text{min}} \\ &= \frac{60}{\text{BPM}}(\text{sec}) \end{aligned}$$

Inspiration Time

$$= \text{Respiration Time} - \text{Expiration Time}$$

$$I : E \text{ Ratio} = 1 : \frac{\text{Expiration Time}}{\text{Inspiration Time}}$$

$$\text{Flow Rate} = \frac{\text{Tidal Volume}}{\text{Inspiration Time}}$$

2.4 압력센서부

압력센서부는 환자의 자발적인 호흡에 관계된 압력을 측정하는 곳으로, 압력센서[2]를 통해 얻어진 아날로그 값은 A/D 변환을 통해 데이터 처리하였다. 이 때 압력에 따른 센서의 출력 전압은 (그림 2)에 나타내었다. 환자 호흡에 관계된 압력(20mmHg 이하) 내에서는 압력이 증가함에 따라 출력전압이 선형적(linear coefficient=0.99838)으로 증가하였으며, 이 때의 출력전압은 증폭 회로를 이용해 A/D 변환에 용이한 전압(0-5V)으로 바꾸어 주었다.

2.5 전원부

이동형 인공호흡기의 전원 장치가 갖추어야 하는 필수적인 조건은 소형화되어 여분의 공간에 적당하게 들어갈 수 있어야 한다는 것이다. 본 연구에서는 전원에 사용되는 변압기를 고리형으로 제작하여 케이스 속의 빈 공간에 설치할 수 있도록 제작하였다. 입력 전원은 110VAC를 사용하였고 모터와 마이크로 콘트롤러부를 구동하기 위해 각각 DC 13.8V와 5V로 변환시켜 출력하도록 제작하였다.

일반적으로 실내에서 사용되는 반면 이동형이라는 특성을 고려하여 110V전원 이외에 재충전식 건전지를 사용하여 이동할 때에도 사용이 용이하도록 하였다. 충전식 건전지로는 Li-Ion 건전지를 사용하였다. 본 건전지의 충전은 급속 충전 방식을 사용하여 1시간이내의 충전으로 약 2~3시간동안 사용할 수 있다. 충전을 위한 제어 회로는 PIC-BASIC을 사용하였으며, 건전지의 충전 전압과 전류를 감시하여 충전이 되도록 하였다.

2.6 디지털 속도 측정기(Digital speed detector, DSD)

모타의 속도를 측정하기 위하여 회전축에 부착된 인코디(Optical Encoder)로부터 나오는 펄스의 주기를 측정하였으며, 여기서 사용된 광학 인코더는 모타 1회전당 200개의 펄스가 검출되는 것을 사용하였다. 인코더에서 출력된 펄스는 마이크로 콘트롤러에 입력되어 프로그래밍에 의해 속도를 측정하고 측정된 속도는 디지털 값으로 데이터 처리할 수 있도록 하였다.

3. 모타의 동특성 조사

3.1 인가 전압에 따른 모타의 동특성 조사

모타 정격 전압(13.8V)내의 인가 전압변화에 따른 모타 속도를 소프트웨어와 하드웨어로 구성된 디지털 속도 측정기로 측정하였다. 측정된 모타 동특성은 (그림 3)와 같다. 그림에서 보는 바와 같이 인가 전압이 증가함에 따라 모타의 속도도 증가하였으며, 거의 정비례하는 관계를 보였다.

3.2 모타 구동 회로와 연결 후 모타의 동특성 조사

모타 구동 회로와 연결하여 모타의 동특성을 조사하였는데 이 때에는 정격 전압을 인가하고 PWM 값을 변화하면서 속도를 측정하였다. PWM 값의 증가에 따라 모타의 속도도 증가하는 것을 관찰하였고 이 때의 결과는 전압을 변화시켰을 때 나타나는 결과와 거의 유사하였다. 따라서 인가 전압을 변화시키는 대신 우리가 제작한 모타 구동회로를 이용해 PWM 값을 변화시키므로써 모타의 속도를 제어하는 것이 가능하였다.

3.3 PI Feedback control Algorithm을 이용한 후 모타의 동특성 조사

모타를 원하는 속도로 일정하게 제어하기 위해 PI Feedback Control Algorithm을 이용하였다. 설정 속도와 디지털 속도 측정기로 측정된 속도를 비교하고 PI 알고리즘을 이용해 구해진 값을 PWM 수치로 변환하여 모타 구동 회로에 인가한 후 모타의 동특성을 조사하였다.

사용된 PI 알고리즘은 다음과 같다[5].

