

MEMS 기술을 이용한 Flexible Module

김용준*(연세대 기계공학부), 황은수, 김용호, 이태희(연세대 대학원 기계공학과)

Flexible Modules Using MEMS Technology

Y.-J. Kim(School of Mech. Eng. Dept. YSU), E.-S. Hwang, Y.-H. Kim, T.-H. Lee(Mechanical Eng. Dept. YSU)

ABSTRACT

A new flexible electronic packaging technology and its medical applications are presented. Conventional silicon chips and electronic modules can be considered as "mechanically rigid box," which does not bend due to external forces. This mechanically rigid characteristic prohibits its applications to wearable systems or bio-implantable devices. Using current MEMS (Microelectromechanical Systems) technology, a surface micromachined flexible polysilicon sensor array and flexible electrode array for neural interface were fabricated. A chemical thinning technique has been developed to realize flexible silicon chip. To combine these techniques will result in a realization of truly flexible sensing modules, which are suitable for many medical applications.

Key Words : MEMS, Neural interface, Prosthesis, Flexible module, Sensitive skin, Implantable

1. 서론

자유로운 굽힘이 가능하여 평면이 아닌 임의의 곡면에 부착이 가능한 새로운 개념의 flexible 패키징(packaging) 기술은 향후 wearable 기기나, 바이오 응용기기를 제작하기 위한 중요한 기술이다. 특히, MEMS 기반 소자들의 바이오 응용을 위해서는 이들 소자의 유연성이 중요하다. 예를 들어, 사람의 피부를 대신할 감각피부(sensitive-skin)는 온도, 압력을 측정할 수 있는 센서들이 굽힘성 있는 기판에 배열되어 있는 flexible 모듈이어야 하며, 생체에 삽입되는 센서나, 전극들 또한 주변의 장기나 피부와 같이 기계적으로 충분한 굽힘이 가능하여야 한다. 그러나, 기존의 전기 소자들이 실장 되어있는 모듈의 경우 기계적으로 굽힘이 불가능하다.

본 연구에서는 종이나 테이프처럼 비교적 자유로운 굽힘이 가능한 센서나 모듈을 MEMS 기술을 이용하여 제작하고 이를 유연한 폴리이미드(polyimide) 기판에 구현하였다. 폴리이미드는 고분자화합물로서 기계적으로 유연할 뿐만 아니라, 스피닝(spin-coating), 건식 식각(dry etching) 방법을 통해 가공이 용이하며, 생체적합한(biocompatible) 재료로 알려져 있다. 이러한 폴리이미드의 성질을

이용하여 본 연구에서는 바이오 응용에 필요한 센서와 전극을 폴리이미드 기판에 집적하여 제작하였고, 신호 처리를 위한 IC(Integrated Circuit) 또한 유연한 성질을 가지도록 얇게 가공하여 폴리이미드 기판에 실장 함으로서 차후 바이오 응용에서 사용될 flexible 모듈을 구현하고자 하였다.

2. Flexible Module

2.1 Flexible Strain Sensor Array

실리콘 재료의 압저항(piezoresistive) 성질을 이용한 많은 센서들이 기계적, 화학적 변화 측정에 사용되고 있다. 어떤 응용에서는, 입체 물체에 작용하고 있는, 온도, 압력, 힘, 전단력 등의 물리적 값들의 2 차원적인 분포를 실시간으로 얻을 필요성이 있다. 물리적 값들을 알고자 하는 표면이 평면이라면, 일반적인 MEMS 기반의 센서가 사용될 수 있으나, 가정용 로봇의 팔이나 장애인용 위한 인공 관절과 같이 임의의 곡면에서는 이러한 분포를 얻기 위해서는 센서들이 굽힘이 자유로운 기판에 실장되어 있어야 한다. 최근에 발표된 논문에 따르면, 30 μ m 이하의 두께에서 실리콘재료는 기계적으로 유연하다[1]. 따라서 적당한 패키징(packaging) 방법

이 개발된다면, 얇은 실리콘재료와 패턴 된 폴리실리콘 필름이 스트레인 게이지로 사용될 수 있다. 본 절에서는 표면미세가공 기술을 이용한 flexible 폴리실리콘 센서 어레이에 관해서 기술하였다.

