



• 특집 • 나노마이크로 가공 및 응용 소자

# 점탄성 유체 내 미세입자 분리용 고종횡비 미세유체 디바이스 제작

## The Fabrication of a High-Aspect-Ratio Microfluidic Device for Microparticle Separation under Viscoelastic Fluid

김성우<sup>1</sup>, 권주용<sup>1</sup>, 황지홍<sup>2</sup>, 조영학<sup>1,2,#</sup>  
Sung Woo Kim<sup>1</sup>, Joo Yong Kwon<sup>1</sup>, Jihong Hwang<sup>2</sup>, and Young Hak Cho<sup>1,2,#</sup>

<sup>1</sup> 서울과학기술대학교 대학원 기계설계로봇공학과 (Department of Mechanical Design and Robot Engineering, Graduate School, Seoul National University of Science & Technology)  
<sup>2</sup> 서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과 (Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science & Technology)  
# Corresponding Author / E-mail: [yhcho@seoultech.ac.kr](mailto:yhcho@seoultech.ac.kr), TEL: +82-2-970-6361  
ORCID: 0000-0002-7603-2063

KEYWORDS: Viscoelastic fluid (점탄성 유체), High-aspect-ratio channel (고종횡비 채널), Elasto-inertial focusing (탄성-관성 집중), Particle separation (입자 분리)

*In this study, we propose a novel and simple fabrication method of the microfluidic device, with high-aspect-ratio (HAR) microchannel for microparticle separation under viscoelastic fluid flow. To fabricate the HAR (> 10) microfluidic device comprised of the Si channel and PDMS mold, basic MEMS processes such as photolithography, reactive ion etching and anisotropic wet etching of Si wafer were used, and then plasma bonding with mechanical alignment between the Si channel and PDMS mold was conducted. The width of the microchannels was determined by the difference between the Si channel width and the master width for the PDMS mold. On the other hand, the heights of the Si channel and PDMS mold could be controlled by the KOH etching time and spin-coating speed of SU-8, respectively. The HAR microfluidic device whose microchannel had 10 μm width and 100 μm height was successfully fabricated, and used to separate microparticles without other external forces. The effect on the particle focusing position and focusing width under viscoelastic fluid was investigated, depending on the flow rate and the microparticle size. It is expected that precise manipulation as well as high-throughput separation of microparticles, can be achieved using the microfluidic device with HAR microchannel.*

Manuscript received: April 27, 2022 / Revised: June 9, 2022 / Accepted: June 10 2022

### 1. 서론

최근 들어 점탄성 유체의 고유한 특성으로 점탄성 비뉴턴 미세유체역학이 많은 주목을 받고 있는데, 이는 압력 구동 유동 시스템에서 입자의 횡방향 이동을 야기하여 복잡한 채널 구조 없이도 입자들을 한 곳으로 집중(Focusing)시킬 수 있기 때문이다[1-3]. 즉, 점탄성 유체 내의 입자는 채널 중심에서 벽면으로 밀어내는 전단 구배 유도 양력(Shear Gradient Lift Force)과 벽에서 밀어내는 벽면 유도 양력(Wall Effect Lift Force)과 같은 관성력 뿐만 아니라, 탄성력(Elastic Force)의 영향을 받는 것으로

알려져 있다. 이전의 수동 방법들(Passive Methods)과 비교하여 점탄성 유체의 유변학적 특성들(Rheological Properties)을 조절하게 되면 넓은 범위의 유속에서 입자들을 집중시키거나 분리할 수 있다. 비뉴턴 유체(Non-Newtonian Fluid)에서 첫 번째 수직 응력 차이( $N_1$ )의 비균일 분포를 이용하게 되면 단순한 직선 형태의 미세유체 채널 내에서 미세입자 및 세포의 집중뿐 아니라 크기에 기반한 분리 시에도 활용할 수 있다[2,3].

한편, 세포 분리는 생물학적 샘플을 생화학적 분석, 질병 진단 및 치료제 개발과 같은 분야에서 이용하기 위해 거쳐야 하는 필수적인 전처리 단계라고 할 수 있다. 최근 미세유체 기술의

발전으로 인해 미세유체에 기반한 미세입자/세포 분리 기술은 디바이스의 제작 비용 및 필요 샘플/시약의 사용량을 줄이는 데 있어 커다란 이점을 가지고 있어 많은 연구자들의 관심을 끌고 있다[4]. 많은 연구자들은 Sheath Flow를 이용하여 미세유체 채널 내에서 미세입자들을 분리 및 조작을 하였으나, 이러한 방식은 추가적인 유체 주입 채널과 제어가 필요하게 되어 장치의 설계가 복잡해질 뿐 아니라, 광범위한 양의 Sheath Flow로 인해 실제 처리 가능한 샘플/시료의 양이 줄게 된다는 단점들이 존재한다. 이러한 문제점들을 해결하기 위해 관성 집중(Inertial Focusing) [2], 탄성-관성 집중(Elasto-Inertia Focusing) [5-7], 측면 방향 변위(Deterministic Lateral Displacement, DLD) [8] 등의 방법들을 이용한 입자 분리 및 조작에 관한 연구들이 진행되어 왔다.

