

## 은 나노입자 전극과 패러데이 모트를 이용한 미세유체 피코리터 주입기의 전압효율 상승

노영무\* · 진시형\* · 정성근\* · 김남영\* · 노창현\*\*,† · 이창수\*,†

\*충남대학교 화학공학과  
305-764 대전광역시 유성구 궁동 220  
\*\*한국원자력연구원 생명공학연구부  
전북 정읍시 신정동 1266

(2014년 10월 7일 접수, 2014년 11월 4일 수정본 접수, 2014년 11월 24일 채택)

## Increase in Voltage Efficiency of Picoinjection using Microfluidic Picoinjector Combined Faraday Moat with Silver Nanoparticles Electrode

Young Moo Noh\*, Si Hyung Jin\*, Seong-Geun Jeong\*, Nam Young Kim\*, Changhyun Rho\*\*,† and Chang-Soo Lee\*,†

\*Department of Chemical Engineering, Chungnam National University, 220 Gung-dong, Yuseong-gu, Daejeon 305-764, Korea

\*\*Division for Biotechnology, Advanced Radiation Technology Institute (ARTI), Korea Atomic Energy Research Institute (KAERI), 1266 Sinjeong-dong, Jeongeup-si, Jeonbuk 580-185, Korea

(Received 7 October 2014; Received in revised form 4 November 2014; accepted 24 November 2014)

### 요 약

본 연구에서는 패러데이 모트를 사용한 기존의 피코리터 주입용 미세유체 칩에 은 나노입자를 이용한 전극을 추가하여 전압을 낮추며 효율을 높이는 실험을 수행하였다. 먼저, 복잡한 제조공정에서 탈피하여 은 나노입자 용액을 한 방울 떨어뜨리는 간단한 과정만으로 미세유체 피코리터 주입기 내에 전극을 제조하였다. 본 개념을 통한 은 나노입자 전극과 패러데이 모트가 통합된 미세유체 칩은 은 나노입자 전극을 사용하지 않는 기존 미세유체 칩의 피코리터 주입 시작 전압인 260 V 보다 낮은 전압인 180 V에서 피코리터 주입이 작동되었다. 또한 미세유체 피코리터 주입기는 피코리터 주입 부피를 7.5 pL부터 27.5 pL까지 정밀하게 조절할 수 있음을 주된 장점으로 하고 있다. 본 미세유체 피코리터 주입기는 미세유체 시스템의 새로운 기능을 설계함으로써 각 연구분야를 탐구할 유용한 플랫폼으로 기대되고 있다.

**Abstract** – This study presents modified microfluidic picoinjector combined Faraday moat with silver nanoparticle electrode to increase electrical efficiency and fabrication yield. We perform simple dropping procedure of silver nanoparticles near the picoinjection channel, which solve complicate fabrication process of electrode deposition onto the microfluidic picoinjector. Based on this approach, the microfluidic picoinjector can be reliably operated at 180 V while conventional Faraday moat usually have performed above 260 V. Thus, we can reduce the operation voltage and increase safety. Furthermore, the microfluidic picoinjector is able to precisely control injection volume from 7.5 pL to 27.5 pL. We believe that the microfluidic picoinjector will be useful platform for microchemical reaction, biological assay, drug screening, cell culture device, and toxicology.

Key words: Microfluidics, Droplet, Picoinjector, Silver Nanoparticles, Electrode

### 1. 서 론

미세유체 기술(microfluidic technology)은 반응시간 단축, 고감도의 검출, 자동화가 용이한 초소형의 반응기를 제공한다[1-5]. 다양한 미

세유체 기술의 응용 중에서도 액적 기반의 미세유체 기술은 오일(oil)과 수용액(aqueous)을 이용하여 피코리터(pico-liter)부터 나노리터(nano-liter)까지의 부피를 쉽게 제어할 수 있다는 특징이 있다[6-9]. 하나의 개별 액적은 화학적, 생물학적 실험의 “개별 반응기” 역할을 수행할 수 있어 벌크 실험보다 시약의 양을 크게 절약할 수 있다[10-13].

근래 더 다양한 조건의 반응을 관측하기 위해서, 액적의 조성을 제어하는 기술의 연구가 활발히 진행되고 있다. 대표적인 기술로는 액적 융합기(merging device), 액적 희석기(droplet dilutor), 피코리

†To whom correspondence should be addressed.

E-mail: rhadum@cnu.ac.kr or chroh@kaeri.re.kr

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.

