한국정밀공학회지 제 33 권 제 3 호 pp. 217-223 March 2016 / 217
J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 33, No. 3, pp. 217-223 http://dx.doi.org/10.7736/KSPE.2016.33.3.217
ISSN 1225-9071(Print), ISSN 2287-8769(Online)

연속적 전기습윤 효과를 이용한 액체금속 액적의 채널 내 거동

Movement of Liquid Metal Droplet in Channel by Continuous Electrowetting Effect

백승범 [1], 원동준 [1], 김호진 [1], 김준원 [1,✉]
Seungbum Baek[1], Dong-Joon Won[1], Hojin Kim[1], and Joonwon Kim[1,✉]

1 포항공과대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Pohang University of Science and Technology)
✉ Corresponding author: joonwon@postech.ac.kr, Tel: +82-54-279-2185

Manuscript received: 2015.9.9. / Revised: 2015.10.26. / Accepted: 2015.11.13.

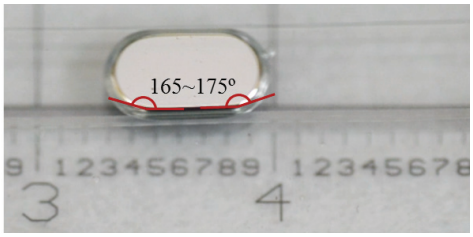
In this paper, the movement of a liquid metal droplet in a channel by continuous electrowetting effect is analyzed. The channel is fabricated using two glass substrates and silicone rubber as spacers, and a mercury droplet and dilute sulfuric acid are added into the channel. The droplet is moved according to voltage applied at both ends of the channel through an electrolyte. According to the shape of the droplet and the applied voltage, the velocity of the droplet is changed. The velocity is proportional to the applied voltage and inversely proportional to the length of the droplet, both theoretically and experimentally. Contact angle hysteresis and a meniscus change were also found in the moving state. This implies the existence of a threshold in movement by Laplace pressure difference. The experiment indicated that the sliding angle was inversely proportional to the width of the droplet but that the voltage threshold was proportional to the width.

KEYWORDS: Continuous electrowetting (연속적 전기습윤), Liquid metal (액체금속), Laplace pressure (라플라스 압력), Threshold (문턱값), Surface tension (표면장력)

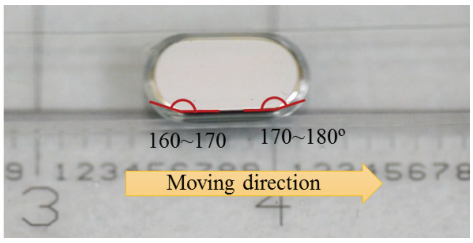
1. 서론

금속은 우수한 기계적, 전기적, 광학적 특성 등으로 인해 다양한 분야에서 사용되고 있다. 일반적으로 금속은 상온에서 고체상태로 존재하기에 센서 혹은 엑츄에이터의 구조물로 사용될 경우 피로파괴에 의한 수명이 반드시 존재하며 고체의 특성상 구조물의 위치 및 형상이 고정되어 있다. 이에 상온에서 액체이면서 금속의 성질을 띄고 있는 액체금속(Liquid Metal)을 사용하게 되면 피로가 누적되는 현상을 막을 수 있으며 액적의 형태로 사용될 경우 형상뿐만 아니라 위치의 변경도 자유롭다. 대표적 액체금속인 수은 (Mercury)이 주로 활용되고 있으며 갈륨 (Gallium)을 기반으로 한 무독성의 액체금속이 개발되어 다양한 센서 혹은 엑츄에이터의 개발에 사용되고 있다.[1-6] 하지만 수은의 경우에는 독성, 갈륨 기반 액체금속의 경우에는 산화의 영향으로 인해 채널 내부에 갇힌 상태로 사용하는 것이 바람직하다.[7] 채널 내부의 액체금속 액적을 구동하는 방법에는 외부에서 공압 (Pneumatic Pressure)을 가하거나, EWOD (Electrowetting on Dielectric), 연속적 전기습윤 (Continuous Electrowetting) 등의 전기적 특성을 이용하는 방법이 있다.[5-8] 이 중 공압방식의 경우 추가적인 라인과 펌프 등이 필요하기에 소형화된 장치

Copyright ⓒ The Korean Society for Precision Engineering
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.



