

균일계 마이크로채널에서의 PDMS 접촉각 변화에 따른 유량 변화 조사

이효송, 김기호, 유제근, 이영우

충남대학교 화학공학과

Investigation of flow rate change with PDMS contact angle change in homogeneous microchannel

Lee Hyo-Song, Kim Ki-Ho, Yu Jac-Keun, Rhee Young-Woo

Department of Chemical Engineering, Chungnam National University

1. 서 론

최근 들어 생물학적인 분리와 화학적인 분석을 위하여 microsystem의 제작 및 분석에 관한 많은 연구가 활발하게 이루어지고 있다[1-4]. 특히, microfluidics에 대한 이해는 microsystem을 이용한 제약, 의료, 화학공학, 생물공학, IT 등을 비롯한 다양한 분야에서 새로운 기술의 연구 개발에 매우 중요한 요소이다[5,6]. Microfluidics를 적용한 기술들은 비용의 절감, 반응성의 증가, 에너지소비의 감소, 시스템의 소형화 등을 가능하게 하는 장점을 갖는다[8]. 기존에는 유리, 석영 또는 실리콘 등의 재료를 사용한 microsystem의 제작이 주를 이루었으나, 고가이면서도 제작에 많은 시간이 필요하다는 단점으로 인하여 새로운 물질에 대한 관심과 연구가 끊임없이 이루어졌다[1,2,7]. Soft-lithography 기술은 기존의 photolithography 공정을 이용하여 마이크로패턴을 만들고, 고분자와 같은 elastomer를 이용하여 다양한 구조물을 만들어 내는 기술이다. 일반적인 반도체 공정을 이용한 microsystem 제작이 실리콘 웨이퍼를 기판으로 사용하는 것에 반해, 이 기술은 다양한 물질을 기판으로 쓸 수 있고 구조물의 모양도 다양하게 구현할 수 있다는 장점을 갖는다. 현재 다른 고분자 물질들에 비해 값이 싸고 제작이 용이한 PDMS를 이용하여 microsystem의 제작이 활발하게 이루어지고 있다[7,8]. 그러나 PDMS의 표면은 높은 소수성으로 인하여 microsystem에서 유체의 흐름을 어렵게 하므로, 표면을 친수성으로 바꾸기 위한 연구가 필요하게 되었다.

본 연구에서는 photolithography 기술을 이용하여 실리콘 웨이퍼 위에 PR 패턴을 형성하였으며 PDMS로 본을 뒀다. PDMS 패턴은 진공플라즈마를 이용하여 처리한 후에 표면에 allyl alcohol(99%)을 코팅하여 일정한 접촉각을 갖도록 제조하였으며, 동일한 공정을 거친 평평한 PDMS와 접촉시켜 균일한 표면성질을 갖는 마이크로채널을 제작하였다. 마이크로채널의 깊이는 100 μm 로 고정하였고, PDMS의 접촉각은 약 20°와 80°의 두 가지로 달리하여 제작하였으며, 채널의 길이는 10 mm, 20 mm, 30 mm로 변화시켰다. 또한, 외부전압의 세기를 다양하게 변화시키면서, 채널 끝에 연결된 저장소의 무게변화를 통하여 유체의 유량속도를 측정하였다.

2. 실험

Soft-lithography 기술을 사용하여, 마이크로채널을 제작하기 위해 가장 먼저 수행해야 하는 것은 원하는 형태와 크기를 갖는 패턴을 디자인하는 것이다. 패턴의 디자인을 위하여 AutoCad 2005를 사용하였고, 디자인 된 패턴은 고해상도(25,000 DPI)의 프린터를 사용하여 film mask로 제작하였다. Photolithography 공정을 거친 후, 웨이퍼 위에 마이크로채널의 패턴을 형성하였다. 마이크로채널의 높이는 SU-8(100) (microchem, USA) PR (photoresist)를 사용하여 100 μm 로 고정하였으며, 채널의 너비 또한 100 μm 로 고정하였다. 채널의 길이는 10

mm, 20 mm, 30 mm로 변화시켰다. 채널의 양쪽 끝에는 Luer Stub Adapter (INTRAMEDIC®, USA)를 연결할 수 있도록 직경 12 mm인 저장 공간을 만들었으며, 유량을 측정하는데 충분하도록 저장 공간을 크게 디자인하였다.

