

논문 96-5-3-09

광 다이오드 어레이 센서를 이용한 인퓨전 펌프 시스템의 개발

권장우, 박정선, 이동훈, 이응혁*, 홍승홍

Development of Infusion Pump System using Photodiode Array

Jangwoo Kwon, Jungsun Park, Donghun Lee, Eunghuyk Lee*, Seunghong Hong

요 약

수액을 장시간 환자에게 주입할때 적절한 주입량, 주입률을 조절하는 것이 중요하다. 부적절한 주입량은 환자의 회복에 좋지않은 영향을 끼칠 수 있으므로 주입량을 감지하는 센서의 신뢰도는 인퓨전 펌프 시스템에 많은 영향을 미친다. 본 연구에서는 인퓨전 펌프 시스템에 사용될 3가지 센서의 성능을 검토하였다. 피에조 필름, 광 트랜지스터 및 광 다이오드 어레이의 3가지 센서가 비교되었으며 제안하는 신호 처리 기법과 광 다이오드 어레이를 사용한 기법을 이용하여 간섭과 진동 조도변화 센서의 위치에 따른 감도 변화등의 영향을 줄일 수 있었다. 실험 결과 광 다이오드 어레이가 다른 센서들에 비하여 높은 신뢰도를 보여 주었다.

Abstract

One of the important factor in drug stuffs to a patient is to inject exact amount with stable flow rates. Since improper injection amount and flow rates would cause bad effect to recovery of a patient, the detecting sensors with high sensitivity is required for an injection pump systems' performance improvement. In this study, the three sensors, piezo film sensor, photo transistor and photo array, were compared to find best one for an injection pump monitoring system. Using suggested data processing technique and photo array sensors, we could minimize the effect of interference, disturbance, illumination, and sensitivity change caused by sensor's position.

According to the experiments, the photo array showed the higher reliance than any other the three types of sensors.

1. 서론

최근 치료용의 기기로 환자의 정맥이나 동맥에 일정량의 약액(藥液)이나 수액(輸液)을 투여하기 위해 사용되는 지속 주입(持續 注入) 펌프 시스템도 ICU(intensive care unit)시스템과 병행 사용하거나 치료용으로서 능형의 시스템들이 개발되어지고 있다. 일반

적으로 수액은 간호사의 직감과 경험에 의하여 정량의 수액량을 주입하고 있으며, 기계화된 시스템도 주입된 양의 계산 없이 미리 정해진 모터의 속도에 의해 주입량을 추정하고 있다. 기계화되지 않고 시판되고 있는 일반용의 수액 세트에 의해 주입하는 경우는 의사 또는 간호사가 1분간에 주입하는 수액의 드롭(드롭) 점적(點滴)수를 헤아려 점적 세트 코크를 조절하여 주입량을 결정하고 있으므로 필요량을 결정하기까지 시간을 요하며 부정확하다. 지속 주입 펌프를 이용하는 경우에는 수액량을 장시간에 걸쳐 안정하고, 일정하게 주입하여야 하며 미량투여도 가능하게 해야 하며, 투여량을 설정할 때에 재현성이 있어서 항상 필요한 양만이 투

인하대학교 전자공학과
(Dept. of Electronic Eng. Inha Univ.)

* 건양대학교 컴퓨터 공학과
(Dept. of Computer Science Eng. Konyang Univ.)
<접수일자 : 1996년 2월 1일>

여되어야 한다¹¹⁾.

인퓨전 펌프 시스템은 크게 드롭센서부와 모터제어부 사용자와의 인터페이스를 위한 프론트 패널의 입력 장치부와 표시부로 이루어져 있다. 이들 인퓨전 펌프 시스템은 정확한 약물 투여와 간호사와 의사의 노동력 절감이라는 측면에서 현재 국내에서 사용율이 늘어나고 있는 추세이지만 국내에서 사용되고 있는 인퓨전 펌프 시스템의 대부분은 수입품이고 전용 주사 세트만을 사용하도록 되어 있다. 국내에서 수입 제품에 비하여 품질이 떨어지지 않으면서도 가격이 저렴한 주사 세트가 여러 종류 판매되고 있으나 수입 인퓨전 펌프 시스템에 사용하였을 때 제어 정도가 악화되어 사용하고 있지 못하다. 따라서 주사 세트에 구애받지 않는 인퓨전 펌프 시스템의 국산화는 중요한 과제이며 이를 위하여서는 주사세트의 챔버(chamber)에서 주사액이 떨어지는 것을 정확히 감지 할 수 있는 드롭센서의 개발이 선행되어야 한다.

본 연구에서는 시판용의 수액 세트에 부착할 수 있고 사용하고 버릴 수 있는 저가의 1회용 단순 감시용의 드롭 센서와 병원 치료용 혹은 ICU에 사용할 수 있는 고급형 수액 드롭용 점적 센서 및 인퓨전 펌프 제어 시스템을 개발하기 위해 피에조 센서와 광 센서를 이용한 드롭 센서를 검토하고 이를 이용한 점적량 제어 인퓨전 펌프 제어 시스템 설계를 수행하였다. 실험에 따라 선택된 센서를 드롭센서로 선택하고 이를 인퓨전 펌프 시스템에 사용하였다. 개발된 인퓨전 시스템은 드롭센서에서 검출되는 드롭의 갯수와 시간간격을 인퓨전 펌프 시스템 제어에 응용하여 수액 세트에서 받는 영향을 최소화하도록 하였다.