그림 1 은 표면미세가공을 통한 flexible 모듈 제작의 기본 개념을 보여준다. 등방성 압저항 물질인 폴리실리콘 필름이 희생층위에 증착되고, 일반적인 사진묘화 (photo-lithography) 공정을 통해 패턴 된다. 그 후, 폴리이미드 필름을 코팅하고 건식 식각과 도금 공정을 이용하여 via 와 연결선을 제작한다. 후에, 이 폴리머/메탈 층은 flexible 인쇄회로기판 (FPCB: Flexible Printed Circuit Board)으로 작용하게 된다. 모든 공정이 일반적인 반도체 공정으로 구성되어 있기 때문에, 사진묘화 공정을 통해 폴리실리콘 스트레인 게이지의 크기와 방향을 자유롭게 패턴 할 수 있다는 장점이 있다. 최종의 유연한 센서 어레이 모듈을 얻기 위해서는, 폴리이미드 기판과 폴리실리콘 스트레인 게이지가 단단한 실리콘 웨이퍼로부터 분리되어야 한다. 제작된 다이(die)는 불산 용액을 이용하여 희생층을 제거함으로써(Etch-Release Process) flexible polysilicon strain gauge array 로 구현되었다 [2]. 그림 2 는 구현된 스트레인 게이지 어레이의 사진이며 전체 모듈의 크기는 15mm×6mm 이다.

스트레인 게이지의 게이지 팩터(GF: Gauge Factor)는 가해진 변형률(strain)에 대한 저항 값의 변화율로 정의 된다. 제작된 폴리실리콘 flexible 스트레인 게이지의 GF 를 외관보를 이용한 실험장치를 통해서 측정하였다. 그림 3 은 변형률에 대한 저

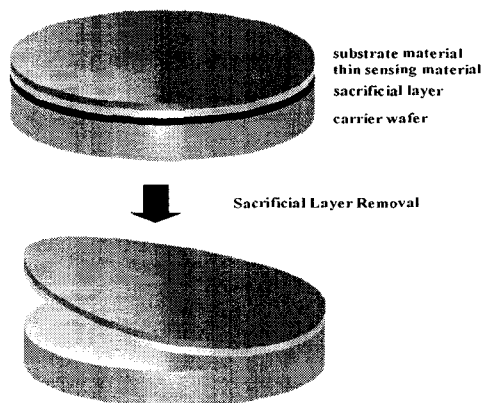


Figure 1. The concept of flexible module by removing sacrificial layer: the sacrificial layer, sensing material are deposited by conventional semiconductor processes. The thin sensing material is packaged by proper FPCB, and released from the rigid carrier wafer.

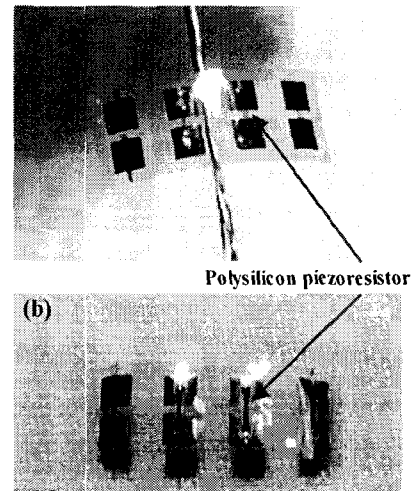


Figure 2. The realized flexible polysilicon strain gauge array (15.7mm×6mm) (a) hanging on wire (b) placed on table

항 값의 변화율을 나타내며, 직선의 기울기가 폴리실리콘 스트레인 게이지의 GF 를 나타낸다. 측정된 GF 값은, 7, 제작된 스트레인 게이지 어레이가 일반적인 메탈 스트레인 게이지에 비해서 높은 GF 값을 갖는다는 것을 보여준다. 본 연구에서는 어레이 타입의 스트레인 게이지를 구현하기 위해 TCGF(Temperature Coefficient of Gauge Factor), TCR(Temperature Coefficient of Resistance)를 고려하여 높은 농도의 도핑 조건을 사용하였다. 높은 농도의 도핑조건에서 GF 는 낮아지게 된다 [3].

