

Teensy 마이크로 컨트롤러 기반 산소 유량 제어기 개발 및 성능평가

유민상¹ · 장연숙² · 김무환² · 조성보^{1,3*}

¹가천대학교 전자공학과, ²페토사이언스, ³가천대학교 융합의과학원

Development and Evaluation of a Teensy Microcontroller-based O₂ Mass Flow Controller

Min Sang Yu¹, Yeonsook Jang², Muhwan Kim² and Sungbo Cho^{1,3*}

¹Department of Electronic Engineering, Gachon University, Seongnam, Korea

²Femto Science, Hwaseong, Korea

³Department of Health Sciences and Technology, GAIHST, Incheon, Korea

(Manuscript received 29 June 2021 ; revised 19 August 2021 ; accepted 24 August 2021)

Abstract: Flowmeter and oxygen sensors are listed in COVID-19 essential medical devices. This article reports a Teensy microcontroller-based Oxygen mass flow controller (MFC), core part of the oxygen respirator or extracorporeal membrane oxygenation (ECMO). The developed MFC consisting of the microcontroller, MEMS flow sensor, and solenoid valve was able to accurately control 0 to 100 sccm of oxygen flow rate. The pressure of vacuum chamber increased proportionally to the flow rate (0.998 of Pearson correlation coefficient). The experimental results proved that the developed MFC exhibits comparable performance to a commercial MFC in accuracy, settling time, linearity with pressure, and repeatability of oxygen mass flow control. It is expected that this simple and cheap MFC is utilized for oxygen therapy against the severe acute respiratory syndrome coronavirus 2.

Key words: COVID-19, Mass flow controller, Respirator, Oxygen, Microcontroller

I. 서 론

2019년 12월 12일 우한시 보건위원회(WMHC)가 27명의 집단 바이러스성 폐렴 환자 발생을 보고하고, 12월 31일 WHO가 신종 코로나 바이러스(COVID-19)의 존재를 공식적으로 확인했다[1]. 감염성 질환의 전염 정도는 감염자 1명이 만들어 낼 수 있는 2차 감염자의 수를 나타내는 수치인 감염재생산수(R_0)를 사용하여 산출할 수 있다[2]. 1918년 발생한 스페인 독감의 R_0 는 1.4-2.8[3], 2009년 발생한 인플루엔자 바이러

스의 R_0 는 1.2-1.6[4], 에볼라 바이러스의 R_0 는 1.5-1.9이다[5]. COVID-19의 R_0 는 3.30-5.47로[6,7] 다른 바이러스들과 비교해서 전염성이 매우 높아 방역에 어려움을 겪고 있다.

COVID-19는 잠복기가 2~14일로 평균적으로 5, 6일 이내에 호흡기 계통 질환 증상이 나타나고 발열, 마른기침, 피로감 등을 동반하는데, 감염 경중에 따라 증상이 다양하다[8]. 대부분의 건강한 사람들이 COVID-19에 감염되면 무증상이거나 경미한 증상이 나타나지만, 80세 이상의 고령 환자의 경우 치명율이 18.97%에 달한다. 국내 COVID-19 감염 치명율은 20대 이하의 0%, 30대 0.06%, 40대 0.09%, 50대 0.27%, 60대 1.25%, 70대 이상 6.05%로 고령일수록 위험하다[9]. 이탈리아의 IRCCS의 연구 결과에 따르면 비록 바이러스로 질환으로부터 완치가 되더라도 완치자의 87.4%가 최소 1가지 이상의 후유증, 피로(53.1%), 호흡곤란(43.4%), 관절통(27.3%), 가슴통증(21.7%)이 발생하고, 환자의 44.1%가 삶의 질이 하락하였다[10].

*Corresponding Author : Sungbo Cho
Gachon University Dept. Electronic Engineering, IT College
#6-24 1342 Seongnamdaero Sujeong-gu Seongnam-si Gyeonggi-do,
13120, Korea (South)
Tel: +82-31-750-5321
E-mail: sbcho@gachon.ac.kr

본 연구는 경기도의 경기도 지역협력연구센터 사업의 일환으로 수행하였음[GRR-가천2020(B01), AI기반 의료영상분석].

COVID-19로 인한 전염성 호흡기 질환에 대응하여, 글로벌 제약회사에서 백신을 개발해 보급 중이나 아직 집단면역을 형성할 수 있을 정도로 충분한 양이 공급되지 못했다[11]. 또한 감염성이 더 강한 변종 바이러스의 등장 등으로 인해 21년 2월 중순 이후로 전염병은 재유행하고 있다[12,13]. 특히 인도의 경우 방역 정책의 실패로 인해 2차 유행이 발생하여 21년 5월 이후 매일 약 32만 명에서 41만 명의 확진자가 발생하고 있다. 현재 인도는 급격하게 증가한 환자들을 수용할 병상, 산소, 산소호흡기 등이 부족해 의료체계가 붕괴하여 매일 약 3400명에서 4200여 명 이상이 사망하고 있다[14,15].

생명에 지장이 될 수 있는 중증환자의 경우 호흡곤란 등의 증상을 치료하기 위해 체외막형산화기(Extra corporeal membrane Oxygenation, ECMO) 또는 인공호흡기를 이용해 산소를 공급하는 양압 치료를 병행한다. 인공호흡기는 환자의 폐 순응도를 평가하여 강제 또는 보조환기를 통해 환자에게 적절한 농도의 O_2 를 주입하는 생명유지장치이다. 인공호흡기를 이용한 기계 환기의 목적은 인체에 충분한 산소를 공급할 수 있는 정도의 가스 교환을 유지하는 것으로, 가스의 농도를 정밀하게 제어하기 위한 유량 제어기(Mass Flow Controller, MFC)는 인공호흡기의 핵심 부품이다. MFC는 인공호흡기 등의 장비에서 원하는 유량을 설정하면 이에 맞는 유량을 출력하도록 제어하는 부품이다. 유량센서를 통해 읽은 유량을 설정 유량과 비교해 솔레노이드 밸브의 개방정도를 조절하면서 유량이 일정하게 출력되도록 한다[16]. 부정확한 유량 제어에 의한 잘못된 기계 환기 요법은 폐 손상, 산소 독성 및 기도의 구조적 손상을 유발할 수 있기 때문에 더욱 정확하고 정밀한 MFC 개발이 지속해서 요구된다[17].

