

Development of bio-microdevice actuated by piezoelectric thin film for cell culture

T. Shibata*, Y. Makita*, T. Masuzawa*, A. Kishida**,
E. Makino***, T. Mineta***

* *Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Ibaraki University, 4-12-1 Nakanarusawa, Hitachi, Ibaraki 316-8511, Japan*

** *Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University, Kanda-Surugadai 2-3-10, Chiyoda-ku, Tokyo 101-0062, Japan*

*** *Department of Intelligent Machines and System Engineering, Faculty of Science and Technology, Hirosaki University, 3 Bunkyo-cho, Hirosaki, Aomori 036-8561, Japan*

shibata@mech.ibaraki.ac.jp

Abstract

In order to develop a bio-microdevice actuated by piezoelectric thin film for cell culture, first, the design of the device was optimized by a finite element method (FEM). Moreover, lead zirconate titanate (PZT) thin films to be used as an actuator were fabricated by means of a sol-gel method and their crystallographic structure was characterized by X-ray diffraction analysis. The patterning of PZT thin films was also examined.

Introduction

There is currently a great deal of interest in regenerative medicine, which involves tissue engineering to repair, replace or regenerate failing tissues and organs using adult stem cells [1-3]. In general, however, several chemical agents have been used to enhance the tissue regeneration, leading to potential risks such as the possibility of transmitting mad cow disease.

On the other hand, recent evidence actually suggests that cell functions such as cell multiplication and gene transfer can be enhanced by applying mechanical stimulation to cells [4]. This approach, which is unnecessary to provide any accelerating agents, might be free of the potential risk of this infection. However, the influence of amplitude and frequency of vibration on the cell functions is not yet obvious. Therefore, based on micromachining technologies, we have been developing a bio-microdevice actuated by piezoelectric thin film for screening and optimization of the influencing factors.

In this paper, first, we optimize the design of the device by a finite element method (FEM). Moreover, we will describe the fabrication and patterning of lead zirconate titanate (PZT) thin film to be used as an actuator.

Design of bio-microdevice for cell culture

The bio-microdevice proposed here is shown in Figure 1. The optimum geometry of the device was designed in accordance with FEM analysis. This device has a number of microchambers, each bottom of which consists of a silicon nitride (Si_3N_4) diaphragm (100 x 100 x 1 micrometer), formed on a silicon (Si) substrate in order to introduce cells to be cultured. In addition, PZT thin film with about 1 micrometer in thickness is fabricated on the Si_3N_4 diaphragm as an actuator, giving mechanical stimulation to the cells.

Figure 2a is an example of the FEM simulations, showing the deflection

Proc. of 5th euspen International Conference - Montpellier - France - May 2005

distribution of the diaphragm actuated by the PZT thin film. The maximum displacement at the center of the diaphragm was estimated to be about 90 nm when a voltage of 10 V was applied to the PZT thin film actuator.

Figure 2b shows the maximum deflection of the diaphragm as a function of the applied voltage. The deflection (ζ) was found to be directly proportional to the applied voltage (V), giving a numerical expression $\zeta = 8.65 V$.

The equivalent stress of the Si_3N_4 diaphragm was estimated to be 0.15 GPa, when the diaphragm was actuated at a voltage of 10 V. This value was two orders lower than a yield stress of about 14 GPa for bulk Si_3N_4 material. The fundamental resonance frequency for the device was also estimated to be 1.64 MHz high enough to apply mechanical stimulation to the cells.

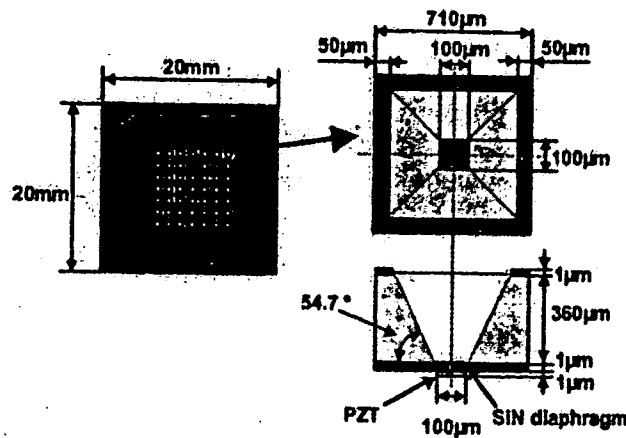
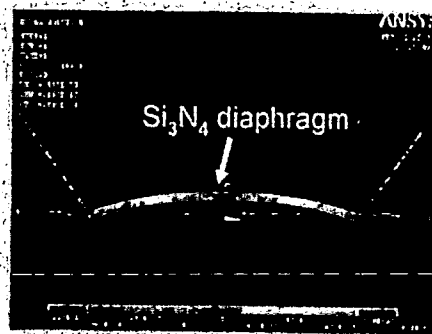
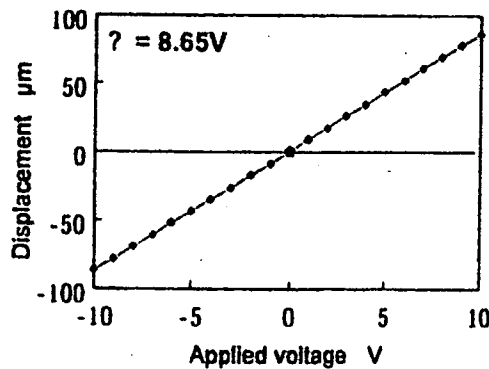


Fig.1 Schematic diaphragm of bio-microdevice for cell culture



(a)



(b)

Fig.2 FEM simulation results showing displacement of diaphragm: (a) Cross-sectional view of diaphragm; (b) Applied voltage vs. displacement.

Fabrication and characterization of PZT thin films

PZT thin films were formed in 3 layers up to about 0.24 micrometer in thickness by a sol-gel method using a precursor solution (15 wt.%) with excess lead content, Pb:Zr:Ti=1.15:0.52:0.48. Each layer was spin-coated on a Pt electrode layer (100 nm thick) with a Ti adhesion layer (30 nm thick) underneath sputtered on a Si (100) substrate and pyrolysed on a hot plate (HP) to remove organic materials. Rapid thermal annealing (RTA) in air was followed to crystallize the PZT thin films into perovskite structure.

Figure 3 shows X-ray diffraction patterns of the PZT thin films formed with different pyrolysis time and annealing temperature. As the PZT film was pyrolysed at 300°C for 1 min and annealed at 600°C for 1 min, both perovskite and undesirable pyrochlore phases were observed. On the other hand, the crystallographic structure of the PZT film was almost completely transformed to the desired perovskite structure with a (111)-preferred orientation, when pyrolysis time increased to 10 min. After annealed at a temperature of 700°C, however, pyrochlore phase appeared again in the PZT films, independently of the pyrolysis time, probably due to Pb loss in the films during annealing [5]. In addition, undesirable peeling off circular-shaped fragments from the PZT surface occurred. It should be noted that throughput of the PZT fabrication process can be improved significantly under the optimized conditions of pyrolysis at 320°C for 1 min and annealing at 600°C for 1 min.

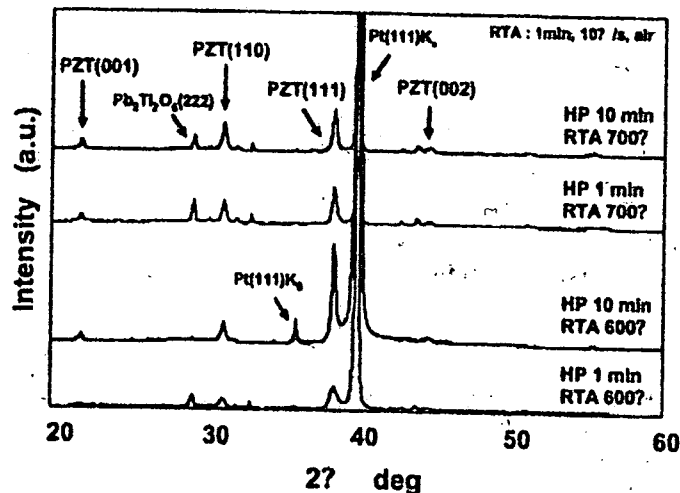


Fig.3 X-ray diffraction patterns of PZT thin films showing effects of pyrolysis time and annealing temperature.

Patterning of PZT thin films

Figure 4a shows an example of patterned PZT thin film. Although undercut profile in the PZT thin film was observed due to low adhesion of a positive photoresist to be used as an etching mask, the film before annealed was successfully patterned in a hydrochloric acid (HCl) solution.

Figure 4b shows etch rate of the PZT films as a function of HCl concentration. Etch rate increased with an increase in HCl concentration. The etch rate and patterning accuracy were of 480 nm/min and within 3 micrometer at an HCl concentration of 25%, respectively.

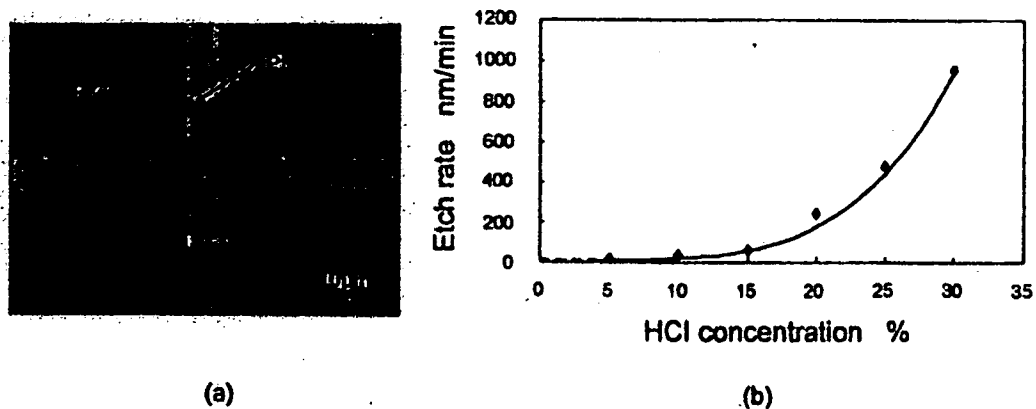


Fig.4 (a) Optical micrograph of PZT thin film etched in 25% HCl for 30 s; (b) Relation between HCl concentration and etch rate.