최근 점탄성 유체 내에서 미세입자를 크기에 따라 분리하고 [7], 전혈(Whole Blood)로부터 높은 처리 속도(High-Throughput)로 혈구들을 분리해 낼 뿐 아니라[9], 미세액적을 유속에 상관없이 대량으로 제작하기[10] 위해 고종횡비를 가지는 미세유체 채널을 활용한 연구들이 발표되었다. 이러한 고종횡비 미세유체 채널 또는 몰드를 제작하기 위해 기존의 많은 연구들에서는 Deep RIE (Reactive Ion Etching) [10,11] 또는 레이저 가공[12,13]을 이용하였다. 최근에는 UV 포토리소그래피(UV-Photolithography)에 기반한 LIGA (Lithographic, Galvanoforming and Abformung) 공정을 이용하여 SU-8과 같은 포토레지스트(Photoresist)를 패터닝(Patterning)한 후 PDMS (Polydimethylsiloxane) 마이크로 몰딩을 통해 고종횡비 채널들을 제작하고 있다[7,14-16]. Nam, et al. [7]은 SU-8 포토리소그래피를 이용하여 고종횡비의 미세유체 채널을 제작하고 점탄성 유체 내 미세입자를 분리하였을 뿐 아니라 혈액 내 말라리아 세포 및 백혈구를 분리하였다. 이러한 방법들은 고가의 장비를 사용하거나 종횡비가 커질수록 주변 환경(온도, 습도 등)에 따라 공정 조건이 많은 영향을 받아 재현성이 떨어진다는 단점이 있다. 한편, 본 연구팀은 이전 연구[17,18]에서 포토리소그래피, 이방성 습식 식각 그리고 플라즈마 본딩을 통해 평행사변형 및 다양한 단면 형상을 갖는 미세유체 채널의 제작 방법을 제안하였으며 이를 이용하여 관성 집중(Inertial Focusing) 현상을 관찰하고 분석하였으나, 크기에 따른 입자 분리까지는 이루어지지 않았다.

본 연구에서는 포토리소그래피, 실리콘 이방성 습식 식각과 같은 기본적인 MEMS 공정과 PDMS 마이크로 몰딩 및 플라즈마 본딩을 이용하여 기존의 방법으로는 구현하기 어려운 고종횡비 미세유체 채널을 간단하게 제작할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 실리콘 채널과 PDMS 몰드의 본딩 시 두 구조물의 폭 차이에 해당하는 미세유체 채널을 형성하여 손쉽게 고종횡비 채널을 가지는 디바이스를 제작할 수 있었다. 이후 제작된 디바이스를 이용하여 점탄성 유체 내에서 다양한 크기의 미세입자들의 집중 실험을 진행하였으며, 이로부터 입자들의 크기에 따른 분리가 가능함을 보였다.

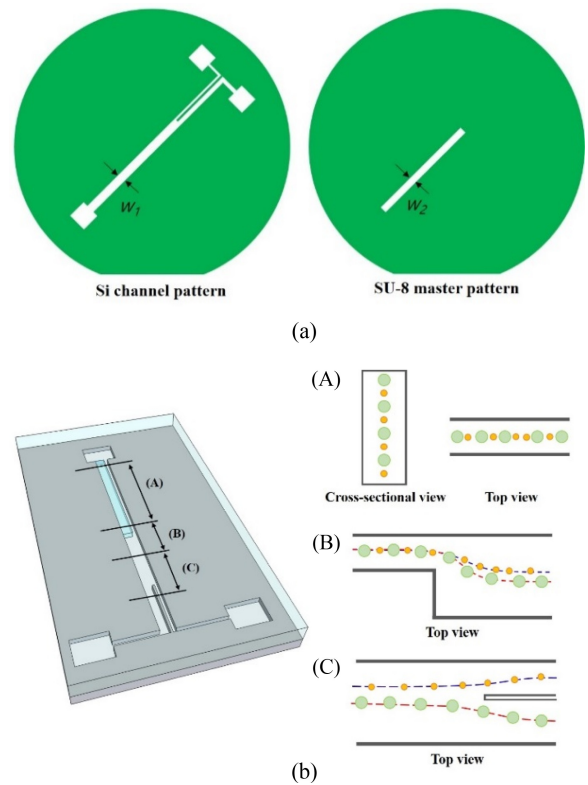


Fig. 1 Schematic view of (a) Patterned Si channel and SU-8 master, and (b) High-Aspect-Ratio (HAR) microfluidic device and its working principle of particle separation

