

카복시 테라피용 CO₂ 주입기의 설계 및 구현

박성곤*, 안찬진**

요약

최근에 비만을 치료하기 위한 요법 중에 카복시테라피 치료법이 있다. 이 방법은 지방이 과도하게 축적된 부위에 이산화탄소(CO₂)를 주입하여 치료하는 방법으로 최근 각광받고 있다. 가스통에 담겨 있는 이산화탄소를 피부에 주입하려면 주입기가 필요하며, 건강을 위해 주입량을 정확히 조절할 수 있어야 한다. 본 논문에서는 국내에서 제작한 CARBO 3000이라는 이산화탄소 주입기의 유량주입 방법을 분석하고 단점을 파악한다. 유량 센서와 일정 유량이 출력되게 고정된 유속 조절기를 추가하여 주입된 정확한 유량을 보여줄 수 있는 모듈을 구현한다. 구현을 위해 하드웨어적으로는 CPU와 LCD, 유속 조절기를 선정하였으며 솔레노이드 밸브와 유량센서를 선정하고 구동을 시킬 수 있는 회로를 설계한다. 소프트웨어적으로는 주입된 이산화탄소의 양을 판별할 수 있는 GUI를 설계하고 유량을 제어할 수 있는 유량 제어 알고리즘을 설계한다.

키워드 : 카복시 테라피, 비만치료

A Design and Implementation of CO₂ Infuser for a Carbon Dioxide

Park Sung-Kon*, Ahn Chan-Jin**

Abstract

This thesis analysis the CARBO 3000 that is one of a CO₂ infuser and improve its effectiveness. The thesis designs H/W and S/W that controls the CO₂ infusing mass compared to the CARBO 3000. Specially the designed H/W has a newly CPU, LCD, a flow velocity controller, a solenoid valve and a flow sensor. Also the designed S/W is composed of GUI and the algorithm to control the CO₂ infusing mass. The designed and implemented the CO₂ Infuser in this thesis is tested for the performance. The commercial measuring sensor is used for the test. The testing results say that the designed and implemented the CO₂ Infuser in this thesis is much more accurate compared to the CARBO 3000 on CO₂ infusing.

Keyword : carboxy therapy, CARBO, Obesity

1. 서론

※ Corresponding Author : Park Sung-Kon

Received : April 01, 2015

Revised : June 11, 2015

Accepted : June 30, 2015

* Gangneungwonju natl University, Department of Multimedia

Tel: +82-33-760-8680, Fax: +82-33-760-8681

email:spark@gwnu.ac.kr

** Danyang Medical Co (Ltd.)

Tel: +82-33-747-4465, Fax: +82-33-747-1133

email:acj@daeyangmed.com

최근, 복잡한 현대생활과 잘못된 식습관 및 운동부족 등으로 급속하게 비만인구가 증가하고 있다. 비만은 체내지방 조직량의 과잉 상태로 에너지 섭취량이 소비량보다 많은 에너지 불균형의 결과로 초래되며 표준 체중의 20%이상을 초과한 상태이다. 그래서 비만증 환자들은 급격히 늘게 되었고 비만치료법에 대한 관심 또한 증가하고 있다[1]. 여러 가지 비만 치료요법 중에 카복시테라피는 (Carbon dioxide Therapy) 지방이 많고 순환이 원활하지 않은 곳에 이산화탄소 가스를 주입하여 부작용 없이 지방을 분해한다. 카복시 주입치료법에서 가장 중요한 것은 가스통에 담겨

있는 CO₂를 주입할 때 원하는 양만큼만 주입되도록 조절하는 것이다. 그렇지 않으면 원치 않게 이산화탄소가 과다 주입될 수도 있다.

현재 비만치료를 위해 널리 사용되고 있는 이산화탄소 주입기는 크게 3가지로 분류할 수 있다.

첫째는 수동으로 적당량을 조절하여 주입하는 주입기 방식, 둘째는 주입량을 설정하고 주입을 시작하면 설정한 양만큼 주입되는 방식의 주입기이다. 셋째는 주입량을 설정하고 주입하면 주입되는 과정이 숫자로 표시되는 주입기이다.

일반적으로 카복시 테라피 주입기로 널리 사용하고 CARBO 3000은 유량이 정확한 양으로 주입되고 있는지 확인이 불가능한 문제점, 이산화탄소의 유량을 결정해주는 유속조절기를 수동으로 조절해야하는 단점, 가스 주입 채널이 3개 있지만 모두 한 통로에서 나와 3개의 바늘로 나뉘어져 있다는 것이다. 세 가지의 문제점을 가지고 있다.

본 논문에서 이러한 기존의 카복시테라피 주입기의 문제점들을 해결하여 좀 더 정확한 양의 이산화탄소가 주입될 수 있을 뿐만 아니라 사용의 편리성을 제공하는 새로운 이산화탄소 주입기를 설계하고 검증한다.

2장에서는 카복시테라피의 이론적인 고찰과, 기존의 카복시테라피용 가스주입기에 대해 파악하고 분석한다. 3장에서는 구현에 필요한 하드웨어를 설계하고, 유량제어 알고리즘을 설계한다.

