

생체의학에 적용 가능한 테이퍼형태의 금속성 마이크로니들 어레이의 개발

제우성^{a,*} · 이정봉^b · 김갑석^b · 김경환^c · 진병욱^a

^a동명정보대학교, 메카트로닉스 공학과, 부산

^b텍사스대학교, 에릭존슨 전자컴퓨터 공학부, 달라스

^c경원대학교, 전기정보공학과, 성남

A Development of Tapered Metallic Microneedle Array for Bio-medical Application

Woo Seong Che^{a,*}, Jeong-Bong Lee^b, Kabseog Kim^b,
Kyunghwan Kim^c, and Byung-Uk Jin^a

^aDepartment of Mechatronics Engineering, Tongmyung University of
Information Technology, Busan, Korea

^bThe University of Texas at Dallas, Erik Jonsson School of Engineering and Computer Science,
Richardson, TX 75083, USA

^cDepartment of Electrical and Information Engineering, Kyungwon University,
Seongnam, Kyunggi, Korea

초 록: 본 연구에서는 유리기판을 통한 SU-8의 이중층을 후면 노광을 통하여 테이퍼지고 속이 빈 형태의 마이크로니들 배열구조물을 만드는 새로운 방법을 제안하였으며 테이퍼지고 속이 빈 형태의 원형 축의 Buckling현상에 관한 해석해를 구하였다. Pyrex 7740을 유리기판으로 사용하고 이중층 구조의 SU-8 막을 후면 노광으로 금형 구조물을 제작하는 공정을 개발하였다. 200 μm 높이의 SU-8기둥들에서 4.37~5° 범위의 테이퍼 각도를 400 μm 높이의 SU-8 기둥에서는 3.08~4.48° 범위 내의 테이퍼 각을 보여주고 있다후면 유체저장소와 가로세로 각각 10개의 테이퍼 형태로 전기도금된 니켈 마이크로니들 어레이를 유리기판을 통해 이중층 구조의 SU-8막을 후면 노광하고, 니켈을 전기도금 함으로서 실현시켰다. 200 μm 와 400 μm 높이의 벽두께 10 μm -20 μm 및 내경 33.6 μm -101 μm 인 마이크로니들 어레이를 제작하였다. 또한 400 μm 높이의 벽두께 20 μm 및 내경 33.6 μm 인 3.08°의 테이퍼 각 마이크로니들의 임계 버클링힘은 1.8N이었다. 이 해는 차후의 테이퍼 형태의 마이크로니들의 설계시 많은 도움을 주리라 생각한다.

Abstract: This paper presents a novel fabrication process for a tapered hollow metallic microneedle array using backside exposure of SU-8, and analytic solutions of critical buckling of a tapered hollow microneedle. An SU-8 mesa was formed on a Pyrex glass substrate and another SU-8 layer, which was spun on top of the SU-8 mesa, was exposed through the backside of the glass substrate. An array of SU-8 tapered pillar structures, with angles in the range of 3.1°~5° was formed on top of the SU-8 mesa. Conformal electrodeposition of metal was carried out followed by a mechanical polishing using a planarizing polymeric layer. All organic layers were then removed to create a metallic hollow microneedle array with a fluidic reservoir on the backside. Both 200 μm and 400 μm tall, 10 by 10 arrays of metallic

*Corresponding author
E-mail: wsche@tit.ac.kr

microneedles with inner diameters of the tip in the range of 33.6~101 μm and wall thickness of 10 μm - 20 μm were fabricated. Analytic solutions of the critical buckling of arbitrary-angled truncated cone-shaped columns are also presented. It was found that a single 400 μm tall hollow cylindrical microneedle made of electroplated nickel with a wall thickness of 20 μm , a tapered angle of 3.08° and a tip inner diameter of 33.6 μm has a critical buckling force of 1.8 N. This analytic solution can be used for square or rectangular cross-sectioned column structures with proper modifications.

