

## 미세유로채널의 새로운 제작공정 및 표면상태가 유동에 미치는 영향

박미석\*, 김진산\*, 성인하\*, 김대은#, 신보성\*\*

### Novel Fabrication Process for Micro-Fluidic Channels and the Effect of the Surface States on the Fluid Flow

Mi-Seok Park\*, Jin-San Kim\*, In-Ha Sung\*, Dae-Eun Kim# and Bo-Sung Shin\*\*

#### ABSTRACT

Recently, with the development of bio-technology the interests in the micro-fluidic devices for analysis in the fields of biology and medical science have been steadily increasing. Although polymer is considered as one of the best materials for micro-fluidic devices, glass or silicon molds fabricated by photo-lithographic technique have been commonly used. However, it is generally perceived that the conventional photolithographic technique has the limitation for fabricating micro-channels for micro-fluidic devices. In this work, the possibility of fabrication of micro-fluidic channels on PDMS by using the mechano-chemical process and the effect of surface states on the fluid flow were investigated. Experimental results revealed that PDMS mold fabricated by the mechano-chemical process could be used effectively to replicate micro-fluidic channels with high reproducibility and dimensional accuracy. It was also found that the fluid flow generation and flow speed were largely affected by the hydrophilicity and the surface roughness of the micro-channel surfaces.

**Key Words** : Mechano-chemical process (기계-화학적 가공 공정), Micro-fluidic channel (미세 유로 채널), Micro-tribology (마이크로 트라이볼로지), Polydimethylsiloxane (PDMS), Surface wettability (표면 젖음성)

#### 1. 서론

최근 들어 극미세 제조기술의 발전과 바이오 기술에 대한 관심 증대와 더불어 미세유체소자 (micro-fluidic device)를 분석 기술에 이용하려는 노력들이 이어지고 있다. 이러한 분석 기술은 의학적 생물학적 분야의 상업적인 이용에 상당히 큰 잠재력을 갖고 있는 것으로 평가되고 있다.

미세유체소자가 집적된 통합적인 분석시스템인 lab-on-a-chip이 1990년대 초에 소개된 이후로, 유리는 칩(chip) 제작을 위해 가장 많이 사용되어 온 재료 중 하나였다. 이것은 반도체 산업에서 개발되어 온 기존의 미세가공기술이 쉽게 유리 가공에 적용될 수 있었으며, 유리의 표면특성이 다른 분야에서도 이미 잘 알려져 있었기 때문이었다. 그러나 유리칩의 생산 비용이 상대적으로 높아 상업적인 관

접수일: 2003년 7월 22일; 게재승인일: 2003년 11월 14일;

\* 연세대학교 대학원 기계공학과

# 연세대학교 기계공학과

Email: kimde@yonsei.ac.kr Tel.: (02) 2123-2822

\*\* 부산대학교 정밀정형 및 금형가공 연구소

점에서 대체할 수 있는 다른 재료의 필요성이 부각되기 시작했으며, 이러한 산업적 요구로 등장한 것이 폴리머를 이용한 미세 유체소자의 제작 기술이다. 폴리머를 이용한 칩은 유리나 실리콘 칩과 비교해 볼 때 많은 장점을 가지고 있다. 제작이 단순하여 공정을 줄일 수 있으며 재료 자체가 저렴하여 경제적인 측면에서 큰 효과를 거둘 수 있다. 또한 사용 목적과 가공 특성에 따라 다양한 폴리머를 적절히 선택하여 사용할 수 있을 뿐만 아니라, 젖음성(wettability) 측면에서도 우수한 특성을 나타내므로 채널 측벽에서의 유체 흡착을 줄이기 위한 부수적인 공정이 필요하지 않다는 장점을 지니고 있다.

