〈일반논문〉
Journal of the Korean Society of Visualization, Vol. 18, No. 2 (46~50), 2020
(Manuscript received : 2020.07.24./Revised : 2020.08.24./Accepted : 2020.08.26.)
DOI:http://dx.doi.org/10.5407/jksv.2020.18.2.046

ISSN 1598-8430 Print
ISSN 2093-808X Online

음향미세유체역학적 미세액적 생성 및 부피 제어

김우혁* · 박진수†

On-demand Acoustofluidic Droplet Generation with Tunable Droplet Volume

Woo Hyuk Kim* and Jinsoo Park†

Abstract On-demand droplet generation with tunable droplet volume is fundamental in many droplet microfluidic applications. In this work, we propose an acoustofluidic method to produce water-in-oil droplets with prescribed volume in an on-demand manner. Surface acoustic waves produced from a slanted interdigital transducer are coupled with parallel laminar streams of dispersed and continuous phase fluids. Acoustic radiation force acting on the fluid interface enable generation of droplets in a microfluidic chip. We expect that the proposed acoustofluidic droplet generation method will serve as a promising tool for on-demand droplet generation with on-chip droplet volume control.

Key Words : Acoustofluidics (음향미세유체역학), Acoustic Radiation Force (음향방사력), Droplet Generation (액적 생성)

1. 서 론

액적 기반 미세유체역학 기술은 동전 크기의 미세유체칩 내 서로 혼합되지 않는 두 유체를 이용하여 조성한 미세액적을 기반으로 한다.(1) 나노/피코리터 수준의 극미량의 유체를 활용하여 미세액적을 형성함으로써 샘플 간 교차오염과 테일러 분산을 방지할 수 있으며, 고속대량스크리닝이 가능하는 장점을 지닌다.(2) 이렇게 조성된 미세액적은 다양한 유체 기반 실험을 수행할 수 있는 플랫폼으로서 생화학 분석, 단일 세포 기반 분석, 기능성 입자 제조, 신약개발 등의 분야에서 널리 활용되고 있다.(3)

미세유체칩 내 액적 생성을 위해 다양한 방법이 개발되었으며, 외력이 개입되지 않고 미세유로 형상, 작동유체의 성질 및 유동 조건에 의존하는 수동적 방법과 외력을 사용하는 능동적 방법으로 구분된다.(4) 수동적 액적 생성의 경우 T-junction, flow-focusing, co-flow 타입 등의 미세유로에서 서로 섞이지 않는 두 유체의 유량 제어를 통해 미세액적을 생성하며, 분산상으로 물이 연속상으로 기름이 흔히 사용된다. 이러한 수동적 방법은 미세액적을 고속대량생산 가능하고 시스템 제작과 사용이 간단하는 장점을 지니는 반면, 생성되는 액적의 동적 부피 제어 및 온디맨드(on-demand) 형태의 액적 생성이 불가능하다는 한계를 지닌다.

† School of Mechanical Engineering, Chonnam National University, Gwangju 61186, Korea, Assistant Professor
E-mail: jinsoopark@jnu.ac.kr
* School of Mechanical Engineering, Chonnam National University, Gwangju 61186, Korea, Undergraduate Student

이러한 한계를 해결하기 위해 다양한 외력을 활용한 능동적 액적 생성방법이 개발되었다. 대표적으로 전기력,[5] 광력,[6] 음향력[7] 기반의 능동적 액적 생성법이 있으며, 이들 모두 분산상 유체-연속상 유체 간 계면의 순간적인 변형을 야기하여 피코리터급 액적의 생성할 수 있으며, 외력의 세기를 제어함으로써 생성되는 액적의 부피를 동적으로 제어할 수 있다. 하지만 전기력 기반 방법은 수 백 볼트 이상의 고전압을 요구하며, 광력 기반 방법은 복잡한 광학계가 필요하고 레이저 집속점과 액적 계면의 정교한 정렬이 필요하다. 기존 음향력 기반 액적 생성법은 focused interdigital transducer (FIDT) 기반의 집속 표면탄성파를 활용하여 음파의 집속점과 액적 계면의 정교한 정렬이 필요하다. 또한 기존의 능동적 액적 생성 기술은 피코리터급 액적 생성에 국한된다는 한계를 지닌다. 따라서 수십 마이크로미터 이상의 세포 혹은 미생물을 액적 내에 담지하여 하여 대량고속스크리닝을 수행하는 등의 활용에 적용하기 어렵다는 한계를 지닌다.