Conclusion

We optimized the design of the bio-microdevice proposed here for cell culture. FEM analysis revealed that the displacement of the Si_3N_4 diaphragm actuated by the PZT thin film was about 90 nm at an applied voltage of 10 V. Moreover, the fabrication and patterning of sol-gel PZT thin films were successfully achieved under the optimized conditions for pyrolysis and annealing and in a HCl solution using a photoresist mask, respectively.

References

- (1) C. Conrad, R. Huss, *J. Surg. Res.* (In press).
- (2) S.-J. Shieh, J.P. Vacanti, *Surgery* 137 (2005) 1-7.
- (3) F.G. Rocha, E.E. Whang, *J. Surg. Res.* 120 (2004) 320-325.
- (4) A. Kishida, T. Furuzono, K. Miyazaki, T. Masuzawa, *Japanese Patent Publication* 2004-97007 (2004).
- (5) N.A. Basit, H.K. Kim, *J. Vac. Sci. Technol.* A13 (1995) 2214-2220.

細胞機能制御のための圧電駆動型バイオマイクロデバイスの開発

豊橋技術大 ○吉田典央, 柴田隆行, 水上良明, 堀内 幸,
茨城大 増澤 徹, 東京医科歯科大 岸田晶夫, 弘前大 峯田 貴, 牧野英司

Development of Bio-Microdevice Actuated by Piezoelectric Thin Film for Enhancement of Cell Functions

Toyohashi University of Technology Norio YOSHIDA, Takayuki SHIBATA, Yoshiaki MIZUKAMI, Osamu HORIUCHI,
Ibaraki University Toru MASUZAWA, Tokyo Medical and Dental University Akio KISHIDA,
Hirosaki University Takashi MINETA, Eiji MAKINO

In order to enhance cell functions such as cell multiplication and gene transfer by applying mechanical stimulation to cells, we have been developing a bio-microdevice actuated by piezoelectric PZT thin film. First, we optimized the design of the device by a finite element method (FEM). The deflection of the diaphragm with a size of $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ was estimated to be about 100 nm when a voltage of 10 V was applied to a PZT film actuator. Moreover, we fabricated PZT thin film by a sol-gel method and characterized its crystallographic structure. When pyrolysis at 320°C for 1 min and then annealed at 600°C for 1 min in air, PZT thin films with (111) orientation were obtained.

1. はじめに

ナノメートルオーダーの微小な機械的振動刺激が細胞増殖や遺伝子導入などの細胞機能に影響を及ぼすことがこれまでの研究から示唆されている¹⁾。本研究では、図1に示すような圧電駆動型バイオマイクロデバイスの開発を行っている。提案するデバイスは、シリコン基板上に複数のマイクロチャンバーを形成し、その底面をシリコン窒化膜のダイアフラムとし、さらに、アクチュエータとしてPZT圧電薄膜を形成したものである。マイクロチャンバー内に細胞を導入し、PZT圧電薄膜アクチュエータを伸縮させることでダイアフラムを上下に振動させて細胞を直接加振することができる。さらに、個々のマイクロチャンバーは独立して制御可能となるため、複数の振動条件(振幅, 周波数)を1つのデバイス上で実現することができる。本報では、有限要素法によるデバイスの最適設計を行い、さらに、ゾルゲル法によって成膜したPZT圧電薄膜の結晶構造を評価し、形成条件を明らかにした。

2. 有限要素法によるデバイス設計

2.1 ダイアフラムの変形量

シリコン窒化膜(Si_3N_4)のダイアフラムの変位分布を有限要素法(ANSYS ver.7.0)によって解析した。図2に圧電一構造連成解析の結果を示す。(a)は Si_3N_4 膜ダイアフラム断面の変位分布の一例を示したものである。ダイアフラムの寸法は $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 、厚さは $1\ \mu\text{m}$ であり、PZT薄膜(厚さ $1\ \mu\text{m}$)に電圧10Vを印加したときの果である。ダイアフラム中央部分が最も変形量が大きくなり、理想的な変形が起こることが確認された。また、ダイアフラムの変形量はPZT薄膜への印加電圧に比例して増加することがわかった。(b)はダイアフラムの寸法を変化させたときのダイアフラム中央部分の最大変位量を示したものである。ダイアフラムが大きくなるとともに変形量が比例して増加する傾向となった。以上の結果から、ダイアフラムの寸法を $100\ \mu\text{m}$ 以上とすることで、目的とする100nm以上の変位量(印加電圧:10V)が得られることがわかった。

2.2 応力分布

図3(a)はダイアフラムを変形させた際に発生する相当応力の分布を示したものである。図から、ダイアフラムの角の部分に応力の集中が起こっていることがわかる。この傾向はダイアフラムの大きさには依存しなかった。(b)はダイアフラムの大きさと相当応力の最大値の関係を示したものである。ダイアフラムの寸法が小さいま

ど発生する応力は大きくなった。しかし、ダイアフラムの寸法が $50\ \mu\text{m}$ の場合でも相当応力の最大値は0.14GPa程度であり、 Si_3N_4 膜の降伏応力14GPaに比べて十分小さな値となっている。このことから、ダイアフラムが十分な機械的強度をもっているといえる。

2.3 共振周波数

図4に共振周波数(1次モード)の解析結果を示す。(a)はダイアフラムの寸法が $100\ \mu\text{m}$ のときの変形形状を示したものである。共振周波数は1.67MHzとなった。(b)はダイアフラムの寸法と共振周波数の関係である。共振周波数はダイアフラム寸法の二乗に反比例して減少した。以上の結果から、ダイアフラムの寸法が $200\ \mu\text{m}$ の場合においても数kHz程度と十分に高い周波数をもった振動を付加できることがわかった。

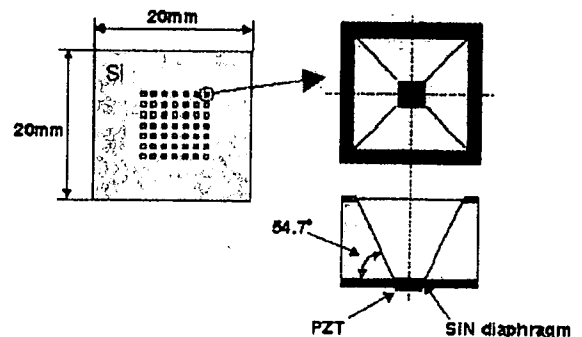
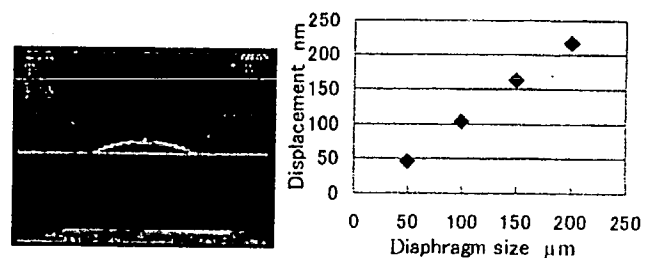


Fig.1 Schematic diagram of bio-microdevice.



(a) Cross-sectional view

(b) Diaphragm size vs. Maximum displacement

Fig.2 FEM simulation results on displacement of diaphragm.

3. ソルゲル法によるPZT圧電薄膜の形成と結晶構造の評価

PZT 圧電薄膜は、Si(001)基板上に下部電極となるPvTi (100nm/30nm)をスパッタリングで成膜した後、ソルゲル法を用いて形成した。ソルゲル溶液(三菱マテリアルE1)は、組成および濃度がPb:Zr:Ti=1.15:0.52:0.48, 15wt%のものを使用した。溶液をスピコーター(3000rpm, 30s)を用いて基板上に塗布した後、ホットプレート(HP)で溶液に含まれる有機物を熱分解した。1回のスピコーターで得られるPZTの膜厚は約0.08μmであり、この工程を3回繰り返した(膜厚0.24μm)。その後、高速アニール(Rapid Thermal Annealing, RTA)によって結晶化を行い、X線回折法によって結晶構造を評価した。

3.1 高速アニール条件の影響

図5にアニール条件を変化させたときのX線回折結果を示す。熱分解条件は300°C, 10minとした。アニールを行わない場合(図中RT)ではPZTに起因するピークは認められず非晶質となっている。一方、500°C, 1minのアニールを行うとPZT(111)に起因するピークが認められた。さらに、アニール温度を600°C(アニール時間1min)と高くすることで、結晶性が向上(PZTに起因するピーク強度が増加)し、(111)配向のPZT単層膜が得られた。しかし、アニール時間を10minと増加させた場合には、パイロクロア(Pb₂Ti₂O₆)に起因するピークが認められるようになった。また、アニール温度を700°Cと高くした場合には、PZTのピーク強度が減少し、パイロクロアのピーク強度が増加した。このように、アニール時の膜中からのPbの蒸発量がPZTの結晶構造に大きな影響を及ぼすことがわかった。

3.2 熱分解条件の最適化

実際のデバイスではPZT圧電薄膜の厚さは約1μm(12層)必要となる。このため、スループットの向上を図るには熱分解時間を大幅に短縮する必要がある。そこで、熱分解時間を1minとしたときの最適な熱分解温度を調べた。図6にその結果を示す。アニール条件は600°C, 1minとした。図のように、熱分解温度が300°Cの場合には、パイロクロアのピークが認められPZT単相膜が得られなかった。この理由は、熱分解時間を1minと短くしたことでPbの蒸発量が減少し、膜中のPb量が最適値よりも多くなったためと考えられる。一方、熱分解温度を310~330°Cとすることで、熱分解時間が1minの条件でもPZT単相膜が得られることがわかった。このように、熱分解温度をわずかに高く設定することで、短時間でも膜中のPbの蒸発量が最適化され、前述の熱分解条件300°C, 10minと同様な結果が得られることがわかった。しかし、熱分解時間を350°Cまで増加させるとPZTのピーク強度が減少し、パイロクロアも認められるようになった。このことは、膜中のPb量が最適値に対して不足した場合にもPZT単相膜が得られないことを意味している。

4. まとめ

有限要素解析によるデバイスの設計を行った。ダイアフラムの変形量はダイアフラムの大きさに比例して増加することがわかった。ダイアフラムの寸法が100μmの場合に、約100nmの変形量(印加電圧10V)が得られ、共振周波数は1.67MHzとなった。さらに、ソルゲル法によるPZT圧電薄膜の形成を行い、熱分解およびアニール条件の影響を明らかにした。熱分解温度320°C(1min)、アニール温度600°C(1min)の条件で(111)配向のPZT単層膜が得られた。

なお本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金(基礎研究(B))および財団法人三豊科学技術振興協会の研究助成のもとに行われたことを付記し謝意を表する。

参考文献

- 1) 草薙紀行, 増澤 徹, 岸田晶夫, 宮崎幸彦, 第18回ライフサート学会大会講演予稿集, 63(2002).