최근에는 미세주조/각인(nano-molding/nano-imprinting) 등의 미세 성형기술을 이용하여 칩을 대량생산하고자 하는 연구들이 진행되고 있다<sup>1,3</sup>. 특히, 현재 lab-on-a-chip 제작에 가장 많이 사용되고 있는 폴리머 재료중 하나인 polydimethylsiloxane(PDMS)는 복잡한 구조의 미세유로채널(micro-fluidic channel)을 복제 공정을 통해 완벽히 반영할 수 있는 엘라스토머(elastomer)로서, 내구성이 강하고 낮은 계면 자유 에너지( $21.6 \text{ mJ/m}^2$ )와 광학적 응용이 가능한 투명성을 지니고 있으며, 절연성이 우수하여 전기영동법 등을 통한 생화학 입자의 분석에 사용되는 바이오칩으로의 응용에 적합하다<sup>4</sup>.

한편, 앞에서 언급한대로 lab-on-a-chip에 사용되는 미세유로채널은 폴리머를 사용하는 칩의 경우에도 아직 대부분 유리나 실리콘 주형을 필요로 하고 있으며, 이러한 주형은 대표적인 반도체 제작공정 중 하나인 포토리소그래피 기술에 의해 제작되고 있다. 그러나, 이러한 포토리소그래피 기술들은 광 시스템 및 mask aligner 설치 등의 초기 투자 비용이 많이 요구될 뿐만 아니라 다단계의 마스크 공정과 에칭 공정 등 복잡하고 고비용을 요구하는 프로세스이므로, 유연성을 요구하며 비교적 간단한 구조를 갖는 미세채널의 제작에는 경제적인 면에서 부적합하다. 또한, 폴리머를 이용한 대량생산 기술로의 전환에 있어서 단품종 대량생산에 적합한 리소그래피 기술은 한계를 지니고 있는 것으로 보고되고 있다<sup>4,5</sup>.

이러한 관점에서, 트라이볼로지 기술을 기반으로 개발된 저렴하고 신속한 기계-화학적 표면미세가공 기술<sup>6,8</sup>은 경제적, 효율적 측면에서 lab-on-a-chip에 이용되는 미세유로채널 제작에 매우 유용한 기술이라 할 수 있다. 기계-화학적 미세가공기술의 미세유체소자의 제작에 대한 적용가능성은 실리콘웨이퍼

위에 미세유로채널을 제작하고 제작된 채널의 유동 실험을 통하여 실험적으로 이미 검증된 바 있다<sup>8</sup>.

지금까지 언급한 이러한 배경으로부터, 본 연구에서는 기존의 기계-화학적 미세가공기술을 이용하여 미세유로채널을 갖는 실리콘주형을 제작하는 데에서 한단계 더 나아가, 이 주형을 이용한 반복/복제 공정에 의한 PDMS 채널 제작의 유연하고 신속한 새로운 방법을 시도하고자 한다. 또한, 제작된 PDMS 채널에 대해 공정변수에 따른 형상재현성 파악 및 유동실험을 실시하여, 채널의 표면상태변화가 유동에 미치는 영향을 고찰하고자 한다.

## 2. 실험방법 및 내용

### 2.1 기계-화학적 방법을 이용한 PDMS 미세유로채널 제작공정의 개요

Fig.1은 본 연구에서 시도한 기계-화학적 방법을 이용한 PDMS 채널제작을 위한 공정의 개요도이다. 실리콘 표면 위에 미세 채널의 형성을 위한 공정(Fig.1 (a)-(b))은 그림에서 보이는 바와 같이 기존에 개발된 기계-화학적 공정을 이용하였다<sup>6,7</sup>. 즉, 미세 반경을 갖는 공구에 하중(배분력)을 가하여 실리콘 표면의  $\text{SiO}_2$  리지스트(두께 약 100 nm)를 다이아몬드 팁을 이용하여 가공한 후 이방성 에칭(anisotropic etching)에 의한 화학적 가공을 수행하여 리지스트가 제거된 부분에 패턴을 형성시킨다. 기계 가공 공정은 공구-공작물간의 미세 마찰 및 마모 등 트라이볼로지적인 현상의 고찰을 통해 하중, 가공속도(이송 속도) 등 공정변수를 설정하게 된다<sup>6,7</sup>. 기계가공을 위한 실험장치로는 Fig. 2에 보이는 바와 같이 약 60 nm의 이송 정밀도를 가지는 3축 액츄에이터와 일정한 하중제어를 위해 100  $\mu\text{N}$ 의 정밀도를 가지는 정밀 저울이 사용되었다<sup>6,8</sup>. Fig. 3은 기계-화학적 공정을 통해 선폭 10~100  $\mu\text{m}$ , 깊이 최대 15  $\mu\text{m}$ 의 다양한 크기를 갖는 미세 채널 패턴이 형성된 실리콘 주형이다.

