

<응용논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2016.40.10.681>

ISSN 1226-4881(Print)
2288-5324(Online)

바이오 분야 적용을 위한 마이크로 젯 인젝션 실험 §

함영복^{*,**†}, 안병철^{*}, Mojiz Abbas Trimzi^{*}, 김종대^{**}, 이기태^{**}, 박중호^{*,**}, 윤소남^{*,**}
* 과학기술연합대학원대학교, 플랜트기계공학, ** 한국기계연구원, 극한기계연구본부

Experiments of Micro Jet Injection for Bio-Medical Application

Young-Bog Ham^{*,**†}, Byeung-Cheol An^{*}, Mojiz Abbas Trimzi^{*}, Jong-Dae Kim^{**},
Gi-Tae Lee^{**}, Jung-Ho park^{*,**} and So-Nam Yun^{*,**}

* Plant System and Machinery, Univ. of Science and Technology, Korea

** Extreme Mechanical Engineering Research Division, Korea Institute of Machinery and Materials, Korea

(Received January 29, 2016 ; Revised July 22, 2016 ; Accepted July 25, 2016)

Key Words: Water Hydraulic(수압), Jet Injection(젯 인젝션), Piezoelectric Actuator(압전 액추에이터)

초록: 마이크로 인젝션을 바이오분야에 적용하기 위해 고압생성을 통해 침투하는 방법을 채택하였다. 그러나 고압의 액체를 인젝션 할 경우 그 양을 미세하게 하기 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위해서는 고속으로 동작하는 개폐밸브에 의한 방법이 있다. 본 연구에서는 수백 Hz로 동작가능한 압전 액추에이터로 구성된 개폐밸브를 적용하여 실험하였다. 압전밸브를 구동하는 파형을 다양하게 조절하고 노즐의 구조에 의한 영향을 알아보기 위해 5가지 서로 다른 치수의 노즐을 제작하였다. 다양한 노즐과 구동파형 변수를 조절하면서 무엇이 인젝션 볼륨과 인젝션 힘에 큰 영향을 미치는지 확인하였다. 이 실험을 통해, 인젝션 볼륨을 줄이고 인젝션 힘을 증가시키는 방법을 알아냈고 목표치가 있다면 그에 맞는 다양한 값을 결정할 수 있게 되었다.

Abstract: It is essential for micro jet injectors in the biomedical sector to operate under high pressure. High pressure injection, however, is accompanied by high volumes. On/Off valves that can be operated at high speeds have been used to address this problem. In this research, piezoelectric actuators which have a response frequency of the order of hundreds of kilohertz were used as the On/Off valve and experiments were applied. Researchers developed a controller to precisely manipulate the piezoelectric valve with various waveforms. They also fabricated five types of nozzles to consider the effect of nozzle type on injection. This allowed researchers to manipulate and confirm factors that can affect the injection volume and force. Results of this experiment have shown how to decrease the injection volume and increase the injection force. and it is predicted that the optimized injection volume and force value can be determined depending on the skin type.

1. 서 론

다양한 분야에서 정밀제어를 위해 압전 액추에이터를 이용한 장치들이 개발되고 있다. 젯 인젝션 역시 정밀 제어 및 마이크로 인젝션이 가능하

다면 좀더 다양한 분야에 적용될 수 있을 것이다. 젯 인젝션 장치를 포함해 주로 개폐 밸브로 솔레노이드 밸브가 사용되어져 왔다.⁽¹⁻³⁾ 하지만 높은 정밀도와 미세량이 요구되는 바이오 분야에 사용하기 위해서는 더 정밀한 밸브가 필요하다. Table 1은 다양한 지능재료를 이용한 액추에이터의 특성을 나타낸 것이다.⁽⁴⁾ 각종 액추에이터는 장단점을 가지는데, 압전체는 변위를 제외한 부분에서 압도적인 성능을 발휘한다. 하지만 변위

§ 이 논문은 대한기계학회 창립 70주년 기념 학술대회 (2015. 11. 10-14., ICC제주) 발표논문임.