터 주입기(picoinjector) 등이 있다. 그 중 액적 융합기는 서로 다른 조성을 갖는 두 액적을 하나의 액적으로 융합시킴으로써 융합된 액적의 조성을 제어하는 방법이다. 액적들의 융합은 미세유체 유로(microfluidic channel) 내에 특수한 구조를 설치하여 두 액적을 충돌시키는 방법[14-16] 또는 국부적인 온도 상승[17], 전기장 형성[18-20], 부분적인 유속 상승[21] 등의 방법을 사용함으로써, 목적 액적들을 원하는 시점에 안정적으로 융합시킬 수 있다. 그러나 두 액적들의 융합만으로는 생성되는 조성이 단일하다는 한계점이 존재한다. 액적의 조성을 보다 더 다양하게 제어하기 위해서 액적 희석기가 개발되었다. 이는 고농도의 시료 액적과 저농도의 이동 액적을 하나로 융합시켜 희석을 시킨 뒤, 다시 두 개의 액적으로 분리 시킴으로써 이동 액적들 간에 농도구배(concentration gradient)를 형성시키는 방법이다. 액적 희석기는 매우 간편하고, 정확하게 농도 구배를 형성할 수 있으나, 이동 액적 간의 조성이 모두 다르기 때문에 정량적 분석이 어렵고, 실험의 재현성이 약간 불안정하다는 한계점을 갖는다[22]. 액적의 조성을 정성적, 정량적으로 제어할 수 있는 방법으로 피코리터 주입기가 개발되었다[23]. 이는 이동 액적에 다른 종류의 용액을 피코리터 단위로 주입시키는 방법으로서, 전극을 사용하여 원하는 시점에 원하는 양을 주입할 수 있기 때문에 액적의 조성 제어가 자유로우며, 실험의 재현성이 기존의 연구들보다 더 우수하다.

피코리터 주입기의 우수성이 대두됨에도 불구하고, 미세유체 칩의 제조과정의 복잡성 때문에 생·화학 분야의 연구에 적용이 제한적이었다. 따라서 피코리터 주입기와 더불어 미세유체 칩 내에 포함되는 전극에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 초창기의 피코리터 주입기의 전극은 미세유체 내에 인듐(indium)으로 된 액체 뿔납(liquid solder)을 주입 후, 고체화 시키는 방법으로 제조되었다. 이 방법은 피코리터 주입기의 제작과정이 복잡하고, 액체 뿔납이 고체화될 때 부피축소로 인하여 전극이 끊어질 수 있다는 문제점이 있었다. 따라서 제작공정의 간편화와 안정성을 확보하기 위하여, 금속 전극을 염화나트륨 수용액 전극으로 대체한 기술이 개발되었다. 염화나트륨 수용액은 금속보다 저항성이 수십만 배 이상 높기 때문에 피코리터 주입 유체에 직접 염화나트륨을 섞어 전극으로 사용해야만 했으며, 피코리터 주입 유체의 주입량을 제어하기 위하여 수백에서 수천 볼트의 전압을 걸어야 했다[24]. 이와 같이 초고전압의 사용은 실험의 안전성을 저해하며, 전력의 소비 또한 높아 효율성이 낮다.

본 연구에서는 보다 효율적인 피코리터 주입기의 작동을 위해서 미세유체 칩의 기반 재료인 PDMS(poly(dimethylsiloxane))에 금속을 혼합하는 연구를 수행하였다. 혼합된 금속은 금속 중에서 가장 전기전도도가 우수한 은(silver)을 사용하였으며, 전기전도도의 상승을 위하여 액체 패러데이 모트(Faraday moat) 전극과 상반된 전극으로 사용하였다. PDMS는 금속과의 접착력이 약하다고 알려져 있기 때문에, 은과 PDMS의 결합을 복잡한 공정 없이 진행하기 위해 은 나노입자를 사용하였다[25]. 피코리터 주입기의 제작 공정을 단순화시키기 위해서, 제작공정은 간단한 두 단계로 수행하였다. 은 나노입자를 미세유체가 양각으로 패터닝된 실리콘 마스터 위에 수용액 상태로 떨어트린 뒤, PDMS를 사용하여 복제몰딩(replica molding) 기술의 일종인 소프트리소그래피(softlithography)를 수행함으로써 미세유체 칩과 혼합하였다. 은 나노 입자 전극의 도입으로서, 기존 선행연구에서 수행하는데 제한 점이었던, 작동 전압을 낮출 수 있었으며 전압의 세기에 따른 원활한 부피제어를 이룰 수 있었다.

## 2. 실험

### 2-1. 재료

미세유체 칩을 제작하는 포토리소그래피 공정은 Microchem (MA, USA)에서 구매한 SU-8 3025 감광제와 현상제를 사용하였고, PDMS는 Dow Corning사에서 Sylgard 184를 구입하였다. 액적을 생성할 때 사용된 연속상은 HFE-7500으로 3 M에서, 계면활성제인 perfluorinated polyethers with polyethyleneglycol(PFPE-PEG) 공중합체는 RainDance Technologies(MA, USA)에서 구매하였다. 분산상과 피코리터 주입 유체, 패러데이 모트에 사용된 염화나트륨과 피코리터 주입 유체에 포함된 Fluorescein sodium salt는 Sigma-Aldrich (MO, USA)에서 구매하였다.

