

---

消化管内走行マイクロメカニズムに関する研究

---

17560235

平成17年度～平成19年度科学研究費補助金  
( 基盤研究 (C) )研究成果報告書

平成20年5月

研究代表者 伊藤 高 廣

九州工業大学 大学院情報工学研究院教授

## <はしがき>

消化管の手術後に行う導通試験の時間短縮のため、慣性反力走行による滑らかな外表面をもつ走行カプセルを提案し、基礎実験と理論解析を行った。走行速度向上のための理論解析と走行実験、電磁力、摩擦力など各種パラメータの同定、無線化のための方法を検討し、成果をIFTToMM国際会議（フランス ブザンソン）、精密工学会大会において発表した。

直径7mm、長さ12mmのカプセル本体に固定したコイルに交流電流を流し、コイル内の永久磁石（質量）が移動する際の慣性反力、壁面への衝突の衝撃力、走行面とカプセル間の摩擦力との組み合わせで走行させた。走行カプセルの速度向上のため、理論解析に基づく入力波形の改良を行った。カプセル内機構の非対称性とコイルの磁力特性が合成されてカプセルが一方向に走行することを解明した。理論解析の結果、単純な対称波形の時より大きな速度が得られる入力波形を考案し、確認実験により、従来に比べ2倍以上の走行速度の向上を得ることができた。

## 研究組織

研究代表者：伊藤高廣（九州工業大学 大学院情報工学研究院教授）

（研究協力者：林 輝）

（研究協力者：西村国俊）

交付決定額(配分額)

(単位金額:円)

	直接経費	間接経費	合計
平成17年度	1,500,000	0	1,500,000
平成18年度	900,000	0	900,000
平成19年度	800,000	240,000	1,040,000
総計	3,200,000	240,000	3,440,000

## 研究発表

### (1) 雑誌論文

T. Ito, T. Ogushi, and T. Hayashi, "Impulse-driven Capsule by Coil-induced Magnetic Field Implementation," 12th IFTToMM World Congress, Besancon, France, 2007.

### (2) 学会発表

- 1)伊藤, 岩本, 林, "消化管内走行カプセルの研究 (第三報)," 2006年度精密工学会春季大会学術講演論文集, pp. 917-918, 2006
- 2)小櫛, 伊藤, 林, "消化管内走行カプセル," 2007年度精密工学会春季大会第14回学生会員卒業研究発表講演会講演論文集

### (3) 図書

林輝, 伊藤高廣, コロナ社, "運動とメカニズム"

## 研究成果による産業財産権の出願・取得状況

(参考) "走行カプセル," 金澤、伊藤、林、特願2005-105168、2005年3月31日出願

# 消化管内走行マイクロメカニズムの研究

## 研究成果

### 1. 研究目的

① 本研究は消化管内を走行して診療・治療を行なう微小なメカニズムの設計・製作に関するものである。

② 人体のおよそ70%は細い管で構成されているといわれている<sup>1)</sup>。細く柔らかい管の中を走行する微小な機械が実現すれば、従来困難であった診療・治療の可能性を飛躍的に広げ解決手段を提供できるようになる。

現在は消化管の手術後に、胃や腸がきちんとつながったかどうかを検査するため、小さなゴムの球を患者に飲んでもらい、ぜん動運動により排出されることを確認する導通検査等が行なわれてきた。しかし、この検査では球を飲んでから排出されるまでに約1日を要していた。自走できる滑らかな形状の小さなカプセルが実現できれば、ぜん動運動に加えて自力で移動するので、検査にかかる時間、さらには入院費用を削減することができる。

本研究が独創的な点は、滑らかな外形を持つ微小なカプセルでありながら、管内を自走するメカニズムを実現したことである。駆動原理は単純であり、より微小なサイズにも適用できる。本研究による消化管内走行カプセルが実現されれば、現在約1日かかっている検査が数十分から1時間ほどで行なえるようになり、入院期間、費用の大幅な削減が可能となる。

