

마이크로 유동 네트워크 설계를 위한 1차원 GUI 프로그램 개발에 관한 연구

박인형,¹ 강상모,² 서용권^{*3}

A STUDY ON THE DEVELOPMENT OF ONE-DIMENSIONAL GUI PROGRAM FOR MICROFLUIDIC-NETWORK DESIGN

I.H. Park,¹ S. Kang² and Y.K. Suh^{*3}

Nowadays, the development of microfluidic chip [i.e. biochip, micro-total analysis system (μ -TAS) and LOC (lab-on-a-chip)] becomes more active, and the microchannels to deliver fluid by pressure or electroosmotic forces tend to be more complex like electronic circuits or networks. For a simple network of channels, we may calculate the pressure and the flow rate easily by using suitable formula. However, for complex network it is not handy to obtain such information with that simple way. For this reason, Graphic User Interface (GUI) program which can rapidly give required information should be necessary for microchip designers. In this paper, we present a GUI program developed in our laboratory and the simple theoretical formula used in the program. We applied our program to simple case and could get results compared well with other numerical results. Further, we applied our program to several complex cases and obtained reasonable results.

Key Words : 마이크로 유동 네트워크(Microfluidic network), GUI 프로그램(GUI program), 전기삼투유동(Electroosmotic flow)

1. 서 론

최근 바이오칩(biochip)이나 랩온어칩(LOC)과 같은 마이크로 유동 시스템(microfluidic system)은 여러 가지 이점 때문에 화학적 또는 생물학적 해석과 검출에 많이 사용된다[1]. DNA 칩, 단백질(protein)칩, 셀(cell)칩과 같은 대부분의 진단용 바이오칩은 그 사용이 일회적이므로 제조단가를 낮추어 대량생산하는 것이 필수적이다. 그러므로 저가의 칩을 공급하기 위해서 그리고 개발기간의 단축을 위해서는 칩의 제조공정 이전의 설계단계에서부터 미세유체의 유동을 수치해석을 통하여 예상하고 칩을 제작하는 것이 바람직하다.

유체역학적인 측면에서 마이크로 스케일의 유체를 이동시키거나 조절하는 방법은 크게 압력구동유동(pressure driven flow), 전기삼투유동(electro-osmotic flow) 또는 이 두 가지 유동을 병합하여 사용하는 방법이 있다[2]. 이러한 구동력을 사용한 유동 시스템의 설계에서 중요한 요소 중 한 가지는, 각 레저보어(reservoir)의 압력과 전위, 채널의 유량과 전류 중 일부가 주어졌을 때 나머지를 계산하는 것이다. 이를 위해서는 마이크로 유체 이동을 묘사하는 편미분 방정식을 이용하여 정밀한 수치해석(CFD)을 수행하거나 또는 간단한 1차원 모델을 적용할 수 있다. Qiao and Aluru[2]는 원형 채널에 대해 전기 회로에 비유한 소형모델(compact model)을 사용하여 압력 구동 유동과 전기삼투 유동을 계산하고, 정밀한 수치값(full simulation)과 비교하였다. Ajdari[3]는 마이크로 채널의 압력분포를 계산하기 위한 선형시스템을 제시 하였으며, Xuan and Li[4]는 Debye-Huckel의 가정을 따라 전기 삼투유동을 계산하였는데 원형 채널에 대해 마이크로 스케일뿐만 아니라 전기 이중층(EDL : electrical double layer) 두께가 채널의 폭과 유사한 나노 스케일의 채널까지 적용할 수 있는 유동 네트워크

접수일: 2009년 10월 14일, 수정일: 2009년 12월 14일,

계재확정일: 2009년 12월 18일.

1 학생회원, 동아대학교 대학원 기계공학과

2 정회원, 동아대학교 기계공학과 교수

3 정회원, 동아대학교 기계공학과 교수

* Corresponding author, E-mail: yksuh@dau.ac.kr

계산법을 제시하였다. Berli[5] 역시 원형과 얇은 직사각형 채널에 대하여 마이크로와 나노채널에 적용될 수 있는 해석적인 공식과 유동 네트워크 해석을 수행 하였다. 이후 직사각형의 마이크로 채널에 대하여 급수 해를 사용한 공식을 제시하였다[6].