마스크 제작이 완료되면 실리콘 웨이퍼 (ULTRAPACK Wafershield™, H9100-0302) 위에 균일한 두께의 PR을 코팅해야 한다. PR은 negative PR로 SU-8(100) (Microchem, USA)을 사용하였다. 우선, 웨이퍼를 HMDS (hydromethylsiloxane)에 10분 동안 처리하였다. HMDS로 처리된 웨이퍼 위에 PR을 떨어뜨리고, spin coater의 회전속도를 2단계로 조절하여 100 μm 의 두께를 갖는 PR을 균일하게 코팅하였다. PR을 코팅한 후에는 건조기를 사용하여 65 °C에서 20분 동안 가열하고, 온도를 서서히 올린 후에 다시 95 °C에서 50분 동안 가열한다. 용매가 제거된 웨이퍼 위에 디자인된 채널의 마스크를 올리고, 그 위에 웨이퍼와 마스크가 밀착 되도록 유리판을 올린 후 180초 동안 UV(350 nm)에 노출시킨다. UV 노출 후에는 다시 65 °C에서 1분 그리고 95 °C에서 12분 동안 가열한다. 끝으로 현상과 세척을 거쳐서 원하는 형태의 패턴을 웨이퍼 위에 얻을 수 있다.

웨이퍼와 PDMS가 잘 떨어지도록 웨이퍼를 CTMS (chlorotrimethylsilane)에 10분간 노출시키고, 완성된 패턴 위에 PDMS prepolymer와 curing agent를 10:1의 질량비로 혼합하여 본을 뜬다. PDMS를 부은 후, 진공건조기를 사용하여 60~70 cmHg 정도의 압력에서 1시간 정도 유지하면 PDMS 내에 존재하는 기포가 완전히 제거된다. 그 후에 60 °C에서 1시간 정도 고형화 시키고 웨이퍼에서 떼어내면 PDMS 패턴이 형성된다. 채널의 밑면 또한 같은 방법으로 제작하였다.

패턴이 형성된 PDMS와 밑면이 될 평평한 PDMS는 접합시키기 전에 Argon 분위기에서 진공플라즈마를 이용하여 PDMS의 표면을 처리하고, Allyl alcohol을 이용하여 표면을 코팅하였다. 이러한 공정을 거치면서 패턴이 형성된 PDMS와 밑면으로 사용될 PDMS는 일정한 접촉각을 갖는 표면성질이 균일한 상태를 얻을 수 있다. 그 결과 PDMS의 접촉각이 약 20°와 80°인 균일한 마이크로채널을 제작할 수 있었다. PDMS 표면의 접촉각은 접촉각 측정기 (KYOWA INTERFACE, CA-A, FACE CONTACT ANGLE)를 사용하여 측정하였다.

마이크로채널을 흐르는 유체로는 pH가 7.0인 완충용액(Weilheim, WTW pH 7.0, Technical buffer 500 ml)을 사용하였고, 이는 전기삼투흐름에서 pH 변화에 따른 영향을 없애기 위해서이다. 일반적으로 마이크로채널 내에서 유체의 속도를 측정하기 위해서 형광물질이나 형광입자를 사용하지만, 본 연구에서는 마이크로채널 시스템의 양쪽 끝 어댑터에 receiver를 연결하여, 일정시간이 경과한 후의 receiver의 무게를 초기상태의 무게와 비교하여 유체의 유량변화를 측정하였다.

