

# 반도체 미세공정 기술을 이용한 Hollow형 실리콘 미세바늘 어레이의 제작

論文

56-12-27

## Fabrication of Hollow-type Silicon Microneedle Array Using Microfabrication Technology

金承國\*·張鍾賢\*\*·金秉玟\*·梁翔植\*\*\*·黃仁式§·朴政浩†  
(Seung Kook Kim · Jong-hyeon Chang · Byoungmin Kim · Sang Sik Yang ·  
In Sik Hwang · Jungho Pak)

**Abstract** - Hollow-type microneedle array can be used for painless, continuous and stable drug delivery through a human skin. The needles must be sharp and have sufficient length in order to penetrate the epidermis. An array of hollow-type silicon microneedles was fabricated by using deep reactive ion etching and HNA wet etching with two oxide masks. Isotropic etching was used to create tapered tips of the needles, and anisotropic etching of Bosch process was used to make the extended length and holes of microneedles. The microneedles were formed by three steps of isotropic, anisotropic, and isotropic etching in order. The holes were made by one anisotropic etching step. The fabricated microneedles have 170  $\mu\text{m}$  width, 40  $\mu\text{m}$  hole diameter and 230  $\mu\text{m}$  length.

**Key Words** : Hollow-type silicon microneedle array, Deep reactive ion etching, HNA wet etching, Isotropic etching, Anisotropic etching

### 1. 서 론

사람의 피부를 통해 필요한 약물을 전달하기 위한 미세바늘은 어떠한 형태로 제작할 것인가가 매우 중요하다. 피부를 뚫고 삽입될 수 있도록 미세바늘의 끝은 뾰족해야 하고, 체내로 전달되는 약물의 양을 쉽게 조절할 수 있도록 바늘내부에 약물 이동을 위한 통로가 있어야 한다. 바늘의 길이는 표피의 두께를 고려하여야 한다. 표피의 두께는 인체의 부위마다 차이가 있으나 약 50 ~ 100  $\mu\text{m}$ 로 알려져 있는데 [1, 2], 이로부터 바늘 길이를 적절히 조절해야 한다. 본 논문에서는 기존의 실리콘 미세바늘 어레이의 문제점을 해결 할 수 있는 구조와 그 공정을 설계하고, 그에 따라 hollow형 실리콘 미세바늘 어레이를 제작하였다.

반도체 미세공정 기술(MEMS, micro-electro-mechanical systems)을 이용한 약물전달을 위한 미세바늘 어레이의 제작에 관한 연구가 많은 연구자들에 의해 이루어져 왔다. 그림 1의 미세바늘 어레이들은 피부에 침투하기 쉽도록 각기 다른 방법을 이용하여 그 끝을 날카롭게 하였다[3-5]. 구멍이 없는(non-hollow type) 미세바늘은 구멍이 있는 미세바늘보다 그 제작 과정이 간단한 편이나, 바늘 내부로 약물이 전달되는 것이 아니라 바늘 끝 또는 바늘 표면에 약물을 둘

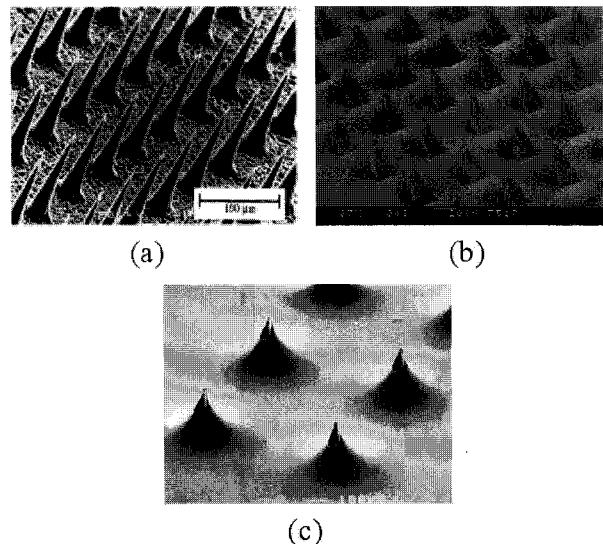


그림 1 기존의 실리콘 미세바늘 어레이; (a)구멍이 없는 미세바늘 어레이[3], (b)KOH 습식 식각으로 제작한 구멍이 있는 미세바늘 어레이[4], (c)RIE 건식 식각 및 nitric 습식 식각으로 제작한 구멍이 있는 미세바늘 어레이[5]

