

診断治療用マイクロ体内ロボットの腹腔内移動に関する研究

野方 誠, 北村 聡, 中木寿弘 (立命大) 犬伏俊郎, 森川茂廣 (滋賀医大)

Magnetic drive of a medical micro robot in abdominal cavity

*Makoto Nokata, Satoshi Kitamura, Toshihiko Nakagi (Ritsumeikan Univ.)
Toshirou Inubushib, Shigehiro Morikawa (Shiga Univ. of Medical Science)

Abstract— This paper presents a new type of medical micro robot keeping in the abdominal cavity driven by magnetic force. The motion of the robot, move environment and the photography with the camera has been investigated by in vivo experiment using simple prototype model. The friction force between the abdominal wall and organs has been measured. We have succeeded to drive the prototype model by simple magnetic field control. This study could be applicable to the micro internal robot as one of the useful medical tools.

Key Words: Medical micro robot, Magnetic drive, In vivo test

1. はじめに

我が国の平均寿命は世界一であり世界有数の長寿国となっているが、一方で高齢化の進展によって生活習慣病患者は急激に増加しており、日常の健康対策はもとより診断・治療技術の高度化が最重要課題となっている。そのため体の中を動きながら診断・治療を行う様々な小形ロボットが提案・開発されているが、消化器管内での移動がほとんどである。[1][2]

「診断・治療のためのマイクロ体内ロボットの開発 (文部科学省都市エリア産学官連携促進事業「びわこ南部エリア」)」では、Fig.1 に示すような長期にわたって腹腔、胸腔内に留まり、持続監視、持続治療を続けるマイクロ体内ロボットを開発するために (1) 体内コンピュータ (2) 体内内視ロボットの移動コントロール (3) マイクロ生体センシング/オペレーションの3つの研究グループに分かれて共同研究を実施している [3]。このうち著者らは、体腔内に留置されているマイクロロボットを磁場によって体外から自在に移動や回転させ、薬物の注入や切除、焼灼等の治療動作や検査動作を正確に制御することを目的として研究を進めている。

本報では、腹腔や胸腔内での移動について、実サイズモデルで生体内を移動させ、生体内の環境や内臓カメラによる撮像状況を調査し、移動のための駆動方法、ロボットの形状及び駆動システムの構築について検討したので報告する。

2. 腹腔内ロボットの移動に関する仕様

配線接続しない機器は、一時的な電極の接触や電磁誘導によりエネルギーを受け取り、バッテリーに蓄えてアクチュエータなどを駆動する方法が一般的である。これに対し、体内に埋め込まれる治療ロボットや人工臓器や人工器官などは、アクチュエータやバッテリーの搭載が望まれない機器である。外部磁場は、それらデバイスに回転力や推進力を直接供給することに適している。しかしその多くは内部に永久磁石を搭載しており [2][4]、心臓ペースメーカーとの同時使用は危険を伴う。また体外の携帯電話や金属などが、予期せぬ動き

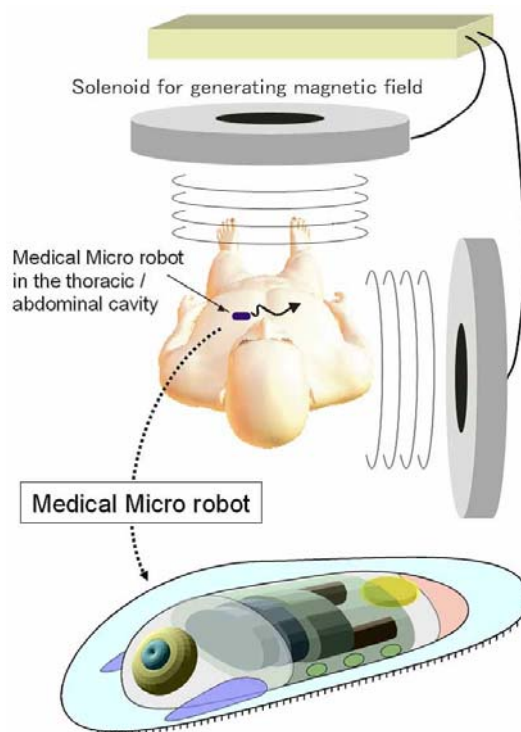


Fig.1 Schematic diagram of a medical micro robot keeping in abdominal cavity

を引き起こす危険が大きい。別手法として、磁性体を内部に装備して永久磁石なしに位置決めする方法 [5] があるが、正確な位置や姿勢の検出と複雑な磁場制御が必要である。