## 2. 실험 방법

### 2.1 고세장비 미세유체 장치 제작

본 연구에서는 이전 연구[17,18]에서 제안한 다양한 단면 형상을 가지는 미세유체 채널 제작 방법을 이용하여 고종횡비 미세유체 채널을 가지는 디바이스를 제작하였다. Fig. 1(a)는 실리콘 웨이퍼 위에 패터닝된 미세유체 채널과 SU-8이 패터닝된 마스터 몰드를 나타내는데, 실리콘 채널의 폭( $w_1$ )과 PDMS 몰드용 SU-8 마스터 몰드 폭( $w_2$ )의 차이( $w = w_1 - w_2$ )가 고종횡비 미세유체 채널의 폭이 되도록 제작되었다. 한편, 고종횡비 채널 깊이( $h$ )는 실리콘 채널의 경우 이방성 습식 식각의 시간 조절로, PDMS 몰드의 경우 SU-8 패터닝 시 스핀 코팅 시간 조절을 통해 이루어졌다. 이때 실리콘 채널은 (100) 단결정 실리콘 웨이퍼에서 <110> 결정 방향과 45°의 각도를 가지고 식각되므로 수직인 채널 옆면을 갖게 된다. Fig. 1(b)는 실리콘 채널과 PDMS 몰드를 이용하여 제작된 고종횡비 채널을 가지는 미세유체 디바이스의 전체적인 개념도 및 채널 내에서 입자의 거동 변화를 나타낸다. Fig. 1(b)에서 보이는 바와 같이 본 연구에서 제안한 디바이스는 고종횡비 채널(구간 A) 부분, 입자 분리 채널(구간 B) 부분, 입자 수집 출구(구간 C) 부분으로 구성되어 있으며, 각 구간에서의 입자 거동에 관한 내용은 다음 장에서 자세히 설명할 예정이다.

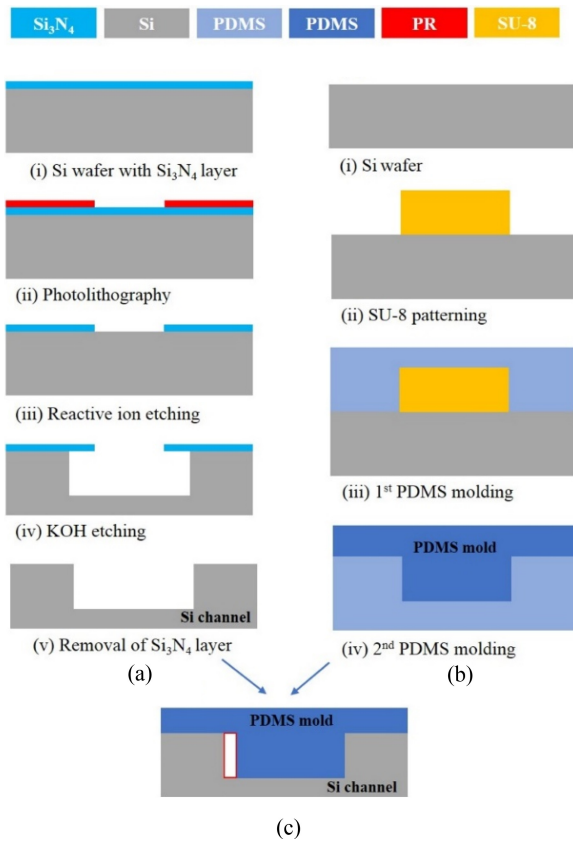


Fig. 2 Fabrication process of HAR microfluidic device. (a) Fabrication of Si channel, (b) Fabrication of PDMS mold, and (c) Alignment & bonding between Si channel and PDMS mold for HAR microchannel formation

Fig. 2는 미세입자 분리용 고종횡비 미세유체 디바이스의 제작 과정을 나타낸다. Fig. 2(a)에서 보듯이 먼저 단결정 실리콘 웨이퍼의 이방성 습식 식각을 이용하여 실리콘 미세유체 채널을 제작하는 과정으로, 간단히 설명하면 다음과 같다. 질화실리콘(Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) 박막층이 증착된 (100) 실리콘 웨이퍼에 포토리소그래피 공정 및 RIE 공정을 이용한 패터닝 후, 질화실리콘 박막을 식각 마스크로 KOH (Potassium Hydroxide) 용액을 이용하여 실리콘 이방성 습식 식각을 수행하였다.

이후 인산 용액을 이용하여 질화실리콘 박막을 제거하여 실리콘 미세유체 채널을 제작하였다. 다음으로 Fig. 2(b)에서와 같이 SU-8 패터닝을 통해 PDMS 몰드용 마스터 몰드를 제작한 후 2번의 마이크로 몰딩을 통해 PDMS 몰드를 제작하였다. 최종적으로 실리콘 채널과 PDMS 몰드에 O<sub>2</sub> 플라즈마 처리 후, 두 구조물(실리콘 채널과 PDMS 몰드) 사이의 정렬 및 본딩을 수행하여 PDMS와 실리콘으로 이루어진 고종횡비 채널(구간 A)을 가지는 미세유체 디바이스를 완성하였다(Fig. 2(c)).

