<학술논문> DOI:10.3795/KSME-B.2009.33.3.178

미세유체소자를 이용한 간단하고 효율적인 액적의 병합

진병주* · 김영원** · 유정열†

(2008 년 9 월 17 일 접수, 2009 년 2 월 17 일 수정, 2009 년 2 월 18 일 심사완료)

Simple and Highly Efficient Droplet Merging Method Using a Microfluidic Device

Byungju Jin, Young Won Kim and Jung Yul Yoo

Key Words : Microfluidic Device(미세유체소자), Droplet Merging(액적 병합), Straight Channel (직선채널), Diverging Channel(확대채널), Suddenly Expanded Channel(돌연 확대채널)

Abstract

Simple and highly efficient droplet merging method is proposed, which enables two nanoliter or picoliter droplets to merge regularly in a straight microchannel. Using a cross channel with inflows of one oil phase through the main channel and two water phases through the side channels, two droplets of different sizes can be generated alternatingly in accordance with flow rate difference of the water phases. It is shown that for a fixed oil phase flow rate, the flow rate of one water phase required for alternating droplet generation increases linearly with the flow rate of another water phase. By this method, the droplets are merged with 100 % efficiency without any additional driving forces.

기호설명

Ca	:	Capilliary number
H	:	채널 높이 (μm)
W	:	채널 너비 (μm)
Q_o	:	oil phase 유량 (μl/h)
Q_{w1}	:	water phase I 유량 (μl/h)
Q_{w2}	:	water phase II 유량 (μl/h)

1. 서 론

최근 미세액적을 기반으로 하는 미세유체소자 시스템이 많은 관심을 받게 된 것은 몇 가지 주목할만한 특징 때문이라고 할 수 있다. 나노리터(nanoliter) 혹은 피코리터(picoliter) 크기의 극히 작은 액적은 사용되는 시료의 양을 줄이는 효과가 있고, 이는 특별히 고가의 시료를 초고속탐색(high-throughput screening)해야 하는 경우에는 매우 매력적이라고 할 수 있다. 한편 마이크로 채널 에서는 레이놀즈 수가 작아 혼합이 잘 이루어지지 않으며, 또한 포물선 형태의 속도 분포에 의해 위치에 따라 반응 정도에 차이가 있는 분산의 문제가 있다. 그러나 액적을 이용할 경우 이류(advection)에 의해 혼합이 신속하게 이루어지고 분산의 문제가 해결되는 효과가 있다.(1) 뿐만 아니라 액적은 두 개의 서로 섞이는 않는 유체에 의해 형성되기 때문에 액적을 다른 유체가 캡슐화(encapsulation)하는 형태가 되어 증발의 문제가 해결되고, 벽면에 의한 오염을 막을 수 있다.(2) 여기에 더하여 PEG-DA(Poly(ethylene glycol) diacrylate) 와 같은 특별한 물질을 사용할 경우 산소와 영양분은 투과시키면서 면역거부반응 등은 억제할 수 있어 세포와 같은 생체 물질의 인체 내 주입 및 전달 등의 목적으로 사용될 가능성도 있다. 미세액적 기반의 미세유체소자 시스템이 가지는 이러한 특징으로 인해 혼합, 화학 반응, 세포와 같은 생체 물질의 캡슐화, 단백질 결정(protein crystallization) 에 관한 연구, 입자 합성(particle synthesis) 등 다양한 분야에 응용되고 있다.

미세액적 기반의 기술에 있어서 추가로 요구되는 점은 다양한 종류의 물질이 포함된 액적을 만들고 한 개의 표적 물질에 다양한 시료를 추가하는 기술, 서로 상이한 물질이 들어 있는 액적을 구분하는 기술 및 두 개의 물질을 정량적으로 결합하고 분리할 수 있는 기술, 액적의 크기나 내부물질의 특성에 따라 분류하는 기술 등이다.(2)

특별히 본 연구에서는 두 개의 액적을 병합하여 액적 내 두 물질을 결합하는 방법에 대해 기술하고자 한다. 액적 병합 기술을 사용할 경우 매우 정확하고 정량적인 혼합이 가능하고 병합되는 순간 더 신속한 혼합이 이루어진다. 뿐만 아니라 두 물질의 반응에 의해 하이드로겔 비드(hydrogel-bead)와 같은 물질을

† 책임저자, 회원, 서울대학교 기계항공공학부, 서울대학교 정밀기계설계공동연구소
E-mail : jyyoo@snu.ac.kr
TEL : (02)880-7112 FAX : (02)883-0179
* 서울대학교 기계항공공학부
** 서울대학교 기계항공공학부

합성할 경우 기존의 미세유체소자에서는 채널이 막히는 등의 문제점이 있으나, 액적을 병합할 경우 이러한 문제점을 해결할 수 있다.[3]

기존 연구에서는 두 액적을 병합하기 위하여 각각의 액적을 분리 생성하고 채널형상에 의한 효과나 전기력과 같은 추가적인 힘에 의해 병합하는 방법이 연구되었다.[4-7] 그러나 두 액적을 각각 분리하여 생성할 경우 유체의 주입구가 여러 개로 늘어나 제어하기 어려운 점이 있고, 정확하게 동조화시켜 병합하기가 어려우며, 액적의 크기 변화가 심한 추가적인 문제를 발생할 수 있다. 이는 또한 분석의 오차 요인이 될 수 있으며, 병합된 액적과 병합되지 않은 액적을 분리하기 위해 별도의 채널이나 분리장치가 필요하게 되는 단점이 있다. 뿐만 아니라 병합 비율을 높이기 위해 전기력과 같은 추가적인 외력을 가해 주어야 하고, 이렇게 전기력을 가해 주어도 완벽한 동조화가 보장되지 않는다는 단점을 피할 수 없다.