† Corresponding Author, hyb665@kimm.re.kr

© 2016 The Korean Society of Mechanical Engineers

Table 1 Scoring the smart material actuators

Characteristics	Materials			
	Elastomer	Shape Memory Alloy	Muscle	Thin Film PZT
Scalability	4	2	5	5
Durability	5	3	4	5
Process compatibility	3	2	2	5
Controllability	4	2	4	5
Efficiency	4	2	3	5
Response	4	2	3	5
Strain	5	4	4	2
Stress	3	5	2	5 </td
Total	32	22	27	37

가 작다는 단점으로 인해 압전체를 다단으로 쌓고 그것을 연결하고 변위확대기구를 사용하여 변위를 증가시켜 사용한다.⁽⁵⁾ 압전 밸브는 고속으로 구동됨으로써 솔레노이드 밸브를 대체할 높은 정밀도와 빠른 응답속도를 지닌다. 특히 LED칩의 형광체 레진 패키징과 같은 높은 정밀도를 요구하는 분야에서 압전 젯 디스펜서가 사용되어져 왔고,⁽⁶⁾ 차량엔진용 고압펌프, 솔레노이드 밸브를 이용한 고압 인젝터가 개발되었다.⁽⁷⁾ 또한 압전 액추에이터를 이용한 차량엔진용 연료 고압 인젝터 역시 개발되어져 왔다.^(8,9)

한편, 압전 액추에이터를 이용한 가축용 무침 주사기 개발을 위한 노력이 이루어지고 있다.⁽¹⁰⁻¹²⁾ 기존의 무침주사기들은 압축 스프링의 팽창력이나 압축가스의 팽창력을 이용하여 충격을 주어 젯팅하거나 직접 액체를 밀어서 젯팅하는 방식을 채택하였다.

이러한 무침주사기는 적용 대상과 부위, 노즐 직경, 인젝션 량, 원하는 깊이 등에 따라 각자 다른 압력과 용량을 필요로 하기 때문에, 넓은 분야에서 사용하기 위해서는 인젝션 량을 마이크로 단위로 줄이고, 높은 압력을 낼 필요가 있다. 특히 타 연구에 의해 밝혀진 바로는 다양한 조건에서 인체 피부를 침투하기 위해 40~320 bar의 압력이 필요하다.⁽¹³⁾

본 연구에 사용된 마이크로 젯 인젝터는 펌프로 압력을 높인 후 개폐 밸브를 열어 인젝션하는 원리로 구동된다. 여기서 개폐 밸브로서 압전 액추에이터를 이용한 압전밸브가 설치되었다. 본 실험

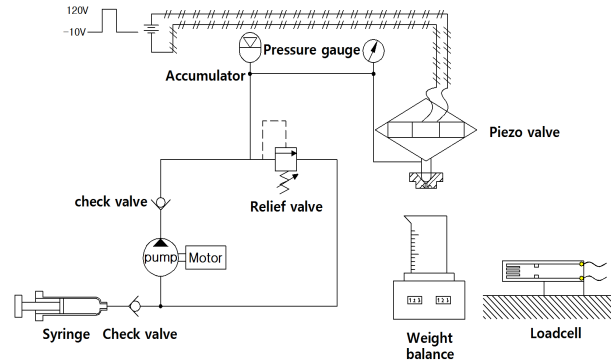


Fig. 1 Circuit diagram of experimental equipment

험에서는 수압 펌프를 이용하여 압력을 높이고 축압기로 압력을 저장한 후, 압전밸브를 이용하여 노즐을 개폐하여 약물을 분사 및 주입하는 젯 인젝션 장치를 구성하였다. 실험을 통해 어떤 변수들이 어떻게 인젝션 힘과 볼륨에 영향을 주는지 확인하였다. 그리고 실험을 통해 얻어낸 변수들과 인젝션 볼륨, 힘의 관계를 해석적으로 분석해보았다. 또한 구성된 실험장치를 통해 고압 마이크로 젯 인젝션 장치의 실현가능성을 확인하였다.

