

いくことが必要である。またより屈曲誘導に適した微細内視鏡システムの開発も必要と考えられる。

現時点でも微細内視鏡は機械的には充分動作するが、実際の臨床使用に関しては微細内視鏡のみならず、周辺機器装置を含めたかなり広範な開発が必要と考えられる。例えば実際の治療実験において動物実験が必要であるが、動物の脳の容積は小さいために3次元腫瘍モデルを作製する必要がある。また、微細内視鏡治療は開頭を要するため、MRIやCT、フラットパネルX線透視装置などの画像装置を導入した手術室などが必要となる。

ところで難治癌の対策において、超早期癌の超早期発見は高い意義が期待されているが、癌が発見されてもその低侵襲かつ正確な治療は、現在標準的な外科手術や抗癌剤では難しい。これらに対する治療法として期待されるのが、今回の微細内視鏡による治療である。

そこで多岐にわたる要素技術をもって可能な微細内視鏡の開発を可能とするためには、他の研究などで開発された種々の要素技術を広く導入すると共に、必要に応じて新たな技術開発協力を求めるなど、相互協力をも含めた統合的な研究開発が必要であると考えられる。

E. 結論

磁気アンカーは臨床試験を継続してほぼ予定症例に達したが、その臨床的な意義は充分期待できると考えられる。今後磁気誘導医療の標準化のためにも、慎重に今後の方針を決定する必要があると考えられる。

微細内視鏡は現時点でまだ基本的な動作

実験段階であるが、今後の超早期癌に対する治療法としても応用可能であり、総合的な開発研究を行っていくべきと考えられる。

F. 研究発表

1. Kobayashi T, Kakizoe T, et al. A flexible endoscopic surgical system: first report on a conceptual design of the system validated by experiments. *Jpn J Clin Oncol*, 35(11): 667-671, 2005.
2. Nomori H, Kobayashi T, et al. ¹¹C-Acetate positron emission tomography imaging for lung adenocarcinoma 1 to 3 cm in size with ground-grass opacity images on computed tomography. *Ann Thorac Surg*, 80: 2020-2025, 2005.
3. Iinuma G, Kobayashi T, et al. Recent advances in radiology for the diagnosis of gastric carcinoma. The diversity of gastric carcinoma. *Pathogenesis, Diagnosis, and Therapy*. Springer: 221-232, 2005.
4. Iinuma G, Satake M, Kobayashi T, et al. Vascular virtual endoluminal visualization of invasive colorectal cancer on MDCT colonography. *Am J Roentgenol*, 184: 1194-1198, 2005.
5. 小林寿光, ほか. 肺腫瘍のCTガイド下気管支鏡検査. *からだの科学 増刊「高度先進医療」*: 13-16, 2005.
6. 菅原明彦, 小林寿光, ほか. CTガイド下極細径気管支鏡検査. *呼吸器科*, 8: 266-272, 2005.
7. 菅原明彦, 小林寿光. 磁気を応用した微細鉗子・内視鏡の開発. *日本臨牀*,

64 : 353-357, 2006.

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得（出願）

- 1) 内視鏡用把持装置. 特願 2005-254711, 2005年9月2日.
- 2) 医療用器具および医療用器具振動システム. 特願 2005-320383, 2005年11月4日.
- 3) 磁気誘導システム及び磁場変調装置. 特願 2005-367430, 2005年12月21日.
- 4) 把持装置. 特願 2005-369978, 2005年12月22日.
- 5) 磁界発生装置およびその制御方法. 特願 2005-370063, 2005年12月22日.
- 6) 磁気誘導装置. 特願 2006-010569, 2006年1月19日.
- 7) 把持装置. 特願 2006-035453, 2006年2月13日.

微細鉗子・カテーテルとその操作技術の開発に関する研究

分担研究者 石山和志 東北大学電気通信研究所助教授

研究要旨

我々は、微細な鉗子やカテーテルをワイヤレスで遠隔操作するために、磁気を利用した方法を提案し、その適用の可能性について検討している。平成17年度の研究においては、磁性薄膜を利用した動作の実現のための基礎的検討として、磁歪薄膜に着目し、最も基本的な動作形態である片持ち梁型のアクチュエータを試作し、その動作検討を通じて材料開発ならびに形状の最適性について検討を行った。その結果、基板厚さと薄膜厚さが同程度である場合に必要な、従来とは異なる考え方に基づいた新たな理論式を導出し、その妥当性を実験的に明らかにした。またそれを通じて最適なアクチュエータ構造ならびに必要な材料特性を明らかにした。本報告はこれらの成果についてまとめたものである。

A. 研究目的

片持ち梁型アクチュエータは長尺試料片側を固定し反対側の自由端を変位させるものであり、その駆動方式には圧電型、熱膨張型、磁歪型等が挙げられる。それぞれの駆動方式にはそれぞれの利点があり、それぞれの特徴を利用した検討が行われている。圧電型や熱膨張型は変位量が多いものの絶縁層などが必要性であり構造が複雑になり、生体内で動作させる際の問題点となる恐れがある。これらに対し磁歪型には非接触駆動が可能であることや、試料構造が簡単であるといった利点があり、生体内での動作に適していると考えられる。

これまでの磁歪型を用いた研究において、 10^{-4} 台の大きな磁歪を有し圧電型等と同程度の変位が見込まれる非晶質のTb-FeやSm-Feを用いた片持ち梁型アクチュエータに関する検討が行われている。しかしこのアクチュエータは結晶質の巨大磁歪材料を用いた場合に比べて小さな磁界で

動作するものの、80 kA/m程度の磁界印加が必要であった。また10 kA/m以下の磁界中ではヒステリシスが現れ、アクチュエータの変位量が磁界強度に対して一意に決まらないなど実用上の問題点もあった。

そこで本研究では磁界強度10 kA/m以下で駆動可能な片持ち梁型アクチュエータに関する検討を行った。ここでは磁歪材料として磁歪定数が 10^{-6} 台と小さいものの軟磁気特性の良好なFeSiBを用い、弱磁界中で変位量をより大きく得る事を目的とし異方性制御ならびに基板選択についての検討を行った。その際、変位量を求める理論式を導出し、実験結果と対比してアクチュエータとしての性能を評価した。

B. 研究方法

1 駆動原理と試料作成

磁歪材料は内部の磁化方向の変化に伴って微小に寸法変化する特性を持つ。ここで使用する

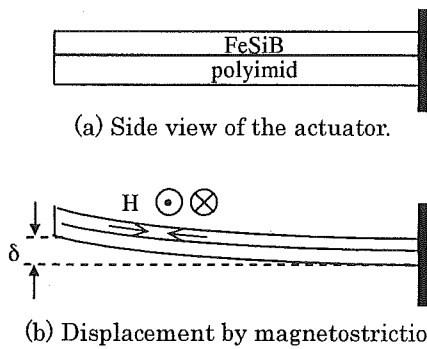


Fig. 1 Configuration and displacement of the magnetic actuator.

FeSiBは正磁歪材料であるため、印加磁界の方向に伸び、印加磁界に垂直方向に縮む。これに、印加磁界に対しFeSiBの伸縮特性とは異なる伸縮特性を持つ材料を貼付し、2層構造とすることにより磁歪駆動による片持ち梁型アクチュエータを作成した。Fig. 1(a)にアクチュエータの構成図を示す。

この試料を駆動させる際、印加磁界方向を試料長手方向とすると変位の増大と共に磁気トルクの影響を受け、変位が妨げられる。そこで本検討では印加磁界方向を試料幅方向とし、アクチュエータの先端の変位量を検討した。Fig. 1(b)に外部磁界の印加により変位するアクチュエータの外観図を示す。

2層構造から成るアクチュエータの薄膜部分の成膜にはRFスパッタ装置を用いた。ターゲット組成は $\text{Fe}_{72}\text{Si}_{14}\text{B}_{14}$ とし、Power 200 W, Arガス圧24 mTorr, スパッタ時間1時間で行った。この条件下で薄膜厚さは約 $0.7 \mu\text{m}$ となった。成膜された磁性膜を幅1 mm, 長さ5 mmになるように基板ごと切り出し、片持ち梁型構造を形成した。最後に異方性制御を目的として熱処理を行った。熱処理条件は温度 350°C , 磁界強度 240 kA/m とし、回転速度 60 rpm の回転磁界中熱処理を2時間、その後静磁界中熱処理を1時間とした。

作成した試料の磁気特性は、VSMを用いて測定した。アクチュエータの先端変位量の測定は、片側を固定した試料を磁界発生用コイル内に置き、試料幅方向に磁界を印加して変位させ試料先端の変位量をマイクロ스코プにより実測するこ

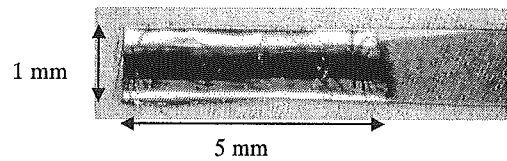


Fig. 2 Picture of the magnetic actuator.