이러한 단점을 해결하는 방법으로 십자형태의 채널을 이용하여 액적을 번갈아 가면서 형성하고 두 액적을 병합하는 방법을 생각해 볼 수 있다. 십자형태의 채널을 이용한 액적의 생성에 관한 연구는 몇 몇 연구진에 의해 수행되었다.[9,10] 그러나 십자 채널을 이용한 액적의 병합에 관한 연구는 Hung 등[11]에 의해 처음 연구되었다. Hung 등[11]은 십자형태의 채널에서 번갈아 가면서 생성되는 액적을 확대채널를 이용하여 크기가 같은 두 액적을 병합하는 방법에 대해 연구하였다. 그러나 확대 채널의 경우는 크기가 같은 두 액적을 병합시킬 수 있다는 장점이 있으나 병합된 액적이 다시 병합될 수 있는 문제나 특정 유량에 맞게 채널 형상을 설계해야 한다는 단점이 있다.

그러나 십자채널에서 유량차이를 이용하여 서로 다른 크기의 액적을 생성할 수 있으며, 서로 다른 크기의 액적은 속도차이에 의해 간단한 직선 채널에서도 병합될 수가 있다. 본 연구에서는 이러한 원리를 이용하여 외부에서 전기력과 같은 추가적인 힘을 가하지 않고 단순한 형태의 십자 채널, 직선 채널만을 이용하여 병합비율이 100%인 액적 병합 방법을 제안한다.

2. 채널 제작 및 실험 방법

2.1 채널 제작

채널 제작을 위한 마스터는 Bio-IT Foundry Center 에 의뢰제작되었다. 먼저 실리콘 웨이퍼 위에 음의 감광제(negative photoresist)인 SU-8(2050)을 골고루 바르고 스핀코터(spin coater)의 회전속도를 조절하여 SU-8 의 코팅 높이를 조절한다. 코팅된 SU-8 을 65 ℃에서 3 분간, 95 ℃에서 6 분간 굽는다. SU-8 이 코팅된 실리콘 웨이퍼 위에 채널이 디자인 된 포토마스크를 올려 놓고 자외선을 사용하여 14 mW 에서 35 초 노광하고, 노광이 완료된 실리콘 웨이퍼는 현상액에 담궈 현상한 후 65 ℃에서 1 분간, 95 ℃에서 5 분간 굽는다. 채널은 DA-184A 와 DA-184B (Dowcorning)를 10 : 1 로 혼합하여 사용하였으며 실리콘 웨이퍼 위에 액상의 Poly (dimethylsiloxane) (PDMS)를 부은 다음 진공펌프 에서 기포를 빼낸 후 오븐(oven)에 넣어 65 ℃에서 1 시간 동안 굽는다. 4 개의 면이 모두 동일한 소수성 특성을 갖게 하기 위해서 밑판 또한 동일한 PDMS 를 사용하여 제작되었다.

준비한 PDMS channel(PDMS replica)과 밑판은 Air plasma(ulvac g-50da, harrick plasma)를 이용하여 600 Torr 에서 2 분 30 초간 플라즈마(plasma) 처리 후 붙인다. 플라즈마 처리한 PDMS 표면은 소수성에서 친수성으로 표면특성이 바뀌게 된다. 플라즈마 처리에 의해 친수성으로 바뀐 표면은 오랜 시간이 지나야 소수성을 회복하게 되며, Hung 등[12]의 결과에 따르면 채널내부에서는 소수성 회복이 더 늦게 되어 24 시간 정도가 지나야 소수성을 회복함을 알 수 있다. 본 실험에서는 PDMS 표면의 소수성이 충분히 회복되도록 24 시간 이상 오븐에 두었다.

2.2 채널 형상 및 실험 방법

본 연구에 사용된 채널 형상은 Fig. 1 과 같으며 액적을 생성하는 부분은 몇몇 연구진[9,10]에 의해 사용된 적이 있는 십자형태의 채널이 사용되었으며 하류 쪽은 직선채널과 돌연 확대채널(suddenly expanded channel) 두 가지 형태의 채널을 사용하였다. 확대 비는 50 : 70, 50 : 90, 50 : 120 인 3 가지 형태의 채널을 사용하였다. Water phase 가 유입되는 부분과

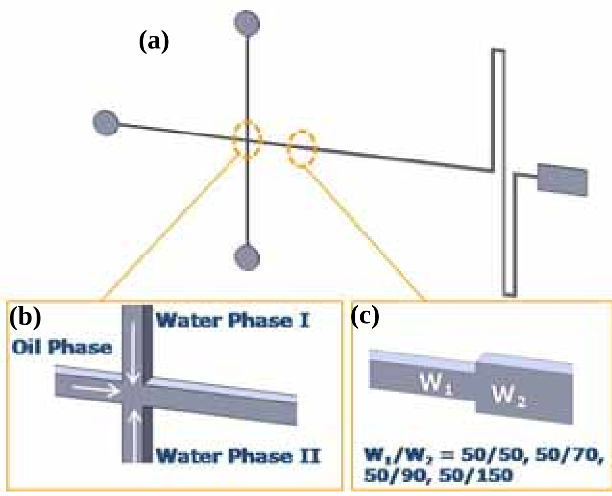

Fig. 1 (a) A schematic of the proposed microfluidic channel. (b) Cross channel for generating droplets alternatingly. (c) Downstream channel type (straight or suddenly expanded channel)

oil phase 가 유입되는 부분의 채널의 너비는 50 μm 로 동일하며 채널의 높이는 36, 42, 118 μm 인 3 가지 형태로 제작하였다.

