

	せんどう まさひこ			
氏 名	仙 道 雅 彦			
授 与 学 位	博 士 (工 学)			
学 位 授 与 年 月 日	平 成 15 年 3 月 24 日			
学 位 授 与 の 根 拠 法 規	学 位 規 則 第 4 条 第 1 項			
研 究 科、専 攻 の 名 称	東 北 大 学 大 学 院 工 学 研 究 科 (博 士 課 程) 電 気・通 信 工 学 専 攻			
学 位 論 文 題 目	ら せ ん 機 構 を 有 す る 磁 気 マ イ ク ロ マ シ ン に 関 す る 研 究			
指 導 教 官	東 北 大 学 教 授 荒 井 賢 一			
論 文 審 査 委 員	主 査 東 北 大 学 教 授 荒 井 賢 一	東 北 大 学 教 授 一 ノ 倉 理		
	東 北 大 学 教 授 松 木 英 敏	東 北 大 学 助 教 授 山 口 正 洋		

論 文 内 容 要 旨

第1章 序論

近年の世界的な高齢化の進行に鑑み、患者の QOL(Quality Of Life: 生活の質)を向上させるための医療技術に注目が集まっている。例えば、患者を開腹して医師の目で直接臓器を確認しながら手術を行うのではなく、内視鏡を用いることで開腹する量を減らした内視鏡下手術のひとつとして腹腔鏡下手術が実施されるようになってきた。これら治療技術の発展の背景には微小な機械や電子回路等の技術の進歩、すなわち、マイクロマシン技術の進歩が大きく寄与しており、医療分野からの期待も大きいものとなっている。このような内視鏡を用いた体内観察および治療において、内視鏡や鉗子が到達できない部位の存在や、挿入可能部位が医師の技量によって大きく異なっているという問題点も存在する。この問題点を解決し、さらに低侵襲な診断・治療を行う手段として、体内を自ら移動して診断や治療を行うマイクロロボット実現への期待が高まっている。体内を移動するマイクロロボットの移動環境として、(1)血管内や、リンパ管内などの液体中、(2)腫瘍や臓器内などの細胞組織内、(3)消化管などの空洞になっている管状器官等が考えられる。このような生体内移動機構を実現する場合、機器の故障は医療事故へとつながるため、故障の可能性を限りなく小さくすることが必要である。したがって機構内に関節等の機械的可動部分をなるべく少なくすることが要求される。また、自らの移動を妨げないよう、ワイヤレスでのエネルギー供給が必要である。本研究では、構造が単純でワイヤレスでエネルギー供給・制御が可能であるという特長を有する、永久磁石とらせん構造から構成される磁気マイクロマシンに着目した。このマイクロマシンは、外部から回転磁界を印加することで同期モータの原理で回転し、らせん構造により回転を推進に変換するものである。本論文では、らせん機構ならびに永久磁石からなる、前述の3つの環境内で移動可能な磁気マイクロマシンを実現し、これら磁気マイクロマシンのワイヤレス推進方向制御・複数個選択的駆動法を確立した。さらに以上の検討から得られた磁気マイクロマシンを利用して、ゲル状媒体内を発熱しながら移動する局所ハイパーサーミア(悪性腫瘍を局所的に加熱して死滅させる癌の治療法)用磁気マイクロマシンならびに、挿入技術の習得が困難とされている大腸内視鏡の挿入を補助する磁気マイクロマシンを試作し、磁気マイクロマシンの医療機器への応用の可能性を示すことを本論文の目的とした。

