

碩士 學位論文

포토 센서를 이용한  
스마트 수액 조절 시스템 개발

2006 年

漢 城 大 學 教 一 班 大 學 院

機械 시스템 工學科

機械 시스템 工學 專攻

黃 璟 植

碩士 學位論文

指導教授 盧炳國

포토 센서를 이용한  
스마트 수액 조절 시스템 개발

Development of a Smart Ringer Control System  
using an infrared photo sensor

2006 年 6 月 日

漢 城 大 學 教 一 班 大 學 院

機械 시스템 工學科

機械 시스템 工學 專攻

黃 璟 植

碩士 學位論文

指導教授 盧炳國

포토 센서를 이용한  
스마트 수액 조절 시스템 개발

Development of a Smart Ringer Control System  
using an infrared photo sensor

위 論文을 工學 碩士學位論文으로 提出함

2006 年 6 月 日

漢 城 大 學 教 一 班 大 學 院

機械 시스템 工學科

機械 시스템 工學 專攻

黃 璟 植

황 경 식의 공학 석사학위논문을 인정함

2006 年 6 月 日

심사위원장 (인)

심사위원 (인)

심사위원 (인)

# 목 차

|                                |    |
|--------------------------------|----|
| 1. 서론 .....                    | 1  |
| 1) 연구 개발 배경 .....              | 1  |
| 2) 기존 연구 개발 사례 .....           | 2  |
| (1) 과거에 사용된 수액 조절 시스템 .....    | 2  |
| (2) 현재 개발된 수액 조절 시스템 .....     | 4  |
| 3) 연구 개발 관련 특허 .....           | 6  |
| (1) 1960 년대 .....              | 6  |
| (2) 1970 년대 .....              | 7  |
| (3) 1980 년대 .....              | 10 |
| (4) 1990 년대 .....              | 12 |
| (5) 2000 년대 .....              | 14 |
| 4) 연구 개발 목적 .....              | 15 |
| 2. 정맥주사요법의 역사적 배경 및 효과 .....   | 17 |
| 1) 정맥주사요법의 발달사 .....           | 17 |
| 2) 환자치료에 대한 정맥주사요법의 효과 .....   | 18 |
| 3. 자동 수액 조절 시스템 구성 .....       | 20 |
| 1) 자동 수액 조절 시스템 전체 설계 구성 ..... | 20 |
| 2) 수액 속도 측정부 .....             | 22 |
| 3) 수액 속도 조절부 .....             | 28 |

|                                  |    |
|----------------------------------|----|
| 4) 수액 속도 제어부 .....               | 32 |
| 5) 자동 수액 조절 시스템 시제품 .....        | 36 |
| 4. 실험 및 결과 .....                 | 38 |
| 1) 고속모드(시간당 300 ml로 수액 투입) ..... | 38 |
| 2) 중속모드(시간당 100 ml로 수액 투입) ..... | 41 |
| 3) 저속모드(시간당 15 ml로 수액 투입) .....  | 43 |
| 5. 결론 및 개선방향 .....               | 46 |
| 1) 결론 .....                      | 46 |
| 2) 개선방향 .....                    | 47 |
| 6. 참고 문헌 .....                   | 48 |
| 7. 부록 .....                      | 50 |
| 1) 시간당 10 ml로 수액 투입 .....        | 50 |
| 2) 시간당 20 ml로 수액 투입 .....        | 51 |
| 3) 시간당 30 ml로 수액 투입 .....        | 52 |
| 4) 시간당 150 ml로 수액 투입 .....       | 53 |
| 5) 시간당 200 ml로 수액 투입 .....       | 54 |

|                                      |    |
|--------------------------------------|----|
| 6) 시간당 250 ml로 수액 투입 .....           | 55 |
| 7) C 프로그램 소스(C program source) ..... | 56 |

## 도 목 차

|                                                  |    |
|--------------------------------------------------|----|
| [그림 1] 일반적인 병원 병실 .....                          | 1  |
| [그림 2] 정맥주사 장치 .....                             | 1  |
| [그림 3] 정맥주사 시술시 필요한 준비물 .....                    | 2  |
| [그림 4] 정맥주사세트(수액세트) .....                        | 2  |
| [그림 5] 용적시 주입 펌프 .....                           | 3  |
| [그림 6] 유로의 길이(L) 조절 .....                        | 4  |
| [그림 7] 유로의 길이(L)와 관의지름( $D_1$ , $D_2$ ) 조절 ..... | 4  |
| [그림 8] 미세관의 길이를 이용한 유량 제어 장치 .....               | 5  |
| [그림 9] 미세관의 길이와 깊이를 이용한 유량 제어 장치 .....           | 5  |
| [그림 10] 1964년 Darling의 자동 수액 조절 장치 도안 .....      | 7  |
| [그림 11] 1971년 Deltour의 자동 수액 조절 장치 도안 .....      | 10 |
| [그림 12] 1981년 Shelton의 자동 수액 조절 장치 도안 .....      | 12 |
| [그림 13] 1992년 Tarzian의 자동 수액 조절 장치 도안 .....      | 13 |
| [그림 14] 2003년 Yoshioka 자동 수액 조절 장치 도안 .....      | 14 |
| [그림 15] 자동 수액 조절 시스템 전체 설계 구성도 .....             | 20 |
| [그림 16] ON/OFF 디지털 방식의 적외선 검출법 .....             | 22 |
| [그림 17] 디지털 유량 측정법 .....                         | 23 |
| [그림 18] 아날로그 유량 측정법 .....                        | 24 |
| [그림 19] 아날로그 방식의 적외선 센서 회로도 .....                | 24 |
| [그림 20] 적외선 발광부 펄스 구동 .....                      | 25 |
| [그림 21] 실제 제작된 적외선 센서부 .....                     | 26 |
| [그림 22] 적외선 센서를 이용한 약물 방울의 속도 측정 알고리즘            | 27 |
| [그림 23] DC 모터의 PWM 구동 .....                      | 28 |
| [그림 24] 캠을 이용한 초기 DC 모터 구동부 .....                | 29 |
| [그림 25] 나사를 이용한 최종 DC 모터 구동부 .....               | 30 |
| [그림 26] 실제 제작된 DC 모터 구동부 .....                   | 31 |
| [그림 27] ATmega16L AVR .....                      | 33 |
| [그림 28] 마이크로프로세서의 제어 구조 .....                    | 33 |
| [그림 29] 실제 제작된 제어부 .....                         | 34 |
| [그림 30] 수액 속도 제어 알고리즘 순서도 .....                  | 35 |
| [그림 31] 자동 수액 조절 시스템 시제품의 외부 모습 .....            | 36 |

|                                         |    |
|-----------------------------------------|----|
| [그림 32] 자동 수액 조절 시스템 시제품의 내부 모습 .....   | 36 |
| [그림 33] 자동 수액 조절 시스템 작동법 순서도 .....      | 37 |
| [그림 34] 시간당 300 ml로 수액 투입 결과 .....      | 39 |
| [그림 35] 시간당 100 ml로 수액 투입 결과 .....      | 41 |
| [그림 36] 시간당 15 ml로 수액 투입 결과 .....       | 43 |
| [그림 37] 설정 용량에 따른 이론해와 측정값의 오차 비교 ..... | 45 |
| [그림 38] 시간당 10 ml로 수액 투입 결과 .....       | 50 |
| [그림 39] 시간당 20 ml로 수액 투입 결과 .....       | 51 |
| [그림 40] 시간당 30 ml로 수액 투입 결과 .....       | 52 |
| [그림 41] 시간당 150 ml로 수액 투입 결과 .....      | 53 |
| [그림 42] 시간당 200 ml로 수액 투입 결과 .....      | 54 |
| [그림 43] 시간당 250 ml로 수액 투입 결과 .....      | 55 |

## 표 목 차

|                                     |    |
|-------------------------------------|----|
| [표 1] 시간당 300 ml로 수액 투입 결과 분석 ..... | 39 |
| [표 2] 시간당 100 ml로 수액 투입 결과 분석 ..... | 42 |
| [표 3] 시간당 15 ml로 수액 투입 결과 분석 .....  | 44 |
| [표 4] 시간당 10 ml로 수액 투입 결과 분석 .....  | 50 |
| [표 5] 시간당 20 ml로 수액 투입 결과 분석 .....  | 51 |
| [표 6] 시간당 30 ml로 수액 투입 결과 분석 .....  | 52 |
| [표 7] 시간당 150 ml로 수액 투입 결과 분석 ..... | 53 |
| [표 8] 시간당 200 ml로 수액 투입 결과 분석 ..... | 54 |
| [표 9] 시간당 250 ml로 수액 투입 결과 분석 ..... | 55 |

# 1. 서론

## 1) 연구 개발 배경

몇 달 전, 가족 중에 병원한 입원한 사람이 있어 병간호를 하게 되었다. 병간호 에서 가장 중요하고 신경이 쓰이는 부분은 물론 환자의 건강상태이다. 하지만 항상 시선이 머물고 있는 곳은 환자보다 환자의 팔 혹은 다리에 연결되어 병실 천정 아래에서 대롱거리고 있는 유리병이다[그림 1]. 이것은 좀 더 빠르고 확실한 치료 효과를 보기 위해서 환자의 혈액 속에 직접 약물을 주입하는 정맥주사 장치이다[그림 2]. 유리병을 보고 있으면 ‘병 속에 들어 있는 약물이 언제쯤이면 다 주입될까?’, ‘혹 잘못되어 공기방울이 들어가지는 않을까?’, ‘약물이 문제없이 투입되고 있는 것일까?’ 등등의 걱정들이 머릿속을 가득 채운다. 물론 환자나 환자의 보호자를 대신해서 간호사들이 일일이 체크하고는 있지만 현실적으로 간호사 1명이 담당하고 있는 환자의 수는 너무 많다. 그래서인지 일반적으로 중환자가 아닌 경우에 간호사들은 “다 들어가면 얘기하세요?”라는 말만을 남기고 사라진다. 결국 병만으로도 육체적, 정신적으로 고통 받고 있는 환자와 환자의 보호자들에게 추가되어지는 불편함이다. 특히, 모두가 잠들어있는 밤에는 불편함을 넘어서는 스트레스를 주기도 한다. 환자, 환자의 보호자, 간호사 모두를 불편하게 하고 있는 이러한 문제를 해결해 줄 수 있는 장치를 찾아보는 것을 시작으로 본 연구를 시작하게 되었다.



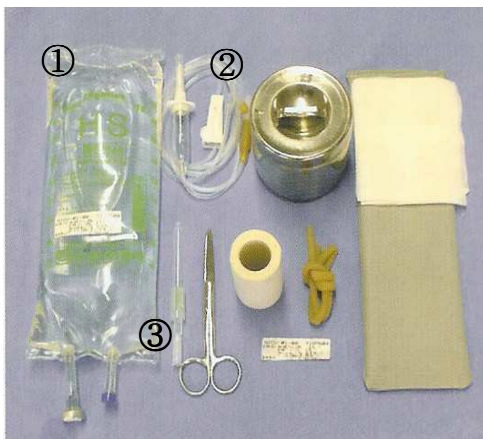
[그림 1] 일반적인 병원 병실



[그림 2] 정맥주사 장치

## 2) 기존 연구 개발 사례

정맥주사(intravenous injection, IV)는 정맥 속에 주사 바늘을 찔러 넣어 약물을 직접 혈관 속에 주입하는 것을 말한다. 일반적으로 투여되는 정맥주사액은 포도당, 식염수, 마취제, 혈액 등이 있다. 정맥주사 장치는 저장기(IV bag), 점적 챔버(drip chamber), 조절 겸자(roller clamp), 주입 튜브, 정맥주사 바늘(IV needle)로 이루어져 있고, 저장기에는 주입 될 정맥주사액을 보존한다. 저장기에 들어있는 정맥주사액은 조절 겸자와 점적 챔버를 통해 일정한 주입속도를 결정하고, 주입튜브를 거쳐 정맥주사바늘로 정맥 속으로 투여 된다[그림 3, 4].



[그림 3] 정맥주사 기술시 필요하  
준비물 (①저장기 ②수액 세트  
③정맥주사 바늘)



[그림 4] 정맥주사세트  
(수액세트) (①점적 챔버  
②조절 겸자 ③주입튜브)

### (1) 과거에 사용된 수액 조절 시스템

과거에는, 정맥 속으로 투여되는 주사액의 속도를 제어하기 위하여 주로 두 가지 방법이 사용되었다. 첫 번째 방법은 일반적으로 가장 많이 사용하고 있는 기존의 정맥주사 장치이다. 중력을 이용하기 때문에 단순 중력점적(simple gravity dripping)이라고 불린다. 이 방법은 [그림4]와 같은 정맥주사세트(수액세트) 이용하여 저장기에 들어있는 주사액을 점적 챔버의 미세구멍을 통해 일정속도로 조절하고, 조절 겸자의 롤

러(roller)를 통해 원하는 속도로 재조정한다. 주사액의 속도를 유지하기 위해 단순히 중력만을 이용하므로 장비가 간단하고, 비용이 저렴하다는 장점이 있다. 하지만 일정 시간이 경과하면 주입튜브의 탄성에 의해 조절 겸자의 롤러가 풀릴 가능성이 있고, 환자가 이동을 하거나 주사바늘이 꽂힌 부위의 높이에 따라 주사액의 속도가 부정확해진다. 또한 정맥주사액의 종류와 정맥주사세트의 제조사에 따라 점적 용량의 차이가 있어 일정한 투입 속도를 유지하기 어렵고, 수작업으로 이루어지므로 어느 정도 숙련되지 않으면 정확성을 보장하지 못한다. 이를 보완하기 위해 환자, 환자의 보호자, 간호사들이 정맥주사 장치를 일정시간마다 점검해야 하는 불편함도 가지고 있다.

두 번째 방법은 주입속도의 정확성을 보다 높이기 위해 [그림5]와 같은 용적식 주입펌프(positive displacement infusion pump)를 이용하는 것이다. 이는 정밀 지속적 점적주사로 적절한 약물치료농도를 유지하면서 약물을 안전하게 투여하는 방법으로 약물의 과다용량 투여로 나타날 수 있는 심각한 부작용을 예방하고, 충분한 약물효과를 볼 수 있으므로, 약제 주입 시 1시간에 30ml이하의 속도 또는 일정한 양으로 주입이 되어야 약물의 효과를 기대할 수 있는 약제의 정밀주입을 필요로 하는 대상자(1세미만 유아, 항암제 투여 시 용량의 정확성이 요구되는 항암치료 환자, 약제 투여용량의 정확성이 요구되는 입원 할 정도의 중증환자)에 한하여 사용한다. 이 방법은 주입 될 약물의 점도나 압력에 크게 상관없이, 정확하게 조절된 주입속도를 갖는다는 장점이 있다. 하지만, 60 psi까지의 압력에서 작동하기 때문에 과압력 주사의 위험성이 존재한다. 또한, 용적식 주입펌프 장비들은 상대적으로 비싸고, 주변사람들의 도움 없이는 이동하기 어려울 만큼 무겁고 사용이 복잡하며, 위에서 언급한 바와 같이 특정한 대상자들에게 사용되어진다는 단점이 있다.



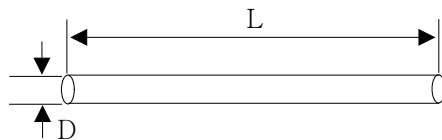
[그림5] 용적식  
주입펌프

## (2) 현재 개발된 수액 조절 시스템

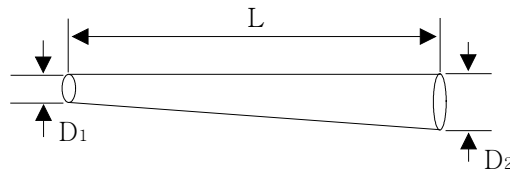
현재 새로이 개발되어 사용하고 있는 방법은 미세원형관의 길이와 관의 지름을 조절하여 유량의 속도를 조절한다. 층류인 경우 미세원형관 내를 흐르는 유량(Q)는

$$Q = \frac{\pi D^4 \Delta p}{128 \mu L}$$

이다. 여기서  $D$ 는 관의 지름,  $\Delta p$ 는 원형관 양단의 압력차,  $\mu$ 는 유체의 점성계수,  $L$ 은 관의 길이이다. 유량을 조절할 수 있는 인자는 4가지가 있지만, 유체의 점성계수나 압력차를 조절하는 방법은 쉽지 않기 때문에 실제 유량을 조절하는데 사용되는 인자는 유로의 길이만을 조절하는 방법과 [그림 6], 유로의 길이와 관의 지름을 같이 조절하는 방법 [그림 7]이 있다.



[그림 6] 유로의 길이(L) 조절



[그림 7] 유로의 길이(L)와 관의 지름(D<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>) 조절

[그림 8]은 이중 유로를 가지고 미세한 관의 길이를 변화시켜 유량을 조절하는 장치이고, [그림 9]는 이중 유로를 가지고 미세한 관의 길이와 깊이(관의 지름)를 변화시켜 유량과 유량 조절인자들 사이의 비선형성들을 제거하여 유로의 길이만을 조절하는 것 보다 좀 더 정확성을 보장하는 장치이다. 이들은 크기가 작고, 작동하기가 쉬우며, 기존의 단

순 중력점적 장치에 쉽게 연결하여 사용할 수 있고, 비용이 저렴한 장점을 가지고 있다. 기존의 단순한 정맥주사 장치에 비해서는 유량조절 성능이 훨씬 정확한 것으로 알려져 있지만 실제 사용하고 있는 간호사들에게 물어본 결과 유량조절 성능이 정확하지는 않은 것으로 조사되었다. 또한 기존의 정맥주사 장치와 같이 조절기가 튜브에 매달려 있는 상태이므로 환자가 움직이거나 이동시에 깔고 안거나 조절기가 돌아가서 유량 값이 변할 수 있는 위험성도 가지고 있다. 단순히 유량속도만 조절하여 인체 내부로 약물이 투여 되는 속도의 정확성만 조절할 뿐 저장용기에 들어 있는 약물이 모두 소진되었는지는 알 수가 없으므로 환자, 환자의 보호자, 간호사는 여전히 정맥주사 장치를 확인하고 있어야 하는 불편함도 가지고 있다[1].



[그림 8] 미세관의 길이를 이용한 유량 제어 장치



[그림 9] MEINTECH사의 미세관의 길이와 깊이를 이용한 유량 제어 장치

### 3) 연구개발 관련 특허

본 연구는 기존의 제품을 보완 하여 새로운 제품을 개발하는 연구이므로 지금까지 개발된 자동 수액 조절 장치 관련 특허들을 조사하여 보았다. 본 연구와 관련된 국내 특허는 관의 길이 및 깊이 조절에 관련된 것 밖에 없었으며, 센서 혹은 마이크로프로세서를 이용한 자동 수액 조절 장치의 대부분 특허들이 미국특허로 등록되어 있었다. 따라서 관련 특허들에 대한 조사는 미국 특허청에 등록된 특허를 중심으로 이루어졌다[2, 3].

