

마이크로 모세관 유동 해석을 위한 CFD-VOF 모델 응용

정자훈^{*1}, 임예훈¹, 한상필¹, 석지원¹, 김영득¹

Application of CFD-VOF Model to Autonomous Microfluidic Capillary System

J.H. Jeong^{*1}, Y.H. Im¹, S.P. Han¹, J.W. Suk¹, Y.D. Kim¹

The objective of this work is not only to perform feasibility studies on the CFD (computational fluid dynamics) analysis for the capillary system design but also to provide an enhanced understanding of the autonomous capillary flow. The capillary flow is evaluated by means of the commercial CFD software of FLUENT, which includes the VOF (volume-of-fluid) model for multiphase flow analysis. The effect of wall adhesion at fluid interfaces in contact with rigid boundaries is considered in terms of static contact angle. Feasibility studies are first performed, including mesh-resolution influence on pressure profile, which has a sudden increase at the liquid/gas interface. Then we perform both 2D and 3D simulations and examine the transient nature of the capillary flow. Analytical solutions are also derived for simple cases and compared with numerical results. Through this work, essential information on the capillary system design is brought out. Our efforts and initial success in numerical description of the microfluidic capillary flows enhance the fundamental understanding of the autonomous capillary flow and will eventually pave the road for full-scale, computer-aided design of microfluidic networks.

Key Words: 마이크로 모세관 유동(micro-capillary flow), 전산유체역학(CFD), VOF 모델

1. 서 론

BT 기술로 대표되어지는 21세기 과학 기술은 긴 강한 삶에 대한 인간의 기본 욕구에서 출발하고 있다. 특히, 대형 병원이나 연구소에서 수행할 수 있는 복잡한 실험과정을 신용 카드 크기의 작은 분석 칩에서 미량의 샘플만으로 수행하는 단백질 검출용 Lab-on-a-Chip (LOC) 기술은 여러 질병의 위험을

신속히 진단하는 것을 가능하게 한다. 또한 정보 통신 기술과 결합하여 디지털화된 진단 정보를 주변 의료 기관에 실시간 송신하여 관리하게 하는 첨단 의료 환경을 현실화 하고 있다.

단백질 검출용 LOC (혹은 바이오 칩) 기술은 단백질 자체에 대한 생리학적 연구, 진단 시료 등 칩 구성 물질에 대한 소재 연구, 정량 분석을 위한 진단 메커니즘 등의 분석 기법 연구 등의 다양한 인프라 기술이 유기적으로 결합한 융합 기술이라고 할 수 있다. 특히 미소량의 유체 이송 및 유동 제어에 관련한 마이크로 유동 기술은 LOC 시스템을 구성하는 각각의 모듈을 서로 연결하는 네트워크 기술에

*1 ㈜ 엘지화학/기술연구원 CRD 연구소

*E-mail : jahjeong@lgchem.com

해당한다. 마이크로 유동을 만들어 내는 방법으로 유체 주입 부분에 압력을 가하는 압력 구동 방식, 유체 내부에 전위차를 발생시키는 전기 삼투압 방식 등이 널리 응용되고 있다.

마이크로 유동 발생, 이송, 제어의 또 하나의 방법으로 모세관 현상을 이용한 방식을 들 수 있다. 모세관 현상은 마이크로 시스템에서 자연적으로 발생하므로 특별한 추가 장치 없이 유체 주입 부분에 놓여진 샘플이 자동적이고 즉각적으로 주어진 경로를 따라서 이동하게 되는 등의 여러 장점을 가진다. 모세관 유동 제어는 계면 장력과 접촉각에 대한 면밀한 이해와 응용을 통하여 구현할 수 있고 유체 이동 경로를 효과적으로 디자인하기 위하여 CFD 기술의 필요성이 더욱 강조된다.

