

레이저 가공 폴리머 마이크로 유체 장치

김주한[#]

Laser Process of Polymer Micro Fluidic Devices

Joohan Kim

ABSTRACT

Polymer micro-fluidic devices were fabricated with laser processes. A UV laser and a femto laser were used to machine polymer micro-fluidic structures directly. This laser direct machining process suits the need of rapid prototyping, as in many applications changes from the original design are often required. As examples, two polymer micro-systems were developed: a micro-check valve and a micro diffuser pump. The micro fluidic devices can be applied for many applications such as clinical diagnostics and drug delivery. Advantages and disadvantages using polymers as a material for micro-fluidic applications are discussed.

Key Words : Laser (레이저), Micro fluidic devices (미세 유체 장치), Polymer (폴리머)

1. 서론

MEMS 에 기반을 둔 미세 유체 장치의 개발은 십여 년 전부터 많은 발전을 보여 왔다. 미세 유체 장치는 마이크로 채널 등을 기본으로 한 의료 진단 장치 (clinical diagnostics) 또는 약물 전달 장치 (drug delivery) 등에서 중요하게 쓰일 수 있으며 이는 바이오기술 (Bio-technology)에 발전에 따라 마이크로 유체 장치들의 개발에 그 중요성이 부각되고 있다.¹ 이러한 마이크로 장치는 초기의 반도체 제조 기술에서 파생된 포토리소그래피(photolithography)의 기술을 쉽게 이용할 수 있는 실리콘을 주 재료로 이용하여 개발되어 왔으나 최근에는 실리콘보다 경제적이며 다양한 재료적 특성을 가지고 있는 비 실리콘계의 물질이 연구되고 있다. 그

가운데 가장 주목 받는 유체 장치의 재료는 폴리머이다.² 폴리머는 그 종류에 있어서 화학적 성분에 따라 다양하고 실리콘에 비해 가격이 싸서 그것을 이용하여 제품을 생산했을 때 경제성이 뛰어나다. 또한 가시광선영역에서 투명한 성질을 가지는 폴리머는 바이오 마이크로 장치에 있어서 그 내부 현상을 직접 실시간으로 모니터링 할 수 있는 커다란 장점을 제공한다. 그 밖에 전기 절연율, 열 전달율, 낮은 소성 변형 온도, 재료의 화학적 안정성 등 다양한 재료적 특성을 제공할 수 있다. 또한 폴리머는 그 가공 방법이 마이크로 주조, 정밀 절삭 가공, 마이크로 스탬핑 등으로 다양하여 그 원형(prototype)의 제작으로부터 대량 생산(mass production)까지 다양하고 경제적인 생산 공정을 선택할 수 있다.

^{1,2} 접수일: 2005 년 8 월 11 일; 게재승인일: 2006 년 1 월 13 일

교신저자: 서울산업대학교 기계공학과

E-mail joohankim@snut.ac.kr Tel. (02) 970-6314

마이크로 유체 장치는 크게 수동 유체 마이크로 장치(passive devices)와 능동 유체 마이크로 장치(active devices) 두 가지로 구분될 수 있다. 수동 장치는 유체 장치 안에 유체의 흐름을 제어하는 기계적 장치가 없는 경우를 말한다. 대표적으로 모세관 전기 영동 장치(capillary electrophoresis) 등이 이에 속한다. 그와는 반대로 마이크로 밸브 또는 마이크로 펌프 등은 유체의 흐름을 외부에서 제어할 수 있기 때문에 이들은 능동 장치로 구분될 수 있다.

가장 폭 넓게 연구되고 쓰이고 있는 수동 유체 마이크로 장치의 예로는 열가소성 폴리머의 일종인 polydimethylsiloxane (PDMS)를 재료로 하는 유체 장치이다.³ PDMS 는 그 성형성이 아주 뛰어나고 비교적 투명하기 때문에 생명공학 또는 화학공학 분야에서 폭넓게 쓰이고 있다. 이러한 PDMS 폴리머 유체 장치들은 바이오 피부 패치 등의 제조에 있어서 설계의 유연성 및 기타 급속 마이크로 부품과의 조합 등으로 많은 장점들을 제공한다.⁴ 그러나 PDMS 는 젤리 같이 부드럽고 재료의 경도가 낮기 때문에 국지적으로 높은 압력 또는 높은 스트레스를 받는 마이크로 유체 장치로써는 Polyethylene-terephthalate(PET)나 Polyimide(PI)와 비교해 부적합할 수 있다. 이러한 폴리머들을 이용하기 위해서는 PDMS 의 마이크로 주형을 통해 응고시키는 공정과 다른 새로운 가공 공정이 필요하다.