4장에서는 설계한 내용을 구현하고 기능 동작을 확인한다. 5장에서는 구현된 이산화탄소 주입기를 시험하고 기존 이산화탄소 주입기와 비교하여 단점이 개선되었는지 확인한다.

2. 관련 연구

본장에서는 기존의 카복시를 위한 이산화탄소 주입기들에 대해 파악하고 그 중에서 최근 시중에 널리 활용되고 있는 CARBO3000을 분석한다.

2.1 카복시테라피

카복시테라피는 CO₂를 피하 지방층에 직접 주입하여 체지방을 감소시키는 목적으로 시술하고 있다.[2-3] CO₂를 주사 바늘을 통해 지방이 과도하게 축적된 부위에 주입하면 압력에 의해서 지방세포가 과팽창 되고 지방 세포는 단위조직으로

뿔뿔이 흩어지게 된다.[2]

(그림 1) CO₂ 주입시 지방세포 과팽창

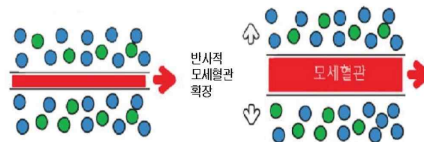


(Figure 1) injected CO₂ overexpanding of the fat cell.

(그림 1)은 CO₂ 주입시 지방세포가 과팽창 하는 모습으로, 주입된 부분의 산소가 부족하게 되어 모세혈관이 확장하게 된다.

(그림 2)는 CO₂ 주입시 모세혈관이 확장되는 모습을 나타낸 것이다. 확장된 모세혈관으로 지방세포는 지방산을 방출하며, 혈액순환이 더욱 원활해지며 혈액내의 산소가 피하 조직으로 이동되어 산소 공급이 증가되어 국소적인 유산소운동의 효과를 유발시킨다.[3],[4]

(그림2) CO₂ 주입시 모세혈관 확장



(Figure 2) The injecting CO₂ hemotelangioli

2.2 기존의 CO₂ 주입기 고찰

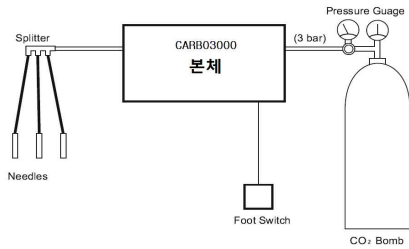
CARBOMED는 이탈리아에서 만든 최초의 카복시 테라피를 위한 CO₂ 주입기로 사용방법의 편리성으로 인해 현재 가장 많이 사용되고 있는 장비이다.[6] 그러나 장비 가격이 고가라는 단점이 있다.[1],[5],[6]

CARBO3000 주입기는 국내 의료기기제작업체인 대양의료기에서 제작한 CARBO3000은 CARBOMED의 대응장비로 편리한 터치식 인터페이스와 3-way Infusion 방식의 바늘이 특징이다.[1],[7],[8],[9]

2.3 CARBO Teraphy 시스템 구성 분석

본 절에서 CARBO 운용시스템은 (그림 3)과 같다.

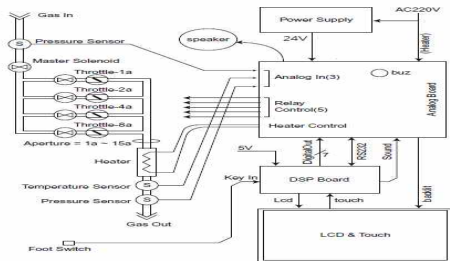
(그림 3) CARBO3000운용 시스템



(Figure 3) iON CARBO operating system

CARBO 시스템의 Block Diagram은 (그림 4)와 같다.

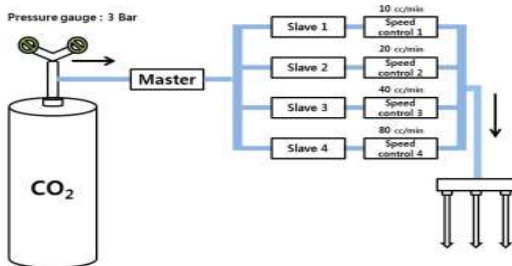
(그림 4) CARBO 3000의 블록 다이어그램



(Figure 4) The Block Diagram of iON CARBO.3000

iON CARBO의 유량제어방식 분석은 (그림 5)에서 CO₂는 가스통에 달린 압력계이지를 통해 3 Bar의 압력으로 iON CARBO 본체에 유입된다. 1개의 Master 솔레노이드 밸브, 4개의 Slave 솔레노이드 밸브, 그리고 4개의 유속 조절기(Speed Control)의 조합으로 출력 유량이 결정된다.[7],[10]

(그림 5) CARBO 3000 유량제어방식



(Figure 5) The flow control system of iON CARBO.3000

유속 조절기를 통해 조절된 가스는 다시 한 통로로 합쳐지고, 마지막 3 Way에서 주사기를 통해 인체로 주입되는 구조를 가진다. 그러므로 솔레노이드 밸브의 열리고 닫히는 조합에 따라 유량이 결정된다고 할 수 있는데 <표 1>은 유량별 솔레노이드가 동작하는 것을 보여주는 표이며, (그림 5)는 밸브를 나타낸다.