(a) Stopped-Droplet



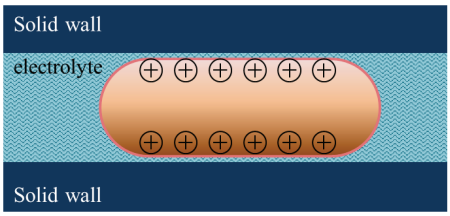
(B) Moving droplet

Fig. 1 Shape of LM droplet in channel

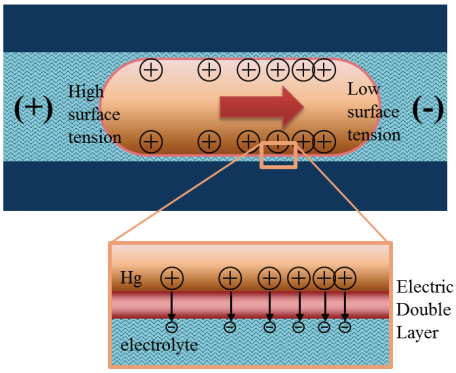
에 사용하기에는 적합하지 않으며, EWOD의 경우에는 액체금속의 표면장력 (Surface Tension)을 제어하기 위하여 100 V 이상의 높은 전압이 필요하다.[2,8] 하지만 연속적 전기습윤 효과는 수 V의 낮은 전압으로도 액적의 구동이 가능하며 전력 소모 또한 적다.[9]

연속적 전기습윤 효과는 1982년 Beni, G.[10]에 의해 이론적으로 유도된 이후로 마이크로펌프, 마이크로모터 등 많은 연구에 활용되고 있으나[2,9] 액적의 형상 및 인가전압에 대한 속도를 실험적으로 분석한 사례는 적다. 또한 액적이 전해질 (electrolyte)에 완전히 쌓여 유동저항을 고려하지 않은 기존의 이론과는 달리[10] 실제 전해질 내에 위치한 액체금속 액적의 거동을 측정한 결과 Fig. 1과 같이 180° 미만의 접촉각과 접촉각 이력 (Contact Angle Hysteresis), 그리고 메니스커스 (Meniscus)의 변화를 보였으며 이로 인한 문턱값 (Threshold)이 발생한다.

본 논문에서는 유리기판 내에 실리콘 고무로 채널을 형성한 후 액체금속 액적의 폭, 길이와 인가전압에 따른 액적의 움직임을 관찰하였다. 측정결과 액적의 속도는 인가전압에 비례, 액적의 길이에 반비례하였으며 1 mm 이상의 폭에서는 작게 감소하였으나 1 mm 미만의 경우 액적의 속도가 크게 상승하는 것을 확인하였다. 미끄러짐 각은 1 - 6° 가량 측정되었으며 액적의 폭에 반비례 하는 경향을 보였고 전압 문턱값은 50 - 450 mV 로 액적의 폭에 비례하였다.



(a) Before applying voltage



(b) While applying voltage

Fig. 2 State of surface tension and charge in continuous electrowetting effect

2. 연속적 전기습윤 효과

액체에 전위차를 가하게 되면 식(1)과 같이 리프만 방정식 (Lippmann Equation)에 따라 액체의 표면장력이 변하게 된다.[10]