많은 연구자들이 유량과 압력, 그리고 전위분포를 예상하기 위한 기본적인 공식을 제시하여 마이크로 또는 나노 크기의 사각형 채널과 원형 채널에 대해 분석하였다. 그러나 마이크로유동 칩의 발전에 따라 내부의 유동 네트워크 또한 전기 회로의 네트워크처럼 더욱 복잡해지고 있으며, 어떤 특정 위치의 압력과 유량을 위와 같은 수치코드로 신속하게 알아내기란 쉽지가 않다. 본 연구에서는 바이오칩 설계자들에게 쉽고 빠르게 마이크로 유동 시스템을 설계하고 유동을 해석할 수 있도록 GUI환경을 구현하여 다양하고 복잡한 시스템을 설계할 수 있는 초기 프로그램을 개발하였다.

프로그램에 사용된 유체유동의 기본 공식은 Suh[7]의 논문에 제시된 공식을 따른다. 2장에서 이를 간략히 서술하고 3장에서는 GUI프로그램에 대해 소개한다. 그리고 4장에서는 단순한 예를 들어 결과의 타당성을 증명하고, 좀 더 복잡한 네트워크에 대해 적용하여 그 결과를 제시한다.

2. 수식화

2.1 압력구동 유동

관련 계산공식을 유도하기 위해 질량보존의 법칙과 뉴턴의 제 2법칙으로부터 유도된 연속방정식(continuity equation)과 운동량방정식(Navier-Stokes equation)을 적용한다. 마이크로 채널 내의 유동은 크리핑유동(creeping flow) 혹은 스톡스유동(stokes flow)의 특성을 가지므로 채널 유입구 효과는 상대적으로 작고 전체 채널에 대해 충분히 발달된(fully developed) 층류 유동으로 가정해도 오차는 크지 않을 것이다. 따라서 유동 시스템의 지배식은 다음과 같다.

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \tag{1}$$

$$\mu \nabla^2 \mathbf{u} = \nabla p \tag{2}$$

여기서 μ 는 점도이며 ∇p 는 압력구배이다.

Fig. 1과 같은 사각형 채널에 대한 유동해는 변수분리법(separation of variable)을 이용하여 급수 형태로 나타낼 수 있다. 이를 다시 수정계수 K_p 를 이용하여 급수항 형태를 단순화 시키면 다음과 같이 된다.

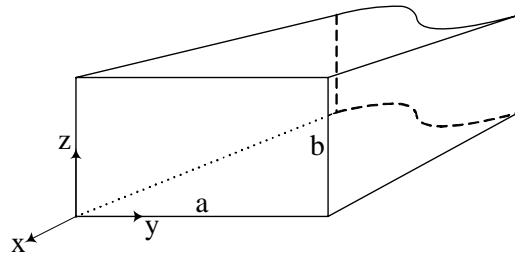


Fig. 1 Rectangular channel and coordinates

$$\bar{u} = \frac{8b^2}{\mu} \left(-\frac{dp}{dx} \right) \frac{K_p}{\pi^4} \left\{ 1 - \frac{2R}{\pi} \tanh[\pi/(2R)] \right\} \tag{3}$$

$$K_p(R) = 0.2190 \exp(-3.4/R) + 1.01468 \tag{4}$$

여기서 $R=b/a$ 는 채널 단면의 종횡비이며, dp/dx 는 채널 축을 따른 압력구배이다. 수정계수에 관한 보다 자세한 사항은 참고문헌 [7]을 참조하기 바란다.

2.2 전기삼투 유동

전하를 띠고 있는 고체면과 접촉하고 있는 전해질 용액에 전위차를 걸어주면 Gouy-Chapman모델의 전기이중층(EDL) 즉, Stern층과 확산층(diffuse layer)으로 벽면과 반대되는 전하를 가진 이온들이 집적된다. 특히 이 확산층에서 이온들은 Boltzmann분포를 형성하며 Poisson-Boltzmann식의 지배를 받아 전위가 결정 되는데 이는 궁극적으로 전기동역학적(electrokinetic) 힘을 일으켜 이중층 내의 유체를 이동시킨다. 레이놀즈수가 낮은 경우에는 점성력 때문에 유체가 반대 이온들과 함께 움직이게 되는데, 이 현상이 바로 전기삼투이다.

이 이중층을 벗어난 채널의 중앙(bulk)의 (+)이온과 (-)이온은 그 운동이 상쇄되어 유동에 별 영향을 미치지 못하므로 채널 단면에 걸쳐 균일한 1차원 속도 분포를 보이게 된다. 만약 EDL층의 두께를 나타내는 Debye 길이가 채널의 특성 길이보다 현저히 작을 때에는 EDL층 내의 유동을 가장자리의 미끄럼 속도(slip velocity)로 근사화할 수 있으며, 결과적으로 전기동역학적 힘의 효과는 아래의 Helmholtz-Smoluchowski 식과 같이 벽면의 슬립속도 u_s 로 나타낼 수 있다.

$$u_s = \frac{\epsilon \zeta}{\mu} \left(\frac{d\phi}{dx} \right) \tag{5}$$

여기서 ζ 는 채널벽면의 제타전위, ϵ 은 유체의 유전율을 말한다. 그리고 $d\phi/dx$ 는 채널 축을 따라 작용하는 외부전위(external potential)의 구배이다.