<표 1>에서 ●표시는 밸브가 ON이 되어 밸브가 열렸음을 표시한 것이다. 30cc/min의 유량을 내보내고 싶으면 Master 밸브를 열어 준 후에 Slave 밸브 1번과 2번을 열어주면 CO₂가 각각의 10cc/min에 해당하는 유속조절기와 20cc/min에 해당하는 유속조절기를 통과한다. 따라서 두 조절기를 통과한 CO₂의 양이 합쳐져서 30cc/min의 유량의 CO₂가 출력되게 된다. (그림 5)의 온도센서 옆에 붙어 있는 출력용 압력센서가 감지한 값이 목표로 지정한 값보다 작아지면 다시 밸브를 0.5초 열었다가 닫아주도록 설계되어 있다.

이와 같이 제어하는 이유는 밸브를 계속 열어 두고 인체에 CO₂를 주입하면 인체 내의 압력 때문에 CO₂가 잘 주입되지 않기 때문이다.

<표 1> 유량별 솔레노이드 동작표

유량 (cc/min)	Master	Slave4 (80cc/min)	Slave3 (40cc/min)	Slave2 (20cc/min)	Slave1 (10cc/min)
OFF	●				
10	●				●
20	●			●	
30	●			●	●
40	●		●		
50	●		●		●
60	●		●	●	
70	●		●	●	●
80	●	●			
90	●	●			●
100	●	●		●	
110	●	●		●	●
120	●	●	●		
130	●	●	●	●	●
140	●	●	●	●	
150	●	●	●	●	●

<Table 1> The movement table of flow solenoid

2.4 CARBO 3000 CO₂의 단점 및 해결방안

CARBO3000은 국내외적으로 가장 많이 판매되어 사용하고 있지만 세 가지 단점을 가지고 있다.

첫째, 출력되고 있는 유량이 정확한 양으로 나오고 있는지 확인이 불가능하고, 둘째, 가스의 유

량을 결정해주는 유속 조절기(Speed Control)를 수동으로 조절해야 한다는 점이다. 셋째, 표면적으로 가스 주입 채널이 3개 있다. 통로가 하나이고 3개의 통로로 가스가 나뉘어서 주입된다면 바늘이 꽂이는 부분의 압력에 따라 같은 시간을 주입하였을 때 각기 다른 유량이 주입된다.

본 연구에서는 이러한 문제점들을 해결하기 위해서 새롭게 하드웨어를 설계하고 유량을 제어하는 유량제어 알고리즘을 고안하고자 한다.

3. CARBO CO₂ 주입기 설계

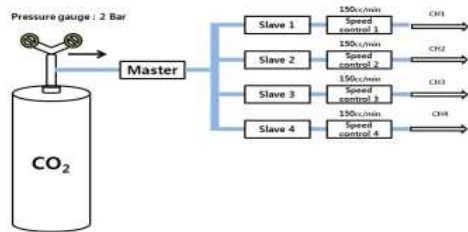
본 장에서는 기존의 카복시테라피 주입기의 단점들을 해결하기 위해 새로운 하드웨어를 설계하고 유량제어 알고리즘을 설계한다.

3.1 하드웨어 설계

3.1.1 개념 및 Block Diagram

연구 구현을 위해 설계된 CO₂ 주입기의 CO₂ 주입 방식은 (그림 6)과 같다.

(그림 6) CO₂ 주입기의 이산화탄소 주입방식.



(Figure 6) The design of CO₂ injector

(그림 6)에서 CO₂는 압력게이지를 통해 2 Bar의 압력으로 Master 밸브로 유입된다. CARBO 3000에서는 3 Bar의 압력을 사용하였지만 실제로 큰 압력이 필요하지 않기 때문에 2 Bar의 압력만 사용한다. Master 밸브를 지난 CO₂는 각각의 Slave 밸브를 지나고 Slave 밸브 옆에 연결되어 있는 150cc/min으로 고정되어 있는 유속조절기를 지나 각각의 채널로 CO₂가 주입된다. CARBO 3000은 채널이 3개였지만 연구에서 새로 설계한 CARBO 이산화탄소 주입기는 채널을 하나 더 확장시켜 4개의 채널을 사용하므로 비만 치료 시

여러 부위에 주입할 수 있는 장점이 있다.

본 논문을 구현하기 위한 설계에서는 다른 제품군에 비해 가격대비 고효율을 얻을 수 있는 마이크로칩(MICROCHIP)사의 PIC시리즈를 선택하였다.

기존의 유속 조절기는 나사로 유속을 조절하여 맞추는 형식으로 되어 있어서 오차가 발생할 수 있는 단점이 있다. 유속을 맞추어 놓은 후에 진동에 의해서 조절한 유량이 변하는 경우를 방지하기 위해 고정되어 있는 유속 조절기를 사용하였다. CO₂가 주입되면 내부의 가스다란 관을 통과하게 된다. 통과된 CO₂는 조절된 유속으로 일정하게 나오게 된다.[10] 2 Bar 압력의 CO₂를 주입하면 출구에서는 150cc/min의 가스가 일정하게 나오게 된다. 유속 조절기를 교체함으로써 인해 나사를 조절하여 유량을 맞추는 불편함을 해소하였다.