$$\gamma = \gamma_0 - \frac{C}{2}(V - V_0)^2 \tag{1}$$

Lee, J.에 의하면 채널 내부에 수은 액적 삽입 후 전해질로 채우면 Fig. 2(a)와 같이 액적과 벽면 사이에 전기이중막 (Electric Double Layer)이 발생하게 된다. 이때 전해질의 양단에 전위차를 가하게 되면 Fig. 2(b)와 같이 액적 내부에서의 전위차가 변하게 되고 마란고니 효과 (Marangoni Effect)에 의해 액적은 음극방향으로 움직이게 되는데, 이 현상을 연속적 전기습윤이라 한다.[9] Beni, G.는 액적이 채널 내에서 전기이중막에 의해 완전히 쌓여있다고 가정 (접촉각 180°)한 후, 액적의 속도를 리프만 방정식과 나비어-스톡스 방정식 (Navier-Stokes Equation)을 통하여 아래와 같이 유도하였다.[10,11]

$$v = \frac{q_i}{6\mu}\frac{w}{L}\Delta\phi \tag{2}$$

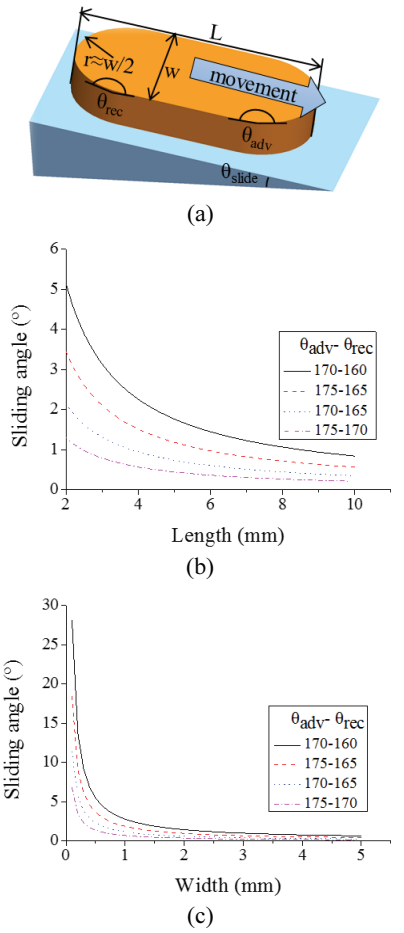


Fig. 3 (a) Modeling of droplet, (b) Theoretical sliding angle vs. length of droplet (w = 2 mm, t = 1 mm), (c) Theoretical sliding angle vs. width of droplet (L = 6 mm, t = 1mm)

여기서 $\Delta\phi$는 액적의 양단에 걸리는 전위차, μ는 수은의 점도 (1.56 mN·s/ m^2 at 20 ℃), q_i는 수은이 물기반의 전해질 (Aqueous Electrolyte)에 있을 때 전기이중막에서 생성되는 표면전하밀도 (0.05 C/m^2),[10] L과 w는 각각 액적의 길이와 폭이다.

식(2)에 따르면 유동저항을 고려하지 않았기에 미세한 전압으로도 액적의 구동이 가능하다. 하지만 Fig. 1(a)와 같이 정지상태에서 완벽한 180°의 접촉각이 나오지 않으며 Fig. 1(b)와 같이 움직일 시에도 5 - 10°의 접촉각 이력과 메니스커스의 변화가 존재한다.[9] 이에 따른 라플라스 압력 (Laplace Pressure)의 차이가 발생하게 되고 액적의 움직임은 저항을 받게 된다.[12] 라플라스 압력의 차이에 의한 영향을 분석하기 위해 채널 내에 갇힌 액적의 거동을 Fig. 3(a)에서와 같이 모델링 하였다. 전진접촉각 (Advancing Contact Angle, θ_{adv}), 후진접촉각 (Receding Contact Angle, θ_{rec}), 표면장력 (Viscosity, γ), 폭에 대한 라플라스 압력의 차이는 아래 식(3)과 같이 유도 될 수 있다.[12]

$$\Delta P_L = \frac{2\gamma}{w}\left(\cos\theta_{rec} - \cos\theta_{adv}\right) \tag{3}$$