2. 인퓨전 펌프 시스템

(Infusion pump system)의 구성

인퓨전 펌프 제어 시스템의 구성은 주제어보드, 프론트패널, 센서보드로 되어 있다. 주제어보드를 먼저 살펴보면 주 CPU로서 87C52(ROM 8K bytes, RAM 256 bytes)을 사용하였으며 리셋용 IC로서 TL7705A를 사용하였고 EEPROM은 전원이 꺼졌을 때, 수액의 제반 정보를 보관하기 위해 사용하였다. 직렬 통신은 RS232C규격의 MAX232를 사용하였고 5상 스텝핑 모터 제어를 펄스 발생기(PPMC103A)와 스텝 모터용의 상여자 발생 소자(PMM8714P)를 사용하였으며 센서

신호 입력은 ADC0809를 이용하여 8 채널의 신호를 입력받도록 되어 있다. 표 2-1에는 어드레스 맵과 표 2-2에 CPU I/O 어드레스 핀의 기능을 보인다. 드롭 센싱부는 드롭 센서로부터 출력되는 원래의 신호(2 개)를 OP AMP를 사용하여 약 50배로 증폭한다. 전원부는 전원으로 전지와 스위칭 파워를 절환하여 사용할 수 있도록 하고, 전지의 전압 상태 감지, 전원 투입 스위치에 의한 주제어 보드로의 전원 공급의 역할 등을 한다. 인퓨전 펌프는 크게 모터 동작부, 액츄에이터, 드롭 감지부, 에어인 라인(air in line) 감지부, 오clusion(occlusion) 감지부, 사용자 인터페이스용 입력관, 표시부 등으로 되어 있다. 그림 1에 전체적인 시스템 구성도가 나타나 있다.

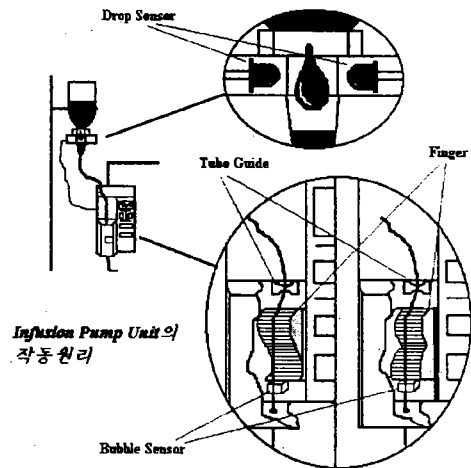


그림 1. 인퓨전 펌프 시스템의 전체 구성도

Fig. 1. Whole structure of infusion pump system

2.1 드롭센서의 선택

인퓨전 펌프 시스템의 제어 성능 여부를 가름하는 것은 드롭센서로서 드롭센서의 정밀도에 따라 인퓨전 펌프 제어 시스템 전체의 제어정도가 판가름 난다고 하여도 과언이 아니다. 이는 주사용 수액 세트의 국제 표준이 drops/ml을 기준하고 있으므로 드롭센서에서 각 드롭을 정확하게 감지하는 것이 중요하고 따라서 본 연구에서는 각종 드롭센서를 이용하여 인퓨전 펌프 시스템에 적합한 드롭센서의 개발을 시도하였다. 그림 2에는 수액 주사 세트의 개략도가 나타나 있다. 그림에서 챔버로 표시되어 있는 곳에서 드롭이 떨어지게 되고 이를 드롭센서를 이용하여 검출하게 된다.

2.1.1 피에조 센서를 이용한 드롭 검출

드롭을 피에조 센서에 떨어지도록 하여 센서가 흔들리면서 발생하는 전압의 변화를 이용하여 드롭을 검출한다. 드롭의 양은 국내에서는 15 drops/ml, 20 drops/ml, 60 drops/ml 3종류의 수액 세트가 시판되고 있으므로 수액 세트의 종류만 안다면 쉽게 계산될 수 있다. 수액 세트에 피에조 필름을 드롭이 떨어지는 방향과 직각이 되도록 부착하여 신호를 검출한다^{[2],[3],[6]}. 검출된 회로는 증폭부에서 100배 증폭을 시킨 후 저역 필터를 거쳐 잡음을 제거하고 비교기(comparator)를 거쳐 일정 전압 이상의 전압만 통과시키고, 그후 계수기를 통하여 일정 시간의 신호를 만들어 처리한다^{[7],[8]}. 그림 3은 그 회로도이다.

