

초소형 수동형 유체 압력 조정기 제작 및 실험

이기정, 임인호, 심우영, 양상식
아주대학교

Fabrication and Test of a Micro Passive Liquid Pressure Regulator

Ki Jung Lee, In Ho Lim, Woo Young Sim, Sang Sik Yang
Ajou University

Abstract - This report describes the design, fabrication and experimental results of an implantable micro pressure regulator. It consists of three silicon substrates, a glass substrate, and a PDMS layer. Silicon and glass substrates are fabricated by using bulk micro machining and sandblasting. The PDMS layer is used as an intermediate layer for Si-Si and Si-glass bonding processes. This micro regulator is a key component of the portable drug delivery systems for low power consumption. The device has some advantages, such as a passive type device, no power consumption, and simple structure.

1. 서 론

최근 약물의 효능 및 효과의 극대화를 꾀할 수 있으며 부작용을 줄일 수 있는 체내 삽입이 가능한 약물 전달 시스템에 대한 연구 개발이 활발히 진행되고 있다. 특히 실리콘 기반의 마이크로 펌프는 매크로 스케일의 펌프와 비교해 가볍고, 소형화가 가능하며, 생산 단가를 낮출 수 있다는 장점들을 가지고 있다. 기존의 매크로 스케일 제품을 대체하기 위해 마이크로 머시닝 (micromachining) 기술을 이용한 약물 전달 시스템의 개발 및 상용화에 대한 연구가 진행되고 있으며, 현재 소수의 다국적 의료회사에서 제품을 출시하고 있다 [1, 2]. 약물 전달 장치에 있어서 약물 방출량 조절기술은 주요 핵심이 되어 왔으며 이를 위해 일정한 약물 방출 압력을 유지할 압력 조정기가 요구되고 있다. P. Cousseau *et al.*의 압력 조정기는 조정기에 작용하는 압력차가 박막의 변위에 영향을 주어 작동하는 원리로 일정한 유체의 토출량을 갖지만 작동 압력 범위가 60kPa 이하이다 [2]. A. Debray *et al.*의 압력 조정기 역시 조정기에 작용하는 압력차로 박막의 변위가 스톱퍼 (stopper)를 여닫음으로써 작동하며 이는 연료 전지용 연료 기체를 일정하게 공급하는 용도로 제작됐으며 많은 누출량을 갖고 있다 [3]. 본 논문에서는 정압원을 갖는 인체 삽입형 약물 전달 장치 제작에 필요한 초소형 수동형 유체 압력 조정기를 제작 및 실험하였다. 제안된 조정기는 전력을 필요로 하지 않으며 간단한 구조와 제작 공정과 동작 원리를 갖는다 [2-4]. 압력 조절장치는 생체 적합성 물질인 실리콘과 유리 기판, PDMS로 제작하였으며, 압력 조절 성능을 측정하였다.