Fig. 1 Previous silicon microneedle arrays: (a)non-hollow type microneedle array[3], (b)hollow-type microneedle array using KOH wet etching[4], (c)hollow-type microneedle array using RIE dry etching & nitric wet etching[5]

\* 學生會員 : 高麗大 工大 電氣工學科 碩士課程

\*\* 正 會 員 : 高麗大 工大 電氣工學科 博士課程

\*\*\* 終身會員 : 亞州大 電子工學科 教授 · 工博

§ 非 會 員 : 케이엘에이치(株) 中央研究所 理事 · 工博

† 교신저자, 終身會員 : 高麗大 工大 電氣工學科 教授 · 工博

E-mail : pak@korea.ac.kr

接受日字 : 2007年 6月 12日

最終完了 : 2007年 9月 3日

혀서 전달하기 때문에 지속적인 약물 전달이 불가능한 단점이 있다. 특히 그림 1(a)는 실리콘을 건식 식각하여 만든 뾰족한 미세바늘인데 피부에 침투하기 쉬운 장점은 있으나, 바늘 위쪽으로 갈수록 바늘의 폭이 가늘어지는 형태이기 때문에, 외부의 힘에 쉽게 부러질 수 있는 단점이 있다. 그림 1(b)의 미세바늘은 실리콘의 결정 방향을 이용하여 그 끝을 날카롭게 만든 형태인데, 결정 방향에 따라 바늘의 경사도가 결정되기 때문에, 아래 면의 폭에 따라 바늘 길이가 결정된다. 즉, 미세바늘의 길이가 길어질 경우 바늘 아래 부분의 폭이 넓어져서 피부에 적용할 경우 피부의 손상을 초래할 수 있다. 실리콘을 습식 식각하여 만든 그림 1(c) 바늘의 경우에도 마찬가지로 바늘 아래 부분의 폭이 넓어지는 단점이 있다.

## 2. 본 론

### 2.1 Hollow형 실리콘 미세바늘 어레이 설계 및 제작

기존의 실리콘 미세바늘의 단점을 보완하기 위하여 제시한 미세바늘 어레이는 반도체 미세공정에서 가장 많이 사용되는 재료인 실리콘을 반도체 미세공정기술의 기본인 증착, 사진, 식각 공정을 이용하여 첫 번째 등방성 식각으로 바늘의 모양을 뾰족하게 만들고, 두 번째 비등방성 식각으로 바늘의 길이를 조절하며, 뒷면으로부터 한번 더 비등방성 식각을 진행하여 약물이 이동할 수 있는 통로를 만든 뒤, 마지막 등방성 식각으로 바늘의 모양을 더욱 뾰족하게 만들어 피부에 침투가 잘되고, 표피의 두께에 따라 그 길이를 조절할 수 있도록 하였다.

그림 2는 hollow형 실리콘 미세바늘 어레이의 제작 과정을 모식적으로 보여준다. 먼저 양면 폴리싱된 실리콘 웨이퍼의 양면에 양질의 열 산화막을 실리콘 표면에 형성하고(그림 2(a)), PECVD(plasma-enhanced chemical vapor deposition, P5000 TEOS CVD)를 이용하여 식각 공정의 마스크 층으로 사용하기 위한 두꺼운 산화막을 증착한 뒤(그림 2(b)), 포토리소그래피(photolithography)와 RIE(reactive ion etcher, P5000 Etcher)를 이용하여 패터닝하여 산화막 마스크를 형성하였다(그림 2(c)). 웨이퍼 앞면의 산화막 마스크는 바늘의 폭과 등방성 식각을 고려하여 한 변의 길이가 200  $\mu\text{m}$ 인 정사각형으로 설계하였다. 산화막 증착 시 최종 미세바늘 어레이가 제작될 때까지 여러 번에 걸친 실리

콘 식각 과정에서 실리콘과 산화막의 식각비를 고려하여 마지막 공정까지 마스크의 기능을 안정적으로 수행 할 수 있도록 산화막을 두껍게 증착하였고, 이에 앞서 형성한 산화막은 실리콘 기판과의 접착력을 증가시키는 역할을 한다. 다음으로 미세바늘의 끝 부분을 가늘게 하기 위해 산화막을 마스