유체의 흐름을 보다 효과적으로 제어하기 위해서는 능동 유체 마이크로 장치가 쓰일 수 있으며 일반적으로 진동판(diaphragm)이나 플립(flip)과 같이 시스템 내에서 움직이는 부분을 포함한다. 폴리머를 마이크로 유체 장치의 재료로 쓸 때 발생하는 큰 장점은 재료 자체에서 오는 유연성이다. 그러므로 폴리머 유체 장치에서는 작은 에너지로 큰 변형을 만들어 낼 수 있으며 이는 유체의 제어에 있어서 더 효율적인 장치를 만들 수 있다는 것을 의미한다. 지금까지 개발된 능동 폴리머 유체 장치 중 그 대표적인 예가 폴리머 마이크로 콦 전동기(polymer micro comb drive)이다.⁵ 이 마이크로 전동기는 전자기력을 이용하여 두 개의 판을 진동시키는데 두 개의 판 사이에 마이크로 콦 모양의 형상을 가공하여 전자기력의 작용 면적을 높였고 폴리머의 유연성을 이용해 실리콘으로 제작된 전동기에 비해 작은 전압으로 높은 효율을 낼 수 있음이 확인되었다. 그 밖에 서로 다른 열 변형율을 이용

하는 등의 폴리머의 성질을 이용하여 마이크로 파트를 제어하는 마이크로 전동기들의 개발이 연구되어 왔다.⁶

레이저는 그 정밀도를 높일 수 있는 특징에 정밀 가공 등 많은 부분에서 쓰여져 왔고 요즘에 와서는 레이저에 기반을 둔 MEMS 공정에 많은 연구가 진행되고 있다.⁷ 레이저 가공은 화학적 에칭 공정이나 증착 공정에 비해 빠르고, 깨끗하며, 안전한 공정으로 여겨지고 있다. 많은 폴리머 마이크로 공정들이 실리콘 주형이나 마스터를 이용한 복제 방법(replication process)을 이용하고 있다. 하지만 이 경우에 그 원형의 설계의 변형을 신속히 공정에 반영할 수 없는 단점을 내포하고 있다. 반면에 레이저 공정 자체로는 그 다양한 설계 변경과 요구조건에 맞게 가공 조건을 신속히 변경시킬 수 있는 장점이 있어 이러한 점이 특히 중요시되는 원형 제작에 있어서 아주 적합한 공정으로 여겨진다.⁸

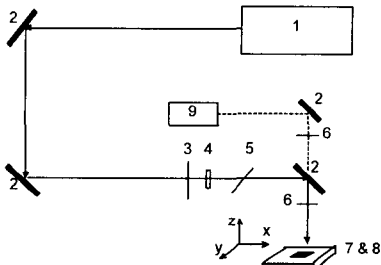
폴리머를 레이저로 가공하는데 가장 적합한 레이저원은 자외선빔(ultraviolet) 과 극초단 펄스 적외선빔(ultrafast near-infrared)이다. UV 빔을 통한 폴리머의 저온 어블레이션(cold ablation)이 연구된 후 많은 기본 연구들이 수행되어 왔다.⁹ UV 빔과 폴리머의 상호 작용은 크게 광화학결단이론(photochemical theory)¹⁰과 물질광열분해이론(photo-thermal theory)¹¹으로 나뉘어 논란이 되어 왔지만 현재에 이르러 두 가지 이론 모두 어블레이션을 해석하는데 적용될 수 있으며 그 광원의 파장이 짧을 수록 분자간 결합 결단 현상이 강하게 나타나는 것으로 여겨지고 있다.¹² 이러한 저온 어블레이션은 마이크로 형상을 가공하는데 있어서 그 정밀도를 높일 수 있고 설계의 변형이 용이하다는 장점이 있기에 이러한 폴리머 마이크로 채널과 같은 마이크로 유체 장치를 가공해 내는데 있어서 적절한 가공 기법으로 여겨지고 있다. 극초단 펄스 적외선 레이저빔의 경우 다광자 흡수(multiphoton absorption)에 의해 폴리머가 가공된다는 것이 보고되어 왔고^{13,14} 특히 재료내의 굴절율을 변화시켜 다양한 형태의 웨이브 가이드(wave guide)를 제작하는 공정들이 주목을 받아왔다.¹⁵ 폴리머에 극초단 펄스 적외선 레이저 빔을 쓰는 장점으로는 열에 의한 영향을 최소화할 수 있고 그 가공된 형상이 뚜렷하다는 것 등을 들 수 있으나 경제적인 관점 및 긴 파장에서 오는 제약 등이 그 단점으로 여겨지고 있

다.¹⁶

본 연구에서는 새로운 레이저 마이크로 가공 공정을 이용하여 폴리머 마이크로 밸브 시스템과 폴리머 마이크로 펌프와 같은 마이크로 유체 장치를 개발하고 이러한 마이크로 장치들의 기능과 효과를 검증한다.

2. UV 레이저 가공 시스템

기본적 레이저 어블레이션 실험 장치가 Fig. 1 에 나타나 있다. 실험에 쓰인 레이저 광원은 KrF 엑시머 레이저 시스템 ($\lambda = 248 \text{ nm}$, pulse width = 24 ns)과 극초단 펄스 레이저 시스템($\lambda = 780 \text{ nm}$, pulse width = 80 fs)이다.



