

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、その底面部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)を一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一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。

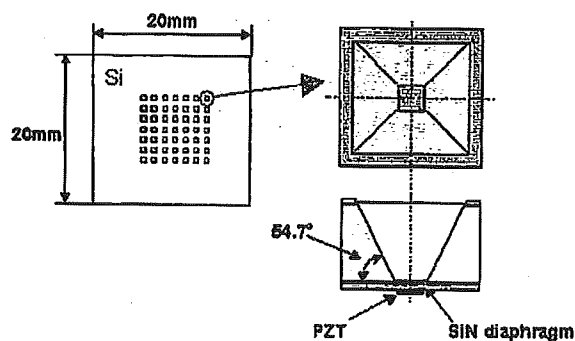


図1 細胞加振デバイスの概要

Fig.1 Schematic diaphragm of MEMS device

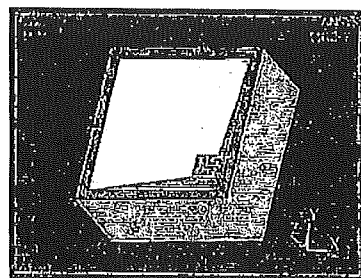


図2 有限要素モデル

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。

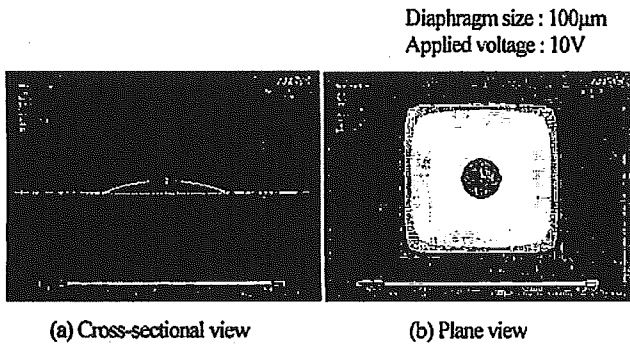


図3 ダイアフラムの変位分布
Fig.3 Displacement distribution of diaphragm

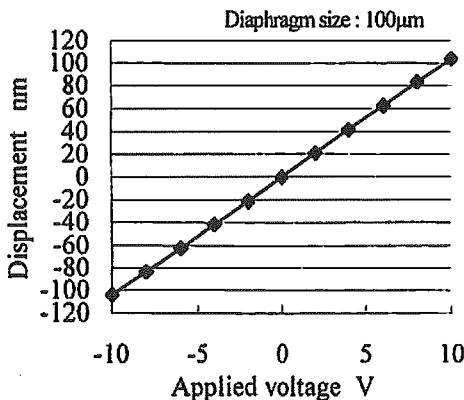


図4 印加電圧とダイアフラムの最大変位量の関係
Fig.4 Relation between applied voltage and displacement

2.3 応力分布

図6(a)はダイアフラム($100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$)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、ダイアフ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。この傾向はダイアフ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。

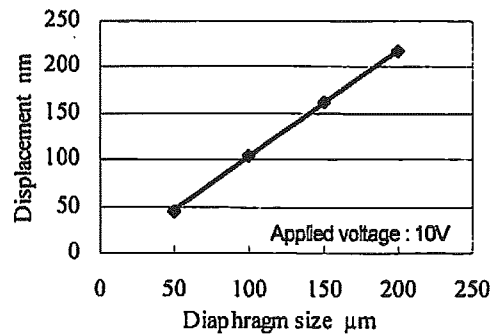
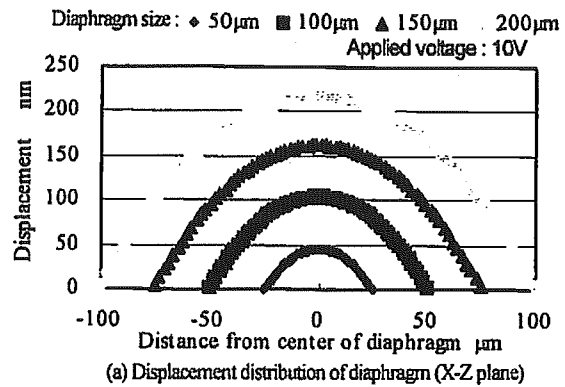


図5 ダイアラムサイズと変位の関係
Fig.5 Relation between diaphragm size and displacement

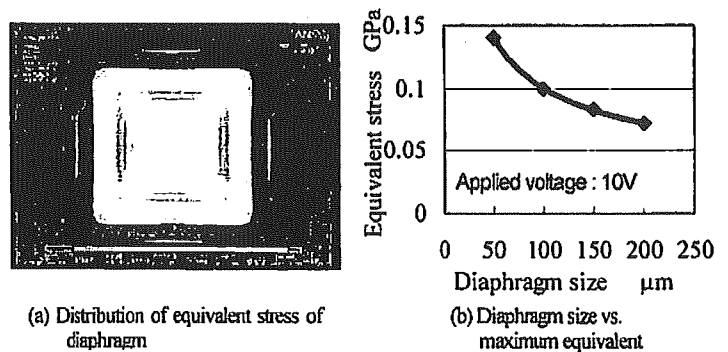


図6 ダイアフラムに発生する相当応力の解析結果
Fig.6 FEM simulation on equivalent stress of diaphragm

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 のときの変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. ソルーゲル法によるPZT圧電薄膜の形成と結晶構造の評価

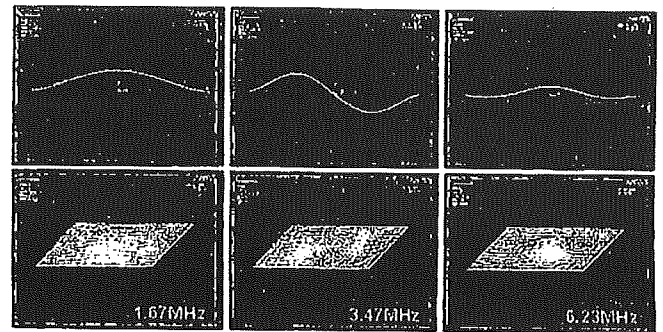
PZT圧電薄膜は、Si(001)基板上に下部電極となるPbTi(100nm/30nm)をスパッタリングで成膜した後、ソルーゲル法を用いて成膜した。ソルーゲル溶液(三菱マテリアルE1)は、組成がPb:Zr:Ti=1.15:0.52:0.48(濃度:0.15wt%)のものを使用した。ソルーゲル溶液をスピナー(3000rpm, 30s)を用いて基板上に塗布した後、ホットプレート(HP)上で加熱することで溶液に含まれる有機物を熱分解した。1回のスピナーコートで得られるPZTの膜厚は約0.08 μm であり、この工程を3回繰り返して膜厚0.24 μm のPZT薄膜を形成し、結晶化のための高速アニール(Rapid 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