액적을 생성하기 위한 oil phase 물질로는 생체적합 물질인 PEG-DA(Poly(ethylene glycol) diacrylate M_n 258, Sigma-Aldrich)를 사용하였으며, water phase 물질로는 초순수(Deionized water) 를 사용하였다. 미세액적 생성에서 중요한 요소인 표면장력을 측정하기 위해 Du Nouy ring method(Autotensiometer, Fisher)를 사용하였다. 측정은 25 ℃에서 실시되었으며 n-hexane(17.89 mN/m)과 n-hexadecane(27.6 mN/m)의 표면장력을 이용하여 보정하였으며, 초순수의 표면장력은 72.1 mN/m, PEG-DA 표면장력은 41.7 mN/m 로 측정되었다.

유체를 주입하기 위해 시린지펌프(Syringe pump, Model 100, 210 Series, kdScientific)와 시린지(Syringe, 100F-LL-GT, SGE)를 사용하였으며, 시린지와 채널과의 연결은 테플론튜브(내경 = 254 μm, 외경 = 1587 μm)를 사용하였다. 유량은 일정 유량을 지속적으로 주입하였다. 동일한 직경과 길이를 갖는 튜브를 사용하여 액적 생성에 영향을 미치는 압력강하조건을 동일하게 유지하였다. 채널에서 만들어진 액적은 Cooled CCD camera (SensiCam^{QE}, Cooke)를 이용하여 촬영하였으며, 유량을 변화 시키고 나서 액적의 크기가 균일해 지도록 수 분 이후 영상을 획득하였으며 액적의 크기는 촬영된 영상의 픽셀 수로 측정하였다.

액적이 번갈아 가면서 생성되는 것을 확인하기 위해 water phase II 에는 100 nm 크기의 형광입자(Polystyrene Red Fluorescent Microsphere, Duke Scientific)를 0.3 % 농도로 주입하여 사용하였다.

3. 실험 결과

3.1 십자채널에서 액적의 생성

십자채널에서의 액적의 생성과정은 T 자 채널에서의 액적의 생성과정과 유사하다. T 채널에서의 액적의 생성과정은 Garstecki 등[13]에 의해 연구된 바와 같이 전단력이 주된 요인이기 보다는 water phase 가 주 채널(main channel)을 블로킹(blocking) 하고 상류압력이 증가하여 계면이 모서리 쪽으로 스퀴징(squeezing)되어 액적이 브레이크업(break-up) 되는 과정으로 설명될 수 있다(Fig. 2(a)). 십자 채널에서의 액적의 생성은 이러한 블로킹, 스퀴징, 브레이크업 과정이 위아래 채널에서 번갈아 가면서 이루어지는 것으로 생각할 수 있다(Fig. 2(b)). 먼저 위 채널에서 블로킹, 스퀴징, 브레이크업 과정을 거쳐 액적이

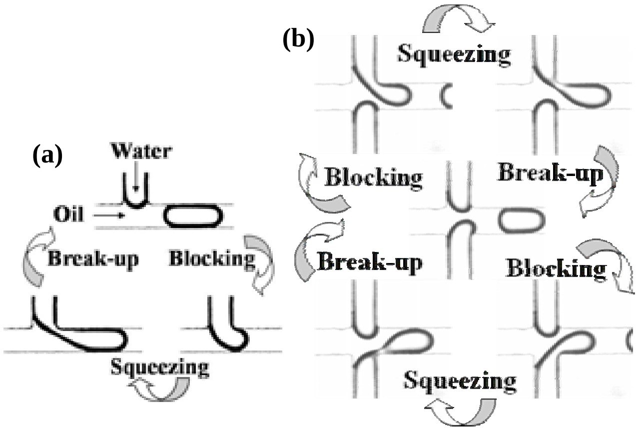

Fig. 2 A schematic of droplet generation mechanism: (a) in T-shaped microfluidic channel, (b) in cross microfluidic channel

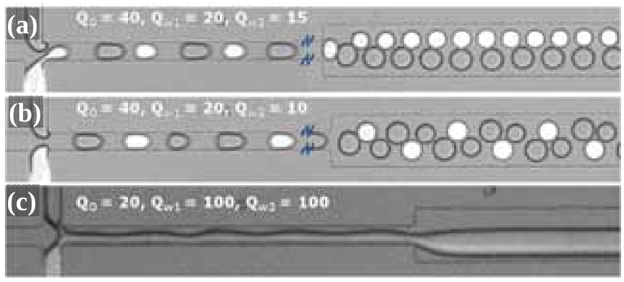

Fig. 3 Droplet generation patterns: (a) regularly alternating uniform droplet generation mode, (b) irregularly alternating non-uniform droplet generation, mode, (c) coalescence mode

생성되고 나면 아래 채널에서 water phase 물질이 동일한 과정을 거쳐 액적을 생성하게 된다. 이 과정에서 반대편 계면이 oil phase 물질을 밀어 액적 생성에 도움을 준다.