제안된 패키징 방법은 폴리실리콘 스트레인 게이지와 폴리이미드 회로 기판을 희생층을 제거하는 “Etch-Release” 공정을 통해 별도의 조립공정 없이 flexible 모듈로 제작할 수 있게 하였다. 가장 간단한 형태의 센서 모듈이 제작되었지만, 같은 공정과 패키징 방법은 촉각, 열 감각을 지닌 인공피부등에 응용될 수 있다.

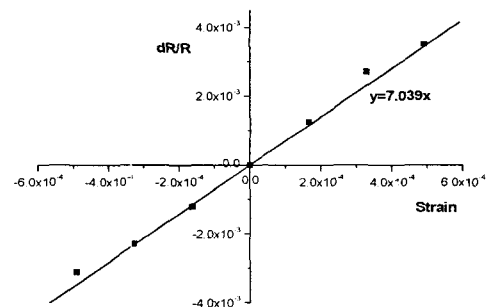


Figure 3. A graph of strain versus resistance change rate. The gradient of the liner graph indicates the gauge factor of the flexible polysilicon strain gauge.

2.2 유연한 미세전극을 이용한 손상된 말초신경의 기능재생

미세전극 어레이를 이용한 신경보철의 필요성은 말초신경의 외상 또는 혈관계 질병에 의해 손상된 신경을 신경 봉합 술에 의한 국부적 이식(transplant) 후에도 정상 기능을 회복하지 못하는 경우가 빈번하고 기증신경(donor nerve)의 기능상실과 이식 후 신경종(neuroma)등의 발생으로 인한 수술의 성공률이 낮다는 점에서 대두되었다. 이러한 미세전극 어레이의 생체 내 삽입을 위해서는 생체적합성은 물론이고 삽입 시 주변 장기와 가능한 유사한 기계적 유연성을 확보함으로써 삽입으로 인한 부작용을 최소화하는 것이 중요하다.

기존의 연구에서는 기관물질로 실리콘과 폴리이미드를 이용함으로써 이러한 요구조건을 충족시키고자 하였다. 실리콘을 기관으로 사용하는 경우, 실리콘의 예리함과 깨지기 쉬운 물질의 특성으로 인하여 유연성 확보가 난해하여 생체 삽입 시 인접기관에 상처를 줄 수 있는 등 기하학적 적합성의 확보가 어렵다[4-6]. 폴리이미드를 기관으로 사용하여 생체 및 유연성을 확보한 경우에도 최종 소자의 획득을 위해서는 실리콘 웨이퍼로부터 개개의 소자를 손으로 떼어냄으로써 수십 μm 크기에 불과한 신경 섬유가 지나가게 되는 경로(via hole)의 형상을 변화 또는 파괴시킬 수 있는 가능성을 포함하고 있다[7].

이에 본 연구에서는 폴리이미드를 기관으로 사용함으로써 소자의 유연성과 생체적합성을 확보하였고 실리콘 산화막을 희생층으로 lift-off 과정을 수행함으로써 최종소자의 획득 시 신경섬유가 지나가게 되는 경로(via hole)의 변형 또는 파괴의 가능성을 제거하였다. 또한 소자가 삽입될 위치에 대한 형상 정보를 얻고 이를 통해 기하학적 적합성을 확보하기 위하여 흰쥐의 공동신경(rat sciatic nerve)을 해부하였다. 그림 4 는 노출된 신경의 단면을 보여 준다. 재생하는 신경경로의 개수는 손상된 신경내의 신경섬유와 동일한 개수로 구현하는 것이 이상적이다. 하지만, 미세전극의 개수의 증가에 따라 신경 섬유가 지나가게 되는 경로의 개수는 감소하게

