

論文2000-37SC-4-6

가스 모니터 및 볼륨 제어 방식의 마취기용 인공 호흡기 개발 (Development of an Anaesthesia Ventilator by Volume Control Method and a Gas Monitoring System)

李鍾洙*, 成宗勳*, 金榮吉*

(Jong Su Lee, Jong Hoon Sung, and Young Gil Kim)

요 약

일반적으로 시술자가 환자에게 마취를 할 때에는 매우 주의하여야 한다. 만약 잘못 시행 될 때는 환자는 매우 위험한 상황에 빠지게 된다. 본 논문에서는 잘못 시술이 발생 될 수 있는 몇몇 위험요소들을 사전에 예방하기 위하여 시스템의 정밀성과 사용자의 편리성을 고려하여 구현하는 것을 목표로 하였다. 특히 시스템에서 전자적인 부분은 스위치와 엔코더를 이용하여 사용자 인터페이스에서 조작을 편리하게 하고, 그래픽 액정 화면 표시기를 이용하여 환자의 기도압과 이산화탄소 과형을 실시간 모니터링 기능을 구현하였다. 또한 설정 값의 정밀한 제어를 위해 기계적인 부분에서 유량 제어 밸브와 유량 센서를 이용하여 피드백 유량 제어 시스템을 구현하였다. 이러한 기술을 개발함으로써 시술자에게 설정치 조작의 편리성과 정확성을 가져다줄 뿐만 아니라 환자의 상태와 여러 가지 변수들의 허용 범위를 넘을 경우 정확하고 신속하게 정보를 알려줌으로써 마취기용 인공 호흡기의 안정성과 신뢰성이 확보될 수 있음을 알 수 있었다.

Abstract

Generally an operator would take notice at putting a patient under anesthesia. If the operation is executed in mistake, the patient is exposed to danger. The object of this paper is that a system is developed for an accuracy of system and a convenience of user interface to prevent an operation of several elements of risk by mistake. The part of electrical system particularly is made for convenience of a manipulation using electrical switch and encoder. A real-time monitoring system is developed for an airway pressure and a gas concentration of carbon dioxide of patient using graphic LCD(liquid crystal display). Moreover, this flow control system could be developed control with accuracy by feedback control method. This is implemented using flow control valve and flow sensor. The implemented system gives convenience and precision of a manipulation of variable value using developed technique. This system shows guaranteed stabilization and confidence of anesthesia ventilator by notifying us that patient's state and information in case of being out of alarm range of variable value.

I. 서 론

현재 일반적으로 보급된 마취기들은 개방형 제어 방식의 단순한 기능을 가진 것들이 대부분을 차지한다. 이러한 기기들은 시술자들로 하여금 잘못된 조작에 의

하여 사고가 발생할 수도 있다. 그러나 최근 수입되는 마취기들은 사용자 인터페이스에서 많은 개선이 이루어져 이러한 위험요소들이 많이 줄었다. 한편, 국내의 마취기들은 기능의 고급화와 사용자의 편의성을 고려하여 개발되어 있지 않다. 환자에게 발생될 수 있는 여러 가지 위험 요소들을 줄이고 국내 의료수준의 발전과 국산 의료기 산업 발전을 위하여 고급 기능을 가지는 저가격의 마취기용 인공호흡기는 개발되어야 한다.

최근 통계청 자료에 따르면 인공 호흡기가 첨단의료기 수출 제품 중에서 많은 부분을 차지하고 있다고 한다. 이와 같은 시점에 고급 기능을 갖춘 첨단 인공 호

* 正會員, 亞洲大學校 電子工學科

(Dept. of Electronics Eng. Ajou University)

接受日字:1999年8月2日, 수정완료일:2000年5月30日

흡기의 개발은 지속적인 수출 증가를 유지할 뿐만 아니라 국내 병원의 의료 수준 발전에 기여할 수 있다. 이러한 고급 기능을 가진 인공호흡기를 이용함으로써 시술자는 잘못된 조작에 의하여 발생할 수 있는 잘못된 시술을 방지할 수 있다.

