韓國精密工學會 2005 年度 秋季學術大會論文集

열 공압을 이용한 능동 미세바늘의 제작

안재용*(MEMS & Nanophotonics Lab., GIST), 황일한(MEMS & Nanophotonics Lab., GIST),
유성근(MEMS & Nanophotonics Lab., GIST), 이종현(MEMS & Nanophotonics Lab., GIST)

Active microneedle actuated by thermopneumatic force

J. -Y. An (MEMS & Nanophotonics Lab., GIST), I. -H. Hwang (MEMS & Nanophotonics Lab., GIST),
S. -K. You (MEMS & Nanophotonics Lab., GIST), J. -H. Lee (MEMS & Nanophotonics Lab., GIST)

ABSTRACT

This paper presents a novel movable microneedle that becomes active when necessary to use. Conventional researches have been focused on the fabrication of microneedles and the interface with fluidic chip [1,2]. Therefore, we proposed an active microneedle to sample body fluids or deliver drugs in a controlled amount by actuating the needles. This allows us to keep the needles in operation only when necessary so that both the body skin and the needles can be protected from undesirable external disturbance while no operation.

Key Words : Thermopneumatic (열공압) , Active (능동), Microneedle (미세바늘).

1. 서론

피부를 통한 약물전달이나 혈액 채취함에 있어서 기존의 주사는 환자들에게 고통을 수반할 뿐만 아니라 피부에 상처를 내어왔다. 하지만 미세가공기술의 발달에 의하여 미세바늘의 공정이 가능하게 됨에 따라 고통과 상처 없이 약물전달이나 혈액 채취를 할 수 있는 다양한 미세바늘이 개발되고 있다. 미세바늘의 연구는 피부의 상처를 줄이기 위해 실리콘, 금속 그리고 폴리머 등 다양한 재료를 사용하여 미세바늘의 형상을 변화시키는 연구가 활발하게 진행되고 있으며 또한 미세 유동 칩과의 연계를 통한 여러 가지 질병진단을 하는데 사용되고 있다.

본 연구에서는 새로운 개념의 움직이는 미세바늘을 설계/제작하였으며, 미세바늘의 구동은 열 공압을 이용한다. 기존의 미세바늘에 관한 연구는 형상 변화나 미세 유동 칩과의 interface 에 초점을 두었으나 [1,2], 본 연구에서는 구동이 가능한 미세 바늘을 제안함으로써 필요할 때에 원하는 양의 혈액을 추출하거나 약물의 전달을 가능하게 한다. 또한 혈액추출이나 약물 전달을 하지 않을 경우 미세바늘이 피부에서 떨어져 있기 때문에 피부의 손상을 최소화하며 또한 외부충격에 의하여 미세바늘이 파손되는 것을 막을 수 있다.

2. 구조 및 제작과정

2.1 구조

Figure 1 은 이 소자의 구조와 제작과정을 나타내는 그림이다. 총 6 개의 층으로서 미세바늘이 외부충격에 의하여 부서짐을 방지하기 위한 protection layer, 피부를 뚫기 위한 needle layer 그리고 미세바늘을 지지하기 위한 supporting layer 혈액을 이동시킬 수 있는 channel layer, 공기로 채워져 있는 chamber layer, 그리고 열을 발생시키기 위해 heater 가 만들어져 있는 substrate layer 로 구성되어 있다. needle layer 와 substrate layer 를 제외한 모든 layer 는 flexible 한 소재인 PDMS 로 제작되어 있다

2.2 제작과정

우선 PDMS (Sylgard 184, Dow corning) 구조물을 만들기 위해서는 PDMS solution 과 경화제를 10:1

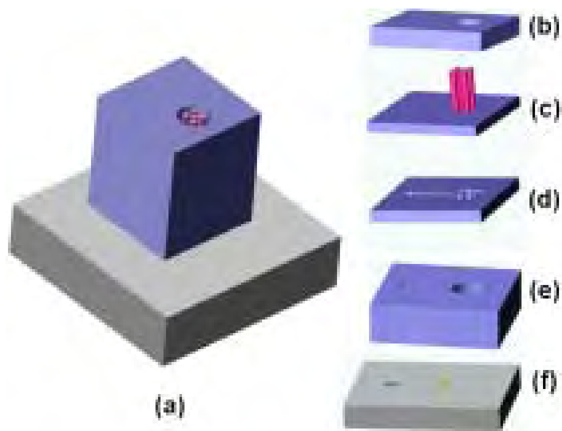

Fig. 1. Schematic configuration of the proposed microneedle and fabrication sequence (a) three dimensional view of the proposed microneedle, (b) PDMS spincoating and punch out, (c) needle fabrication, (d) SU-8 pattern and PDMS molding, (e) PDMS spincoating and punch out, and (f) Ti/Au pattern on the glass substrate using lift off process.