③ 消化管内を移動する機械については、すでにいくつかの提案がなされているが、それらは機械外部に移動のための手足に相当する突起があったり、滑らかな形状であっても腸のぜん動運動を利用して自然に押し出されたりするものであった。滑らかな外形を持ちかつ自走できる微小機械は実現されてこなかった<sup>2)3)</sup>。本研究では、磁力による振動を利用して、滑らかなカプセル形状を持ちながら消化管内で自走できるメカニズムを実現し、消化管の診断が可能であることを検証する。

これまでに、この消化管内走行カプセルの1次試作品を完成し、ブタの腸の上を含めた走行実験を行ない、基本性能を確認した。走行カプセルの内部構造を図1に、外観を図2に示す。この成果は、平成16年4月21日の日刊工業新聞第一面に記事で紹介されるなど、内外の注目を集めた。平成17年度からはさらに小型化、高効率化を行ない、実用化を目指した。このためには実験装置を拡充する必要があり、科学研究費補助金を申請した。

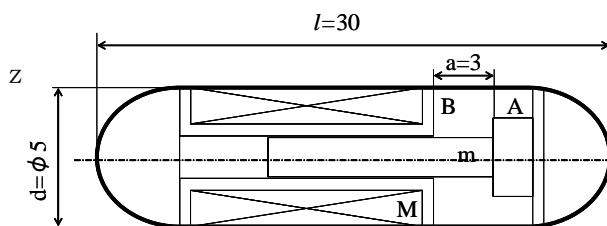


図1 走行カプセルの構造 (単位: mm)



図2 走行カプセル (1次試作) の外観

図中 M: コイル、m: 永久磁石、  
A: ピストン先端、B: コイルボビン

[参考文献]

- 1) T. Hayashi et al, Proceedings of Int.n Symposium on Precision Engineering and MEMS' 2002, pp. 64-70.
- 2) 特開平5-212093号公報
- 3) 特開平6-154191号公報

2. 研究実施内容、得られた知見

(1) 基本検討: 消化管内を走行するマイクロメカニズムとして、直径5mm、長さ30mm、重さ1.5gと小型で円筒状の「消化管内走行カプセル」を作成し、走行性能を確認した。ピストン運動する永久磁石をカプセル内に収めた単純な移動機構で、カプセル自身が振動しながら一定方向に動く。試作したカプセルの表面はアルミニウム製で、消化管内を傷つけないよう円筒状にした。この形で自力の移動を実現させるため、150回巻いたコイルと直径2mmの針金状の永久磁石をカプセル内に備えた。永久磁石は電磁力によって毎秒30往復、ピストン運動する。このときカプセル内の両端の壁にぶつかるが、進行方向の壁に向けてより強い力でぶつかるように設計した。この力を使ったカプセル自身の振動で一定方向に進んでいく。往復運動により永久磁石のピストンが内部の壁面に衝突するときの衝撃力とピストン運動時の慣性反力により、滑らかな外形にもかかわらず振動しながら移動することができる。

このカプセルを作成し、人体と同様の弾性をもつ合成ゴム (ファントム) や、ブタの腸の上で走行実験を行なった。この結果、この合成ゴムの上では乾いた状態、湿った状態のいずれでも秒速1cm~2cm、ブタの腸の上ではその半分程度の速度で走行に成功した。2~5Vの



図3. ブタの腸の上での走行実験

電圧をかけると指定の方向に進むことも分かった。また、力学モデルを作成し、電磁力、摩擦力とカプセルの走行速度、走行距離との関係を導き、実験結果とほぼ一致することを確認し、結果を精密工学会春季大会で発表した。

また、学外の企業研究機関の研究者（小笠原プレジジョンラボラトリ 林輝 顧問・東京工業大学名誉教授、西村国俊 元 NTT 電気通信研究所主幹研究員）からも、走行カプセルの移動機構、理論解析のための力学モデル、臨床面での応用について助言を受け、準備を進めた。

## （２）走行メカニズムの小型化

これまで研究してきた微細加工・組立て技術を応用して本研究を進めた。基本検討段階において走行を実現したカプセルの大きさは、直径5mm×長さ30mmである。これは飲み薬等のカプセルの一般的な大きさである直径5mm×15mmと比較するとまだ2倍の長さがあり、口から飲みこむにはまだ困難がある。そこで、走行カプセルの大きさを、まず長さで1/2にすることを目標とした。

