

## 부피가 다른 두 유체의 효과적인 유동제어를 위한 미세채널

라문우\* · 호재윤\* · 김동성\*†

\* 포항공과대학교 기계공학과

### Microchannels for the Flow Control of Two Fluids with Different Volumes

Moonwoo La\*, Jae-Yun Ho\* and Dong Sung Kim\*†

\* Dept. of Mechanical Engineering, Pohang University of Science and Technology

(Received August 31, 2011; Revised October 17, 2011; Accepted October 17, 2011)

**Key Words** : Microfluidics(미세유체역학), Microchannel(미세채널), Flow Control(유동제어)

**초록**: 본 연구에서는 부피가 다른 두 유체의 효과적인 유동제어를 위하여 Stokes 유동 방정식을 기반으로 설계된 미세채널을 제안한다. 부피가 다른 두 유체가 압력 구동에 의하여 주입구를 통과하는 과정에서, 두 유동이 동시에 만나 주어진 부피비를 유지하며 흘러나간 후에 일시에 끝날 수 있도록 주입구의 폭과 길이를 조절하였다. 디자인된 미세채널은 비압축성, 뉴턴 유체의 과도상태 유동에 대한 전산유체역학 모사를 수행하였다. 또한, 소프트리소그래피를 통해 미세유체칩을 제작하고, 압력 구동에 의한 부피가 다른 두 유체의 유동 특성을 평가하였다.

**Abstract**: In this paper, microchannels for the flow control of two fluids with different volumes have been designed, fabricated, and verified. The dimensions of the inlets were determined based on the Stokes equation in order to realize that the flow of the two fluids meet at the same time, and to maintain a certain configuration when the flows passed through each inlet channel. The designed microchannels were confirmed using computational fluid dynamics simulation for the incompressible, Newtonian, and transient flows. In addition, a microfluidic system containing the designed microchannels was fabricated by soft lithography, and the pressure-driven flows of the two fluids were characterized by microfluidic experiments.

- 기호설명 -

1. 서론

- $C$  : 입자(solute)의 농도
- $d/dt$  : 물질 미분(material derivative)
- $D$  : 확산 계수
- $V$  : 유동 속도 벡터
- $w$  : 미세 채널의 너비
- $l$  : 미세 채널의 길이

그리스문자

- $\rho$  : 유체의 밀도
- $\mu$  : 유체의 동적 점도

하첨자

- $ref$  : 기준 채널(reference)
- $exp$  : 실험 채널(experiment)

최근 들어 임상진단(clinical diagnostics), 세포배양(cell culture) 등의 바이오 공학(bio engineering) 분야에서 미세유체시스템(microfluidic system)의 많은 적용 사례들이 보고되고 있다.<sup>(1~3)</sup> 바이오 공학에서 수행되는 여러 가지 기능들을 소형화(miniaturization), 간편화(simplification) 하여 미세유체시스템 위에 구현함으로써 새로운 바이오 융합 기술들이 개발되는 실정이다.

바이오 공학 분야에서는 다양한 유체를 -각종 검체, 시약, 배지 등- 사용하고, 이들 유체에 대한 유동조절(flow control), 혼합(mixing), 반응(reaction) 등을 수행한다는 점에서 미세유체시스템과의 융합이 용이하다. 임상진단검사에서는 혈액과같은 검체에 대하여 특정 물질의 존재 여부, 농도, 물성 등을 파악하는 작업을 수행한다. 이를 위해 검체의 분리, 희석과 같은 사전 작업이 필요하고, 검체

† Corresponding Author, [smkds@postech.ac.kr](mailto:smkds@postech.ac.kr)  
© 2012 The Korean Society of Mechanical Engineers