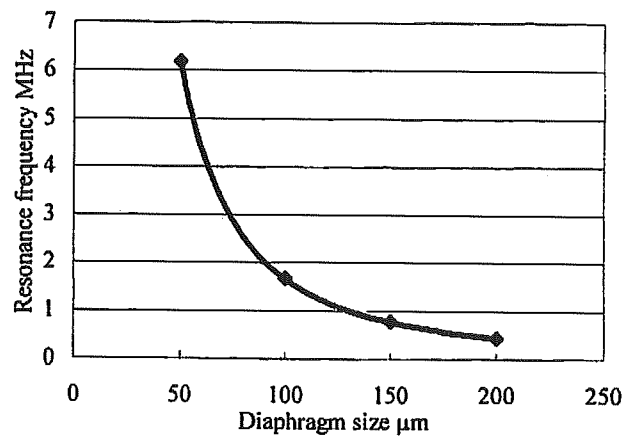
図8にアニール条件を変化させたときのX線回折結果を示す。熱分解条件は300 $^{\circ}\text{C}$ 、10minとした。アニールを行わない場合(図中RT)ではPZTに起因するピークは認められず非晶質となっている。一方、500 $^{\circ}\text{C}$ 、1minのアニールを行うとPZT(111)に起因するピークが認められた。さらに、アニール温度を600 $^{\circ}\text{C}$ (アニール時間1min)と高くすることで、結晶性が向上(PZTに起因するピーク強度が増加)し、(111)配向のPZT単相膜が得られた。しかしながら、アニール時間を10minと増加させた場合には、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 $^{\circ}\text{C}$ と高めた場合には、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

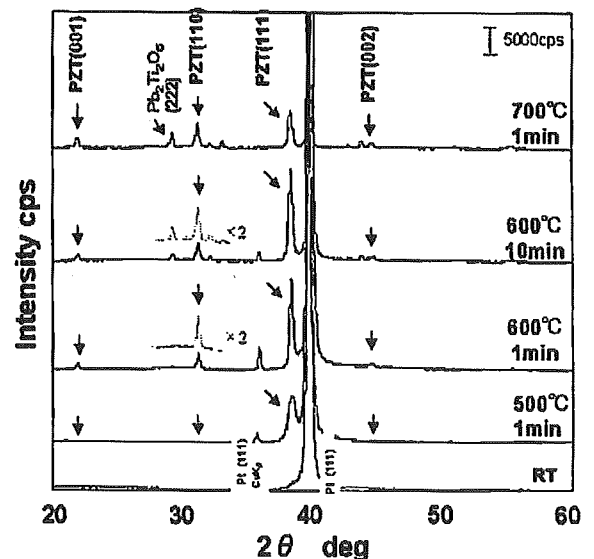


図8 アニール条件を変化させたときのX線回折パターン

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、ゾルーゲル法による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)

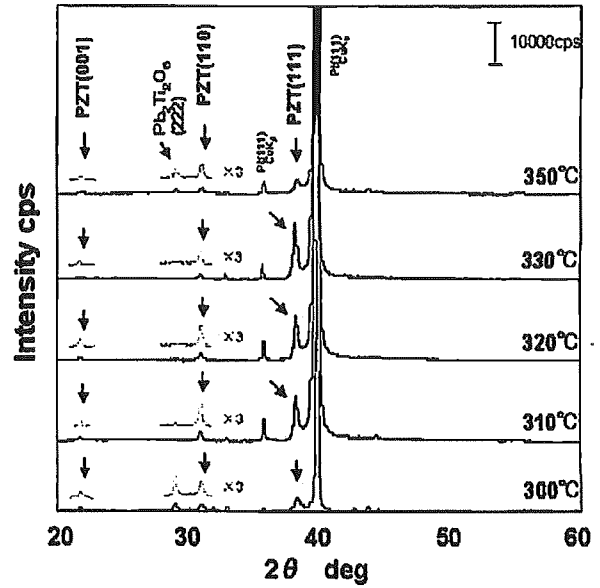
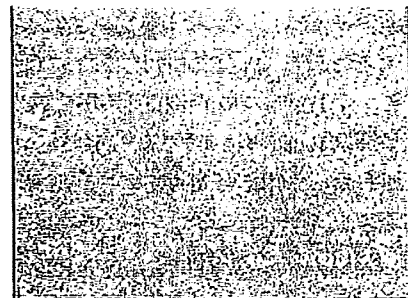


図9 熱分解温度を変化させたときのX線回折パターン
Fig.9 X-ray diffraction patterns of PZT thin film showing effects of pyrolysis temperature.

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



ハートナーシング

ハートナーシング 2005年第18巻3号(通巻232号) 2005年3月1日発行

MC メディカ出版

2. off-pump CABG (OPCAB) を検証 する

④ OPCAB時代における 各種グラフトの特徴と 採取法

島根大学医学部外科学講座
循環器・消化器総合外科学

教授 ^{ひがみてつや}
樋上哲哉

OPCABに用いられるグラフトの種類と特徴について解説すると同時に、21世紀のOPCABに求められる長期成績の向上に貢献するグラフトの採取法と、その利用法をクローズアップする。

はじめに

心拍動下冠動脈バイパス術 (off-pump coronary artery bypass ; OPCAB) においても、用いられるグラフト材料としては、従来の人工心肺を用いた冠動脈バイパス術 (on-pump CABG) に用いられるものと何ら変わりはない。しかしながら、OBCABをより低侵襲で行うことを意図して、大動脈に全く触れないAorta no touch法 (大動脈に中樞吻合を置かない方法) をとることも多く、この場合は、グラフトの用い方が少し異なるなど、OPCABならではのグラフト選択とグラフトの用い方も存在する。

ここでは、各種グラフト材料の特徴とグラフト採取法、および、OPCABに焦点を当てたグラフト選択と利用法について解説する。

グラフトの種類とその特徴 (表1)

現在、臨床に主に用いられているグラフトは、大別して、動脈グラフトと静脈グラフトの2種類がある。動脈グラフトとしては、採取しても元の組織の機能不全を来さないことが絶対条件であり、内胸動脈、胃大網動脈、橈骨動脈がその代表である。静脈グラフトとしては大伏在静脈が代表である。

グラフトの用い方には、元の場所から完全に取り出して用いる方法 (free graft) と血液流入部は本来の流れのままにして末梢側のみを冠動脈に吻合する方法 (in situ graft) の2種類があり、内胸動脈と胃大網動脈は、通常in situ graftとして用い、橈骨動脈と静脈グラフトは心臓から離れたところにある血管であり、当然ながらfree graftとしてしか用いられない。



表1 冠動脈バイパスグラフトについて

種類
I. 動脈グラフト (arterial graft) 1. 左内胸動脈 (left internal thoracic artery ; LITA) 2. 右内胸動脈 (right internal thoracic artery ; RITA) 3. 右胃大網動脈 (right gastroepiploic artery ; RGEA) 4. 橈骨動脈 (radial artery ; RA) 5. 下腹壁動脈 (inferior epigastric artery ; IEA) II. 静脈グラフト (vein graft) 1. 大伏在静脈 (greater saphenous vein) 2. 小伏在静脈 (lesser saphenous vein)
用い方
I. in situ graft II. free graft
採取法
I. complete skeletonization法 II. thick pedicle法

さらに、動脈グラフトの採取方法には、グラフトとする動脈と伴走する静脈などの周囲組織を含めて一塊として採取する方法 (thick pedicle採取法) と、動脈のみをむき出しにして採取する方法 (complete skeletonization法) がある。採取法の違いはグラフトの特性を大きく変えるものであり、これについては個々のグラフトの項で詳しく述べる。

