

**미세유체시스템의 유체이송을 위한 탄성체의 복원력을 이용한
흡입형 미세유체펌프**변강일^b, 한의돈^b, 김병희^a, 서영호^{a*}**Microfluidic Suction Pump based on Restoring Force of Elastomer
for Liquid Transportation in Microfluidic System**Kang Il Byun^b, Eui Don Han^b, Byeong Hee Kim^a, Young Ho Seo^{a*}^a Department of Conversion System Engineering, Kangwon National University,
1 Gangwondaehak-gil, Chuncheon, Gangwon-do, 200-701, Korea^b Department of Conversion System Engineering, Kangwon National University,
1 Gangwondaehak-gil, Chuncheon, Gangwon-do, 200-701, Korea**ARTICLE INFO***Article history:*Received 11 August 2014
Revised 8 November 2014
Accepted 21 November 2014*Keywords:*Restoring force of elastomer
Suction pump
Liquid transportation
Microfluidic channels**ABSTRACT**

This paper presents a disposable passive suction pump that uses the restoring force of an elastomeric chamber for liquid transportation in a microfluidic system. The proposed suction pump can be operated by finger pressure without any peripheral equipment. To adjust the generated suction pressure, five different displacements of the suction chamber ceiling, two different chamber shapes, and five different elastic moduli of the elastomer were considered. For a cylindrical chamber with a 5 mm height and 5 mm radius, the generated suction pressure and flow rate increased almost linearly up to about 31 kPa and 160.8 $\mu\text{L}/\text{min}$, respectively, depending on the chamber deformation. A maximum suction pressure of 42.9 ± 0.7 kPa was obtained for a hemispherical chamber with a 2.1 mm height and 5 mm radius.

1. 서론

MEMS(micro electro mechanical systems) 기술의 발달과 생명과학기술과의 융합으로 인한 소형화 및 집적화를 통해 의료진단, 물질합성 등의 기능을 수행하는 랩온어칩(lab-on-a-chips)의 개발이 가능하게 되었다^[1-3]. 이와 같은 미세유체시스템에서는 미량의 혈액, 약품 등의 유체이송을 위해 미세유체채널이 반드시 필요하며 정량적 제어를 위해 미세유체펌프와 밸브가 필수적이다. 이들 요소의 구동은 전기에너지, 열에너지, 공압에너지, 화학반응에너지 등의 방법으로 이루어진다^[4,5]. 미세유체시스템에서 유체를 이송시키

는 방법은 외부전기를 사용하는 능동형 방식과 그렇지 않은 수동형 방식으로 구분된다^[6-8]. 능동형 방식은 압전, 공압, 열공압, 전기삼투, 정전용량 등의 구동방법을 통하여 정밀한 유량의 제어가 가능하여 의료용 약물주입기와 같이 높은 신뢰성과 빠른 응답성을 요구하는 분야에 적용된다. 하지만 복잡한 구조를 가지며 반드시 외부로부터의 전원이 필요하다^[5]. 수동형 방식은 표면에너지, 기하학적 구조변화 등을 통해 외부에너지 없이 유체를 이송하는 방법으로 모세관력에 의한 유체이송이 대표적 수동형 방식이며, 저가용 또는 일회용 소자에 적합하다^[9]. 하지만 모세관력에 의한 유체이송은 능동형 방식에 비해 이송유량이 매우 작으며, 채널의 길이에 따라 유

* Corresponding author. Tel.: +82-33-250-6378

Fax: +82-33-259-5551

E-mail address: mems@kangwon.ac.kr (Young Ho Seo).

체저항이 증가하므로 유속의 변화가 발생하는 단점이 있다. 또한, 모세관력을 이용하는 방법은 유체가 이동하는 미세채널의 표면에너지가 높은 친수성(hydrophilic)을 가져야 하는데, 대부분의 고분자는 접촉각이 $70^{\circ}\sim 100^{\circ}$ 를 이루는 약한 친수성 또는 소수성(hydrophobic) 특성을 가지고 있어 유체를 이송시킬 만한 모세관력이 발생하지 않는다. 따라서 우수한 가공성 때문에 고분자 재료를 사용할 경우에는 표면을 강한 친수성으로 바꾸기 위해 표면처리 공정이 필수적으로 요구되지만, 표면처리 또한 영구적이지 못한 문제를 가지고 있다¹⁰⁾.