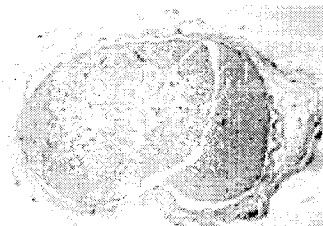


Figure 4. A cross sectional view of a rat sciatic nerve

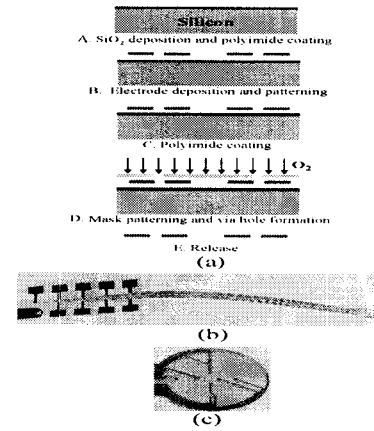


Figure 5. Fabrication process and optical picture of the microelectrode array

(a) Fabrication process of the device

(b) Optical picture of the realized

되고 이는 신경섬유가 재생하여 원위부의 신경섬유와 연결될 확률이 낮아지게 됨을 의미한다. 즉, 미세전극과 신경섬유 재생을 위한 경로의 개수 간에는 trade-off 관계가 있다. 이에 본 연구에서는 0.9mm 반경 안에 106 개의 신경경로와 9 개의 미세전극을 형성하였다.

미세전극 어레이의 제작은 그림 5 (a)에서 제시된 표면미세가공기술을 이용하여 이루어졌다. 그림 5 (b)는 두께가 18 μm 인 소자의 광학사진으로 반복적인 180° 이상의 굽힘(bending)과 꼬임(twisting)에도 신호선의 파괴가 관찰되지 않는 유연성을 나타내었다. 그림 6 은 상기에 제시된 과정을 통하여 얻어진 유연한 미세전극 어레이를 흰쥐의 좌·우 공동신경(sciatic nerve)에 삽입한 모습이다.

미세 전극 어레이는 미세 가공기술을 이용하여 구현되므로 삽입하고자 하는 신경에 대한 형상정보에 따른 탄력적인 제작이 가능하고 폴리이미드를 기관으로 사용함으로써 확보된 유연성을 바탕으로 말초신경의 기능적 재생을 위한 보철로서의 적용이 가능할 것으로 기대된다.



Figure 6. Optical pictures of the implantation to a rat sciatic nerve

(a) Implanted device with a conduit

(b) Implanted device without a conduit

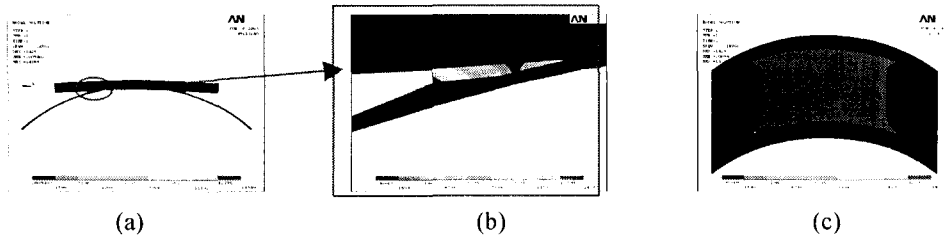


Figure 7. Numerical analysis models of SMT package and chip embedded flexible package

- (a) A SMT package model
- (b) The stress concentration of SMT model at the interconnection bump
- (c) A chip-embedded flexible package model