Keywords: A tapered hollow metallic microneedle, SV-8, Electroplate

1. 서 론

피하주사기는 1850년대 후반 프레보즈와 우드에 의해 시작된 이래 신체 채액 추출, 약물치료와 처리분야에 가장 많이 사용되어 왔다.¹⁾ 안전문제로 인해 피하주사기는 처음 사용 때보다 크기가 매우 작아졌다. 기존의 피하주사기는 환자들에게 고통에 대한 두려움을 야기시켰고, HIV (human immunodeficiency virus)와 같은 혈액 병원체의 감염과 병원종사자들의 바늘접촉에 의한 병원체 감염을 증가 시켜왔다. 미국에서만 매년 거의 백만 번 정도의 바늘에 의한 사고가 보고되고 있다.²⁾ 최근 더 안전한 피하주사기에 대한 연구와 약물투입을 최소화하는 연구, 채액 샘플링 장치의 대체 모델 개발을 위한 연구가 이루어졌다. Mitragoti³⁾는 저주파 초음파를 사용하여 인간피부에 대한 약물투과성을 증가시키기 위한 연구를 했고, 인슐린, 인터페론 감마, 적혈구와 같은 고분자 단백질의 피부 침투를 증명했다. 이러한 연구들은 바늘이 없는 약물투여 장치를 만들 수 있는 가능성을 제시했다. Henry⁴⁾는 150 μm 높이의 실리콘 마이크로 구조물의 배열을 만들기 위해 실리콘 미세 기계 가공 기술을 사용했으며, 이 경우 4배 이상 피부 침투성(permeability)이 증가했음을 증명했다. 그리고 이러한 구조상의 높이는 외피 바로 아래를 관통하므로 결과적으로 통증없이 효과적인 약물투여를 가능하게 할 수 있다. McAllister et al⁵⁾는 침투성 약물투여 외약용과 자연연소 외약용을 위한 테이프형 구조와 직선형구조의 금속바늘들에 대해 설명했다. Lin과 Pisano⁶⁾는 유체역학적인 폐경로로 이루어진 실리콘 피하주사기를 1, 3, 6 mm 크기로 개발했다. 이것은 CMOS 공정으로 제작되었기 때문에 반도체공학을 응용하여 집적화된 마이크로니들의 실현이 가능하다. Chandrasekaran과

Frazier⁷⁾는 역시 도금된 palladium과 palladium 합금, palladium 니켈을 사용하여 금속성 마이크로니들에 관한 연구를 수행하였다. 이 마이크로니들과 니들배열은 독립된 형태의 디바이스뿐만 아니라 더 복잡한 생체 검출 시스템의 일부로 사용될 수 있다. Zimmermann⁸⁾은 삼투성 Ploy-Si 분해막과 효소기반의 유량센서를 마이크로니들과 함께 사용하면서 자기보정(self-calibration)이 가능한 일회용 니들을 개발하였다. Ann⁹⁾은 체액 샘플링 장치로써 기능성 플라스틱 바이오 칩들의 멀티구조를 사용하여 일회성의 임상 진단 시스템을 개발하였다. 본 연구에서는 두 부분으로 나누어 마이크로니들에 관해서 연구를 수행하였다. 첫 번째는 마이크로니들 배열의 새로운 제조방법에 관한 연구이다. 유리기판을 통한 SU-8의 이중층을 후면 노광을 통하여 구조물을 만드는 새로운 방법을 제안하였다. 이 제작공정은 이전의 방법보다 저비용이며 대량생산이 가능하다. 두 번째는 마이크로니들 구조에서의 버클링에 관한 이론적인 해석 및 시뮬레이션을 수행하였다. 일반적으로 마이크로 니들에 관한 해석을 수행 할 때 원통형 축의 이론적인 해석해를 이용하여 해석 및 설계를 하였다. 본 논문에서는 테이퍼지고 속이 빈 형태의 원형축의 Buckling 현상에 관한 지배 방정식을 정리하고, 해석해(analytic solution)를 구하였다. 이 해는 다른 종류의 마이크로니들 설계시 유용하리라 본다.

