

유연하고 신속한 표면미세가공기술을 이용한 Micro-fluidic Channel 제작

김진산⁺, 성인하⁺, 김대은*
(논문접수일 2002. 5. 23, 심사완료일 2002. 7. 16)

Fabrication of Micro-fluidic Channels using a Flexible and Rapid Surface Micro-machining Technique

Jin-San Kim⁺, In-Ha Sung⁺, Dae-Eun Kim*

Abstract

Recently, the need for transporting and manipulating minute amount of fluids in microscale channels (so-called micro-fluidics) has been increasing, especially in biotechnology and biochemical processing. This work demonstrates that the so-called mechano-chemical process which consists of mechanical abrasive action combined with chemical process can be used to fabricate micro-fluidic channels more rapidly and cost effectively than other methods. In this work, capillary filling of fluids in micro-channels was investigated by theoretical approaches and experiments. From the experimental results, it is expected that a complex micro-fluidic system can be fabricated using the micro-fabrication technique and microsystem packaging method described in this work.

Key Words : Micro-machining, Micro-fluidic Channel, MEMS (Micro-Electro-Mechanical System)

1. 서론

현재의 기계산업 및 21세기를 주도할 기술분야로 주목 받고 있는 정보/통신, 바이오, 환경, 우주항공 등의 산업분야에서 필요로 하게 될 미래 첨단 제품들의 공통적인 기술

적 특징은 극소화, 다기능화, 저전력화로 요약되고 있다. 향후 수년 이내에, 극소형 가스터빈이나 약물 투여용 바이오 칩처럼 작고 가벼워 자원 소비 및 환경 오염을 줄이면서도 더욱 높은 정확성과 고효율의 제품을 생산해 낼 수 있을 것으로 기대되고 있다. 이를 위해서는 무엇보다 우선적으로 비용,

⁺ 연세대학교 대학원 기계공학과
^{*} 주저자, 연세대학교 기계공학부 (kimde@yonsei.ac.kr)
주소: 120-749 서울시 서대문구 신촌동 134번지, Tel: 02-2123-2822

시간, 유연성 면에서 경쟁력 있는 미세구조물 제작 기술이 중요하다. 이러한 이유로, 최근들어 미세패턴 및 구조물을 제작하기 위해 초정밀 미세절삭가공기술, 미세성형기술 등 다양한 방법에 의한 대체기술들이 연구, 개발되어 오고 있다. 그러나, 아직은 연구실 차원에서의 가능성 입증이나 개발 상태에 머물러 있고 실제 현업에 적용하기에는 해결해야 할 기술적 문제들이 많이 남아있다. 이러한 배경으로부터, 본 연구팀에서는 저렴성, 유연성, 신속성, 비실리콘 재료로의 가공 대상의 확장을 특징으로 하는 기계-화학적 방법에 의한 미세구조물 제작 기술을 개발, 제안한 바 있다^(1,2).

미세유체소자 (micro-fluidic device)⁽³⁻⁵⁾는 미세 생화학 시스템의 해석 또는 합성에 많은 이점을 제공한다. 기존의 DNA나 프로테옴 (proteom) 분석, 신약특성 분석 기술은 분석 시료에 비해 부피가 큰 여과장치가 필요하며 통합적으로 운용되기 어렵고, 인력과 비용 소모가 많은 등의 단점이 있다. 특히 유전자 분석과 같이 시료의 양이 적을 경우 기존의 분석 기술은 정확성에 대한 한계가 있다. 이러한 이유로, 최근들어 마이크로 스케일의 미세채널을 이용하여 시료를 운송하고 조작하는 미세유체소자에 대한 연구가 진행 중인데, 이러한 'lab-on-a-chip'^(6,7) 기술을 이용하면 작은 칩 위에 전기적 센서, 히터와 같은 전자소자 및 분석 시료를 흘려주는 유로를 통합하여 만들 수 있기 때문에 기존의 분석법에 비해 저렴하며, 극히 적은 양의 시료로서 빠르고 정확한 분석이 가능하게 된다. 이러한 lab-on-a-chip을 이용한 분석 시스템을 μ TAS (micro-Total Analysis System)^(8,9)라고 하며, 이에 대해 최근 많은 연구가 진행 중에 있다.