와 시약의 혼합 및 반응, 후 처리를 통해 임상진단에 필요한 정보를 얻게 된다.<sup>(4)</sup> 세포배양에서는 특정 세포에 대한 증식, 분화 등을 수행하기 위하여 다양한 배지 및 시약을 혼합하고 공급해주는 과정이 수반된다. 이러한 작업은 일반적으로 수일에서 수 개월 동안 반복적으로 이루어진다.<sup>(5,6)</sup> 이와 같은 복잡하고 어려우며 비용과 일손을 많이 필요로 하는 기술에 대하여 미세유체시스템을 적용시켜, 저렴하고 자동화된 시스템을 구축하고자 하는 것이 바이오 융합 기술의 의의가 될 수 있다. 임상진단검사 측면에서는 검사 기기의 소형화, 사용 시약의 최소화를 통해서 자가진단검사, 즉 POCT(point-of-care testing)를 실현할 수 있다. 또한 세포 배양 측면에서는 사용 배지 및 시약의 최소화, 세포배양의 자동화를 통하여 효과적이고, 효율적인 세포배양 환경을 구축할 수 있다.

임상진단검사 또는 세포배양과 같은 바이오 공학 테스트들은 기본적으로 서로 다른 유체의 효과적인 혼합을 기반으로 이루어진다. 검체와 시약 또는 시약과 시약의 혼합을 통해 반응을 유도하거나 물질을 진단하는 등의 작업을 수행한다. 본 연구 그룹에서는 미세채널 바닥에 존재하는 배리어에 의해 채널 내부에서 나선 형태의 유동을 유발하는 배리어가 포함된 미세혼합기(Barrier Embedded Micromixer, BEM),<sup>(10)</sup> 여러 쌍의 방해물(obstruction pairs)에 의해 카오스 이류를 야기시키는 겹쌍 방해물 기반의 미세혼합기(Obstruction Pairs Micromixer, OPM),<sup>(11)</sup> 분할 및 재배열(splitting and recombination)과 카오스 이류(chaotic advection)를 효과적으로 결합하여 유체 유동의 라미네이션(lamination)을 향상시켜주는 나선형 라미네이션 미세혼합기(Serpentine Laminating Micromixer, SLM)<sup>(12)</sup> 과 같은 미세혼합기를 개발한 바 있다.

미세채널, 미세혼합기 등을 포함하는 미세유체시스템에서 바이오 공학 테스트를 수행하기 위해서는 기본적으로 효과적인 유동제어가 이루어져야 한다.<sup>(10)</sup> 다양한 검체 및 시약에 대한 유동제어를 바탕으로 여러 가지 과정을 유기적이고 효율적으로 수행해야 하는 것이다. 이러한 유동제어를 위해서는 유동 구동원(driving force), 유동 특성(flow characteristics), 유체의 부피(volume), 물성(physical properties) - 특히, 밀도(density)와 점도(viscosity) - 등을 고려해야 한다. 유동을 구동하는 방법에는 다양한 메커니즘이 존재하지만, 미세유체시스템의 바이오 응용을 위해서는 압력 구동 유동(pressure driven flow)가 가장 적합하다. 소량의 유체를 추가적인 펌프 시스템(pump system)

사용 없이 구동시키기 위해서는 손으로 누르거나 간단한 수동 펌프를 이용하여 미세유체시스템의 주입구와 배출구 사이에 일정한 압력 차를 유도함으로써 압력 구동 유동을 유도하는 것이 가장 효율적이며, 시스템의 소형화와 간편화 측면에서도 유리하다. 바이오 테스트를 위한 미세유체시스템은 소량의 유체의 순간적인 유동을 기반으로 작동되므로 유체 유동의 특성이 정상상태(steady state)이기 보다는 과도상태(transient state)라고 할 수 있다. 즉, 수 분, 수 초 이내의 일시적인 유동 특성을 나타낸다고 할 수 있다. 결국, 바이오 테스트를 위한 미세유체시스템에서는 짧은 시간의 일시적인 유동에 대한 효과적인 제어를 위하여 이론적, 실험적 검증을 수행함으로써 유동이 적시 적소에서 잘 흐르는지 파악하는 연구가 수반되어야 한다. 하지만 기존의 미세유체시스템-특히 미세혼합기-은 대체로 정상상태 유동에 대한 성능 평가 위주로 수행되었다. 따라서 개발된 미세유체시스템에 대한 바이오 테스트 적용을 위해서는 과도상태 유동에 대한 유동 제어 성능을 평가함으로써 보다 실질적인 상황을 파악해야 할 필요가 있다.