최신의 인공호흡기들은 다양한 환기 양식과 작동자가 조절한 변수를 정확하게 적용 가능한 여러 가지 장치를 부착하고 있다. 고급 기능의 마취기용 인공 호흡기는 환자가 흡기 또는 호기시 이산화탄소와 산소 가스의 농도를 동시에 모니터링할 수 있다. 따라서 시술자가 환자의 상태에 따른 호흡을 보다 안정되고 신속하게 감시할 수 있다. 그러므로 시술자는 조절할 수 있는 변수의 기능적 특징을 정확히 인지하여 기계적 환기 보조에 의한 위험성과 요구되는 생리적 목표 사이의 균형을 유지할 수 있다.

인공 호흡기에서는 환기 양식에 따라 크게 두 가지 분류가 있다. control variable에 따른 것과 phase variable에 따른 방식이 있다. control variable에는 설정된 tidal volume이 흡기의 목표인 VCV(volume control ventilation) 방법과 설정된 airway pressure가 흡기의 목표인 PCV(pressure control ventilation) 방법이 있다. 본 논문에서 구현된 시스템은 설정된 tidal volume이 흡기의 목표인 VCV 방식을 가진다.

본 논문에서는 가스 모니터 및 볼륨 제어 방식의 마취기용 인공 호흡기를 개발함에 있어 필요한 제어 방법 및 모니터링 기술들은 제안하고 실제 시스템을 구성을 하여 검증하여 보았다. 개발된 시스템은 인공 호흡기에서 기본적인 인공 호흡 기능인 CMV 모드(controlled mandatory ventilation mode)가 가능하다. 개발된 마취기용 인공호흡기는 환자에게 공급되는 가스를 챔버(chamber)와 여러 가지 필터를 거쳐 환자에게 공급되어 진다. 이와 같은 챔버 시스템은 외부 공기의 오염과 마취 가스에 의한 기계의 부식을 방지할 수 있게 해준다. 또한 구현된 마취기용 인공호흡기는 CMV 모드 기능뿐만 아니라 현재 환자가 호흡하는 가스의 농도도 모니터링이 가능하다. 환자가 내뿜는 가스는 가스 센서 시스템에서 처리되어 산소와 이산화탄소 가스 농도를 파형과 숫자로 화면에 표시된다. 앞과 같은 기능을 가진 호흡기를 개발함으로써 시술자는 실시간으로 환자의 상태를 인지하여 안정된 환자의 관리가 가능함을 알 수 있었다.

II. 본 론

구현되어진 마취기와 호흡 회로의 기본구조는 그림 1과 같은 구조를 가진다. 마취기용 인공호흡 시스템은 외부에서 가스(O₂, Air)를 공급받아 동작하게 된다. 그림 2는 마취기용 인공호흡기에서 기본적인 호흡방식인 CMV모드를 나타낸 그림이다.

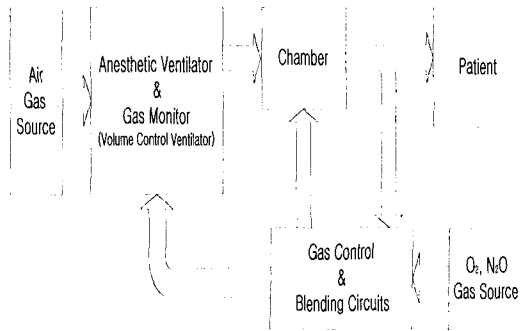


그림 1. 호흡 회로의 기본구조
Fig. 1. Basic diagram of Respiration circuit.

구현되어진 시스템을 각 부분으로 나누면 유량 제어 시스템, 압력 모니터링 시스템, 가스 모니터링 시스템으로 구성됨을 알 수 있다. 이를 각각 설계하면 다음과 같다.

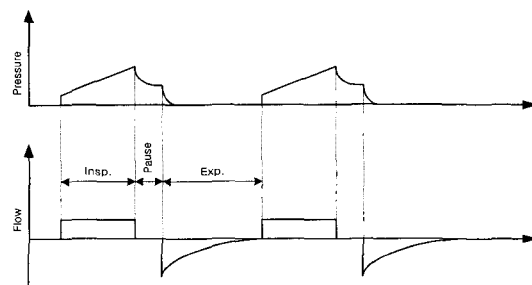


그림 2. CMV 모드에 의한 호흡 파형
Fig. 2. Respiration waveform by CMV mode.