1. 内胸動脈 (internal thoracic artery ; ITA)

内胸動脈は、鎖骨下動脈から分枝し胸骨裏面の両縁を下行する動脈硬化を来しにくい弾性血管 (中膜に弾性線維を多く含む血管) で、その血管径は2~3mmで冠動脈径と同等である。内胸動脈の長期開存性の良好なことは周知の事実であり、現在用いられているグラフトの中では群を抜いて優れたグラフト材料である¹⁾。

内胸動脈は左と右の両側を用いることができるが、解剖学的位置関係から左内胸動脈が用い

やすく、OPCABにおいてもこれをin situ graftとして第一選択とするのが通常である。ただし、OPCABではグラフトの長さに余裕がないと吻合しにくい点から、採取法はskeletonization法が推奨される。中でも超音波メスを用いたultrasonic complete skeletonization (UCS) 法²⁻⁴⁾は簡便かつ安全な方法で、これによって内胸動脈のin situ graftとしての利用価値が格段に向上した (図1)。特に、右内胸動脈におけるin situ graftとしての利用価値と安全性の飛躍的な向上は革命的といっても過言ではない。具体的にその利点を挙げると、①グラフトとして用いられる長さがthick pedicle法で採取するより、約4cm長くなること、②グラフトの血流量 (free flow) が約40%増加すること、③グラフトの太さが直径で約20%増大することなどである (表2)。まさしく、UCS法はOPCABには好条件の採取法といえ、これにより両側内胸動脈をOPCABで手軽に使用できるようになった。

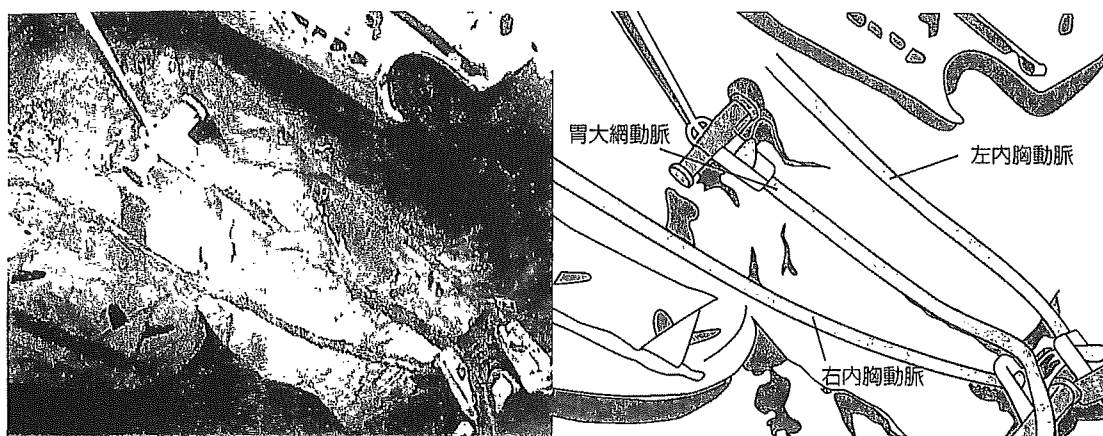


図1 ultrasonic complete skeletonization (UCS) 法で採取された両側内胸動脈と胃大網動脈

2. 胃大網動脈 (gastro-epiploic artery ; GEA)

右胃大網動脈は、腹腔動脈の枝である胃十二指腸動脈から分枝して、胃大彎側から1~2cm離れた大網の中を走行している。血管径は内胸動脈と同程度であるが、内胸動脈と異なり中膜に平滑筋細胞を多く含む筋性血管である。1987年にCABGのグラフトとしての有用性が報告^{5, 6)}されて以来、内胸動脈に次ぐin situ graftとして用いられることが多い。ただし、遠隔期のグラフト開存率は内胸動脈に劣ること、および、その血流量・血流パターンに若干の不安を有し冠動脈狭窄度の軽い場合には血流競合が起こることなどの懸念もある。近年ではこの弱点を克服すべくUCS法により採取し、グラフトの太さ、長さ、並びに血流量の点でかなりの改善を見て内胸動脈に近付きつつあるが、長期開存性については、根本的に内胸動脈と質の異なる血管であることから、なお今後の検討を要する(図1)。右胃大網動脈はOPCABにおいては左右内胸動脈に次ぐin situ graftとして重宝ではあるものの、上記の理由から原則として左冠動脈系(左前下降枝、左回旋枝)に用いないことが賢明である。

表2 ultrasonic complete skeletonization (UCS) 法の利点

<ul style="list-style-type: none"> ①グラフトとして用いられる長さがthick pedicle法で採取するより約4cm長くなる ②グラフトの血流量 (free flow) が約40%増加する ③グラフトの太さが直径で20%以上増大する ④OPCABにおけるin situ graftとしての利用価値が高くなる ⑤採取後の胸骨血流を温存できる(縦隔炎の発生を抑制する) ⑥短時間に安全・簡便に採取が可能である
--

3. 橈骨動脈 (radial artery)

橈骨動脈は前腕に存在する比較的血管壁の厚い筋性動脈であり、その血管径は3~4mmで内胸動脈よりやや太い。血管攣縮が生じるためグラフトとしては不適とされてきたが、1992年以降にCa拮抗薬の併用により血管攣縮を防止できることが報告⁷⁾されて以来、にわかに手軽に使えるfree graftとして注目されてきている。橈骨動脈は、Allen test (尺骨動脈との非連続性を確認するテスト) が陰性の場合、左右のどちらでも使用可能であるが、通常、利き腕でないほうが選択される。最近ではUCS法で採取されることも多く20cm程度の十分な長さが得られる。



長期開存性に関しては静脈グラフトよりよいとされているものの、内胸動脈に勝るものではない。通常は中樞吻合を大動脈に置き血液流入部とするが、OPCABでAorta no touch法を用いる場合は血液流入部を内胸動脈に置くことが多い。

4. 大伏在静脈 (greater saphenous vein, 通称saphenous vein graft ; SVG)

最も一般的で数多く用いられてきたグラフトであるが、動脈系に置かれたときから動脈硬化が生じるとされ、およそ10年で約50%が閉塞し、さらに開存するグラフトにおいてもその半数が高度の動脈硬化を来すことが明らかにされている⁸⁾。OPCABにおいては、橈骨動脈と同様 free graftであるため中樞吻合を必要とすること、血管径が4~5mmとほかのグラフトに比べて太いことから内胸動脈などに中樞吻合を求めにくいこと、長期開存性が低いことなどから使用を避けることも多いが、簡便に採取できるグラフトとして右冠動脈領域などに用いられることもある。

21世紀のOPCABにおけるグラフト選択

21世紀のOPCABに求められるものは低侵襲のみならずon-pump CABGと同等以上の長期成績の獲得である。再狭窄率の低い薬剤溶出ステント (drug eluting stent ; DES) の出現によりさらにその要求は高まったと言える。長期成績の向上とは、手術後に狭心症や心不全の再発率を低減させること、すなわち、5年、10年先の心事故非発生率 (cardiac event-free rate) を限りなく100%に近付けることを意味する。そ