2.3 직접회로 삽입형 Flexible 패키징 기술개발

앞서의 두 연구에서처럼 여러 가지의 센서들이 새롭게 제안되는 flexible 패키징 기술로 구현이 가능하다. 하지만 이러한 센서의 주변 회로들의 경우 대부분 기존의 실리콘에 구현되어있고 기판처럼 굽힘이 가능하지 않다. 이러한 문제들은 일반적인 전기소자들의 경우 대부분 실리콘에 구현된 관계로 기존의 패키징 기술은 2 차원적인 강체 표면에서만 구현할 수 밖에 없다는 점에 기인한다. 그러나 본 연구에서 제안하는 flexible 패키징 기술은 주변회로에 필요한 실리콘 칩들을 포함한 모듈 전체가 굽힘에 자유로운 것으로, 임의 곡면에 실장 가능하며, 따라서 실질적으로 소자를 실장 할 수 있는 면적을 극대화함으로써 이와 같은 문제들을 극복할 수 있을 것으로 기대된다.

기존의 flexible 패키징 기술의 경우, 1 차 패키징이 완료된 집적회로를 SMT(Surface Mount Technology)

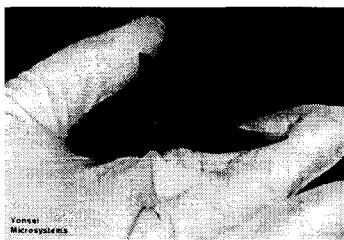


Figure 8. Flexible silicon wafer obtained by chemical thinning

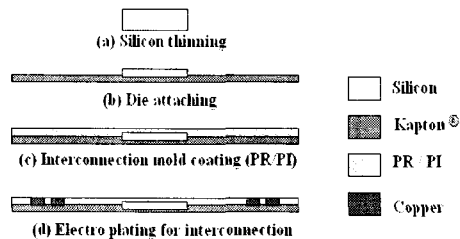


Figure 9. Process flow of chip-embedded flexible package

를 이용하여 flexible 회로기판(FPCB)에 실장 하는 방식으로 이루어졌다. 기계적 변형이 가해질 경우, 이러한 방식은 집적회로와 기판 사이에 응력 집중을 일으키기 때문에 임의 곡면에 실장이 불가능하다 (그림 7 a, b). 따라서 칩(chip)과 기판 모두가 flexible 한 모듈을 구현하기 위해서는 기존의 패키징 기술과는 다른 새로운 기술 개발이 필요하다. 새로운 패키징 기술의 핵심은 실리콘 칩 자체를 유연하게 만드는 데에 있다. 일반적인 경우 실리콘 칩은 300 μm 정도의 두께를 갖는다. 이러한 상태에서 실리콘은 재료 자체의 취성 때문에 기계적 변형을 가하는 것이 불가능하다. 그러나 실리콘의 두께가 30 μm 이하로 얇아지면 유연성을 확보하게 되어 많은 기계적 변형을 탄성영역에서 극복할 수 있다.[1,8] 실리콘의 두께를 줄이기 위해 사용되는 방법은 기계적 연삭, CMP, 화학적 식각 등이 있는데 기계적인 연삭의 경우 그 공정속도가 다른 여타의 방법에 비해 빠르지만, 공정이 진행되는 동안 웨이퍼에 과도한 하중이 걸려 치명적인 손상을 유발할 가능성이 높다[10]. 또한 기계적 연마도중 발생하는 마찰에 의한 표면응력이 thinned 웨이퍼에 전달되어 차후에 필요한 패키징 공정에 중대한 문제를 일으키게 한다. CMP의 경우 공정의 가격 경쟁력이 떨어지며 화학적 가공의 경우 전술한 표면응력의 문제가 없으나 가공 시간 면에서 부적합 하기 때문에 일반적으로 기계적 연삭과 화학적 식각을 병행하는 방법을 취한다[8,9,10].



