

연동펌프의 유량맥동 조절과 역류현상을 방지하는 장치에 대한 연구

정유석* · 이철수*[†] · 이태경*

A Study for Regulating Flow Fluctuation and Preventing Backflow of Peristaltic Pump

Yoo-seok Jeong*, Cheol-Soo Lee*[†], Tae-Kyung Lee*

Key Words : Backflow(역류 현상), Constant Delivery(정량 토출), Flow Fluctuation(유량 맥동), Orifice(오리피스), Peristaltic Pump(연동 펌프), Stagnation Chamber(정체실)

ABSTRACT

Though a peristaltic pump is a crucial element in miniaturized drug delivery systems, it has some intrinsic disadvantages such as backflow and flow fluctuation. To overcome these limitation, we have developed valve-less peristaltic pump system including orifice and stagnation chamber. we measured flow rate to investigate the performance of rotary peristaltic pump with three rollers and an elastomeric tube pumping a viscous fluid. The flow fluctuations and the backflow happen as a result from the disengagement of the contact interaction between the rollers and the tubes. Stagnation chamber installed in front of orifice plate was composed of rubber tube and gas chamber. By changing orifice hole diameter with stagnation chamber flow rate and pressure in the tube was regulated. The obtained maximum reduction ratio of flow fluctuation is 96.79%.

1. 서 론

암 환자 및 만성통증환자의 통증완화 및 치료를 목적으로 체내 이식형 약물전달 펌프를 많이 사용한다. 약물주입기를 체내에 이식하여 통증 전달 신경 경로인 척수에 직접적으로 약물을 투여함으로써 기존에 사용되던 체외에서 주입하는 정맥, 경구 투여보다 높은 효과를 가지게 된다.⁽¹⁾

당뇨병 환자들은 주기적으로 인슐린을 투여해야하는 불편함을 가지고 있었고 이 때문에 체내 이식형 약물주입기는 초기에 당뇨병 환자들을 위한 인슐린 펌프 개발로 시작되었다. 1970년도에 Medtronic사가 인슐린 투여 뿐 아니라 통증 완화 및 경직에 사용되는 약물주입기를 개발하며 약물주입기 개발의 초기 모델을 제시하였다.⁽²⁾

체내 이식형 약물주입기는 기본적으로 약물을 저장하는 레저버(reservoir), 리필 포트, 액추에이터, 내장형 배터리가 밀폐형 구조 안에 구성되어 있다.⁽³⁾ 액추에이터의 경우 펌프 및 밸브가 이용되며 정량 토출(constant delivery)이 중요한

기능이다. 원하는 양을 환자에게 투여하지 못할 경우 치료가 아닌 해를 입히는 상황이 발생하게 되기 때문이다.

액추에이터로 가장 널리 사용되는 것은 연동 펌프(peristaltic pump)이다. 연동펌프는 가장 일반적인 용적형 펌프(positive displacement pump)로 밀폐된 공간에서 유체의 흡입 송출이 이루어지기 때문에 다양한 유체 이송에 사용되지만 로터의 회전속도에 따른 정량 토출이 가능하기 때문에 약물 전달을 위한 펌프로 적합하다.^(4,5)

연동펌프는 로터부의 롤러와 외부 하우징 사이에서 튜브를 압착하고 로터가 회전하면서 생기는 튜브 내부 압력을 통해 유체를 흡입 송출되게 된다. 하지만 이 과정에서 유량맥동(flow fluctuation), 역류(backflow), 로터와 하우징 사이의 맞물림(occlusion)이 완벽하지 않아 유량에 영향을 주는 현상 등의 단점이 존재한다. 이러한 현상은 송출되는 유량이 불안정해지는 결과를 내며 정량토출이 되지 않는 원인을 제공한다.^(6,7) 이 현상을 해결하기 위해 펌프의 출구(outlet)쪽에서 압력을 조절해주는 어큐뮬레이터(accumulator), 압력

* 서강대학교 기계공학과(Department of Mechanical Engineering Sogang University)

[†] 교신저자, E-mail : cscam@sogang.ac.kr

완충 장치(pulsation dampener), 체크밸브(check valve)와 같은 밸브 등의 장치에 대해 연구가 이루어졌다.⁽⁸⁾ 최근에는 유량을 측정하며 로터의 회전속도를 제어하여 유량맥동과 역류를 방지하는 시스템도 연구되었다.⁽⁹⁾