MFC는 질량 유량(Mass Flow Rate)을 측정하는 방식에 따라 관 내의 온도 차를 비교하는 열량형 유량계 방식과 코리올리 힘을 측정하는 코리올리 유량계(Coriolis Flowmeter) 방식으로 나뉜다. 열량형 유량계는 가스 등의 저밀도 유량을 측정할 때 사용하고 코리올리 유량계는 액체 등의 고밀도 유량을 측정할 때 사용한다. 따라서 인공호흡기용 MFC는 열량형 유량계를 사용하는 것이 적합하다[18,19]. 최근에는 기존의 질량 유량 측정방식에서 벗어나 고속 처리 카메라(High-Speed Process Camera)로 촬영한 미세입자의 크기 분포를 OpenCV 기반의 영상처리를 거쳐 피드백 유량제어가 가능한 MFC가 개발되기도 했다[20].

기존 상용 인공호흡기용 MFC는 산소 유량 제어가 가능하며 이동이 편하도록 크기가 작고 에너지 소비가 적은 것이 특징이나, 높은 가격대를 형성하고 있다. 본 논문에서는 현재 고가로 형성되어 있는 ECMO 및 인공호흡기의 제조 비용 절감을 통한 확대보급으로 COVID-19 중증환자의 치료 향상에 기여하고자, 저가의 Teensy 마이크로컨트롤러,

압력 센서, 솔레노이드 밸브 등을 기반으로 한 MFC 개발 내용을 보고하고자 한다. 개발한 MFC의 성능 평가를 위해 가스유량 제어 정확도, 목표 가스유량 정착시간, 가스유량 별 압력 변화 선형성 및 반복성을 측정하였다. 대조군으로 상용 MFC로 측정한 응답특성 비교를 통해 개발한 MFC의 성능을 의논하고자 한다.

