

로렌츠 힘을 이용한 MHD(Magnetohydrodynamic) 마이크로펌프

장재성*, 이승섭*

MHD(Magnetohydrodynamic) Micropump Using Lorentz Force

Jaesung Jang* and Seung S. Lee*

ABSTRACT

We present a novel micropump of which pumping mechanism is based upon MHD (Magnetohydrodynamic) principle. The MHD micropump uses Lorentz force as pumping source. In the MHD micropump, Lorentz force is applied into initially stagnant conducting fluid to drive it in magnetic and electric field to flow in both directions. The performance of the MHD micropump is obtained by measuring the pressure head difference and flow rate as applied voltage changes from 10 to 60 V DC at 0.19 and 0.44 Tesla. The pressure head difference is 18 mm at 38 mA and the flow rate is $63 \mu\text{l}/\text{min}$ at 1.8 mA when the inside diameter of inlet/outlet tube is 2 mm and the magnetic flux density is 0.44 Tesla.

Key Words : MHD(Magnetohydrodynamics)(자기유체역학), micropump(마이크로펌프), Lorentz force(로렌츠 힘), bubble generation(기포발생)

기호설명

B : 자속밀도(magnetic flux density)	p : 압력(pressure)
D _h : 수력 지름(hydraulic diameter) = 2 r	Re : 레이놀즈 수(Reynolds number) = $\frac{\rho U L}{\mu}$
E : 전기장의 세기(electric field intensity)	U : 특성 속도(characteristic velocity)
J : 전류밀도(current density)	v : 유속(fluid velocity)
L : 특성 길이(characteristic length)	μ : 점도(viscosity)
L _e : 전극의 길이	μ_e : 투자율(permeability)
N : 상호 매개변수(interaction parameter) = $\frac{\sigma EBL}{\rho U^2}$	ρ : 밀도(density)
Re _m : 매크로 펌프 레이놀즈 수 (magnetic Reynolds number = $\mu_e \sigma U L$)	σ : 전기 전도도(electric conductivity)

* 포항공과대학교 기계공학과

1. 서 론

최근의 발달된 기계소자의 마이크로머시닝 기술은 유체 역학과 접목하여 주로 마이크로밸브, 마이크로펌프 및 유량센서에 대해서 많은 연구가 진행되어왔다. 특히 마이크로펌프에 관한 연구는 미세의 정밀한 유량을 인체에 주입하기 위한 의료용 장비나 잉크젯 프린터에서의 용도와 맞물려 매우 활발하다⁽¹⁻³⁾.

마이크로펌프는 크게, 움직이는 부분 즉 기계적인 부분이 있는 것과 없는 것으로 나뉘어진다⁽¹⁾. 움직이는 부분을 가진 마이크로펌프에는 열공압형, 압전형, 정전형, 공압형 멤브레인(membrane) 펌프가 있는데 열공압형은 챔버(chamber)내의 마이크로 히터를 가열하여 챔버내의 공기를 데워서 구동되고, 압전형은 징크옥사이드(ZnO_2)의 압전효과를 이용하여 멤브레인을 움직이며, 정전형은 두 평판사이의 정전기적인 힘을 구동원으로 사용한다. 이들은 대체로 입 출력 체크밸브(check valve)가 있어 역류를 방지하도록 되어있다. 그러나, 이 체크밸브로 인해서 오래 사용할 경우에 마모의 위험이 있고 유체가 샐 가능성 있다.

이와같은 체크밸브를 대신하기 위해 제안된 디퓨저/노즐 (diffuser/nozzle)형의 마이크로펌프는 같은 압력차에서 디퓨저와 노즐 사이에 유량차가 난다는 사실을 이용하여 그 유량차에 의해 펌핑을 한다. 그리고, 구조가 간단하고 ml/min 단위의 비교적 많은 유량을 펌핑할수 있는 이점이 있다⁽⁴⁾.

