능동형 근육펌프 구조의 수액 주입 펌프 개발에 관한 연구

A Study on the Development of a Infusion Pump based on an Active Muscle Pump

이정환[1], 이상엽[2], 이정은[3], 안인석[4*]

Jeong-Whan Lee[1], Sang-Yeob Lee[2], Jung-Eun Lee[3], Ihn-Seok Ahn[4*]

〈Abstract〉

In this study, in order to improve the disadvantages of the environmental error of the infusion set that performs infusion therapy in the existing clinical practice and to maximize the user's convenience by miniaturizing the existing infusion pump system, the structure of the muscle pump of the human vein was imitated. As a double check valve method, a method for preventing the backflow of fluid and discharging a constant fluid in one direction by external pressure was proposed. The proposed bio-mimic muscle pump uses a check valve that controls the flow of fluid in one direction and a silicone tube with elasticity, and a chamber is constructed. A peristaltic pump for applying intermittent pressure to the tube chamber was constructed using a multi-cam structure roller. In order to verify the performance of the proposed pump, optimization was performed while changing the number of multi-cam rollers and adjusting the speed of the roller driving motor, and the reproducibility of the instantaneous discharge amount and the continuous discharge amount of the pump was compared and tested. The performance of the muscle pump proposed in this study was verified through experiments that it can inject up to 1L of fluid within 12 hours, and that it is possible to inject the fluid with an accuracy of ±0.1ml. Real-time monitoring of the fluid injection volume through the bio-mimic muscle pump proposed in this study not only increases the convenience of the administrator, but also provides a precise fluid administration environment to more patients at a low cost, and additionally applies bubble detection and occlusion detection technology If so, it is believed that a safer medical environment can be provided to patients.

Keywords : Infusion Set, Infusion Pump, Muscle Pump, Check Valve, Multi-CAM Roller

1 주저자, 건국대학교 바이오메디컬공학과, 교수, 공학박사
2 건국대학교 바이오메디컬공학과
3 제주한라대학교 간호학부, 조교수
4* 교신저자, 위덕대학교 에너지전기공학부 교수, 공학박사
E-mail: isahn@uu.ac.kr

1 First Author: Prof., Dept. of BioMedical Eng., Konkuk University
2 Dept. of BioMedical Eng., Konkuk University
3 Prof., School of Nursing, Cheju Halla University
4* Corresponding Author: Prof., Div. of Energy & Electrical Eng., Uiduk University

1. 서 론

의료용 수액펌프(Infusion pump)는 수액 셋트의 튜브에 장착해서 튜브에 압력을 가하여 일정하게 수액을 투여하는 장치로써 보다 정밀하게 수액을 투여하고자 할 때 사용한다. 기존에 상용화된 수액펌프들은 지정된 속도나 정량의 수액 주입이 가능하나 튜브에 직접 압력을 가하여 펌핑을 하는 구조로 구동 모터의 크기로 인한 부피 및 무게가 커서 환자의 이동 및 관리의 어려움이 따른다. 그러나, 수액펌프의 사용성의 어려움으로 현장에서는 다양한 의료사고로 이어지고 있다. 미국에서 보고된 자료에 의하면 ,정맥을 통해 수액 주입과정과 관련된 투약오류는 전체 투약오류 중 55%를 차지하고 있으며[1], 그 중에서 수액주입속도의 오류가 29.8%, 부정확한 수액양의 계산이 26.5%로 나타났고 [2][3], 79.3%가 잘못된 수액의 주입속도와 관련 있다고 보고하고 있다[4]. 이러한 오류를 범하지 않기 위해 적절한 양의 수액을 공급하기 위한 방법으로 투여속도 조절 장치(flow control device)를 사용함으로써 안정적이고 일정한 수준의 수액과 약물의 투여가 이루어져야 한다.