### 2-2. 실험방법

#### 2-2-1. PDMS 기반 미세유체 칩의 제작

대표주형(master mold)은 포토리소그래피 공정을 통해 30  $\mu\text{m}$  높이의 미세유로를 갖도록 제작되었다. 본 연구에서 사용한 미세유체 칩은 대표주형 위에 전형적인 소프트리소그래피 기술로 제작하며 진행하기 전 실리콘 웨이퍼 위에 증류수에 50 wt%로 혼합된 은 나노입자를 10  $\mu\text{L}$  도포한 뒤, 80  $^{\circ}\text{C}$ 에서 10분간 건조하였다. 미세유체 칩은 유체가 흐르는 유체층 단층으로 구성되며 대표주형 위에 PDMS와 가교제를 10:1의 비율로 섞은 고분자를 부어 65  $^{\circ}\text{C}$ 에서 12시간 완전가교 하였다. 미세유로의 바닥은 액적이 바닥에 젖지(wetting) 않도록 PDMS를 사용하였다. 바닥의 제조는 유리 기판 위에 PDMS와 가교제를 10:1의 비율로 섞은 고분자를 부어 스핀 코팅한 뒤 65  $^{\circ}\text{C}$ 에서 12시간 완전 가교 하였다. 완전 가교된 유체층의 PDMS를 대표주형에서 떼어내고 유체 주입 홀을 뚫은 뒤 바닥 유리 기판과 함께 산소 플라즈마 처리를 통해 접착하여 미세유체 칩을 제작하였다.

#### 2-2-2. 미세유체 칩의 조작 및 분석

피코리터 주입기가 포함된 미세유체 칩은 Lab view 8.0(National instrument, USA) 소프트웨어를 자체 프로그래밍 하여 컴퓨터 상에서 조작되었다. 밸브를 여닫는 것은 자체적으로 조립한 솔레노이드 밸브를 이용하였다. 솔레노이드 밸브는 한쪽으로는 미세유체 칩과 타이콘 튜브를 이용하여 연결되며, 다른 한쪽으로는 질소 가스와 연결이 되어 작동한다. 피코리터 주입기에는 4개의 주입구가 있는데, 액적 주입구, 피코 유체 주입구, 간격 오일 주입구, 패러데이 모트 주입구가 있다. 본 논문에서는 패러데이 모트를 제외한 액적 주입구, 피코 유체 주입구, 간격 오일 주입구에 각각 0.01 MPa, 0.04 MPa, 0.02 MPa의 압력을 사용한다. 또한, 피코리터 주입기에 전기장을 형성하기 위해서 고전압 전원 공급기(PS300, Stanford Research Systems, USA)를 사용하였다.

본 연구에서는 초고속 이미지를 얻기 위하여 형광 현미경(Nikon eclipse TE2000-u, Nikon)에 초고속 카메라(Phantom Miro eX2-2GB color camera, Vision Research, USA)로 촬영하였고, Phantom Camera Control Application 1.3.697.0 소프트웨어를 사용하였다. 촬영된 이미지는 Image-pro plus(Media cybernetics, CA, USA)를 이용하여 분석하였다.

## 3. 결과 및 토의

본 연구에서는 미세유체 칩에 채 주입된 액적에 전기장을 걸어 목

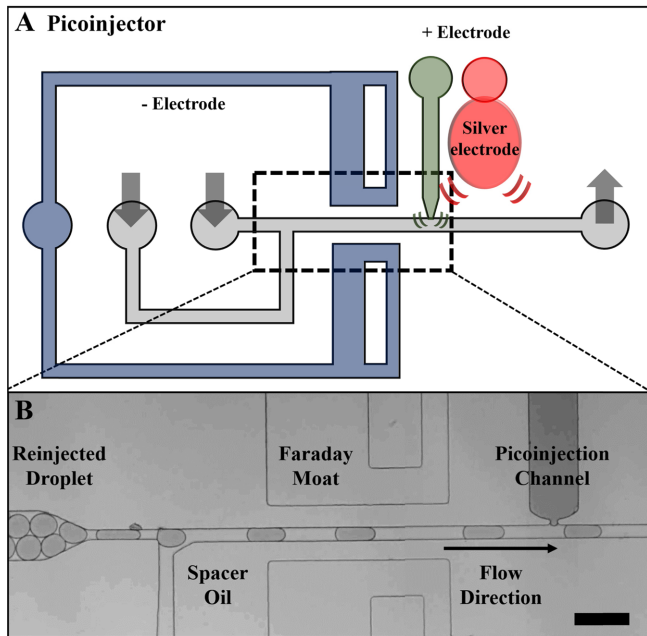


Fig. 1. (A) Schematic diagram of finally assembled microfluidic picoinjector. The picoinjector consists of Faraday moat and silver nanoparticles electrode. (B) Snapshot image of operating picoinjector. The scale bar indicate 100  $\mu\text{m}$ .