한편, 움직이는 부분이 없는 마이크로펌프인 이에이치(EHD (Electrohydrodynamic)) 마이크로펌프는 크게 정적인 전기장을 이용하는 주입형(injection) 마이크로펌프와 전기침투형(electroosmotic) 마이크로펌프가 있고,

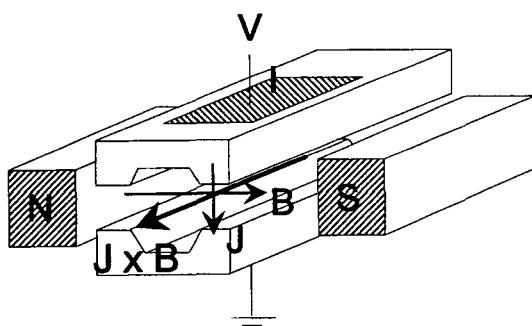


Fig. 1 Schematic of actuation principle

동적인 전기장을 이용하는 트래벌링 웨이브 드리븐(travelling wave driven) 마이크로펌프가 있다⁽⁵⁾. 주입형 마이크로펌프는 한 전극(emitter)에서 나온 이온을 다른 한 전극(collector)에서 끌어 당김으로서 구동되고⁽⁶⁻⁷⁾, 전기침투형 마이크로펌프는 외부 인가전기장에 의해서 부동의 표면전하(immovilized surface charge)가 전기적 이중층(electric double layer)에 생기는데 이 두 층에서 전하간의 서로 당김으로써 구동된다⁽⁸⁾. 트래벌링 웨이브 드리븐 마이크로펌프는 주로 열에 의한 전기전도도나 유전율의 공간적인 변화로서 구동된다⁽⁹⁾. 그러나, 이에 이치디 마이크로펌프에서 쓰이는 유체는 주로 에틸알콜이나 아세톤등으로 전기전도도가 10^{-14} - 10^{-9} S/m정도의 유체에 한정되어 있다. 이로 인하여 의료용이나 생물학적 응용분야에서는 이 마이크로펌프의 사용이 제한되어 있다^(6,10).

본 논문에서는 로렌츠 힘을 이용해서 전기전도도가 1 S/m 정도의 유체를 펌핑할 수 있는 새로운 형태의 마이크로펌프인 엠에이치디(MHD) 마이크로펌프를 제안하고자 한다. MHD (Magnetohydrodynamics)란 전기장과 자기장속에서 전기적으로 구성된 유체의 유동을 연구하는 학문을 일컫는다. 이것에 있어서 중요한 사실인 전기장과 자기장과의 작용에 의한 유체의 펌핑현상은 19 세기 초에 이미 Richie에 의해 발견되었다⁽¹¹⁾ (Fig. 1). 이와 같은 원리는 이미 오래전에 MHD 추진선에 관한 연구로 여러군데에서 진행되어 왔다⁽¹²⁻¹³⁾. 그러나, 아직 까지 이를 이용한 MHD 마이크로펌프는 세계적으로 발표 된 바가 없다. MHD 마이크로펌프는 이에이치디 마이크로펌프와 마찬가지로 체크밸브가 없어 마모의 위험이 없고 또한 구조가 간단하여 비교적 쉬운 제작 공정을 가졌다. 또한 양 방향으로도 구동이 가능하며, 이에이치디 마이크로펌프에서는 사용하기 힘든 전기 전도도가 큰 유체(예를 들어 바닷물의 경우 4 S/m)를 사용 할 수 있다.