1. 유량 제어 시스템

일반적으로 환자가 1회 호흡할 때에 흡기 또는 호기하는 총 호흡량을 tidal volume이라 한다. 근래의 마취기는 tidal volume을 설정하기 위하여 시술자에게 메뉴얼 방식의 유량 제어 밸브를 제공한다. 이러한 제어 방식은 여러 가지 환기 양식의 변수들이 변함에 따라 tidal volume이 같이 변하게 되어 설정된 값을 만족하지 못하게 된다. 그러므로 시술자는 다시 유량

제어 밸브를 조절하여 tidal volume을 요구되는 설정 값으로 제어하게 된다.

전자적인 밸브를 이용한 시스템은 환기 양식에 따른 변수들이 변함에 따라 밸브를 제어한다. 또한 환자에게 공급되어지는 가스의 정확한 유량을 제어하기 위하여 이러한 밸브는 높은 정밀도를 요구한다. 유량 제어 밸브는 외부에서 공급되어지는 압력의 변화에 따라 출력되는 유량과 압력이 변하게 된다. 또한 시간이 지나면 기계의 노후에 의한 오차가 발생함으로써 기계 자체의 수리 및 보정이 필요하게 된다.

본 논문에서 제안한 유량 제어 시스템은 유량 센서에서 측정된 유량을 이용하여 유량 제어 밸브를 제어 알고리즘에 따라 제어하게 구현하였다.

그림 3은 외부에서 공급되는 압축 가스를 유량 제어 밸브와 유량 센서를 이용하여 유량을 제어하는 시스템을 나타낸 그림이다. 외부 가스 공급 장치에서 유량 제어 시스템에 입력이 되고 내부의 압력 감소 장치를 거쳐서 FCV(flow control valve)에 입력되어진다. FCV, Balloon 밸브, FS(flow sensor)를 순서대로 연결을 하였다. FCV는 입력에 일정한 압력의 압축 공기를 공급하면 출력은 모터의 스텝에 따라 흐르는 유량이 제어된다.

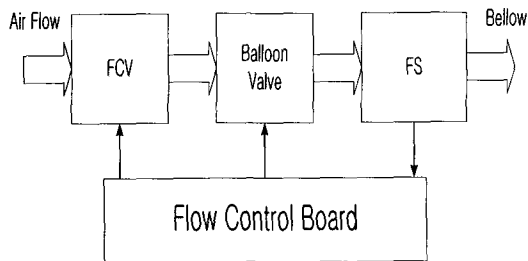


그림 3. 유량 제어 시스템
Fig. 3. Flow Control System.

그림 4는 유량 제어 밸브에 일정한 압력의 압축 공기를 입력하고 밸브의 출력 유량을 나타낸 그림이다. 가로축은 밸브를 제어하는 모터의 스텝 수 세로축은 밸브의 출력 유량을 나타낸 것이다. 그림 4에서 나타난 바와 같이 입력 가스의 한정된 유량 때문에 일정 이상 밸브를 열면 더 이상 유량이 증가하지 못한다. 이러한 현상은 입력 가스를 가스통의 출력을 이용하여 실험을 하였기 때문이다. 외부에서 공기를 압축하여 공급하는 기계를 이용하면 이러한 현상은 없어 질 수 있다.

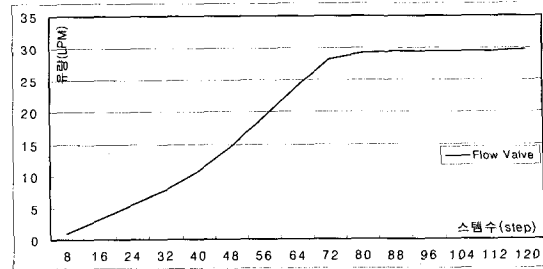


그림 4. 유량 제어 밸브의 특성 곡선
Fig. 4. Characteristic curve of flow control valve.