다음으로, 이러한 기계-화학적 공정에 의해 실리콘표면에 형성된 패턴을 Fig. 1(c)와 같이 PDMS를 이용하여 복제한 후, 이 PDMS 주형물을 2차 주형으로 사용하여 Fig. 1(d)에 보이는 바와 같이 다시 PDMS표면에 반복 복제함으로써, 최종적으로 PDMS 미세채널을 형성한다. 이 공정은 PDMS가 일단 경화되면 안정된 결합구조를 이루어 경화된 표면에서 더 이상의 물리화학적 반응이 일어나기 어려운 PDMS

의 재료특성을 이용한 것으로써, 특별한 온,습도 조절 등 부가적인 공정조건의 조절이 필요없이 단지 형상의 완벽한 복제를 위한 가압조건만 유지되면 공정이 성공적으로 수행되는 잇점이 있다. 마지막 공정으로서, 이렇게 형성된 미세채널을 유리 등으로 밀폐시킴으로써 미세유동을 위한 채널형성을 완성한다(Fig. 1(e)).

제시된 공정은 우선, 기계-화학적 공정의 신속성과 유연성을 이용하여 다양한 형태의 미세유로채널을 갖는 실리콘주형을 신속하게 제작할 수 있으며, 본 공정기술을 이용하면 lab-on-a-chip에 사용될 수 있는 미세유로채널을 비교적 단시간 내에 다량 복제할 수 있는 장점을 가진다.

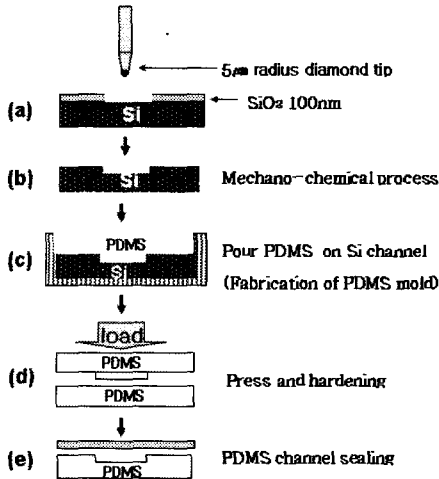


Fig. 1 Schematic illustration of the procedure for fabricating micro-fluidic channels on PDMS

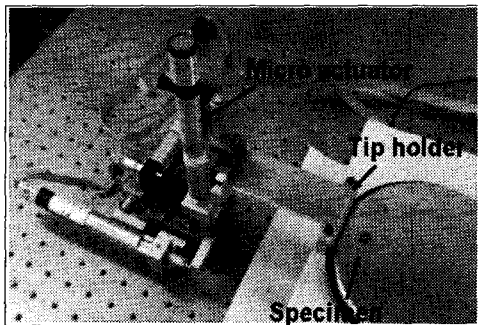


Fig. 2 Micro-machining setup for mechano-chemical process

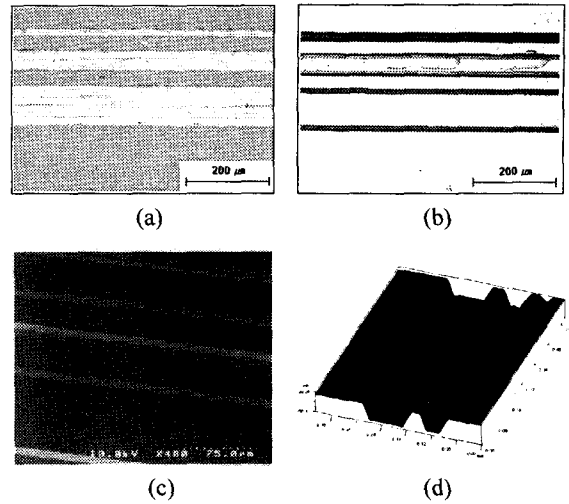


Fig. 3 Micro-channels fabricated on Si surface ; (a) after mechanical scribing, (b) after chemical etching, (c) SEM image, and (d) 3-D optical profiler image