2. 실험 장비 및 방법

2.1 실험 장비 구성

Fig. 1은 이번 실험에서 사용된 마이크로 젯 인젝션 시스템 실험회로의 개요도이다. 가장 먼저, 주사기 혹은 수조로부터 작동유체를 공급받는데, 본 실험에서는 증류수(distilled water) 혹은 수도물(tap water)을 사용하였다. 이 액체는 고압 플런저 펌프의 작동에 의해 흡입되고 토출된다. 물을 작동유체로 사용하는 고압의 용적식 플런저 펌프를 사용하였다. 또한 역류방지 및 유동방향 설정을 위해 볼타입 체크밸브를 펌프의 흡입과 토출포트에 설치하였다. 체크밸브는 필요시 추가 혹은 제거하는 등 유동적으로 사용되었다. 펌핑된 물은 축압기에 저장되어 압력에너지를 저장하고 릴리프 밸브를 사용하여 물을 흡입포트로 다시 넣어주는 방식으로 원하는 압력을 설정하였다. 이후 컨트롤러에서 전압을 압전액추에이터로 인가하여 압전밸브를 구동한다. 컨트롤러의 인가전압은 -23~120V의 범위에서 조절이 가능하다. 인가전압은 압전액추에이터와 연결된 타렛의 변위량을 결정한다. 액추에이터가 구동되면 타렛이 들어올려지고 그로인해 유로가 열리면서 젯 인젝션이

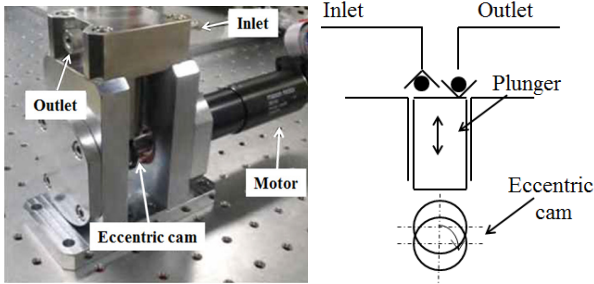


Fig. 2 Eccentric cam plunger pump for water

펌프를 작동시키지 않고도 실험을 할 수 있다.

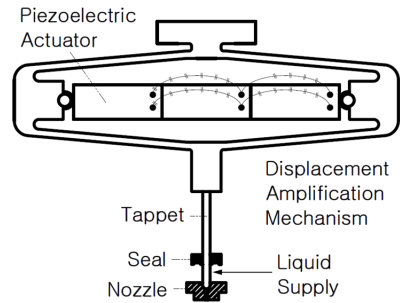
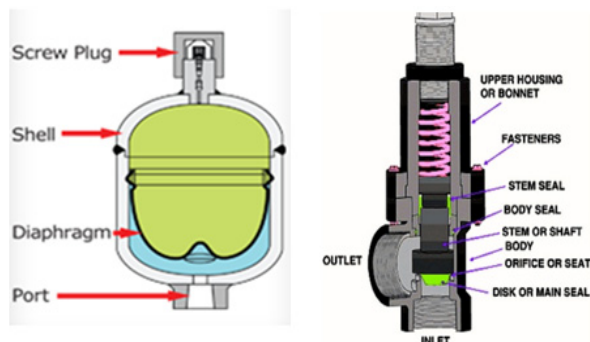


Fig. 4 Piezoelectric driven displacement amplification injector



(a) Accumulator (b) Relief valve

Fig. 3 Supporting experimental equipments

발생된다. 인젝션된 물의 볼륨은 0.0001 g의 해상도를 가지는 전자저울에 의해 측정되었다. 물의 무게를 이용하여 부피를 환산하였다. 또한 힘을 측정하기 위하여 힘측정장치를 설치하였다.

2.2 주요 실험 장치 스펙

2.2.1 펌프

Fig. 2는 이번에 사용된 모터펌프이다. 이번 실험에서 우리는 물을 작동유체로 하는 고압 편심캠 플런저 펌프를 제작하여 사용하였다. 높은 압력과 적은 유량이 특징이다. 최대 350 bar까지 올릴 수 있다. 유량은 22 ml/min으로 유량에 맞춰 축압기를 선택할 필요가 있다.

2.2.2 축압기

Fig. 3의 (a)는 실험에 사용된 축압기의 사진이다. 적당한 압력과 용량을 지니는 축압기가 필요하며, 유량이 적을 경우 축압기를 채우는데 걸리는 시간이 길어지므로, 펌프에 따른 축압기의 선택이 필요하다. 축압기는 압력에너지와 유체를 저장하고 펌프로 인한 압력의 맥동을 잡아주는 역할을 한다. 또한 축압기를 사용하면 충전 이후

2.2.3 릴리프 밸브

Fig. 3의 (b)는 실험에 사용된 릴리프밸브의 사진이다. 압력조절 밸브로도 사용되는 릴리프 밸브는 유체를 드레인하여 축압기의 압력을 일정하게 유지시켜주는 역할을 한다. 여기서 드레인된 유체는 다시 수조로 들어가게 된다. 압력 센서와 함께 사용하여 압력을 간단하게 조절할 수 있다.

