

PDMS의 접촉각 및 외부전압 변화에 따른 마이크로채널에서 유체의 속도변화

이효송 · 김진용 · 김정수 · 이영우[†]

충남대학교 화학공학과
305-764 대전시 유성구 궁동 220
(2004년 8월 25일 접수, 2004년 11월 3일 채택)

Effect of Contact Angles of PDMS and External Voltage on Flow Velocity in Microchannel

Hyo-Song Lee, Jin-Yong Kim, Jeong-Soo Kim and Young Woo Rhee[†]

Department of Chemical Engineering, Chungnam National University, 220, Gung-dong, Yuseong-gu, Daejeon 305-764, Korea
(Received 25 August 2004; accepted 3 November 2004)

요 약

본 연구에서는 음성 감광제를 이용하여 모형을 제작하고, PDMS(polydimethylsiloxane)로 본을 뜬 후에 유리와 접합 시켜 마이크로채널을 제작하였다. 특히 PDMS의 접촉각 변화에 따른 마이크로채널에서 유체의 속도변화를 측정하기 위하여, PDMS의 표면을 플라즈마를 이용하여 처리하였다. 표면처리된 PDMS의 접촉각은 19°, 46° 그리고 69° 였으며, 미처리된 PDMS의 접촉각은 105°였다. 표면처리된 PDMS와 플라즈마 처리를 하지 않은 PDMS에 대하여 외부전압을 변화시켜서 마이크로채널에서의 유체의 속도를 측정하였다. 그 결과 동일한 접촉각을 갖는 PDMS에 대하여 외부전압을 변경시켰을 때, 외부전압이 증가할수록 유체의 속도가 비선형적으로 증가하였다. 이는 외부전압이 증가할수록 계면에서의 전하밀도가 증가하게 되고, 이로 인하여 전기이중층이 압축되어 표면전위가 증가하며, 따라서 제타전위의 값이 증가하기 때문인 것으로 해석된다. 또한, 동일한 외부전압에서 PDMS의 접촉각이 가장 작은 19°일 때 유체의 속도가 가장 빠르게 나타났다. 이는 유체와 PDMS의 부착 정도에 따라 전기이중층 두께가 달라지고, 이러한 두께변화가 결과적으로 동일한 외부전압에서 접촉각의 크기에 따라 유체의 속도차이를 가져오는 것으로 사료된다.

Abstract – In this study, the effect of contact angles of PDMS and external voltage has been investigated. SU-8 (Microchem, USA) negative photoresist and PDMS are used to make the microchannel. The contact angle of the native PDMS is 105°. The native PDMS is treated with the oxygen plasma and the contact angle changes 19°, 46° and 69°. As a result, the rate of increase in flow velocity is not directly proportional to the rate of increase of external voltage. This is because the electrical double layer is condensed and the zeta potential is increased with an increase of the external voltage. The flow velocity is highest for the contact angle of 19° at the same external voltage. Hence we conclude that the thickness of electrical double layer and flow velocities vary with contact angle at the same external voltage.

Key words: PDMS, Microchannel, Contact Angle, Electrical Double Layer

1. 서 론

최근 들어 생물학적인 분리와 화학적인 분석을 위하여 마이크로 시스템의 제작에 관한 많은 연구가 활발하게 이루어지고 있다[1, 2]. 기존에는 유리, 석영 또는 실리콘 등의 재료를 사용한 마이크로 시스템의 제작이 주로 이루어졌으나, 고가의 재료이면서 제작에 많은 시간이 필요하다는 단점으로 인하여, 다른 물질들에 대한 관심과 연구가 이루어졌다[1-3]. 특히 값싸고 제작이 용이한 PDMS(polydimethylsiloxane)

를 이용한 마이크로시스템의 제작이 활발하게 이루어지고 있다[4, 8]. 그러나 PDMS의 표면은 높은 소수성으로 인하여 마이크로시스템에서 유체의 흐름을 어렵게 하므로, 산소 플라즈마를 이용한 표면처리를 통하여 PDMS의 표면을 친수성으로 바꾸어준다[5, 6, 8]. 플라즈마로 처리된 PDMS 표면의 친수성은 접촉각의 변화를 나타내게 되며, 플라즈마의 강도 및 처리시간에 따라서 접촉각은 다양하게 변화된다[5, 6, 9]. 그렇지만, PDMS 표면의 친수성은 일정하게 유지되는 것이 아니라 시간이 흐름에 따라서 점차 소수성으로 바뀌게 되며, 이를 억제하기 위하여 PDMS의 보관을 달리한다거나, 소수성으로 바뀐 PDMS 표면을 친수성으로 바꾸기 위하여 용액으로 세척하기도 한다[10, 11]. 플라즈마로 처리된 PDMS를 이용하여 제작된