#### (1) 1960년대

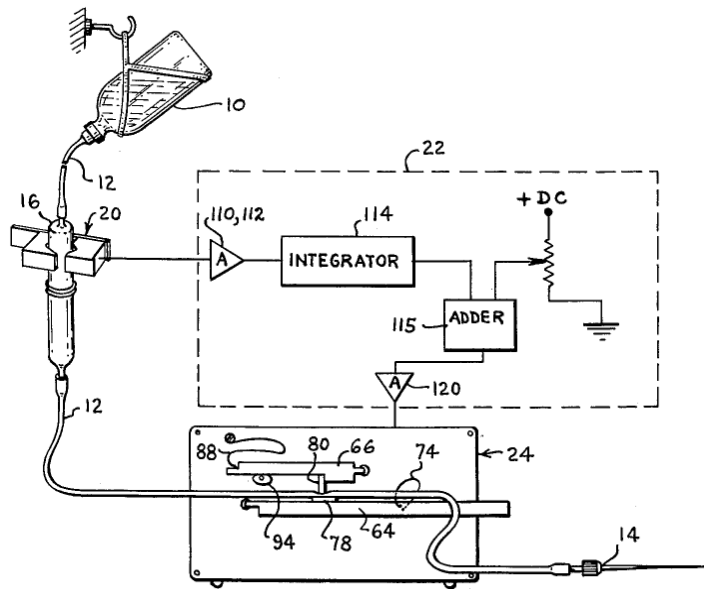
1964년 Darling(미국특허 제3163176, [그림10])에 의해 처음으로 정맥 주사액을 일정한 속도로 환자에게 주입하기 위한 자동 수액 조절 장치가 개발되었다. Darling은 점적챔버에서 낙하하는 방울의 주파수(drop frequency, 단위 시간 동안 낙하한 물방울의 개수, 연속해서 낙하하는 방울들의 낙하 시간 간격의 역수)를 측정하기 위하여, 챔버의 외부에 광 발생기(light source)와 광전지(photocell)를 부착하는 방법을 처음으로 제안하였으며, 만약 측정된 주파수가 기 설정된 기준 주파수와 오차가 있을 경우, 모터(motor)로 챔버를 회전시키는 방법에 의해 튜브의 단면적을 조절하는 튜브 누름 장치(tube-clamping device)에 관한 방법도 제안하였다.

1965년과 1966년에 Corbin(미국특허 3197068, 32152623)은 Darling의 방법을 보다 구체화하는 과정에서, 원하는 방울 낙하 주파수(desired drop frequency)를 정의하는 방법과 실제 방울의 낙하 주파수(actual drop frequency)와 원하는 방울의 낙하 주파수와의 차이를 계산하여, 이를 보정하는 제어 알고리즘(algorithm)을 제안하였다. 또한, Corbin은 Darling과는 차별적으로 모터 대신에 솔레노이드(전자석)를 사용하는 튜브 누름 장치를 제안하였다.

1968년 Phelps(미국 특허 3390577)는 광 발생기와 광센서를 사용하는 대신에 점적챔버의 둘레에 전극(electrode)을 설치하여 전극 사이로 액체 방울이 통과할 때 전극의 전기 용량(capacity)이 변하는 원리를 이용하여 방울의 낙하 주파수를 측정하는 방법을 제안하였다.

1969년 Hildebrandt(미국특허 3450153)는 방울의 낙하 주파수 계산 시

간을 단축하기 위해, 일정 시간 동안 발생하는 펄스(방울이 점적 챔버에 부착된 센서 앞을 통과할 때 마다 전기 펄스가 센싱(sensing)됨)의 개수를 계산하는 기존의 방법을 대신하여 두 개의 펄스 사이의 시간 간격을 계산하여 방울의 낙하주파수를 측정하는 방법을 제안하였다.



[그림 10] 1964년 Darling의 자동 수액 조절 장치 도안  
(미국특허 제3163176)

## (2) 1970년대

1971년 Deltour(미국특허 3563090, [그림 11])는 기존 방법과 마찬가지로 점적 챔버의 외각에 광 발생기와 광센서를 부착하였으나, 광 발생기에서 항상 광신호가 발생하는 하는 것이 아니라, 액체 방울이 점적 챔버의 특정 부분을 통과할 때에만 광신호가 발생하도록 하였으며, 또한 점적 챔버의 양 쪽에 광 발생기와 광센서를 마주보게 설치하는 기존의 방법과는 차별적으로, 광 발생기와 광센서를 같은 쪽에 나란히 배열한 상태에서 반대편에 거울을 설치하여, 광발생기에 발생한 광 신호가 거울에서 광센서 쪽으로 반사되도록 하는 방법도 제안하였다. 같은 해에 Petree(미국 특허 3601124)는 광 발생기와 광센서에 의해 측정된 방울의 낙하 주파수를 조절하기 위한 튜브 누름 장치(tube-clamping device)에 관한 방법을 제안하였다. 그는 광센서에서 측정되는 오차 전

압 신호(기준 전압과 측정된 전압과의 차이)의 비선형성(nonlinearity)을 고려하여 튜브 누름 장치에 있는 모터를 구동하는 모터 제어 알고리즘에 대한 제안이 이루어졌다. Hildebrandt(미국 특허 3609379)는 광 발생기와 광센서 세트를 점적 챔버의 상하에 설치하여, 위쪽에 설치된 광 발생기와 광센서는 방울의 낙하 주파수를 측정하는데 사용하며, 점적 챔버의 하단에 고여있는 액체의 유무를 확인(챔버에 고인 액체가 없다는 것은 링거액 용기에 액체가 더 이상 남아 있지 않다는 것을 의미)하기 위하여 아래쪽에 설치된 광 발생기와 광센서를 사용하는 방법을 제안하였다. 아울러, 점적 챔버에서 액체 방울이 떨어질 때 아주 작은 방울들도 함께 떨어지는 경우를 대비하여, 이들 작은 방울들이 검출되지 않도록 하는 특별한 검출 알고리즘을 제안하였다. Swick(미국 특허 3624800)은 튜브 누름 장치가 튜브의 단면적을 넓히거나 좁히는 과정을 용이하게 하기 위해 특별한 단면 형상을 갖는 튜브를 제안하였다. Campbell(미국 특허 3631447)은 광 발생기와 광센서를 사용하는 기존의 방법과는 차별적으로 점적 챔버의 입구에 두 개의 도체(conductor)를 부착하여, 챔버 입구에서 액체 방울이 형성되게 되면 두 도체 사이에 전기가 흐르게 되는 원리를 이용하여, 방울의 낙하 주파수를 측정하는 방법을 제안하였다.

1972년 Kienitz(미국 특허 3655095)는 기존의 방법과 마찬가지로 점적 챔버에 설치된 광 발생기와 광센서를 이용하여 방울 낙하 주파수를 측정한 후, 기준 낙하 주파수와 측정된 낙하 주파수 간의 오차가 지속적으로 발생할 경우에만 경고 신호를 발생시키는 제어 알고리즘을 제안하였다.

1973년 Georgi(미국 특허 3736930)는 점적 챔버에서 액체방울이 아주 가끔씩 또는 아주 자주 떨어지는 경우 모두를 제어 할 수 있는 제어 알고리즘과 튜브의 단면적을 줄이거나 늘이기 위한 방안으로 스텝 모터(step motor)를 사용하는 튜브 누름 장치를 제안하였다.

1974년 McCormick(미국 특허 3790042)은 점적 챔버에 광 발생기와 광센서를 설치하는 기존의 방법을 대신하여, 점적 챔버의 내부에 자기장을 형성시켜서 액체 방울의 낙하를 센싱하는 방법과 점적 챔버에 특별한 모양의 전극을 만들어서 액체 방울이 양극과 음극을 연결해 주는 방법을 제안하였다. 같은 해에 Georgi(미국 특허 3880794)는 솔레노이드(전자석, 튜브의 단면적을 조절하기 위하여 사용)에 인가되는 전압의

세기(전자석의 자력의 세기)를 조절하기 위하여, 펄스파형의 전압 신호의 주파수(frequency)와 폭(width)을 조절하는 방법 제안하였다.

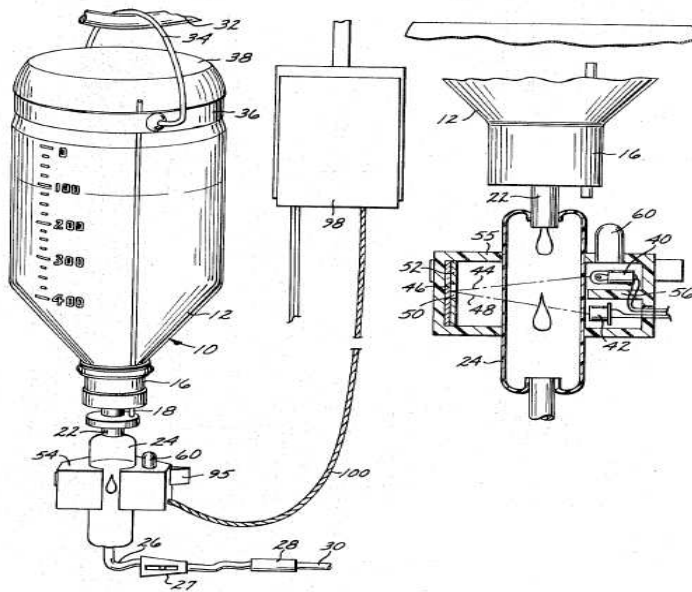
1975년 Pierce(미국 특허 3890968)도 Georgi(미국 특허 3880794)와 마찬가지로 전극(양극과 음극)을 점적 챔버에 설치하여 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하려는 방안을 제안하였으나, 전극의 형태가 Georgi와는 다른 방법을 제안하였다.

1977년 Moulet(미국 특허 4001801)은 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하기 위한 구체적인 방법은 제시하지 않았으며, 단지 방울의 낙하 주파수를 제어하기 위한 전기 회로 구성도를 구체적으로 제시하였다. 같은 해에 Ubaud(미국 특허 4018362)는 점적 챔버에서 측정된 방울 낙하 주파수를 튜브 누름 장치에 의해 조절하기 위한 다양한 제어 알고리즘을 제안하였으며, LeFevre(미국 특허 4038981)는 점적 챔버에 하나의 광 발생기와 두 개의 광센서를 설치하여 점적 챔버가 수직으로 있지 않고 기울어진 경우에도 광센서가 방울을 감지할 수 있도록 하는 방법을 제안하였다. 또한 LeFevre는 튜브의 단면적을 조절하기 위한 방안으로 튜브 안쪽에 볼(ball)을 설치하였으며, 볼의 위치에 따라 튜브 내부에 형성된 유로의 크기가 조절되도록 하기 위하여, 볼 주위에 자기장을 형성시켜서 볼의 위치를 조절하는 방안을 제안하였다.

1978년 Sadlier(미국 특허 4105028)은 점적 챔버에 특별한 형상의 전극(양극과 음극)을 설치하여, 방울의 낙하 주파수와 방울의 크기를 측정하기 위한 방안을 제시하였다. 같은 해에 Marx(미국 특허 4111198)는 점적 챔버에 광 발생기와 광 센서를 부착하는 기존의 방법을 이용하여 방울의 낙하주파수를 계산하고, 이를 조절할 수 있는 제어 알고리즘에 대한 제안을 하였다.

1979년 Doubas(미국특허 4168707)는 외과 수술시 체내에서 분비되는 액체 또는 절제된 미세 조직을 흡출(suction)할 때 흡출 속도를 부저음 소리(beep sound)로 표시하는 방법을 고안하였다. 이를 위해 Doubas는 점적 챔버의 외각에 설치된 광 발생기와 광센서를 설치 한 후, 방울이 떨어질 때 마다 부저음이 울리도록 하는 방안을 제시하였다. 같은 해에 Marx(미국 특허 4173224)는 점적 챔버에 한 개의 적외선 펄스 광 발생기(photodiode)와 두 개의 광센서(photocell)를 부착하여, 각각의 광센서에서 방울의 폭과 방울의 형상(타원 형상)에 대한 펄스신호로부터 방울의 체적을 계산하는 방법을 제안하였다.

1980년 Shim(미국 특허 4213454)은 지금까지 위에서 서술된 점적 챔버를 이용하는 중력식 링거액 주입 장치와는 다른 형식인, 펌프를 이용하여 강제로 링거액을 주입하는 압력식 링거액 주입장치에 대한 방법을 제안하였다. 그는 튜브에 특별한 구조를 가진 로터(rotor)를 밀착시켜서, 로터가 튜브를 누른 상태에서 회전하게 하여 로터의 회전 속도를 조절하는 방법에 의해 링거액 주입 속도를 제어하는 방법을 제안하였다. 더 나아가, Shim은 튜브 내부에 있는 공기 방울의 양을 체크하기 위하여 튜브의 외각에 광 발생기와 광센서를 설치하는 방안도 제안하였다.



[그림 11] 1971년 Deltour의 자동 수액 조절 장치 도안  
(미국특허 3563090)

### (3) 1980년대

1981년 Shelton(미국 특허 4261388, [그림 12])은 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하기 위하여 점적 챔버의 외각에 광 발생기, 광센서, 반사 거울, 반투명 거울을 설치하는 특별한 방법을 제안하였다[17]. 같은 해에 Bowman(미국 특허 4291692)은 정맥 주사에 적용되던 기존 기술을 환자의 방광에서 튜브를 통해 나오는 소변의 양을 측정하는 데에 사용하기 위하여, 적외선 광 발생기와 광센서가 부착된 점적 챔버를 소변량

측정에 활용하였으며, 이와 관련하여 PID 제어 알고리즘을 실제 측정 속도와 기 설정된 측정 속도와의 오차를 계산하는 것에 사용하였다.

1982년 Walter(미국 특허 4321461)는 적외선 광 발생기와 광센서를 사용하여 점적 챔버에서 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하는 기존의 기술을 활용하여, 광센서에서 발생하는 펄스 신호를 분석하여 튜브 내의 유속을 효율적으로 제어할 수 있는 제어 알고리즘 및 관련 전기 회로도를 구체적으로 제시하였다. 같은 해에 Marx(미국 특허 4328801)는 점적 챔버를 통과하는 액체 방울의 체적을 계산하기 위하여 점적챔버의 둘레에 광 발생기, 광센서, 볼록 렌즈, 반사거울을 배치하는 방법 및 관련된 제어 알고리즘에 대한 방법을 제안하였다.

1983년 Purcell(미국 특허 4383252)과 1984년 Stiff(미국 특허 4432468)는 점적 챔버에 광 발생기와 광센서를 사용하는 기존의 방법을 이용한 상태에서, 액체 방울의 낙하 주파수가 기준 주파수에서 벗어 날 때 경고 신호를 발생시키면서 유량을 제어하는 방법에 대한 알고리즘을 제안하였다.

1984년 Bujan(미국 특허 4451255)은 두 종류의 주사액을 서로 다른 유속(flow rate)으로 동시에 혈관으로 공급하기 위한 방안으로, 두 주사액 병 하단에 있는 두 점적 챔버에 광 발생기와 광센서를 장착하여 액체 방울의 낙하 주파수를 독립적으로 제어하는 방안에 대해 제안하였다.

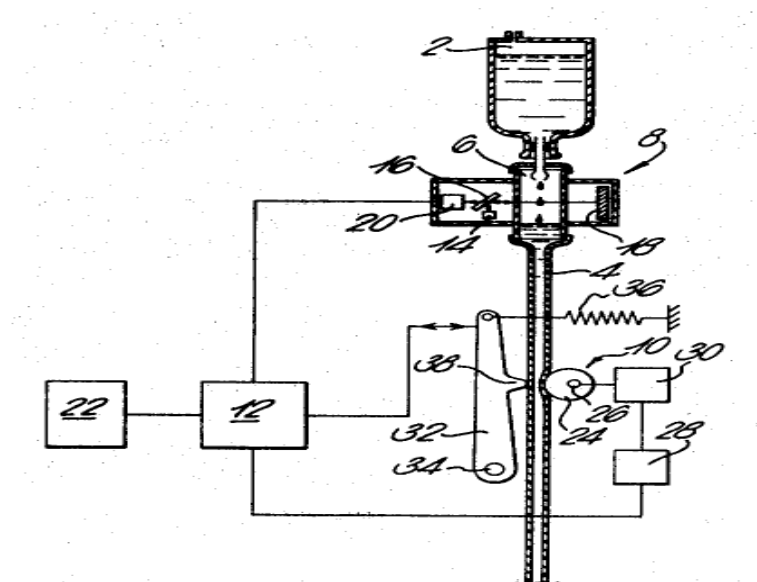
1985년 King(미국 특허 4493710)은 액체 낙하 주파수를 모니터링 하기 위하여 광 발생기와 광센서가 부착된 점적챔버를 이용하는 기존의 방법을 유지한 상태에서, 낙하 주파수를 변경하기 위한 튜브 누름 장치에 대한 특별한 아이디어를 제안하였다. 같은 해에 Finch(미국 특허 449801)는 점적 챔버에 부착된 광센서로부터 받은 신호를 증폭하여 기준 값과 비교하는 방안을 제안하였다. 같은 해에 Steuer(미국 특허 4504263)는 특수한 형상의 점적 챔버를 고안하여, 액체 방울이 점적 챔버를 통과할 때 광센서에서 발생하는 신호로부터 액체 방울의 체적을 계산할 수 있는 방안을 제안하였다. 같은 해에 Slavik(미국 특허 4525163)은 점적 챔버의 내부를 상하 두 개의 공간으로 나누어서, 위쪽 공간에서는 두 쌍의 광 발생기 및 광센서를 설치하여 점적 챔버가 완전히 비어 있는 경우와 완전히 유체로 꽉 차있는 경우를 감지할 수 있도록 하였으며, 아래 쪽 공간에는 한 쌍의 광 발생기 및 광센서를 설

치하여, 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하는 방안을 제안하였다. 같은 해에 Bisera(미국 특허 4530696)는 정맥 주사 시 혈관으로 공급되는 유량을 펌프와 압력 센서를 사용하여 제어하는 방법을 제안하였다.

1986년 Mannes(미국 특허 4585442)은 튜브를 지나가는 정맥 주사액의 유량을 조절하기 위한 특별한 구조를 가지는 튜브 누름 장치에 대한 방법을 제안하였다.

1989년 Leary(미국 특허 4798590)는 튜브를 로터(rotor) 외각에 밀착시킨 상태에서 로터의 회전 속도를 조절하는 방법에 의해 정맥 주사액의 유량을 조절하는 방안을 제안하였다.

1990년 Martin(미국 특허 4976687)은 튜브 내에 여러 개의 깃(blade)이 달린 날개차(impeller)를 삽입하여 날개 차의 회전 속도를 광센서에 의해 측정하는 방법에 의해 유속을 측정하는 방안을 제안하였다.



[그림 12] 1981년 Shelton의 자동 수액 조절 장치 도안  
(미국 특허 4261388)

#### (4) 1990년대

1992년 Tarzian(미국 특허5098408, [그림 13])은 점적 챔버의 입구와 출구에 구멍 크기를 조절하는 장치를 만들어서 액체 방울의 낙하 주파수를 조절하는 방안을 제안하였다[18]. 같은 해에 Jen(미국 특허

5166667)은 광 발생기와 광센서가 내장된 액체 방울 낙하 주파수 측정 장치의 외양과 구조를 제안하였다.