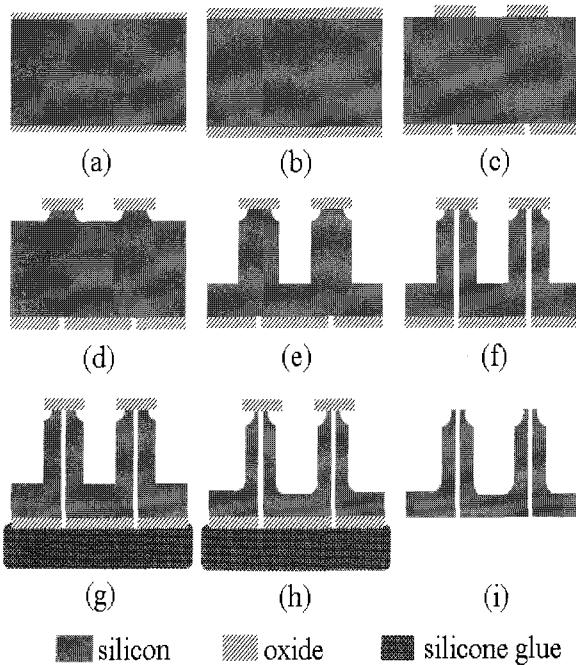


그림 2 미세바늘 어레이의 제작과정; (a)실리콘 웨이퍼 양면에 실리콘 열 산화막 증착, (b)실리콘 산화막 증착, (c)실리콘 산화막 패터닝, (d)앞면 첫 번째 실리콘 등방성 식각, (e)앞면 실리콘 비등방성 식각, (f)뒷면 실리콘 비등방성 식각, (g)뒷면에 실리콘 글루 도포, (h)앞면 두 번째 실리콘 등방성 식각, (i)실리콘 산화막 제거

Fig. 2 Process flow of microneedle array; (a)double side thermal oxide deposition, (b)double side oxide plasma enhanced chemical vapor deposition, (c)double side oxide patterning, (d)1st front-side isotropic dry etching, (e)front-side anisotropic dry etching, (f)back-side anisotropic dry etching, (g)back-side silicone glue coating, (h)2nd front-side isotropic wet etching, (i)oxide removing

표 1 DRIE 장비의 공정 조건

Table 1 Recipe of DRIE process

Variables	Isotropic etching		Anisotropic etching(Bosch process)		
	Si etching	Polymer deposition	Polymer etching	Si etching	
ICP RF Power (W)	825	3000	2500	2500	
C <sub>4</sub> F <sub>8</sub> (sccm)	0.5	150	150	150	
SF <sub>6</sub> (sccm)	100	250	250	250	
Ar (sccm)	30	30	30	30	
Pressure (mTorr)	23	25	60	60	

크 충으로 하여 DRIE(Plasma-Therm 770 SLR)를 이용하여 첫 번째 등방성 식각을 진행하였다(그림 2(d)). 다음으로 DRIE(UNAXIS Versaline FDSE III)의 Bosch-process로 비등방성 식각을 진행하였다[6, 7]. 이 때 웨이퍼 앞면의 비등방성 식각으로부터 미세바늘의 길이가 결정된다(그림 2(e)). 즉, Bosch-process의 식각 시간을 조절하면 다양한 길이의 미세바늘을 얻을 수 있다. DRIE 공정 시 가스의 종류 및 유입량, 챔버 내의 압력, RF power 등을 조절하면 다양한 형태의 프로파일을 갖는데[8], 50  $\mu\text{m}$ 이하의 낮은 식각 깊이를 필요로 하는 등방성 식각의 경우에는 일반적인 Plasma-Therm 770 SLR 시스템을 사용하였으나, 200  $\mu\text{m}$  이상의 높은 식각 깊이를 필요로 하는 Bosch-process를 이용한 비등방성 식각의 경우에는 출력이 높은 UNAXIS Versaline FDSE III 장비를 사용하였다. 전자의 경우에는 825 W의 출력으로 1.71  $\mu\text{m}/\text{min}$ 의 상대적으로 낮은 식각률을 보였으나 후자의 경우는 출력이 2500 W로 높아서 7.22  $\mu\text{m}/\text{min}$ 의 높은 식각률을 보였다.

