

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.

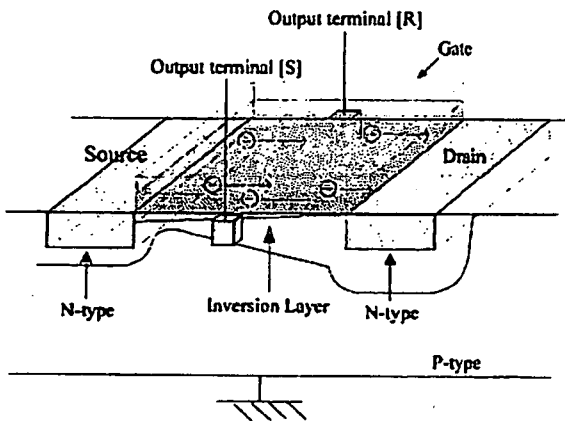


Fig. 2 Hall magnetic sensor using inversion layer of n-channel MOSFET

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.

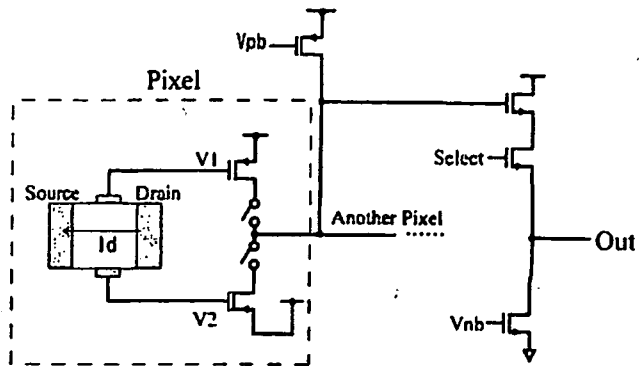


Fig. 3 Read-out circuit

The 64064 Hall sensors are arrayed to detect the position of the magnet from the shape of the output figure. The designed chip is  $4.9 \text{ mm}^2$  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).

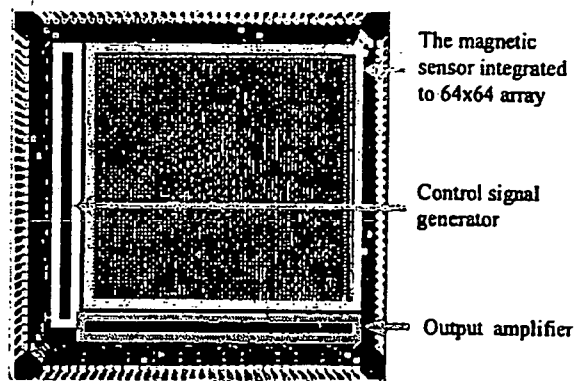


Fig. 4 Fabricated LSI chip

#### 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.

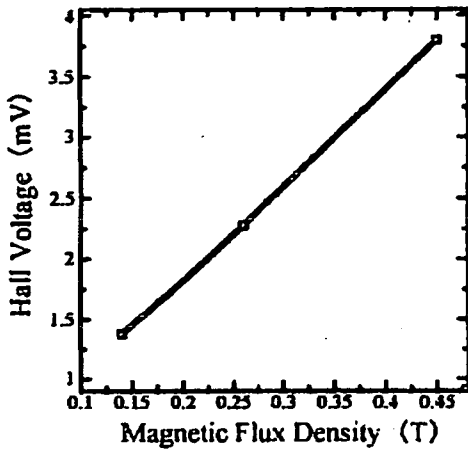


Fig. 5 Magnetic sensor sensitivity

### 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.

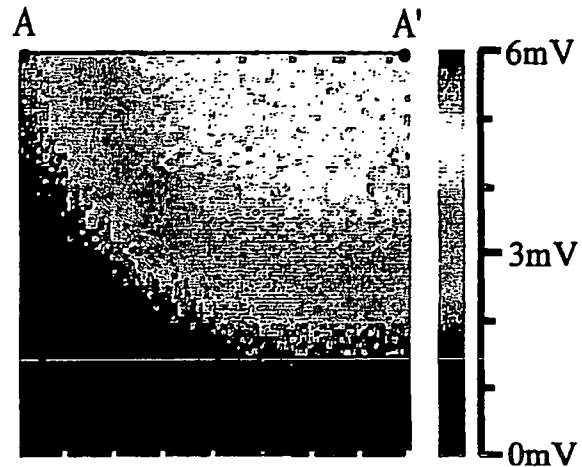


Fig. 6 Two-dimensional magnetic field distribution

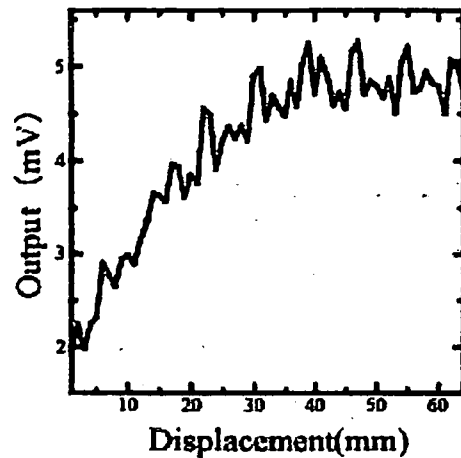


Fig. 7 A line output of the magnetic sensor

### 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ど、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<sup>1)</sup>。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を実現できると考えられる。

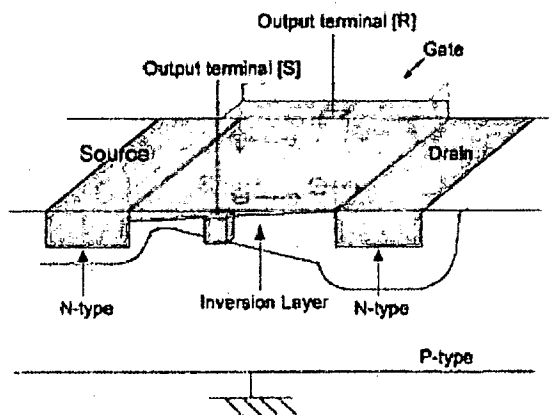


Fig.1. Hall sensor using channel of n-type MOSFET

### 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  $64 \times 64$  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  $0.4 \mu A$  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  $0.35 \mu m$  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ならない。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<sup>\*</sup>、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- $\mu\text{m}$  CMOS process with an array of 64 $\times$ 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。