の長期成績向上のためには、グラフトの長期開存性を確保することと優れたグラフトによる完全血行再建の2つが鍵となる。

1. グラフトの長期開存性の確保

前述のとおり、長期開存性の点では内胸動脈が最も信頼される。これは内胸動脈そのものが動脈硬化を来しにくい弾性血管であるということ、太さが冠動脈径と酷似していることなどの解剖学的理由に加えて、単独のin situ graftとして用いられてきたことによると考えられる。

最良のグラフトである内胸動脈は左と右の2本あるが、thick pedicle採取法では、左内胸動脈のみがin situ graftとして、しかも前下行枝領域にのみ用いられていたのが大半であった。その理由は右内胸動脈が心臓との解剖学的位置関係から長さが足りず、in situ graftとしては用いにくいこと、および、両側の内胸動脈の採取により胸骨血流が低下し縦隔炎の発症が増加するなどの懸念が示されていたことにある。これに対し、skeletonization法で内胸動脈を採取すると長さは飛躍的に長くなり、右内胸動脈がin situ graftとして十分に用いられるようになる。さらに最新の超音波メスによるskeletonization法 (ultrasonic complete skeletonization ; UCS法) を用いれば、採取時間の短縮、胸骨血流の温存に加えて、内胸動脈そのものへの悪影響も少なく、むしろ内胸動脈血流の著しい増加が得られるなどの有利な点が倍増する。UCS法にて採取することで、OPCABにおいても最良のグラフトである内胸動脈を2本のin situ graftとして用いられるようになったことは、OPCABの長期成績向上に極めて重要な鍵の1つを手の内に納めたといっても過言ではない。

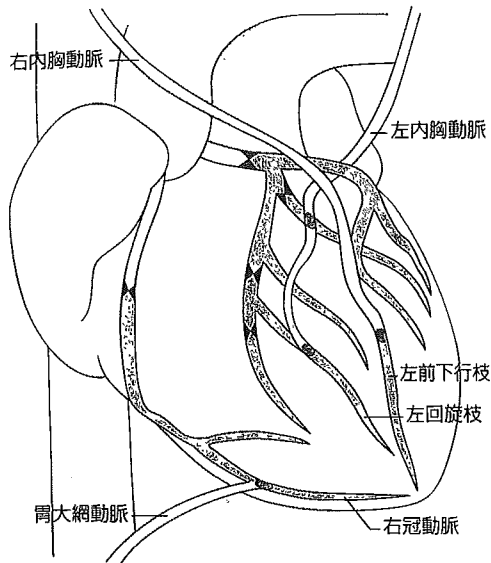


図2 OPCABにおけるin situ graftの典型的な使用パターン

この例では、右内胸動脈で左前下行枝、左内胸動脈で回旋枝の2カ所にsequential bypass、胃大網動脈で右冠動脈をそれぞれ血行再建している

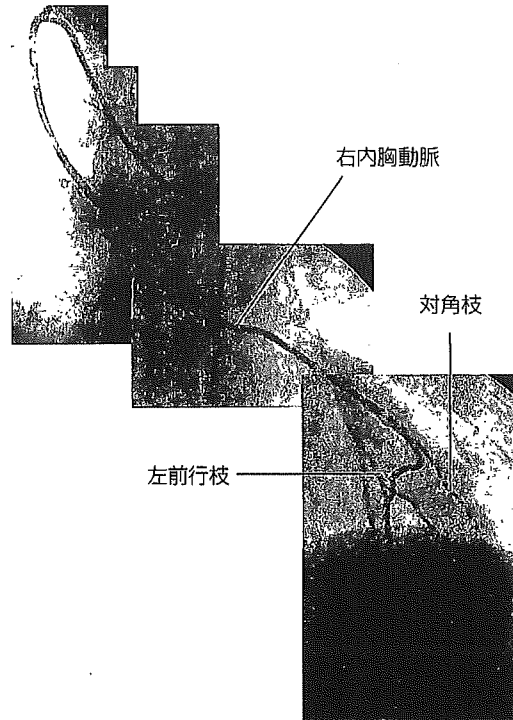


図3 左前下行枝へバイパスされた右内胸動脈 (in situ graft)

2. 優れたグラフトによる完全血行再建 (図2~4)

OPCABにおいて両側の内胸動脈をin situ graftとして使い、かつ、病変のある冠動脈のすべてにバイパス(完全血行再建)する場合のグラフトの使い方を中心に述べる。Skeletonization法で採取した左内胸動脈は、in situ graftとして左前下行枝領域、および、回旋枝領域の全域に十分に吻合できる長さで流量を有する。従って、左内胸動脈でsequential bypass法(1本のグラフトで連続して2カ所以上に吻合する方法))をうまく併用することで、1つの領域の複数の冠動脈枝にバイパスすることが可能である。例えば、左前下行枝とその枝である対角枝の2カ所に左内胸動脈1本で、余裕をもって、安全かつ確実にバイパスをすることができるのであ

る。こうすることで限られた優れた動脈グラフトで、より多くの病変枝を再建することが可能となる。

一方、UCS法で採取した右内胸動脈は、左前下行枝のほぼ全域と回旋枝領域の最終枝以外の枝に用いることが可能である。従って、前下行枝領域、および、回旋枝領域のほぼすべての病変枝を最良の両側内胸動脈のin situ graftでバイパスできることになる。

残るは右冠動脈領域の再建である。in situ graftにこだわるならば胃大網動脈であるが、内胸動脈と異なり、血管の性状および流量の点でUCS法で採取しても完璧なグラフトとはいえないことから、橈骨動脈グラフトや静脈グラフトなどのfree graftが用いられることも多い。

OPCABの低侵襲性にこだわり、Aorta no



図4 回旋枝の2カ所に sequential bypass された左内胸動脈 (in situ graft)

touch法でfree graftを用いる場合は、中枢吻合を内胸動脈に置く場合が多く、内胸動脈の先端に free graftを継ぎ足す形で端々吻合する場合 (I-composite graft) と、内胸動脈の中途に分枝として加える形で端側吻合する場合 (Y-composite graft) がある。グラフト径や血流の点からは、内胸動脈-橈骨動脈のI-composite graftが比較的良好的なようであるが、内胸動脈の単独 in situ graftに勝るものではないことは言うまでもない。

おわりに

OPCABに用いられるグラフトの特徴について

概説してきたが、21世紀のOPCAB時代により低侵襲でかつ高品質なCABGの実現には、両側内胸動脈を中心にin situ graftの有益性を十分に引き出すグラフトの選択、およびその使用法が重要となろう。

引用・参考文献

- 1) Loop, FD. et al. Influence of the internal-mammary-artery graft on 10 year survival and other cardiac events. *N Engl J Med.* 314, 1986, 1-7.
- 2) Higami, T. et al. Early results of coronary grafting using ultrasonically skeletonized internal thoracic arteries. *Ann Thorac Surg.* 71, 2001, 1224-8.
- 3) Higami, T. et al. Histologic and physiologic evaluation of skeletonized internal thoracic artery harvesting with an ultrasonic scalpel. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 120 (6), 2000, 1142-7.
- 4) 樋上哲哉. 超音波メスによる新しい内胸動脈採取法. *Ultrasonic complete Skeletonization法.* 東京, 金芳堂, 2004, 1-102.
- 5) Pym, J. et al. Gastroepiploic-coronary anastomosis: A viable alternative bypass graft. *J Thorac Cardiovasc surg.* 94, 1987, 2569.
- 6) Suma, H. et al. Coronary artery bypass grafting by utilizing in situ right gastroepiploic artery: Basic study and clinical application. *Ann Thorac surg.* 44, 1987, 394-7.
- 7) Acar, C. et al. Revival of the radial artery for coronary artery bypass grafting. *Ann Thorac Surg.* 54, 1992, 652-9.
- 8) Grondin, CM. et al. Coronary artery bypass grafting with saphenous vein. *Circulation.* 79 (Suppl I), 1989, 24-9.