액적이 번갈아 가면서 생성되는 여부를 확인하기 위해 water phase II 에 100 nm 크기의 형광입자를 사용하였으며 Fig. 3 에 예시된 바와 같이 액적이 교대로 생성되는 여부를 확인하였다. 액적은 단위시간(s)에 수십~수천 개의 비율로 생성되기 때문에 규칙적인 생성이 지속되는지 여부를 시각적으로 확인하기가 매우 어렵다. 따라서 Fig. 3(a)와 같이 규칙적으로 생성되는 경우는 돌연 확대채널을 지날 경우 일정한 형태가 유지되는 점에 착안하여 액적의 규칙적인 생성 여부를 확인하였다. 액적이 규칙적으로 교대로 생성되는 경우는 Fig. 3(a)와 같이 일정한 형태가 계속 유지되지만 도중에 불규칙하게 생성되는 경우에는 Fig. 3(b)와 같이 일정한 형태가 깨지게 되며, oil phase 유량에 비해

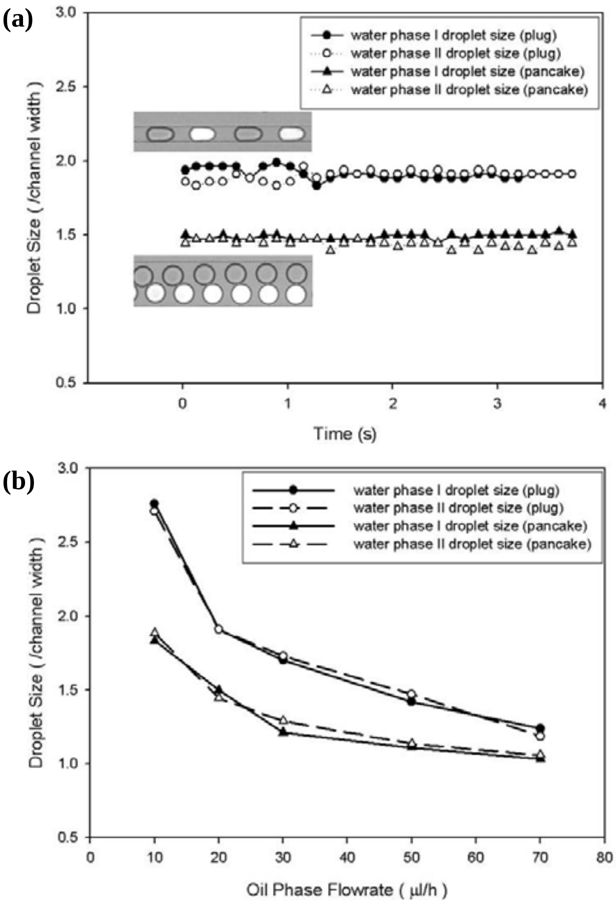

Fig. 4 Droplet size variation: (a) Droplet size variation with time, (b) The droplet size decreases as the oil phase flow rate increases

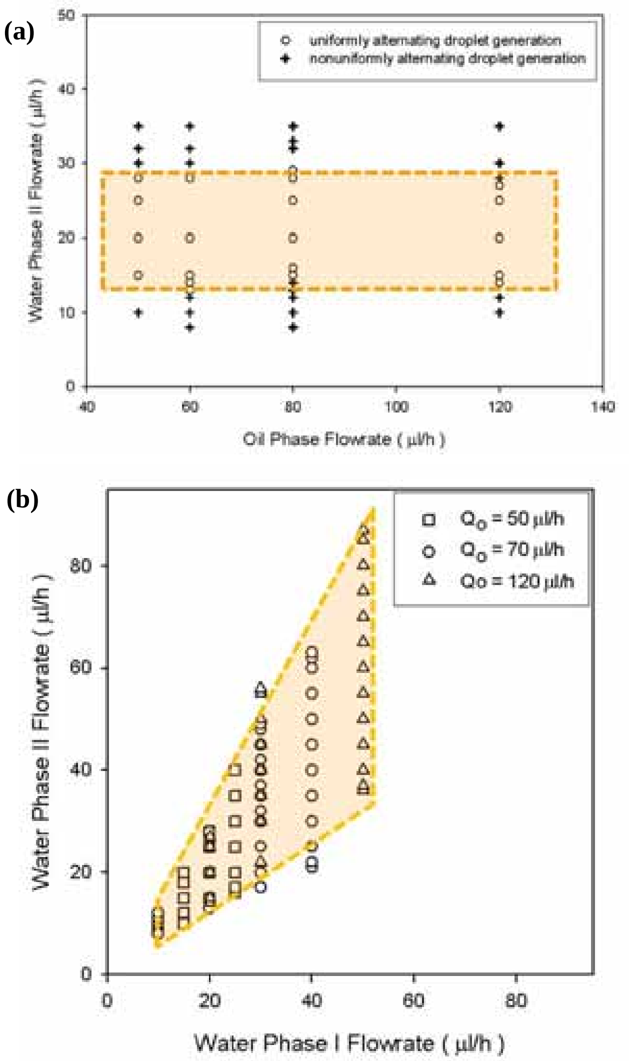

Fig. 5 The flow rate region for alternating generation of droplets of different sizes (channel height is 36 μm): (a) The flow rate of water phase I is constant (10 μl/h, 20 μl/h), and oil phase flow rate changes from 50 μl/h to 120 μl/h (shaded region indicates regularly alternating uniform droplet generation mode region), (b) The flow rate of oil phase is constant (70 μl/h), while those of water phases I, II vary

water phase 유량이 매우 큰 경우에는 Fig. 3(c)와 같이 water phase I, II 유체가 뭉치게 된다. 본 연구에서는 Fig. 3(a)의 경우를 규칙적으로 교대로 생성되는 경우로 간주하였다.