그림 5는 유량에 따른 유량 센서의 출력 값을 나타낸 그림이다. 유량 센서가 측정할 수 있는 범위 내에서는 유량에 따라 선형적인 특성을 가진다.

밸브는 오랜 시간이 흐르면 밸브의 노후로 인하여 처음 보정할 때의 정확도를 가지지 못한다. 또한 공급 가스 압력의 변화로 인한 설정된 유량의 오차를 발생한다. 피드백 제어 방식을 가지지 않는 시스템은 이러한 오차가 발생하게 되면 기기 자체의 수리 및 보정을 하여 주어야 한다. 구현되어진 시스템에서는 여러 가지 원인에 의하여 발생한 오차를 줄이기 위하여 유량 센서의 데이터와 피드백 제어 알고리즘을 이용하여 보정하였다. 본 논문에서 구현한 시스템은 밸브의 노후에 의한 오차 및 공급되는 가스 압력의 변화에 인한 오차를 보정하여 시술자에 의하여 설정된 tidal volume을 정확히 가해지도록 설계되었다. 이로서 시술자는 매번 변수를 다시 설정할 때마다 환기의 목표가 되는 tidal volume을 다시 설정하지 않아도 된다.

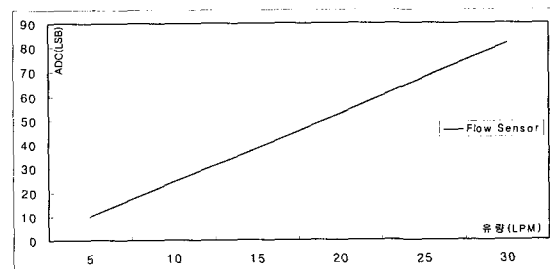


그림 5. 유량 센서의 특성 곡선
Fig. 5. Characteristic curve of flow sensor.

2. 압력센서 모니터링 시스템

일반적인 호흡기 시스템들은 기체의 압력을 측정하기 위하여 압력에 따라 저항 값이 변하는 piezo-resistive 방식의 센서를 이용하였다. 이러한 센서는 반도체 센서 타입으로 넓은 응용 분야에서 쓰이고 있

고 안정성 또한 매우 우수하다. 그림 6은 압력 센서의 내부 구조를 나타낸 그림이다. 예전의 압력 센서들은 온도 보상 회로 등 여러 가지 회로들이 내부에 있지 않았다. 그러나 최근의 압력 센서는 여러 가지 오차의 원인을 줄이기 위하여 내부에 그림 6과 같은 기본적인 보상 회로를 내장하고 있다.

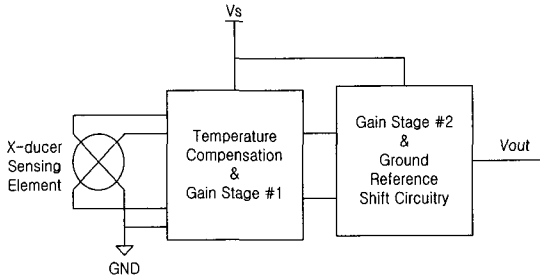


그림 6. 압력 센서 구조
Fig. 6. Structure of pressure sensor.

그림 7은 압력 센서에서 출력되는 아날로그 신호를 ADC(analog digital converter)까지의 처리 과정을 나타낸 그림이다. 그림 8과 그림 9는 호흡기가 동작할 때 압력 센서의 변화를 나타낸 파형이다. 그림 8은 압력 센서에서 들어오는 데이터를 디지털 필터 처리를 하지 않고 직접 출력한 파형이다. 그림 9는 데이터를 먼저 출력하기 전에 입력되는 데이터에 디지털 필터 처리를 하여 출력한 파형이다. 본 논문에서 구현된 시스템은 우수한 성능의 압력 센서와 마이크로 프로세서를 이용하여 여러 가지 센서에서 입력되는 데이터들을 실시간 디지털 필터를 이용하여 처리하였다. 이렇게 디지털 필터 알고리즘을 이용함으로써 보다 안정된 제어가 가능할 뿐만 아니라 화면에 표시되는 파형을 매우 부드럽게 출력할 수 있었다.