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.

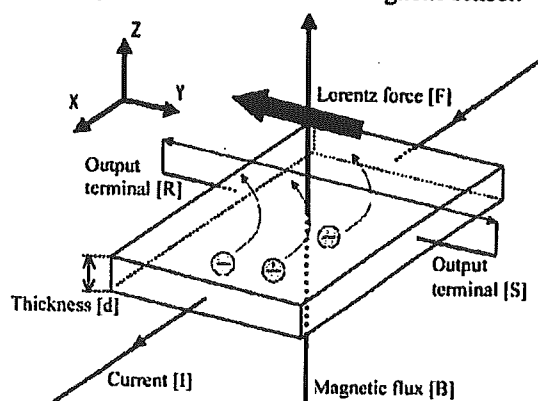


Fig. 1 Hall element made with n-type semiconductor

The structure of the Hall sensor used in this study is shown in Fig. 2 [1]. In this Hall sensor, the transverse charge influences the electrons in the inversion layer of n-channel MOSFET, causing a Hall effect. The Hall voltage is measured with two output terminals, R and S, between the source and drain. The output terminals have the same formation as the drain and source.

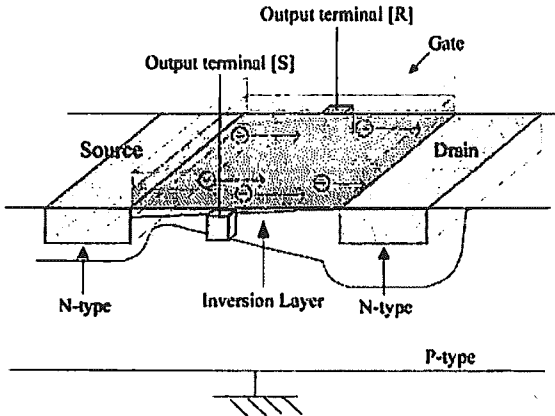


Fig. 2 Hall magnetic sensor using inversion layer of n-channel MOSFET

The relationship in the Hall sensor between input magnetic flux density and output Hall voltage is

$$V_H = \frac{R_H \cdot I \cdot B}{d} \quad (1)$$

Where V_H is Hall voltage, d is thickness of the inversion layer, I is current flowing into the Hall sensor, B is magnetic flux density applied to the Hall sensor, and R_H is the Hall constant.

In the equation, V_H is inversely proportional to the thickness of the inversion layer, d . The inversion layer of the MOS transistor is thinner than thickness of Hall sensors made in bulk. This inversion layer makes the sensor more sensitive than Hall sensors made in bulk.

3. TWO-DIMENSIONAL MAGNETIC SENSOR

3.1 Design

Read-out circuits on this chip are similar to those of a CMOS image sensor. Each magnetic sensor is $50 \mu\text{m}^2$, including the two p-channel MOSFETs. Each magnetic sensor corresponds to one pixel of the CMOS image sensor. We thus call one magnetic sensor a pixel. The read-out circuit consists of two source follower amplification circuits (Fig. 3). The first source followers are in the pixel with time multiplexing switches for read-out of two voltages from terminals R and S. The second source followers are in each column. Using this circuit allows signals from two-dimensional arrayed magnetic sensors to be easily read.

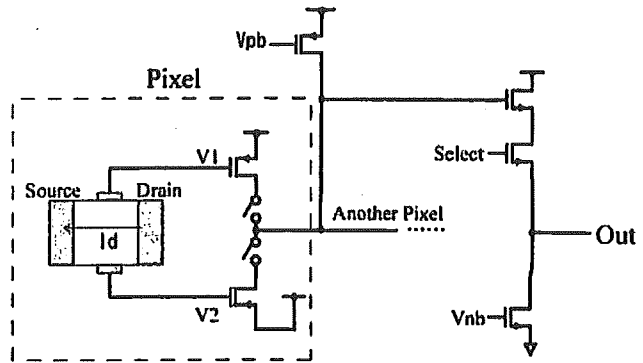


Fig. 3 Read-out circuit

The 64064 Hall sensors are arrayed to detect the position of the magnet from the shape of the output figure. The designed chip is 4.9 mm^2 and smaller than those of bulk Hall sensors. Because two or three Hall sensors are needed in bulk Hall sensors made with InSb or GaAs to control and characterize a motor, integrated magnetic sensors are more space-efficient than bulk Hall sensors.

Two-dimensional integrated magnetic sensors were designed and fabricated by the standard $0.35\text{-}\mu\text{m}$ CMOS process by Rohm Co., Ltd. A photograph of the fabricated magnetic sensor is shown in Fig. 4. In the chip, a signal generator for timing control and the output buffers were also integrated with the magnetic sensor. This design is called system-on-a-chip (SoC).

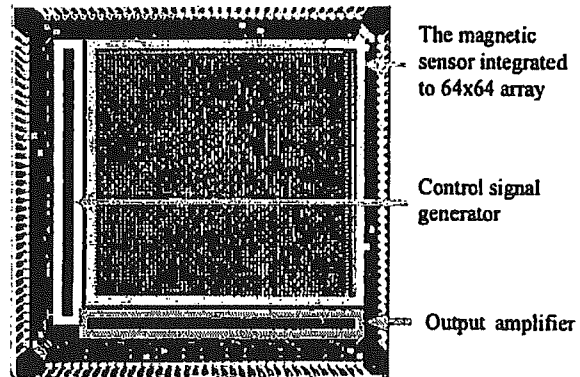


Fig. 4 Fabricated LSI chip

3.2 Measurements of Sensitivity of Magnetic Sensor

The sensitivity of the single integrated magnetic sensor was evaluated. Output Hall voltage was measured by changing the input magnetic flux density with a voltmeter. The strength of input magnetic flux density changes depending on the distance between a magnet and the magnetic sensor. The magnet used in these measurements consists of neodymium, iron, and boron and is 5 mm in diameter and length. The strength of magnetic flux density was 0.45 T when the distance was 1 mm from the magnet to the surface of chip. The output Hall voltage increased linearly with

the magnetic flux (Fig. 5). This relation agrees well with the theory shown in equation (1). From these measurements, sensitivity of the magnetic sensor was calculated as 2.7 mV/mA kG.