표한 유체를 주입하는 피코리터 주입기에 대해 연구하였다. 미세유체 칩은 부도체인 PDMS 기반으로 제작되며, 액적이 흐르는 주 미세유로 옆에 유체의 흐름 방향으로 패러데이 모트, 피코리터 주입 유로 그리고 은 나노입자 전극이 위치하고 있다(Fig. 1A). 본 연구에서 사용된 연속상의 조건은 HFE-7500(1.8 wt% PFPE-PEG copolymer)를 사용하였는데, 이 연속상 내에서 액적은 매우 안정하여 일반적인 액적끼리의 충돌로는 액적의 합류 또는 파열이 일어나지 않는다[26]. 위의 조건에서 생성된 액적은 미세유체 칩 내로 재 주입되어 간격 오일의 흐름에 의해 액적 간 거리를 유지한 상태에서 차례대로 피코리터 주입 유로와 주 미세유로의 교차 지점을 지나간다(Fig. 1B). 피코리터 주입 유로에 연결된 전극과 은 나노입자 전극을 통해 본 미세유체 칩 내에는 전기장이 형성되고, 이동 액적들은 전기장 내에 들어왔을 때, 물/오일 계면이 불안정해지게 된다[27]. 결국 액적이 피코리터 주입 유로와 주 미세유로 사이에 위치했을 때, 액적에는 피코리터 주입이 일어나 액적의 조성은 극적으로 변하게 된다. 이전의 연구 결과에서는 전압을 높여주면 액적에 주입되는 유체의 양이 늘어난다고 기술하고 있다. 이를 위해 전압을 높여주게 되면 전기장이 주 미세유로에 넓게 퍼지게 되고, 목표하지 않은 위치에서 액적의 합류가 일어날 수 있다. 이것은 패러데이 모트에 접지전극을 연결하여 주 미세유로에 접근하는 전기장을 흡수하는 방식으로 해결한다[28].

피코리터 주입기가 처음 개발되었을 때 미세유체 칩에 삽입했던 전극은 인듐 액체 땀납이었고 수 내지 수십 볼트의 전압에서 액적 내에 피코리터 주입 유체를 안정적으로 삽입하였다. 인듐 액체 땀납 전극은 미세유체 칩을 90  $^{\circ}\text{C}$ 로 가열한 상태에서 인듐 와이어를 삽입한 뒤 상온으로 냉각하는 단순한 공정으로 제작할 수 있다. 반면 용해된 금속이 응고될 때 생기는 균열로 인해 끊어진 구간이 생기면 전극의 역할을 하지 못한다는 문제가 있었다. 또한, 마이크로 크기의 유로에 액체 상태의 금속을 넣을 때, 높은 수력학적 저항의 발생으

로 인하여 주입에 기술적 어려움이 따랐다. 더욱이 전압의 변화에 따른 피코리터 주입량의 변화가 일어나지 않았다. 이로 인하여 염화나트륨을 금속 전극 대용으로 사용하는 방법이 개발되었다. 제조 공정은 일반적인 소프트리소그래피 공정과 완전히 동일하여 간단하며, 다루기 쉬우며 저가인 염화나트륨을 사용한다는 등 다수의 강점이 있었다. 그러나 염화나트륨 용액의 전기저항값은 5M의 염화나트륨 기준으로 금속보다 수십만 배 높았기 때문에 피코리터 주입량을 증가시키는 실험을 수행하기 위해 사용하는 전압의 수치를 최소 수백에서 수천 볼트까지 올려야만 했다. 이는 실험의 안전성을 크게 위협하는 요소이며 불필요한 전력량의 소모 또한 야기하였다.

본 연구는 상기의 선행연구결과의 문제점을 해결하기 위해 은 나노입자 전극을 삽입하는 연구를 수행하였다. 은 전극은 은 자체의 낮은 전기저항성을 장점으로 하며, 이미 미세유체 칩에 삽입하는 연구가 있었다[29]. 하지만 복잡한 제조공정이 있어 은 전극을 제조하기 위한 재료로 은 나노입자에 주목하였다. 우리는 미세유체 칩 내부에 은 나노입자로 구성된 은 구조체를 형성하였고, 구멍을 뚫어 전원 공급기와 연결하여 칩 내에 전기장을 형성할 수 있도록 하였다(Fig. 1C). 이 때 피코리터 주입 유로와 함께 은 전극을 전원 공급기의 양극(positive electrode)에 연결하여 칩 내부 전기장이 피코리터 주입이 일어나는 위치에 생성될 수 있도록 하였다. 은 나노입자를 미세유체 칩과 혼합하기 위해서 소프트리소그래피 공정 이전에 간단한 과정을 진행하였다. 먼저 피코리터 주입기 도면이 양각된 실리콘 웨이퍼를 준비한다(Fig. 2A). 다음으로 은 나노입자 수용액을 피코리터 주입 유로의 옆에 피펫을 이용해서 도포한다(Fig. 2B). 실리콘 웨이퍼는 소수성의 성질을 갖고 있어 도포된 은 나노입자 수용액은 표면에 퍼지지 않고 의도한 부분에 쉽게 위치할 수 있다. 또 수분을 제거하고 은 나노입자만 웨이퍼 표면에 남을 수 있도록 오븐에 건조한다(Fig. 2C). 끝으로 PDMS와 가교제가 혼합된 고분자를 웨이퍼 위에 부어 오븐에서 굳혀준다(Fig. 2D). 위의 과정을 거쳐 완성된 미세유체 칩은 은 나노입자를 포함한 상태가 된다(Fig. 2E). 미세유체 칩을 제조하는데 있어서 사용되는 은 나노입자는 상당한 고가로 매번 제조할 때 마다 수 그램 이상 사용하기에 부담되는 재료이다. 미세유체 칩에서 전기장을 형성해야하는 위치는 바닥에서 수십 마이크로미터 높이를 가진 미세유로이다. 이는 은 나노입자가 뭉쳐서 생성되는 은 나노입자 전극의 위치 또한 수십 마이크로미터보다 높을 필요가 없음을 의미한다. 우리가 실리콘 웨이퍼 표면에 은 나노입자 수용액을 건조하여 붙인 것은 미세유체 칩에서 전기장을 형성할 부분