## 2.2 PDMS 주형의 제작 및 채널 복제 공정

본 연구에서 사용된 PDMS는 다우코닝사(Dow Corning co.)의 DC-184 Silicone elastomer kit이며, 엘라스토머와 경화제를 10:1의 비율로 혼합하였다. 채널 내에 공동(cavity) 발생의 원인이 될 수 있는 혼합과정시 발생하는 미세 기포를 대기 중에 1시간정도 노출시켜 제거해 주었다. 혼합액을 채널이 가공된 실리콘 주형에 붓고, 오븐내에서 대기압, 100℃하에서 충분히 경화시킨 후 주형으로부터 분리하였다. 일반적으로 실리콘주형과 폴리머간의 이형(release)시에 발생가능한 표면에너지에 의한 흡착(stiction)문제 해결을 위해 자기조립 분자막(self-assembled monolayer, SAM) 등을 이용하여 개선하고자 하는 노력이 진행 중에 있다<sup>9</sup>. 그러나 수십 μm 범위의 크기를 가지는 미세 유로 채널의 성형에 있어서는 PDMS가 매우 낮은 계면 자유 에너지를 갖기 때문에, 실리콘 표면 사이에서 발생하는 흡착현상을 제거하기 위해 표면에너지를 저감시키기 위한 SAM의 형성과 같은 특별한 표면처리가 필요하지 않는 것으로 나타났다. 실제로, 미세 액적(0.05 ml)을 이용한 접촉각(contact angle) 측정결과 PDMS의 경우 100° 이상의 높은 접촉각을 나타내었으며, 실리콘 주형과의 이형시에 흡착으로 인한 형상변형은 발생하지 않음을 확인할 수 있었다.

이렇게 제작된 PDMS 양각 주형(positive mold)은 정확한 패턴의 형상복제를 위해 주형으로 사용하기 전 IPA(isopropyl alcohol)를 이용하여 공정중 외부 환경에 의해 오염될 수 있는 표면을 세척해 주었다. 다음으로, 제작된 PDMS 주형을 완전 경화가 이루어지지 않은 pre-polymer 상태의 PDMS에 100 mN의 하중으로 가압하여 미세채널을 완성하였다. 완성된 PDMS 미세채널의 표면 거칠기는 탐침에 의한 채널면의 파손을 방지하기 위하여 3차원 광학 조도계를 이용하여 측정하였다. 가압이 진행되면서 주형과 pre-polymer 상태의 PDMS사이 존재할 수 있는 공동은 자발적으로 채워지게 된다. 가압/경화후 떼어낸 PDMS 미세유로채널은 유리 등으로 밀폐시킨후 다시 경화시켜 최종 완성하였다. 밀폐용 유리판은 두께 0.13mm의 얇은 커버글래스를 사용하였으며, 사용전 IPA와 증류수로 유리표면을 세척하여 유동에 영향을 미칠 수 있는 오염물질을 제거하였다. 탐침형 2차원 조도측정기로 측정된 밀폐용 유리판의 평균 표면거칠기는 약 0.068 $\mu\text{m}$  이었다.

### 3. 실험결과 및 고찰

#### 3.1 PDMS 미세유로채널의 형상재현성 및 공정변수에 따른 표면상태변화

Fig. 4와 5는 Fig. 3의 실리콘 주형을 이용하여 복제된 PDMS 양각주형과 이로부터 다시 복제된 PDMS 미세유로채널의 이미지이다. 실리콘 채널 내부표면에 생성된 미세 형상까지도 PDMS 주형 및 최종 유로채널에 그대로 반영될 수 있을 정도로 PDMS의 형상 재현성과 이형 성질이 우수함을 확인할 수 있다.