第2章 泳動型磁気マイクロマシンの特性解析

本章では、液体中を移動する泳動型磁気マイクロマシンについて、その泳動特性の解析手法を有限体積法による流体流れ場解析を用いて確立し、泳動効率の良いらせん形状を示した。バクテリア等の球状の頭部の後ろにらせんがついた機構について、その解析はすでになされているが、薬剤等を運搬するための胴体を持つ形状には適用できない。本章では、流体の運動を記述する基礎方程式であるナビエ-ストークス方程式および連続方程式を有限体積法により離散化し、数値計算することにより、マシンが周辺の液体より受ける力、マシン推進速度、および泳動効率を算出した。解析の結果、泳動効率の良いマシン形状として、らせん角度 45° 、らせん高さを高くすることで、効率は大きくなるが負荷トルクも大きくなるため、駆動可能な範囲でらせん高さを高くすれば良いことを明らかにした。

第3章 ゲル中駆動型磁気マイクロマシンの試作

第3章では、悪性腫瘍などの細胞組織中を移動可能なマイクロマシンを得るため、ウシやトリの筋肉中を移動可能な磁気マイクロマシンの形状について検討を行い、円柱形の永久磁石先端に木ねじ状のらせん構造をもつマイクロマシンについて、動物筋肉中における動作を図1に示すように確認した。これまで、細胞組織中を移動する機構に関する研究報告例は無く、本章の結果は大変有用な成果である。また、マイクロマシンを注射器を用いて体内に導入することを考慮し、18G(内径 0.9 mm)の注射針内に挿入可能な、直径 0.8 mm のゲル中駆動型磁気マイクロマシンの試作に成功した。さらに、ゲル中駆動型磁気マイクロマシンに何らかの素子を取り付けて運搬させる場合、負荷となる素子の直径がマシン駆動特性に与える影響の大きいことが明らかになり、負荷の直径はマシン直径以下にする必要があることを示した。

第4章 柔軟な管内を移動する磁気マイクロマシンの試作

第4章では、消化管に代表される柔軟なチューブ状の器官を移動可能な磁気マイクロマシンを試作し、ファントムとして使用したシリコンゴムチューブ内における動作を確認した。試作した磁気マイクロマシンは、樹脂製のカプセル型胴体(長さ 40 mm、直径 11 mm)に、らせんを巻きつけた構造をもつ。胴体内には、外径 7.6 mm、内径 4.5 mm、長さ 21.5 mm の NdFeB 磁石を封入している。人間の消化管の内径は食道で約 15 mm、小腸で 20 から 30 mm、大腸で 40 から 50 mm であり、消化管が伸縮性を持つことを考慮して、マシンの直径は 20 mm 以下となるようにした。らせん形状が推進特性に与える影響について実験的に調べ、その結果、推進速度の速いマシンを得るためには、断面形状が丸でらせんピッチ長さ 15 mm、らせん高さ 3 mm、条数 2 であることを実験的に示した。また、らせん高さが高い場合あるいは、チューブ内のオイルが少なくチューブとマシンの摩擦が大きい場合には、チューブを巻き込む現象が見られた。らせん高さを小さく、断面を丸くすることで巻き込み現象が起きにくくなることを示した。