중력과 미끄러짐 각 (θ_{slide})에 의한 힘 ($mg\cdot\sin\theta_{slide}$)이 라플라스 압력보다 클 경우 액적을 움직이게 할 수 있다. 이에 중력과 라플라스 압력, 두 힘이 평형을 이루는 순간을 비교하면 식(4)와 같다.

$$\frac{2\gamma}{w}\left(\cos\theta_{rec} - \cos\theta_{adv}\right) = \rho g \sin\theta_{slide}\left[(L-w) + \frac{\pi}{4}w\right] \tag{4}$$

여기서 ρ는 수은의 밀도 (13,534 kg/m^3), g는 중력가속도 (9.81 m/s^2)이다. 식(4)에서 액적의 길이L과 미끄러짐 각, 폭과 미끄러짐 각과의 관계를 각각 계산하면 Fig. 3(b)와 3(c)와 같이 미끄러짐 각은 액적의 접촉각이 작을수록, 접촉각 이력이 클수록 증가하며, 길이와 폭에 반비례한다. 특히 폭이 1 mm 미만으로 줄어들수록 라플라스 압력의 차이가 상대적으로 상승하면서 미끄러짐 각이 크게 상승하였다.

3. 실험 및 결과

3.1 시편 제작

채널제작을 위해 슬라이드 유리 (Slide Glass, S9213, Matsunami) 기판 사이에 실리콘 고무 PDMS (Polydimethylsiloxane, SYLGARD 184)를 스페이서 (Spacer)로 제작하여 삽입 후 접합하였다.

먼저 PDMS 스페이서를 제작함에 있어서 PDMS와 몰드로 사용될 실리콘 기판 (Silicon Substrate) 및 아크릴 기판과의 분리가 용이하도록 테프론 (Teflon®)을 코팅 하였다. Fig. 4(a)와 같이 평평한 실리콘 기판과 구멍이 뚫려있는 아크릴 기판에 테프론 (0.1 wt %)을 스핀코팅 (500 rpm, 35 sec)하고 60 ℃에 2시간 큐어링 (Curing)하였다. 이후 Fig. 4(b)와 같이 테프론 코팅된 실리콘 기판 위에 실리콘 웨이퍼 조각을 이용하여 스페이서의 두께 (1

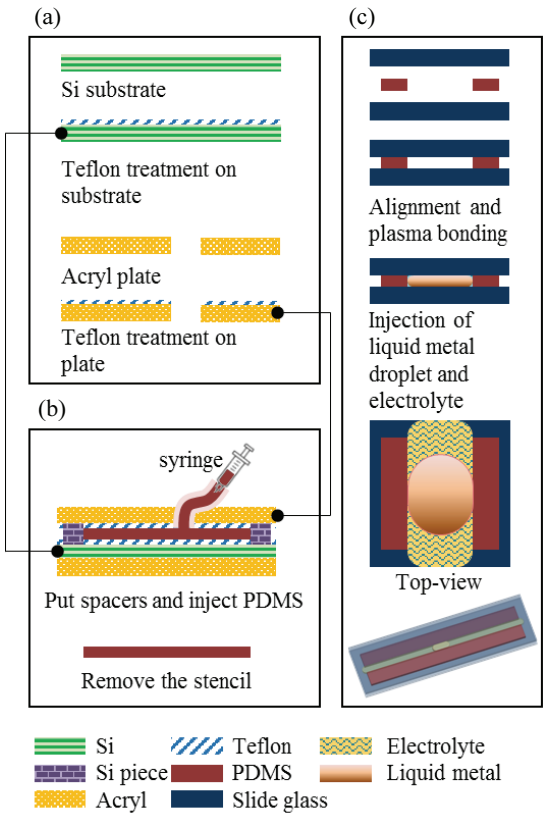


Fig. 4 Fabrication process: (a) Teflon coating on Si substrate and acryl plate, (b) PDMS casting, (c) Bonding and injection of liquid metal droplet and electrolyte

mm)를 설정한 뒤 구멍이 뚫린 아크릴 기판을 덮는다. 아크릴 기판의 구멍을 통해 Sylgard 184 A:B의 비율을 10:1로 혼합한 프리폴리머 (Prepolymer)를 주입하여 굳힘으로써 1 mm 두께의 PDMS 박막을 제작하였다.[13]