본 연구는 나노리터급 미세액적을 생성하고, 각 액적의 부피를 개별적으로 정교하게 제어할 수 있는 새로운 음향력 기반의 액적 생성법을 제안한다. 기존의 FIDT 기반 미세액적 생성과 달리 slanted finger interdigital transducer (SFIT)을 활용하여 정교한 정렬이 필요 없는 집속 표면탄성파를 생성할 수 있다. 표면탄성파가 액적 계면에 인가될 때 발생하는 음향방사력을 이용해 미세액적의 생성 및 부피 제어가 가능하다.

2. 실험방법

Fig. 1(a)는 본 연구에 사용된 음향미세유체칩(acoustofluidic chip)으로서 압전기판으로 리튬니오베이트(lithium niobate; $LiNbO_3$)가 사용되었다. 압전 기판 위에 증착된 한 쌍의 이중금속(10-nm Cr/20-nm Au) 패턴은 SFIT를 구성한다. 포토리소그래피(photolithography)와 소프트리소그래피(soft lithography) 공정을 이용하여 제작된 PDMS 미세유로는 산소플라즈마 공정을 통해 압전기판에 비가역적으로 접착된다. 미세유로는 분산상 유체와 연속상 유체가 주입되는 두 개의 주입구, 부피 제어가 되어 생성된 액적과 잔여 유체가 배출되는 두 개의 배출구로 구성된다. 분산상 유체로는 DI water (Sinhan Science Tech, Korea)가, 연속상 유체로는 fluorinated oil (Novec™ 7500, 3 M, USA)이 사용되었다. 안정적 액적 계면 생성을 위해 2 wt%의 비이온 계면활성제(Pico-Surf™ 1, Dolomite Microfluidics, UK)가 연속상 유체에 첨가되었다. 도립현미경에 부착된 고속카메라를 통해 생성되는 액적을 가시화하기 위해 erioglaucine disodium salt (Sigma Aldrich, USA)를 분산상 유체에 첨가하였다. 미세유로의 높이는 50 μm이며, 분산상과 연속상이 주입되는 미세유로의 너비는 각각 75 μm와 100 μm이고, 생성된 액적이 관찰되는 serpentine 미세유로의 너비는 150 μm이다. Fig. 1(b)는 분산상 유체와 연속상 유체를 각각 200 μL/hr의 유량으로 시린지펌프를 이용해 주입했을 때 형성되는 병행 층류유동을 보여준다. Fig. 1(c)는 SFIT에서 집속 표면탄성파가 발생하여 병행 층류유동의 계면에 음향방사력을 인가함으로 생성되는 미세액적을 보여준다.

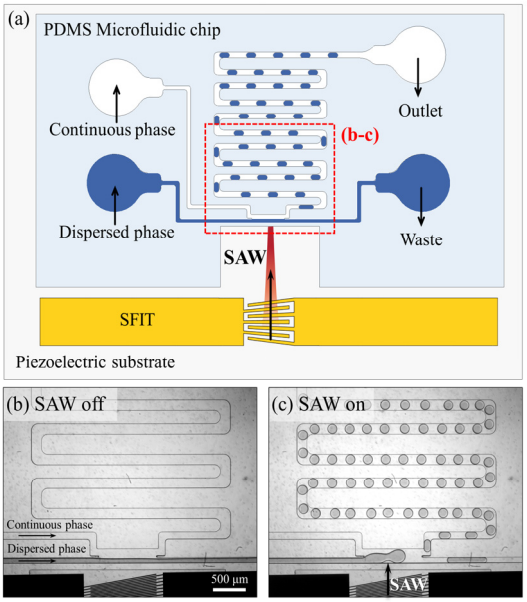

Fig. 1. (a) Schematic of the acoustofluidic device for droplet generation. Microscopic images when the acoustic field is off (b) and on (c).