솔레노이드 밸브 선정은 솔레노이드 밸브의 설계 요건 중 가장 적합한 모델은 크기가 작고 응답시간이 빨라야 한다. 이러한 조건을 충족시키기 위해 선정한 부품은 F-Tec 사의 DB101-2H를 사용한다.

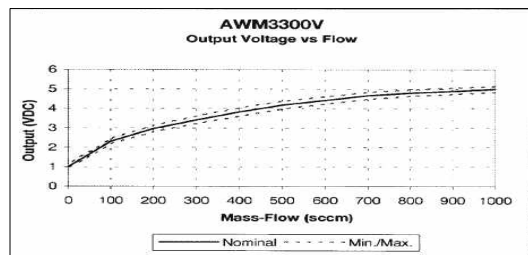
플로우 센서를 선정하기 위해 Honeywell 사의 AWM3000 시리즈를 비교해 보았다. AWM3000 시리즈의 비교표는 <표 2>와 같다[7].[8][10]

<표 2> AWM3000 시리즈 비교 테이블

품목 리스트	AWM3100V	AWM3150V	AWM3300V
Flow Range(Full Scale)	+20sccm	+30sccm	+1000sccm
Output Voltage@Trim Point	5VDC@200 sccm	3.4VDC@250 sccm	5VDC@1000 sccm
Null Voltage	1.00 ± 0.05 VDC	1.00 ± 0.10 VDC	1.00 ± 0.10 VDC

<Table 2> The comparison table of AWM3000 serial.

(그림 7) 허니웰사에서 제공한 유량곡선



(Figure 7) The flow curve offered Honeywell Co.

3.2 유량제어 알고리즘

총 누적유량의 계산을 위한 알고리즘에서 시간 t 에 대한 유속 함수를 $Flow(t)$ 라 할 때 시간 $t=0$ 에서 $t=T$ 까지의 누적 유량은 유속의 적분이 되므로 식 (1)과 같이 표현된다.

$$P_{gas} = \int_0^T Flow(t)dt \dots\dots\dots(1)$$

위 식의 적분값 P_{gas} 는 {그림 7}의 빗금친 부분의 면적과 같다.

식 (1)을 디지털 제어 시스템에 맞게 이산신호 시스템으로 변환하면 식 (2)와 같이 되게 된다.

$$P_{gas} = \int_0^T Flow(t)dt \approx \sum_{k=0}^N Flow(k)$$

$$\ast N = \frac{T}{Ts} \quad (Ts = \text{샘플링주기})$$

$$= \sum_{k=0}^N Flow'(k)cc/min$$

$$\ast Flow'(k) \text{는 단위를 제외한 값}$$

$$= \sum_{k=0}^N Flow'(k)cc/60 \text{ sec}$$

$$= \frac{Ts}{60} \sum_{k=0}^N Flow'(k)cc = \frac{1}{60sec} \sum_{k=0}^N Flow'(k)cc$$

$$\dots\dots\dots(2)$$

$Flow(k)$ 는 cc/min 단위를 포함하고 있지만 계산을 위해 cc/min을 제외하여 바깥으로 빼낸 값을 의미한다. 샘플링 주기 Ts 마다 증가하는 k 값이 현재 얼마인지를 기준으로 계산하기 때문에 샘플링 구간 $k=0$ 에서부터 $k=N$ 까지 총 누적 유량을 이산신호 시스템으로 구현한 식 (2)를 단순화 시키면 식 (3)과 같이 된다.

$$Ts = Ts' \times \frac{1}{1000} [sec]$$

$$\ast Ts' \text{는 단위를 제외한 값}$$

$$P_{gas} = \frac{Ts}{60} \sum_{k=0}^N Flow'(k)[cc]$$

$$= \frac{Ts'}{60 \times 1000} \sum_{k=0}^N Flow'(k)[cc] \dots\dots\dots(3)$$

여기서 Ts' 는 단위를 제외한 값은 원래 Ts 는 시간의 단위인 sec를 포함하고 있지만 계산을 위

해 sec를 밖으로 빼낸 값으로 Ts' 로 표기하였다. 그리고 임베디드 시스템 상에서 1ms 주기로 계산을 하므로 Ts' 에 1/1000 을 곱한다.

유속(Flow Rate) 제어를 확인하기 위하여 이산화탄소의 유속을 기준 값(reference)에 일치하게 제어하는 것을 구현하기 위해 솔레노이드 밸브 ON-OFF 방식을 사용한다.