본 연구에서는 낮은 표면에너지를 가진 고분자 재료로 제작된 미세유체시스템에서 추가적 외부전원과 표면처리 없이 지압(finger-pressure)을 통해 유체이송이 가능한 일회용 흡입형 미세유체펌프를 제안하였다. 흡입압력은 스포이드 원리를 이용하였으며, 높은 흡입압력을 생성하기 위해 탄성이 높은 고분자로 흡입챔버를 제작하고 변형된 흡입챔버의 복원력을 통해 흡입압력이 생성되도록 하였다. 미세유체채널의 제작에 일반적으로 사용되는 탄성중합체인 PDMS(polydimethylsiloxane, Sylgard-184, Dow coming Co.)을 사용하여 흡입챔버와 마이크로채널을 동시에 제작하였으며, 지압만으로 미량의 유체를 정밀하게 이송시킬 수 있는 흡입펌프를 설계, 제작하고 그 성능을 챔버의 변형량, 챔버의 형상, 탄성체의 탄성력 등에 따라 평가하였다.

2. 본 론

2.1 구조 및 동작 원리

Fig. 1은 제안된 탄성체의 복원력으로 동작하는 흡입펌프를 이용하여 유체이송을 수행하는 단계를 보여주는 개략도이다. 먼저 그림과 같이 흡입챔버와 마이크로채널이 함께 제작된 소자를(Step-0), 흡입챔버 상판을 지압으로 변형시켜 챔버의 부피를 감소시키고(Step-1), 지압이 계속 인가된 상태에서 유체 주입구에 유체샘플을 주입한 뒤(Step-2), 마지막으로 지압을 제거하게 되면 흡입챔버를 구성한 탄성체의 복원력에 의해 발생하는 흡입압력으로 주입된 유체를 채널을 통해 이송하게 된다(Step-3). Fig. 1의 Step-0에서 Step-2까지는 흡입챔버의 내부압력(P_{chm})과 대기압력(P_{atm})이 같은 상태로 유지되다가 Step-3에서 흡입챔버를 변형시키는 힘을 제거하게 되면 탄성복원력에 의해 흡입챔버 내부의 압력이 낮아지므로 그 압력차이가 흡입압력(P_s)으로 나타나게 된다. 흡입챔버를 구성하는 상판의 탄성복원력이 충분한 경우 변형된 흡입챔버는 완전히 초기 형상으로 돌아온다고 가정한다면, 간단한 이상기체방정식과 흡입챔버의 부피변화를 통해 흡입압력을 예측할 수 있다. 즉 $P_1V_1 = P_2V_2$ 식에 의해서 흡입압력은 초기 챔버부피에 대한 변형된 챔버부피의 차이에 비례하여 증가하며, 흡입챔버를 최대로 변