수액 투여속도 조절장치의 종류로는 환자에게 주입되는 도관에 압력을 가하여 구경을 조절함으로써 투여속도를 조절하는 단순장치와 전기적으로 일정한 정도를 공급하도록 하는 수액주입펌프(infusion pump)가 사용되고 있다. 단순장치는 수액에서 나오는 수액방울을 육안으로 확인하면서 수액의 흐름을 조절하는 일반적인 수액공급 장치와 수액공급을 완전히 개방한 상태에서 원하는 속도로 공급하도록 만들어진 유량조절주입기(flow regulator)의 두 가지 형태로 나눌 수 있다. 수액주입펌프(infusion pump)와 같은 전기적 장치는 비소모품으로 부피가 크고 무거우며 고가의장비로서 전기가 필요하며 이동시 불편하여 사용하는데 있어 제한적인 문제점이 있으며, 유량 조절 주입기 (flow-rate reg- ulator)는 소모품이지만 조절기 표면에 표시된 속도가 실제 주입속도와 일치하지 않아서 실제 사용하고 있는 건강관리자의 신뢰를 얻지 못하는 점과 중증질환 대상자 산정 특례대상 및 약제의 정밀주입을 필요로 하는 경우에만 보험이 인정되므로 경제적인 면에서 사용에 많은 제한이 있다.

기존 수액주입펌프의 문제점을 보완하여 속도의 조절은 물론 측정도 가능하고 주입펌프와 같이 비소모품이긴 하지만 부피가 작아 휴대하기 편리한 수액주입 장치에 대한 요구가 최근에 증가되고 있다[5].

또한, 약물주입 펌프의 필수 기능 중에서 기포감지, 폐쇄 감지 및 도어 개폐를 위한 센서로는 일반적으로 IR 센서 또는 초음파 센서를 통해 기포를 감지하며 물리적인 스위치를 사용하여 도어의 개폐를 감지하거나 초음파 센서를 사용하여 수액의 흐름량을 측정하기도 한다. 이러한 방식은 수액 주입에 있어 발생하는 의도하지 않은 오류를 검출하는데 용이 하나 개별적 센싱 방식의 특성에 따라 다양한 센싱 방법을 필요로 하게 된다. 더욱이, 이러한 방식은 제작비용을 증대 시키고 기구적 조립 복잡성을 증가 시킴에 따라 제품의 크기에 영향을 미쳐 휴대성을 필요로 하는 수액 주입 펌프의 성능을 떨어뜨리게 된다.

따라서, 본 연구에서는 기존의 수액요법을 실행하는 수액 셋트의 중력에 의한 영향인 환경적 오차의 단점을 개선하고 기존 수액 주입 펌프 시스템을 소형화 시켜 사용의 편리함을 극대화 시키는 것을 목적으로, 인체의 금육 펌프를 모방한 이중 체크 밸브방식으로써, 수액의 역류를 방지하며 외부의 압력 에 의해 한 방향으로 일정한 수액을 토출하는 방식을 제안하고자 한다. 본 연구에서 제안한 방식은 기존의 연동 펌프 구동 방식을 활용하여 수액 튜브에 압력을 가하여 수액 주입량을 조정할 수 있게 설계하였다.

2. 제2의 심장, 근육펌프(Muscle Pump)

인체의 순환계에서 정맥의 중요한 기능중의 하나는 말초 모세혈관으로부터 심장으로 혈액을 운반하는 일이다. 이 기능을 수행하기 위해서 정맥 내부는 Fig. 1과 같이 혈류를 일정 방향으로만 흐르도록 정교하게 만들어진 판막(valve)을 가지고 있으며, 이는 체크밸브(check valve)로 알려져 있다[6].

판막을 가진 정맥은 펌프 작용의 소단위(pumping Unit)로 작용하여 사람이 직립으로 서있는 상태에서 중력에 대항하여 심장 쪽으로 혈액이 흐르도록 펌프의 역할을 수행하게 되는데, 하지의 혈액을 심장으로 밀어 올려 주는 이러한 힘의 근원은 "종아리 근육 펌프(Calf Muscle Pump)" 라고 하는 혈관에 이웃한 근육의 수축과 이완에 의하여 동작하게 된다. 만약, 이 기능에 이상이 발생하게 된다면, 정맥계에 문제가 생기는 것으로 알려져 있다. 이러한 종아리 근육 펌프는 인체의 제2의 심장이라고도 한다.