2.2.4 압전 밸브

Fig. 4는 변위확대기구가 적용된 압전 밸브의 개요도이다. 압전 밸브는 고속으로 구동됨으로서, 솔레노이드 밸브를 대체할 높은 정밀도와 빠른 응답속도를 지닌다. 압전 밸브는 부족한 변위로 인해 변위확대기구를 사용하고 있다. 타렛이 압전 액추에이터와 연결되어있다. 타렛이 노즐과 접촉하여 유로를 차단하고 있으며, 액추에이터가 작동하면 타렛이 상승하여 유로를 열어준다.

2.2.5 압전 밸브 컨트롤러

압전 밸브 컨트롤러는 밸브를 열어 놓는 오픈타임을 조절할 수 있고, 다음 젯 인젝션까지 지연시간인 딜레이타임, 그리고 이 두 시간을 이용하여 주파수를 결정할 수 있다. 본 실험에서는 오픈타임을 실험에 영향을 미치는 중요한 변수가 된다.

2.2.6 계측장치

압력센서, 전자저울, 인젝션 힘 측정장치가 사용되었다. Fig. 5의 (a)는 인젝션노즐에 접촉시켜 사용한 인젝션 힘 측정장치를 보여준다. 압전세라믹을 이용한 힘측정장치를 구성하였다. 지그에 압전세라믹을 고정시키고 변형에 따라 전압이 발생하는 것을 오실로스코프로 측정하여 힘을 비교

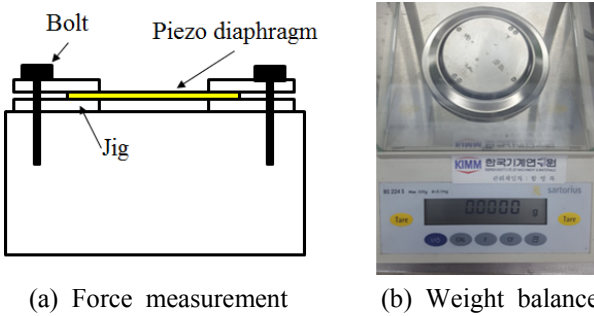


Fig. 5 Measurement devices for weight and force

하였다. 힘은 전압의 단위로 측정되었다. 압력센서로 SENSYS社의 압력센서와 인디케이터를 사용하였다. 실시간으로 압력변화를 관측가능하고, 축압기 이후 어느 위치에 달아도 같은 압력을 나타내기 때문에 위치를 변경시킬 수 있다. Fig. 5의 (b)는 SARTORIUS社의 전자저울이다. 이 저울의 해상도는 0.1mg이며, 최대 220g까지 측정이 가능하다. 커버를 닫을 수 있고 내부에 완충을 위한 스펀지를 넣은 튜브 안에서 인젝션이 이루어졌다. 물의 증발과 튀어서 손실되는 것을 막기 위함이다. 튜브에 물을 받아 저울 위에 올려 무게를 측정하였다.

2.3 실험 방법

실험의 목적은 노즐에서 분사되는 인젝션 힘과 인젝션 볼륨에 영향을 끼치는 변수를 찾는 것이며, 이 변수들이 어떻게 인젝션 힘과 볼륨에 영향을 미치는지 유체역학적으로 분석하는 것이다. 이번 실험에서 우리는 독립변수로서 노즐 오리피스 직경과 길이 변화, 컨트롤러를 통한 오픈타임 변화와 인가전압 변화를 시도하였다. 각 실험은 20회 이상 실험을 반복하여 그에 대한 평균값이다. 이 평균값을 각각의 값에 뺀 절대 값을 다시 평균내어 평균오차를 계산하여 그래프 안에 표기하였다.

2.3.1 노즐 오리피스 변경

노즐의 종류는 총 5종으로 위의 Table 2와 같다. 오리피스의 길이는 같지만 직경이 다른 것들과 오리피스의 직경은 같지만 길이는 다른 것들로 실험을 진행하였다. 따로 언급이 없다면, 노즐 직경 0.2mm, 노즐 길이 0.6mm, 압력 200bar, 오픈타임 5ms의 조건에서 실험이 수행되었다.