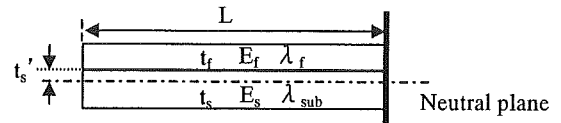


Fig. 3 Structure of the cantilevered magnetic actuator and neutral plane.

とで行った。

本実験では試料の異方性の方向、基板厚さ、基板材料を変化させ、それらの条件がアクチュエータの変位特性に及ぼす影響を検討した。なお、本研究で基板に用いたフィルム、フォイルは市販の製品である。Fig. 2に実際にポリイミドフィルムを用いて作成した試料の写真を示す。

2. 理論式の導出

駆動源に磁歪を用いた片持ち梁型アクチュエータの変位量を求める理論計算としてこれまで様々なものが示されている。これらは試料形状等に依存した個々の近似による理論式であるため、そのまま本研究に適用することはできない。ここでは我々が今回実験をしていく上で、検討の基準とするために導出した理論式をFig. 3のように寸法を定めて示す。

アクチュエータには試料全体が変位をしても、元の状態と長さを変化しない面が存在し、これを中立面と呼びFig. 3に記される一点鎖線部分になる。この面は理論式を導出する上で重要なパラメータとなり、試料内部で中立面に関して上下の力のつりあいが零という条件により求まる。一般に中立面の位置は、二層構造の貼付面からの長さで定義され、ここでは t_s' とした。ここで求めた t_s' を元に、組み合わせ梁において全長で曲げモーメントは一樣、試料長さに対して変位角が微小という二つの仮定条件を用いて片持ち梁アクチュエ

一夕の先端変位の理論式を導出した。

$$t_s' = \frac{E_s t_s^2 - E_f t_f^2}{2(E_s t_s - E_f t_f)}$$

$$\delta = \frac{3L^2 \{E_s \lambda_{sub} t_s (-t_s + 2t_s') + E_f \lambda_f t_f (t_f + 2t_s')\}}{4\{E_s t_s (t_s^2 - 3t_s t_s' + 3t_s'^2) + E_f t_f (t_f^2 + 3t_f t_s' + 3t_s'^2)\}}$$

この時計算に用いた主な記号は、 δ : 自由端先端の変位量, L : 試料長さ, w : 試料幅, t_f : 磁性薄膜の厚さ, E_f : 磁性薄膜のヤング率, λ_f : 磁性薄膜の磁歪値, t_s : 基板材料の厚さ, E_s : 基板材料のヤング率, λ_{sub} : 基板材料の磁歪値, t_s' : 薄膜と基板の貼り合わせ部分から中立軸までの厚さ, とした。導出された理論式により, アクチュエータの変位量を増加させるための適正な薄膜や基板の材料特性, 厚さ等が予測可能となる。本研究では薄膜材料, ならびにその厚さは変化させず, 基板厚さと基板材料の影響についての検討を行った。

(倫理面への配慮)

現在の研究は基礎研究の段階にとどまっており, 人体あるいは動物を利用した実験の予定はないため, 倫理面への特段の配慮は行っていない。また, 実験の今後の発展を考えても, 我々が医学的実験を行う予定はなく, 倫理面の配慮が必要な実験を行う予定はない。

C. 研究結果

磁歪により大きな変位を得るためには, 磁気モーメントの回転が必要である。前述のように本実験では試料幅方向に磁界を印加することから, その際に磁気モーメントの回転量を多くするためには長手方向に容易軸を誘導すべきであると考えられる。この考えを元に本検討では容易軸方向を試料長手方向, 試料幅方向それぞれにつけた試料を作成し, 異方性の方向と変位特性の関連について検討を行った。基板には厚さ $30 \mu\text{m}$ のポリイミドフィルムを用い, 異方性の方向は磁界中熱処理により誘導した。Fig. 4に異方性方向を90度変

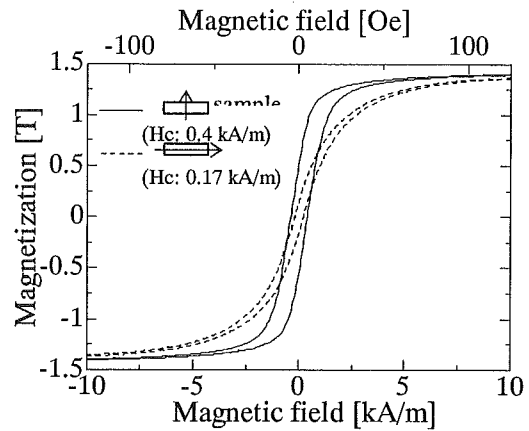


Fig. 4 Magnetic property in the width direction of the cantilevered magnetic actuators.

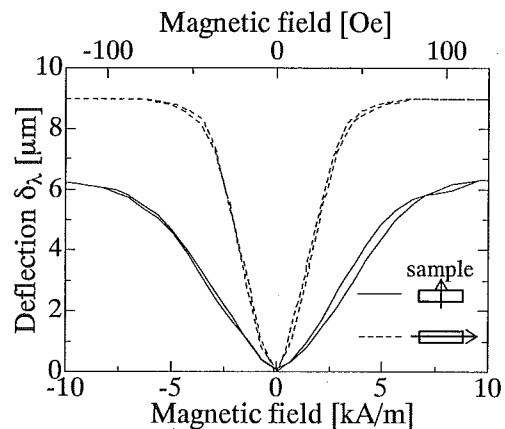


Fig. 5 Relation between the magnetic field and the displacement, δ_x , caused by magnetostriction.

化させたそれぞれの試料幅方向の磁気特性を示す。またこれらの試料の磁界と変位の関係をFig. 5に示す。これらの結果から磁歪材料FeSiBを用いた片持ち梁型アクチュエータが 10 kA/m 以下の小さな磁界で十分に駆動できること, ヒステリシスの小さい変位特性が実現できたことがわかる。また, 試料長手方向に容易軸方向を制御することにより磁界に対する応答性が良好となり, 変位量も容易軸方向が試料幅方向の場合には $6 \mu\text{m}$ であるのに対し, 試料長手方向の場合には $9 \mu\text{m}$ まで増加することが明らかとなった。

変位量を増加させる方法の一つとして, 変位力となる磁歪材料の量を増やすことが考えられる。しかし磁歪材料を厚くすることは同時に変位を妨げる機械的負荷を増加させることにもなる。そ

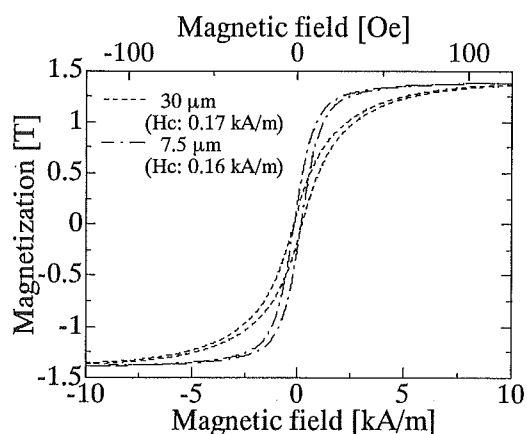


Fig. 6 Magnetic property in the width direction of the cantilevered magnetic actuators.

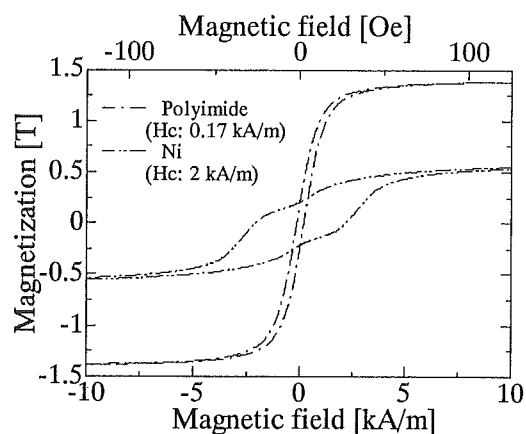


Fig. 8 Magnetic property in the width direction of the cantilevered magnetic actuators.