1. laser, 2. mirror, 3. mask, 4. shutter, 5. beam splitter, 6. lens, 7. sample, 8. x-y-z stage, and 9. camera.

Fig. 1 Schematic experimental set-up

엑시머 레이저 시스템의 경우 초점 거리 88.4 mm 의 복합 구면 렌즈가 빔의 축소 공정을 위해 사용되었다. 폴리머 상의 레이저 빔의 에너지 밀도 (fluence)는 $1 \sim 2 \text{ J/cm}^2$ 이고 반복율(repetition rate)은 $1 \sim 8 \text{ Hz}$ 이다. 레이저의 광원은 비교적 크기 때문에 ($15 \text{ mm} \times 25 \text{ mm}$) 기본적 가공 빔의 형상을 만들기 위해 약 20, 200, 600 μm 정도의 핀 홀 등이 이용되었다. 극초단 펄스 레이저 시스템의 경우 $1 \sim 1.5 \text{ J/cm}^2$ 의 에너지 밀도로 반복율 1 kHz 의 공정 상태가 이용되었다. $0.1 \mu\text{m}$ 의 해상도를 가진 이송장치가 사용되었으며 각 형상의 크기에 따라 $1 \sim 100 \mu\text{m/s}$ 의 이송 속도를 사용하였다. 가공되는 폴리머의 표면은 빔 스플리터 (beam splitter)와 CCD 카메라를 이용하여 실시간 모니터링되었다. 폴리머는 PET 와 PI 두 가지가 사용되었다. 레이저 가공 후 나노 사이즈의 미세한 잔해가 가공된 형상 주위에

서 발생되었고 이러한 잔해는 증류수로 세척 제거되었다.

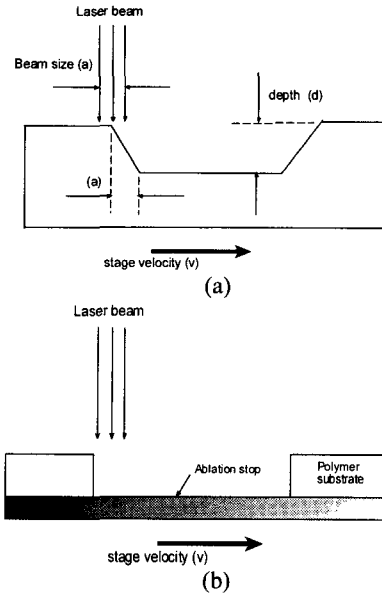


Fig. 2 Schematic diagram of a micro channel formation by laser ablation: (a) without an ablation stop and (b) with an ablation stop

레이저 펄스와 이송장치를 이용해 마이크로 채널과 같은 폴리머 마이크로 형상을 직접 가공할 때는 다음과 같은 식으로 채널의 깊이를 설계할 수 있다.

$$d = n \times l(f) \tag{1}$$

여기서 d 는 형상의 깊이, n 은 조사되는 레이저 펄스의 갯수, l 은 그 에너지 밀도(f)에서 얻어지는 어블레이션 깊이이다(Fig. 2(a)). 만일 이송장치가 쓰여진다면 일정한 깊이의 채널을 만들기 위해서 필요한 이송 속도는 다음과 같이 주어질 수 있다.

$$v = r / n \times a \tag{2}$$

여기서 r 은 레이저 펄스의 반복율이고, a 는 조사된 레이저 빔의 지름으로 정의된다. 표면이 부드럽고 잘 정의된 유체 채널의 형상을 얻기 위해서는 높은 반복율과 낮은 이송 속도가 필요하다. 일

반적인 기계 절삭 가공과는 다르게 레이저를 통한 유체 채널의 제조에서는 양끝에서 경사진 형상이 만들어진다. 이는 양쪽 끝 단에서 레이저 펄스의 조사 갯수가 가운데 부분에 비해 적기 때문이고 이는 일정한 깊이의 미세 형상의 제조에 있어서 단점으로 작용될 수 있다. 이를 방지하기 위해 바닥에 다른 층을 적층하여 어블레이션 스태프로 이용할 수 있고 이렇게 함으로써 일정한 깊이를 가지는 마이크로 형상을 가공할 수 있다. 새로운 층으로 쓰이는 재료는 기본적으로 유리층이나 티타늄층을 적용하여 쓸 수 있다 (Fig. 2 (b)).