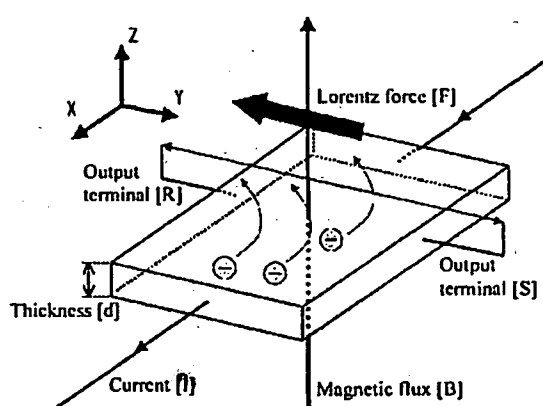


図1 n型半導体を用いたホール素子  
Fig. 1 Hall element made with n-type semiconductor

次に本研究で使用したホールセンサを Fig. 2 に示す<sup>1)</sup>。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、チップ上でのアンブを併用する事で、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。

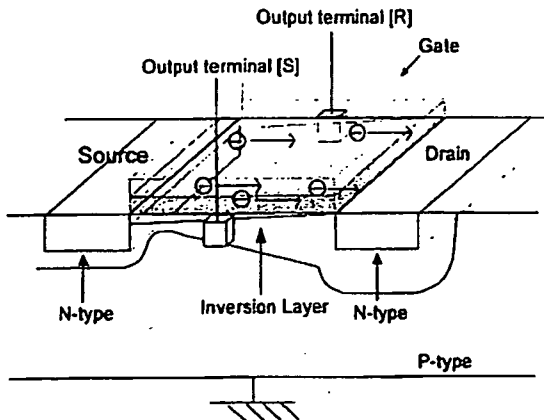


図2 MOSFETを使用したホールセンサ

Fig.2. 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  $\mu\text{m}$  の標準 CMOS プロセスを用いて行った。チップは 4.9mm<sup>2</sup> のサイズであり、64×64 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  $\mu\text{m}^2$  である。本チップを Fig. 3 に示す。

The magnetic sensor integrated to 64×64 array

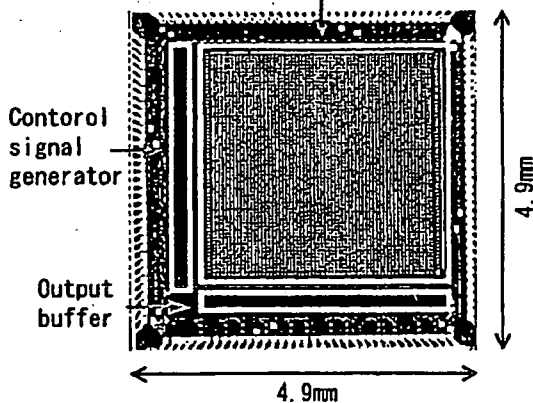


図3 試作 LSI チップ

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 チャンネルと n チャンネル 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 チャンネル 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 チャンネル MOSFET を使用したソースフォロアを通して出力される。なお、V<sub>nb</sub> と V<sub>pb</sub> 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。

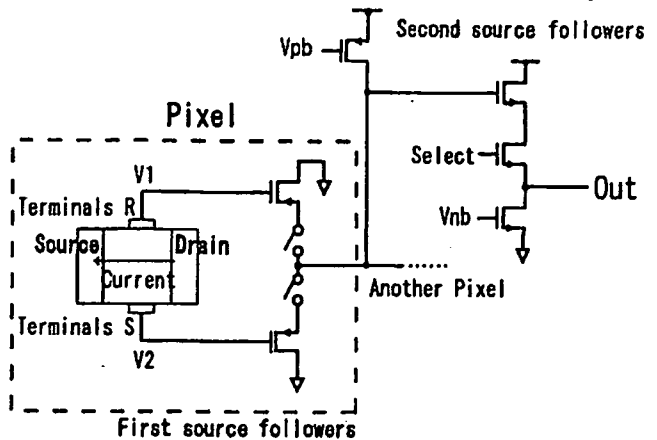


図4 第一試作の読み出し回路構成

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变化させて測定した。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。

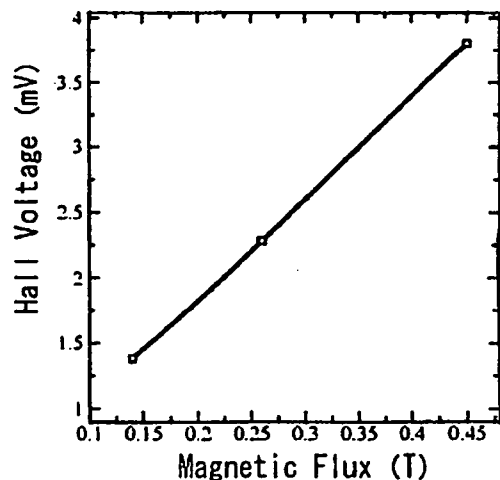


図5 磁気センサの感度

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 · 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