십자채널을 통하여 생성되는 액적의 크기 변화를 Fig. 4(a)에 나타내었으며 직선 채널에서의 플러그(plug) 형태인 경우 액적의 길이로, 확장 채널에서 팬케익(pancake) 형태인 경우 액적의 직경으로 액적의 크기를 각각 나타내었다. 평균 크기변화가 5 % 이내로 균일한 것을 확인할 수 있었다. 또한 water phase 유량을 고정시키고 oil phase 유량을 증가시키면서 생성되는 액적의 크기 변화를 Fig. 4(b)에 나타내었다. Oil phase 유량이 증가함에 따라 생성되는 액적의 크기가 작아지는 것을 확인할 수 있다.

특별히 본 연구에서는 water phase I, II 의 유량을 변화시켜 다른 크기의 액적을 생성하여 두 액적을 병합하는 방법에 초점을 맞추고 있으며, 십자채널을 이용하여 서로 다른 크기의 액적을 교대로 생성할 수 있는 액적의 생성 범위를 Fig. 5 에 나타내었다. Fig. 5(a)는 water phase I 유량이 일정할 경우(20 μl/h), 균일한 크기의 액적이 교대로 생성되는 유동 영역은 oil phase 유량 변화에 관계없이 어떤 water phase II 유량 범위에서 형성됨을 알 수 있다. Water phase I 유량이 10 μl/h, 30 μl/h 인 경우에도 동일한 경향을 보임을 확인하였다. Fig. 5(b)는 oil phase 유량이 일정할 경우(70 μl/h), 이러한 유동 영역은 water phase I 유량이 증가함에 따라 water phase II 의 유량 범위가 선형적으로 증가하는 부채꼴 모양의 영역으로

형성됨을 확인할 수 있다. Oil phase 유량이 50, 120 μl/h 인 경우에도 동일한 경향을 보임을 확인하였다. 결론적으로 다른 크기의 액적을 번갈아 가면서 생성할 수 있는 유량 범위는 oil phase 유량에는 무관하며 water phase I 유량이 정해지면 이에 선형적으로 비례하며 그 유량 범위는 아래 식 (1)과 같이 표현될 수 있다.

$$\alpha Q_{w1} \pm c_1 < Q_{w2} < \beta Q_{w1} \pm c_2$$
$$\alpha = 0.658, \quad \beta = 1.620 \qquad (1)$$
$$c_1 = 0.899, \quad c_2 = 0.959$$

3.2 액적의 병합

채널에서의 액적의 병합은 확대 채널과 직선 채널에서의 병합을 생각할 수 있다. 점진 확대 채널의 경우 Hung 등[11]에 의해 언급된 바와 같이 확대 채널을 지나면서 액적의 속도가 감소되어 뒤따라 오는 액적과 병합하는 형태로 이루어진다(Fig. 6(a)). 그러나 점진 확대 채널에서는 병합된 액적이 다시 2 차 병합 될 수 있어(Fig. 6(e)), 유량 조건에 따라 확대채널 형상을 디자인해야 하는 문제가 있다.

Ahn 등[8]의 연구에서 언급된 바와 같이 직선 채널에서 액적의 병합 방법으로 액적의 크기 차이로 발생하는 속도 차이에 의한 병합을 고려할 수 있다. 원형 관에서의 기포(bubble)나 액적의 속도에 관해서는 몇 몇 연구들이 수행되어 왔다.[14~16] 기본적으로 기포나 액적의 속도는 주변 유체의 평균 속도에 비해 빠른 것으로 알려져 있으며, 원형관의 경우 직경보다 긴 경우 capillary number 의 함수로 나타낼 수 있으며,[15] 관의 직경보다 작은 구형 형태의 경우 capillary number 와 관의 직경에 대한 액적의 크기의 비(λ)의 함수로 나타내어 진다.[16] 4 각채널의 경우 원형 관의 경우와 유사하지만 채널 형상과 비대칭성 등으로 인한 차이가 있다. Ahn 등[8]은 마이크로 사각 채널에서 액적이 구형 형태인 경우, 팬케익(pan-cake) 형태인 경우, 플러그(plug) 형태인 경우 액적의 속도에 대해 실험하였다. 플러그 형태인 액적의 크기가 채널의 너비에 비해 상당히 긴 경우에는 두 액적의 속도 차이가 발생하지 않는다. 그러나 Fig. 7 과 같이 작은 액적의 길이가 채널의 너비와 비교해 유사한 크기인 경우 두 액적의 속도 차이가 발생하고 두 액적이 병합되는 것을 관찰할 수 있었다. 이 부분이 팬케익 형태의 액적과 플러그 형태의 액적의 접점에 위치하기 때문에 속도 차이가 크지 않아 정확한 해석이 이루어지지 않은 부분이다. 그러나 본 연구에서 두 액적의 위치 차이를 통해 이

