

超音波メス制御による手術支援

○加藤綾子, 増澤徹*, 樋上哲哉**, 岸田晶夫***, 佐藤裕一郎****

(財)医療機器センター, *茨城大学工学部機械工学科,

**札幌医科大学医学部外科学第二講座,

東京医科歯科大学生体材料工学研究所, *(株)ミワテック

Operation assist with the heat regulation of ultrasound scalpel blade

Ayako Katoh, Toru Masuzawa*, Tetsuya Higami**, Akio Kishida*** and Yuichiro Sato****

Japan Association for the Advancement of Medical Equipment, *Dept. of Mechanical Engineering, Ibaraki University,

**Department of Second Surgery, Sapporo Medical University School of Medicine,

Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University, *MIWATEC CO., LTD.

1. はじめに

冠動脈バイパス術で使用されるグラフトは、形状や長期開存性などが良好な内胸動脈が最適とされているが、電気メスやはさみを用いた採取法では時間がかかるという欠点がある。このため超音波メスを手動で振動させ微妙な出力調整を行うクイックタッチ術式が考案され好成績を収めているが、手法の熟達には個人差があり術者が限られている。また、超音波メスによる脂肪剥離や組織癒着などの現象も十分に解明されているとは言えない。そこで本研究では超音波メスにより生じる現象を解明し、クイックタッチ術式と同等の効果を實現する超音波メス制御方式の開発を目的としている。今回、超音波メスの振動周波数、メス先端および対象物の温度、対象物にかかる荷重を同時計測する超音波メス現象観察システムを構築し、振動周波数と温度上昇と荷重との関係を調べ、超音波メスの制御方式について検討したので報告する。

2. システム構成

超音波メス現象観察システムは、垂直方向に任意の荷重を負荷できるよう設置された超音波メス、対象物にかかる荷重を計測する荷重変換器、超音波メスの駆動周波数を計測する周波数カウンタ、対象物およびメス先端の温度を計測するサーモグラフィにより構成される。超音波メスは、振動周波数約 25kHz、振動振幅 30~180 μ m (株)ミワテック)を使用した。

3. 方法

超音波メスは共振周波数で振動するよう制御されており、温度により振動伝達特性が変化すると振動周波数が変化する。本研究では、これを利用して振動周波数から温度推定を行うことを考案した。豚肉に対して一定荷重で超音波メスを当てた時の温度と振動周波数の関係を計測した。

4. 結果

一定荷重負荷時のメス先端部温度と振動周波数の関係を Fig.1 に示す。メス先端の温度上昇にともない周波数が低くなった。この関係は荷重が変化した場合でも保たれており、同一周波数においては負荷した荷重が小さいほど温度が高くなった。

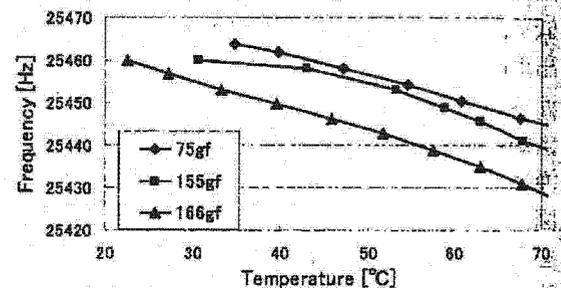


Fig.1 Relationship between temperature and frequency.

5. 考察

サーモグラフィを用いてクイックタッチ術式中の超音波メスおよび周辺組織温度は 55°C 程度に抑えられていることを確認しており、クイックタッチ術式の効果の一つは温度制御であると考えられる。本結果より、低い荷重負荷時の周波数と温度の関係を基に、振動周波数に応じて超音波メスの出力を制御することにより温度制御を行えると考えられ、安全な血管剥離の實現が示唆された。

6. まとめ

クイックタッチ術式と同等の効果が得られる超音波メス制御方式の開発のため、メス先端の温度と振動周波数と荷重の関係を調べた。その結果、振動周波数から超音波メス刃先の温度を推定可能であることを見出し、血管を損傷することなく剥離可能な超音波メス制御方式の實現可能性を確認した。

本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金の支援のもと行われた。

ナノ振動と細胞機能制御

○増澤 徹, 加藤綾子*, 草間淳, 木村孝之, 岸田晶夫**, 木村剛**, 柴田 隆行***
茨城大学工学部, *東京医科歯科大学, **豊橋技術科学大学

Nano-vibration and cell function control

Toru Masuzawa, Ayako Kotoh, Jun Kusama, Takayuki Kimura, Akio Kishida**, Tsuyoshi Kimura**, Takayuki Shibata***
School of Engineering, Ibaraki University, Japan Association for the Advancement of Medical Equipment,
Tokyo Medical and Dental University, *Toyohashi University of Technology

1. はじめに ナノメートルオーダーの超微小振動: ナノ振動は, 生体由来物質に代わって機能制御に使用できる可能性を有している。我々は, ナノ振動が細胞機能に与える影響について研究を進めるために, 微小振動負荷装置の開発を行うとともに, 数種類の細胞を用いて機能制御実験を行ったので報告する。

2. 方法 本研究で用いているナノ振動は振幅数が百ナノメートル~1マイクロメートル, 振動数が数十から10kHz程度までの可聴域振動である。今回, 細胞培養中のシャーレ自体にナノ振動を負荷可能な piezo 駆動型ナノ振動負荷装置を独自に開発した。振動振幅の調整が行えるようにフィードバック制御機能を有した水平方向振動負荷装置と垂直方向振動負荷装置の2種類の振動負荷装置を開発した。開発した振動負荷装置を図1, 図2に示す。ナノ振動発生用 piezo 駆動部, 振動計測部, シャーレ振動部の3部から成る。シャーレ振動部は piezo 駆動部と振動計測部に挟まれており, 振動計測部で振動振幅を計測し, piezo 駆動部の出力を調整することによりフィードバックをかけている。装置の大きさは水平方向振動負荷装置が横240mm x 縦155mm x 高さ50mm, 垂直方向振動負荷装置が横225mm x 縦180mm x 高さ185mmでマルチウェルシャーレに対してインキュベータ内で長時間の振動負荷をかけることが可能な構造となっている。本装置を用いてマウス胎児線維芽細胞 (MEF), マウス繊維芽細胞 (L929), ヒト臍帯静脈血管内皮細胞 (HUVEC) にナノ振動を1時間負荷し, その際の接着能と増殖能への影響を検証した。振動数は10Hz, 100Hz, 1kHz, 10kHzとした。接着能評価実験では, 細胞がシャーレに接着していく過程で60分間加振, 加振2時間後, 5時間後にセルカウントを行い細胞接着能への加振の影響を調べた。また, 増殖能評価実験では, シャーレに既に接着している細胞へ60分間のみ加振, 加振後2日目, 5日目にセルカウントを行い細胞増殖能への加振の影響を調べた。

3. 結果とまとめ MEF では水平振動, 垂直振動ともに接着能において全ての振動数で振動無負荷のものに比べ優位に充進した。増殖能に関しては水平刺激では10kHz振動で, 垂直刺激では

100Hz振動で優位な充進がみられた。L929では振動方向に関係なく, 接着能, 増殖能ともに変化は見られなかった。HUVECでは1kHzの水平振動で優位な更新みられた。3種類の細胞において, 接着能, 増殖能の機能低下は見られなかった。以上, ナノ振動を加えることで細胞機能に影響を与えることが可能であることが明らかになった。ただし, その影響の度合い, 周波数感受性は細胞種ごとに異なることが判明した。今後, ナノ振動負荷時の細胞膜剪断応力などの推定, 遺伝子導入効率への影響, 細胞分化への影響等について検討を加えていきたい。なお, 今回開発したナノ振動負荷装置は製品化も進めている。本研究の一部は厚生労働科学研究費の支援のもと行われた。

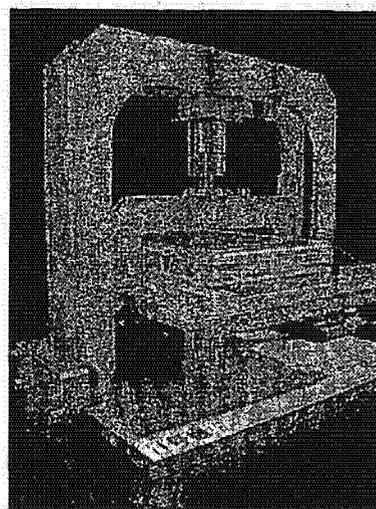
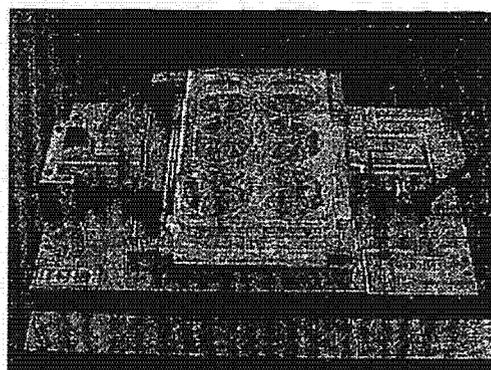


Fig.1 Horizontally stimulated vibrator (upper photo) and vertically stimulated vibrator (lower photo)

Optimized design for a hybrid magnetic bearing for the artificial heart *

Ayako Katoh

Research resident of Japan Association for the
Advancement of Medical Equipment, Ibaraki University
Hitachi, Ibaraki 316-8511, Japan
aya@mx.ibaraki.ac.jp

Toru Masuzawa

Dept. of Mechanical Engineering
Ibaraki University
Hitachi, Ibaraki 316-8511, Japan
masuzawa@mx.ibaraki.ac.jp

Abstract – In this study, an optimization design method is developed to design the magnetic circuit of the diagonal flow pump for the maglev artificial heart. An optimization design method of the magnetic circuit is developed with genetic algorithms. A reluctance model is used to model the magnetic bearing. Using the proposed method, we were able to optimize a magnetic bearing with an attractive force of 24.2 (N), which is larger than the desired attractive force. The magnetic bearing also has a power consumption of 1.5 (W), which is less than the expected power consumption. In addition, the size of the magnetic bearing is small enough to use for the maglev artificial heart. The developed optimization method with genetic algorithms and the reluctance model is a useful design tool for magnetic bearings.

Index Terms – diagonal flow pump, magnetic bearing, optimization, genetic algorithms, artificial heart

I. INTRODUCTION

Mechanical parts such as sealing parts and mechanical bearings in the motor determine the lifetime of the artificial hearts. The magnetic bearing technique is useful for eliminating the mechanical parts in artificial hearts in order to achieve long lifetime and high durability [1]-[4]. Recently, turbo pumps have been applied as blood pumps in the artificial heart.

There are three kinds of turbo pumps: centrifugal pumps, the diagonal flow pumps, and the axial flow pump. The size of the diagonal flow pump is between that of the centrifugal pump and that of the axial flow pump. The diagonal flow pump has better performance on pressure head than the axial pump and is smaller than the centrifugal pump.

We have been developing the magnetically suspended artificial heart with a diagonal flow pump. The artificial heart should be small enough to implant. Thus, optimization of the design parameters that can be miniaturized while maintaining high performance is required.

In the present study, an optimization design method is developed in order to design the magnetic circuit of the diagonal flow pump for the maglev artificial heart.