본 연구의 목적은 모세관 유동에 대한 CFD 기술 적용의 타당성을 검증하고 모세관 유동 현상을 보다 심도 있게 이해하여 바이오 칩 설계를 위한 유동 제어 기법을 제시하는 것이다. 최근 이상 유동 해석(two-phase flow analysis)에 관한 VOF 기술을 적용하여 모세관 유동 시스템 CFD 해석 연구 결과가 활발히 보고되고 있다 [1-3]. Quinte 등은 [1] 모세관 유동 방식 의료 진단 칩 개발에 CFD 기술을 활용한 사례를 보고하였다. 이론 해와의 비교를 통하여 상용 소프트웨어인 Flow-3D와 CFX-4의 VOF 모듈을 검증하였고, 계산 시간 단축을 위하여 다른 소프트웨어와 통합하여 전체 시스템을 효과적으로 예측하는 방법을 제시하였다. Juncker 등은 [2] 바이오 칩 응용을 위한 마이크로 모세관 유동 네트워크 디자인을 구현하였는데, 시스템 작동 원리에 관한 상세한 설명과 함께 모세관 유동 예측에 활용할 수 있는 유용한 모델 수식을 언급하였다. 이러한 모세관 유동 기반 바이오 칩 제작에 관한 많은 문헌 보고에도 불구하고 모세관 유동을 능동적으로 제어할 수 있는 유동 제어 기법에 관한 체계적인 연구 결과가 아직 보고되지 않고 있다.

본 연구에서는 미세 유로 속 이상 유동 해석에 대한 무차원 지배 방정식을 유도하고 상용 소프트웨어인 FLUENT [4] VOF 모듈을 이용하여 모세관 유동의 유동 변화를 분석하였다. 또한 직선 관(straight channel)에 대하여 유도한 2D/3D 이론 해와 비교하였다. 이상 유동 수치 해석에서 기체-액체 계면에서 발생하는 압력의 불연속적 변화 예측이 매우 중요하다. VOF 방법은 기체-액체 계면의 경계

조건을 운동량 지배 방정식의 생성항(source term)으로 변환하여 계산하기 때문에 본 연구에서는 불연속 압력 변화 구간에서의 격자 구성이 수치해석 결과에 미치는 영향을 우선적으로 분석하였다. 또한, 모세관 유동의 근본 원인은 기체-액체 계면과 고체 벽면이 만나는 삼중점에서 계면과 벽면이 이루는 접촉각의 현재 값과 평형 값의 차이에 있음에 착안하여 유로 벽면의 모양 변화 영향을 분석하였다.

2. 마이크로 모세관 유동의 수치 해석 방법

마이크로 모세관 유동은 액상(phase-A)와 기상(phase-B) 각각에 대한 Navier-Stokes 방정식과 기체-액체 계면에서의 응력(stress) 조건 등으로 표현할 수 있다. 본 연구에서는 지배 방정식을 무차원화하였다. 변수별 특성치는 압력, 속도, 길이, 시간에 대하여 각각 P_c, V_c, L_c, t_c 로 정의하였고, $L_c = 10 \mu\text{m}$, $t_c = L_c/V_c$ 로 설정하였다. 모세관 유동은 압력과 속도가 모두 결과물로서 생성되므로 압력과 속도에 대한 특성치 설정에 주의해야 한다. 본 연구에서는 기체/액체 계면에서 액상과 기상의 압력 차이는 유체의 흐름이 없는 경우의 Young-Laplace 방정식[5]을 이용하여 압력의 특성치를 $P_c = \alpha \gamma / L_c$ 로 먼저 설정하고 $P_c = \rho V_c^2$ 의 관계에서 V_c 를 구하였다. 또한, $\gamma = \beta \times 10^{-2} \text{ N/m}$ ($\beta \approx 7$ for the water/air at the room temperature)이며 $\alpha = 10^{-2}/\beta$ 로 설정하면 다음의 특성치를 얻을 수 있다: $L_c = 10^{-5} [\text{m}]$, $P_c = 10^1 [\text{Pa}]$, $V_c = 10^{-1} [\text{m/s}]$, $t_c = 10^{-4} [\text{s}]$. 무차원 상수 Reynolds 수는 액상을 기준으로 $\text{Re} = \rho_A V_c L_c / \mu_A$ 으로 정의하였고 본 연구에서는 항상 $\text{Re} = 1$ 으로 주어진다.