Table 1은 미세바늘 어레이 제작을 위해 적용한 DRIE 장비의 공정 조건을 보여준다. 앞면의 두 번째 실리콘 식각 공정이 끝난 후 웨이퍼의 뒷면으로부터 비등방성 식각을 이용하여 약물 이동을 위한 통로를 형성하였다(그림 2(f)). 이 때 뒷면의 구멍의 모양은 한 변의 길이가 40  $\mu\text{m}$ 인 정사각형으로 설계하였다. 마지막 습식 식각 공정 시 웨이퍼의 뒷면으로부터 용액이 침투하여 약물이 이동할 수 있는 통로가 식각되는 것을 방지하기 위해 실리콘 글루로 표면을 보호하고(그림 2(g)), HNA(hydrofluoric, nitric, acetic acid) 용액을 이용한 습식 식각으로 두 번째 등방성 식각을 진행하였다(그림 2(h))[9, 10]. 앞면의 두 번째 등방성 식각 공정은 미세바늘의 폭을 더욱 가늘게 하고, 끝을 날카롭게 만든다. 마지막으로 뒷면을 보호하고 있는 실리콘 글루를 제거한 뒤 불산 용액에서 실리콘 산화막을 제거하여 최종적으로 hollow형 실리콘 미세바늘 어레이를 완성하였다(그림 2(i)).

## 2.2 Hollow형 실리콘 미세바늘 어레이 제작 결과

그림 3은 미세바늘 어레이 제작을 위한 실리콘의 단계별 식각 후 FE-SEM(XL30FEG, Philips Electron Co.) 측정 결과를 보여준다. DRIE를 이용한 첫 번째 등방성 식각 후 관찰한 결과에서 실리콘 웨이퍼의 수평 방향보다 수직 방향으로 식각이 더 잘 되는 것으로 나타났으며(그림 3(a)), 등방성 식각의 가로 폭과 세로 깊이의 비는 1 : 1.25로 측정되었다. 첫 번째 등방성 식각 이후 바늘의 길이를 결정하는 비등방성 식각의 경우, 실리콘 산화막 마스크 층으로부터 아래로 내려갈수록 바늘의 폭이 미세하게 줄어드는 모습을 보여주는데 이는 DRIE의 Bosch-process 공정 시 발생하는 footing effect의 영향이다(그림 3(b))[11,12]. 두 번째 등방성 식각 후 최종 제작된 미세바늘은 그림3(b)에 비해 바늘의 폭이 줄어들고, 바늘 기둥으로부터 바늘 끝까지 연결되는 부분의 폭이 점점 줄어드는 모양을 보이면서 끝이 상당히 뾰족한 모습을 보여준다(그림 3(c)).

그림 4는 최종적으로 제작된 미세바늘 어레이를 50원짜리 동전과 비교한 사진을 보여주는데 1 cm × 1 cm 크기의 실리콘 표면에 형성된 9 × 9 개의 미세바늘 어레이를 확인할 수 있다. 그림 5는 최종 완성된 hollow형 실리콘 미세바늘 어레

이의 FE-SEM 사진을 보여주는데 바늘 기둥과 바늘 끝 사이의 폭이 바늘 끝으로 갈수록 줄어드는 모습을 보이고, 약물이 통과할 수 있는 구멍이 뚜렷하게 형성되어 있는 것을 보여준다. 여기서, 미세바늘의 구멍의 직경, 너비, 높이, 바늘 사이의 피치는 각각 40, 170, 230, 1000  $\mu\text{m}$ 로 측정되었다.

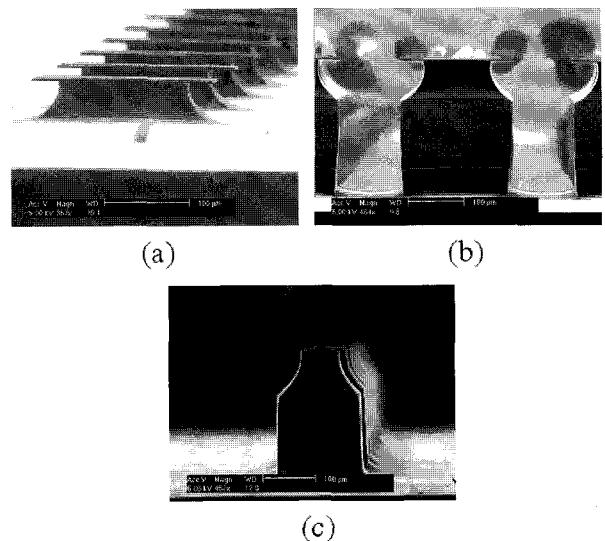


그림 3 식각 과정의 SEM 이미지; (a) 첫 번째 앞면 등방성 건식 식각 후, (b) 두 번째 앞면 비등방성 건식 식각 후, (c) 마지막 앞면 등방성 건식 식각 후 실리콘 산화막 제거 후