2.2 디바이스 내 입자 분리 원리

점탄성 유체를 이용하여 미세유체 채널 내에서 입자들의 분리 시 관성력뿐만 아니라 탄성력의 영향을 받게 되는데, 이는 레이놀즈

수(Reynolds Number, Re)와 와이젠버그 수(Weissenberg Number, Wi)를 이용하여 나타낼 수 있다. Re는 유동 중의 관성력과 점성력의 비를 나타내는 무차원수(식(1))이며, Wi는 점탄성 유체의 탄성력을 특징하는 무차원수(식(2))이다. 이때 이 두 무차원수를 이용하게 되면 탄성과 관성의 상대적인 영향을 나타낼 수 있는데, 이를 탄성 무차원수(Elasticity Number, El)라고 하며 식(3)과 같이 나타낼 수 있다. 즉, 이 두 무차원수의 비교를 통해 탄성-관성 입자 집중 현상의 원인이 되는 주요 힘을 식별할 수 있다[19].

$$Re = \rho V_m D_h / \mu \tag{1}$$

$$Wi = \lambda \dot{\gamma} = 2\lambda V_m / D_h \tag{2}$$

$$El = Wi / Re = 2\lambda \mu / \rho D_h^2 \tag{3}$$

이때 ρ는 유체 밀도, V<sub>m</sub>은 유체 평균 속도, D<sub>h</sub>는 채널의 수력학적 직경, μ는 유체 점도, λ는 완화시간(Relation Time), γ̇는 전단율(Shear Rate)을 나타낸다. 직사각형 단면에 대한 수력학적 직경(D<sub>h</sub>)은 2hw/(h+w)로 계산되며, 여기서 h는 채널 깊이, w는 채널너비를 나타낸다.

채널의 너비(w)에 대한 입자 직경(a)의 막힘 비율(Blockage Ratio, β = a/w)은 탄성-관성 입자 집중 거동을 결정하는 중요한 매개변수이다. Fig. 2에서 볼 수 있듯이, 본 연구에서 제안한 미세유체 디바이스는 고종횡비 채널(구간 A)을 통과할 때 막힘 비율이 0.1보다 큰 모든 입자는 첫 번째 수직 응력 차이(N<sub>1</sub>)가 최소인 수직방향의 중앙 평면에 집중된다[20,21]. 따라서 막힘 비율이 0.1보다 큰 모든 입자들은 고종횡비 채널의 가운데로 사전 정렬(Prefocusing)이 이루어지게 된다. 이후 구간 B를 통과할 때 입자들의 이동량 차이에 따라 채널의 측면 방향으로 이동하는 정도가 달라지게 된다. 즉, 입자 분리 채널(구간 B)에서 입자의 크기에 따라 입자 분리가 이루어지게 되는데, 크기가 큰 입자가 작은 입자보다 측면 방향으로 더 큰 힘을 받게 되어 보다 빠르게 채널의 중심으로 이동하게 되기 때문이다[7]. 최종적으로 크기가 큰 입자는 출구 1(Outlet 1)로, 작은 입자는 출구 2(Outlet 2)로 분리가 이루어진다(구간 C).

2.3 입자 분리 실험

본 연구에서는 제작된 고종횡비 미세유체 디바이스를 이용하여 점탄성 유체 내 탄성-관성 집중 현상에 따른 입자들의 거동 및 분리 실험을 진행하였다. 실험에 사용된 입자는 직경 0.87 μm (Red, Spherotech Inc.), 2.1 μm (Blue, Spherotech Inc.) 및 5 μm (Green, Thermo SCIENCE Inc.)의 형광 폴리스티렌 입자(Polystyrene Fluorescent Particle)이며, PEO (Polyethylene Oxide, M<sub>w</sub> = -2 MDa, Sigma-Aldrich) 500 ppm 농도의 용액에 0.001%의 비율로 희석한 후 시린지 펌프(LEGATO 111, KD Scientific Inc.)를 이용하여 1-60 μl/min의 유량으로 흘려 주었다. 채널 내에서의 입자들의 거동을 관찰하기 위해 광학현미경(BX-60, Olympus)과 디지털카메라(Touptek Photonics Co., Ltd.)를 사용하여 이미지를 촬영하였다. 촬영된 모든 이미지들에

대한 분석과 이미지 처리는 ImageJ 소프트웨어를 사용하여 수행되었으며, 가우스 분포(Gaussian Distribution)를 이용하여 미세유체 채널 내 형광 입자에 대한 신호를 추출하였다.