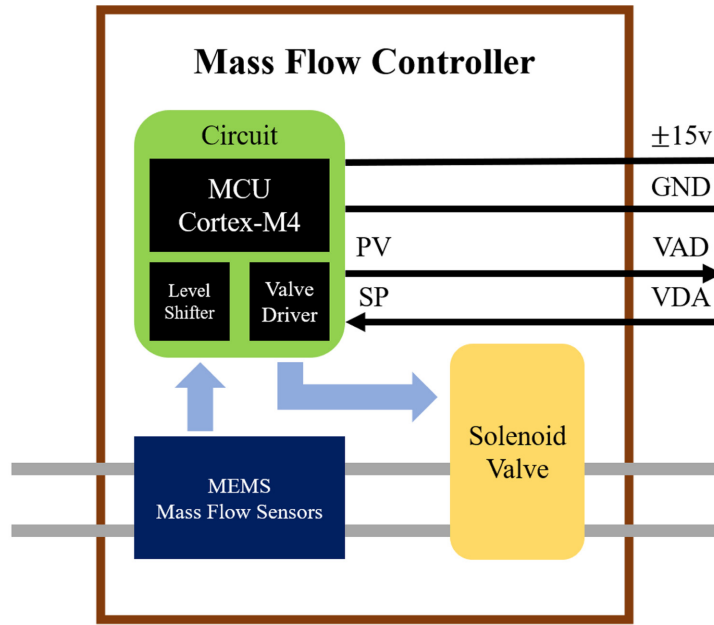
II. 연구 방법

1. MFC 구조 설계

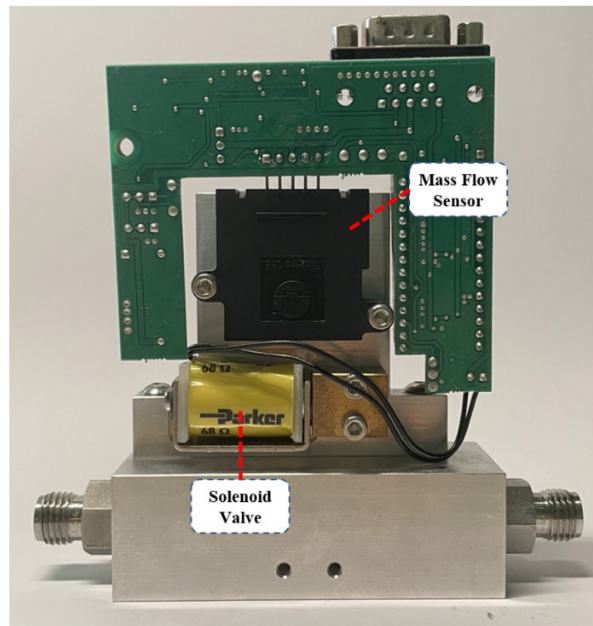
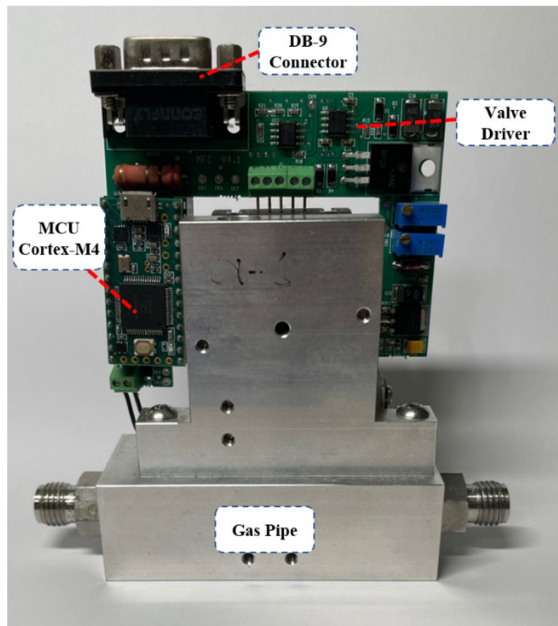
본 연구에서 개발한 MFC는 ARM 계열 Cortex-M4 마이크로 컨트롤러(Teensy 3.2, PJRC), 유량센서 (FS5001L, Siargo Ltd.), 솔레노이드 밸브(VSO, Parker) 및 밸브 드라이버 회로를 구성한다(그림 1). MCU의 전압범위는 0~3.3 V로 센서 및 밸브의 전압범위인 0~5V와의 매칭을 위해 OP-Amp 기반의 크기조절 회로를 적용하였다[21-24]. MFC의 생산 단가 절감을 위해 저가의 MCU, 센서 및 부품 등을 사용하고 예러 및 오작동으로 과전류와 역전압에 의한 MFC 손상을 예방하기 위한 보호회로를 내장했다. 상용 MFC는 관 내에 흐르는 유체 중 일부를 bypass 하여 유량을 측정한다[25]. 그러나 본 연구에서는 MFC의 설계 단순화, 비용 절감, 정확도 개선을 목표로 bypass 없이 관 내 흐르는 유량을 직접 측정하는 방식을 적용하였다.

유량센서는 유량이 통과할 수 있는 관내에 MEMS 공정을 통해 제작한 미세크기의 가열기와 양쪽 2개의 열전대열을 구성한다. 가열기는 관내 유체를 가열하여 온도분포를 형성하게 되는데, 가스가 유입되어 유량의 변화가 생기면, 가열기를 사이에 둔 2개의 열전대열의 온도 차를 야기하고 이에 따라 발생하는 열기전력으로부터 가스 유량에 비례하는 전압 신호를 출력한다. 본 연구의 산소 유량 설정 범위는 0~100 sccm으로, 이에 대응하는 전압 0~5 V의 값을 인공호흡기에서 MFC로 VDA(Digital to Analog Voltage) 핀을 통해 인가하여 산소 유량 값을(Set Point, SP) 설정하였다. VAD(Analog to Digital Voltage) 핀을 통해서만 검출 유량에 대응하는 전압 0~5 V의 값이(Process Variable, PV) 외부로 출력되도록 전압변환 회로를 적용하였다[23-26].

솔레노이드 밸브는 원통형으로 감은 코일 양단에 전류를 인가할 때 발생하는 자기력을 이용하여 솔레노이드 내부에 있는 자성 금속 막대를 움직이면서 밸브를 제어한다. 전류의 세기에 따라 발생하는 자기력이 변하고 따라서 금속 막대에 전해지는 힘도 변하여 밸브 개폐 정도가 달라진다. Teensy 마이크로 컨트롤러에서 나오는 출력전류는 약 40 mA로 해당 솔레노이드 밸브를 구동하기에는 충분하지 못해, 전류를 증폭하기 위한 Darlington npn BJT 기반의 드라이버 회로를 제작하였다. 솔레노이드 특성상 전류의 방향에 반대되는 방향



(a)



(b)

그림 1. 개발 MFC의 (a) 구조 모식도 및 (b) 전후면 사진

Fig. 1. (a) Schematic of the architecture, and (b) front and back side of developed MFC (PV: Process Variable, SP: Set Point, VAD: Analog to Digital Voltage, VDA: Digital to Analog Voltage)

으로 전압이 걸리는데, 이때 발생하는 역기전력으로 인한 회로가 손상을 방지하고 회로를 보호하고자 다이오드를 추가하였다[27].

2. 유량제어 알고리즘 개발

정밀한 가스 유량 제어를 위해 식 (1)과 같은 비례-적분-

미분(PID) 제어 함수 $u(t)$ 에 기반한 제어 알고리즘을 제작하였다.

$$\begin{aligned}
 u(t) &= K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t') dt' + K_d \frac{de(t)}{dt} \\
 &= K_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t') dt' + T_d \frac{de(t)}{dt} \right)
 \end{aligned} \quad (1)$$

여기서 $e(t)$ 는 설정치와 공정변수의 차, K_p , K_i , K_d 는 각각 비례, 적분, 미분 이득이고, $\tau_i (= \frac{K_p}{K_i})$, $\tau_d (= \frac{K_p}{K_d})$ 는 각각 적분, 미분 시간이다.

최근의 연구에서는 식 (1)의 각 PID 제어 변수들을 설정하기 위해 유전 알고리즘을 적용한 PID 제어 등이 제안되고 있으나 본 연구에서 사용한 컨트롤러는 이를 계산하기 부족한 성능을 가지고 있어 더욱 간단한 방법인 Ziegler-Nichols 방법을 적용하였다[28-30]. PID 알고리즘 적용을 위해 1ms 마다 식 (1) 연산을 수행하여 설정한 유량 SP 값과 유량 센서로부터 측정한 유량 PV 값이 일치하도록 제어 값을(Control Variable, CV) 출력하였다. 제어 신호는 유량 밸브 드라이버 회로 구동을 위한 10 kHz, 10bit DAC PWM 인가 신호로 변환, 전달되어 솔레노이드 밸브의 개폐 정도를 조절했다. 상기 구성한 MFC 알고리즘은 그림 2와 같다.

