이진가중형 유체 디지털-아날로그 변환기를 이용한 고정도 미소유량 조절기

윤 상 희* · 조 영 호†

(2004년 6월 21일 접수, 2004년 10월 21일 심사완료)

Digital Microflow Controllers Using Fluidic Digital-to-Analog Converters with Binary-Weighted Flow Resistor Network

Sang-Hee Yoon and Young-Ho Cho

Key Words: Fluidic Digital-to-Analog Converter(유체 디지털-아날로그 변환기), Fluidic Resistor(유동저항), Microflow Controller(미소유량 조절기), Micromachining Error(미소가공 오차)

Abstract

This paper presents digital microflow controllers(DMFC), where a fluidic digital-to-analog converter(DAC) is used to achieve high-linearity, fine-level flow control for applications to precision biomedical dosing systems. The fluidic DAC, composed of binary-weighted flow resistance, controls the flow-rate based on the ratio of the flow resistance to achieve high-precision flow-rate control. The binary-weighted flow resistance has been specified by a serial or a parallel connection of an identical flow resistor to improve the linearity of the flow-rate control, thereby making the flow-resistance ratio insensitive to the size uncertainty in flow resistors due to micromachining errors. We have designed and fabricated three different types of 4-digit DMFC: Prototype S and P are composed of the serial and the parallel combinations of an identical flow resistor, while Prototype V is based on the width-varied flow resistors. In the experimental study, we perform a static test for DMFC at the forward and backward flow conditions as well as a dynamic tests at pulsating flow conditions. The fabricated DMFC shows the nonlinearity of 5.0% and the flow-rate levels of $16(2^N)$ for the digital control of $4(N)$ valves. Among the 4-digit DMFC fabricated with micromachining errors, Prototypes S and P show 27.2% and 27.6% of the flow-rate deviation measured from Prototype V, respectively; thus verifying that Prototypes S and P are less sensitive to the micromachining error than Prototype V.

기호설명

b	: 디지털 밸브
i	: 전류
i_o	: 총 전류
l_r	: 유동저항의 길이
N	: 밸브의 수
ΔP	: 압력차
P_r	: 기준압력
$\dot{Q}$	: 유량
$\dot{Q}_o$	: 총 유량
R_e	: 전기저항
R_f	: 유동저항
s	: 전기스위치
V	: 전압
V_r	: 기준전압
w_r	: 유동저항의 폭
CFD	: 전산유체역학
DAC	: 디지털-아날로그 변환기
DNL	: 차동 비선형성

† 한국과학기술원 디지털나노구동연구단
E-mail : nanosys@kaist.ac.kr
TEL : (042)869-8691 FAX : (042)869-8690
* 한국과학기술원 디지털나노구동연구단
현재 국방과학연구소 기술연구본부 신관팀

1. 서 론

최근 멤스(MEMS) 기술을 이용한 미소 생화학적 분석시스템 및 초소형 체내 약물전달 시스템을 구현함에 있어서 미소유량 조절기(microflow controller)[1]에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 이러한 미소유량 조절기에 관한 기술적 관심은 유량조절의 선형성 및 정확성 향상에 집중되고 있다.

멤스 기술을 이용한 미소유량 조절기 중, 종래 비례 밸브(proportional valve)를 이용한 아날로그형 미소유량 조절기[2,3]는 유로내부에 위치한 박막의 변형정도에 따라 유량을 조절하는 방식으로, 이는 구동박막의 비선형적인 동작특성에 의해 유량조절의 반복도와 정확도가 떨어지는 문제점이 대두되었다. 이를 개선하기 위해 최근 디지털 밸브열(digital valve array)을 이용한 디지털형 미소유량 조절기[4]가 제안되었으며, 이는 유량이 활성상태의 밸브의 수에 비례하도록 하여 유량을 조절하는 방식이다. 디지털 미소유량 조절기는 N개의 디지털밸브를 사용하여 N+1개의 유량조절 단계를 얻을 수 있으며, 아날로그 미소유량 조절기에 비해 유량조절의 반복도와 선형성의 개선을 이루었으나 여전히 제작오차에 의한 반복도와 선형성의 한계를 내포하고 있다.

본 논문에서는 기존의 디지털 미소유량 조절기의 유량조절 정확도와 선형성을 보다 향상시키고 동일한 개수의 밸브로 보다 많은 유량조절 단계를 구현할 수 있는 새로운 형태의 디지털 미소유량 조절기를 제안한다. 본 논문에서 제안하는 미소유량 조절기는 유량조절의 선형성을 높이고 보다 미세한 유량조절 단계를 구현하기 위해 유체역학적인 디지털-아날로그 변환기(fluidic digital-to-analog converter)를 이용하여 N개의 디지털밸브로 2^N개의 유량조절 단계를 구현함을 특징으로 한다.