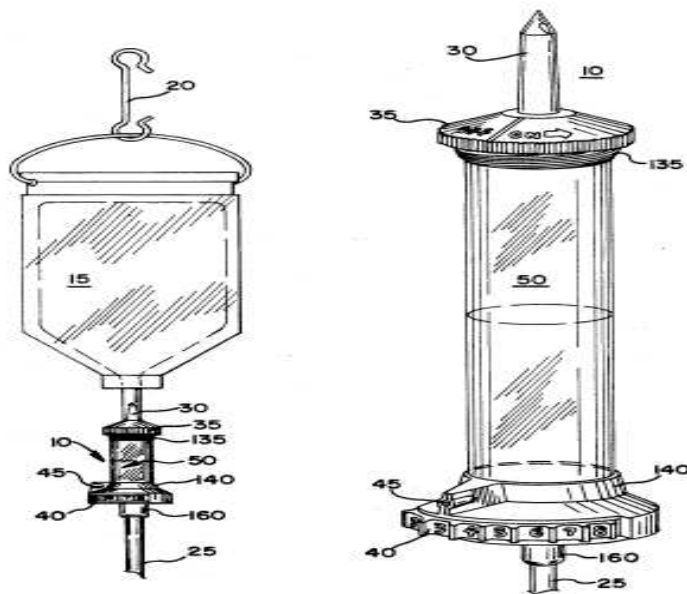
1994년 Nakao(미국 특허 5360412)는 점적 챔버의 출구 구멍의 크기를 조절하는 장치에 대한 방법을 제안하였다. 같은 해에 Danby(미국 특허 5366346)는 진동판(diaphragm)을 이용하여 정맥 주사액을 펌핑(pumping)하는 장치에 대한 방법을 제안하였다[19].

1995년 Bellifemine(미국 특허 5439442)은 점적 챔버의 외각에 한 개의 광 발생기와 두 개의 광센서를 부착하여, 반사 거울에서 되돌아오는 빛을 광센서가 센싱하도록 하는 방안에 대해 제안하였다.

1997년 Strachevich(미국 특허 5593392)는 튜브 단면적 조절 장치와 마운팅 구조에 대한 방법을 제안하였다[20].

1998년 Bellifemine(미국 특허 5800386)은 점적 챔버의 한쪽 면에 오목 거울을 설치하여 광 발생기의 빛이 반사되면서 광센서 쪽으로 모이도록 하는 방안을 제안하였다[21].

2000년 Molko(미국 특허 6083206)는 점적 챔버의 외각에 하나의 적외선 광 발생기와 세 개의 광센서를 부착하여 점적 챔버가 기울어진 경우에도 광센서가 낙하하는 액체 방울을 감지할 수 있도록 하는 방법을 제안하였다[22].

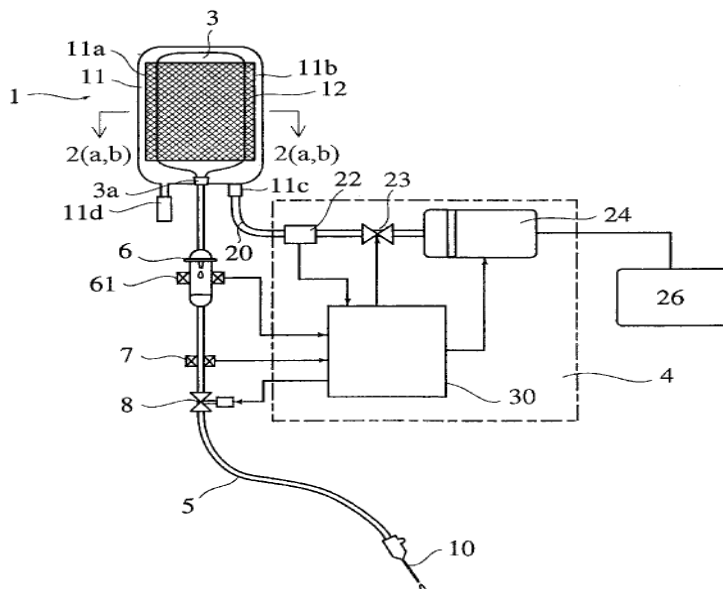


[그림 13] 1992년 Tarzian의 자동 수액 조절 장치 도안  
(미국 특허5098408)

(2) 2000년대

2003년 Yoshioka(미국 특허 6558346, [그림 14])는 링거액이 담긴 용기 내부의 압력을 일정하게 유지하기 위해 압력 주머니(pressurizing bag)를 링거액 용기 내부에 사용하는 방안을 제안하였으며, 액체 방울의 낙하 주파수를 측정하기 위하여 점적 챔버에 광 발생기와 광센서를 사용하는 기존의 방법을 그대로 이용하였다[23]. 같은 해에 Brown(미국 특허 6562012)은 점적 챔버의 둘레에 두 개의 판(plate)를 마주 보게 하여(일종의 콘덴서를 장착), 액체 방울이 판 사이를 통과할 때 전기 용량(capacitance)의 변화를 감지하는 방법에 의해 방울의 크기와 낙하 주파수를 측정하는 방안을 제안하였다[24].

2004년 Gallagher(미국 특허 6736801 B1)는 광섬유를 이용하여 점적 챔버를 통과하는 액체 방울을 센싱하는 방법을 제안하였다[25].



[그림 14] 2003년Yoshioka의 자동 수액 조절 장치 도안  
(미국 특허 6558346)

#### 4) 연구 개발 목적

병원에서 가장 많이 존재하는 사람은 환자이다. 또 가장 많이 고통 받고 있는 사람도 환자이다. 이렇게 많은 환자들이 고통을 줄이기 위해 가장 먼저 가장 많이 접하게 되는 치료요법이 약물을 직접 혈액 속으로 주입하는 정맥주사요법이다. 하지만 이렇게 많이 쓰이고 있는 정맥주사요법이 환자들에게 또 다른 정신적인 고통을 주고 있다. 그 이유는 현재 사용되어지고 있는 정맥주사 장치가 자동화 된 제품이 거의 없어 부작용을 방지하기 위해서는 항상 누군가가(환자, 환자의 보호자, 간병인, 간호사) 지켜보고 있어야 하는 불편함을 가지고 있고, 약물 주입속도의 정확성도 많이 떨어지기 때문이다.

현재 병원에서 사용하고 있는 정맥주사 장치는 두 가지로 크게 나눌 수 있다.

첫 번째는 일반적으로 병원에서 가장 많이 사용하고 있는 단순중력점적(simple gravity dropping)장치이다. 흔히 링거(ringer)라고 불리고 있으며, 정맥주사 장치라고 하면 대부분의 사람들의 머릿속에 가장 먼저 떠오르는 장비이다. 이는 사용이 쉽고 간편하며 비용이 적게 드는 장점이 있다. 하지만, 간호사들의 수작업으로 이루어지고 정맥주사 장치의 제조사와 주입되는 약물의 종류에 따라서 떨어지는 약물방울의 용량이 변하기 때문에 어느 정도 숙련된 경험이 없으면 정확성을 보장하지 못한다. 또한 일정시간이 경과하면 주입튜브의 탄성에 의해 조절 겸자의 롤러가 풀릴 가능성이 있고 환자가 이동하거나 주사 바늘이 꽂힌 부위의 높이에 따라서 약물의 주입속도가 변하는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점들을 보완하기 위해 미세한 관의 길이와 지름을 변화시켜 유량을 조절하는 여러 가지 보조기구들이 개발되어 기존의 정맥주사 장치에 연결하여 사용하고 있지만 간호사들에게 물어본 결과 주입속도의 정확성이 크게 향상되지는 않았다고 한다.

두 번째는 중환자실에서나 볼 수 있는 용적식 주입펌프(positive displacement infusion pump)이다. 이는 정밀 지속적인 점적주사로서 약물 주입 시 1시간에 30ml이하의 속도 혹은 일정한 양으로 주입이 되어야만 약물의 효과를 볼 수 있는 대상자(1세미만의 유아, 항암제 투여시 용량의 정확성이 요구되는 항암치료 환자 등)에 한하여 사용한다. 약물의 점도나 압력에 크게 상관없이 정확하게 조절된 주입 속도를

갖는 다는 장점이 있다. 그렇지만 장비의 비용이 너무 고가이고, 시스템이 복잡하여 사용하기 어렵고, 주변사람들의 도움 없이는 이동하기 어려울 만큼 무겁고, 특정한 대상자에게만 사용되어진다는 단점이 있다.

본 연구에서는 기존 장치들의 단점들을 보완하여, 비용은 저렴하면서 장치 조작이 쉽고 일정한 주입속도의 정확성을 유지하면서 환자, 환자의 보호사, 간호사가 안심하고 편안하게 사용할 수 있는 새로운 중간 형태의 제품을 설계, 제작, 평가 하고자 한다.

## 2. 정맥주사요법의 역사적 배경 및 효과

### 1) 정맥주사요법의 발달사

역사적으로 우리 인간은 수세기 동안 인체순환계에 혈액을 포함한 여러 물질을 주사하는 상상을 해 왔으며 정맥주사요법의 시작과 발달은 몇몇 중요한 발견들에 의해 이루어졌다. 1618년 William Harvey가 세계 최초로 혈액순환계를 기술함에 따라 이에 대한 실험이 촉진되었다. 그 후 1656년 Christopher Wren 등은 아편을 개의 정맥혈류내로 주입하는 실험을 시행하였으며 6년 후 J.D. Major는 사람에 주입하는 실험에 성공하였다[4]. 최초로 성공적인 정맥수혈을 받은 인간은 15세의 페르시아 어린이로써 1667년 루이 15세의 의사인 Jean Baptiste Denis에 의해 이루어졌는데 수혈된 혈액은 양의 혈액이었다. 이러한 사건 이후로 동물의 혈액을 사람에 수혈하는 예가 증가하고 많은 사람이 수혈 후 사망함에 따라 1687년 교회법에 의해 이러한 동물혈액의 인체수혈이 금지되었다.

19세기 초반 인체의 수혈에는 사람의 혈액만이 가능하다는 것이 밝혀졌으나 그때 당시만 해도 혈액응고, 세균에 의한 오염을 막을 수 없었으므로 안전한 수혈이 이루어지지 못했다. 19세 기 후반에 접어들어 정맥주사요법이 그 당시 유행한 콜레라 환자를 위한 수분공급(hydration) 방법의 발달에 힘입어 상당한 수준까지 발전되었다. 그 후 1차 및 2차 세계대전은 정맥주사요법을 비약적으로 발전시키는 계기가 되었으며 2차 대전 중 발견된 페니실린 항생제는 여러 복합물질의 정맥주사요법의 가치를 한층 높이는 역할을 하였다.

정맥으로 용액을 투여하는 방법은 과거 40년 동안 널리 이용되어 왔으나 이러한 투여과정 에 있어서의 가장 큰 어려움은 안전한 용액이 없다는 점에 있었으며 사용된 용액은 인체에게는 이물질이면서 보통의 살균법에 의해서 파괴되지 않는 일명 파이로젠(pyrogen)이라 하는 발열성물질을 함유하고 있었다. 인체의 전신순환에 이러한 물질을 함유한 용액을 주입할 때 오한(chills), 열이 발생하는 문제가 계속 발생되어 왔으며 1923년경 이러한 발열물질이 규명되고 제거가 가능 하게 됨 에 따라 정맥으로의 용액투여가 더욱 안전해졌고 정맥주사요법이 널리 확산되었다.

1925년까지 가장 흔히 사용되었던 정맥주사액은 생리식염수(normal saline)였다. 순수한 물은 저장성(hypotonic)이기 때문에 정맥으로 투여될 수 없었으며 따라서 혈액과 등장인(isotonic) 용액으로 만들기 위해 염화나트륨이 사용되었고 그 이후 포도당(dextrose)이 열량을 갖고 있는 등장액을 만드는 데 광범위하게 사용되어 왔다[5].

1930년대 초반에 정맥주사액의 투여는 주로 중환자에 국한되어 사용되었다. 그 이후 계속해서 전해질 및 용액요법(fluid therapy)에 대한 지식이 증가함에 따라 좀 더 많은 종류의 용액이 생산, 공급되기 시작하였으며 오늘날에는 200여종이 넘는 각종 정맥주사용액이 환자의 수요에 맞게 사용되고 있다.

정맥주사요법에 있어서 또 하나의 획기적인 사건은 1965년에 펜실바니아대학에서 개 실험을 통해 충분한 영양분을 포함한 영양수액을 정맥주입 하였을 때 정상성장을 유지함을 보여준 일이다. 이 사건은 오늘날 널리 사용되고 있는 고영양 수액요법(total parenteral nutrition)을 발전시킨 계기가 되었다.

1940년대 중반에 일회용 플라스틱 투여세트가 공급되기 시작하여 세균감염 등 많은 문제점과 위험성을 안고 있었던 고무튜브를 대체시켰으며 유리용기(glass container)가 정맥주사 용기로 처음 사용되었다[6]. 플라스틱 용기(plastic containers)는 1970년대에 소개되었으며 이들 용기는 공기구멍이 없으므로 공기혈전(air embolism) 및 공기오염의 위험을 감소시키는 등의 장점이 있어 미국을 선두로 유리용기에 앞서 일반화되고 있다.

## 2) 환자치료에 대한 정맥주사요법의 효과

오늘날 많은 환자들이 정맥주사요법을 받고 있으며 대부분의 응급치료환경에서는 25~50%의 환자가 입원 과정 중에 정맥주사용액과 기타 약물을 정맥으로 투여 받는 것으로 알려졌다. 이러한 정맥주사요법의 대부분은 플라스틱 정맥 투여세트를 통해 단순 중력점적(simple gravity dripping)으로 투여되고 있으며 때에 따라서는 안전하고 정확한 투여속도의 유지를 위해 용적식 주입펌프(positive displacement infusion pump)를 사용한다.

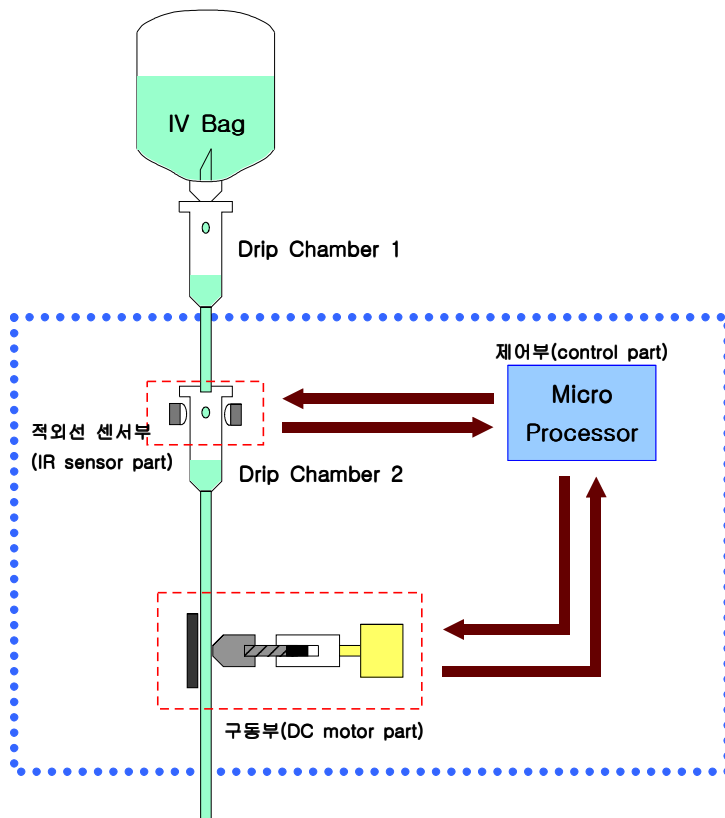
정맥주사요법이 약물을 간헐적(intermittent) 또는 계속적(continuous)

으로 주입하기 위해 널리 사용된 이래 정맥주사요법이 환자의 치료에 어떤 영향을 끼칠 수 있는가에 대한 관심이 고조되어 왔다. 이 분야에서의 연구는 약물투여상의 완전성(completeness), 능률(efficiency) 및 정확도(accuracy)에 영향을 끼칠 수 있는 요인들에 초점이 맞추어 졌다. 이들 요인들에는 투여용적(dosage volume), 유속(flow rate), 약물의 특성, 용액의 특성, 용기의 형태 및 정맥주사 튜브의 내경과 형태 등이 있다. 이 요인들은 주어진 용량이 정맥내로 주입된 이후 얻어지는 약물의 혈중농도에 대해 큰 영향을 끼칠 수 있으며 또한 이론적으로 기대되는 치료결과에도 영향을 끼칠 수 있다. 그와 같은 효과들은 1970년대 후반, 소아환자들에 있어서 약물투여 후 얻어지는 아미로글리코시드(aminoglycoside)의 혈중농도가 정맥투여방법에 따라 크게 변화됨을 발견함으로써 최초로 보고되었다[7]. 계속된 실험실적 또는 임상 연구에서 정맥주사요법과 이에 의해 도달되는 혈중약물농도 사이에는 밀접한 연관성이 있음을 보여 왔다[8].

### 3. 자동 수액 조절 시스템 구성

#### 1) 자동 수액 조절 시스템 전체 설계 구성

자동 수액 조절 시스템의 전체 설계 구성도는 [그림15]와 같다. 전체 시스템은 크게 세부분으로 나누어진다. 첫 번째 부분은 적외선 센서(포토센서)를 이용하여 수액 방울의 속도를 측정하는 적외선 센서부(IR sensor part)이고, 두 번째 부분은 DC모터를 이용하여 수액 방울의 속도를 조절하는 DC 모터 구동부(DC motor part)이고, 세 번째 부분은 마이크로프로세서(microprocess)를 이용하여 적외선 센서부와 DC 모터 구동부를 조합하여 원하는 수액 방울의 속도로 제어하는 제어부(control part)이다.



[그림 15] 자동 수액 조절 시스템 전체 설계 구성도

2중 점적 챔버(drip chamber)구조를 사용한 이유는 적외선 센서가 빛(특히 햇빛)에 매우 민감하기 때문이다. 첫 번째 점적 챔버는 약물방울이 떨어지는 모습을 시각적으로 보여주어 환자, 환자의 보호자, 간호사들의 심적 안정감을 유발하기 위한 것이다. 두 번째 점적 챔버는 실제 적외선 센서로 약물방울의 속도를 측정하기 위한 것이다. 이는 빛을 완전 차단하기 위해 검은색 상자 내부에 들어있다.

제품 사용의 편리성을 위해 기존의 정맥주사시스템(수액세트)에 탈·부착 할 수 있도록 설계하였다. 따라서 자동화된 본 제품에 이상이 발생하여도 기존의 조절 겸자(roll clamp)를 이용하여 바로 수동으로 전환하여 사용함으로써 환자의 안전을 보장할 수 있게 된다. 또한, 수액(혹은 약물)의 주입속도를 원하는 속도에 맞게 제어하기 위해 DC 모터가 구동되어 원하는 속도에 도달하는 동안 부저(beep)음으로 환자에게 알려줌으로써 환자에게 정확하게 수액이 투여 되고 있다는 안정감을 줄 수 있다.

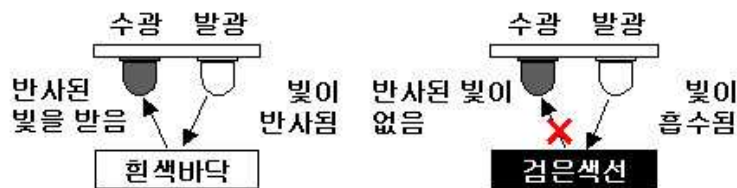
수액 조절 시스템의 전체 흐름을 살펴보면, 저장기(IV bag)에 들어있는 약물이 첫 번째 점적 챔버(drip Chamber 1)를 통과하면서 안전하게 주입되고 있다는 것을 시각적으로 확인시켜준다. 적외선 센서부(IR sensor part)의 두 번째 점적 챔버(drip chamber 2)에서 적외선 센서를 이용하여 수액 방울의 떨어지는 간격을 측정하고 제어부(control part)의 마이크로프로세서(microprocess)에서 원하는 주입속도와 비교하여 구동부(DC motor part)의 모터를 제어함으로써 일정한 약물 주입속도를 유지시켜준다.