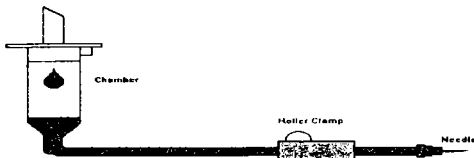


그림 2. 수액 주사 세트
Fig. 2. IVset

2.1.2 수광 트랜지스터를 이용한 드롭 검출

광센서를 이용한 드롭센서로서 우선 수광 트랜지스터 1개와 발광다이오드 3개를 이용하여 그림 4와 같이 구성하였다. R1과 직렬로 연결되어 있는 발광 다이오드에는 20mA의 전류가 흐르고 빛을 발하게 된다. 이 빛은 광 트랜지스터의 베이스단에 전압을 야기시켜 통과 상태가 되게 하여 저항 R2의 양단에 전압을 1.5V정도 유지한다. 이 상태에서 드롭이 발광부와 수광부 사이에 떨어져 빛을 차단하게 되면 광 트랜지스터는 차단 상태가 되어 R2양단의 전압은 떨어지게 된다^{[3],[4]}. 이 변위가 LM 358을 거치면서 반전으로 R7/R3 = 1M/10K = 100 배 증폭하게 된다. 이 증폭된 전압은 LM393소자로 된 비교기를 거치게 되는데 전압은 출력이 발생하지 않고 그 이상이 되는 전압은 출력이 되어 계수부(74LS123)를 동기 시킨다.

2.1.3 포토 다이오드 어레이를 이용한 드롭센서^{[9],[10]}

드롭의 정밀도를 높이기 위하여 어레이 형태의 포토 다이오드를 상하 2개를 사용한다. 그림 5에 포토다이오드 어레이에 대한 회로도가 나타나 있다. 그림 6에서 상부의 센서를 A, 하부의 센서를 B라 하고 OP 증폭기를 거쳐

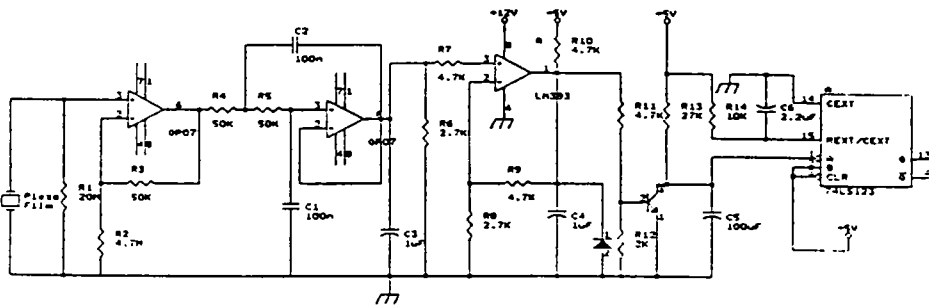


그림 3. 피에조 센서의 회로도
Fig. 3. Circuit diagram of piezo sensor

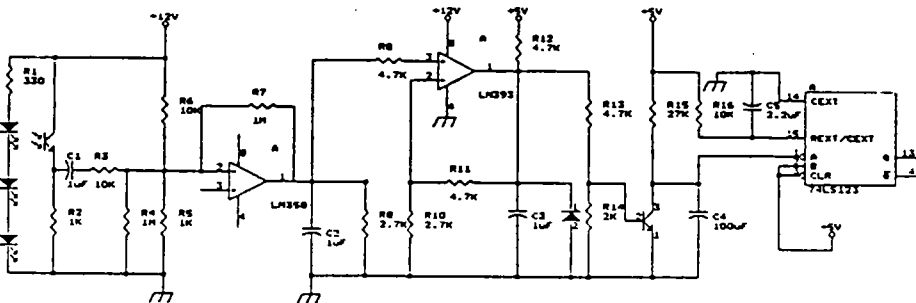


그림 4. 수광 트랜지스터를 이용한 드롭 센서의 구성
Fig. 4. Structrue of drop sensor using receiving transistor

증폭된 신호를 각각 AA, BB라 하면 정상적인 드롭은 다음과 같은 방법으로 감지된다.

4개의 신호(A, AA, B, BB)는 각각 A/D변환기로 입력되어 CPU에서는 증폭 전의 신호(A, B)와 증폭 후의 신호(AA, BB)를 비교하여 증폭도가 맞는지 확인한다. (약 47배) 상부(A)와 하부(B)의 센서 신호의 순서를 비교하여 A->B로 드롭이 발생하였는지 아니면 B->A로 드롭이 발생(드롭이 발생하여 물이 튀는 현상)하였는지를 판별한다.

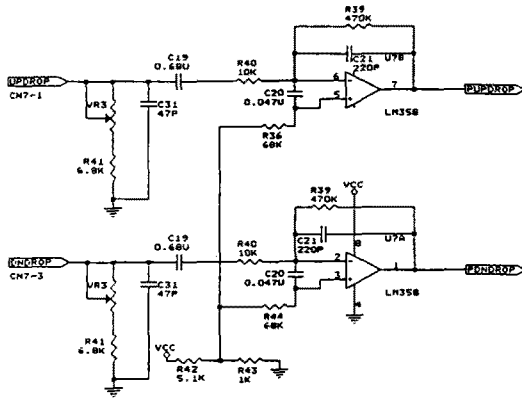


그림 5. 포토 다이오드 어레이에 대한 회로도
Fig. 5. Circuit diagram of photo diode array

정상적인 드롭의 순서는 A->B이다. 그림 6와 같이 A 센서에서 감지된 시간과 B 센서에서 감지된 시간차를 검출하여 일정 시간(T) 이상이어야만 드롭으로 인정한다. 또한, 드롭센서 유니트에 있는 광다이오드와 LED를 제어하기 위하여 별도의 제어회로가 있다. 이는 드롭의 발생을 사용자에게 알리기 위함과 전원 소모를 줄이기 위함이다.