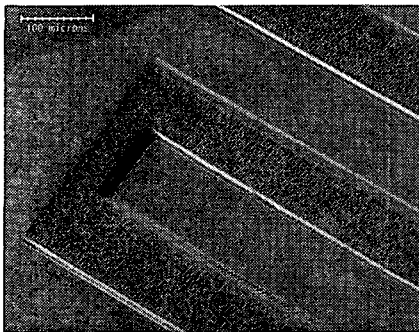


Fig. 3 SEM photography of a UV laser machined micro channel in PET

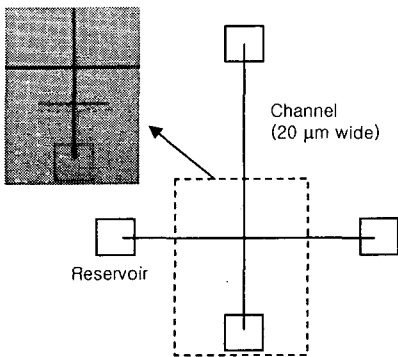


Fig. 4 Laser fabricated cross-shape micro channels and reservoirs

레이저 어블레이션을 이용한 기본 마이크로 채널 형상이 Fig 3 과 Fig 4 에 나타나 있다. Figure 3 에서는 PET 에 만들어진 미세 채널 형상을 보여주고 있다. 부드럽고 깨끗한 절삭면을 만들기 위해

2.9 J/cm² 의 에너지 밀도와 4000 회 이상의 레이저 펄스를 이용하여 가공하였다. Figure 4 에서는 이러한 마이크로 채널을 가진 기본적인 유체 장치인 폴리머 모세관 전기영동 장치(polymer capillary electrophoresis device)를 가공한 예이다. 이 미세 유체 채널 장치는 4 개의 시약 미세 저장소와 1 개의 십자 채널로 구성되어 있으며 이는 미세 채널에서 확산에 의해 화학물질이 섞이게 하여 효소 분석을 가능하게 하는 크로마토그래피(Chromatography)의 기본 형상이다.¹⁷

3. 폴리머 마이크로 체크 밸브

마이크로 밸브는 크게 수동 마이크로 밸브 (passive micro valve)와 능동 마이크로 밸브 (active micro valve)로 나뉠 수 있다. 수동 마이크로 밸브는 전기 장치의 다이오드처럼 한쪽 방향의 흐름만을 제어하는 장치이고 능동 마이크로 밸브는 양 방향으로 그 유체의 흐름을 제어할 수 있는 형태이다. 가장 일반적인 형태의 마이크로 밸브는 능동 형태인 마이크로 체크 밸브이고 이 밸브에서 가장 중요한 요소는 유체의 압력에 의해 작동하는 플립(flip)이다. 본 연구에서는 폴리머 마이크로 체크 밸브 시스템이 설계되고 레이저 가공으로 제작되었다. 본 시스템은 몇 가지 폴리머 층으로 이루어져 있는데(Fig. 5) 플립이 가공된 층과 플립보다 작은 크기로 만들어진 마이크로 홀이 있는 층이 결합된 형태로 되어 있다. 순 방향의 유체 흐름인 경우 마이크로 홀에서 나온 유체의 압력에 의해 플립이 열리게 되고 유체가 마이크로 채널을 통해 흘러가게 된다. 역 방향의 경우 유체의 압력에 의해 플립을 누르게 되어 마이크로 홀이 플립에 의해 닫히면서 유체의 흐름을 차단하게 된다. 레이저 가공으로 제작된 본 시스템은 2 개의 체크 밸브, 1 개의 챔버, 입출구 마이크로 채널로 구성되어 있다. 각 층은 레이저 가공으로 제작되었으며 아크릴 하우징에 조립되었다. 입출구 마이크로 채널은 아크릴 하우징에 연결되어 있는 외부 채널로 연결되어 있다. 증류수가 본 시스템의 유체로 사용되었다. 제작된 마이크로 체크 밸브 시스템은 Fig. 6 에서 보여지고 있다.

마이크로 체크 밸브 시스템의 성능은 유체의 압력에 따른 플립의 변형도, 최대 작동 가능 진동수, 응답 속도 등으로 평가될 수 있다. 몇몇 선행

연구에서 마이크로 체크 밸브 시스템의 유량과 유체의 압력과의 관계가 제시되었다.¹⁸ 직사각형의 단면을 가진 마이크로 채널에서의 유량은 비압축성 유체의 경우 압력과 채널의 형상에 관계하는데 이는 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$Q = \frac{h^3 P w}{12 \mu L} \quad (3)$$

여기서, h 는 플립과 마이크로 홀이 있는 베이스와의 최대 변형 거리, w 와 L 은 플립의 폭과 길이, μ 는 점성도, P 는 압력으로 정의된다(Fig. 7). 유체의 유동에 따라 압력이 증가되면, 플립은 변형이 되기 시작하고 최대 간격은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$\delta_{max} = \frac{PL^4}{8EI} \quad (4)$$

식 (3)과 (4)에서 최대 변형 거리(h)와 최대 간격(δ_{max})을 같게 놓으면 유량 (Q)는 P^3 에 비례함을 유추할 수 있다. 이는 다시 말해 플립의 처짐이 증가할 수록 그에 따른 유량은 급속도로 증가됨을 예상할 수 있다. 이러한 효과는 실제 플립이 베이스에서 떨어진 상태에서부터 적용할 수 있는 이론이고 실제적으로는 베이스와 플립 간의 상호 표면 접촉에 의해 변형을 위한 초기 압력이 필요하다. 이 초기 변형 압력을 극복하기까지는 유량의 증가 없이 압력만 높아지는 상태가 예상된다. 이와 같은 초기 상태의 경우 유량은 압력에 비례하여 증가하지 않게 된다. 또한 높은 유압에 의해 완전히 플립이 열린 경우 난류의 유동이 플립 주위에서 발생될 수 있음을 예상할 수 있고 이러한 상태에서는 그 유량의 추이를 정확히 예측할 수 없게 된다.