로 섞은 후 이때 발생하는 기포를 제거하기 위해 vacuum dessicator 에 넣어 기포를 확실히 제거한다. Fig.1(b),(e)는 PDMS spin coating 후 기계적인 힘으로 구멍을 뚫어 유체의 입구 혹은 출구와 열 공압을 발생시킬 수 있는 chamber 를 만든다. Fig.1(c) 는 microneedle 과 supporting layer 를 보여주고 있는데 needle 제작 후 그 위에 PDMS spin coating 을 함으로서 제작된다. Fig.1(d) 는 channel layer 로서 SU-8(Micro chem.) spin coating 후 photo lithography 과정을 통해 미세 패턴 후 PDMS 를 부어 molding 후 PDMS 떼어낸다. Fig.1(f) 는 heater 가 있는 substrate layer 를 보여 주고 있는데 heater 를 제작하기 위해 유리 기판 위에 Ti/Au 를 liftoff process 과정을 통해 미세 패턴을 한다. 각각의 층들은 oxygen plasma 처리를 함으로서 결합되어 완성된 소자의 모습을 보인다.

2.3 구동원리

Figure 2 는 소자의 cross- sectional 모습과 그 구동원리를 보여준다. 유리기판 위의 heater 에 전압을 인가해 주면 열이 발생하며 이 열은 chamber 안의 공기를 팽창시켜 channel 와 support layer 에 수직 변위를 발생시켜 needle 을 구동 시킬 수 있다

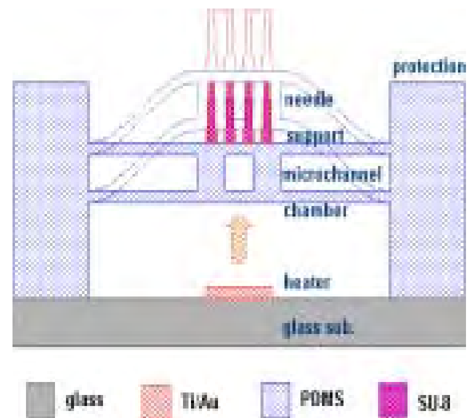

Fig. 2. Cross-sectional view and working principle of the proposed microneedle.

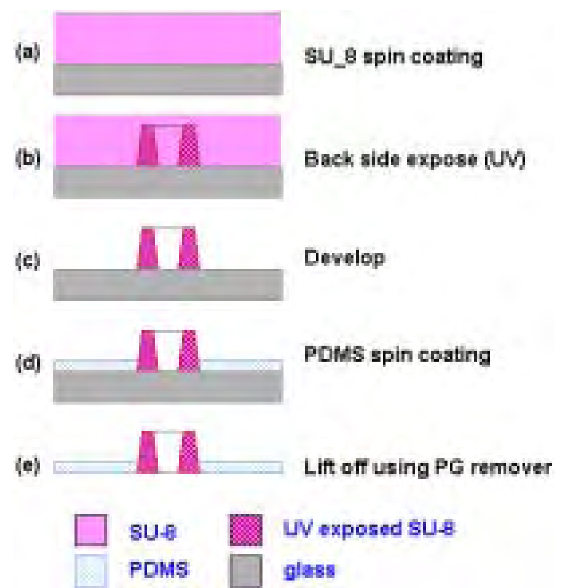

Fig. 3 Fabrication process of the needle layer.

3. 미세바늘의 제작

3.1 제작과정

Figure 3 은 미세바늘의 제작과정을 보여주고 있다. 우선 유리 기판 위에 SU-8 을 spin coating 후 유리기판 뒤에서 back side exposure 를 한 후 SU-8 developer 를 이용해 develop 을 하여 tapered 된 미세바늘의 형태를 제작할 수 있다. Supporting layer 를 만들기 위하여 PDMS 를 spin coating 한 후 PG remover(Micro chem.)를 이용하여 제작된 미세바늘을 유리 기판 위에서 떼어내어 미세바늘과 supporting layer 가 부착된 형태를 만들 수 있다.

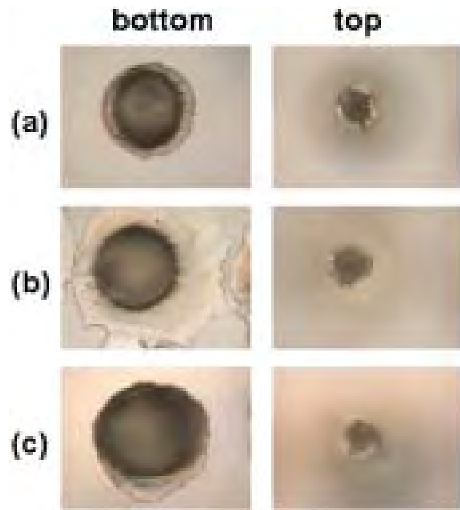

Fig. 4. Microscopic bottom and top view of the fabricated needle processed at the different exposure time for SU-8 (UV intensity 25 mW/cm2); (a) 2 min, (b) 4 min, and (c) 6 min.