Figure 10. A 30 μm thinned silicon chip embedded in Kapton film

이에 본 연구에서는 표면손상의 가능성을 배제하고자 화학적 thinning 방법을 이용하여 충분히 굽힘이 가능한 thinned 실리콘 웨이퍼/칩을 구현하였다(그림 8). 직접회로 삽입형 유연 패키지는 그림 9 에서 제시된 공정을 통해 제작되었으며 이렇게 제작된 thinned 실리콘 칩을 이용하면 기판뿐만 아니라, 전체 모듈이 응력 집중 없이 패키징이 가능하다 (그림 7-c). 그림 10 은 Kapton[®] film 에 실장 된 집적회로 삽입형 유연 패키지 이다.

3. 결론

MEMS 기반의 소자를 바이오 분야의 응용을 위한 새로운 flexible 패키징 방법을 제안하고 이를 실현하였다. 제작된 flexible 센서 어레이는 기존의 기기들이 갖지 못했던, 높은 감도와 임의의 형상으로 패턴화 할 수 있는 장점이 있었으며, 센서를 기판에 조립해야 하는 공정을 제거할 수 있었다. 기존의 실리콘 소재의 미세 전극에 비해 메탈/폴리이미드 구조를 이용하여 제작된 미세 전극 어레이는 그 유연함으로 인해 주변 장치와 유사한 유연성으로 생체에 삽입 시 부작용을 최소화할 수 있었다. 화학적 에칭을 통해 제작된 thinned 실리콘 칩은 폴리이미드 기판에 실장되어 폴리이미드와 같이 높은 유연성을 확보할 수 있었다.

이러한 flexible 센서, flexible 전극, flexible 칩은 궁극적으로 하나의 시스템으로 구현되어 향후 휴대용 건강진단 시스템 등 바이오 분야에 크게 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. G. Klink, M. Feil, F. Ansorge, R. Ascenbrenner, H. Reichl, "Innovative Packaging Concept for Ultra Thin Integrated Circuit", Proceedings of 51st Electronic Component and Technology Conference, Orlando FL, USA, May 29 – June 1 (2001), p1034-1039

2. E.-S. Hwang, Y.-J. Kim, "Surface-Micromachined Flexible Polysilicon Sensor Array", Proceedings of 16th Int. conf. on MicroElectroMechanical Systems (MEMS '03), Kyoto, Japan, Jan 19-23 (2003), p582-585
3. P. J. French, A. G. R. Evans, "Piezoresistance in Polysilicon and Its Application to Strain Gauge", Solid-State Electronics. 32 (1989), p1-10
4. T. Akins, K. Najafi, R. H. Smoke, R. M. Bradley, "A micromachined silicon sieve electrode for nerve regeneration applications", IEEE Trans. Biomed. Eng., 41(1994), p305-313.
5. C. C. D. Santana, G. T. A. Kovacs, E. R. Lewis, "Multi-unit recording from regenerated bullfrog eighth nerve using implantable silicon-substrate microelectrodes", J. Neuro. Sci. Method, 72, (1997), p71-86, 1997
6. G. T. A. Kovacs, C. W. Stormont, J. M. Rosen, "Regeneration microelectrode array for peripheral nerve recording and stimulation", IEEE Trans. Biomed. Eng., 39(1992), p893-902
7. T. Stieglitz, H. Beutel, J. U. Meyer, " A flexible, light-weight multichannel sieve electrode with integrated cables for interfacing regenerating peripheral nerves", Sensors and Actuators A, 60(1997), p240-243
8. C. Landesberger, S. Scherbaum, G. Schwinn, H. Spöhrle, "New Process Scheme for Wafer Thinning and Stress-free Separation of Ultra Thin ICs", Proceedings of Microsystems Technologies 2001, Mesago, Stuttgart, p431-436
9. M. Hendrix, S. Drews, T. Hurd, "Advantages of Wet Chemical Spin-Processing for Wafer Thinning and Packaging Applications", 26th IEEE/CPMT Electronics manufacturing technology symposium, SANTA CLAR, CA USA, Oct. 2-3(2000), p229-236
10. B. H. Yeung, V. Hause, and T.Y. Lee. "Assessment of Backside Processes Through Die Strength Evaluation", IEEE Transactions on Advanced Packaging, 23(2000), p582-587