そこで本研究では、マイクロ体内ロボットの移動に関する仕様を下記のように定めた。

- 磁氣的, 電磁氣的に問題がない材質のみで構成
- 単純な磁場波形で推進力を遠隔発生
- 腹腔や胸腔で安全で安定した移動
- 小型化可能な構造

3. 生体内での移動実験

3.1 実験装置

マイクロ体内ロボットの移動環境や内臓カメラによる撮影状況を調査し、移動方法、ロボットの形状及び駆動システムの仕様を決定するために、実サイズモデルを用いた生体内移動実験を行った。確認事項は、体内移動における (a) 経路、摩擦、障害物、(b) 移動量、移動速度、(c) 撮影（画像や画質）とした。

今回用意した実サイズモデル（外径10[mm]）を Fig.2 に示す。撮影のための CCD イメージセンサ、磁力の発生と進行方向の安定化のための線状の磁性体、モデルの位置と姿勢を計測するための磁気式センサを内臓している。映像の無線送信機能が搭載されていないため、今回は有線にした。実験に用いた駆動システムを Fig.3 に示す。ソレノイド（巻線: 2×5 [mm], 巻数: 163 [回], 外径: 100 [mm], 内径: 50 [mm], 長さ: 100 [mm]), 着磁電源装置（50-900[V], 10000[μ F], 最大許容電流: 10000[A], 充電時間: 0~5[s]), 3軸ガウスメータで構成され、最大 2[T] のインパルス磁場を発生できる。印加した磁場及びモデルにかかる力は、事前の測定試験より、最大で 3[N] であった（Fig.4）。臓器間の移動摩擦の測定では、市販の 1 軸ステージを用いて、体内に挿入されたモデルを一定速度 20[mm/s] で引いた。



Fig.2 Experimental model for in vivo drive

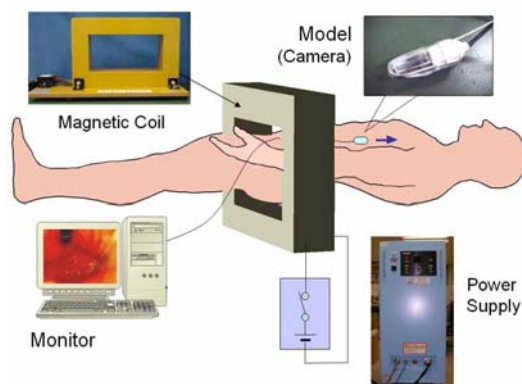


Fig.3 Total system of generating the impulse to the magnetic field for driving the models

3.2 移動実験結果

前述の実験装置を用いて、生体内移動実験を行った。実験の様と内臓カメラにより撮影された画像を Fig.5 に示す。確認事項 (a) について、移動前と移動後の状態を示すレントゲン写真を Fig.6 に示す。モデルの位置やケーブルの形状、内臓カメラの撮影画像より、腹壁に沿って肝臓や横隔膜付近まで移動したことを確認した。小腸と腹壁の間をスムーズに通過するためには、ロボットの進行方向面積を減らす形状と、多少なりとも磁場の印加方向を 3 次元で制御する必要性を感じた。臓器間の移動摩擦の計測結果を Fig.7 に示す。通過する経路により値は変動するが、いずれも発生磁力の最大値以下であった。確認事項 (b) の移動量や移動速度は、トランスミッタの配置の不備で正確な計測ができなかったが、1 回の磁場印加（約 100[ms]）で最大 1[cm] の移動を確認した。確認事項 (c) の撮影については、臓器間の隙間をかき分け、ロボット内に臓器の進入を防ぐ目的の塩化ビニルパイプの内壁に照明光が反射したり曇ったりしたため不鮮明となった。撮影のために生体内に空間を作り出す機能が必要あることも分かった。