바이오 공학의 테스트들은 그 목적에 따라서 다양한 유체들을 사용하며, 각 유체에 대한 필요 부피가 상이하다. 임상진단검사의 경우, 목표 검사에 따라서 사용되는 검체와 시약의 부피 비가 다르게 설정되어있다(Table 1). 세포배양에서도 마찬가지로 시약, 배지의 사용량이 서로 다르다.

이러한 사항을 미세유체시스템에 적용하기 위해서는 부피가 다른 유체에 대한 유동제어, 미세혼합 등을 효과적으로 구현해야 한다. 일반적으로 수동미세혼합기는 3 차원 유동에 대한 공간 주기적 교란을 바탕으로 혼합을 유도하기 때문에, 혼합 초기에 유체의 상대적 배치(configuration)가 중요한 요소이다.<sup>(11)</sup> 이러한 수동 미세혼합기에서, 유체의 부피 차이 등에 의하여 유동 초기의 상대적 배치가 흐트러지면, 유동 교란의 치우침 또는 불균형이 발생하여 부분적 혼합, 혼합 효율의 감소와 같은 문제의 원인이 된다. 따라서, 두 유체의 부피 차이를 고려하여 구동 조건에 대한 정밀한 조절을 통해 유동 교란 구조를 보정함으로써 혼합 성능이 저하되지 않도록 해야 한다. 하지만 휴대성과 편리성을 기반으로 하는 미세유체시스템에서는 다양한 구동 조건을 고려하기가 어렵기 때문에 부피가 다른 유체에 대한 유동제어가 쉽지 않다. 미세혼합기의 경우, 서로 다른 유체가 일시에 만나서 혼합이 유도되어야 하는데 부피비가 다른 두 유체는 같은 구동 조건에 대하여 상이한 유동을 나타내므로 효과적인 미세혼합 달성이 어렵

게 된다. 이러한 상황을 고려하여, 사전에 미세채널의 길이와 폭을 다르게 설계하여 부피가 달라서 발생하는 유동 특성 차이를 보완함으로써 같은 구동 조건에 대해서도 일정한 유동을 유도할 필요가 있다.

따라서, 본 연구에서는 부피가 다른 두 유체의 효과적인 유동제어를 위하여 Stokes 유동 방정식을 기반으로 설계된 미세채널을 제안하고자 한다. 이에 다음 장에서부터는 부피가 다른 두 유체에 같은 압력 구동 조건을 부여 하였을 때, 두 유동이 동시에 만나서 일정한 비율을 유지하며 빠져나갈 수 있도록 하는 미세채널을 제시할 것이다. 수치해석을 통해, 서로 다른 과도상태 유동이 동시에 만나는 지에 대한 유동 모사를 확인하는 한편, 설계를 바탕으로 실제 미세채널을 제작하여 미세 유체 유동 실험을 수행함으로써 제시된 미세채널의 성능을 논의할 것이다.

## 2. 미세채널 디자인

본 연구에서 제안된 부피가 다른 두 유체의 효과적인 유동제어를 위한 미세채널은 같은 압력이 가해진 유체 유동이 각각의 주입채널(inlet channel) 끝의 접합점(junction)에서 동시에 만나, 일정한 비율을 유지하며 동시유동(simultaneous flow)을 유지할 수 있도록 설계 되었다. 언급한 바와 같이, 서로 다른 주입구를 통해 주입되는 과도상태의 압력 구동 유동의 경우, 두 유동이 일체히 흐르도록 제어하기가 쉽지 않다. 양쪽 채널 내부의 압력 차 (pressure difference) 균형이 맞지 않으면, 상대적으로 압력 차가 큰 채널의 유체 유동이 먼저 유도되고, 이 유동이 끝나 후에 반대편 유체의 유동이 시작된다. 즉, 동시유동(simultaneous flow)이 아닌 교차유동(alternate flow)이 야기되는 것이다. 대부분의 수동 미세혼합기는 상대적 배치가 유지되는 동시유동을 기반으로 하여 혼합을 유도하기 때문에 교차유동이 주입될 경우에는 혼합 메커니즘이 작