2. 이 론

기본적인 MHD 방정식들은 크게 전자기학에서의 맥스웰 방정식, 전류의 연속 방정식, 로렌츠 방정식, 자속밀도(B)와 전기장의 세기(E)에 관한 구성 방정식, 옴(Ohm)의 법칙과 전통적인 유체역학에서의 질량의 연속방정식, 나비에-스톡(Navier-Stokes) 방정식으로 이루어지는데⁽¹⁴⁾, 나비에-스톡 방정식은 100 μ m정도 크기의 채널에서도 유

효하다⁽¹⁵⁾. 그리고, 본 실험에서는 여러가지 가정이 들어가게 된다. 첫째, 전하밀도(charge density)가 크지 않고 표면전류(surface current)와 표면전하(surface charge)가 아주 작다. 둘째, 자장(H) 방정식과 와도(vorticity) 방정식과의 유사성에서, 와도 방정식에의 레이놀즈수와 유사한 자장 방정식에서의 매그네틱 레이놀즈수(magnetic Reynolds number)가 마이크로채널에서는 아주 작아 자장이 유체의 유동에 영향을 받지 않고 자속밀도는 시간에 대해서 거의 일정하다. 세째, 유체가 선형성과 비압축성, 등방성을 가지며 전기자기적 성질이 일정하며 유체가 실험중에 단상(single phase)이다. 이런 조건하에서 다음과 같은 세가지의 중요한 방정식을 얻게 된다⁽¹⁴⁾.

$$\mathbf{J} = \sigma(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B}) \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (2)$$

$$\rho\left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v}\right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{J} \times \mathbf{B} \quad (3)$$

위 (1)식은 일반화된 음의 법칙이고 (2)식과 (3)식은 위의 가정들에 의한 질량의 연속방정식과 로렌츠 힘이 새로운 체력(body force)으로 더해진 수정된 나비에-스톡 방정식이다. 위 식들에서 특성압력(characteristic pressure)과 특성전류밀도(characteristic current density)를 $\mu U/L$ 와 σE 로 하여 차원해석(dimensional analysis)을 행하면 다음과 같은 무차원 방정식들을 얻게 되었다.

$$\mathbf{J}^* = \mathbf{E}^* + \frac{1}{R_E}(\mathbf{v}^* \times \mathbf{B}^*) \quad (4)$$

$$\nabla^* \cdot \mathbf{v}^* = 0 \quad (5)$$

$$\frac{\partial \mathbf{v}^*}{\partial t} + \mathbf{v}^* \cdot \nabla^* \mathbf{v}^* = \frac{1}{Re} \nabla^* p^* + N(\mathbf{J}^* \times \mathbf{B}^*) + \frac{1}{Re} \nabla^{*2} \mathbf{v}^* \quad (6)$$

여기에서, 레이놀즈 수, 상호 매개변수(interaction parameter)의 무차원 매개변수(dimensionless parameter)들을 얻게 되었다. 여기에서 상호 매개변수와 레이놀즈수는 각각 관성력에 대한 전자기력의 상대적인 크기와 점성력에 대한 관성력의 상대적인 크기를 나타낸다. 그리고, 위 무차원식 (4)와 (6)에서, 본 실험의 경우에 $R_E = (E / (U B))$ 는 1보다 큰 값이고, 레이놀즈 수가 작고 상호 매개변수가 크기 때문에 오른쪽 세항이 왼쪽항들에 비해 지배적이다. 그래서, 정상상태에서 식(3)은 다음

과 같이 된다.

$$0 = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{J} \times \mathbf{B} \quad (7)$$

그리고, 비원형채널의 해석상의 어려움으로 인해서 수력지름(D_h)을 이용해서 원형관에서의 유동에 근사하다고 가정한다. 정상상태에서의 1차원 원형의 유동에서 유동방향(z 방향)의 지배 방정식은 다음과 같이 간략화되어진다.

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \mu \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) - JB \quad (8)$$

위식에서 입 출구(inlet/outlet) 튜브사이의 압력차에 관한 식이 다음과 같이 나온다.

$$\Delta p = L_e JB \quad (9)$$

그리고, 식 (8)로부터 입 출구 양단의 수두차가 실험중에 같을 때 유량에 관한 식이 다음과 같이 나온다.

$$Q(\text{flow rate}) = JB \frac{\pi^4}{8\mu} \quad (10)$$

위 식(9)와 식(10)에서 보듯이 입 출구사이의 압력차와 유량은 자속밀도와 전류밀도에 비례한다. 이것은 비슷한 원리를 이용한 MHD 추진선에 관한 연구에서도 똑같이 적용되어지고 있다⁽¹³⁾.