2. SU-8의 후면 노광 공정

SU-8을 이용하는 UV-LIGA 공정은 상대적으로 높은 중형비의 미세구조물의 생성이 가능한 공정이다. 그러나 SU-8의 코팅막에서 균일하지 않은 자외선 노광 때문에 정상과 바닥에서 제작된 구조물의 측면치수가 균일하지 않은 치수 변이가 발생

한다. 일반적으로 정상층은 과다노광되고 바닥층은 노광이 부족하게 된다. SU-8은 네거티브 PR (photo resist)이기 때문에 공정 이후에 구조물의 윗부분은 SU-8의 구조물의 바닥부분보다 더 넓은 경향이 있다. 이것은 SU-8을 금형 구조물로 사용할 때 심각한 문제가 될 수 있다. 최근 Peterman¹⁰⁾은 금형구조물의 합리적인 제작을 위해서 유리 기판 위에 두꺼운 SU-8을 도포한 후 마스크를 통해 후면 노광을 제안했다. 본 연구에서는 Pyrex 7740을 유리기판으로 사용하고 이중층 구조의 SU-8 막을 후면 노광으로 금형 구조물을 제작하는 공정을 개발하였다. 마스크는 40, 60, 80, 100 μm 의 지름으로 등근띠 형태가 되도록 설계되어졌다. Fig. 1은 이중층의 SU-8 후면노광의 공정 순서도를 설명하고 있다. 실험은 지름 3인치 두께 700 μm 의 Pyrex 7740 glass 유리기판위에 SU-8을 스핀코팅으로 도포하였다. 200 μm 두께로 SU-8 2075를 스핀코팅하였고 잔류응력 제거를 위하여 평평한 평면 위에서 1시간 방치하였다. 이후 SU-8을 hot plate 위에서 65°C에서 5분, 95°C에서 45분동안 베이킹하였다. 노광량은 1000 mJ/cm^2 로 해서 노광을 하였으며 노광 이후의 포스트 베이킹은 65°C에서 1분동안, 95°C에서 15분동안 수행하였다.(Fig. 1(a)). 다른 SU-8 200 μm 두께층은 첫 번째 SU-8층 위에서 스핀코팅하여 제작하였다.(Fig. 1(b)). 이중층 구조의 SU-8은 소프트 베이킹 이후 두개의 다른 노광량(1000 mJ/cm^2 과 1500 mJ/cm^2)의 자외선에 노광된다.(Fig. 1(c)). 샘플은 그때 대략 90분 동안 SU-8의 현상용액에서 현상되어지고 RIE(reactive ion etcher)의 oxygen plasma (200W, 100% O_2) 상태에서 2분 동안 가공되었다.(Fig. 1(d)). Fig. 2는 이중노광된 SU-8 이중층 구조를 보여주고 있다. Fig.

2(a)는 1000 mJ/cm^2 의 노광량으로 노광하여 제작된 결과를 나타내고 Fig. 2(b)는 1500 mJ/cm^2 의 노광량으로 노광하여 제작한 결과를 보여준다. 1000 mJ/cm^2 경우에는 SU-8 기둥구조의 옆면들이 불충분한 노광분량 때문에 비교적 거칠다. 1500 mJ/cm^2 경우에는 SU-8기둥구조의 옆면이 비교적 깨끗한 것으로 나타났으며 아주 가느다란 SU-8 기둥구조가 제작되었다. 400 μm 높이의 SU-8 기둥구

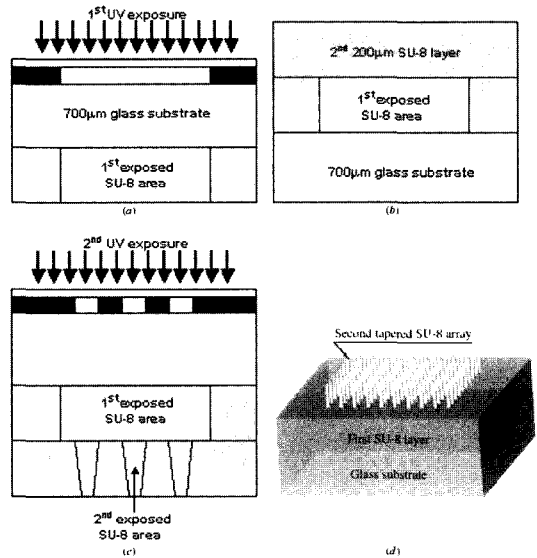


Fig. 1. A schematic of the process flow to fabricate tapered SU-8 pillar structures: (a) first 200 μm thick SU-8 exposure through a glass substrate, (b) second 200 μm thick SU-8 layer preparation, (c) the second SU-8 layer exposure through the glass substrate and the exposed first SU-8 layer to create an array of tapered SU-8 structures and (d) a general view of the fabricated double-layered SU-8 on a glass substrate.