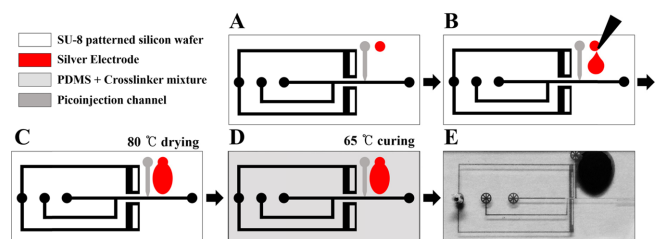
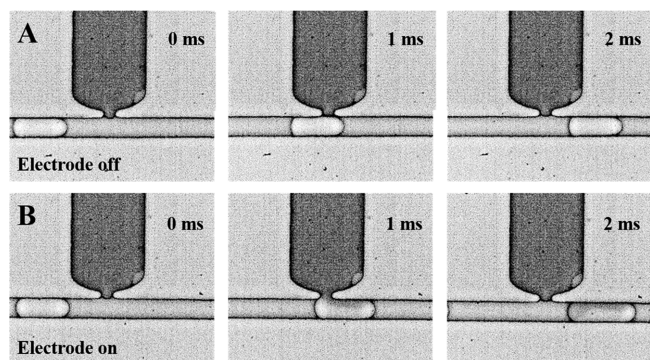


Fig. 2. Detailed fabrication process of microfluidic picoinjector. (A) Photolithography of SU-8 pattern on silicon wafer. (B) Dropping the silver nanoparticle solution. (C) Evaporation process for removal of water in 80  $^{\circ}\text{C}$  oven (10 minutes). (D) Pouring the PDMS mixture onto the silicon master and curing in 65  $^{\circ}\text{C}$  oven for 12 hours. (E) Finally assembled optical image of microfluidic picoinjector integrated with silver nanoparticle electrode.

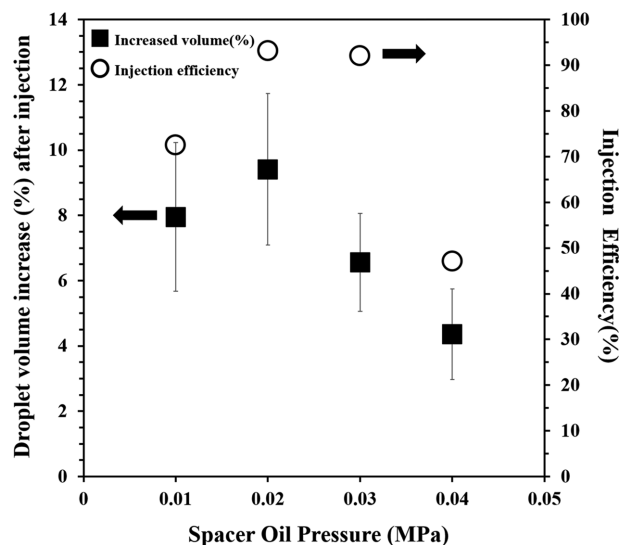


**Fig. 3. Operation of the picoinjection using picoinjection nozzle, Faraday moat, and electrode.** Silver nanoparticles electrodes and Faraday moat apply an electric field near the junction to trigger injection. (A) When we does not apply electric field, the injection does not occur during droplet contact with the injection fluid. (B) When electrode on, the injection fluid is loaded into the moving droplet.

이 미세유체로 높이의 피코리터 주입 유로와 주 미세유체의 교차 부분이기 때문이다, 그러므로 은 나노입자의 사용량은 미세유체 칩 하나 당 밀리그램 단위로 낮아진다.

본 실험에 들어가기에 앞서 피코리터 주입을 시각적으로 확인할 수 있는 이미지를 촬영하였다. 액적은 미세유체에 0.5 kHz로 유입되어 일반적인 CCD카메라 촬영으로는 이미지를 얻을 수 없었기 때문에 초고속 카메라를 이용하여 촬영되었다. 피코리터 주입 유로에는 증류수에 3.8 mM Fluorescein sodium salt(FSS)와 25 mM 염화나트륨을 녹여 주입하였고, 액적은 3.8 mM 염화나트륨이 포함된 증류수로 구성되어 있다. 칩 내부에 전기장이 형성되지 않은 조건에서는 이동 액적에 피코리터 주입이 일어나지 않고 주 미세유체를 지나갔다(Fig. 3A). 다음으로 칩 내부에 전기장을 형성하기 위해 고전압 전원 공급기에 300 V의 전압을 걸어주자 이동 액적의 모양이 변하는 것을 관측하였다(Fig. 3B). 이 결과를 통해 우리는 액적 내로 피코 유체의 주입이 약 15 pL 일어났음을 확인하였다[30].