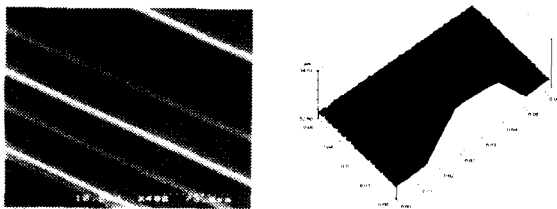


Fig. 4 SEM and 3-D optical profiler images of PDMS positive mold obtained by using the silicon mold shown in Fig. 3

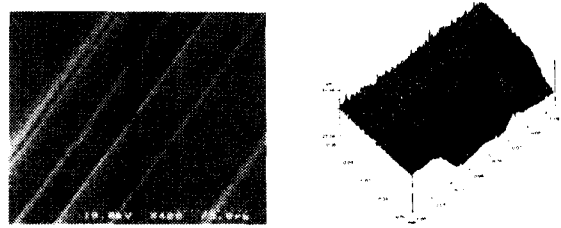


Fig. 5 SEM and 3-D optical profiler images of final PDMS micro-fluidic channels obtained by using the PDMS mold shown in Fig. 4

한편, 본 연구에서 제시한 공정의 공정특성으로부터 미세유로채널의 형상재현성 및 표면상태에 영향을 미치는 주요 공정변수는 기계-화학적 가공시의 공정변수<sup>6,7</sup>외에도 PDMS의 복제 공정에서의 가압하중, 경화시간 등을 들 수 있다. 특히, 가압하중 및 경화시간은 PDMS의 복제공정에서의 가압 전후 및 최종 형상 정밀도에 크게 영향을 미치므로 매우 정밀하게 조절해야 하는 것으로 나타났다. Fig. 6은 그 예시로서, Fig. 4에 제시된 PDMS 주형을 이용하여 여러번 반복 복제된 PDMS 미세유로채널 형상중 하나이다. 이 채널은 가압시간 및 경화시간을 60%로 하여 제작된 경우로서, 원래 채널깊이 15  $\mu\text{m}$ 에 훨씬 못미치는 약 6  $\mu\text{m}$ 의 깊이로 제작되었으며 미세 기포가 완전히 제거되지 않아 형상 재현성이 떨어짐을 보여준다. 이는 PDMS가 앞서 언급한대로 경화되지 않은 상태에서는 유동성을 보이므로, 충분히 경화되지 않을 경우 패턴내부를 채우기 때문인 것으로 사료된다.

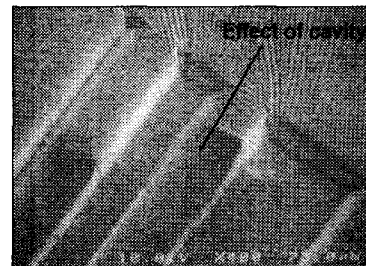


Fig. 6 SEM image of final PDMS micro-fluidic channels processed with insufficient pressure and hardening time

### 3.2 미세유동에 대한 표면상태의 영향

형성된 채널의 표면상태의 영향과 실제 바이오 칩 등에 사용될 미세유로 제작에 대한 본 공정의 응용 가능성을 판단하기 위하여, 제작된 채널에 대한 유동테스트를 실시하였다. 본 연구에서는 표면상태의 영향을 재료에 따른 표면 젖음성 차이와 공정변수의 변화에 따른 채널내부의 표면거칠기 변화의 두 가지 인자의 측면에서 고찰하였다. 즉, Table 1에 제시한 바와 같이, 채널단면의 표면상태가 소수성(hydrophobicity)/친수성(hydrophilicity)에 따라 4가지 경우로 구분되도록 시편을 제작하여 검은색 잉크를 이용하여 유동테스트를 실시하고 유동의 발생 및 유동속도 등 그 결과를 비교하였다. 또한, 마이크로 유체 채널에서의 유동은 외부 동력(driving force)에 의해서 발생시키는 것이 일반적이지만, 본 실험에서는 마이크로 채널의 형상과 재료의 표면 특성에 따라서 변화하는 유동현상을 관찰하기 위하여 외부 구동력을 사용하지 않는 충전실험(filling rate test)을 수행하였다.