Fig. 6은 각각 다른 노즐 오리피스 길이에 따른 인젝션 힘을 비교한 것이다. 다양한 조건에서 실험

Table 2 Nozzles of various lengths & diameters

Nozzle type	Diameter [mm]	Length [mm]
A	0.2	0.6
B	0.2	3.0
C	0.2	5.0
D	0.1	0.6
E	0.3	0.6

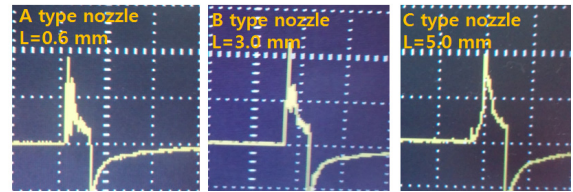


Fig. 6 Injection force measurement versus nozzles of various lengths

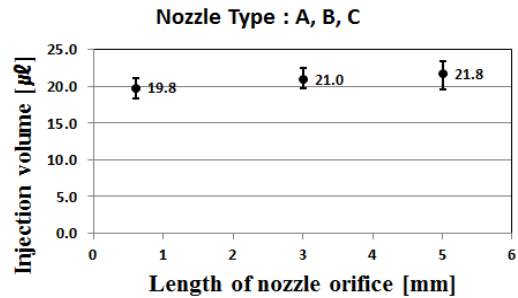


Fig. 7 Graph for injection volume versus nozzles of various lengths

힘이 이루어졌지만 모두 비슷한 결과를 나타냈기 때문에 대표적인 것을 채택하여 표시하였다. 최대 힘만을 체크하였다. 세로 한 칸에 1V이다. 이 그림에서 보여지듯, 노즐길이 0.6, 3.0, 5.0mm에서 모두 같은 최대 힘은 2V이다. 즉 노즐의 길이는 인젝션 힘에 영향을 미치지 못한다.

Fig. 7은 노즐 길이에 따른 인젝션 볼륨을 나타낸다. 마찬가지로 여러 조건에서 실험하였으나 모두 비슷한 결과를 나타냈기 때문에 평균값을 취해 그래프로 나타내었다. 같은 조건에서 노즐 오리피스 길이의 증가는 인젝션 볼륨의 소량증가를 야기한다.

그리고 노즐 길이는 모두 0.6mm로 고정시킨 후, 노즐 직경에 따른 최대 인젝션 힘과 인젝션 볼륨을 측정하였다.

Fig. 8은 노즐 직경에 따른 최대 인젝션 힘을 그래프로 나타낸 것이다. 노즐 직경이 커지면 인젝션 힘은 급격하게 줄어드는 것을 확인할 수 있

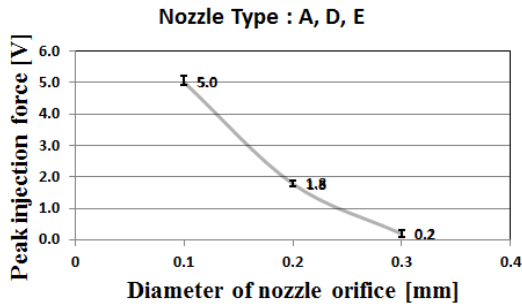


Fig. 8 Graph of peak injection force versus nozzles of various diameters

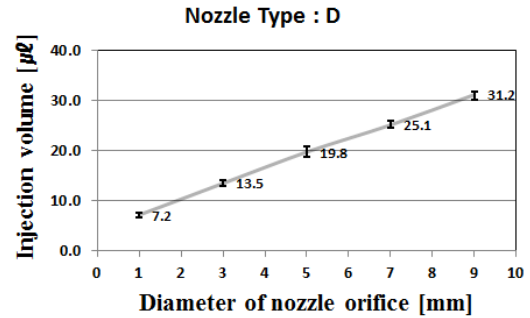


Fig. 10 Graph of injection volume versus open time

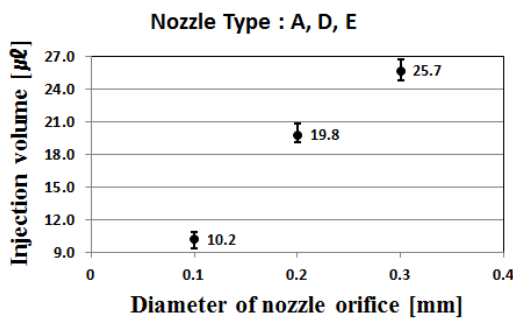


Fig. 9 Graph of peak injection volume with respect to nozzles of various diameters