이에 본 논문에서는 체내 이식형 약물전달 펌프에 사용 가능한 밸브리스(valveless) 연동 펌프를 설계 제작하였다. 연동펌프를 구동하며 유량(flow rate)을 측정해 유량의 변화에 대한 데이터를 얻었고 이를 통해 기존 연동펌프의 문제점에 대해서 확인하였다. 문제점을 해결하기 위해 오리피스(orifice)와 정체실(stagnation chamber)을 체내 이식형 펌프에 사용 가능하도록 소형화하여 제작해 연동펌프에 적용하였다. 오리피스와 정체실을 통해 유량맥동의 조절과 역류를 방지할 수 있는지 유량 측정을 통해 확인하였다. 실험은 체외실험(in vitro test)를 통해서 진행되었다.

2. 시스템 구성 요소 설계

2.1 연동 펌프의 구동 원리 및 한계

일반적으로 사용되는 연동펌프는 로터에 2개의 롤러가 있는 튜브형 펌프이다. 대용량의 연동펌프에서는 롤러와 하우징이 맞물리는 면적이 크지만 상대적으로 마이크로 유량을 송출하는 펌프에서는 맞물리는 면적이 적으므로 본 논문에서는 로터에 3개의 롤러가 있도록 설계를 하였다.⁽¹⁰⁾ 연동펌프가 구동되는 원리를 순서대로 보면 먼저 입구(inlet) 부분의 롤러가 Fig. 1의 A부분에서 하우징과 튜브를 막아준다. 롤러가 반시계방향으로 회전을 하며 롤러 사이에 있는 유체를 회전방향으로 밀어준다. 이후 롤러가 B부분을 지나며 막혀있던 튜브를 놓아주게 되고 유체는 출구(outlet)로 나가게 된다. 놓아주는 과정에서 뒤에 오는 롤러가 튜브를 막아주고 있기 때문에 역류(backflow)가 방지 된다.^(4,11) 하지만 펌프에 사용되는 튜브는 실리콘(silicon), 염화비닐수지(PVC), 불소 중합체(Fluoropolymer)와 같은 재료가 사용되기 때문에 출구부분에서 생기는 튜브 내부 유체의 압력에 의해 튜브가 변형되어 완전히 닫히지 못하고 유량의 변화가 발생하게 된다.^(6,12,13)

2.2 연동 펌프의 설계

Fig. 2은 본 실험에 사용된 연동 펌프의 로터 구조이다. 많이 사용되는 로터는 2개의 롤러로 구성되어져 있다. 하지만 롤러와 하우징이 맞닿는 부분이 Fig. 2의 A지점부터 B지점까지로 180°이기 때문에 롤러나 하우징의 제작오차나 회전축의 오차 등을 통해 완전히 튜브를 막아주지 못하는 상황이 생길 수 있다. 이를 방지하기 위해서 3개의 롤러를 가진 로터를 설계하였다.

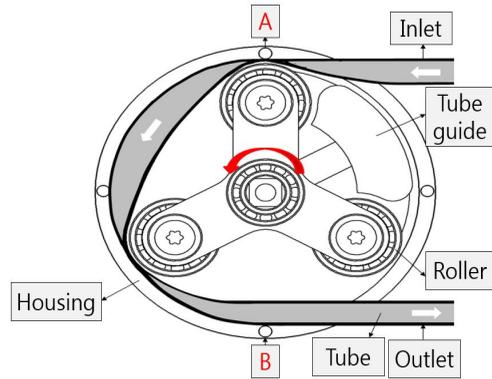


Fig. 1 Schematic of operating Peristaltic pump module

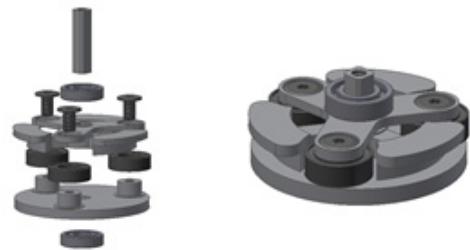


Fig. 2 Structure of Peristaltic pump module

로터의 롤러가 하우징과 맞닿아 튜브를 압착하면서 돌아가기 때문에 마찰이 크다면 튜브의 손상을 가할 수 있다. 이 때문에 마찰을 최소화 시켜 튜브가 손상되는 것을 막아주기 위해 롤러부분에 베어링을 사용하였다.⁽¹⁴⁾

롤러의 높이가 정해져 있기 때문에 튜브가 정해진 경로를 지나지 않는다면 롤러와 하우징이 튜브를 막아주지 못하게 되어 펌프가 제 기능을 하지 못하게 된다. 이를 튜브 가이드(tube guide)를 통해 튜브가 정해진 위치에 고정되어 있도록 하여 튜브의 이탈을 방지하였다.

