Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers 27:3 (2018) 300~305

https://doi.org/10.7735/ksmte.2018.27.3.300

J. Korean Soc. Manuf. Technol. Eng.
ISSN 2508-5107(Online)

Special Issue : Seoul Tech Capstone Design

휴대용 랩온어칩을 위한 무동력 펌프 제작

최윤정[a], 지현영[a], 조영학[a*]

Fabrication of Finger-squeezing Pump for Portable Lab-on-a-chip

Yun Jung Choi[a], Hyoung Young Ji[a], Young Hak Cho[a*]

[a] *Dept. of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology, 232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea*

ARTICLE INFO

Article history:

Received	16	March	2018
Revised	30	April	2018
Accepted	6	May	2018

Keywords:
Finger-squeezing pump
Lab-on-a-chip
PDMS membrane
Check-valve
Porous PDMS sponge

ABSTRACT

We fabricated two types of finger-squeezing pumps that were integrated with a lab-on-a-chip. One was a check-valve-type pump that comprised two check valves and one pump reservoir in between, which was operated by the deformable PDMS (Polydimethylsiloxane) membrane of the check valves. The other was a PDMS-sponge-type pump that was operated by the deformation of a porous PDMS sponge. The porous PDMS sponge could be fabricated by the sugar leaching technique based on the capillary suction of pre-cured PDMS into sugar lumps. Three kinds of PDMS-sponge-type pumps were fabricated; all had different porosities owing to the different sugar grain sizes. The performance of the check-valve-type pump and the three types of PDMS-sponge-type pumps were investigated. They were integrated with microfluidic chips to detect the fluorescence of microalgae. The microfluidic chips integrated with finger-squeezing pumps are expected to be portable, disposable, and power-free chips.

1. 서 론

최근 의료 진단에 있어 현장검사(Point-of-care testing, POCT)를 통해 질병 진단을 수행할 수 있는 수 마이크로 칩(microchip)이 빠르게 보급되고 있다. 현장검사 칩은 장소에 제약이 적고, 검사 결과를 즉각적으로 얻을 수 있으며 전문적인 지식이 없는 환자 본인이 장치를 사용할 수 있는 장점을 가지고 있다. 마이크로플루이딕 칩(microfluidic chip) 및 랩온어칩(lab-on-a-chip)은 이러한 현장검사에 널리 사용되고 있을 뿐만 아니라, 의료 진단 및 생물, 화학 등 다양한 분야에서도 이용되고 있다[1,2]. 또한, 하천의 수질을 판단하기 위한 녹조류 농도 측정 및 분석과 같은 분야에서도 랩온어칩에 기반한 현장검사를 수행하는 연구가 진행되고 있다[3]. 이와 같이 랩온어칩을 이용하게 되면 현장에서 채취한 시료에 대한 정보를 바로 얻을 수 있을 뿐 아니라, 시료를 실험실로 옮겨 측정하는 방법에 비해 비용과 시간을 절감할 수 있는 장점이 있다. 그러나, 이러한 랩온어칩 기반의 현장측정 장치에 액상의 시료를 주입하기 위해서는 시린지 펌프(syringe pump)와 같은 장치가 필요하나, 시린지 펌프는 크기가 커 휴대성이 떨어질 뿐 아니라 외부 동력이 필요하여 현장측정 장치에 사용하기에는 불편한 단점이 있다. 따라서 휴대가 가능하며 외부 전원의 연결 없이 무동력으로 구동이 가능한 펌프에 관한 연구가 최근 다양하게 진행되고 있다[4-10]. Li et al.은 체크 밸브를 이용하여 손가락으로 눌러 유체를 이동시키는 펌프가 내재된 마이크로플루이딕 칩을 제작하여 생화학 분석에 응용하였다[5]. 또한, Cha et al.은 각설탕을 이용하여 다공성 PDMS

* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-6351
Fax: +82-2-974-8270
E-mail address: ycho@seoultech.ac.kr (Young Hak Cho).