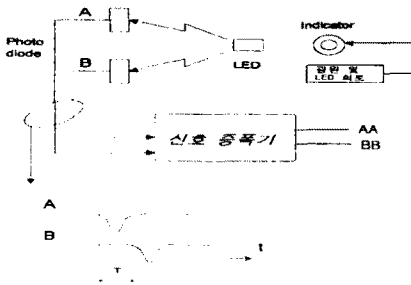


그림 6. 포토 다이오드 어레이를 사용한 드롭센서의 구성도
Fig. 6. Drop sensor structure using photo diode array

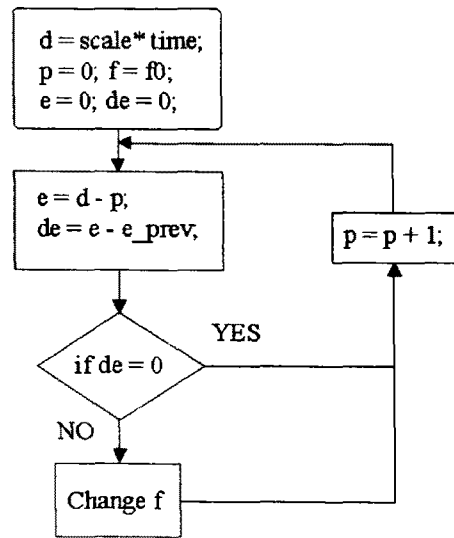
2.2 인퓨전 시스템의 제어

2.2.1 입력 파라미터

제어를 위해서 참조할 수 있는 두개의 입력 변수는 드롭의 수로서 다음과 같다. 첫째로, 실제 떨어진 드롭 갯수의 누적된 양으로서 이것은 드롭센서로부터 얻어진다. 둘째로, 경과한 시간에서 예상되는 드롭의 수로서 세팅된 속도와 경과한 시간으로부터 구해진다. 이 두 가지 변수로부터 현재 드롭이 얼마나 빠르게 혹은 늦게 떨어지는지를 계산하여 모터를 제어하게 된다.

2.2.2 출력 파라미터

위의 두 가지 드롭의 상태에서 모터의 속도를 구한다. 모터를 제어할 때는 모터의 급격한 변동을 피하기 위해서 드롭의 수가 증가할 수록 모터속도의 변화를 줄이는 방향으로 제어하였다. 모터로 펌프를 동작시키면 펌프는 수액 세트의 튜브를 밀어서 짜내어 드롭이 떨어지게 된다. 그림 7에 제어 알고리즘의 흐름도를 나타내었다.



- d : 이상적인 드롭의 수
- p : 펌프에 의해 실제로 떨어진 드롭의 수
- e : 오차; 이상적인 드롭 수와 실제 드롭 수의 차이
- de: 바로 전의 오차와 현재의 오차와의 차이
- f : 모터의 속도 값

그림 7. 제어 알고리즘의 흐름도
Fig. 7. Flowchart of control algorithm

2.2.3 모터 속도의 변경

드롭이 떨어졌을 때, 예상되는 이상적인 드롭과 실제 드롭의 누적 량의 차이를 구하게 된다. 이때 그 차이, 즉, 오차가 더 커지거나 작아질 경우 원하는 모터 속도로 바꾸어 주어야 할 필요가 있다. 모터 속도가 느려서 오차의 변화가 있을 경우에는 모터 속도를 다음과 같이 증가시킨다.

$$f = f + \frac{f * e}{p + k} \quad k \text{는 } 10 \text{ 이하의 정수}$$

모터 속도가 빨라서 오차의 변화가 있을 경우에는 모터 속도를 다음과 같이 감소시킨다.

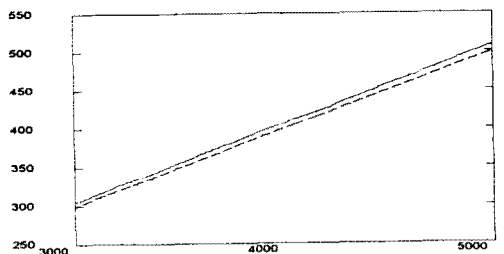
$$f = f - \frac{f * e}{p + k}$$

오차가 어느 한도 이상인 경우에는 오차가 감소하는 방향으로 모터 속도를 위의 식과 같이 증가 또는 감소시킨다. 위의 알고리즘에서 드롭의 수가 증가하면서 점차로 모터속도의 변화량이 적어지게 됨을 알 수 있다.