[†]To whom correspondence should be addressed.
E-mail:ywrhee@cnu.ac.kr

마이크로채널에서 발생하는 유체의 흐름은 전기삼투 흐름으로써, 채널 양쪽에 걸리는 전압에 의하여 음으로 하전된 PDMS 표면에 양이온들이 달라붙고, 이로 인하여 전기이중층이 형성되어 전기삼투 흐름이 음극 쪽으로 형성된다[7]. 특히 전기삼투 흐름은 채널 양쪽에 걸리는 외부전압의 세기를 조절하거나, 채널 내에 흐르는 유체의 pH를 조절함으로써 그 흐름을 쉽게 제어할 수 있다[7, 11, 12]. 전기삼투에 의하여 흐르는 유체의 유속을 직접적으로 측정하는 방법은 아직 보고된 바 없으며, 주로 마이크로채널 내를 흐르는 유체에 형광물질이나 형광입자를 투입한 후, 형광현미경을 통하여 유체의 속도를 측정할 수 있다[7, 11, 13, 14]. 일정한 외부전압을 가하였을 때, 마이크로채널 내의 입자들은 각각의 전하량에 따라서 서로 다른 이동도를 갖게 되며, 이를 이용하여 동일한 물질의 분리가 가능하다[7, 11, 13-16]. 이미 DNA와 혈청의 분리까지 많은 연구가 이루어졌으며, 전하를 띠지 않는 경우에는 계면활성제를 첨가하여 입자를 분리하기도 하였다[17-20].

본 연구에서는 PDMS의 접촉각 및 외부전압이 유체의 흐름에 미치는 영향을 조사하기 위하여, PDMS의 표면을 산소 플라즈마를 이용하여 처리한 후 유리 와 접합시켜 마이크로채널을 제작하였다. 플라즈마 처리시간을 변화시켜서 PDMS의 접촉각이 19°, 46° 그리고 69°인 마이크로채널을 제작하였으며, 플라즈마 처리를 하지 않은 마이크로채널도 제작하였다. 마이크로채널에서 유체의 속도를 측정하기 위하여 직경이 3 μm인 전기적인 성질을 띠지 않는 검은색의 PS (polystyrene) 입자를 유체 내에 주입하였다. PDMS의 접촉각 변화에 따른 마이크로채널에서 유체의 속도변화를 측정하기 위하여, 외부전압을 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 kV로 달리하여 그때의 입자의 속도변화를 조사하였다.

2. 실험

2-1. 마이크로채널의 제작

마이크로채널을 제작하기 위하여 가장 먼저 수행되어야 하는 것은 원하는 형태와 크기를 갖는 패턴을 디자인하는 것이다. 디자인된 패턴은 마스크로 만들기 위하여 고해상도(10,000 DPI)의 프린터를 사용하여 프린트하였으며, 음성 패턴을 제작하였다. 마이크로채널의 너비는 300 μm, 깊이는 100 μm 그리고 채널의 길이는 40 mm로 하여 제작하였다. 또한, 채널의 양쪽 끝에 튜브와 연결하는 연결관을 끼울 수 있도록 직경 7 mm인 원 모양의 저장공간을 두었으며, 채널 내에 유체가 흐르는 시간을 충분히 주어서 유체의 속도를 분석하는데 용이하도록 저장공간을 크게 디자인하였다. 제작된 패턴의 형태를 Fig. 1에 나타내었다. 마스크 제작이 완료되면 실리콘 웨이퍼(ULTRAPACK Wafershield™, H9100-0302) 위에 균일한 두께의 PR(photoresist)을 코팅하는 것이 필요하며, 이를 위해서 웨이퍼와



Fig. 1. Pattern of the microchannel (width: 300 μm, depth: 100 μm, length: 40 mm, reservoir diameter: 7 mm).