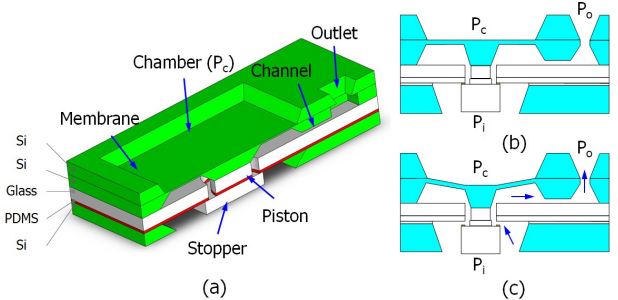
2. 조정기의 구조 및 동작원리

초소형 수동형 유체 압력 조정기는 크게 4개의 층으로 구성된다. 그림 1은 초소형 수동형 유체 압력 조정기의 단면도 (a) 및 동작 원리도 (b, c) 이다. 상단으로부터 첫 번째 층은 출력단에서의 유체 토출 압력 설정을 위한 챔버 (P_c)를 가지며, 두 번째 층은 박막 챔버와 미세 유로 그리고 출력단의 압력과 챔버 내부의 압력 (P_c) 차이에 의해 수직 방향의 변위를 갖는 박막이 존재한다. 최하단 층은 박막에 작용하는 압력 기작에 의해 유체의 흐름을 제어하는 밸브 기능의 스톱퍼 (stopper)를 가지며, 스톱퍼와 박막의 연결을 위한 피스톤을 세 번째 층이 형성하고 있다. 그림 1(b)는 압력 평형 기작에 의해 스톱퍼가 닫혀서 약물이 흐르지 않는 상태이고 그림 1(c)는 약물이 출력단 포트를 통해 토출되고 있는 상태이다. 입력단의 압력 (P_i), 챔버 내부의 압력 (P_c), 그리고 출력단의 압력 (P_o)사이의 압력 평형 기작에 의한 수직 방향의 박막 변위에 따라 밸브는 동작하게 된다. 이러한 압력 평형 기작에 의해 챔버 (P_c)에서 설정한 압력에 따라 출력단의 압력은 입력단의 압력의 변화에 관계없이 항상 일정하게 유지된다.

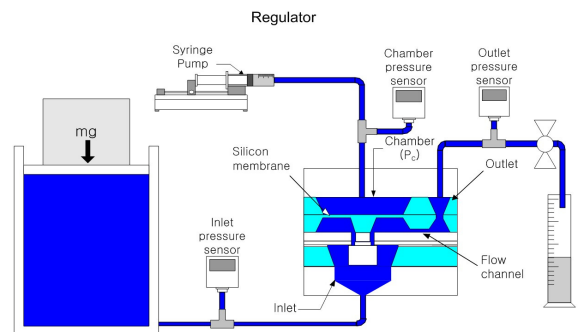
3. 조정기 제작

상부 실리콘 기판은 525 μm 웨이퍼에 1 μm의 열산화막을 형성하고 패터하여 TMAH 용액을 이용한 식각을 통해 챔버 (P_c)와 출력단 포트를 제작하였다. 박막을 형성할 두 번째 층의 실리콘 기판은 525 μm 웨이퍼에 1 μm의 열산화막을 형성하고 패터하여 TMAH 용액을 이용한 425 μm 깊이의 식각을 통해 보스 구조물과 출력단 그리고 박막을 형성한다. 미세유로 형성과 출력단 형성을 위해 다시 1 μm의 열산화막을 성장시키고 패터한 후 100 μm 깊이의 2차 습식 식각을 한다. 중간 유리 기판은 500 μm 두께의 파이렉스 웨이퍼에 샌드 블라스트를 이용하여 입구와 보스를 형성시킨다. 50 μm 두께의 PDMS 박막은 중간 유리 기판과 스톱퍼, 하부 기판을 접합시키기 위해 제작하였다. 하부 기판은 실리콘 웨이퍼에 1 μm의 열산화막을 형성하고 패터한 후 TMAH 습식 식각을 통해 구조체를 제작한다. 스톱퍼 구조물은 유리 기판에 스퍼터를 이용하여 Ti/Au를 증착하고 패터를 한 후 기판을 절단하여 얻었다.