채널의 각 벽이 서로 다른 제타전위를 가지는 일반적인 경우를 가정하면, 사각채널에서 총합유동은 각 벽면에 의한 전기삼투 유동의 대수적 합으로 구할 수 있으므로, 앞의 압력구동 유동과 마찬가지로 수정계수를 이용하여 유동의 평균속도를 아래와 같이 유도할 수 있다.

$$\bar{u} = \sum_{i=1}^4 u_i^s M_i \quad (6)$$

여기서 M_i 는,

$$M_i = \begin{cases} 8\pi^{-3} R^{-1} K_c(R) \tanh(\pi R/2) & \text{for } i=1,2 \\ 8\pi^3 R K_c(R^{-1}) \tanh(\pi R^{-1}/2) & \text{for } i=3,4 \end{cases} \quad (7)$$

이며 수정계수 K_c 는

$$K_c(R) = 0.1819 \exp(-3.86R) + 1.0518 \quad (8)$$

이다.

2.3 유량과 전류

압력차 Δp 와 전위차 $\Delta\phi$ 가 채널길이 l 에 걸쳐 적용하고 있을 때의 유량과 전류는 다음의 식으로 결정된다.

$$Q = L_{11} \Delta p + L_{12} \Delta\phi \quad (9)$$

$$I = L_{21} \Delta p + L_{22} \Delta\phi \quad (10)$$

여기서 L_{11} , L_{12} , L_{21} 그리고 L_{22} 는

$$L_{11} = -\frac{8A^2 R K_p}{\pi^4 \mu l} \left\{ 1 - \frac{2R}{\pi} \tanh\left(\frac{\pi}{2R}\right) \right\} \quad (11)$$

$$L_{12} = \frac{\epsilon A}{\mu l} \sum_{i=1}^4 M_i \zeta_i \quad (12)$$

$$L_{21} = L_{12} = \frac{\epsilon A}{\mu l} \sum_{i=1}^4 M_i \zeta_i \quad (13)$$

$$L_{22} = -\frac{\sigma A}{l} - \frac{8\epsilon^2 \psi_T^2}{z^2 \mu \lambda_D l} \sum_{i=1}^4 s_i \sinh^2(z \zeta_i \psi_T^{-1}/4) \quad (14)$$

이다. 또한 s_i 는 i 번째의 벽면의 길이로서 $s_1 = s_2 = a$, $s_3 = s_4 = b$ 이며, ψ_T 는 열전위(thermal potential)이고, z 는 원자가(valence)를 말한다. 그리고 이온 확산도 D 를 이용하여 아래와 같이 전도도 σ 를 구한다.

$$\sigma = \frac{2z^3 4e^2 D c_0}{k_B T} \quad (15)$$

여기서 e 는 기본전하량이며, k_B 는 볼츠만상수, T 는 절대온도, c_0 는 버크(bulk)의 이온농도이다.

2.4 선형 연립방정식

이제 각 레저보어 혹은 정선(junction)의 압력 P , 전위 ϕ 그리고 각 채널의 유량 Q 와 전류 I 를 구하기 위해 역시 질량보존의 법칙에 의거하여 선형 연립방정식을 유도한다. 각 채널마다의 유량과 전류를 위해 첨자 n 을 붙여 나타내면,

$$Q_n = L_{11,n} \Delta p_{j,k} + L_{12,n} \Delta\phi_{j,k} \quad (16)$$

$$I_n = L_{21,n} \Delta p_{j,k} + L_{22,n} \Delta\phi_{j,k} \quad (17)$$

여기서, $\Delta p_{j,k} = p_j - p_{k(j,n)}$ 와 $\Delta\phi_{j,k} = \phi_j - \phi_{k(j,n)}$ 는 한쪽의 레저보어 j 와 다른 쪽의 레저보어 k 에서의 압력차와 전위차를 말하며, 하나의 정선이나 레저보어에 연결된 모든 채널의 유량과 전류들은 키르히호프의 법칙(Kirchhoff's junction law)을 만족한다.

$$Q = \sum_{n \in N_j} Q_n, \quad I = \sum_{n \in N_j} I_n \quad (18)$$

n 은 N_j 의 원소이며, N_j 는 정선 j 에 연결된 채널의 집합을 말한다. 예를 들면, Fig. 2에서 정선 $j=5$ 에 연결된 채널은 1, 2, 5이므로 $N_j = \{1, 2, 5\}$ 이다. 그리고 유입되는 유량이나 전류가 없다면 식 (18)의 좌측항은 각각 0이 되며, 이와 반대로, 유입되는 유량이나 전류가 있다면 각각 $-Q_n$ 과 $-I_n$ 이 되어야 한다.