3. 개발 MFC 성능평가 실험

개발한 MFC의 성능평가 실험을 위해 그림 3과 같이 산소 가스, 밸브, 진공펌프, 챔버(폭 20 cm × 너비 20 cm × 높이 16 cm), 진공압력 센서로 구성된 실험환경을 구축하였다. 2 bar 압력 하에 다양한 산소 유량을 설정했을 때 MFC를 통해 흐르는 산소 유량 데이터와 압력센서로부터 측정한 챔버 내 압력 데이터를 실시간 획득하였다. MFC의 정확도를 평가하기 위해 임의의 가스 유량 설정 시 실제 유량 도달 유무 및

정착 시간(Settling time, 목표 값의 2% 내 도달 시간), 가스 유량 별 압력 변화 선형성 및 반복성을 측정하였고, 비교를 위한 대조군으로 상용 MFC ISVT500(이하 ISVT)를 사용하였다[26,31,32].

III. 연구 결과

1. MFC 제어 정확도 및 정착시간

MFC 제어 정확도를 평가하기 위해 임의의 가스 유량 설정 시 실시간 가스 유량과 챔버 내 압력 변화를 그림 4(a)에 표시하였다. 임의의 가스 유량 설정값은 5, 25, 50, 75 또는 100 sccm으로 실시간 측정 결과 가스 유량의 과제동이나 부족제동 현상은 보이지 않았고, 일정 시간 후 목표한 가스 유량 값에 정확히 도달함을 확인할 수 있었다. 진공 센서를 통해 측정한 압력은 챔버에 가스가 유입됨에 따라 설정한 가스 유량 값에 비례하여 변화였다. 따라서 개발한 MFC는 챔버 내 유입되는 가스 유량을 성공적으로 제어할 수 있음을 확인하였다.

임의의 가스 유량 설정에 따른 정상 상태 도달 실험을 10회 반복한 뒤, 정착 시간을 분석하여 그림 5에 표시하였다. 개발한 MFC(prototype)와 성능 비교를 위해 사용한 상용 MFC ISVT로 동일한 조건에서 측정한 유량 값과 압력 값의 정착 시간도 같이 표시하였다. 개발한 MFC는 상용 MFC와 비교 결과 산소 유량 가스 제어 정착시간에 큰 차이를 보이지 않

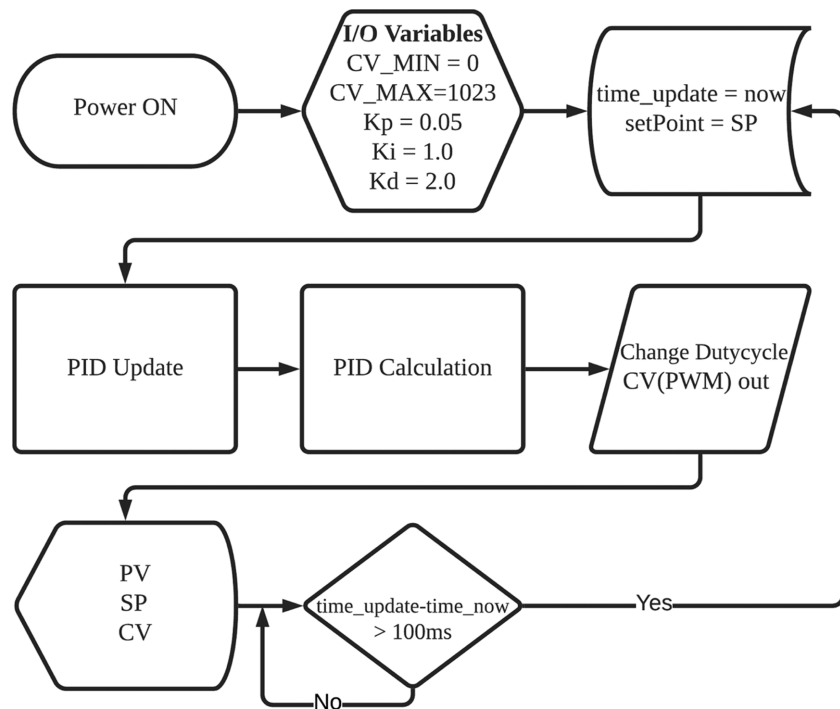


그림 2. MFC 제어 알고리즘 및 작동 모식도

Fig. 2. MFC algorithm and operation diagram(CV: Control Variable)