3. 제작과정 및 실험장치

MHD 마이크로펌프는 크게 위 아래 두 웨이퍼의 이방성 벌크 에치드(bulk-etched) 마이크로채널, 입 출구 구멍, 0.6μm 두께의 알루미늄(Al) 전극, 두 개의 영구자석, 입 출구 유리 튜브로 구성되어 있다. MHD 마이크로펌프의 제작과정은 입출구 마스크와 마이크로 채널 마스크 단 2개의 마스크로 비교적 간단하다.

Fig. 2는 위 아래 웨이퍼의 공정도를 나타냈다. 우선 위 웨이퍼에 대해서는 3 in (100) n-type 두께 400μm의 웨이퍼에 1000°C에서 100분동안 0.6μm의 산화막을 입힌 후, 양면 어라이너(aligner)를 이용하여 피알(PR)(AZ5214) 작업을 한 후에 7:1 베퍼드 불산(BHF)으로 앞면(front side)의 입 출력 부분과 뒷면(back side)의 마이크로채널 부분의 산화막을 제거한다. 그 후에 25

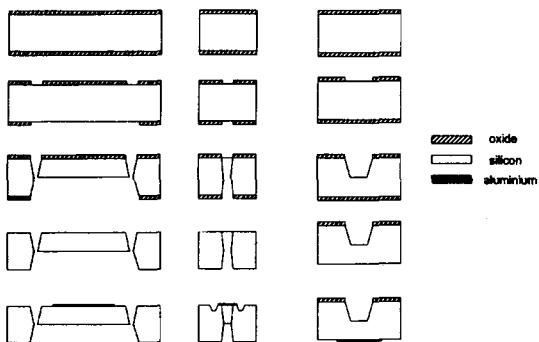


Fig. 2 Device fabrication process, where the left side is for the upper wafer and the right side is for the lower wafer.

wt.% TMAH로 90°C에서 약 3시간 40분정도 동안 벌크 에칭(bulk etching)을 깊이 200μm 정도를 하여 직경 1 mm의 입출구 에칭부분과 너비 1 mm, 길이 40 mm의 채널 에칭부분이 만날때까지 한다. 그리고 나서 양면의 산화막을 제거한 후 뒷면에 길이 30 mm의 Al 전극을 0.6μm 입힌다.

또한 아래 웨이퍼에 대해서는 위 웨이퍼와 똑같은 산화 조건 아래에서 0.6μm의 산화막을 입힌후 앞면에만 마이크로채널모양의 산화막만을 제거한후 역시 TMAH로 25 wt.% TMAH로 90°C에서 약 3시간 40분정도 동안 벌크 에칭을 하여 200μm 마이크로채널을 만든다. 그리고, 위 웨이퍼와 접합부분에는 전류가 흐르는 것을 방지하기 위 해서 산화막을 그대로 두고 뒷면의 산화막만을 제거한 다음 Al 전극을 0.6μm 입힌다.

그런 후에 이 두 웨이퍼를 에폭시 수지를 이용하여 서로 붙이고 나서 이것과 내경 2 mm의 입출구 유리관을 연결한다. 그리고, 이때 아크릴을 이용해서 웨이퍼와 입출구 유리관이 잘 붙게 하였고, 위와 아래의 전극에 전선을 연결한 구리판을 붙인다.