た。チップからの出力電圧はオフチップの16ビットのAD変換器によってデジタルデータに変換された。

二次元磁束分布図をFig.6に、A-A'間の出力電圧をFig.7に示す。磁石の中心点はFig.6のA'点に合わせている。

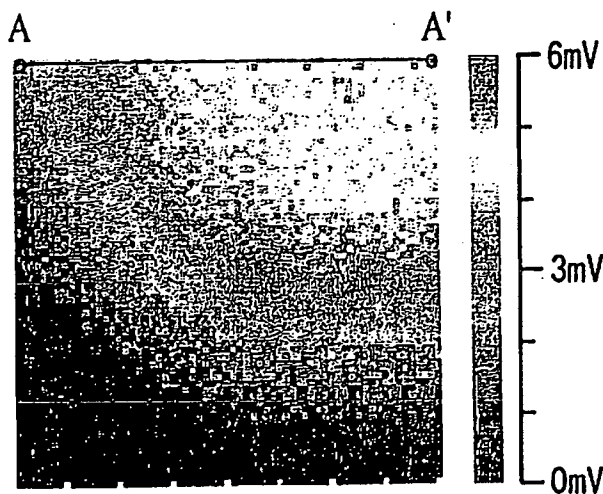


図6 二次元磁束分布図

Fig. 6 Two-dimensional magnetic field distribution

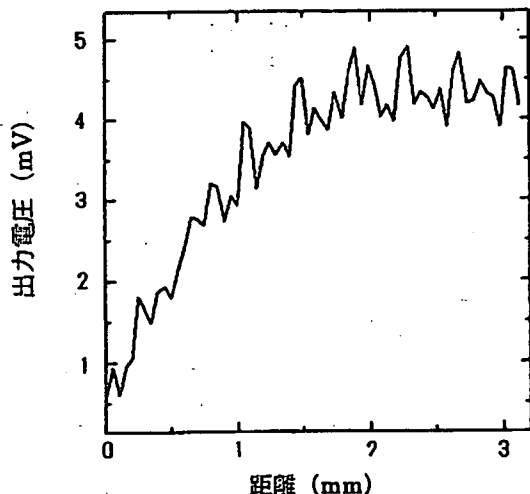


図7 A-A'間の磁気センサの出力

Fig. 7 A-A' line output of the magnetic sensor

次に磁石の中心位置を変えた場合の出力図を比較したものをFig.8に示す。このイメージ図から磁石の外形である円の形を認識することができた。そして出力の分布から磁石の中心位置を予測する事ができる。

図の黒い×印が磁石の中心点である。この図から磁石の中心位置によって出力図も変化する事が明らかである。この結果は二次元磁束分布図から磁石の位置計測を行う事ができることを示している。

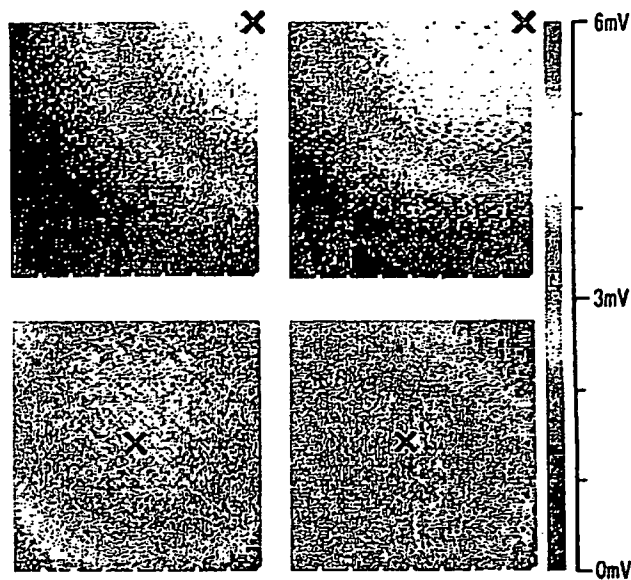


図8 磁石の位置による出力図の違い

Fig. 8 Difference of output images by position of magnet

### 3.4 磁気センサ第一次試作の考察

この実験結果から二次元磁束分布図から磁石の位置計測を行う事ができることがわかったが、これだけでは磁気浮上モーターの特性を評価することができない。今現在では1000flame/secの読み出し速度が必要なところ、最速で6.1flame/secの読み出し速度しか達成されていないからである。読み出し時間はノイズの影響を減らすため128回平均化したことも合わせて42secかかっている。平均化後の読み出し速度は0.048flame/secである。1000flame/secの読み出し速度を達成するためにはノイズ影響を減らし、平均化による読み出し時間の遅延を防ぐためにセンサからの出力を高くする必要がある。その方法としてセンサに流す電流を増やすことが考えられるが、回路全体に流れる電流が0.8Aと非常に大きいのが問題である。高い消費電力はチップの温度を上げ、それがチップの破壊につながる。したがって、センサに流す電流はこれ以上増加することができない。

### 4. 磁気センサ第二次試作

#### 4.1 第一次試作からの変更点

第二次試作では一次試作チップの結果を受け、主に読み出し速度の向上に重点を置いて作製された。具体的には磁気センサをダイナミックドライブ方式で駆動させた。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に静的に電流を流すのではなく、読み出す行だけを駆動させ、余分な発熱を抑える方式である。回路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0.4mA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



なると考えられる。

第二次試作センサの読み出し回路図を Fig. 9 に示す。

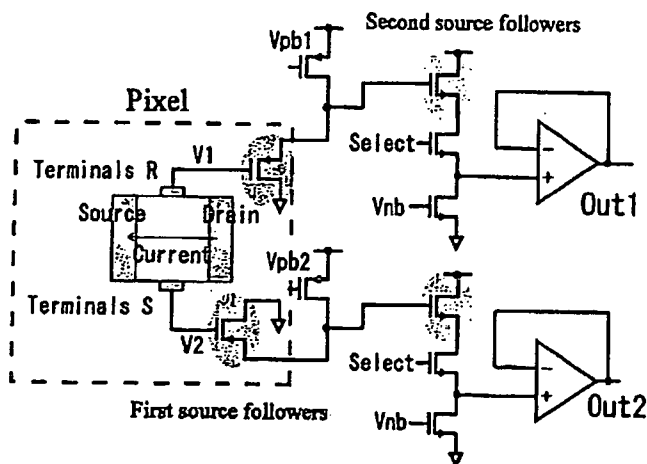


図9 磁気センサ第二試作の読み出し回路  
Fig. 9 Second read-out circuit

第二試作では回路の駆動力を1.3倍に向上、二本の信号線スイッチで切り替えるタイプから、そのまま二本出力するように変更した。さらにノイズ対策にオンチップのOPアンプを搭載し二本の信号線をそれぞれボルテージフォロアで強化し、さらにオフチップの差動増幅器で出力を20倍するようにした。駆動方式はダイナミックドライブ方式を用い、読み出す対象のセンサの行を含め3行だけ駆動させ順に読み出ししている。