펌프를 제작하여 다공성 정도와 스트레스-스트레인(stress-strain)의 관계에 따른 펌프의 성능을 연구하였다[6]. 최근 PDMS의 가스 용해도와 투과성을 이용한 진공 구동의 무동력 마이크로플루이딕스(Vacuum-driven power-free microfluidics)에 관한 리뷰 논문에서 다양한 형태의 휴대용 무동력 펌프들이 마이크로플루이딕스와 랩온어칩에서 이용 가능함을 보였다[8].

본 연구에서는 기존의 시린지 펌프를 대신하여 소형이며 휴대가 용이한 두 종류의 펌프를 제작하여 마이크로플루이딕 칩과 통합하였다. 이와 같이 제작된 칩은 외부 동력의 사용 없이 간단한 손 동작으로 구동되는 펌프와 검출부(detection chamber)가 하나로 통합되어 있다. 랩온어칩에 적용된 펌프의 방식은 체크 밸브를 이용한 방식과 다공성의 PDMS sponge를 이용한 방식이 있다. 첫 번째 체크 밸브 형 펌프는 외부 압력이 가해졌을 때 PDMS membrane의 변형에 의해 구동되며, 두 번째 PDMS sponge 형 펌프는 다공성의 PDMS sponge가 변형될 때 발생하는 공압에 의해 구동된다. 체적유량 실험을 통해 제작된 펌프들의 성능을 비교하였으며, 용액 내의 입자들이 원하는 곳으로 이동하는지 테스트하기 위해 마이크로 비드(bead) 및 녹조류 세포를 이용하였다. 휴대용 무동력 펌프들에 의해 검출부로 이동된 마이크로 비드 및 녹조류 세포들 현미경을 통해 검출이 가능함을 확인하였다.

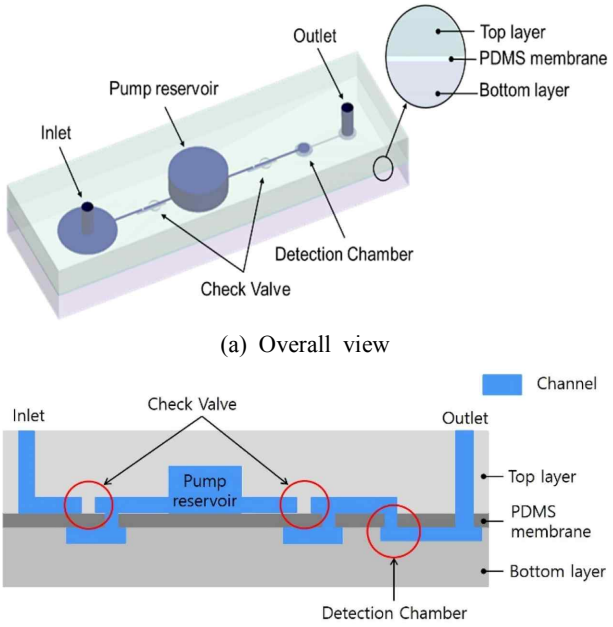
2. 본 론

본 연구에서는 휴대용 랩온어칩을 위한 두 종류의 무동력 펌프를 제작하였다. 각각의 제작 방법은 다음과 같다.

2.1 체크 밸브 형 펌프 제작

본 연구에서는 공압 펌프(pneumatic pump)와 체크 밸브(check-valve)를 조합하여 체크 밸브 형 펌프[5]가 내재된 랩온어칩(lab-on-a-chip)을 제작하였다. Fig. 1은 체크 밸브 형 펌프와 함께 제작된 마이크로플루이딕 칩의 개념도를 나타내며, 그 구조는 입구부(inlet)와 출구부(outlet), 펌프, 그리고 검출부(detection chamber)로 이루어져 있다. 펌프는 2개의 체크 밸브와 펌프 저장소 (pump reservoir)로 구성되어 있으며, Fig. 1에서 보듯이 상단층 (top layer)과 하단층 (bottom layer), 그리고 상단층과 하단층 사이의 PDMS membrane의 구조를 이룬다. PDMS membrane은 그 두께가 약 20 μm로 얇아서 펌프 저장소에 가해지는 외부 압력에 의해 쉽게 변형이 가능하며, 이 변형에 의해 유체 채널이 열리거나 닫히게 된다.