走行カプセルは、内部磁石の往復運動による振動を走行原理としているため、長さを短くすれば、走行のための力を著しく弱めることとなる。この点を克服するため、コイルの改良による電磁力の増強、コイルに流す電流波形の改良による走行効率の改善を試みた。

この結果、直径4mm、長さ15mmの小型走行カプセルを実現した。

### （a）コイルの改良

直径5mmのカプセルに収まるコイルのボビン（円筒）径は3mmである。現段階では、このボビンに0.1mm径のエナメル線でコイルを約100回巻いている。小型化に伴いコイルも短くなるため、巻き数を多くして電磁力を確保する必要がある。しかし、小型化に伴い直径は同じかむしろ小さくなるため、巻き数を多くするためには、より細かいエナメル線を使用する必要がある。そこで0.05mm径のエナメル線を200回以上巻くこととした。

上記のような非常に細かいエナメル線を小さなボビンに巻くには、線を切らずに多数回規則正しく巻く必要があり、手作業では困難が伴う。従って微小コイルを作成するための装置も同時に作成した。微小コイル巻き装置は、極細エナメル線を巻いてあるもとのボビン（直径15cm、高さ20cm）からエナメル線を繰り出す部分、張力を一定に保つ部分、微小ボビンに均等に巻くため左右に往復する腕の部分、微小ボビンを回転させる部分、巻き数を自動的にカウントし表示する部分から構成される。

### （b）駆動波形の改良

走行カプセルの小型化に伴い減少する駆動力を補うため、コイルに入力する電流波形を改良した。従来は単純な交流波形（正弦波）を入力し、カプセルを走行させていた。これはカプセル内の構造が左右非対称であることにより生じる衝撃力の不均一を利用して一方向に移動させるものである。これに加えて入

力波形も＋方向、－方向に不均一とすれば、カプセルを進ませたい方向に、より大きな衝撃力を与えることができ、走行効率を向上させ、小型化による駆動力の減少を補償しあるいはより改善できる見込みがある。従来はファンクションシンセサイザにより発生させた信号を、小型のアンプにより増幅しカプセルの駆動に用いていた。しかしアンプの特性のため、＋に不均一な増幅ができず、高効率化の確認ができなかった。発生した信号を忠実に増幅できるアンプが購入できれば、効率向上の確認実験ができ、さらに各種波形（三角波、のこぎり波、正弦波）の比較により、最も走行速度の大きくなる波形、波形のシフト量の解明につながる。

## (2) 理論解析

走行カプセルの走行原理は、カプセル内磁石の往復運動による衝撃力、慣性反力である。しかし、単純な往復運動のみでは、その場で振動するだけで一方向に走行することはできない。走行のためには、左右非対称な内部構造が関係しているものと推定している。この走行原理を力学モデルによりシミュレーションできれば、より速く移動するカプセルを設計することが出来るようになる。

そこで、走行カプセルのメカニズムをモデル化し、理論解析、数値シミュレーションを行なう。走行カプセルを単純化した力学モデル(図4)を定式化し、電磁力/摩擦力の比と走行速度との関係を導いた(図5)。しかし、カプセル内永久磁石の運動については片側の壁への衝突しか考慮しておらず、十分とはいえなかった。平成17年度は、カプセル内永久磁石の往復運動を考慮し、カプセルの走行行程全てと左右非対称な内部構造まで反映した定式化を行い、より実際に近い理論解析を行なった。

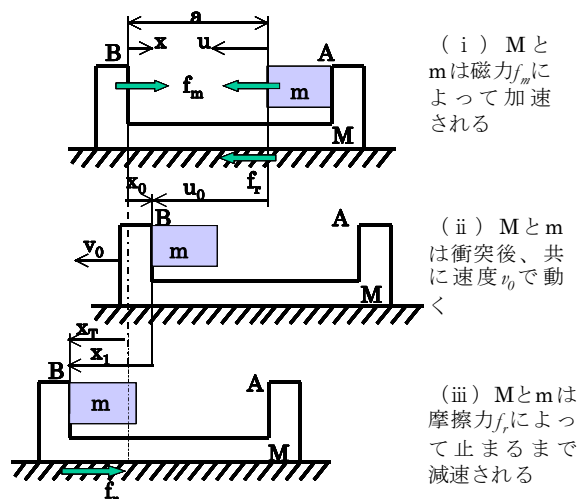


図4. カプセル走行の力学モデル解析結果

M:カプセル外殻質量、m:カプセル内永久磁石質量  
A:カプセル内右端壁面、B:カプセル内左端壁面  
 $f_m$ :電磁力、 $f_r$ :摩擦力、a:永久磁石可動域  
x:カプセル移動変位、u:永久磁石移動変位