산소가 풍부한 혈액을 심장에서 팔과 다리로 펌핑하는 데는 한 번의 심장 수축이 필요하지만, 혈액을 다시 심장으로 되돌리려면 여러 번의 강한 심장의 수축이 필요로 되어 진다. 이 지점에서 근육펌프가 필요로 되어지며 동작하게 된다. 종아리 근육 펌프가 활성화되면 제2의 심장으로 작용하여 혈액을 심장으로 되돌려 보내는 데 보조적인 역할을 수행하게 된다. 이러한 체크밸브 구조의 판막은 혈액의 흐름을 한 방향으로 유지할 수 있으며, 역류하는 현상도 방지할 수 있다.

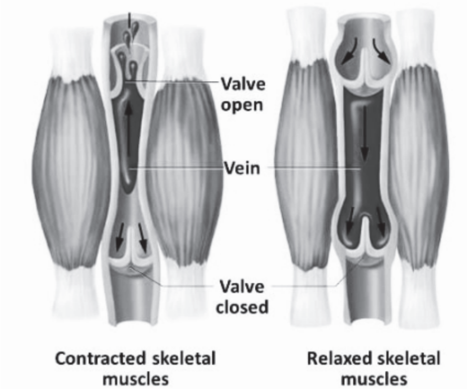

Fig. 1 Structure of muscle pump of lower extremity vein [6]

2.1 이중 체크밸브 구조의 근육펌프의 설계

수액의 흐름을 한 방향으로 고정하고 튜브의 펌핑을 통해 흐름량을 제어하고자 이중 체크밸브를 이용하여, 근육펌프의 기능르 구현하였다.

이러한 생체모방형 이중 체크 밸브는 실험을 통해 실제 수액의 흐름을 한 방향으로 이동 시킬 뿐만 아니라 기존의 수액 주입에 있어 혈액이 역류하는 현상도 방지 할수 있다. 다음의 Fig. 2와 3은

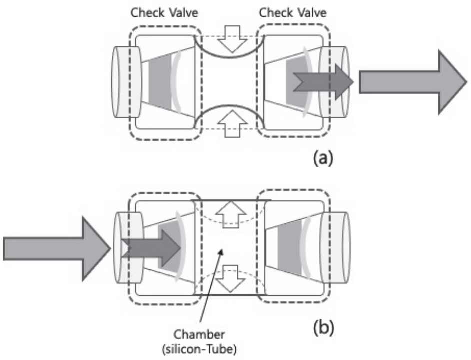

Fig. 2 Structure and operation principle of biomimetic muscle pump using double check valves

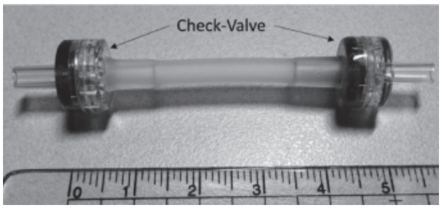

Fig. 3 Biomimetic muscle pump using double check valves

본 연구에서 구현한 생체모방 근육펌프의 구조와 실제 제작한 근육펌프의 외관을 보여준다.

생체모방 근육펌프의 기본 동작은 압력이 가해지지 않은 초기상태에서, 실리콘 튜브 챔버(Silicon-tube chamber)를 롤러로 가압을 하는 경우에는 우측의 체크 밸프가 열려서, 챔버 내부에 있는 유체/기체를 밀어 내고, 인가된 압력이 사라지면, 챔버 내부에 생성된 음의 압력으로 인하여, 좌측의 체크 밸프(inlet에 해당됨)가 열려서, 외부의 여분의 유체/기체가 다시 챔버 안으로 들어오는 원리를 가지고 있다. 따라서, 챔버에 가해지는 압력을 간헐적으로 인가하는 펌프의 주기와, 챔버의 체적을 사전에 계산한다면, 한 번의 펌핑을 통하여 토출하는 유량을 예측할 수 있으며, 필요에 따라서는 토출량을 조정할 수 있다. 본 연구에서는 챔버의 유효 길이는 2㎝, 실리콘 튜브의 직경은 3㎜이므로, 최대 토출 가능한 유량은 $(\pi r^2 h)$ 약 0.564㎕가 된다. 실제, 실험에 사용한 실리콘 튜브는 의료용 수액요법에 사용하는 3㎜직경의 실리콘 튜브로, 다양한 직경의 튜브를 용이하게 적용하는 데는 어려움이 있으나, 챔버의 유효 길이를 조정함으로써, 일회 토출량의 조정은 가능하다.