접합 및 주입 과정으로는 Fig. 4(c)와 같이 스페이서 형태로 자른 PDMS 박막과 슬라이드 유리기판을 플라즈마 처리 (45 W, 35 sec) 한 후 일정간격 (w= 0.5 - 5 mm)으로 부착하였다. 접합 안정화를 위해 60℃ 오븐에서 2시간 보관 후 상온에서 충분히 식혔다. 이후 채널에 실린지 (Syringe)를 이용하여 수은 액적 (L= 2 - 10 mm)과 0.5 M의 황산을 주입하였다.

3.2 실험 내용

앞서 이론적 분석 결과 미끄러짐 각은 폭에 의

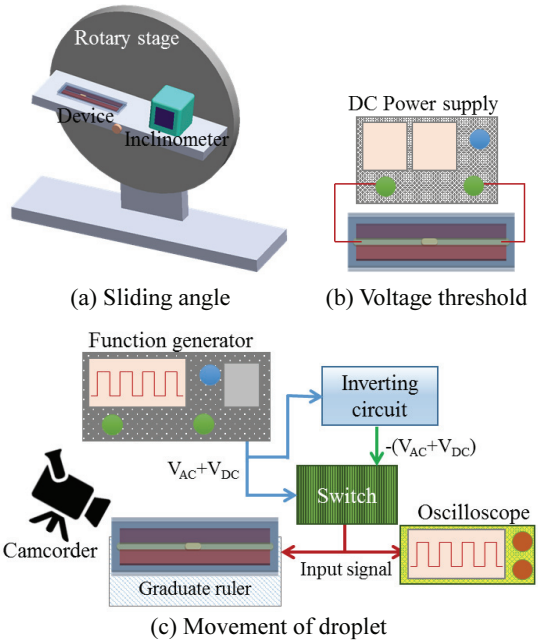


Fig. 5 Experimental setup for sensing

한 영향이 클 것으로 예측되었기에 액적의 길이를 고정 (6 mm)하고 폭의 변화 (0.5 - 5 mm)에 따른 미끄러짐 각과 전압 문턱값을 측정하였다. Fig. 5(a)와 같이 로터리 스테이지에 연결된 평판에 디바이스와 디지털 각도센서 (DAS-F51)를 두고 액적이 움직이기 시작하는 순간의 미끄러짐 각을 측정하였다. 전압 문턱값 측정을 위해 Fig. 5(b)와 같이 채널의 전해질 양 끝단에 DC 전압을 0 V에서 50 mV 단위로 증가시키면서 액적이 움직이는 순간의 전압을 측정하였다.

연속적 전기습윤 효과에 의한 액적의 거동을 측정하기 위하여 Fig. 5(c)와 같이 함수발생기 (Function Generator, Agilent 33220A) 를 이용하여 교류전압 (V_{high}: 2 - 5 V, V_{low}: -1 V, 50 kHz, 사각파)을 출력하였다. 출력된 전압을 반전 회로 (Inverting Circuit)에 입력하여 반전신호를 만든 후, 함수발생기의 기본 신호와 반전된 신호를 3단 스위치로 스위칭 하였다. 스위치의 출력전압을 채널의 전해질 끝단에 입력함으로써 연속적 전기습윤 효과에 의한 액적의 구동을 관찰하였으며, 최종입력신호는 오실로스코프 (Oscilloscope, Fluke 199C)를 통해 확인하였다. 이동거리 측정을 위해 디바이스 아래에 눈금자를 두고 스위칭에 따라 움직이는 액적을 영상촬영 한 후 속도를 산출하였다. 액적의 폭과 속