PR 사이의 저항을 줄이기 위한 전 처리로써, 웨이퍼를 HMDS (hydromethylidisiloxane)에 10분간 노출시킨다. 본 연구에서는 SU-8 (Microchem, USA) 음성 감광제를 사용하였으며, 회전코팅기의 회전속도를 2단계로 조절하여 PR을 코팅하였다. 웨이퍼 위에 일정한 두께로 PR을 코팅한 후에는 PR 내에 존재하는 용매를 제거하기 위하여, 건조기나 가열판을 사용하여 65 °C에서 20분 가열하고 온도를 분당 1 °C 정도로 서서히 올린 후에 다시 95 °C에서 50분 동안 가열한다. 용매가 제거된 웨이퍼 위에 디자인된 채널의 마스크를 올리고 다시 그 위에 웨이퍼와 마스크가 밀착이 잘 되도록 유리판을 올린 채 180초 동안 UV(350 nm)를 조사한다. UV 조사 후에는 다시 65 °C에서 1분 그리고 95 °C에서 12분 동안 가열하며, 현상과 세척을 거쳐서 원하는 형태의 패턴을 웨이퍼 위에 얻을 수 있다. Table 1에는 실리콘 웨이퍼 위에 패턴을 생성하는 과정을 나타내었으며, Fig. 2에는 생성된 패턴의 SEM 사진을 나타내었다. 원하는 패턴이 웨이퍼 위에 완성되면 PDMS를 이용하여 본을 뜨게 되며, 그 전에 PDMS가 웨이퍼와 잘 떨어지도록 웨이퍼를 TMCS(trimethylchlorosilane)에 10분간 노출시키고, 연결관을 미리 웨이퍼 위에 붙여서 추후에 연결관을 끼울 수 있는 공간을 만들어 준다. PDMS는 PDMS 모노머 용액과 촉매가 들어있는 경화용액으로 구성되어 있고, 두 용액을 질량비 10:1로 섞어 사용한다. PDMS를 부은 후, 진공건조기를 사용하여 0-100 mmHg 정도의 압력에서 1시간 정도 반응시키면 PDMS 내에 존재하는 기포가 완전히 제거된다. 그 후에 70 °C에서 2시간 정도 고형화시키고 웨이퍼에서 떼어내면 PDMS 패턴이 형성되고, 유리판에 접합시켜 생성하고자 하는 마이크로채널을 완성할 수 있다. 본 연구에서는 접촉각의 변화에 따른 유체의 속도변화를 측정하기 위하여, 유리판에 접합시키기 직전에 PDMS의 표면을 산소 플라즈마를 사용하여 처리하였다. 플라즈마로 표면처리한 PDMS의 접촉각은 19°, 46° 그리고 69°였으며, 플라즈마로 처리하지 않은 PDMS의 접촉각은 105°였다. PDMS의 접촉각은 접촉각측정기 (KYOWA INTERFACE, CA-A, FACE CONTACT ANGLE)를 사용하여 측정하였다. 완성된 마이크로채널의 양끝에 연결관과 튜브를 연결하면 마이크로채널 시스템이 완성된다.

Table 1. Photolithography method for the SU-8 photoresist

Step	Process	Method
1	Substrate pretreatment	to treat with HMDS (hydromethylidisiloxane) for 10 minutes.
2	Coating	1 step: 500 rpm, 30 sec/2 step: 2,000 rpm, 30 sec
3	Soft baking	20 minutes at 65 °C, 50 minutes at 95 °C
4	Exposure	180 sec
5	Post exposure baking	1 minute at 65 °C, 12 minutes at 95 °C
6	Development	to develop with the SU-8 developer for 10 minutes
7	Rinsing & drying	to rinse with IPA (isopropyl alcohol), to dry with a gentle stream of nitrogen

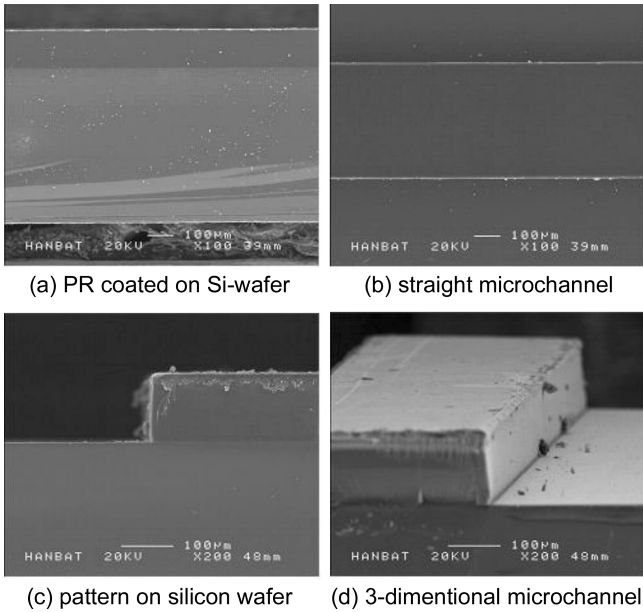


Fig. 2. SEM photographs of the microchannel.

2-2. 실험 방법

마이크로채널을 흐르는 유체로는 pH가 7.0인 완충용액(Weilheim, WTW pH 7.0, Technical buffer 50 ml)을 사용하였다. 이는 전기삼투 흐름에서 pH 변화에 따른 영향을 없애기 위해서이다. 일반적으로 마이크로채널 내에서 유체의 속도를 측정하기 위해 형광물질이나 형광입자를 사용하지만, 본 연구에서는 화상분석시스템(마이크로네트, BMI 150 MHz, CP700D)을 이용하여 유체의 유속을 측정하고자 전기적인 성질을 띠지 않는 직경이 3µm인 검은색의 PS(polystyrene) 입자를 투입하였다. PS 입자는 단위 부피에 대하여 일정한 개수를 갖도록 하였으며, 그 값은 약 140개/µl이다. 일정한 입자의 개수를 포함한 완충용액은 마이크로시린지를 사용하여 마이크로채널의 내부로 주입된다. 그리고 마이크로채널 내부에 기포가 존재하는지의 여부를 확인하고, 존재할 경우에는 유체를 다시 주입하여 강제로 채널 내에 존재하는 기포를 밖으로 밀어낸다. 기포가 존재할 경우에는 채널 내에 전기삼투가 걸리지 않거나, 순간적인 과전압의 원인이 되므로 반드시 제거한 후에 실험을 하여야 한다. 기포가 존재하지 않으면 외부전압을 일정하게 변화시켜서 입자의 속도변화를 측정할 수 있으며, 본 연구에서는 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 kV로 외부전압을