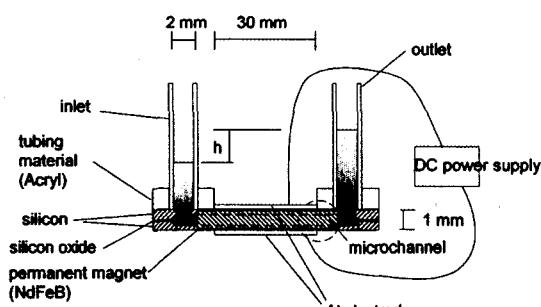


Fig. 3 Structure of the MHD micropump using Lorentz force

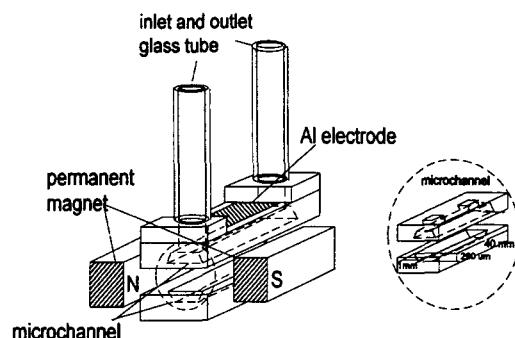


Fig. 4 Setup of compleat device

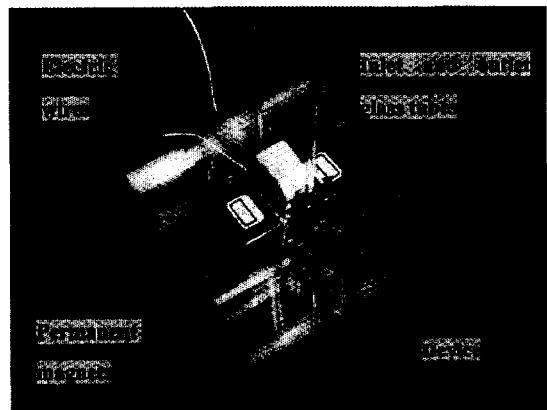


Fig. 5 Photograph of experimental apparatus

Fig. 3과 4는 영구자석과 Al 전극을 전선에 연결한 최종의 실험장치 모양과 마이크로펌프의 개략도이고, Fig. 5는 실험장치의 실제사진이다. 영구자석은 NdFeB 계열의 자석으로 양쪽 자석의 거리가 18 mm일 때 그 중간에서의 자속밀도가 0.44 Tesla이다. 그리고, 전류밀도가 주어지는 영역의 면적은 $30 \times 10^{-6} \text{ m}^2$ 이며, DC 전원은 100V 1A $\pm 0.1\%$ 를 사용한다. 작동유체는 바닷물로서 $\sigma = 4 \text{ S/m}$, $\mu = 1.09^{-3} \text{ kg}/(\text{m.sec})$ 이고 $\rho = 1025 \text{ kg/m}^3$ 이다. 여기에서 전기전도도가 4 S/m로서 MHD 마이크로 펌프에서는 앞의 (9)와 (10)식에서 보듯이 어느 정도의 전기전도도가 있는 것이 펌핑에 효과적이다.

4. 실험결과

입 출구간의 압력차의 측정에 대해서는, 처음에 같은 높이로 정지되어 있는 유체에 각각 $B = 0.19$ 와 0.44

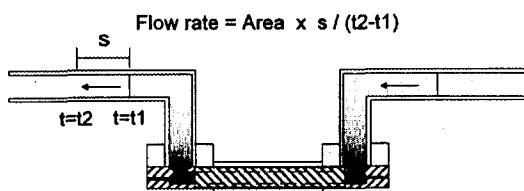
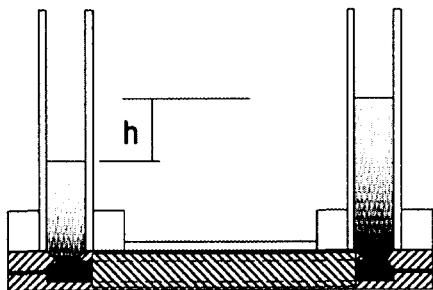