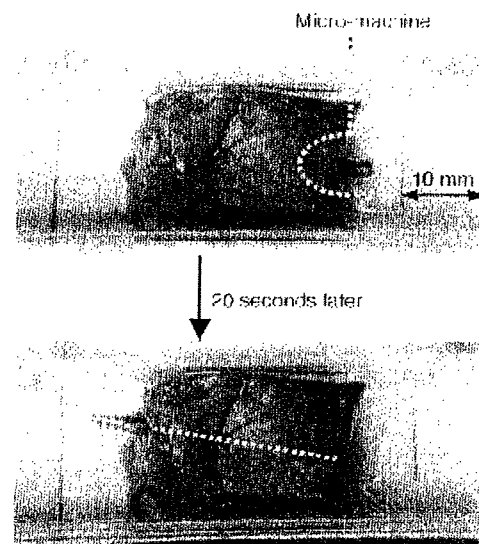


図1 ゲル中駆動型磁気マイクロマシンがウシの筋肉中を移動する様子

第5章 磁気マイクロマシンの制御

第5章では、2、3、4章で議論した磁気マイクロマシンの推進方向制御方法として、これが外部回転磁界の回転面に垂直の姿勢を保ちながら推進する特性を利用して、回転磁界の回転面を変えることによりマシンの推進方向を制御する手法を考案し、それが可能であることを実証した。周辺媒体から受ける抵抗が大きくなると考えられる、ゲル中駆動型磁気マイクロマシンについて、カンテンファントム中で、最小の回転半径は約11 mmであることを示した(図2)。これは、直径30から40 mmの腫瘍内で方向転換するに十分な値といえる。また、方向転換時の回転半径を小さくする磁界印加条件について検討を行い、回転磁界回転面がマシン推進軸に対して60°傾いたときに、磁気トルクの方向転換成分が最大となり、回転半径も小さくなることを確認した。また、マシンの小型化に伴う仕事量の低下を補うために必要な複数のマシンの利用について、推進速度およびマシン回転が回転磁界の同期から外れる脱調周波数の異なる複数の磁気マイクロマシンを用いることでこれらを個別に制御できることを実験的に示した(図3)。

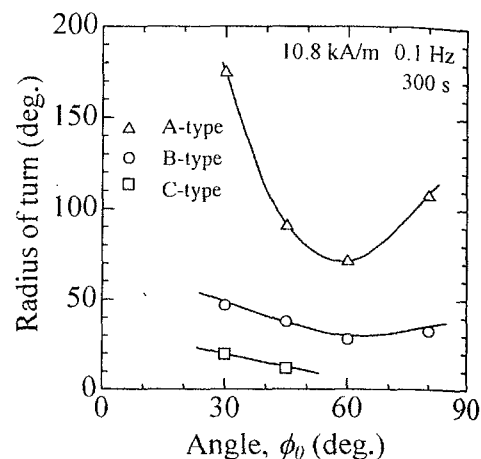


図2 外部回転磁界回転面の傾きとマシン方向転換の回転半径の関係

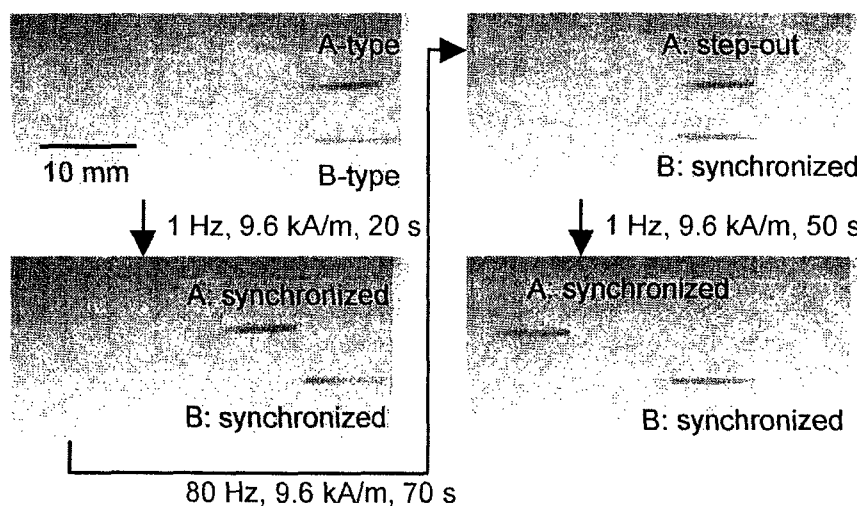


図3 複数の磁気マイクロマシンの選択的駆動

第6章 磁気マイクロマシンの医療機器への応用

第6章では、前章まで議論してきた磁気マイクロマシンを利用した医療機器として、第一に軟磁性体を利用したワイヤレス発熱素子を搭載し、移動しながら発熱することで周囲の悪性腫瘍を死滅させる局所ハイパーサーミア用磁気マイクロマシンの試作を行った。このマイクロマシンは、第3章でウシの筋肉中を移動可能であることを実証した、ゲル中駆動型磁気マイクロマシンの後端に、発熱機構として軟磁性体を取り付けた構造を持つ。このマイクロマシンにの推進方向と平行な方向に交流磁界を印加すると、マシン後端の軟磁性体に磁束が集中することで誘導電流が生じ発熱する。この時の発熱量は、外部