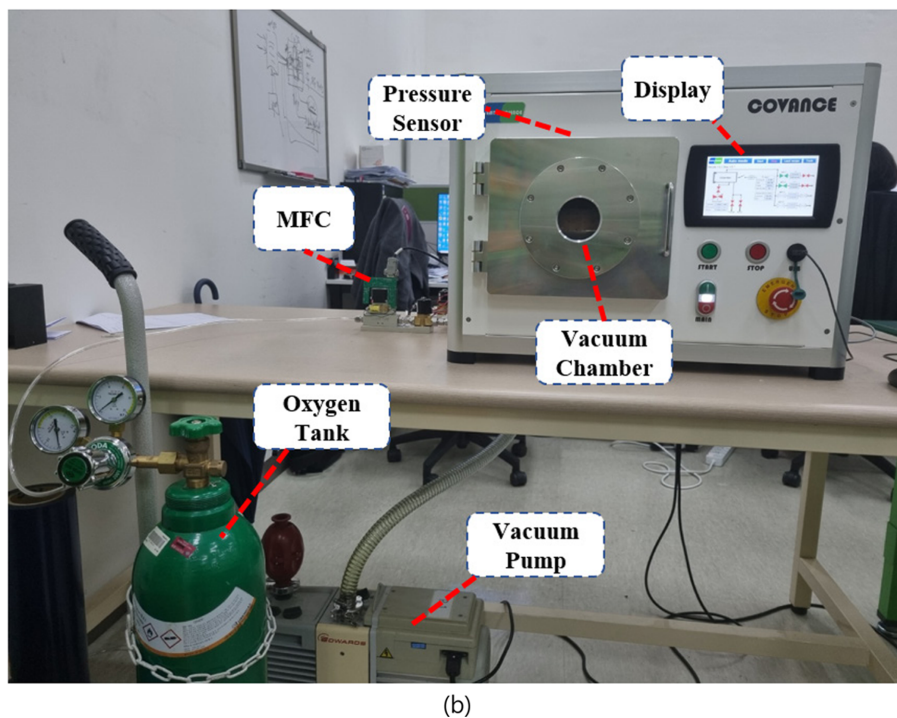
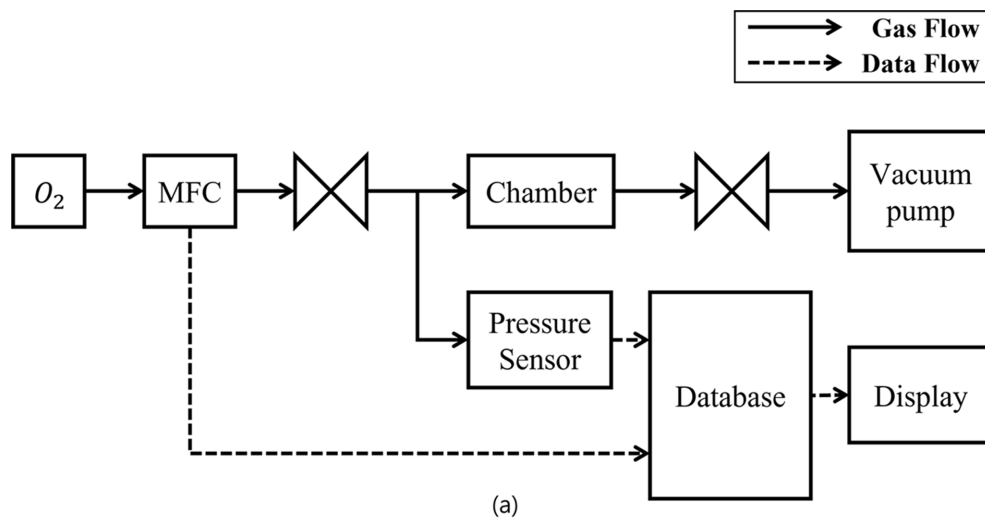


그림 3. MFC 성능평가를 위한 (a) 실험 구조도 및 (b) 실험환경 사진.

Fig. 3. (a) Design and (b) experimental setup to assess MFC performance.

왔고 오히려 더 빠른 정착시간을 보이는 것으로 확인되었다. 예를 들어 산소 유량을 5에서 100 sccm으로 변경 시 상용 MFC의 평균 정착시간은 5.2s였으나 개발한 MFC는 4.3s를 보였다. 인공호흡기의 호흡 밸브 개방의 지연은 만성 폐쇄성 폐질환(Chronic Obstructive Pulmonary Disease, COPD) 환자의 폐의 동적 과팽창(Dynamic Hyperinflation)을 촉진하고 호흡 환기를 감소시킨다[33,34]. 따라서 호흡기 환자의 안전을 위해 인공호흡기의 유량을 신속하게 제어하는 것이 중요하며 본 연구에서 개발한 MFC는 이 부분에서 강점을 가지는 것을 확인하였다.

2. MFC 제어 선형성 및 반복성

개발한 MFC를 통해 주입되는 산소 가스 유량에 따라 진공 챔버 내 압력 변화를 실시간 관측한 결과를 그림 4(b)에 표시하였다. 산소 유량은 5 scc씩 순차적으로 증가시켜 100 scc까지 증가시켰고 이에 따라 챔버의 압력도 순차적으로 증가함을 확인하였다.

상기 실험을 3회 반복 후 산소 가스유량에 대한 압력 측정 결과를 그림 6(a)에 평균과 표준편차로 표시하였고 성능 비교를 위해 동일한 조건으로 상용 MFC를 이용해 측정한 결과도 표시하였다. 챔버 압력은 주입한 가스 유량 증가에 따라