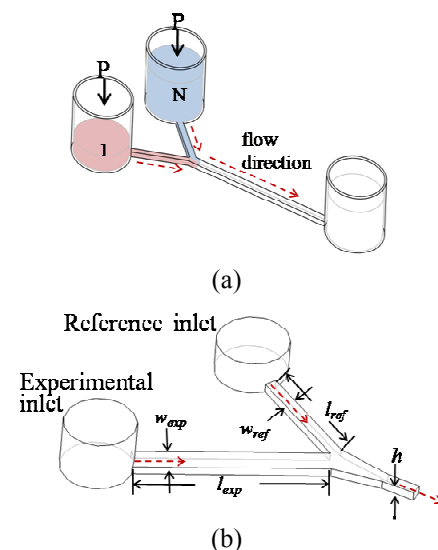
동하지 않게 된다. 부피가 다른 두 유체의 경우 교차유동이 발생하기 쉽기 때문에, 주입채널에 대한 정교한 설계를 바탕으로 두 유체가 동시에 만나 주어진 부피비를 유지하면서 동시유동 할 수 있도록 해야 효과적인 미세혼합을 유도할 수 있다. 이로 인해 본 연구에서는 위와 같은 사항을 고려하여 미세채널을 설계하였다.

주입채널 설계 시, 비압축성(incompressible), 뉴턴유체(Newtonian fluid)를 가정하였고, 과도상태의 유동을 가정하였다. 지배 방정식으로 유체 유동에 대해 연속방정식과 Navier-Stokes 방정식을 적용하였으며, 두 유체의 부피비가 1:1, 1:2, 1:3 인 경우에 대하여 주입채널을 설계하였다. Fig. 1 은 본 연구에서 제안된 미세채널의 개략도를 보여준다. 전체 미세구조의 높이는 200 $\mu\text{m}$  로 고정하였고, 부피 비에 따라 너비와 길이를 조절하여 유동제어가 가능하도록 하였다. 기본적으로 두 개의 주입구가 접합점에서 만나 하나의 미세채널을 형성하는 모양의 미세채널을 형성하였다. 두 주입구 중에서 한 쪽 주입구는 기준채널로써 길이( $l_{ref}$ )와 너비( $w_{ref}$ )를 고정하였고, 반대편 주입구는 상대적인 부피비에 따라서 길이( $l_{exp}$ )와 너비( $w_{exp}$ )를 조절해 주었다. Table 2 는 부피비에 따른 설계 파라미터(design parameters)의 계산 값을 나타낸다. 추가적으로 유동의 초기 시점을 동일시 하기 위해, 주입챔버(inlet chamber)와 주입채널(inlet channel) 사이에 수동모세관형미세밸브(passive capillary microvalve)를 삽입하였다.

**Table 1** Volume ratio of reagents in diagnostic biochemical assays

Biochemical assay	Volume ratio
CREA (Creatinine)	1:4
BUN (Blood Urea Nitrogen)	1:5
LDH (lactate Dehydrogenase)	1:4
GPT (Glutamate Pyruvate Transaminase)	1:5
GOT (Glutamate oxaloacetate Transaminase)	1:5

(Ref.: HiSense, HBi)



**Fig. 1** (a) Schematic diagram of microchannels for the flow control of two fluids having different volume. (b) Detailed dimensions of microchannels with design parameters

**Table 2** Geometric parameters of inlet channels for different volume ratio.

Region	Geometric parameters	Volume ratio		
		1:1	1:2	1:3
Reference inlet	$w_{ref}$	250		
	$l_{ref}$	5000		
Experiment inlet	$w_{exp}$	250	404	603
	$l_{exp}$	5000	7937	10400

(Unit:  $\mu\text{m}$ )

### 3. 유동 모사 및 유동 실험

#### 3.1 유동 모사

부피가 다른 두 유체(부피 비 1:N)의 효과적인 유동제어를 위한 미세채널은 기준채널(부피 비 1에 해당)과 실험채널(부피 비 N에 해당), 두 개의 주입채널이 채널 끝 단의 접합점에서 만나 하나의 본관을 형성하는 구조로 되어있다. 제안된 미세채널 내부에서 유동이 동시에 만나 동시유동을 형성하는지 검증하기 위해 상용 전산 유체역학(computational fluid dynamic) 모사 프로그램인 COMSOL multiphysics 4.0a 를 이용하여 유동 모사를 수행하였다. 유동 모사는 비압축성, 뉴턴 유체에 대한 과도상태의 유동을 가정하였다. 유체 유동에 대한 지배 방정식으로는 연속 방정식(식 (1))과 Navier-Stokes 방정식(식 (2))을 사용하였고, 미세채널 내부에 흐르는 입자(solute)에 대해서는 입자 대류-확산 방정식(species convection-diffusion equation, 식 (3))을 적용하였다.