## 2) 수액 속도 측정부

### (1) 포토 센서(적외선 센서)

적외선은 파장이 가시광선 보다 길고 전파보다 짧은 전자파의 일종이다. 이러한 적외선(infrared rays, IR)을 감지하여 전기적 신호로 바꾸어 주는 것이 적외선 센서이다. 적외선 센서를 이용하여 적외선을 측정하는 방법은 측정 회로도에 따라 두 가지로 나눌 수 있다.

첫 번째 방법은 적외선 센서의 수광부에서 적외선이 감지되는지 감지되지 않는지만 구별되는 ON/OFF 방식의 디지털(digital) 방식이다. [그림 16]에서 보는 바와 같이 반사면이 검은색이면 적외선이 완전히 흡수되어 반사되는 적외선이 전혀 없는 OFF 상태가 된다. 반대로 반사면이 흰색이면 적외선이 100% 반사되어 ON 상태가 된다. 색에 따라서 반사되는 정도의 차이는 있다. 이 방법은 회로도의 구성이 간단하고 사용하기 편리한 장점이 있지만 단순히 물체가 있는지 없는지를 구별하는 곳에서만 이용할 수 있다.



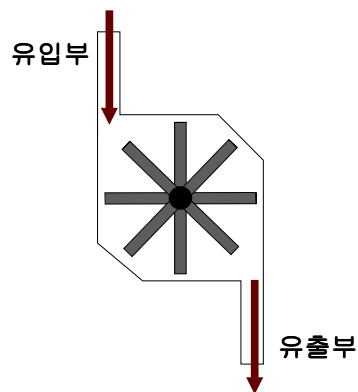
[그림 16] ON/OFF 디지털 방식의 적외선 검출법

두 번째 방법은 적외선의 광량을 측정하는 아날로그(analog) 방식이다. 이 방법은 반사되는 적외선의 양에 따라 전압 값이 달라진다. 이러한 전압 값의 양에 따라 물체의 거리까지 파악이 가능하다. 하지만 광량을 측정하기 위한 회로도 구성이 복잡하다는 단점이 있다.

포토센서를 이용한 적외선 측정부는 위의 두 가지 방법을 모두 사용하여 보았다.

## (2) 초기 수액 속도 측정 장치

처음에 만든 수액 속도 측정부는 주입튜브 사이에 [그림17]과 같은 프로펠러(propeller) 형태의 검은색(적외선을 완전히 흡수하기 위해서) 날개가 들어있는 관을 연결하고 관 외부에 발광센서와 수광센서를 설치하여 회전하는 날개의 개수를 파악하여 내부 유량을 계산하는 방법이다. 이 방법은 날개부분과 날개가 없는 부분을 ON/OFF의 디지털 방식으로 측정하므로 측정하기 쉬운 장점이 있다. 하지만 관의 내벽, 약물, 날개 사이의 마찰력으로 인해 날개를 회전시키기가 쉽지 않았고, 날개 회전축을 정확하게 정렬하기가 힘들었다.

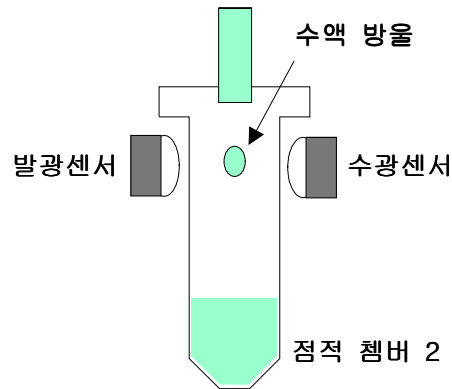


[그림 17] 디지털 유량 측정법

결과적으로 전기적인 부분의 회로도 구성은 간단하여 사용하기 편리한 이점이 있지만 기계적으로 구성하는 부분은 많은 정밀도를 요구하여 만들기가 힘들어 제작에 실패하였다.

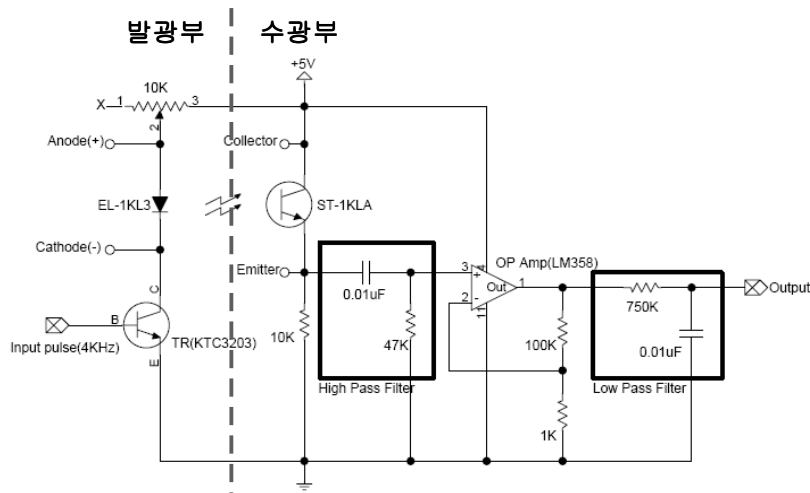
## (3) 최종 수액 속도 측정 장치

실제 수액 속도 측정부에 사용한 모델은 [그림18]과 같이 기존의 점적 챔버(drip chamber)의 양쪽에 발광센서와 수광센서를 부착하여 떨어지는 약물방울의 광량을 측정하는 아날로그 방식을 사용하였다. 약물방울의 광량을 측정하기 위해 센서의 발광부와 수광부의 감도를 조절하기는 어려웠지만, 기존의 정맥주사 장치에 특별한 변화 없이 그대로 사용할 수 있고, 실제 기계적으로 제작하기 쉬웠다.



[그림 18] 아날로그 유량 측정법

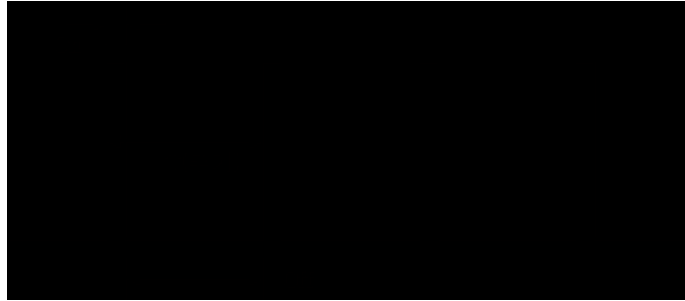
[그림 19]는 수액 속도 측정부의 광량을 측정하기 위한 적외선 센서부의 회로도이다. 먼저 적외선 센서부의 발광부를 살펴보면 발광센서, 가변저항, 트랜지스터(transistor)로 구성되어 있다.



[그림 19] 아날로그 방식의 적외선 센서 회로도

발광센서는 일정 전압만 가해져도 적외선을 방출하지만 시스템적으로 많은 전류를 소모하고 발광되는 거리가 짧다. 짧고 강한 전류를 이용하여 시스템의 전류소모도 줄이고 강한 적외선을 발생시키기 위해 [그림 20]과 같은 펄스(pulse) 구동을 하게 된다. 펄스는 마이크로프로세서의 기본 펄스를 이용하여 만들어 낼 수 있다. 펄스 구동을 하게 되

면 발광 전압을 30 V까지 올려 사용할 수 있다. 일반적으로 On-time 은 1 ms 이내로 하는 것이 좋고, On-time과 Off-time의 비율은 1:5 이상이 되는 것이 좋다[9].



[그림 20] 적외선 발광부 펄스 구동

수광센서와 같은 전압을 사용하기 위해서 발광센서의 공급전압은 5 V를 사용하였다. 가변저항은 발광센서의 감도를 조절하기 위해 사용하였고, 트랜지스터는 마이크로프로세서에서 생성되는 전기신호를 증폭시켜주는 역할을 한다.

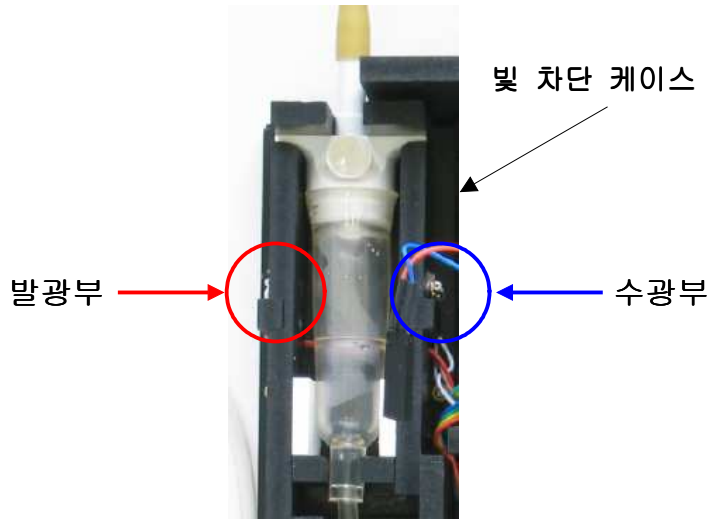
수광부는 수광센서, 고역 필터(high-pass filter), 연산증폭기(operational amplifier), 저역 필터(low-pass filter)를 사용하였다. 수광센서는 발광센서에서 내보낸 적외선을 전기적인 신호로 변환시켜주는 역할을 한다. 주변의 빛에 매우 민감하게 반응하는 적외선 센서의 문제점을 보완하기 위해 고역 필터와 저역필터를 사용하였다. 고역필터는 응답 최대치의 70 %인 차단주파수(cutoff frequency)이상의 주파수만을 통과 시킨다. 이는 직류성분의 빛이나 형광등과 같은 점멸 주파수(60 Hz)가 낮은 빛을 제거할 수 있다. 고역필터의 차단주파수를 구해보면 다음과 같다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 47[K\Omega] \times 0.01[\mu F]} = 339[Hz]$$

저역필터는 응답 최대치의 70 %인 차단주파수이하의 주파수만을 통과 시킨다. 이는 점멸 주파수가 높은 광을 제거할 수 있다. 저역필터의 차단주파수를 구해보면 다음과 같다.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 750[K\Omega] \times 0.01[\mu F]} = 22[Hz]$$

필터만으로 빛(외란, 노이즈)을 차단하기에는 한계가 있었다. 그래서 [그림 21]에서 보는 바와 같이 점적 챔버를 두 개 연결하여 실제 방울의 속도를 측정하는 점적 챔버는 외부의 빛이 전혀 들어올 수 없도록 검은색의 차단 케이스를 설치하였다.



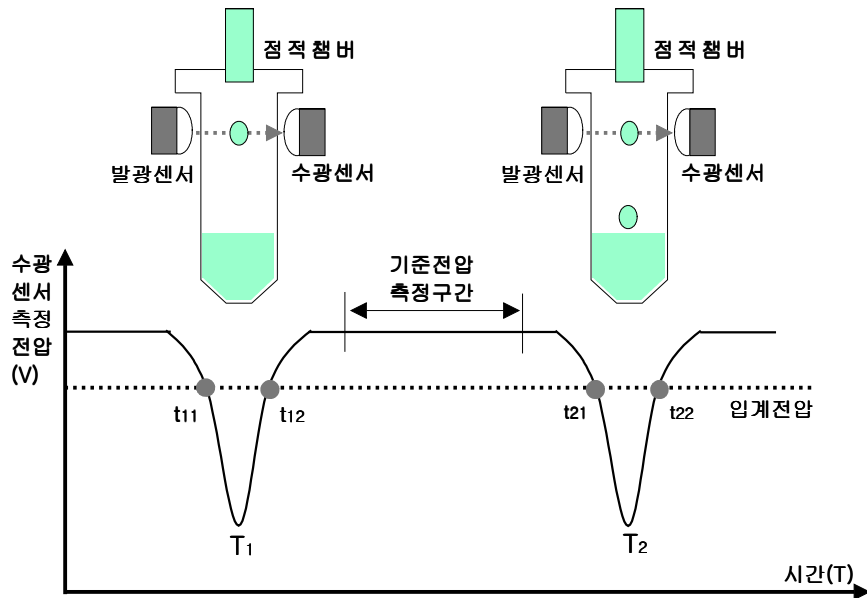
[그림 21] 실제 제작된 적외선 센서부

연산증폭기는 수광센서에서 검출된 미약한 전기신호를 증폭하는 역할을 한다.

#### (4) 수액 속도 측정 알고리즘(algorithm)

적외선 센서를 이용한 약물 방울의 속도 측정 알고리즘(algorithm)은 [그림 22]와 같다. 약물 방울이 적외선 센서 사이를 통과하면 수광센서에 도달하는 적외선의 양이 감소하므로 수광센서의 측정전압은 약물 방울이 통과하는 순간마다 감소한다. 따라서 약물 방울이 통과하지 않을 경우의 기준전압을 기록하고 기준전압보다 0.1 V 작은 값으로 임계전압을 설정하게 되면 약물 방울이 통과할 때마다 측정전압이 임계값보다 작아지는 순간( $t_{11}$ )과 임계값보다 커지는 순간( $t_{12}$ )을 측정할 수 있

다. 이 두 순간의 평균값이 첫 번째 약물 방울 낙하시간( $T_1$ )이 된다. 두 번째 약물 방울의 낙하시간( $T_2$ )도  $t_{21}$  과  $t_{22}$ 를 이용하여 같은 방법으로 구할 수 있다. 따라서  $T_{n+1} - T_n$  ( $n=1,2,3,\dots$ )이 약물 방울간의 낙하 시간 차이가 되며 이를 이용하여 낙하 속도를 구한다.



[그림 22] 적외선 센서를 이용한 약물 방울의 속도 측정 알고리즘

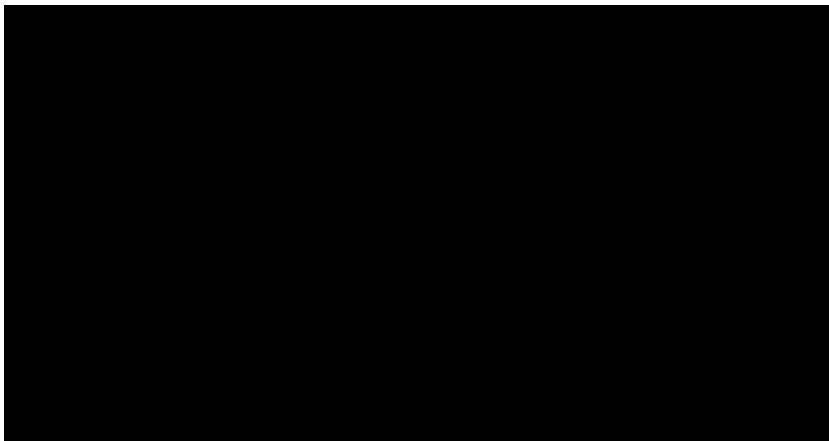
한편, 약물 방울이 낙하하게 되면 점적 챔버의 아래쪽 면과 충돌하면서 작은 방울(기포)들이 생성된다. 이 작은 방울들은 적외선 센서가 장착되어 있는 벽면에 달라붙어 기준전압에 영향을 끼친다. 따라서 기준전압은 실시간으로 측정되어야 하며 200Hz 샘플링(sampling) 시간을 기준으로 할 때  $t_{12}$  측정 후 50 milliseconds 이후에 100 milliseconds 동안 측정하여 그 평균값을 기준전압으로 정한다.

단, 적외선 센서를 이용하여 약물 방울의 속도를 측정할 때 방울의 용적은 일정하다고 가정한다.

### 3) 수액 속도 조절부

#### (1) PWM(pulse width modulation)을 이용한 DC 모터의 속도 조절

간단하게 DC 모터의 속도를 조절 하는 방법은 전원과 DC 모터 사이에 가변저항을 연결하고 이 저항을 조절하면 DC 모터에 흐르는 전류가 조절되고 DC 모터의 속도 역시 조절되게 된다. 그러나 이러한 방식은 소비되는 전력이 너무 많아 비효율적이다. 예를 들어 공급되는 전력의 50 %만 DC 모터에 공급되게 하면 나머지 50 %는 저항에 의해서 열로 소비하게 된다. 속도를 더 낮추어 10 %의 전력만 DC 모터에 공급하면 나머지 90 %의 많은 전력은 낭비하게 된다. 이런 단점을 보완하여 DC 모터를 구동하는 것이 PWM 구동 방법이다. PWM이란 Pulse Width Modulation의 약자로 펄스 폭 변조를 뜻한다. PWM 구동 방법은 마이크로프로세서에서 제공하는 기본 펄스(pulse)를 이용하여 펄스의 On-time만을 조절해주면 된다. 예를 들어 [그림 23]에서 보는 바와 같이 전력의 10 %만으로 DC 모터를 구동할 경우에는 펄스의 On-time을 한 주기의 10 %만 주고 나머지는 Off 시킨다. 반대로 전력의 50 %로 DC 모터를 구동할 경우에는 On-time을 50 %로 변화시켜주기만 하면 된다. Off 상태에서는 전력을 소비하지 않으므로 효율적으로 DC 모터를 구동시킬 수 있다.



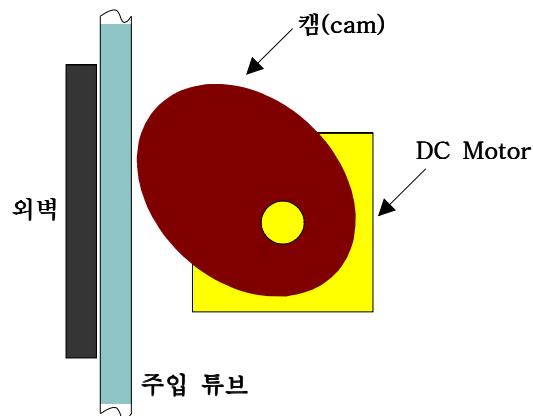
[그림 23] DC 모터의 PWM 구동

또한, 펄스의 주파수에 따라 DC 모터를 스텝 모터(steping motor)와 같이 일정한 각도를 가지고 구동 시킬 수도 있다.

본 연구에서 사용한 DC 모터는 마이크로프로세서를 이용하여 위와 같이 PWM 방법으로 구동시킴으로써 미세하게 원하는 속도로 조절 할 수 있었다.

## (2) 초기 수액 속도 조절 장치

처음에 만든 수액 속도 조절부는 [그림 24]와 같이 캠(cam)을 이용하여 주입튜브를 압축하는 방법으로 수액의 속도를 조절할 수 있도록 설계하였다. 캠과 DC 모터를 연결하기는 간단하였고 CNC를 이용하면 쉽게 캠을 제작할 수 있다고 생각하였다. 하지만, 캠으로 주입튜브를 압축하여 수액의 속도를 조절하기에는 주입튜브와 캠 사이의 마찰력이 너무 커서 DC 모터의 큰 회전력이 필요하였고 그만큼 전력 소모가 심하였다. 또한 원형인 주입튜브를 압축하기 위해서는 관의 지름이 점점 작아지는 원뿔형태의 홈을 캠 둘레에 만들어 주지 않으면 수액 속도를 일정하면서 미세하게 조절 할 수 없었다. 원뿔형으로 둘레를 가공하면서 캠을 제작하기란 생각만큼 쉽지 않았다. 캠을 이용한 구동부의 가장 큰 문제점은 수액의 속도가 조절된 위치에서 캠을 고정 시키는 것이다. 모터의 회전력만으로는 불가능할 뿐 아니라 전력 소모가 너무 심했다. 따라서 조절된 위치에서 캠을 고정하는 또 다른 장치가 필요했다.