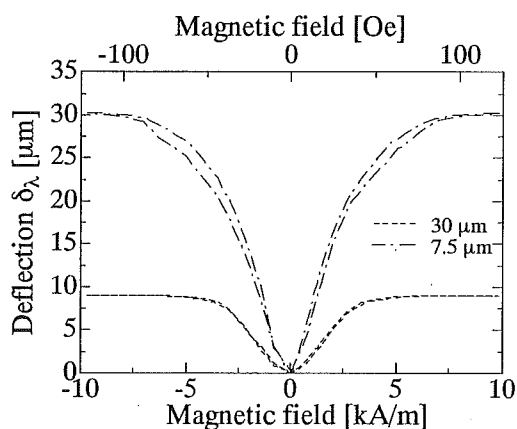


Fig. 7 Relation between the magnetic field and the displacement, δ_λ , caused by magnetostriction.

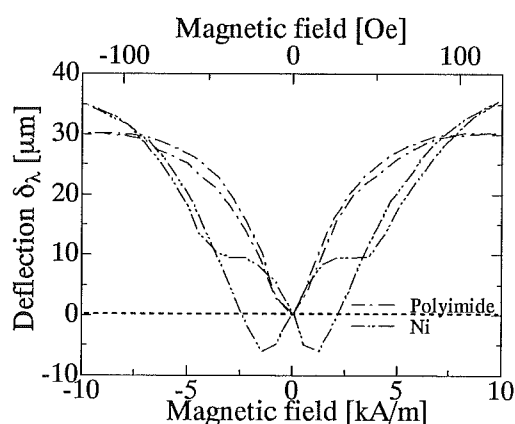


Fig. 9 Relation between the magnetic field and displacement, δ_λ , caused by magnetostriction.

のため試料作成の際には、発生力、試料強度等を考慮し基板と薄膜の厚さの関係を適切にすることが大切となる。これは先に述べた理論式からも理解される。ここでは磁歪薄膜の厚さを $0.7 \mu\text{m}$ と一定条件とし、適切な基板厚さについての検討を行った。基板には厚さ $30 \mu\text{m}$ ならびに $7.5 \mu\text{m}$ のポリイミドフィルムを用いた。なお異方性制御については前述の実験結果を踏まえ共に試料長手方向が容易軸方向となるよう制御した。Fig. 6に基板厚さを変化させたそれぞれの試料幅方向の磁気特性を示す。試料は試料長手方向に異方性を制御するよう同条件の下で作成したが、その磁気特性には差が表れた。これは基板厚さを変化させることによって、試料作成後の薄膜と基板の間に残る残留応力に違いが生じたことに起因すると考

えられる。

この様な磁気特性を持つ試料の磁界と変位の関係をFig. 7に示す。同図より 10 kA/m の磁界印加において、ポリイミドフィルムの厚さが $30 \mu\text{m}$ の場合変位量が $9 \mu\text{m}$ であったのに対し、厚さが $7.5 \mu\text{m}$ の場合では $30 \mu\text{m}$ もの変位量となった。これより薄膜厚さ $0.7 \mu\text{m}$ に対して、基板としてポリイミドフィルムを用いた場合、基板厚さ $30 \mu\text{m}$ よりも $7.5 \mu\text{m}$ と薄くした方が適切であることがわかる。両者の磁気特性はFig. 6に示されるように差はあるが、ここでは磁界強度 10 kA/m 印加時の変位特性であることから、両者の基板厚さの影響が表れたものと考えられる。

基板材料選択についての検討結果について示す。ここでは非磁性のポリイミドフィルムに代えて、負磁歪材料であるNiを用いて検討を行った。正磁

歪材料である $\text{Fe}_{72}\text{Si}_{14}\text{B}_{14}$ を成膜する基板として負磁歪材料であるNiフォイルを用いることで、片持ち梁をバイモルフ構造にできる。このためポリイミド基板を用いたユニモルフ構造に比べて大きな変位が期待される。ここでは基板として厚さ $7.5\ \mu\text{m}$ のポリイミドフィルム、厚さ $5\ \mu\text{m}$ のNiフォイルの2種類を用いた。なお異方性制御についてはこれまでと同様に試料長手方向が容易軸方向となるよう制御した。

Fig. 8にポリイミドフィルム、Niフォイルを基板としたそれぞれの試料幅方向の磁気特性を示す。さらにFig. 9にこれらの試料の磁界と変位の関係をそれぞれ示す。Fig. 9に示されるように基板にNiフォイルを使用した場合、変位する過程において弱磁界中でヒステリシスが生じた。このヒステリシスの原因は、Fig. 8に示される磁気特性から明確なようにNiフォイルが $2\ \text{kA/m}$ の保磁力を持つためであると考えられる。しかしこの影響は実験を行った磁界強度 $10\ \text{kA/m}$ に対して小さな磁界範囲内であり、最大印加磁界におけるアクチュエータの変位量には影響しないと考えられる。変位量は基板にポリイミドフィルムを使用した場合に $30\ \mu\text{m}$ であったのに対し、Niフォイルを使用した場合では $40\ \mu\text{m}$ もの変位量が得られた。

以上検討に用いた試料における実験値と、先述した理論式より求められる理論値を比較する。ここで理論式を用いる際には、次の二点を考慮した。第一に磁界印加方向と磁歪観測方向が直交していることから、理論値を算出する際の磁歪の値を磁歪定数 λ の $-1/2$ とした。第二にこの磁歪材料の磁気特性より求めた磁界強度 $10\ \text{kA/m}$ での磁化量 M の飽和磁化量 M_s に対する比 M/M_s を先ほど求めた $-1/2$ に乗じた値を磁歪量として計算式に代入した。その他の械定数等は次の値を用いた。L: $5\ \text{mm}$, w: $1\ \text{mm}$, t_f : $0.7\ \mu\text{m}$, E_f : $210\ \text{GPa}$, λ_f : -15×10^{-6} (磁歪定数: 35×10^{-6} , $M/M_s=0.86$), 基板にポリイミドフィルムを用いた場合には E_s : $3.5\ \text{GPa}$, 基板にNiフォイルを用いた場合には E_s : $210\ \text{GPa}$, λ_{sub} : 14×10^{-6} (磁歪定数: -33×10^{-6} , $M/M_s=0.85$)

Table 1 Calculated and experimental values for the displacement of the cantilevered magnetic actuator.

Magnetic thin film (f)	FeSiB	FeSiB	FeSiB
Substrate (s)	Polyimide	Polyimide	Ni
Thickness of (f) t_f (μm)	0.7	0.7	0.7
Thickness of (s) t_s (μm)	30	7.5	5
Calculated value (μm)	8	34	41
Experimental value (μm)	9	30	40

計算結果と実感結果をまとめたものがTable 1である。この表よりアクチュエータの変位量は、理論式とほぼ同程度の実験結果が得られた事がわかる。この結果前述した理論式の妥当性が示され、今後変位量の増加に向けて検討をしていく際の基準として用い、基板等の最適化を行っていく。

D. 結論

微小な医療機器を実現し、ワイヤレスで駆動する方式として、磁気を利用する方法は多くの方式の中でも特に有望であると考えられる。特に磁歪を用いることで従来のアクチュエータでは実現不可能な動作をさせることも可能であると考えられる。しかしながら、その動作を最適化し、大きな力と変位を実現するためにはさらなる検討が必要である。

E. 研究発表

学術論文

- 山崎彩、仙道雅彦、石山和志、師岡ケイ子、荒井賢一、「平面型構造の磁気マイクロマシンの試作」、日本応用磁気学会誌、vol.29, pp.157-160, (2005).
- 久富伸一、山崎彩、仙道雅彦、石山和志、荒井賢一、「スパイラル型磁気マイクロマシンを用いたマイクロポンプ」、日本応用磁気学会誌、vol.29, pp.161-164, (2005).
- 菊地健司、山崎彩、仙道雅彦、石山和志、荒

- 井賢一、「ワイヤを牽引する磁気マイクロマシンの試作」、日本応用磁気学会誌、vol.29, pp.176-179, (2005).
4. Kenji Kikuchi, Aya Yamazaki, Masahiko Sendoh, Kazushi Ishiyama, Ken Ichi Arai, "Fabrication of a Spiral Type Magnetic Micromachine for Trailing a Wire," IEEE Trans. Magnetism, vol.41, No.10, pp.4012-4014, (2005).
 5. Aya Yamazaki, Masahiko Sendoh, Kazushi Ishiyama, Ken Ichi Arai, "Wireless Magnetic Micromachine of Planar Structure With Magnetic Thin Film, " IEEE Trans. Magnetism, vol.41, No.10, pp.4021-4023, (2005).
 6. 横田周子、山崎彩、仙道雅彦、我妻成人、師岡ケイ子、石山和志、荒井賢一、「磁性薄膜を用いた片持ち梁型磁気アクチュエータに関する検討」、日本応用磁気学会誌、vol.30, pp.302-305, (2006).