2.2.4 시뮬레이션 결과

다음의 그림 8에서 그림 9는 제어 알고리즘에 의해서 시뮬레이션 한 결과를 보이고 있다. 시뮬레이션은 IBM PC 상에서 Matlab 을 이용하여 수행하였다. 그림 8에서 가로축은 시간을 나타내는데 3000초가 지난 시점에서 누적된 드롭이 300드롭이었음을 보여주고 시간이 지나도 선형성이 유지됨을 볼 수 있다. 위의 선이 이론치이며 아래의 선은 시뮬레이션 된 결과를 보여준다.

드롭의 누적량



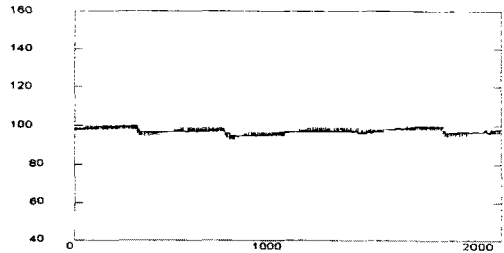
시간

그림 8. 드롭 수가 300 에서의 누적 량의 변화.

Fig. 8. Change of accumulated amount at 300 drops

그림 9.은 시간의 경과에 따른 모터의 속도 변화를 나타낸다. 그림에서 보듯이 100Hz에서 약간의 오차를 유지하며 인퓨전 펌프를 제어함을 알 수 있다.

모터의 속도(Hz)



시간

그림 9. 드롭 수가 300 일때의 모터 속도의 변화.

Fig. 9. Change of motor velocity at 300 drops

본 논문에 적용한 알고리즘의 장점은 시간이 지남에 따라 일시적으로 불규칙한 드롭 신호에 대한 교란이 작아져서 안정된 수액 주입이 가능하다는 것이다. 또한 단점으로는 모터 속도가 느린 경우 안정된 속도가 되기까지 시간이 오래 걸린다는 것인데 이것은 드롭 인터벌의 차이를 이용한 제어를 병행하므로써 해결 가능하다.

3. 실험 및 결과

3.1 피에조 센서

피에조 센서부는 충격에 매우 민감하고 온도의 변화에 따라 특성이 변화하므로 이러한 요인에 노출시킨 상태 하에서 실험하였다. 특히 잡음이 종종 발생하므로 잡음을 제어할 수 있는 필터 회로가 필요하다. 흔들림에 대한 상태 검출을 위하여 바퀴가 달린 상위에 부착하여 이동시키면서 측정하였고 온도의 변화에 대한 실험을 위해 겨울에 실험실의 창문을 모두 열어 둔 상태에서와 문을 닫은 후 난방 온도를 25℃ 이상에서 측정하였다. 이동 시험은 피에조 센서부에 가해지는 진동을 묘사하기 위한 것이다. 피에조 센서부를 고정하여 시험한 경우와 이동 중에 시험한 경우의 주입량과 주입량을 1000방울씩 센싱하여 10회에 걸쳐 측정된 시험 결과를 표3-1.에 표시하였다. 표에서 나타난 바와 같이 고정 시엔 평균 99%의 검출율을 보였으나, 이동할 때

는 외부적 진동에 매우 영향이 있음을 보이고 있다. 따라서 피에조 센서를 수액 주사용 드롭센서로 사용하기 위해서는 외부 진동을 제거하는 신호 처리 기법이 요구된다. 그러나 가해지는 외부 진동의 주파수가 드롭에 의한 기초적 주파수와 중첩될 수 있어 주파수뿐만 아니라 여러 가지 발견적인 기법이 요구되어 필터링에 난점이 따른다.

3.2 광 트랜지스터 및 광 다이오드 어레이

광센서부는 광의 외부 환경 변화에 적응할 수 있어야 하며, 센서모듈 하단 부에 생성되는 수면에서 물방울이 튀김으로 생기는 내부적 간섭을 효율적으로 제거할 수 있어야 한다. 따라서 이러한 요인들을 제거하기 위한 구조로 이에 대한 대응력을 실험하였다.

1. 외부 조도 변화에 대한 처리 방식

물방울의 통과 여부는 검출된 광의 변화의 크기 및 통과 순서에 따라 판단하였다. 광의 미량 변화는 조명의 점멸과 손전등을 순간적으로 센서부에 비추어 지나가도록 하여 발생시켰다.

2. 드롭센서모듈 부착 각도의 변화

본 실험을 간호사가 수액 세트 설치시 발생할 수 있는 센서 모듈 부착 각도의 차이에 의해 생길 수 있는 오검출 확률을 추정하기 위해 수액병의 수직 낙하 방향에 대해 각 5°씩 변화하며 $\pm 30^\circ$ 차이까지 시험하였다.

3. 드롭 낙하에 따른 물방울 튀김

수액 세트에서 수액의 드롭에 의해 수액 세트 하단부의 수면에서의 물방울 튀김이 드롭으로 오인되는 현상을 규명하기 위해 수면을 초기에 드롭센서모듈의 센싱부 바로 밑에 형성되도록 조정하여 실험하였다. 실험결과 이러한 현상은 물방울 튀김이 하단부 센서에 먼저 센싱되면 물방울 튀김으로 판단하여 제거하는 방식이 가장 효과적이었다.