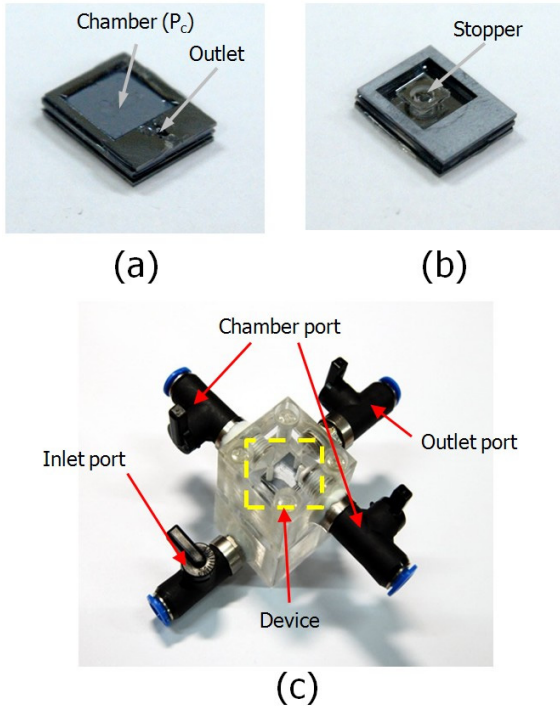
두 번째 층의 실리콘 기판, 중간 유리 기판은 양극 접합을 이용하여 접착시키고 상부 실리콘 기판은 PDMS curing을 이용하여 접착시킨다. 테슬라 코일을 이용해 PDMS 박막을 표면 처리한 후 제작한 구조체와 접합시킨다. 반대면 PDMS 박막과 스톱퍼, 하부 기판을 접합시켜 초소형 수동형 유체 압력 조정기를 완성한다. 제작된 소자의 크기는 10 x 13 x 2.1 mm³이다.



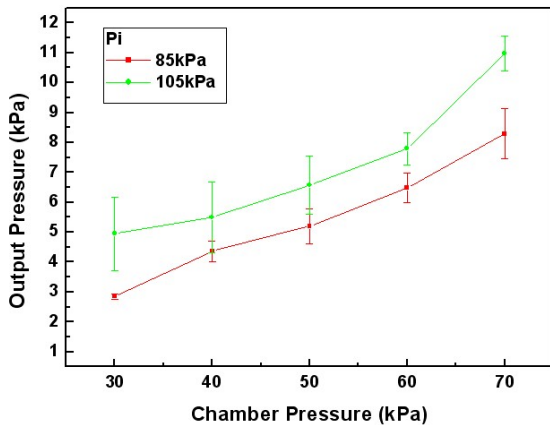
<그림 1> 압력 조정기 단면도와 동작그림 (a) 단면도 (b) Close state (c) Open state



<그림 2> 압력 조정기 실험장치도



〈그림 3〉 제작된 압력 조정기와 시험용 지그
(a) 윗면 (b) 아랫면 (c) 시험용 지그



〈그림 4〉 챔버 압력 (P_c)에 따른 출력단 압력 측정

그림 3은 제작된 압력 조정기의 윗면 (그림 3 (a))과 아랫면 (그림 3 (b))의 사진이다. 압력 측정 실험은 그림 2에서와 같이 제작된 압력 조정기를 시험용 지그(그림 3(c))에 장착하여 챔버에 일정 압력을 설정하고 입력단에 질량체를 이용하여 정압을 인가하여 출력단에 위치한 밸브를 개방하여 유체를 흐르게 하면서 압력 조절 성향을 측정하였다.

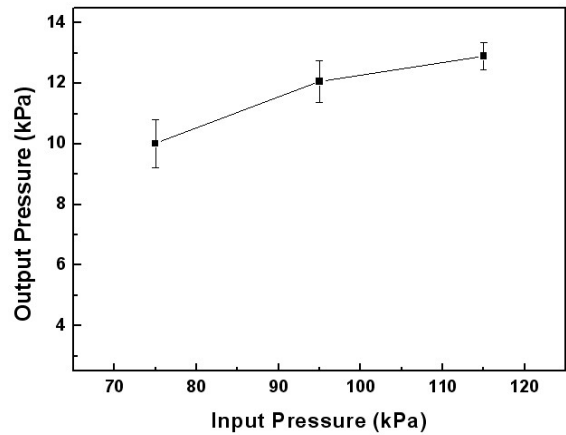
4. 챔버 압력에 따른 출력단의 압력

입력단 각각 85kPa과 105kPa의 압력을 인가하고 챔버의 압력 (P_c)을 30, 40, 50, 60, 70kPa로 달리하면서 출력단 압력을 측정하였다. 그림 4는 챔버의 압력 (P_c)에 따른 출력단의 압력을 측정 한 그래프이다. 챔버의 압력 (P_c)변화에 따른 출력단 압력은 입력단의 압력이 85kPa인 경우 평균값이 2.8kPa에서 8.3kPa로 측정되었고 입력단의 압력이 105kPa인 경우 출력단 압력은 5kPa에서 11kPa로 측정되었다.