식 (18)을 Fig. 2의 H모델에 대하여 생각해 보면 레저보어 $j=1, 2, 3, 4$ 의 압력 p 와 전위 ϕ 는 경계조건으로 주어지고 있으며, 정선 $j=5$ 와 $j=6$ 에서 압력과 전위(p_5, p_6, ϕ_5, ϕ_6)가 미지수이다. 이러한 미지수를 구하기 위한 연립방정식은 아래와 같으며 이 방정식의 해를 구하기 위하여 가우스 소거법을 이용한다.

$$\begin{cases} \sum_{n=1,2,5} L_{11,n} (p_5 - p_{k(5,n)}) + \sum_{n=1,2,5} L_{12,n} (\phi_5 - \phi_{k(5,n)}) = 0 \\ \sum_{n=1,2,5} L_{21,n} (p_5 - p_{k(5,n)}) + \sum_{n=1,2,5} L_{22,n} (\phi_5 - \phi_{k(5,n)}) = 0 \\ \sum_{n=3,4,5} L_{11,n} (p_6 - p_{k(6,n)}) + \sum_{n=3,4,5} L_{12,n} (\phi_6 - \phi_{k(6,n)}) = 0 \\ \sum_{n=3,4,5} L_{21,n} (p_6 - p_{k(6,n)}) + \sum_{n=3,4,5} L_{22,n} (\phi_6 - \phi_{k(6,n)}) = 0 \end{cases} \quad (19)$$

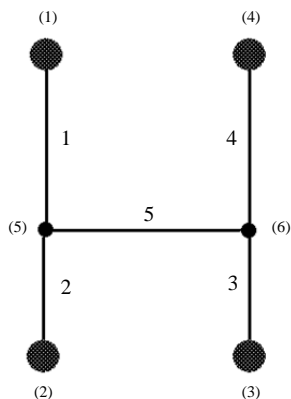


Fig. 2 Layout of the H-shaped network of microchannels composing the immunoassay chip developed by Hu et al[8]

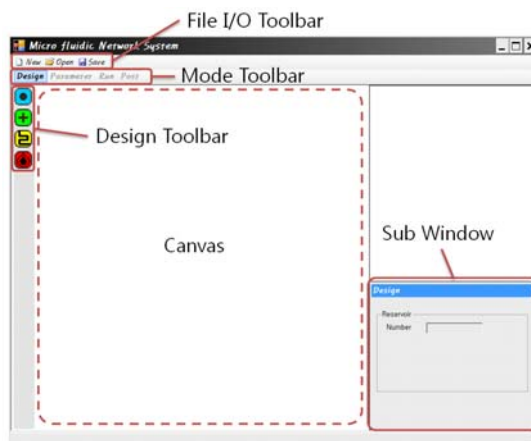


Fig. 4 Organization of the GUI program

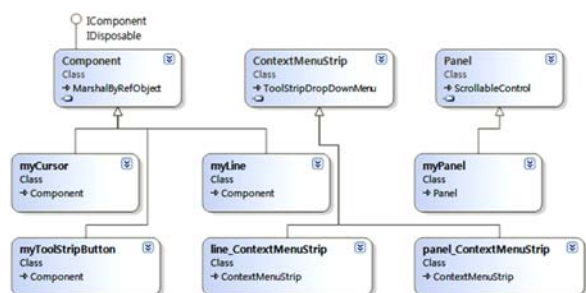


Fig. 3 Class diagram of the GUI program

3. GUI 프로그래밍

3.1 프로그램의 구성

본 연구에서 개발된 GUI 프로그램은 Microsoft 사의 C#을 이용하였다. 그리고 객체지향 프로그래밍의 특징을 살려서, 프로그램에 필요한 각 구성요소들은 Fig. 3처럼 클래스화 되어 있다. Fig. 4는 클래스 다이어그램을 기반으로 하여 개발한 프로그램의 메인화면이다.

메인화면은 기능별로 'File I/O Toolbar', 'Mode Toolbar', 'Design Toolbar', 'Canvas', 'Subwindow'로서 크게 5부분으로 구성하였으며, 각 부분의 기능은 Table 1과 같다.