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{d\mathbf{V}}{dt} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{V} \quad (2)$$

$$\frac{dC}{dt} = D \nabla^2 C \quad (3)$$

이 때,  $\mathbf{V}$  는 유동 속도 벡터,  $\rho$  와  $\mu$  는 각각 유체의 밀도와 동적 점도(dynamic viscosity),  $d/dt$  는 물질 미분(material derivative),  $t$  는 시간,  $p$  는 압력,  $C$  는 입자의 농도를 의미한다.

미세채널의 높이는 모두 같도록 설정하였기에 높이가 없는 2 차원 미세채널에 대해서 유동 모사를 수행하였다. 기준채널의 길이와 너비는 각각 5,000  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$  으로 고정하였고, 실험채널의 크기는 Table 2 의 값을 기준으로 설정되었다. 두 주입채널은 끝 단의 접합점에서 만나 점점 좁아지는 본관을 통해 빠져나갈 수 있도록 하였다.

**Table 3** Physical properties used in the numerical simulations

Physical properties	Density of water ( $\text{kg/m}^3$ )	Dynamic viscosity of water ( $\text{kg/m}\cdot\text{s}$ )	Diffusivity of solute in water ( $\text{m}^2/\text{s}$ )
	997	$8.55 \times 10^{-4}$	$1 \times 10^{-10}$

미세채널 내부로 흐르는 작동 유체로는 물을 선택하였다. 물의 주요 물성치(밀도, 동적 점도)와 함께 미세채널 내의 과도상태 유동을 파악하기 위해 선택한 입자의 확산 계수를 Table 3 에 나타내었다.

과도 유동에 대한 해석을 위하여 시간종속기반의 계산법(time dependent solver)을 사용하였고, 시간 단계 설정을 위하여 generalized-alpha 방법을 사용하였다. 유동 방정식 계산을 위한 선형 계산법은 PARDISO 방법을 적용하였고, 사전 정렬 알고리즘(preordering algorithm)은 중첩 분류법(nested dissection)을 적용하였다. 경계 조건으로는 두 입구에 고정 압력을 인가하였고, 출구에는 입구보다 낮은 압력을 인가하여 채널 내부에 압력 차가 형성되도록 하였다. 입자에 대해서는 입구에서 일정 농도로 유입되게 하였고, 출구에서는 자유로이 유출되도록 설정하였다. 입구와 출구를 제외한 모든 벽면에는 안 미끄러짐 조건(no-slip condition)을 적용하였다.

#### 3.2 유동 실험

Table 2 의 미세채널 디자인을 바탕으로 실제 미세채널을 제작하였다. 모든 미세채널들은 일반적인 노광 공정에 의해 제작된 SU-8 마스터(master)를 이용한 몰딩을 통해 poly-dimethylsiloxane (PDMS)로 제작되었다. 상단면이 개방된 채널 제작된 미세채널 위에 평면의 PDMS 시트를 접합함으로써 최종 채널을 완성하였다. 접합하는 시점에서, PDMS 관들의 산소 플라즈마 처리 후 생길 수 있는 부적절한 접합을 방지하고자 메탄올(methyl alcohol)을 계면 활성제로 사용하였다.<sup>(12)</sup>

압력 구동 유동의 실험을 위해, 공압 펌프(pneumatic pump)를 이용하여 주입구에 일정 압력을 인가하고 출구는 개방함으로써 유동을 야기시켰다. 유동의 흐름을 포착할 수 있도록 파란색 잉크와 혼합된 물을 이용하였다. 미세 채널 내부의 유체 유동은 실제 현미경을 통해 확대된 화면을 포착하여 관찰하였다. 이 때 조명으로는 미세채널 바로 위에 설치된 낙사 방식의 백색 형광등을 이용하였다. 관찰된 화면은 비디오로 저장하였고

(60Hz), 프레임 단위로 확인하면서 시간에 따른 유동의 이동 경로를 파악하였다.

