

図5 上下に電磁石を配した磁気駆動装置

上下の電磁石のうち下方は装置のC型アームの下方に固定され、アームごと上下して、非磁性体材料からなるベッドの天板直下に固定することを可能とした。上方の電磁石はテレスコピック構造にて上下して、患者の体格等に併せて配置部位を決定できる。電磁石の水平方向への位置の調整は基本的に行わず、必要な場合にはベッドの天板が体軸方向に移動する。側方への移動は患者の位置の移動又は体位の変換で対応し、これで難しい場合は磁気アンカー駆動装置を移動する。

電磁石部分の外径は400mm、厚さ200mm、磁極径150cm、水冷(1ℓ/分)として30Aの通電で0.91kOe/10cm、0.480kOe/15cmの磁気強度を発生可能である。電源装置は200V駆動も可能であるが、100V駆動をした場合、最大磁力の発生にはコイルとして1kVA、スイッチング電源装置を使用することで推定1.3kVAしか要さないなど、低消費電力化されている。安定性確保のため支持構造部分を重くしているため、現時点で重量は約600kgある。

ところでこれまでの動物実験では、標準的で動作が理解されている止血クリップを

微細鉗子として使用していた。しかし把持した時点で粘膜が断裂して脱落するなどの問題が比較的高頻度に発生していた。また連結糸を咬み込むために、その部分での連結糸の切離も無視できなかった。磁気ウェイトに関しては、外径1cmを確保しながら、形状の適正化で挿入時の内視鏡視野が十分確保できる可能性があった。以上の点の対策を各種行い、新規の微細鉗子及び磁気ウェイトを開発し(図6)、それに併せた新規挿入用シースを開発した。

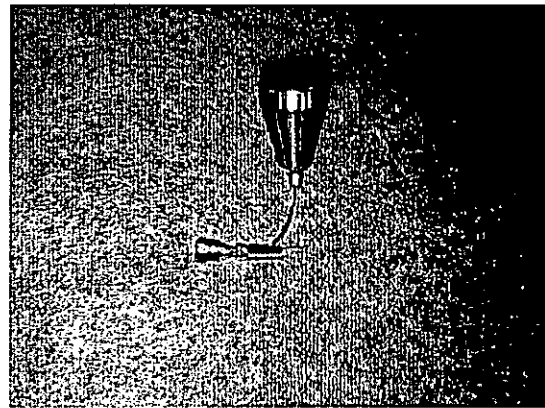


図6 新規開発磁気アンカー

動物実験(ブタ)において今回開発された新規磁気アンカーを使用して、体上部後壁～大弯、前底部前壁、体下部後壁大弯側、体下部大弯～前壁の切除を行った。電磁石は主に上方を使用し、必要に応じて下方を使用する切除部位、また単に重力による牽引を利用する場合もあった。これらの操作は30A以下の電力で行われた。いずれの場合にも切除は磁気アンカーによって適切に補助され、切除時間が短縮されたと考えられた。また、初めてEMRを施行した研修医も切除を完遂することができた。磁気アンカー自体の各種懸案に対しては、新規磁

気アンカーにおいて高次元に解決されていると考えられた。

今回の実験から、この磁気アンカー駆動装置は磁力の面では適切であり、特に広い範囲で有効な磁場が形成されるためこれまでの装置に比較して、調整が容易であると考えられた。しかし実際に臨床に使用することを考えた場合には、磁気アンカー駆動装置が重い側方に動かすことは容易ではなく、また安定性を考えた場合装置は固定の方が良いと考えられた。また装置のH型をした脚部が術者と干渉するため、この対策も求められた。

以上の点に配慮し、ベッドの脚部にキャスターを装着して必要に応じた移動を可能とした。また磁気アンカー駆動装置のH型脚部の中で術者側の脚を脱着可能とするとともに、固定装置を追加した。また実際に臨床に使用できることを念頭に置き、突出部分の養生等を行っている。

この改良された磁気アンカー駆動装置を使用し、再度動物実験にてその完成度の評価を行った。体下部大弯、体下部後壁の粘膜切除を行い、それぞれに関してベッドの天板を動かすことで磁気アンカーの牽引方向を変更し、適切に切除補助を行うことが可能であった。またこれまでは磁気アンカーの開発者が牽引方向の調節などを行う、つまり装置の原理に詳しいものが専任で機器調節を行っていたが、術者と助手のみで全経過を通じて磁気アンカー駆動装置の調節が可能であった。以上の結果から、今回開発された磁気アンカー及び磁気アンカー駆動装置の基本デザインが、臨床試験用機器装置として適切であると考えられた。

## 2. 微細内視鏡の開発

これまでに開発した内視鏡（図7）の耐久性、強靱性は、既存の内視鏡構造と概念を基本としているため充分ではない。そこでこの微細内視鏡でガイドワイヤーのような操作を行えば、挫屈や外皮の剥離、断裂は免れない。またこのような微細内視鏡は腰がないために、是非は別として外筒を目的の方向に誘導することもできない。

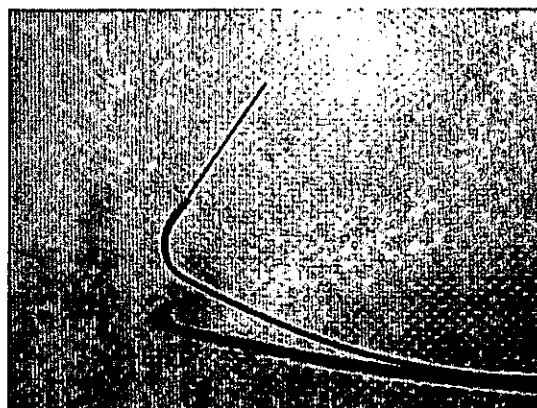


図7 カテーテルに挿入された微細内視鏡

そこで概念を根本的に変えて、新規構造と素材を使用して試作、評価中である（図8、図9）。現在のところ強靱性の点では改善がみられているが、まだ均一性、ファイバーの損傷、連結部のずれなどの問題があり、更に試作、評価を重ねて開発を進めていく。更に画素数が限られる微細内視鏡の画質改善、利用可能な光量が限られることに対する光量増加なども、今後の重要な開発項目と設定している。