Fig. 3 SEM image of etching step; (a)after 1st Front-side isotropic dry etching, (b)after Front-side anisotropic dry etching, (c)after 2nd Front-side isotropic etching & oxide removing

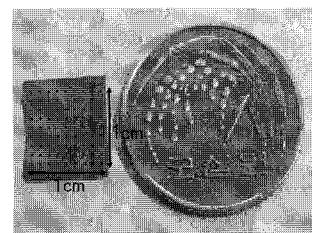


그림 4 제작된 미세바늘 어레이와 50원 동전과의 비교 사진

Fig. 4 Compared picture with fabricated microneedle array and 50 won coin

## 3. 결 론

본 논문에서는 사람의 피부를 통하여 체내에 다양한 약물을 통증없이 효과적으로 전달할 수 있도록 단단하고 끝이 뾰족하며, 약물이 이동할 수 있는 통로가 있는 hollow형 실리콘 미세바늘 어레이를 제작하고 그 공정 방법을 제시하였다. 양면 폴리싱된 실리콘 웨이퍼의 앞면과 뒷면에 각각 미세바늘의 형태와 구멍의 크기를 결정하는 두 장의 마스크만으로 제작이 가능하도록 공정을 설계하였다. 앞면에서는 등

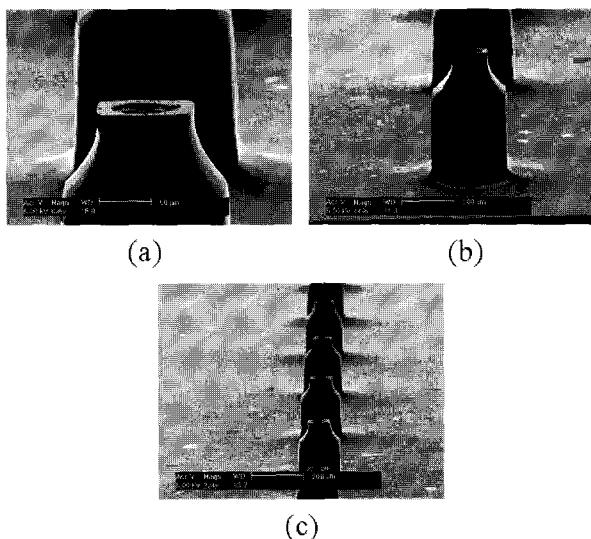


그림 5 제작된 미세바늘 어레이의 SEM 이미지

Fig. 5 SEM image of fabricated microneedle arrays

방성, 비등방성, 등방성 식각 공정을 순서대로 진행하여 미세바늘의 끝이 뾰족하고 안정적이며, 길이를 쉽게 조절할 수 있도록 하였고, 뒷면에서는 한 번의 비등방성 관통 식각으로 약물이 이동할 수 있는 통로를 제작하였다. 최종적으로 1 cm × 1 cm 크기의 시편에 9 × 9 개의 hollow형 실리콘 미세바늘 어레이가 형성되었고 제작된 미세바늘의 구멍의 직경, 너비, 높이, 바늘 사이의 피치는 각각 40, 170, 230, 1000 μm로 측정되었다. Hollow형 실리콘 미세바늘 어레이는 페치 또는 마이크로펌프, 이온영동법 등과 결합하여 다양한 종류의 약물을 피부를 통해 통증 없이 효과적으로 전달하는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

### 감사의 글

본 연구는 산업자원부 21세기 프론티어 기술개발 사업인 지능형마이크로시스템개발사업(<http://www.microsystem.re.kr>)의 연구비 지원을 받아 수행되었습니다. (F0001052-2006-31)

### 참 고 문 현

- [1] 박근우, “펄스 이온토포레시스를 이용한 마취제 펜타닐의 약물전달시스템 구현에 관한 연구”, 석사학위논문, 고려대학교, 2006.
- [2] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, Anatomy & Physiology, 6th Ed., McGraw-Hill, USA, p. 144, 2003.
- [3] E. V. Mukerjee, S. D. Collins, R. R. Isseroff, R. L. Smith, "Microneedle array for transdermal biological fluid extraction and in situ analysis," Sensors and Actuators A, Vol. 114, pp. 267-275, 2004.
- [4] H. J. G. E. Gardeniers, R. Luttge, E. J. W. Berenschot, M. J. de Boer, S. Y. Yeshurun, M. V.