Table 1 Test specimens for fluid flow test with respect to surface states

No.	Channel material	Sealing material	Remarks
1	Silicon	Glass	hydrophilic sides
2	PDMS	PDMS	hydrophobic sides
3	Silicon	PDMS	3 hydrophilic sides 1 hydrophobic side
4	PDMS	Glass	3 hydrophobic sides 1 hydrophilic side

이에 대한 유동실험 결과를 Table 2에 정리하였다. 1번의 완전친수성 표면으로 구성된 채널의 경우, 유동은 매우 빠르게 순간적으로 진행되는 반면, PDMS로 밀폐된 PDMS 채널의 경우, 즉, 채널단면의 표면이 전부 소수성 표면인 2번의 경우는 유동이 전혀 발생하지 않았다.

Fig. 7은 Table 1의 3, 4번 경우에 대하여 유동 실험중에 각각의 유동 진행 양상을 제시된 시간에서 촬영한 것이다. 실리콘 표면과 PDMS에 형성된 채널에 대한 유동실험 결과인 Fig. 7로부터, 전체적으로 PDMS 채널에 비해 실리콘 채널에서 유동이 빠르게 진행되는 것을 알 수 있다.

Table 2 Summary of the flow test results performed without external driving force with respect to various specimens

No.	Channel material	Sealing material	Flow generation	Flow speed ( $\mu\text{m/s}$ )
1	Silicon	Glass	○	High(2000)
2	PDMS	PDMS	×	-
3	Silicon	PDMS	○	Medium Ra~605nm : 0.5 Ra~134nm : 1500
4	PDMS	Glass	○	Low(0.3~1.0)

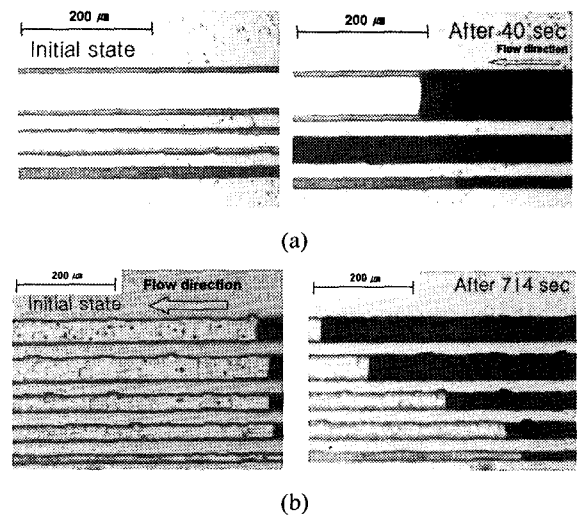


Fig. 7 Snapshots of the fluid flow inside various micro-fluidic channels : (a) Si channels sealed with PDMS, and (b) PDMS channels sealed with glass

이상에서 살펴본 결과로부터, 제작된 크기의 채널에 대한 유동 발생 원인이 채널내부의 친수성표면에 의한 순수 모세관력(capillary force)에 의한 것으로 판단할 수 있다. 일반적인 모세관의 유동은 다음과 같은 충전율 방정식을 만족한다<sup>10</sup>.

$$\frac{dz}{dt} = \frac{R_H \gamma_{LV} \cos \theta}{4\eta z} \quad (1)$$

여기서  $\theta$ 는 유체의 표면과의 접촉각(contact angle),  $z$ 는 유체의 이동거리,  $\gamma_{LV}$ 는 액체-증기간의 계면자유 에너지를 나타낸다. 따라서 미세채널의 충

전율은 체적대 표면적의 비율인 채널의 수력학적 반경 ( $R_H$ )에 비례하며, 유체의 점성( $\eta$ )과 채널의 길이( $z$ )에 반비례하므로, 채널의 단면적이 클수록 유속이 빠르게 나타나는 것이 일반적인 현상이다. 친수성면과 소수성면이 모두 존재하는 미세 채널에서도 유속은 친수성 표면이 전체 표면에서 차지하는 비율에 비례해서 증가하게 된다. 즉, 채널의 깊이가 일정할 때 채널폭이 증가함에 따라서 전체 단면에서 친수성 면이 차지하는 비율이 증가한다.