한편, 이러한 μ TAS에 이용되는 소자는 대부분 반도체 공정에서 이용되는 포토 리소그래피 기술을 이용하여 실리콘 또는 유리에 제작되고 있다. 그러나, 이러한 방법은 제작 시간이 길고, 초기 설비비가 많이 들며, 기판의 균열 가능성 등 소자의 안정성에 문제가 있다. 따라서, 최근 들어 나노임프린팅 (nano-imprinting) 등의 기술을 이용하여 엘라스토머 (elastomer)에 제작하는 방법이 연구되고 있는데, 이 역시 치수의 정확도나 이형 (release)시 형상 왜곡 문제 등 해결해야 할 문제가 많이 남아있다.

이러한 배경으로부터, 본 연구에서는 그간 개발해온 저렴하고 신속한 기계-화학적 미세표면가공기술을 이용하여 미세유체채널을 제작하고 미세유체소자 제작으로의 가능성을 검증하고자 한다. 우선, 이론적 접근을 통하여 미세유체의 제작에 있어서 원하는 유속과 유동 거리 등에 대한 제약 조건 등을 살펴보고, 미세유체채널을 갖는 간단한 소자 제작을 위해 표면미세가공기술 및 미세기전시스템 (MEMS) 에서 활

용되는 패키징 기술을 이용한다. 이러한 방법을 이용하면 전체 크기가 밀리미터 스케일의 미세유체소자 라도 수시간 내에 제작 가능하다.

2. 실험 방법 및 내용

2.1 실험 장치

미세채널 제작을 위한 미세패턴의 기계적 가공을 위해 서브 마이크로미터 수준의 이송 정밀도를 갖는 3축 리니어 액츄에이터와 하중 제어를 위한 정밀저울로 구성된 마이크로 머시닝 센터를 자체 제작하여 사용하였다⁽¹⁾. 미세유체채널은 프로그래밍을 통해 손쉽게 디자인이 변경될 수 있다. 머시닝 센터의 공구는 끝단반경 2 μ m의 다이아몬드 팁을 사용하였다.

채널이 제작될 시편으로 P-type Si (100)을 선정하였는데 실리콘의 경우, 다양한 재료에 대하여 리지스트 (resist)로서의 적합성을 예비 실험을 통하여 확인한 결과, SiO₂가 가장 적합한 것으로 판단되어 70 nm 두께로 SiO₂박막을 가열성장시켜 사용하였다⁽¹⁾. 음극접합을 위해서 우리는 Corning사의 Pyrex 7740을 사용하였다.

2.2 실험 방법

기계-화학적 가공 기술의 기본 개념은 우선 시료 표면에 이후의 화학적 에칭에 대한 보호층 역할을 하는 리지스트를 형성시키고 이를 미세탐침을 이용, 미세탐침에 하중을 가하여 기계적 가공을 통해 제거한 후, 가공된 패턴 또는 영역을 선택적으로 에칭하여 원하는 형상을 얻는 것이다. 본 기술은 에칭시간 조절에 따라 고종횡비 (high-aspect ratio)를 갖는 3차원 미세구조 제작이 가능하고 실리콘 및 실리콘을

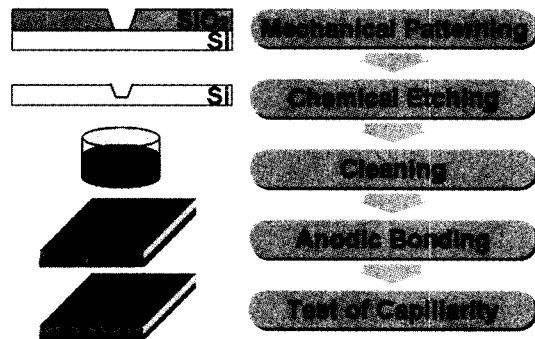


Fig. 1 Schematic diagram of micro-fabrication process for micro-fluidic channel

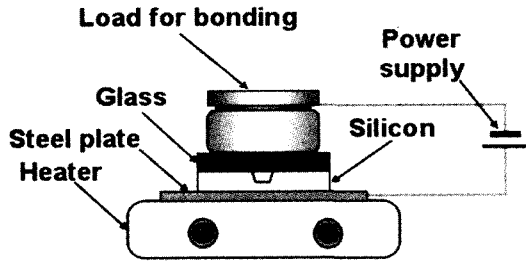


Fig. 2 Experimental setup for anodic bonding

기반으로 하는 재료뿐만 아니라 다양한 금속 재료로도 패턴 및 구조물 제작이 가능하다는 큰 장점을 가진다.