체크 밸브 형 펌프가 내재된 칩을 제작 과정은 각각의 층들을 제작한 후 각 층들을 정렬(align) 및 본딩을 진행하였다. 먼저 폭



(a) Overall view

(b) Cross-sectional view

Fig. 1 Schematic view of check-valve type pump

0.2 mm, 높이 0.1 mm의 단면을 가지는 채널과 직경 10 mm, 높이 3 mm인 펌프 저장소(체적: 3 mm^3)를 가지는 상단층 몰드 제작의 경우 기존의 MEMS 공정으로 제작하기가 곤란하여 마이크로 조각기를 이용하여 제작하였다. 폭 0.3 mm, 높이 0.1 mm의 채널 단면을 가지는 하단층 몰드는 기존의 SU-8을 이용하는 MEMS 공정을 통해 제작하였다. 각각의 방법으로 제작된 몰드로부터 PDMS에 전사하여 상단층과 하단층을 얻었다. 얇은 PDMS membrane을 제작하기 위해 스핀코팅(spin-coating)법을 이용하였다. 먼저 아크릴판과 PDMS membrane이 잘 분리되게 하기 위해 아크릴판에 실란(silane)을 코팅한 후 20 μm 두께의 PDMS membrane을 얻기 위해 경화되지 않은 PDMS 용액(pre-cured PDMS)을 아크릴판에 뿌린 후, 3,000 rpm으로 스핀코팅을 진행하였다. 스핀코팅 후 PDMS를 80°C 오븐에서 약 30분 간 경화시켜 membrane을 제작하였다. Fig. 1(b)에서 보이는 바와 같이 제작된 상단층의 PDMS와 PDMS membrane에 펀치를 이용하여 입구부와 출구부를 형성하였다.

각기 제작된 층들을 본딩하는 과정은 다음과 같다. 먼저 하단층 PDMS와 아크릴판 위에 경화된 PDMS membrane을 O_2 플라즈마 처리를 한 후 본딩하였다. 두 층들을 본딩한 후 아크릴판을 제거하고, 이를 다시 상단층과 본딩하기 위해 O_2 플라즈마 처리를 한 후 본딩하였다. 세 층 모두 본딩한 후, 입구부와 출구부에 튜브를 연결하여 최종 칩을 완성하였다.

2.2 PDMS sponge 형 펌프 제작

PMDS sponge 형 펌프를 제작하기 위해 모세관 현상의 일종

인 설탕 리칭법(sugar leaching technique)을 이용하여 PDMS sponge를 제작하였다[6]. Fig. 2에서 보는 바와 같이 먼저 경화되지 않은 PDMS 용액이 담긴 페트리 디쉬(petri-dish)에 각설탕을 올려 놓은 후 진공 챔버(chamber)에서 2시간 동안 PDMS가 각설탕에 흡수되도록 한 후, 80°C 오븐에서 30분 동안 PDMS를 경화시켰다(Fig. 2(b)). PDMS가 경화된 각설탕을 뜨거운 물에 넣어 설탕을 용해시키면 설탕 입자가 녹아서 빠져나가게 되고, 설탕이 빠져나간 공간이 빈 공간이 되어 다공성 PDMS sponge를 얻을 수 있었다(Fig. 2(c)). PDMS sponge 형 펌프의 성능을 일정하게 유지하기 위해 PDMS sponge의 표면을 PDMS를 이용하여 코팅하였다. 즉, 경화되지 않은 PDMS 용액을 75°C 핫플레이트(hot-plate)에서 약 10분 동안 경화시켜 점도를 높인 후 PDMS sponge의 표면을 코팅하였다. 코팅된 PDMS sponge는 다시 80 °C 오븐에서 20분 동안 경화시켰다.