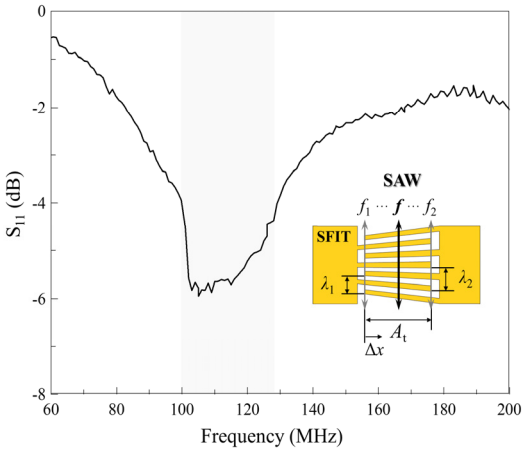

Fig. 2. S11 profile of the slanted finger interdigital transducer used in the experiments.

본 연구에 사용된 SFIT는 7 μm (λ_1)에서 9 μm (λ_2)로 선형적으로 변하는 전극 너비와 전극 간 간격, 1 mm의 aperture (A_t), 30개의 전극 쌍을 갖도록 설계되었다. Fig. 2는 벡터회로분석기(TTR503A, Tektronix, US)를 이용하여 사용된 SFIT의 S_{11} 파라미터를 측정한 결과로 약 100 MHz (f_2)에서 128 MHz (f_1)의 공진주파수 대역을 갖는다. 사용된 SFIT는 공진주파수 대역에서 약 -6 dB의 S_{11}값을 가지며, 이는 인가전압의 약 50%가 역압전효과를 유발하는데 사용됨을 의미한다. 이러한 SFIT의 중심(Δx = 500 μm)에서 공진하도록 주파수인 약 114 MHz를 갖는 교류신호를 인가하였을 때 약 83.4 μm의 폭을 갖는 집속 표면탄성파가 SFIT에서 생성된다[8].

3. 결과 및 고찰

Fig. 3(a)은 본 연구에서 개발된 음향미세유체역학 액적 생성 과정을 나타낸다. 분산상 유체와 연속상 유체의 병행 층류유동(Fig. 3(b))에 집속 표면탄성파가 인가되면 음향방사력(acoustic radiation force)에 의해 유체 계면이 변형된다.[9] 이때 음파의 진행방향과 동일한 방향으로 작용하는 음향방사력의 scattering 성분(F_s)은 lubrication oil film과 water 계면을 밀어내 dumbbell 모양의 액적적 계면을 형성한다(Fig. 3(c-d)). 한편 음파의 진

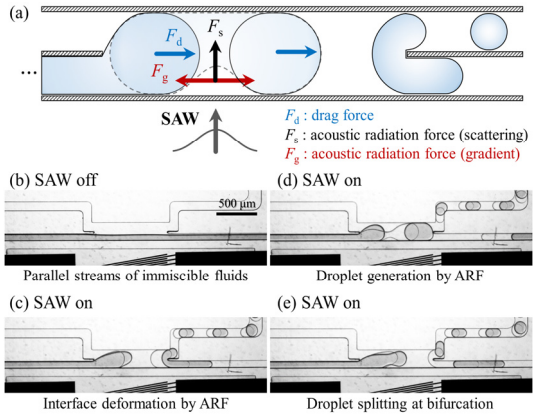

Fig. 3. (a) Working mechanism of acoustofluidic droplet generation. Microscopic images when the acoustic field is off (b) and on (c-d).

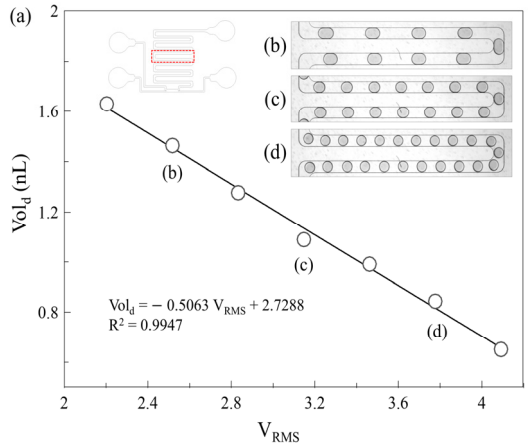

Fig. 4. (a) Droplet volume (nL) as a function of V_{RMS} of the applied AC signal. Microscopic images of the produced droplets at 2.52 V_{RMS} (b), 3.15 V_{RMS} (c), and 3.78 V_{RMS} (d).