#### 4. 결과 및 고찰

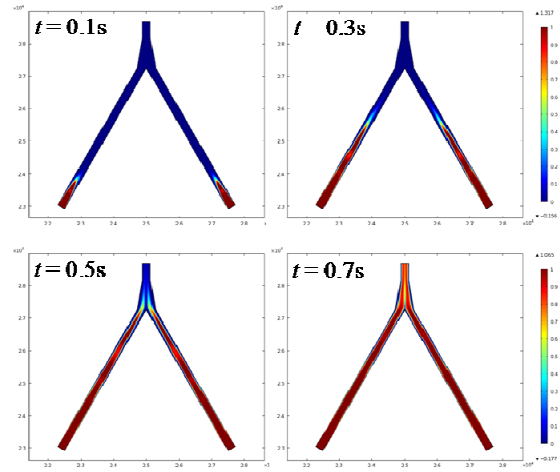
##### 4.1 유동 모사를 통한 성능 평가

미세채널에 대한 전산 유체역학 모사 프로그램을 통한 유동 모사 결과는 Fig. 2에서 볼 수 있다. 두 유체의 부피 비가 1:1, 1:2, 1:3 인 경우에 대하여 시간에 따라 유동이 진행되는 과정을 나타내었다. 부피 차이가 커짐에 따라서 실험채널의 너비를 늘려줌으로써 두 유체가 주어진 부피 비와 같은 유량(flow rate)으로 흐를 수 있도록 하였다. 또한, 채널 너비가 넓어지면서 유속이 빨라지는 현상을 보정하여 두 유체가 동시에 만나도록 하기 위하여 실험채널의 길이를 증가시켜 주었다. 결과적으로 부피 비가 같은 경우(Fig. 2(a)) 뿐만 아니라 부피 비가 다른 경우(1:2 - Fig. 2(b), 1:3 - Fig. 2(c))에도 두 유체가 동시에 만나서 동시유동을 형성하는 것을 확인하여, 본 연구의 미세채널 디자인이 목표한 바 대로 작동하는 것을 검증하였다.

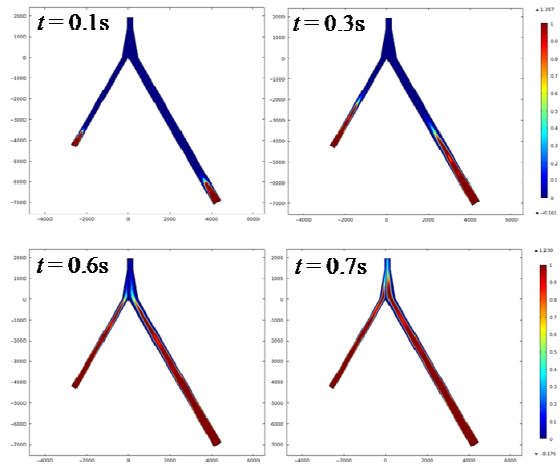
##### 4.2 유동 실험을 통한 성능 평가

Fig. 3은 제작된 PDMS 미세채널을 이용하여 유동제어 실험을 수행한 결과를 보여준다. 유동 실험을 위해 파란색 잉크가 포함된 물을 사용하였기 때문에 그림에서 파란색은 유동의 진행을 나타내며, 유동 전면(flow front)을 명확히 나타내기 위하여 검정색 선으로 표시하였다. 실험 결과에서 알 수 있듯이, 실제 유동 실험을 통해서 두 유체의 부피가 같은 경우 뿐만 아니라 부피 비 1:2, 1:3의 경우에도 두 유체가 동시에 만나는 것을 확인할 수 있다.