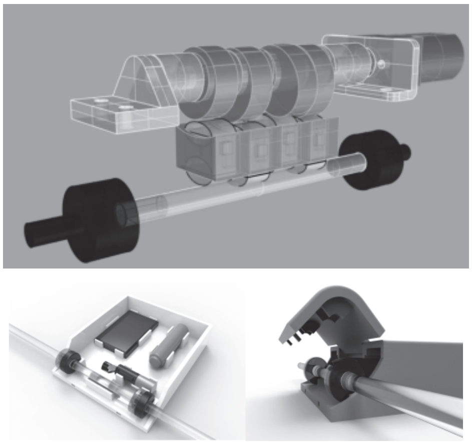

Fig. 4 3D design of peristaltic pump for driving biomimetic muscle pump

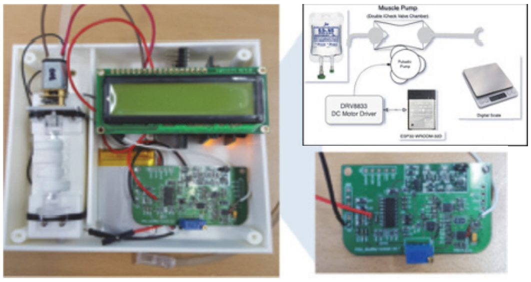

Fig. 5 Optimized design of infusion pump and fluid pump prototype for fluid discharge experiment

2.2 연동펌프(Peristaltic Pump)의 설계

생체모방 챔버에 연동적으로 압력을 가하기 위한 연동펌프(peristaltic pump)는, Cam구조를 가지는 회전 롤러에 의하여, 간헐적인 압력을 챔버에 가하게 된다. 이를 위하여 다음의 그림과 같은 연동 펌프를 설계하여, DC 기어모터를 PWM으로 제어함으로써, 토출되는 유량은 조정할 수 있었다. 다음의 Fig. 4와 5는 본 연구에서 설계한 연동형 펌프의 구성과 근육펌프 제어 시스템의 구성도와 제작된 프로토타입의 외관을 보여준다. 모터의 PWM제어를 위해서는 ESP32 (Espressif, China) 프로세서를 사용하였으며, DC 모터 구동을 위하여 DRV8833 (Texas Instrument, U.S.A) 모터 드라이브로 구성된다.

3. 근육펌프의 토출량 및 정확도 실험 및 결과

본 연구에서 제작된 생체모방형 근육펌프의 신뢰성을 검증하기 위하여, 연동펌프(Peristaltic Pump)의 회전 및 캠 롤러 수에 따른 수액 토출량

을 측정하기 위한 실험 장치를 구성하였고, 연동펌프의 회전 캠의 수(1/2/3Fan)에 따라, 모터의 속도를 변경하면서 수액 주입량 측정 실험을 진행하였다. 다음의 Fig. 6은 실험을 위한 구성을 나타내며, 토출된 유채의 용량은 ± 0.1g 분해능을 가지는 미세저울을 이용하였으며, 유체의 높이와 근육펌프의 높이는 동일하게 유지하고 실험하였다(Fig. 6).

생체모방형 근육펌프의 성능을 검증하기 위하여, DC모터의 회전수를 변화시키면서, 캠 롤러의 수를 변화시키며 토출량을 측정하였다(Fig. 7). 이 측정실험에서 3개의 회전 캠을 사용하여 롤러의 회전수를 33RPM으로 펌핑을 하였을 때 분당 2.5 ㎖로 가장 많은 수액이 주입 되는 것을 확인 할 수 있었으며 30RPM 이하의 낮은 회전 수 에서는 회전 캠에 따른 수액 주입량의 변화가 매우 적다는 것을 확인하였다. 이 실험을 통해 가장 효율적이면서 흐름량 제어 범위를 가장 크게 설계하기 위해서는 30rpm 이상의 회전 수 및 3개 이상의 캠 롤러의 적용이 필요하다는 것을 확인하였다(Fig. 8).