Table 1. Measured dimensions of the 200 μm and 400 μm SU-8 pillar structures.

Diameters on SU-8 pillars	Diameters on the mask					
	200 μm tall SU-8 pillar			400 μm tall SU-8 pillar		
	Bottom	Top	Angle	Bottom	Top	Angle
40 μm	72.6 μm	38.0 μm	4.94°	76.7 μm	33.6 μm	3.08°
60 μm	95.8 μm	65.2 μm	4.37°	115 μm	58.2 μm	4.06°
80 μm	114 μm	81.3 μm	4.67°	137 μm	74.3 μm	4.48°
100 μm	136 μm	101 μm	5.0°	150 μm	91.4 μm	4.19°

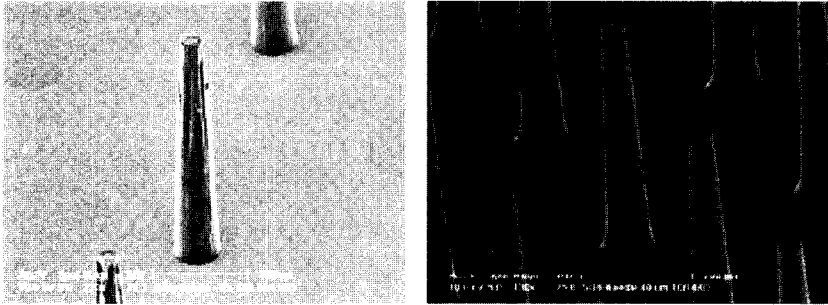


Fig. 2. SEM photomicrographs of 200 μm SU-8 pillar arrays processed at the different UV doses: (a) 1000 mJ/cm^2 and (b) 1500 mJ/cm^2 .

조 배열은 $2500\text{mJ}/\text{cm}^2$ 노광량의 공정으로 개발되었다. Table 1은 200 μm 와 400 μm 높이의 Su-8의 기둥구조에 있어서 최상단과 최하단의 측정된 직경과 각도를 나타낸다. 200 μm 높이의 SU-8 기둥들에서 $4.37\sim 5^\circ$ 범위의 테이퍼 각도를 400 μm 높

이의 SU-8 기둥에서는 $3.08\sim 4.48^\circ$ 범위 내의 테이퍼 각을 보여주고 있다. 400 μm 높이의 SU-8 기둥은 200 μm 높이 SU-8 기둥과 비교해서 최상단에서 더 작은 부피를 차지하고 최하단에서 더 넓은 부피를 차지한다. 이것은 두꺼운 SU-8에서 전체적

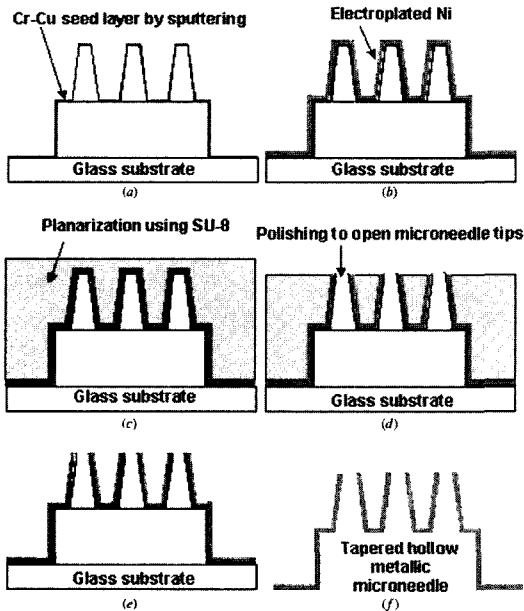


Fig. 3. A schematic of the process flow to fabricate a tapered metallic hollow microneedle array: (a) 100 \AA Cr and 1000 \AA Cu seed layer deposition by sputtering, (b) nickel electroplating, (c) planarizing SU-8, (d) polishing to open the microneedle tip, (e) removal of SU-8 planarization layer and separation of the microneedle array from the glass substrate and (f) removal of SU-8.