### 3. 실험 결과 및 고찰

#### 3.1 고종횡비 미세유체 디바이스

Fig. 3은 고종횡비 채널 제작에 사용된 실리콘 채널과 PDMS 몰드의 단면 사진이며, Fig. 4는 실리콘 채널과 PDMS 몰드의 정렬 및 본딩을 통해 제작된 다양한 고종횡비 미세유체 채널의 단면에 대한 전자현미경(Scanning Electron Microscope, SEM) 사진이다. Fig. 3에서 PDMS 몰드의 폭을 다양하게 제작함에 따라 실리콘 채널과 PDMS 몰드 사이의 폭 차이에 따른 채널의 종횡비를 다양하게 변화시킬 수 있었다. Fig. 4에서 보듯이 채널의 높이는 100  $\mu\text{m}$  고정하고 채널의 폭을 6, 10, 15  $\mu\text{m}$ 로 다양하게 제작하는 것이 가능하였다. 본 연구에서는 폭 10  $\mu\text{m}$ , 높이 100  $\mu\text{m}$  ( $AR > 10$ )인 고종횡비 미세유체 채널을 이용하여 입자 집중 실험을 진행하였다. 미세유체 디바이스의 전체 채널 길이는 55 mm로, 그 중 고종횡비 채널(구간 A)의 길이는 40 mm이며, 입자 분리 채널(구간 B)의 길이 및 너비는 15 mm, 500  $\mu\text{m}$ 로 제작되었다.

#### 3.2 점탄성 유체 내에서의 미세입자 집중 및 분리

본 연구에서는 막힘 비율이 0.1보다 큰 5  $\mu\text{m}$  녹색 형광 입자와 2.1  $\mu\text{m}$  청색 형광 입자 뿐만 아니라, 막힘 비율이 0.1보다 작은 0.87  $\mu\text{m}$  적색 형광 입자에 대해 미세입자의 집중 및 분리 실험을 진행하였다. 이전 연구[20,21]에 따르면 탄성-관성 입자 집중 거동을 결정하는 중요한 매개변수인 막힘 비율이 0.1보다 큰 경우 첫 번째 수직 응력 차이( $N_1$ )가 최소인 채널의 중앙평면에 집중된다. 본 연구에서는 종횡비가 10 이상인 채널에서 막힘 비율이 0.1보다 작은 입자(0.87  $\mu\text{m}$ )들도 고종횡비 채널을 통과하는 동안 채널의 가운데로 집중되어 사전 정렬이 이루어진 후 채널을 빠져나오도록 확인할 수 있었다.

Fig. 5는 다양한 유량(1-60  $\mu\text{l}/\text{min}$ )에 대해 점탄성 유체 내에서 입자 크기에 따른 입자들의 집중 및 위치를 보여주는 형광 사진들이다. 식(1), 식(2) 그리고 식(3)을 이용하여  $Re$ ,  $Wi$ ,  $Ei$ 를 계산하였을 때,  $Re$ 는 약 0.41-24.7,  $Wi$ 는 약 3.78-227,  $Ei$ 는 약 9.22로 계산되었다. 이는 고종횡비 채널 내에서 입자들은 탄성력의 영향을 더 크게 받아 모든 입자들이 채널 내의 중앙으로 집중됨을 알 수 있다. 이후 고종횡비 채널(구간 A, 폭 10  $\mu\text{m}$ )에서 입자 분리 채널(구간 B, 폭 500  $\mu\text{m}$ )로 빠져 나오면서 입자 크기의 제곱에 비례하는 힘을 받아 더 빨리 채널의 중앙으로 이동하는 것을 확인할 수 있었다[5]. 즉, 평형 상태에 도달하기까지 고종횡비 채널(구간 A)의 출구로부터 5  $\mu\text{m}$  입자는 630  $\mu\text{m}$ , 2.1  $\mu\text{m}$  입자는 670  $\mu\text{m}$ , 0.87  $\mu\text{m}$  입자는 700  $\mu\text{m}$  이동하였다(Fig. 5(d)의 화살표 A). 즉, 채널의 중앙에 집중하기까지 고종횡비

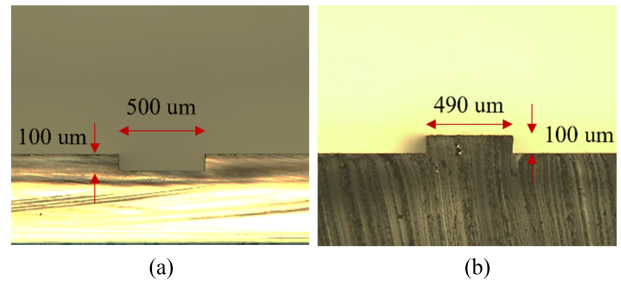


Fig. 3 Optical image of (a) Si microchannel (Width: 500  $\mu\text{m}$ , height: 100  $\mu\text{m}$ ), and (b) PDMS mold from SU-8 master (Width: 490  $\mu\text{m}$ , height: 100  $\mu\text{m}$ )