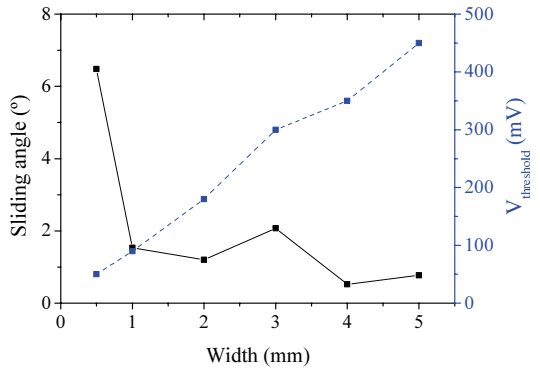


Fig. 6 Sliding angle and voltage threshold in width variation

도의 관계를 측정하기 위하여 액적의 폭을 0.5 - 5 mm 로 변화시키면서 (L = 6 mm) 액적의 속도를 측정하였다. 이후 액적의 길이와 속도의 관계를 측정하기 위하여 액적의 길이를 2 - 10 mm로 변화시키면서 (w = 2 mm) 액적의 속도를 측정하였다. 또한 각각의 폭과 길이에 따라 V_{high} (2 - 5 V)를 1 V씩 증가시켜가며 인가함으로써 V_{high}와 속도의 관계를 측정하였다.

3.3 실험결과

미끄러짐 각, 전압 문턱값, 그리고 각 조건에 대한 액적의 속도를 각각 5 - 10회 측정 후 평균값을 취하였다.

Fig. 6에서와 같이 미끄러짐 각은 폭이 1 mm이상에서 1 - 2° 였으며 0.5 mm에서는 6° 이상으로 상승하였다. 이에 반해 전압 문턱값의 경우 50 mV에서 450 mV까지 액적의 폭의 변화에 대해 비례하여 상승하였다.

액적의 속도는 Fig. 7(a)에서와 같이 V_{high}의 증가에 따라 비례하였으며 길이에 대해서는 반비례하였다 (Fig. 7(b)). 폭의 변화에 대해 측정한 결과, Fig. 7(c)와 같이 폭이 1 mm 이상에서는 작게 감소하는 경향을 보였으나 0.5 mm일 때 크게 상승하였다.

3.4 실험 결과 분석

액적의 폭이 증가하게 되면 액적의 부피증가로 인해 무게는 증가하지만 라플라스 압력 차이의 변화는 작아지게 되어 결국 앞서 이론적 분석대로 미끄러짐 각은 폭에 반비례 한다.