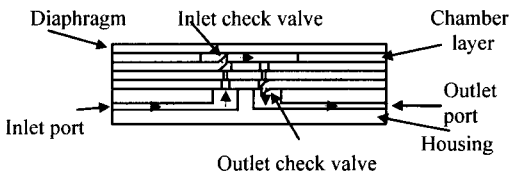


Fig. 5 Side view of a polymer micro-check valve device

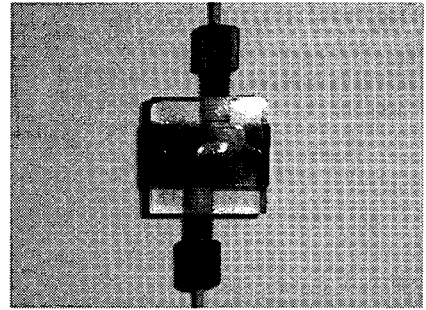


Fig. 6 Assembled diffuser polymer check valve system

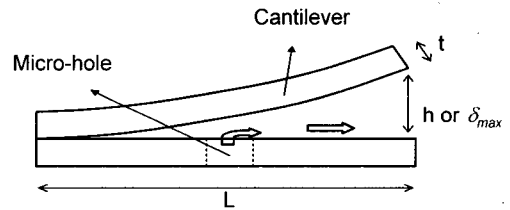


Fig. 7 Cross section of the micro-check valve

변화하는 압력에 따른 유량의 실험 결과가 Fig. 8에 나타나 있다. 역방향의 유체의 흐름인 경우 플립의 닫힘으로 인해 아주 작은 양의 유량($6 \text{ mm}^3/\text{min}$)만이 100 kPa 미만의 압력에서 측정되었고 100 kPa 이상의 압력에서는 폴리머 플립이 파손되는 현상이 관측되었다. 순 방향의 유체 유동인 경우 상대적으로 작은 유량의 증가가 100 kPa 미만에서 얻어 졌으며 이는 위에서 기술되었던 것과 같이 플립과 베이스의 초기 접촉 에너지를 극복하는데 필요한 압력으로 설명될 수 있다. 100 kPa 이상의 압력에서는 그 유량이 급속도로 증가됨을 알 수 있고 이 데이터를 이용해 커브 피트 (curve fit)하여 그 지수값을 구하여 본 결과 그 값이 $P^{3.95}$ 가 얻어졌다. 이는 위에서 논의된 P^3 값에 근사하는 값으로 결론 내려 질 수 있다. 측정된 최대 유량은 166 kPa 에서 $33000 \text{ mm}^3/\text{min}$ 이다. 최대 유량이 얻어지는 압력에서 플립이 최대로 개방되었는지는 확실하지 않다. 하지만 그 이상의 압력에서 유량의 증가율은 그 플립 주위의 난류 발생으로 인해 감소할 것이라는 것은 예측할 수 있다.

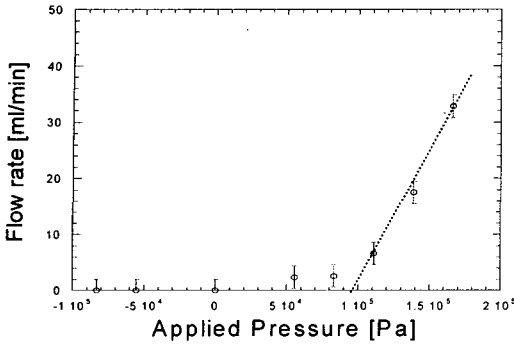


Fig. 8 Measured flow rate with respect to applied pressure for the micro-check valve system: The curve fit equation for the last three data points: Q (flow rate) = $7.8 \times 10^{-20} \cdot P^{3.95}$ (applied pressure)

밸브의 효율을 측정하는 다른 요소는 신속히 밸브를 여닫을 수 있는 척도인 최대 동작 진동수 (maximum operating frequency)이고 이는 공명 진동수(resonance frequency)와 관련이 있다. 마이크로 체크 밸브의 플립의 공명 진동수는 보(cantilever)의 경우로 나타낼 수 있으며 이는 다음과 같은 식으로 주어진다.¹⁹

$$f = \frac{C}{2\pi L^2} \left(\frac{EI}{\rho wt} \right)^{1/2} \quad (5)$$

여기서 L 은 플립의 길이, E 는 영의 모듈러스, I 는 관성모멘트, ρ 는 밀도, w 는 플립의 폭, t 는 플립의 두께, 그리고 C 는 상수이다. PET로 만들어진 플립의 경우 ($E = 2.5 \text{ GPa}$, $\rho = 1.42 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$) 계산되어진 공명진동수는 21 kHz 이다. 이는 같은 형상의 실리콘 플립의 경우에 ($E = 190 \text{ GPa}$, $\rho = 2.33 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$) 계산된 140 kHz의 값보다 약 7 배 작은 값이다. 이는 실리콘으로 만든 체크 밸브의 경우 더 빠른 속도로 동작이 가능하다는 것을 말해주고 있다. 하지만 같은 압력에서의 변형율은 폴리머 플립이 훨씬 크기 때문에 작은 압력을 가지는 유량의 마이크로 밸브에서 폴리머 체크 밸브 시스템이 더 적합한 시스템으로 여겨질 수 있다.