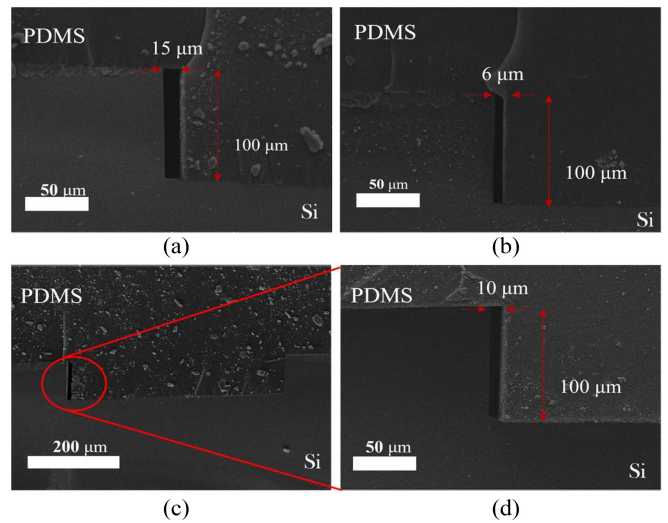


Fig. 4 SEM images of HAR microchannel with (a) 100  $\mu\text{m}$  height & 15  $\mu\text{m}$  width, (b) 100  $\mu\text{m}$  height & 6  $\mu\text{m}$  width, and (c), (d) 100  $\mu\text{m}$  height & 10  $\mu\text{m}$  width

채널의 출구로부터 약 700  $\mu\text{m}$ 의 위치에서 모든 입자들이 채널 중앙의 평형 상태 위치에 도달하였으며, 따라서 이 위치에서 모든 입자들의 채널 중앙으로의 이동량(Fig. 5(d)의 화살표 B)을 측정하였다. 분리 채널 중앙으로의 이동량은 가장 큰 평균 260  $\mu\text{m}$ 였으며, 2.1  $\mu\text{m}$  입자는 평균 248  $\mu\text{m}$ 인 반면, 0.87  $\mu\text{m}$  입자는 탄성력이 가장 적게 작용하여 평균 238  $\mu\text{m}$  이동한 것으로 나타났다.

Figs. 6(a), 6(b) 그리고 6(c)는 다양한 유속에 대해 형광 입자들의 형광 강도를 나타낸 그래프로, 유속에 따른 입자들의 집중 위치에는 큰 변화가 없었으며, 앞에서 언급한 바와 같이 입자 크기에 따라 집중되는 위치는 바뀌었다. 40  $\mu\text{l}/\text{min}$ 의 유량에 대해 입자들의 집중되는 위치를 살펴보면, 5  $\mu\text{m}$  입자들의 경우, 입자 분리 채널의 0.520 (y/w)에서 약 0.7의 상대 강도를 나타내었으며, 0.87  $\mu\text{m}$  입자들의 경우 채널의 0.476 (y/w)에 약 0.35의 상대 강도를 나타내었다(Fig. 6(d)). 이러한 실험 결과로부터 입자 크기에 따라 집중되는 위치가 약 22  $\mu\text{m}$ 의 차이를 나타냈다. 또한, Fig. 6(d)에서 보듯이 두 입자들은 거의 중첩되는 부분이 적어 분리가 가능함을 알 수 있으며, 이들을 분리하기 위한

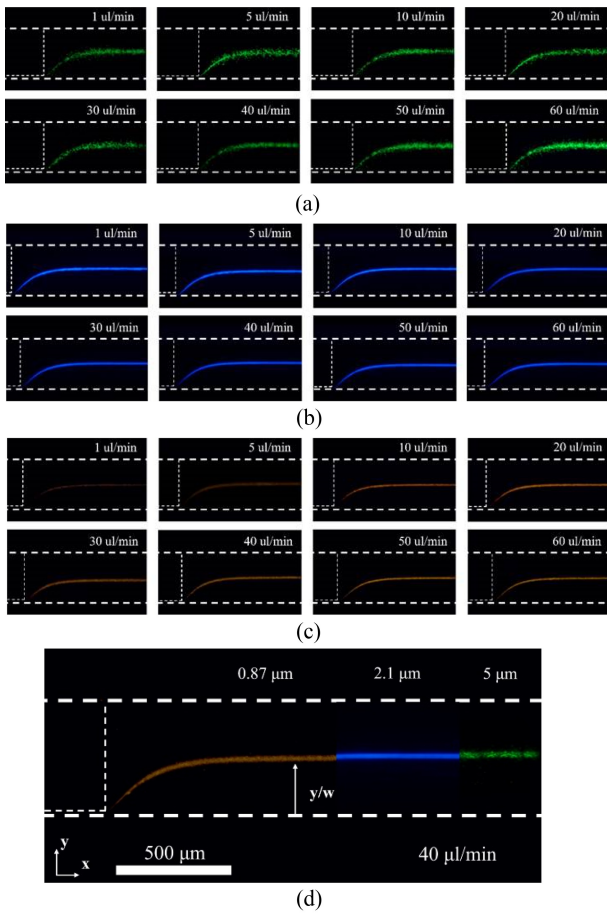


Fig. 5 Fluorescence images for lateral position of particle focusing in the separation microchannel (Region B) under non-Newtonian fluid. (a) 5 μm green particle, (b) 2.1 μm blue particle, (c) 0.87 μm red particle, and (d) Comparison of lateral position of particles for the flow rate of 40 μl/min