이러한 이유로 인하여, Fig. 7(a)의 PDMS로 밀폐된 실리콘 채널의 경우 Fig. 8에 표시한 바와 같이 채널의 폭에 따라 모세관효과에 의한 유동양상이 다름을 확인할 수 있다. 즉, 100  $\mu\text{m}$  폭을 가지는 채널에서는 positive effect ( $\theta_1 < 90^\circ$ )에 의한 흐름을 보이지만 20  $\mu\text{m}$  폭을 가지는 채널에서는 negative effect ( $\theta_2 > 90^\circ$ )에 의한 흐름을 보인다. 이는 채널 폭이 작아짐에 따라서 PDMS 소수성 표면의 비율이 증가하기 때문이다. 역시 같은 이유로, Fig. 7(b)의 유리로 밀폐된 PDMS 채널의 경우 채널 폭이 증가할수록 친수성 표면에 의한 positive capillary effect가 크게 작용하게 되어, 유속이 빠르게 나타나게 된다.

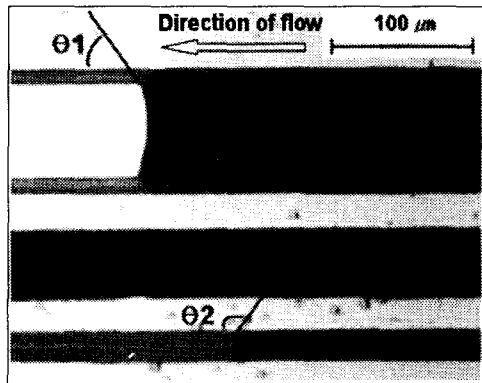


Fig. 8 Positive and negative capillary effects inside the silicon channels sealed with PDMS with respect to the channel width

한편, PDMS 채널면의 표면거칠기가 거친 경우 Table 2의 3번 경우에 제시된 유속과 같이 소수성/친수성 채널 모두에서 유동이 일시적으로 정지하거나 유속이 현저히 감소되는 경우가 발생함을 확인할 수

있었다. Table 2에 제시된 Ra값은 실리콘 주형으로부터 최종적으로 복제된 PDMS 유로채널의 바닥면의 평균 표면거칠기이다. 따라서, 실리콘주형의 채널표면형상이 최종 복제되는 PDMS에 잘 반영됨을 감안하면, 채널기계가공 및 에칭가공 공정에서 결정되어지는 실리콘 주형면의 표면거칠기가 예상대로 미세유체 채널내의 유동에 크게 영향을 주는 중요한 요소임을 알 수 있다.

이와 함께, 미세 액적의 증력효과에 의한 압력구배에 따른 유동도 예상할 수 있으나, Fig. 9에 제시된 바와 같이 PDMS로 밀폐된 PDMS 채널의 입구에 약 8  $\text{mm}^3$ 의 reservoir를 형성하여 액적을 투입한 결과에서도 Table 2의 2번결과와 동일하게 유동이 발생하지 않는 것이 확인되었다. 따라서, 제작된 크기의 미세채널에서는 증력에 따른 압력 구배는 유동형성에 영향을 미치지 않는 것으로 파악된다.

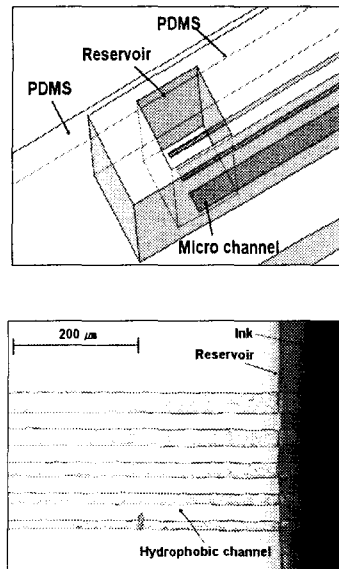


Fig. 9 Flow test for the verification of the pressure effect

#### 4. 결론

본 연구에서는 미세 유체 채널의 제작에 있어서 기존의 포토리소그래피 방법과는 달리 별도의 마스크 제작을 필요로 하지 않는 기계-화학적 공정을 이용 하였으며, PDMS를 주형으로 사용하는 미세구조 기법을 통해 최종적인 PDMS 미세 유로 채널을 제

작하는 새로운 방법을 이용하였다.