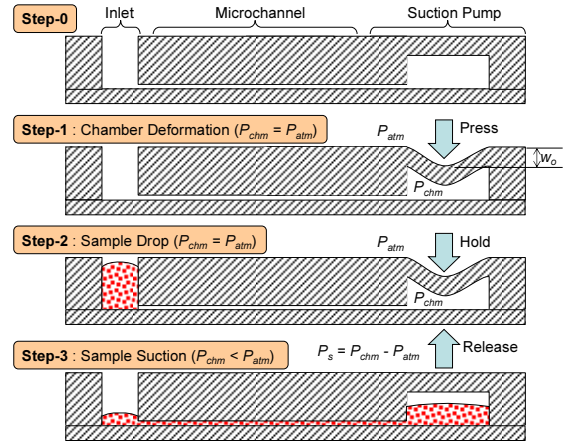


Fig. 1 Working principle of liquid transportation by microfluidic suction pump

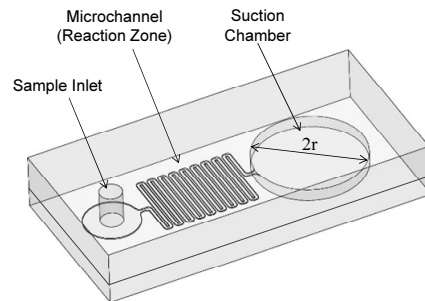


Fig. 2 Schematic of microchannel-integrated suction pump

형시킬 때 최대 흡입압력을 기대할 수 있다. 즉, 흡입챔버의 변형을 통한 부피변화를 통해서 정량적으로 흡입압력을 제어할 수 있을 것이다. 또한 유체저항 및 압력손실 등을 고려할 때, 흡입챔버를 적어도 마이크로채널이 차지하고 있는 부피보다 크게 설계해야 액체샘플을 이송할 수 있는 충분한 흡입압력을 생성할 수 있을 것이다.

2.2 설계 및 제작

Fig. 2는 본 연구에서 제안하는 흡입형 미세유체펌프의 개략도이다. 펌프는 Fig. 2와 같이 유체 주입구, 유체가 흘러가는 마이크로채널, 흡입압력을 발생시키는 챔버로 구성되어 있으며, 펌프와 마이크로채널을 동시에 제작할 수 있는 단순한 구조를 가진다. 제안된 펌프는 지압을 통해 구동하므로 손가락의 크기를 고려하여 흡입챔버의 직경($2r$)을 10 mm로 설계하였다.

Table 1에 나타난 것과 같이 흡입펌프의 특성을 평가하기 위하여 흡입챔버의 반경(r)과 상판의 두께(t)는 모두 5 mm와 3 mm로 고정하고, 챔버의 깊이와 챔버의 형상이 다른 4가지 형태를 설계하였다. 각각의 챔버모델을 이용한 자세한 실험의 내용은 “2.3. 실험”에 기술하도록 하겠다. 마이크로채널의 크기는 유량을 관찰하기 용이하도록 사형(serpentine) 구조로 설계하였으며, 채널의 폭과 높

Table 1 Dimension and shape of suction chamber (r and t were fixed to 5 mm and 3 mm, and PDMS mixing ratio was 10:1)

Cylindrical chamber		Hemispherical chamber	
Model No.	<i>h</i>	Model No.	<i>h</i>
CY-50	5.0 mm	HS-01	0.1 mm
		HS-11	1.1 mm
		HS-21	2.1 mm