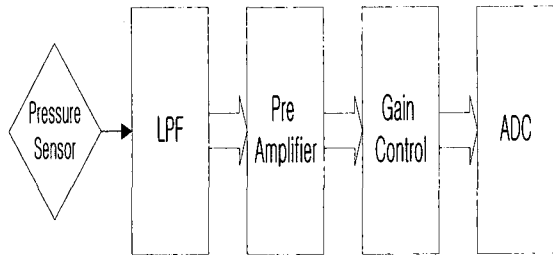


그림 7. 압력 센서 신호 처리 시스템
Fig. 7. Pressure sensor signal processing system.

각 압력센서들은 제로 오프셋들이 차이가 나고 온도에 따라 제로 오프셋들이 변한다. 또한 기계적인 부분

이 어떻게 구성되어져 있는가에 따라 각각의 센서 값들의 선형성이 차이가 난다. 아날로그 회로 부분들은 각 부품의 노화와 특성의 차이에 따라 발생되어지는 오차를 줄이기 위하여 다양한 자동 보정 방법이 사용되어져야 한다. 본 시스템에서는 이러한 여러 가지 요인에 의하여 발생하는 오차를 보상하기 위하여 auto zeroing과 auto calibration 방법을 이용하였다.

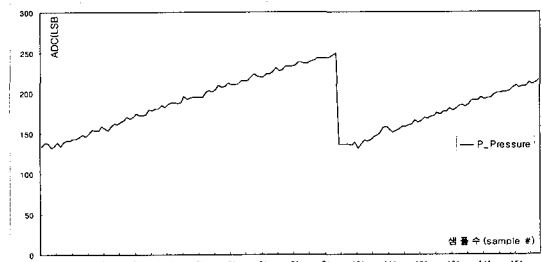


그림 8. 디지털 필터를 사용하지 않은 압력 파형
Fig 8. Pressure waveform without digital filter.

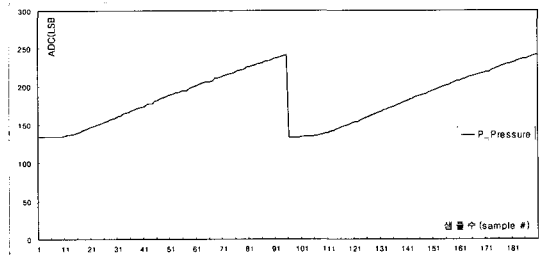


그림 9. 디지털 필터를 이용한 압력 파형
Fig 9. Pressure waveform with digital filter.

일반적인 압력 시스템에서 현재 대기압을 영점 압력 또는 기준 압력이라 한다. 실제적으로 현재의 대기압은 위치와 시간에 따라 변한다. auto zeroing은 이렇게 변하는 대기압에 따라 압력센서의 제로 값을 보정해주는 기능을 한다. 본 시스템은 항상 시스템이 처음 켜지게 되면 auto zeroing 기능을 실행한다. 그리고 auto calibration 기능은 시스템의 정기적인 정검시에 하여 압력 센서 시스템에 대한 안정성과 정확도를 높였다.

압력 센서와 전단 증폭기들은 선형적인 특성을 가지게 설계를 하더라도 각각의 소자의 특성이 차이가 나타남에 따라 선형성이 시스템마다 차이가 나게 된다. auto calibration은 압력 센서 부분이 구성되어지면 계인을 조절하여 요구되어지는 선형성을 시스템마다

일정하게 유지할 수 있게 설계되어 졌다. 실제적으로 이러한 auto calibration은 일정 기간 제품을 사용하고 나면 다시 이러한 조정 작업을 실행하여야 정확한 센서 출력을 얻을 수 있다.

본 논문에서 개발된 압력센서 모니터링 시스템은 공급되는 가스의 압력을 매우 안정되고 정밀한 측정이 가능하였다. 이렇게 안정된 시스템은 신호의 값을 파형으로 출력할 경우 파형이 매우 부드러워졌다. 압력 센서와 아날로그 부분에서 발생하는 노이즈에 의하여 잘못된 제어가 발생될 확률을 상당히 줄일 수 있었다.