* This study is supported in part by Health and Labour Science Research Grants.

II. METHODS

A. Maglev artificial heart

The basic structure of a maglev artificial heart with a diagonal flow pump is shown in Fig.1. The pump consists of a hybrid magnetic bearing system, a rotor that encloses the impellers and a motor. The rotor is suspended in the axial direction using a hybrid magnetic bearing system. The axial position and the tilt motion of the levitated rotor are controlled actively, i.e., the movement in the radial direction is restricted by the passive stability. The motor stator to rotate the rotor is placed in the outlet port.

B. Magnetic bearing model

The reluctance model by using an equivalent circuit method is used to model the magnetic bearing. The attractive force F (N) in the axial direction is derived as follows:

$$F = 4\mu_0 N I A_g l_m B_r / g^2 \left(\frac{B_r}{H_c} + \frac{\mu_0 A_g l_m}{2 A_m g} \right) \quad (1)$$

where μ_0 (H/m) is the vacuum permeability, $4\pi \times 10^{-7}$ (H/m), B_r (T) is the remnant magnetization, H_c (A/m) is the coercivity, A_g (m²) is the cross sectional area of the electromagnetic circuit between the pole of the stator and the rotor, g (m) is the length of the air gap between the pole of the stator and the rotor, A_m (m²) is the cross sectional area of the core, l_m (m) is the length of the permanent magnet, N (turns) is the number of turns in each electromagnetic coil, and I (A) is the control current to excite the electromagnetic coil.

C. Optimization methods

An optimized design method of the magnetic circuit is

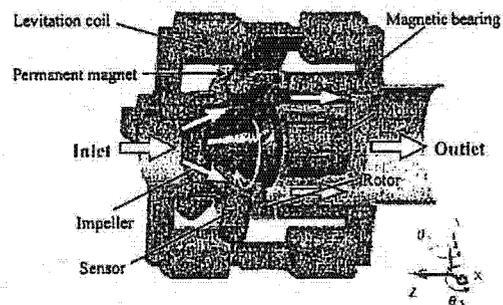


Fig.1 Basic structure of the hybrid magnetic bearing

developed with genetic algorithms (GAs), which are optimization methods based on the evolution of living organisms[5][6]. The GA starts with a large population, in which each individual has a randomly generated genetic code. To represent the magnetic bearing, the seven variables were selected to construct the genetic code. The variables are converted linearly to real numbers from 0 to 1. At each generation the individuals in the current population are rated according to their effectiveness as solutions. A new population of candidate solutions is formed using specific genetic operators. This evolution process is repeated until the best individual, which has a reasonably optimal solution, is obtained.

The fitness of an individual is calculated based on the attractive force acting on the rotor with (1). In addition, the six other restrictive conditions are used to evaluate individuals. The fitness is set to a low value when the individual cannot accomplish the restrictive conditions, because the solution must accomplish these restrictive conditions.

The termination condition of the GA operations is that the attractive force is greater than 24.2 (N), because the thrust force acting on the rotor is calculated as 24.2 (N).

III. RESULTS

Fifty trials of optimizations were carried out. Fig. 2 shows the characteristics of the best individual obtained by each trial. The best fitness, which is the biggest attractive force, was 27.0 (N), and the results of fifty trials varied between 27.0 (N) and 24.2 (N). The minimum power consumption was 1.52 (W). The result shows that there is a tradeoff relationship between larger attractive force and smaller power consumption.

We chose the design parameters to indicate the minimum power consumption from these fifty solutions. The length of the stator core is 3.1 (mm). The cross sectional area of the permanent magnet is 48.6 (mm²). The length of the permanent magnet is 9.9 (mm). The number of turns of the coil is 155 (turns). The current into the magnetic coils is 0.41 (A). The maglev artificial heart with the optimal designed magnetic bearing is currently being manufactured.

IV. DISCUSSION

Optimization of a magnetic bearing design for an artificial heart is a multi-objective optimization problem. The proposed method solved this problem by setting multi restrictive conditions by using GAs. The reason why we used GAs for design optimization is as follows. GAs are random, yet directed, search algorithms. They are superior to 'gradient descent' techniques because the search is not biased toward local optimal solutions. On the other hand, they are also superior to random sampling algorithms due to their ability to direct the search toward relatively prospective regions in the search space. The main advantage of GAs is that they do not require any knowledge of the function derivatives or restrictions on the continuity of the first derivative. In the present study, GAs were treated primarily as a robust optimization technique,

for which only overall evaluations of candidate solutions are only need.

The size of the designed magnetic bearing was suitable for an implantable artificial heart. The power consumption of the designed magnetic bearing is assumed to be less than 1.5 (W), which is sufficient for implantation. The magnetic bearing model that is used in this study was a very simple model that neglects a leakage flux at the air gap and eddy-current losses in the core. It is possible the magnetic bearing will display different performance with the estimated values. We will report the performance of the optimization magnetic bearing and the pump in future studies.

V. CONCLUSION

We developed an optimization design method to design the magnetic circuit of the diagonal flow pump for the maglev artificial heart. The optimization design method was developed with genetic algorithms and a reluctance model. A magnetic bearing, which can produce an attractive force of 24.2(N) and has a power consumption of 1.5(W), was designed by using the proposed method. The total length of the magnetic bearing was 48.4 (mm), and the maximum diameter of the magnetic bearing was 60.0 (mm). The optimized magnetic bearing was suitable for the construction of a diagonal flow pump for the maglev artificial heart. The performance of the designed magnetic bearing and the pump will be reported in near future.

ACKNOWLEDGMENT

This study was supported financially in part by the Health and Labour Science Research Grants.

REFERENCES

- [1] R. Schoeb, et al, "A Bearingless motor for a left ventricular assist device(LVAD)," Proc. of 7th ISMB, 2000, pp.383-388.
- [2] P. Allaire, et al, "Performance of a continuous flow ventricular assist device: Magnetic bearing design, construction, and testing," *Artificial Organs*, vol.22, no.6, 1998, pp.475-480.
- [3] T. Masuzawa, S. Ezoe, T. Kato, Y. Okada, "Magnetically suspended centrifugal blood pump with an axial levitated motor," *Artificial Organs*, vol.27, no.7, 2003, pp.631-638.
- [4] C. Chen, B. Paden, "Optimal design of permanent magnet bearings with application to the HeartQuestTM ventricular assist device," Proc. of 8th ISMB, 2002, pp.555-560.
- [5] D. E. Goldberg, *Genetic Algorithms in Search, Optimization and Machine Learning*, Addison-Wesley Publishing Company, Inc., 1989.
- [6] L. Davis, *Handbook of Genetic Algorithms*, Van Nostrand Reinhold, A Division of Wadsworth, Inc., 1990

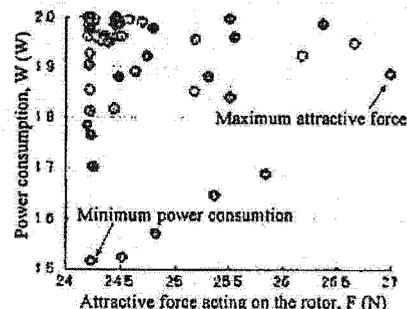


Fig.2 Results of the optimal design with the GA

G-059 振動エネルギー利用による生体接合技術の開発

茨城大学大学院理工学研究科機械工学専攻¹⁾, 医療機器センター²⁾, 茨城大学工学部機械工学科³⁾, 東京医科歯科大学生体材料工学研究所機能分子研究部門分子制御分野⁴⁾, 札幌医科大学医学部外科学第二講座⁵⁾

濱口 崇志¹⁾, 加藤 綾子²⁾, 尾関 和秀³⁾, 岸田 晶夫⁴⁾, 木村 剛⁴⁾, 樋上 哲哉⁵⁾, 増澤 徹³⁾

【はじめに】動脈瘤の処置の際に用いられるステントグラフト内挿術はカテーテルによりステントと人工血管を合わせたステントグラフトを処置部分に留置する低侵襲な術式である。しかし、ステントグラフトと動脈の不完全な接着から生じる動脈瘤内への血液の漏れであるエンドリークが問題となっている。そこで、本プロジェクトではステントグラフトを動脈へ確実かつ密着に接合することを考え、振動エネルギーを利用した生体組織と人工物の接合技術の開発を目標としている。既に本プロジェクトでは生体組織である豚の血管に振動と熱と荷重を与えたとき接着することを確認している。そこで、本研究ではどのような条件下で生体組織に振動エネルギーを与えれば接着するかを検討したので報告する。【方法】実験装置には製作した接着装置と引張試験機を用いた。そして、豚の血管を50 [mm] × 5 [mm] に切り取り、2枚重ねた後、接着装置を用いて電気こてとピエゾ振動子により熱と荷重と振動を与えた。パラメータには、振動周波数、こて先温度、押し付け時間の3つを与えた。過去の実験より接着可能な条件である12 [kHz], 110 [°C], 2 [min]を基準とし、振動周波数を変化させる際は、こて先温度、押し付け時間を固定し、他のパラメータの際も同様に1つのパラメータを変化させ、残り2つのパラメータを固定した。それぞれのパラメータの範囲は、振動周波数7-15 [kHz], こて先温度50-130 [°C], 押し付け時間1-4 [min]とした。また、引張試験機によりそれぞれの結合強さを測定した。【結果】振動周波数7 [kHz]とこて先温度50 [°C]の場合を除き、すべて接着するという結果が得られた。また、接着強さは0.1-1.2 [N]の範囲であった。【結論】パラメータを変化させると接着強さが変化することが分かった。今後、どのような条件のときに接合強さが大きくなるのかを検討していく。

G-060 自然治癒を誘導する新しい人工内臓としてのスーパー消化管ステント

東北大学加齢医学研究所

山家 智之

理想的な医療行為は自然治癒のメカニズムを応用したものが多く、あらゆる医療は自然治癒力を前提として構成されているともいえる。そのために、いかに自然治癒を理想的な方向に誘導するかが、大きな問題である。そこで我々は、自然治癒力の賦活化を治療の新しい方法論として応用し、内臓機能も再現することができるスーパー消化管ステントを発明し、特許申請に至った。消化管の悪性腫瘍は医学の進歩した現在でも重篤な疾患であり、特に、食道癌などでは、早期から転移や浸潤が認められ治療不能の症例も数多い。また、食道癌切除手術では再建の手技も極めて困難でもあり、侵襲が大きいという特徴がある。そこで、手術不能の進行食道癌などに対して、自然治癒力を賦活するハイパーサーミア療法の機能を保持し、更に、内臓機能としての蠕動運動機能を持ち、そして、末期進行癌患者に対しても、非侵襲的に体を切開せずに内視鏡だけで挿入できる多機能ステント＝スーパー消化管ステントを発明し、特許申請の後に動物実験に入っている。スーパー消化管ステントシステムは、外郭を構成するハイパーサーミアステント部、内郭を構成する蠕動運動機能部、及び、内面を被覆する摩擦係数の小さな高分子ゲル、そして、システムにエネルギーを供給する胃に留置するシリンドラー型経皮エネルギー伝送システムで構成され、すべてのシステムは内視鏡のみで挿入可能である。外郭を構成するハイパーサーミアユニットは電磁誘導で非侵襲的に加温され、食道癌の本体の病巣に内面から直接加温を行い、正常組織の免疫能を高め、癌組織を壊死に至らしめ、癌の自然治癒力を大きく向上させる作用を持つことで延命と病巣の縮小効果が期待できるシステムである。この発明は、世界初の、体を切開することなく埋め込むことが出来る新しい人工内臓の発明である。悪性腫瘍の治療では特に、いかにして自然治癒力を賦活し、良好な予後を得るかが、人類の知恵の出どころであるとも言えるので、かかる観点からスーパー消化管ステントシステムの早期の臨床応用が期待されるものと思われる。