각 상에 대한 무차원 유동 지배 방정식은

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

$$\hat{\rho} \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla P + \hat{\mu} \nabla^2 \mathbf{v}, \quad (2)$$

이다. 식 (2)에서 밀도비($\hat{\rho} = \rho_B / \rho_A$), 점도비($\hat{\mu} = \mu_B / \mu_A$)는 액상에서 $\hat{\rho} = 1$, $\hat{\mu} = 1$, 기상에서

$\hat{\rho} = 10^{-3}$, $\hat{\mu} = 10^{-2}$ 이다. 한편, 액상/기상 계면 조건은 다음과 같다.

$$(P \mathbf{e}_n - \mathbf{D} \cdot \mathbf{e}_n)|_A - (P \mathbf{e}_n - \hat{\mu} \mathbf{D} \cdot \mathbf{e}_n)|_B = \hat{\gamma} K \mathbf{e}_n \quad (3)$$

식 (3)에서 $K = \nabla \cdot \mathbf{e}_n$ 는 계면의 모양을 나타내는 곡률 반경이고, \mathbf{D} 는 변형 텐서(strain tensor)이고 계면 장력 상수는 $\hat{\gamma} = 1/\alpha = \beta \times 10^2$ 이다. 이때, \mathbf{e}_n 은 계면에서 기상 방향으로 수직인 단위 벡터로 정의하였다.

섞이지 않는 이상 유동(immiscible two-phase flow)에서 계면 장력은 2차원적 표면 상에서 표면에 수직 방향으로 존재한다. Brackbill [6]등은 두 개의 상에 대해 각각 기술된 식 (2)와 계면에 대한 식 (3)을 두 개의 상을 모두 포함하는 영역에 대한 하나의 지배 방정식으로 표현하였다.

$$\hat{\rho} \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla P + \hat{\mu} \nabla^2 \mathbf{v} - \hat{\gamma} K \nabla C / |\nabla C| \quad (4)$$

식 (4)에서 $\hat{\gamma}$ 와 K (계면 곡률)에 비례하는 계면 장력이 계면에서만 발현되도록 계면 위치 예측에 대한 켈러 함수(C)는 다음과 같이 정의하였다.

$$C = \begin{cases} 1 & \text{for phase - A} \\ 0 & \text{for phase - B} \end{cases} \quad (5)$$

식 (5)에 정의된 것과 같이 켈러 함수는 0 혹은 1의 값을 가지는 불연속 함수이지만 실제 계산에서는 계면 근처에서 $0 < C < 1$ 의 값을 가지며 급격하게 변하는 연속 분포를 가지게 되며 계면의 위치는 $C = 1/2$ 로 정의한다. 이에 해당하는 수치 에러는 격자 해상도 수준의 범위를 가지며 계산 영역에서 모든 물성치는 $f = Cf_A + (1 - C)f_B$ 의 방법으로 계산한다. 압력 분포는 식 (4)을 공간 적분하여 얻게 되는데 수식의 형태로부터 압력은 켈러 함수와 마찬가지로 계면에서 불연속적으로 변하는 Heaviside Step Function의 형태를 가짐을 알 수 있다. 켈러 함수는 계면의 움직임이 라그랑지안 형태가 되도록 $\partial C / \partial t + \mathbf{v} \cdot \nabla C = 0$ 을 이용하여 계산한다. VOF 방법에서는 계면 근처에서 주변 격자점의 켈러 함수 값을 이용하여 보간(interpolation)하여 계면의 위치

를 계산한다. 일반적으로 구간별 선형(piece-wise linear) 방법을 사용하며 수치해법의 안정성을 증가시키기 위하여 최근 포물선(parabolic) 방법 등이 보고되고 있다 [7]. 본 연구에서는 FLUENT가 제공하는 계면 모양 보간 방법 중 geometrical reconstruction scheme을 이용하여 수치 해석을 수행하였다.

모세관 유동 현상은 액체-기체 계면의 계면 장력과 그 계면과 고체 벽면이 만나는 삼중점에서의 적심(wetting) 현상의 작용으로 일어난다. 삼중점은 액체, 기체, 고체가 모두 만나는 곳인데 상간의 친밀도 차이에 의하여 액체-기체 계면은 벽면과 적당한 각도(평형 접촉각, $0 < \theta < \pi$)를 가지게 된다. 일반적으로 접촉각은 벽면과 계면이 이루는 액체 쪽으로의 각도로 정의하는데, 벽면이 기체보다 액체와 더 친밀한 경우 $\theta < \pi/2$ 이며 반대의 경우는 $\theta > \pi/2$ 를 가진다. 모세관 유동 해석의 핵심은 삼중점의 움직임을 기술하는 것이라고 할 수 있다. 하지만, 현재까지 삼중점의 움직임에 관한 명확한 이론은 보고 되지 않았으며 열역학이나 분자 동역학 등의 관점에서 이를 기술하려는 노력이 진행되고 있다. 특히, 삼중점을 제외한 모든 벽면에서 보통의 no-slip 조건이 적용되기 때문에 삼중점에서 발생하는 특이성(singularity)은 계면의 움직임을 해석하는데 가장 큰 어려움이다 [8].