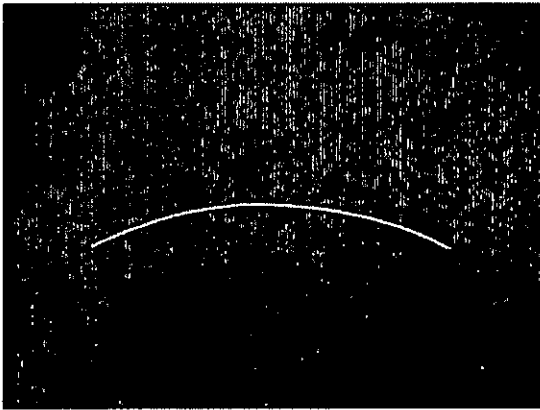


図8 微細内視鏡の外観

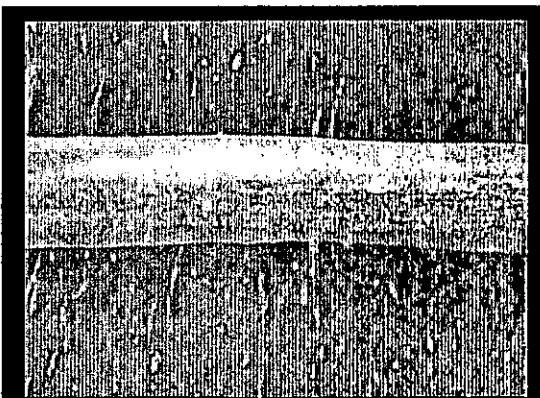


図9 微細内視鏡外観の拡大

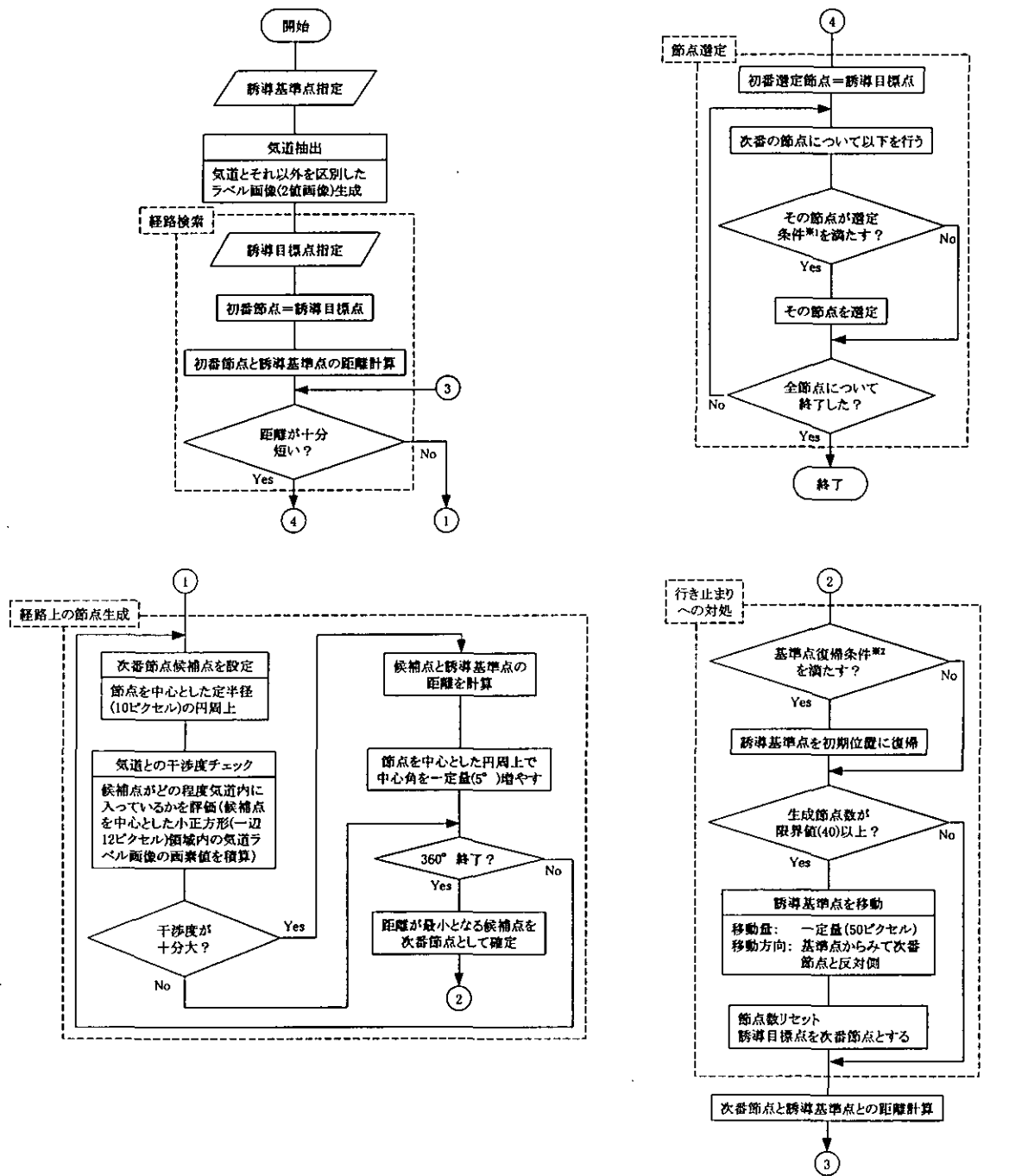
### 3. カテーテル等の自動誘導機構の開発

#### 1. 誘導経路の自動生成

本年度開発した誘導経路自動生成アルゴリズムを図10に示す。本アルゴリズムの主動作は以下(1)～(9)の通りである。

- (1) 透視画像上の気管分岐部付近をマウス等でクリックし、誘導基準点を指定する。
- (2) 透視画像の気道（誘導経路となり得る領域）と気道以外（誘導経路となり得ない領域）を分離するため、透視画像を2値化して気道のラベル画像を生成する。

- (3) 気管支末端部の誘導目標点の位置を透視画像上でマウス等を使用して指定する。
- (4) 誘導目標点から一定距離の点  $P_1$  を次の経路節点の候補点とし、 $P_1$  を対角線の交点とする小正方形領域を設定し、この小正方形領域内におけるラベルされた領域の面積（すなわち、気道との干渉度）を求める。これによって、 $P_1$  が気道内に存在するかどうかを判定する。
- (5)  $P_1$  が気道内に存在するとみなせる場合には、 $P_1$  と誘導基準点の距離を算出する。
- (6) 誘導目標点から一定距離の別の候補点群  $P_2 \dots P_N$  ( $N$  は点群の個数) について、(4)～(5)の処理を繰り返す。誘導目標点を中心とする円周上を  $360^\circ$  スキャンし終わったら(7)に進む。
- (7) 気道内に存在する候補点群の中から、誘導基準点にもっとも近いものを見つけ、それを次の経路節点として決定する。
- (8) 決定された経路節点を新たな中心として、(4)～(7)の処理を繰り返す。このとき「誘導目標点」を「経路節点」と読み替える。誘導基準点に到達したら、(9)に進む。
- (9) 経路探索を終了し、被誘導物の位置計測と磁界の制御に移行する。



※1 その節点におけるルートの屈曲角が規定角(30°)以上、または直前の選定節点との間隔が規定値(40ピクセル)以上。

※2 誘導基準点を移動させてあり、かつ次番節点と誘導基準点の距離が規定値(130ピクセル)以内。

図 10 誘導経路自動生成アルゴリズムのフローチャート

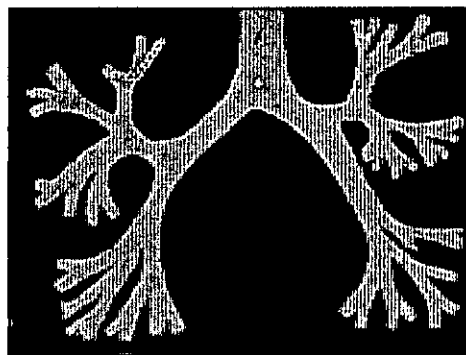
ここでは誘導目標点（気管支末端部）から誘導基準点（気管分岐部）に向かっていけば逆方向に経路を探索している。これによって、気管支の構造が中枢から末梢に向かって分岐のみで合流がないという構造を利用することができるので、あらかじめ全経路を手動でコンピュータに記憶させておく必要がなく、また分岐点をコンピュータに認識させるための煩雑なアルゴリズム等も使用せずに、経路の自動生成が可能となった。なお本手法では、(7)のステップで誘導基準点に最も近づく節点を見つけるので、結果的に最短の経路が生成される。

ただし、上記アルゴリズムのみでは、気管支が末梢で誘導開始点方向に回り込んでいる場合などで、経路の探索が誘導目標点とは別の気管支末端部で行き止まり、誘導基準点に達することができない場合がある（図 11(a)）。そこで、(8)のステップを規定回数以上繰り返しても誘導基準点に到達しない場合には、誘導基準点を自動的に移動して再び誘導目標点から探索を行うことによって、行き止まりを回避できるようにした（図 10 内「行き止まりへの対処」ルーチン）。処理例を図 11(b)に示す。

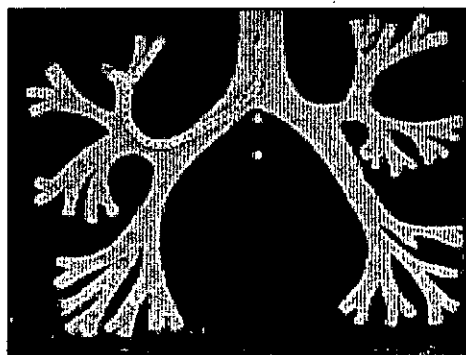
以上の手法によって、気管支樹模型上のすべての気管支末端から誘導経路を自動生成することが可能であった（図 12）。

上述のアルゴリズムの欠点としては、経路の壁（気道でない領域）を突き抜けて探索が行われるのを防ぎ経路節点間相互の連結性を保持するため、経路節点間の間隔を充分狭くする必要があり、このため一本の経路を表すための経路節点の総数が多くなり過ぎる傾向があった（図 11、図 12 参照）。経路節点間の間隔が狭いと、被誘導物が運

動する際、コンピュータの動画処理のフレーム間で被誘導物が節点を通り過ぎてしまい、誘導をスムーズに制御できなくなる可能性があるほか、生成された節点の位置をマウス等で微調整する必要が生じた場合に多大な時間と労力を要する問題がある。



(a)



(b)

図 11 誘導経路の自動生成の過程。(a)誘導目標点から開始した経路の探索が行き止まりに陥った場面。(b) (a)に引き続き誘導基準点が自動的に移動され、行き止まりが解消されて誘導目標点と誘導基準点を結ぶ経路の生成に成功した場面

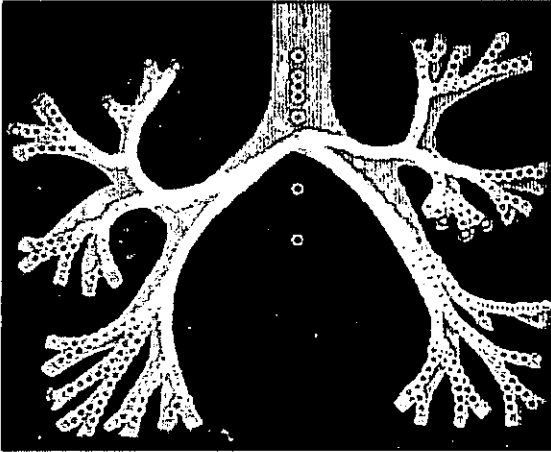


図 12 全気管支末梢からの誘導経路の生成例

そこで、生成された多数の経路節点の中から代表的な節点を自動選定し、効果的に総節点数を減じるための機能を付加した。具体的には、経路の屈曲角度と節点間の距離に基づき、代表的な節点を自動選定するアルゴリズムを開発した(図 10 内「節点選定」ルーチン参照)。