PDMS sponge 제작에 있어 사용된 각설탕의 입자 크기는 PDMS sponge의 다공성과 밀접한 관련이 있다. 따라서 본 연구에서는 3가지 다른 입자 크기를 가지는 각설탕을 이용하여 다공성 PDMS sponge를 제작하였다. 다공성(porosity)은 전체 부피에서 빈 공간이 차지하는 비율을 나타내는 것으로, 설탕 부피 또는 PDMS 부피 기준으로 구할 수 있다. 설탕 부피를 기준으로 다공성을 구하는 식은 다음과 같다.

$$Porosity = \left(\frac{\frac{m_{sugar}}{\rho_{sugar}}}{V_{sponge}} \right) \times 100(\%)$$

또한, PDMS sponge 부피를 기준으로 다공성을 구하는 식은 다음과 같다.

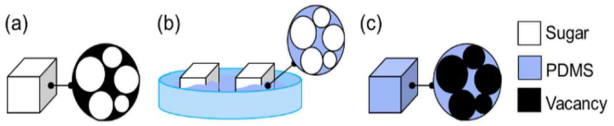


Fig. 2 (a) Lump sugar, (b) Absorbing pre-cured PDMS and (c) PDMS sponge

Table 1 Porosity of PDMS sponge type pump according to various size of sugar grain (Number of N: 10)

	Average size of sugar grain (μm)	Size of lump sugar (mm^3)	Mass of lump sugar (g)	Calculated Porosity (%)
Type 1	710 (520 ~ 920)	161,610	2.65	65.1
Type 2	1,030 (800~1300)	171,710	2.89	65.3
Type 3	600 (500~720)	171,710	2.89	69.6

$$Porosity = \left(1 - \frac{\frac{m_{sponge}}{\rho_{PDMS}}}{V_{sponge}} \right) \times 100(\%)$$

본 연구에 사용된 각설탕은 시중에 시판되고 있는 각설탕(씨제이제일제당㈜, Type 1)과 일반 설탕으로부터 제작한 2가지 종류의 각설탕(Type 2, Type 3)이다. Table 1은 본 연구에 사용된 각설탕의 입자 크기, 부피, 질량 및 다공성을 나타내며, 사용한 각설탕의 수는 10개씩이다. Fig. 3은 각설탕 표면의 입자들의 현미경 사진으로, 이로부터 입자들의 크기를 측정하였다. 자체 제작한 각설탕의 다공성이 시중에 시판되는 각설탕의 다공성보다 크게 나타났다.

본 연구에서는 입구부, 출구부, 유체 채널 및 검출부를 가진 마이크로플루이딕 칩에 PDMS sponge 형 펌프를 연결하여 두 번째 랩온어칩(lab-on-a-chip)을 제작하였다(Fig. 4). 마이크로플루이딕 칩은 간단한 MEMS 공정과 PDMS 몰딩을 이용하여 제작하였다. 펌프와 마이크로플루이딕 칩의 연결을 위해 코팅된 PDMS sponge를 펀치를 이용하여 수직방향으로 관통 구멍을 뚫은 후, 관통 구멍과 칩을 정렬한 후 본딩하였다. 이 때, 비드 및 세포와 같은 측정 대상을 포함하는 용액을 주입하는 입구부와 PDMS sponge 펌프의 위치를 분리시켜 용액을 주입하여 PDMS sponge가 역류하는 용액을 흡수하여 토출량에 영향을 주는 것을 방지하고자 하였다. PDMS sponge 형 펌프의 구동은 PDMS sponge를 손가락으로 눌러 변형될 때 발생하는 압력에 의해 입구부의 용액이 토출되며, 이 때, 입구부에 튜브를 연결하게 되면 튜브 속의 액체로 인한

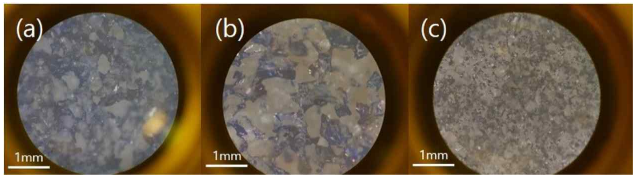


Fig. 3 Microscopic images of lump sugar surface, (a) type 1, (b) type 2, (c) type 3 (scale bar: 1 mm)