203 人工心臓用磁気軸受の最適設計

Optimal design of the magnetic bearing for artificial hearts

○中山 直久, 増澤 徹¹, 加藤 綾子², 鈴木 健一

茨城大学大学院¹ 茨城大学工学部機械工学科² 医療機器センター

N. NAKAYAMA, T. MASUZAWA*, A. KATOH**, S. SUZUKI

Graduate school of Science and Engineering, Ibaraki University

*Department of Mechanical Engineering, Ibaraki University

**Japan association for the advancement of Medical Equipment

We have developed the magnetically suspended artificial hearts with a diagonal-flow pump. The magnetic bearing for this pump has consists of four stators, for permanent magnets and a rotor. In this study, optimal design method of the magnetic bearing for diagonal-flow blood pump has been developed. This method includes the genetic algorithm (GA), which based on the evolution of living organisms. In this paper, three types of magnetic bearing that have different target attractive force is designed with the proposed method. Size of the designed magnetic bearing were 48×60 [mm], 60×69 [mm], 77×76 [mm], respectively. Optimal design solutions that minimize the power consumption could be obtained. As a next step, the suitable model will be defined by using the finite element method

Key Words: Magnetic bearing, Diagonal-flow pump, Genetic algorithm, Artificial heart

1. 緒言

ターボポンプ型人工心臓はポンプ室容積に関係なく流量が出せるため、小型化に有利である。しかし、従来のターボポンプ型人工心臓では軸受部の耐久性と血栓形成が問題となっている。そこで、我々は磁気浮上技術を応用し、機械的接触部を撤廃することで、高寿命かつ血栓形成を防止した磁気浮上型人工心臓の研究・開発を行っている。今回、人工心臓用磁気軸受のための最適設計手法を考案し、本手法を用いて磁気軸受を設計したので報告する。

2. 斜流ポンプ型磁気浮上型人工心臓

我々が提案する人工心臓用磁気浮上型斜流ポンプの概略図を Fig.1 に示す。本ポンプは4つの電磁石と4つのバイアス磁束発生用永久磁石、ロータからなる磁気軸受とモータを有している。ロータは磁気軸受により非接触で磁気支持され、モータにより回転する。血液は流入口から入り、ロータ内に組込まれたインペラの回転により送出される。

3. 斜流ポンプ用磁気軸受

Fig.2 にインペラの軸方向位置制御方法について示す。図の実線矢印の方向に永久磁石によるバイアス磁束が流れている。インペラが図中の右方向にずれた時、バイアス磁束に対して電磁石により発生する磁束を破線矢印の方向に流し、右側のエアギャップ中の磁束を強め、左側のエアギャップ中の磁束を弱める。その結果、インペラを中心位置(左)に戻す力が発生する。これにより、軸方向の位置制御が可能となる。さらに、4つの磁気軸受でこの制御を行うことによって、インペラの傾きも制御することが可能となる。

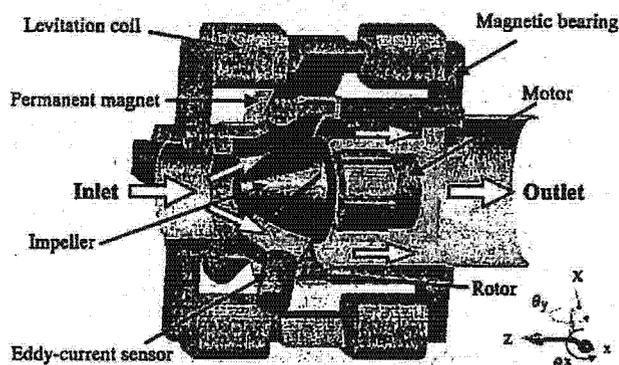


Fig.1 Diagonal-flow pump

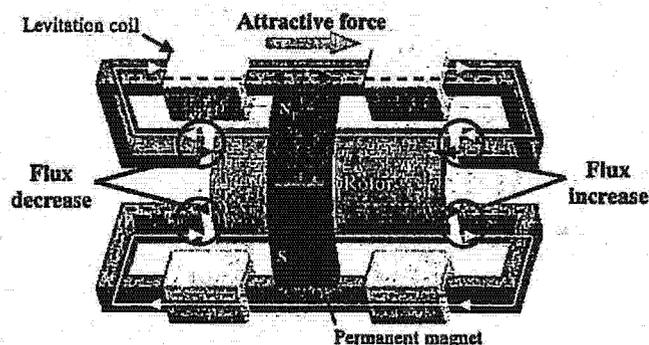


Fig.2 Levitation mechanism

4. 考案する最適化設計手法

本磁気軸受の最適設計では、パラメータが多いため、設計空間が広く、局所的最適解が複数存在すると考えられる。そこで我々は、最適化問題を解くための手法

として、遺伝的アルゴリズム (Genetic Algorithm : GA) を用いることとした^[1]。GAは、広い設計空間から比較的良好な解もしくは近似解を短時間で探し出せる手法であり、本磁気軸受の設計に適していると考えた。

GAは、何億年もかけて生物が進化してきた遺伝的な法則を、工学的にモデル化したものである。GAの一般的な手順は、まず初期世代の個体群を生成 (初期化) し、設定した目的関数で各個体の適合度を決定する (評価)。ここで、終了条件を満たし、適合度が最大の個体を最適解とする (終了判定)。また、適合度の高い個体はその数を増やし、低いものは淘汰され (選択)、増えた個体間での組み換えを行い新しい個体を生成する (交叉)。さらに、ランダムに選ばれた個体のいずれかの値を適当な別の値に置き換え (突然変異)、評価へと戻る。

GAを基に作成した最適化設計プログラムのフローチャートを Fig.1 に示す。終了条件を、本磁気軸受をポンプとして使用したとき、ロータが 5000 [rpm] 時に受けるスラスト力 24.2 [N]以上の磁気吸引力が発生可能となったときとした (Type1)。また本プログラムにおける制約条件を浮上用の磁束密度および消費電力、磁気軸受の長さおよび直径とし、それぞれ 1.5 [T]、2 [W]、55 [mm]、65 [mm]とした。ここで、本プログラムで用いた計算式では漏れ磁束を考慮していないため、実機が要求する磁気吸引力が発生できないことが示唆される。よって、磁気吸引力において安全率 1.5.2 をとり、36.3、48.4 [N] 以上の磁気吸引力が発生可能な磁気軸受 (Type2、Type3) の最適設計計算も行った。尚、Type2、Type3 では、磁気吸引力を大きくしたため、磁気軸受サイズの制限を、それぞれ 60×70 [mm]、80×80 [mm]とした。

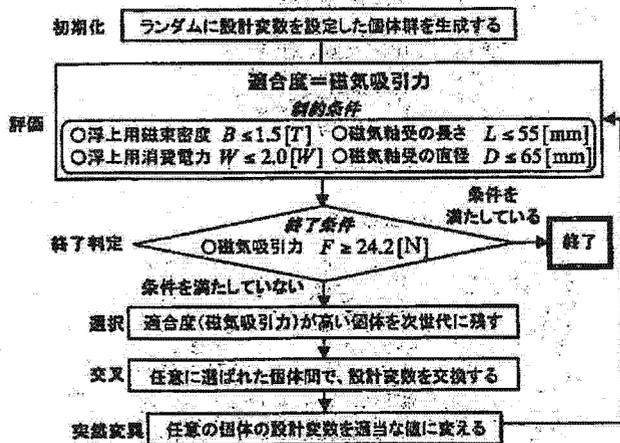


Fig.3 Flow of the optimization design for the magnetic bearing (Type1)

5. 最適化設計計算結果と考察

本プログラムを用いた最適化設計の結果を Fig.4 に示す。結果から、最適方向とは逆方向、つまり条件が緩い方に個体が集まっていることが分かる。さらに、一方が良ければもう一方が悪くなるというパレート解となっている。よって、GAを用いた最適化設計がうまく動作したと言える。

今回、各結果の中で浮上用消費電力が最も低い個体を最適解として選んだ。その設計変数を Table.1 に示す。今後、この結果をもとに、有限要素法を用いた 3 次元磁場解析を行い、求める磁気吸引力が発生可能であることを確認し、ふさわしいものを実機として製作する。

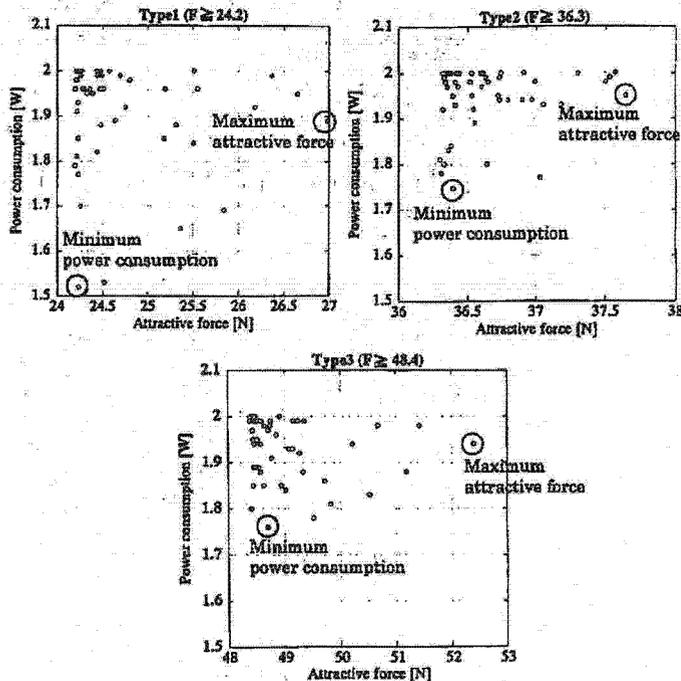


Fig.4 Result of the optimization design with GA

Table.1 Dimension of the magnetic bearing

	Type1	Type2	Type3
Attractive force [N]	24.2	37.1	58.5
Power consumption [W]	1.5	1.76	1.76
Cross sectional area of the permanent magnet [mm ²]	48.5	39.1	39.6
Length of the permanent magnet [mm]	9.9	28.5	17.8
Winding [turn]	155	295	738
Length of the magnetic bearing [mm]	48.3	59.8	76.9
Diameter of the magnetic bearing [mm]	59.9	69.9	76.4

6. 結論

GAを用いた人工心臓用磁気軸受の最適設計法の考案を行った。また、考案した最適設計法を用いて、3種類の磁気軸受の設計を行った。今後、3種類の磁気軸受の磁場解析を行い、性能を比較した上で、最良の磁気軸受の製作し、性能評価を行う。

7. 謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金の支援のもと行われた。

8. 参考文献

[1] 渡辺真也他, 遺伝的アルゴリズムを用いた多目的最適化へのアプローチ, 日本機械学会誌, Vol.106, No.1011, pp49, 2003

高分子材料への DLC 膜の形成とトライボロジー評価 Tribological properties of DLC films deposited on polymers