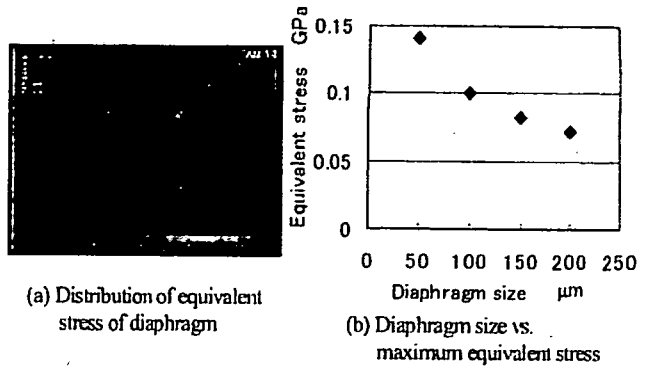


Fig.3 FEM simulation results on equivalent stress of diaphragm.

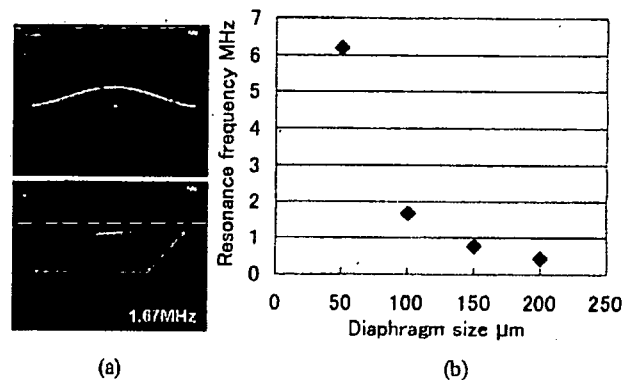


Fig.4 FEM simulation results on resonance frequency.

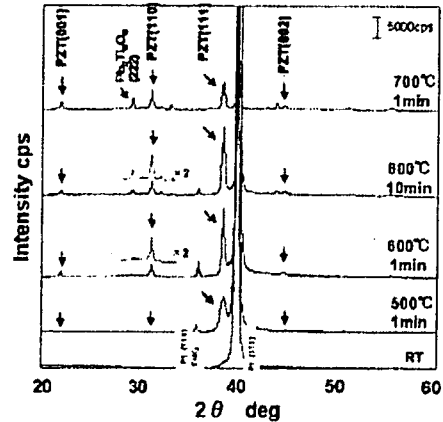


Fig.5 X-ray diffraction patterns of PZT thin film showing effects of annealing temperature.

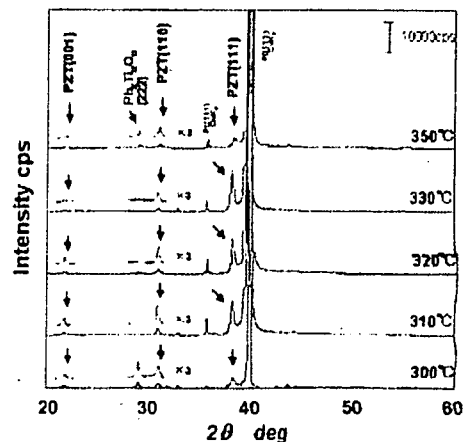


Fig.6 X-ray diffraction patterns of PZT thin film showing effects of pyrolysis temperature.

オンチップ細胞サージェリーシステムのためのナノニードルアレイの開発 —シリコンのドライエッチング特性の評価—

豊橋技術大 ○伊藤圭介, 柴田隆行, 水上良明, 堀内 幸,
茨城大 増澤 徹, 弘前大 峯田 貴, 牧野英司

Development of Nanoneedle Array for Cell Surgery in Chip-Based System
— Dry Etching Characteristics of Silicon by Deep RIE and XeF₂ Etching —

Toyohashi University of Technology Norio YOSHIDA, Takayuki SHIBATA, Yoshiaki MIZUKAMI, Osamu HORIUCHI,
Ibaraki University Toru MASUZAWA, Hirosaki University Takashi MINETA, Eiji MAKINO

In order to realize cell surgery in a chip-based system, we have been developing a nanoneedle array device with high aspect ratio. ~10 μm in diameter and ~100 μm in length, which will be integrated with fluidic microchannels. In this study, we focused on dry etching characteristics of silicon in deep RIE and XeF₂ etching required for the fabrication of the nanoneedle structure. By deep RIE with an SF₆/C₄F₈ gas system, a high aspect ratio microstructure with vertical walls, 3 μm in width and 130 μm in depth, can be fabricated. The etch rate strongly depends on the opening width of a mask and the aspect ratio of an etched structure. The maximum etch rate was estimated to be as high as 2.5 μm/min. In a XeF₂ etching process, silicon was isotropically etched, indicating that an etch factor and etch rate were about 1 and 1 μm/min, respectively.

1. はじめに

本研究では、細胞への高効率・高精度な遺伝子導入や細胞の機能解明を行うためのオンチップ細胞サージェリーシステムの開発を目標としている。本報では、化学・生化学物質（遺伝子、タンパク質、薬剤など）の注入・採取を行うためのナノニードルアレイ作製のために必要となるマイクロマシンング技術として、高アスペクト比のエッチングが可能な反応性イオンエッチング（Deep RIE）およびXeF₂ガスをを用いたシリコンのエッチング特性を明らかにした。

2. ナノニードルアレイ

図1に提案するナノニードルアレイの概要を示す。デバイスの特徴としては、①直径が極めて小さな酸化シリコン（SiO₂）製のナノニードル（直径数100nm～数μm程度、長さ100μm程度）を挿入するため細胞へ与えるダメージが極めて小さく、さらに、②ナノニードルをアレイ状に作製しガラス製のマイクロチャネル（微小流路）と組み合わせることで、複数種類の生体物質の注入や細胞内で合成された生体物質の採取などが可能となる。

図2にナノニードルの作製プロセスの概要を示す。まず、Si基板面に垂直でアスペクト比（幅に対する深さの比）の高い微小な貫通孔（ナノポア）を形成する。次に、熱酸化によってナノポアの内壁にSiO₂膜を形成する。最後に、ガラス製のマイクロチャネルと接合した後、Si基板のみをXeF₂エッチングによって選択的に除去することでSiO₂製のナノニードルを形成する。このため、ナノニードルの作製にはDeep RIEおよびXeF₂ガスをを用いたSiのドライエッチング特性の評価が重要となる。

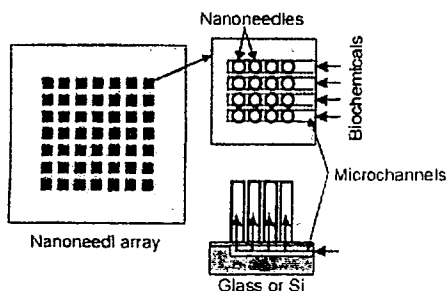


Fig.1 Schematic diagram of nanoneedle array device.

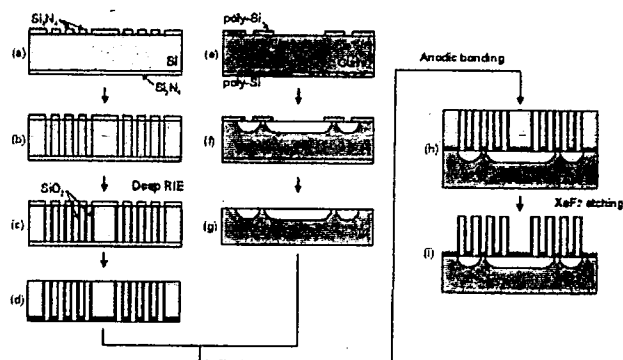


Fig.2 Fabrication process of nanoneedle array device.

3. Siのドライエッチング特性

3.1 Deep RIE

Deep RIEの基本原理解は、反応性イオンエッチング（RIE）を行う際に、側壁には保護膜を堆積させてエッチングが起らないようにし、イオンの衝突によって保護膜が除去される底面のみをプラズマ中のラジカルや活性イオンと反応させることで深さ方向にのみ選択的にエッチングを行うものである¹⁾。本研究では、STS社製のドライエッチング装置を使用した。誘導結合型プラズマによって高密度のプラズマを生成し、側壁保護膜形成（パッシベーション）のためのC₄F₈ガスとエッチングのためのSF₆ガスを交互に導入することで高アスペクト比のSiのエッチングを行うことができる。

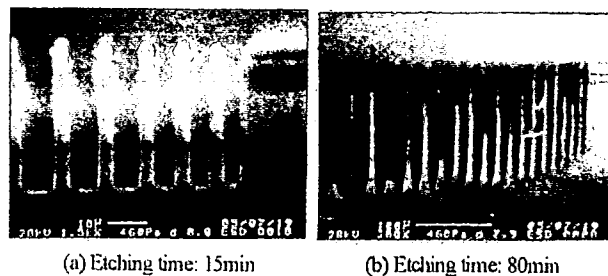


Fig.3 Cross-sectional view of Si substrates etched by deep RIE.