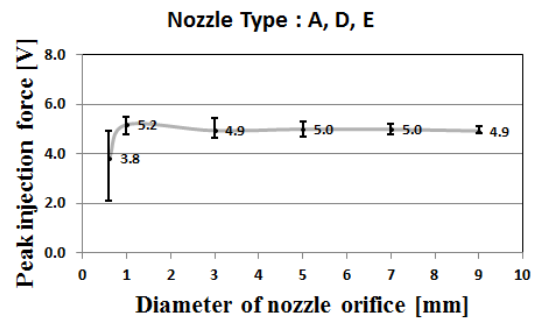


Fig. 11 Graph for peak injection force versus open time

다. 직경 0.1mm와 0.3mm는 인젝션 힘이 약 25배 차이 나는 것을 확인할 수 있다. 인젝션 힘을 강하게 하기 위해서는 직경이 작은 노즐이 더 유리하다.

Fig. 9는 노즐 직경에 따른 인젝션 볼륨을 측정하여 그래프로 나타낸 것이다. 노즐의 직경이 클수록 인젝션 볼륨이 증가한다. 노즐 직경 0.1mm와 0.3mm는 인젝션 볼륨이 약 2.5배 차이 나는 것을 확인할 수 있다. 노즐 직경이 커질수록 인젝션 힘은 약해지고 볼륨은 커지기 때문에 마이크로 인젝션에는 적합하지 않다. 따라서 노즐 직경이 작을수록 유리하다는 것을 알 수 있다.

2.3.2 오픈타임 변경

앞선 실험에서 노즐 직경은 작은 것이 좋다는 결과가 나왔기에, 이후 모든 노즐은 직경 0.1mm, 길이 0.6mm인 D노즐을 사용하였다. 마찬가지로 별다른 언급이 없다면 압력 200bar에서 실험이 진행되었다.

Fig. 10은 오픈타임에 따른 인젝션 볼륨을 나타낸 것이다. 오픈타임이 증가함에 따라 인젝션 볼륨도 증가하는 것을 볼 수 있다. 선형적으로 증가하는 보여주기 때문에 인젝션 볼륨은 오픈타임

을 이용하면 정밀하게 조절할 수 있다.

Fig. 11은 오픈타임에 따른 최대 인젝션 힘을 나타낸 것이다. 이 컨트롤러로 구현할 수 있는 최저 오픈타임은 0.6ms이기 때문에 가장 낮은 오픈타임을 0.6ms로 설정하였다. 기본적으로 최대 인젝션 힘은 오픈타임 1ms 이상에서 일정한 값을 나타낸다. 하지만 1ms 이하에서는 급격하게 떨어지며 불안정한 값을 가진다.

Fig. 10과 Fig. 11을 통해 오픈타임을 조절하여 인젝션 볼륨을 정밀하게 조절할 수 있다는 것을 알 수 있고, 힘은 일정하게 유지할 수 있다는 것을 알 수 있었다.

3. 결과 및 토의

3.1 노즐 길이에 따른 인젝션 볼륨 및 힘

노즐 타입 A, B, C를 비교해보면 노즐 길이에 따른 인젝션 볼륨과 힘을 비교할 수 있다. 우선 노즐 길이에 따른 힘이 항상 같게 나온 이유를 생각해보자. 힘은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$F = ma = m(V_1 - V_2) / \Delta t \quad (1)$$

인젝션된 물이 힘측정장치에 충돌 직전속도가

V_1 , 충돌 직후 속도가 V_2 이다. 충돌 직후 속도는 조절할 수 없으므로 충돌 직전 속도를 증가시키거나 인젝션 볼륨을 증가시켜야 한다. 하지만 오픈타임을 늘려 인젝션 볼륨을 증가시켜도 충돌 순간의 최대 인젝션 힘은 비슷하기 때문에 지속 시간이 길어질 뿐이다. 따라서 오픈타임을 증가시켜도 최대 인젝션 힘이 증가하진 않는 것을 알 수 있다.