○松本 良平*, 尾関 和秀**, 平栗 健二***, 福井 康裕***

* 東京電機大学理工学研究科

** 茨城大学工学部

*** 東京電機大学理工学部

Ryohei Matsumoto, Dept of Electric & Computer Engineering, School of Science & Engineering, Tokyo Denki University

Kazuhide Ozeki, Dept. of Mechanical Engineering, Ibaraki University

Kenji Hirakuri, Dept. of Electric & Computer Engineering, Tokyo Denki University

Yasuhiro Fukui, Dept. of Electric & Computer Engineering, Tokyo Denki University

1. まえがき

高分子材料であるポリメタクリル酸メチル (Poly-methylmethacrylate: PMMA) は、表面硬度、耐衝撃性、透明性を有することから、工業材料分野や生体材料分野などに利用されている⁽¹⁾。また、ポリカーボネート (Polycarbonate: PC) は機械材料、生体材料部品として加工性、耐衝撃性、光透過性が活用されている。しかし、これらの高分子材料は磨耗性、腐食性、熱強度に劣るという欠点がある。一方、ダイヤモンド状炭素 (Diamond-like carbon: DLC) 膜は、生体適合性、化学的安定性、低摩擦係数に優れた特性を有することから、幅広い分野で応用されている⁽²⁾。そこで、本研究では化学的気相成長 (Chemical vapor deposition: CVD) 法により、DLC 膜を保護膜として高分子材料上に堆積した。堆積後、生理食塩水中に試料を浸漬し、耐久性を評価した。さらに、摺動性評価では Ball-on disc 試験を用い、溶液中への浸漬前後で高分子材料表面の観察、及びヤング率の測定を行った。

2. 実験

2.1 膜の形成

高分子材と DLC 膜との密着性の向上させるために、材料表面の改質 (組成変化) を酸素 (O_2) プラズマ処理により行った。 O_2 プラズマは、高周波プラズマ装置 (PED-401; ANELVA 社製) を用いて発生させた。チャンパー内圧力は 13 [Pa] とし、印加電力を 250 [W] 一定として 2 分間、基板の表面改質を行った。その後、メタン (CH_4) ガスを流入し、成膜時間を 3 分として、DLC コーティングを施した。

2.2 浸漬試験

O_2 プラズマ処理を行った PMMA 基板と処理を行っていない PMMA 基板に前述の DLC 薄膜をコートした。これらの試料と処理を行っていない PMMA 基板を浸漬試験に用いた。浸漬試験条件は 60 [°C] の生理食塩水に試料を浸し、10 日間保持した。上記の試料を 3 点曲げ試験機を用い、ヤング率の比較を行った。また、光学顕微鏡を用い浸漬前後での PMMA 材料表面の形状変化を観測した。

2.3 Ball-on disc 試験

O_2 プラズマ処理を行った DLC/PMMA、未処理の DLC/PMMA および無垢の PMMA の 3 種類を用意し、Ball-on disc 試験を行った。試料を回転ディスク上にテープで固定させ、回転ディスクを 120 [rpm] 一定で回転させた。また、回転ディスク上部のアーム先端に摺動面となるステンレス球を設置し、垂直方向に一定負荷で試料上に固定した。摺動実験を 2 分行った後、試料表面の状態を光学顕微鏡により観察した。

3. 結果および考察

3.1 浸漬試験前後の表面観察

浸漬試験前後で比較した光学顕微鏡像を図 1, 2 に示す。浸

漬前の基板において、図 1(b) では多数のクラックが確認された。これは、PMMA 基板に対する DLC 薄膜の付着強度が低いためと考えられる。 O_2 プラズマ処理を行った図 1(c) の場合にはクラックは観測されず、平滑な表面が観測された。一方、浸漬後の基板において、浸漬前に観測されたクラック部分が影響を及ぼした大きなクラックと無数の小さなクラックが観測された (図 2(b))。しかし、 O_2 処理後 DLC を堆積した試料 (図 2(c)) ではクラックは観測されなかった。これらのことより、浸漬前にできたクラックが大きな膜の剥離の要因になっていることが考えられる。また、 O_2 プラズマ処理を行うことで、PMMA と DLC の密着性が向上したことにより、強固で良質な DLC 膜が堆積したと考えられる。

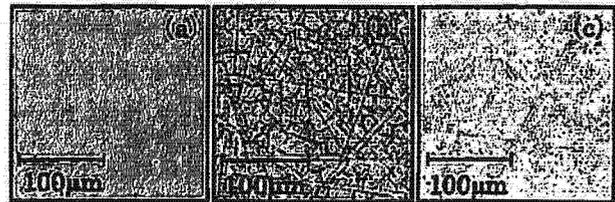


図 1 浸漬試験前の PMMA 基板
Fig. 1 Micrographs of the samples before the immersion test. (a) PMMA, (b) DLC/PMMA without pre-treatment and (c) DLC/PMMA with pre-treatment.

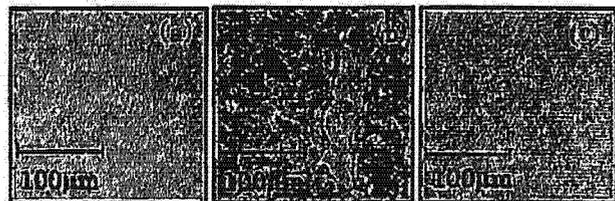


図 2 浸漬試験後の PMMA 基板
Fig. 2 Micrographs of the samples after the immersion test. (a) PMMA, (b) DLC/PMMA without pre-treatment and (c) DLC/PMMA with pre-treatment.

4. まとめ

プラズマ CVD 法を用い、高分子材料上に DLC コーティングを施した。その試料を使用し、浸漬試験と Ball-on disc 試験により耐久性評価を行った。 O_2 プラズマ前処理を施し DLC コートすることで、PMMA 材の生理食塩水に対する耐久性の向上が確認された。また、摺動性試験でも特性の向上が示唆された。

5. 参考文献

- (1) 大石不二夫：高分子材料の耐久性，工業調査会，1993
- (2) 高分子学会高分子表面学会編：高分子表面技術，1998

TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF DLC FILMS DEPOSITED ON DENTAL AND BIOMEDICAL POLYMERS

Ryohei Matsumoto*, Kenji K Hirakuri, Yasuhiro Fukui,
*Department of Electric & Computer Engineering, School of Science & Engineering,
Ishizuka, Hiki, Hatoyama, Saitama, 350-0394, JAPAN*
Tel: +81 492 96 2911 ext 3102, Fax: +81 492 96 6413 Email: ma0731@ff.dendai.ac.jp
and Kazuhide Ozeki
*Department of Mechanical Engineering, Ibaraki University,
4-12-1, Nakanarusawa, Hitachi, Ibaraki, 316-8511 JAPAN*

Keyword: Diamond-like carbon, r.f. plasma CVD, PMMA, UHMWPE, polycarbonate, thickness

ABSTRACT

Diamond-like carbon (DLC) films were coated on high-polymer materials and we evaluated the durability by an immersion test. In addition, we carried out a Ball-on disk test for the tribological evaluation. After the immersion test, the bending moment and Young's modulus values were measured using a three points bending test machine. In the immersion test, the DLC film was detached from the PMMA without the pre-treatment, whereas, there was no deterioration on the PMMA with the pre-treatment. In the ball-on disk test, some scratch traces can be seen on the PC without pre-treatment, whereas, there is no scratch trace on the PC with pre-treatment.

INTRODUCTION

Poly-methylacrylate (PMMA) has been used for contact lenses and denture teeth because of its various advantages, such as high light transmission, light weight and lower susceptibility to fracture. Polycarbonate (PC) also has good characteristics such as an impact resistance, thermal durability (up to 190 °C) and optically transparent in a wide spectral region [1, 2]. However, these materials demonstrate low hardness, low resistance to abrasion and poor chemical attack.

On the other hand, DLC films have many superior properties such as extreme hardness, low friction coefficients, chemical inertness and high-corrosion resistance. Since chemical vapor deposition (CVD) technique under room temperature, CVD method is widely used for DLC deposition on polymeric materials.

The DLC coated samples were immersed in the acid solution for estimation of the durability. In addition, the tribological measurement was achieved by ball-on disk test and bending moment and Young's modulus values were obtained.

EXPERIMENTAL PROCEDURE

Sample preparation

PMMA plates (Yamahachi Dental Mfg., Aichi, Japan)

and PC (Takiron Mfg., Hyogo, Japan) were cut into $0.8 \times 0.8 \times 1.0 \text{ mm}^3$ pieces using a diamond cutter.

The Oxygen plasma pre-treatment of the polymer substrate and the deposition of the DLC were performed in an ANELVA PED-401 radiofrequency plasma CVD system. Oxygen plasma pre-treatment was for improving the adhesion strength of the substrate to the deposited DLC films. The substrates were cleaned in H₂O by an ultrasonic washing machine for 10 min before deposition. Half of the samples received plasma pre-treatment before DLC deposition. For this, the gas pressure was kept at 13 Pa and r.f. power was fixed at 250 W. The pre-treatment time was kept constant at 2 min.

For DLC coating, high purity methane (CH₄) gas (99.9999 %) was introduced into the chamber as a reactive gas. The coating was carried out at 13 Pa and 250 W. The deposition time was 3 min to keep the coating thickness at 0.1 μm. The temperature of the substrate remained below 100 °C during the deposition process.

Immersion test

The three kinds of substrates were used for the test. The substrates were the PMMA substrate, the DLC coated substrate without Oxygen pre-treatment, the DLC coated substrate with Oxygen pre-treatment. These samples were immersed in 30 ml of normal saline solution 0.9 % at 60 °C for 10 days. Subsequently, the Young's modulus of the immersed substrates were measured using three point bending machine. The substrate surfaces were observed using optical microscope before and after the immersion.

Ball-on disk test

Wear testing was performed using a ball-on-disc apparatus. The lower rotating disc slides against an upper stationary stainless steel ball (316 L; 10 mm in diameter). The used substrates were the DLC coated PMMA and PC with and without the Oxygen pre-treatment. Each substrate was fixed onto the lower rotating disc. The rotating speed was 132 rpm. A normal load of 100 mN was applied to the ball. The test was carried out for 2 min

in room-air with humidity up to 35 %.

After the sliding test, optical microscopy was used to observe the morphology of the surface.

RESULTS AND DISCUSSION

Surface observation after the immersion test

Figure. 1 and 2 show the photographs of sample surfaces using the optical microscope before and after the immersion. DLC film deposited the PMMA without the pre-treatment showed many crack (Fig. 1-(b)), whereas there were no cracks in the DLC-coated PMMA with the pre-treatment (Fig. 1-(c)). After the immersion, the film was detached from the PMMA without the pre-treatment (Fig. 2-(b)), whereas, there was no deterioration on the PMMA with the pre-treatment (Fig. 2-(c)). This suggests that the strength of adhesion of the DLC film to PMMA was increased by the Oxygen plasma pre-treatment.