Brackbill [6]은 삼중점에 대한 특별한 경계 조건을 부여하는 대신 접촉각의 영향을 삼중점에서의 계면 곡률을 강제적으로 할당하는 방법으로 적심 현상을 구현하는 방법을 제안하였다. 즉, 계면의 모양을 대표하는 \mathbf{e}_n 은 유동 계산의 결과로 구해지는 것인데, 삼중점에서만 인위적으로 평형값으로 다음과 같이 강제 할당한다.

$$\mathbf{e}_n|_{\text{wall}} = \mathbf{e}_1 \cos \theta + \mathbf{e}_2 \sin \theta \quad (6)$$

이때 \mathbf{e}_1 , \mathbf{e}_2 는 벽면의 모양을 나타내는 벽면 수직, 수평 벡터를 의미한다. 평형 값으로 강제 할당된 계면 수직 방향 벡터는 계면의 곡률 분포에 영향을 미치고 계면과 벽면이 이루는 실제 각도가 평형 접촉각이 될 때까지 유동 전체에 영향을 미치게 된다. 본 연구에서는 유동이 평형 접촉각에 미치는 영향은 무시하여 평형 접촉각이 일정하다고 가정하였다.

3. 결과 및 고찰

3.1 단순 직선 관에 대한 이론 해 유도 및 수치 해석 결과 비교

벽면 모양 변화가 없는 단순 직선 관의 경우 유사-정상 상태(quasi-steady state) 가정을 이용하면 유동 속도에 관한 유용한 이론 해를 유도할 수 있다 [5]. 계면이 반구형 모양을 가지고 계면에서의 압력 분포는 Young-Laplace 식에 의해 주어지는 경우에 해당하며 본 연구에서는 직선 관의 단면이 원형인 경우와 직사각형인 경우에 대하여 이론 해를 유도하고 수치 해석 결과와 비교하였다. 우선 직선 관의 단면이 원형인 경우(면적 = πa^2) 유사-정상 상태 조건을 적용하면 평균 속도는

$$\langle v \rangle = Ga^2/8 \quad (7)$$

로 주어진다. 이때 a, G 는 각각 원형 단면의 반지름, 압력 구배를 나타낸다. 계면 모양이 곡률반경이 $a/\cos\theta$ 인 반구형태라고 가정하면 Young-Laplace 식에서 압력구배를 구할 수 있다. 즉

$$G = -\frac{dP}{dx} = \frac{P(0) - P(x)}{x} = \frac{200\beta\cos\theta}{ax} \quad (8)$$

이때 x 는 계면의 위치를 의미한다. 계면이 유동의 평균 속도로 움직인다고 가정하면 $dx/dt = \langle v \rangle$ 를 적분하여 계면의 위치를 얻을 수 있다.

직선 관 단면이 직사각형인 경우(면적 = $2b \times 2c$)에도 마찬가지로 방법으로 간단한 이론 해를 유도할 수 있다. 특히 단백질 칩과 같은 LOC 시스템에서 유로는 칩의 두께 방향으로 직각의 벽면을 가지도록 제작되는 경우가 대부분이므로 직선 관의 단면이 직사각형인 경우에 대한 해석은 모세관 유동 기반 단백질 칩 설계에 유용하다. 평균 속도는 다음과 같이 주어진다.

$$\langle v \rangle = \frac{Gb^2}{3} - \frac{2^6Gb^3}{\pi^5c} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin^2(\lambda_n b) \tanh(\lambda_n c)}{n^5} \quad (9)$$

이때 고유수는 $\lambda_n = (n\pi)/(2b)$ 이고 $c \rightarrow \infty$ 인 경우 두개의 서로 평행한 평판 사이를 흐르는 유동인 2D Hagen-Poiseuille 식으로 단순화된다. 또한 단면이 직사각형인 경우 관의 모서리 효과를 무시하여 벽면