2.3 유량맥동 조절과 역류현상 방지 장치 설계

2.3.1 오리피스(Orifice) 시스템

오리피스는 전후단의 압력차이(ΔP)를 측정하여 유량을 계산하는 방식으로, 전단 및 후단 사이의 에너지 평형을 이용하는 베르누이 공식을 통해 식 (1)과 같이 정리된다.

$$Q_{OUT} = C_d A \sqrt{\frac{2(\Delta P)}{\rho}} \quad (1)$$

Q_{OUT} 은 오리피스 구멍을 통과한 유량, C_d 는 유출계수, A 는 오리피스 구멍의 단면적, ΔP 는 오리피스 전후단의 압력 차이, ρ 는 유체의 밀도이다. Fig. 3에서 유입되는 Q_{IN} 은 연동펌프에 의해 제어되고 $D_2 \propto \sqrt{A}$, $\Delta P = P_1 - P_2$ 의 관계를 가

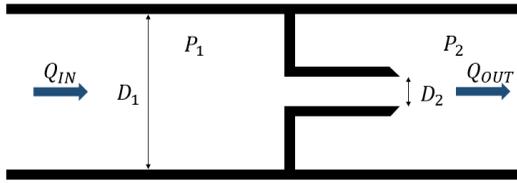


Fig. 3 Schematic of orifice system

Table 1 Outlet hole diameter of Orifice

D_2 [mm]	0.11	0.14	0.19	0.24	0.31
------------	------	------	------	------	------

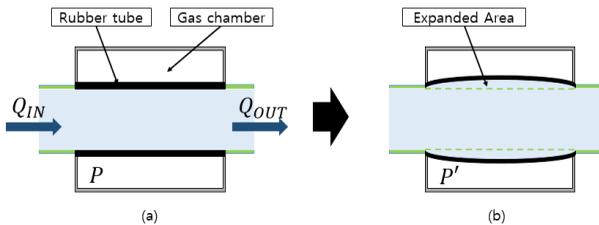


Fig. 4 Schematic of Stagnation chamber

지며 실험은 실제 약물이 아닌 물로 진행하였다.^(15,16) D_1 은 2 mm이며 통제할 수 있는 D_2 는 Table. 1처럼 정하였다.

본 실험의 실험기기가 체내 이식형 약물주입기에 들어가는 연동 펌프임을 고려하였을 때, 식 (1)에서 출구(outlet) 부분의 외부압력 P_2 는 일정하게 유지되지만 연동펌프의 역류에 의해 P_1 이 변동이 생기게 된다.

2.3.2 정체실(Stagnation Chamber)

연동펌프를 통해 유체는 계속 송출되고 오리피스를 통과한 유체는 송출된 유체보다 느린 유속으로 흐르게 되기 때문에 오리피스 유입부 쪽 압력은 증가하게 된다. 오리피스 전단에 Fig. 4의 (a)와 같은 정체실을 구성하여 고압 상태의 유체가 저장 될 수 있도록 하였다.

Fig. 4의 (b)처럼 탄성 튜브 내에 유체가 저장되면 탄성력에 의해 튜브내의 유체에 걸리는 압력은 높아지게 된다. 탄성 튜브의 재질로는 실리콘 고무(silicon rubber)를 사용하였다. 오리피스의 D_2 의 변경을 통해 유속을 조절하면 탄성 튜브 내 유동에 대한 압력을 조절 할 수 있게 된다. 가스실(gas chamber)를 구성하여 고무로 된 탄성 튜브에 가해지는 압력을 추가적으로 조절 할 수 있지만 본 실험에서는 가스실을 활용하지 않고 대기압 상태로 실험을 진행하였다.⁽¹⁷⁾ 체내 이식형 약물전달 펌프에 적용 가능한 크기인 30 mm×10 mm×10 mm를 맞추어 제작하였다.