2. 미소유량 조절기의 작동원리

2.1 전기 DAC와 유체 DAC의 상사성

Fig. 1a는 유체역학적인 디지털-아날로그 변환기(digital-to-analog converter, DAC)를 이용한 디지털 미소유량 조절기(digital microflow controller, DMFC)를 도사한 것으로, 이중가진형 유동저항을 가지는 미소유로와 디지털 밸브 그리고 입구부 및 출구부로 구성되어 있다. 이러한 미소유량 조절기는 기존의 전기적 디지털-아날로그 변환기 [Fig. 1(b)]를 시스템역학적인 관점에서 유체영역으로 상사시켜 응용한 것이다.

특히 Fig. 1의 미소유량 조절기는 유량을 조절함에 있어서 각 유로의 유동저항의 크기(value)에 따라 조절하는 것이 아니라 유동저항의 비(ratio)에 따라 조절하는 방식이다. 이는 이진가중형 유동저항을 이용하여 주어진 밸브 수에 대해 보다 많은 수의 유량조절 단계를 구현할 수 있으며, 이진가중형 유동저항을 일정 유동저항을 가지는 동일 유로의 조합으로 구성함으로써 유량조절의 정확도가 미소가공오차(micromachining error) 혹은 이로 인한 유로의 유동저항 오차에 둔감하게 하였다.

Fig. 1(b)에 도시한 4비트 이진가중형 전기 디지털-아날로그 변환기는 기준전압 V_r과 4개의 이진가중형 전기저항 $1R_e$, $2R_e$, $4R_e$, $8R_e$ 및 4개의 전기스위치 s_1, s_2, s_3, s_4로 구성된다. 전류는 각각의 스위치를 개폐시키는 것에 의해 조절되므로 총 전류는 식 (1)에 의해 결정된다.

$$i_o = \frac{2V_r}{R_e}\left(\frac{s_1}{2^1} + \frac{s_2}{2^2} + \frac{s_3}{2^3} + \frac{s_4}{2^4}\right) \tag{1}$$

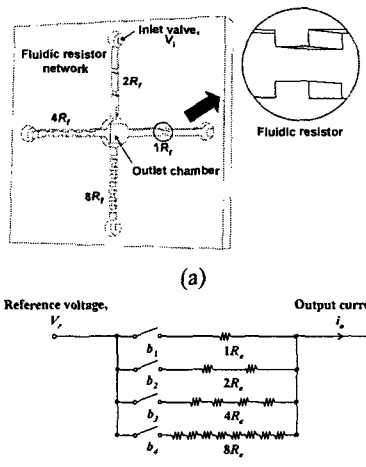
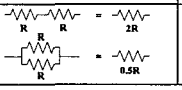
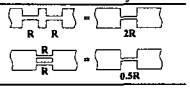


Fig. 1 Digital microflow controllers: (a) Fluidic DAC with binary weighed resistance network; (b) Equivalent electric circuit

Table 1 Electric and fluidic DAC analogy

	Electric DAC	Fluidic DAC
Input	Voltage drop, V	Pressure drop, $\triangle P$
Output	Current, i	Flow rate, $\dot{Q}$
I-O relation	$V=i\cdot R_e$	$\triangle P=\dot{Q}\cdot R_f$
Resistor		

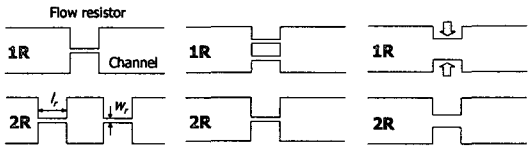


Fig. 2 Specification of flow resistance: (a) Serial connection of an identical flow; (b) Parallel connection of an identical flow resistor; (c) Channel width variation

전기 디지털-아날로그 변환기의 원리를 유체영역에 적용시키기 위해 Table 1의 전류(i)-유량($\dot{Q}$) 변환관계를 이용한다. 이 변환관계에서 입출력 관계식인 $V=i\cdot R_e$와 $\triangle P=\dot{Q}\cdot R_f$에 의해 전기저항 R_e는 유동저항 R_f와 연관된다. 여기서 V는 전압이고 $\triangle P$는 손실압력이다. 시스템 유사성에 의해 기준압력 $\triangle P_r$과 4개의 이진가중형 유체저항 $1R_f$, $2R_f$, $4R_f$, $8R_f$ 및 4개의 디지털 밸브 b_1, b_2, b_3, b_4로 구성된 4비트 유체역학적인 디지털-아날로그 변환기의 출력유량 $\dot{Q}_o$는 식 (2)에 의해 주어진다.