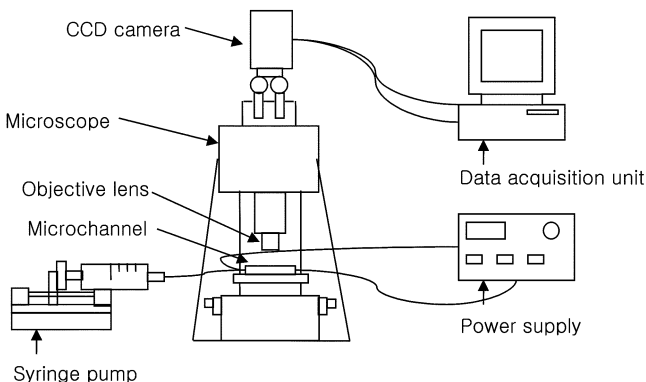


Fig. 3. Schematic diagram of experimental apparatus.

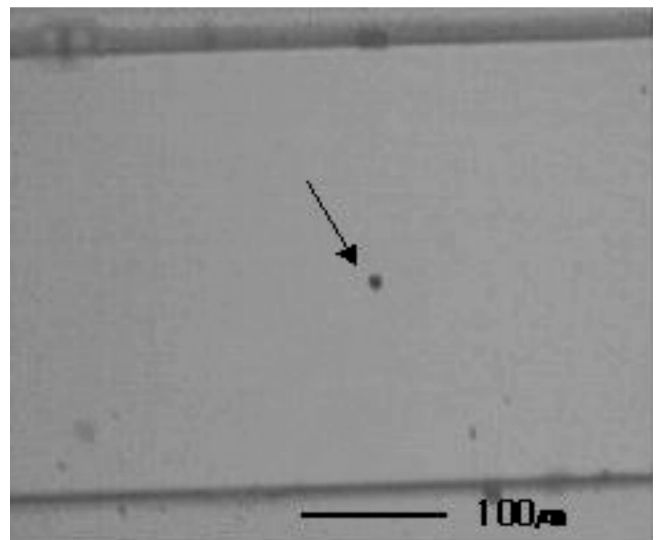
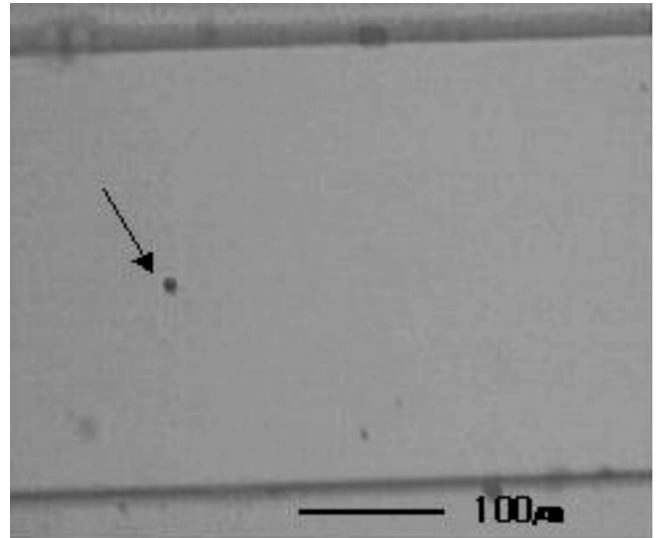


Fig. 4. Polystyrene black-dyed microsphere in the microchannel (time interval: 0.56 sec).

달리하여 입자의 속도를 측정하였다. Fig. 3에 실험장치의 개략도를 나타내었다. 입자의 흐름은 우선 현미경과 연결된 컴퓨터를 사용하여 동영상으로 저장하고, 그 후에 미디어 편집기를 통하여 실제보다 느린 속도로 재생시킨다. 재생 중에 일정한 시간을 두고 정지화면을 저장하고, 그 후에 저장된 정지화면들을 비교하여 입자의 속도를 계산할 수 있다. Fig. 4는 재생 중에 저장된 정지화면을 나타내고 있으며, 입자의 이동을 확인할 수 있다.