4. 진동에 의한 드롭의 센싱 위치 변화

좌우 진동을 발생시켜 드롭의 떨어지는 위치를 변경하여 실험하였으나 정량적으로 진동의 주파수, 크기를 변조하여 실험하지 않았다. 따라서 일정한 실험의 재현은 되지 않았다. 그러나 진동의 크기를 높여 어느 한계 이상이 되면 검출물이 급격히 떨어지는 현상을 보였다.

3.3 센서 실험 결과

실험은 대아, 보인메디카, 한국 메디카의 세 회사의

15 drops/ml 수액 세트에 대하여 여러 가지 환경하에서 행하였다. 각 회사마다 직경과 재질에 차이가 있는데 직경은 한국메디칼 1.59cm, 대아 1.56cm, 보인 메디카는 1.51cm이다. 표 1은 1000방울 씩 10회, 각 센서에 대하여 검출한 결과이다. 각 회마다 드롭의 속도, 광도의 변화, 흔들림 등 환경을 변화시켜 실험을 행했다. 표 3-1.에서 광센서 I는 수광 트랜지스터를 이용한 센서이고 광 센서 II는 수광 다이오드 어레이를 이용한 센서이다. 광센서 I의 경우 2회째 실험에서 특히 검출률이 떨어지는 것은 흔들림을 좀더 크게 한 결과이다. 이 결과로 수액의 드롭이 떨어지는 위치가 수광 트랜지스터의 수광범위를 벗어나는 경우가 많아서 발생하는 것으로 추정된다. 광센서 II의 경우 고정시엔 100%의 검출율을 보였고 이동시엔 대부분 100%의 검출율을 보였으나 진동이 심한 2회째의 경우에는 95.5%의 검출율을 보였다. 이러한 이유로 진동이 심할 경우 드롭이 튜브의 벽면으로 붙어 떨어질 때 확실한 드롭으로 검출하지 못하는 것으로 추정된다. 그러나 타 센서에 비해 매우 높은 검출율을 보여 가장 신뢰성이 있으며 좀 더 검출 알고리즘을 보완한다면 오차율을 줄일 수 있을 것으로 보인다. 또 임상적으로 실험에 사용한 정도의 진동의 확율은 극히 희박할 것으로 보여 큰 문제가 없을 것으로 사료된다. 이러한 결과는 직선적으로 연결된 어레이를 사용하여 수액 드롭의 흔들림에 따른 센싱위치변동 범위를 커버하고, 떨어지는 순서 및 센서 상하층의 시간적 윈도우를 설정하여 광도 변화 및 물방울 튀김에 의한 간섭 효과를 제거하였기 때문이다.

표 1. 각 센서 모듈의 검출율

센서종류 회수	피에조 센서	광 센서 I	광 센서 II
1	99.5	98	100
2	99.5	97.5	100
3	98.5	95.5	100
4	99	98.5	100
5	98.5	99	100
6	99.5	99	100
7	98	98	100
8	99	98.5	100
9	98.5	97.5	100
10	99.5	98.5	100

검출율(%)

(a) 일정위치 고정시

(a) Fixed position

센서종류 횟수	피에조 센서	광 센서 I	광 센서 II
1	75	77	100
2	72.5	70.5	95.5
3	76.5	72	100
4	74.5	73	100
5	77	72	100
6	73.5	74.5	100
7	75.5	75.5	100
8	78.5	82.5	100
9	79.5	85.5	100
10	76	77.5	99.5

검출율(%)

(b) 검체가 이동할 때
(b) Moving position

3.4 인퓨전 펌프 실험 결과

실험은 수액 수액 세트중 HMS, 대아, 보인의 3개사 제품을 대상으로 실험 하였다. 실험 결과의 비교를 위하여 정률 주입이 가장 우수하다는 IVAC장비를 이용 (대아 수액 주사 세트) 동일한 환경에서 실험을 하여 보았다. 개발한인퓨전 펌프의 정확도를 시험해보기 위하여 영국 IDA사의 유량 분석기를 이용 실제 수액 펌프에 걸려있는 수액 세트의 바늘을 통해서 흘러나가는 유량을 측정하였고 또 환자에게 주입되는 수액의 순시 주입량도 상당히 중요하므로 수액 세트의 챔버에서 측정되는 드롭간격을 측정하여 순시 주입량도 비교하였다. 유량 분석기 실험 결과 SM2300의 정률 주입에서 실험에 사용된 3개사 제품에서 우수한 성능을 보였으나 정률 주입치가 약간 하향 또는 상향되는 것을 발견하였다. 이는 수액 세트 자체의 오차에 기인하는 것으로 사료된다. IVAC 제품의 경우 그림에서 처럼 정률 주입의 정확도가 좋지 않은 특성을 보였는데 이는 IVAC사에서는 전용 주사세트만을 사용하므로 수액 세트 자체의 오차를 감안하여 정률 주입 속도를 상향 조정 한것으로 판단된다. 데이터는 저속에서의 정률 주입이 문제시 되고 있으므로 저속 10ml/h와 30ml/h의 데이터를 첨부한다. 그림 10은 실험환경을 보인다. 그림 11에서 14에는 실험 결과가 나타나 있다.그림 11은 IVAC사 장비에 전용 주사세트를 걸었을 때 10, 30ml/h의 속도에서의 주입량을, 그림 12는 개발된 인퓨전 장비에 보인 수액 주사세트를 걸고 설정속도를 10ml/h, 30 ml/h로 했을 때의 주입량을, 그림 13은 개