#### 4.2 第二次試作チップの実験結果と考察

読み出し速度の計測を行ったところ、今回の実験では最速で244flame/secの読み出し速度の向上を確認できた。水平の読み出し周波数は一次試作チップの450KHzから2MHzまで向上した。

今回の試作チップでも十分なSNを確保するために4回平均化をしなくてはならない。平均化した場合、全画素は16msecで読み出され、読み出し速度は61flame/secである。この値は一次試作チップの42sec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約16倍の高速化が求められる。高速化の手段としてさらに読み出し回路の駆動力を上げ、水平読み出しの周波数を上げ、2倍の4MHzまで増やす事ができると考えられる。次に信号線を4つに増やせば4倍、8つに増やせば8倍の速度増加が期待できるが、スペースの問題点から最大で4つの信号線が限界ではないかと考えられる。最後に出力を高くし、ノイズに強い信号を生成することで平均化の回数を減らせるので最大4倍の高速化が実現できる。

これらの手段を用いて磁気センサの読み出し速度を4~5倍の高速化を図れば目標である1000flame/secに到達する

と考えられる。

#### 5. まとめ

今回の一次試作、二次試作チップの実験で二次元磁束分布図の測定に成功したと同時に磁石を用いた二次元位置計測に集積化磁気センサを使用できることが確認できた。

しかしながら読み出し速度が61flame/secと目標である1000flame/secに届いてないため、今現在ではモーターの制御に用いる事ができないが信号線の増化、高いSN比を実現できれば目標値を達成できると考えられる。

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.

原稿受付日 平成17年10月20日

## OA19-5 細胞分化への機械的微小振動刺激の影響に関する検討

○伊藤 由樹子<sup>1</sup>、木村 剛<sup>1</sup>、南 広祐<sup>1</sup>、加藤 綾子<sup>2</sup>、増澤 徹<sup>2</sup>、岸田 晶夫<sup>1</sup>

<sup>1</sup>東京医科歯科大学生体材料工学研究所、<sup>2</sup>茨城大学工学部

<緒言>細胞機能の制御には、成長因子やサイトカインなどの液性因子、シヤストレスや静水圧などの物理的因子が重要である。当研究室では、細胞に機械的な微小振動を与え、膜タンパク質や細胞骨格を刺激し、細胞機能を制御する方法を考案した。これまで、微小振動付加により、細胞の接着・増殖が促進されることを見出した。本研究では、細胞分化における微小振動の影響について詳細に検討した。<方法>ピエゾ電圧アクチュエータを振動子とする周波数可変的な振動を発生する微小振動装置を作製した。神経モデル細胞であるラット副腎褐色細胞腫由来細胞PC12を用いた。所定数のPC12を6ウェル培養プレートに播種し、神経分化誘導剤である神経成長因子 (NGF) を添加し、10kHzの微小振動を1時間、24時間毎に5日間加振した。神経突起が細胞体径以上の細胞を分化細胞と定義し、突起長および突起数をNIHイメージソフトにて計測し、分化細胞数を全細胞数で除した細胞分化率を算出した。<結果と考察>NGF無添加系では、微小振動の有無に依らず、細胞の分化は示されなかった。一方、NGF添加系では、細胞の分化が観察され、特に、加振した場合において、培養初期の細胞分化率の上昇が示された。培養後期においては、振動の有無に依らずほぼ同等の細胞分化率であった。以上の結果より、微小振動刺激は、細胞の分化を誘導する直接的な要因ではないが、分化のシグナル伝達経路のいずれかに影響すると考えられる。本研究は、厚生労働省科学研究費の補助を受けて行われた。

機械的微小振動刺激の細胞分化に及ぼす影響に関する検討  
Study on influence of mechanical nano-vibration stimuli on cell differentiation

○伊藤由樹子, 木村剛, 南広祐, 加藤綾子\*, 増澤徹\*, 岸田晶夫  
東京医科歯科大学 生体材料工学研究所  
\*茨城大学 工学部 機械工学科

Yukiko Ito, Tsuyoshi Kimura, Kwangwoo Nam, Akio Kishida,  
Inst. of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University  
\*Ayako Kato, Tooru Masuzawa, Dept. Mechanical Engineering, Ibaraki University

<緒言>

細胞の増殖・分化などの細胞機能の制御法としては、増殖因子やサイトカインなどの液性因子を用いる化学的手法が主流である。最近、血管内皮細胞への張り応力や軟骨細胞への静水圧などの物理的刺激が細胞機能に影響することが報告され、活発に研究がなされている。当研究室では、細胞への物理的刺激として機械的微小振動を与え、膜タンパク質や細胞骨格を刺激する微小振動法を考案し、細胞の機能制御について検討している。これまで、ある種の細胞において、微小振動刺激による細胞接着および増殖の促進を報告した。本研究では、細胞機能の一つである細胞分化における微小振動の影響について詳細に検討した。

せると言える。1個の分化細胞からの突起長および突起数を計測した結果、微小振動の有無による差異は見られず、約200 μmの突起を約3本有していた。この結果は、微小振動刺激が細胞への異常刺激として伝達されていないことを示唆している。また、分化細胞の総突起長の総和は、微小振動刺激の場合に長く、神経ネットワーク形成に有利と考えられる。微小振動による細胞分化促進のメカニズムは明らかではないが、分化のシグナル伝達経路のいずれかに影響していると考えられる。特に、これまで微小振動刺激による細胞の基材への接着促進が認められていることから、細胞膜タンパク質が刺激され易くなっているのではないかと考えている。