$$\dot{Q}_o=\frac{2\triangle P_r}{R_f}\left(\frac{b_1}{2^1}+\frac{b_2}{2^2}+\frac{b_3}{2^3}+\frac{b_4}{2^4}\right) \tag{2}$$

식 (2)에서 보는 바와 같이 유체 DAC를 이용한 유량조절기는 N개 디지털밸브의 개폐에 의해 유량을 2^N단계로 조절할 수 있다.

2.2 이진가중형 유동저항망

본 논문에서의 유체 디지털-아날로그 변환기는 이진가중형 유동저항망으로 구성되며, 이를 위해 유로의 유동저항 변화가 필요하다. 기존에는 유로의 유동저항 변화를 위해 통상적으로 유로의 단면과 길이를 조절[5][Fig. 2(c)] 하는 방법을 적용하였다.

본 연구에서는 동일한 유동저항을 가지는 동일크기의 유로를 반복적으로 사용하여 직렬[Fig. 2(a)] 또는 병렬[Fig. 2(b)]로 연결하는 방법을 사용한다. Fig. 2는 이진가중형 유동저항망을 구현하는 예를 보여주고 있다.

기존의 연구처럼 유동저항을 조절하기 위해 유로의 크기를 조절하는 방식은 미소가공시 발생하는 가공오차로 인해 정확도에 치명적인 제한을 가지게 된다.

그러나 본 논문에서 제한하는 바와 같이 이진가중형 유동저항망을 동일한 유동저항을 반복적으로 사용하여 직렬 또는 병렬로 구성하는 경우, 유동저항망의 유동저항 비가 가공오차로 인하여 발생하는 유로 크기오차에 둔감하게 되므로 결과적으로 유량조절의 선형성과 정확도를 높일 수 있다.

본 논문에서 단위 유체저항은 미소유로에 오리피스형 장애물(orifice-like constriction)을 형성함으로써 구현하는데 이 유체저항은 좁아진 유로에서의 벽면응력(wall stress)의 증가로 인해 비저항부에 비해 큰 저항값을 가지게 되므로 저항의 역할을 하게 된다.

3. 설계 및 제작공정

유량조절에 있어 가공오차의 영향을 확인하기 위해 3가지 종류의 4비트 디지털 미소유량 조절기 시제품 즉 S-시제, P-시제 및 V-시제를 각각 설계하였다. 먼저 S-시제와 P-시제는 단위 유체저항의 직렬 및 병렬연결에 의해 이진가중형 유동저항망을 구현한 미소유량 조절기이고 V-시제는 유로의 폭을 조절하는 방법으로 유동저항망을 구현하였다.

유로의 폭과 유동저항은 상용 전산역학(CFD) 프로그램인 Fluent®의 시뮬레이션 결과(Fig. 3)에 근거하여 결정하였다. 참고로 Fluent를 이용한 해석에서 3차원, 비압축성(incompressible), 정상(steady), 층류(laminar) 모델을 사용하였고 표면장력(surface tension)의 효과는 무시했다. 또한 경계조건은 압력구동 유동상태에서 입력단에 2kPa, 출력단에 0kPa의 조건을 적용하였으며, 2kPa의 압력은 미소가공기술로 제작된 미소펌프의 일반적인 동작압력이다.

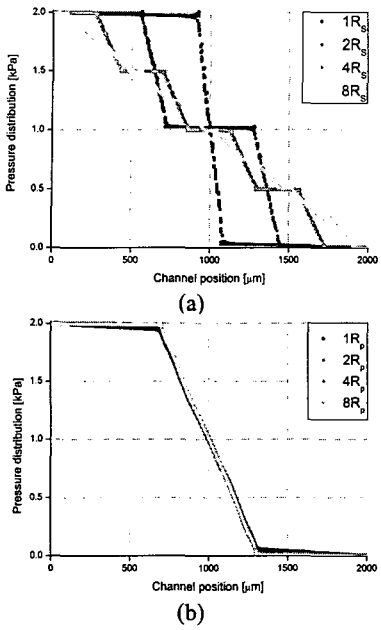


Fig. 3 Estimated pressure distribution in channel with: (a) Serial combination of an identical flow resistor; (b) Parallel combination of an identical flow resistor