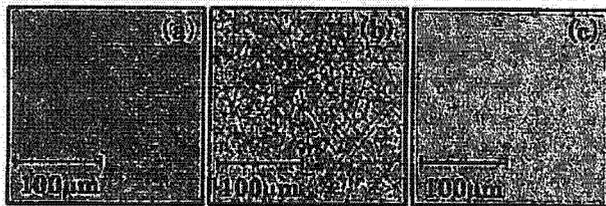


Fig. 1 Micrographs of the samples before the immersion test. (a) PMMA, (b) DLC/PMMA without pre-treatment, (c) DLC/PMMA with pre-treatment.



Fig. 2 Micrographs of the samples after the immersion test. (a) PMMA, (b) DLC/PMMA without pre-treatment, (c) DLC/PMMA with pre-treatment.

Measurement of Young's modulus values

Young's modulus values were measured using a three points bending test machine. The DLC/PMMA with pre-treatment showed highest Young's modulus values in all samples.

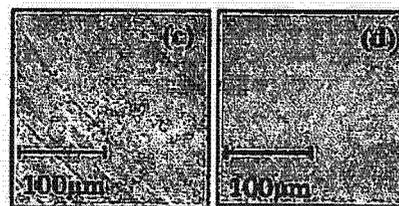
Surface observation of the samples after the ball-on disk test

Fig. 3 shows the micrographs of the samples after the ball-on disk test. In the PMMA substrate, there was no difference on the surfaces between with and without the pre-treatment. In the PC substrate, some scratch traces can be seen on the PC without pre-treatment (Fig.3-(c)),

whereas, there is no scratch trace on the PC with pre-treatment (Fig.3-(d)). These results also indicate that the oxygen plasma pre-treatment can improve the adhesion strength of the DLC film to PC.



(a) DLC/PMMA with pre-treatment, (b) DLC/PMMA without pre-treatment.



(c) DLC/PC with pre-treatment, (d) DLC/PC without pre-treatment.

Fig. 3. Micrographs of the samples after the ball-on disk test.

CONCLUSIONS

DLC films were coated on high-polymer materials (PMMA, PC) and we evaluated the durability by the immersion test and the ball-on disk test. In the immersion test, the DLC film was detached from the PMMA without the pre-treatment, whereas, there was no deterioration on the PMMA with the pre-treatment. In the ball-on disk test, some scratch traces can be seen on the PC without pre-treatment, whereas, there is no scratch trace on the PC with pre-treatment.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was partially supported by the frontier research center, Tokyo Denki University.

REFERENCES

- [1] N. K. Cuong, et al, Surface and Coatings Technology 174-175 (2003) 1024-1028.
- [2] Ali Alanazi et al, Artificial Organs 24 (8) : 624-627, Blackwell Science, Inc.

Characteristics of a Two-dimensional Integrated Magnetic Sensor for Position Sensing and Motor Control

Takayuki Kimura,^{*a} Member
Keigo Takasaki,^{*} Member
Toru Masuzawa,^{**} Member

Two-dimensional integrated magnetic sensors for position sensing were designed and fabricated with the standard 0.35- μm CMOS process on silicon. One such type is the n-type Hall sensor that uses an inversion layer under the gate oxide of the MOSFET. The Hall sensors were arrayed (64×64), and the control digital circuits and output amplifier were also integrated into the same chip. 'One pixel' was $50 \times 50 \mu\text{m}$, and the entire chip was $4.9 \times 4.9 \text{ mm}$. The sensitivity of one of these sensors was $2.7 \text{ mV}/(\text{mA}\cdot\text{kG})$. The two-dimensional magnetic flux distribution was measured from the 5-mm diameter Nd-Fe-B rare-earth permanent magnet. About 42 s was required to measure one frame. The position of the magnet could be detected with the fabricated sensors. Magnetic sensors using an inversion layer in MOSFETs are useful for position sensing systems, but their noise characteristics, such as poor sensitivity, should be improved. © 2006 Institute of Electrical Engineers of Japan. Published by John Wiley & Sons, Inc.

Keywords: hall sensor, CMOS, two-dimensional magnetic field, position sensor

Received 25 August 2005; Revised 3 April 2006

1. Introduction

The position sensors used to control motors and actuators in robots or medical tools need to be extremely precise. Although there are various types of position sensors, magnetic field sensors are usually used for reasons of price and size. Several magnetic field sensors are needed to accurately detect the position of an object. Magnetic field sensors are conventionally fabricated with InSb and GaAs, using the Hall effect, because of their high-sensitivity that corresponds to high-mobility. However, it is difficult to achieve compact and highly accurate positioning systems with sensors using such materials.

In contrast, Si is not used to fabricate magnetic field sensors because of its poor sensitivity and mobility. However, Si has demonstrated its superiority in integrated circuits [1]. Integrated circuit technology can overcome faults in silicon characteristics and poor sensitivity with an amplifier and analog signal processing. Si magnetic field sensors show poor sensitivity, but it does not mean the noise floor is high. By using a low-noise amplifier, effective sensitivity can be made comparable to that of InSb and GaAs. Si is also useful in integrating analog and digital systems. Control and signal processing circuits also can be integrated on magnetic field sensors.

We fabricated two-dimensional integrated magnetic field sensors using the Hall effect in Si for sensing position, slant, and rotation. This sensor will be applied to sense the position and to control a magnetic levitated motor with only one sensor. We discuss their fundamental characteristics in this paper.

2. Principles of the Hall Sensor using Inversion Layer in MOSFETs

Magnetic field sensors are made in bulk from InSb and GaAs using the Hall effect. Because Si is not as sensitive

^a Correspondence to: Takayuki Kimura, Department of Systems Engineering, Ibaraki University, 4-12-1, Nakanarusawa, Hitachi, Ibaraki 315-8511, Japan. E-mail: tkimura@mx.ibaraki.ac.jp

^{*} Faculty of Engineering, Department of Systems Engineering, Ibaraki University, 4-12-1, Nakanarusawa, Hitachi, Ibaraki, 316-8511, Japan

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

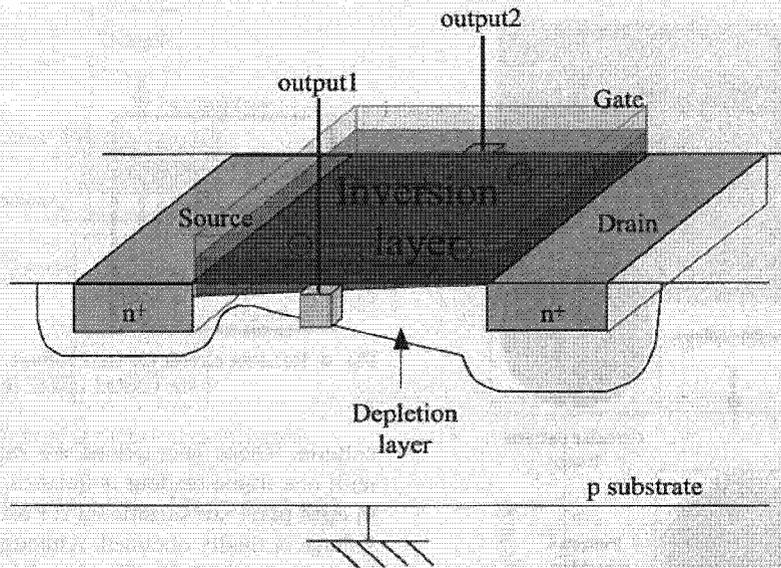


Fig. 1 Cross section of the hall sensor using inversion layer in MOSFET

as InSb and GaAs, it cannot be used utilizing this effect in bulk. A magnetic field sensor using an inversion layer in the MOSFET (Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor) had been proposed [2]. Its configuration is in Fig. 1.

It is similar to an n-channel MOSFET. Only two diffusion regions (marked 'output1' and 'output2' in Fig. 1) are made in the same process with the drain and source added to the other sides of source and drain. These regions are used for the probes to detect the voltage differences in the inversion layers. The Hall effect on the carriers, i.e. electrons in this case, in the inversion layer creates a voltage difference between the probes. This difference changes linearly with the strength of magnetic flux density as

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

where R_H is the Hall coefficient, I is the current through the inversion layer, B is the magnetic flux density, and d is the thickness of the inversion layer.

The main advantage of this sensor is that it is extremely sensitive because of the thin inversion layer. The mobility in the inversion layer is lower than that of bulk, but its thinness overcomes that fault. The end result is that it is more sensitive than a magnetic field sensor using bulk Si.

3. Principles of Position Sensing and Structure of the Position Sensor

3.1. Concepts Position sensing is done by the measurement of magnetic flux density from a magnet

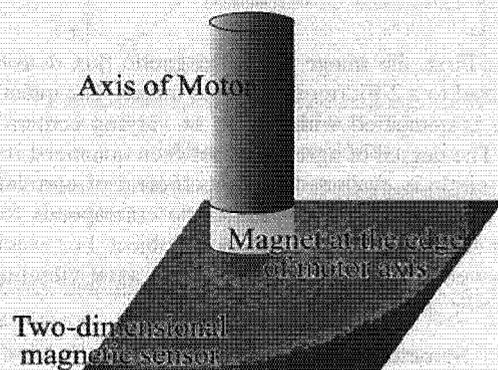


Fig. 2 Concepts of position sensing by two-dimensional arrayed hall sensor

that is placed on the object that we measure or control the position of. Figure 2 shows an example how to detect the position of a motor axis. In this example, a magnet is attached to the edge of a motor axis. A two-dimensional magnetic sensor is placed below this magnet without being in contact. Magnetic flux flows from the magnet. The two-dimensional magnetic sensor will output a voltage proportional to the strength of magnetic flux density. This sensor can get the distribution of the magnetic flux density. Essentially, magnetic flux density from a column-shaped magnet will spread radially. So, 'the image' of magnetic flux density from the two-dimensional magnetic sensor will be a stack of concentric circles of the same voltage. The readout image is already the object in signal processing. Figure 3 shows the signal processing diagram of how the position can take the

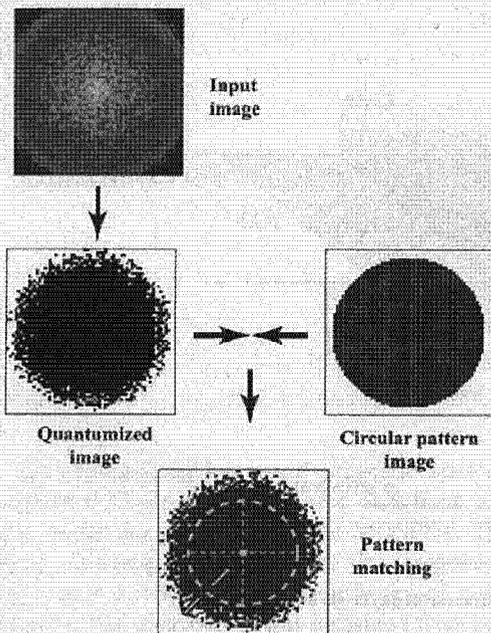


Fig. 3 Method of position sensing from the image of magnetic flux density

image. First, the image of the magnetic flux density is quantized to a 2-bit (monochrome) image. The quantized image is compared with circles of varying centers and radii. The degree of agreement between quantized image and a circle is evaluated by a coefficient of correlation. As a result, the center of the circle corresponds to the center of the magnet attached to the object. For example, the movement of the center shows the axial vibration of the motor as shown in Fig. 2.