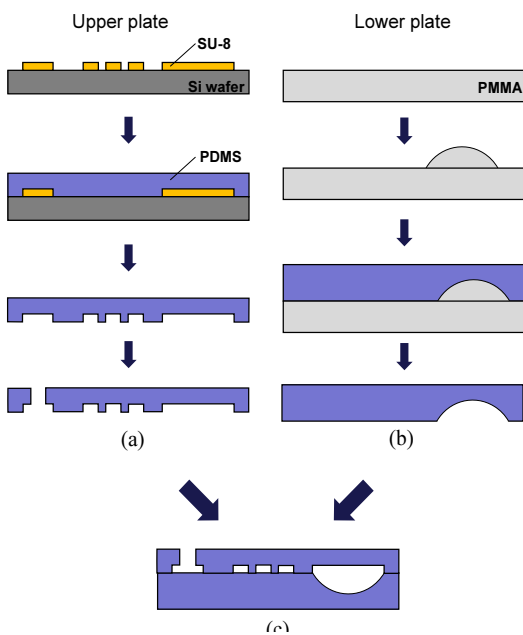


Fig. 3 Fabrication process of microfluidic suction pump

이, 그리고 길이는 각각 300 μm , 100 μm 그리고 125 mm이다. 제안된 흡입펌프의 제작공정은 Fig. 3에 나타내었으며, 마이크로채널이 형성된 상판과 흡입챔버의 공간이 형성된 하판으로 구성된다. 먼저 Fig. 3(a)와 같이 포토리소그래피 공정을 통해 100 μm 두께의 SU-8(MicroChem, Inc.) 감광제로 마이크로채널 몰드를 제작하고 이후 PDMS 몰딩공정을 통해 상판을 제작하였다^[11]. 하판은 Fig. 3(b)와 같이 흡입챔버 형상을 가진 구조물을 PMMA(Polymethylmethacrylate) 기판에 부착하고 상판과 같이 PDMS 몰딩공정으로 제작하였다. 마지막으로 상판에 유체 주입구를 형성하고 난 뒤, 플라즈마 처리를 통하여 상판과 하판을 접합하여^[12] 마이크로채널을 포함한 흡입펌프를 완성하였다. PDMS 몰딩공정에서 PDMS 주재와 경화제의 비율에 따라 제작되는 PDMS 고분자의 탄성력이 달라짐은 잘 알려져 있기 때문에 본 연구에서는 일반적으로 많이 사용하는 PDMS 주재와 경화제의 혼합비율인 10:1을 기준으로 사용하였으며, 그 효과를 확인하기

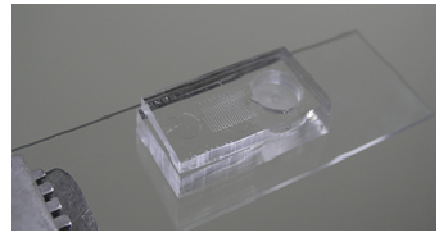


Fig. 4 Photograph of fabricated microfluidic suction pump integrated with microchannel

위하여 4:1, 6:1, 8:1, 그리고 9:1 혼합비율로 흡입펌프를 제작하여 그 특성을 추가적으로 평가하였다. Fig. 4는 10:1의 혼합비율로 제작된 원통형 흡입챔버를 가진 흡입형 미세유체펌프의 사진이며 가로, 세로, 높이는 각각 40 mm, 20 mm, 10 mm 이다.

2.3 실험 및 결과

흡입챔버의 변형량 및 형상에 따른 흡입형 미세유체펌프의 성능을 평가하기 위하여 Table 1에 나타낸 것과 같이 다양한 형태로 제작하였다. 흡입챔버 형상은 크게 원통형상(CY; cylindrical shape)과 반구형상(HS; hemispherical shape) 두 가지로 제작하였으며, 반구형 챔버의 경우 흡입챔버의 깊이(*h*)를 변경하여 그 영향을 평가하였다. 앞서 언급한 것과 같이 모든 흡입챔버의 반경(*r*)과 상판의 두께(*t*)는 5 mm와 3 mm로 고정하였다. 흡입챔버의 변형량과 형상에 따른 흡입펌프에 대한 성능평가는 10:1의 PDMS 주재와 경화제의 혼합비율로 제작하였다. PDMS 주재와 경화제의 혼합비율에 따른 흡입펌프의 성능평가는 HS-01모델로 제작하여 수행하였다.

지압을 통해 흡입챔버를 변형할 때 CY형 흡입챔버는 변형되지 않는 불용체적이 발생하여 흡입챔버 부피변화를 최대도 가져갈 수 없게 된다. 이와 같은 불용체적을 최소화하기 위해 지압구동형 흡입펌프는 HS형 흡입챔버로 제작하였으며, 그 생성압력을 비교 평가하여 불용체적 효과를 분석하고자 하였다. 또한 흡입챔버를 최대도 변형시켜 최대의 흡입압력을 생성할 수 있도록, 반구형상 챔버인 HS형 흡입챔버의 깊이는 0.1, 1.1, 2.1 mm로 낮게 제작하였다.

흡입압력 측정을 위해 유체 주입구에 우회밸브와 함께 압력센서(SDX15G2, Honeywell)를 설치하였다. 먼저 우회밸브를 개방한 상태에서 Fig. 1(step-1)과 같이 흡입챔버의 상부를 변형시키고, 우회밸브를 폐쇄한 뒤 흡입챔버를 변형시킨 힘을 제거함으로써 압력을 측정하였다. 모든 실험의 흡입압력은 동일한 조건에서 3회 측정하여 평균값을 대표값으로 사용하였다.