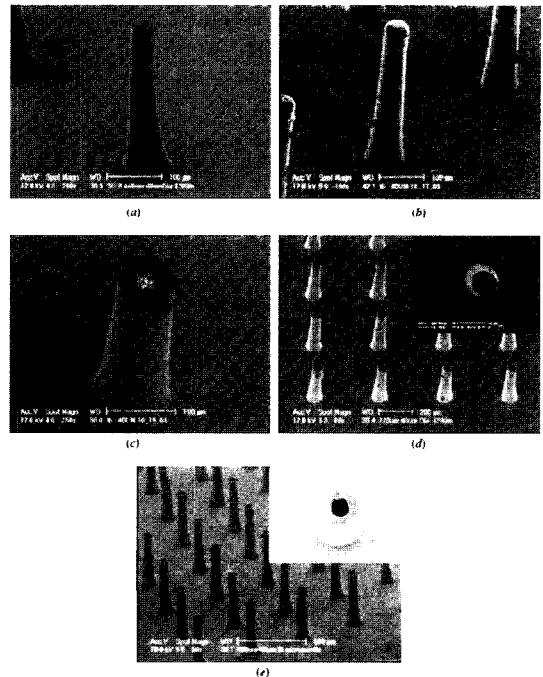


Fig. 4. SEM photomicrographs of a microneedle array under fabrication: (a) 400 μm tall tapered SU-8 pillar, (b) electroplated nickel covered SU-8 pillar, (c) an opened microneedle tip after SU-8 planarization and polishing, (d) 200 μm tall metallic hollow microneedle array and (e) 400 μm tall metallic hollow microneedle array.

으로 불균형한 노광량의 편차가 더 크기 때문인 것으로 판단되어진다.

3. 마이크로니들 어레이 (Microneedle Array)

앞서 제작한 뾰족한 테이퍼형 SU-8 몰드를 이용하여 금속 마이크로니들 어레이를 제작하였다. Fig. 3은 제작공정을 보여주고 Fig. 4는 제작된 마이크로니들 어레이의 SEM 사진을 보여준다. 100 Å의 크롬과 1000Å의 구리를 SU-8 마이크로니들 배열구조의 표면에 증착 시킨다.(Fig. 3(a)). 이후 물 1리터에 (Ni(SO₃NH₂)₂) 를 82 g, H₃BO₃ 를 37.5 g 과 lauryl sulfate 3 g을 넣은 설파민산 니켈 전기 도금액을 이용하여 55°C에서 전류의 밀도 5 mA/cm² (Fig. 3(b)) 의 조건으로 전기도금 공정을 수행한다.

Fig. 4(a)는 400 μm 높이의 끝이 뾰족한 SU-8몰드의 SEM 사진을 보여주고, Fig. 4(b)는 니켈도금을 한 후의 마이크로니들 어레이 구조를 나타낸다. 마이크로니들 어레이의 끝을 오픈하기 위해서 추가적인 450 μm 두께의 SU-8층을 도포한 후 소프트 베이킹을 하였다. 그리고 Fig. 3(d)와 같이 마이크로니들 층이 오픈될 때 까지 기계적인 연삭가공으로 가공을 하며 노광되지 않았던 SU-8층은 현상액에서 에칭하여 제거하였다. Fig. 4(c)는 마이크로니들의 오픈된 정상부분을 나타낸다. 이후 마이크로니들 구조를 글래스로부터 분리하고 현상액에서 SU-8층을 제거하였다. 마지막으로 SU-8 잔여물은 O₂/CF₄ (80%:20%) 조건에서 microwave plasma

etch 에서 건식 식각하였다. 이 공정의 결과로 테이퍼형 금속 마이크로니들 어레이와 유체 저장소가 있는 디바이스가 제작된다. Fig. 4(d)와 (e)는 각각 금속 마이크로니들 어레이 200 μm와 400 μm 높이의 SEM 사진을 나타낸다. 높이 200 μm 마이크로니들의 경우 두께는 10 μm이고 높이 400 μm 마이크로니들의 경우는 20 μm의 두께를 가지고 있다. Fig. 5(a)는 전통적인 28 스테인레스 금속 주사바늘과 높이 400 μm 마이크로니들 배열을 비교해서 SEM 사진으로 보여주고 있으며 Fig. 5(b)는 마이크로니들 배열의 후면을 보여준다. 이것은 SU-8의 제거이후, 유체저장소와 마이크로니들 어레이의 구멍이 제작되었음을 보여준다.