분리선(Separation Boundary)의 위치는 0.502로 나타낼 수 있다. 즉, 최종적으로 크기가 큰 입자(5 μm 녹색 입자)는 출구 1(Outlet 1)로, 작은 입자(0.87 μm 적색 입자)는 출구 2(Outlet 2)로 분리가 이루어진다(구간 C).

앞으로 보다 작은 폭을 가지는 고종횡비 채널을 이용하여 보다 작은 입자들의 입자 집중 및 분리에 대한 실험을 진행할 예정으로, 이를 통해 마이크로 크기의 입자들 뿐만 아니라 나노 크기의 입자들의 분리 실험에 적용 가능성을 확인할 예정이다.

4. 결론

본 연구에서는 포토리소그래피, 실리콘 이방성 습식 식각, 플라즈마 본딩 등 기본적인 MEMS 공정을 이용하여 기존의 방법으로는 구현하기 어려운 고종횡비 미세유체 채널을 가지는 디바이스를 간단하게 제작하는 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 실리콘 채널과 PDMS 몰드의 정렬과 본딩이 동시에 이루어지며 두 구조물의 폭 차이에 해당하는 채널이 형성되며, 다양한 종횡비의

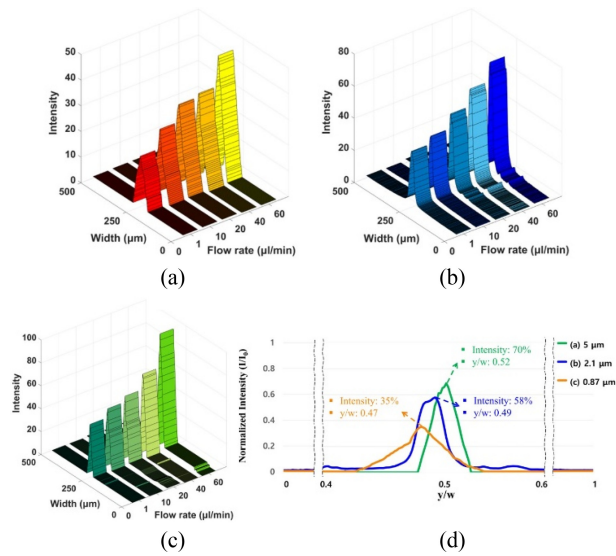


Fig. 6 Fluorescence intensities graphs of particle focusing according to various flow rates. (a) 5 μm green particle, (b) 2.1 μm blue particle, (c) 0.87 μm red particle, and (d) Normalized lateral position of particle focusing for the flow rate of 40 μl/min

미세유체 채널을 제작하는 것이 가능하였다. 제작된 미세유체 디바이스를 이용하여 점탄성 유체 내에서 미세입자의 크기에 따른 집중 및 분리 실험을 진행하였다. 모든 입자들이 고종횡비 채널(구간 A)에서 사전 정렬이 이루어진 후, 분리 채널(구간 B)에서 입자의 크기에 따라 다른 위치에 집중되었으며, 이를 이용하여 입자들의 분리가 가능함을 보였다. 본 연구에서 제안한 고종횡비 미세유체 채널을 가지는 디바이스는 점탄성 유체 내에서의 입자 거동에 대한 연구를 가능하게 할 뿐 아니라, 높은 처리 속도로 입자 및 세포를 분리하는데 사용 가능할 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENT

본 과제는 전라북도 R&D지원사업의 지원(No. RA2021-01-C4-04)에 의해 수행되었습니다.

REFERENCES

1. Yuan, D., Zhao, Q., Yan, S., Tang, S.-Y., Alici, G., Zhang, J., Li, W., (2018), Recent progress of particle migration in viscoelastic fluids, Lab on a Chip, 18(4), 551-567.
2. Amini, H., Lee, W., Di Carlo, D., (2014), Inertial microfluidic physics, Lab on a Chip, 14(15), 2739-2761.
3. Zhou, J., Papautsky, I., (2020), Viscoelastic microfluidics: Progress and challenges, Microsystems & Nanoengineering, 6(1), 1-24.
4. Yan, S., Zhang, J., Yuan, D., Li, W., (2017), Hybrid microfluidics