4. 폴리머 디퓨저 마이크로 펌프

미세한 부피의 유체를 이송시키기 위해서는 기

본적으로 마이크로 펌프가 필요하다. 이에 많은 종류의 마이크로 펌프가 개발되어 왔고 그 중에서 디퓨저 마이크로 펌프(diffuser micro pump)는 전기-오스모틱 펌프(electro-osmotic pump)처럼 밸브리스(valveless) 펌프의 한가지 종류이다.²⁰ 디퓨저 마이크로 펌프는 진동판(diaphragm)을 가진 챔버(chamber), 입구 디퓨저(inlet diffuser)와 출구 디퓨저(outlet diffuser)로 구성이 되어 있다. 반대 방향에 위치한 디퓨저 설계에 의해 진동판이 움직일 때 서로 다른 유량이 유입이 되고 이에 유체 흐름의 정량(net flow)은 한쪽 방향으로만 향하게 된다(Fig. 9).²¹

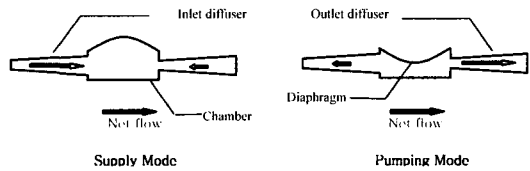


Fig. 9 Schematic diagram of a diffuser micro-pump with narrow angle diffusers

이 디퓨저 마이크로 펌프는 마이크로 유체 전달에 있어서 다른 마이크로 펌프에 비해 많은 장점을 가지는데 그 중 가장 중요한 점은 그 설계가 단순하여 펌프의 신뢰성이 높다는 것이다. 디퓨저 마이크로 펌프의 성능은 디퓨저의 각도, 디퓨저의 길이, 마이크로 채널의 표면 거칠기, 유체의 특성, 진동판의 설계 등에 달려 있다.²² 이러한 것들은 펌프의 특성에 맞게 최적화할 수 있는 조건들이다. 일반적으로 이러한 펌프는 지금까지 실리콘을 그 재료로 하여 제작되어 왔다.²¹ 최근에는 이러한 실리콘에서 다른 비 실리콘 재료인 폴리머를 이용하여 펌프를 제작하고 그 성능을 높이는 연구가 수행되어 왔다.²³ 폴리머를 사용하는데 가장 중요한 이점은 폴리머 진동판이 작은 에너지로 쉽게 변형되기 때문에 실리콘 마이크로 펌프와 같은 조건에서는 더 많은 유체를 챔버에서 밀어 낼 수 있다는 것이며 이는 전체 펌프의 성능 향상으로 이어질 수 있다.

본 연구에서는 레이저 마이크로 가공법을 이용하여 폴리이미드 필름에 디퓨저 마이크로 펌프를 제작하였다. 이 펌프는 세 개의 층으로 구분되어 있는데 베이스 층은 유체의 입출구가 연결된 포트가 아크릴에 가공되어 있고 두 번째 층은 디

퓨저 및 챔버가 가공된 폴리이미드 층이며 세 번째 폴리이미드 층은 마이크로 가공된 두 번째 층을 덮어주는 커버 역할을 하고 있다. 세 번째 층에 포함된 진동판은 전자기 액추에이터(electromagnetic actuator)를 이용하여 진동시키는 방식을 채용하였다. 폴리이미드 필름의 두께는 100 μm 이고 레이저로 가공된 디퓨저는 좁은 쪽의 폭이 45 μm 이고 길이는 2320 μm 이다. 디퓨저의 각도는 9.8° 로써 디퓨저 자체로 가장 큰 효율을 갖도록 설계되었다. 또한 진동판의 지름은 6 mm 이다. Figure 10 에서 보여지는 것과 같이 레이저 가공을 통해 폴리머로 만들어진 마이크로 펌프가 조립되었다.