4. 마이크로니들의 버클링의 해석 및 응력해석

마이크로니들은 기계적으로 피부를 관통하기에 충분한 강도를 가져야한다. 특히 항복강도를 고려하여 설계되어야 한다. 만약 마이크로니들이 파괴가 일어나서 피부 속에 잔류하게 되면, 사용이후 문제를 야기 시킬 수 있기 때문이다. 그리고 현재 설계된 마이크로니들의 경우 높은 종횡비 구조를 가지고 있기 때문에 버클링현상이 발생할 가능성을 포함하고 있다.

대부분의 연구들은 마이크로니들의 버클링현상을 간단한 원형축으로 해석한 후 이를 설계에 반영하였다. 본 연구에서는 테이퍼형태로 중간이 비어있는 원형축에 관한 버클링문제에 관해서 지배방

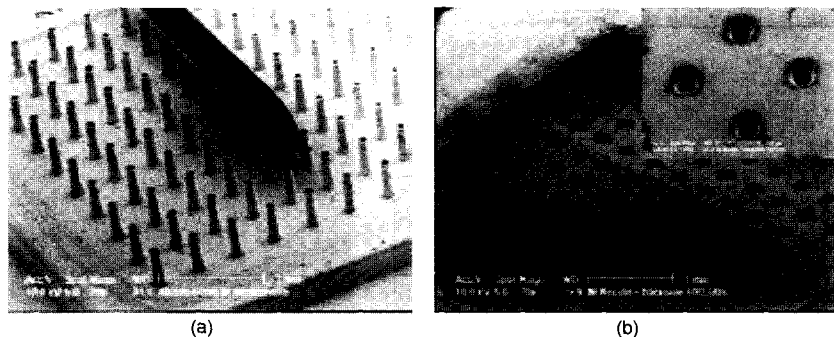


Fig. 5. SEM photomicrographs of a microneedle array: (a) a 400 μm tall tapered hollow metallic microneedle array in comparison with a conventional stainless steel needle and (b) backside of the microneedle array which shows the fluidic reservoir and hollow holes.

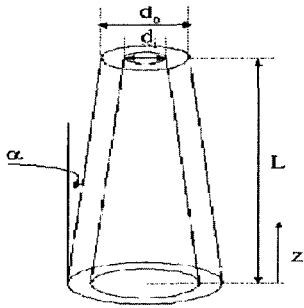


Fig. 6. A schematic diagram of a hollow truncated cone column.

정식을 세우고 해석해를 구하였다. 이 해는 차후의 테이퍼 형태의 마이크로니들의 설계시 많은 도움을 주리라 생각한다.

Fig. 6은 본 연구에서 다루는 테이퍼진 축의 형태를 도시한 것이며 이에 대한 힘과 변위에 관한 지배방정식은 다음 식(1)과 같다.

$$El(z) \frac{d^2 y(z)}{dz^2} + M(z) = 0 \tag{1}$$

여기서 E는 탄성계수(Young's modulus), I(z)는 관성모멘트, y(z)는 y축 방향 변위, M(z)는 굽힘 모멘트이다. Smith[11]는 고정-자유단을 가진 임의의 형상 단면의 테이퍼 축에서 임계 버클링 힘(\$P_{cr}\$)을 식(2)와 같이 됨을 증명하였다.

$$P_{cr} = \frac{\pi \pi^2 E}{2L^3} \int_0^L \sum_{i=0}^n k_i z^i \cos^2 \left(\frac{\pi z}{2L} \right) dz \tag{2}$$

여기서 \$\sum k_i z^i = I(z)\$, 이고, 는 축의 단면 형상에 따라 결정되는 상수이다.