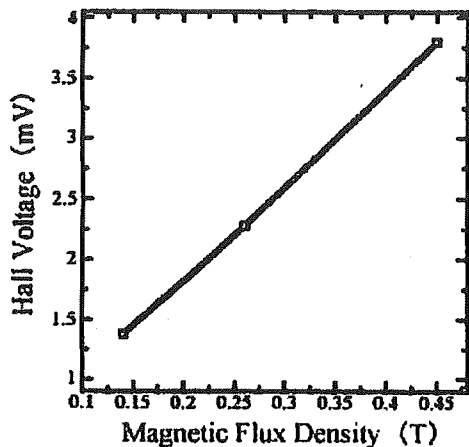


Fig. 5 Magnetic sensor sensitivity

3.3 Measurements of Distribution of Magnetic Flux Density

The two-dimensional distributed magnetic flux density was measured by using the fabricated chip shown in Fig. 4. The current injected into one Hall magnetic sensor was 0.2 mA, and 0.8 A was injected into the entire chip. The total power consumption was 2.7 W. The clock frequency was 250 kHz and the read-out rate of all pixels was 6.1 frames/sec. Because averaging was needed to eliminate noise, the actual time to capture one frame was 42 sec. Averaging was done 128 times. The output voltage from the chip was converted to digital data by an off-chip 16-bit analog-to-digital converter. Converted digital data was reconstructed as a two-dimensional image on a personal computer. In these measurements, the same magnet was used as in the sensitivity measurements. It was fixed to the top-right corner of the sensing area of the magnetic sensor.

The reconstructed two-dimensional magnetic flux distribution by the magnet is shown in Fig. 6. The center of the magnet was placed at point A1 in Fig. 6. From this image, the shape of the magnet can be recognized, and the center of the magnet can be located. This result means that the two dimensional magnetic sensors can find the position of the magnet by sensing the magnetic flux density from it.

However, the current that flowed to the entire circuit is a problem. The value was about 0.8A, which is very high. Increasing power consumption raises the chip's temperature, which could melt the wires and lead to the chip breaking. Therefore, the current injected into the entire circuit cannot be increased.

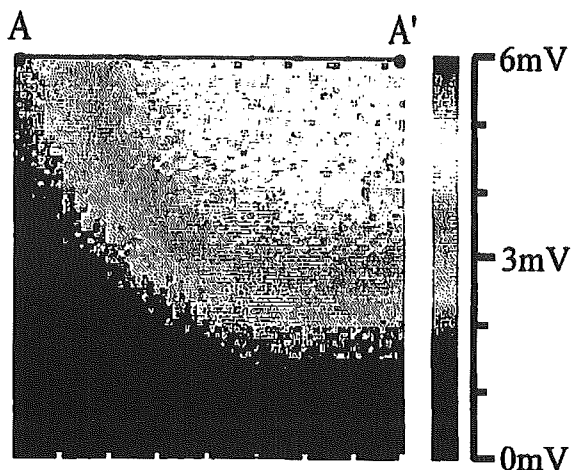


Fig. 6 Two-dimensional magnetic field distribution

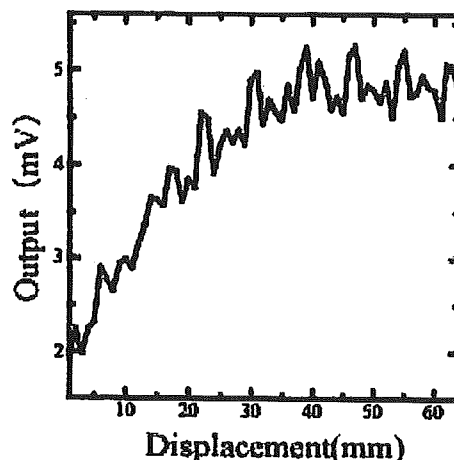


Fig. 7 A line output of the magnetic sensor

3.4 Measurement Discussion

From the results of the measurements of the sensitivity and the magnetic flux density distribution, the fabricated magnetic sensor can be useful for position sensing. However, its sensitivity is not enough high for high-speed sensing. The speed necessary to characterize the magnetic levitated motor is more than 1000 frames/sec, while only a speed of 6 frames/sec has been achieved now. To achieve fast sensing, high sensitivity and fast read-out time have to be achieved.

High sensitivity will be achieved by increase of current injected into the Hall magnetic sensors. In the present design, the current injected into the sensors is limited to about 40% of the maximum value that MOSFET can provide because of heat generated by the sensors themselves. If the maximum current can be used, the sensitivity will become 2.5 times larger than the current limit. To realize this, the dynamic drive of the magnetic sensor will be adapted: all sensors need

not be driven. Extra heat generation will be suppressed by limiting the number of activated Hall sensors. For example, if only the read-out line and the next three lines waiting for read-out are activated, power consumption will decrease to about 1/16 the amount used when all sensors are in use.

Fast read-out time will be achieved by multi-column data reading. For example, 64 column data read-out increases reading speed by 64 times. The reading speed of all pixels is expected to exceed 384 frames/sec. If the progress of sensitivity of the magnetic sensor to eliminate noise increases the output voltage enough, the master clock frequency can exceed 250 kHz. This will shorten the read-out time. By using these methods, a read-out rate over 1000 frames/sec will be achieved, and the magnetic levitated motor will be characterized successfully.

4. CONCLUSION

Two-dimensional magnetic flux distribution was successfully observed and position sensing by magnetic flux density from a magnet was accomplished. However, the observation speed of 6.1 frames/sec was not enough to characterize the magnetic levitated motor. To reach the required speed of 1000 frames/sec, a method of high sensitivity and fast read-out time was determined. 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 methods, characterization of the magnetic levitated motor will be achieved.

Acknowledgements

The VLSI chip in this study has been fabricated in the chip fabrication program of VLSI Design and Education Center (VDEC), the University of Tokyo in collaboration with Rohm Corporation and Toppan Printing Corporation, and this work is supported by VLSI Design and Education Center (VDEC), the University of Tokyo in collaboration with Synopsys, Inc. and Cadence Design Systems, Inc.

References

1. Gallagher, R.V. and Corak, W.S., 1A Metal-oxide-semiconductor (MOS) Hall element, *Solid-State Electronics*, Vol. 9, 1966, pp. 571-580.