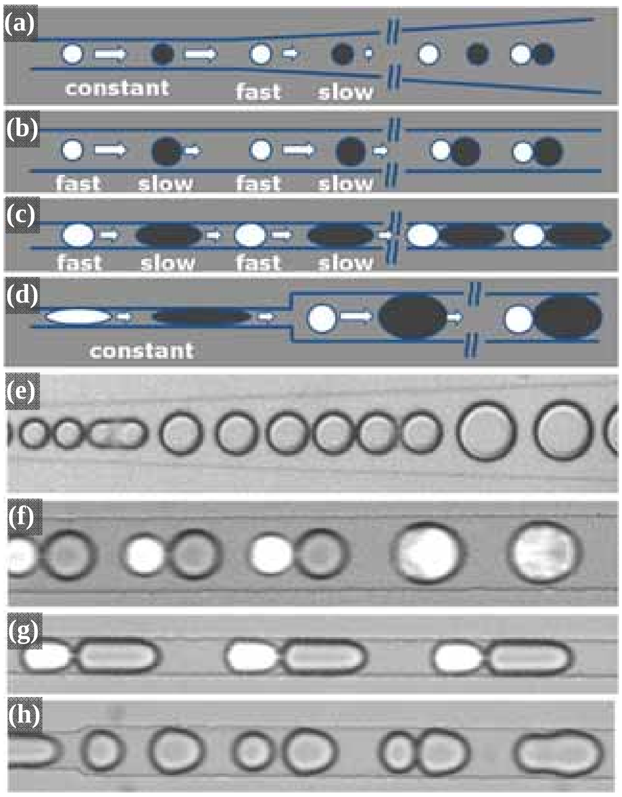

Fig. 6 Merging of droplets in the diverging and the straight channel: (a) Diverging channel, (b) Straight channel (in the case when the droplet size is smaller than the channel width), (c) Straight channel (in the case when the droplet size is larger than the channel width), (d) Suddenly expanded channel, (e) ~ (h) Present experimental results of droplet merging in the four different kinds of channels corresponding respectively to (a) ~ (d)

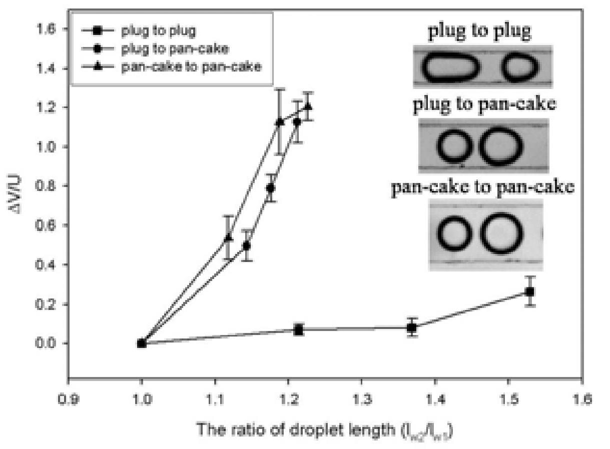

Fig. 7 Droplet velocity difference with respect to the ratio of droplet length. U means averaged velocity of total flow rate divided by cross sectional area

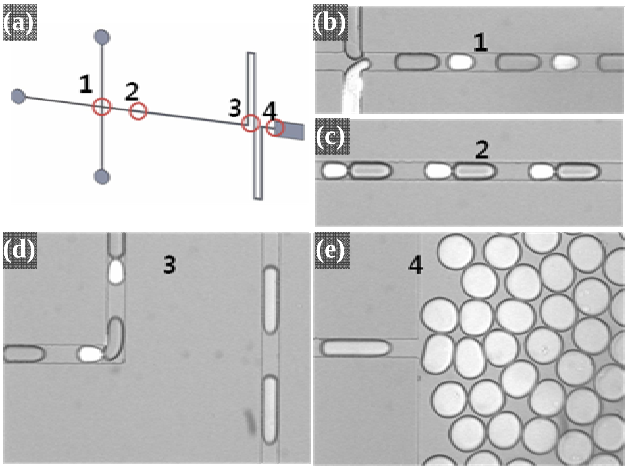

Fig. 8 Droplets are merged in the straight channel due to velocity difference caused by size difference (channel height is 42 μm, $Q_o = 30$ μl/h, $Q_{w1} = 25$ μl/h, $Q_{w2} = 15$ μl/h): (a) The schematic diagram of channel device (droplet images at four different locations 1, 2, 3, 4 are shown), (b) Alternating droplet generation in the cross channel (droplets of different sizes are generated), (c) Droplets of different sizes are attached due to velocity difference, (d) Droplet images in the curved channel (curved channel helps droplet merging), (e) Image of merged droplets in the exit region

부분에서 미세한 속도 차이가 발생하여 액적이 병합되는 것을 확인 할 수 있다. 뿐만 아니라 플러그 형태 액적과 팬케익 형태의 액적, 팬케익 형태의 두 액적의 상대적인 속도 차이도 확인하였으며, 플러그 형태의 액적의 속도 차이보다 팬케익 형태의 액적의 속도차이가 큰 것을 확인할 수 있다.

따라서 직선 채널에서의 액적 병합의 경우는 Fig. 6 의 경우와 같이 생각 할 수 있다. 액적의 길이가 채널의 너비에 비해 작은 경우 작은 액적의 속도가 빨라 큰 액적을 따라 잡아 병합하게 된다(Fig. 6(b), 6(f)). 또한 Fig. 6(c), 6(g)의 경우와 같이 두 플러그 형태의 액적의 크기가 다르고 작은 액적의 크기가 채널의 너비에 비해 상당히 크지 않은 범위에서 작은 액적이 큰 액적보다 빨라 두 액적이 병합되게 된다. 또한 돌연 확대 채널을 사용하는 경우 액적의 길이를 줄이거나 원형 형태로 만들어 이러한 속도 차이 효과를 증가시킬 수 있다(Fig. 6(d) and 6(h)).