3. 결과 및 고찰

본 연구에서는 PDMS의 접촉각과 외부전압을 변수로 설정하여 마이크로채널에서 유체의 속도변화를 측정하고자 하였다. 이에 유체의 속도를 측정하기 이전에, 마이크로채널에서 외부전압의 변화에 따른 전류의 변화를 측정하였다. Fig. 5에는 플라즈마 처리를 하지 않은 PDMS에 대한 외부전압과 전류 사이의 관계를 나타내었다. Fig. 5에 나타낸 바와 같이, 외부전압이 0.4 kV일 때까지는 옴의 법칙(Ohm's law)을 만족시키면서 외부전압이 증가할수록 마이크로채

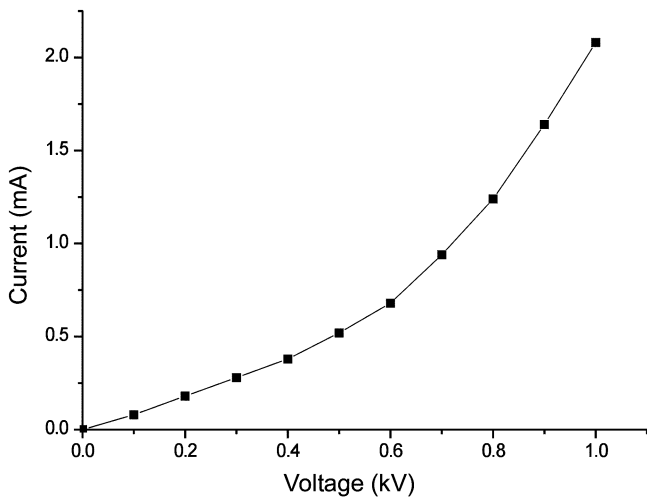


Fig. 5. Voltage vs. current in the microchannel (contact angle: 105°).

Table 2. Current of the microchannel with various contact angles and external voltages

External voltage	Contact angle of PDMS			
	19°	46°	69°	105°
0.1 kV	0.08 mA	0.09 mA	0.09 mA	0.08 mA
0.2 kV	0.19 mA	0.19 mA	0.18 mA	0.18 mA
0.3 kV	0.30 mA	0.29 mA	0.28 mA	0.28 mA
0.4 kV	0.41 mA	0.41 mA	0.39 mA	0.40 mA

널에서의 전류도 일정하게 비례하여 증가한다. 그러나 0.5 kV 부터는 옴의 법칙에서 벗어나서 전류의 값이 크게 증가하였으며, 정확한 이유는 밝혀내지 못하였다. 따라서 본 실험에서는 전압과 전류의 비가 일정하게 나타난 0.4 kV까지 외부전압을 변화시키기로 하였으며, Table 2에는 접촉각이 다른 4가지 PDMS에 대하여 0.4 kV 까지의 외부전압 변화에 따른 전류의 변화를 나타내었다. Table 2에 나타낸 바와 같이, 0.4 kV까지는 PDMS의 접촉각 변화와 상관없이 외부전압이 증가할수록 마이크로채널에서의 전류가 유사한 값을 보이며 비례하여 증가하는 것을 확인할 수 있다.

일반적으로 형광현미경을 통하여 형광물질의 발광 정도나 형광입자의 발광 정도를 측정하여 유체의 속도를 측정하는 것과는 달리, 본 연구에서는 전기적인 성질을 띠지 않는 검은색의 PS 입자를 사용하여 유체의 속도를 측정하고자 하였다. 아래의 식 (1)에 나타난 바와 같이 유체 내에 입자가 존재하고 외부전압에 의하여 유체가 흐를 경우, 입자의 속도(U)는 전기삼투에 의한 속도(U_{eo})와 전기영동에 의한 속도(U_{ep})의 합으로 나타난다[14, 21]. 전기삼투에 의한 속도는 마이크로채널의 표면에 전기이중층이 형성되고 이로 인하여 발생하는 유체의 속도라고 할 수 있으며, 전기영동 속도는 입자 자체가 특정 용액 내에서 표면에 전하를 띠게 됨으로써 이로 인하여 발생하는 입자의 이동속도라고 할 수 있다. 그러므로 표면에 전기적인 성질을 띠지 않는 PS 입자를 사용하여 전기영동에 의한 속도를 없애고, 전기삼투에 의한 유체의 속도를 구하고자 하였다. 그리고 화상분석시스템을 이용하여 입자의 속도를 측정하기 위하여 검은색을 띤 입자를 사용하였다.

$$U=U_{eo}+U_{ep} \tag{1}$$

전기삼투에서 유체의 속도는 아래의 Helmholtz-Smoluchowski 식

으로 나타낼 수 있다[16, 22-24]. 식 (2)에 의하면, 전기이중층의 두께가 채널 크기에 비해 매우 작고, 유체의 속도(v)는 벽면에서 미끄러지게 된다는 조건을 만족할 경우에 전기장(E)에 비례하여 증가한다. 단, 유체의 유전율(ε)과 제타전위(ζ) 그리고 유체의 점도(μ)가 일정한 경우이다.