図3はSi基板のエッチング断面を示したものである。パッシベーションのための C_4F_8 ガスとエッチングのための SF_6 ガスをそれぞれ7s (圧力: 0.020Torr), 7.5s (圧力: 0.037Torr) の時間で交互に導入するサイクルを繰り返してエッチングを行った。マスクには、低圧CVD法(LPCVD)によって形成した Si_3N_4 膜(膜厚: 350nm), SiO_2 膜(膜厚: 460nm)およびフォトリソ(膜厚: 1.5 μm)を積層したものを使用した。(a)はエッチング時間が15minのときの結果である。マスクの開口幅は3~8 μm となっている。また、エッチング深さは約35 μm である。図のように、基板面に垂直な壁面をもった高アスペクト比(~11)のエッチングを実現することができた。ただし、マスクの開口幅が小さいほどわずかではあるがエッチング深さが小さくなっている。これは、開口幅が狭いほどエッチングに寄与する SF_x ラジカルが底部まで到達しにくくなるためと考えられる(RIE-lagあるいはマイクロローディングと呼ばれている)。(b)はエッチング時間80minの結果(開口幅: 3~21 μm)である。エッチング時間が短い(a)に比べてマスク開口幅が大きな部分でもRIE-lagの影響が現れていることがわかる。

図4にマスク開口幅とエッチング深さの関係を示す。このように、同じ開口幅でもエッチング深さが大きくなるとアスペクト比が高くなるためエッチレートが低下した。しかしながら、開口幅3 μm で深さ約130 μm (アスペクト比=43)のエッチングが可能であることから、ナノニードルの作製プロセスに適用できることがわかった。また、エッチレート(RIE-lagの影響がない部分)は、エッチング時間が15minで約2.3 $\mu m/min$, 80minで約2.5 $\mu m/min$ となっており、ほぼ時間とともにエッチング深さが増加することがわかった。

3.2 XeF_2 エッチング

図5はSi基板の XeF_2 エッチングの結果である。ガス圧力は1.5Torrとし、エッチング時間は45minとした(XACTIX社製 Xetch)。マスクには、LPCVDによって形成した Si_3N_4 膜(膜厚: 350nm)をパターンニングしたものを使用した。マスク開口幅によらず、深さ方向と横方向に進行する等方的なエッチングとなっていることがわかる。また、中央部分に比べて両端の方がわずかに深くなった。

図6はマスク開口幅とエッチング深さおよびサイドエッチ量の関係を示したものである。マスク開口幅が小さいほどエッチング深さとサイドエッチ量が小さくなった。これは、Deep RIEと同様にマスク開口幅が小さくなるほどエッチングに寄与するFラジカルの供給量が少なくなるためと考えられる。さらに、マスク開口幅が300 μm 以上と大きくなることでエッチレートが低下した。この理由としては、マスク開口幅が大きいほどエッチングすべきSi量が多くなるため、Fラジカルの供給が不足したのではないかと考えられる。

図7にエッチファクタ(=深さ/サイドエッチ量)を示す。マスク開口幅が大きくなるほどエッチファクタが減少する傾向が認められた。しかし、エッチファクタは0.8~1.2の範囲(平均値: 1.0)であり、ほぼ完全な等方性エッチングが行われたといえる。

4. まとめ

ナノニードルアレイ作製のために重要となるSiのドライエッチング特性を評価した。Deep RIEでは、開口幅が小さくなるほど、また、アスペクト比が高くなるほどエッチレートが低下することがわかった。また、 XeF_2 エッチングでは、ほぼ完全な等方性エッチングとなることがわかった。以上の基礎実験の結果から、提案するプロセスによってナノニードルアレイの作製が可能である見通しを得た。

なお本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金(基礎研究(B))の研究助成のもとに行われたことを付記し謝意を表す。

参考文献

1) G.T.A. Kovacs, N.I. Maluf and K.E. Petersen, Proc. IEEE, 86, 8 (1998) 1536-1551.

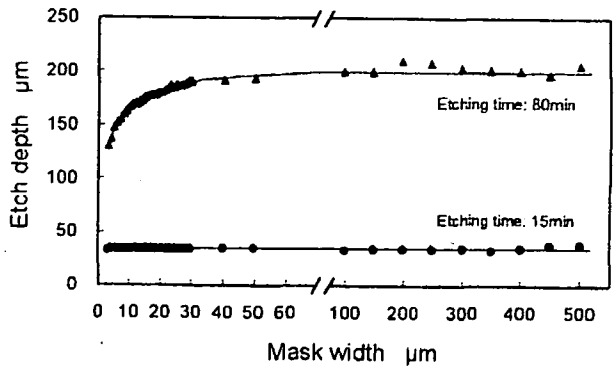


Fig.4 Etch depth as a function of mask width (Deep RIE).

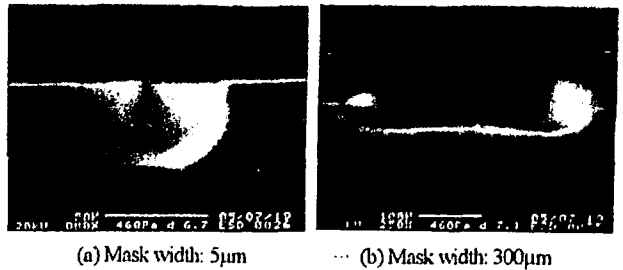


Fig.5 Cross-sectional view of Si substrates etched using XeF_2 gas.

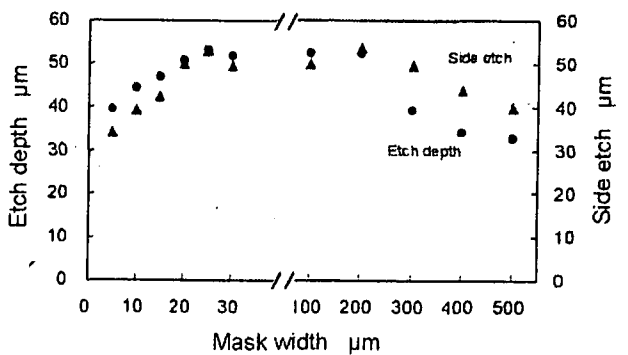


Fig.6 Etch depth and side etch as a function of mask width (XeF_2).

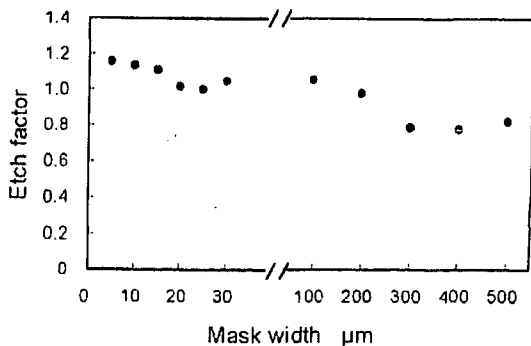


Fig.7 Etch factor as a function of mask width (XeF_2).

ニッケル電鍍金型を用いたマイクロインプリント技術の開発

豊橋技科大 ○高橋洋一, 柴田隆行, 水上良明, 堀内 幸, 茨城大 増澤 徹, 弘前大 峯田 貴, 牧野英司

Development of Microimprint Technology with Electroformed Nickel Mold

Toyohashi University of Technology Yoichi TAKAHASHI, Takayuki SHIBATA, Yoshiaki MIZUKAMI, Osamu HORIUCHI,
Ibaraki University Toru MASUZAWA, Hirotsuki University Takashi MINETA, Eiji MAKINO

In order to fabricate polymer-based microchips to be used in μ -TAS and printed circuit boards, we have been developing a microimprint technology with a fine Ni mold instead of a conventional photolithography technique. The mold was successfully fabricated by electroforming using a positive thick photoresist microstructure. With the Ni mold, fine patterns with a width of 10 or 30 μm and a depth of 24 μm were almost completely transferred to a polymer (PMMA). The geometrical size of the fabricated PMMA microstructures was found to be only about 10% reduction against the Ni mold.

1. はじめに

現在、マイクロ化学分析用チップや高密度プリント配線基板の作製には、フォトリソグラフィやエッチングなどの半導体技術が用いられている。このため、露光装置などの高価な設備が必要であり、かつ作製プロセスも複雑であることから、製造コストの削減と作製時間の短縮が望まれている。近年、微細な凹凸パターンを形成した金型を樹脂などに押しあてパターンを転写するインプリント技術¹⁾が、フォトリソグラフィの代替技術として注目を集めている。本研究では、マイクロ化学分析用チップや高密度プリント配線基板の作製に必要な数 μm から数十 μm のパターンを高精度に転写できるマイクロインプリント技術の確立を目的としている。本報では、厚膜ポジ型フォトレジストを鋳型に用いたニッケル電鍍金型の作製技術を確立し、熱可塑性樹脂のインプリント実験を行った。

2. ニッケル電鍍金型の作製

提案するNi金型の作製プロセスは次のとおりである。まず、シリコン基板上に厚膜ポジ型フォトレジスト（東京応化PMER P-LA900PM, 以下PMER）をスピナー塗布し、フォトリソグラフィによってパターンニングしたPMERをNi電鍍のマスタ基板とする。次に、シード層となるチタンをマスタ基板上に成膜した後、Niを電気めっきする。最後に、めっきしたNiをマスタ基板から剥離することで金型を作製する。

図1にPMERのパターンニング結果を示す。(a)は超高压水銀ランプに含まれるすべての波長（以下、全波長と呼ぶ）を用いて露光したときのレジストパターン（膜厚：約24 μm ）の断面形状である。水銀ランプに含まれる主な波長は、436nm（g線）、405nm（h線）、365nm（i線）である。図のように、全波長で露光した場合には、レジスト上面のエッジ部分が丸みを帯びており、マスタ基板として利用できないことがわかった。これは、フォトマスクを透過する際の光の回折角が波長によって異なることが原因であると考えられる。一方、光学フィルタを用いてg線（436nm）のみを選別して単一波長で露光を行った(b)では、エッジ形状が大幅に改善されていることがわかる。また、側壁の角度も約90°とほぼ垂直となった。(c)および(d)は、g線を用いてプロキシミティ露光（フォトマスクと基板間にギャップをもたせて露光する方法）を行った結果である。ギャップが大きくなるほど光の回折の影響によって側壁のテーパ形状が顕著となっている。側壁角度は、ギャップが150 μm 、600 μm でそれぞれ約80°、65°であった。このように、g線のみを用いてプロキシミティ露光を行うことで、マスタ基板となるPMERのパターン形状を制御する

ことが可能となった。Ni金型にこのようなテーパ形状をもたせることで、インプリントの際の離型が容易になるものと期待できる。

図2にPMERのマスタ基板（ギャップ：150 μm ）を鋳型に用いて作製したNi金型の断面形状を示す。(a)に示すように、電流密度100mA/cm²（めっき時間 $T=75\text{min}$ 、理論膜厚 $l=150\mu\text{m}$ ）でめっきを行ったNi金型のパターンの側壁は、マスタ基板の形状を正確に転写していないことがわかる。これは、マスタ基板のPMERがNiめっきの際の電着応力によって変形したためと考えられる。そこで、金型のパターン部分が完全に覆われる状態まで低電流密度50mA/cm²（ $T=40\text{min}$ 、 $l=42\mu\text{m}$ ）の条件でめっきを行い、その後、電流密度を100mA/cm²（ $T=75\text{min}$ 、 $l=108\mu\text{m}$ ）まで増加させて電鍍を行った。その結果を(b)に示す。図のように、Ni金型の形状が改善されていることがわかる。金型の寸法は、上面線幅13 μm 、下面線幅20 μm 、高さ24 μm であり、マスタ基板の形状に対して線幅で約5%、高さで約4%の精度となっていた。また、側壁の形状もマスタ基板と同様に約80°であった。

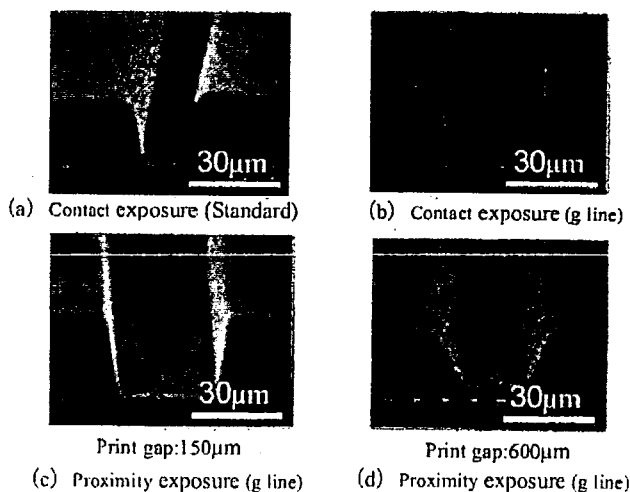


Fig.1 SEM photographs of photoresist patterns.