첫 번째 실험은 CY-50 모델을 사용하였으며 흡입챔버의 초기부피에 대한 변형부피의 영향을 평가하기 위하여 수동 정밀 스테이지로 흡입챔버 상부 수직방향 변형깊이를 각각 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm로 눌러 변형부피가 다르도록 하였다. 이후 변형에

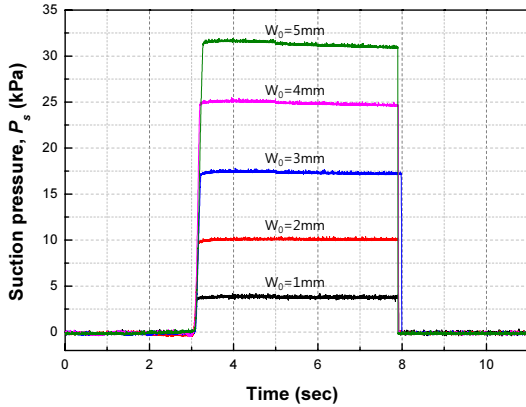


Fig. 5 Generated suction pressure at different displacement of ceiling of suction chamber (CY-50)

사용된 하중을 제거하였을 때 생성되는 흡입압력을 약 5초간 측정하였다. Fig. 5는 각각의 변형깊이에 대해 생성되는 흡입압력을 측정한 결과를 나타낸다. 5초동안 측정된 압력신호는 거의 일정하게 유지되었으며, 변형증가를 통해 큰 흡입압력을 생성할수록 억지끼워맞춤으로 연결된 PDMS 흡입펌프 시편과, 압력센서가 연결된 우회밸브의 사이에 공압 누출이 생기는 것으로 보인다. 흡입챔버 상판의 변형깊이가 1, 2, 3, 4, 5 mm로 증가함에 따라 측정된 흡입압력은 각각 3.8 ± 0.1 , 10.3 ± 0.2 , 17.3 ± 0.2 , 24.6 ± 0.3 , 31.0 ± 0.3 kPa로 증가하였다. Fig. 5에서 보듯이 흡입압력의 크기는 변형깊이가 증가할수록 일정하게 증가하고 있음을 확인 가능하며, 변형깊이에 대해 6.8 kPa/mm의 비율로 증가함을 확인하였다.

추가적으로 CY-50 모델에서 변형깊이에 따라 생성되는 흡입압력을 이용하여 마이크로채널을 통한 탈이온수의 이송실험을 Fig. 1에 나타낸 순서로 수행하였다. 흡입압력에 대해 125 mm의 길이를 가진 사형 마이크로채널을 통해 이송되는 유체의 거리를 0.2초 간격으로 촬영하여 유량으로 환산하였다. 흡입압력은 앞선 실험과 같이 변형깊이를 1~5 mm로 변화시켜 생성하였고, 각각의 흡입압력에 대해 측정된 평균 유량을 Fig. 6에 나타내었다. 측정된 평균 유량은 11.5 ± 1.7 $\mu\text{l}/\text{min}$ 부터 160.8 ± 9.2 $\mu\text{l}/\text{min}$ 까지 변화되었으며, 흡입압력에 따라 일정하게 증가됨을 확인할 수 있다.

압력차에 의한 마이크로채널 내 유동은 $\Delta P = R_{hyd} \times Q$ 로 표현되는 Hagen-Poiseuille 식으로 예측이 가능하므로, 본 연구에서 측정된 흡입압력과 유량간의 상관관계를 이론적 결과와 비교하였다. 여기서 ΔP , R_{hyd} , Q 는 마이크로채널 양단간의 압력차, 마이크로채널의 유체저항, 유량을 각각 나타낸다. 단면이 직사각형인 채널에서의 유체 저항, R_{hyd} 는 다음과 같다^[13].

$$R_{hyd} = \frac{12\eta L}{\left\{1 - 0.63\left(\frac{h}{w}\right)\right\}h^3w} \quad (1)$$