여기서 'Mode Toolbar'에는 순차적으로 유동 네트워크의 설계 및 해석이 가능하도록, 4단계(mode)의 진행버튼들이 배치되어 있다. 마이크로 유동 네트워크를 설계할 수 있는 디자인 모드(design mode), 레저보어와 채널에 필요한 변수들을 넣고 경계조건을 적용할 수 있는 파라미터 모드(parameter mode), 구성된 네트워크를 계산하는 런 모드(run mode), 마지막으로 결과를 볼 수 있는 포스트 모드(post mode)의 버튼들

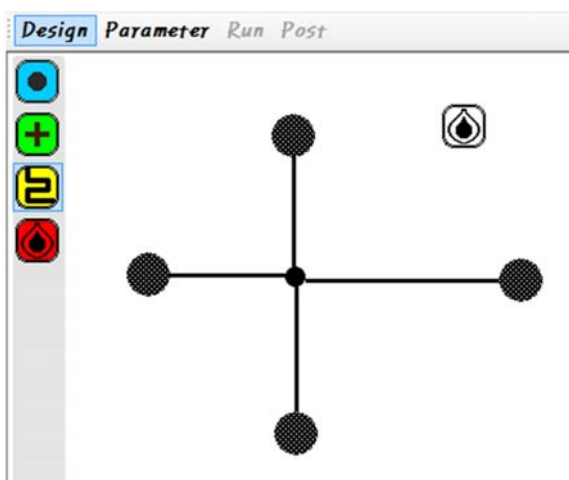


Fig. 5 Design mode of GUI program

을 사용하여 각 단계를 따라 순차적으로 설계 및 계산을 진행한다.

디자인 모드에서는 'Design Toolbar'가 활성화되며, 설계자에게 필요한 'Reservoir', 'Junction', 'Channel', 'Material

Table 1 Functional work of each part shown in Fig. 4

Part	Functional work
File I/O T.B	파일 열기, 저장, 새로시작
Mode T.B	프로그램의 단계진행 선택
Design T.B.	마이크로 유동 네트워크 설계
Subwindow	파라미터 및 정보 입출력
Canvas	설계 작업창

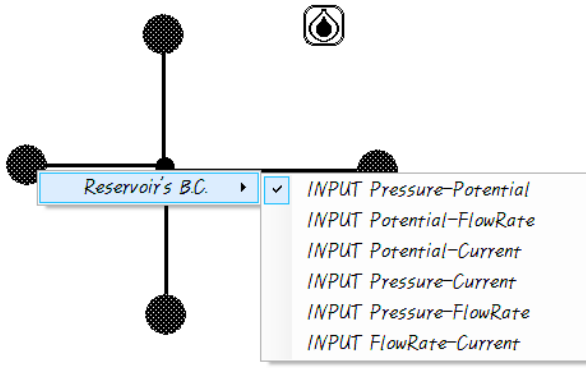


Fig. 6 Selection view of work space for specifying reservoir's boundary conditions in the parameter mode

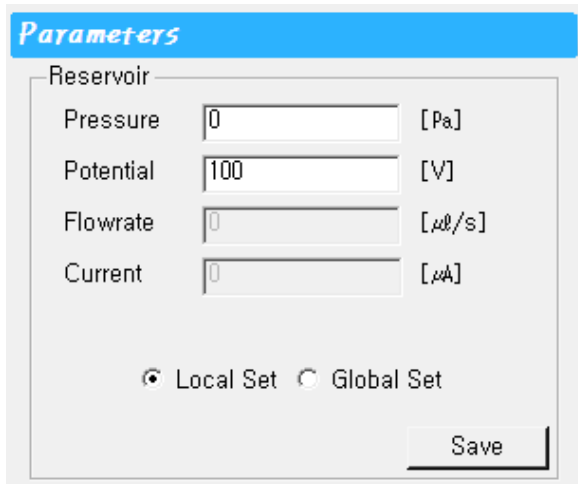


Fig. 7 Subwindow of GUI program at parameter mode

Property'의 버튼들을 차례로 사용할 수 있다. 원하는 버튼을 마우스로 눌러 캔버스에 클릭함으로써 Fig. 5와 같이 네트워크를 구성할 수 있다. 여기서 큰 원은 레저보어를 의미하고 작은 원은 정선을 의미한다. 여기서 정선이란 $\sum Q=0$, $\sum I=0$ 을 만족하는 채널의 교차점이다. 이러한 버튼을 이용하여 설계자가 원하는 복잡한 형태의 유동 네트워크도 쉽게 모델링 가능하다.