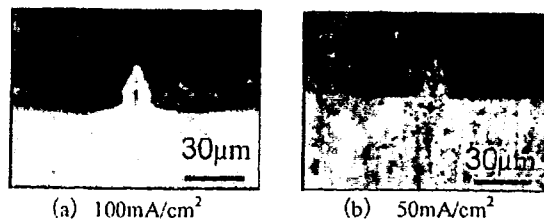


Fig.2 Cross-sectional view of Ni electroformed molds.

3. 熱可塑性樹脂のインプリント

ガラス基板の上にスピナー塗布した熱可塑性樹脂（ポリメタクリル酸メチル、以下PMMA）のインプリント実験を行った。基板を設定温度に加熱し、荷重を印加してNi金型を押しあて、一定時間保持した後、冷却してNi金型を離型した。

図3に加熱温度75°C、荷重10kgの条件でインプリントを行ったPMMAパターンの一例を示す。線幅10μm、30μmのパターン（溝深さ：約24μm）が転写されていることがわかる。また、Ni金型の離型も容易であり、損傷も認められなかった。一方、室温でインプリントを行った場合には、荷重を175kgと高くしても良好なパターンが転写されず、十分な溝深さが得られなかった。

図4は転写されたPMMAパターンの線幅と溝深さに及ぼす加熱温度の影響を示したものである。荷重は10kg一定とした。図のように、上面の線幅（図(a)）および溝深さ（図(b)）は加熱温度とともに増加し、Ni金型の形状に近づく傾向が認められた。これは、加熱温度が高くなるほどPMMAの軟化が進み流動性が高くなるためと考えられる。一方、PMMAの下面線幅（Ni金型の上面に対応）は加熱温度によらずほぼ金型の形状に一致した。

図5は荷重の影響を示したものである。加熱温度は75°C一定とした。加熱温度の影響と同様に、上面の線幅と溝深さは荷重とともに増加し、Ni金型の形状に近づいた。一方、下面の線幅は、荷重には依存せず、ほぼNi金型と同程度となっていた。荷重が比較的小さな条件（2~5kg）においては、金型の線幅が小さいほど溝深さが大きくなっている。この理由は、インプリント時の圧力が高いためである。前述した加熱温度においても溝深さに及ぼす金型の線幅の影響が認められ、加熱温度が十分でない場合（50~60°C）には、金型の線幅が小さくインプリント時の圧力が高いほど転写性がよいことがわかる。

以上の結果から、加熱温度75°C、荷重10kgの条件で良好な転写パターンが得られ、Ni金型の線幅に対して約6%、溝深さで約13%の転写精度となった。

4. まとめ

厚膜ポジ型フォトレジスト（PMER）をマスタ基板に用いてNi電鍍金型を作製し、熱可塑性樹脂（PMMA）のインプリント実験を行った。得られた結果は次のとおりである。

- (1) 厚膜ポジ型フォトレジスト（PMER）を単一波長（g線）によって露光することで、パターン形状の高精度な制御が可能となり、Ni電鍍金型のマスタ基板として有効であることを示した。
- (2) マスタ基板（PMER）を用いてNi電鍍を行う際に、パターン部分のめっきを低電流密度で行うことで、電着応力が低減され、高精度なNi金型の作製が可能となった。
- (3) Ni電鍍金型（線幅10μmおよび30μm、高さ24μm）を用いた熱可塑性樹脂（PMMA）のインプリントが可能であることを示した。加熱温度75°C、荷重10kgの条件で、線幅で約6%、溝深さで約13%の転写精度が得られた。

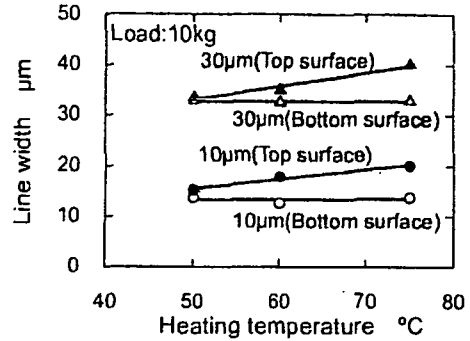
なお本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(B)）および厚生労働省科学研究費補助金の研究助成のもとに行われたことを付記し謝意を表す。

参考文献

1) S.Y.Chou, P.R.Krauss and P.J.Renstrom, J. Vac. Sci. Technol., B 14, 6 (1996) 4129-4133.



Fig.3 SEM photographs of imprinted PMMA patterns.



(a) Line width at top and bottom surface

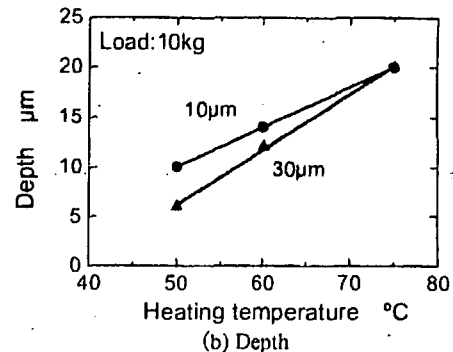
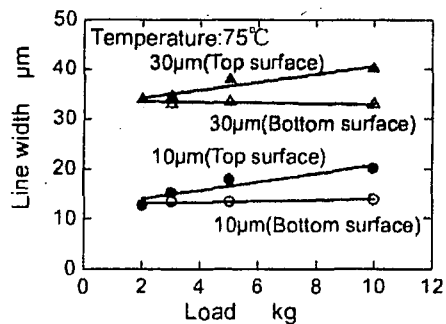


Fig.4 Effects of temperature on line width and depth.



(a) Line width at top and bottom surface

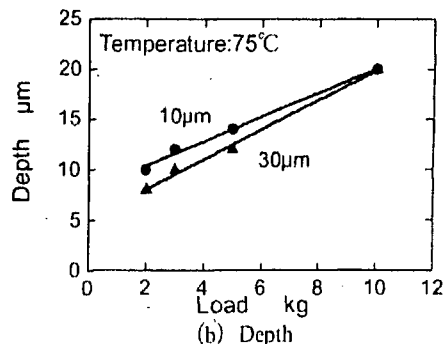


Fig.5 Effects of load on line width and depth.

電気学会研究会資料

The Papers of Technical Meeting on Linear Drives, IEE Japan

リニアドライブ研究会

LD-05-44~56

2005年11月17日

社団法人 電気学会

The Institute of Electrical Engineers of Japan

東京都千代田区五番町6-2

細胞機能制御のための MEMS 細胞加振デバイスの開発

吉田典央*, 柴田隆行, 堀内 幸(豊橋技科大), 増澤 徹(茨城大), 岸田晶夫(東京医科歯科大)

Development of MEMS Device for Enhancement of Cell Functions with Mechanical Stimulation

Norio Yoshida, Takayuki Shibata, Osamu Horiuchi (Toyohashi University of Technology)

Toru Masuzawa (Ibaraki University), Akio Kishida (Tokyo Medical and Dental University)

Abstract

In order to enhance cell functions such as cell multiplication and gene transfer by applying mechanical stimulation to cells, we have been developing a MEMS device actuated by piezoelectric PZT thin film. First, we optimized the design of the device by a finite element method (FEM). The deflection of the diaphragm with a size of $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ was estimated to be about 100 nm when a voltage of 10 V was applied to a PZT film actuator. Moreover, we fabricated PZT thin film by a sol-gel method and characterized its crystallographic structure. When pyrolysis at 320°C for 1 min and then annealed at 600°C for 1 min in air, PZT thin films with (111) orientation were obtained.

キーワード：バイオ MEMS, 細胞機能, 圧電薄膜, マイクロアクチュエータ, マイクロマシニング, ソルーゲル法 (BioMEMS, cell functions, piezoelectric thin film, microactuator, micromachining, sol-gel method)

1. はじめに

ナノメートルオーダの微小な機械的振動刺激が細胞増殖や遺伝子導入などの細胞機能に影響を及ぼすことがこれまでの研究から示唆されている¹⁾。本研究では、図1に示すような MEMS 細胞加振デバイスの開発を行っている。提案するデバイスは、シリコン基板上に複数のマイクロチャンバーを形成し、その底面をシリコン窒化膜のダイアフラムとし、さらに、アクチュエータとして PZT 圧電薄膜を形成したものである。マイクロチャンバー内に細胞を導入し、PZT 圧電薄膜アクチュエータを伸縮させることでダイアフラムを上下に振動させて細胞を直接加振することができる。さらに、個々のマイクロチャンバーは独立して制御可能となるため、複数の振動条件(振幅, 周波数)を1つのデバイス上で実現することができる。本報では、有限要素法によるデバイスの最適設計を行い、さらに、ソルーゲル法によって成膜した PZT 圧電薄膜の結晶構造を評価し、形成条件を明らかにした。

2. 有限要素法によるデバイス設計

2.1 有限要素モデル

シリコン窒化膜 (Si_3N_4) のダイアフラムの変位, 応力, 共振周波数を有限要素法 (ANSYS7.0) によって解析した。解析には図2のようなマイクロチャンバーの1つを取り出したモデルを用いた。ダイアフラムの形状は正方形とし、一辺の長さを $50\ \mu\text{m}$ から $200\ \mu\text{m}$ まで変化させて解析を行った。 Si_3N_4 膜のダイアフラムと PZT 圧電薄膜の膜厚はいずれも $1\ \mu\text{m}$ とし、PZT の圧電定数 d_{31} はバルクの値である -123pC/N とした。