<方法>

ピエゾ電圧アクチュエータを振動子とする周波数可変的に水平方向の振動を発生する微小振動装置を作製した。本装置は、各周波数において約200nmの振幅を有する。細胞としては、神経モデル細胞であるPC12を用いた。PC12細胞を6wellマルチプレートに播種し、細胞上清に神経分化誘導剤である神経成長因子(NGF)を添加した後、マルチプレートを振動装置にセットし、100、1k、10kHzの各周波数にて、37℃、5%CO<sub>2</sub>条件にて1時間加振した。その後、24時間毎に1時間の微小振動刺激を5日間行った。また、振動直後の細胞の形態を観察し、Scion Image softwareを用いて細胞形態変化の解析を行った。PC12細胞の細胞分化については、細胞体径以上の突起を有する細胞を分化細胞と定義した。細胞の分化率は、全細胞数あたりの分化細胞数の割合とした。

<謝辞>

本研究は、厚生労働省科学研究費の補助を受けて行われた。

$$\text{細胞分化率 (\%)} = \frac{\text{分化細胞}}{\text{全細胞数}} \times 100$$

<結果と考察>

NGF無添加の場合、微小振動の有無によらず細胞の分化は観察されなかったが、NGFを添加することで分化細胞が観察された(図1)。NGF添加系における細胞分化に及ぼす微小振動の影響を検討するため、0、100、1k、10kHzの周波数の微小振動を1時間、24時間毎に2日間付加し、各周波数における細胞分化率を計測した。静置(0Hz)の場合に比して、いずれの周波数の微小振動付加の場合でも細胞分化率の上昇が示された。微小振動による細胞分化の促進と考えられる。この結果について詳細に検討するため、10kHz、1時間の微小振動を24時間毎に5日間付加し、各日の細胞分化率を計測した。NGF不添加系においては、分化細胞率は小さく、細胞の分化は示されなかった。一方の、NGF添加系の結果を図2に示す。NGF添加系においては、微小振動付加の初期(2、3日)での細胞分化率の有意な上昇が示された(P<0.05)。しかしながら、培養後期(3、4日)においては、細胞分化率に有意な差異は認められなかった。以上の結果から、微小振動刺激は、細胞の分化を誘導するのではなく、分化を促進さ

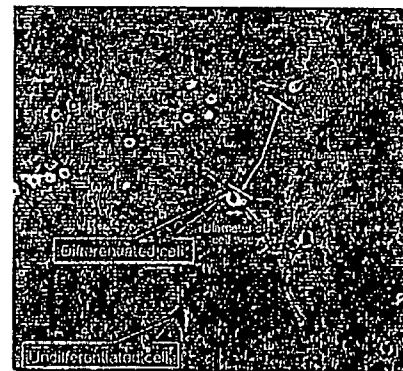


Fig1. PC12 Cells differentiated by NGF

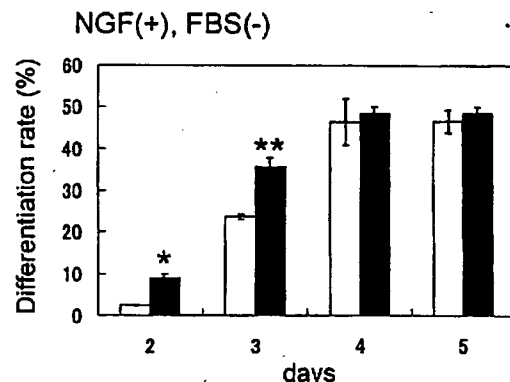


Fig2. Effect of Nano-vibration on cell differentiation (\* P<0.02, \*\*P<0.05)

# ナノ振動が細胞に与える影響

## Effect of nano-meter vibration on cells

○橋本健児、草間淳、加藤綾子\*、岸田晶夫\*\*、木村剛\*\*\*、木村孝之、増澤徹\*\*\*\*

茨城大学大学院 理工学研究科 機械工学専攻、\*医療機器センター、\*\*東京医科歯科大学 生体材料工学研究所、

\*\*\*茨城大学 工学部 システム工学科、\*\*\*\*茨城大学 工学部 機械工学科

Kenji Hashimoto, Jun Kusama, Graduate school of Sci. and Eng., Ibaraki University,

\*Ayako Kato, Japan Association for the Advancement of Medical Equipment,

\*\*Akio Kishida, Tuyoishi Kimura, Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University,

\*\*\*Takayuki Kimura, Dept. of System Engineering, Ibaraki University

\*\*\*\*Toru Masuzawa, Dept. of Mechanical Engineering, Ibaraki University

### 1. 緒言

本研究では、ナノ振動が細胞にどのような物理的影響を与えるのかを調べる事を目的としている。昨年度までの研究で、ナノ振動が細胞機能の活性化に影響を与える事が確認できている。一方、血管内皮細胞が血流の流れに伸展・配向するという報告やせん断応力に敏感なCa<sup>2+</sup>イオンチャネルが存在するという報告がある。そこで、より精確な振動負荷を実現するために、新たにフィードバック機能を有したナノ振動負荷装置を開発した。また、細胞に横振動を負荷した時の細胞周りの2次元定常流体解析を行い、細胞周りのせん断応力について検討した。

### 2. ナノ振動負荷装置の開発

Fig.1 にナノ振動負荷装置 (a 図) と駆動装置 (b 図) の概観図を示す。この装置では、シャーレを載せる土台の両側をピエゾ素子で挟み込む構造とした。1つのピエゾ素子を駆動用に、もう1つのピエゾ素子をセンサ用にした。

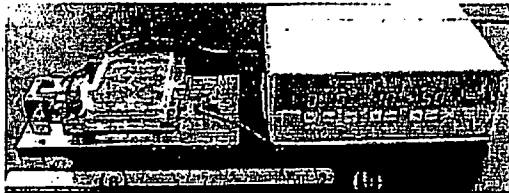


Fig.1 nano-meter vibration device(a) and drive unit(b)