2.3.3 오리피스와 정체실의 유량 해석

연동펌프를 통해 송출되는 유체는 오리피스에 의해 유량

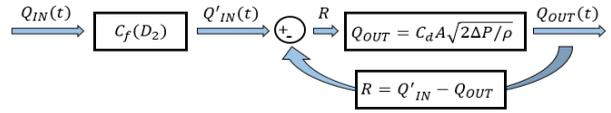


Fig. 5 A block diagram of calculating flow rate

이 제한되며 통과하지 못한 유량은 정체실에 남아있게 된다. 연동펌프로부터 송출되어 정체실로 들어오는 유량을 $Q_{IN}(t)$, 정체실에 남아있는 유량을 $R(t)$, 정체실과 오리피스를 통과하여 나가는 유량을 $Q_{OUT}(t)$ 이라 할 때 식 (2)와 같이 정리 된다.

$$R(t) = Q_{IN}(t) - Q_{OUT}(t) \quad (2)$$

$Q_{IN}(t)$ 은 연동펌프 튜브의 직경, 로터의 회전속도, 롤러의 회전반경에 의해서 결정된다. $R(t)$ 가 변화하면 실리콘 고무의 체적탄성계수(bulk modulus)에 의해 오리피스 유입부에 걸리는 압력 P_1 이 변화하게 된다. 실리콘 고무 튜브의 체적탄성계수는 2 GPa이다. P_1 의 변화하면 식 (1)에 의해 $Q_{OUT}(t)$ 변화하게 된다.

2.3.4 유량 보정 계수

본 논문에 사용된 연동펌프에 사용되는 튜브는 실리콘(silicon) 재질이기에 때문에 출구부분에서 생기는 튜브 내부 유체의 압력에 의해 튜브가 변형되어 완전히 닫히지 못하고 전체 유량의 변화가 발생하게 된다(6,12,13). 전체 유량의 변화는 식 (2)에서 $Q_{IN}(t)$ 의 변화와 같다. 오리피스 구멍의 직경 변화에 따라 변하는 유량을 유량 보정 계수 $C_f(D_2)$ 를 통해 정하였다. D_2 는 사용된 오리피스 구멍 직경으로 범위를 0.11 mm에서 0.31 mm로 제한하였다. $C_f(D_2)$ 를 통해 $Q_{IN}(t)$ 을 $Q'_{IN}(t)$ 으로 하면 다음과 같이 정리 할 수 있다.

$$Q'_{IN}(t) = C_f(D_2) \times Q_{IN}(t) \quad (3)$$

$$R(t) = Q'_{IN}(t) - Q_{OUT}(t) \quad (4)$$

유량 측정이 비연속(discrete)적으로 측정되기 때문에 $Q_{OUT}(t)$ 을 예측하기 위해 식 (1), (4)을 이용하여 Fig. 5와 같은 블록 다이어그램(block diagram)을 작성하였다.

3. 실험 계획 및 결과

3.1 실험 계획

Fig. 6는 실험 장비의 구성도를 나타내는데, 그림에서 볼 수 있는 것처럼 오리피스 유입부에 정체실을 설치하여 압력

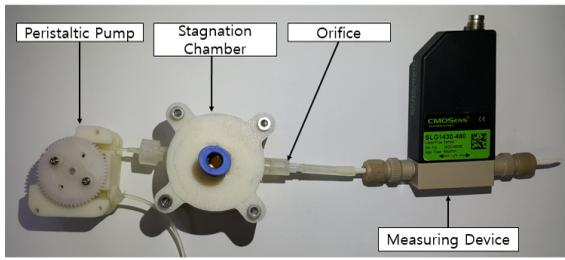


Fig. 6 Experimental setup for measuring flow rate

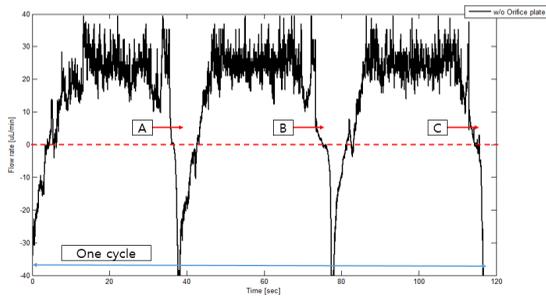


Fig. 7 Experimental results of peristaltic pump (without Orifice & Stagnation chamber)

이 증가한 유체가 저장될 수 있도록 하였다.

먼저 오리피스와 정체실이 설치되지 않은 연동펌프를 구동하여 유량(flow rate) 측정을 통해 유량맥동과 역류 현상 확인에 대한 실험을 진행하였다. 이후 오리피스와 정체실이 설치된 연동펌프를 구동하여 유량 측정을 통해 유량맥동과 역류 현상에 어떤 변화가 생겼는지 확인하였다. 오리피스의 구멍 직경(D_2) 변화에 따른 유량 측정을 통해 유량맥동의 조절이 가능한지에 대해 검증하였다.