3.2. Structure of the readout circuits and data-readout instructions The two-dimensional integration of a magnetic field sensor, as can be seen in Fig. 1, is needed to fabricate a position sensor. Various methods are used to make two-dimensional arrayed sensors. From these, we chose the one used to fabricate the circuit of a CMOS image sensor. The readout circuit for reading the Hall voltage is in Fig. 4. It consists of a two-stage source follower. The first-stage source follower is in a pixel, and consists of two p-channel MOSFETs. Both p-channel MOSFETs are connected to 'output1' and 'output2' and read the Hall voltage alternately. This instruction loses time, but saves area on the LSI (large-scale integration) chip. The second-stage source follower is located in each column and consists of n-channel MOSFETs with an active load.

Signals in one horizontal line from the Hall magnetic field sensors are read at the same time in parallel columns. As the Hall voltage is the difference between 'output1' and 'output2', readout is done twice from each pixel. Then, readout is done sequentially from each

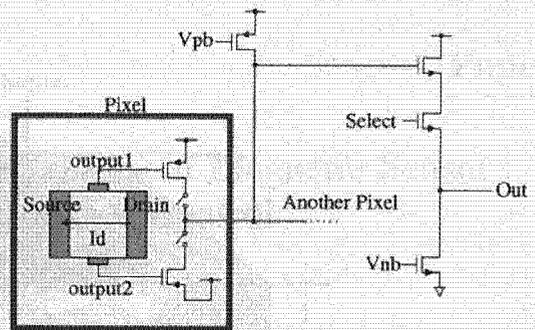


Fig. 4 Readout circuit for Hall voltage. This is one arrangement for CMOS image sensors

column. These instructions are repeated in every row, until one frame readout is finished. The two read signals in each pixel are substituted for each other, and the Hall voltage is finally obtained. Although this calculation can be done by the LSI chip, we did it on a PC (personal computer).

3.3. Two-dimensional magnetic field sensor LSI design The two-dimensional integrated magnetic field sensor was designed for the 2-poly 3-metal standard 0.35- μm CMOS process by Rohm Co., Ltd. The fabricated two-dimensional magnetic sensor is shown in Fig. 5. The control logic circuit for timing generation and the output buffer circuit were also integrated on the same chip of the two-dimensional magnetic field sensor. This integration of the sensor and the other logic circuits is the advantage of the silicon process. This advantage contributes to miniaturization of the device. The dimensions of the LSI chip were 4.9×4.9 mm and the pixel size was 50×50 μm . The sensing area was 3.2×3.2 mm. The magnetic field sensors and output buffer circuit were fully custom-designed by Cadence Virtuoso, and the control logic circuits in the Verilog-HDL by Synopsys Design Compiler.

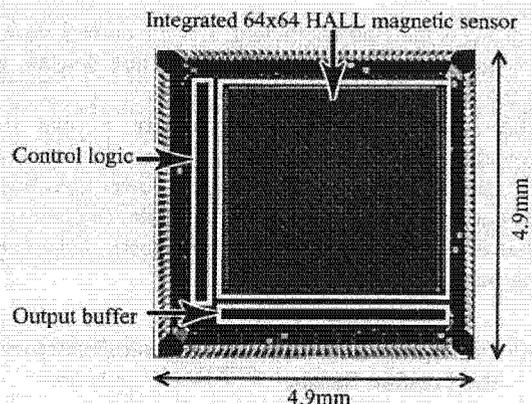


Fig. 5 Overview of fabricated two-dimensional magnetic sensor LSI chip

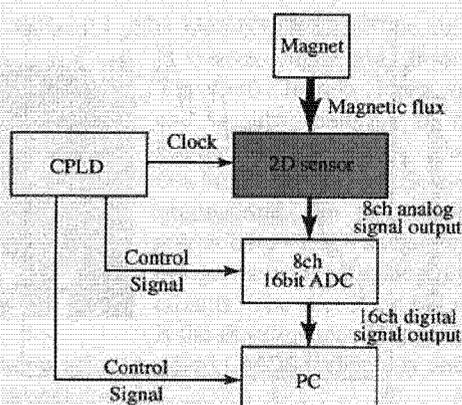


Fig. 6 Block diagram of the measurement system

4. Measurement Results for the Magnetic Field Sensor

4.1. Measurement The magnetic field for the input of the two-dimensional magnetic field sensor was provided by a 5-mm diameter Nd-Fe-B rare-earth permanent magnet. The strength of magnetic flux density was changed by the distance between the magnet and the two-dimensional magnetic field sensor. Figure 6 shows the block diagram of the measurement system. The output Hall voltage from the magnetic sensors was read out as 8-channel analog signals. These signals were converted to digital signals at the same time by eight 16-bit ADCs. Finally, digitized Hall voltage signals were read into the PC. The digitized signals were reconstructed into a two-dimensional image of magnetic field distribution.

The output signal from the fabricated magnetic sensors was very small and its magnitude was a few millivolts. As such a small signal is easily influenced by noise, digital signal averaging was done to remove random noise. For example, Fig. 7 shows the image with averaging 16 times, but this averaging was not sufficient. Averaging 128 times was sufficient to remove random noise from the Hall signals. This averaging suppresses the random noise to -42 dB, but 42 s was needed to average one image. Signals needed to be amplified to reduce noise and measurement time. All magnetic field distribution images in this paper were obtained with 128 times averaging. By the limitation of output voltage level, readout time is very slow. But, potentially, the digital readout drive circuit is strong, and few thousand frames per second readout rate will be achieved if the level of the output voltage is increased.

4.2. Results and discussion Figure 8 plots the results of the relationship between input magnetic flux density and output Hall voltage. This graph shows the average for four different magnetic sensors. The

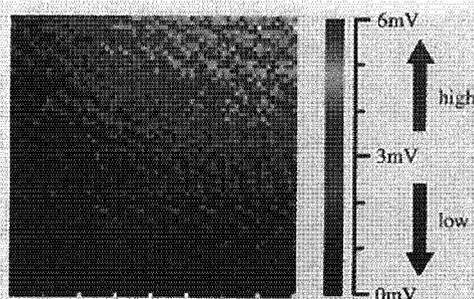


Fig. 7 Noisy image with 16 times averaging

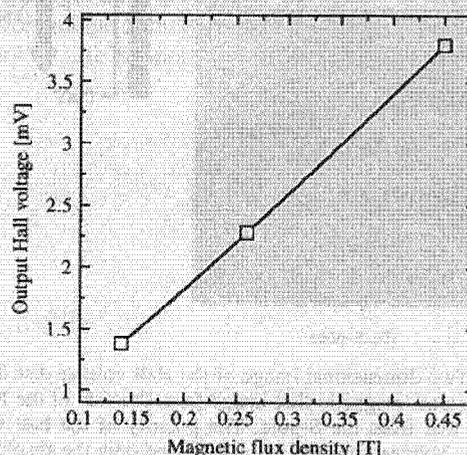


Fig. 8 Relationship between strength of the input magnetic flux density and the output hall voltage

sensitivity calculated from Fig. 8 was 2.7 mV/mA·kG. These sensors are less sensitive than the ones made with InSb and GaAs by two or three figures, but as previously mentioned, signal amplification can boost this low sensitivity. There is good linearity between the input magnetic field and the output voltage.

Figure 9 shows reconstructed two-dimensional magnetic flux distribution images. The shape of the magnet can be recognized. Figure 9(a) is a magnetic flux distribution image from the side of the N-pole and (b) that from the S-pole. Here, voltage polarity has been neglected and only the absolute Hall voltage has been represented; however, the output polarity of the Hall voltage reverses between the magnetic flux from the N- and S-poles. Essentially, a magnetic sensor using the Hall effect can sense the direction of the magnetic flux. The two-dimensional magnetic field sensor we fabricated could also detect the direction of the magnetic flux.

Figure 10 plots a horizontal one line profile of the Hall voltage. This graph corresponds to the top horizontal line in the magnetic flux distribution image of Fig. 9(a). Noise can be seen. This corresponds to the fixed pattern noise caused by the characteristic fluctuation of the MOSFET

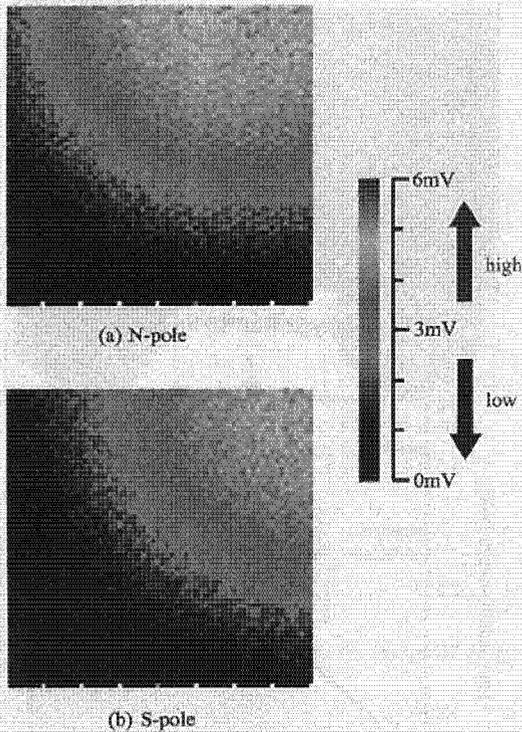


Fig. 9 Two-dimensional image of the Hall voltage distribution. (a) represents magnetic flux image from the side of the N-pole, and (b) that from the S-pole. The polarity of the hall voltage reverses. Voltage polarity is neglected and only the absolute hall voltage is represented

used in the source followers at each column, but the magnet position can be distinguished by the magnetic flux distribution.

5. Conclusions

Two-dimensional integrated magnetic sensors were designed and fabricated with the standard 0.35- μm CMOS process on silicon. The Hall sensors were arrayed (64×64), and the control digital circuits and output buffer were also integrated onto the same chip. The sensitivity of one of these sensors was 2.7 mV/mA·kG. The two-dimensional magnetic field distribution was measured from the 5-mm diameter Nd-Fe-B rare-earth permanent magnet with 128 times averaging. About 42 s was required to measure one frame. The magnetic flux distribution was obtained as a bitmap image. The position of the magnet could be detected with the fabricated sensor. Magnetic sensors using an inversion layer in MOSFETs are useful for position sensing systems, but their noise characteristics, such as poor sensitivity, should be improved.

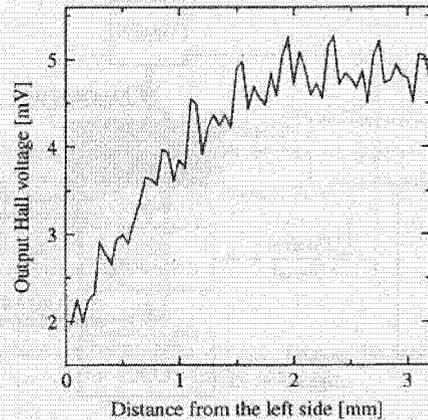


Fig. 10 Horizontal one-line profile of a magnetic field sensor

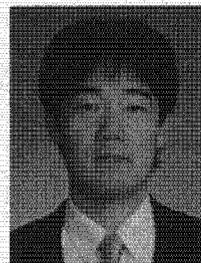
Acknowledgements

This work was supported by the VLSI Design and Education Center (VDEC) of the University of Tokyo in collaboration with Synopsys, Inc and Cadence Design Systems, Inc. The VLSI chip in this study was fabricated in the chip fabrication program of the VDEC in collaboration with Rohm Corporation and Toppan Printing Corporation. Moreover, this work was partially supported by JSPS Core University Program and the Health and Labor Sciences Research Grants.