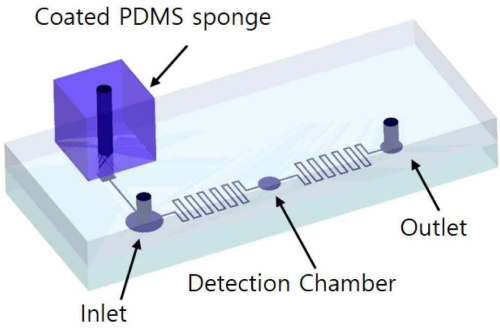


Fig. 4 Schematic view of lab-on-a-chip integrated with PDMS sponge type pump

음압이 발생하여 펌프 성능에 영향을 주므로 출구부에만 튜브를 연결하였다.

2.3 펌프 성능 실험

본 연구에서 제작된 두 종류의 펌프 성능을 측정 및 비교하기 위해 체적유량 실험과 마이크로 비드 및 녹조류 세포를 이용한 입자 이동 실험을 진행하였다. 체적유량 실험은 손가락으로 펌프에 일정한 압력을 가했을 때 일관된 양의 액체를 토출하는지 확인하는 실험이다. 체적유량은 전체 유체 채널의 부피를 각각의 칩 입구부로부터 출구부까지 용액이 도달하는데 걸리는 시간으로 나누어 구하였다. 체크 밸브 형 펌프의 경우, 측정시간을 두 가지로 나누어 측정하였다. 먼저 펌프 저장소가 채워지기 전, 펌프 저장소에 인가했던 압력을 제거했을 때부터 유체의 유동이 멈출 때까지의 시간 (t1)을 측정하였다. 다음으로 펌프 저장소가 채워진 후, 압력을 인가했을 때부터 출구부까지 유체가 도달할 때까지의 시간 (t2)을 측정하였다. 이렇게 구해진 시간 t1과 t2를 더하여 전체 시간을 구하였으며, 유체 채널, 펌프 저장소 및 검출부의 총 체적을 측정한 시간 (t1+t2)으로 나누어 체적유량을 구하였다. PDMS sponge 형 펌프의 경우 손가락으로 PDMS sponge에 힘을 가했을 때부터 출구부에 용액이 도달할 때까지의 시간을 측정하여 구하였으며, 입구부와 출구부를 제외한 유체 채널의 총 체적을 측정한 시간으로 나누어 체적유량을 구하였다.

실제 펌프의 구동 시 입자들이 정상적으로 검출부로 이동하는가를 확인하기 위해 직경 10 μm의 마이크로 비드(Polybead Polystyrene 10.0 micron microsphere, Polyscience Inc.) 및 세포를 이용한 입자 이동 실험을 진행하였다. 마이크로 비드를 DI water와 1:10의 비율로 섞어 각 칩의 입구부에 주입한 후 펌프를 구동하여, 현미경을 이용하여 검출부에서 마이크로 비드를 확인하였다. 이후 실제 녹조류 세포(CC-125, 직경 15~20 μm)에 대해서도 동일 실험을 수행하였으며, 형광현미경(Leica DMIL)을 이용하여 검출부에서 녹조류 세포를 관측하였다.

3. 실험 결과 및 분석

Fig. 5는 두 종류의 펌프를 포함한 랩온어칩의 제작 결과이다. 체크 밸브 형 펌프를 내재한 전체 칩의 크기는 25,708 mm^3이며, PDMS sponge 형 펌프를 결합한 칩의 전체 크기는 256,012 mm^3이다. Fig. 5(a)에서 보듯이 체크 밸브 형 펌프를 내재한 전체 칩은 입구부와 출구부 사이에 펌프를 구동시키는 저장소(reservoir)가 존재하며, 전체 칩의 일부로 제작된다. 반면에, Fig. 5(b)에서 보듯이 PDMS sponge 형 펌프의 경우, 펌프와 칩을 별도로 제작하여 최종적으로 본딩을 통해 연결하는 구조를 나타낸다. 따라서, 전체