솔레노이드 밸브 ON-OFF 제어 방식을 사용하면 유속(flow rate)은 기준 값을 중심으로 \pm 오버 슈트(over shoot)를 나타내다가 점차적으로 기준 값에 수렴한다. 센서 출력 값을 $mean(k)$, 기준 값을 상수 $refp$ 라 할 때 시간 $t=0$ 에서 최초로 솔레노이드 밸브를 열면 유속센서 측정값 $mean(k)$ 는 시간이 지남에 따라 상승한다. 측정값이 기준 값을 넘으면 밸브를 닫는다(OFF). 밸브를 끄는 기준 시점은 식 (4)와 같이 표현된다.

$$mean(k) > refp \dots\dots\dots(4)$$

솔레노이드 밸브가 닫혀도 유속은 약간 상승하여 정점을 지나 줄어들기 시작한다. 솔레노이드 밸브를 다시 여는 시점을 유속 $mean(k)$ 가 기준 점 보다 낮아지는 시점을 택한다면 유속이 목표 값에 수렴하는 것을 증명할 수 없다. 솔레노이드 밸브를 다시 여는 시점은 닫을 때의 기준과 달리 밸브가 열릴 때부터 닫힌 이후까지 유속 $mean(k)$ 의 평균이 기준유속과 같아지는 시점을 택한다. 즉 $k=N$ 이 될 때의 시점이다. 밸브를 켜는 기준 시점은 식 (5)와 같이 표현된다.

$$\frac{1}{N} \sum_{k=0}^N mean(k) < refp \dots\dots\dots(5)$$

즉, 시간 $k=0$ 에서 최초 밸브가 열리며(ON) 유속측정값이 기준 값 $refp$ 를 초과할 때 솔레노이드 밸브가 닫힌다(OFF). 시간 $k=N1$ 에서 유속평균이 기준 $refp$ 를 통과하면(일치 시점) 솔레노이드 밸브는 다시 열리게 된다. 매 ON-OFF 구간마다의 유속 평균이 기준 $refp$ 에 정확히 일치 하므로 전체 동작 구간에서의 유속은 기준 값에 수렴한다. 솔레노이드밸브 ON-OFF 상태에서 $reference(refp)$ 를 기준으로 $mean(k)$ 가 $refp$ 보다 크면 솔레노이드 밸브가 닫히고 $refp$ 를 기준으로 시간 $k=0$ 에서 N 까지의 유속평균이 기준 $refp$ 보다 작아지면 솔레노이드 밸브는

다시 열리게 된다. 밸브가 닫혀 있으면 $mean(k)$ 의 $k=0$ 에서부터 N 까지 평균값을 계산하여 $refp$ 보다 작으면 밸브를 열고 누적유량을 계산하고 $refp$ 보다 크면 바로 누적 유량을 계산하게 된다. 계산을 마친 후에는 $refp$ 설정으로 돌아가 이 과정을 반복하게 된다.

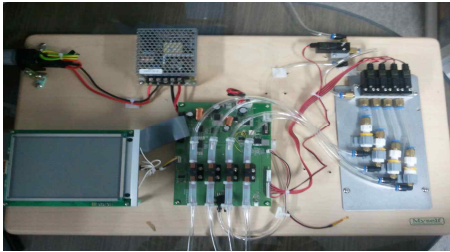
4. 구현 및 동작 시험

본 장에서는 본 논문에서 구현한 CO₂ 주입기의 기능을 시험한다.

4.1 시뮬레이션 세트 구현

(그림 8)은 시뮬레이션 세트의 모습이다.

(그림 8) 실험 세트 구현



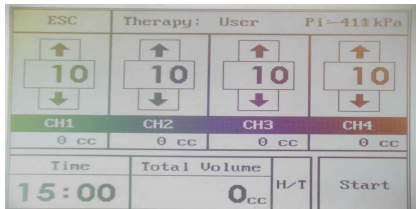
(Figure 8) The implementation of a experiment equipment.

(그림 8)에서 위쪽 좌측부터 시계방향으로 전원 입력단자, SMPS(Switch mode power supply), 마스터 솔레노이드 밸브, 채널 선택 솔레노이드 밸브 및 유속 조절기, 아날로그 보드, LCD 및 MPU(microprocessing unit) 보드 순으로 구성하였다.

4.2 GUI의 구현

GUI는 (그림 9)와 같이 구현하였다.

(그림 9) 실험 세트의 구현



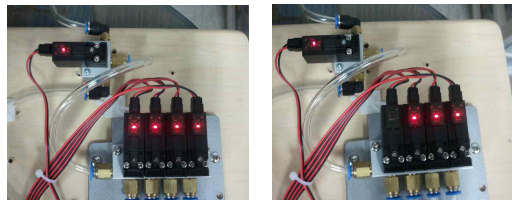
(Figure 9) The implementation condition of the GUI.

(그림 9)에서 유량 설정은 채널 별로 선택할 수 있게 구성하였다. 채널별로 ↑방향 화살표와 ↓방향 화살표가 있는데 ↑방향 화살표를 터치하면 아이콘이 검은색으로 변했다가 다시 흰색 아이콘으로 돌아오면서 유량이 10 상승한다. ↓방향 화살표 또한 터치하면 아이콘이 검은색으로 변했다가 다시 흰색 아이콘으로 돌아오면서 유량이 10 감소한다. 10에서 ↓방향 화살표를 누르면 다시 150으로 복귀한다. 아래쪽에는 총 누적 유량 (Total Volume)창을 만들어 1CH, 2CH, 3CH, 4CH의 누적된 CO₂ 양을 모두 더한 값을 보여준다.