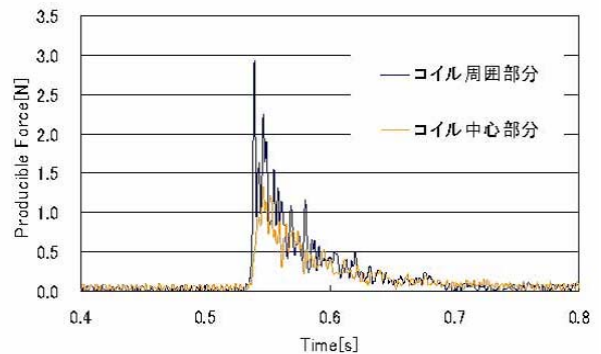


Fig.4 Graph of producible magnetic force

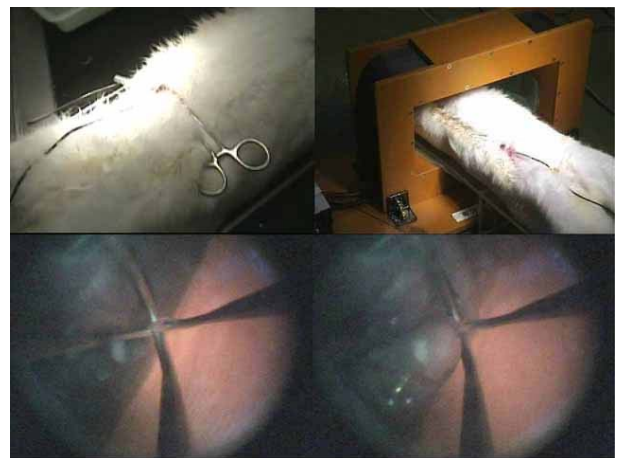


Fig.5 Photographs of in vivo experiment and Captured view of the abdominal cavity

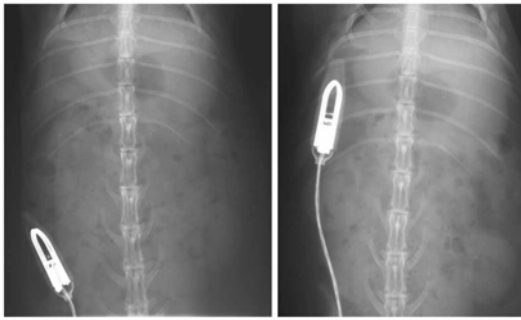


Fig.6 X ray photographs of model's movement

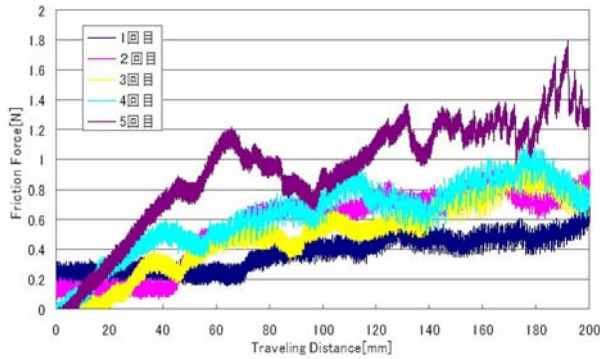


Fig.7 Graph of friction force when an experimental model passed through between internal organs and abdominal wall

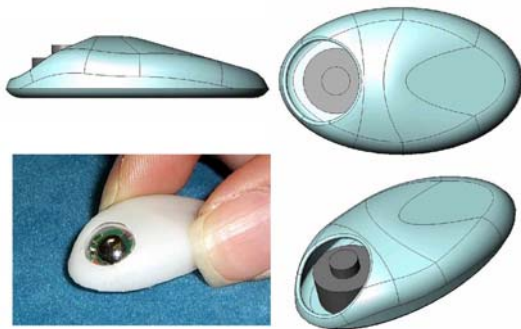


Fig.8 A photograph and 3D illustrations of a new model as the medical micro robot