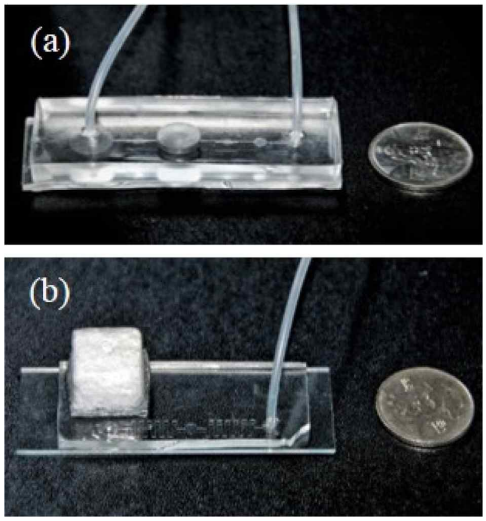


Fig. 5 Microscopic images of (a) check-valve type pump, (b) PDMS sponge type pump

Table 2 Volumetric flow rate of each pump

Type of pump		Number of measurements	Volumetric flow rate (mm^3/sec)	STD
Check-valve type pump		6	10.5	2.00
PDMS sponge type pump	Type 1	10	12.2	1.38
	Type 2	10	10.1	0.82
	Type 3	10	9.63	1.12

적인 칩의 높이는 체크 밸브 형 펌프를 내재한 칩이 PDMS sponge 형 펌프와 연결된 칩에 비해 작게 만들 수 있는 장점이 있으나, 그 구조가 복잡하며 칩 설계 초기부터 칩의 구조와 함께 펌프의 구조를 고려해 설계 및 제작해야 하는 단점이 있다.

Table 2는 펌프들의 체적유량 실험 결과이다. 체크 밸브 형 펌프는 평균 10.5 mm^3/sec의 체적유량을 나타내는 반면, PDMS sponge 형 펌프는 평균 9.63~12.2 mm^3/sec의 체적유 량을 나타냈다. 두 종류의 펌프에 대해 측정된 체적유량의 편차를 비교하면, PDMS sponge 형 펌프가 체크 밸브 형 펌프에 비해 일정한 체적유량을 나타냈다. 체크 밸브 형 펌프의 경우 1회 구동당 이론적 토출량은 펌프 저장소의 체적(114.3 mm^3)에 비례하나, 사적(dead volume; 35.6 mm^3)이 존재하여 실제 토출량은 78.7 mm^3였다. PDMS sponge 형 펌프의 경우에는 펌프 저장소가 없어 1회 구동당 토출량과 체적유량은 비례 관계에 있다.

Fig. 6은 PDMS sponge 형 펌프들의 체적유량과 다공성과의 관계를 나타낸다. 본 연구에서 제작한 두 종류의 각설탕(type 2, 3)의 입자 크기가 클수록 PDMS sponge 형 펌프의 다공성이 작아지는 반면, 체적유량은 커지는 것으로 나타났다. 이는 펌프의 다공성이 작아질수록 변형이 어려워져 충분한 압력을 만들어내지 못하기 때문인 것으로 판단된다. 반면, 시중에서 판매되는 각설탕(type