F. 知的所有権の取得状況

なし

研究要旨

分担研究としてこれまで、気管支や消化器などの管腔を介して病変部の診断・治療を行う際に使用され、体外からの磁気誘導装置によって牽引される微細把持鉗子の開発並びに細径カテーテルに挿入可能な微細内視鏡の開発を進めてきた。研究開始から4年目の本年度では、まず、微細把持鉗子の開発に関して、昨年度から開始した磁気誘導微細把持鉗子（以下、磁気アンカーとする）の臨床試験を継続して行い、従来では内視鏡的粘膜下層剥離術（以下、ESDとする）が困難とされた大湾側の病変が切除可能になるなどの有用性が確認された。また、アンカーの自重で切除部分の粘膜がめくれ上がることに對して、アンカー部分の小型軽量化を行うとともに、胃内の対壁との距離をより大きくとるために、磁気アンカー全長の短縮化の改良を行い、臨床試験に使用してその有用性を確認した。

次に、微細内視鏡の開発に関しては、前年度から開始した磁気誘導可能で外径0.5mmの微細内視鏡の開発を継続して行い、画素数3000本を有する画像伝達用光ファイバー束を中心に位置させて、その外周に合成樹脂を用いて押出成形より形成した外皮を被覆させて、外径0.5mmの基礎検討用内視鏡挿入部を試作した。

さらに、前記挿入部の先端に對物レンズを設け、手元側には撮像装置との接続部を設けた画像確認用の微細内視鏡を試作して、モニターを通して内視鏡画像が見られることを確認した。

A. 研究目的

研究4年目の本年度では、磁気アンカーに関しては、国立がんセンターにおいて前年度から開始したESDに用いた臨床試験を目標症例まで継続して行い、磁気アンカーの有用性、安全性を確認する。また、臨床試験で明確になった改良点などの検討を行い、製品化に向けた検討を進める。

次に微細内視鏡に関しては、脳腫瘍等の治療への応用を目指して前年度から開始した磁気誘導可能で外径0.5mmに細径化した微細内視鏡の開発を継続して行う。

本年度では、これまでの外径0.8mm内視鏡から外径0.5mmの内視鏡とさらに細径化するにあたり、挿入部の外皮の作製方法の検討と、

内視鏡画像の確認等を行い、内視鏡機能の基礎検討を進める。

B. 研究方法

1. 磁気アンカーの開発

昨年度から、国立がんセンター中央病院にて開始した臨床試験について25例を目標に継続して行う。

前記臨床試験では適用部位、磁気アンカーの牽引状態、アンカーの回収等を確認し、さらに担当医師の意見を聞くことにより有用性、安全性を確認するとともに、臨床試験を通じて明確になった改良点の検討も行う。

（倫理面の配慮）

磁気アンカーの臨床試験適用症例は、前記施設の担当医師により、磁気アンカーが有効と判断された症例を抽出し、患者の同意を得られた症例のみに適用する。

2. 外径 0.5mm 微細内視鏡の開発

本年度は、外径 0.5mm の微細内視鏡挿入部の作製方法の検討を中心に進める。

内視鏡構造としては、外径 0.8mm の微細内視鏡と同様に、中心部に外径 0.25mm で 3000 本を有する画像伝達用光ファイバー束を配置させ、その外周に照明用光ファイバーを埋め込んだ外皮を被覆した構造とするが、これまでの外径 0.8mm に対して、さらに 0.3mm 細径化するため、本年度では、まず、挿入部の基礎検討として、合成樹脂の押出成形により、外径 0.5mm の外皮の作製方法を検討する。

上記の検討後、中心部に画像伝達用光ファイバー束を設けた挿入部を作製し、その先端に対物レンズ、手元側に外部撮影装置との接続部分を設けた画像確認用の内視鏡を試作して、モニターを用いた画像確認を行い、内視鏡としての基礎検討を行う。

C. 研究結果

1. 磁気アンカーの開発

1-1. 臨床試験結果

2005 年 4 月から 2006 年 3 月 15 日現在までの臨床試験の症例数は 14 例（累計 21 例）、使用した磁気アンカーは、18 個（累計 29 個）であった。

1 症例に 1 個用いられることが大半であるが、最高 3 個用いられることもあった。

病変部の部位的には、胃体上部大湾といった切除粘膜が自重で切除部位に覆いかぶさるような位置で、磁気アンカーの牽引による切除時間の短縮等、その有用性が高かった。

一方、実際の ESD では、内視鏡を反転させ

て、粘膜下層の剥離を行う場合が多く、部分的にアンカーの牽引方向に内視鏡の挿入管がある場合、外部磁界発生装置によって牽引されたアンカーが内視鏡挿入管に張り付いてしまう傾向も見られた。

また、一度張り付くと挿入管と一緒にアンカーが動いてしまい、所望の方向に牽引しにくいケースも見られた。

このほか、症例中にアンカーの把持部が粘膜から外れたケースが 2 例、切除粘膜と一緒に回収中に連結糸が切れ、アンカーが胃内に残ってしまったケースが 1 例あった。

前者は把持鉗子を用いて、後者は回収ネットを用いて回収することが可能であった。

さらに、これまでの 5.8g アンカーを用いた場合に、アンカーの自重で切除粘膜の筋層までめくれ上がることや、アンカーが胃内の対壁に当たって牽引しづらくなる傾向もあった。

そこで、次のような改良検討を行った。

1-2. 磁気アンカーの改良

① アンカーの小型化

従来の 5.8g アンカーに対して、質量を半分程度にした 3g のアンカーを試作した。

試作アンカーを図 1 示す。

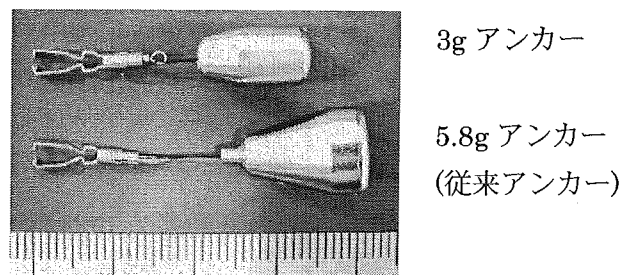


図 1 5.8g アンカーと 3g アンカーの比較

机上実験で両者の牽引力を比較したところ、3g アンカーは 5.8g アンカーのほぼ半分程度であった。

また、磁界発生装置に対して、アンカーを持

ち上げるようにして近づけていき、アンカーが磁気によって牽引される距離を測定したところ、質量に関係なく、ほぼ同じ距離で牽引されることが分かった。

これは、質量が半分になることで、牽引力も小さくなるが、自重も軽くなることから、このような結果になったと考えられる。

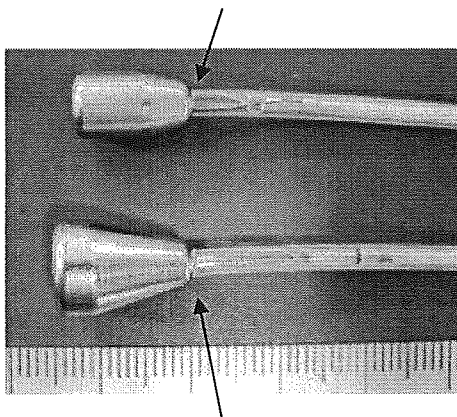
②磁気アンカーの全長の短縮化

図1に示すように、5.8gアンカーでは、先端部に凸部を設けて、磁気アンカー操作用鉗子のチューブ先端に嵌合させて挿入時の安定化を図っているが、3gアンカーでは、アンカーに凹部を設けて、チューブ先端の外周を勘合させるようにした。

それぞれのアンカーを操作用鉗子のチューブ先端に取り付けた状態を図2に示す。

これにより、アンカーの小型化と合わせて全長を7mm短縮させることが可能となった。

アンカー内にチューブが嵌合



アンカーの凸部にチューブが嵌合

図2 アンカー取り付け状態

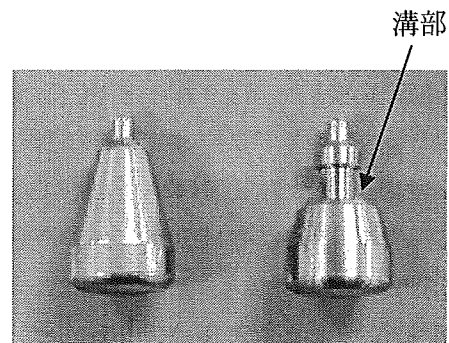
上記検討結果を基に、担当医師の同意を得て3gアンカーを臨床試験に使用した。

これまで、5例使用しているが牽引力は十分であり、自重による粘膜の過度なめくれ上がりも軽減されて良好な成績が得られている。

③アンカーの把持検討

前述の臨床試験結果から、アンカーが内視鏡の挿入管に磁氣的に張り付いてしまうことや、アンカーが牽引される場合に細径側が先に牽引される傾向があるため、把持鉗子を用いて、アンカーを把持しながら所望の方向に向ける方法を検討した。