References

- (1) Nakano Kazuhiro, Takahashi Toru, Kawahito Shoji. A CMOS smart rotary encoder using magnetic sensor arrays. *Proceedings of IEEE Sensors 2003*; 1:206-209.
- (2) Gallagher RV, Corak WS. A metal-oxide-semiconductor (MOS) hall element. *Solid State Electronics* 1966; 9:571-580.

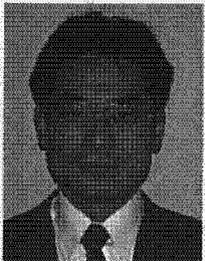
Takayuki Kimura (Member) received the BS and MS degrees in electrical and electronic engineering and PhD degree in electronic and information engineering from Toyohashi University of Technology in 1993, 1995 and 1998, respectively. In 1998, he joined Ibaraki University as a research associate in Systems Engineering and began research in solid-state imaging and systems. Since 2005, he has been an Associate Professor. His major interests are crystal growth, solid-state imaging devices, digital image processing, and their system integration. He is also a member of the Institute of Image Information and Television Engineers and IEEE.



Keigo Takasaki (Non-member) received the BE degree in systems engineering from Ibaraki University, Ibaraki, Japan, in 2004, and is now majoring in Systems Engineering at Ibaraki University Graduate School of Science and Engineering. He is studying and researching LSI technology and design methods of analog integrated circuits. The theme of his research is the development of magnetic sensor systems using standard CMOS technology and digital signal processing.



Toru Masuzawa (Member) received the BS, MS, and PhD degrees in Applied Systems Engineering from Tokyo Denki University, Tokyo, Japan, in 1982, 1984, 1991, respectively. From 1987, he was a research assistant in the Department of Precision Mechanical Engineering at the University of Tokyo, Tokyo, Japan. From 1990 to 1997, he was a research associate and a division head of the Department of Artificial Organs at the National Cardiovascular



Center Research Institute, Osaka, Japan. In 1998, he moved to Ibaraki University, Hitachi, Japan, as an Associate Professor in the Department of Mechanical Engineering. Since 2002, he has been a professor in that department. His major is Bio-medical Engineering. Especially, he has been working in the field of the artificial heart since 1990 and his current interest is in the magnetically suspended motor for the artificial heart. He is a member of IEEE, the Japan Society of Mechanical Engineers, the Institute of Electrical Engineers of Japan, and a councilor of the Japanese Society for Artificial Organs, Japanese Society for Medical and Biological Engineering, and a member of the Board of Trustees of the International Society for Rotary Blood Pump and The Society of Life Support Technology.

PA01 集積化磁気センサにおけるホール素子の構造改善による出力向上

Improvement of Output of Two-Dimensional Integrated Magnetic Sensor by Optimizing the Structure of Sensor Probe

○石沢 泰輔, 高崎 慶吾, 木村 孝之, 増澤 徹 (茨城大学)

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

1. はじめに

現在、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。しかし、Si を用いたホール素子は反転層や増幅回路を併用しても InSb や GaAs と比べ、出力が低くなってしま

う。本研究では集積化磁気センサのホール素子の構造改善による出力向上を目的とした。

2. 反転層を利用したホール素子

本研究で使用した磁気センサの構造を図 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を形成する電子に対して、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、次式で表される。

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

ここで、 V_H はホール電圧、 I はチャネルを流れる電流、 B はホール素子にかかる磁束、 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高い出力を得やすく、増幅器と共に集積化できる。

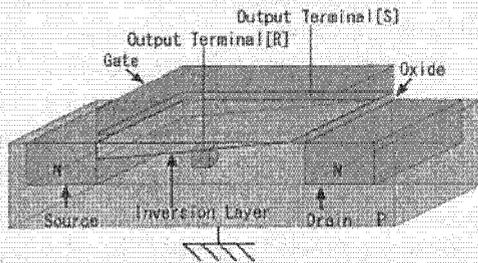


図 1 反転層を利用した磁気センサ

3. ホール素子の構造変更

ソースからドレインへ電子が流れる間、ローレンツ力がかかり続けるので、ドレインに近づくほど電子は曲げられながら進むと考えられる。それにより、ソース近傍とドレイン近傍で電子の挙動が異なるため、出力端子 (R, S) の位置によって出力されるホール電圧 V_H の値が変わると予想できる。よって、端子の位置を変更したホール素子で測定を行った。

今回測定に用いた集積化磁気センサチップは Rohm 社 0.35 μm 標準 CMOS プロセスで作製された。チップの一部の

ホール素子を図 2 に示すように端子位置を変更し作製した。図 2 は左側をソース、右側をドレインとしており、④が従来の端子位置のホール素子である。

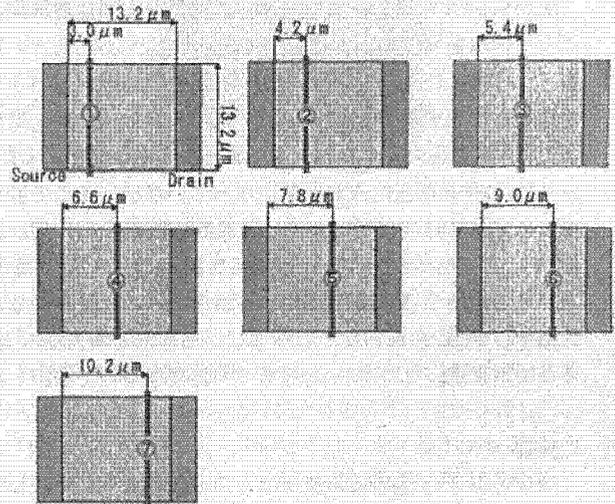


図 2 端子位置の詳細

5. 出力の比較と考察

従来の端子位置を基準とした出力電圧比を表 1 に示す。表 1 の端子位置は図 2 の番号に対応したものになっている。

表 1 端子位置を変更したホール素子の出力電圧比

端子位置	①	②	③	④	⑤	⑥	⑦
出力電圧比 [%]	0.72	0.80	0.90	1.00	1.09	1.20	1.23

端子位置がソース近傍からドレイン近傍に近づくほど出力電圧が向上し、最大約 20% の出力向上が達成できた。このことからローレンツ力により、ソース近傍と比べてドレイン近傍の電子の分布に大きな偏りが生じていると言える。

5. まとめ

端子位置を変更した磁気センサで測定を行った結果、端子位置をドレイン近傍へ変更することで最大約 20% の出力電圧向上が可能であることがわかった。これにより集積化磁気センサのホール素子の構造改善による出力向上が達成できた。

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。

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.

二次元集積化磁気センサのホール素子構造の改善

†石沢 泰輔 †高崎 慶吾 †木村 孝之 †増澤 徹

茨城大学大学院 理工学研究科 †システム工学専攻, †機械工学専攻
〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1

E-mail: †06nm904g@hcs.ibaraki.ac.jp

あらまし 一つの磁気センサチップでモーターを制御することを目的に、MOSFETの反転層をホール素子として利用した磁気センサをSiウエハ上に二次元に集積化した磁気センサを試作した。その結果、磁束を面で測定できるようになった。また、出力電圧を向上させるためにダイナミックドライブ駆動方式を導入し、モーター制御に必要な1000frame/secの読み出し速度を達成した。さらに出力電圧を向上させるために、磁気センサの構造を変更した素子の動作検証を行った。その結果、出力電圧を20%増加することができた。

キーワード 磁気センサ, 反転層, CMOS, ホール素子

Improving the sensor output by modifying the structure of Hall sensor of a two-dimensional integrated magnetic sensor

Taisuke Ishizawa Keigo Takasaki Takayuki Kimura Tohru Masuzawa

Graduate School of Science and Engineering, Ibaraki University
4-12-1 Nakanarusawa-cho, Hitachi City, Ibaraki 316-8511

E-mail: †06nm904g@hcs.ibaraki.ac.jp

Abstract The research for controlling of a motor with a two-dimensional integrated magnetic sensor which was designed and fabricated standard $0.35\mu\text{m}$ CMOS process has been performed. A type of magnetic sensor is Hall sensor using inversion layer under gate oxide of MOSFET. Magnetic field with a two-dimension magnetic sensor was successfully measured. Improving output voltage and reading speed of 1000frame/sec was achieved by the dynamic drive method. As the result, 20% improvement of sensor output voltage with new structure of Hall sensor was obtained.

Keyword Magnetic sensor, inversion layer, CMOS, Hall sensor

1.はじめに

磁気センサは人間の感覚器官で検知できない磁界の大きさ・向きを計測することを目的としたセンサである。半導体を用いた磁気センサにはホール素子があり、一般的にGaAsやInSbが用いられる。しかし、従来のバルクを用いたホール素子では正確なモーターの制御の際に複数個必要であるためコストや設置場所などの面が問題になる。そこで、MOSFETの反転層をホール素子として利用した磁気センサをSiウエハ上に二次元に集積化することにより磁束を面でとらえ、コスト削減や省スペース化を実現する研究が進められている。

しかし、MOSFETの反転層を利用し、増幅回路を併用してもSiを用いた磁気センサの出力電圧は従来のGaAsやInSbを用いた磁気センサと比べて小さい。ダイナミックドライブ方式を導入することにより出力電圧を向上させ、モーター制御に必要な1000frame/secの読み出し速度は達成することができたが、ノイズの影響を大きく受けていた。

本研究では、集積化磁気センサの構造を改善することによりセンサの出力電圧を向上させることを目的とする。

2. 磁気センサチップ

2.1. MOSFETを用いた磁気センサ

電子は正孔と比べ移動度が高いので、nチャネルMOSFETの方がpチャネルMOSFETと比べて流れる電流が大きい。ゲートにしきい値電圧以上の電圧 V_g を印加するとp型半導体表面の酸化膜界面付近に電子が発生し、反転層を形成する。この反転層がソース・ドレイン間のチャンネルとなり、ソース・ドレイン間に電位差を与えるとチャンネルを伝わってソースからドレインへ電子が流れる。この反転層に対してホール効果を起こしMOSFETをホール素子として利用する。MOSFETを用いた磁気センサの構造をFig.1に示す。

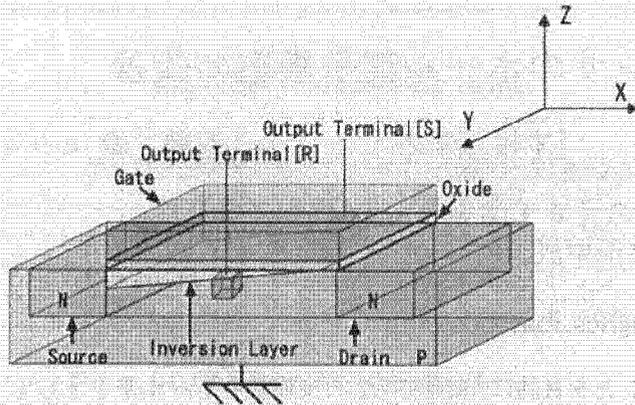


Fig.1 Hall magnetic sensor using channel of n-type MOSFET

Fig.1のX軸マイナス方向へ電流[I]を流し、Z軸マイナス方向へ磁束[B]をかけるとY軸方向へローレンツ力[F]が発生する。それにより、反転層を流れる電子がローレンツ力によってY軸方向へ曲げられながら進むためFig.1の端子[R]と端子[S]間に電位差が生じ、電界が発生する。このホール効果により発生する電位差がホール電圧 V_H であり、式(1)に表される。また、 R_H はホール係数、 d は反転層の厚さである。