[그림 24] 캠을 이용한 초기 DC 모터 구동부

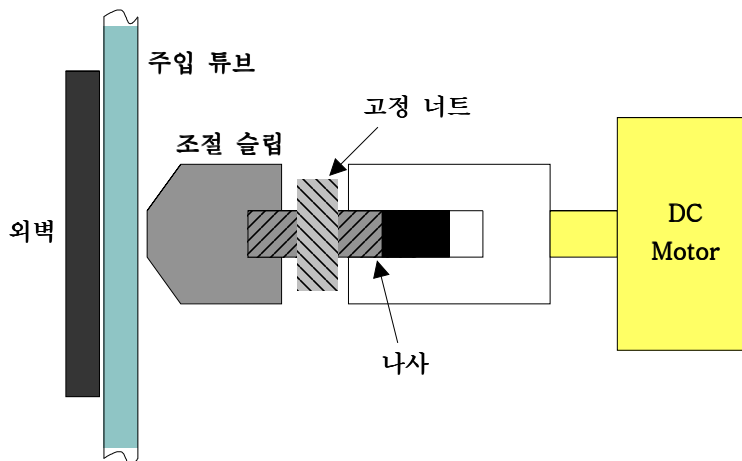
결과적으로 캠을 고정하기 위해서는 구동부가 복잡해지고 전력 소모가 많아 제작에 실패하였다.

### (3) 최종 수액 속도 조절 장치

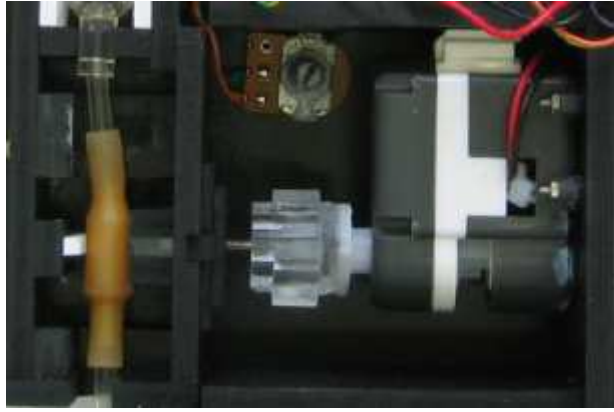
실제 수액 속도 조절하기 위한 DC 모터 구동부는 [그림 25]와 같이 구성되어 있다. DC 모터가 회전하면 DC 모터와 조절 슬립(control slip) 사이에 있는 나사가 회전하면서 나사의 피치(pitch)만큼의 병진운동을 한다. 이러한 병진운동을 이용하여 외벽과 조절 슬립 사이에 있는 주입 튜브를 조이고 풀어서 수액의 속도를 조절한다. 나사를 이용함으로써 수액 속도가 조절된 위치에서 DC 모터의 회전력이 필요 없어졌고 주입속도 유지를 위한 전력 소모도 일어나지 않게 되었다.

초기에는 주입 튜브를 그대로 사용하였으나 주입 튜브의 탄성력이 너무 커서 원하는 속도로 조절하기 위해서는 전력 소모가 많을 뿐만 아니라 원하는 속도까지 도달하는 시간도 오래 걸렸다. 그래서 주입 튜브가 원상태로 복귀할 수 있는 충분한 탄성력을 가지면서 동시에 제어에 필요한 수축력도 탁월한 고무 재질을 사용하였다.

수액 속도를 원활하게 조절하기 위한 충분한 DC 모터의 회전력을 얻기 위해서 기어(기어 비 1:160)를 이용하였다. [그림 26]에서 보이는 DC 모터는 기어를 이용하기 위해 사용한 MEGAROBOTICS사의 AI-601 모터이다.



[그림 25] 나사를 이용한 최종 DC 모터 구동부



[그림 26] 실제 제작된 DC 모터 구동부

DC 모터의 속도 조절은 위에서 언급한 펄스의 On-time를 조절하는 PWM 구동방법을 이용하였다. 이를 이용하여 프로그램에서 고속, 중속, 저속 모드(mode)를 함수와 시켜놓고 미세하게 조절할 때는 저속모드 구동, 원하는 속도와 차이가 많이 날 때는 고속모드 구동 등 상황에 맞게 DC 모터를 구동하였다.

#### 4) 수액 속도 제어부

##### (1) 마이크로프로세서

마이크로프로세서(microprocess)는 제어용 컴퓨터(computer)를 고밀도 집적 회로 (large scale integrated circuit : LSI) 기술에 의하여 하나의 칩(chip)으로 만든 것으로, LSI로서의 장점과 컴퓨터로서의 장점을 다 갖추고 있다. LSI로서의 장점은 소형, 경량, 저렴이고, 컴퓨터로서의 장점은 융통성과 신뢰성이다. 그러므로 마이크로프로세서를 사용하여 제품을 만들면 크게 네 가지의 장점이 있다.

첫째로, 제품이 소형화되고, 경량화 된다. 시스템(system) 제어부의 대부분이 LSI로 구성되므로 구성소자의 수도 줄고, 그 만큼 더 가벼워진다.

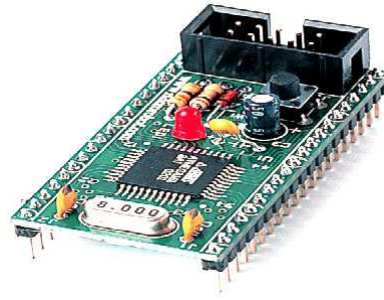
둘째로, 제품의 가격이 저렴해진다. 마이크로프로세서를 사용하여 제품을 만들면 부품비 및 제작비가 감소되고, 개발비 및 개발시간 또한 절감되어 개별 논리회로(hardwired logic)에 의하는 경우보다 제품의 원가가 적게 든다. 다만, 복잡도가 크지 않은 경우에는 개별 논리회로에 의하는 편이 더 경제적이다.

셋째로, 융통성이 커서 기능 변경이나 확장이 용이해진다. 개별 논리회로는 그 목적, 그 용량 외에는 사용하지 못한다. 기능 변경이나 확장에는 부품의 추가 및 배선의 변경이 필요하고, 또한 장시간을 요한다. 그러나 동일한 것을 마이크로프로세서로 구성하면 대개의 경우 프로그램(program)만 변경하면 되므로, 설계시나 현장 조정 시에는 물론, 설치 후에도 기능 변경이나 확장이 단시간 내에 이루어 질 수 있다.

넷째로, 신뢰성이 향상된다. 부품수가 적어서 시스템 구성이 간단하고, 신뢰도가 높은 소자를 사용하기 때문에 고장률이 적고, 또 고장이 발생하더라도 대형 시스템의 경우에는 자기 진단 등의 기술을 이용하여 곧바로 보수할 수 있어서 신뢰성이 향상된다.

본 연구에서 실제로 수액의 투여 속도를 결정하는 것은 위와 같은 장점들을 가진 마이크로프로세서이다. 본 연구에서 사용하고 있는 마이크로프로세서는 Atmel사의 ATmega16L AVR 이다[그림 27]. AVR은 프로그램 메모리를 내장하고 있으므로 외부에 롬(ROM)을 장착할 필요가 없고, ISP(in system programing)기능이 있어 롬 라이터 없이 컴퓨터

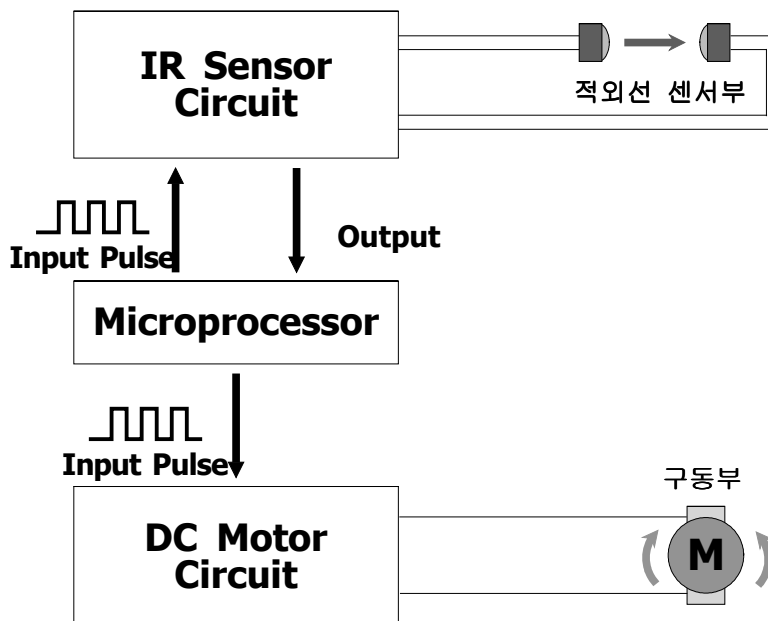
에서 직접 프로그램을 다운로드 할 수 있어 사용이 편리하다. 또한 8비트의 타이머/카운터(timer/counter) 2개, 16비트 타이머/카운터 1개, 8채널의 10비트 ADC(analog digital converter), 4개의 PWM(pulse width modulation) 채널 등이 한 개의 칩(chip) 내부에 있어 이 칩 한 개로 모든 제어가 가능하다.



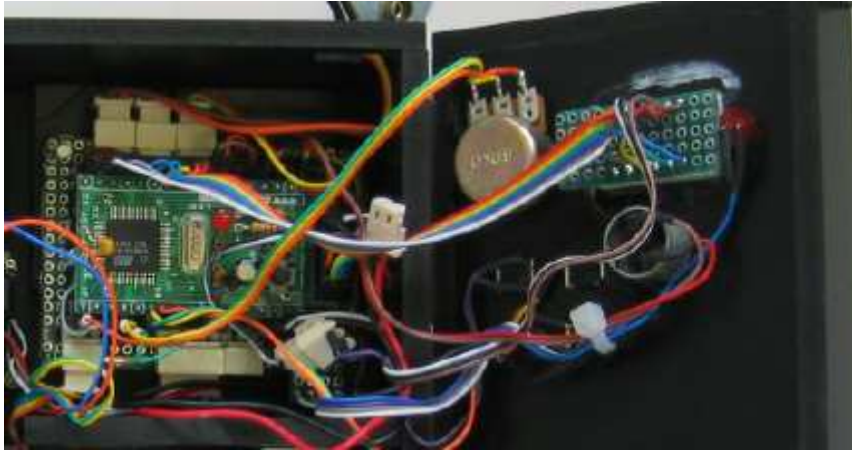
[그림 27] ATmega16L AVR

## (2) 수액 속도 제어 구조

수액 속도 제어구조는 [그림 28]에서 보는 바와 같이 마이크로프로세서에서 펄스 신호를 발생시켜 적외선 센서부의 발광 다이오드를 가동하고, 적외선 센서부에서 내보내는 수액 방울의 시간차를 입력받아 수액 방울의 떨어지는 속도를 계산하고, 수액 방울의 떨어지는 속도가 초기 입력받은 속도와 같아지도록 모터를 구동하여 제어한다. [그림 29]는 실제 제작된 제어부의 모습이다.



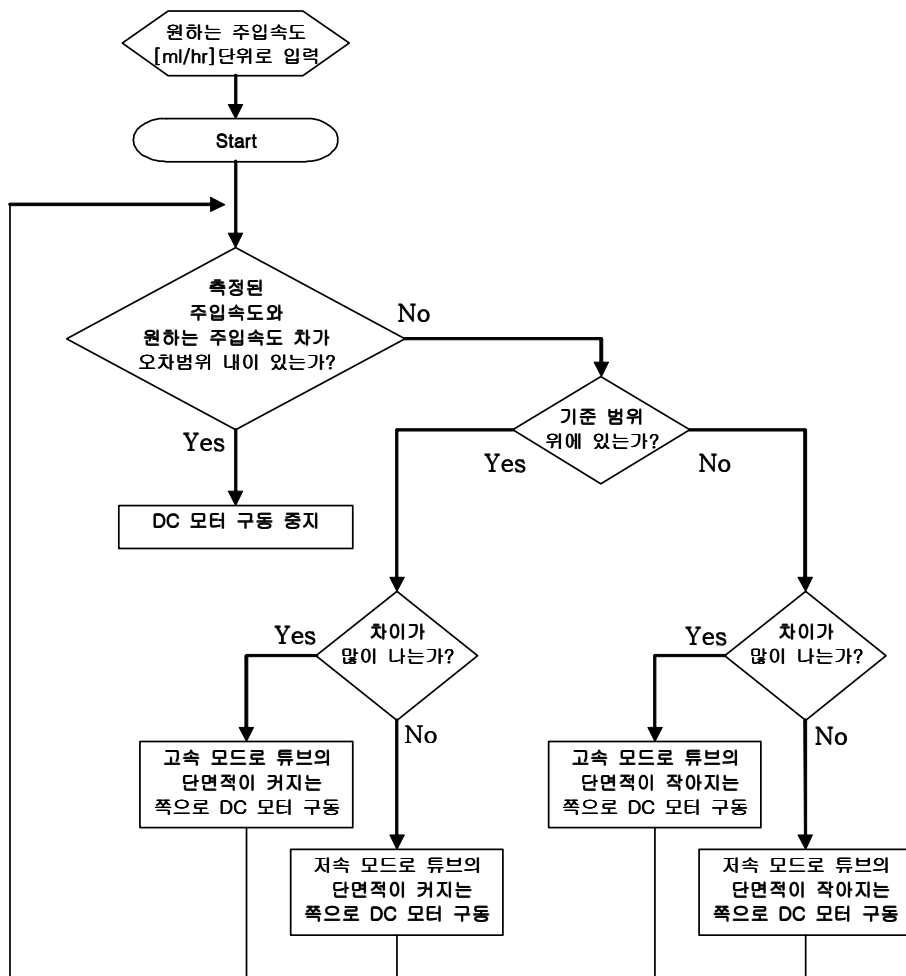
[그림 28] 마이크로프로세서의 제어 구조



[그림 29] 실제 제작된 제어부

### (3) 수액 속도 제어 알고리즘(algorithm)

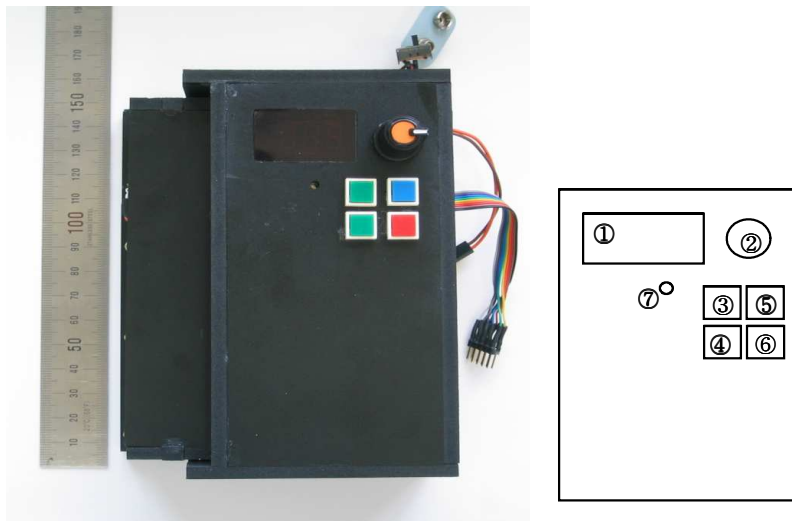
수액 속도 제어 알고리즘(algorithm)에 대해 살펴보면 [그림 30]과 같다. 먼저 시간당 몇 milliliter로 주입할 것인지를 설정하고 작동을 시작하면 적외선 센서에 의해 측정된 주입속도와 설정한 주입속도 차가 오차범위 내에 있는지를 판별한다. 오차범위는 설정 주입속도의  $\pm 10\%$ 로 설정하였다. 오차범위 내에 있으면 DC 모터 구동을 중지하고 현 상태를 유지한다. 오차범위 내에 있지 않으면 다시 오차범위 위쪽으로 벗어났는지 아래쪽으로 벗어났는지에 대해 판별한다. 오차범위 위로 벗어났다면 설정 속도 보다 느리므로 DC 모터를 구동시켜 나사를 풀고 약물 방울이 좀 더 빨리 떨어지도록 조절한다. 반대로 오차범위 아래쪽으로 벗어났다면 설정 속도 보다 빨리 떨어지므로 DC 모터를 구동시켜 나사를 돌려 약물 방울이 좀 더 느리게 떨어지도록 조절한다. 또한, 오차범위와 차이가 많이 나는지 적게 나는지에 따라서 DC 모터의 회전 속도도 조절한다. 이와 같은 순서로 약물이 모두 투입될 때 까지 반복 수행한다.



[그림 30] 수액 속도 제어 알고리즘 순서도

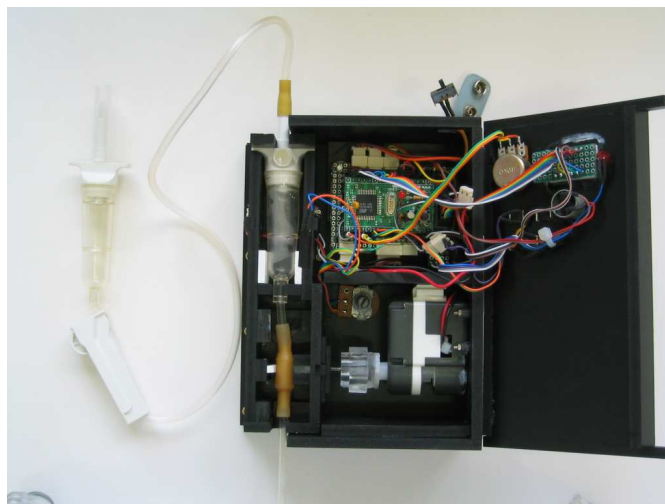
## 5) 자동 수액 조절 시스템 시제품

[그림 31]과 [그림 32]는 제작 완성된 자동 수액 조절 시스템 외부와 주입튜브를 장착한 내부 모습을 보여준다.



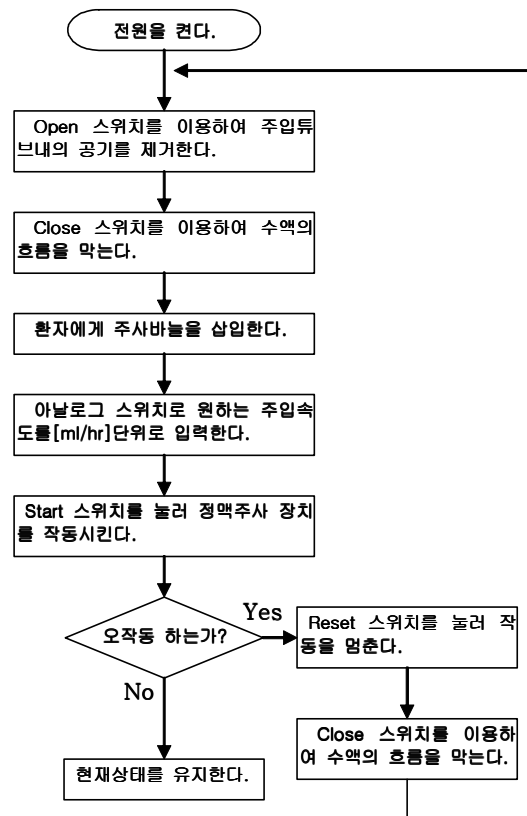
[그림 31] 자동 수액 조절 시스템 시제품의 외부 모습

- ① 유량 표시판 ② 아날로그 유량 조절 스위치 ③ Open 스위치  
④ Close 스위치 ⑤ Start 스위치 ⑥ Reset 스위치 ⑦ 부저(beep)



[그림 32] 자동 수액 조절 시스템 시제품의 내부 모습

완성된 수액 조절 시스템의 사용법은 [그림 33]과 같다. 먼저 수액 조절 시스템 상단에 있는 전원을 켜다. Open 스위치를 이용하여 주입튜브 내에 있는 공기를 제거한 후 Close 스위치(swch)를 이용해 수액의 흐름을 막아놓는다. 환자에게 주사바늘을 삽입하고 아날로그 스위치를 이용하여 시간당 몇 milliliter로 주입할 것인지를 유량 표시판을 보면서 설정한다. Start 스위치를 눌러 수액 조절 시스템을 작동시킨다. 만약 환자에게 위급한 상황이 발생하거나 시스템이 오작동을 하면 즉시 Reset 스위치를 눌러 작동을 멈추고 동시에 Close 스위치를 눌러 수액의 흐름을 막아준다. 수동으로 사용할 경우에는 Reset 스위치를 눌러 시스템을 초기화 시킨 후 Open 스위치를 이용하여 조절 슬립을 완전히 개방하고 주입튜브에 달려 있는 조절 검자를 이용하면 된다.