행방향과 직교하는 양방향으로 작용하는 음향방사력의 gradient 성분(F_g)은 분산상을 분리하여 액적이 형성되도록 한다(Fig. 3(d)). 이는 집속 표면탄성파 좌측의 분산상 유체는 유동방향으로 진행하고자 하는 항력(F_d)와 F_g가 순간적인 균형을 이루는 반면, 우측의 액적은 F_d와 F_g가 같은 방향으로 작용하여 유동방향으로 액적의 이동을 가속하기 때문이다. 이렇게 생성된 mother 액적은 후류 분기점(bifurcation)에서 분할되어 두 개의 daughter 액적을 형성한다(Fig. 3(d)).

역압전효과에 의해 압전기판 위 SFIT에서 생성되는 표면탄성파의 진폭은 전극이 인가되는 전압에 비례한다[8]. 따라서 전극에 인가되는 교류신호의 root-mean-square 전압(V_{RMS})을 제어하여 음향방사력의 세기를 제어할 수 있으며, 이를 통해 미세유체칩 내 생성되는 액적의 부피의 온칩 제어가 가능하다. Fig. 4(a)는 인가 교류신호의 전압과 생성되는 미세액적의 부피(Vol_d)의 상관관계를 보여준다. 약 2.20-4.09 V_{RMS}의 인가전압 범위 내에서 약 0.65-1.63 nL의 미세액적이 생성되었으며, 음의 기울기를 갖는 선형 비례관계(Vol_d = - 0.5063 V_{RMS} + 2.7288, R^2 = 0.9947)를 가짐을 확인하였다. Fig. 4(b-d)는 각각 2.52, 3.15, 3.78 V_{RMS}의 교류신호가 인가되었을 때 생성되는 미세액적을 보여준다.

액적의 계면을 이루는 분산상 유체와 연속상 유체의 유량이 증가하면 액적의 항력이 증가한다. Fig. 5는 200 μL/hr에서 600 μL/hr까지 총 유량(분산상:연속상 = 1:1)과 다양한 V_{RMS} 조건에서의 regime diagram을 나타낸다. 200 μL/hr 유동 조건에서는 약 1.89 V_{RMS}에서, 600 μL/hr 유동 조건에서는 약 2.83 V_{RMS}에서 액적이 생성되었다. 이를 통해 총 유량이 증가할 수록 액적 생성을 위한 최소 인가전압인 임계 V_{RMS}가 증가하는 것을 확인하였다.

본 연구에서 개발한 액적 생성 기술은 SFIT에 인가되는 교류신호를 제어함으로써 동적 액적

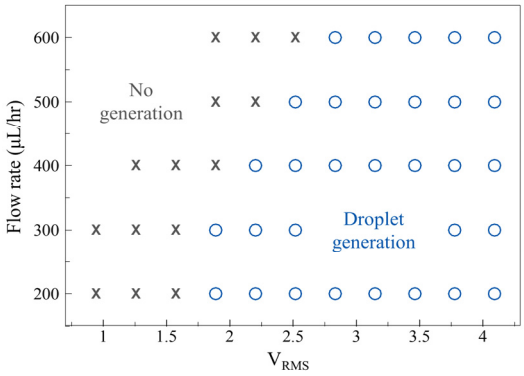

Fig. 5. Regime diagram of acoustofluidic droplet generation.

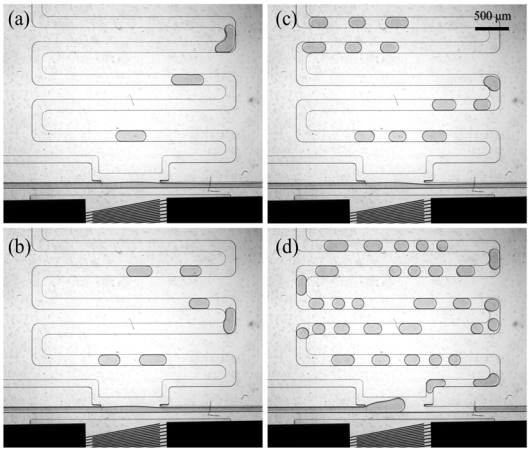

Fig. 6. (a-d) Various droplet arrays produced by programmed AC signals applied to the transducer.