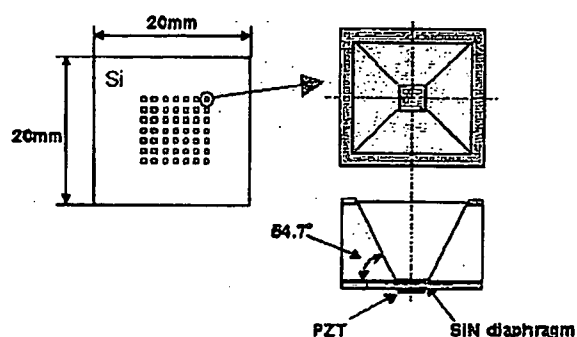


図1 細胞加振デバイスの概要

Fig.1 Schematic diaphragm of MEMS device

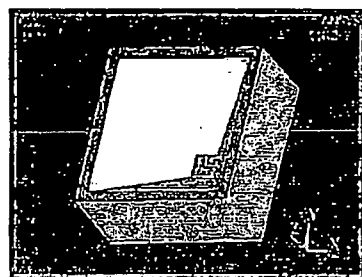


図2 有限要素モデル

Fig.2 FEM model for simulation

2.2 ダイアフラムの変形量

図3は圧電-構造連成解析によって得られた Si_3N_4 膜ダイアフラムの変位分布である。(a)は断面方向からみた変位分布であり、(b)は上面からみたときのものである。ダイアフラムの寸法は $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ 、PZT圧電薄膜への印加電圧は10Vとした。PZT薄膜の伸縮によって、ダイアラム中央部が最も大きく変位する理想的な変形が得られることがわかった。図4はPZT圧電薄膜への印加電圧とダイアラム中央部分の最大変位量との関係を示したものである。図から、ダイアラムの変形量は印加電圧に比例して大きくなることわかる。図5はダイアラムの寸法を変化させたときの変位の解析結果である。(a)はダイアラムの各種寸法に対する断面の変形形状を示したものである(印加電圧10V)。ダイアラムの変形形状は寸法に対してほぼ相似的に変化していることがわかった。(b)はダイアラム中央部分の最大変位量を示したものである。ダイアラムの寸法が大きくなるとともに変形量が比例して増加する傾向となった。以上の結果から、ダイアラムの寸法を $100\mu\text{m}$ 以上とすることで、目的とする 100nm 以上の変位量(印加電圧10V)が得られることがわかった。

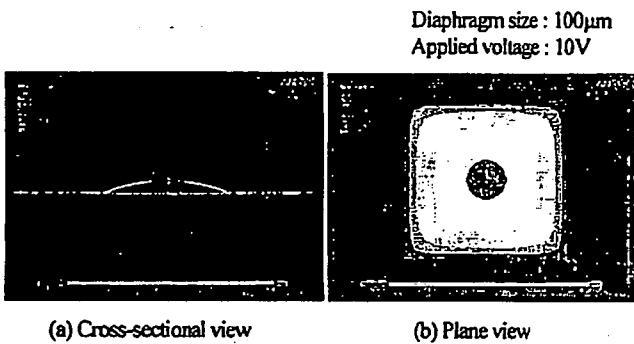


図3 ダイアラムの変位分布
Fig.3 Displacement distribution of diaphragm

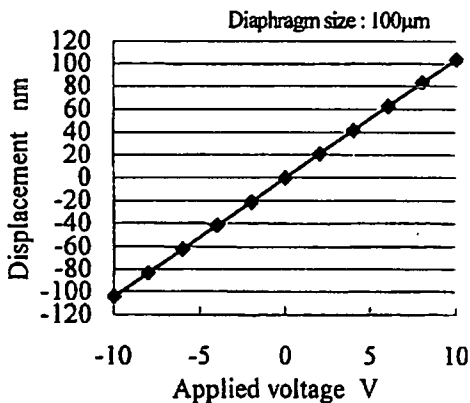


図4 印加電圧とダイアラムの最大変位量の関係
Fig.4 Relation between applied voltage and displacement

2.3 応力分布

図6(a)はダイアラム($100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$)を変形させた際に発生する相当応力の分布を示したものである。図から、ダイアラムの四隅の角の部分に応力の集中が起こっていることがわかる。この傾向はダイアラムの大きさには依存しなかった。(b)はダイアラムの大きさと相当応力の最大値の関係を示したものである。ダイアラムの寸法が小さいほど発生する応力は大きくなることわかった。しかし、ダイアラムの寸法が $50\mu\text{m}$ の場合でも相当応力の最大値は 0.14GPa 程度であり、 Si_3N_4 膜の降伏応力 14GPa に比べて十分小さな値となっている。このことから、ダイアラムは十分な機械的強度をもっているといえる。

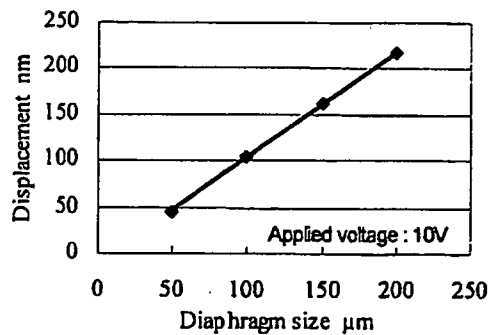
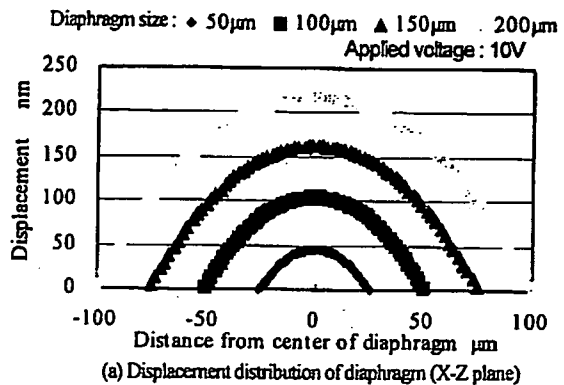


図5 ダイアラムサイズと変位の関係
Fig.5 Relation between diaphragm size and displacement

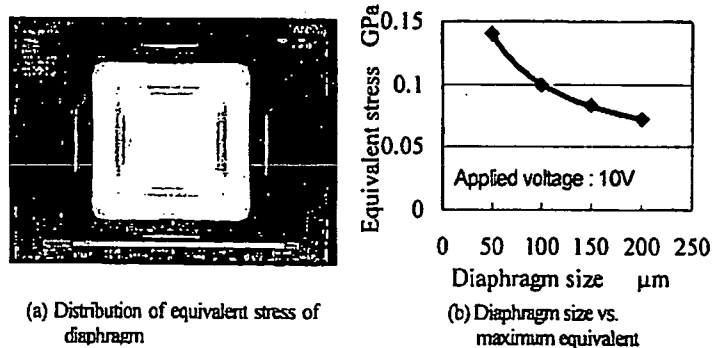


図6 ダイアラムに発生する相当応力の解析結果
Fig.6 FEM simulation on equivalent stress of diaphragm

2.4 共振周波数

図7に共振周波数の解析結果を示す。モード抽出法にはブロックランチョス法を使用した。(a)はダイアフラムの寸法が100 μm のときの变形形状を示したものである。このときの共振周波数は1次モードで1.67MHzとなった。(b)はダイアフラムの寸法と1次モードの共振周波数の関係である。共振周波数はダイアフラム寸法の二乗に反比例して減少した。以上の結果から、最も共振周波数の小さい寸法200 μm のダイアフラムの場合においても、数kHz程度と十分に高い周波数の振動を付加できることがわかった。

3. ソルゲル法によるPZT圧電薄膜の形成と結晶構造の評価

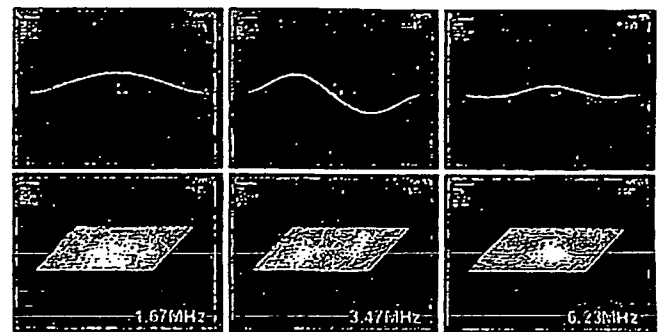
PZT圧電薄膜は、Si(001)基板上に下部電極となるPbTi(100nm/30nm)をスパッタリングで成膜した後、ソルゲル法を用いて成膜した。ソルゲル溶液(三菱マテリアルE1)は、組成がPb:Zr:Ti=1.15:0.52:0.48(濃度:0.15wt%)のものを使用した。ソルゲル溶液をスピンドクター(3000rpm, 30s)を用いて基板上に塗布した後、ホットプレート(HP)上で加熱することで溶液中に含まれる有機物を熱分解した。1回のスピンドコートで得られるPZTの膜厚は約0.08 μm であり、この工程を3回繰り返して膜厚0.24 μm のPZT薄膜を形成し、結晶化のための高速アニール(Rapid Thermal Annealing, RTA)を行った。X線回折法による結晶構造の評価およびエネルギー分散型X線分析法(EDX)による組成分析を行った。