3. 결과 및 고찰

일반적으로 PDMS를 이용한 마이크로채널은 패턴이 형성된 PDMS와 밑면으로 사용되는 glass를 접합시켜서 제조한다. 밑면으로 사용된 glass는 표면이 친수성을 띄며, 마이크로채널 시스템에서 외부전압이 가해질 때 유체의 전기삼투흐름을 주도하게 된다. 그러나 위와 같이 PDMS와 glass로 이루어진 불균일한 마이크로채널은 단면에서의 전기이중층과 제타퍼텐셜을 해석하는데 매우 난해하다. 이러한 이유로 마이크로채널을 구성하는 벽면 전체가 동일한 표면성질을 갖는 마이크로채널 시스템의 구현이 요구되었다. 이를 위하여 본 연구에서는 균일한 표면성질을 갖는 마이크로채널을 제조하기 위하여, PDMS 표면을 진공플라즈마를 이용하여 처리하고 그 위에 친수성 물질인 allyl alcohol을 코팅하는 방법을 선택하였다. 동일한 노출시간에서 전력량의 세기를 20 W와 80 W로 조절하여 PDMS 표면의 친수성 정도를 제어하였다. Allyl alcohol을 이용하여 PDMS 표면을 코팅하는 경우에 노출시간은 접촉각의 변화에 큰 영향을 미치지 않았다. 동일한 노출시간에 대하여, 전력량이 20 W인 경우

에는 약 20°의 매우 낮은 접촉각을 보이면서 높은 친수성을 나타내었으며, 전력량이 80 W 인 경우에는 약 80°의 높은 접촉각을 보이면서 낮은 친수성을 나타내었다.

Fig. 1에는 allyl alcohol로 코팅된 PDMS의 표면의 시간에 따른 접촉각 변화를 보여주고 있다. PDMS 표면을 allyl alcohol로 코팅한 경우, 초기에는 접촉각이 조금씩 증가하면서 소수성으로 회복되는 경향을 보였지만, 약 24시간이 경과한 이후부터는 접촉각이 일정한 값을 유지한 채 큰 변화를 보이지 않았다. 그리고 초기의 접촉각과 안정화된 후의 접촉각 사이에 큰 차이가 없는 것으로 미루어볼 때 PDMS 표면에 친수성 물질을 코팅하여 일정한 접촉각을 갖는 균일한 마이크로채널을 제작하는 것이 가능함을 잘 보여주고 있다.

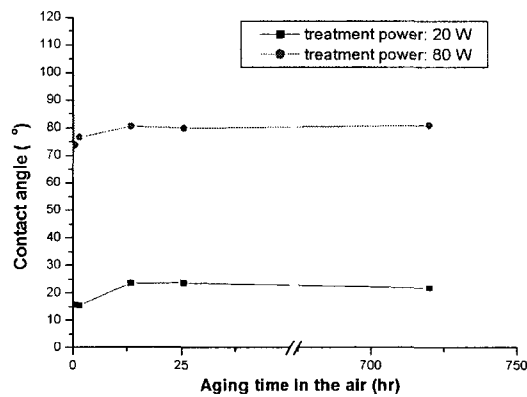


Fig. 1. Contact angle change of PDMS coated by allyl alcohol.

Fig. 2 ~ Fig. 4에는 채널의 너비가 100 μm 일 때, PDMS의 표면성질 변화와 외부전압 변화에 따른 유량변화를 나타내고 있다. PDMS 표면 접촉각이 80°인 경우보다 20°일 때, 즉 PDMS 표면의 친수성이 더 높은 경우에 유량이 큰 것으로 나타났다.