Fig.2 にナノ振動負荷装置の振動特性を示す。この装置の振動周波数は100~9k [Hz]とした。設定振動振幅は10~990 [nm]である。500 [Hz]、600 [Hz]、2k [Hz]に共振点を確認した。

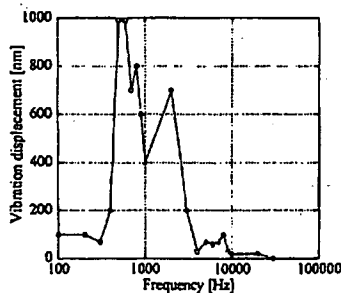


Fig.2 Frequency response

Fig.3 にフィードバックシステムのブロック線図を示す。フィードバック制御では、指令値 (任意の周波数・振動振幅で振動させる値) を駆動回路に入力し、駆動回路からのピエゾ駆動出力をナノ振動負荷装置へ入力し、ナノ振動負荷装置の振幅をピエゾセンサで読み取り、センサからの出力を駆動装置に入力して指令値と比較することで、任意の振動周波数で振動振幅を一定で振動させた。センサ用ピエゾ素子の周波数特性を駆動回路に組み込み、フィードバック制御を行い、任意の振動周波数において振動振幅を一定

で振動することを可能とした。

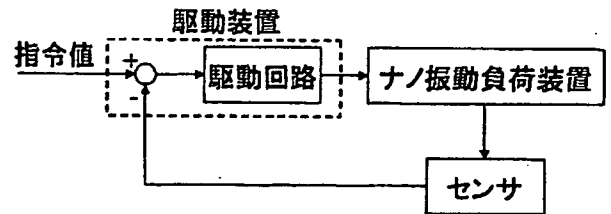


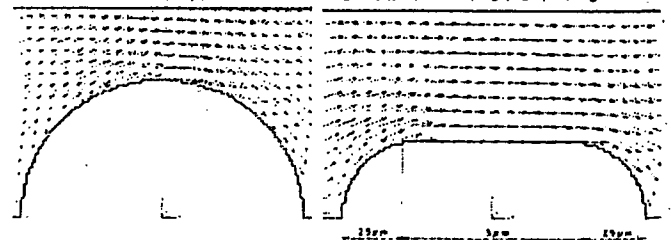
Fig.3 block diagram of feed-back system

### 3. せん断応力解析

Fig.4(a)に細胞が半円形状のモデルと Fig.4(b)に細胞の高さが半分の扁平形状のモデルを示す。有限体積法を用いた2次元定常せん断応力解析を行った。Fig.4(a)の細胞の大きさは半径5 [μm]とした。細胞を剛体、底面に接着、流体は水、流れは層流、温度は37 [°C]として解析を行った。流速は、振動周波数10 [Hz]、振動振幅400 [nm]とした時の振動の最大速度12.57 [μm]と設定した。

### 4. 結果と考察

Fig.4(a)に細胞が半円形状の解析結果を、Fig.4(b)に扁平形状の解析結果を示す。Fig.4(a)場合の境界層は14.5 [μm]であり、最大せん断応力は388 [mPa]であった。Fig.4(b)場合の境界層は9.5 [μm]であり、最大せん断応力は322 [mPa]であった。この結果を人体の各血管内に働くせん断応力と比較すると、直径2~6 [mm]の動脈と同程度のせん断応力が生じていることが確認できた。よって、細胞にナノ振動を負荷することで細胞に血管内と同程度のせん断応力がかかり、細胞に影響を与えている可能性が示唆された。



(a) Semicircular model

(b) Flat model

Fig.4 Analysis results

### 5. 結言

より精確な振動負荷を実現するために、新たにフィードバック機能を有したナノ振動負荷装置を開発した。また、細胞に横振動を負荷した時の細胞周りのせん断応力解析を行った。振動周波数10 [Hz]でも、細胞周りの最大せん断応力は人体の動脈と同程度であるという結果が得られた。振動により生じるせん断応力が細胞機能の活性化に何らかの影響を与えている可能性が示唆された。

### 6. 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。

# 振動エネルギー利用による生体接合技術の開発

## Tissue adhesion technology by using vibration energy

○濱口 崇志, 加藤 綾子\*, 岸田 晶夫\*\*, 木村 剛\*\*, 樋上 哲哉\*\*\*, 増澤 徹\*\*\*\*

茨城大学大学院 理工学研究科 機械工学専攻, \*医療機器センター, \*\*東京医科歯科大学 生体材料工学研究所,  
\*\*\*札幌医科大学 外科学第二講座, \*\*\*\*茨城大学 工学部 機械工学科

Takashi Hamaguchi, Graduate school of Sci. and Eng., Ibaraki University,

\*Ayako Kato, Japan Association for the Advancement of Medical Equipment,

\*\*Akio Kishida, Tuyoshi Kimura, Institute of Biomaterials and Bioengineering, Tokyo Medical and Dental University,

\*\*\*Tetuya Higami, Dept. of Second Surgery, Sapporo Medical University School of Medicine

\*\*\*\*Toru Masuzawa, Dept. of Mechanical Engineering, Ibaraki University,

1. 緒言 ステントグラフト内挿術では、ステントグラフトと動脈の不完全な接合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、本研究ではステントグラフトを動脈へ確実に接合する方法の開発を目標としている。本研究では、新しい接合方法として、振動エネルギーと蛋白質熱変性を利用した接合方法を提案する。基礎実験として、今回、生体同士を接合させ、その接合強さを計測したので報告する。

2. 方法 [装置概要] 対象物に振動と熱と荷重を与えたときに接合可能かどうかを調べるため、接合装置を製作した。その概略図を図 1 に示す。電気こて先端形状は 8 [mm]×8 [mm]×8 [mm]の立方体とした。本装置では、対象物の下からピエゾ素子を用いて振動を与え、電気こて取り付け部にリニアスライダ機構を採用することで対象物に一定荷重を負荷できる構造とした。本装置に電気こてを取り付け、直動運動させ、対象物に振動と熱と圧力を与える。与圧荷重を計測するため、荷重変換器をこて先の直動運動方向に取り付けた。NI 社製の DAQ デバイスを用いて LabVIEW ソフトウェアで荷重を計測した。