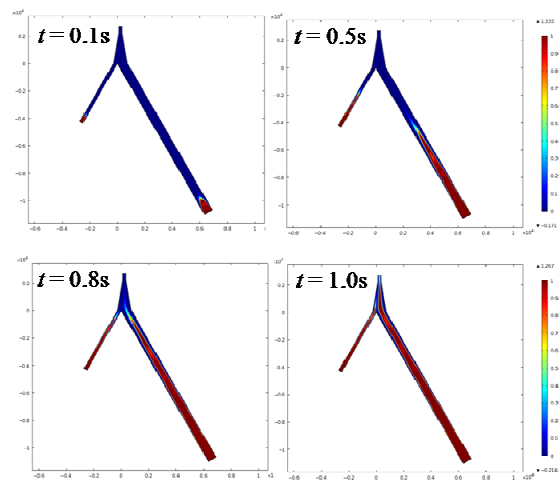
추가적으로, 주입구를 통과하는 두 유동이 접합점을 통해서 동시유동을 하는지에 대한 정확한 검증을 위하여 유동이 끝나고 채널에 남은 잔여 유체의 부피를 확인해 보았다. 이상적으로 동시 만남과 동시 유동이 일어나는 경우 잔여 유체의 부피가 없어야 하지만, 실제 실험에서는 잔여 부피가 남아있는 것을 확인하였다. 그러나 Fig. 4에서 확인할 수 있는 바와 같이, 잔여 유체의 부피가 주입된 부피에 비하여 상대적으로 매우 적기 때문에(1:1 - 0%, 1:2 - 1.08%, 1:3 - 1.06%) 무시할 만한 양이라고 판단된다. 결과적으로 본 연구의 미세채널을 통해 흐르는 유체는 동시만남과 동시유동을 형성함으로써 사전에 예측한 바와 같이 작동한다는 사실을 확인하였다.



(a)



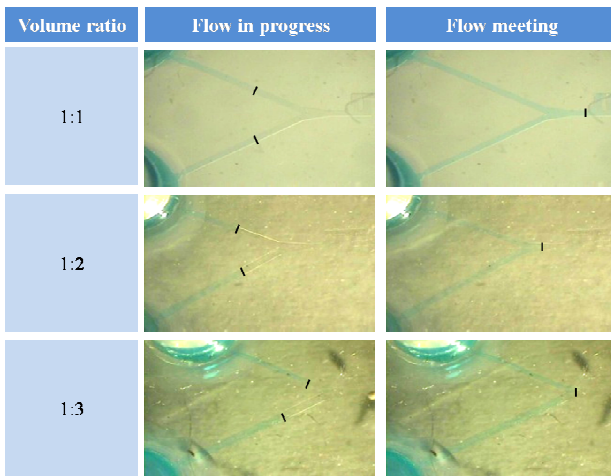
(b)



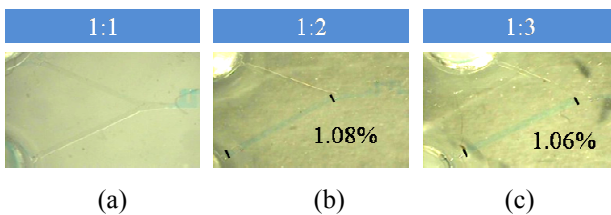
(c)

**Fig. 2** Computer fluidic dynamic result of the flows of fluids having different volume (volume ratio: (a) 1:1, (b) 1:2, and (c) 1:3) in the design microchannels





**Fig. 3** Experimental results of the flows of fluids having different volume in the fabricated PDMS microchannels. Blue color means the flow of water and the black lines indicate the front of transient flow



**Fig. 4** The volume of remaining fluids in the inlet channels after the flowing is relatively small with initial injected volume of fluid; (a) 1:1 - none, (b) 1:2 - 1.08%, (c) 1:3 - 1.06%

## 5. 결론

본 논문에서는, 부피가 다른 두 유체의 효과적인 유동제어를 위한 미세채널을 제안하는 한편, 두 유체의 압력 구동 유동이 동시에 만나서 동시 유동을 유지하는 지에 대한 검증을 수행하였다.