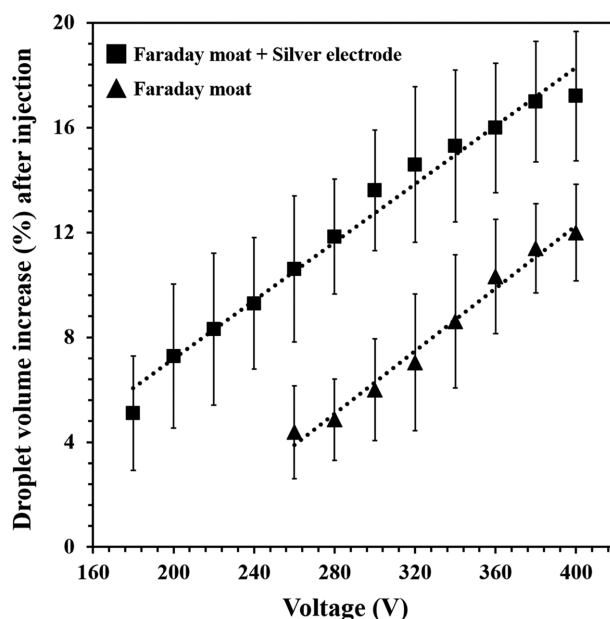
피코리터 주입기는 유체의 압력 균형에 민감하다. 액적, 간격 오일 그리고 피코 유체 등 세 주입구에 부하되는 압력이 정확한 균형을 이루어야 정밀한 피코리터 주입이 수행된다. 압력 균형이 무너지는 경우는 두 가지로, 첫 번째는 피코 유체의 압력이 높아 피코 유체에서 T-junction의 원리로 액적이 형성되는 경우이고 다른 하나는 피코 유체의 압력이 낮아 이동 액적과 마찰되는 영역이 형성되지 않아서 피코 주입이 일어나지 않는 경우이다[31]. 따라서 우리는 피코리터 주입 실험에 최적화된 압력 조건을 알아보기 위해 간격 오일에 부하되는 압력을 조절하며 실험하였다. 간격 오일의 압력이 변하면 재 주입된 액체의 압력과 피코리터 주입 유체의 압력 또한 바뀌어야 한다. 간격 오일의 압력은 0.01 MPa부터 0.04 MPa까지 0.01 MPa 간격을 두고 조절되었다. 재 주입된 액체의 압력과 피코리터 주입 유체의 압력은 그에 따라 각각 0.01 MPa부터 0.02 MPa, 0.04 MPa부터 0.07 MPa까지 조절되었다. 압력을 조절하며 관측한 것은 두 가지로, 주입되는 유체의 부피 비율과 주입 효율이다. 전압을 300 V로 고정하며 실험한 결과, 간격 오일의 압력이 0.02 MPa일 때 유체의 부피 비율과 주입 효율이 가장 높은 것은 확인할 수 있었다. 0.04 MPa에서 급격하게 주입 효율이 감소하는 것은 재주입된 액적과 간격 오일의 교차 유로에서 간격 오일의 유속이 너무 빨라 액적의 분열 현



**Fig. 4. The percent increase of volume after picoinjection (the left axis and black square) and the injection efficiency (the right axis and white circle).** The error bars refer to standard deviation of 20 droplets.

상이 일어났기 때문이다. 두 개로 분열된 액적은 서로 밀착되어 이동하면서 앞과 뒤, 두 개의 액적 중 하나만 피코리터 주입이 일어났기 때문에 주입 효율이 낮게 나타났다(Fig. 4).

마지막으로 은 나노입자 전극과 통합된 미세유체 칩이 기존의 것보다 전압효율이 뛰어난지 확인하기 위해서 대조 실험을 수행하였다. 먼저 대조 시험군으로 패러데이 모트만이 포함된 기존의 미세유체 피코리터 주입기로 실험을 수행하였다. 고전압 전원 공급기에 전압을 0 V부터 20 V씩 증가시키며 실험을 진행하였을 때, 260 V부터 피코리터 주입 유체에서 액적으로 유체가 주입되는 것을 관측할 수 있었다. 이후 400 V까지 마찬가지로 20 V씩 전압을 증가시키며



**Fig. 5. The percent increase of volume after picoinjection integrated with only Faraday moat (black triangle) or with Faraday moat and silver nanoparticle electrode (black square).** The error bars refer to standard deviation of 20 droplets.

실험하였고, 초고속 카메라로 연속 촬영한 이미지를 분석한 결과 전압의 증가에 따라 액적에 주입되는 유체의 부피가 늘어나는 것으로 확인되었다. 다음으로 본 연구에서 제작한 은 나노입자 전극이 통합된 미세유체 칩을 사용하여 동일한 시약과 과정을 통해 실험을 수행하였다. 180 V가 되었을 때 극적으로 액적에 피코리터 주입 유체가 주입되는 것이 관측되었고 400 V까지 전압을 증가시키며 실험을 진행한 결과, 같은 전압에서 액적에 주입되는 피코리터 주입 유체의 부피 또한 대조 시험군에 비해 확실히 높은 수치가 나타남 또한 발견하였다(Fig. 5). 이로써 본 연구에서 개발한 은 나노입자 전극과 통합된 미세유체 칩이 피코리터 주입기를 작동시킴에 있어서 전압 효율을 상승시킴이 입증되었다.