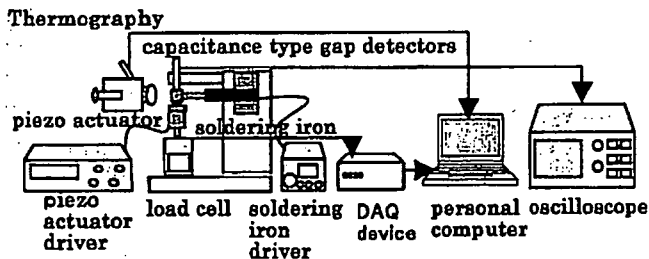


Fig. 1 adhesion system for blood vessel

血管の接合効果を評価するため、血管用引張試験機を製作した。その概略図を図 2 に示す。送り速度 2 [ $\mu$ m/s]のパルスモータとボールねじが一体化した直動アクチュエータを採用し、高精度な試験機を開発した。NI 社製の DAQ デバイスを用いて LabVIEW ソフトウェアで制御すると共に、同時に荷重を計測した。

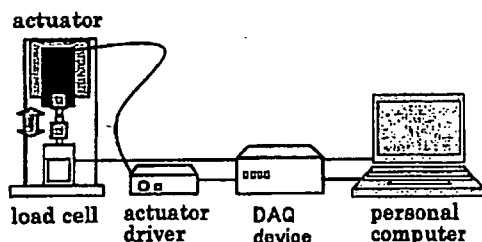


Fig. 2 Tensile test system for blood vessel

[ピエゾ素子と電気こてによる血管同士の接合] 血管用接合装置を用いて生体同士の接合を行った。このときピエゾ素子の振動周波数を設定し、電気こての温度と押し付け荷重を計測した。対象物には豚の大動脈を用い、軸方向に 50 [mm] にカットし、円周方向に 5 [mm] にカットすることで短冊形とした。実験条件は、振動周波数 6.93 [kHz]、12.07 [kHz]、14.50 [kHz]、電気こての設定温度 110 [°C]、押し付け時間 2 [min]、4 [min]とした。

[接合させた血管の接合強度評価] 接合させた生体において、接合強さを調べるため、血管用引張試験機を用いて、引張試験を行った。引張方向は短冊形の長辺方向とした。実験条件は、引張速度 4 [mm/min]とした。

3. 結果および考察 豚の血管同士の接合条件であるピエゾ素子の振動周波数、電気こての押し付け時間、押し付け荷重、最高温度及び接合血管引張試験により求めた接合強さを表 1 に示す。

Table 1 adhesion strength under each conditions

frequency [kHz]	time [min]	load [N]	max temperature [°C]	adhesion strength [MPa]
6.93	2	6.39	113.5	0
	4	6.17	116.7	0.207
12.07	2	6.06	111.8	1.333
	4	5.93	115	1.745
14.50	2	4.22	111.6	0.162
	4	4.16	115	0.944

表 1 より、振動周波数 6.93 [kHz] の押し付け時間 2 [min] の場合を除きすべての条件において接合できた。また、接合できた条件のうち、振動周波数 12.07 [kHz] の押し付け時間 4 [min] のときに一番強く接合し、そのときの接合強さは 1.745 [MPa]であった。血管の接合強度は、アルデヒド系医用接着剤を用いた場合、約 0.01 [MPa]と言われており、数 10 倍～ 100 倍以上の強度を得ることができた。本結果より、振動エネルギーと蛋白質熱変性を利用した新接合方法は、十分な接着強度で生体接合を可能とすることが判明した。今後、生体と金属の接合を検証することにより、ステントグラフトを動脈へ確実に接合させ、エンドリークを防止する治療支援装置の実現が可能になると考える。

[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。

O-02-2 機械的微小振動によるリバーストランスフェク  
P-421 ション効率促進

岸田 晶夫<sup>1</sup>, 田村 千都<sup>2</sup>, 栗田 公夫<sup>3</sup>,  
伊藤 由樹子<sup>1</sup>, 加藤 綾子<sup>3</sup>, 増澤 徹<sup>3</sup>, 木村 剛<sup>1</sup>

<sup>1</sup>東京医科歯科大学生体材料工学研究所, <sup>2</sup>日本大学理工学部物  
質応用化学科, <sup>3</sup>茨城大学工学部機械工学科

【緒言】再生医療分野においては、遺伝子・タンパク質導入による細胞の高次機能化技術の開発が進められている。我々は、ナノメートル領域の振幅を有する微小振動による細胞膜刺激に関する検討を行っており、振動による物質透過性の向上が期待できる。本研究では、細胞への遺伝子導入における微小振動の影響について検討した。

【実験】約 200nm の振幅振動を発生する微小振動装置を作製した。細胞は、COS7 細胞を用い、ルシフェラーゼ遺伝子を組み込むプラスミド DNA (pGL3) を用いた。数種の非ウイルス遺伝子導入剤とプラスミド DNA の複合体を形成させ、培養基材に固定化し、細胞を播種した。直後に微小振動装置にて種々の周波数で 1 時間加振し、48 時間培養後に遺伝子導入効率等を評価した。また、接着細胞上清への複合体の添加による遺伝子導入における微小振動刺激も検討した。

【結果と考察】細胞上清に DNA を添加した場合、微小振動の有無による差異は認められなかった。培養基材から遠方の細胞膜での運動性は緩和されたため、遺伝子発現効活性に差異は認められなかったと考えられる。一方、DNA を培養基材に固定した場合には、加振による約 10 倍の遺伝子導入効率の促進が示された。DNA が基材近傍であるため振動刺激による細胞膜の運動性は緩和されず、遺伝子の取り込みが促進されたと考えられる。本研究は、厚生労働省科学研究費の補助を受けて行われた。

## 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 $\mu$ 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。

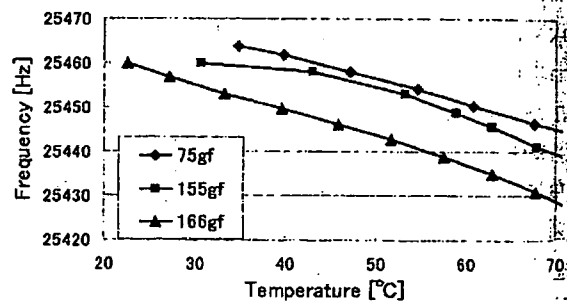


Fig.1 Relationship between temperature and frequency

## 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 $^{\circ}$ 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亢進した. 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振動で優位な亢進がみられた. 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.