파라미터 모드에서는 Fig. 6, 7과 같이 각 요소의 설정 값을 알려주는 일종의 경계조건(boundary condition)과 경계조건에 맞는 변수(parameter) 및 물성치를 입력할 수 있다. 입력되어진

파라미터들은 런 모드에서 수치코드와 맞물려져서 계산되며, 계산 이후 포스트 모드 버튼을 클릭하면 Fig. 8과 같이 전위와 평균유속의 방향과 크기를 신속하게 볼 수 있다. 여기서 붉은 색은 레저보어와 정선에서의 전위, 그리고 채널에서의

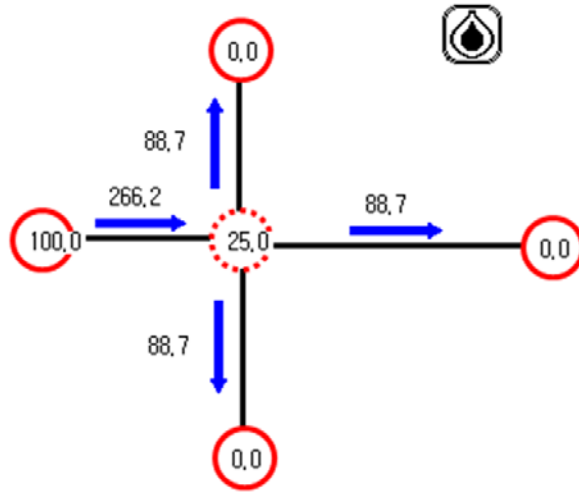


Fig. 8 Result view in post mode after calculation

전류를 의미하며, 푸른색은 레저보어와 정선에서의 압력, 그리고 채널에서의 평균 유속을 의미한다. 만약 결과가 마음에 들지 않거나 변수의 재입력이 필요할 때에는 얼마든지 앞 단계로 가서 수정이 가능하다. 이러한 GUI 환경을 통하여 우리는 보다 편리하고 신속하게 마이크로유동 네트워크를 설계 및 해석을 할 수 있다.

4. 프로그램 검증 및 응용

4.1 GUI의 정확성

먼저 GUI로 구성된 프로그램의 수치 정확성을 판단하기 위하여 Hu et al.[8]의 H모양의 네트워크에 적용하였다. 모든 채널의 단면은 $a = 100[\mu\text{m}]$, $b = 20[\mu\text{m}]$ 이며, 또한 모든 벽면의 제타전위는 $\zeta = -18.3[\text{mV}]$ 이다. 채널의 길이는 $l_1 = l_4 = 14[\text{mm}]$, $l_2 = l_3 = 9[\text{mm}]$, $l_5 = 10[\text{mm}]$ 이며,

Table 2 Electric potential applied to reservoirs in the H-shaped network shown in Fig. 2

Operations	ϕ_1 [V]	ϕ_2 [V]	ϕ_3 [V]	ϕ_4 [V]
Dispensing(P)	250	0	95	100
Incubating(P)	125	0	47.5	50
Washing(P)	0	0	500	300
Dispensing(S)	0	0	265	500
Incubating(S)	0	0	132.5	250
Washing(S)	0	0	500	0

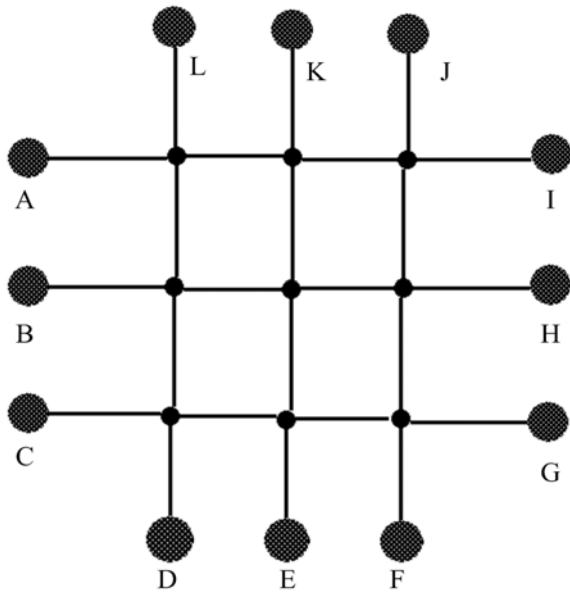


Fig. 9 Layout of a complex network example developed by GUI program

유체는 $z = 1$, $c_0 = 25$ [mM], $\sigma = 0.26$ [S/m], $\rho = 1000$ [Kg/m³], $\mu = 0.001$ [Pa · s], $T = 298$ [K], $\epsilon = 80\epsilon_0$ 의 HCl의 물성치를 본프로그램에도 동일하게 적용하였다.