Hefetz, R. Oever, A. V. D. Berg, "Silicon micromachined hollow microneedles for transdermal liquid transport," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 12, No. 16, pp. 855-862, 2005.

- [5] B. Stoeber, D. Liepmann, "Arrays of hollow out-of-plane microneedles for drug delivery," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 14, No. 3, pp. 472-479, 2005.
- [6] C. Chang, Y.-F. Wang, Y. Kanamori, J.-J. Shih, Y. Kawai, C.-K. Lee, K.-C. Wu, M. Esashi, "Etching submicrometer trenches by using the Bosch process and its application to the fabrication of antireflection structures," Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol. 15, pp. 580 - 585, 2005.
- [7] S. A. McAuley, H. Ashraf, L. Atabo, A. Chambers, S. Hall, J. Hopkins, G. Nicholls, "Silicon micro-machining using a high-density plasma source," Journal of Physics D: Applied Physics, Vol. 34, pp. 2769-2774, 2001.
- [8] K. Richter, M. Orfert, H. Schuhrrer, "Variation of etch profile and surface properties during patterning of silicon substrates," Surface and Coatings Technology Vol. 142-144, pp. 797-802, 2001.
- [9] M. J. Madou, Fundamentals of Microfabrication : The Science of Miniaturization, 2nd Ed., CRC Press, USA, p. 208, 2002.
- [10] K. R. Williams, "Etch rates for micromachining processing-Part II," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 12, No. 6, pp. 761-778, 2003.
- [11] K. Ishihara, C.-F. Yung, A. A. Ayon, "An inertial sensor technology using DRIE and wafer bonding with interconnecting capability," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 8, No. 4, pp. 403-408, 2003.
- [12] J. Zhang, Q.-A. Huang, W.-H. Li, "Simulations for surface evolvement and footing effect in ICP DRIE fabrications," Journal of Physics: Conference Series 34, pp. 522-526, 2006.

### 저 자 소 개



#### 김 승 국 (金 承 國)

1980년 7월 9일생. 2006년 홍익대 전자전기컴퓨터공학부 졸업(학사), 2006년~현재 고려대 대학원 전자전기공학과 석사과정.  
Tel : 02-3290-3238  
Fax : 02-921-0544  
E-mail : jim98@korea.ac.kr



### 장 종 현 (張鍾賢)

1978년 12월 3일생. 2003년 고려대 전기전자전파공학부 졸업(학사), 2005년 동대학원 전기공학과 졸업(석사), 2005년~현재 동대학원 전기공학과 박사과정.

Tel : 02-3290-3238

Fax : 02-921-0544

E-mail : ican@korea.ac.kr



### 황 인 식 (黃仁式)

1967년 12월 25일생. 1993년 인하대 자동차공학과 졸업(학사), 1995년 동대학원 자동차공학과 졸업(석사), 2002년 고려대 산업공학과 졸업(공학박사), 현, 케이엠에이치(주) 기술상무, 인덕대학 겸임교수.

Tel : 031-420-8802

Fax : 031-420-8804

E-mail : ishwang@kmholdings.com



### 김 병 민 (金秉玟)

1978년 4월 7일생. 2004년 고려대 제어계측공학과 졸업(학사), 2006년~현재 동대학원 전자전기공학과 석사과정.

Tel : 02-3290-3693

Fax : 02-921-0544

E-mail : bmin2@korea.ac.kr



### 박 정 호 (朴政浩)

1960년 2월 5일생. 1985년 미국 Purdue 대 전기공학과 졸업(학사), 1988년 동대학원 전기공학과 졸업(석사), 1992년 동대학원 전기공학과 졸업(공학박사), 1992년~1995년 미국 Intel사 책임연구원, 1995년~현재 고려대 전기전자전파공학부 교수.

Tel : 02-3290-3238

Fax : 02-921-0544

E-mail : pak@korea.ac.kr



### 양 상 식 (梁翔植)

1958년 1월 16일생. 1980년 서울대 기계공학과 졸업(학사), 1983년 동대학원 기계공학과 졸업(석사), 1998년 U. C. Berkeley 기계공학과 졸업(공학박사), New Jersey Institute of Technology 연구 조교수, 현재 아주대 전자공학부 교수.

Tel : 031-219-2481

Fax : 031-212-9531

E-mail : ssyang@ajou.ac.kr