4. おわりに

本報では、長期にわたって腹腔、胸腔内に留まり、持続監視、持続治療を続けるマイクロ体内ロボットの移動コントロールに関する調査結果を報告した。外部磁場を用いて実サイズモデルを生体の臓器間移動させる実験を行い、外部磁場による駆動に目処が立った。今回の実験結果から、現在、臓器-腹壁間のスムーズな通過のために、進行方向面積が小さい形状の体内ロボットの製作 (Fig.8) と、磁場の3軸方向印加を可能とする駆動システム (Fig.9) を構築している。これによりロボットを腹腔胸腔内の任意の方向に進めることが可能となる。今後、生体計測センサーやマニピュレータの

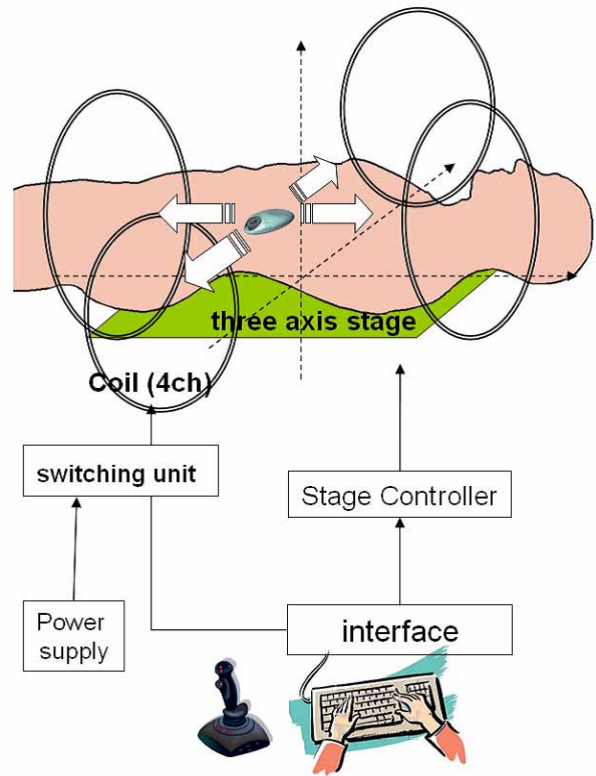


Fig.9 Schematic diagram of total system for magnetic driving a medical micro robot

機能を搭載したロボットを作成し、高精度な移動と診断治療機能の搭載を目指す。

謝辞

本研究は平成 16-19 年度文部科学省都市エリア産学官連携促進事業びわこ南部エリア委託事業費によってなされたことを記す。

- [1] K. Ikuta: "The Application Of Micro/miniature Mechatronics Abstract Medical Robotics", Proc. of 1988 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS88), pp.9-13, 1988.
- [2] CHIBA ATSUSHI, SENDO MASAHIKO, ISHIYAMA KAZUSHI, ARAI KEN'ICHI," Moving of a Magnetic Actuator for a Capsule Endoscope in the Intestine of a Pig", Journal ref: Journal of Magnetics Society of Japan, Vol.29, No.3 pp. 343-346, 2005.
- [3] <http://www.shigaplaza.or.jp/area/>
- [4] M. Tomie, A. Takiguchi, T. Honda, and J. Yamasaki: Turning performance of fish-type microrobot driven by external magnetic field, IEEE Transactions on Magnetics, Vol.41, No.10, pp.4015-4017,2005.
- [5] 原正一, 野瀬裕之, 徳良晋, 松永康二, 澤田秀夫: "磁力支持天びん装置の研究開発", 石川島播磨技報, Vol.43, No.6, pp.225-230,2003.
- [6] 野方 誠, 北村 聡, 中木寿弘, 犬伏俊郎, 森川茂廣: "体内留置型医療機器の新方式磁場駆動の提案", 第 14 回日本コンピュータ外科学会講演予稿集, pp.53-54, 2005.