전압 문턱값의 경우 액적의 폭이 넓어질수록 상승하였다. 이는 앞서 말한 바와 같이 연속적 전기습

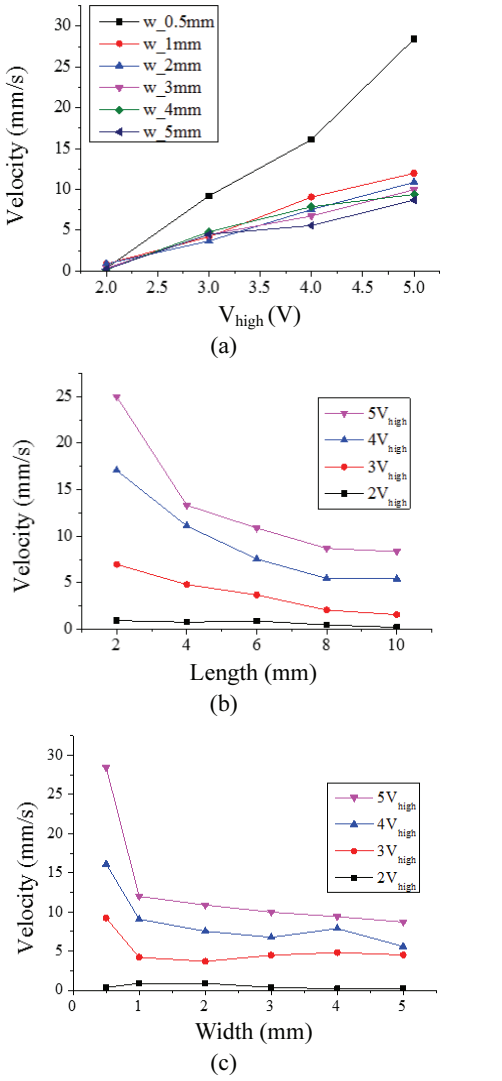


Fig. 7 Velocity of droplet vs. (a) input voltage with various width of droplet (b) length of droplet with various voltage (c) width of droplet with various voltage

윤 효과는 액적과 벽면의 접촉부위에서 전기이중막이 발생하고 전해질에 전위차를 가했을 때 표면장력의 차이로 인해 액적이 움직이는 것이다. 즉 Fig. 2(b) 에서와 같이 액적의 반원형 부분에서는 전기이중막이 생성되지 않기 때문에 연속적 전기습윤 효과가 발생하지 않는다. 실험에서와 같이 길이가 유지된 상태에서 액적의 폭이 커지면 액적의 반원형 부분이 액적과 벽면의 접촉부위에 비해 상대적으로

커지게 되어 연속적 전기습윤 효과가 감소하게 된다. 즉, 액적의 폭이 증가하게 되면 연속적 전기습윤 효과가 감소하여 전압 문턱값은 커진 것으로 분석된다.

Beni, G.의 수식에 따라 액적의 속도는 전압, 액적의 폭에 비례하며 액적의 길이에 반비례 할 것으로 예측되었다. 하지만 실험결과에 의하면 액적의 속도는 V_{high}에 비례하고, 액적의 길이에 반비례하였으나 액적의 폭의 변화에 대해서는 다른 경향을 보였다. 폭이 1 mm이상에서는 속도의 차이가 작았으나 1 mm 미만에서 크게 상승하였다. 이는 전압 문턱값의 분석과 마찬가지로 폭이 감소하면서 전기이중막이 발생하는 액적과 벽면의 접촉부위의 비율이 증가하여 연속적 전기습윤 효과가 커진 것으로 분석된다. 또한 연속적 전기습윤 효과에 비해 액적의 크기가 커서 발생한 크기 효과(Scaling Effect)에 의한 영향을 고려할 수 있기에 향후 미세관 내에서의 실험을 통해 추가적인 검증을 하고자 한다.

4. 결론

상온에서 금속이면서 액체상태로 존재하는 액체금속의 구동방식인 연속적 전기습윤 효과에 의한 액체금속 액적의 거동을 분석하였다. 이론적으로 액적의 속도는 액적의 폭, 인가전압에 비례하고, 길이에 반비례하며 미세한 전압에도 유동이 발생하여야 한다. 하지만 이상적인 상황과 달리 실제 액적의 움직임에는 접촉각 이력이 발생하고 결국 라플라스 압력에 의한 유동저항이 발생한다. 이에 본 논문에서는 유리기판 사이에 실리콘 고무 PDMS를 이용하여 채널을 만들고 수은 액적과 묽은 황산을 채운 디바이스를 사용하여 미끄러짐 각 및 전압 문턱값을 측정하고, 전해질 양단에 전압을 가하여 액적의 속도를 측정하였다.

그 결과, 이론적 예측대로 액적의 속도는 인가전압에 비례하고 액적의 길이에 반비례 하였으나 폭의 감소에 따라 오히려 속도가 증가하였고 특히 1 mm 미만의 폭에서는 급격히 상승하였다. 또한 미끄러짐 각은 액적의 폭에 반비례하는 경향을 보였으나 전압 문턱값은 오히려 비례하였다. 이러한 현상은 액적의 크기가 커짐에 따라 액적의 반원형 부분이 상대적으로 커지게 되어 전기이중막의 영향이 줄어든 것으로 분석된다. 향후 미세관 내에서 액적의 거동을 분석함으로써 연속적 전기습윤 효과와 액적의 크기에 대한 분석을 하고자 한다.