そのひとつの案として、把持鉗子で把持し易くなるように、図3に示すように、中央部に溝を設けたアンカーを試作して、机上検討を行った。



従来アンカー 検討アンカー

図3 対策検討アンカー

上記アンカーを磁界発生装置で牽引した状態で、把持鉗子で把持しようとしたところ、図4に示すように、把持鉗子の先端にアンカーが張り付いてしまい、溝部を把持することができなかった。

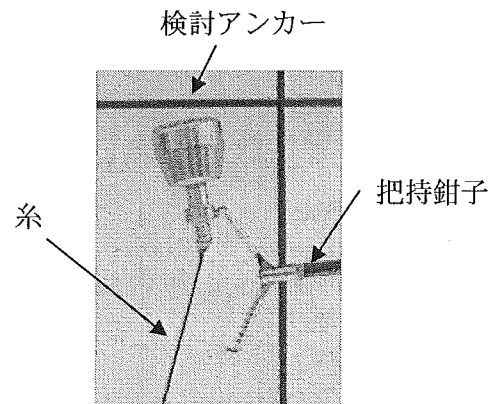


図4 把持鉗子先端張り付き状態

2. 微細内視鏡の開発

2-1. 外径 0.5mm 外皮の成形検討

外径 0.5mm 外皮の基礎検討として、高密度ポリエチレンを用いて押出成形を行い、図 5 に示すような外径 0.5mm の外皮を作製することが可能であった。

なお、図 5 では、外径 0.25mm の画像伝達用光ファイバーに上記外皮を被覆した状態を示す。

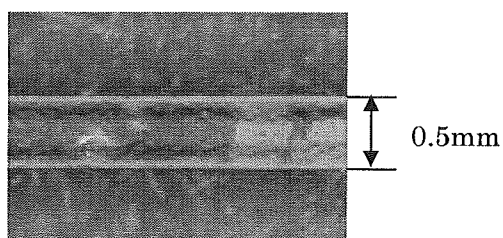
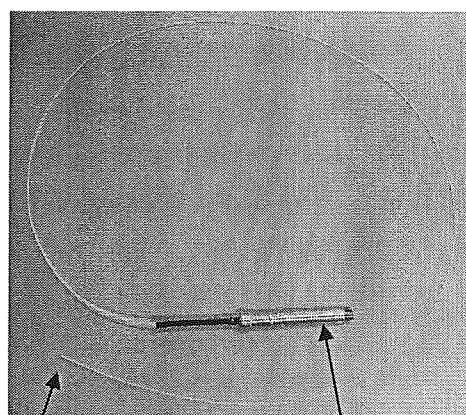


図 5 外径 0.5mm 外皮試作品

2-2. 画像確認用内視鏡の試作

上記試作挿入部の先端に対物レンズ、手元側に画像撮影用装置に接続するための接続部を設けた画像確認用試作内視鏡を図 6 に示す。



先端部：
対物レンズ内蔵

専用撮像装置
接続部

図 6 画像確認用試作内視鏡全体

この試作機を専用の画像撮影装置に接続して、外部光源を用いて対象物を照明することで、内視鏡画像が得られることを確認した。

D. 考察

1. 磁気アンカー

これまで実施した臨床試験結果から、従来 ESD では切除不可能とされた部位でも、ESD が可能となることが確認でき、ESD の適用範囲が広がると考えられる。

しかも、開腹手術を伴わないため、患者負担の軽減、QOL の向上に貢献できるものとして期待できる。

また、アンカー単独でも自重による牽引が可能であり、病変部位によっては、アンカー単独の使用も十分考えられる。

さらに、本年度では、アンカーの小型化、全長の短縮化を進めたことで、製品化に向けた仕様が固まりつつあると考えられる。

一方、アンカーの牽引方向に、内視鏡の挿入管がある場合は、磁界発生装置に電流を流すと、挿入管にアンカーが磁氣的に張り付いてしまう現象が発生している。これは、挿入管内部に使用している鉄系金属も磁界発生装置によって磁化されてしまうことが原因と考えられ、現在市場にある内視鏡を使用する場合には避けられない現象である。

但し、部分的にアンカーの自重で粘膜を牽引することも可能であり、今後は、対象部位によって、磁気によるコントロールの可否の判断が必要になると思われる。

また、アンカー牽引中にアンカーを把持して所望の方向に向けることで、さらに ESD が行い易くなると考えられるが、そのためには、鉄系の把持鉗子ではなく、合成樹脂や非鉄系の把持鉗子の開発が必要である。

2. 微細内視鏡

2-1. 外径 0.5mm 微細内視鏡

画像伝達用光ファイバー束を中心部に設け、外径 0.5mm の微細内視鏡用としての外皮を合成樹脂の押出成形で作製可能であり、内視鏡画

像の確認もできたことから、今後は内視鏡に不可欠な照明用光ファイバーの埋め込みの検討を行う必要がある。

実際に光ファイバーを外皮に埋め込むためには、光ファイバーの配置等の検討のほか、光ファイバーの影響により成形条件が変わることも考えられるため、今回試作した成形条件をもとに、検討を進めていきたい。

E. 結論

1. 磁気アンカーの開発

昨年度から開始した磁気アンカーの臨床試験を国立がんセンター中央病院にて、継続して行った。

これまでの臨床試験の結果として、ESD が困難な部位や開腹手術の適用部位でも磁気アンカーの牽引により ESD が可能となり、その適用拡大が示唆された。

また、アンカーの小型化や全長の短縮化等の改良を行ったことで、切除粘膜の過度のめくれ上がり等の問題が減少し、その有用性が向上した。

今後も対策アンカーを使用して、目標症例数まで臨床試験を行い、製品化に向けた検討を進めて行く予定である。

2. 微細内視鏡

外径 0.25mm の画像伝達用光ファイバー束の外周に、合成樹脂からなる外径 0.5mm の外皮を被覆させて、外径 0.5mm 微細内視鏡の基礎検討用挿入部を作製することができた。さらに、先端に対物レンズ、手元側に画像撮影装置との接続部を設けることによって内視鏡画像を得ることができた。

今後は、外皮に照明用光ファイバーを埋め込む方法を検討し、照明光の伝達と機械的強度を補強することによって、内視鏡機能の向上を進めていく。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

なし

H. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

出願中の特許：7 件

出願番号 2005-254711 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2005-320383 (国立がんセンター及び(株)玉川製作所との共同出願)

出願番号 2005-367430 (国立がんセンター及び(株)玉川製作所との共同出願)

出願番号 2005-369978 (国立がんセンターとの共同出願)

出願番号 2005-370063 (国立がんセンター及び(株)玉川製作所との共同出願)

出願番号 2006-010569 (国立がんセンター及び(株)玉川製作所との共同出願)

出願番号 2006-035453 (国立がんセンターとの共同出願)

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

以上

厚生労働科学研究費補助金（萌芽的先端医療技術推進研究事業）

分担研究報告書

微細鉗子・カテーテルとその操作技術の開発に関する研究

分担研究者 玉川克紀 株式会社 玉川製作所

研究要旨

胃の内視鏡的粘膜下層剥離術を補助するため、微細鉗子に連結された磁性体を誘導する磁界発生装置について、臨床試験の過程を通して、より実用的な装置の検討を行っている。

軽量で高磁界が発生できる磁界発生装置として、重量 135kg、装置表面から 10cm 離れたところで約 0.5T の磁界が発生できる磁気誘導用超電導マグネットを試作した。また、微細内視鏡を用いた脳腫瘍治療の模擬試験に用いるために、超電導マグネットを脳モデルの周囲に回転させることができるとともに、超電導マグネットと脳モデルとの距離を調節できる架台を製作した。試作した超電導マグネットを用いて、微細内視鏡の屈曲角度の測定を行った。

より安全でスムーズな誘導を行うために、被誘導素子と体腔表面との摩擦力を低減することは重要であると考えられるが、被誘導素子に交流磁界を用いて直接的に振動を加える方法の最適化を行うための基礎的で定量的なデータを入手するために、種々の条件下における被誘導素子の交流磁界印加に応答した振動の振幅測定を、容量法を用いることで試みた。