미소유량 조절기의 설계에서 가장 핵심적인 과정은 단위 유동저항의 폭, w_r과 단위 유동저항의 길이, l_r을 결정하는 것이다. S-시제와 P-시제에서 유체저항의 폭과 길이는 Fig. 3과 같이 시뮬레이션 결과에서 유동저항에서의 압력손실이 전체 압력손실의 90%이상이 되도록 유로의 폭과 길이를 각각 20㎛, 150㎛ 및 20㎛, 600㎛로 설계하였으며 V-시제의 경우에는 2000㎛의 일정유로 길이에 유로의 폭을 조절하는 방법으로 이진가중형 유동저항을 형성하였으며, Table 2와 같이 길이 2000㎛의 유로에 대해 유로 폭을 각각 36㎛, 46㎛, 60㎛, 81㎛로 결정하였다.

설계한 미소유량 조절기는 Fig. 4와 같이 두장의 마스크를 이용하여 제작되었다. 먼저, 4˝ (100) 실리콘 웨이퍼에 실리콘 deep RIE 식각공정의 보호막으로 1㎛ 두께의 실리콘 산화막을 형성한 후[Fig. 4(a)] 실리콘 산화막을 RIE 식각한 후 실리콘을 100㎛ 깊이로 deep RIE 식각하여 유로와 유동저항을 제작한다[Fig. 4(b)]. 실리콘 산화막을 BOE에 식각하여 제거한 후 KOH 습식식각의 보호막으로 2000Å두께의 실리콘 질화막을 LPCVD 공정으로 증착한다[Fig. 4(c)].

Table 2 Measured dimension of the flow resistors, defined within the channel of 100㎛-depth, 400㎛-width and 2000㎛-length

시제	유동저항 길이, l_r [㎛]	유동저항 폭, w_r [㎛]
S	150±1	19.6±0.4
P	600±2	19.6±0.4
V	2000±2	80±0.5, 59±0.5, 45±0.5, 35±0.5*

*Resistor widths of Prototype V are determined to have binary-weighted flow resistance based on the CFD simulation results.

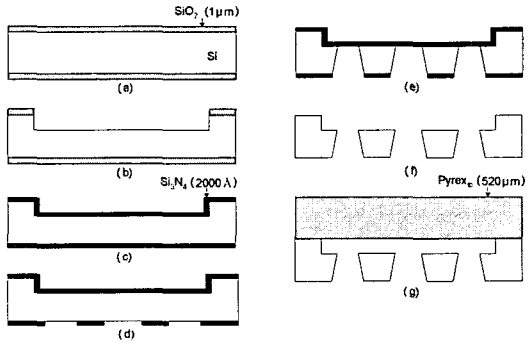


Fig. 4 Fabrication process

이어 유체 연결구 등의 연결구를 형성하기 위해 뒷면의 실리콘 질화막을 RIE 식각한 후[Fig. 4(d)] 실리콘 웨이퍼를 KOH용액으로 습식식각 한다[Fig. 4(e)]. 마지막으로, 실리콘 질화막을 인산용액에 습식식각으로 제거한 후[Fig. 4(f)], 폐유로를 형성하기 위해 파이렉스 유리(Pyrex glass)를 anodic bonding으로 접착시킨다[Fig. 4(g)].

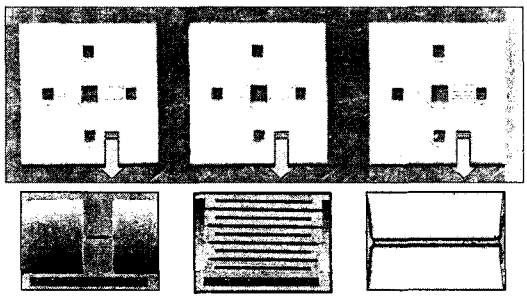
Fig. 5는 제작된 세 가지 종류의 DMFC 시제 모습이다. S-시제[Fig. 5(a)]와 P-시제[Fig. 5(b)]의 유동저항은 유로의 폭과 깊이가 각각 19.6±0.5㎛와 88.0±0.5㎛로 모두 동일하게 제작되었으나 V-시제[Fig. 5(c)]의 유동저항은 유로 폭이 80.0±0.5㎛, 59.0±0.5㎛, 45.0±0.5㎛, 35.0±0.5㎛이었으며 유로의 깊이는 동일하게 설계되었음에도 불구하고 각각 94.0㎛, 92.8㎛, 91.0㎛ 및 89.2㎛로 가공되었다. 이는 V-시제가 이진가중형 유동저항망을 구현하기 위해 각 유로의 폭을 조절하는 방법을 적용하였고 이로 인해 실리콘 deep RIE공정 중에 부하효과(loading effect)가 발생했기 때문이다.