기계-화학적 가공 기술의 방법으로 실리콘 위에 제작된 미세채널은 그 기능을 검토하기 위하여 Fig. 1에 제시된 바와 같이 미세 기전시스템에서 사용되는 패키징방법 중 하나인 음극접합법을 이용하여 유리와 접합시켜 모세관을 형성하였다.

기계-화학적 가공 후에 모세관력 (capillary force)에 의한 미세채널에서의 유체 유동을 관찰하고자 앞서 언급 한대로 Fig. 2에 보이는 바와 같이 음극접합법을 이용하여 채널이 형성된 실리콘 시편과 유리를 접합하였다.

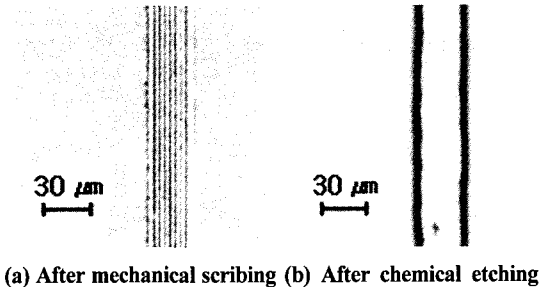
본 연구에서는 대기중에서 온도 300-400°C, 전압 600-800 Volt, 압력 약 30-35 KPa 의 조건하에 약 40-50분 음극접합을 수행하였다.

실리콘 시편과 유리의 접합 상태를 평가하고 모세관력에 의한 미세유체채널 내부에서의 유체 흐름을 관찰하기 위해 유체로서 흑색 잉크를 사용하였다.

3. 결과 및 토의

3.1 모세관 현상의 이론적 고찰

배분력의 조절에 의해 반경 2 μm의 다이아몬드 팁으로 기계가공 및 화학적 가공 후 얻어지는 패턴의 폭은 약 1 μm 정도로 미세한 패턴을 얻을 수 있으나, 현재 단백질, DNA 등의 성분 분석에 적용되는 모세관 전기영동법 (capillary electrophoresis)의 경우, 사용되는 채널 폭이 30 μm인 점을 고려하고 유동의 확인을 용이하게 하기 위하여 최종적으로 가공된 선 폭이 30 μm 이상 되도록 하였다. Fig. 3은 기계적 가공 및 화학적 가공 후에 제작된 깊이 7 μm, 폭 30 μm 크기의 단면을 갖는 미세채널의 이미지이다. 채널의 단



(a) After mechanical scribing (b) After chemical etching

Fig. 3 Optical micrographs of a micro-channel fabricated on silicon surface

면과 경로는 머시닝 센터의 구동 프로그램과 에칭 조건을 변경함으로써 유연하게 원하는 크기와 형상으로 조절할 수 있다.

미세채널에 잉크를 주입시켜 모세관현상에 의한 유동을 확인하기에 앞서, 모세관내에서의 유체의 충전률 (filling rate) 과 최대 이동 가능 거리를 이론적으로 살펴보았다.

모세관력에 의해서 유체가 미세채널을 채울 때의 충전률은 식 (1)과 같이, 표면장력 (surface tension) γ 와 유체점도 (viscosity) η , 모세관의 수력학적 반경 R_H (모세관의 체적 대 표면적의 비), 유체에 의해 채워지는 모세관의 길이 z 에 의해서 결정된다⁽¹⁰⁻¹³⁾.

$$\frac{ds}{dt} = \frac{R_H \gamma_{LV} \cos \theta}{4 \eta z} = \frac{R_H (\gamma_{SV} - \gamma_{SL})}{4 \eta z} \quad (1)$$