交流磁界の強度および周波数に依存する。このマシンのカンテンファントム中における動作を調べ、ゲル中移動型磁気マイクロマシンによるハイパーサーミア用発熱素子の加熱領域の拡大、複数領域の加熱が可能であることを示した。第二に、これまで挿入技術の習得が困難であった大腸内視鏡を誘導する機構として、柔軟なチューブ内を移動する磁気マイクロマシンを先端に持つ模擬内視鏡を試作し、その動作をブタの腸内で調べた。図4に磁気マイクロマシンを先端にもつ模擬内視鏡の概略図を示す。外径および内径がそれぞれ3 mm、2 mmの送・排気用チューブの先端に磁気マイクロマシンを取り付けた。また、柔軟なチューブのねじれを防止するために、2重ベアリング構造としている。また、アクチュエータ位置観察用光源として内部にLEDを装着し、リード線により外部電源に接続した。さらに、将来的に腸内部観察用の撮像素子を搭載することを考慮して、アクチュエータ内部には、内径10 mmの空間を設けた。この模擬内視鏡を、ブタの腸内に入れ、内視鏡操作に十分な経験を有する医師が内視鏡の挿入操作ならびに腸内の送気・吸気操作を行い、もう一人がマシンの操作を行った。その結果の一例を図5に示す。図から分かるように、腸は立体的に配置した。模擬内視鏡は送気により腸を膨らませた状態において、長さ約700 mmの複雑な状態の小腸内を、その形状を変えることなく最深部まで到達できた。現状の大腸内視鏡挿入では、折れ曲がった部分を直線化しながら深部まで挿入するのに対し、本マイクロマシンを大腸内視鏡に適用することで、腸を直線化することなく、挿入できることが示された。以上の結果は、先端のマシン動作により大腸内視鏡の挿入が容易になることを示唆している。