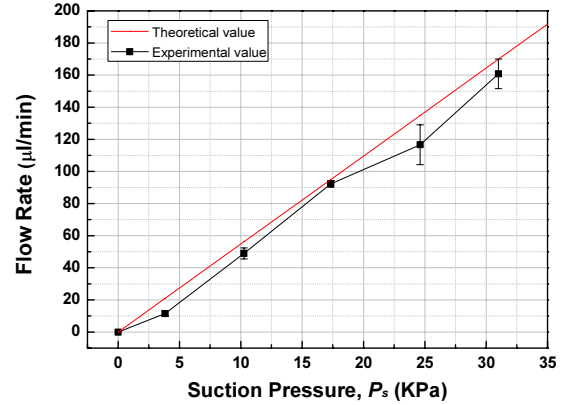


Fig. 6 Measured flow rate at different suction pressure generated by deformation of ceiling of suction chamber (CY-50)

여기서 η , L , h , w 는 각각 유체의 동점성계수, 채널의 길이, 채널의 높이, 채널의 폭을 나타낸다. 식 (1)의 유체저항과 압력을 이용하여 Hagen-Poiseuille 식으로 예측된 유량을 Fig. 6에 붉은색 실선으로 표시하였다. 이론적 유량에 비해 실험에 의해 측정된 유량은 조금 낮은 결과를 나타내고 있으나, 전체적인 경향은 일치함을 알 수 있다. 이는 본 연구에서 수행한 실험결과가 이론적으로 타당함을 나타낸다. 측정된 결과가 이론값보다 작은 이유는 흡입펌프를 통해 생성된 압력에 의해 유체가 이송되면서 변형된 흡입챔버가 복원되고, 복원이 진행되면서 서서히 흡입압력이 줄어들게 되므로, 흡입압력이 일정하다고 가정한 Hagen-Poiseuille 식에 의해 계산된 유량보다 낮은 유량이 나타난다고 분석된다.

두 번째 실험에서는 정밀 스테이지가 아닌 사람의 지압으로 흡입펌프를 구동하여 그 특성을 분석하고자 한다. 앞서 설명한 것과 같이 지압구동형 흡입펌프는 반구형의 챔버로 제작하고 그 깊이는 0.1, 1.1, 2.1 mm로 제작하였다.

반구형상의 흡입챔버를 가진 HS-01, HS-11, HS-21 모델을 사용하여 추가적 장비 없이 오직 지압만을 이용해 흡입압력 생성 실험을 수행하였으며, 흡입챔버의 변형을 최대한으로 변형시켜 남아있는 빈 공간이 없게 흡입챔버의 상판이 바닥에 완전히 닿도록 하였다. 측정된 흡입압력 결과는 Fig. 7의 막대 그래프로 나타내었다. 실험 결과 흡입챔버의 깊이가 깊을수록 생성되는 압력이 증가하였으며, 흡입압력은 챔버깊이에 따라 각각 3.3 ± 0.4 kPa, 22.7 ± 4.0 kPa, 42.9 ± 0.7 kPa로 측정되었다. 깊이가 2.1 mm인 반구형 챔버(HS-21)에서 측정된 흡입압력은 깊이가 5 mm인 원통형 챔버(CY-50)를 챔버의 상판이 바닥에 닿도록 변형시켜 측정된 결과인 31.0 ± 0.3 kPa보다 약 1.4배 높은 결과를 보였다. 이는 CY-50 모델의 흡입챔버에서 변형되지 않은 불용체적이 크기 때문인 것으로 보인다. 즉, 큰 흡입압력을 생성하기 위해서는 흡입챔버의 체적을 증가시키는 것도 중요하지만, 흡입챔버를 누를 때 빈 공간이 발생하지 않도록 흡입챔버의 형상을 결정하는 것이 중요한 인자로 분석된다.