#### 4. 결 론

본 연구는 효율적 미세 피코리터 주입기 개발을 위해 패러데이 모트와 은 나노입자 전극을 함께 이용하여 전압 효율을 상승시키는 방법을 보여주었다. 기존 미세유체 칩 제조공정에 은 나노입자 용액을 10  $\mu$ l 떨어트리는 매우 간단한 공정을 추가함으로써, 금속과 결합력이 약한 PDMS와 은 전극을 보다 손쉽게 통합시킨 피코리터 주입기를 제작할 수 있었다. 은 나노입자 전극으로 인해 발생하는 전기장이 피코리터 주입 유로와 주 미세유로의 교차점에 미치는 이점을 대조 실험을 통해 작동 전압이 낮아지는 것과 전압대비 주입률이 높아짐을 발견함으로써 간접적으로 증명하였다. 또한, 정밀한 실험을 위해 미세유로 내의 압력 조건을 최적화함으로써 실험의 재현성과 신뢰도를 확립하였다. 이것으로 본 연구는 미세유체 칩에 전극을 사용하는 모든 연구에 있어서 새로운 접근 방법을 제시하였고 향후 좀 더 정밀한 실험과 연구를 통한다면 매우 높은 효율의 피코리터 주입기 제작에 큰 도움을 줄 것으로 기대한다. 본 연구에서 제시한 미세 피코리터 주입기는 화학반응 및 생물학적 분석기술에 유용하게 사용될 수 있는 가능성이 뛰어난 미세유체 기술의 응용이고, 우리는 그 단점을 보완할 첫발을 내딛음으로써 앞으로 이뤄질 연구들에 대한 기반 기술이 되기를 기대하고 있다.

#### 감 사

이 논문은 2014년도 미래창조과학부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 원자력연구기반확충사업(No. NRF-2014M2B2A4030304)의 지원을 받아 수행된 연구로 이에 감사드립니다.

#### References

- Whitesides, G. M., "The Origins and the Future of Microfluidics," *Nature*, **442**(7101), 368-373(2006).
- Jung, J. H. and Lee, C. S., "Droplet Based Microfluidic System," *Korean Chem. Eng. Res.*, **48**(5), 545-555(2010).
- Jeong, H. H., Lee, S. H. and Lee, C. S., "Pump-less Static Microfluidic Device for Analysis of Chemotaxis of *Pseudomonas Aeruginosa* Using Wetting and Capillary Action," *Biosens. Bioelectron.*, **47**, 278-84(2013).
- Jang, S. C., Jeong, H. H. and Lee, C. S., "Analysis of *Pseudomonas Aeruginosa* Motility in Microchannels," *Korean Chem. Eng. Res.*, **50**, 743-748(2012).
- Jeong, H. H., Lee, S. H., Kim, J. M., Kim, H. E., Kim, Y. G., Yoo, J. Y., Chang, W. S. and Lee, C. S., "Microfluidic Monitoring of *Pseudomonas Aeruginosa* Chemotaxis Under the Continuous Chemical Gradient," *Biosens. Bioelectron.*, **26**(2), 351-6(2010).
- Kang, S. M., Choi, C. H., Hwang, S., Jung, J. M. and Lee, C. S., "Microfluidic Preparation of Monodisperse Multiple Emulsion Using Hydrodynamic Control," *Korean Chem. Eng. Res.*, **50**, 733-737(2012).
- Nam, J. O., Choi, C. H., Kim, J., Kang, S. M. and Lee, C. S., "Fabrication of Polymeric Microcapsules in a Microchannel Using Formation of Double Emulsion," *Korean Chem. Eng. Res.*, **51**(5), 597-601(2013).
- Ko, K. K. and Kim, I. H., "Lysozyme Crystallization in Droplet-based Microfluidic Device," *Korean Chem. Eng. Res.*, **51**(6), 760-765(2013).
- Song, Y. S. and Lee, C. S., "In situ Gelation of Monodisperse Alginate Hydrogel in Microfluidic Channel Based on Mass Transfer of Calcium Ions," *Korean Chem. Eng. Res.*, **52**(5), 632-637(2014).
- Jeong, H. H., Noh, Y. M., Jang, S. C. and Lee, C. S., "Droplet-based Microfluidic Device for High-throughput Screening," *Korean Chem. Eng. Res.*, **52**(2), 141-153(2014).
- Jin, S. H., Kim, J., Jang, S. C., Noh, Y. M. and Lee, C. S., "Stagnation of Droplet for Efficient Merging in Microfluidic System," *Korean Chem. Eng. Res.*, **52**(1), 106-112(2014).
- Leung, K., Zahn, H., Leaver, T., Konwar, K. M., Hanson, N. W., Pagé, A. P., Lo, C. C., Chain, P. S., Hallam, S. J. and Hansen, C. L., "A Programmable Droplet-based Microfluidic Device Applied to Multiparameter Analysis of Single Microbes and Microbial Communities," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **109**(20), 7665-7670(2012).
- Miller, O. J., Harrak, A. E., Mangeat, T., Baret, J. C., Frenz, L., Debs, B. E., Mayot, E., Samuels, M. L., Rooney, E. K., Dieu, P., Galvan, M., Link, D. R. and Griffiths, A. D., "High-resolution Dose-response Screening Using Droplet-based Microfluidics," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **109**(2), 378-383(2012).
- Baroud, C. N., de Saint Vincent, M. R. and Delville, J. P., "An Optical Toolbox for Total Control of Droplet Microfluidics," *Lab Chip*, **7**(8), 1029-1033(2007).
- Niu, X., Gulati, S., Edel, J. B. and deMello, A. J., "Pillar-induced Droplet Merging in Microfluidic Circuits," *Lab Chip*, **8**(11), 1837-1841(2008).
- Liu, K., Ding, H., Chen, Y. and Zhao, X. Z., "Droplet-based Synthetic Method Using Microflow Focusing and Droplet Fusion," *Microfluid. Nanofluid.*, **3**, 239-243(2007).
- Xu, B., Nguyen, N. and Wong, T. N., "Temperature-induced Droplet Coalescence in Microchannels," *Biomicrofluidics*, **6**, 012811(2012).
- Mazutis, L., Baret, J. C., Treacy, P., Skhiri, Y., Araghi, A. F., Ryckelynck, M., Taly, V. and Griffiths, A. D., "Multi-step Microfluidic Droplet Processing: Kinetic Analysis of an in vitro Translated Enzyme," *Lab Chip*, **9**(20), 2902-2908(2009).
- Zagnoni, M., Lain, G. L. and Cooper, J. M., "Electrocoalescence Mechanisms of Microdroplets Using Localized Electric Fields in Microfluidic Channels," *Langmuir*, **26**(18), 14443-14449(2010).
- Ahn, K. and Agresti, J., "Electrocoalescence of Drops Synchronized by Size-dependent Flow in Microfluidic Channels," *Appl. Phys. Lett.*, **88**, 264105(2006).
- Mazutis, L. and Griffiths, A. D., "Selective Droplet Coalescence Using Microfluidic Systems," *Lab Chip*, **12**(10), 1800-1806(2012).