4.3 솔레노이드 동작 시험

LCD의 CH1, CH2, CH3, CH4를 터치하고 스타트 아이콘을 터치하면 솔레노이드가 열린다. 외관적으로 솔레노이드에는 열리고 닫힐 때의 표시기가 장착되어 있어 밸브의 상태를 파악하기 편리하다. (그림 10)은 솔레노이드 밸브가 모두 열렸을 때 밸브 LED가 켜진 모습이다.

(그림 10) 실제 운용 조건에 따른 작동상태



(Figure 10) The Movement of actual operating condition

4.4 유량누적 시스템 동작 시험

본 시스템에서의 유량 단위는 cc/min이므로 1분을 설정하고 원하는 가스 유량을 설정한 후 동작시켰을 때 채널당 누적된 유량이 설정한 유량과 같은지 확인하였다.

<표 3>은 1분간 동작시켰을 때 채널당 누적된 유량 결과표이다.

<표 3>을 분석한 결과 설정유량이 적을수록 편차가 심하며 유량이 클수록 점차 설정 유량과의 오차가 감소함을 알 수 있다. 또한 최대 +2의 오차를 갖고 있으며, 이는 허용 가능한 오차이다.

<표 3> 1분 작동 시 누적 유량

설정 유량	1CH	2CH	3CH	4CH	최대 오차
10cc/m in	12	11	12	11	+2
20cc/m in	22	20	20	22	+2
30cc/m in	30	30	31	32	+2
40cc/m in	41	42	42	41	+2
50cc/m in	51	51	52	52	+2
60cc/m in	61	60	62	62	+2
70cc/m in	70	70	71	71	+1
80cc/m in	80	80	81	81	+1
90cc/m in	90	91	91	91	+1
100cc/min	100	100	101	101	+1
110cc/min	110	110	111	111	+1
120cc/min	120	120	120	120	0
130cc/min	130	130	130	131	+1
140cc/min	140	140	140	140	0
150cc/min	150	150	150	150	0

<Table 3> The amount of accumulating flux table for a one minute

<표 4>는 10분 동안 동작시켰을 때 채널당 누적 유량과 총 유량을 나타낸 것이다. 결론적으로, 채널당 누적된 유량의 오차는 아주 작은 양으로 임베디드 시스템에서 코딩한 유량 제어 시스템은 정상적으로 동작하고 있음을 알 수 있다. 네 개의 바늘을 각기 다른 부위에 사용하려면 채널마다 유량 설정을 다르게 할 수 있어야 한다.

<표 4> 10분 동작시 채널 당 누적유량과 총유량

설정 유량	1CH	2CH	3CH	4CH	총유량	최대 오차
10cc/min	100	100	103	104	407	+4
20cc/min	202	201	203	203	809	+3
30cc/min	301	302	302	301	1206	+2
40cc/min	400	400	400	401	1601	+1
50cc/min	501	501	501	502	2005	+2
60cc/min	600	601	600	601	2402	+1
70cc/min	700	700	701	700	2801	+1
80cc/min	800	800	801	800	3201	+1
90cc/min	900	900	900	900	3600	0
100cc/min	1000	1000	1000	1000	4000	0
110cc/min	1100	1100	1100	1100	4400	0
120cc/min	1199	1199	1200	1199	4797	-1
130cc/min	1299	1299	1300	1300	5198	-1
140cc/min	1400	1400	1400	1400	5600	0
150cc/min	1499	1500	1500	1499	5998	-1

<Table 4> The amount of accumulating and total flux table for a ten minute.

<표 5> 채널 유량을 다르게 하고 1분간 동작 누적 유량

채널	CH1	CH2	CH3	CH4
목표유량1	10	20	40	80
누적유량1	11	22	40	81
목표유량2	80	40	20	10
누적유량2	81	41	22	12
목표유량3	120	50	70	30
누적유량3	120	51	70	32

<Table 5> The amount of accumulating flux table for a one minute operating every channel

네 개의 바늘을 각기 다른 부위에 사용하려면 채널마다 유량 설정을 다르게 할 수 있어야 한다. <표 5>는 채널마다 유량을 다르게 설정하고 1분간 동작시 LCD에 표시한 누적된 유량이다.

<표 5>를 보면 채널마다 유량을 다르게 설정

하였을 때 목표한 값에 비해 아주 약간의 오차가 발생하였다. 하지만 아주 작은 양이므로 유량 제어 시스템을 채널마다 적용하여 따로 제어하는 기능이 정상적으로 동작하고 있음을 알 수 있다.

5. 실험 및 고찰

5장에서는 기존의 CARBO 3000과 본 논문에서 새롭게 설계 및 구현한 iON CARBO 주입기의 정확도를 유량 측정 센서를 이용해 실험 및 검증한다.

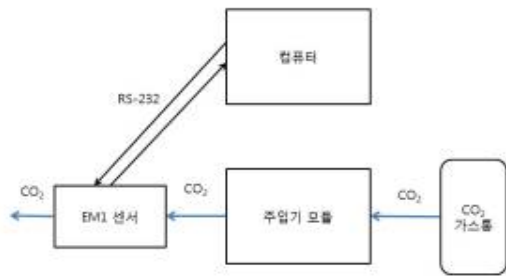
5.1 시뮬레이션 환경 구성

실험 환경 구축은 (그림 11)과 같이 구성하였다. (그림 11)에서 가스통에서 주입기 모듈로 이산화탄소를 보내고 주입기 모듈을 통해 나온 이산화탄소는 계측을 위한 센서 EM1을 통과하게 된다. 통과된 양에 관한 정보는 EM1 센서와 컴퓨터간 RS-232 통신을 통해 컴퓨터에 표시된다.