Hu et al.[8]은 6개의 경우(operations)에 대한 해석을 수행하였는데, 레이저보어 $j = 1, 2, 3, 4$ 에서 각 경우마다 사용된 외부 전위 ϕ 의 값들은 Table 2와 같다. 본 연구에서도 본 GUI 프로그램으로 동일한 조건의 H모델을 설계하였으며, 계산된 평

Table 3 Comparison of average velocity \bar{u} between the results calculated by the GUI program and CFD results obtained by Hu et al.[8] within brackets. Here, minus sign indicates downward flow viewed in Fig. 2

Operations	\bar{u}_1 [$\mu\text{m/s}$]	\bar{u}_2 [$\mu\text{m/s}$]	\bar{u}_3 [$\mu\text{m/s}$]	\bar{u}_4 [$\mu\text{m/s}$]
Dispensing (P)	141.9 (141)	141.3 (140)	3.2 (3)	2.6 (2)
Incubating (P)	70.9 (70.5)	70.7 (70)	1.6 (1.5)	1.3 (1)
Washing (P)	-102.6 (-102)	159.6 (159)	-273.0 (-271)	-10.7 (-10)
Dispensing (s)	-86.9 (-86)	135.1 (133)	-2.0 (-2)	220 (221)
Incubating (s)	-43.4 (-43)	67.6 (66.5)	-1.0 (-1)	110 (110.5)
Washing (s)	-74.1 (-74)	115.2 (114)	-398.5 (-396)	-209.3 (-208)

균유속의 결과는 Table 3과 같다. 그들이 CFD로 계산한 평균 유속 \bar{u} 와(괄호내부) 본 계산의 결과값을 비교해 본 결과 모든 경우에서 최대 오차 1%의 정확도를 보임을 알 수 있다. 이는 참고문헌 [7]의 결과와도 정확히 일치한다.

4.2 복잡한 모델의 응용

더욱 복잡한 경우에 적용하기 위해서, 본 GUI 프로그램으로 보다 손쉽게 임의의 유동 네트워크를 설계하고, 그 결과 데이터를 제시한다.

먼저 Fig. 9에서와 같이 총 12개의 레이저보어들을 가장자리에 배치하고, 가운데에는 9개의 정선을 놓았다. 그리고 각 레이저보어와 정선들은 십자형태로 채널로 연결하였다. 여기서 채널의 길이는 모두 $l = 10$ [mm]이며, 기타 다른 변수들과 물성치는 앞의 H모델과 동일하게 적용하였다.

그리고 레이저보어 'A'의 조건만 달리하여 압력구동 유동과 전기삼투 유동의 2가지 경우를 계산하였는데, 압력구동 유동은 100 [Pa]의 압력을 입력하였고, 전기삼투 유동은 200 [V]의 전위를 인가한 경우이다. 이때 다른 모든 레이저보어의 조건은 압력과 전위 모두 0이다(Table 4).

두 가지의 경우에 있어서 계산결과는 Fig. 10, 11과 같다. 모든 레이저보어는 입력되어진 값과 동일하고 각 정선의 압력 및 전위 분포를 알 수 있다. 그리고 각 정선에 연결되어진 채널 속의 유체가 어떤 방향으로 얼마만큼 흐르는지 화살표를 통하여 쉽게 예상할 수 있다. 또한 압력과 전위의 분포에 따라서 유체흐름의 방향과 평균유속이 결정됨을 확인할 수 있으며, 또한 모든 정선에서 출입하는 유량이 연속방정식을 잘 만족함을 확인할 수 있다. 따라서 복잡한 유동 네트워크의 경우에도 쉽고 빠르게 네트워크를 설계하고 해석할 수 있음을 확인하였다.

5. 결 론

본 연구에서는 Microsoft사의 C#을 이용하여 1차원 GUI 프로그램을 개발하고, 이를 다양한 마이크로 유동 네트워크에 적용하여 수치 해석을 수행한 결과 다음의 결론을 얻었다.

- (1) 개발된 프로그램은 GUI환경을 통하여 일반적인 수치해석 코드보다 더 빠르고 편리하게 유체네트워크를 설계하고

Table 4 Boundary conditions applied to reservoir 'A' in complex network shown in Fig. 9

case	p [Pa]	ϕ [V]	Q [Kg/s]	I [A]
Pressure-driven flow	100	0	.	.
Electro-osmotic flow	0	200	.	.