A. 研究目的

体腔を介した医療手技は、多くの患者にとって、肉体的・精神的・経済的負担の軽い低侵襲な医療手技であるが、器具の限界と手技の難度により、適応が限られ、普及が制限されている。

磁気にはワイヤレスで動力を伝達することができるなどの他の方法では置き換えがたい優れた特長があるために、微細鉗子やカテーテルの一部に磁性体を使用し、外部から磁気を作用させて、医療手技を補助することは、これまでの難点を解決し、体腔を介した医療手技を普及させることに有効であると考えられる。

このような医療器具を誘導するための磁界発生装置は、比較的広い範囲に大きな磁界を発生できるとともに、その磁界の大きさや方向を比較的短い時間で変化させる必要がある。また、医療の現場への導入と普及を容易にするためには、装置重量を低減

させる、使用電力量を低減させる、磁気を作用させたい範囲外での漏れ磁界を低減する、医療手技の妨げとならない装置レイアウトなどの、大きな磁界を自由に制御することは相反する仕様が要求される。このことは、空間的にも時間的にも、基本的にはできるだけ均一で一定の磁界を発生させ続けることが要求される、既に医療の現場に広く普及している MRI とは、大きく異なる点である。

本分担研究者は、この相反する条件の最適化を行い、医療の現場に導入できる磁気誘導装置の開発を行うことを目的としている。

本年度は、そのために次のような3点について主に研究を行ったので、その結果を報告する。

(1) 胃の内視鏡的粘膜下層剥離術を補助するため、微細鉗子に連結された磁性体を誘導する磁界発生装置（以降磁気アンカ

一誘導装置とする)については、既に、臨床試験先である国立がんセンター内の倫理審査委員会の承認を得て、臨床試験が行われているが、より有用性と安全性が高く、広く普及が期待できる装置の検討を行う。

(2) 軽量で大きな磁界が発生できる磁気誘導用超電導マグネットの開発と脳腫瘍治療の模擬試験用架台を試作する。試作した超電導マグネットを使用して微細内視鏡の屈曲角度を調べる。

(3) より安全でスムーズな誘導とともに必要な誘導磁界の低減が期待できる、交流磁界を用いた被磁気誘導素子の直接的な加振の特性を明らかにするために、容量法を用いて、被誘導素子の交流磁界に応答した振動の振幅の測定を行う。

B. 研究方法

(1) 磁気アンカー誘導装置の開発

臨床試験先である国立がんセンター内の倫理審査委員会の承認を得て行われている、磁気誘導微細把持鉗子(磁気アンカー)を用いた胃の内視鏡的粘膜下層剥離術の臨床試験に、国立がんセンター側の研究者とともに機器装置の運用を行い、装置の有用性・安全性を検証するとともに、より有用性と安全性が高く、広く普及が期待できる装置の検討を行う。

(2) 磁気誘導用超電導マグネットの開発

医療側共同研究者と協議の上作成した脳腫瘍治療に用いる微細内視鏡を誘導するための超電導マグネットに必要な仕様は、できるだけ小形軽量であることと、装置表面から約 10cm 離れたところで約 0.5T の磁界が発生できることである。

仕様に基づき、超電導マグネットの設計を行い、試作した。

超電導コイルに使用している線材は NbTi 線であるが、コイルを超電導状態に保つためにはコイルを 4K 程度まで冷却する必要がある。

真空容器内部の主要な部分に温度センサを設置し、各所が所要の低温になるまで冷却可能になるように、特に高温超電導体電流導入端子の電極部分についての固定方法などについて、試作を繰り返して開発を進

めた。

真空容器内部の詳細な構造などについては省略するが、開発した小型超電導マグネットの特徴をわかりやすく説明するために、磁気誘導微細把持鉗子(磁気アンカー)を用いた胃の内視鏡的粘膜下層剥離術の臨床試験で使用している常伝導電磁石との比較を研究結果の項目に記載した。

また、微細内視鏡を用いた脳腫瘍治療の模擬試験に用いるために、超電導マグネットを脳モデルの周囲に回転させることができるとともに、脳モデルとの距離を調節できる架台を製作した。

また、試作した超電導マグネットを用いて微細内視鏡の屈曲角度の測定を行った。装置表面から主に 10cm 離れたところに装置表面と平行で水平に微細内視鏡を設置する。このとき、微細内視鏡の先端は、ソレノイドコイルの中心軸上にあり、微細内視鏡の先端から 2 cm のところで動かないようにテープで固定されている。微細内視鏡の先端部分の屈曲角度を、上方から撮影した写真を解析することにより測定し、通電電流(発生磁界)との関係を調べる。

微細内視鏡は被誘導素子の開発を行っている共同研究者から供給されたもので、基本的な外径は $\phi 0.5\text{mm}$ で、先端に $\phi 0.9\text{mm}$ 長さ約 3mm のステンレスパイプが装着されている。また、微細内視鏡に着脱が可能な保護用の外径 $\phi 0.8\text{mm}$ 、内径 $\phi 0.5\text{mm}$ の PTFE チューブが準備されている。

微細内視鏡の先端に装着する磁性体としては、より大きな屈曲力が期待できるものの微細な形状のもの入手が困難なことと、構成金属と生体との関係が明らかでないなどの理由からネオジウム磁石の使用は前提とされていない。しかしながら、加工技術が向上され、微細加工しても磁気的な特性の劣化のないネオジウム磁石が比較的容易に入手できるようになってきた。このため微細内視鏡の先端に外径 $\phi 0.9\text{mm}$ 、内径 $\phi 0.3\text{mm}$ のネオジウム磁石を装着した場合についても、比較のため、測定を行った。

(3) 容量法による交流磁界に応答した被磁気誘導素子の振動の振幅測定

ガラスの上においた磁性体単体に、外部磁界を次第に増大させながら作用させると

き、あるところまではまったく動かなかったものが、動き始めると急速に加速して磁極に一気に引き寄せられるということが一般的である。

しかしながら交流の磁界を作用させることにより磁性体単体を振動させると、磁性体とガラスとの摩擦力が低減するために、振動させないときにはまったく動かないような弱い外部直流磁界においても、ゆるやかに磁性体単体を動かすことが可能である。

この一例でも、交流磁界を作用させて磁性体自体を加振させることが、より安全でスムーズな誘導を行うために有効であることは明らかである。

実際に、4極の磁気誘導装置を用いて、気管支のガラス模型内で先端に磁性体を装着したガイドワイアの誘導を行う際にも、交流磁界を作用させて、ガイドワイア先端の磁性体を振動させながら誘導を行うことは、定量的な評価は困難なもの、小さな磁界でスムーズに誘導を行うことを可能にするという感触を得ている。

被誘導素子に交流磁界を用いて直接的に振動を加える方法の最適化を行うためには、基礎的で定量的なデータの取得が有効であると思われる。最適化を行う諸条件としては、磁性体の材質や形状、印加交流磁界の周波数や振幅、バイアス直流磁界の大きさや方向との関係などがあげられる。

交流磁界が磁性体に作用して磁性体が振動する機構としては、磁気トルク、磁歪、磁気勾配力などが一般に挙げられる。

本分担研究者は特に磁歪現象に注目している。磁歪現象は、変位はきわめて小さいものの格子間力の変調に起因した現象であるためにきわめて強い駆動力をもつことが知られている。そのために、安全で、高い周波数の交流磁界まで安定した応答を行うことができる、磁気トルクのようにバイアス磁界の方向に依存して振幅が著しく変化してしまうことがない、などの他の機構では得られない優れた特長を示すことが予想される。

そこで、交流磁界に応答した被磁気誘導素子の振動の振幅測定を行うにあたり、特に、磁歪と磁気トルクによる振動の特徴の違いを明確に示すことを目標として実験を計画した。

振動の測定には容量法を用いた。磁歪による変位は、超磁歪材料として様々な製品に応用されている FeTbDy 合金（商品名ターフェノール D）においてもせいぜい最大で 1000ppm 程度であって、これは長さ 5 mm の試料であれば 5 μm に相当するに過ぎない。振幅が数 mT 程度の交流磁界に対する応答としては共振現象などを伴わない限り、せいぜい 1ppm（長さ 5 mm の試料において 5 nm の変位に対応）程度の応答しか期待できないが、容量法の感度は高く、長さ 5 mm の試料に対しておよそ 1ppm である。