Fig. 6 Pressure difference and flow rate measurement

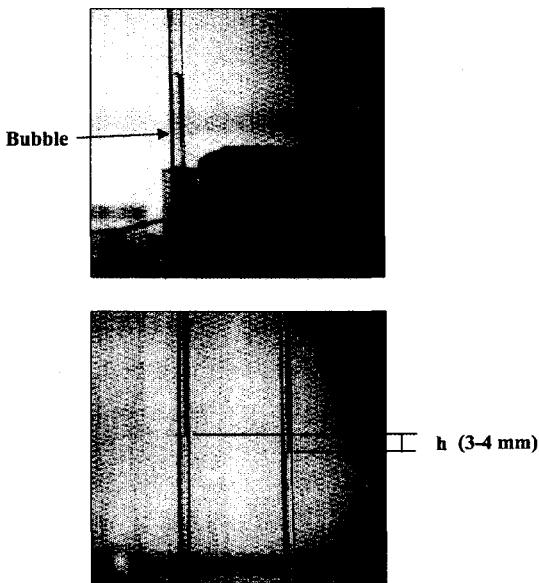


Fig. 7 Photograph of bubble generation and pressure head difference(h)

Tesla에서 DC 10 volt에서 60 volt 까지 움직일 때 그 때의 입구의 유리관과 출구의 유리관 사이의 수두차를 각 전압과 전류에서 측정했다 (Fig. 6). 그리고, 인가전압은 최초 0 V에서 시작해서 평균적으로 0.8 V/sec 의 기울기로 목표전압까지 가했다. 여기에서 우리는 수두차와 기

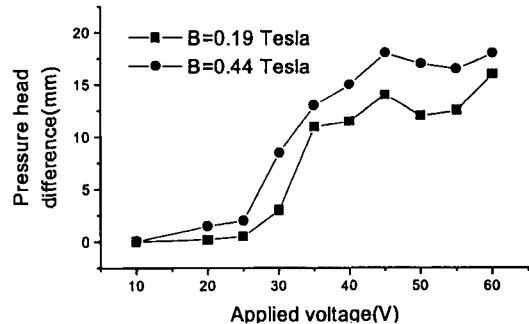


Fig. 8 Pressure head difference (h) due to applied voltage(V)

포가 발생하는 것을 관찰했다 (Fig. 7).

Fig. 8은 정상상태에서 인가전압에 의한 입구와 출구의 수두차를 나타낸 것이다. 그리고, 입 출구속의 기포는 수두차 측정에서 제외했다. 여기에서 10V에서 20V의 비교적 작은 인가전압에서는 1-2 mm 정도의 변화가 있었고 그 이상의 전압에 대해서는 전압이 증가함에 따라 수두차도 증가하였다. 그리고, 50 V 이상의 전압에서는 수두차의 폭화가 일어났다. 한편, 20 V 이상에서는 기포가 발생하였고 50V 이상의 구간에서는 그 이전의 기포 크기보다 더 작은 기포가 다량으로 발생하였다. 이처럼 기포의 크기 변화와 수두차의 폭화등에 관해서는 앞으로 더 많은 연구가 이루어져야 할 것이다. 그리고, 자장의 존재가 유동의 방향성에는 필수적이지만, 자석의 세기가 수두차에 미치는 영향은 크지 않았다. 수두차는 38 mA, B=0.44 Tesla에서 18mm를 나타내었다.

Fig. 9는 0.44 Tesla에서 로렌츠 힘에 의한 입 출구간

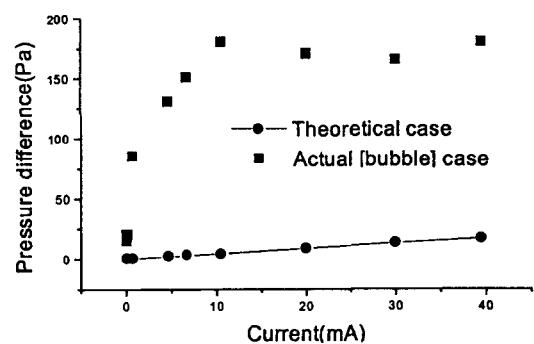


Fig. 9 Pressure difference between inlet and outlet due to applied current(mA) and theoretical case follows Equation(9).