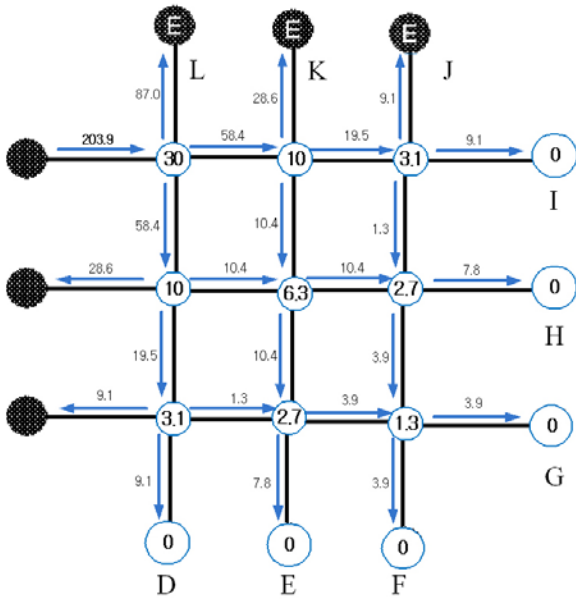


Fig. 10 Pressure [Pa] and average velocity [$\mu\text{m/s}$] at each junction and channel calculated by GUI program for the case 1

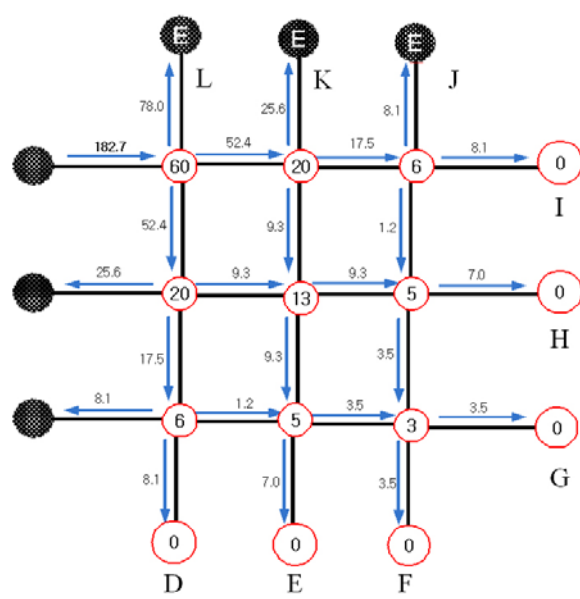


Fig. 11 Potential [V] and average velocity [$\mu\text{m/s}$] at each junction and channel calculated by GUI program for the case 2

해석할 수 있음을 확인하였다.

- (2) 프로그램의 유효성을 확인하기 위하여 다른 논문의 H모 델과 비교해 본 결과, 모든 경우에 있어서 결과 값이 최대 오차 1%의 정확도를 가짐을 확인하였다.
- (3) 프로그램을 통하여 더욱 복잡한 네트워크를 빠르게 설계 하여 압력과 전위분포 및 평균유속을 쉽게 예상할 수 있음을 확인하였다.

후 기

본 연구는 국가지정연구실(NRL)사업을 통하여 교육과학기술부 한국연구재단의 지원으로 수행되었다(No. 2005 - 1091).

참고문헌

- [1] 2001, Dodge, A., Furi, K., Verpoorte, E. and Rooij, N.F., "Electrokinetically driven microfluidic chips with surface-modified chambers for heterogeneous immunoassays," *Anal. Chem.*, Vol.73, pp.3400-3409.
- [2] 2002, Qiao, R. and Aluru, N.R., "A compact model for electroosmotic flows in microfluidic devices," *J. Micromech.*

Microeng., Vol.12, pp.625-635.

- [3] 2004, Ajdari, A., "Steady flows in networks of microfluidic channels: building on the analogy with electric circuits", *C.R. Physique*, Vol.5, pp.539-546.
- [4] 2004, Xuan, X. and Li, D., "Analysis of electrokinetic flow in microfluidic networks," *J. Micromech. Microeng.*, Vol.14, pp.290-298.
- [5] 2007, Berli, C.L.A., "Theoretical modeling of electrokinetic flow in microchannel networks," *Colloids and Surfaces*, Vol.A301, pp.271-280.
- [6] 2008, Berli, C.L.A., "Equivalent circuit modeling of electrokinetically driven analytical Microsystems," *Microfluid Nanofluid*, Vol.4, pp.391-39.9
- [7] 2009, Suh, Y.K. and Kang, S., "Simple formula for calculation of fluid flows in complex microfluidic networks," *Biochip J.*, Vol.3, No.1, pp.37-43.
- [8] 2005, Hu, G., Gao, Y., Sherman, P.M. and Li, D., "A microfluidic chip for heterogeneous immunoassay using electrokinetic control," *Microfluid Nanofluid*, Vol.1, pp.346-355.