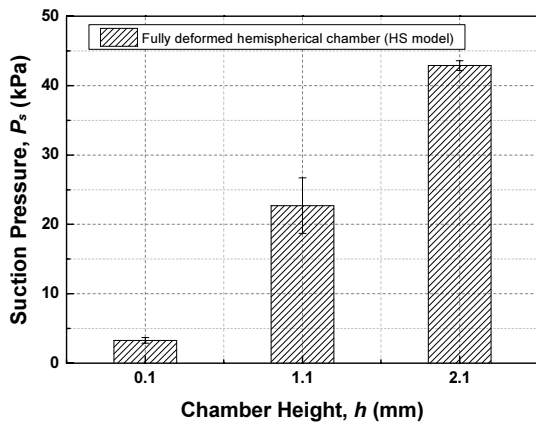


Fig. 7 Measured suction pressure generated by finger-pressure for different height of suction chamber (HS-01, HS-11, HS-21)

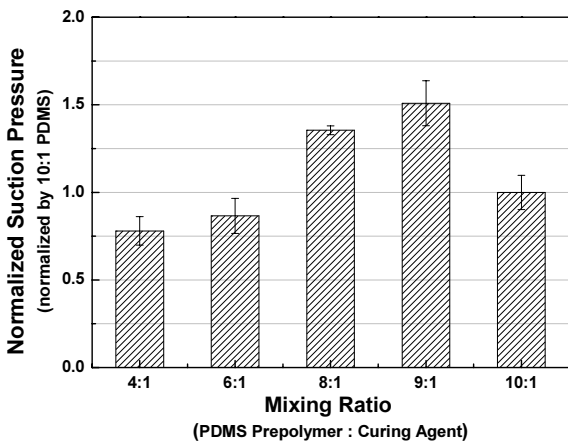


Fig. 8 Suction pressure generated by finger-pressure for different mixing ratio of PDMS prepolymer and curing agent. Measured results were normalized by 10:1 (HS-01)

마지막 세 번째 실험에서는 흡입형 미세유체펌프 제작시 사용되는 고분자 재료의 탄성력이 흡입압력 생성에 미치는 영향을 분석하고자 하였다. 본 연구에서 사용한 PDMS는 주재와 경화제의 혼합 비율에 따라 탄성력이 달라진다고 잘 알려져 있는데, 참고문헌^[14]에 따르면, PDMS의 주재와 경화제를 4:1, 6:1, 8:1, 9:1, 10:1의 혼합비율로 중합한 PDMS의 영률이 4:1 < 6:1 < 10:1 < 8:1 < 9:1 순서인 것으로 보고되었다. 따라서 본 연구에서도 이와 동일한 혼합비율로 PDMS를 중합하여 흡입압력 생성에 미치는 탄성복원력의 효과를 분석하고자 하였다. 이 실험에서는 HS-01 모델을 사용하여 탄성력에 따라 생성되는 흡입압력을 측정하였다. Fig. 8은 각 조건에서 측정된 흡입압력을 혼합비율이 10:1인 모델의 결과를 기준으로 표준화한 그래프이다. 실험 결과 9:1 모델에서 측정된 흡입압력이 10:1 모델에서 측정된 흡입압력보다 약 1.5배 높은 것으로 나타났다. 생성된 흡입압력의 크기는 4:1 < 6:1 < 10:1 < 8:1 < 9:1 순서로 높아짐을 확인하였으며, 이는 참고문헌 [14]에서 측

정한 영률의 순서와 같은 결과이다. 이는 높은 영률을 가진 흡입펌프가 낮은 영률을 가진 흡입펌프보다 흡입챔버의 변형 후 탄성복원력이 커 보다 큰 흡입압력을 생성하기 때문이다.