- P 제어 -

$$\begin{aligned} U_p(kt) &= K_p \cdot e(kt) \\ e(kt) &= r(kt) - y(kt) \end{aligned}$$

여기서,

t : 제어 주기(1ms)

$U_p(kt)$: 모터의 속도를 결정하는 PWM 값(P-제어)

$e(kt)$: 설정 속도와 측정 속도의 차이

$r(kt)$: 설정 속도

$y(kt)$: 디지털 속도측정기에 의해 측정된 속도

K_p : Proportional-Gain

- I 제어 -

$$U_I(kt) = K_I \cdot \int e(kt) dt$$

$U_I(kt)$: 모터의 속도를 결정하는 PWM 값 (I-제어)

K_I : Integral-Gain

- PI 제어 -

$$U_{PI}(kt) = U_P(kt) + U_I(kt)$$

프로그램으로 구현된 PI 알고리즘을 이용하여 최적의 제어를 하기 위한 기초 실험으로 이득 (Gain)을 변화시켜 가며 설정 속도와 측정 속도간의 관계를 조사하였다. P-제어시 이득에 따른 속도 특성은 (그림 4)에 나타내었다. 여기서 최적의 P-이득은 10-13 사이임을 알았다. P-제어만으로는 외부 부하에 대해 강건한 특성을 갖기는 힘들기 때문에 부하의 유·무에 관계없이 일정한 속도를 유지하기 위해서 PI-제어에 관한 실험을 하였다. P-이득은 13으로 고정하고 I-이득만을 변화하며 실험을 하였다. I-이득에 따라 큰 차이는 보이지 않았으나 PI-제어를 함으로써 설정 속도와 측정 속도가 상당히 일치하는 결과를 얻어낼 수 있었다(그림 5).

3.4. 실린더에 장착 후 구동 특성 조사

실린더를 장착한 후에는 실린더라는 한정된 공간 속에서 모터의 정·역 회전이 이루어 져야 하기 때문에 모터가 등속도를 유지하는데 어려움이 있다. 모터의 특성상 정지 상태에서 일정 속도까지 증가하는데 걸리는 시간이 존재하며, 빠른 속도에서는 정지시 관성에 의한 회전이 존재하므로 관성에 의한 회전을 무시할 수 있을 정도의 속도로 감속시킨 후 정지시켜야만 하기 때문이다. 따라서 이 경우에는 등속도 제어가 아닌 일정 거리를 일정 시간에 도달하는 평균 속도 제어의 개념을 도입해야 한다. 그러므로 위에서 제시한 알고리즘만 이용했을 경우에는 설정 속도와 실제 속도간에 생기는 오차를 피할 수 없게 된다. 따라서 이를 보상해 줄 수 있는 추가적인 알고리즘이 필요하였다. 본 연구에서는 원하는 시간에 일정 거리에 도달할 수 있는지를 판단하여 속도를 증감시키는 알고리즘을 추가로 적용하고 모터의 구동 특성을 조사한 결과 설정 시간과 실제 도달시간간의 오차는 5% 미만으로 나타났다.

4. 제어 모드의 구축 및 평가

본 이동형 인공호흡기에서는 사용자가 5 가지의 제어 모드를 선택할 수 있도록 하였다[3]. 5가지 제어모드는 각각, Control, Control+Sigh, Assist/Control, Assist/Control+Sigh, SIMV(Synchronized Intermittent Mandatory Tentilation)로 구성하였다. Control 모드는 일정한 1회 호흡량(100 ml - 2000 ml)을 사전에 설정된 분당 호흡수(2-40 BPM)로 공급할 수 있는 방식이며, Assist/Control 모드는 환자가 강제적 호흡 중간중간에 환자 자신의 자발적인 호흡을 감지할 수 있는 방식을 나타내며,

Sigh 모드에서는 100번 호흡할 때마다 설정된 1회 호흡량의 150%가 공급될 수 있도록 하는 형식이며, SIMV 모드는 환자가 기계에서 제공되는 호흡 사이사이에 자발적인 호흡이 가능하도록 하는 방식이다. 따라서 이러한 모드를 구현하기 위해서는 환자의 자율적인 호흡을 감지할 수 있는 센서장치가 필요하였다. 본 연구에서는 미리 선정된 압력센서를 사용하여 기초 실험을 마친후 SIMV 모드에 적용하여 기본적인 상태를 설정하고 이에 따른 동작 상태를 조사하였다.

최종적으로 우리가 제작한 시스템은 (그림 6)에 나타내었으며, 성능 평가를 위한 실험으로 성인의 1회 평균 호흡량인 700ml를 1회 호흡량으로 설정하고 호흡상비는 1:2로 정한 다음 분당 호흡수만을 변화시켜 25분간 동작시킨후 측정된 호흡수의 정확도를 확인하였다. 분당 호흡수는 각각 15, 20, 25회로 설정하였다. 따라서 25분동안의 총 호흡수는 각각 375, 500, 625회가 되어야한다. 본 시스템의 동작에 의해 실제 측정된 총 호흡수는 각각 362, 487, 602회 였으며, 이것은 원하는 호흡수에는 미치지 못하였지만 모두 5%내의 오차를 갖는 결과로 만족할 만한 내용이라 할수 있다.

5. 결론

본 논문에서 제작한 모터구동회로와 제어 알고리즘으로 모터의 기초 동특성 실험을 한 결과 원하는 제어가 가능하였고 실린더 장착 후에도 새로운 제어 알고리즘을 추가 적용함으로써 제어시 불일치하는 부분도 해소 할 수 있었다.

본 시스템의 제어 부분은 마이크로 콘트롤러를 사용하여 소형화와 경량화를 구현하였으며, 전반적인 성능 또한 만족할 만한 결과를 보였다.