4. 시험 및 결과

4.1 실험장치의 구성 및 방법

DMFC의 성능을 측정하기 위하여 Fig. 6과 같은 실험장치를 사용하여 압력과 조절유량을 측정한다. 제작된 4비트 미소유량 조절기는 4개의 디지털 밸브와 자체 제작한 압력발생장치 및 압력센서(Druck® PMP4070)가 설치된 가압장치와 체결된다. 압력발생기는 0~30Hz의 주파수, 0~10kPa의 압력크기를 가지는 압력파를 발생시킨다. 한편, 미소유량 조절기의 시험에서 작동유체로 물을 사용하는데 미소유량 조절기 내부에 공기방울을 제거하기 위해 물을 채우기 전에 드라이아이스를 이용하여 이산화탄소를 10분간 흘리는 방법을 사용한다. 이는 물에 대한 이산화탄소의 높은 용해성을 이용한 것이다.

DMFC의 유량을 실험적으로 추출하기 위해 내경이 1.59㎜인 타이곤 관(Tygon® tube)을 DMFC의 출력단에 연결한 후 유체가 타이곤 관에서 1cm를 이동하는 시간을 측정하여 유량을 산출한다.



(a) (b) (c)

Fig. 5 Fabricated digital microflow controllers, showing enlarged views of flow resistors: (a) Prototype S; (b) Prototype P; (c) Prototype V

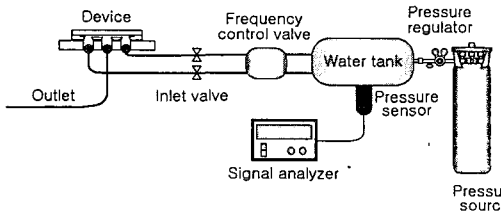


Fig. 6 Experimental setup for the characterization of digital microflow controller

4.2 시험결과 및 토의

제작된 DMFC의 동작특성을 확인하기 위하여 2kPa의 압력상태에서 순방향 및 역방향 정적시험과 2±0.47kPa의 맥류상태에서 동적시험을 수행하였다. 각 시험에서 각각의 디지털 밸브를 활성화시키면서 그에 해당하는 유량을 측정함으로써 유량조절의 선형성과 최대 유량오차를 측정하였고 이를 통해 제작된 미소유량 조절기의 성능을 평가하였다.

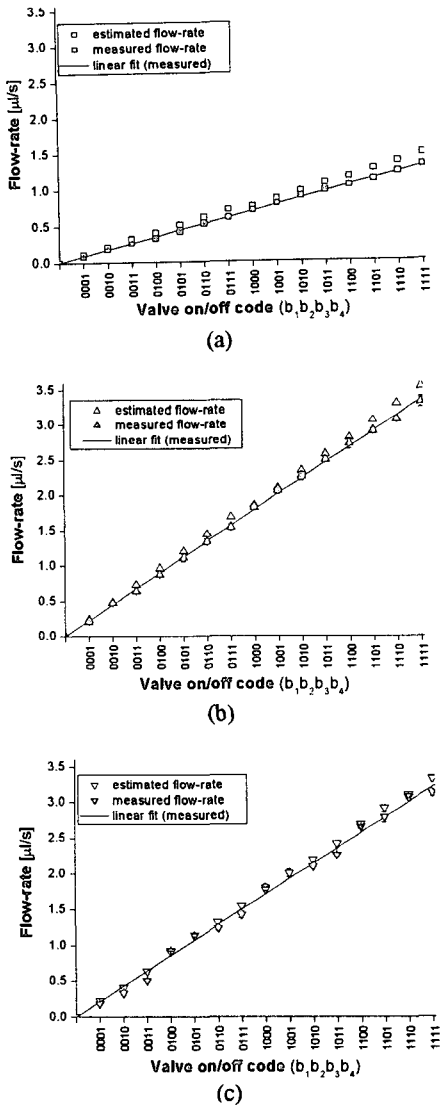


Fig. 7 Measured and estimated flow-rates as a function of binary valve on/off codes: (a) Prototype S; (b) Prototype P; (c) Prototype V

Fig. 7은 순방향 정적시험의 결과로 측정유량과 Fluent®를 이용한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 순방향 정적시험에서 S, P, V-시제는 0.09$\mu\ell$/s ~3.13$\mu\ell$/s의 유량범위에서 각각 7.5%, 6.2%, 22.5%의 최대유량오차를 보이며 4(N)개의 밸브로 16(2^N)개의 유량조절 단계를 구현하였는데 S, P-시제의 경우 체내 약물전달 시스템의 일반적 요구조건인 10% 이내의 유량오차 조건을 만족시키고 있음을 확인하였다.