3.1 高速アニール条件の影響

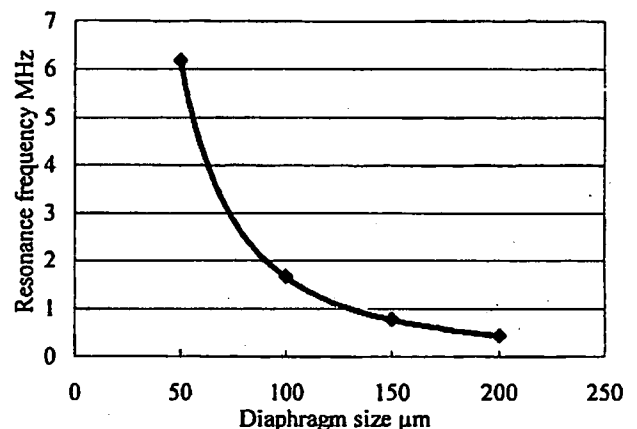
図8にアニール条件を変化させたときのX線回折結果を示す。熱分解条件は300 $^{\circ}\text{C}$ 、10minとした。アニールを行わない場合(図中RT)ではPZTに起因するピークは認められず非晶質となっている。一方、500 $^{\circ}\text{C}$ 、1minのアニールを行うとPZT(111)に起因するピークが認められた。さらに、アニール温度を600 $^{\circ}\text{C}$ (アニール時間1min)と高くすることで、結晶性が向上(PZTに起因するピーク強度が増加)し、(111)配向のPZT単相膜が得られた。しかしながら、アニール時間を10minと増加させた場合には、パイロクロア($\text{Pb}_2\text{Ti}_2\text{O}_6$)と呼ばれる同相の圧電特性を示さない結晶構造のピークが認められるようになった。また、アニール温度を700 $^{\circ}\text{C}$ と高くなった場合には、PZTのピークが減少し、パイロクロアのピーク強度が増加した。このように、アニール時の膜中からのPbの蒸発量がPZTの結晶性に大きな影響を及ぼすことがわかった。

3.2 熱分解条件の最適化

実際のMEMS細胞加振デバイスの作製ではPZT圧電薄膜の厚さを1 μm (12層)とする必要がある。このため、熱分解時間を大幅に短縮してスループット向上を図る必要がある。そこで、熱分解時間を1minとしたときの最適な熱分解温度を調べた。図9にその結果を示す。アニール条件は600 $^{\circ}\text{C}$ 、10minとした。図のように、熱分解温度が300 $^{\circ}\text{C}$ の場合には、パイロクロアのピークが認められPZT単相膜が得られなかった。この理由は、熱分解時間を1minと短くしたことでPbの蒸発量が減少し、膜中のPb量が最適値よりも多くなったためと考えられる。一方、熱分解温度を310 $^{\circ}\text{C}$ ~330 $^{\circ}\text{C}$



(a) Deformed shape of diaphragm at resonance frequencies



(b) Diaphragm size vs. resonance frequency (fundamental mode)

図7 共振周波数の解析結果

Fig.7 FEM simulation results on resonance frequency

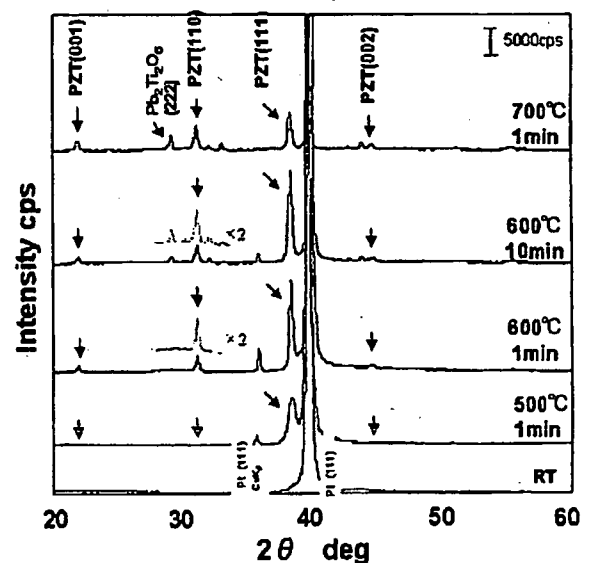


図8 アニール条件を変化させたときのX線回折パターン

Fig.8 X-ray diffraction patterns of PZT thin film showing effects of annealing temperature

とすることで、熱分解時間が1minの条件でもパイロクロアのピークは認められず、PZT単相膜が得られることがわかった。このように、熱分解温度をわずかに高く設定することで、短時間の熱分解時間でも膜中のPbの蒸発量が最適化され、前述の熱分解条件300℃、10minと同様な結果が得られることがわかった。しかし、熱分解温度を350℃まで増加させるとPZTのピークが減少し、パイロクロアのピークも認められるようになった。このことは、膜中のPb量が最適値に対して不足した場合でもPZT単相膜が得られないことを意味している。

3.3 結晶性および化学組成

以上の結果は、PZT薄膜の結晶性は熱分解およびアニール時のPbの蒸発量によって大きく影響を受けることを示唆している。そこで、PZT薄膜の組成分析をEDXによって行い、熱分解条件およびアニール条件の影響を検討した。表1にその結果を示す。PZT単相膜が得られた2つの試料(表中○)の場合では、熱分解条件が異なっているもののPb/(Zr+Ti)の比がいずれも化学量論比の1よりも少し大きな同様な値となっていた。このように、熱分解時間を短くした場合でも熱分解温度を上げることで膜中のPbの量が最適化されていることがわかった。一方、パイロクロアのピークが認められた試料(表中△)の場合には、Pb/(Zr+Ti)の比が1よりも小さくなっており、膜中のPb量がわずかに不足していることがわかった。

図10(a), (b)にそれぞれ試料No.2とNo.4のアニール後の表面性状を示す。試料No.4の表面にはNo.2では見られない円形状のクラックが確認された。これは、パイロクロアとPZTの共析が起きることで、両者の析出界面で発生するひずみが原因ではないかと考えられる。以上の結果から、PZTの結晶性は膜中のPb量の影響を敏感に受けることがわかった。

4. まとめ

有限要素解析によるデバイスの設計を行った。ダイアフラムの変形量はダイアフラムの大きさに比例して増加することがわかった。ダイアフラムの寸法が100μmの場合に、約100nmの変形量(印加電圧10V)が得られ、共振周波数は1.67MHzとなった。また、ゾルゲル法によるPZT圧電薄膜の形成を行い、熱分解およびアニール条件の影響を明らかにした。熱分解温度320℃(1min)、アニール温度600℃(1min)の条件で(111)配向のPZT単相膜が得られた。

なお本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(B)), 厚生労働省科学研究費補助金および財団法人三豊科学技術振興協会の研究助成のもとに行われたことを付記し謝意を表す。

参考文献

- 1) N.Kusakari, T.Masuzawa, A.Kishida, and K.Miyazaki: "The Influence of Mechanical Stimulation upon Culture Cells", Proc. of the 18th Annual Conference of Society of Life Support Technology, 63 (2002) (in Japanese)
草薙紀行・増澤 徹・岸田晶夫・宮崎幸造: 「機械的刺激が細胞に与える影響に関する研究」, 第18回ライフサポート学会大会講演予稿集, 63 (2002)

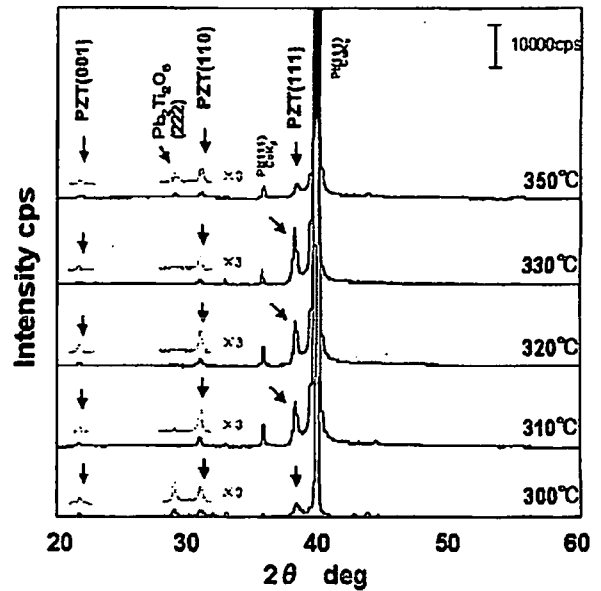
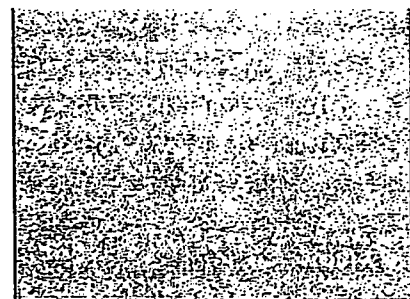


図9 熱分解温度を変化させたときのX線回折パターン
Fig.9 X-ray diffraction patterns of PZT thin film showing effects of pyrolysis temperature.

表1 EDXによる組成分析の結果

Table 1 Composition of PZT films formed under different conditions.

sample	crystallinity	Pyrolysis		Annealing		Atomic ratio Pb/(Zr+Ti)
		Temp. °C	Time min	Temp. °C	Time min	
1	○	300	10	600	1	1.06
2	○	320	1	600	1	1.09
3	△	320	1	600	10	0.98
4	△	320	1	700	1	0.97
Stoichiometry						1.00



(a) Sample: No.2



(b) Sample: No.4

図10 PZT圧電薄膜の表面性状

Fig.10 Surface morphology of PZT thin films after annealing

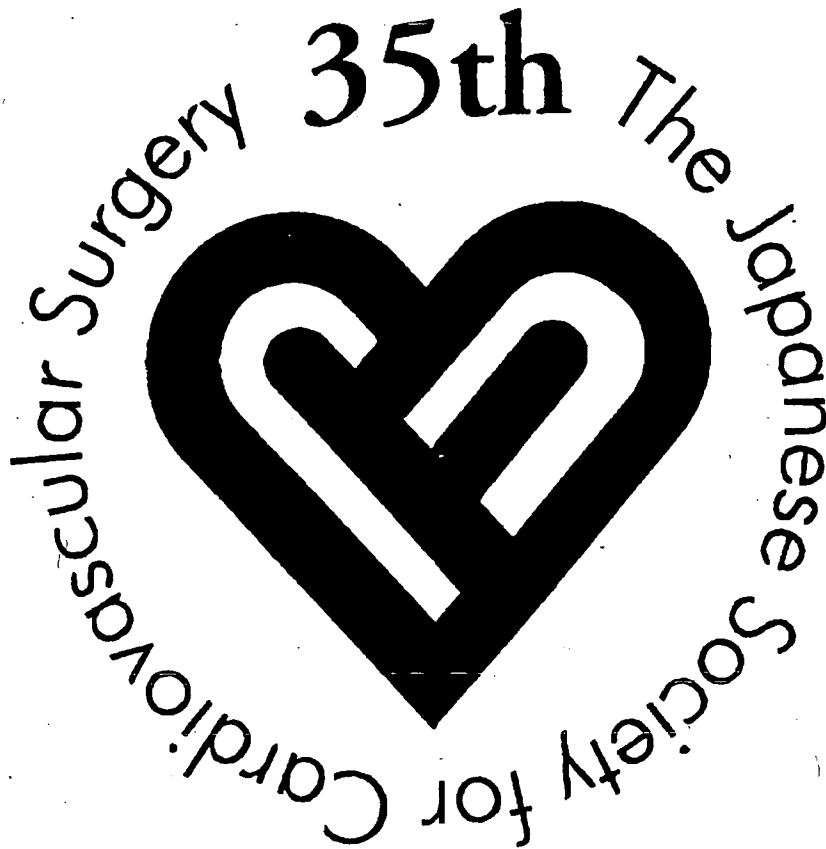
原稿受付日

平成17年10月18日

日本心臓血管外科学会雑誌

Japanese Journal of Cardiovascular Surgery
Official Publication of the Japanese Society
for Cardiovascular Surgery