오리피스를 통과할 때 유체의 속도는 베르누이 방정식과 오리피스 통과 전, 후의 유량이 같으므로 다음과 같이 정의된다.

$$\frac{P_0}{\rho} + \frac{V_0^2}{2} + gz_0 = \frac{P_1}{\rho} + \frac{V_1^2}{2} + gz_1 \quad (2)$$

식 (2)의 z_0 과 z_1 는 무시할만큼 작고, 하첨자 0은 전압 인가 전의 스텐바이 상태를, 하첨자 1은 췌트 인젝션 직후를 의미한다. 오리피스를 통과할 때 속도는 아래와 같은 식으로 정의된다.

$$V_1 = C_d \sqrt{\frac{2}{\rho}(P_0 - P_1)} \quad (3)$$

C_d 는 토출 계수로 노즐의 연마상태, 형상 등에 의해 영향을 받는다. 노즐의 단면적과 비산되는 정도에 의해 결정된다. 즉 압력과 노즐의 단면적에 의해 영향을 받기 때문에 노즐 오리피스 길이는 결과에 거의 영향을 끼치지 못한다. 그래서 노즐 길이를 변화시켜도 힘의 차이는 거의 없다.

또한 Fig. 7을 통해 노즐 길이가 길어질수록 인젝션 볼륨이 커지는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 이는 다른 변수에 의해 증가하는 인젝션 볼륨과 비교하면 매우 적은 값이다.

3.2 노즐 직경에 따른 인젝션 볼륨 및 힘

위의 3.1과 마찬가지로의 이유로, 노즐의 직경이 커지는 것은 오리피스 단면적이 커지는 것이고, 이는 같은 힘에서 압력의 감소를 야기하고, 결과적으로 유속(fluid velocity)의 감소를 가져온다. 그렇기 때문에 노즐 직경이 커지면 힘이 감소하는 현상이 발생한다. 같은 조건에서 유로가 넓어지기 때문에 분사량은 증가한다.

또한 밸브가 열리면서 타겟이 위로 올라갈 때 타겟의 주변에는 역류(back flow)가 발생하는데,⁽¹³⁾ 이는 노즐의 직경이 클수록 영향이 줄어든다. 또한 유로의 직경이 너무 작으면 점착조건(no slip

condition)으로 인해 유속 프로파일이 완전히 발달(fully developed)하지 못하여 운동에너지의 손실을 가져온다. 그래서 비선형적으로 인젝션 힘이 감소한다.

3.3 오픈타임에 따른 인젝션 볼륨 및 힘

Fig. 8을 보면, 인젝션 볼륨은 오픈타임에 선형적으로 비례하는 것을 알 수 있다. 이는 오픈타임이 늘어나면 총 인젝션 볼륨은 늘어나게 된다. 인젝션 힘의 경우, 앞서 언급하였듯이 더 긴 시간 동안 힘을 받기 때문에, 힘의 총량은 증가할 수 있어도 순간적으로 받는 힘인 최대 인젝션 힘은 증가하지 않는다. 단, 오픈타임이 너무 짧으면 첫 충돌 시 질량이 감소해 힘이 감소할 수는 있다.

4. 결 론

노즐 오리피스의 경우 길이는 인젝션 힘과 볼륨에 큰 영향을 끼치지 않는다. 반면 직경은 작을수록 인젝션 힘이 증가하고 인젝션 양도 줄어들기 때문에 마이크로 췌트 인젝터에 적용하기에 더 적합하다.

오픈타임의 경우, 1ms 이상에서는 최대 인젝션 힘에는 큰 영향을 미치지 않는다. 다만 힘의 총량에는 영향을 끼칠 것으로 예상된다. 또한 오픈타임이 커질수록 인젝션 볼륨이 작아진다. 컨트롤러가 입력하는 신호는 직사각 파형이지만, 실제로 밸브가 움직이는 것은 사다리꼴의 형태가 된다. 따라서 오픈타임 외에 상승시간(rising time), 하강시간(falling time)을 조절할 수 있는 컨트롤러에 의해 정밀하게 제어하는 것이 필요하다.