여기서, θ 는 유체의 표면과의 접촉각 (contact angle), s 는 유체의 이동거리, γ_{LV} , γ_{SV} , γ_{SL} 은 각각 액체-증기, 고체-증기, 고체-액체간의 계면자유에너지 (interfacial free energy)를 나타낸다. 따라서, 모세관의 충전률은 유체를 포함하는 모세관 길이 및 유체점성에 반비례하고 단면적의 크기에 비례함을 알 수 있다. 또한, 충전률은 모세관이 채워지거나 유체점도가 높아짐에 따라 감소하게 된다. Fig. 3에 제시된 채널에 대해, 상온 20°C하의 표면장력 0.072 N/m 와 점성계수 $\eta = 0.01005$ poise 값을 대입하여 계산해보면 최소 약 11.5 mm/s 의 충전률을 얻을 수 있는데, 이로부터 유동은 매우 빠르게 모세관 내에서 움직일 것으로 예측할 수 있으며, 실험을 통해서도 이를 확인할 수 있었다.

또한, Fig. 4와 같이 채널의 단면 형상을 토대로 모세관력에 의한 유동흐름의 최대 이동 가능 거리를 이론적으로 계산해 보았다.

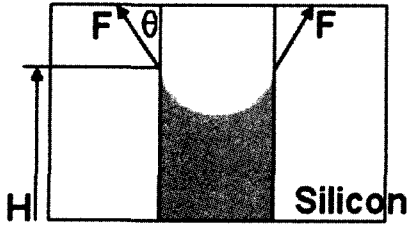


Fig. 4 Modeling of capillary filling

실리콘 벽과 잉크 사이의 접촉각, 유리 벽과 잉크 사이의 접촉각이 같다고 가정하면 $\theta = 0\sim 9^\circ$ 정도의 값을 갖는다. 상온 (20°C) 에서 물의 표면장력 0.072 N/m, 비중량 $\gamma = 9800 \text{ N/m}^3$ 으로 하고, 채널을 통과하는 잉크의 무게는 모세관력과 같다고 가정하면 다음과 같은 관계식을 얻을 수 있다⁽¹⁴⁾.

$$\gamma AH = FL \cos \theta \quad (2)$$

여기서 A는 채널의 단면적, H는 잉크가 지나간 길이, F는 표면장력이며 L은 channel 단면의 둘레의 길이이다. 따라서, 제작된 채널의 경우 단면적은 약 $175 \mu\text{m}^2$ 이고 단면 둘레의 길이는 약 $67.15 \mu\text{m}$ 정도이므로 식 (2)에 의해 $H \approx 2.7 \text{ m}$ 가 되므로 제작된 채널 길이 (4.8 mm) 에서는 충분히 유동이 가능함을 알 수 있다.

3.2 미세유체채널의 실험적 검증

제작된 미세채널의 실험적 검증을 위해 음극접합을 시도하였는데, Fig. 5는 음극접합후의 이미지로서 전체 표면에서 접합이 완전하게 이루어졌음을 확인할 수 있다.

Fig. 6은 이렇게 제작된 미세채널 내에 발생한 모세관력에 의해 유동이 형성되었음을 보여주는 광학현미경 이미지이다. 흑색 잉크를 채널 입구에 주입시켰을 때 잉크가 채널의 경로를 따라 예측했던 대로 매우 빠르게 반대편 출구로 흘러나가는 것을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 연구에서는 기계-화학적 표면 미세 가공 기술을 이용하여, 모세관 전기영동에 사용될 수 있는 30 (width) x 7 (depth) (μm) 크기의 미세유체채널을 제작하고 음극접합법을 이용해 채널 내에서의 모세관력에 의한 유동을 확인함으

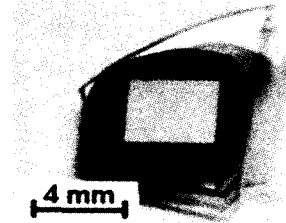
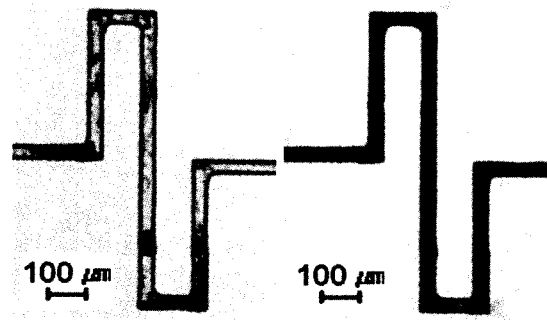