図 13 の 2 つの節点  $n_1$ 、 $n_2$  において、誘導経路の方位を表す角度(水平右方向を  $0^\circ$  とする)をそれぞれ  $\alpha$ 、 $\beta$  とすると、節点  $n_2$  における屈曲角の大きさは  $|\beta - \alpha|$  と表せる。そこで、 $|\beta - \alpha|$  がある値 ( $30^\circ$ ) 以上となる場合に節点  $n_2$  を代表点として選定した。また、屈曲角が連続的に緩やかに変化する場合には、各節点での屈曲角が小さくとも経路全体としては大きく湾曲することがある。そこで、前記屈曲角条件が満たされない場合にも、4 節点おきに節点を強制選定した。

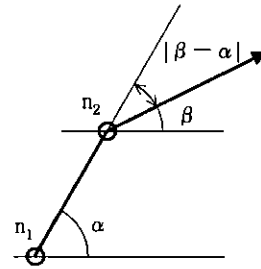
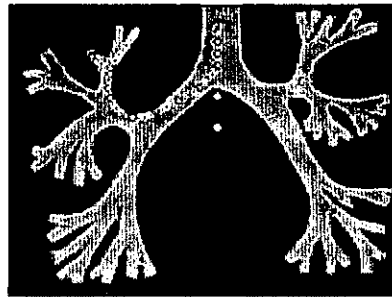
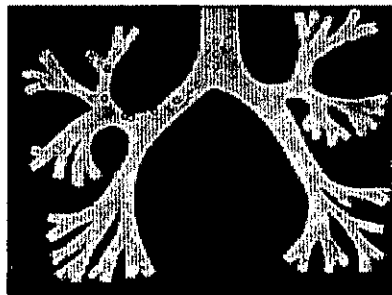


図 13 誘導の節点  $n_1$ 、 $n_2$  と誘導経路の屈曲角の大きさ  $|\beta - \alpha|$ 。矢印は経路探索の方向を示す。

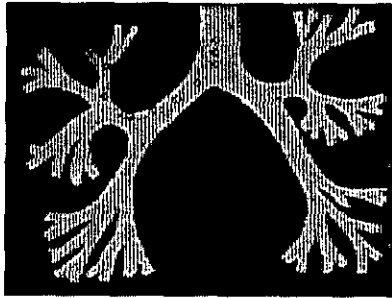
この手法によって、経路上の代表的な節点をもれなく自動選定でき、節点の総数を効果的に減じることができた(図 14(a)、(b))。また、自動選定された節点に対して、マウス等で位置の微調整を行うことも容易となった。この手法で生成された経路に沿って、被誘導物を気管入口から気管分岐部を経由し気管支末梢部の目標部位まで自動誘導することが可能であった(図 14(c))。



(a)



(b)



(c)

図 14 経路上の代表的な節点の自動選定。

(a) 自動生成された経路節点 (密な白円) と選定された代表的な節点 (粗な黒円)。

(b) 被誘導物を代表的な節点の案内に従い経路に沿って磁界で自動誘導している様子。

(c) 被誘導物が誘導目標点 (気管支末端) に到達した様子。

## 2. 誘導の安定化

計測制御系の各処理の処理速度を実測分析した。位置計測計算の有無で処理速度を比較すると、計算無しの場合には有りの場合に比して約 1.3%の処理速度増加がみられた (N=18、単位時間あたりの処理可能フレーム数平均値で比較)。位置計測計算有りの場合は若干処理に時間を要するものの、その有無によって処理速度が大きく異なることはなかった。

画像描画の有無で比較すると、描画無しの場合には有りの場合に比して約 3.2%処理速度が増加した (N=12)。画像描画の有無によって処理速度は大きく異ならなかった。

画素配列の操作に関しては、画像に含まれる 3 原色分の色情報のうち、2 色分の変数代入操作を行わなかった場合に約 8.6%、色平均化処理を行わなかった場合に約 37.1%、色平均化処理ならびに 2 色分の変数代入操作ともに行わなかった場合に約 56.2%の処理速度増加が見られ (N=6)、処理

速度に対する画素配列の操作の影響が大きかった。

以上を受けて、画素配列の操作における色情報の扱いを本システム向けに最適化し、処理速度を約 37%向上させることができた。このため、昨年度のシステムに比して制御性が向上し、磁界発生装置の磁極電流を被誘導物の位置に応じて補正する必要なく、一定電流値 (11.8A) にて被誘導物を誘導目標点まで誘導することも可能であった。

ところで血管内カテーテルの誘導などでは、被誘導物には常に浮力が働いている。そのため、周囲の管壁との摩擦に関しては、さほど大きな障害とはならない。しかし今回の実験系のような空間において誘導を行う場合、管壁との摩擦力は誘導に対して大きな障害となる。そこでこれまで誘導路に外部から振動を加え、摩擦係数を実質的には無いに等しいまで軽減していた。しかし臨床適用するにあたり、生体に加振を行うことは非現実的である。そこで今後は同様の振動計概念、機構を開発していく。また誘導を三次元化する、つまり重力に逆らい空間上で安定して停止させうる様な概念及び機構の開発を行っていく。

## D. 考察

一般に全く新たな概念の医療技術を開発していくためには、その基礎となる技術開発から行う必要がある。開発された技術を導入し、更に実際に標準化しようとする場合には、その普及する医療の現場の受け入れ状況に配慮する必要がある。特に新たな機材やスペースを必要とする場合には、単なる要素技術を開発して陳列するのみでは難しい。

当該研究は、磁気を動力源として小型の医療器具を制御することを目的に、その概念の検証、誘導機器の製作などから段階的に開発してきた。しかし単に誘導補助をするだけでは、既にできている医師の医療行為に対する上乘せ効果のみであり、実際に医療の現場に導入するにはインパクトが少ない。そこで磁気の効果を明確に提示する、磁気アンカーの概念と実際の機器装置を開発した。

これまでのところ同機器装置は目的の機能を発揮し、臨床適用が可能であると考えられる。特に通常のEMRを行っている際に、術者が磁気アンカーを必要と感じた場合に使用し、必要を感じない場合にはいつでも使用を中止できる状況を設定した場合には、磁気アンカーは通常のEMRに対して常に補助する状況で働いていると考えることができる。磁気アンカーの効果を適切に評価することは難しいが、術者が自由に適用を決定できる条件の下では、効果がある場合以外には使用されないため、磁気アンカーの評価において重要な第一評価項目は、有害事象が発生しないことと考えるべきである。

ところで有害事象に関しては、明確な概念を持つ必要がある。例えば磁気アンカーの微細鉗子が外れた場合は、有害事象として考えられるかもしれない。しかし手術において医師が鉗子を不適切に使用すれば外れるのは当然であり、また非常に厳しい条件下で敢えて鉗子を使用せざるを得ない場合では、鉗子の脱落を充分予見している。実際に医師が操作しても難しい鉗子操作や病変の状態から発生した結果を、一概に鉗子の欠陥とすることには問題がある。

同様に磁気アンカーのウェイトの脱落などを、磁気アンカー自体の有害事象とすべきかどうかに関しても疑問がある。たとえば磁気アンカーが脱落しないで、粘膜を必要以上に牽引することによって、胃壁の穿孔などが発生した場合には大きな問題である。

そこで、磁気アンカーのデザインとして、敢えて過大な牽引力を発生しないように微細鉗子の把持力、連結糸の抗張力を適正化している。このような条件の下で有害事象と考えられることは、脱落した磁気アンカーを回収できなかった場合と考えるべきである。

この概念はこれまで医師が直接手に持つて行う医療器具以外の、今後開発されるであろう手術用ロボットなどにも適用される概念と考えられる。これらを含む、フェイルセーフ、フルプルーフともいえる概念の構築を同時に行っていくことも、高度な医療器具を開発して実際に普及させていくには必要であると考えられる。

このような概念は微細内視鏡の誘導にも重要であり、更にカテーテルなどの自動誘導を実際に行う時に備えて、この概念を高度に発展させていくことも必要である。そのためには現象の本質、治療による利益、危険、医療の現状、患者の要求等に充分配慮するのみでなく、十分な法的整備も必要であると考えられる。

## E. 結論

磁気アンカー機器装置はEMRにおいて効果的な装置と考えられ、その臨床の現場への導入を前提とした臨床試験用機器装置の開発がされた。磁気アンカーを早期に臨



床の現場に導入すると共に、これにより磁気誘導の概念が臨床の現場に導入されれば、微細内視鏡に代表される微細器具や将来の発展的な医療技術開発を介して、低侵襲で効果的な診断・治療法の標準化を促進すると考えられる。

#### F. 健康危険情報

なし。

#### G. 研究発表

Kobayashi T, et al. The magnetic anchor for more effective endoscopic mucosal resection JCO 2004 (in press).

Kakinuma R, Kobayashi T, et al. Progression of focal pure ground-glass opacity detected by low-dose helical computed tomography screening for lung cancer. J Comput Assist Tomogr 28: 17-23, 2004.