3. 가스 모니터링 시스템

마취기용 인공호흡기 시스템은 산소와 마취가스를 혼합하여 환자에게 설정 된 양만큼 공급한다. 이렇게 환자를 호흡시키는 과정에서 현재 환자가 호흡하고 있는 공기의 이산화탄소와 산소 가스의 농도를 관찰하는 것은 임상적으로 매우 중요한 가치가 있다. 환자가 호흡하는 가스의 산소와 이산화탄소의 농도를 실시간 모니터링 하는 것은 환자의 폐기능을 측정할 수 있을 뿐만 아니라 호흡시 배출되는 공기의 산소와 이산화탄소 가스의 농도를 모니터링을 함으로서 환자의 여러 가지 상태를 알 수 있다. 또한 인공 호흡기의 연결시 연결 부위의 이탈, 무호흡등을 감지할 수 있으며, 기관내 삽관시 기도폐색등을 알아낼 수 있다.

그림 10은 구현된 가스 모니터링 시스템의 내부 구조를 나타낸 것이다. 환자가 호흡할 때의 가스에서 분당 약 200-300ml 정도의 유량으로 가스 센서에 입력되어진다. 이렇게 샘플되어진 가스는 필터를 거쳐 각각의 센서에 입력되어 진다. 각각 센서의 출력은 디지털화 되어 메인 프로세서에서 화면에 출력된다. 본 시스템에서 쓰인 가스 센서는 적외선 방식이다. 이러한

방식의 센서는 아주 적은 양의 가스가 센서에 입력되어 측정된다. 적외선 방식의 센서는 빠른 응답 속도와 센서의 수명이 길다는 것이 장점이다. 그러나 이러한 방식의 센서는 수 분 정도의 예열 시간이 필요하다. 또한 이것은 환자가 호흡하는 가스의 정밀한 측정이 가능하고 시스템은 빠른 응답 속도를 가지고 있다.

측정된 가스가 외부에 유출이 되면 외부 공기를 오염을 시킬 수 있다. 따라서 측정된 가스는 외부에 별도로 준비된 가스통에서 측척이 되어진다.

일반적인 마취기 시스템들은 이러한 가스 모니터링 시스템을 포함하지 않은 별도의 시스템 구조를 가진다. 그러나 본 논문에서 개발된 시스템은 일체형 구조를 가지게 설계를 함으로서 전체 시스템의 비용의 절감뿐만 아니라 시술자는 작은 공간에서 환자에게 보다 안정되고 빠르게 환자의 상태를 파악할 수 있다.

III. 실험 방법 및 결과

본 연구에서 개발된 각각의 시스템들은 개별적인 성능 시험을 거친 후 하나의 전체 시스템으로 구성되어 졌다. 실험 환경은 실제 환자에게 설치되어 실험할 수 없기 때문에 에어백을 이용하였다. 마취기용 인공호흡기는 외부에서 마취 가스와 산소 가스를 공급 받아야 하지만 실제 실험 환경에서 마취 가스와 산소 가스를 이용하는 것은 위험한 요소가 되기 때문에 사용할 수가 없다. 실험하는데 필요한 모든 가스는 압축 질소 가스를 이용하여 실험하였다. 그림 12는 유량 센서를 이용하여 한 호흡에서 현재의 유량 값을 측정하여 나타낸 그림이다. 그림 12에서 수평인 부분이 유량 제어 시스템에 의하여 현재의 설정 값으로 제어된 부분임을 알 수 있다. 수평인 부분은 현재 환자가 흡기인 상태