5.2 이산화탄소 주입량 비교

본 연구에서 설계한 주입기의 성능을 CARBO 3000과 비교하기 위해 두 주입기를 1분간 동작시켰을 때의 누적 유량을 측정하였을 때 비교한 결과를 <표 4>에 제시하였다.

(그림 11) 실험 환경 구현



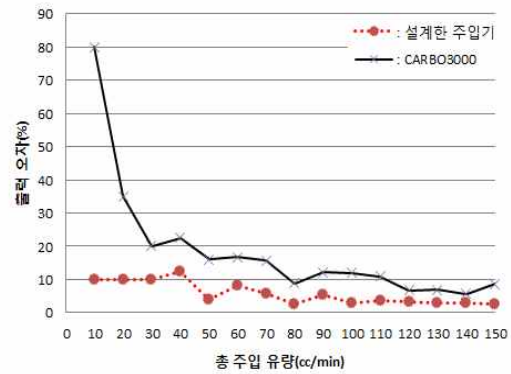
(Figure 11) The experimental setup for simulation

본 논문에서 설계한 주입기와 CARBO 3000 목표유량과의 편차를 비교한 그래프이다. (그림 12)에서 빨간 색으로 표시된 점선은 본 논문에서 설계한 주입기의 측정 오차이고 실선은 CARBO

3000의 계측한 오차이다. 그래프를 보면 1분간 측정하였을 때 오차가 0에 가까운 그래프는 본 연구에서 설계 및 구현한 주입기임을 알 수 있다.

(그림 12)는 1분간 동작시켰을 때 오차 평균을 비교해 보면 본 연구에서 설계한 주입기는 5.81%의 오차가 발생하였고 CARBO 3000은 18.52%의 오차가 발생하였다. 결과적으로 본 논문에서 설계한 주입기가 CARBO 3000보다 정교하고 목표한 유량에 더 근접하게 주입된다는 것이 확인되었다.

(그림 12) 1분간 동작시켰을 때 오차 그래프



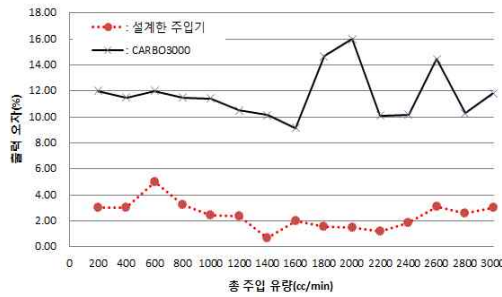
(Figure 12) The error graph for a one minute operating

정확한 검증을 위해 20분간 유량을 설정하고 테스트를 진행하였다. <표 6>은 CARBO 3000과 본 연구에서 설계한 CARBO 주입기를 20분간 동작시켰을 때의 누적유량이다.

본 연구에서 설계한 주입기와 CARBO 3000을 비교하면 (그림 13)와 같은 편차 그래프가 나온다.

(그림 13)에서 점선은 본 논문에서 설계한 주입기의 측정 오차이고 실선은 CARBO 3000의 측정 오차이다. 평균 오차를 비교해 보면 본 논문에서 설계한 주입기는 2.43%의 오차가 발생하였고 CARBO 3000은 11.71%의 오차가 발생하였다. 결과적으로 20분 동작시켰을 때에도 본 논문에서 설계 구현한 주입기가 CARBO 3000보다 목표한 유량에 더 근접하게 주입되어 성능이 우수함을 알 수 있었다.

(그림 13) 20분간 동작시켰을 때 오차 그래프



(Figure 13) The error graph for a twenty minute operating

<표 6>을 분석하면 본 논문에서 설계 및 구현한 CARBO 주입기가 CARBO 3000보다 각 채널별로 목표한 유량에 근접하게 주입되는 것을 알 수 있다. 또한 본 논문에서 설계 및 구현한 이산화탄소 주입기는 채널별로 목표한 유량에 근접하게 이산화탄소를 주입된다. 하지만 CARBO 3000은 채널별로 목표한 유량 보다 많이 주입되거나 주입량이 일정하지 않는 것이 확인되었다.

결과적으로 본 논문에서 설계한 주입기가 여러 채널을 같이 사용하였을 때에도 목표한 유량에 근접하게 주입되어 성능이 우수함을 확인할 수 있었다.

<표 6> 20 분간 동작시켰을 때 채널 당 누적 유량 비교

구분	CARBO3000		iONCARBO 주입기	
	목표 유량 (cc/min)	측정 유량 (cc/min) / 오차(%)	측정 유량 (cc/min)	오차(%)
200	224	12.00	206	3.00
400	446	11.50	412	3.00
600	672	12.00	630	5.00
800	892	11.50	826	3.25
1000	1114	11.40	1024	2.40
1200	1326	10.50	1228	2.33
1400	1542	10.14	1410	0.71
1600	1746	9.13	1632	2.00
1800	2064	14.67	1828	1.56
2000	2320	16.00	2030	1.50
2200	2422	10.09	2226	1.18
2400	2644	10.17	2444	1.83
2600	2976	14.46	2680	3.08
2800	3088	10.29	2872	2.57
3000	3354	11.80	3090	3.00

<Table 6> The accumulating flux comparison table every channel for a twenty operating.