Fig. 6 Configuration of fluid discharge experiment using a fine scale (±0.1g)

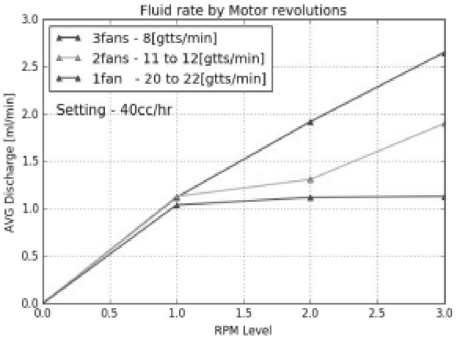

Fig. 7 Experiment result of fluid discharge according to the number of cam rollers

생체모방형 근육펌프의 유량범위 및 정확도를

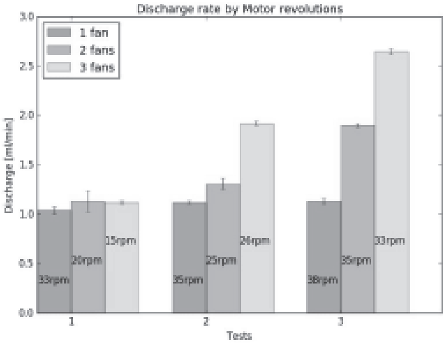

Fig. 8 Fluid discharge test result for determining the number of rotations of DC motor and number of cam rollers

Table 1. Measurement result of fluid discharge experiment according to motor speed in fixed cam roller (3 fan)

PWM (RPM)	평균토출량 (±STD) [ml]	분당 토출량 [gram,ml,cc]	시간당 토출량 [ml/h]	1L 수액 예상 토출시간 [Hour]
30	13.26 (0.11)	1.326	79.56	12.57
36	15.34 (0.11)	1.534	92.04	10.86
42	17.34 (0.11)	1.734	104.04	9.61
48	19.24 (0.11)	1.924	115.44	8.66
54	21.18 (0.08)	2.118	127.08	7.87
60	22.16 (0.11)	2.216	132.96	7.52
66	22.9 (0.12)	2.29	137.4	7.28
72	23.32 (0.16)	2.332	139.92	7.15
78	24.06 (0.05)	2.406	144.36	6.93
84	24.62 (0.08)	2.462	147.72	6.77
90	25.38 (0.08)	2.538	152.28	6.57
96	25.98 (0.08)	2.598	155.88	6.42
102	26.65 (0.09)	2.656	159.36	6.28

검증하기 위하여, 앞의 실험구성으로, 10분간 근육펌프를 가동시키면서, 전체 토출된 유체의 양을 측정하였다(Table 1). 10회의 반복을 통하여 분당, 시간당 평균 토출량을 측정하였으며, 1L 수액팩의 예상 토출시간을 산출하였다. 캠 롤러의 배치는 3개를 약 30도 정도 기울어진 형태로 배치하여, 연동작용을 하도록 하였으며, 한쪽으로 캠롤러의 방향을 설정하는 경우, 의외로 한번에 토출되는 양은 많으나, 회전속도가 일정한 속도 이상이 되기 전까지는 비례적인 누적 토출량이 되지 않아, 검증 실험에서는 제외 하였다.