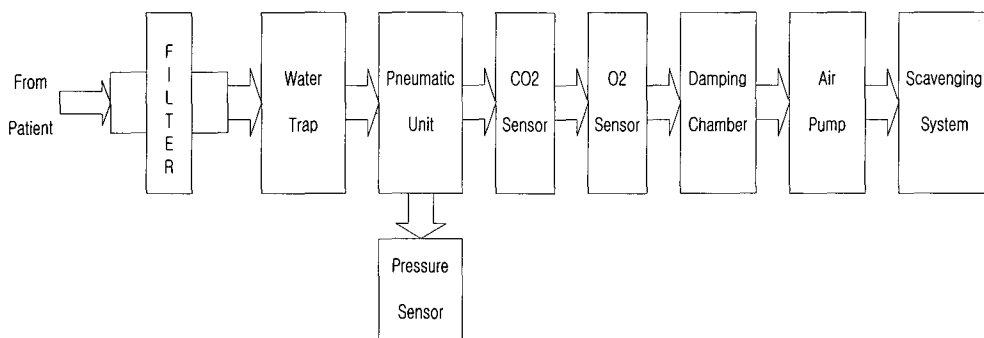


그림 10. 가스 모니터링 시스템의 구조

Fig.10. A structure of gas monitoring system.

이고, 유량이 갑자기 증가하였다가 감소하는 부분이 환자가 호기인 상태이다. 이렇게 개발된 시스템은 외부로부터 공급되는 가스의 압력이 변하더라도 환자에게 배호흡마다 설정된 볼륨을 일정하게 공급할 수 있음을 알 수 있었다. 그림 13은 환자에게 공급되는 실제 측정값과 설정값의 그림을 나타낸 것이다. 그림 13에서 일정한 기울기의 직선은 설정된 tidal volume을 나타낸 것이고 다른 기울기의 직선은 동작할 때 측정된 tidal volume을 나타낸 것이다. 그림 13에 나타난 바와 같이 호흡기는 설정된 tidal volume을 거의 정확하게 공급함을 알 수 있다. 또한 실험에서 rate, I:E ratio 등의 설정 값이 변하더라도 설정된 tidal volume이 일정하게 공급됨을 알 수가 있었다. 또한 구현된 시스템은 유량 제어 시스템의 노후에 의한 오차를 유량 센서를 이용하여 보정이 가능함을 알 수 있었다.

이스 기능과 환자 측에서의 압력과 이산화탄소 가스의 파형을 실시간으로 모니터링이 가능한 볼륨 제어 방식의 마취기용 인공호흡기를 개발하였다. 다양한 기능의 볼륨 제어형 인공호흡기에서 가장 중요한 기능은 tidal volume이 설정되고 rate, I:E ratio 등이 변하더라도 실제 환자에게 가해지는 tidal volume은 변하지 않고 설정된 값을 일정하게 공급하는 기능을 구현하였다. 개발된 시스템은 tidal volume이 설정되고 다른 변수들이 변하더라도 정확하게 환자에게 공급됨을 알 수 있다. 이렇게 구현된 시스템은 환자뿐만 아니라 시술자에게도 많은 편리성과 안전성에 개선이 있음을 알 수 있었다. 또한 개발된 시스템은 기존의 제품보다 저렴하게 구현이 가능하고, 유량 센서를 이용하여 현재 흐르는 유량을 피드백 제어함으로써 기계적인 부분을 간단하게 처리할 수 있으며 정밀한 제어가 가능하다.

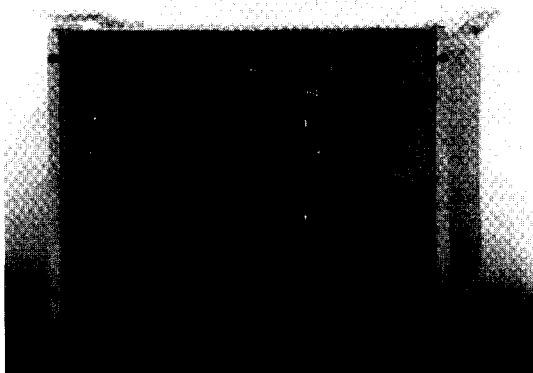


그림 11. 구현된 마취기용 인공호흡기
Fig. 11. Implemented anaesthesia ventilator.