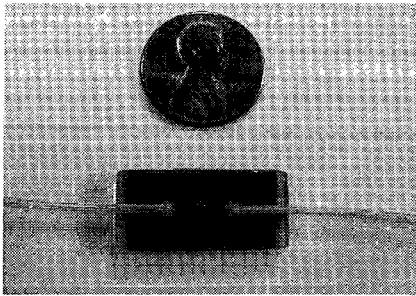


Fig. 10 Assembled diffuser polymer micro-pump

진동판의 최대 변형율을 측정하여본 결과 가운데 부분에서의 변형이 6 ~ 10 μm 정도인 것으로 확인되었다. 이는 기존의 실리콘 마이크로 펌프에서의 진동판의 변형율이 최대 1 μm 정도인 것으로 미루어 보아 10 배 이상의 더 큰 유량을 챔버에서 밀어 낼 수 있는 것으로 여겨진다. 진동판의 진동수와 유량율과의 관계가 실험적으로 Fig. 11 과 같이 얻어 졌다. 유량의 증가율은 낮은 진동수 영역(180 Hz)에서는 일정한 비율로 증가됨을 알 수 있고 높은 진동수 영역에서는 급격히 감소함을 알 수 있다. 낮은 진동수 영역의 수량 증가는 액추에이터의 진동수의 증가에 따른 작용으로 설명되어질 수 있으며 높은 진동수 영역에서는 전자기 액추에이터의 진동폭이 급격히 작아짐에 맞추어 그 진동판의 진동폭이 진동수의 증가에 따라 감소하는 특성을 보여주고 있기 때문에 이것이 유량 감소의 원인으로 설명되어질 수 있다. 본 폴리머 마이크로 펌프에서 최대 유량은 180 Hz 에서 50 mm^3/min 으로써 기존의 보고된 실리콘 마이크로

펌프의 경우보다 최소 10 배 이상 높게 나타났다.^{24,25} 또한 진동판을 움직이는 액추에이터의 작동 영역을 현 수백 Hz 에서 수천 Hz 로 증가시킨다면 마이크로 영역의 펌핑 유량을 크게 향상시킬 수 있을 것으로 여겨진다. 이에 맞는 새로운 펌핑 액추에이터로는 피에조 원판을 쌓아 올린 피에조 스택(piezo stack)이 적당할 것으로 생각되며 이러한 액추에이터로는 10 ~ 15 μm 의 진동폭을 가지고 수 천 Hz 의 영역에서 진동판을 움직일 수 있을 것으로 예상되고 이에 따른 연구가 현재 진행되고 있다.

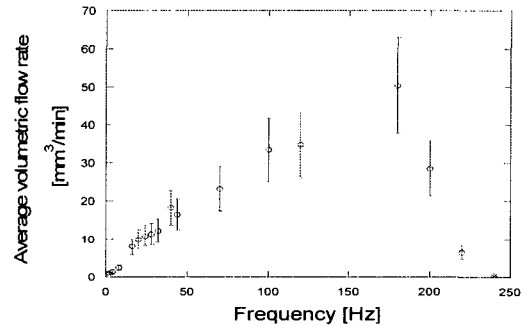


Fig. 11 Measured volumetric flow rate as a function of frequency

5. 결론

레이저 가공을 이용하여 폴리머 마이크로 유체 장치가 연구되었다. 폴리머 마이크로 장치를 가공할 때 레이저 시스템을 이용하였으며 이러한 가공방법은 원형 제조에 있어서 마이크로 시스템의 제작이 용이하고 설계의 변경을 신속히 반영할 수 있는 장점을 가지고 있다. 폴리머 마이크로 시스템의 예로 폴리머 마이크로 체크 밸브 시스템과 폴리머 디퓨저 마이크로 펌프가 제시되었다. 실리콘에 비하여 폴리머의 경제적인 면과 다양한 재료의 특성을 마이크로 장치의 제작에 이용할 수 있었고 제작된 마이크로 장치의 성능 등에서 큰 이득을 얻을 수 있다. 제작된 폴리머 마이크로 체크 밸브 시스템의 경우 기존의 실리콘 마이크로 밸브에 비하여 작은 유압에서도 개폐가 용이함을 보였다. 또한 폴리머 디퓨저 마이크로 밸브에서는 같은 조건의 실리콘 밸브에 비하여 더 높은 성능을 가지는 것으로 나타났다.