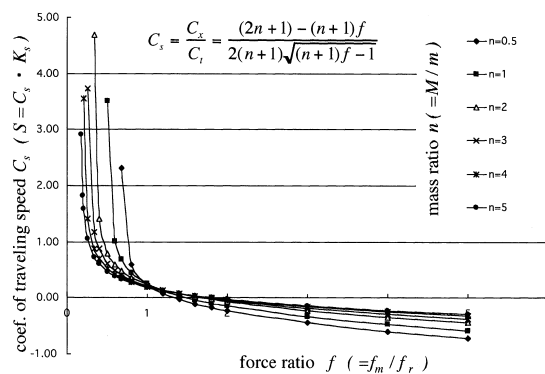


図5. 理論による速度特性

### (3) カプセル温度の測定

カプセルを生体内で用いる場合、コイルからの発熱による温度上昇が問題となる。温度上昇の少ない形態、材質を調べるため、各種カプセル走行時の表面温度を測定した。

様々なサイズ、材質のカプセル（図6）を製作し、駆動中の表面温度を測定した。カプセル外殻の材質としては、アルミニウム、アクリル、ゴムを用いた。一定時間駆動後、放熱と発熱がほぼ均衡する傾向がみられたため、駆動時間3分までのカプセル表面温度を、非接触温度計（スカイニー製 SM-220）を用いて測定、比較した（表1）。いずれも生体に影響を及ぼす程の温度には上昇しなかった。直径の小さなカプセルに比べ、直径の大きなカプセルの方が消費電力が少なく温度上昇も少ない傾向がみられた。空間の多い、太めのカプセルは空気による断熱効果で表面温度が上昇しにくいと考えられる。

走行速度一定の条件で、カプセルの表面温度上昇も測定した（表2）。駆動電圧一定条件における上記と同様の結果が得られた。

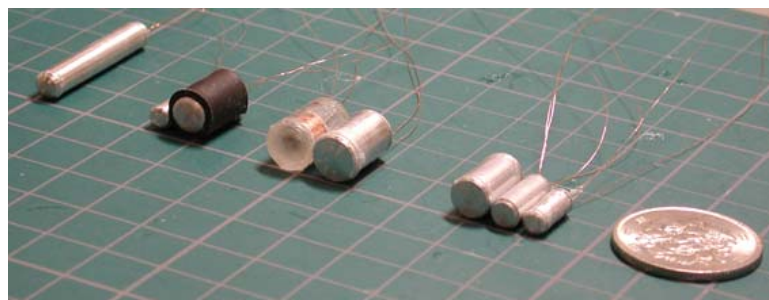


図6．製作した各種走行カプセルの外観

表1．カプセルの表面温度（室温 23℃）

機体	1分	2分	3分	電流
A(長さ30mm)	25℃	26℃	27℃	0.1A
B(径8mm)	27℃	28℃	30℃	0.06A
C(径4mm)	32℃	35℃	36℃	0.1A
D(アクリル)	30℃	32℃	32℃	0.05A
E(ゴム巻)	32℃	35℃	35℃	0.6A

表2．カプセルの表面温度（速度 10mm/s, 室温 18℃）

capsule	1 minute	2 minutes	3 minutes	current	voltage
A (l = 30 mm)	25.5 °C	25.8 °C	28.8 °C	0.55A	4.19V
B (d = 8 mm)	22.5 °C	22.5 °C	22.5 °C	0.12 A	1.22V
C (d = 4 mm)	22.0 °C	23.0 °C	23.3 °C	0.24 A	1.13V
D (acryl)	24.6 °C	25.1 °C	26.2 °C	0.09 A	0.91V
E (rubber)	27.3 °C	30.0 °C	35.5 °C	0.25 A	2.13V