[그림 33] 자동 수액 조절 시스템 작동법 순서도

## 4. 실험 및 결과

실험은 시간당 200 ml이상의 속도로 수액을 투입하는 고속모드와 시간당 50 ml이상 200 ml이하의 속도로 수액을 투입하는 중속모드, 시간당 50 ml이하의 속도로 수액을 투입하는 저속모드 이렇게 세 가지로 나누어서 실험하였다. 수액은 성분 대부분이 수분으로 이루어진 생리 식염수를 가지고 실험하였다. 실제로 인체 내부에 투여할 수는 없어 대기 중의 비커에 담겨진 수액 내부로 투여 하였다.

이번 장에서는 각 모드의 대표적인 결과 값들만을 소개하고 추가적인 결과 값들은 49페이지 부록에서 소개하기로 한다.

### 1) 고속 모드(시간당 300 ml로 수액 투입)

시간당 300 ml로 수액을 투입한 결과는 [그림 34]에서 보는 바와 같다. 세로축은 방울의 떨어지는 간격(drop time interval)을 나타내고 가로축은 실험 데이터(data)의 개수(number)를 나타낸다. 시간경과에 따른 방울의 시간 간격을 확인 할 수 있으면 좋겠지만 마이크로프로세서와 컴퓨터 사이에 데이터를 주고받는 통신 시간이 일정하지 않아 시간 경과에 대한 방울 시간 간격을 확인 할 수 없었다. 대신 실험 시작시간(start time)과 실험 종료시간(end time)을 기록하여 실험 전체 시간에 대해서 결과 값을 분석하였다.

수액 한 방울의 용적(drop capacity)은 수액 세트에서 제공하는 0.066[ml]로 설정하고 일정하다고 가정하였다.

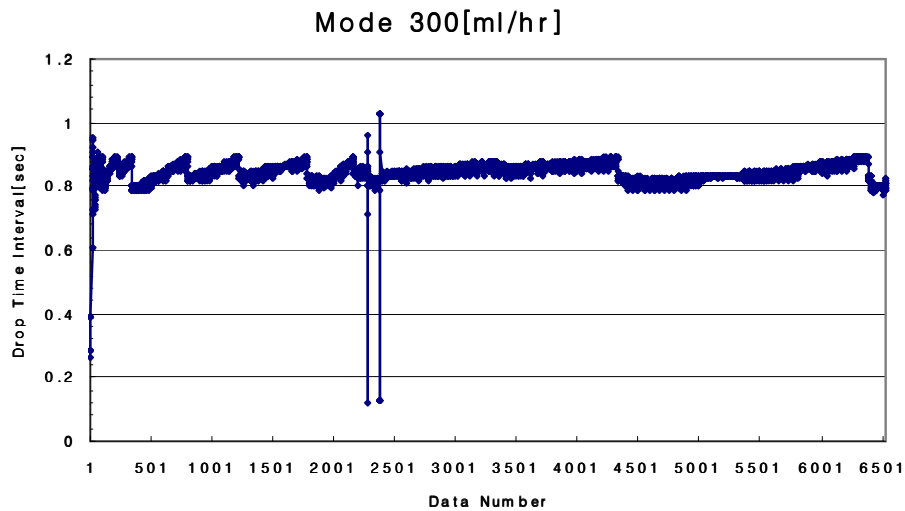
이론적으로 시간당 300 ml를 주입해야 할 경우 다음 식에 의해서

$$\frac{300ml}{1hr} \times \frac{1drop}{0.066ml} \times \frac{1hr}{3600sec} = 1.26[drop/sec]$$

초당 1.26 방울이 떨어져야 하고, 역수를 취하면 0.79 [sec/drop]로 한 방울이 떨어지는데 0.79 초가 걸림을 알 수 있다.

허용오차(error tolerance)는  $\pm 10\%$  주어 0.710 초에서 0.869 초 사이에 있을 경우에는 DC 모터의 구동을 중지하여 현 상태를 유지하고 허용오차를 벗어날 경우 DC 모터를 구동하여 방울 시간 간격이 허용오

차 내부에 있도록 제어하였다. [그림 34]의 결과 그래프에서 결과 값들이 항상 허용오차 내부에 있음을 알 수 있다. 이는 자동 수액 조절 시스템이 정상 작동하고 있음을 보여준다. 2000에서 2500 사이에서 갑자기 큰 폭으로 변화하는 값은 시스템 노이즈(noise)로 예상되어진다.



[그림 34] 시간당 300 ml로 수액 투입 결과

[표 1] 시간당 300 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                   |            |
|---------------------------|-------------------|------------|
| File Name                 | test_8_7_m300.txt |            |
| Start Time                | August 7 PM 4:44  |            |
| End Time                  | August 7 PM 6:34  |            |
| Mode                      | 300               | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.066             | [ml]       |
| Drop interval             | 0.79              | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 0.710 ~ 0.869     | [sec]      |
| Measurement Time          | 110               | [min]      |
| Exact Capacity            | 550               | [ml]       |
| Display Capacity          | 500               | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 513               | [ml]       |
| Measurement Count         | 7577              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.068             | [ml/count] |
| Error (MC & EC)           | 37                | [ml]       |
|                           | 7.21              | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 2.53              | [%]        |

총 측정시간(measurement time)은 110분이었고 설정 모드(mode)와 측정시간을 이용한 이론적인 용량(exact capacity)은 550 ml이고 실제 측정된 용량(measurement capacity)은 513 ml였다. 표시용량(display capacity)은 프로그램 내부에서 계산하여 자동 수액 조절장치 유량 표시판에 표시해 주는 용량 값이다. 이론적인 용량과 측정용량간의 오차는 37 ml로 7.21 %였고, 이론적인 용량과 표시용량 간의 오차는 2.53 %였다. 측정된 용량과 측정된 방울 개수(measurement count)를 이용하여 측정된 한 방울의 용량(measurement drop capacity)이 0.068 ml로 가정한 값(0.066 ml)과 거의 같음을 알 수 있었다.

이론값에 비해 측정값이 조금 큰 오차 값을 발생시켰지만 기존의 수액조절시스템에 비하면 미비한 수준으로 고속모드에서는 대체적으로 만족스러운 결과 값을 얻었다.

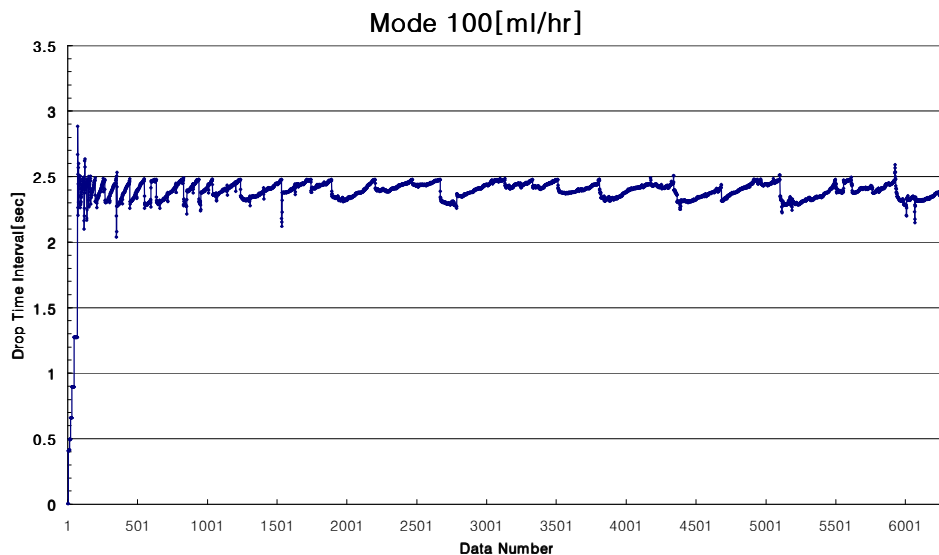
## 2) 중속모드(시간당 100 ml 수액 투입)

시간당 100 ml로 수액을 투입한 결과는 [그림 35]와 같다. 실험 방법은 고속모드와 동일하게 실험하였다.

이론적으로 한 방울이 떨어지는 걸리는 시간은 다음 식에 의해서

$$\frac{100ml}{1hr} \times \frac{1drop}{0.066ml} \times \frac{1hr}{3600sec} = 0.4209 [drop/sec]$$

초당 0.4209 방울이 떨어져야 하고, 역수를 취하면 2.38 [sec/drop]으로 한 방울이 떨어지는데 2.38 초가 걸림을 알 수 있다. 허용오차는 고속모드와 같이  $\pm 10\%$ 를 주었다. [그림 35]의 결과 값을 보면 허용오차 범위 이내로 안정되게 제어되고 있음을 볼 수 있다.



[그림 35] 시간당 100 ml로 수액 투입 결과

[표 2] 시간당 100 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                   |            |
|---------------------------|-------------------|------------|
| File Name                 | test_8_9_m100.txt |            |
| Start Time                | August 9 AM 11:18 |            |
| End Time                  | August 9 PM 4:30  |            |
| Mode                      | 100               | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.066             | [ml]       |
| Drop interval             | 2.38              | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 2.142 ~ 2.618     | [sec]      |
| Measurement Time          | 312               | [min]      |
| Exact Capacity            | 520               | [ml]       |
| Display Capacity          | 500               | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 490               | [ml]       |
| Measurement Count         | 7577              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.065             | [ml/count] |
| Error                     | 30                | [ml]       |
|                           | 6.12              | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 2.04              | [%]        |

총 측정시간은 312 분이었고 설정 모드와 측정시간을 이용한 이론적인 용량은 520 ml이고 실제 측정된 용량은 490 ml였다. 표시용량 500 ml이다. 이론적인 용량과 측정용량간의 오차는 30 ml로 6.12 %였고, 이론적인 용량과 표시용량 간의 오차는 2.04 %였다. 측정된 용량과 측정된 방울 개수를 이용하여 측정된 한 방울의 용량이 0.065 ml로 가정한 값(0.066 ml)과 거의 같음을 알 수 있었다. 고속 모드와 거의 같은 비슷한 오차 값을 보여준다.

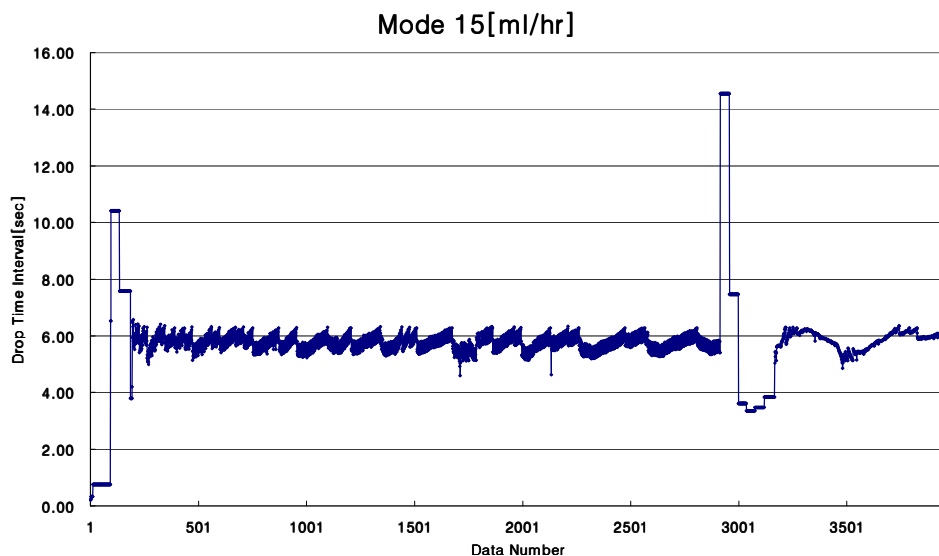
### 3) 저속모드(시간당 15 ml로 수액 투입)

시간당 15 ml로 수액을 투입한 결과는 [그림 36]에서 보는 바와 같다. 초기에 수액 한 방울의 용적을 수액 세트에서 제공하는 0.066 ml로 설정하고 실험해 보았으나 방울의 용적이 너무 커서 수액 조절 시스템이 제대로 작동하지 않았다. 그래서 점적 챔버의 방울이 떨어지는 곳에 가는 관을 추가하여 방울의 용적을 작게 만들어 실험하였다. 반복 실험으로 대략적인 방울의 크기를 구할 수 있었고 한 방울의 용적은 0.25 ml로 가정하였다. 그 외의 실험 방법은 고속모드, 중속모드와 동일하게 설정하였다.

이론적으로 한 방울이 떨어지는 걸리는 시간은 다음 식에 의해서

$$\frac{15ml}{1hr} \times \frac{1drop}{0.025ml} \times \frac{1hr}{3600sec} = 0.166 [drop/sec]$$

초당 0.166 방울이 떨어져야 하고, 역수를 취하면 5.9 [sec/drop]로 한 방울이 떨어지는데 5.9 초가 걸림을 알 수 있다. 허용오차는 고속모드와 같이  $\pm 10\%$ 를 주었다.



[그림 36] 시간당 15 ml로 수액 투입 결과

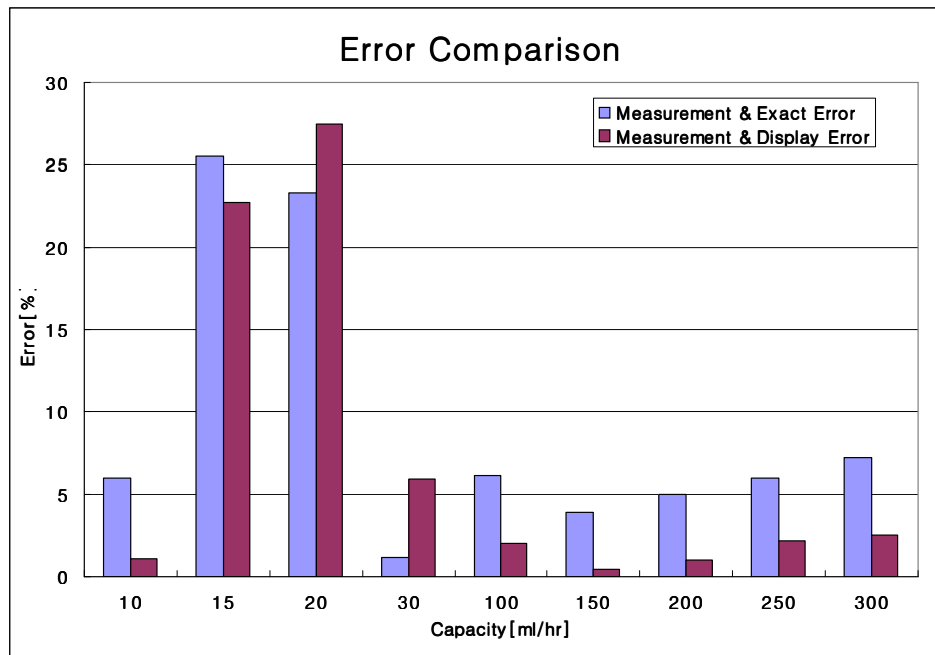
[그림 36]의 결과 값을 보면 허용오차 범위 이내로 안정되게 제어되고 있음을 볼 수 있다. 3000번째 데이터(data) 부근의 결과 값은 정확하게 제어되고 있는지를 파악하기 위해 제어되고 있는 상황에서 주사바늘 부위의 위치를 변화시켜 본 것이다. 그 결과 정확하게 제어되고 있는 모습을 보여준다.

[표 3] 시간당 15 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                          |            |
|---------------------------|--------------------------|------------|
| File Name                 | stest_8_13_m15.txt       |            |
| Start Time                | August 13 Friday PM 2:13 |            |
| End Time                  | August 13 Friday PM 9:29 |            |
| Mode                      | 15                       | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.025                    | [ml]       |
| Drop interval             | 5.9                      | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 5.31 ~ 6.49              | [sec]      |
| Measurement Time          | 436                      | [mim]      |
| Exact Capacity            | 105                      | [ml]       |
| Display Capacity          | 109                      | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 141                      | [ml]       |
| Measurement Count         | 4385                     | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.0322                   | [ml/count] |
| Error                     | 36                       | [ml]       |
|                           | 25.53                    | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 22.70                    | [%]        |

총 측정시간은 436 분이었고 설정 모드와 측정시간을 이용한 이론적인 용량은 105 ml이고 실제 측정된 용량은 141 ml였다. 표시용량 109 ml이다. 이론적인 용량과 측정용량간의 오차는 36 ml로 25.53 %였고, 이론적인 용량과 표시용량 간의 오차는 22.70 %였다. 측정된 용량과 측정된 방울 개수를 이용하여 측정된 한 방울의 용량이 0.0322 ml로 가정한 값(0.025 ml)과 차이가 난다. 저속모드는 고속모드나 중속모드에 비해 오차 값이 크게 나타난다.

[그림 37]에서 보는 바와 같이 설정 용량에 따른 이론적인 값과 측정된 값의 오차를 비교해 본 결과 고속모드, 중속모드에서는 안정적으로 만족할 만한 결과 값이 도출되었다. 시간당 15 ml, 20ml의 저속모드 오차는 심하고 시간당 10 ml, 30 ml의 저속모드 오차는 안정적이다. 결과적으로 저속모드의 오차는 불안정함을 알 수 있다. 이는 수액 한 방울의 용적이 정확히 계산되지 않아서 나타나는 현상으로 생각되어진다.



[그림 37] 설정 용량에 따른 이론해와 측정값의 오차 비교

## 5. 결론 및 개선방향

### 1) 결론

정맥주사투여요법은 병원에서 쓰이는 약물치료요법 중 가장 많이 사용하고 있다. 하지만 현재 정맥주사를 투여하는 장비로는 약물 주입속도는 정밀하지만 고가이고 특정 대상자에게만 사용하는 용적식 주입펌프와 저가이고 대부분의 환자들이 사용하지만 약물 주입속도의 정밀도가 떨어지는 기존의 정맥주사장치(단순중력점적장치) 두 가지 밖에 존재하지 않는다.

본 연구에서는 이러한 기존 장비들의 단점들을 보완하여 병으로 고통받고 있는 환자, 환자의 보호자와 과중한 업무량으로 고통 받는 간호사들에게 정신적 육체적으로 도움이 될 수 있는 비용이 저렴하면서 장치조작이 쉽고 주입속도의 정밀성을 보장하는 새로운 중간 형태의 제품을 설계, 제작, 평가 하고자 하였다.