Table 1. microneedle dimension

Exposure	Inner diameter	Thickness	Bottom diameter	Needle length
2 min	116 μm	16 μm	178 μm	415 μm
4 min	112 μm	11.5 μm	205 μm	463 μm
6 min	83.8 μm	7.35 μm	214 μm	588 μm

3.2 미세바늘 형상

Figure 4 는 UV exposure time 에 따른 미세바늘의 바닥면과 윗면의 microscopic 모양을 보여 주고 있다. Exposure time 은 2 분, 4 분,6 분으로 변화 시키면서 그 형상을 측정하였다. Table1 에서 알 수 있듯이 UV exposure time 을 증가할수록 바닥면의 직경이 커짐을 알 수 있으며 미세바늘이 길이가 늘어남을 알 수 있다. 또한 윗면의 직경이 작아짐도 확인 할 수 있었다. 하지만 바닥면의 직경이 설계치 160 μm 와 오차가 많이 나는데 이 이유는 유리기판을 통한 backside exposure 를 하기 때문에 유리의 굴절률에 의해 미세바늘의 형상이 변하기 때문이다. Figure 5 는 제작된 미세바늘의 SEM 사진이다. UV exposure time 에 따라 각각 410μm, 470μm,580μm 의 길이를 갖는 형상을 제작하였다.

4. 이론 및 구동 실험

Membrane 의 구동 특성을 알아보기 위하여 압력에 따라 membrane 의 이론식(1)을 사용하여 chamber 안의 압력을 예상하였으며 실제로 소자를

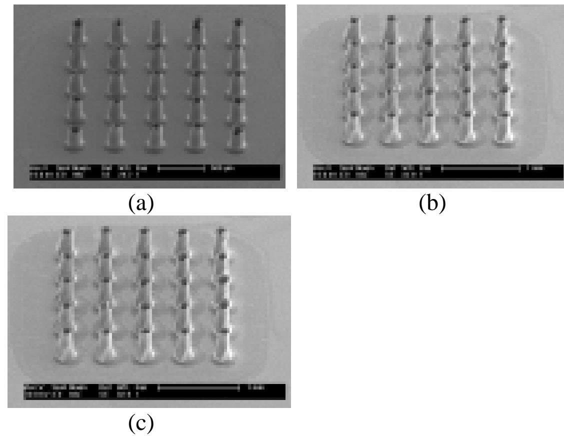

Fig. 5. SEM pictures of the array of microneedles processed at the different exposure time for SU-8; (a) 2 min, (b) 4 min, and (c) 6 min.

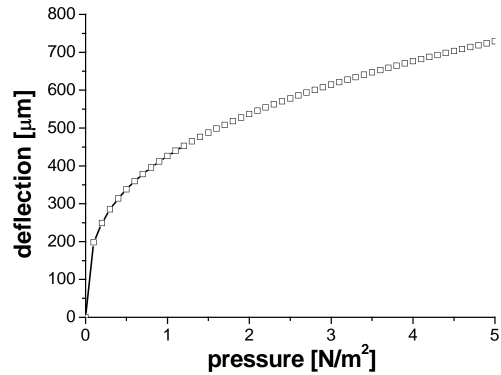

Fig. 6. Theoretical deflection of the PDMS membrane as a function of an input pressure.

만들어 구동특성을 측정하였다. 매우 얇은 경우의 plate(w_0>>h)경우 이를 고려한 이론식이 제안되었다 [3].

$$W_o = 0.662a\sqrt[3]{\frac{Pa}{Eh}} \qquad (1)$$

w_o: maximum deflection a: radius h: thickness
p: pressure E: Youngs modulus

Figure 6. 은 압력에 따른 최대 수직변위를 나타내고 있다. Figure 7 에서 알 수 있듯이 인가된 전압에 따라 membrane 의 수직 상승변위가 증가함을 알 수 있었고 미세바늘의 움직임을 이끌어 낼 수 있음을 확인하였다.

4. 결론

본 논문에서는 새로운 개념의 미세바늘을 제안하였고 미세바늘과 구동부분을 제작하여

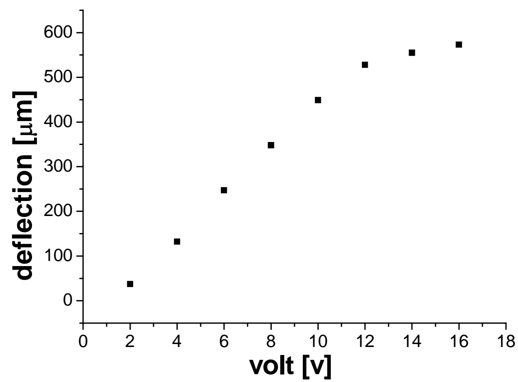

Fig. 7. Measured deflection of the PDMS membrane as a function of an input voltage.

실험 평가하였다. PDMS membrane 을 이용하여 수직변위 250 μm 이상을 얻어냄을 확인하였고 이를 통하여 능동형 미세바늘을 제작할 수 있음을 확인하였다.

후기

본 연구는 과학기술부(MOST) *"Development of LoC technology for MDSN (multi distributed sensor network)"* 과제의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고문헌

.

1. S. Henry, et al., Proc. 11th IEEE Int. Conf. MEMS, pp. 494-498, 1998.
2.] E. V. Mukerjee, et al., Sensors and Actuators, A 114, pp. 267-275, 2004.
3. H. Hencky, Z. Math, Uber den Spannungszustand inkreisrunden Platten, Z. Math. Phys., 63, pp. 311–313, 1915.