3.2 실험 결과

3.2.1 오리피스와 정체실이 설치되지 않은 연동펌프

Fig. 7는 제작한 연동 펌프 모듈을 사용하여 유량의 변화를 측정할 그래프이다. 로터에 3개의 롤러가 존재하기 때문에 로터 1회전에 대한 역류가 A, B, C 지점에서 3번 일어나는 것을 확인하였다. 빨간색 점선이 $0 \mu\text{L}/\text{min}$ 이다. 최대 유량은 $26.5 \mu\text{L}/\text{min}$, 역류가 일어났을 때 최소 유량은 $-39 \mu\text{L}/\text{min}$ 으로 유량맥동의 폭(flow fluctuation range)은 $65.5 \mu\text{L}/\text{min}$ 으로 나타났다.

3.2.2 오리피스만 설치 된 연동펌프

식 (3)의 보정 계수 $C_f(D_2)$ 을 구하기 위해 오리피스만을 설치하여 연동펌프를 구동하여 로터 1회전에 대한 총 유량을 측정하였다. Table 2은 오리피스 직경에 따른 1회전 총 유량이며 이를 Fig. 7처럼 그래프로 표현하여 선형성이 있음을 확인하였다. 그래프의 데이터를 토대로 직경의 범위 $0.11 \text{ mm} \leq D_2 \leq 0.31 \text{ mm}$ 에서 $C_f(D_2)$ 를 오리피스가 설치 된 상

Table 2 Total flux of Peristaltic pump's one cycle

D_2 [mm]	Total flux [μL]
Without Orifice	42.845
0.11	36.392
0.14	37.685
0.19	38.675
0.24	40.281
0.31	41.718

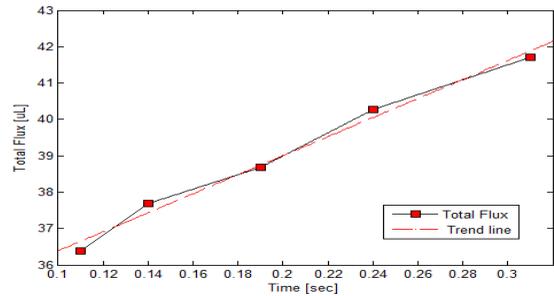


Fig. 8 Total flux of Peristaltic pump's one cycle (with Orifice)

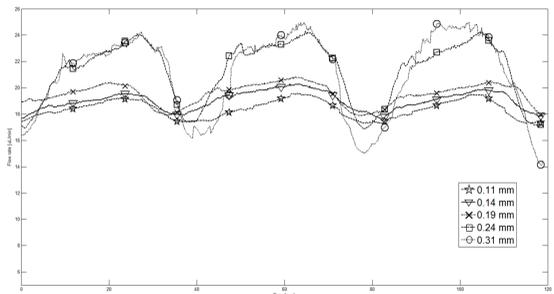


Fig. 9 Experimental results of peristaltic pump (with Orifice & Stagnation chamber)

Table 3 Measured flow rate of Peristaltic pump's one cycle

D_2 [mm]	Min. Flow rate	Max. Flow rate	Fluctuation range	Reduction ratio
0.11	17.3	19.4	2.1	96.79
0.14	17.7	20.1	2.4	96.34
0.19	17.5	21	3.5	94.65
0.24	16.9	23.8	6.9	89.46
0.31	15	25.2	10.2	84.42

태의 유량에 대한 선형 계수를 정하였다.

3.2.3 오리피스와 정체실이 설치 된 연동펌프

Fig. 9는 제작한 연동 펌프 모듈에 오리피스와 정체실을 적용하고 구동하여 유량의 변화를 측정할 그래프이다. 그래프의 개형을 보았을 때 오리피스 구멍의 직경이 클 때에는 역류가 일어났을 때 최소 유량으로 내려가는 변동 폭이 크고 오리피스 구멍의 직경이 작을 때에는 변동 폭이 작아져 보다