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

2.2.読み出し回路とチップ構成

1つの磁気センサに対する出力電圧の読み出し回路をFig.2に示す。2つの端子からの出力をそれぞれpチャネルMOSFET, nチャネルMOSFETのソースフォロアで増幅し、ボルテージフォロアでインピーダンスを変換して20倍の差動増幅にかけ出力電圧として測定する。また、 V_{pb} と V_{nb1} , V_{nb2} はソースフォロアのアクティブロードへのバイアスである。

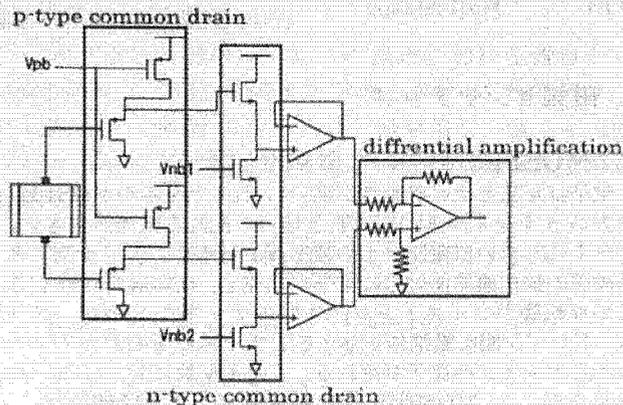


Fig.2 Read-Out Circuit

チップは、ROHM社の $0.35\mu\text{m}$ 標準CMOSプロセスで製作された2層ポリ3層メタル構造である。チップサイズは 4.9mm^2 であり、そのうち 3.2mm^2 がセンシングエリアとなっていて、 $50\mu\text{m}^2$ の磁気センサが 64×64 のアレイ状に配置されている。また、磁気センサの右端の2列がホール

素子の構造を変化させたTEGを配置した。Fig.3に磁気センサチップの写真と直径 $5\text{mm}\Phi$ 長さ 5mm の磁石を右上隅に近づけた二次元磁束分布図を示す。

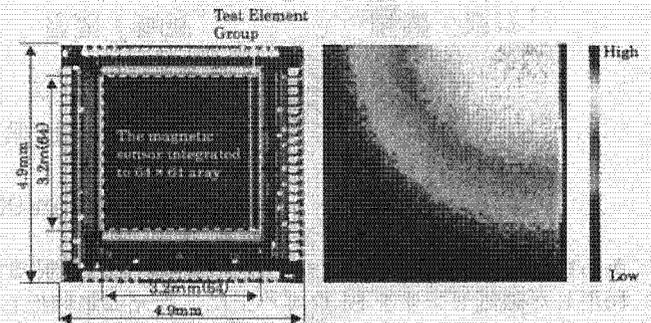


Fig.3 Fabricated LSI chip and two-dimensional magnetic field distribution.

3.ダイナミックドライブ方式

ダイナミックドライブ方式が従来のスタティックドライブ駆動と異なるのは、スタティックドライブ駆動が常時すべてのセンサがONになっている状態であるのに対し、ダイナミックドライブ駆動は読み出すだけを駆動させて消費電力を抑えることができる点である。この駆動方式により消費電力が大幅に減らす事ができる。これにより、従来のチップより大きい電流を流すことができるため、ノイズなどの影響を受けにくくなると考えられる。3行駆動のダイナミックドライブ駆動の例をFig.4に示す。

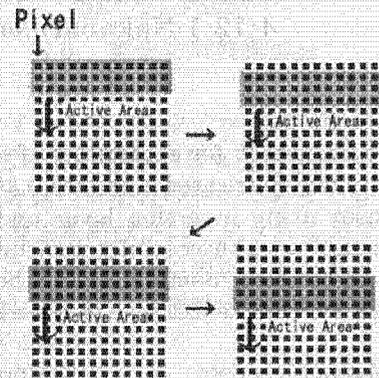


Fig.4 Dynamic drive method

4.試作チップ測定結果

実験では精度の高い位置計測を行えるように磁石を $10\mu\text{m}$ 単位で移動、固定できる測定器を使用して行った。測定に使用した磁石は直径 $1\text{mm}\Phi$ 長さ 10mm 、磁石とセンサ表面との距離が 0.2mm の状態で行った。この時の磁束の強さは 0.55T である。磁石の固定位置はセンシングエリアの中心である。

実験の方法は、まず水平読み出しクロックの周波数を 2MHz から 7.5MHz まで 0.5MHz ずつ順に上げていき、磁束分布図を読み出す速度の限界値を測定した。測定した二次元磁束分布図と周波数の関係をFig.5に示す。Fig.5の括弧内の数値は読み出し速度であり、単位は frame/sec である。

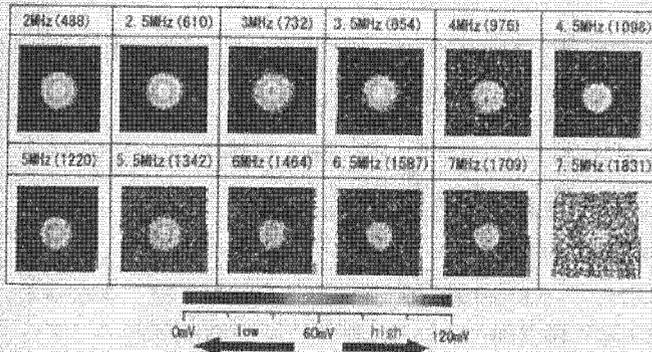


Fig.5 Frequency characteristics of magnetic field

Fig.5の実験結果から3MHz(732frame/sec)の読み出し速度からノイズが出ているが、目標としていた4MHz(1000frame/sec)以上の読み出し速度でも円形の磁束分布図を得られることが確認できた。

次に磁束分布図を用いた位置計測の精度と読み出し速度の関係性を調べた。それぞれの周波数で測定した磁束分布図を元にプログラムで磁石の位置を算出した結果をFig.6に示す。

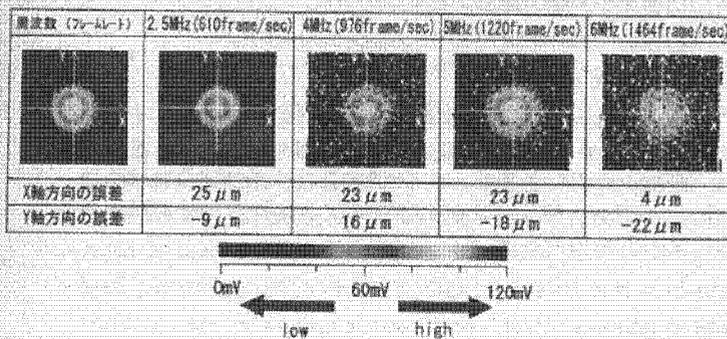


Fig.6 Accuracy measurement of position detection

Fig.6の結果から6MHz(1464frame/sec)で読み出した磁束分布図に対して位置計測を行った場合でも $\pm 25 \mu$ m以下の精度で磁石の位置の同定を行うことができた。しかし、ノイズが多いことから誤差が大きくなってしまいう問題が残った。

5.電子の分布

ソースからドレインへ電子が流れる間、ローレンツ力[F]はかかり続けるのでドレインに近づくほど電子は曲げられながら進む。よって、ソース近傍とドレイン近傍とで電子の分布に偏りがあると予想される。

また、ドレイン電圧を高めることによりドレイン側の反転層が途切れるピンチオフが起こる。電子は電界によってソースからドレインへ進むが、反転層が途切れているところは空乏層になっており、強力な電界がかかる。それにより、電子の挙動が異なるため端子[R]、端子[S]の位置によって出力されるホール電圧 V_H が変化する可能性がある。よって、端子の位置を変更した素子で出力電圧の測定を行い、評価した。電子分布の偏りのイメージをFig.7に示す。Fig.7はFig.1中のソース、ドレイン、反転層の一部を上から見た図である。

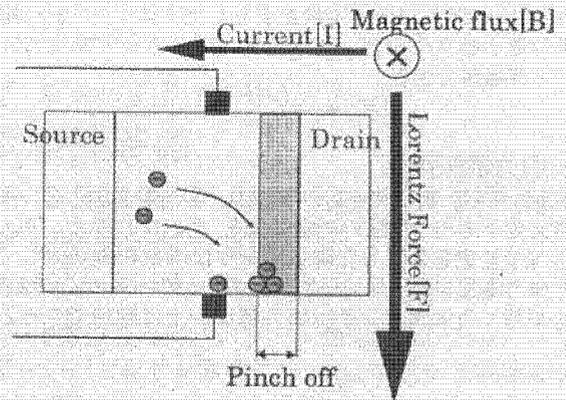


Fig.7 Image of electric distribution

6.素子の構造

6.1.変更端子位置

Fig.8に左側をソース、右側をドレインとし、変化させた端子位置を示す。従来の端子位置である④から1.2 μ mずつそれぞれの端子を平行にずらし測定を行った。

また、1個の磁気センサ内のホール素子は13.2 μ m角であり、電圧を読み取る出力端子の幅は0.6 μ mである。

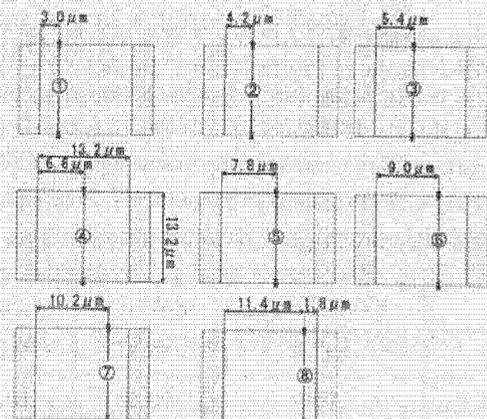


Fig.8 Detail of contact position

6.2.二次元磁束分布図による比較

Fig.3中の二次元磁束分布図の右上隅を拡大した図をFig.9に示す。Fig.9中の点線枠内にFig.8の端子位置の磁気センサが配置されている。

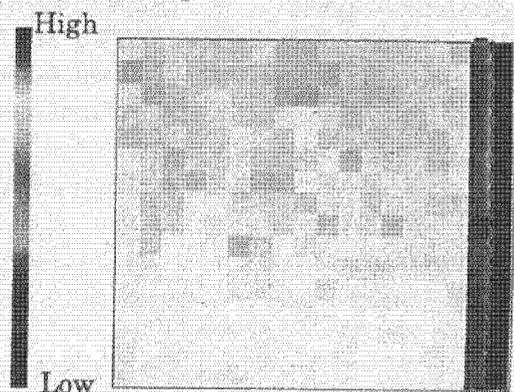


Fig.9 Expansion of two-dimensional magnetic field distribution