#### H. 知的所有権の取得状況

##### 1. 特許取得 (出願)

- 1) 内視鏡用重力アンカー装置及び重力アンカー装置を用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-107186、平成 15 年 4 月 11 日出願
- 2) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-107938、平成 15 年 4 月 11 日出願
- 3) 内視鏡用アンカー誘導システム及びアンカー誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-117416、平成 15 年 4 月 22 日出願
- 4) 内視鏡用切除補助装置及び切除補助装置を用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-120258、平成 15 年 4 月 24 日出願
- 5) 重力方向視認装置付き磁気アンカー遠隔誘導システム及び重力方向視認装置付き磁気アンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-124201、平成 15 年 4 月 28 日出願
- 6) 内視鏡用アンカー誘導システム、及び内視鏡によるアンカー誘導システムにおけるアンカーの対象部内部への挿入方法。特願 2003-129652、平成 15 年 5 月 8 日出願
- 7) 内視鏡用アンカー誘導システム、及び内視鏡用アンカー誘導システムにおけるアンカーの回収方法。特願 2003-131494、平成 15 年 5 月 9 日出願
- 8) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-135460 平成 15 年 5 月 14 日出願
- 9) 内視鏡用把持装置。特願 2003-138626 平成 15 年 5 月 16 日出願
- 10) 内視鏡用把持装置。特願 2003-139894、平成 15 年 5 月 19 日出願
- 11) 内視鏡用磁気アンカー誘導システム、及び磁気アンカー誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-145333、平成 15 年 5 月 22 日出願
- 12) 内視鏡用アンカー誘導システム、及びアンカー誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-146364、平成 15 年 5 月 23 日出願
- 13) 内視鏡用把持装置。特願 2003-148818、平成 15 年 5 月 27 日出願
- 14) 内視鏡用アンカー誘導システム、及び

- アンカー誘導システムを用いた内視鏡による処置方法、特願 2003-149333、平成 15 年 5 月 27 日出願
- 15) 内視鏡用把持装置及び磁気アンカー遠隔誘導システム。特願 2003-157578、平成 15 年 6 月 3 日出願
- 16) 内視鏡用把持装置及び磁気アンカー遠隔誘導システム。特願 2003-157579、平成 15 年 6 月 3 日出願
- 17) 内視鏡用把持装置及び磁気アンカー遠隔誘導システム。特願 2003-157580、平成 15 年 6 月 3 日出願
- 18) 内視鏡用把持装置、アンカー遠隔誘導システム及び対象部位把持方法。特願 2003-159185、平成 15 年 6 月 4 日出願
- 19) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-161717、平成 15 年 6 月 6 日出願
- 20) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-163452、平成 15 年 6 月 9 日出願
- 21) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-164112、平成 15 年 6 月 9 日出願
- 22) 内視鏡用磁気アンカー遠隔誘導システム、及び磁気アンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-167001、平成 15 年 6 月 11 日出願
- 23) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-172235、平成 15 年 6 月 17 日出願
- 24) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-172237、平成 15 年 6 月 17 日出願
- 25) 内視鏡用アンカー遠隔誘導システム、及びアンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-270151、平成 15 年 7 月 1 日出願
- 26) 内視鏡用磁気アンカー遠隔誘導システム、及び磁気アンカー遠隔誘導システムを用いた内視鏡による処置方法。特願 2003-270395、平成 15 年 7 月 2 日出願
- 27) 内視鏡用保持装置及び磁気アンカー遠隔誘導システム。特願 2003-273069、平成 15 年 7 月 10 日出願
- 28) MAGNETIC ANCHOR REMOTE GUIDANCE SYSTEM. 10/659,323 (米国)、平成 15 年 9 月 11 日出願
- 29) System zum Fernführen eines Magnetankers. 10342290.0 (ドイツ)、平成 15 年 9 月 12 日出願
- 30) 把持装置。特願 2004-001064、平成 16 年 1 月 6 日出願
- 31) 把持装置。特願 2004-001065、平成 16 年 1 月 6 日出願
- 32) 内視鏡用把持装置及び磁気アンカー遠隔誘導システム。特願 2004-074171、平成 16 年 3 月 16 日出願
- 【極細径内視鏡】**
- 1) 極細径内視鏡。特願 2003-359120、平成 15 年 10 月 20 日出願
2. 実用新案登録  
なし。
3. その他  
なし。

#### 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 15 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、磁歪を用いた場合と磁気トルクを用いた場合とに関して、カンチレバ動作のための最適原理を理論的ならびに実験的に検討した。さらに、磁気トルクを利用したらせん型泳動機構を題材として、微小なサイズのマシンの駆動に関して、磁気を利用した方法の適否について検討した。これらの検討により、カンチレバ動作においては、そのサイズにより最適な駆動原理ならびに形状を選択する必要があることを明らかにした。本報告はこれらの成果をまとめたものである。

#### A. 研究目的

磁気を利用することにより、ワイヤレスで力を伝達可能であることは古くから知られており、本プロジェクトにおいてもすでに我々は力の発生のために必要な磁界発生技術、磁性体あるいは磁石材料の設計指針、ならびに制御方法についての検討を行い、特に微細な医療機器をワイヤレス動作させるための検討が進められている。

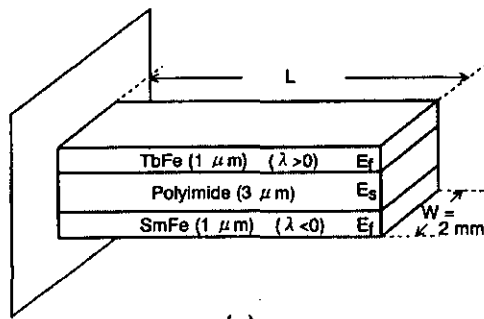
医療機器のワイヤレス動作の基本となる屈曲動作について、磁気を利用する場合には二つの原理が考えられる。一つは磁気トルクであり、他方は磁歪による変位である。いずれの方法も磁気を利用してワイヤレスで微小な部位の屈曲を実現するものであるが、それらの詳細な比較はこれまで充分には行われておらず、最適設計のためには実験ならびに理論的な考察が必要とされてきた。そこで本プロジェクトでは最も基本的な形状であるカンチレバ形状を取り上げ、これを屈曲させるための条件を磁歪を利用した場合とじきトルクを利用した場合とについて検討した。微小医療機器実現のためには、大きな変位が要求される用途と、大きな発生力が要求される用途があり、ここではそれらを区別してそれぞれの最適条件を検討した。一方、これら磁気を利用した駆動方法に

は、対象物が微小な場合には適さないとされてきた。これは発生磁気力は磁性体体積に比例するのに対して、外部から受ける抵抗は一般に摩擦力であり表面積に比例するため、サイズの減少に伴って発生力は $-3$ 乗、抵抗は $-2$ 乗に比例して減少するために対象物が微小になるほど相対的に抵抗が増加し、動作が困難になるためである。本プロジェクトではこれを定量的に検証するために、らせん型の泳動機構を用いた実験ならびに理論的検討を行い、微小なサイズ、特にナノサイズのマシンを磁気力で動作させることの可能性についての検討も行った。本報告書ではこれら2点に関する検討結果について述べる。

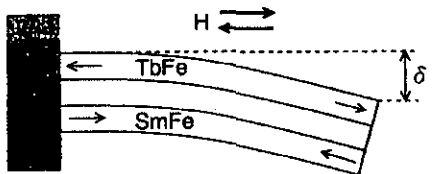
#### B. 磁性薄膜カンチレバの駆動原理に関する考察

##### 1 はじめに

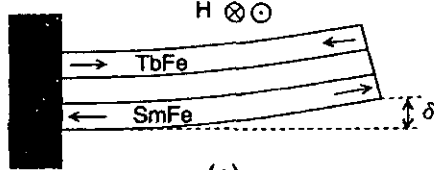
磁気現象を利用する場合、駆動原理として磁歪と磁気トルクを利用する方法が考えられる。両者は全く異なる物理現象であるが、カンチレバを駆動する場合には、後述するように類似の動作を行わせることが可能である。従って、適切な駆動原



(a)

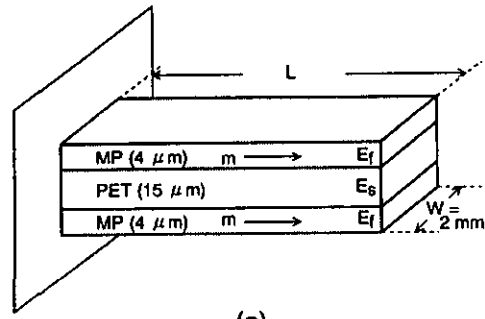


(b)

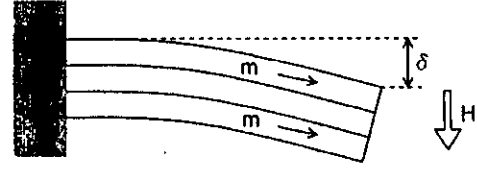


(c)

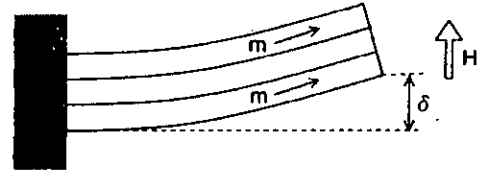
Fig. 1 Structure and actuation behavior of the magnetostrictive cantilever.