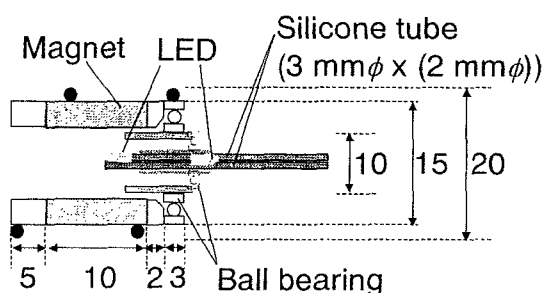


図4 大腸内視鏡誘導補助用磁気マイクロマシンの概略図

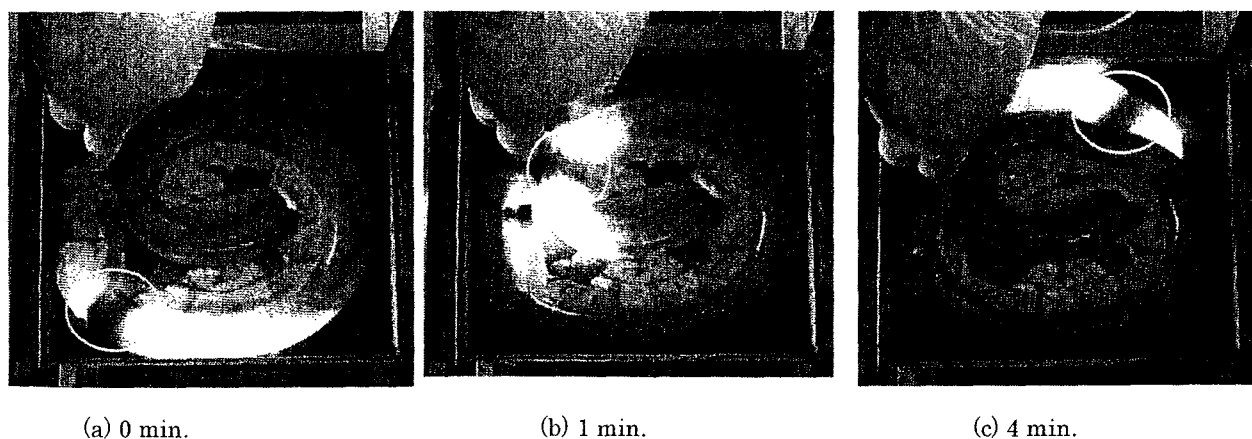


図5 ブタ小腸内における実験結果

第7章 結論

本研究では、らせん構造と永久磁石からなる磁気マイクロマシンによる医療応用の実現可能性を示すことを目的として、液体中、ゲル状物質中、空洞の管内を移動可能なマイクロマシンについて検討を行った。その結果、らせん機構および永久磁石からなる、生体内各種環境を移動可能な磁気マイクロマシンを実現し、それらの医療機器応用の可能性を実証した。

論文審査結果の要旨

医療分野では患者の QOL(Quality Of Life)を向上させる低侵襲医療技術の開発が熱望され、生体内をワイヤレスで推進可能なマイクロマシンの実現の期待が高まっている。著者は永久磁石とらせん機構を有し、ワイヤレスで推進用のパワー供給が可能な磁気マイクロマシンに着目し、液体中におけるマシンの運動の解析手法を確立した。さらにゲル状物質中や柔軟な生体器官中でも推進可能なマシンを実現するとともに、その推進方向の制御や複数個のマシンを選択的に推進させる方法を考案した。本論文はこれらの成果をまとめたもので、全編 7 章よりなる。

第 1 章は序論である。

第 2 章では、液体中を推進する磁気マイクロマシンについて、その泳動特性の解析手法を有限体積法による流体流れ場解析を用いて確立し、泳動効率の良いらせん形状を明らかにした。

第 3 章では、ウシやトリの筋肉中を推進することが可能なマシンの形状について種々検討し、実験的に確認したことを述べている。これまで、生体組織中を推進するマシンに関する研究報告例は全く無く、本章の結果は有用な成果である。

第 4 章では、消化器管を模擬した柔軟なシリコンゴムチューブ内を推進することが可能なマシンを試作した結果を述べている。

第 5 章では、マシンの推進方向の制御方法として、外部から印加する回転磁界の回転面に垂直の姿勢を保ちながらマシンが推進することを利用して、回転磁界の回転面を変えることによりその推進方向の制御が可能であることを実証している。また、マシンの小型化に伴う仕事量の低下を補うために複数のマシンを同時に使用する場合、マシンの推進速度および脱調周波数の特性に差をもたせることにより各々のマシンを個別に制御できることを実験的に示している。これらは実用上重要な成果である。

第 6 章では、マシンの医療応用のための基礎実験として、マシンに軟磁性体から構成されるワイヤレス発熱素子を搭載しカンテンファントム中に埋め込み、回転磁界を印加することにより発熱しながら推進する局所ハイパーサーミア用磁気マイクロマシンの試作を行い、加熱領域の拡大及び複数領域の加熱が可能であることを示した。次いで、これまで挿入技術の習得が難しいとされる大腸内視鏡の先端部にマシンを装着した模擬内視鏡を試作し、その動作をブタの腸を用いて実証し挿入が極めて容易になることを示した。これらはマシンの実用化をはかる上で極めて重要な成果である。

第 7 章は結論である。

以上要するに本論文は、永久磁石およびらせん機構を有しワイヤレスで液体及びゲル中を推進可能な磁気マイクロマシンを実現し、それらの医療機器への応用の可能性を検討したもので、磁気工学ならびに医用工学の発展に寄与するところが少なくない。

よって、本論文は博士(工学)の学位論文として合格と認める。