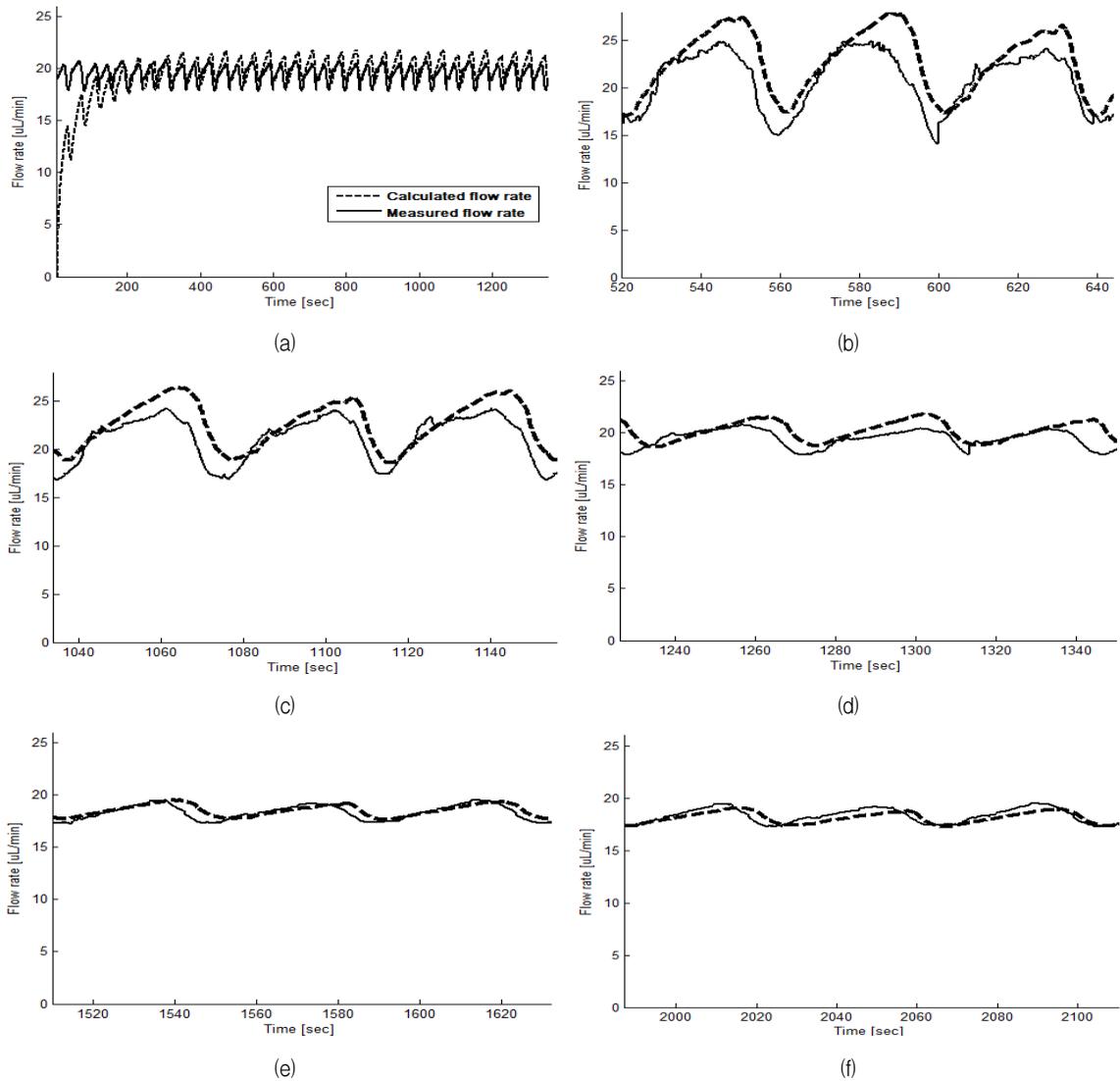


Fig. 10 Comparison of calculated flow rate and measured flow rate. (a) Calculated flow rate is approaching specific flow rate from 0 flow rate when orifice hole diameter is 0.14 mm. (b), (c), (d), (e), (f) are shown calculated and measured flow rate when the flow rate is stable phase. Each orifice hole diameter is 0.31 mm, 0.24 mm, 0.19 mm, 0.14 mm, 0.11mm.

더 일정한 유량을 유지하게 되었다. Table 3는 Fig. 9의 그래프를 수치로 나타낸 표이다.