Fig. 6에 되어 있는 테이퍼축의 경우 테이퍼각이 a, 안지름이 \$d_i\$, 바깥지름이 \$d_o\$ 이며, 임의의 위치 z에서의 관성 모멘트는 식(3)으로 나타낼 수 있다.

$$I(z) = \frac{\pi}{64} \left[\begin{aligned} &(d_o^4 - d_i^4) + 8(L-z) \tan \alpha (d_o^3 - d_i^3) \\ &+ 24(L-z)^2 \tan^2 \alpha (d_o^2 - d_i^2) \\ &+ 32(L-z)^3 \tan^3 \alpha (d_o - d_i) \end{aligned} \right] \tag{3}$$

식(3)을 식(2)에 대입하므로써 끝이 잘린 고정-자유단 축의 임계 버클링 힘은 다음 식(4)와 같이 결정할 수 있다.

$$P_{cr} = \frac{E}{80\pi L^2} \left[\begin{aligned} &\frac{5\pi}{16} (d_o^4 - d_i^4) + \left(5\pi^2 + \frac{5}{4}\pi^4 \right) (d_o^3 - d_i^3) L \tan \alpha \\ &\times \left[\begin{aligned} &+ \left(15\pi^2 + \frac{5}{2}\pi^4 \right) (d_o^2 - d_i^2) L^2 \tan^2 \alpha \\ &+ \left(-120 + 30\pi^2 + \frac{5}{2}\pi^4 \right) (d_o - d_i) L^3 \tan^3 \alpha \end{aligned} \right] \end{aligned} \right] \tag{4}$$

임의의 하나의 마이크로니들에 대해서 ANSYS를 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 힘은 니켈의 항복강도가 발생할 때 까지 수직방향의 힘과 수평방향의 힘을 증가시키면서 수행하였으며, 이를 통해 마이크로니들의 구조물에서 파괴가 일어날 수 있는 부분을 찾아내었다. 재료로 사용된 전기도금된 니켈에 대한 물성치는 탄성계수가 25GPa이고 항복강도가 830MPa인 경우를 사용하였다.

첫 번째 시뮬레이션의 결과는 수직 압축응력을 가하는 경우로 Fig. 7에 나타내었고, 니들과 판의 경계면에서 최대응력이 나타나는 것을 알 수 있었다. 두 번째 시뮬레이션은 오른쪽에서 왼쪽 수평방향의 힘이 가해질 경우를 Fig. 8에서 나타내었고,

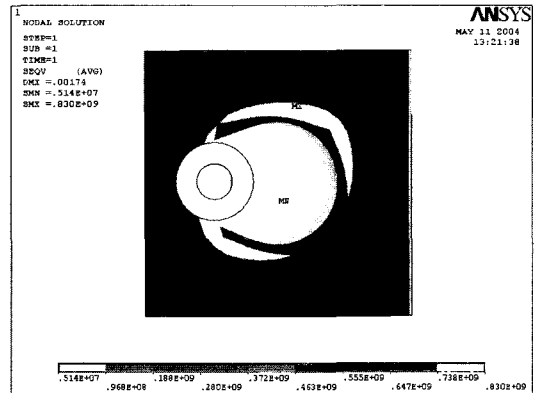


Fig. 7. Zoom in maximum stress(vertical force).

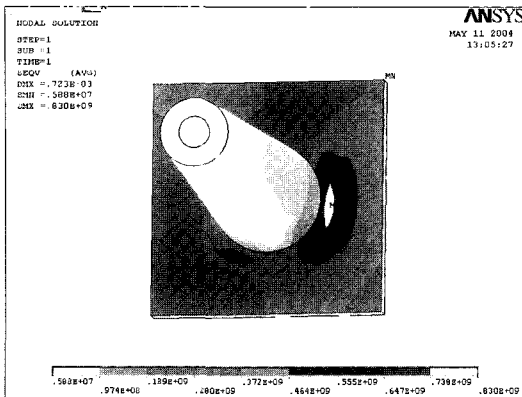


Fig. 8. Zoom in maximum stress(horizontal force).

그 결과 니들과 판의 경계면에서 힘을 받은 오른쪽 부분에 최대응력이 나타나는 것을 알 수 있었다.