앞으로 시스템의 제어 성능을 보다 향상시키고 경보 장치 및 표시 부분을 보완하여 상품화가 가능한 시스템을 구현할 것이다. 또한 직렬통신방식을 이용하여 제작된 시스템과 다른 컴퓨터 시스템간의 통신을 가능하게 하여, 컴퓨터와 접속함으로써 중환자실이나 응급실에 있는 인공호흡기를 중앙관리할 수 있고, 구급차에 의한 이동시 무선 통신망을 통해 환자의 상태를 감시하고, 원격 제어가 가능하도록 할 예정이다.

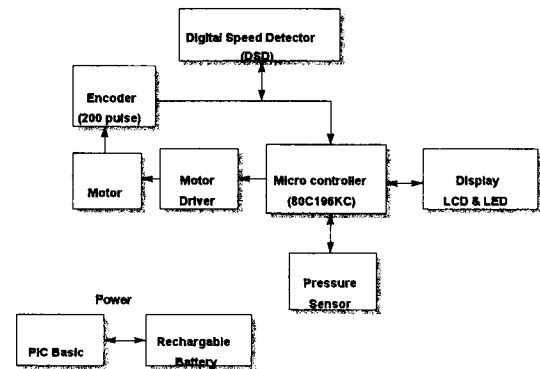


그림 1. 전체 시스템 구성도

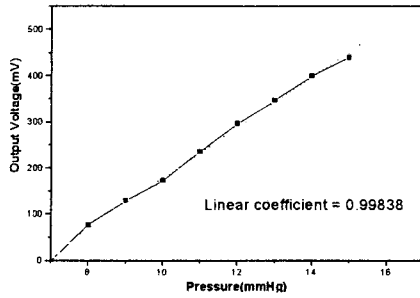


그림 2. 압력에 따른 센서의 출력전압

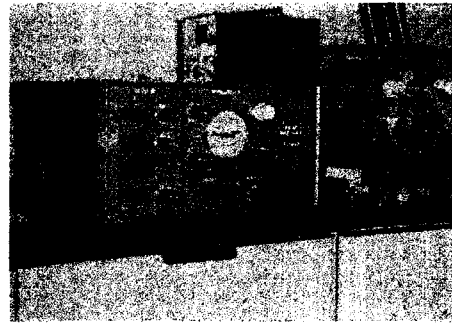


그림 6. 시스템 구현 사진

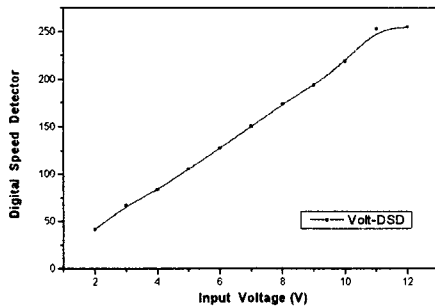


그림 3. 인가 전압에 따른 모터의 속도 특성

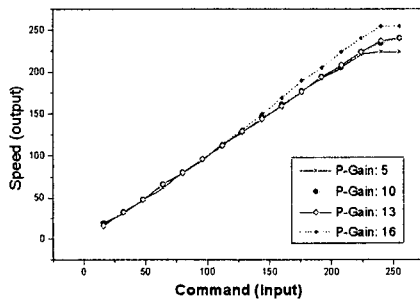


그림 4. P제어시 P-Gain에 따른 속도 특성

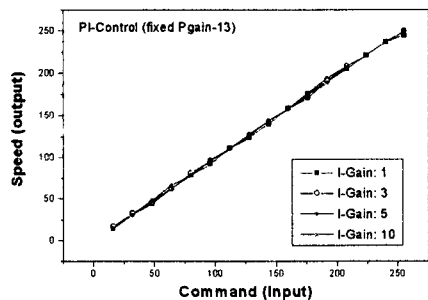


그림 5. PI제어시 I-Gain에 따른 속도 특성

참고 문헌

- [1] S. P. McPherson, "Respiratory Therapy Equipment," 2nd Ed. CV Mosby, St. Louis, 1981.
- [2] J. W. Black, B. S. Grover, "A Hazard of pressure Support Ventilation," Chest 93:333, 1988.
- [3] B. J. Downs, "New Modes of Ventilatory Assistance," Chest 90:626, 1986.
- [4] C. B. Spatman, H. G. Sanders, "The New Generation of Mechanical Ventilators," Respire Care, 32:403, 1987.
- [5] S. H. Lee, B. G. Min, "Development of Totally Implantable Total Artificial Heart Controller," Trans Am Soc Artif Organ, 37:505, 1991.
- [6] M. J. Tobin, "Principles and practice of mechanical ventilation," New York, McGraw-Hill, Inc., 1994.
- [7] A. Perel, M. C. Stock, "Mechanical ventilatory support," Baltimore, Williams & Wilkins, 1992.

본 연구는 보건복지부에서 주관한 '96년도 선도기술 의료공학기술개발사업'의 지원(HMP-96-G-1-21)에 의하여 이루어진 것임.