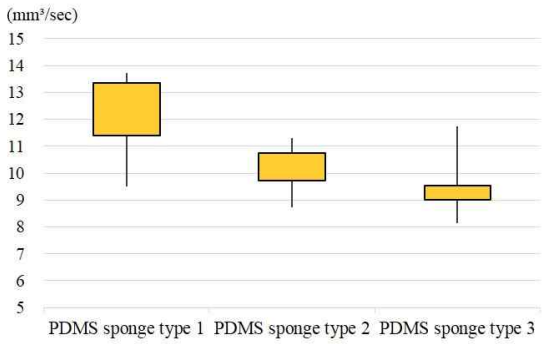


Fig. 6 Volumetric flow rate according to the porosity of PDMS sponge type pumps

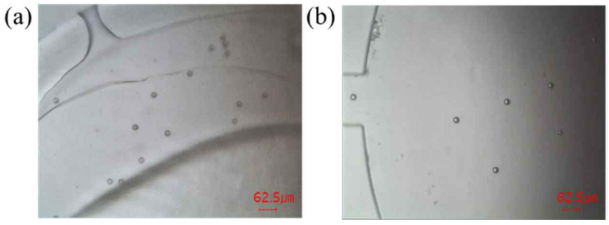


Fig. 7 Beads in detection chamber of lab-on-a-chip integrated with (a) check-valve type pump, (b) PDMS sponge type pump

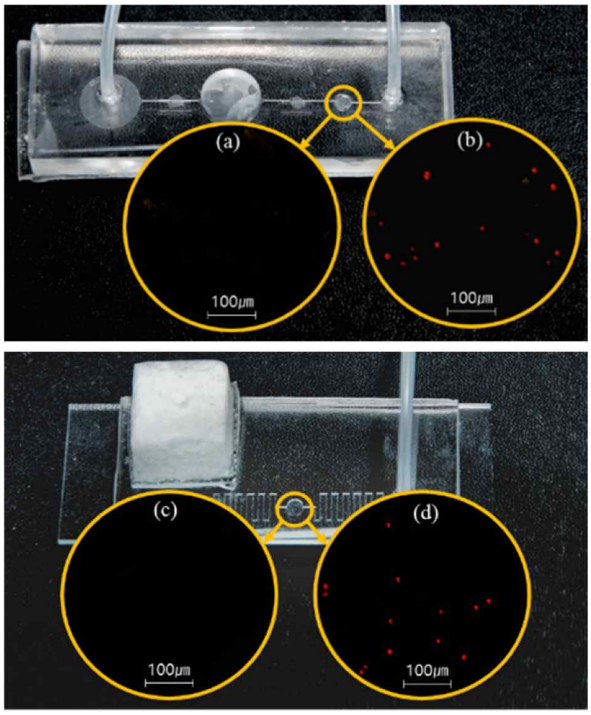


Fig. 8 Microscopic images of detection chamber of (a),(b) check-valve type pump without and with algae, and (c),(d) PDMS sponge type pump without and with algae

1)의 경우 입자의 크기는 작으나, 고압에서 제작되어 다공성이 작아 체적유량이 크게 나타난 것으로 보인다. 따라서, 각설탕의 입자 크기를 조절하여 PDMS sponge의 다공성을 조절하고 이를 통해 펌프의 체적유량 성능을 컨트롤할 수 있을 것으로 기대된다.

Fig. 7에서 보는 바와 같이, 두 펌프 모두 입자이동 실험을 통해 마이크로 비드가 펌프의 구동에 의해 검출부로 이동되는 것을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 제작한 칩들을 이용하여 실제 녹조류 세포들의 검출이 가능한지를 테스트하였다. 녹조류 세포가 포함된 용액을 칩의 입구부에 주입한 후 펌프를 구동시켜 녹조류 세포들이 각 칩의 검출부로 이동함을 확인하였다. Fig. 8에서 보는 바와 같이, 녹조류를 주입하지 않았을 때는 검출부에서 어떠한 형광 신호도 관측되지 않았으나, 녹조류를 주입하였을 때는 각각의 칩 검출부에서 녹조류의 형광신호를 확인할 수 있었 다. 따라서, 본 연구에서 제작한 휴대용 무동력 펌프 가 통합된 랩온어칩들은 강 또는 하천에 존재하는 녹조류 검출에 이용이 가능하며, 앞으로의 연구를 통해 녹조류 세포들의 정량적인 분석도 가능할 것으로 기대된다.