실험결과로부터 기계-화학적 가공 공정으로 제작된 실리콘 미세 채널의 표면 이형성질 개선을 위한 표면처리 없이도 원형을 그대로 반영할 수 있는 PDMS 주형의 제작이 가능함을 확인할 수 있었다. 또한 PDMS 주형을 pre-polymer 상태의 PDMS에 적당한 하중으로 가압, 경화시켜서 형상의 왜곡 없이 원형태의 채널을 복제, 성형할 수 있음을 확인하였다. 이와함께, 소수성, 친수성 표면으로 다양하게 조합되어 이루어진 채널에 대한 외부 구동력에 의존하지 않는 순수 모세관력에 의한 유동실험을 통해서 친수성과 소수성을 띄는 채널내에서의 유동과 유속은 채널 단면에서 친수성면이 차지하는 비율과 표면의 거칠기에 따라서 결정됨을 확인하였다.

본 공정을 이용하면 미세유로채널 제작에 있어서 기존의 복잡하고, 고비용을 요구하는 제작공정에 비해 시간 및 비용 절감 효과와 생산성 향상을 기대할 수 있다.

### 후 기

본 내용은 21C 프론티어 연구개발사업인 나노메카트로닉스 기술 개발사업단의 연구비지원(과제번호 M102KN010001-03K1401-00722)에 의해 수행되었습니다.

### 참고문헌

1. Lee, G. B., Chen, S. H., Huang, G. R., Sung, W. C. and Lin, Y. H., "Microfabricated plastic chips by hot embossing methods and their applications for DNA separation and detection," *Sensor. Actuat. B*, Vol. 75, pp. 142-148, 2001.
2. Becker, H., Locascio, L. E., "Polymer microfluidic devices," *Talanta*, Vol. 56, pp. 267-287, 2002.
3. Xu, W., Uchiyama, K., Shimosaka, T. and Hobo, T., "Fabrication of polyester micro-channels and their applications to capillary electrophoresis," *J. Chromatogr. A*, Vol. 907, pp. 279-289, 2002.
4. Shin, Y. J., Cho, J. D. and Lee, E. S., "Trends of Soft Lithography Technology," *J. of KSPE*, Vol. 20, pp. 5-11, 2003.
5. Chovan, T. and Guttman, A., "Microfabricated Devices in Biotechnology and Biochemical Processing," *Trends Biotechnol.*, Vol. 20, No. 3, pp. 116-222, 2002.
6. Lee, J. M., Jin, W. H. and Kim, D. E., "Application of Single Asperity Abrasion Process for Surface Micro-machining," *Wear*, Vol. 51, pp. 1133-1143, 2001.
7. Jin, W. H. and Kim, D. E., "Selective removal of Mask by Mechanical Cutting for Micro-patterning of silicon," *J. of KSPE*, Vol. 16, No. 2, pp. 60-67, 1999.
8. Kim, J. S., Sung, I. H. and Kim, D. E., "Fabrication of Micro-fluidic Channels using a Flexible and Rapid Surface Micro-machining Technique," *J. of KSMTE*, Vol. 11, No. 4, pp. 97-101, 2002.
9. Whitesides, G. M., Ostuni, E., Takayama, S., Jiang, X. and Ingber, D. E., "Soft Lithography In Biology And Biochemistry," *Annu. Rev. Biomed. Eng.* Vol. 3, pp. 335-373, 2001.
10. Kim, E. and Whitesides, G. M., "Imbibition and Flow of Wetting Liquids in Noncircular Capillaries," *J. Phys. Chem. B*, Vol. 101, pp. 855-863, 1997.