본 연구를 통해서 어떤 변수들이 인젝션 힘과 볼륨에 영향을 미치는지 확인할 수 있었다. 그리고 어떻게 해야 인젝션 힘을 강하게 하고, 볼륨을 감소시킬 수 있는지 알게 되었다. 이제 목표로 하는 인젝션 힘과 인젝션 볼륨이 정해지면 그 목표 사양에 근접한 무침주사기를 개발할 수 있게 된다.

참고문헌 (References)

- (1) Gentile, A., Giannoccaro, N. I. and Reina, G., 2002, "Experimental Tests on Position Control of a Pneumatic Actuator Using On/off Solenoid Valves," *Institute of Electrical and Electronics Engineers*,

- Vol. 1, pp. 555~559.
- (2) Ahn, K. and Yokota, S., 2005, "Intelligent Switching Control of Pneumatic Actuator Using On/off Solenoid Valves," *Mechatronics*, Vol. 15, No. 6, pp. 683~702.
- (3) Varseveld, R. B. van and Bone, G. M., 1997, "Accurate Position Control of a Pneumatic Actuator Using On/off Solenoid Valves," *Institute of Electrical and Electronics Engineers*, Vol. 1, pp. 555~559.
- (4) Conway, N. J., Traina, Z. J. and Kim, S.-G., 2007, "A Strain Amplifying Piezoelectric MEMS Actuator," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 17, pp. 781~787.
- (5) Ham, Y. B., Jang, S. K., Oh, S. J., Jeon, E. C., Park, J. H., Yun, S. N. and Choi, S. G., 2012, "Piezoelectrically Driven Dispensing Head for Encapsulation of Light Emitting Diode Chip," *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 51, No. 09MD15, pp. 1~4.
- (6) Mosley, D. W., Auld, K., Conner, D., Gregory, J., Liu, X. Q., Pedicini, A., Thorsen, D., Wills, M., Khanarian, G. and Simon, E. S., 2008, "High Performance Encapsulants for Ultra High-brightness LEDs," *SPIE Proceedings*, Vol. 6910, No. 17, pp. 1~8.
- (7) Ham, Y. B., Shin, K. C., Lee, G. T., Lee, E. J. and Ham, S. Y., 2014, "An Experiment of Injection using High Pressure Pump and ON/OFF Solenoid Valve," *Proceedings of the KSFC 2014 Spring Conference*, Vol. 1, pp. 11~13.
- (8) Dirk, M., Hartmut, W. and Gunter, S., 2008, "Modeling of Piezoelectrically Actuated Fuel Injectors," *Mechatronics*, Vol. 18, pp. 264~272.
- (9) Satkoski, C. A., Ruikar, N. S., Biggs, S. D. and Shaver, G. M., 2012, "Piezoelectric Fuel Injection Cycle-to-cycle Control of Tightly Spaced Injections," *Control Engineering Practice*, Vol. 20, No. 11, pp. 1176~1182.
- (10) Ham, Y. B., Lee, E. J., Lee, G. T., Jeong, S. G., Park, J. H., Yun, S. N. and Han, H. J., 2013, "Experimental Investigation of Needle-free Injector for Liquid Drug Delivery," *10th International Workshop on Piezoelectric Materials and Applications in Actuators(IWPA)*.
- (11) Stachowiak, J. C., von Muhlen, M. G., Li, T. H., Jalilian, L., Parekh, S. H. and Fletcher, D. A., 2007, "Piezoelectric Control of Needle-free Transdermal Drug Delivery," *Journal of Controlled Release*, Vol. 124, pp. 88~97.
- (12) Stachowiak, J. C., Li, T. H., Arora, A., Mitragotri, S. and Fletcher, D. A., 2009, "Dynamic Control of Needle-free Jet Injection," *Journal of Controlled Release*, Vol. 135, Issue 2, pp. 104~112.
- (13) Stachowiak, J. C., von Muhlen, M. G., Li, T. H., Jalilian, L., Parekh, S. H. and Fletcher, D. A., 2007, "Piezoelectric Control of Needle-free Transdermal Drug Delivery," *Journal of Controlled Release*, Vol. 124, pp. 88~97.
- (14) Shan, X., Chen, Y., Peng, X. and Li, H., 2014, "Modeling of Laminar Fluid Flow in Jet Dispensing Process," *2014 15th International Conference on Electronic Packaging Technology(ICEPT)*, pp. 276~279.