(a)



(b)



(c)

Fig. 2 Structure and actuation behavior of the hard-magnetic thin-films cantilever.

理の選択と素子設計を行うためには、両駆動原理による動作の特徴を把握する必要がある。しかしながらこれまで両駆動原理によるカンチレバの動作を比較検討した報告はほとんどない。

そこで本報告では、磁性薄膜からなるカンチレバの設計指針を明確化するために、はじめに磁歪駆動と磁気トルク駆動による変位と発生力に関する理論式の導出とその妥当性の評価を行った。続いてその理論式に基づいた両駆動原理の比較を行い、素子形状、駆動磁界ならびに磁性材料の相違によってそれぞれの駆動原理が有利になる条件について考察した。

## 2. 理論式の導出と実験による検証

### 2.1 素子構成と動作

はじめに理論式の検証実験に用いた磁性薄膜カンチレバの構成と動作について述べる。Fig.1に、磁歪薄膜によるカンチレバの構成と動作を示す。

厚さ3ミクロンのポリイミド基板の片面に正の磁歪特性を示す TbFe 薄膜、その反対面に負の磁歪特性を示す SmFe 薄膜をそれぞれ厚さ1ミクロンずつ成膜した。カンチレバの幅は 2mm、長さ L は可変とした。磁界をカンチレバの長さ方向に印加すると、TbFe 薄膜は長さ方向に対して伸び、SmFe 薄膜は縮むため、同図(b)のように自由端は下向きに変位する。さらに、磁界を幅方向に印加すると、磁歪膜の伸縮方向が逆になるため、同図(c)のように自由端は上向きに変位する。

Figure 2に磁気トルク駆動によるカンチレバの構成と動作を示す。厚さ 15 ミクロンのポリエチレンテレフタレート (PET) 基板の両面に  $B_r=0.28\text{T}$  の硬質磁性薄膜が厚さ 4 ミクロンずつ成膜されている。硬質磁性薄膜の材質には、市販の鉄基微粒子(以下 MP と略す)を用いた。カンチレバの幅は 2mm、長さ L は可変とした。MP の着磁方向をカンチレバの長さ方向とすると、同図(b)(c)に示すような方向の磁界に対し磁気モーメントが磁気トルクを受け、カンチレバの自由端は

図のように上下に変位する。

## 2.2 理論式の導出

本節では弾性理論に基づき、Fig.1 および Fig.2 のような断面構造を有する場合の変位と発生力と理論式を導出した。計算に用いた主要な記号は以下のとおりである。

$t_f$ : 磁性薄膜 1 層の厚さ、 $t_s$ : 基板の厚さ、 $E_f$ : 磁性薄膜のヤング率、 $E_s$ : 基板のヤング率、 $\Delta\lambda(H)$ : 磁歪カンチレバの表裏面での磁歪の差分、 $B_r$ : 硬質磁性薄膜の残留磁化、 $H$ : 印加磁界

まず、磁歪駆動による変位と発生力を示す。ただし、二つの磁歪膜のヤング率は等しいと仮定し、磁界の印加方向を磁気トルクによる変位の低下が小さい幅方向とした。磁歪による変位は、圧電バイモルフや熱膨張係数差を利用したバイメタル素子の場合と同様に、組み合わせ梁において全長にわたり曲げモーメントが一定であるという条件のもとで次式のように導出することができる。

$$\delta_\lambda = \frac{(3/2)\Delta\lambda(H)E_f t_f (t_s + t_f)L^2}{E_s t_s^3 + 2E_f t_f (3t_s^2 + 6t_s t_f + 4t_f^2)} \quad (1)$$

また、磁歪駆動による自由端の発生力はカンチレバ自由端の変位を 0 に保つための外力に等しいと定義すれば、自由端集中荷重による梁のたわみの式から、次式のように表される。

$$F_\lambda = \frac{3W\Delta\lambda(H)E_f t_f (t_s + t_f)}{8L} \quad (2)$$

これに対して、磁気トルク駆動による変位は、組み合わせ梁において剪断が全長にわたり一定であるという条件のもとで計算することで、

$$\delta_T = \frac{8B_r t_f H L^3}{E_s t_s^3 + 2E_f t_f (3t_s^2 + 6t_s t_f + 4t_f^2)} \quad (3)$$

と表される。ただしこの式は、長さに対して変位が十分小さく、磁気モーメントと磁界のなす角が直角であると見なせる範囲で成り立つ。(3)式は、自由端に $(2WB_r t_f H)$ なる集中力が作用している変位と等価である。すなわち、磁気トルクによる自由端の発生力  $F_T$  は、長さ  $L$  に無関係となり、次式で表される。

$$F_T = 2WB_r t_f H \quad (4)$$

## 2.3 実験結果

前節で示した理論式の妥当性を評価するために、本節では実験によってカンチレバの長さ  $L$  に対する変位と発生力の変化を調べた。変位の測定には、光学顕微鏡と CCD カメラを用いた。発生力は、自由端に一定の荷重をかけて変位させ、その状態で磁界を印加して変位を 0 に戻すことによって求めた。

はじめに、磁歪駆動の結果を示す。Fig.3 はカンチレバの幅方向に 20kA/m(250Oe) および 40kA/m(500Oe) の磁界を印加した際の変位とカンチレバの長さとの関係である。実線は、(1)式の

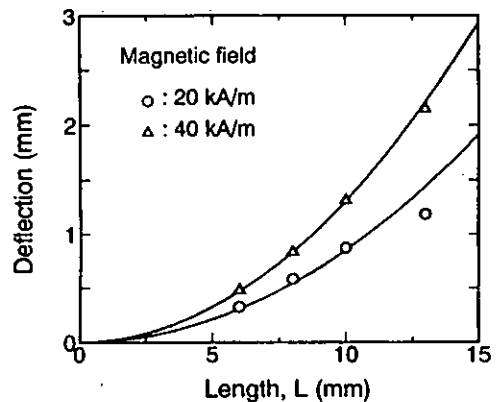


Fig. 3. Tip deflection of the magnetostrictive cantilever as a function of the cantilever length.

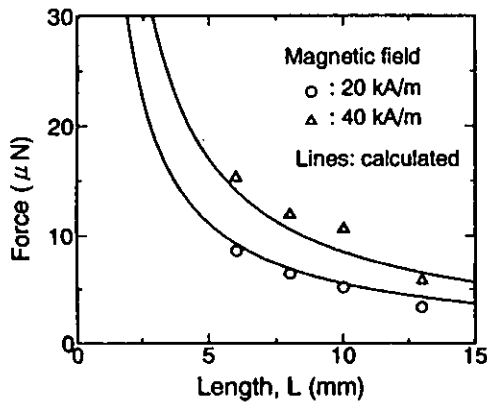


Fig. 4 Force of the magnetostrictive cantilever as a function of the cantilever length.

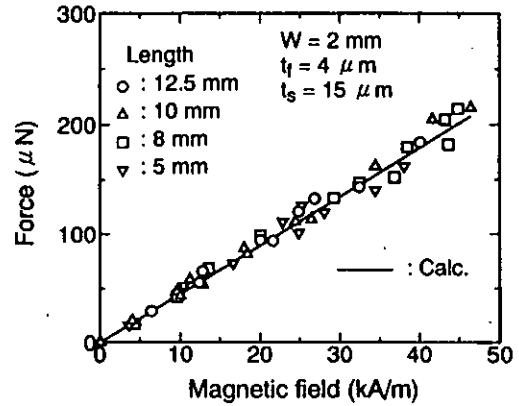


Fig. 6 Force of the hard-magnetic thin-film cantilever as a function of the magnetic field.

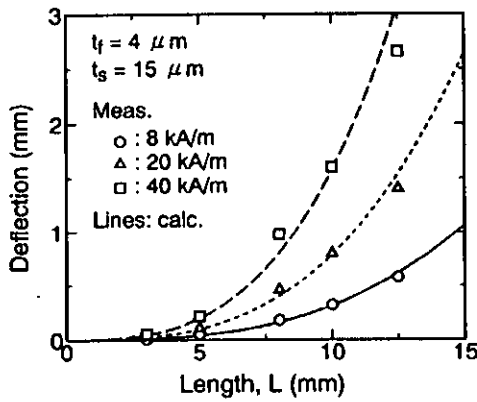


Fig. 5 Tip deflection of the hard-magnetic thin-film cantilever as a function of the cantilever length.