5. 결 론

후면 유체저장소와 가로세로 각각 10개의 테이퍼 형태로 전기도금된 니켈 마이크로니들 어레이를 유리기판을 통해 이중층 구조의 SU-8막을 후면 노광하고, 니켈을 전기도금 함으로서 실현시켰다. 테이퍼 각도가 5°보다 작은 200 μm와 400 μm 높이의 마이크로니들 어레이를 제작하였다. 이 공정은 비교적으로 간단하고, 값이 싸기 때문에 통증없이 약물을 분배하고, 체액의 견본을 추출할 수 있는 상업적인 금속 마이크로니들의 제조에 사용이 가능하다. 그리고 응력해석등을 통하여 마이크로 니들의 설계시 고려해야할 설계 인자들에 관한 중요한 결과들을 얻었다. 그리고 버클링에 관한 해석해를 구함으로서 현재 높은 종횡비의 마이크로니들을 설계할 때 발생할 수 있는 버클링을 피할수 있는 형상 치수를 결정할 수 있다. 본 연구를 통하여 제작된 마이크로 니들의 경우는 니들 주변의 지지판이 상대적으로 약함을 알 수 있다. 따라서 향후 설계시 이 부분의 보강에 관한 연구가 수행되어야 하며, 임상적 적용성에 대한 금속 마이크로 니들의 현실화를 위해서 생물학적으로 적합한 시험방법에 관한 연구를 수행해야한다.

감사의 글

이 논문은 한국과학재단의 해외 Post-doc. 연수 지원에 의하여 연구되었으며, 텍사스대학 마이크로로나노 장치 시스템 개발연구실의 M Thiker 박사님, A Nallani 박사님, J-C. Lee 박사님, K Colinjivdi 박사님, B Pillans 박사님, 그리고 루지애나 주립대학교 Y Desta 박사님과의 가치 있는 기술적인 토론에 깊이 감사드립니다.

참고문헌

1. R. McGrew and M. McGrew, "Encyclopedia of Medical History" New York: McGraw Hill (1985).
2. J. Jagger, E. H. Hunt, J. Brand-Elnaggar and R. D. Person, "Rates of Needle-stick Injury Caused by Various Devices in a University Hospital" *New Engl. J. Med.* 319, 2848(1988).
3. S. Mitragotri, D. Blankschtein and Langer R, "Ultrasound-mediated Transdermal Protein Delivery" *Science* 269, 8503(1995).
4. S. Henry, D. V. McAllister, M. G. Allen and M. R. Prausnitz, "Micromachined Needles for Transdermal Delivery of Drugs" *Proc. 11th IEEE Int. Conf. MEMS* pp 4948(1998).
5. D. V. McAllister, F. Cros, S. P. Davis, L. M. Matta, M. R. Prausnitz and M. G. Allen "Three-dimensional Hollow Microneedle and Microtube Arrays" *10th Int. Conf. Solid-State Sensors and Actuators* pp 1098101 (1999).
6. L. Lin and A. P. Pisano, "Silicon-processed Microneedles" *J. MEMS* 8, 7884(1999).
7. S. Chandrasekaran and A. B. Frazier, "Characterization of Surface Micromachined Metallic Microneedles" *J. MEMS* 12, 28895(2003).
8. S. Zimmermann, D. Fienbork, B. Stoeber, A. W. Flounders and D. Liepmann, "A Microneedle-based Glucose Monitor: Fabricated on a Wafer-level Using in-device Enzyme Immobilization" *12th Int. Conf. Solid-State Sensors and Actuators* pp 99102(2003).
9. C. Ahn, J. Choi, G. Beaucage, J. Nevin, J. B. Lee, A. Puntambekar and J. Y. Lee, "Disposable Smart Lab-on-a-chip for Point-of-care Clinical Diagnostics" *Proc. IEEE* 92, 15473(2004).
10. M. C. Peterman, P. Huie, D. M. Bloom and H. A. Fishman, "Building Thick Photoresist Structures from the Bottom up" *J. Micromech. Microeng.* 13, 3802 (2003).

11. W. G. Smith, "Analytic Solutions for Tapered Column Buckling" *Comput. Struct.* 28, 67781(1988).
12. T. Fritz, T. Leuerer, C. Kruger, W. Mokwa and U. Schnakenberg, "Mechanical Properties of Electroplated Nickel", "Technical Digest of Micro Materials Micro Mat" *3rd Int. Conf. and Exhibition (Berlin, Germany)* pp 7525(2000).