(4) カプセル各種パラメータの測定  
 走行実験結果と合うシミュレーションを行うために、摩擦係数、電磁力について、カプセル各種パラメータを実測した。

a) 摩擦係数

カプセル本体と試料との間に働く、動摩擦力を、デジタルフォースゲージ（日本電産シンボ製 FGC-0.2）を使用し測定した。試料には、ゴムシート、ファントム（乾燥状態／表面が湿った状態）、の3種類を用いた。図7に測定装置の概略を、表3に測定結果を示す。

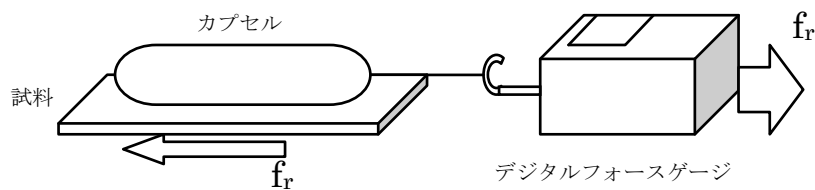


図7. 摩擦力  $f_r$  測定装置概略

表3. 摩擦力  $f_r$  の測定結果

Capsule	Aluminum			
Sample	Rubber plate	Phantom		Plastic plate
Sample condition	Dry	Dry	Wet	Dry
Friction force $f_r$ [N] (Average of 10 measured values)	0.020	0.015	0.018	0.005
Standard deviation	0.0034	0.0021	0.0016	0.0004

b) 電磁力

コイルに電流を流したとき、内側の永久磁石に及ぼす力を、電圧を変化させて測定した。図8に測定装置の概略を示す。

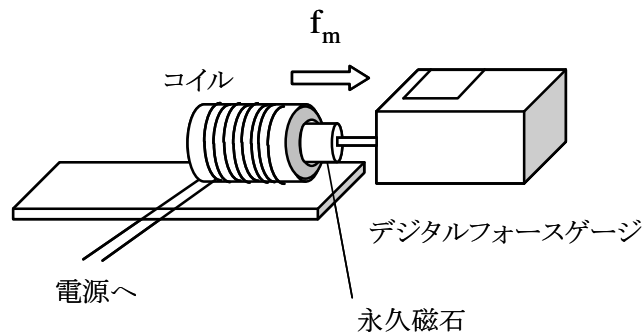


図8. 電磁力  $f_m$  測定装置

実験から、図9に示す電圧と電磁力の関係のグラフが得られた。電磁力は永久



磁石端がコイル端近くにあるときよりも、4 mm 程出ている時の方が強く、図 1 のカプセル断面図において永久磁石のピストンが右側の壁に当たる際の電磁力の方が左側の壁に当たる際の電磁力より大きいと推定できる。この非対称性が、カプセルが一方向へ移動できる理由と考える