차동 비선형성(differential nonlinearity, DNL)은 각 밸브를 활성화시킬 때 발생하는 유량의 증가량이 이상적인 증가량과 보이는 편차[6]이며 식 (3)과 같이 정의된다.

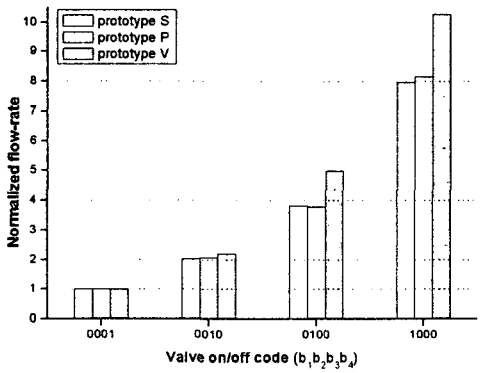


Fig. 8 Normalized flow-rate as a function of valve on/off code at the pressure of 2kPa

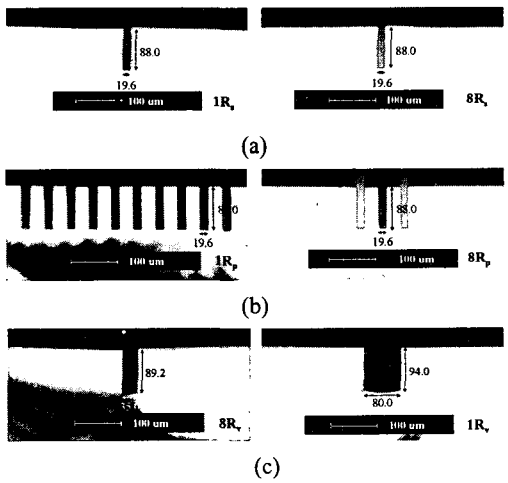


Fig. 9 Cross sections of the fabricated fluidic resistors: (a) Prototype S; (b) Prototype P; (c) Prototype V

$$DNL = \frac{[\dot{Q}_n - \dot{Q}_{n-1} - LSB]}{LSB} \quad (3)$$

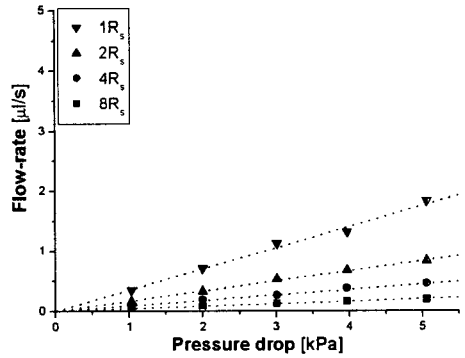
S-, P-, V-시제의 DNL은 각각 0.27, 0.28, 0.94이었다.[Fig. 12(a)] V-시제의 DNL이 다른 두 시제에 비해 큰 이유를 확인하기 위해 각 시제품의 기본비트에 해당하는 유량을 비교해 보았는데 Fig. 8과 같이 V-시제가 다른 두 시제에 비해 이상적인 이중가진 관계와 가장 큰 편차를 보이고 있음을 확인 할 수 있었다. 이는 V-시제 각 유로에서 유동저항비의 정밀도가 미소가공시 발생한 가공오차에 의해 나빠졌기 때문이다. 이는 Fig. 9와 같은 제작된 시제품의 저항 단면부의 사진을 통하여 확인할 수 있다. S와 P-시제는 유동저항을 동일 유동저항을 반복적으로 연결하여 조절하였기 때문에 Fig. 9(a), (b)와 같이 모든 저항이 미소가공 후에 동일한 형상을 가지는 것을 알 수 있다. 반면에 V-시제는 미소가공 오차에 의해 설계치수와 편차가 발생하고 동일 깊이로 설계한 저항이 공정시 발생한 가공오차에 의해 Fig. 9c와 같이 다른 깊이를 가지게 되어 유동저항의 비가 유지되지 못하였다. 이를 통해 유로의 폭을 조절하는 방법은 가공오차에 민감함을 확인할 수 있었다.