$$v=\epsilon E\zeta/\mu \tag{2}$$

식 (2)에 따르면, 유체의 속도는 외부전압에 정비례하여 증가하므로, 외부전압을 0.1 kV에서 0.2, 0.3 그리고 0.4 kV로 변화시키면 유체의 속도도 각각 2, 3 그리고 4배로 증가할 것이다. 그러나 Fig. 6에 나타낸 바와 같이, 유체의 속도는 외부전압에 정비례하여 증가하지 않는다. 이는 외부전압의 세기가 증가할수록 계면에서의 전하 밀도가 증가하게 되고, 이로 인하여 전기이중층이 압축되어 표면전위가 증가하고, 그 결과 제타전위의 값이 증가하기 때문인 것으로 판단된다[22-24]. 접촉각이 19°인 경우, 유체의 속도변화는 0.1 kV-0.2 kV 구간에서 가장 크게 나타나고, 접촉각이 46°인 경우, 유체의 속도변화는 0.3 kV-0.4 kV 구간에서 가장 크게 나타난다. 접촉각이 69°인 경우, 유체의 속도변화는 접촉각이 46°일 때와 마찬가지로 0.3 kV-0.4 kV 구간에서 가장 크게 나타나며, 접촉각이 105°인 경우, 유체의 속도변화는 0.2 kV-0.3 kV 구간에서 가장 크게 나타난다. 위의 결과로부터 외부전압의 증가에 따라 전기이중층의 두께가 변화하고 그에 따라서 유체의 속도가 외부전압에 정비례하여 증가하지 않는다는 것을 확인할 수 있었다. 더욱이 접촉각에 따라서 외부전압에 의한 속도의 영향이 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 6에 나타낸 바와 같이, 외부전압이 0.1 kV인 경우, 접촉각이 가장 큰 105°에서 유체의 속도는 62 μm/s로 가장 느리게 나타났으며, 접촉각이 가장 작은 19°에서 유체의 속도는 292 μm/s로 가장 빠르게 나타났다. 외부전압이 0.2 kV인 경우, 접촉각이 가장 큰 105°에서 유체의 속도는 254 μm/s로 가장 느리게 나타났으며, 접촉각이 가장 작은 19°에서 유체의 속도는 936 μm/s로 가장 빠르게 나타났다. 외부전압이 0.3 kV인 경우, 접촉각이 가장 큰 105°에서 유체의 속도는 460 μm/s로 가장 느리게 나타났으며, 접촉각이 가장 작은 19°에서 유체의 속도는 1,273 μm/s로 가장 빠르게 나타났다. 외부전압이 0.4 kV인 경우, 접촉각이 가장 큰 105°에서 유체의 속도는

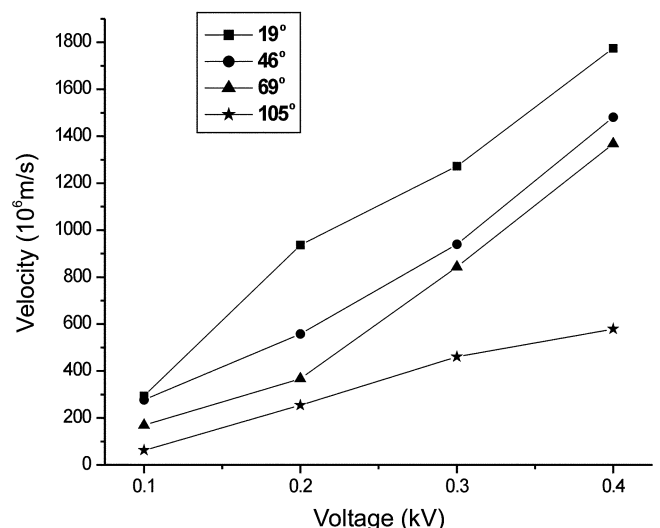


Fig. 6. Voltage vs. velocity in the microchannel with various contact angles.

579 $\mu\text{m/s}$ 로 가장 느리게 나타났으며, 접촉각이 가장 작은 19°에서 유체의 속도는 1,775 $\mu\text{m/s}$ 로 가장 빠르게 나타났다. 위의 결과에서 동일한 외부전압을 걸어주었을 때, 접촉각의 크기가 작은 마이크로 채널에서 유체의 속도가 빠른 것을 알 수 있다. 고체면 위에 액적을 떨어뜨렸을 때, 액적이 완전히 퍼지지 않을 경우에는 접촉하는 면과 일정한 각 θ 를 이루게 되는데, 이 각은 액체-고체 접촉에서 특성적인 값으로 접촉각(contact angle)이라 부른다. 아래의 Young-Dupre 식에 의하면 부착일(W_A)은 접촉하는 액체와 고체가 분리될 때의 자유에너지로써 접촉각과 액체의 표면자유에너지(γ_L)의 곱에 비례한다[22-24].