특별히 본 연구에서는 이러한 속도 차이에 의한 병합 방법과 십자 채널을 이용한 교대로 다른 크기의 액적을 생성하는 방법을 이용하고 간단하면서도 효율적으로 액적을 병합할 수 있는 기법에 초점을 맞추었다. Fig. 8 은 이러한 방법을 이용한 액적의

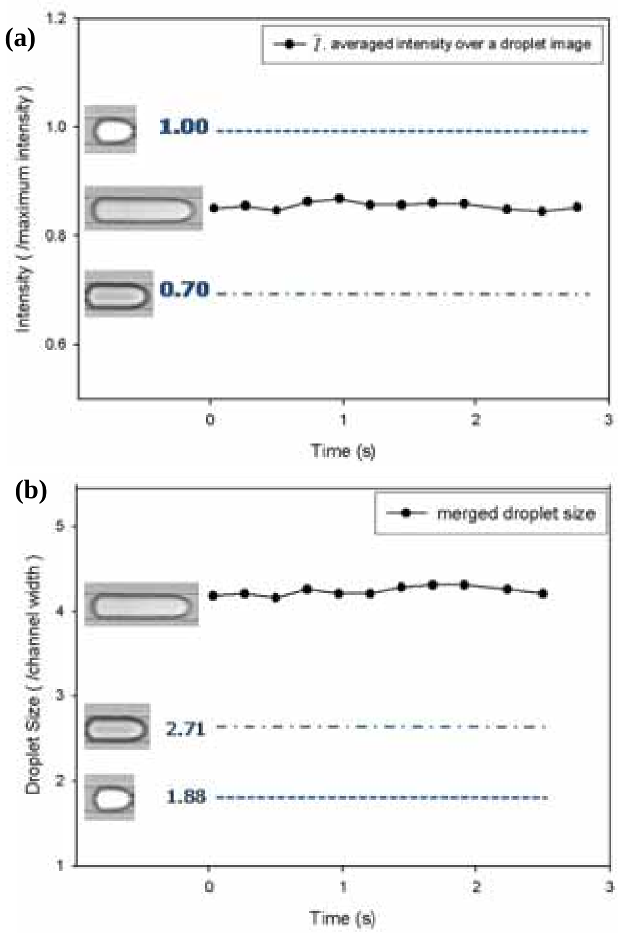

Fig. 9 Droplets are merged with 100 % efficiency (channel height is 42 μm) (a) Variation of an averaged intensity in a droplet with time (intensity is nondimensionalized by the intensity of the droplet containing fluorescent particles), (b) Merged droplet size variation with time (droplet size is nondimensionalized by the channel width)

생성과 병합 과정을 보여 준다. Fig. 8(b)와 같이 유량 차이에 의해 서로 다른 크기의 액적을 번갈아 가면서 생성할 수 있다. 이렇게 생성된 크기가 다른 두 액적은 직선 채널에서 속도 차이에 의해 작은 액적이 큰 액적에 접근하게 되며, Fig. 8(d)와 같이 하류를 지나면서 병합되게 된다. 병합된 액적은 Fig. 8(e)와 같이 출구를 흘러 나오게 되며 병합된 액적은 동일한 크기와 빛의 강도(intensity)를 보인다.

이러한 결과를 정량적으로 확인하기 위해 Fig. 9 과 같이 병합된 액적의 강도와 크기를 비교하였다. 빛의 강도는 액적 내부의 강도 값을 평균하였으며, 형광입자가 포함된 액적의 강도 값으로 무차원화 하였다. 빛의 강도 변화 및 크기 변화가 시간에 따라 일정함을 확인할 수 있으며, 100 % 비율로 액적이 병합되게 된다. 또한 병합이후 액적의 혼합 정도를

확인하기 위해 혼합지수(mixing index)를 사용하였다. 혼합지수는 Liu 등[17,18]에 의해 제안된 바와 같이 강도의 최대값과 평균값을 사용하는 두 가지 종류의 개념이 있으며 본 연구에서는 아래와 같이 강도의 평균값을 이용하여 혼합지수를 구하였다. 혼합지수가 0.05 보다 작은 값을 보여 병합 이후 효율적으로 혼합되었음을 확인할 수 있었다.

$$MI(\text{mixing index}) = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}\left[\frac{I_i - \bar{I}}{\bar{I}}\right]^2} \qquad (2)$$

여기서 I_i 는 하나의 액적 영상의 각 픽셀에서의 강도, $\bar{I}$ 는 평균 강도, N 은 픽셀 수를 나타낸다.

4. 결론 및 고찰

본 연구에서는 십자 채널과 직선 채널만을 이용하여 간단하고 효율적으로 액적을 병합할 수 있는 방법에 대해 연구하였다. 십자 채널에서는 T 자 채널에서와 유사하게 블로킹, 스퀴징, 브레이크업 과정을 통해 액적이 생성되며, 일정한 유량 조건에서 액적이 번갈아 가면서 생성되게 된다. 이러한 유량 차이를 이용하여 서로 다른 크기의 액적을 생성할 수가 있으며, 서로 다른 크기의 액적은 속도 차이에 의해 간단한 직선 채널에서도 작은 액적과 큰 액적이 병합하게 된다. 이러한 간단한 방법을 통해 액적을 100 % 로 병합할 수 있었으며, 액적의 내부 빛의 강도와 크기 변화를 통해 이러한 병합 효율을 확인하였다.

이러한 병합 기술에서 한 가지 단점은 서로 다른 크기의 액적을 생성하기 위해 변화시킬 수 있는 유량 범위의 폭이 크지 않다는 점이고, 더욱 큰 크기 차이로 액적을 생성하여 병합해야 할 경우에는 위 아래 채널의 폭이나 형태 변화 등을 통해 액적의 크기 차이를 변화시킬 수 있는 추가적인 방법에 대한 연구가 필요하다고 할 수 있다. 또한 두 액적의 크기가 같거나 크기 차이가 크지 않은 경우 액적을 효율적으로 병합하기 위한 추가적인 방법이 요구된다.