오리피스와 정체실을 적용하여 연동펌프를 동작하였을 때 실험에 사용된 가장 큰 오리피스 구멍 직경($D_2 = 0.31$ mm)에서 최소 유량이 $15 \mu\text{L}/\text{min}$ 으로 역류현상이 발생하지 않음을 확인 할 수 있었다. 오리피스 구멍의 직경이 작아짐에 따라 최소 유량이 커지게 되고 역류가 방지되는 효과가 커지게 되었다. 이와 반대로 최대 유량은 오리피스 구멍 직경이 작아짐에 따라 작아졌다.

최대 유량과 최소 유량의 차이를 통해 유량맥동의 폭(Fluctuation range)을 구하였고 이 수치를 오리피스와 정체실이 설치되지 않은 연동펌프 실험에서 얻은 유량맥동의 폭과 비교하여 감소율(Reduction ratio)을 얻었다. 이 감소

율은 유량맥동을 조절 할 수 있는가에 대한 지표로 사용되었다. 오리피스 구멍 직경 변화에 따른 감소율의 변화는 Table 3을 통해 확인 가능하다. 실험에 사용된 가장 작은 오리피스 구멍 직경($D_1 = 0.11$ mm)에서 감소율은 96.79%로 오리피스와 정체실이 설치되지 않은 연동펌프에 비해 일정한 유량을 가지게 됨을 확인하였다. 오리피스 구멍 직경이 작아짐에 따라 감소율이 증가하였다.

3.2.4 유량 예측 수치와 측정된 수치의 비교

Fig. 10의 점선(calculated flow rate)은 Fig. 5의 블록 다이어그램과 3.2.2항에서 1회전 유량을 통해 구한 보정 계수 $C_f(D_2)$ 통해서 산출된 유량을 그래프로 나타낸 것이다. 연동펌프를 처음 작동시켰을 때 $R(t)$ 의 값은 0이기 때문에 $Q_{IV}(t)$

Table 4 Flow fluctuation comparative table

D_2 [mm]	Fluctuation range [$\mu\text{L}/\text{min}$]	
	Calculated	Measured
0.11	0.3	2.1
0.14	0.5	2.4
0.19	3.4	3.5
0.24	4.1	6.9
0.31	10.8	10.2

이 들어오면서 $R(t)$ 의 값이 증가하며 Fig. 10의 (a)와 같이 시간이 지난 후에 특정 유량에서 안정화된 상태로 유량변동이 일어나게 된다. Fig. 10의 (b~f)는 오리피스 구멍 크기 5종류에 대해서 안정화되기 시작되었을 때의 한 사이클에 대한 그래프이다. (b)는 $D_2 = 0.31$ mm, (c)는 $D_2 = 0.24$ mm, (d)는 $D_2 = 0.19$ mm, (e)는 $D_2 = 0.14$ mm, (f)는 $D_2 = 0.11$ mm인 경우이다. Table 4는 유량맥동의 폭을 비교한 차트이다.

계산된 수치에서 오리피스 구멍의 크기가 작아질수록 유량변동의 폭은 감소함을 보였다. 오리피스와 정체실을 설치하지 않았을 때의 유량변동 폭 $65.5 \mu\text{L}/\text{min}$ 에 대해서 D_2 가 0.11 mm일 때의 유량변동 폭은 $0.3 \mu\text{L}/\text{min}$ 으로 감소율은 99.69%이었다. 측정된 수치에서는 96.79%로 상대적으로 낮은 감소율을 보였다.

4. 결 론

본 논문에서는 체내 이식형 약물전달 펌프에 적용할 수 있는 크기의 밸브리스 연동펌프를 제작하고 연동펌프의 단점인 유량맥동의 조절과 역류를 방지하는 장치에 대해 연구하였다. 유량맥동 조절과 역류 방지를 위해 오리피스와 정체실 시스템 제작하여 연동펌프에 적용하였으며 유량 측정을 통해 데이터를 도출하였다.

제작된 연동펌프를 구동하여 측정한 유량 데이터를 통해 기존의 연동펌프의 문제점에 대해 파악하였으며 오리피스와 정체실 시스템을 적용하여 역류가 방지됨을 확인하였다. 이와 더불어 오리피스 구멍의 직경을 조절하여 유량맥동 폭의 감소 및 최대, 최소 유량이 조절 가능함을 입증하였다. 본 논문에서 사용된 오리피스를 통해서 측정값으로 최대 96.79%의 유량맥동 폭 감소율을 얻을 수 있었다.