$$W_A = \gamma_L(1 + \cos \theta) \quad (3)$$

즉, 접촉각이 0°에 근접할수록 더욱 큰 부착일이 가해진 것으로서, 액체와 고체가 잘 부착되어 있으며, 액체와 고체를 분리하는 데에는 더욱 많은 에너지가 필요하다. 반대로 접촉각이 0°에서 멀어질수록 액체와 고체는 잘 부착되어있지 않으며, 액체와 고체를 분리하는 데에는 더욱 적은 에너지가 필요할 것이다. 마이크로채널에서 전기삼투에 의한 흐름을 유도하기 위해서는 유체와 PDMS 표면이 부착하여 표면에 전기이중층이 생성되어야 하며, 전기이중층은 유체와 PDMS의 부착 정도에 따라서 그 두께를 달리할 것이다. 그리고 전기이중층의 두께차이는 표면전위와 제타전위의 차이로 나타나며, 이는 결과적으로 동일한 외부전압에서 유체의 속도차이를 가져오는 것으로 사료된다. 부착일(W_A)은 작용기가 많을수록 증가하고, 산소 플라즈마로 처리된 표면에 생성되는 작용기의 양을 나타낸다[6]. 실제로 소수성인 PDMS 표면을 산소 플라즈마로 처리하면, 작용기가 생성되고, 그 표면이 친수성으로 전환되며, 접촉각이 줄어든다는 것은 이미 많은 연구에서 보고 되고 있다[2, 5, 6, 8, 26]. 따라서 Fig. 6에 나타난 바와 같이, 동일한 외부전압에서 PDMS의 접촉각이 작은 경우에 부착일이 증가하게 되고, 따라서 보다 빠른 유속을 나타내는 것으로 사료된다.

결 론

본 연구에서는 접촉각 및 외부전압의 변화에 따른 마이크로채널에서 유체의 속도변화를 측정하기 위하여, PDMS의 접촉각을 19°, 46°, 69° 그리고 105°로 달리하여 마이크로채널을 제작하였다. 제작된 채널의 너비는 300 μm , 깊이는 100 μm 그리고 길이는 40 mm로 하였으며, 직경이 7 mm인 저장소가 채널의 양끝에 오도록 제작하였다. pH 7.0인 완충용액과 3 μm 의 검은색 PS 입자를 사용하여, 외부전압을 0.1 kV, 0.2 kV, 0.3 kV, 0.4 kV로 변화시키면서 유체의 유속을 측정한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 외부전압의 세기가 증가할수록 계면에서의 전하밀도가 증가하게 되고, 이로 인하여 전기이중층이 압축되어 표면전위가 증가하고, 그 결과 제타전위의 값이 증가한다. 그 결과 동일한 접촉각을 갖는 PDMS는 외부전압이 증가할수록 유체의 속도가 비선형적으로 증가하였다. 또한, 접촉각에 따라서 외부전압에 의한 속도의 영향이 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

(2) 동일한 외부전압에서 PDMS의 접촉각이 가장 작은 19°일 때 유체의 속도가 가장 빠르게 나타났다. 이는 전기이중층이 유체와 PDMS의 부착 정도에 따라서 그 두께를 달리하고, 전기이중층의 두

께차이가 결과적으로 동일한 외부전압에서 접촉각의 차이에 따라 유체의 속도차이를 가져오는 것으로 사료된다.