Fig. 5 Optical image which shows complete silicon-to-glass bonding state



(a) Before capillary filling (b) After capillary filling

Fig. 6 Optical micrographs of capillary filling in the microfluidic channel

로써 본 기술이 미세유체소자 제작에 효과적으로 사용될 수 있음을 보였다. 또한, 미세유체채널의 형상에 따른 모세관력에 의한 최대 유동가능 거리 및 유동속도를 이론적으로 예측하여 미세유체 디자인에 활용하였다.

제안된 기계-화학적 표면 미세가공기술은 간단한 설비와 공정으로 원하는 크기와 경로의 미세유체를 신속하게 제작할 수 있으므로, 경제적이고 효과적으로 복잡한 채널을 갖는 미세유체소자 및 시스템 제작에 사용 가능하리라 생각된다.

후 기

본 연구는 과학기술부 21세기 프론티어 연구개발사업인 자능형 마이크로시스템 개발사업 (<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었음; 과제협약번호 MS-02-342-01.

참고 문헌

- (1) J. M. Lee, W. H. Jin, D. E. Kim, "Application of Single Asperity Abrasion Process for Surface Micro-machining", *Wear*, Vol. 251, pp. 1133~1143, 2001.
- (2) J. M. Lee, I. H. Sung, D. E. Kim, "Process Development of Precision Surface Micro-machining using Mechanical Abrasion and Chemical Etching", *Micro-system Technologies*, In press, 2002.
- (3) T. Chovan, A. Guttman, "Microfabricated Devices in Biotechnology and Biochemical Processing", *Trends in Biotechnology*, Vol. 20, No. 3, pp. 116~122, 2002.
- (4) T. Laurell, G. M. Varga, S. Ekstrom, M. Bengtsson, J. Nilsson, "Micro-fluidic components for protein characterization", *Reviews in Molecular Biotechnology* Vol. 82, pp. 161~175, 2001.
- (5) H. Becker, L. E. Locascio, "Polymer microfluidic devices", *Talanta*, Vol. 56, pp. 267~287, 2002.
- (6) S. Mouradian, "Lab-on-a-chip: Applications in proteomics", *Current Opinion in Chemical Biology*, Vol. 6, No. 1, pp. 51~56, 2002.
- (7) L. J. Kricka, "Microchips, microarrays, biochips and nanochips: personal laboratories for the 21st century", *Clinica Chimica Acta*, Vol. 307, No. 1-2, pp. 219~223, 2001.
- (8) J. Khandurina, A. Guttman, "Bioanalysis in microfluidic devices", *Journal of Chromatography A*, Vol. 943, pp. 159~183, 2002.
- (9) S. C. Jakeway, A. J. de Mello, E. L. Russell, "Miniaturized total analysis systems for biological analysis", *Fresenius Journal of Analytical Chemistry*, Vol. 366, No. 6-7, pp. 525~539, 2000.
- (10) D. Myers, *Surfaces, Interfaces, and Colloids*, VCH publishers, New York, pp. 87~109, 1991.
- (11) P. G. de Gennes, "Wetting : Statics and dynamics", *Rev. Mod. Phys.*, Vol. 57, No. 3, pp. 827~863, 1985.
- (12) M. Dong, F. A. Dullien, I. Chatzis, "Imbibition of Oil in Film Form over Water Present in Edges of Capillaries with an Angular Cross Section", *J. Coll. Interf. Sci.*, Vol. 172, No. 1, pp. 21~35, 1995.
- (13) E. Kim and G. M. Whitesides, "Imbibition and Flow of Wetting Liquids in Noncircular Capillaries", *J. Phys. Chem. B*, Vol. 101, pp. 855~863, 1997.
- (14) A. W. Adamson, A. P. Gast, *Physical Chemistry of Surfaces*, 6th edition, John Wiley & Sons, New York, pp. 11~13, 1997.