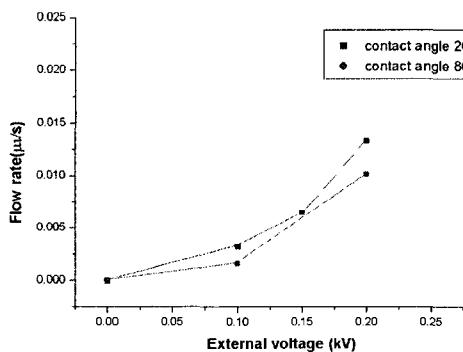


Fig. 2. Flow rate change for different property (10 mm, 100 μm)

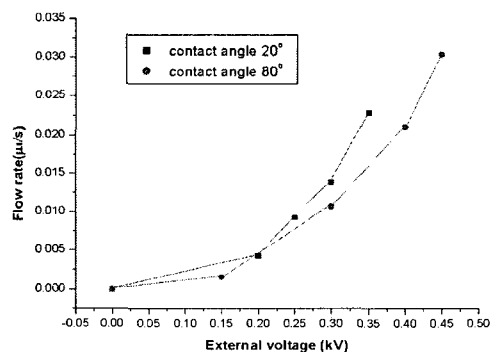


Fig. 3. Flow rate change for different property (20 mm, 100 μm)

Fig. 4. Flow rate change for different property (30 mm, 100 μ m)

4. 결 론

균일계 마이크로채널의 표면성질 변화에 따른 채널 내에서 유체의 거동변화에 대한 연구에서, 균일계 마이크로채널을 제조하기 위한 PDMS의 표면처리 방법, 마이크로채널의 표면성질 변화에 따른 유량변화 등을 살펴보았다.

동일한 채널형태 및 외부전압을 가진 microchannel의 경우에, PDMS 표면의 접촉각이 80°인 경우보다 20°일 때, 즉 PDMS 표면의 친수성이 더 높은 경우에 유량이 큰 것으로 나타났다. 이는 표면의 친수성 증가에 따라서 유체가 채널 벽면에 부착하는데 요구되는 부착일이 감소되고, 이로 인하여 전기이중층의 두께가 감소하고 결국에는 제타퍼텐셜의 증가와 유량의 증가로 나타나는 것으로 사료된다. 이 결과들은 대부분의 채널들이 rectangular 형태를 띠고 있는 근래의 microsystem에서 유체의 거동을 이해하는 기초자료로 활용될 수 있다. 또한 실험을 통하여, 표면성질이 다른 microchannel에서 채널의 길이와 너비 그리고 외부전압의 변화에 따른 유체의 유량변화를 측정하였다. 이는 향후 microsystem에서 채널 내 유체의 유량을 정밀하게 제어하는데 중요한 변수로 작용할 수 있을 것으로 사료된다.

5. 참고문헌

1. M. J. Madou, *Fundamentals in Microfabrication*, CRC press, Boca Raton (1997).
2. A. Manz and H. Becker, *Microsystem Technology in Chemistry and Life Science*, Springer (1998).
3. Q. Kou, I. Yesilyurt, V. Studer, M. Belotti, E. Cambri, and Y. Chen, "On-chip optical components and microfluidic systems", *Microelectronic Engineering*, **73**, 876-880 (2004).
4. T. Vilknér, D. Janásek, and A. Manz, "Micro Total Analysis Systems. Recent Developments", *Anal. Chem.*, **76**, 3373-3386 (2004).
5. R. Langer, "Biomaterials: Status, Challenges, and Perspectives", *AIChE J.*, **46**, 1286-1289 (2000).
6. H. A. Stone and S. Kim, "Microfluidics: Basic Issues, Applications, and Challenges", *AIChE J.*, **47**, 1250-1254 (2001).
7. K. Huikko, R. Kostianen and T. Kotiaho, "Introduction to micro-analytical systems: bioanalytical and pharmaceutical applications", *Eur. J. Pharmaceut. Sci.*, **20**, 149-171 (2003).
8. M. U. Kopp, A. J. de Mello and A. Manz, "Chemical Amplification: Continuous-Flow PCR on a Chip", *Science*, **280**, 1046-1048 (1998).