부피 제어가 가능하다. Fig. 6은 in-house MATLAB code[10]를 통해 신호발생기를 제어하여 형성된 교류신호를 이용한 다양한 액적 생성 양상을 보여준다. Fig. 6(a)는 0.05초의 펄스폭(pulse width)와 1초의 주기(period)를 갖는 3.78 V_{RMS}의 교류신호를 인가했을 때 생성되는 3.41 nL 액적을 나타낸다. 주기를 1초로 일정하게 유지한 상태로 펄스폭을 0.15초로 증가시키면 Fig. 6(b)와 같이 2.81 nL, 2.23 n의 부피를 갖는 두 액적이 생성되며, 펄스폭이 0.25초일 때 Fig. 6(c)와 같이 2.54, 1.76, 2.02 nL의 세 액적이 주기적으로 생성된다. Fig. 6(d)는 0.2초의 간격으로 5.04, 4.41, 3.78, 3.15, 2.52 V_{RMS}의 교류신호를 인가하였을 때 생성되는 2.32, 1.85, 1.54, 1.23, 1.12 nL의 부피를 갖는 다섯 개의 액적이 주기적으로 생성되는 것을 보여준다.

4. 결 론

본 연구를 통해 나노리터급 미세액적을 온디맨드 방식으로 생성하고, 액적 부피의 온칩 제어가 가능한 음향미세유체역학적 액적 생성 기술을 개발하였다. SFIT에서 형성된 집속 표면탄성파를 이용하여 분산상 유체와 연속상 유체 간 계면에 음향방사력을 인가하여 원하는 부피를

갖는 액적을 생성하는 메커니즘을 규명하였다. 또한 전극에 인가되는 전압과 생성되는 액적 간 상관관계를 확인하였고, 작동유체의 총 유량과 액적 생성을 위한 교류신호의 임계전압을 확인하였다. 또한 인가 교류신호를 제어함으로써 다양한 형태의 액적을 생성할 수 있음을 증명하였다. 개발된 음향력 기반 기술은 능동적 액적 생성 및 온칩 액적 부피가 요구되는 다양한 액적 기반 미세유체역학 응용 분야에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

이 연구는 전남대학교 교내연구비와 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2020R1F1A1048 61111).

REFERENCE

1) Schneider, T., Kreutz, J., and Chiu, D. T., 2013, “The potential impact of droplet microfluidics in biology,” Anal Chem, Vol. 85(7), pp. 3476-3482.
2) Sesen, M., Alan, T., and Neild, A, 2017, “Droplet control technologies for microfluidic high throughput screening (μHTS),” Lab Chip, Vol. 17(15), pp. 2372-2394.
3) Mashaghi, S., Abbaspourrad, A., Weitz, D.A., and van Oijen, A.M., 2016, “Droplet microfluidics: A tool for biology, chemistry and nanotechnology,” TrAC Trends in Analytical Chemistry, Vol. 82, pp. 118-125.
4) Zhu, P. and Wang, L., 2016, “Passive and active droplet generation with microfluidics: a review,” Lab Chip, Vol. 17(1), pp. 34-75.
5) He, M., Kuo, J. S., and Chiu, D. T., 2005, “Electro-generation of single femtoliter- and picoliter-volume aqueous droplets in microfluidic systems,” Applied Physics Letters, Vol. 87(3), pp. 031916-1-031916-3.
6) Park, S. Y., Wu, T. H., Chen, Y., Teitell, M. A., and Chiou, P. Y., 2011, "High-speed droplet generation on demand driven by pulse laser-induced cavitation," Lab Chip, Vol. 11(7), pp. 1010-1012.
7) Collins, D. J., Alan, T., Helmerson, K., and Neild, A., 2013, "Surface acoustic waves for on-demand production of picoliter droplets and particle encapsulation," Lab Chip, Vol. 13(16), pp. 3225-3231.
8) Park, J., Jung, J. H., Park, K., Destgeer, G., Ahmed, H., Ahmad, R., and Sung, H. J., 2018, "On-demand acoustic droplet splitting and steering in a disposable microfluidic chip," Lab Chip, Vol. 18(3), pp. 422-432.
9) Park, J., Destgeer, G., Kim, H., Cho, Y., and Sung, H. J., 2018, "In-droplet microparticle washing and enrichment using surface acoustic wave-driven acoustic radiation force," Lab Chip, Vol. 18(19), pp. 2936-2945.
10) Park, J., Jung, J. H., Destgeer, G., Ahmed, H., Park, K., and Sung, H. J., 2017, "Acoustothermal tweezer for droplet sorting in a disposable microfluidic chip," Lab Chip, Vol. 17(6), pp. 1031-1040.