유량맥동을 조절하면서 오리피스와 정체실에 의해 튜브 내부 유체의 압력이 증가하게 되었고 이로 인해 로터와 하우징 사이 튜브의 압착에 영향을 주어 유량이 감소하게 되었다. 이 부분은 튜브를 사용하는 연동펌프의 한계점으로 로터를 회전시키는 힘을 강하게 하고 로터와 하우징의 맞물림(occlusion)을 강화시키면 해결 할 수 있다. 하지만 이는 튜브의 수명과 전력량 증가로 인한 약물전달 펌프의 구동 기간 단축에 영향을 미치게 되므로 추가적인 연구가 진행 될 것이다.

후 기

이 논문은 산업통상자원부의 재원으로 한국산업기술진흥원(KIAT)의 지원을 받아 수행된 연구임(2015년 기업연계형 연구개발 인력양성사업, 과제번호 : N0001594).

References

- (1) Hong, S., Choi, J., Park, J. W., Lee, C. H., Shin, J. W., Lee, J. C., and Jo, Y. H., 2005, "Review: Implantable Intrathecal Drug Infusion for the Control of Intractable Pump," The 32th Korean Society of Medical and Biological Engineering Conference, CD.P-166.
- (2) Christenson, S. R., Robinson, R. D., Haase, J. M., and Lüedi, M. K., 2003, "Implantable Drug Infusion Device with Peristaltic Pump using Tubbe Guides," U.S. Patent No. 6,626,867.
- (3) Ruan, X., Couch, J. P., Liu, H., Shah, R. V., Wang, F., and Chiravuri, S., 2010, "Respiratory Failure Following Delayed Intrathecal Morphine Pump Refill:A Valuable, But Costly Lesson, Pain Physician Vol. 13, No. 4, pp. 337~341.
- (4) Misra, M., 2005, "The Basics of Hemodialysis Equipment," Hemodialysis International, Vol 9, No. 1, pp. 30~36.
- (5) Jacobs, C., Kjellstrand, C. M., Koch, K. M., and Winchedter, J. F., 1996, "Replacemnt of Renal Function by Dialysis," Springer Netherlands.
- (6) Elabbasi, N., Bergstrom, J., and Brown, S., 2011, "Fluid-Structure Interaction Analysis of a Peristaltic Pump," In COMSOL Conference in Boston.
- (7) Li, M. and Brasseur, J. G., 1993, "Non-steady Peristaltic Transport in Finite-length Tubes," Journal of Fluid Mechanics, Vol 248, pp. 129~151.
- (8) Klespitz, J. and Kovács, L., 2014, "Peristaltic Pump-A Review on Working and Control Possibilities," IEEE 12th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics, pp. 191~194.
- (9) Bernart, V. L., 1999, "Pulation Dampening in Suction and Discharge Systems for PD Pumps," World Pumps, Vol 397, pp. 20~24.
- (10) Lee, N. R., Lee, S. H., and Hur, N. K., 2009, "A Numerical Study on the Flow Characteristics of a Peristaltic Micropump," Korea Society for Fluid Machinery, Vol 12, No. 4, pp. 37~43.
- (11) Kadahn, Y. M., 2012, "Medical Equipment II-Hemodialysis," unpublished.
- (12) Olsen, J. M., Robinson, R. D., Christiansen, C., and Kratoska, P., 2001, "Overfill Protection System for Implantable Drug Delivery Devices," U.S. Patent 6,228,050 B1.

- (13) Spectrum Chromatography Ltd, "Peristaltic Pump Tubing," <http://www.lplc.com/tubing/pumptube.html>, 17.12.2015
- (14) Aitavade, E. N., Patil, S. D., Kadam, A. N., and Mulla, T. S., "An Overview of Peristaltic Pump Suitable For Handling of Various Slurries and Liquids," IOSRKMCE, pp. 19~24.
- (15) Yoo, S. H., Kang, S. D., Yang, E. S., and Park, K. A., 2004, "Discharge Coefficients of Orifice Hole in the Cartridge of Constant Flow Control Valve," Proceedings of the KFMA Annual Meeting, pp. 305~308.
- (16) Shin, C. H., Ahn, S. H., Chung, J. T., and Her, J. Y., 2005, "The Numerical Analysis about the Hunting Factors of the Orifice Meter," Proceedings of the KFMA Annual Meeting, 150~157.
- (17) Jang, J. H. and Lee, S. Y., 2010, "EGR Simulaion Gas Supply System using Orifice Flow Controller," The Korean Society of Automotive Engineers, Vol. 5, pp. 251~253.