図 1 にキャパシタンスセル（サンプルホルダー）の先端部分を示す。

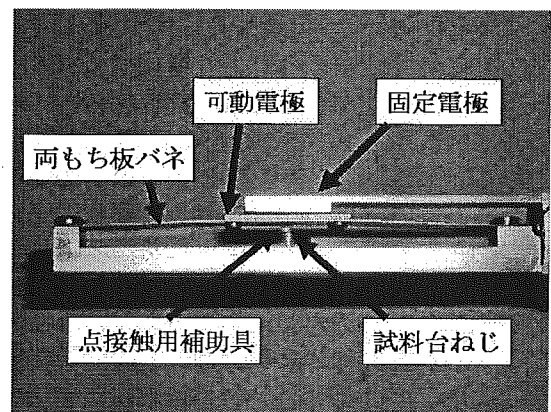


図 1 キャパシタンスセル

キャパシタンスセルの容量は、平行平板コンデンサであり、次式で与えられる。

$$C = \frac{\epsilon S}{d} + C_p$$

ここで、 C はキャパシタンスセルの容量、 ϵ は誘電率、 S は実効的な電極の面積、 d は可動電極と固定電極の間の空隙の距離、 C_p は寄生容量である。

S と C_p は実験的に求めた、それぞれ 164.7mm²、0.8215pF を用いている。板バネは長さ 81mm、幅 12.5mm、厚さ 0.3mm である。点接触用補助具は真鍮製であり、電極や板バネ、試料台ねじ、フレームなどはすべてチタン製である。

図 1 はサンプルなしの状態の写真が示されているが、通常は、試料台ねじと点接触

用補助具の間に試料が挿入される。試料が変形もしくは移動すると、その変位量だけ可動電極と固定電極の空隙の距離も変化する。容量はキャパシタンスブリッジによってきわめて精度よく測定することができる。このことが高感度な測定を行うことができる原理である。

キャパシタンスブリッジの基本的な回路図を図2に示す。

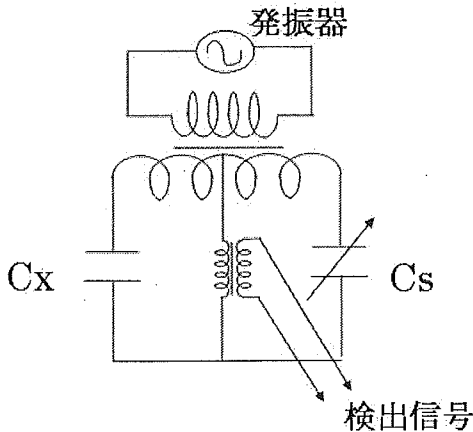


図2 キャパシタンスブリッジの基本回路

未知の容量 C_x に対して、キャパシタンスブリッジに設けられたダイヤルを調節して C_s を変化させることができるが、 C_s が C_x と一致したときに検出信号は最小となる。

通常は直流印加磁界とキャパシタンスセルの容量の関係を測定することで、磁歪の静特性の測定を行うものであるが、図3に示すブロックダイアグラムのように測定装置を構成することで、交流磁界印加に応答する変位の測定を行った。

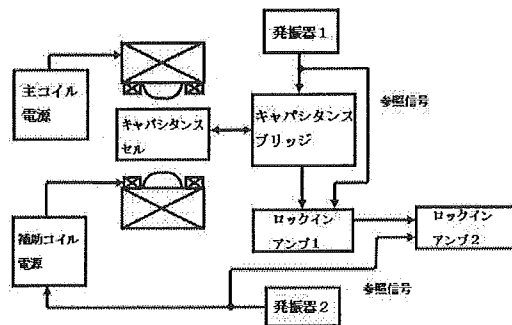


図3 交流磁界応答変位を測定するための測定系のブロックダイアグラム

キャパシタンスブリッジの検出信号の大きさは、 C_x と C_s の差にほぼ比例し、 C_x と C_s の大きさが逆転すると検出信号の位相が反転する。

発振器1からキャパシタンスブリッジに供給する交流電圧信号として、周波数100kHzで振幅15.0V_{p-p}の信号を用いて測定を行ったが、このときの C_x と C_s の差と検出信号の大きさとの比例係数は4.03mV/pFであった。一方、容量の変化が小さいときには、変位は容量差にほぼ比例するが、1pFの容量差は14.9μmの変位に相当するので、キャパシタンスブリッジの検出信号の変位に対する感度は、3.70μm/mVである。

試料への磁界の印加は、磁極直径120mm、磁極間距離60mmの磁極を用いた大型の鉄心入り電磁石を用いて行った。

この電磁石には、低磁場を分解能高く印加するための補助コイルが主コイル内面に設置されている。交流磁界の印加は、この補助コイルに交流電流を印加することで行った。この補助コイルは、もともとは直流磁界を印加するために設計配置されたものである。交流磁界の発生については鉄心などで発生する渦電流に起因する減衰が著しい。そこで、あらかじめ補助コイルに供給する交流コイル電流（正確には補助コイル電源に供給する外部制御電圧）と磁極間で発生する交流磁界の大きさとの関係を実測した。交流磁界の測定は、ガウスメータのアナログ出力をロックインアンプを使用して補助コイル励磁交流電流と同期した信号を選択増幅することにより広いダイナミックレンジで分解能高く行った。補助コイルに10Ap-pの交流電流を印加したときの発生交流磁界振幅の周波数依存性を図4に示す。

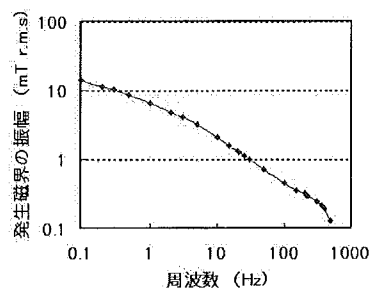


図4 発生交流磁界の周波数依存性

発生交流磁界は、主コイルの通電電流と発生する直流磁界の比例関係が保たれる1T程度までの範囲では、主コイル通電による直流発生磁界に依存せず、ほぼ一定であることを確認している。

ロックインアンプ1は、時定数10 μ sec、測定レンジ1mVの条件を固定して、周波数100kHzであるキャパシタンスブリッジの検出信号を位相検波した。

ロックインアンプ1からの変位に相当する検波信号のアナログ出力は、補助コイル用電源の外部制御入力交流信号を参照信号として、ロックインアンプ2により位相検波される。

ロックインアンプ1は、測定レンジ1mVにおいて、フルスケールである1mVの信号を検波したときに10Vのアナログ出力を行う。ロックインアンプ2におけるノイズレベルはおよそ0.1mV程度であったので、1mVの信号分解能は少なくともある。これは、キャパシタンスブリッジの検出信号換算で0.1 μ V、変位換算で0.37nmに対応する。長さ5mmの試料に対しては、0.074ppmの変位の検出感度に相当するので、期待されたほどではなかったが、通常の静磁界印加の場合と比較して、交流磁界に対する応答は一桁程度感度を増加させることができたことを示している。

次のような試料について、交流磁界に応答した振動の振幅測定を行った。

- ① 外径 ϕ 3mm、長さ4.9mmのTerfenol-D（超磁歪素子）
- ② 外径 ϕ 4mm、長さ4.0mmで軸方向が着磁方向であるNdFeB磁石
- ③ 外径 ϕ 5mm、厚さ1mmの径方向が着磁方向であるNdFeB磁石

基本的には、試料と台座ネジおよび点接触補助具は、瞬間接着剤を使用して、しっかり固定するように努めたが、②の試料については、接着剤を使用してしっかり固定を行った場合の他に、接着剤は使用せずに台座ネジと試料の間にも厚さおよそ1mmのゴムを敷いて、磁気トルクによって動きやすい状況のもとでの測定も行った。

実験による検討課題を列挙する。

(ア)磁歪の静特性と交流磁界応答変位との対応がリニアなものであるかどうかを検証する。

(イ)NdFeB磁石をゴムを介して固定したものでは磁気トルクによる交流磁界変位応答が主体であり、接着剤を使用して固定した場合には磁歪による交流磁界変位応答が主体となっていると考えられる測定結果が得られるかどうか検証する。

(ウ)磁気トルクが主体と思われる交流磁界変位応答について、交流磁界の方向やバイアス磁界の大きさや方向に依存して交流磁界変位応答が大きく変化するか検証する。

(倫理面への配慮)

臨床試験にあたっては、試験を行う国立がんセンター側の研究者が同センター内倫理審査委員会の承認を得、当方は国立がんセンター側研究者とともに臨床試験中の機器装置の運用等を行うものとした。