본 연구에서 개발한 제품은 크게 세부분으로 이루어져 있다. 첫 번째 수액속도 측정부에서는 적외선 센서를 이용하여 센서 사이를 통과하는 수액 방울간의 시간 간격을 측정하였다. 두 번째 수액속도 조절부에서는 측정부에서 측정한 값과 초기에 설정한 값의 차이가 허용오차를 벗어날 경우 DC 모터를 구동하여 허용오차 범위 안에 도달하도록 조절한다. 조절부의 구동원리는 미세하게 조절하기 위해서 나사의 원리를 사용하였다. DC 모터의 회전운동을 나사에 전달하고 나사가 회전할 때 나사의 피치만큼 병진운동을 한다. 이러한 방법은 큰 회전력을 사용할 수 있고 미세한 조절이 가능하다. 또한, 측정값이 허용오차 안에 존재할 경우 DC 모터의 회전력 없이 현 상태를 유지 할 수 있어 수액 조절 장치를 저전력으로 구동할 수 있다. 세 번째 제어부에서는 마이크로프로세서를 이용하여 적외선 센서에서 측정값을 받아들이는 알고리즘과 DC 모터의 구동 알고리즘을 구현하였다. 각각의 알고리즘을 조합하여 수액 속도가 초기 설정 값과 같아지도록 제어하였다.

초기에는 기존 수액 시스템에 변화를 주지 않고 개발하려 하였으나 적외선 센서가 빛에 너무 민감하여 점적 챔버가 두 개 연결된 새로운 수액 세트가 필요하게 되었다. 수액 조절 시스템의 사용법은 새로이 개발된 수액세트를 제품에(control box) 끼워 넣어 원하는 수액 속도를

입력하고 시작 버튼만 눌러주면 되기 때문에 조작이 아주 간단하다. 또한, 안전을 위해 기존의 수동 조절 겸자도 사용할 수 있도록 하였다.

개발한 제품 성능을 평가한 결과, 100 ml/hr이상의 속도로 수액을 투입할 경우에는 설정 값과 측정값의 오차가 10% 이내였다. 100 ml/hr 이하의 속도로 수액을 투입할 경우에는 설정 값과 측정값의 오차가 25 %정도 되었다. 정밀도가 용적식 주입펌프에는 미치지 못하지만, 기존의 정맥주사장치(단순 중력점적)에 비해서는 정밀도 및 신뢰성에서 획기적으로 향상된 저가의 제품을 개발할 수 있었다.

## 2) 개선방향

현재 개발된 제품에서 다음과 같은 몇 가지만 보완하면 좀 더 정밀하고 완벽한 수액 조절 시스템을 구성할 수 있을 것이라고 생각한다.

첫째, 현재 개발된 제품의 오차가 발생하는 가장 큰 이유는 수액의 종류와 수액 세트의 종류에 따라 떨어지는 방울의 용적이 정확하지 않기 때문이다. 특히, 저속모드(50 ml/hr이하)에서는 방울이 용적이 너무 커서 기존의 수액 세트로는 전혀 제어가 불가능했다. 따라서 수액 투입 속도의 정밀도를 높이기 위해서는 각각의 속도에 따른 정확한 수액 방울의 용적이 필요하다. 반복적인 실험을 통해서 주입되는 수액의 종류와 속도에 따른 수액 방울 용적에 대한 정확한 데이터(data)들을 구할 수 있을 것이다. 이렇게 구해진 데이터들을 데이터베이스(database)화시켜 마이크로프로세서 내부 메모리(memory)에 저장시켜 놓고 사용할 때 수액의 종류와 속도에 따른 정확한 용적을 선택하면 용적식 주입 펌프에 버금가는 정밀도를 구현할 수 있을 것이다.

둘째, 현재 개발된 제품의 수액 속도 오차 범위는  $\pm 10\%$ 였다. 오차범위를 줄여 미세한 제어를 하기 위해서는 점적 챔버의 수액 방울이 떨어지는 곳의 관의 지름을 줄여 수액방울의 용적을 줄여야 한다. 수액 방울의 용적이 작으면 작을수록 더운 미세한 제어가 가능하다. 이를 위해서는 개발된 수액 조절 시스템에 맞는 새로운 수액 세트가 필요하다.

셋째, 적외선 센서의 감도를 조절하여 빛에 대한 영향을 줄여 2중 점적 챔버의 불편함을 제거해야 한다. 발광부에서 방출한 적외선만을 감지할 수 있도록 수광부의 필터 회로도를 보완하면 될 것이다.

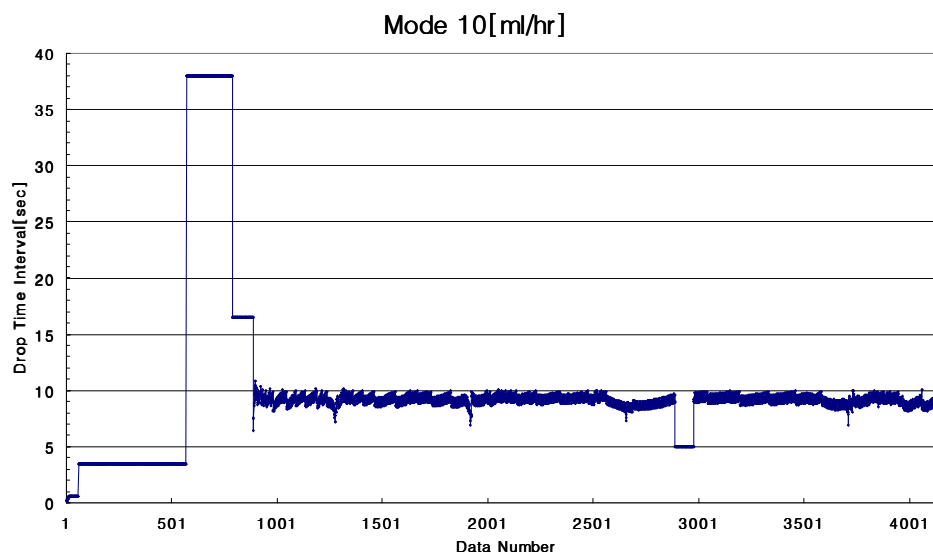
## 6. 참고문헌

- [1] 김병재. 이상빈. 신보성. 성형진., 「주사용 미세유량 조절기 설계와 제작」, 대한기계학회논문집 B권, 제28권 제2호, 2004, p.154~159.
- [2] 강상욱. 노병국. 황경식., 「정맥 주사용 링거액 자동 유량 조절 장치」, 대한민국특허청, 공개번호 10-2005-0014908, 2005.
- [3] 강상욱. 노병국. 황경식., 「정맥 주사용 링거액 주입 속도 모니터링 및 자동 조절 장치」, 대한민국특허청, 공개번호 10-2005-0018843, 2005.
- [4] Grant JP, 「Nutritional assessment in clinical practice」. Nutr. Clin. Pract., 1:3-11, 1986.
- [5] Bistrian BR, Blackburn GL, Hallowell E and Hadelle R, 「Protein status of general surgical patients」. J.A.M.A., 230:858-860, 1974.
- [6] Bistrian BR, et al, 「Prevalence of malnutrition in general medical patients」. J.A.M.A., 235:1567, 1976.
- [7] Butterworth CE, 「The skeleton in the hospital closet」. Nutrition Today, 9:2;4, 1974.
- [8] Cerra FB, et al, Metabolic response and nutritional support of patients with severe metabolic stress and trauma.(Monograph). Doyle, Clinical Nutrition Division, Sandoz Nutrition Corporation, 1984.
- [9] 권한조. 박상용. 양승현., 『아주 특별한 마이크로 로봇 만들기』, 베스트 북, p.141~145
- [10] 김철오. 임규만. 박생하., 『예제로 배우는 AVR』, 성인당, p.232~276
- [11] 신정환, 『C가 미는 로버트 I』 Ohm, p.69~180
- [12] 전달복., 『ATmega128과 그 응용』, 양서각, p.16, 62~63
- [12] Barnett, Cox, & O'Cull, 『Embedded C Programming and the Atmel AVR』, THOMSON.
- [13] 미국 특허청 <http://www.uspto.gov/patft/index.html>
- [14] 숙명여자대학교 의학정보연구소 <http://sdic.sookmyung.ac.kr>
- [15] ATmel Corporation. <http://www.atmel.com>
- [16] CodeVision AVR manual <http://www.hpinfotech.ro>

- [17] United States Patent 4,261,388. Drop rate controller. Shelton. April 14, 1981.
- [18] United States Patent 5,098,408. Automatic intravenous flow controller. Tarzian. March 24, 1992.
- [19] United States Patent 5,360,412. Method and device for regulating intravenous flow. Nakao, et al. November 1, 1994.
- [20] United States Patent 5,593,392. Intravenous flow regulating and mounting assembly. Starchevich. January 14, 1997.
- [21] United States Patent 5,800,386. Device for monitoring and controlling an intravenous infusion system. Bellifemine. September 1, 1998.
- [22] United States Patent 6,083,206. Intravenous infusion flow rate monitoring device. Molko. July 4, 2000.
- [23] United States Patent 6,558,346. Automatic control-type, portable intravenous infusion apparatus and jacket therefor. Yoshioka , et al. May 6, 2003.
- [24] United States Patent 6,562,012. Apparatus and method for measuring drop size in an intravenous drip chamber. Brown , et al. May 13, 2003.
- [25] United States Patent 6,736,801. Method and apparatus for monitoring intravenous drips. Gallagher. May 18, 2004.

## 7. 부록

### 1) 시간당 10 ml로 수액 투입

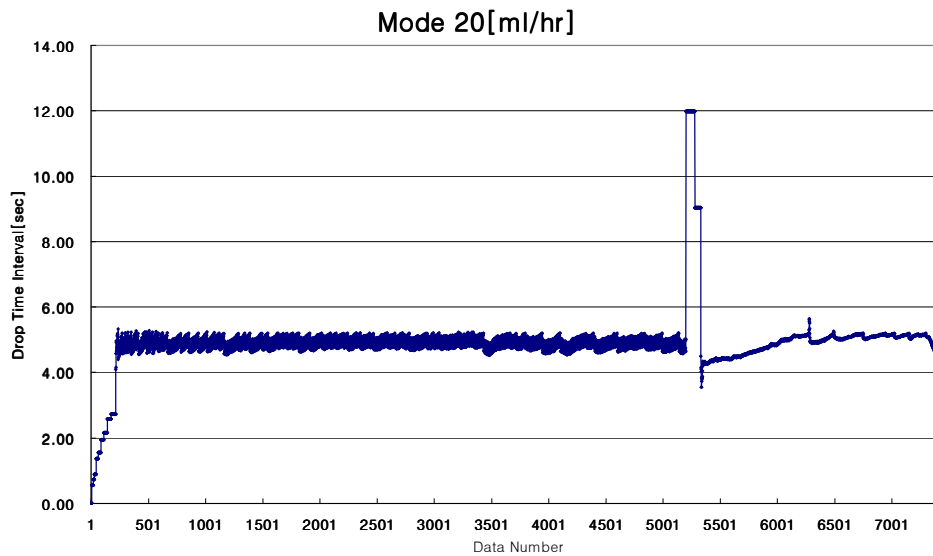


[그림 38] 시간당 10 ml로 수액 투입 결과

[표 4] 시간당 10 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                             |            |
|---------------------------|-----------------------------|------------|
| File Name                 | stest_8_12_m10.txt          |            |
| Start Time                | August 12 Thursday PM 10:10 |            |
| End Time                  | August 13 Friday AM 8:10    |            |
| Mode                      | 10                          | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.025                       | [ml]       |
| Drop interval             | 9                           | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 8.1 ~ 9.9                   | [sec]      |
| Measurement Time          | 600                         | [mim]      |
| Exact Capacity            | 100                         | [ml]       |
| Display Capacity          | 95                          | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 94                          | [ml]       |
| Measurement Count         | 3834                        | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.0245                      | [ml/count] |
| Error                     | 6                           | [ml]       |
|                           | 6                           | [%]        |
| Error (MC & DC)           | -1.06                       | [%]        |

## 2) 시간당 20 ml로 수액 투입

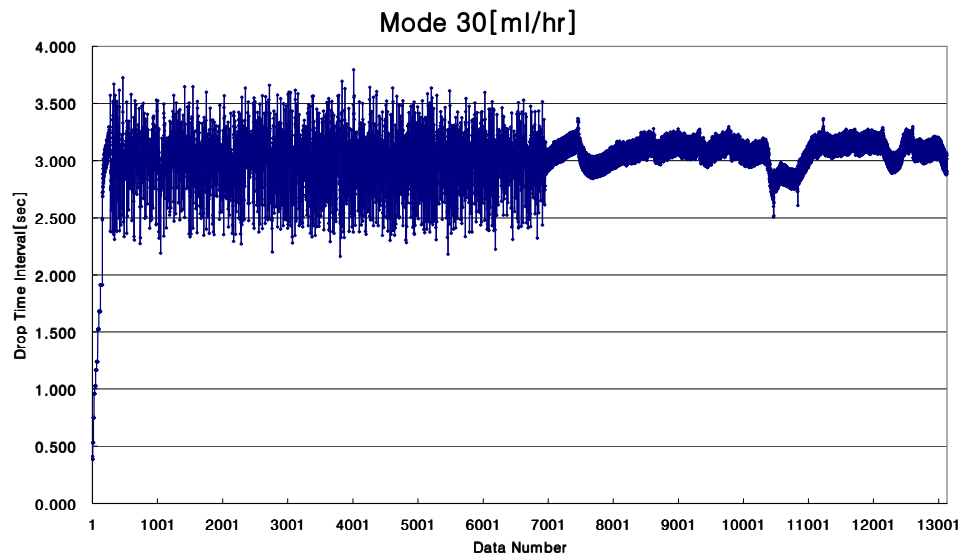


[그림 39] 시간당 20 ml로 수액 투입 결과

[표 5] 시간당 20 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                    |            |
|---------------------------|--------------------|------------|
| File Name                 | stest_8_17_m20.txt |            |
| Start Time                | August 17 PM 10:06 |            |
| End Time                  | August 18 AM 10:06 |            |
| Mode                      | 20                 | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.0265             | [ml]       |
| Drop interval             | 4.7233             | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 4.2501 ~ 5.1945    | [sec]      |
| Measurement Time          | 12                 | [hour]     |
| Exact Capacity            | 240                | [ml]       |
| Display Capacity          | 227                | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 313                | [ml]       |
| Measurement Count         | 8547               | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.0366             | [ml/count] |
| Error                     | 73                 | [ml]       |
|                           | 23.32              | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 27.48              | [%]        |

### 3) 시간당 30 ml로 수액 투입

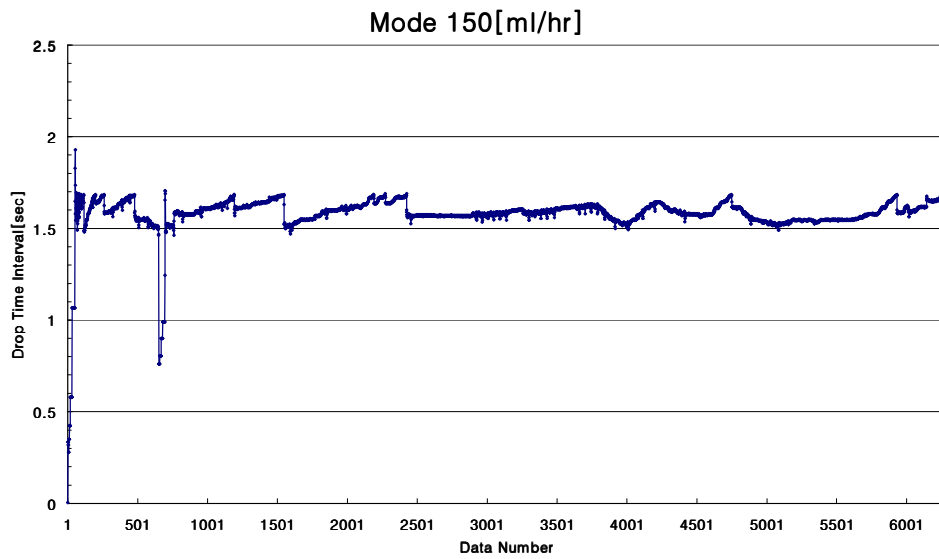


[그림 40] 시간당 30 ml로 수액 투입 결과

[표 6] 시간당 30 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                    |            |
|---------------------------|--------------------|------------|
| File Name                 | stest_8_15_m30.txt |            |
| Start Time                | August 15 PM 8:35  |            |
| End Time                  | August 16 AM 10:35 |            |
| Mode                      | 30                 | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.025              | [ml]       |
| Drop interval             | 2.97               | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 2.673 ~ 3.267      | [sec]      |
| Measurement Time          | 14                 | [hour]     |
| Exact Capacity            | 420                | [ml]       |
| Display Capacity          | 400                | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 425                | [ml]       |
| Measurement Count         | 16025              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.0265             | [ml/count] |
| Error                     | 5                  | [ml]       |
|                           | 1.18               | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 5.88               | [%]        |

#### 4) 시간당 150 ml로 수액 투입

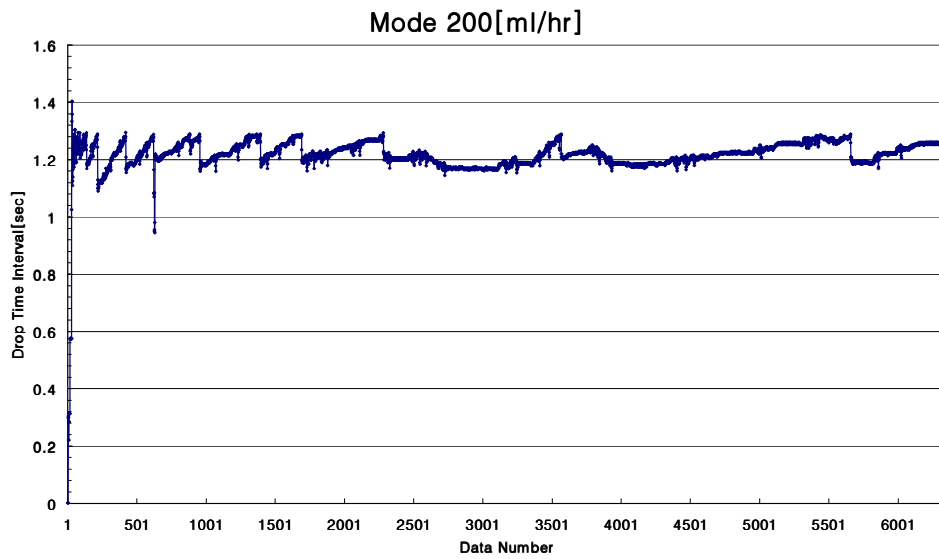


[그림 41] 시간당 150 ml로 수액 투입 결과

[표 7] 시간당 150 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                   |            |
|---------------------------|-------------------|------------|
| File Name                 | test_8_8_m150.txt |            |
| Start Time                | August 8 PM 8:26  |            |
| End Time                  | August 8 PM 11:53 |            |
| Mode                      | 150               | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.066             | [ml]       |
| Drop interval             | 1.58              | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 1.422 ~ 1.738     | [sec]      |
| Measurement Time          | 207               | [min]      |
| Exact Capacity            | 517.5             | [ml]       |
| Display Capacity          | 500               | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 498               | [ml]       |
| Measurement Count         | 7576              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.066             | [ml/count] |
| Error                     | 19.5              | [ml]       |
|                           | 3.92              | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 0.40              | [%]        |