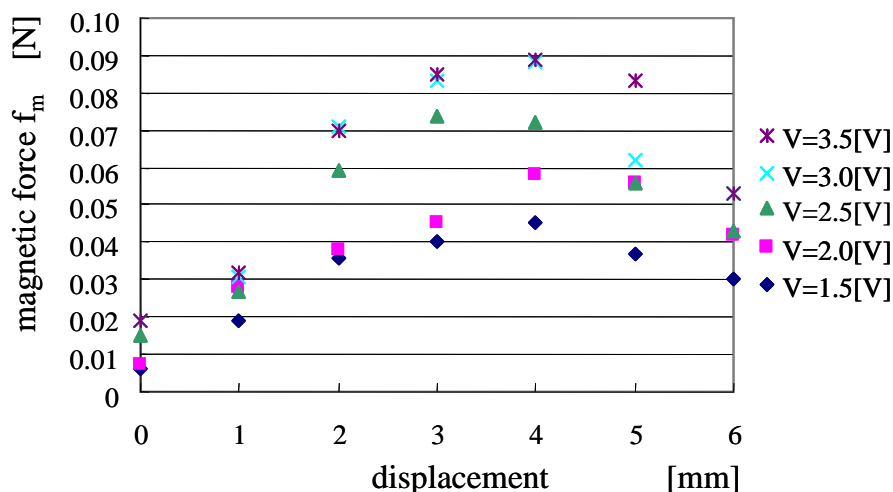


図 9. 各電圧における、磁石端-コイル端距離と電磁力  $f_m$ [N] の特性

### c) 実験結果、解析結果の照合

上記で求めたパラメータを用いて、解析結果をグラフ化し、走行実験結果と比較した。図 10 に照合結果を示す。両者はほぼ一致した。

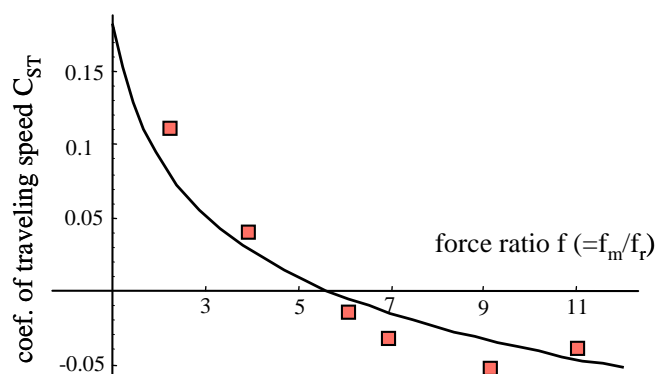


図 10 走行カプセルの速度特性  
(解析結果と実験結果 (■) の比較)

### (5) 解析結果を用いたカプセル速度の倍増

上記理論解析結果を基に入力波形の検討を行った。図 10 から、摩擦力  $f_r$  に対する電磁力  $f_m$  の比  $f$  の値により移動方向が逆転することがわかる。一方、図

9の入力電圧—電磁力特性および図10の速度特性から、カプセル内永久磁石を順方向に移動させる際に絶対値の大きな電圧を加え、逆方向に移動させる際には絶対値の小さな電圧を加えれば、カプセル本体は常に同じ方向に移動し、単純な+-対称の波形の時より大きな速度が得られると推定できる。そこで、一側の電圧絶対値を小さくした、図11(ii)に示す、波形を入力したところ、2倍以上の走行速度の向上が見られた(図12)。

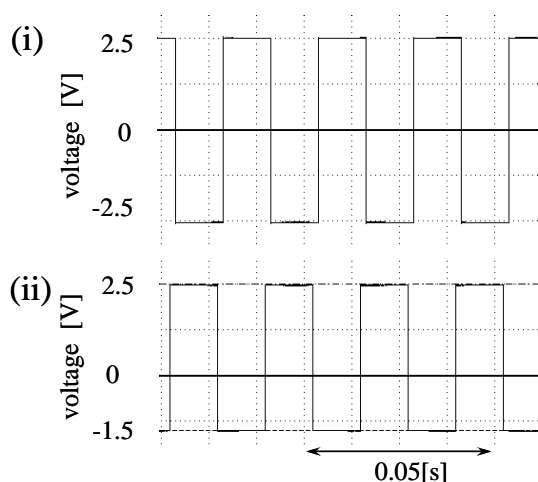


図 11. 入力波形の改良

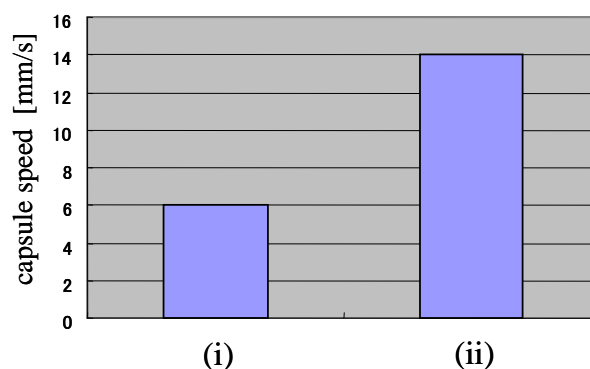


図 12. 走行速度の向上

(i):従来、(ii): 走行速度向上の改良後

(i):従来、(ii): 走行速度向上の改良後

#### (6) 無線化へ向けた検討

現状の走行カプセルでは外部から細いワイヤで電力を供給している。ワイヤはファイバースコープのケーブルより遥かに細いが、利便性を考えると無くした方がよい。そこでカプセルの無線化を検討した。無線化実現の方法の一つとしてカプセル内にボタン電池を搭載させるという方法がある。今までの走行カプセルは交流電源を用いて動かしているために、そのままでは電池で動かすことは出来ない。そこで、直流電源を用いた無線化実現の可能性を検討した。