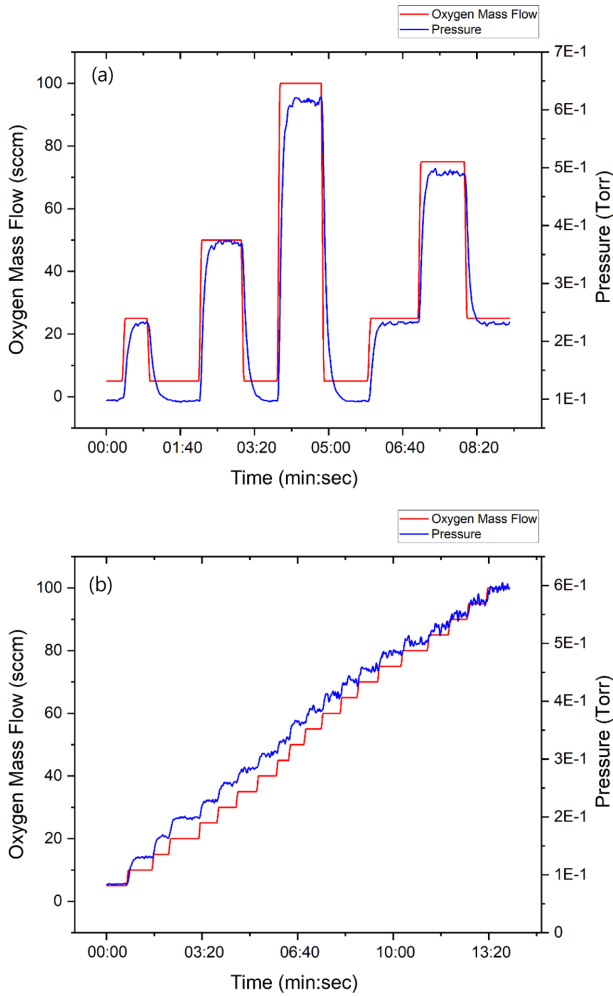


그림 4. (a) 임의 산소 가스유량 설정(5, 25, 50, 75 또는 100 sccm 간) 및 (b) 가스유량을 5 sccm씩 순차적으로 100 sccm까지 증가시킬 때 측정된 가스유량 및 진공 챔버 내 압력 변화.

Fig. 4. Real time monitoring of oxygen mass flow rate and pressure in the vacuum chamber to (a) the random set value of oxygen mass flow rate between 5, 25, 50, 75, or 100 sccm) and (b) the sequential increment of oxygen mass flow rate by 5 sccm to 100 sccm.

함께 증가하였는데, 두 변수 간 선형관계 정도를 분석하기 위해 식 (4)를 이용해 피어슨 상관계수(PCC, Pearson Correlation Coefficient)를 구하였고 선형 피팅 곡선을 표시하였다(그림 6(b))[35]. PCC의 범위는 -1에서 1사이로 1에 가까울수록 두 변수는 선형에, -1에 가까울수록 역선형성을 가진다.

$$PCC = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2)$$

x_i , y_i 는 각각 x , y 변수의 i 번째 데이터이며 $\bar{x}$, $\bar{y}$ 는 x , y 변수의 평균을 의미한다.

개발한 시제품의 PCC는 평균 0.998로 상용 MFC의 평균 PCC는 0.995와 큰 차이가 없어, 개발한 MFC의 제어 가스 유

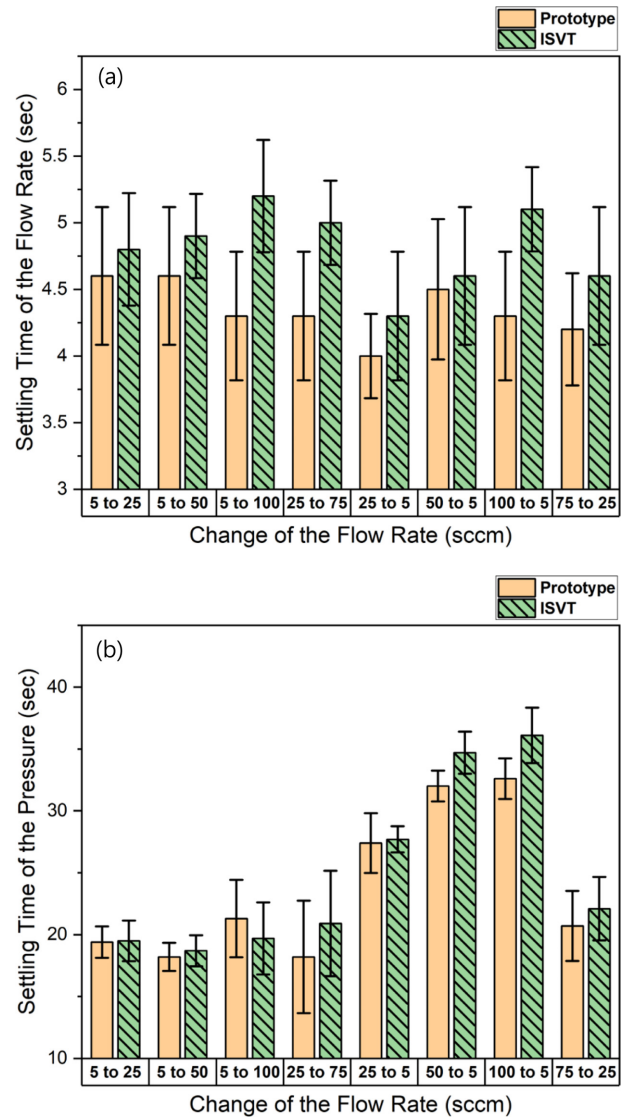


그림 5. 개발한 MFC(prototype)와 상용 MFC(ISVT)를 이용해 임의 산소 가스유량 설정 시 측정된(a) 가스유량 및 (b) 챔버압력 값의 정착시간 평균 및 표준편차(n=10)

Fig. 5. Settling time of (a) oxygen flow rate and (b) chamber pressure with respect to the random set value of oxygen mass flow rate controlled by the developed MFC(prototype) or commercial MFC(ISVT), average and standard deviation are presented by vertical bar and line (n=10).

량 별 챔버 압력 특성이 뛰어난 선형성을 가짐을 확인할 수 있었다. 따라서 선형 피팅을 통해 유량과 압력 관계를 나타내는 1차 방정식을 식 (3)의 형태로 표현하였다.

$$y = a + bx \quad (3)$$

x , y , a , b 는 각각 유량[sccm], 압력[Torr], y 절편[Torr], 기울기[Torr/sccm]를 의미한다.