とおりに変位が長さの2乗に比例すると仮定してフィッティングさせた曲線である。実験値とフィッティング曲線は良く一致し、実験値が理論式どおり長さの2乗に比例することが確認できた。この際のフィッティング曲線の比例係数から算出された $\Delta \lambda$ は、20kA/mにおいて196.1ppm、40kA/mで300.5ppmとなった。この値はガラス基板上に成膜したこれら磁歪薄膜の磁歪量に対して約80%に相当する大きな値である。なお、計算には $E_s$ の値として実測値の8GPaを、 $E_f$ としてTbFe薄膜の文献値である94GPaを用いた。

Figure 4は、磁歪駆動による発生力とカンチレバの長さLとの関係である。実線はFig.3から得られた $\Delta \lambda$ を用いて計算した値である。実験値と計算値はほぼ一致しており、磁歪駆動による発生力がカンチレバ長さに反比例することがわかった。

次に、磁気トルク駆動の結果を示す。Fig.5は

磁気トルク駆動による変位とカンチレバ長さLとの関係である。実線と破線は、(3)式から計算された理論値である。ただし、ヤング率はあらかじめ実測し、 $E_s=8\text{GPa}$ 、 $E_f=24.4\text{GPa}$ とした。実験値と計算値は良く一致し、磁気トルクによる変位が長さの3乗に比例することが確認できた。このことから磁気トルク駆動による変位は、カンチレバ長さに強く依存することが理解される。

Figure 6は、長さの異なるカンチレバの発生力と印加磁界との関係である。実験に用いた $L=5\sim 12.5\text{mm}$ の範囲では、長さによる相違は全く確認されず、発生力は磁界に対して直線的に増加した。実線は(4)式に基づいて計算した理論値であり、実験結果を良く支持する結果となっている。

以上の結果から、(1)~(4)式で表される理論式の妥当性が実証されたと考えられる。

### 3. 計算による両駆動原理の比較

#### 3.1 素子構成及び理論式

前章で検討したカンチレバでは、磁性膜以外にも基板があるため考慮するパラメタが多くなり、比較が複雑になる。そこで本章では、磁性膜だけでカンチレバを構成した理想的な場合を想定し、計算による比較を行った。

Figure 7に想定したカンチレバの断面構造を示す。磁歪駆動ではTbFe薄膜とSmFe薄膜のバ

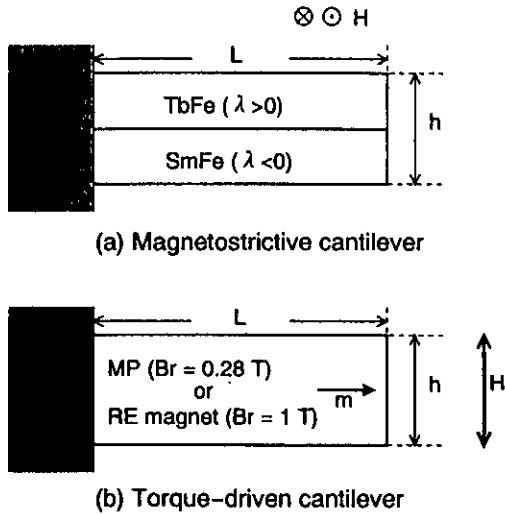


Fig. 7 Side view of two kinds of magnetic cantilevers without a substrate.

イメタル構造とした。計算に用いた磁歪の値にはガラス基板上における実測値を用い、磁界は幅方向に印加するとした。磁気トルク駆動では、単層の硬質磁性薄膜からなるとし、材質には実験で用いたMPの他に、薄膜の希土類磁石も想定に加えた。ただし、希土類磁石の $B_r$ は1T、ヤング率は鉄と同じ211GPaと仮定した。なお、カンチレバの形状は、長さ $L$ 、幅 $W$ 、厚さ $h$ とした。

ここで、両駆動原理の変位と発生力を区別し、それぞれについて計算を行う。まず両者の変位が等しいとすると、(1)式と(3)式から厚さと長さの比に関する次式が得られる。

$$\frac{h}{L} = \frac{32B_r H}{3\Delta\lambda(H)E_f} \quad (5)$$

ただし、 $B_r$ は硬質磁性薄膜のヤング率である。同様に両駆動原理による発生力が等しいとすると、(2)式と(4)式から

$$\frac{h}{L} = \frac{32B_r H}{3\Delta\lambda(H)E_f'} \quad (6)$$

なる関係式が得られる。ただし $E_f'$ は磁歪膜のヤング率である。

### 3.2 変位と発生力の比較

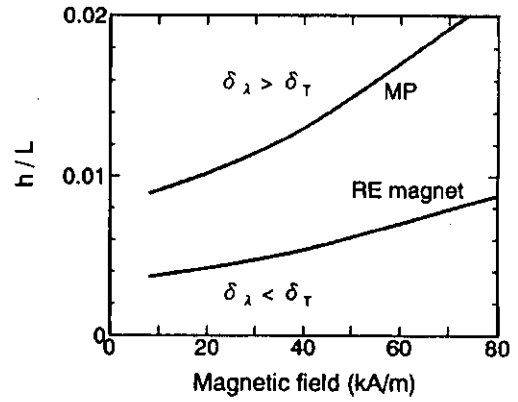


Fig. 8 Ratio  $h/L$  and the magnetic field required for  $\delta_\lambda = \delta_\tau$ .

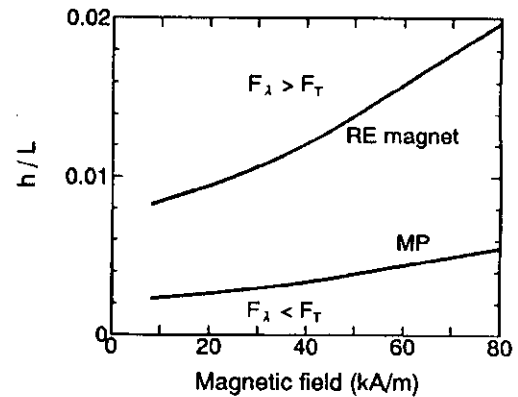


Fig. 9 Ratio  $h/L$  and the magnetic field required for  $F_\lambda = F_\tau$ .

はじめに変位の比較を行う。Fig.8に(5)式で示される磁歪駆動と磁気トルク駆動による変位が等しくなる条件を、駆動磁界と素子寸法比 $h/L$ に対して示した。実線より上方では磁歪駆動による変位が、下方では磁気トルクによる変位がより大きくなることを示している。つまり $h/L$ の大きさによって駆動原理を使い分ける必要がある。また、実線は右上がりとなっており、印加可能な磁界が大きくなるほど磁気トルク駆動が有利になることがわかる。これは、磁気トルクが磁界に比例して増加するのに対して、磁歪では磁界の増加とともに磁気飽和が起こり変位が飽和するためである。つまり $h/L$ の大きさ次第では、駆動磁界の大きさによっても駆動原理を使い分ける必要があることがわかる。続いて、硬質磁性薄膜の材質の相違に着目すると、MPの方が希土類磁石に比べて $B_r$ が小さいにもかかわらず磁気トルク駆動において大きな変位を示すことがわかる。これは

MP のヤング率が希土類磁石に比べて一桁小さいためである。

次に発生力の比較を行う。Fig.9 に(6)式で表される発生力が等しくなる  $h/L$  と駆動磁界を示す。変位の場合と同様の曲線が得られ、実線よりも上方では磁歪駆動、下方では磁気トルク駆動による発生力が有利となる。このことから発生力の場合にもカンチレバの形状と磁界強度による駆動原理の使い分けが必要になることがわかる。この場合、Fig.8 の変位の結果と大きく異なるのは、硬質磁性薄膜の材質の相違に対する傾向である。すなわち、Br の大きい希土類磁石を用いたほうがより大きな発生力を磁気トルク駆動によって発生させることができる。これは、磁気トルクによる発生力が硬質磁性薄膜のヤング率に依存せず、Br の大きさのみによって決まるためである。従って、磁気トルク駆動では変位と発生力のどちらを優先させるかによって、すなわち用途によって、適切な材料選択が必要であることがわかる。

#### 4. まとめ

- (1)カンチレバ型アクチュエータの駆動力に磁歪と磁気トルクを適用した場合における変位と発生力の理論式を導出し、実験によって妥当性を確認した。
- (2)導出した理論式に基づいて両駆動原理による機械的特性を比較した結果、素子寸法と駆動磁界によって適切な駆動原理と磁性材料を選択する必要があることがわかった。

## C. 薄膜磁石を利用したらせん型マイクロ泳動マシン

### 1. はじめに

我々は、Fig. 10 に示すスパイラル形状に加工したワイヤとバルク磁石から構成される磁気マイクロマシンに関する検討を行っている。この磁気マイクロマシンは、外部から印加される回転磁界に同期して回転し、その回転がスパイラル部分で推力に変換され推進する。従って、磁気マイクロマシンは電源を搭載せず、ワイヤレスで動作可能である。また、磁気マイクロマシンの推進方向制御をワイヤレスで行うことも可能である<sup>2)</sup>。

このように、磁気マイクロマシンは、ワイヤレスで駆動制御可能であることから、生体内で仕事を行う医用マイクロロボットのアクチュエータとして極めて魅力あるものといえる。

その一方で磁気マイクロマシンの特長であるワイヤレス駆動は、マイクロマシンに対するワイヤレスエネルギー供給機構としてきわめて魅力的である。すなわち電源ケーブルによるエネルギー供給が不可能なマイクロマシンの動作原理として優れた特長を有している。

そこで本報告では、磁気マイクロマシンの小型化に着目し議論することとする。体積力である電磁力は、小型化に伴って表面力よりも減少が大きいためマイクロマシンの動作原理として不利であると一般に言われている。本報告では小型のらせん型磁気マイクロマシンを用いて、体積力である磁気トルクと面積力である摩擦(負荷トルク)との関連について検討し、磁気マイクロマシンの

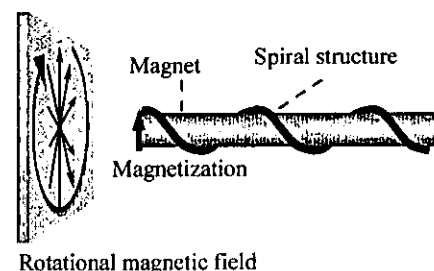


Fig. 10 Schematic view of the magnetic micro-machine.