5) 시간당 200 ml로 수액 투입

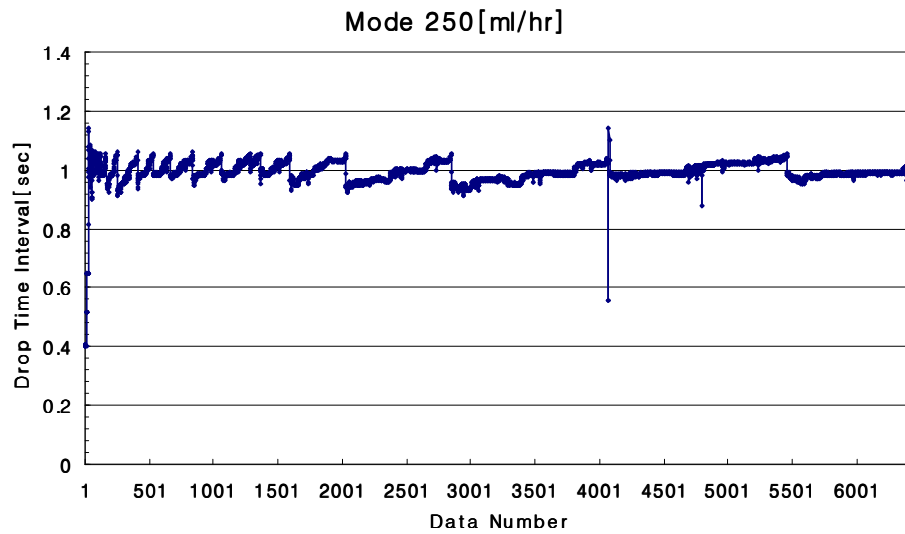


[그림 42] 시간당 200 ml로 수액 투입 결과

[표 8] 시간당 200 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                   |            |
|---------------------------|-------------------|------------|
| File Name                 | test_8_8_m200.txt |            |
| Start Time                | August 8 PM 3:24  |            |
| End Time                  | August 8 PM 6:03  |            |
| Mode                      | 200               | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.066             | [ml]       |
| Drop interval             | 1.19              | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 1.071 ~ 1.309     | [sec]      |
| Measurement Time          | 159               | [min]      |
| Exact Capacity            | 530               | [ml]       |
| Display Capacity          | 500               | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 505               | [ml]       |
| Measurement Count         | 7580              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.067             | [ml/count] |
| Error                     | 25                | [ml]       |
|                           | 4.95              | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 0.99              | [%]        |

6) 시간당 250 ml로 수액 투입



[그림 43] 시간당 250 ml로 수액 투입 결과

[표 9] 시간당 250 ml로 수액 투입 결과 분석

|                           |                   |            |
|---------------------------|-------------------|------------|
| File Name                 | test_8_7_m250.txt |            |
| Start Time                | August 7 PM 7:41  |            |
| End Time                  | August 7 PM 9:51  |            |
| Mode                      | 250               | [ml/hr]    |
| Drop Capacity             | 0.066             | [ml]       |
| Drop interval             | 0.95              | [sec]      |
| Error Tolerance 10%       | 0.855 ~ 1.045     | [sec]      |
| Measurement Time          | 130               | [min]      |
| Exact Capacity            | 541.7             | [ml]       |
| Display Capacity          | 500               | [ml]       |
| Measurement Capacity      | 511               | [ml]       |
| Measurement Count         | 7577              | [count]    |
| Measurement Drop Capacity | 0.067             | [ml/count] |
| Error                     | 30.7              | [ml]       |
|                           | 6                 | [%]        |
| Error (MC & DC)           | 2.15              | [%]        |

## 7) C 프로그램 소스(C program source)

```
#include <Mega16.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>
#include <math.h>
#define RXC 7;

unsigned int baud;
float samp_freq;
unsigned int d_cnt;
unsigned long int ad_cnt = 0;
unsigned long int drop_cnt = 0;
float volt;
float threshold_volt = 2.8;
float drop_speed;
float c_time;
unsigned char volt_cnt;
unsigned int volt_disp, drop_disp, threshold_volt_disp;
unsigned char i = 0;
unsigned char j = 0;
unsigned char flag_down = 0;
unsigned char flag_up = 0;
float t_down, t_up, t_drop;
float drop[2] = { 0,0};
float nominal_volt_sum = 0;
float nominal_volt = 0;
unsigned int k = 0;
int L1 = 0;
unsigned char NumDisp[10] = {0x03,0x9F,0x25,0x0D,0x99,0x49,0x41,0x1B,0x01,0x09};
float error;
float desired_DropSpeed = 1.5;
unsigned long int drop_cnt_check[2];
signed char drop_update_flag = 0;
unsigned char drop_stop_cnt = 0;
unsigned char water_low_cnt = 0;
bit start_flag = 1;
unsigned int refresh_time = 500;
unsigned char ad_channel = 1;
unsigned int DropSpeed_In_ml_Per_Hour = 100;
unsigned char loop_cnt = 0;
unsigned int time = 0;
float Drop_Size = 0.02175;

interrupt [TIM0_OVF] void timer_int0(void);
interrupt [ADC_INT] void ad_complete_int(void);
```

```

void drop_count_speed(void);
void timer0_init(void);
void AD_converter_init(void);
void pulse_gen_timer2(void);
void uart_init(void);
void timer1_init(void);
void led_init(void);
void motor_ccw_rotation(void); void motor_cw_rotation(void);
void motor_control(void);
void motor_ccw_fast_rotation(void);
void valve_auto_open(void);
void valve_manual_open(); void valve_manual_close();
void refresh_time_control(void);
void beep_on(void);
void beep_off(void);
void motor_ccw_slow_rotation(void);
void motor_ccw_medium_rotation(void);
void motor_cw_slow_rotation(void);
void motor_cw_medium_rotation(void);
void drop_speed_setting_analog(void);
void led_int_display(int DropSpeed_In_ml_Per_Hour);

void main(void)
{
    led_init();
    timer0_init();
    AD_converter_init();
    DDRB = 0xE3;
    pulse_gen_timer2();
    uart_init();
    timer1_init();
    #asm ("sei")

    while (start_flag)
    {
        valve_manual_open();
        valve_manual_close();
        drop_speed_setting_analog();
    }

    valve_auto_open();

    while(1)
    {
        motor_control();
        refresh_time_control();
        printf("%u\t %u\t %u\t %u\r",time,volt_disp,drop_cnt,drop_disp);
    }
}

```

```
/****** SUB-ROUTINES *****/
```

```
interrupt [TIM0_OVF] void timer_int0(void)
```

```
{
    static unsigned char led_show_flag = 0;
    static int drop_quantity = 0;
    drop_quantity = drop_cnt*Drop_Size;
    TCNT0 = 256-d_cnt;
    start_flag = PINA.4;
    if (start_flag == 0)
        led_show_flag = 1;
    if (led_show_flag)
        led_int_display(drop_quantity);
    else
        led_int_display(DropSpeed_In_ml_Per_Hour);
}
```

```
void drop_count_speed(void)
```

```
{
    if ((c_time > 0.15) && (c_time < 0.2))
    {
        nominal_volt_sum = nominal_volt_sum + volt;
        j = j+1;
        nominal_volt = nominal_volt_sum/j;
        threshold_volt = nominal_volt - 0.1;
    }
    if (c_time > 0.2)
    {
        if (flag_down)
            loop_cnt ++;

        if ((flag_down == 0) && (volt < threshold_volt))
        {
            flag_down = 1;
            flag_up = 0;
            k = 0;
            nominal_volt_sum = 0;
            t_down = ad_cnt/samp_freq*2;
        }
    }
}
```

```

else if ((flag_down == 1) && (volt > threshold_volt) && (loop_cnt > 12))
{
    loop_cnt = 0;
    flag_up = 1;
    flag_down = 0;
    t_up = ad_cnt/samp_freq*2;
    t_drop = t_down + (t_up - t_down)/2;
    drop_cnt = drop_cnt+1;
    if (i < 2)
    {
        drop[i]= t_drop;
        i++;
        if (drop_cnt > 1)
        {
            drop_speed = drop[1] - drop[0];
            drop_disp = drop_speed * 10;
        }
    }
    else
    {
        drop [0] = drop[1];
        drop [1] = t_drop;
        if (drop_cnt > 1)
        {
            drop_speed = drop[1] - drop[0];
            drop_disp = drop_speed * 1000;
        }
    }
}
else;

if (flag_up ==1)
{
    k++;
    if ((k > 25) && (k < 50))
        nominal_volt_sum = nominal_volt_sum + volt;
else if (k == 50)
{
    nominal_volt = nominal_volt_sum/24;
    threshold_volt = nominal_volt - 0.1;
}
else;
}
}
}

```

```

interrupt [ADC_INT] void ad_complete_int(void)
{
    unsigned char DropSpeed_volt_count;
    float DropSpeed_volt;

    if (ad_channel == 1)
    {
        ad_cnt = ad_cnt+1;
        time = (float) (ad_cnt/(400.64*0.5));
        volt_cnt = ADCH;
        volt = (float) (volt_cnt*0.0195);
        volt_disp = volt*1000;
        threshold_volt_disp = threshold_volt*1000;
        c_time = ad_cnt/samp_freq*2 ;
        drop_count_speed();
        ad_channel = 2;
        ADMUX = 0x20 | ad_channel;
    }
    else if (ad_channel == 2)
    {
        DropSpeed_volt_count = ADCH;
        DropSpeed_volt = (float) (DropSpeed_volt_count*0.0195);
        DropSpeed_In_ml_Per_Hour = DropSpeed_volt*150/4.9;
        DropSpeed_In_ml_Per_Hour = DropSpeed_In_ml_Per_Hour;
        ad_channel = 1;
        ADMUX = 0x20 | ad_channel;
    }
}

void timer0_init(void)
{
    TIMSK = 0x01;
    TCCR0 = 0x04;
    samp_freq = 400;
    d_cnt = 31.25e3/samp_freq;
    TCNT0 = 256-d_cnt;
}

void AD_converter_init(void)
{
    ADCSRA = 0x86;
    ADMUX = 0x20 | ad_channel;
    SFIOR = 0x80;
    ADCSRA = 0xAE;
}

```

```

void pulse_gen_timer2(void)
{
    DDRD = 0xFF;
    TCCR2 = 0x6a;
    OCR2 = 200;
}

void timer1_init(void)
{
    PORTD.4 = 1;
    PORTD.5 = 1;
    TCCR1A = 0x23 | 0x80;
    TCCR1B = 0x02 | 0x08;
    OCR1AL = 0x00;
    OCR1B = 0x00;
}

void beep_on(void)
{
    OCR1A = 50;
}

void beep_off(void)
{
    OCR1A = 0x00;
}

void refresh_time_control(void)
{
    float refresh_time_bound ;
    float refresh_time_float;

    refresh_time_bound = desired_DropSpeed * 0.3;
    if (fabs(error) < refresh_time_bound)
    {
        refresh_time_float = desired_DropSpeed * 1000 * 1.0;
        refresh_time = refresh_time_float;
    }
    else
        refresh_time = 50;
    delay_ms(refresh_time);
}

void motor_cw_slow_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 1;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(10);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

```

```

void motor_cw_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 1;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(15);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

void motor_cw_medium_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 1;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(30);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

void motor_ccw_slow_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 0;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(10);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

void motor_ccw_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 0;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(15);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

void motor_ccw_medium_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 0;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(30);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

```

```

void motor_ccw_fast_rotation(void)
{
    PORTB.0 = 0;
    OCR1B = 512;
    delay_ms(45);
    OCR1B = 0;
    PORTB.0 = 0;
}

void motor_control(void)
{
    float error_bound;

    error = desired_DropSpeed - drop_speed;
    error_bound = desired_DropSpeed*0.1;
    drop_cnt_check[1] = drop_cnt_check[0];
    drop_cnt_check[0] = drop_cnt;
    drop_update_flag = lsign(drop_cnt_check[0]-drop_cnt_check[1]);
    if (!drop_update_flag)
        drop_stop_cnt++;
    if ((drop_stop_cnt > 5) && (water_low_cnt < 50))
        water_low_cnt ++;
        if ((fabs(error) > error_bound) && (error > 0) && (drop_cnt > 2) && drop_update_flag )
        {
            if ((desired_DropSpeed*0.8) <= drop_speed)
                motor_cw_slow_rotation();
            else if (((desired_DropSpeed*0.2) <= drop_speed) && ((desired_DropSpeed*0.8) >
drop_speed))
                motor_cw_rotation();
            else if (((desired_DropSpeed*0.2) > drop_speed))
                motor_cw_medium_rotation();
            beep_on();
            delay_ms(100);
            beep_off();
        }
        else if ((fabs(error) > error_bound) && (error < 0) && (drop_cnt > 2) &&
drop_update_flag)
        {
            if ((desired_DropSpeed*1.2) >= drop_speed)
                motor_ccw_slow_rotation();
            else if (((desired_DropSpeed*1.2) < drop_speed) && ((desired_DropSpeed*1.8)
>= drop_speed))
                motor_ccw_rotation();
            else if (((desired_DropSpeed*1.8) < drop_speed))
                motor_ccw_medium_rotation();
            beep_on();
            delay_ms(100);
            beep_off();
        }
}

```

```

void valve_auto_open(void)
{
    unsigned char motor_ccw_fast_rotation_cnt = 0;

    drop_speed = 9.99;
    while ((drop_speed > 5) && (motor_ccw_fast_rotation_cnt < 60))
    {
        motor_ccw_fast_rotation();
        motor_ccw_fast_rotation_cnt ++;
        delay_ms(500);
    }
}

void valve_manual_open()
{
    unsigned char manual_open_flag;

    manual_open_flag = PINA.5;
    if( !manual_open_flag)
    {
        PORTB.0 = 0;
        OCR1B = 512;
        beep_on();
        delay_ms(150);
        beep_off();
        OCR1B = 0;
        PORTB.0 = 0;
    }
    else if (manual_open_flag)
    {
        OCR1B = 0;
        PORTB.0 = 0;
    }
    delay_ms(40);
}

void valve_manual_close()
{
    unsigned char manual_close_flag;

    manual_close_flag = PINA.6;
    if( !manual_close_flag)
    {
        PORTB.0 = 1;
        OCR1B = 512;
        beep_on();
        delay_ms(150);
        beep_off();
        OCR1B = 0;
        PORTB.0 = 0;
    }
}

```

```

        else if (manual_close_flag)
        {
            OCR1B = 0;
            PORTB.0 = 0;
        }
        delay_ms(40);
    }

void drop_speed_setting_analog(void)
{
    int dummy;

    desired_DropSpeed = 3600.0/( (float) (DropSpeed_In_ml_Per_Hour/Drop_Size));
    desired_DropSpeed = desired_DropSpeed *0.98;
    dummy = desired_DropSpeed*100;
}

void uart_init(void)
{
    UCSRA = 0x00 ;
    UCSRB = 0x18;
    UCSRC = 0x86;

    baud = 51;
    UBRRL = baud;
    UBRRH = 0x00;
    ACSR = 0x80;
}

void led_init(void)
{
    DDRC = 0xFF;
    DDRB = 0xE0;
}

```

```

void led_int_display(int DropSpeed_In_ml_Per_Hour)
{
    int Digit[3] ;
    int DropHour;

    L1++;
    DropHour = DropSpeed_In_ml_Per_Hour;
    Digit[2] = DropHour/100;
    Digit[1] = (DropHour - Digit[2]*100)/10;
    Digit[0] = DropHour -Digit[2]*100-Digit[1]*10;
    if (L1 == 1)
    {
        PORTB.7 = 0;
        PORTB.5 = 1;
        PORTC = NumDisp[Digit[0]];
    }
    else if (L1 == 3)
    {
        PORTB.5 = 0;
        PORTB.6 = 1;
        PORTC = NumDisp[Digit[1]];
    }
    else if (L1 == 5)
    {
        PORTB.6 = 0;
        PORTB.7 = 1;
        if (Digit[2] != 0)
            PORTC = NumDisp[Digit[2]];
        else PORTC = 0xFF;
    }
    else if (L1 == 6)
        L1 = 0;
}

```

# ABSTRACT

## Development of a Smart Ringer Control System using an infrared photo sensor

Hwang, Kyoung-Sik  
Major in Mechanical System Engineering  
Dept. of Mechanical System Engineering  
Graduate School of Hansung University

The intravenous injection devices currently used at hospitals are of two types. The first one is the manual clamp-roller type injection device which is most widely used because of its low cost and ease of operation in spite of low accuracy. The second one is the positive displacement infusion pump which is accurate in dosage control but heavy, hard to operate, and far more expensive compared to the clamp-roller type injection device.

The objective of this research is to develop an injection device that is light, easy to operate, reliable, and moderately priced. The proposed injection device would be something between the roller-clamp type injection device and the infusion pump in terms of accuracy in controlling dosage, weight of device, and the price.

The novel inject device is comprised of infra-red sensors, a dc motor, and microprocessor. The infra-red sensor is using to measure time interval between drops. The dc motor regulates time interval between drops to a preset value. The microprocessor calculates the speed at which medicine drop drips using time

interval measured with infra-red sensor and compares it with the preset speed. The error, which is defined as the difference between the measured and preset speed, is used as an input in controlling the dc motor.

Experiments are divided into three modes, high, medium, and low speed mode. For the high speed mode the injection speed is greater than 200 ml/hr. For the middle speed mode the injection speed is between 50 ml/hr and 200 ml/hr. For the low speed mode the injection speed is below 50 ml/hr.

According to experiment results, the injection control error was within 10 % for the case of more than 100 ml/hr. And the injection control error was about 25 % for the case of fewer than 100ml/hr.

Although accuracy of the proposed system does not reach to that of the positive displacement infusion pump, significant improvements over the manual clamp-roller type injection device(simple gravity dripping) have been achieved.

No. \_\_\_\_\_

## 학위논문 및 작품 이용 허락서

|                 |                                                                                                                    |                                          |                          |
|-----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------|--------------------------|
| 소 속             | 일반 대학원      기계시스템공학과(전공)      2006 년   08 월      졸업                                                                |                                          |                          |
| 성 명             | 국문: 황 경 식 (한문: 黃 璟 植 )<br>영문: Hwang Kyoung Sik                                                                     |                                          | 학      번: 04211601       |
|                 |                                                                                                                    |                                          | 주민등록번호: 760421 - 1721923 |
| 연 락 처           | 주 소                                                                                                                | 서울시 강서구 내발산2동 우장산현대홈타운 121동 1002호        |                          |
|                 | 전 화                                                                                                                | (tel) 02-6737-2208<br>(핸드폰) 011-797-2208 |                          |
| 논문(작품)제 목       | 국문: 포토 센서를 이용한 스마트 수액 조절 시스템 개발<br>영문: Development of a Smart Ringer Control System using an infrared photo sensor |                                          |                          |
| 학 회 발 표<br>& 게재 | •발표□, 게재□ 년월일: _____ / _____ / _____    •학회명: _____<br>•수상여부, 수상명: _____                                           |                                          |                          |

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 한성대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

### - 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함.
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 소속 대학에 이를 통보함.
6. 한성대학교는 학위논문의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음.
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

2006 년                      7 월   7 일

저작자 :      황 경 식                      (서명 또는 인)

한성대학교 총장 귀하