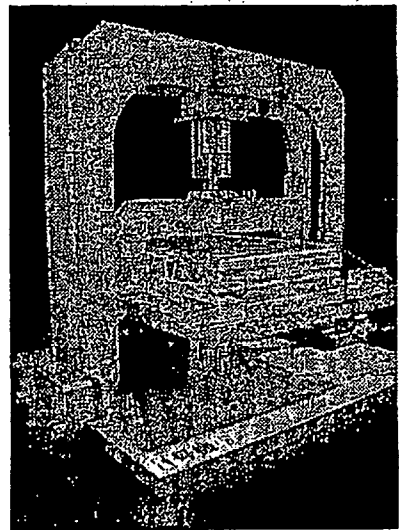
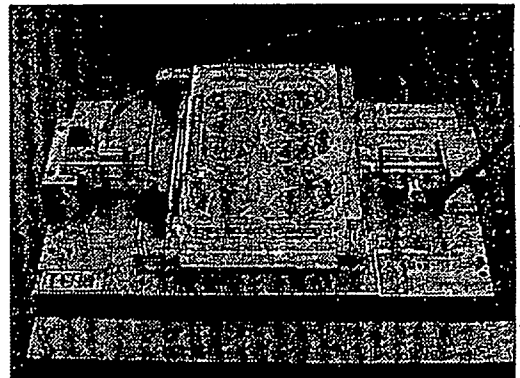


Fig.1 Horizontally stimulated vibrator (upper photo) and vertically stimulated vibrator (lower photo)



# 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  $\mu_0$  (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,  $A_g$  (m<sup>2</sup>) is the cross sectional area of the electromagnet 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,  $A_m$  (m<sup>2</sup>) 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

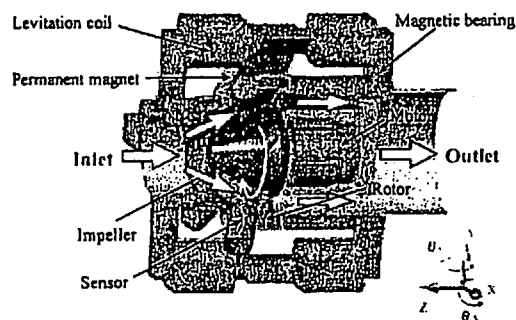


Fig. 1 Basic structure of the hybrid magnetic bearing

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 (mm<sup>2</sup>). 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 7<sup>th</sup> 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, pp631-638.
- [4] C. Chen, B Paden, "Optimal design of permanent magnet bearings with application to the HeartQuest<sup>TM</sup> ventricular assist device," Proc. of 8<sup>th</sup> 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

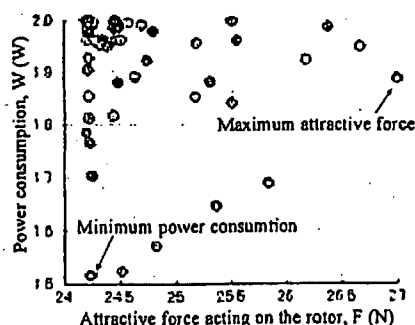


Fig.2 Results of the optimal design with the GA

## 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<sup>1)</sup>, 医療機器センター<sup>2)</sup>, 茨城大学工学部機械工学科<sup>3)</sup>, 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<sup>4)</sup>, 札幌医科大学医学部外科学第二講座<sup>5)</sup>

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

【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。

一般演題  
口演

## 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<sup>1</sup>, 加藤 綾子<sup>2</sup>, 鈴木 健一

茨城大学大学院<sup>1</sup> 茨城大学工学部機械工学科<sup>2</sup> 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。

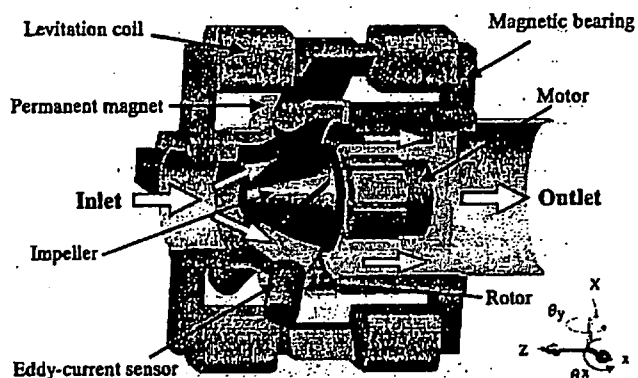


Fig.1 Diagonal-flow pump

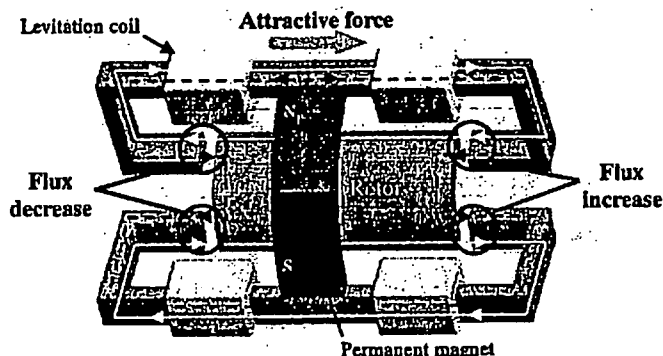


Fig.2 Levitation mechanism

#### 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