3. 결론

본 연구에서는 지압으로 구동되는 흡입형 미세유체펌프를 제안하고 시제품을 제작하여 그 특성을 실험적으로 평가하였다. 반지름 5 mm, 높이 5 mm의 원통형 챔버를 사용한 실험결과, 흡입압력은 3.8 kPa에서 31 kPa까지 선형적으로 증가하였으며 이에 따라 유량 또한 11.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ 에서 160.8 $\mu\text{l}/\text{min}$ 까지 선형적으로 증가하였다. 두가지의 챔버 형상을 평가한 실험에서는 빈 공간이 없도록 변형하는데 유리한 반구형 구조의 흡입챔버가 원통형 구조의 흡입챔버보다 작은 체적임에도 약 1.4배 높은 흡입압력을 생성하는 것을 확인하였다. 마지막으로 흡입챔버를 제작할 때 사용되는 탄성체의 영률이 높을수록 높은 탄성복원력으로 인해 높은 흡입압력을 생성함을 확인하였다. 제안된 흡입형 미세유체펌프는 수동으로 동작이 가능하며, 기존의 미세유체시스템을 제작하는 공정과 적합성을 가지고 있어 향후 다양한 미세유체시스템에 적용할 수 있을 것이다.

후 기

본 연구는 2013년도 산업통상자원부의 재원으로 한국에너지기술평가원(KETEP)의 지원을 받아 수행한 연구 과제(No.20134030200240)이며 부분적으로 한국연구재단을 통해 교육과학기술부의 미래융합기술 파이오니어사업(NRF-2012-0009575)으로부터 지원받아 수행되었습니다.

References

- [1] Maeng, J. H., Hwang, S. Y., 2008, Application and Prospect of a Biochip for Clinical Medicine, The Korean Institute of Information Scientists and Engineers, 26:1 31-37.
- [2] Fiorini, G. S., Chiu, D. T., 2005, Disposable Microfluidic Devices: Fabrication, Function, and Application, Bio Techniques, 38:3 429-466.
- [3] Yager, P., Edwards, T., Fu, E., Helton, K., Nelson, K., Tam, M. R., Weigl, B. H., 2006, Microfluidic Diagnostic Technologies For Global Public Health, Nature, 442:7101 412-418.
- [4] Kim, J., Kang, M., Jensen, E. C., Mathies, R. A., 2012, Lifting Gate Polydimethylsiloxane Microvalves and Pumps for Microfluidic Control, Anal. Chem., 84:4 2067-2071.
- [5] Laser, D. J., Santiago, J. G., 2004, A Review of Micropumps,

- Micromech. Microeng., 14 R35-R64.
- [6] Niu, X., Liu, L. Wen, W., Sheng, P., 2006, Active Microfluidic Mixer Chip, *Applied Physics Letters*, 88:15 153508.
- [7] Beebe, D. J., Mensing, G. A., Walker, G. M., 2002, Physics and Applications of Microfluidics in Biology, *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 4: 261-286.
- [8] Barry, R., Ivanov, D., 2004, Microfluidics in Biotechnology, *Journal of Nanobiotechnology*, 2:2.
- [9] Cho, B. S., Schuster, T.G., Zhu, X., Chang, D., Smith, G. D., Takayama, S., 2003, Passively Driven Integrated Microfluidic System for Separation of Motile Sperm, *Anal. Chem.*, 75:7 1671-1675.
- [10] Hillerstrom, A., Kronberg, B. 2008, A Two-Step Method for the Synthesis of a Hydrophilic PDMS Interpenetrating Polymer Network, *J. of Appl. Polymer Sci.* 110:5 3059-3067.
- [11] Jang, W. K., Kim, H. J., Kim, B. H., Seo, Y. H., 2013, Disposable Microfluidic Infusion Pump using Elastomeric Blister Actuator, *Korean Society of Manufacturing Technology Engineers*, 22:2 235-240.
- [12] Park, Y. M., Bang, H. C., Seo, Y. H., Kim, B. H., 2014, Development of Surface-mount-type Crown-shaped Lens for Reducing Glare Effect of Light-emitting Diode Light Source, *Korean Society of Manufacturing Technology Engineers*, 23:1 064-068.
- [13] Bruus, H., 2008, *Theoretical Microfluidics*, Oxford University Press Inc., New York, United States.
- [14] Khanafer, K., Duprey, A., Schlicht, M., Berguer. R., 2009, Effects of Strain Rate, Mixing Ratio, and Stress-Strain Definition on the Mechanical Behavior of the Polydimethylsiloxane (PDMS) Material as Related to Its Biological Applications, *Biomed Microdevices*, 11:2 503-508.