본 연구에서와 같은 간단하고 효율적인 액적의 병합 기술은 두 물질을 정량적으로 합성하거나, 미세유체소자를 이용하여 하이드로겔 비드 등을 생성하는 연구에도 효과적으로 적용될 수 있다.

후 기

본 연구는 문제해결형 인력양성 사업(**400-20070190**)과 서울대학교 마이크로 열시스템 연구센터의 지원으로 수행되었으며 이에 감사 드립니다.

참고문헌

(1) Song, H., Tice, J. D. and Ismagilov, R. F., 2003, "A Microfluidic System for Controlling Reaction Networks in Time," *Angew. Chem. Int. Ed.*, Vol. 42, No. 7, pp. 768~772.

(2) Song, H., Chen, D. L. and Ismagilov, R. F., 2006, "Reactions in Droplets in Microfluidic Channels," *Angew. Chem. Int. Ed.*, Vol. 45, pp. 7336~7356.

(3) Liu, K., Ding, H., Chen, Y. and Zhao, X.-Z., 2007, "Droplet-Based Synthetic Method Using Microflow Focusing and Droplet Fusion," *Microfluid Nanofluid*, Vol. 3, pp. 239~243.

(4) Wang, C., Nguyen, N.-T. and Wong, T. N., 2007, "Optical Measurement of Flow Field and Concentration Field inside a Moving Nanoliter Droplet," *Sensors and Actuators A*, Vol. 133, pp. 317~322.

(5) Link, D. R., Grasland-Mongrain, E., Duri, A., Sarrazin, F., Cheng, Z., Cristobal, G., Marquez, M. and Weitz, D. A., 2006, "Electric Control of Droplets in Microfluidic Devices," *Angew. Chem. Int. Ed.*, Vol. 45, pp. 2556~2560.

(6) Tan, Y.-C., Ho, Y. L. and Lee, A. P., 2007, "Droplet Coalescence by Geometrically Mediated Flow in Microfluidic Channels," *Mircofluid Nanofluid*, Vol. 3, pp. 495~499.

(7) Shintaku, H., Kuwabara, T., Kawano, S., Suzuki, T., Kanno, I. and Kotera, H., 2007, "Micro Cell Encapsulation and its Hydrogel-Beads Production Using Microfluidic Device," *Microsyst Technol*, Vol. 13, pp. 951~958.

(8) Ahn, K., Agresti, J., Chong, H., Marquez, M. and Weitz, D. A., 2006, "Electrocoalescence of Drops Synchronized by Size-Dependent Flow in Microfluidic Channels," *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 88, 264105-1~3.

(9) Zheng, B., Tice, J. D. and Ismagilov, R. F., 2004, "Formation of Droplets of Alternating Composition in Microfluidic Channels and Applications to Indexing of Concentrations in Droplet-Based Assays," *Anal. Chem.,* Vol. 76, pp. 4977~4982.

(10) Okushima, S., Nisisako, T., Torii, T. and Higuchi, T., 2004, "Controlled Production of Monodisperse Double Emulsions by Two-Step Droplet Breakup in Microfluidic Devices," *Langmuir*, Vol. 20, pp. 9905~9908.

(11) Hung, L.-H., Choi, K. M., Tseng, W.-Y., Tan, Y.-C., Shea, K, J. and Lee, A. P., 2006, "Alternating Droplet Generation and Controlled Dynamic Droplet Fusion in Microfluidic Device for CdS Nanoparticle Synthesis," *Lab Chip*, Vol. 6, pp. 174~178.

(12) Hung, L.-H. and Lee, A. P., 2004, "Optimization of Droplet Generation by Controlling PDMS Surface Hydrophobicity," *2004 ASME International Mechanical*

Engineering Congress and RD&D Expo, November 13-19, Anaheim, California.
(13) Garstecki, P., Fuerstman, M. J., Stone, H. A. and Whitesides, G. M., 2006, "Formation of Droplets and Bubbles in a Microfluidic T-junction—Scaling and Mechanism of Break-up," *Lab Chip*, Vol. 6, pp. 437~446.
(14) Fairbrother, F. and Stubbs, A. E., 1935, "Studies in Electro-Endosmosis. Part IV. The "Bubble-tube" Method of Measurement,", *J. Chem. Soc.*, Vol. 1, pp. 527~529.
(15) Bretherton, F. P., 1961, "The Motion of Long Bubbles in Tubes," *J. Fluid Mech.,* Vol. 10, pp. 166~188.
(16) Ho, B. P. and Leal, L. G., 1975, "The Creeping Motion of Liquid Drops through a Circular Tube of Comparable Diameter," *J. Fluid Mech.,* Vol. 71, pp. 361~383.
(17) Liu, R. H., Stremler, M. A., Sharp, K. V., Olsen, M. G., Santiago, J. G., Adrian, R. J., Aref, H. and Beebe, D. J., 2000, "Passive Mixing in a Three-Dimensional Serpentine Microchannel," *J. Microelectromechanical Systems*, Vol. 9, No. 2, pp. 190~197.
(18) Liu, Y. Z., Kim, B. J. and Sung, H. J., 2004, "Two-Fluid Mixing in a Microchannel," *International Journal of Heat and Fluid Flow*, Vol. 25, pp. 986~995.