개발한 MFC의 a , b 는 각각 88.37 ± 4.00 mTorr, 5.33 ± 0.01 mTorr/sccm이고, 상용 MFC의 a , b 는 각각 $72.34 \pm$

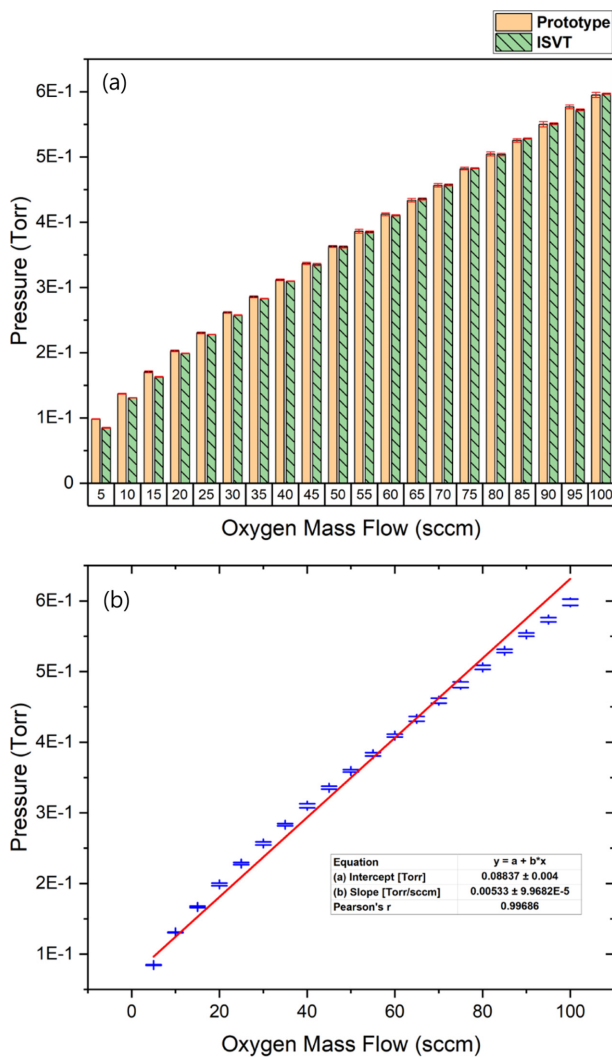


그림 6. (a) 개발한 MFC(prototype) 및 상용 MFC(ISVT)의 산소 가스유량 대비 챔버 압력 평균 및 표준편차(n=3), (b) 개발한 MFC의 산소 가스유량별 측정 압력 평균값 선형 곡선 피팅 결과(빨강색 선). Fig. 6. (a) Average and standard deviation of chamber pressure with respect to oxygen mass flow rate controlled by the developed MFC(prototype) and commercial MFC(ISVT) (n=3), (b) linear curve fitting result of the pressure mean value and oxygen mass flow rate controlled by the developed MFC(red line).

4.73 mTorr, 5.75 ± 0.01 mTorr/sccm로 확인되었다. 이러한 결과로부터 개발한 MFC는 가스 유량 제어 정확도, 정착시간, 압력 변수와의 선형성 및 반복성에 있어 상용 MFC와 견줄 만한 수준의 성능을 나타냄을 확인하였다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 COVID-19 감염 중증 환자 치료를 위한 저가형 인공호흡기 제작에 필요한 MFC의 회로, 펌웨어, 아키텍처 등을 설계하고 시제품을 제작하였다. 개발한 MFC

제어 성능평가를 위해 정확도, 정착시간, 주입 가스 유량에 따른 측정압력 선형성 및 반복성을 분석하였다. 실험 결과 개발한 MFC는 상용 MFC보다 선형성과 반복성 뛰어나면서 정착시간이 빠른 것을 확인할 수 있었다. 본 개발 MFC는 상용 MFC의 제조 가격에 비해 절반 이하 수준에서 제작이 가능하면서 상용 MFC에 견줄 만한 성능을 가짐을 확인하였기에, 제3세계 및 개발도상국에서 필요로 하는 경제적인 MFC 보급에 적용할 수 있을 것으로 판단한다. 그러나 출력 압력에 대해서는 개발한 MFC보다 상용 MFC의 표준편차가 더 적어 향후 개발 MFC의 안정성을 보완할 필요가 있다. 향후 연구주제로는 가스 종류 및 주입 압력, 주변 온도 변화에 대한 MFC 제어 응답 특성을 연구하고, 장시간 구동 및 온도 변화에 따라 발생할 수 있는 DC 오류를 보정하는 제로 드리프트 보완기능을 연구하고자 한다.

References

- [1] Wei Ji, Wei Wang, Xiaofang Zhao, Junjie Zai, Xingguang Li. Cross-species transmission of the newly identified coronavirus 2019-nCoV. *Journal of medical virology*. 2020;92(4): 433-440.
- [2] Jones JH. Notes on R0. *California: Department of Anthropological Sciences* 2007;323:1-19.
- [3] Ferguson NM, Cummings DAT, Fraser C, Cajka JC, Cooley PC, Burke DS. Strategies for mitigating an influenza pandemic. *Nature*. 2006;442(7101):448-452.
- [4] Fraser C, Donnelly CA, Cauchemez, Hanage WP, Van Kerkhove MD, Hollingsworth TD, Griffin J, Baggaley RF, Jenkins HE, Lyons EJ, Jombart T, Hinsley WR, Grassly NC, Balloux F, Ghani AC, Ferguson NM, Rambaut A, Pybus OG, Lopez-Gatell H, Alpuche-Aranda CM, Chapela IB, Zavala EP, Guevara DME, Checchi F, Garcia E, Hugonnet S, Roth C, The WHO Rapid Pandemic Assessment Collaboration. Pandemic potential of a strain of influenza A (H1N1): early findings. *Science*. 2009;324(5934):1557-1561.
- [5] Khan A, Naveed M, Dur-e-Ahmad M, Imaran M. Estimating the basic reproductive ratio for the Ebola outbreak in Liberia and Sierra Leone. *Infectious diseases of poverty* 4. 2015;4.1: 1-8
- [6] Sanche S, Lin YT, Xu C, Romero-Severson E, Hengartner N, Ke R. High contagiousness and rapid spread of severe acute respiratory syndrome coronavirus 2. *Emerging infectious diseases*. 2020;26(7):1470-1477.
- [7] <https://www.health.gov.au/sites/default/files/documents/2020/03/coronavirus-covid-19-information-for-clinicians.pdf>, Accessed on Feb. 2, 2021.
- [8] <https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/symptoms-testing/symptoms.html>, Accessed on Mar. 3, 2021.
- [9] http://ncov.mohw.go.kr/bdBoardList_Real.do, Accessed on Jan. 14, 2021.
- [10] Carfi A, Bernabei R, Landi F. Persistent symptoms in patients after acute COVID-19. *Jama*. 2020;324(6):603-605.
- [11] ECCLESTON-TURNER, M. A. R. K., Upton H. International Collaboration to Ensure Equitable Access to Vaccines for