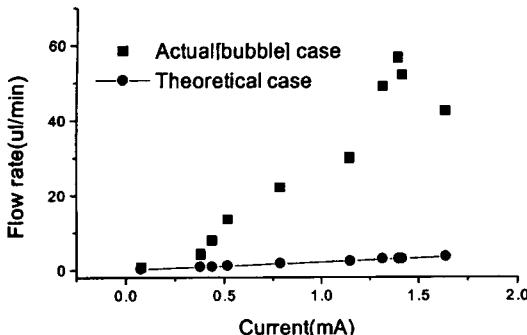


Fig. 10 Flow rate due to small applied current (mA) and theoretical case follows Equation(10).

의 측정 압력차와 이론적인 압력차를 나타냈다. 여기에서 측정 압력차는 수두차와 밀도의 관계로부터 얻었고, 이론적 압력차는 전류계로부터 측정한 전류와 전류에 직각방향의 채널면적으로부터 구한 전류밀도와 자속 밀도, 그리고 식(9)로부터 얻었다. Fig. 9에서 볼수 있듯이 기포가 발생했을 경우가 이론적인 결과보다 더 크게 나타났다. 이것은 전기장의 존재하에서 이상유동의 경우로 설명이 가능하다. 실제로, 작은 전류밀도의 경우에는 기포도 거의 안생기고 이론치와 비슷하며 기포가 많이 생기는 큰 전류밀도의 영역에서는 큰 편차를 나타내었다.

Fig. 6에서의 유량의 측정에 관해서는 최초 똑같은 높이의 유체에 0.44 Tesla의 자속밀도에서 전류를 가했다. 그리고, 실험도중에 양쪽의 높이는 같게 하였다. 측정 유량은 시간 t1과 t2 동안에 유체가 움직인 거리와 유리관의 내부면적으로부터 구하였고, 이론적 유량은 측정되어진 전류로부터의 전류밀도와 식(10)에서 구하였다. Fig. 10은 0에서 18 mA의 인가전류에서 10분 이내의 시간동안의 평균 측정 유량과 이론적 유량을 나타냈다. 유량 측정에서도 기포가 발생하는 것을 관측하였다. 여기에서도 압력차의 실험에서와 같이 실험치가 이론치보다 크게 나왔다. 유량은 1.8 mA, 0.44 Tesla에서 63 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이다.

본 실험에서는 작동유체에서 전기분해에 의한 기포가 생겼다. 이런 기포발생이 유량이나 압력차에도 좋은 영향을 주었다. 앞으로 이 현상은 기포 발생기(bubble generator)나 잉크젯 프린터와 같은 응용분야에 사용되어질 수 있고, 여기에 사용되어진 로렌츠 힘은 난류 제어소자에서도 이용되어질 수 있다⁽¹⁶⁾. 또한 이 난류제어 소자에 MEMS 기술을 응용하여 난류에 대해 좀 더 빠르고 정교한 제어를 할 수 있다⁽¹⁷⁾.

5. 결 론

기존의 마이크로펌프들과는 달리 로렌츠 힘이라는 새로운 구동원을 이용한 MHD 마이크로펌프를 제안했다. 이 MHD 마이크로펌프는 단 2개의 마스크로 공정이 비교적 쉽고 체크밸브가 없어 마모의 위험도 없는 장점을 가졌다. 또한 양방향으로의 펌핑이 가능하고 특히 전기전도도가 비교적 큰 유체에서 효과적이다. 수두차는 0.44 Tesla, 38 mA에서 18mm이고 유량은 1.8 mA, 0.44 Tesal에서 63 $\mu\text{l}/\text{min}$ 이다. 한편, 로렌츠힘을 이용한 유체역학의 응용분야는 난류제어와 같은 분야에 이용되어질수 있다. 특히 MEMS기술은 그 장치의 소형화로 하여 좀 더 정교하고 빠른 제어를 가능하게 하였다. 이 외에도 본실험에서 관측된 기포 발생을 기포발생기나 잉크젯 프린터등에서도 이용할 수 있다.