구석각(corner angle)이 작아지는 경우의 특이성에 관한 Concus-Finn 조건[9]을 고려하지 않았다. 식 (9)에서 압력 구배는 다음과 같이 주어진다.

$$G = (100\beta\cos\theta) \times (1/x) \times (1/b + 1/c) \quad (10)$$

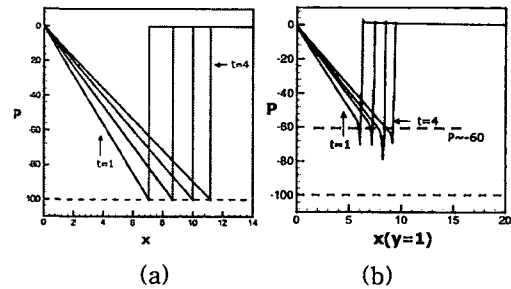


Fig. 1 Pressure profiles in axisymmetric case (a) analytical (b) numerical solutions ($\beta=1, a=1, \theta = \pi/3$)

Fig. 1은 축대칭 원형관 경우의 압력 분포 결과를 보여준다. 초기 계면의 위치는 $x=5$ 이고 입구($x=0$)와 출구($x=20$)에서 압력은 $P=0$ 으로 설정되었다. 계면 장력 상수가 $\beta=1, \theta = \pi/3$ 로 주어졌으므로 식 (8)에 의하여 계면에서 압력이 $P = -100$ 이며 액상 영역의 선형 압력 분포는 유동을 발생시킨다. Fig. 1(b)는 같은 조건에서의 수치 해석 결과이다. 그림에서 계면에서 음압의 크기가 이론 해 값의 약 60%에 해당함을 알 수 있다. 따라서 액상 내부 압력 변화의 기울기도 이론 해에 의한 값보다 완만하고 계면의 이동 속도가 이론 해보다 낮게 예측되었다. 이론 해와 수치 해가 차이가 나는 이유는 이론 해 유도에서 유동에 의한 압력의 확산 효과를 무시하고 계면의 모양 반구형이라고 가정하여 계면 전체를 통해 압력이 삼중점에서 접촉각 효과에 의한 값으로 사용하였기 때문이다.

수치 해와 이론 해와의 차이는 본 연구에서 사용한 초기 조건의 차이에도 기인한다. Fig. 2(a)에서 특정 위치에서 속도의 시간에 따른 변화를 나타내었다. 이론 해에서는 계면이 $x=0$ 에서 무한대의 속도로 출발하여 $x=5$ 에 도달했을 때의 속도 값으로 $t=0$ 에서의 초기 속도를 설정하였다. 수치 해석에서는 초기 계면의 위치는 이론 해의 경우와 동일하지만, 초기 움직임이 없는 상태를 가정하였다(i.e. $V=0$ at $t=0$). 따라서 Fig. 2(a)에서 볼 수 있듯이, 이론 예측 결과

에서 유동 속도는 시간에 따라 단조 감소 형태를 보이는 것과 달리 수치 해석 결과에서 초기 시간대에 유동 속도가 증가하는 구간이 존재함을 확인할 수 있다. Fig. 2(b)에서 수치 해와 이론 해의 차이는 계면 장력 상수와 선형 관계임을 보여 준다. 따라서 이론 해석과 수치 해석의 계면 장력 상수에 대하여 적당한 선형 상수로 보정하면 이론 해와 수치 해의 정량적 차이를 조절할 수 있다.

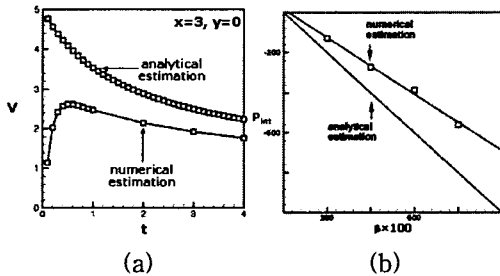


Fig. 2 Comparison between numerical and analytical solutions: (a) velocity profiles (b) the interface pressures