제작된 DMFC의 선형성을 보다 더 확인하기 위해 압력을 0~5kPa범위에서 변경해가면 순방향 정적시험을 수행하였다. 각각의 시제품은 Fig. 10과 같이 5.2%, 5.0%, 9.7%의 비선형성을 보였다. 이 실험결과로부터 압력을 조절하는 방법만으로 최소유량과 총 유량을 정확도를 유지하면서 조절할 수 있음을 확인할 수 있었다.

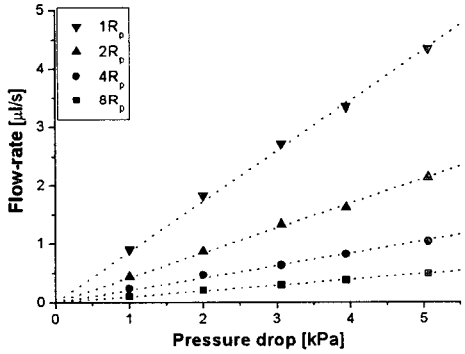
일반적으로 미소펌프에서는 역압력상태(back pressure)가 발생하는데 제작된 미소유량 조절기가 미소펌프와 연동되어 사용될 경우에 동작특성을 확인하기 위하여 -2kPa의 음압을 가해주며 역방향 정적시험을 수행하였다. 시험결과는 순방향 정적시험과 비슷한 양상을 보여 S, P-시제에 비하여 V-시제가 유량조절의 정확도가 떨어졌다. 이를 통해 S, P-시제품의 압력원으로 미소펌프를 이용하는 방법에 대한 적용가능성을 확인하였다.

마지막으로 제작된 DMFC의 동적 동작특성을 확인하기 위해 2±0.47kPa, 6.5Hz의 맥동압력을 가해주면서 유량을 측정한 결과 Fig. 11과 같이 맥동압력의 평균치에 해당하는 크기의 일정압력 상태에서의 순방향 정적시험의 유량과 5%의 오차

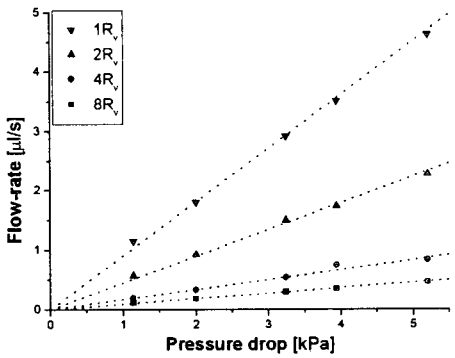
범위 내에서 일치하였고 DNL은 각각 -0.25, -0.27, 1.02이었다.[Fig. 12(b)] 이는 Fig. 10에서 알 수 있듯이 2±0.47kPa의 맥동압력을 포함하는 압력 범위인 0~5kPa에서 제작한 미소유량 조절기가 압력과 유량 사이에 선형적인 관계를 유지하기 때문이다.



(a)

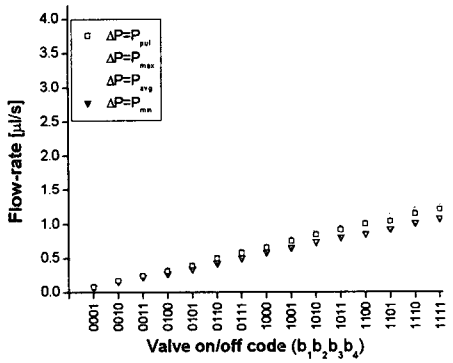


(b)

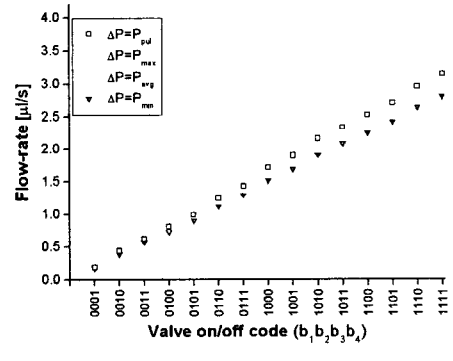


(c)

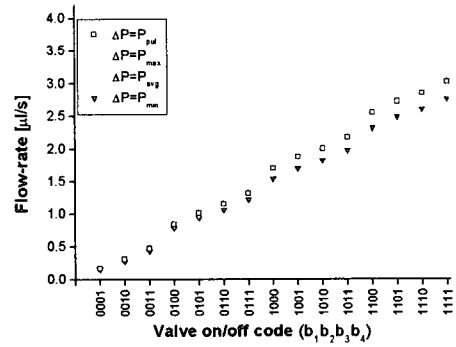
Fig. 10 Measured flow-rates as a function of applied pressure: (a) Prototype S; (b) Prototype P; (c) Prototype V