그림 4는 입력단의 압력에 20kPa의 변화 주었을 때, 출력단의 압력은 입력단의 압력 변화의 1/10 정도인 평균 1.7kPa의 변화량을 보여 주었다. 챔버의 압력 (P_c)이 증가할수록 출력단의 압력 또한 증가하는 것으로 보아 챔버의 압력 (P_c)을 통해 출력단의 압력을 조절할 수 있음을 확인하였다.

5. 입력단의 압력에 따른 출력단의 압력

챔버의 압력 (P_c)이 일정할 때, 입력단의 압력 변화가 출력단 압력에 영향을 주는지 알아보기 위해, 챔버의 압력 (P_c)을 50kPa로 일정하게 유지시키면서 입력단의 압력을 75kPa에서 115kPa로 증가시키면서 출력단의 압력을 측정하였다. 입력단의 압력에 따른 출력단의 압력 변화에 대한 실험 결과를 그림 5를 통해 알 수 있다. 입력단의 압력이 40kPa 증가되었을 때, 출력단의 압력은 2.9kPa의 변화를 보였다. 이는 입력단의 증가량의 약 7% 정도의 변화량을 보여주고 있다. 이상적인 경우 입력단 압력에 따라 출력단의 압력 변화가 없어야 하지만, 결과적으로 7% 변화로 압력 조절장치로서의 가능성을 확인하였다.



〈그림 5〉 입력단 압력에 따른 출력단 압력 측정

6. 결 론

본 연구에서는 약물 투여 장치에 응용 가능한 초소형 수동형 유체 압력 조정기를 제작하고 실험하였다. 제작된 압력 조정기는 가 입력단, 챔버, 출력단 압력들의 평형 기작에 의해 동작하고, 이러한 이유로 전력을 소비하지 않는 장점이 있다. 챔버 압력 (P_c) 변화에 따른 출력단 압력 측정 결과를 통해 입력단에 인가된 압력의 일정할 때, 출력단의 압력이 챔버에 설정된 압력 (P_c)에 영향을 받으며, 챔버의 압력 (P_c)이 일정할 때, 입력단의 압력 변화가 출력단의 압력에 적은 영향을 준다는 것을 알 수 있다. 압력 조정기는 Si-Pyrex glass 양극 접합과 Si-glass, Si-Si 기판 간의 표면 처리된 PDMS 박막을 이용하여 간단하게 제작할 수 있다. 구조적인 최적화를 통해 입력단 압력 변화가 압력 평형 기작에 미치는 영향을 줄이고 출력단의 압력이 적은 변화량을 유지하는 챔버의 압력 (P_c) 범위를 찾아 다음 연구에 적용할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 2008년 지식경제부의 IT원천기술개발 사업의 연구 결과로 수행되었습니다. (과제번호 2005-S-093-03)

[참 고 문 헌]

[1] Didier Maillefer, S. Gamper, B. Frehner, P. Balmer, H. van Lintel, P. Renaud, "A High-performance Silicon Micropump for Disposable Drug Delivery Systems", Proc. Of the 14th IEEE MEMS, pp. 413-417, 2001
 [2] P. Cousseau, R. hirschi, B. Frehner, S. Gamper, D. Maillefer, "Improved Micro-flow Regulator for Drug Delivery Systems", Proc. Of the 14th IEEE MEMS, pp-527-530, 2001
 [3] A Debray, T. Nakakubo, K. Ueda, S. Mogi, M. Shibata, H. Fujita, " A Passive Micro Gas Regulator for Hydrogen Flow control, JMM. 15, S202-209, 2005
 [4] Byunghoon Bae, H. S. Kee, S. H. Kim, Y. Lee, T. S. Sim, Y. K. Kim, K. H. Park, " In vitro experiment of the pressure regulating valve for a glaucoma implant", JMM 13, pp.613-619, 2003