4. 결 론

수액의 투입량을 조정하는 방법과 관련된 발명은 1964년 Darling(미국특허 제 3163176)에 의해 처음으로 제안되었다. Darling은 점적 챔버에서 낙하하는 방울의 주파수(drop freq- uency, 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 캠을 회전시키는 방법에 의해 튜브의 단면적을 조절하는 튜브 누름 장치(tube-clamping device)에 방법도 제안하였다[7]. 하지만, 기존에 제안한 유량 조절장치 중 수동 유량 조절장치는 환자 또는 환자 보호자가 정맥 주사 수액의 주입 상태를 수시로 체크하고, 경우에 따라서는 주입 속도를 직접 조절해야 되는 불편함이 있다. 또한, 종래 방법에 따른 자동 유량 조절 장치는 링거액이 모두 소진 되었을 때, 그 시기를 알려줄 수 없어 공기가 혈관 속으로 주입 될 수 있는 우려가 있다. 또한 종래기술에 따른 자동유량조절장치는 정맥 주사 주입 상태에 있는 환자가 이동 할 시, 바늘이 꼽혀 있는 팔의 높이 변화 또는 링거액 병의 높이 변화에 의해 주입 속도가 바뀌게 되거나 심할 경우 혈관 속의 혈액이 역류하는 현상이 발생 되는 문제점이 있었다. 따라서, 본 연구에서 제안한 이중 체크 밸브를 이용한 능동형 수액 주입펌프의 성능은 최대 1L의 수액을 12시간 안에 주입할 수 있으며, ±0.1㎖의 정확도로 목표로 하는 수액의 주입이 가능하다는 점을 실험을 통하여 검증하였으며, 이중의 체크밸브를 사용함으로써 수액 역류 현상을 원천적으로 해결 할 수 있었다.

향후, 수액 주입펌프의 추가 성능 검증 및 상용화 설계가 연계 된다면 병원 및 현장에서의 간호사의 요구사항을 반영하고, 중력의 영향으로 인한 수액속도의 변화를 최소화 하여 수액속도, 용량 등, 기본적인 처방사항의 환경적 오차를 개선하여 환자 측에는 보다 나은 의료 환경을 제공하고 관리자 측면에서는 개인용 이동통신기기를 활용하여 원격으로 수액 투입을 관리함으로써 업무의 효율을 증대 시 킬 수 있을 것으로 사료된다.[8]

감사의 글

이 논문은 2022학년도 건국대학교의 연구년교원 지원에 의하여 연구되었음.

참고문헌

[1] Kaushal, R., Bates, D. W., Landrigan, C., McKenna, K. J., Clapp, M. D., Federico, F., & Goldmann, D. A. “Medication errors and adverse drug events in pediatric inpatients”,

Journal of the American Medical Association, 285, 2114-2120, 2001.
[2] Kim, J. I., Lee, J. H., & Chang, O. J. “Perceived importance and perfor- mance of intravenous fluid therapy by nurses in small-medium general hospitals”, Korean Journal of Fundamentals of Nursing, 20(4), 372-380, 2013.
[3] Mousavi, M., Khalili, H., & Dashti- khavidaki, S., “Erros in fluid therapy in medical wards”, International Journal of Clinical Pharmacy, 34, 374-381, 2012.
[4] Crass, R. E., & Vance, J. R., “In vivo accuracy of gravity-flow i.v. infusion systems”. American Journal of Hospital Pharmacy, 42(2), 328-331, 2012.
[5] Park, K., Lee, J., Kim, S. Y., Kim, J., Kim, I., Choi, S. P., Jeong, S. & Hong, S., “Infusion Control and Calculation with Metronome and Drop Counter Based Infusion Therapy Helper”, International Journal of Nursing Practice, 19(3), 257-264, 2012.
[6] Anrep, G. V. and E. von Saalfeld, “The blood flow through the skeletal muscle in relation to its contraction”, J. Physiol., 85: 375-399, 1935.
[7] K.-Y. Ha, C. Nam, H.-S. Kim, and others, “Development of Re al-time Checking System on Ringer’s Solution Using Load Cell,” ICCAS 2005, pp. 1409-1412, 2005.
[8] 김정숙, 이승재, 정은미, 정준호, 정장영, “안드로이드 기반 의료 수액 속도 측정 모바일 응용 프로그램 개발,” 한국지능시스템 학회 2013 년도 추계학술대회 학술발표논문집 제 23 권 제 2 호, vo l. 23, no. 2, pp. 61-62, 2013.

(접수: 2022.05.15. 수정: 2022.06.02. 게재확정: 2022.06.07.)