第35回 日本心臓血管外科学会学術総会
日程と演題抄録



会長：数井暉久
2005年2月23日～25日
浜松市

日心外会誌
JJCVS

日本心臓血管外科学会

URL : <http://jssvs.umin.ac.jp/>

S2-4

Total arterial graft による冠血行再建術の問題点 —All in-situ graftingの功罪—

島根大学 医学部 循環器消化器総合外科

樋上 哲哉, 花田 智樹, 本多 祐, 今井 健介,
清水 弘治, 金築 一磨, 坪島 鶏司, 西尾 涉

In-situ total arterial graftingを標準術式として行う際の問題点を提起し我々の解消策の妥当性を検討する。【対象・方法】1998年以降のLAD再建を含む多枝バイパス例487例 (on-pump 250, off-pump 237例) を対象とした。75歳以上42%, 糖尿病40%, 脳血管障害29%, 緊急例が24%を占めた。各問題点別に成績を評価検討した。【結果】問題点 (以下#) 1. 両側ITA採取に伴う [A] 縦隔炎発生増, [B] 採取時間延長, [C] RITAの長さが懸念される。これに対する解決策 (以下●) としてUltrasomic complete skeletonization (UCS) 法を用いた。[A] は3/487 (0.6%), [B] は平均19.4分で問題を認めなかった。[C] RITA平均有効長21.4cmで, 214例でLAD領域に, 161例でCx領域, 36例でRCA領域に吻合し得た。合計411例 (84.4%) でin-situ RITAが可能であった。# 2. All in-situ graftingではGEAの使用頻度が増し, [D] graftの費, [E] 長期開存性が懸念される。● [D] GEAをUCSで採取し, かつRCA末梢領域に使用することで, 長さ, 太さ, 流量の問題はほぼ解決された。In-situ GEAは335例 (69.0%) で95.8%はRCA領域に用い99.0%の開存率を得た。[E] これまではGEAに起因するcardiac eventなし。# 3. 限られたin-situ graft材料で多枝バイパスを行うには, sequential graftingが必須で, [F] 吻合のtechnique, [G] 吻合後の灌流分布が懸念される。● [F] UCS-ITAですべてのsequential 吻合をparallel shapeにでき開存率99.4%を得た。[G] Graft流量は, LITA-LAD (単独) で平均34.8ml/分に対して, LITA-Diag-LADのsequentialではDiag-LAD間30.3, LITA-Diag間45.9ml/分で有意差を認めず, sequentialでの良好な灌流分布が確認された。# 4. In-situ以外のoptionが必要。●On-pumpでは6%, off-pumpでは12%にcomposite graftを要したが, LITA-RITAのcompositeが大部分を占め, 開存率は99%で単独, sequential使用と同等であった。# 5. 手術成績と遠隔成績。●UCS法によりall in-situ arterial graftingの完遂率は86.5%, total arterial graft完遂率は98.8%と良好であった。緊急例を含めた病院死亡率は1.2%で, 最長6.4 (平均3.1) 年のcardiac event-free rateは96.3%と極めて良好であった。【結語】UCS法によるgraft採取によりtotal arterial graftingの問題点はおおむね解消された。特にin-situ graftによりgraftingの単純化が図れ, 早期成績はもとより遠隔成績の向上が期待できる。

CABGにおけるRITAの最大有効活用法と ITA sequential bypassのツボ

橋上 哲哉
(島根大学)

冠動脈バイパス術 (CABG) において、off-pump, on-pumpに拘わらず、high quality graftingは最も重要なkey wordの一つであります。High qualityの意味するものは何でしょうか？究極のところは、生澱再発しないような冠動脈完全血行再建則ち“permanent grafting”ということになると思います。 〃

現状ではin-situ ITAに優るgraft材料、graft方法はないとは言うまでもなく、LITAが無条件にはほぼ全例で用いられており、また、その有効性に関しては異論のないところです。しかし、RITAはそのgraft材料としての特性はLITA以上でありながら、全例でin-situ graftとして用いられていないのも事実です。その理由としては、1) 両側ITA採取の時間的問題と縦隔炎発生の増加などの「採取」に伴う懸念、2) RITAの解剖学的位置関係による吻合可能範囲の制限とグラフトの通過経路などの「吻合」に関わる問題、3) 両側ITA使用における長期成績向上のevidenceが他の動脈グラフト使用時との比較で不明確である、4) Redoの際の妨げになる、などがあげられるでしょう。本セミナーでは、これらの問題点を整理し、これらを解決すべく行ってきた私の経験および実験的・臨床的に検証した結果に基づいて、RITAをin-situ graftとして最大限に有効活用するための“ツボ”をお話したいと思います。

一方、LITA、RITAをroutineに用いたとしても、多枝病変に対する完全血行再建をin-situ graftを中心に行うには、sequential bypass法は是非とも修得すべき必須法と言っても過言ではありません。ITAをskeletonizationすることで、その長さが長くなり、径も太くなることから、比較的容易にsequential bypassが可能となったとは言え、多くのpitfallを有するため一定の手技上のコツを心得ておく必要があります。ここでは、In-situ LITA・RITAを中心とした“permanent grafting”のconceptを持って完全血行再建を行うためのsequential bypass法の効用と実際上のコツについて、様々な角度からの検証データに基づいたお話も付加させて頂きたく予定です。本講演が多くの皆さまの日常診療に少しでも役立つことを祈念いたしております。

Proceedings of
The First International Student Conference
at
Ibaraki University

-Frontiers in Life Support Science and Technology-

Parallel symposium:

"6th Korea-Japan Symposium of Frontiers in Vibration Science and Technology"

Organized by Ibaraki University
Hitachi, Ibaraki, Japan, July 13-15, 2005

Published by
Ibaraki University

DEVELOPMENT OF TWO-DIMENSIONAL MAGNETIC SENSORS FOR CHARACTERIZATION OF MAGNETIC LEVITATED MOTORS

Keigo Takasaki

Department of Systems Engineering,
Ibaraki University, Japan
nm4922n@hcs.ibaraki.ac.jp

Takayuki Kimura

Department of Systems Engineering,
Ibaraki University, Japan
tkimura@mx.ibaraki.ac.jp

Toru Masuzawa

Department of Mechanical Engineering, Ibaraki University, Japan
masuzawa@mx.ibaraki.ac.jp

ABSTRACT

To characterize and control magnetic levitated motors, two-dimensional integrated magnetic sensors with amplification circuits were developed. This sensor uses the Hall effect on the inversion layer under the gate oxide of a metal-oxide-semiconductor (MOS) field effect transistor (FET), and was fabricated in a standard 0.35- μm CMOS process with an array of 64064 Hall sensors. Each pixel is $50\ \mu\text{m}^2$ and each chip is $4.9\ \text{mm}^2$. Circuits on a chip consist of that of a CMOS image sensor to reduce the space of the read-out circuits. Sensitivity of the fabricated magnetic sensor is $2.7\ \text{mV}/\text{mA kG}$. The reading speed of all pixels was 6.1 frames/sec. However, a speed of 1000 frames/sec is required to characterize the magnetic levitated motor, so the speed was not sufficient. To solve this problem, a method of high sensitivity and fast read-out time was considered. High sensitivity will be achieved by the dynamic drive of a Hall sensor, and fast read-out time will be achieved by multi-column read-out. Using these method, characterization of the magnetic levitated motor will be achieved.

1. INTRODUCTION

Magnetic sensors are used for the position control of motors. Most magnetic sensors consist of InSb and GaAs substrates using the Hall effect. Two or more Hall sensors are needed to control the position of a motor with good precision. However, placing several sensors near the motor is difficult because of space and cost. To solve these problems, two-dimensional integrated magnetic sensors with amplifier circuits was developed. The magnet is jointed to the edge of the motor axis; the motors are characterized by using two-dimensional magnetic sensors to sense magnetic flux density.

Fundamentally, output voltage from a Si magnetic sensor is smaller than that from InSb and GaAs because of the low mobility of Si. However, using the

Hall effect on a thin inversion layer under the gate oxide of a metal-oxide-semiconductor (MOS) field effect transistor (FET) can increase the output voltage of the magnetic sensor. Moreover, 64064 arrayed integrated magnetic sensors can capture the details of magnetic flux density from the magnet and characterize the motor's axial movement with high accuracy.

This research aims to develop an integrated two-dimensional magnetic field sensor that can measure the position of and control magnetic levitated motors.

2. STRUCTURE OF HALL ELEMENT

A diagram of a magnetic sensor using the Hall effect is shown in Fig. 1. A bias current [I] flows along the X-axis of the element. When magnetic flux density [B] is applied along the Z-axis positive direction, Lorentz force [F] is generated along the Y-axis negative direction indicated as a bold arrow in Fig. 1. The carriers of an n-type semiconductor are electrons. They are pushed to the R side, generating a voltage difference between terminals R and S. This voltage changes depending on the strength of the magnetic flux density, and it can be used as a magnetic sensor.

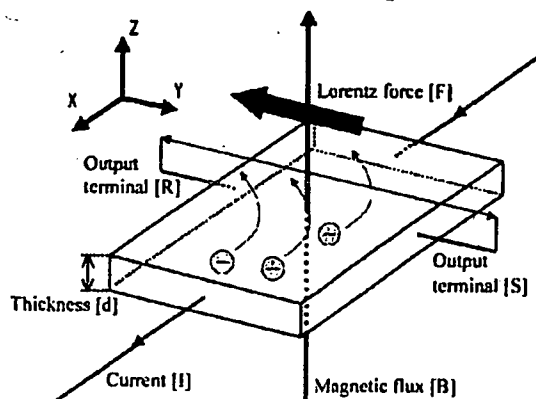


Fig. 1 Hall element made with n-type semiconductor