22. Niu, X., Gielen, F., Edel, J. B. and deMello, A. J., "A Microdroplet Dilutor for High-throughput Screening," *Nat. Chem.*, **3**(6), 437-442(2011).
23. Abate, A. R., Hung, T., Mary, P., Agresti, J. J. and Weitz, D. A., "High-throughput Injection with Microfluidics Using Picoinjectors," *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **107**(45), 19163-19166(2010).
24. Sciambi, A. and Abate, A. R., "Generating Electric Fields in PDMS Microfluidic Devices with Salt Water Electrodes," *Lap Chip*, **14**(15), 2605-2609(2014).
25. Khosla, A., "Nanoparticle-doped Electrically-conducting Polymers for Flexible Nano-micro Systems," *Interface*, **21**, 67(2012).
26. Holtze, C., Rowat, A. C., Agresti, J. J., Hutchison, J. B., Angilè, F. E., Schmitz, C. H. J., Köster, S., Duan, H., Humphry, K. J., Scanga, R. A., Johnson, J. S., Pisignano, D. and Weitz, D. A., "Biocompatible Surfactants for Water-in-fluorocarbon Emulsions," *Lab Chip*, **8**(10), 1632-1639(2008).
27. Link, D. R., Grasland-Mongrain, E., Duri, A., Sarrazin, F., Cheng, Z. D., Cristobal, G., Marquez, M. and Weitz, D. A., "Electric Control of Droplets in Microfluidic Devices," *Angew. Chem. Int. Ed. Engl.*, **45**(16), 2556-2560(2006).
28. Sciambi, A. and Abate, A. R., "Adding Reagent to Droplets with Controlled Rupture of Encapsulated Double Emulsions," *Biomicrofluidics*, **7**, 044112-1(2013).
29. Zhou, J., Ren, K., Zheng, Y., Su, J., Zhao, Y., Ryan, D. and Wu, H., "Fabrication of a Microfluidic Ag/AgCl Reference Electrode and Its Application for Portable and Disposable Electrochemical Microchips," *Electrophoresis*, **31**, 3083-3089(2010).
30. O'Donovan, B., Eastburn, D. J. and Abate, A. R., "Electrode-free Picoinjection of Microfluidic Drops," *Lap Chip*, **12**(20), 4029-4032(2012).
31. Rhee, M., Light, Y. K., Yilmaz, S., Adams, P. D., Saxena, D., Meagher, R. J. and Singh, A. K., "Pressure Stabilizer for Reproducible Picoinjection in Droplet Microfluidic Systems," *Lap Chip*, **14**(23), 4533-4539(2014).