3.2 격자 해상도 영향

기체-액체 계면에서의 압력은 계면 장력의 양만큼 불연속적으로 변한다. VOF 방법은 계면, 기체, 액체 영역을 같은 계산 영역에 포함하여 해석하기 때문에 불연속 변화하는 계면 압력에 대한 수치적 표현의 정확도가 전체 수치 해의 정확도에 큰 영향을 미친다. 본 연구에서는 2D 유동에 대하여 격자 해상도가 수치 해에 미치는 영향을 살펴보았다. Fig. 3에서 격자 해상도가 벽면에서 압력에 미치는 영향을 나타내었다. 격자 해상도가 낮아질수록 계면 근처에서 압력이 급격하게 변하는 영역이 커짐을 알 수 있다. 뿐만 아니라, 낮은 격자 해상도의 경우에서 액상 영역에서의 선형적 압력 변화의 기울기가 낮게 예측되었고 t=1에서 계면의 위치도 계면의 위치도 높은 해상도 격자를 사용하였을 때 가장 멀리 예측되었다. 즉 격자 해상도가 낮아질수록 과대평가된 (overestimated) 유동 속도가 예측된다.

바이오 칩 전체 시스템에 대하여 3D CFD로 해석할 경우, 사용되는 메모리나 계산 시간을 고려하면 Fig. 3의 2D 격자 해상도 영향조사에서 사용한 수준의 격자 해상도를 유지하는 것은 현실적으로 매우 어려운 일이다. 본 연구에서 조사한 낮은 격자 해상

도에서 유동이 과대평가된다는 사실은 CFD 해석 결과의 직접 적용에 대한 유용한 가이드라인으로 사용될 수 있다.

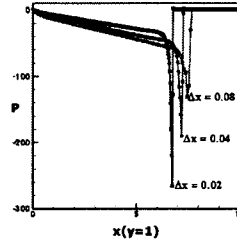


Fig. 3 Effects of mesh-resolution on numerical estimation of the capillary pressure at t=1. ($\beta=1$, $\theta = \pi/18$, $a=1$, $x(\text{out})-x(\text{in})=20$)

3.3 벽면 모양 영향

바이오 칩에서 전체 진단 시간을 최소화하면서 항온-항체 결합 반응을 위한 충분한 반응 시간을 제공하기 위해서 결합 반응이 일어나는 구간에 시료가 도달한 시점에 유동 속도를 늦추는 형태의 전체 유동을 디자인하는 것이 필요하다. 모세관 유동은 마이크로 시스템에서 자연 발생적으로 형성되므로, 유동 능동 제어를 위하여 계면 장력을 부분적으로 강화/약화 시키거나 벽면의 표면에너지를 부분적으로 변화시켜서 평형 접촉각의 크기를 바꾸는 방법을 사용해야 한다. 예를 들어 계면 장력은 온도에 의존하는 물성이므로 계면이 특정 위치를 지나갈 때 온도를 상승시키면 전체 유동 속도를 낮출 수 있고, 고체 벽면의 특정 부분에 표면처리를 다르게 함으로써 표면 에너지를 조절할 수 있다.

본 연구에서는 모세관 유동의 근본 원인은 기체-액체 계면과 고체 벽면이 만나는 삼중점에서의 접촉각의 실제 값과 평형 값의 차이에 있음에 착안하여 유동에 미치는 유로 벽면 모양 변화 효과를 조사하였다. Fig. 5에서 볼 수 있듯이, 2D 모세관 유동에서 아래 면에 굴곡을 만들어 유동에 미치는 영향을 분석하였다. 이 경우 유동 변화는 세 가지 단계로 구별된다. Fig. 5(a)의 특정 시간에서의 내부 압력 분포에서 볼 수 있듯이, 계면이 굴곡 영역에 도달하기 전($0 < t < 1$)에는 직선 관의 경우와 동일한 전형적인 모세관 유동 형태를 나타낸다. 하지만, Fig. 5(b)에서 볼 수 있듯이, 계면이 굴곡 영역에 도달한 뒤, 벌어지는(diverging) 벽면을 경험하는 구간($1 < t < 4$)에서

는 내부 압력 분포가 균일해지고 따라서 유속이 급격하게 떨어짐을 알 수 있다. Fig. 5(c)는 계면이 벌어지는 벽면 구간을 지난 뒤, 모아지는(converging) 벽면을 경험하는 동안($t > 4$), 다시 원래의 유속을 순간적으로 회복함을 보여준다. 앞서 언급하였듯이, 진단용 바이오 칩에서 특정 구간에 시료가 도달한 시점에 유동 속도를 늦추고 특정 시간 후에 유동을 다시 가속화시키는 형태의 유동을 디자인하는 것이 필요하다. 본 연구를 통해서 확인한 벽면 모양 변화 효과는 유동 능동 제어를 효과적으로 구현할 수 있는 디자인의 기본 개념으로 활용할 수 있다.