6. 결론

본 연구에서 실제 구현한 설계한 CARBO 주입기와 CARBO 3000 주입기의 주입량을 비교한 결과 1분간 주입하였을 때 목표한 유량에 비해 구현한 주입기는 5.81%의 오차가 발생하였고 CARBO 3000은 18.52%의 오차가 발생한다. 20분간 주입하였을 때 목표한 유량에 비해 구현한 CARBO 주입기는 2.43%의 오차가 발생하였고 CARBO 3000은 11.71%의 오차가 발생하였다. 채널별 측정된 유량을 비교하였을 때 구현한 주입기가 각 채널별 목표한 유량에 더 가깝게 주입되는 것이 확인되었다. 실험 결과로 인해 구현한 주입기가 CARBO 3000 보다 정확한 유량을 주입하는 것을 입증할 수 있었다.

이와 같이 성능이 우수한 제품을 구현하기 위해 CARBO 시스템은 다음과 같이 구조를 변경하고 성능을 개선하였다.

첫째, CARBO 3000의 출고시 나사로 조절하는 유속 조절기 대신 제안된 시스템은 고정된 유량 유속 조절기를 사용함으로써 사용시 나사 풀림 등으로 인한 오차를 보정하기 위해 사용자가 다시 정밀하게 조절하여야 하는 번거로움을 없앴다.

둘째, CARBO 3000의 CO₂가 3개로 나누어지는 것을 4개의 관로로 변경하고 관로마다 유량센서를 추가하여 유량을 설정한 결과 정확하게 제어하게 구현하였고 다양한 부위에 다양한 유량으로 한 번에 효과를 볼 수 있었다.

셋째, CO₂가 주입되는 과정을 LCD창에 숫자로 표시하여 정확한 주입량에 대한 신뢰감을 높였다.

본 논문에서 구현한 CARBO 주입기가 CARBO 3000에 비해 CO₂ 주입기 성능을 판단하는 가장 중요한 요인인 CO₂ 주입량의 정확도에 대해 월등히 좋은 성능을 보였고, 제품 출고할 때 출고자가 일일이 유량 조절기를 조절해야 하는 번거로움을 줄였다. 또한 4개의 채널을 각기 따로 제어함으로써 시술자의 편의성도 높였다.

References

[1] DANGYANG Medical Co., LTD. Product Information Carboxy therapy. http://www.daeyangmed.com/fix_ct/bbs/board.php?bo_table=gdbl&sca=7

[2] Cesare B, "Carbon Dioxide Therapy in the Treatment of Localized Adiposities ", Aesth. Plast. Surg, pp. 25-170, 2002

[3] Ito T, Moore J.I, Koss M.C, "Topical Application of CO2 Increases Skin Blood Flow", J Invest Dermatol, pp. 93-259, 1989

[4] Carlo D, "Carbon dioxide therapy clinical reports, University Hospital of Siena", Unit of Plastic Surgery, pp. 54-67, 2003

[5] Jun jung woo, "Carbo therapy, Endermologies, Carboxy therapy, Meso therapy for a mixed therapy method ", Korean Academy of Aesthetic medicine spring conference & eighth lecture, 2005

[6] AZABU SKIN CLINIC, Medical CARBOMED
<http://www.azabu-skinclinic.com/english/medical/cellulite.html#ca>

[7] Shin yong ro, "Influences of Carbon Dioxide Therapy upon body composition and body circumference targeting obese women", Sungshin Women's University Graduate School of Cultural Industry master's thesis, 2009

[8] Lee ho, "An application of cosmetics for carboxy therapy", The Korean Society fir Aesthetics and Cosmetology third vol, first number, pp. 157-161, 2005

[9] Human interface for therapy, PCA flow Regulator
<http://www.humaninterface.co.kr/flow-regulator/i-v-flow-regulator.htm>

[10] Brandi C, "Carbon Dioxide Therapy : Effects on Skin Irregularity and Its Use as a Complement to Liposuction", Aesth. Plast. Surg, pp. 103-223, 2004

안 찬 진



2012년:강릉원주대학교 멀티미디어공학과(공학석사).

2007년~현재: 대양의료기기(주) 기술연구소과장
관심분야: 의료기기 IT 융복합, 디지털콘텐츠

박 성 곤



1980년 : 한양대학교 전자공학과(공학사)

1984년 : 한양대학교 전자공학과(공학석사).

1997년 : 충북대학교 컴퓨터공학과(공학박사)

1980년~1983년: (주) LG전자 정보통신기기사업부

1983년~1986년: (주) 쌍용정보통신 연구소

1991년~2006년: 원주대학 컴퓨터과학과

2007년~현재: 강릉원주대학교 멀티미디어공학과 교수

관심분야: 정보보호(Personal Information), 유비쿼터스 컴퓨팅(AR), 디지털콘텐츠(DRM)