- COVID-19: The ACT-Accelerator and the COVAX Facility. The Milbank Quarterly. 2021;99(2):426-449.
- [12] <https://worldhealthorg.shinyapps.io/covid/>, Accessed on Jan. 10, 2021.
- [13] https://covid19.who.int/?gclid=CjwKCAjw-e2EBhAhEiwAJI5jgyCpP5gJztsQSuB_YcwAvOPQSO9RIF4FBZW3r-NdN2t-Nj3LN6aGmRoCQKMQAvD_BwE. Accessed on May. 13, 2021.
- [14] <https://www.worldometers.info/coronavirus/country/india>, Accessed on May. 13, 2021.
- [15] <https://www.bbc.com/news/world-asia-india-56891016>, Accessed on Jun. 15, 2021.
- [16] <https://www.horiba.com/at/semiconductor/technical-resource-center/operating-principles/what-is-a-mass-flow-controller>, Accessed on Aug. 24, 2021
- [17] Singer BD, Corbridge TC. Basic invasive mechanical ventilation. South Med J. 2009;102(12):1238-1245.
- [18] Bruschi P, Navarrini D, Piotta M. A closed-loop mass flow controller based on static solid-state devices. Journal of microelectromechanical systems. 2006;15(3):652-658.
- [19] Pagani LG, Carulli P, Zega V, Suriano R, Bernasconi R, Frangi A, Levi M, Magagnin L, Langfelder G. The First Three-Dimensional Printed and Wet-Metallized Coriolis Mass Flowmeter. IEEE Sensors Letters. 2020;4(6):1-4.
- [20] Videometric mass flow control: A new method for real-time measurement and feedback control of powder micro-feeding based on image analysis.
- [21] International Journal of Pharmaceutics. 2020;580:119223.
- [22] Charles K, Alexander NO. Matthew. Fundamentals of electric circuits 6th ed. New York: McGraw-hill Education; 2017; 173-183.
- [23] Lee BR. Sensor Instrumentation Engineering. Seoul: Hongneung Science Publishing Co., Ltd; 2011;168-179.
- [24] Kim TM, Jeon JW. A Study on the Real-Time Flow Rate Change Monitoring Methods of Mass Flow Controller in In-Situ Semiconductor Processing. 2021 32nd Annual SEMI Advanced Semiconductor Manufacturing Conference (ASMC). 2021;1-4.
- [25] Iyer N, Shinde S, Dhawale T, Shelar N. Development of ARM Based Embedded Controller for Mass Flow Controller System. 2017 Trends in Industrial Measurement and Automation (TIMA). 2017;1-4.
- [27] Liso A, Kehoe A, Saleem M. A New Differential Pressure Sensor Based Mass Flow Controller for Advanced Semiconductor Processing. 2019 China Semiconductor Technology International Conference (CSTIC). 2019;1-5.
- [28] Bruschi P, Navarrini D, Piotta M. A closed-loop mass flow controller based on static solid-state devices. Journal of microelectromechanical systems. 2006;15(3):652-658.
- [29] Sadiku Matthew NO. Elements of electromagnetics 6th ed. New York: Oxford University Press; 2014;369-387.
- [30] http://educyclopedia.karadimov.info/library/Ziegler_Nichols.pdf, Accessed on Dec. 15, 2020.
- [31] Aisuwarya R, Hidayati Y. Implementation of ziegler-nichols PID tuning method on stabilizing temperature of hot-water dispenser. 2019 16th International Conference on Quality in Research (QIR): International Symposium on Electrical and Computer Engineering. 2019;1-5.
- [32] Chunchen W, Feng C, Guang Z, Ming Y, Liangzhe L, Taihu W. Design of genetic algorithm optimized PID controller for gas mixture system. 2017 13th IEEE International Conference On Electronic Measurement & Instruments (ICEMI). 2017;6-9.
- [33] Lawrence ED, and Henning AK. Reliability of MEMS-based mass-flow controllers for semiconductor processing. 2003 IEEE International Reliability Physics Symposium Proceedings, 2003. 41st Annual. 2003;478-483.
- [34] Park JH, Ho YJ, Lee DH, Choi JS. A Study for Application of Standard and Performance Test According to Purpose and Subject of Respiratory Medical Device. Journal of Biomedical Engineering Research. 2019;40(5):215-221.
- [35] Younes M, Kun J, Webster K, Roberts D. Response of Ventilator-Dependent Patients to Delayed Opening of Exhalation Valve. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. 2002;166(1):21-30.
- [36] Bernstein G, Cleary JP, Heldt GP, Rosas JF, Schellenberg LD, Mannino FL. Response Time and Reliability of Three Neonatal Patient-triggered Ventilators. American Review of Respiratory Disease. 1993;148:358.
- [37] Benesty J, Chen J, Huang Y, Cohen I. Pearson correlation coefficient. Noise reduction in speech processing. 2009;2:1-4.