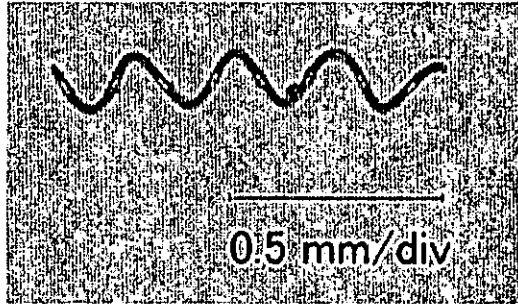


Fig. 11 Photograph of the spiral-type magnetic micro-machine.

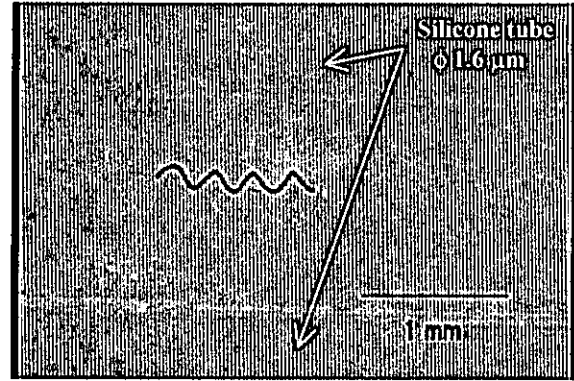


Fig. 13 Photograph of the path flow.

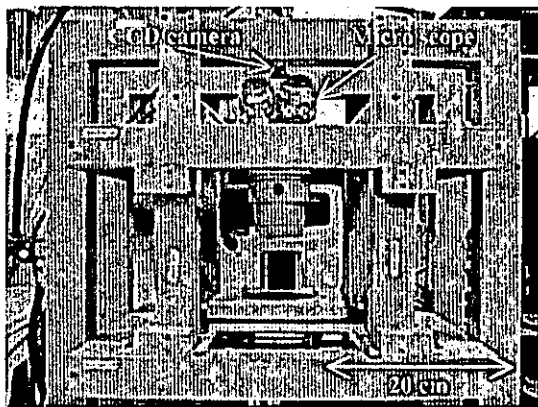


Fig. 12 Photograph of 3D Helmholtz coils.

動作について考察するものである。

## 2. 実験

### 2.1 磁気マイクロマシン

Fig. 11 に作製した磁気マイクロマシンの写真を示す。この磁気マイクロマシンは直径 20  $\mu\text{m}$  のタングステンワイヤをスパイラル形状に加工したものである。マイクロマシンのサイズは、ピッチ 0.2 mm, 外径 0.14 mm, 長さ 1 mm とした。ワイヤ表面に PLD (Pulsed laser Deposition) 法を用いて, NdFeB 薄膜磁石を数  $\mu\text{m}$  積層した。積層後, マシン直径方向に着磁をした。

### 2.2 実験方法

Fig. 12 に回転磁界発生コイルの写真を示す。このコイルは, 3 組のヘルムホルツコイルから構成され, 回転磁界面を任意の方向に発生すること

Table 1 Liquids used in the study.

Kind of liquid	Kinematic viscosity $\nu$ ( $\text{mm}^2/\text{s}$ )	Density $\rho$ ( $10^3 \text{ kg/m}^3$ )
Water	1	1.0
Silicone oil	10	0.935
Silicone oil	100	0.968

が可能である。このコイル内に作製した磁気マイクロマシンを Fig. 13 の容器に入れコイル内に設置した。Fig. 13 の容器は, 内径 1.6 mm のシリコンチューブを用いて流路を作製した。マシンサイズが 1 mm 以下と小さいため, 目視での観察は困難であるため, コイル内に素子観察用の顕微鏡を設置し観察を行った。顕微鏡の映像は CCD カメラの映像を通してビデオカメラに録画した。

## 3. 液体の動粘度による影響

### 3.1 泳動速度

Table 1 に示す 3 種類の液体を用いて泳動速度の実験と解析を行った。使用した液体は, 動粘度 1  $\text{mm}^2/\text{s}$  の水, 10, 100  $\text{mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイルの 3 種類である。印加磁界強度は 8 kA/m (100 Oe), 回転磁界周波数は 2~10 Hz で実験を行った。Fig. 14 に周波数に対する泳動速度の実験と解析結果を示す。プロットは実験結果, 実線が先の研究で確立した 2 次元泳動特性解析による解析結果である。実験の結果, 薄膜磁石を用いた磁気マイ

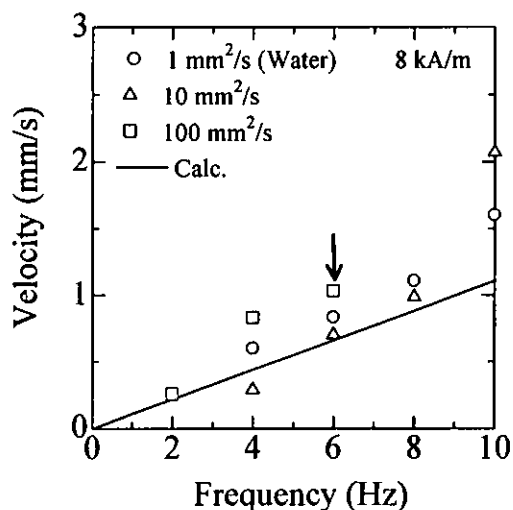


Fig. 14 Relation between frequency and swimming velocity of experimental and analysis.

クロマシンの泳動を確認したことから、磁気マイクロマシンは薄膜磁石で駆動可能であることが示された。図中に示す矢印は、動粘度  $100 \text{ mm}^2/\text{s}$  における脱調周波数である。脱調周波数以上の周波数では、流体からの負荷トルクが磁気トルクより上回り、マイクロマシンは回転磁界と同期が外れ、スムーズに回転ができない。実験では、脱調周波数以下の周波数において実験を行った。動粘度  $100 \text{ mm}^2/\text{s}$  の脱調周波数は  $6 \text{ Hz}$  であった。実験の結果、マイクロマシンの泳動速度は  $0.2 \sim 1.6 \text{ mm/s}$  であり、このときのレイノルズ数は、 $2 \times 10^{-3} \sim 1.6$  である。解析の結果、液体の動粘度にかかわらず、マイクロマシンの泳動速度は一定である結果が得られた。実験では、マイクロマシンは容器の底に沈んだ状態で実験を行っているため、容器からの影響があり、実験値にばらつきが生じたと考えられる。

### 3.2 負荷トルク

流体から受ける負荷トルクは実験から求めることは困難である。しかしながら、負荷トルクの値は、脱調周波数より求めることができる。脱調周波数では、負荷トルクと磁気トルクが等しくなる。実験では、回転磁界周波数を  $10 \text{ Hz}$  に固定し、マイクロマシンが駆動可能な最小印加磁界強度を測定した。Fig. 15 に液体の動粘度に対する磁

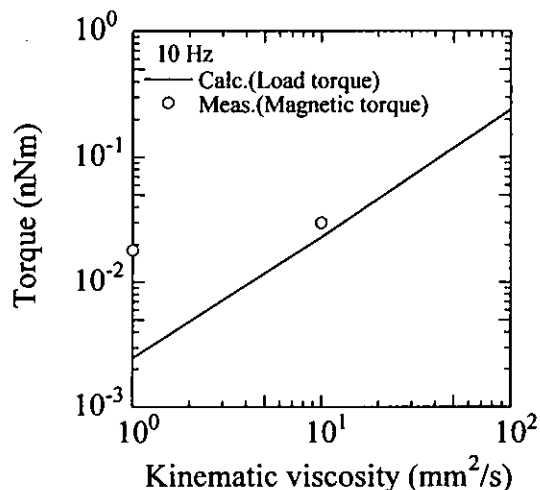


Fig. 15 Relation between kinematic viscosity of liquid and torque.