발된 인퓨전 장비에 대아 수액 주사세트를 걸고 설정 속도를 10ml/h, 30 ml/h로 했을 때의 주입량을, 그림 14는 개발된 인퓨전 장비에 한국 메디칼 수액 주사세트를 걸고 설정속도를 10ml/h, 30 ml/h로 했을 때의 주입량을 나타낸다. X축은 시간을 나타내고 Y축은 실제 측정된 주입량 속도를 나타내는데 주입량 계산은 수액세트가 15 drops/ml 라든지 19 drops/ml등으로 규격화 되어 있으므로 시간당 몇개의 드롭이 떨어졌는지를 계산하면 속도를 구할 수 있다. 그림에서 보듯이 IVAC사 장비나 개발된 인퓨전 장비 모두 양호한 주입량을 보임을 알 수 있다.

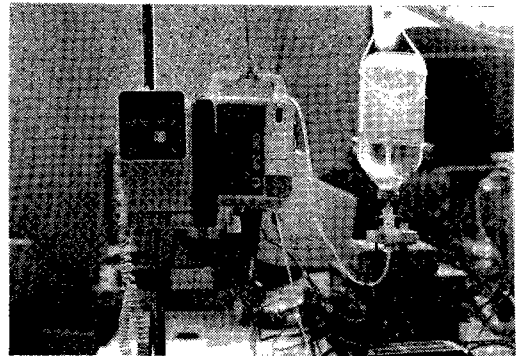


그림 10. 실험 환경

Fig. 10. Experiment circumstance

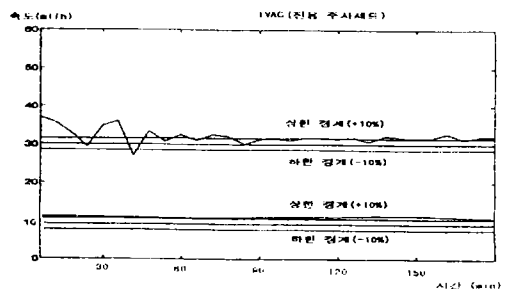


그림 11. IVAC사 인퓨전 펌프의 속도 10, 30ml/h에서의 Flow rate

Fig. 11. Flow rate of IVACS' infusion pump system at 10ml/h and 30 ml/h

4. 결론

수액 주사량 및 주입률을 자동으로 검출하기 위해서 드롭센서모듈을 피에조 센서와 광센서를 이용하여 설계, 제작하고 평가하였다. 또한 이를 개발한 인퓨전 펌프 시스템에 사용하여 실제 실험을 수행하였다.

드롭센서의 경우 피에조센서는 주위환경의 진동에 의한 영향을 많이 받아, 실제 수액의 드롭과 진동 성분을 구별하는데 난점이 따랐다. 따라서 신호 처리의 부담을 가중시켜서 실시간 처리 능력이 제한된 8 비트 단일 칩 프로세서로서 처리하기가 부적절하였다. 그러나 광센서로서 2가지 형태를 설계하였고, 그 중 광 필름을 상하로 배치한 형태가 센서의 부착 기술기의 차이 및 실제 수액 자동 주입기에서 나타나는 주변의 급격한 조도 변화에 의한 드롭의 오인식 문제를 제거할 수 있어서 신뢰성이 향상되었다. 개발된 인퓨전 펌프를 국내에서 가장 사용량이 많은 한국 메디칼, 보인, 대아 3개사 제품을 대상으로 실험 한 결과 정률 주입이 아주 우수하다는 IVAC사 제품과 비교하여 제어의 질이 떨어짐이 없었다. 하지만 IVAC사 인퓨전 펌프 시스템은 전용의 수액 주사 세트를 필요로 하나 개발된 인퓨전 시스템은 페루프 제어로 수액 주사 세트의 경우 많은 종류의 수액 주사 세트의 적용이 가능하다는 장점을 가지고 있어 비교우위를 차지한다고 판단된다. 하지만 수액 주사세트의 경도가 지나치게 강한 외국 수액 주사 세트 몇 종류에서의 제어정도는 우수하지 못했는데 이는 튜브의 경도로 인한 신축성의 저하로 발생되었다. 따라서 이러한 재질의 수액 세트를 사용하여 지정된 제어정도를 벗어날시에는 이를 사용자에게 알리기 위한 경고 기능이 필요하다고 생각된다.