PA23 モーターの制御を目的とした二次元集積化磁気センサ読み出し速度の向上に関する研究

Improvement of Readout Rate of Two Dimensional Magnetic Sensors for Motor Control

○高崎 慶吾, 木村 孝之, 増澤 徹 (茨城大学)

○Keigo TAKASAKI, Takayuki KIMURA, Toru MASUZAWA (Ibaraki University)

1. はじめに

現在、人工心臓などに用いられるモーターには磁気浮上モーターが挙げられる。このモーターの制御に広く使われている磁気センサには InSb, GaAs などの材料を用いたホール素子が使われているが、これらの素子で正確な位置計測を行うには複数個必要であるためコストや面積などの面で問題になる。そこで MOSFET の反転層を利用した磁気センサを Si 上に二次元に集積化し、磁束分布図を元に位置計測を行う研究を進めている。本センサを用いてモーターの制御を行うには 1000flame/sec 以上の読み出し速度が必要なところ、現在では 6.1flame/sec しか実現されていないためモーターの制御を実現できていない。

本研究では集積化磁気センサでモーターの制御が可能な読み出し速度を実現することを目的とした。

2. 磁気センサの構造

本研究で使用した磁気センサを Fig. 1 に示す¹⁾。このホール素子では、n チャネル MOS トランジスタの反転層の電子に対して、ホール効果を起こし、ソース・ドレインに直交する出力端子 (R, S) によってホール電圧 V_H を測定する。ホール素子で発生するホール電圧は、式 (1) の様に表される。

$$V_H = \frac{R_H \cdot I \cdot B}{d} \quad (1)$$

ここで、 V_H はホール電圧、 I はチャネルを流れる電流、 B はホール素子を貫く磁束、 d は素子の厚さ、 R_H はホール係数である。MOS トランジスタの反転層は InSb や GaAs のホール素子よりも薄いため同等程度の感度が実現できると考えられる。

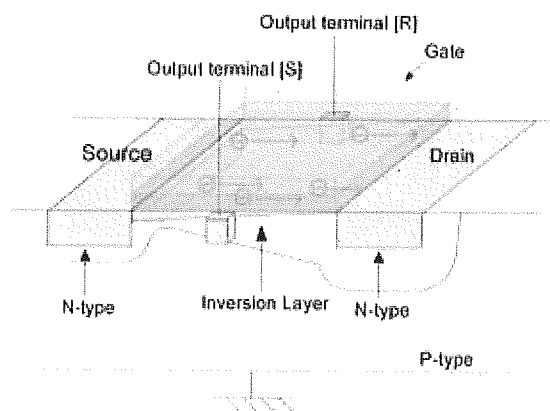


Fig. 1. Hall sensor using channel of n-type MOSFET

3. 読み出し速度向上のための回路設計

これまで試作された集積化磁気センサの問題点は消費電力が 2.7W であり、ホールセンサに流す電流が発熱によって制限されることである。さらに 0.45T の磁束密度に対して最大で 5mV の出力しか得られないことも問題である。出力電圧が小さいためノイズの影響を受けやすく時間的な

平均化をする必要がある。以前試作したチップでは 128 回平均化してノイズの影響を減らす必要があり、読み出し時間が約 40sec となった。これらの問題点を改善するためには出力電圧を増大しノイズの影響を少なくすることによって平均化の回数を減らすことが効果的である。そのため今回の試作チップでは駆動させるセンサを減らすダイナミックドライブ方式を採用した。この方式は 64×64 に集積化された磁気センサを読み出すのにすべてのセンサを駆動させるのではなく必要な部分だけ駆動させる方式である。今回は読み出すセンサの行を含め 3 行だけ駆動させ順に読み出した。試作チップのシミュレーションの結果、このドライブ方式によって消費電力は従来の 2.7W から 0.17W まで抑えられることがわかった。これによりホールセンサに流せる電流量は従来の二倍の 0.4μA になり出力電圧の増大が期待できる。また出力電圧増大によってノイズの影響が抑えられるため読み出し速度の向上が可能になる。

4. 測定結果と考察

今回試作したチップは Rohm 社 0.35μm 標準 CMOS プロセスで作製された。読み出し速度の測定を行ったところ、ホールセンサに流せる電流量が増加した事とチップに搭載されているノイズ除去回路により、出力信号のノイズを減少できた。その結果、今回試作したチップでは最大 244flame/sec の読み出し速度を実現できた。しかし十分な SN を確保するために 4 回平均化をしなくてはいけない。平均化した場合、全画素は 16msec で読み出される。この値は従来の 40sec と比べ 2500 倍高速化できたことを意味する。

ただし、この高速化でもモーター制御が実現できない。モーター制御を実現するためには今より 16 倍の高速化が求められる。高速化の方法として、よりノイズに強い信号にし平均化の必要をなくすことと 4 倍、読み出しの信号線を 4 つ増やす事により読み出し速度がさらに 4 倍になり合計 16 倍の 976flame/sec にすることができ、本研究の目標である 1000flame/sec に近い読み出し速度が実現できる。これにより集積化二次元磁気センサを高精度のモーター制御に用いる事ができると考えられる。

5. まとめ

今回試作したチップでは最大 244flame/sec の読み出し速度を実現でき、平均化の回数が 4 回で全画素を 16msec で読み出す事ができる。従来の読み出し時間の 40sec と比べ 2500 倍高速化できた。

謝辞 本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金によって行われた。本チップ試作は東京大学大規模集積システム設計教育研究センターを通しローム株式会社、凸版印刷株式会社、ケイデンス株式会社およびシノプシス株式会社の協力で行われた。

参考文献

- [1] R. V. GALLAGHER and W. S. CORAK
"A METAL-OXIDE-SEMICONDUCTOR (MOS) HALL ELEMENT",
Solid-State Electronics, Vol. 9, 1966, pp. 571-580.

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

磁気浮上モーターの特性評価を目的とした二次元磁気センサの計測

高崎慶吾^{*}、木村孝之、増澤徹（茨城大学）

Measurement of Two-Dimensional Magnetic Sensors For Characterization of Magnetic Levitated Motors

Keigo Takasaki, Takayuki Kimura, Toru Masuzawa (Ibaraki University)

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 64×64 Hall sensors. Each pixel is $50 \mu\text{m}^2$ and each chip is 4.9 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 mV/mA kG . The reading speed of all pixels was 61 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 fast read-out time was considered. Fast read-out time will be achieved by multi-column read-out. Using these method, characterization of the magnetic levitated motor will be achieved.

キーワード：磁気センサ、MOSFET、集積回路、モーター、位置計測
(Magnetic Sensor, MOSFET, Integrated Circuit, Motor, Position Control,)

1. はじめに

現在、人工心臓などに用いられるモーターには磁気浮上モーターが挙げられる。このモーターの制御に広く使われている磁気センサには InSb、GaAs などの材料を用いたホール素子や静電容量型変位センサがあるが、これらの素子で正確なモーター制御を行うには複数個必要であるためコストや設置場所などの面で問題になる。そこで MOSFET の反転層を利用した磁気センサを Si 上に二次元に集積化することによって従来よりも高精度かつ低コストを実現するための研究が進められている。

このモーターの制御はモーター軸の先端に磁石を取り付け、集積化された磁気センサ上で計測される。磁束分布図を元に磁石の位置計測の同定を行う方法である。

本研究ではこの問題点を解決し、二次元集積化磁気センサをモーターの制御に使用するために必要な計測システムを構築することを目的とする。

2. 磁気センサの構造

ホール効果を用いた磁気センサの構造を Fig. 1 に示す。磁気センサの X 軸方向に電流 [I] を流し、Z 軸方向に磁束 [B] をかけると Y 軸方向にローレンツ力 [F] が発生する。その結果、電流のキャリアである電子がローレンツ力によって曲げられながら素子中を進む。すると出力端子 [R]、[S] 間に電位差が発生する。この電位差がホール電圧 V_H であり、式 (1) で表される。d は素子の厚さ、 R_H はホール係数である。