C. 研究結果と考察

(1) 磁気アンカー誘導装置の開発

臨床試験先である国立がんセンター内の倫理審査委員会の承認を得て、2004年11月より開始された臨床試験は、現在まで21例が行われた。

臨床試験の詳細については、共同研究者より報告があると思われるが、特に大きな問題はなく、手技を有効に補助していると思われる。

磁気アンカーの誘導補助に必要な発生磁界は、切除部位によって異なるが、特に磁気アンカーが有用であると思われる重力方向にある病変を挙上する際には、体の厚みが小さい方向に磁極が接するように体位変換を行った上、磁極を体表面にできるだけ近づけることが必要で、比較的体の小さい女性の患者さんでさえ、コイル電流が通電可能な最大電流にかなり近いところで漸く挙上が可能になった場合もあったので、体型の大きな患者さんの場合には不足する恐れがある。

臨床試験に使用している磁気アンカー誘導装置は、図5に示すように、上下に2つの単盤型電磁石を備えているが、下側の電

磁石はこれまでに一度も使用しておらず、医療側共同研究者は今後も使用する予定はないとのことなので、次に開発する装置では省略することが可能であると思われる。

このことにより、ベッドの位置を通常の高さに下げることが可能になるので、内視鏡の操作をよく慣れた位置で行うことができるようになると思われる。また、装置自体の高さも低くすることができるので装置が安定し、装置の小型化と可搬性の改善が期待できる。

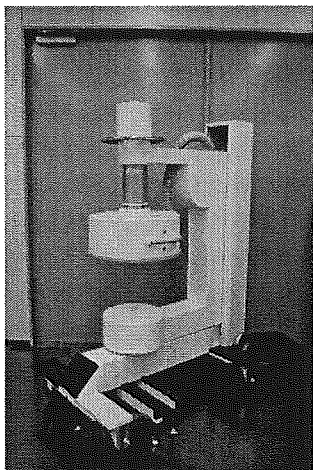


図5 臨床試験に使用している磁気アンカー誘導装置

ただし、上部に使用している単盤型電磁石はそれだけで重量が約 420kg であるので、一般の病院の内視鏡室にそのまま設置するには重たすぎる恐れがある。しかし、そのために電磁石の小型化を行えば、臨床に適應できる症例の制限が大きくなると考えられる。

装置の小型化と適應の拡大の両立を図る方法としては、磁気アンカーに希土類磁石などの永久磁石材料を用いる方法があるが、構成元素の生体への影響が不明であるという大きな問題がある。

次に開発する磁気アンカー誘導装置の仕様について、臨床試験の結果を十分に参考にし、医療側共同研究者とよく協議して作成を行う。

(2) 磁気誘導用超電導マグネットの開発

試作した超電導マグネットの概観写真を図6に示す。

試作した超電導マグネットは、取り扱いとメンテナンスが容易な冷凍機冷却型である。超電導マグネット本体のほかに、He ガスの圧縮機と真空排気装置が必要となる。真空排気装置を常時本体と接続する必要はないが、圧縮機とは、外径約 3cm の可撓性金属配管 2 本と常時接続する必要がある。

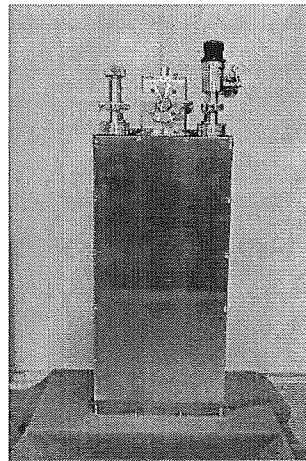


図6 超電導マグネットの外観

試作した超電導マグネットと胃の内視鏡的粘膜下層剥離術の臨床試験に使用している電磁石（前年度の報告書にあわせて Type E と表記）の磁界分布および各種特性の比較表を図7および表1にそれぞれ示す。

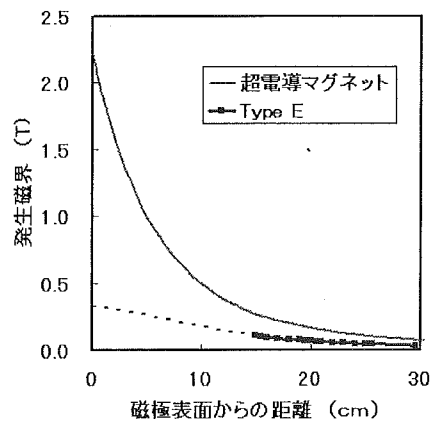


図7 コイル中心軸上磁界分布

図7および表1から明らかなように、超

電導マグネットの特長は、大きな発生磁界が得られることと、軽量なことである。

特に、発生磁界については、いくら常伝導型の電磁石の重量を重くしたとしても発生できない大きな磁界を発生させることができる。

表1 各種特性の比較

	Type E	超電導電磁石	
		現状	来年度目標
重量	420kg	135kg	100kg以下
寸法	外径 φ560mm 厚さ 253mm	高さ 925mm 幅 350mm 厚さ 201mm	現状とほぼ同じ
定格電流	30A	80A	100A
消費電力	1.8kW	6.5kW	3.8kW
漏れ磁界 (1m離れた位置)	1mT(10 Oe) 以下	4mT(40 Oe) 以下	5mT(50 Oe) 以下
定格電流まで 励磁に必要な時間	5秒以下	約1時間	10分以内

重量について、超電導マグネットは、幅450mm、長さ500mm、高さ686.5mm程度で約117kgの圧縮機を必ず併置する必要があるが、それでも常伝導型の電磁石と比較するとずっと軽量にすることができる。

消費電力については、超電導マグネット用の電源自体が消費する電力は、主に電源と超電導マグネットを接続するケーブルの抵抗に起因するせいぜい100W程度なので、きわめて小さいが、超電導マグネットを冷却するためのHeガスの圧縮機の消費電力がかなり大きく、また励磁状態でない待機状態においても常に電力を供給する必要があるため、常伝導電磁石と比較して優位性はなく、むしろ大きくなる場合が多いと考えられる。仮にコイルの超電導線に酸化物高温超電導線を使用したとしても、超電導マグネットを冷却するのに必要な冷凍能力は、最大通電電流でほぼ決定される超電導マグネット内の常伝導状態の配線部分の発生熱量に大きく依存するので、今後革新的な技術開発が行われるまでは、必要な消費電力の大幅な低減は困難であると思われる。

漏れ磁界については、超電導マグネットの方が常伝導マグネットよりも大きくなる

傾向にある。また、超電導マグネットの表面の発生磁界も、常伝導マグネットよりも遥かに大きくなる傾向にあるので、超電導マグネットを設置する部屋は、漏れ磁界の影響による各種電気機器の誤動作や故意でなく磁性体が強力な力で吸引されることによる事故などを避けるために、特別に管理された部屋にすることが不可欠であるように思われる。

定格電流まで励磁に必要な時間についても、超電導電磁石の場合には、磁界が変化するとき金属部分で発生する渦電流による発熱で制限を受けるために、常伝導マグネットと比較して、かなり長くなる傾向にある。

製作するためのコストに関しては、超電導マグネットの方が、冷凍機、真空容器、温度センサ、超電導線などを準備する必要があるために、常伝導電磁石と比較して高価になる傾向にある。組み上げの作業量に関しては、細径の超電導線をかなりの回数ポビンに巻くことを除けば、常伝導電磁石を製作することと比較して大差ないと思われる。

現状の超電導マグネットはプロトタイプであって、改善を検討する事項が数多くある。表1には来年度内に実現が可能であると考えられる各種特性の目標値も記載した。

微細内視鏡を用いた脳腫瘍治療の模擬試験に用いるための架台を製作した。

超電導マグネットとガラスモデルが取り付けられた状態の試作した架台の外観を図8に示す。

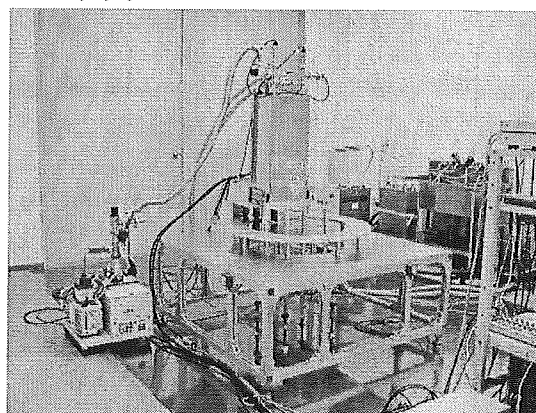


図8 模擬試験用架台

架台の設置面積は140cm×140cmである。超電導マグネットを脳モデルの周囲に