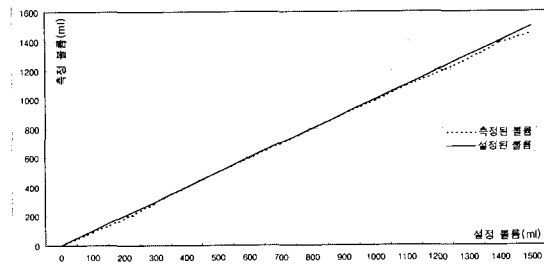


그림 13. 환자에게 공급된 유량의 측정값
Fig. 13. Slope of a measurement value of provided flow to a patient.

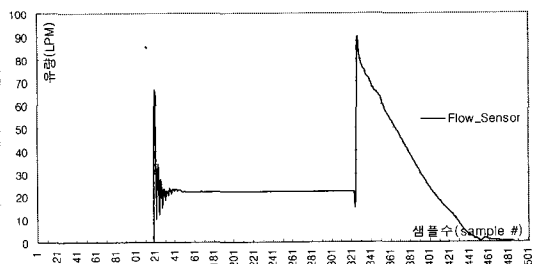


그림 12. 호흡 시기의 유량 파형
Fig. 12. Flow waveform of respiration time.

IV. 결 론

본 논문에서는 그래픽LCD를 사용하여 GUI 인터페이스

참 고 문 헌

- [1] Steven M. Donn, M.D., "Neonatal and Pediatric Pulmonary Graphics", Principles and Clinical Applications, 1998, p.35-127.
- [2] NEIL R. MACINTYRE, M.D., F.C.C.P., "Graphical Analysis of flow, pressure and volume during mechanical ventilation", Third Edition, Bear Medical Systems, Inc. 1991, p.1.1-2.18.
- [3] Ken Hargett, BS,RRT,RCP, Jon Nilsestuen, PhD,RRT, "Physician Handbook, The 3 P's of patient oriented ventilation", University of Texas Medical Branch, 1991, p.1-18.
- [4] Bear Medical Systems., Inc. "Bear 3, Adult Volume Ventilator. Instruction Manual", 1989,

p.28-37.

[5] Bear Medical Systems., Inc. "Bear 1000, Instruction Manual", 1994, p.1-

[6] Simon PM, "Effect of mechanical ventilation on the control of breathing.", In:Tobin MJ ed, "Principles and practice of mechanical ventilation.", New York, McGraw-Hill, 1994, p.631.

[7] 서울중앙병원 호흡기내과 및 중환자실, "인공호흡기 임상강좌 : 원칙과 실제", 1996, p.1-21

[8] Emmanuel C. Ifeachor, Barrie W. Jervis, "Digital Signal Processing", Addison -Wesley, 1993, p.251-489.

[9] Jean J. Labrosse, "Embedded System Building Blocks", 1995, p.41-341.

[10] James H. McClellan, Ronald W. Schafer and Mark A. Yoder, DSP First, Prentice Hall [-].

저 자 소 개



李 鍾 洙(正會員)
 1970년 11월 4일생, 1997년 2월
 아주대학교 전자공학과 공학사.
 1999년 2월 아주대학교 대학원
 전자공학과 공학석사. 1999년~
 현재 아주대학교 대학원 전자공
 학과 박사과정. 주관심분야 :

Ventilator, ECG System, 생체신호처리용 DSP 응용설계



成 宗 勳(正會員)
 1975년 11월 3일생. 1998년 2월
 아주대학교 전자공학부 전자공학
 사. 1998년~2000년 현재 아주대
 학교 대학원 전자공학과 석사과정.
 주관심분야 : 마취기, 인공호흡기,
 의료용 무선 랜 시스템

金 榮 吉(正會員)
 1954년 10월 3일생. 1978년 2월 고려대학교 전자공학
 사. 1980년 2월 한국 과학원 산업전자공학과 공학석사.
 1984년 ENST(France) 공학박사. 1977년 제 12회
 기술고시 통신직. 1978년 체신부 정책국 전자통신 전
 담반 통신기과. 1984년 9월~현재 아주대학교 정교수.
 주관심분야 : 초음파 의료 장비 설계 및 제작, 의료용
 통신 장치 개발, 선박전자(소나, 수중 초음파 모뎀)