작은 전압에서도 액적을 구동시킬 수 있는 연속적 전기습윤 효과는 미세 모터, 펌프뿐만 아니라 액적의 광학적 특성을 이용한 거울 등 다양한 분야에 활용될 수 있다. 본 연구에서 확인한 폭의 감소에 따른 미끄러짐 각의 향상은 중력 혹은 작은 관성의 영향을 무시할 만큼 얇은 폭일 경우 디바이스의 사용에 있어서 발생할 수 있는 동작의 제약을 완화시킬 수 있는 중요한 성능이 될 것이다.

후 기

이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0030075).

REFERENCES

1. Lin, C. H. and Kuo, S. M., “Micro-Impedance Inclinometer with Wide-Angle Measuring Capability and No Damping Effect,” Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 143, No. 1, pp. 113-119, 2008.
2. Yun, K.-S., Cho, I.-J., Bu, J.-U., Kim, C.-J., and Yoon, E., “A Surface-Tension Driven Micropump for Low-Voltage and Low-Power Operations,” Microelectro-mechanical Systems, Vol. 11, No. 5, pp. 454-461, 2002.
3. Park, Y.-L., Chen, B.-R., and Wood, R. J., “Design and Fabrication of Soft Artificial Skin Using Embedded Microchannels and Liquid Conductors,” Sensors Journal, IEEE, Vol. 12, No. 8, pp. 2711-2718, 2012.
4. Zhang, J., Yao, Y., Sheng, L., and Liu, J., “Self-Fueled Biomimetic Liquid Metal Mollusk,” Advanced Materials, Vol. 27, No. 16, pp. 2648-55, 2015.
5. Baek, S., Park, U., Choi, I. H., and Kim, J., “Pneumatic RF Mems Switch Using a Liquid Metal Droplet,” Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol. 23, No. 5, Paper No. 055006, 2013.
6. Gough, R. C., Morishita, A. M., Dang, J. H., Hu, W., Shiroma, W. A., et al., “Continuous Electrowetting of Non-Toxic Liquid Metal for RF Applications,” Access, IEEE, Vol. 2, pp. 874-882, 2014.
7. Li, G., Parmar, M., Kim, D., Lee, J.-B., and Lee, D.-W., “PDMS Based Coplanar Microfluidic Channels for the Surface Reduction of Oxidized Galinstan,” Lab on a Chip, Vol. 14, No. 1, pp. 200-209, 2014.

8. Lee, J., Moon, H., Fowler, J., Schoellhammer, T., and Kim, C.-J., “Electrowetting and Electrowetting-on-Dielectric for Microscale Liquid Handling,” Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 95, No. 2, pp. 259-268, 2002.
9. Lee, J. and Kim, C.-J., “Surface-Tension-Driven Microactuation Based on Continuous Electrowetting,” Microelectromechanical Systems, Journal of, Vol. 9, No. 2, pp. 171-180, 2000.
10. Beni, G., Hackwood, S., and Jackel, J., “Continuous Electrowetting Effect,” Applied Physics Letters, Vol. 40, No. 10, pp. 912-914, 1982.
11. Chakraborty, S., “Electrocapillary,” in: Encyclopedia of Microfluidics and Nanofluidics, Li, D., (Ed.), Springer US, pp. 1-15, 2014.
12. Boukellal, H., Selimović, Š., Jia, Y., Cristobal, G., and Fraden, S., “Simple, Robust Storage of Drops and Fluids in a Microfluidic Device,” Lab on a Chip, Vol. 9, No. 2, pp. 331-338, 2009.
13. Folch, A., Jo, B.-H., Hurtado, O., Beebe, D. J., and Toner, M., “Microfabricated Elastomeric Stencils for Micropatterning Cell Cultures,” Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 52, No. 2, pp. 346-353, 2000.