直流電源対応のカプセル内にはシリンダーに直径 0.1[mm]のエナメル線を 100回ずつ二重に巻いており、コイルが 2 つ存在する。流れる電流の方向が逆である 2 つのコイルを周期的に切り替える事で磁界の方向を変化させることが出来、永久磁石に交流カプセルの時と同様のピストン運動を再現させている。コイルの切り替え方法として無安定マルチバイブレータ回路を利用している。直流カプセルの回路図を図 2 に示す。無安定マルチバイブレータ回路の信号が出力される部分に直接コイルを接続しても電流値が低いコイルは電磁石として機能しない。そこで図 2 中のトランジスタ TR1、TR4 を用いて電流値を増幅している。また抵抗

Rx、Ry は可変抵抗となっており、信号が出力される周期を変化できるようになっている。本研究ではカプセルと回路基板を分けて製作した。

図 1 3 に示した回路により、直流電源（電池）を用いたカプセル走行が可能なことを、実験により確認した。

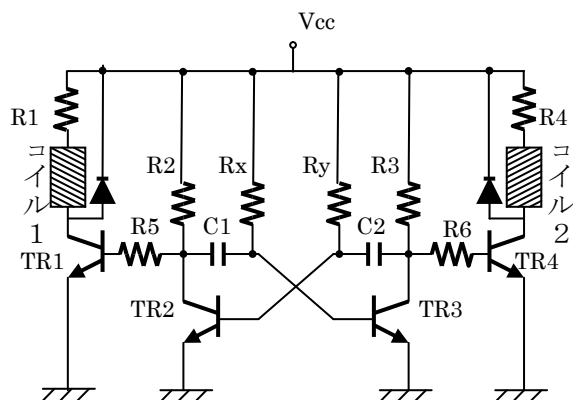


図 1 3 直流カプセル回路図

### (7) 今後の展望

ドラッグデリバリー (DDS) に走行カプセルを活用する方法を検討する。薬を体内の必要とする箇所だけに、必要な量だけ投与するドラッグデリバリーは、今後の医療に重要な役割を果たしていくことが期待されている。走行カプセルに、MEMS 技術で製作した投薬機能を搭載することにより、ドラッグデリバリーに貢献することを検討したい。また、体内組織の一部を採取する機能を搭載する方法についても取り組みたい。

以上、3年間の研究成果について述べた。各年度ごとの主な成果は、

平成17年度： カプセル小型化（従来の1/2サイズに）

平成18年度： 表面温度評価

平成19年度： 走行速度向上、無線化の検討

である。理論解析の改良と実験による検証は、全年度で行った。

### 3. まとめ

消化管内走行用カプセルの駆動機構を提案し、理論解析と駆動実験を行った。カプセルを小型化するとともに、表面温度上昇を防ぐには空気による断熱効果のある太めの形状が有利であることを見出した。理論解析結果を利用して入力波形を改良し、2倍以上の走行速度向上を得ることができた。

本研究について学会誌等に発表した印刷物を、以下につける。

- 1) 伊藤, 岩本, 林, "消化管内走行カプセルの研究 (第三報) ," 2006 年度精密工学会春季大会学術講演論文集, pp. 917-918, 2006
- 2) 小櫛拓人, 伊藤高廣, 林 輝, "消化管内走行カプセル," 2007 年度精密工学会春季大会第 14 回学生会員卒業研究発表講演会講演論文集, メカトロニクスⅡ, N-16
- 3) T. Ito, T. Ogushi, and T. Hayashi, "Impulse-driven Capsule by Coil-induced Magnetic Field Implementation," 12th IFToMM World Congress, Besancon, France, 2007
- 4) 同 発表スライド