$$V_H = \frac{R_H \cdot I \cdot B}{d} \quad (1)$$

この式から明らかなようにホール電圧は磁束の大きさと電流に比例し素子の厚さに半比例することから、素子の厚さが薄く電流が多いほど高出力の磁気センサになる。

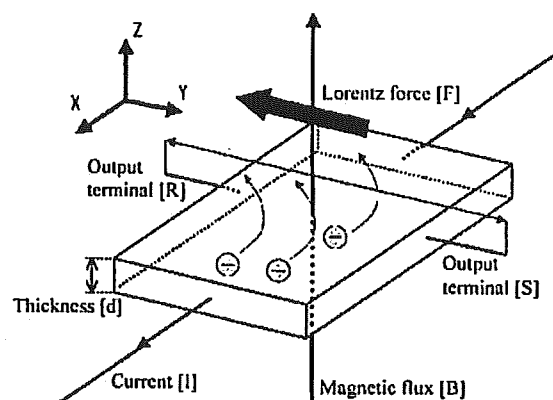


図1 n型半導体を用いたホール素子

Fig. 1 Hall element made with n-type semiconductor

次に本研究で使用したホールセンサを Fig. 2 に示す¹⁾。このホールセンサでは、nチャネル MOS トランジスタの反転層である電子の層に対して磁束をかけることによってホール効果を起こし、ホール電圧 V_H をソース・ドレインに直交する出力端子 (R, S) によって測定している。Si の MOS トランジスタの反転層は InSb や GaAs のホール素子よりも薄くまた、チップ上でのアンプを併用する事で、これらの素子と同等程度の感度が実現できると考えられる。さらに磁気センサを Si ウエハ上に高密度に集積化できるため、従来の 2~5 個のセンサで計測していたものより高精度な計測が可能であると同時に、標準 CMOS プロセスなど、広く使われている製造プロセスで一度に多量のセンサを作製できるのでコスト的にも安価である。

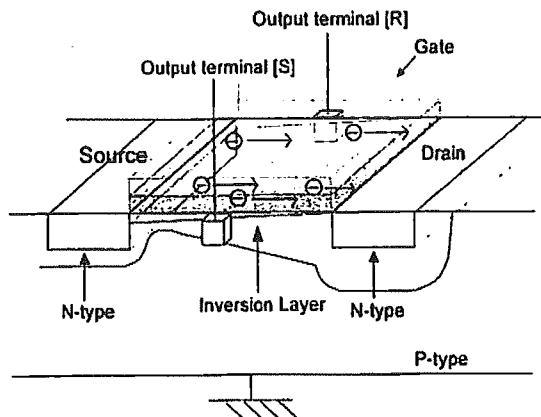


図2 MOSFETを使用したホールセンサ
Fig2. Hall sensor using channel of n-type MOSFET

3. 磁気センサ第一次試作

3.1 チップデザイン

ホール素子の試作はROHM社0.35 μm の標準CMOSプロセスを用いて行った。チップは4.9mm 2 のサイズであり、64 \times 64の磁気センサが二次元に集積化されている。1画素のサイズは50 μm^2 である。本チップをFig.3に示す。

The magnetic sensor integrated to 64 \times 64 array

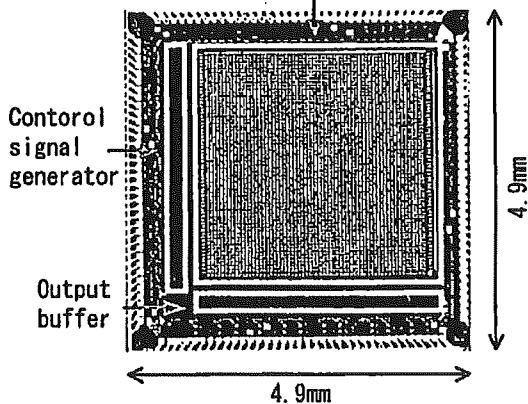


図3 試作LSIチップ
Fig.3 Fabricated LSI chip

今回試作したチップ内の1画素にあたる磁気センサの読み出し回路と、出力のバッファ回路をFig.4に示す。

読み出し回路はpチャネルとnチャネルMOSFETを使用したソースフォロアで構成されている。画素内には読み出さなければならない2つの信号があるため、2つのpチャネルMOSトランジスタのソースフォロアがある。また、選ばれた列の信号はさらにnチャネルMOSFETを使用したソースフォロアを通して出力される。なお、VnbとVpbはソースフォロアのアクティブロードのためのバイアスである。この構造は従来からあるCMOSイメージセンサ読み出し回路中の画素部分、つまりイメージセンサを磁気センサに置き換えた構造な

ので作製が容易である点も注目したい。

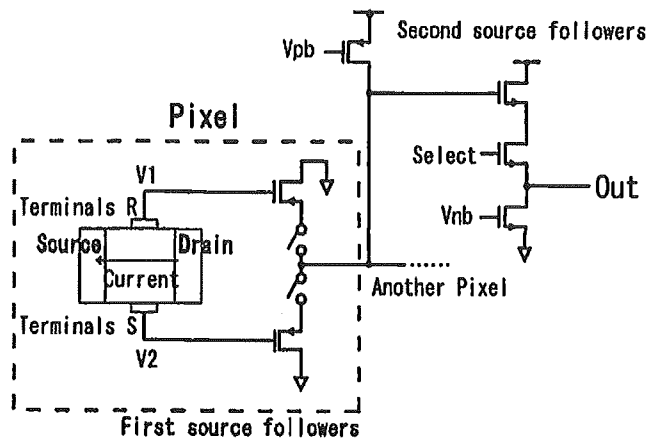


図4 第一試作の読み出し回路構成
Fig.4 First read-out circuit

3.2 磁気センサの評価

集積化された磁気センサを使用するにあたり、センサ単体の感度を評価した。Hall電圧は磁石と磁気センサ間の距離を変える事により磁束の強さを変化させて測定した。これらの測定で使用される磁石はネオジウム、鉄、およびボロンによって構成され直径と長さは5mmの円柱状である。磁束の強さは磁石からチップの表面まで1mmの時に0.45Tであった。磁気センサを評価したグラフをFig.5に示す。

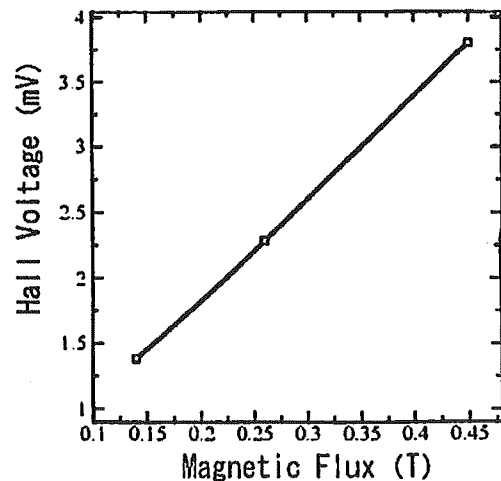


図5 磁気センサの感度
Fig.5 Magnetic sensor sensitivity

Hall電圧は磁束に対して直線的を増加していることがわかる。この関係は式(1)で示された理論に起因するためである。これらの測定値から磁気センサの感度は2.7mV/mA \cdot kGとして評価した。

3.3 二次元磁束分布図の測定

測定はFig.3で示した二次元集積化磁気センサを使用して行われた。水平読み出しのクロック周波数250kHzで測定し