참고문헌

- [1] P. G. Witherell and M. E. Faulhaber, "The Silicon Solar Cell as a Photometric Detector", Applide Optics, Vol. 9, No.1, January 1970
- [2] Robert H. Hamstra, Jr., and Paul Wendland, "Noise and Frequency Response of Silicon Photodiode Operational Amplifier Combination Applied Optics, Vol. 11, page 1539, July 1972
- [3] Edward F. Zalewski and C. Richard Duda "Silicon Photodiode device with 100% external

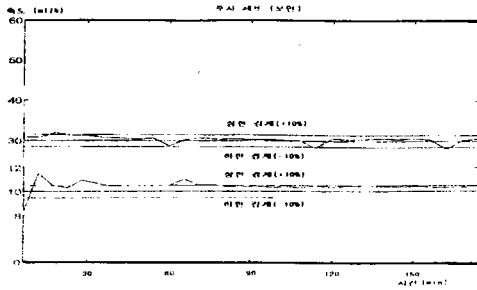


그림 12. 개발된 인퓨전 펌프의 속도 10, 30ml/h에서의 Flow rate(보인 주사세트)
 Fig. 12. Flow rate of developed infusion pump system at 10ml/h and 30ml/h (IV set of Boin. LTD)

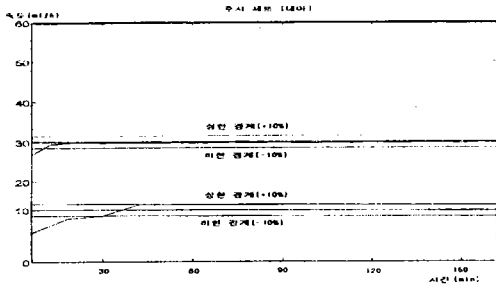


그림 13. 개발된 인퓨전 펌프의 속도 10, 30ml/h에서의 Flow rate(대아 주사세트)
 Fig. 13. Flow rate of developed infusion pump system at 10ml/h and 30ml/h (IV set of Daea. LTD)

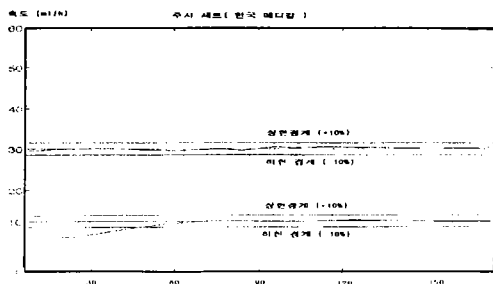


그림 14. 개발된 인퓨전 펌프의 속도 10, 30ml/h에서의 Flow rate(한국메디칼 주사세트)
 Fig. 14. Flow rate of developed infusion pump system at 10ml/h and 30ml/h (IV set of Hankook Medical, LTD)

quantum efficiency" Applied Optics, vol.22, page 2867, 15 September, 1987

[4] Raj korde and Jon Geist "Quantum efficiency stability of silicon photodiodes "Applied Optics, Vol.26.No.24,15 December 1987

[5] Amp Incorporated "Piezo Film Sensors Technical Manual", December 1993

[6] 김동호, 김용완, 정영봉, 이인원 "광 검출기" 한국 표준 연구소, 12/1988

[7] 梅地正外, "센서 인터페이스 No.4", 機電研究社 1986

[8] Paul H. Wendland "Silicon Photodiodes Come into Their Own" optical spectra, October 1973

[9] Paul H. Wendland "Measuring Led Outputs Accurately" Electro-optical Systems Design ,November 1971

[10] Brian O. Kelly "Lateral-effect photodiodes "Applied Optics,Vol.22,No.18,15 September 1983

著 者 紹 介



권 장 우

1968년 4월 15일생. 1990년 2월 인하대학교 공과대학 전자공학과 졸업(학사). 1992년 2월 인하대학교 대학원 전자공학 석사학위 취득. 1995년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정 수료. 현재

인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정 9차재학중. 주관심 분야 : 생체 신호 처리, 재활 공학, 컴퓨터 응용 등임



이 용 혁

1962년 11월 25일생. 1985년 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사). 1987년 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1995년 인하대학교 대학원 전자공학과(박사과정 수료). 1987년~1992년 (주)

대우중공업 중앙연구소 근무. 1995년~현재 건양대학교 컴퓨터공학과 전임강사. 주관심분야 : 센서 및 마이컴 응용 시스템.



박 정 선

1971년 10월 9일생. 1994년 2월 인하대학교 전자공학과 학사. 1996년 2월 인하대학교 전자공학과 석사. 1996년 2월~현재 픽셀(Pixel)시스템 연구원. 주관심분야 : 음성인식, 신경회로망



홍 승 홍

1941년 10월 2일 생. 1963년 12월 인하대 졸업(학사). 1966년 인하대 대학원 (석사). 1975년 日本東京大大学院(박사). 1969년~1978년 광운대 전자공학과 부교수. 1981년~1982년 일본 동경대 교환

교수. 1978년 -현재 인하대 교수. 주관심 분야 : 의용 영상처리, 생체정보처리 분야, 재활공학, 컴퓨터 응용 등임.



이 동 훈

1961년 12월 1일생. 1987년 인하대학교 전자공학과 학사. 1993년 인하대학교 대학원 전자공학과 석사. 1988년~현재 한국원자력연구소 원자력병원 선임연구원, 현재 인하대학교 대학원 박사과정. 주관심

분야 : 의료용 가속기, Digital Radiography, 센서응용 등임.