참고문헌

1. Kancharla, V. and Chen, S., "Fabrication of biodegradable polymeric micro-devices using laser micromachining," *Biomed. Microdevices.*, Vol. 4, No. 2, pp. 105 – 109, 2002.
2. Becker, H. and Locascio, L. E., "Review Polymer microfluidic devices," *Talanta*, Vol. 56, pp. 267 – 287, 2002.
3. Jo, B., Lerberghe, L. M., Motsegood, K. M. and Beebe, D. J., "Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer," *J. Microelectromech. S.*, Vol. 9, pp.76 – 81, 2000.
4. Gadre, A. P., Nijdam, A. J., Garra, J. A., Monica, A. H., Cheng, M. C., Luo, C., Srivastava, Y. N., Schneider, T. W., Long, T. J., White, R. C., Paranjape, M. and Currie, J. F., "Fabrication of a fluid encapsulated dermal patch using multilayered SU-8," *Sensor. Actuat. A.*, Vol. 114, pp. 478 – 485, 2004.
5. Zhao, Y. and Cui, T., "Fabrication of high-aspect-ratio polymer-based electrostatic comb drives using the hot embossing technique," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 13, pp. 430 – 435, 2003.
6. Zhou, J. W. L., Chan, H-Y., To, T. K. H., Lai, K. W. C. and Li, W. J., "Polymer MEMS actuators for underwater micromanipulation," *IEEE/ASME. T. MECHATRONICS.*, Vol. 9, pp. 334 – 342, 2004.
7. Holmes, A. S. and Saidam, S. M., "Sacrificial layer process with laser-driven release for batch assembly operations," *J. Microelectomech. S.*, Vol. 7, pp. 416 – 422, 1998.
8. Vaidya, R., Tender, L. M., Bradley, G., O'Brien, M. J., Cone, M. and Lopez, G. P., "Computer-controlled laser ablation: a convenient and versatile tool for micropatterning biofunctional synthetic surfaces for applications in biosensing and tissue engineering," *Biotechnol. Prog.*, Vol. 14, pp. 371 – 377, 1998.
9. Srinivasan, R. and Mayne-Banton, V., "Self-developing photoetching of poly-ethylene terephthalate films by far-ultraviolet excimer laser radiation," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 41, pp. 576 – 578, 1982.
10. Srinivasan, R. and Braren, B., "Ultraviolet Laser Ablation of Organic Polymers," *Chem. Rev.*, Vol. 89, pp. 1303 – 1316, 1989.
11. Dijkkamp, D., Gozdz, A. S. and Venkatesan, T., "Evidence for the thermal nature of laser-induced polymer ablation," *Phys. Rev. Lett.*, Vol. 58, pp. 2142 – 2145, 1987.
12. Kautek, W., Mitterer, S., Kruger, J., Husinsky, W. and Grabner, G., "Femtosecond-pulse laser ablation of human corneas," *Appl. Phys. A*, Vol. 58, pp. 513 – 518, 1994.
13. Katayama, S., Horiike, M., Urairi, M., Hirao, K. and Tsutsumi, N., "Structure induced in polysilane and thin polysilane layer coated films by irradiation of femto-second laser pulse," *Chem. Phy. Lett.*, Vol. 373, pp. 140 – 145, 2003.
14. Kruger, J. and Kautek, W., "Femtosecond-pulse visible laser processing of transparent materials," *Appl. Surf. Sci.*, Vol. 96 – 98, pp. 430 – 438, 1996.
15. Marcinkevicius, A. and Juodkazis, S., "Femtosecond laser-assisted three-dimensional microfabrication in silica," *Opt. Lett.*, Vol. 28, pp. 55 – 57, 2003.
16. Kruger, J., Martin, S., Mädebach, H., Urech, L., Lippert, T., Wokaun, A. and Kautek, W., "Femto- and nanosecond laser treatment of doped polymethylmethacrylate," *Appl. Surf. Sci.*, Vol. 247, pp. 406 – 411, 2005.
17. Zugel, S. A., Burke, B. J., Regnier, F. E. and Lytle, F. E., "Electrophoretically mediated microanalysis of leucine aminopeptidase using two-photon excited fluorescence detection on a microchip," *Anal. Chem.*, Vol. 72, pp. 5731 – 5735, 2000.
18. Tiren, J., Tenez, L. and Hök, B., "A batch-fabricated non-reverse valve with cantilever beam manufactured by micromachining of silicon," *Sensor. Actuat.*, Vol. 18, pp. 389 – 396, 1989.
19. Blevins, R. D., "Formulas for Natural Frequency and Mode Shape," *Van Nostrand Reinhold Co.*, pp. 102 – 103, 1979.
20. Harrison, D. J., Manz, A. and Glavina, P. G., "Electroosmotic pumping within a chemical sensor system integrated on silicon," 1991 International

- Conference on Solid-State Sensors and Actuators, Digest of Technical Papers, TRANSDUCERS '91, pp. 792 – 795, 1991.
21. Stemme, E. and Stemme, G., “A valveless diffuser/Nozzle-based fluid pump,” *Sensor. Actuat. A*, Vol. 39, pp. 159 – 167, 1993.
 22. Gerlach, T., “Microdiffusers as dynamic passive valves for micropump applications,” *Sensor. Actuat. A*, Vol. 69, pp. 181 – 191, 1998.
 23. Olsson, A., Larsson, O., Holm, J., Lundbladh, L., öhman, O. and Stemme, G., “Valve-less diffuser micropumps fabricated using thermoplastic replication,” *Sensor. Actuat. A*, Vol. 64, pp. 63 – 68, 1998.
 24. Andersson, H., Wijngaart, W., Nilsson, P., Enoksson, P. and Stemme, G., “A valve-less diffuser micropump for microfluidic analytical systems,” *Sensor. Actuat. B*, Vol. 72, pp. 259 – 265, 2001.
 25. Tsai, J. -H. and Lin, L., “A thermal bubble actuated micro nozzle-diffuser pump,” *Proc. of the IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, MEMS 2001, pp. 409 – 412, 2001.