4. 결 론

본 연구에서는 두 종류의 휴대용 무동력 마이크로플루이딕 펌프가 통합된 랩온어칩을 제작하였다. 랩온어칩에 적용된 펌프는 체크 밸브 형 펌프와 PDMS sponge 형 펌프로, 체크 밸브 형 펌프는 외부 압력이 가해졌을 때 PDMS membrane의 변형에 의해 구동되며 PDMS sponge 형 펌프는 다공성의 PDMS sponge가 변형될 때 발생하는 공압에 의해 구동된다. 랩온어칩에 통합된 두 종류의 펌프 성능을 비교한 결과, 두 종류의 펌프 모두 비슷한 토출량을 나타내나, 체크 밸브 형 펌프에 비해 PDMS sponge 형 펌프가 체적유량이 일정함을 보였다. 이는 체크 밸브 형 펌프의 경우 펌프 저장소의 사적(dead volume)과 3개 층의 복잡한 구조로 인해 제작상의 오배열(misalignment)이 영향을 미친 반면, PDMS sponge 형 펌프의 경우 구조가 단순할 뿐 아니라 제작 방법이 간단하여, 체적유량에 있어 펌프 간의 편차가 적어 체크 밸브 형 펌프에 비해 일정량의 유체를 토출할 수 있었던 것으로 판단된다. 본 연구에서 제작한 휴대용 무동력 펌프가 통합된 랩온어칩들은 다양한 분야에 이용이 가능하며, 특히 앞으로의 연구를 통해 녹조류 세포들의 정량적인 분석도 가능할 것으로 기대된다.

후 기

이 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비의 지원으로 수행되었습니다.

References

[1] Sista, R., Hua, Z., Thwar, P., Sudarsan, A., Srinivasan, V., Eckhardt, A.,

Pollack, M., Pamula, V., 2008, Development of a Digital Microfluidic Platform for Point of Care Testing, Lab on a Chip, 8 2091-2104.

[2] Samborski, A., Jankowski, P., Wegrzyn, J., Michalski, J. A., Pawłowska, S., Jakieła, S., Garstecki, P., 2015, Blood Diagnostics Using Sedimentation to Extract Plasma on a Fully Integrated Point-of-care Microfluidic System, Eng. Life Sci., 15 333-339.

[3] Shin, Y. -H., Barnett, J. Z., Song, E., Gutierrez-Wing, M. T., Rusch, K. A., Choi, J. -W., 2015, A Portable Fluorescent Sensor for On-site Detection of Microalgae, Microelectronic Engineering, 144 6-11.

[4] Iverson, B. D., Garimella, S. V., 2008, Recent Advances in Microscale Pumping Technologies: A Review and Evaluation, Microfluid. Nanofluid., 5 145-174.

[5] Li, W., Chen, T., Chen, Z., Fei, P., Yu, Z., Pang, Y., Huang, Y., 2012, Squeeze-chip: A Finger-controlled Microfluidic Flow Network Device and its Application to Biochemical Assays, Lab on a Chip, 12 1587-1590.

[6] Cha, K. J., Kim, D. S., 2011, A Portable Pressure Pump for Microfluidic Lab-on-a-chip Systems Using a Porous Polydimethylsiloxane (PDMS) Sponge, Biomedical Microdevices, 13 877-883.

[7] Gong, M. M., MacDonald, B. D., Nguyen, T. V., Sinton, D., 2011, Hand-powered Microfluidics: A Membrane Pump with a Patient-to-chip Syringe Interface, Biomicrofluidics, 6 044102.

[8] Xu, L., Lee, H., Jetta, D., Oh, K. W., 2015, Vacuum-driven Power-free Microfluidics Utilizing the Gas Solubility or Permeability of Polydimethylsiloxane (PDMS), Lab on a Chip, 15 3962-3979.

[9] Chen, A., Pan, T., 2014, Manually Operatable On-chip Bistable Pneumatic Microstructures for Microfluidic Manipulations, Lab on a Chip, 14 3401-3408.

[10] Dimov, I. K., Basabe-Desmonts, L., Garcia-Cordero, J. L., Ross, B. M., Riccoa, A. J., Lee, L. P., 2011, Stand-alone Self-powered Integrated Microfluidic Blood Analysis System (SIMBAS), Lab on a Chip, 11 845-850.