제안된 미세채널은 두 개의 주입채널이 그 끝단의 접합점에서 만나도록 설계되었고, 기준채널의 크기는 일정하게 고정된 채, 주어진 부피 비(1:1, 1:2, 1:3)에 따라서 실험채널의 크기를 조절하여 설계하였다. 설계된 미세채널의 유동제어 성능을 검증하기 위해 전산 유체역학 유동 모사 프로그램을 통해 유동제어 모사를 수행하였으며, 설계를 바탕으로 실제 미세채널을 제작하여 유동제어 실험을 수행하였다. 유동 모사와 유동 실험 결과를 통해서, 설계된 미세채널에서 부피가 다른 유체의 유동이 동시에 만나서 동시유동을 형성하는 현상을 확인할 수 있었다.

제안된 미세채널은 부피가 다른 유체의 압력 구동 유동이 동시에 만나서 동시유동을 형성하도록 하기 때문에, 수동 미세혼합기와 결합하여 부피가 다른 유체에 대한 효과적인 혼합을 유도 할 수 있으리라 사료된다. 실제 임상진단검사, 세포실험의 시약 혼합 과정을 기반으로 사용 시약의 부피 비를 파악한 후 미세유체시스템 설계에 반영한다면 바이오 공학 실험에 대한 미세유체시스템 적용에 대한 기반 환경을 제공해 줄 수 있으리라 판단된다. 특히, 본 연구의 미세채널의 유동제어는 미세유체시스템에 대한 실제 사용 환경을 고려하여 압력 구동에 의한 과도유동을 고려함으로써 다양한 바이오 공학 실험에 대한 소형화와 간편화를 실현할 수 있는 가능성을 보여준다.

## 후 기

이 논문은 2011 년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2009-0083905) 및 연구임(2011-0030780)

## 참고문헌

- (1) Reyes, D.R., Iossifidis, D., Auroux, P.-A. and Manz, A., 2002, "Micro Total Analysis Systems. 1. Introduction, Theory, and Technology," *Anal. Chem.*, Vol. 74, pp. 2623~2636.
- (2) Auroux, P.-A., Iossifidis, D., Reyes, D.R. and Manz, A., 2002, "Micro Total Analysis Systems. 2. Analytical Standard Operations and Applications," *Anal. Chem.*, Vol. 74, pp. 2637~2652.
- (3) Paguirigan, A. and Beebe, D.J., 2006, "Gelatin Based Microfluidic Devices for Cell Culture," *Lab Chip*, Vol. 6, pp. 407~413.
- (4) The Korean Society for Laboratory Medicine, 1994, *Laboratory Medicine (Clinical Pathology)*, Korea Medical Book Publisher, Seoul, pp. 3~31.
- (5) Alberts, B., 2004, *Essential Cell Biology (2nd Ed.)*, Garland Science, New York, pp. 611~734.
- (6) Ni, M., Tong, W. H., Choudhury, D., Rahim, N. A., Iliescu, C. and Yu, H., 2009, "Cell Culture on MEMS Platforms: A Review," *Int. J. Mol. Sci.*, Vol. 10, pp. 5411~5441.
- (7) Kim, D.S., Lee, S.W., Kwon, T.H. and Lee, S.S., 2004, "A Barrier Embedded Chaotic Micromixer," *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 14, pp. 798~805.
- (8) Park, J. M., Seo, K. D. and Kwon, T. H., 2010, "A Chaotic Micromixer Using Obstruction-Pairs," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 20, pp. 15023~15033.

- (9) Kim, D. S., Lee, S. H., Kwon, T. H. and Ahn, C. H., 2005, "A Serpentine Laminating Micromixer Combining Splitting/Recombination and Advection," *Lab Chip*, Vol. 5, pp. 739~747.
- (10) Jayarj, S., Kang, S. and Suh, Y. K., 2007, "A Review on the Analysis and Experiment of Fluid Flow and Mixing in Micro-Channels," *JMST*, Vol. 21, pp. 536~548.
- (11) Bang, H., Lee, W. G., Park, J., Yun, H., Min, J. and Han, D. -C., 2009, "Optimal Microchannel Design Using Genetic Algorithms," *JMST*, Vol. 23, pp. 1500~1507.
- (12) Jo, B.-H., Van Lerberghe, L.M., Motsegood, K.M., and Beebe, D.J., 2000, "Three-Dimensional Microchannel Fabrication in Polydimethylsiloxane (PDMS) Elastomer," *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 9, pp. 76~81.