감 사

본 연구는 한국과학재단의 목적기초 연구사업(특정기초 연구사업: R01-2003-000-10224-0)의 일환으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. Madou, M. J., Fundamentals in Microfabrication, CRC press, Boca Raton(1997).
2. Manz, A. and Becker, H., Microsystem Technology in Chemistry and Life Science, Springer(1998).
3. Kopp, M. U., Demello, A. J. D. and Manz, A., "Chemical Amplification: Continuous-Flow PCR on a Chip," *Science*, **280**, 1046-1048 (1998).
4. Berdichevsky, Y., Khandurina, J., Guttman, A. and Lo, Y. H., "UV/ozone Modification of Poly(dimethylsiloxane) Microfluidic Channels," *Sensors and Actuators B*, **97**(4), 402-408(2004).
5. Hillborg, H., Ankner, J. F., Gedde, U. W., Smith, G. D., Yasuda, H. K. and Wikstrom, K., "Crosslinked Polydimethylsiloxane Exposed to Oxygen Plasma Studied by Neutron Reflectometry and other Surface Specific Techniques," *Polymer*, **41**(18), 6851-6863(2000).
6. Murakami, T., Kuroda, S. and Osawa, Z., "Dynamics of Polymeric Solid Surfaces Treated with Oxygen Plasma: Effect of Aging Media after Plasma Treatment," *J. Colloid Interface Sci.*, **202**(1), 37-44(1998).
7. Liu, Y., Fanguy, J. C., Bledsoe, J. M. and Henry, C. S., "Dynamic Coating using Polyelectrolyte Multilayers for Chemical Control of Electroosmotic Flow in Capillary Electrophoresis Microchips," *Anal. Chem.*, **72**(24), 5939-5944(2000).
8. Ren, X., Bachman, M., Sims, C., Li, G. P. and Allbritton, N., "Electroosmotic Properties of Microfluidic Channels Composed of Poly(dimethylsiloxane)," *J. Chromatography. B*, **762**(2), 117-125 (2001).
9. Kozicki, M. N., Maroufkhani, P. and Mitkova, M., "Flow Regulation in Microchannels via Electrical Alteration of Surface Properties," *Superlattices and Microstructures*(in press).
10. McCormick, R. M., "Capillary Zone Electrophoretic Separation of Peptides and Proteins using Low pH Buffers in Modified Silica Capillaries," *Anal. Chem.*, **60**(21), 2322-2328(1988).
11. Hayes, M. A. and Ewing, A. G., "Electroosmotic Flow Control and Monitoring with an Applied Radial Voltage for Capillary Zone Electrophoresis," *Anal. Chem.*, **64**(5), 512-516(1992).
12. Belder, D., Elke, K. and Husmann, H., "Influence of pH-value of Methanolic Electrolytes on Electroosmotic Flow in Hydrophilic Coated Capillaries," *J. Chromatography. A*, **868**(1), 63-71(2000).
13. Polson, N. A. and Hayes, M. A., "Electroosmotic Flow Control of Fluids on a Capillary Electrophoresis Microdevice using an Applied External Voltage," *Anal. Chem.*, **72**(5), 1088-1092(2000).
14. Sinton, D., Canseco, C. E., Ren, L. and Li, D., "Direct and Indirect Electroosmotic Flow Velocity Measurements in Microchannels," *J. Colloid Interface Sci.*, **254**(1), 184-189(2002).
15. Lee, C. S., Mcmanigill, D., Wu, C. T. and Patel, B., "Factors Affecting Direct Control of Electroosmosis using an External

- Electric Field in Capillary Electrophoresis," *Anal. Chem.*, **63**(15), 1519-1523(1991).
16. Lee, C. S., Blanchard, W. C. and Wu, C. T., "Direct Control of the Electroosmosis in Capillary Zone Electrophoresis by using an External Electric Field," *Anal. Chem.*, **62**(14), 1550-1552(1990).
 17. Inatomi, K. I., Izuo, S. I., Lee, S. S., Ohji, H. and Shiono, S., "Electrophoresis of DNA in Micro-pillars Fabricated in Polydimethylsiloxane," *Microelectronic Engineering*, **70**(1), 13-18(2003).
 18. Chen, J. F., Jin, Q. H., Zhao, J. L. and Xu, Y. S., "A Signal Process Method for DNA Segments Separation in Microchannel Electrophoresis," *Biosensors and Bioelectronics*, **17**(7), 619-623(2002).
 19. Deng, Y., Zhang, H. and Henion, J., "Chip-Based Quantitative Capillary Electrophoresis Mass Spectrometry Determination of Drugs in Human Plasma," *Anal. Chem.*, **73**(7), 1432-1439(2001).
 20. Kutter, J. P., Jacobson, S. C. and Ramsey, J. M., "Integrated Microchip Device with Electrokinetically Controlled Solvent Mixing for Isocratic and Gradient Elution in Micellar Electrokinetic Chromatography," *Anal. Chem.*, **69**(24), 5165-5171(1997).
 21. Oddy, M. H. and Santiago, J. G., "A Method for Determining Electrophoretic and Electroosmotic Mobilities using AC and DC Electric Field Particle Displacements," *J. Colloid Interface Sci.*, **269**(1), 192-204(2004).
 22. Probstein, R. F., *Physicochemical Hydrodynamics*, John Wiley and Sons, Inc.(1994).
 23. Kim, J. D., *Interface Phenomenology*, Aruka(2000).
 24. Ryu, D. I., Kim, J. H. and Shin, Y. S., *Interface Science*, Chonnam National Univ.(1998).
 25. Oláh, A., Hillborg, H. and Vancso, J., "Hydrophobic Recovery of UV/ozone Treated Poly(dimethylsiloxane): Adhesion Studies by Contact Mechanics and Mechanism of Surface Modification," *Appl. Surface Science*(in press).
 26. Kasemura, T., Takhashi, S., Nakane, N. and Maefawa T., "Surface Dynamics for Poly(vinyl alkylate)s via Dynamic Contact Angle and Adhesion Tension Relaxation," *Polymer*, **37**(16), 3659-3664(1996).