(a)

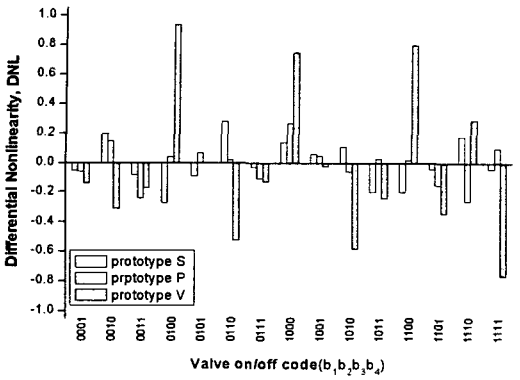


(b)

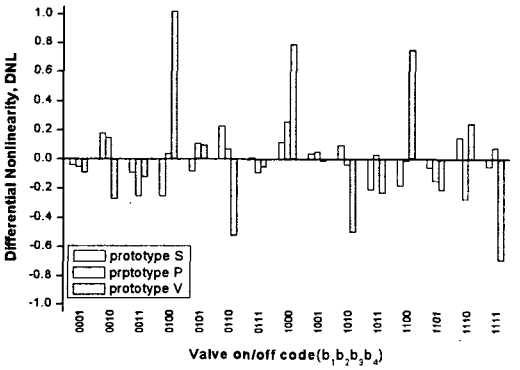


(c)

Fig. 11 Experimental flow-rates for pulsating flow pressure, compared with those for constant pressure: (a) Prototype S; (b) Prototype P; (c) Prototype V



(a)



(b)

Fig. 12 Differential nonlinearity measured as a function of binary valve on/off codes at: (a) Constant pressure of 2kPa; (b) Pulsating pressure of 2±0.47kPa

5. 결 론

본 논문에서는 유량조절의 선형성을 높이고 주어진 수의 밸브를 이용하여 보다 많은 수의 미세 유량조절 단계를 구현함으로써 유량조절의 정확도를 높이기 위해 유체역학적인 디지털-아날로그 변환기를 이용한 고정도 미소유량 조절기를 제안하였다. 설계과정에서 이진가중형 유동저항은 동일한 단위 유동저항을 직렬 또는 병렬로 연결하여 유동저항의 비가 미소가공시 발생하는 가공오차에 둔감하도록 설계하였다. 제작된 미소유량 조절기는 정·동적 시험에서 기존의 미소유량 조절기에 비해 향상된 선형성을 보였고 주어진 수의 밸브(N)를 이용하여 보다 많은 유량조절 단계(2^N)를 구현할 수 있음을 확인하였다.

또한 S, P-시제는 V-시제의 27.2%, 27.6%에 해당하는 비선형성을 보였는데 이를 통해 동일 유동저항을 반복적으로 사용하여 유동저항의 비를 조절하는 방법이 기존의 유로의 폭을 조절하는 방법에 비해 가공오차에 둔감함을 실험적으로 확인하였다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 창의적연구진흥사업의 일환인 "생체모사기법을 응용한 디지털나노구동기관의 구현에 관한 연구" 과제의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

(1) Shoji, S. and Esashi, M., 1994, "Microflow Devices and Systems," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 4, No. 4, pp. 157~171.

(2) Zdeblick, M. J., Barth, P. P. and Angell, J. B., 1998, "A Microminiature Fluidic Amplifier," *Sensors and Actuators*, Vol. 15, pp. 427~433.

(3) Henning, A. K., Fitch, J., Hopkins, D., Lilly, L., Faeth, R., Falsken, E. and Zdeblick, M., 1997, "A Thermopneumatically Actuated Microvalve for Liquid Expansion and Proportional Control," *International Conference on Solid State Sensors and Actuators*, Vol. 2, pp. 825~828.

(4) Vandelli, N., Wroblewski, D., Velonis, M. and Bifano, T., 1998, "Development of a MEMS Microvalve Array for Fluid Flow Control," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 7, No. 4, pp. 395~403.

(5) Lee, W. Y., Wong, M. and Zohar, Y., 2002, "Pressure Loss in Constriction Microchannels," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 11, No. 3, pp. 236~244.

(6) Toshiyoshi, H., Kobayashi, D., Mita, M., Hashiguchi, G., Fujita, H. and Endo, J., 2000, "Microelectromechanical Digital-to-Analog Converters of Displacement for Step Motion Actuators," *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 9, No. 2, pp. 218~225.