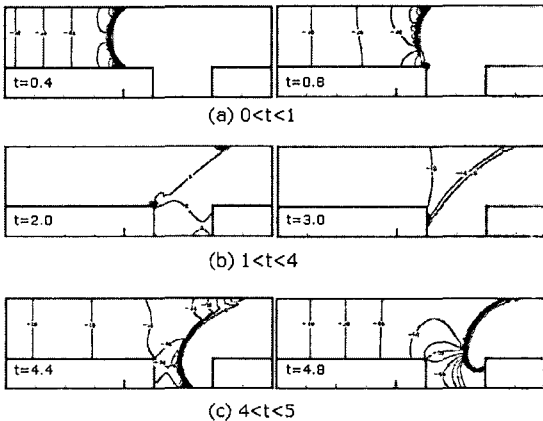


Fig. 4 Effects of grooved wall structure on the capillary flow: (a) $0 < t < 1$ (b) $1 < t < 4$ (c) $4 < t < 5$ ($\beta = 1$, $\theta = \pi/18$, $a=1$, $x(\text{out})-x(\text{in})=12$)

4. 결론

본 연구의 목적은 모세관 유동에 대한 CFD/VOF 기술 적용의 타당성을 검증하고 모세관 유동 현상을 심도 있게 이해하여 바이오 칩 내부 유동 설계를 위한 유동 제어 기법을 제시하는 것이다. 본 연구에서는 미세 유로 속 이상 유동 해석에 대한 무차원 지배 방정식을 유도하고 상용 소프트웨어인 FLUENT의 VOF 모델을 이용하여 모세관 유동의 유동 변화를 분석하고 직선 판에 대한 2D/3D 이론 해와 비교하였다. 격자 구성이 수치해석 결과에 미치는 영향을 분석하였고, 유로 벽면의 모양 변화가 모세관 유동 분포에 미치는 영향을 분석하였다. 본 연구 결과는 CFD 기술을 이용한 바이오 칩 전체 내부 유동의 효과적 디자인을 위한 기초 기술로 활용할 수 있다.

참고문헌

- [1] Quinte, A., Halstenberg, S., Eggert, H., "Use of numerical methods for modeling and simulating capillary driven flows in microchannels", In: Technical Proceedings of the 4th International Conference on Modeling and Simulation of Microsystems, Hilton Head Island, USA (2001) p250-253.
- [2] Juncker, D., Schmid, H. Drechsler, U., Wolf, H., Wolf, M., Michel, B., Rooij, N., Delamarche, E., "Autonomous Microfluidic Capillary System", *Anal. Chem.* vol. 74 (2002) p.6139-6144.
- [3] Puntambekar, A., Choi, J.-W., Ahn, C.H., Kim, S. Makhijani, V., "Fixed-volume metering microdispenser module", *Lab Chip*, vol. 2 (2002), p.213-218.
- [4] FLUENT Inc., Lebanon, NH, USA (<http://www.fluent.com>).
- [5] Probst, R.F., *Physicochemical Hydrodynamics* (1989) p.267.
- [6] Brackbill, J.U., Kothe, D.B., Zemach, C., "A continuum method for modeling surface tension", *J. Comput. Phys.* vol. 100 (1992) p.335-354.
- [7] Renardy, Y., Renardy, M., "PROST: parabolic reconstruction of surface tension of the VOF method", *J. Comput. Phys.* vol. 183 (2002) p.400-421.
- [8] Veretennikov, I., Indeikina, A., Chang, H.-C., "Front dynamics and fingering of a driven contact line", *J. Fluid Mech.* vol. 373 (1998) p.81-110.
- [9] Concus, P., Finn, R., "Discontinuous behavior of liquids between parallel and tilted plates", *Phys. Fluids* vol. 10 (1998) p.39-43.