참 고 문 헌

1. S. Shoji and M. Esashi, "Microflow Devices and Sysems," *J. Micromech. Microeng.* 4, pp. 157-171, 1994.
2. P. Gravesen, J. Branebjerg and O. S. Jensen, "Microfluidics-review," *J. Micromech. Microeng.* 3, pp. 168-182, 1993.
3. 조영호, "미소기전집적시스템에서의 미소기계공학," *대한기계학회지*, 제 33권, 제 6호, pp. 552-570, 1993.
4. E. Stemme and G. Stemme, "A Valveless Diffuser/nozzle-based Fluid Pump," *Sensors and Actuators A* 39, pp. 198-202, 1995.
5. G. Fuhr, T. Schnelle and B. Wagner, "Travelling Wave-driven Microfabricated Electrohydrodynamic Pumps for Liquids," *J. Micromech. Microeng.* 4, pp. 217-226, 1994.
6. A. Richter, A. Plettner, K. A. Hofmann and H. Sandmaier, "A Micromachined Electrohydrodynamic(EHD) Pump," *Sensors and Actuators A* 29, pp. 159-168, 1991.
7. S. H. Ahn and Y. K. Kim, "Characteristic Measurement of Micromachined Ion Drag Pump," *대한전기학회 MEMS 연구회 학술발표회* 논문집, pp. 367-373, 1997.

8. A. Manz, C. S. Effenhauser, N. Burggraf, D. J. Harrison, K. Seiler and K. Fluri, "Electroosmotic Pumping and Electrophoretic Separations for Minimized Chemical Analysis Systems," *J. Micromech. Microeng.* 4, pp. 257-265, 1994.
9. S. F. Bart, L. S. Tavrow, M. Mehregany and J. H. Lang, "Microfabricated Electrohydrodynamic Pumps," *Sensors and Actuators A* 21-23, pp. 193-197, 1990.
10. G. Fuhr, R. Hagedorn, T. Müler, W. Benecke and B. Wagner, "Pumping of Water Solutions in Microfabricated Electrohydrodynamic Systems," *Proc. MEMS '92*, pp. 25-30, 1992.
11. W. Ritchie, "Experimental Researches in Voltaic Electricity and Electromagnetism," *Phil. Trans. Royal Soc. (London)*, vol. 122, pp. 279-298, 1832.
12. J. M. Friauf, "Electromagnetic ship propulsion," *ASME J.*, pp. 139-142, 1961.
13. 김성재, "Experimental Investigation of Flow Characteristics of a Magnetohydrodynamic (MHD) Duct of Fan-Shaped Cross Section," POSTECH M.S. Thesis, 1995.
14. K. R. Cramer and S. I. Pai, "Magnetofluid Dynamics for Engineers and Applied Physicist," MaGraw-Hill Book Company, 1973.
15. J. Pfahler, J. Harley and H. Bau, "Liquid Transport in Micron and Submicron Channels," *Sensors and Actuators A* 21-23, pp. 431-434, 1990.
16. C. Henoch and J. Stace, "Experimental Investigation of a Salt Water Turbulent Boundary Layer Modified by an Applied Streamwise Magnetohydrodynamic Body Force," *Phys. Fluids*. 7, pp. 1371-1383, 1995.
17. C. M. Ho and Y. C. Tai, "REVIEW: MEMS and Its Applications for Flow Control," *Journal of Fluids Engineering* Vol. 118, pp. 437-447, 1996.