気トルクの関係を示す。プロットは実験結果であり、実線が解析結果である。トルクは、動粘度に比例して増加した。動粘度  $100 \text{ mm}^2/\text{s}$ 、回転磁界周波数  $10 \text{ Hz}$  において、駆動可能な最小磁界強度は  $12 \text{ kA/m}$  (三軸ヘルムホルツコイルの最大発生磁界) を超えていたため、測定不可能であった。動粘度  $10 \text{ mm}^2/\text{s}$  における磁気トルクの実験と解析結果は、ほぼ一致した。一方、動粘度  $1 \text{ mm}^2/\text{s}$  においては、解析と実験結果に差異が生じた。これは、実験において、マシンが容器の底に沈んでいるため、壁から受ける抵抗が大きいためであると考えられる。マイクロマシンが泳動するためには、必要な磁気トルクは  $10^{-3} \sim 1 \text{ nNm}$  で、磁界強度は  $0.1 \sim 10 \text{ kA/m}$  であると見積もられた。従って、駆動に必要な磁気トルクは大変小さく、薄膜磁石の厚さは数  $\mu\text{m}$  で実現できることが示された。

### 4. マシンの長さの影響

マイクロマシンの長さに対する泳動速度の実験を行った。実験には、動粘度  $10 \text{ mm}^2/\text{s}$  のシリコンオイル、印加磁界強度  $8 \text{ kA/m}$  ( $100 \text{ Oe}$ )、回転磁界周波数  $10 \text{ Hz}$  の時の泳動速度を測定した。Fig. 16 にマイクロマシンの長さ  $L$  に対する泳動速度の解析と実験結果を示す。プロットは実験の結果、実線は解析の結果を示す。実験と解析の結果、どちらも  $L$  の値によらず泳動速度は一定値であるが、値の大きさにずれが生じた。これは、実

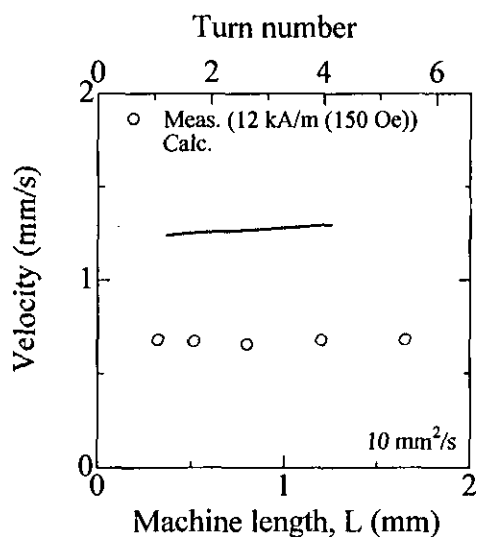


Fig. 16 Relation between swimming velocity and length of the machine.

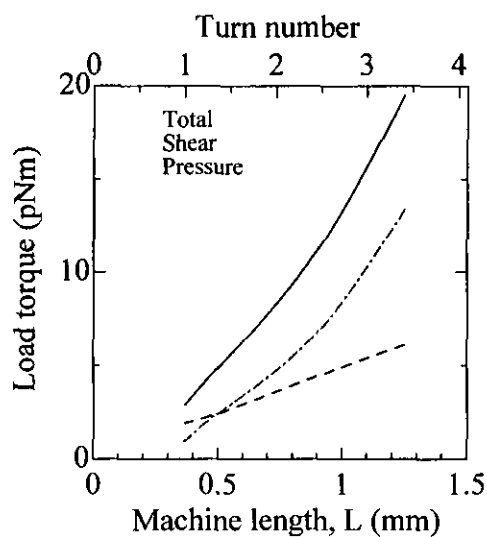


Fig. 18 Relation between load torque and length of the machine (analytical results).

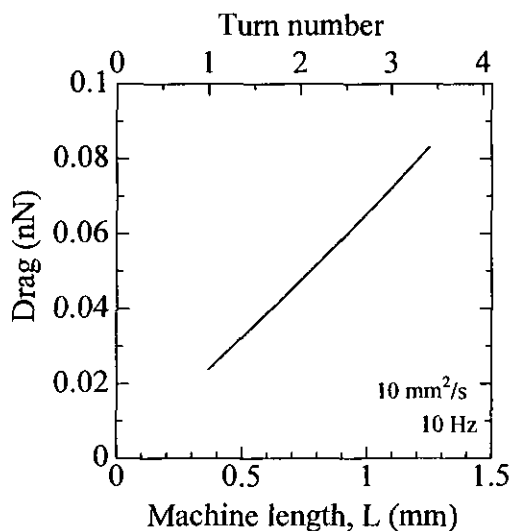


Fig. 17 Relation between drag and length (analytical results).

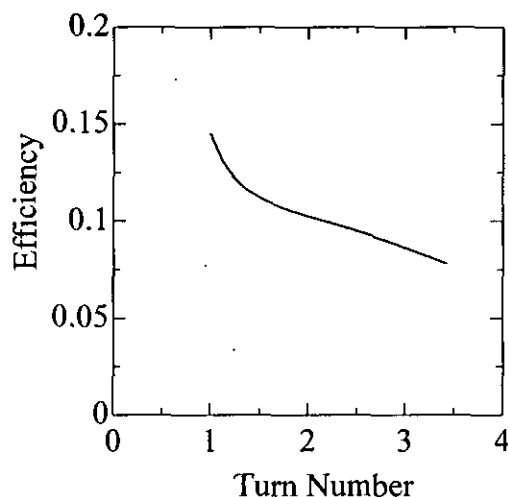


Fig. 19 Relation between efficiency and turn number of the spiral (analytical results).

験において、マシンが流路の底に沈んだ状態で泳動するため、解析には含まれない摩擦による影響が原因であると考えられる。

Fig. 17 にマイクロマシンの長さに対する流体から受ける抵抗力の関係を示す。マイクロマシンはスパイラル部分のみで抵抗力が発生するため、抵抗力は  $L$  に比例して増加した。

Fig. 18 にマイクロマシンの長さに対する流体から受ける負荷トルクの関係を示す。一点鎖線と鎖線は、それぞれスパイラル部分で受けるせん断応力と圧力による負荷トルクの解析結果を示す。実線にマシン全体の負荷トルクの解析結果を示す。解析の結果、 $L$  の増加とともに、負荷トルク

は増加した。

泳動時、マシンが流体に対してなすパワーのうち、推進に使われるパワーの比を流体力学的効率  $\varepsilon$  として(7)式のように定義し、特性を評価するパラメータの一つとした。

$$\varepsilon = \frac{\text{推力} \times \text{泳動速度}}{\text{推力} \times \text{泳動速度} + \text{負荷トルク} \times \text{角速度}} \quad (7)$$

Fig. 19 にマシン長さに対する流体力学的効率の解析結果を示す。 $L$  が短くなるにつれ、効率は増加し、ターン数が1の時最大0.14を得た。逆に、 $L$  が長くなると、効率は減少した。従って、ター

ン数が短い方が、効率の良いマシンが得られることがわかった。このことから、1ターン以下のスパイラル構造、すなわちスクリューのような構造を持つマイクロマシンがゆっくりと回転することにより高い泳動効率を示すことが示唆される。

#### 6. まとめ

細いワイヤと薄膜磁石を用いて磁気マイクロマシンを作製し、磁気マイクロマシンの小型化について検討した。実験の結果、外径0.14 mmの磁気マイクロマシンは、厚さ数ミクロンの磁石薄膜を付与することで、負荷トルクに比べて充分大きな磁気トルクが発生でき、ワイヤレスで駆動可能であることが示された。加えて、スパイラルの長さを短くした場合に泳動効率が向上することが示され、1ターン以下のスパイラル形状など、新たなマイクロマシンの形状の探索につながる検討結果を得た。

#### 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。しかしながら磁性体としてミクロンオーダーの厚さの磁性薄膜を使用する場合、その発生力が小さくなることから、従来の医療器機の形状にこだわらず、新たな機構を産み出す必要がある。その際に本件等で示した方式の差による発生力・変位の違い、あるいは薄膜磁石を利用した微小泳動機構などは極めて重要な知見であると考えられる。

#### E. 研究発表

##### 学術論文

1. 山崎彩、仙道雅彦、石山和志、早瀬敏幸、荒井賢一、「スパイラル型磁気マイクロマシンの3次元泳動特性解析」、日本応用磁気学会誌、vol.27, pp.142-145, (2003).

2. 西村一寛、仙道雅彦、石山和志、荒井賢一、内田裕久、井上光輝、「低温フェライトめっき技術の磁気マイクロマシンへの応用」、日本応用磁気学会誌、vol.27, pp.681-685, (2003).
3. A. Yamazaki, M. Sendoh, K. Ishiyama, T. Hayase, K. I. Arai, "Three-dimensional analysis of swimming properties of a spiral-type magnetic micro-machine," Sensors and Actuators, vol.A105, pp.103-108, (2003).
4. K. Nishimura, H. Uchida, M. Inoue, M. Sendoh, K. Ishiyama, and K. I. Arai, "Magnetic micromachines prepared by ferrite plating technique," J. Appl. Phys., vol.93, No.10, pp.6712-6714, (2003).

#### F. 知的所有権の取得状況

なし