- combined with active and passive approaches for continuous cell separation, *Electrophoresis*, 38(2), 238-249.
5. Nam, J., Namgung, B., Lim, C. T., Bae, J.-E., Leo, H. L., Cho, K. S., Kim, S., (2015), Microfluidic device for sheathless particle focusing and separation using a viscoelastic fluid, *Journal of Chromatography A*, 1406, 244-250.
  6. Ahn, S. W., Lee, S. S., Lee, S. J., Kim, J. M., (2015), Microfluidic particle separator utilizing sheathless elasto-inertial focusing, *Chemical Engineering Science*, 126, 237-243.
  7. Nam, J., Shin, Y., Tan, J. K. S., Lim, Y. B., Lim, C. T., Kim, S., (2016), High-throughput malaria parasite separation using a viscoelastic fluid for ultrasensitive PCR detection, *Lab on a Chip*, 16(11), 2086-2092.
  8. McGrath, J., Jimenez, M., Bridle, H., (2014), Deterministic lateral displacement for particle separation: A review, *Lab on a Chip*, 14(21), 4139-4158.
  9. Jäggi, R. D., Sandoz, R., Effenhauser, C. S., (2007), Microfluidic depletion of red blood cells from whole blood in high-aspect-ratio microchannels, *Microfluidics and Nanofluidics*, 3(1), 47-53.
  10. Xu, X., Yuan, H., Song, R., Yu, M., Chung, H. Y., Hou, Y., Shang, Y., Zhou, H., Yao, S., (2018), High aspect ratio induced spontaneous generation of monodisperse picolitre droplets for digital PCR, *Biomicrofluidics*, 12(1), 014103.
  11. Parasuraman, J., Summanwar, A., Marty, F., Basset, P., Angelescu, D. E., Bourouina, T., (2014), Deep reactive ion etching of sub-micrometer trenches with ultra high aspect ratio, *Microelectronic Engineering*, 113, 35-39.
  12. Bhuyan, M. K., Courvoisier, F., Lacourt, P.-A., Jacquot, M., Furfaro, L., Withford, M., Dudley, J., (2010), High aspect ratio taper-free microchannel fabrication using femtosecond Bessel beams, *Optics Express*, 18(2), 566-574.
  13. Oh, K.-H., Lee, M.-K., Jeong, S.-H., (2006), Design and fabrication of a micro-heat pipe with high-aspect-ratio microchannels, *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, 23(9), 164-173.
  14. Genolet, G., Lorenz, H., (2014), UV-LIGA: From development to commercialization, *Micromachines*, 5(3), 486-495.
  15. Natarajan, S., Chang-Yen, D., Gale, B., (2008), Large-area, high-aspect-ratio SU-8 molds for the fabrication of PDMS microfluidic devices, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(4), 045021.
  16. Kung, Y.-C., Huang, K.-W., Fan, Y.-J., Chiou, P.-Y., (2015), Fabrication of 3D high aspect ratio PDMS microfluidic networks with a hybrid stamp, *Lab on a Chip*, 15(8), 1861-1868.
  17. Kwon, J. Y., Lee, D.-K., Cho, Y. H., (2019), Fabrication of microchannel with parallelogram cross-section using Si anisotropic wet etching and self-alignment, *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, 36(3), 287-291.
  18. Lee, D.-K., Kwon, J. Y., Cho, Y. H., (2019), Fabrication of microfluidic channels with various cross-sectional shapes using anisotropic etching of Si and self-alignment, *Applied Physics A*, 125(5), 1-7.
  19. Yang, S., Kim, J. Y., Lee, S. J., Lee, S. S., Kim, J. M., (2011), Sheathless elasto-inertial particle focusing and continuous separation in a straight rectangular microchannel, *Lab on a Chip*, 11(2), 266-273.
  20. Lim, E. J., Ober, T. J., Edd, J. F., Desai, S. P., Neal, D., Bong, K. W., Doyle, P. S., McKinley, G. H., Toner, M., (2014), Inertio-elastic focusing of bioparticles in microchannels at high throughput, *Nature Communications*, 5(1), 1-9.
  21. Seo, K., Ha, Y., Lee, S., (2014), Vertical focusing and cell ordering in a microchannel via viscoelasticity: Applications for cell monitoring using a digital holographic microscopy, *Applied Physics Letters*, 104(21), 213702.

#### Sung Woo Kim

M.S. candidate in the Department of Mechanical Design and Robot Engineering, Seoul National University of Science & Technology. His research interest is MEMS. E-mail: gjekdtjstod1@naver.com



#### Joo Yong Kwon

M.S. in the Department of Mechanical Design and Robot Engineering, Seoul National University of Science & Technology. His research interest is MEMS and microfluidics. E-mail: wock2003@seoultech.ac.kr



#### Jihong Hwang

Professor in the Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science & Technology, Seoul, Korea. His research interest is machining processes, and process monitoring and control. E-mail: hwangjh@seoultech.ac.kr



#### Young Hak Cho

Professor in the Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of Science & Technology. His research interest is Bio-MEMS and micro/nano fabrication. E-mail: yhcho@seoultech.ac.kr

