原 著

滞留回避機能を付与したカプセル内視鏡の開発 －滞留回避機構の操縦特性

水野 光国* 山本 辰美*¹ 森 英 利*¹

Development of Capsule Endoscope Provided with Stay Evasion Mechanism
－ Characteristic Maneuverability of Stay Evasion Mechanics

Mitsukuni Mizuno*, Tatsumi Yamamoto*¹
and Hidetoshi Mori*¹

* Dept. of Mechanical Eng., Aichi Institute of Technology

*¹ Dept. of Life Sciences and Eng., Univ. of Toyama

Abstract

Stay evasion mechanics has been designed and applied to a capsule endoscope: the capsule is provided with two compartments controlled independently, each of which circumference retains a spiral tube in opposite directions. A prototype capsule has been developed and examined in a simulated bowel to confirm the characteristic maneuverability of stay evasion mechanics. Experimental results confirm that the spiral tube makes it possible to control the attitude of capsule easily only by combining the direction of driving force applied to two compartments, and that the gear ratio of each compartment exerts a strong influence on the velocity of capsule movement.

The friction force derived from capsule movement decreases with increasing galloping angle of capsule, suggesting that the friction force caused by the conventional capsule would be several mN. The calculated results show a large energy loss due to the motor rotation and/or the friction between the capsule and wall of the simulated bowel. The energy loss caused by the friction, however, would be expected to be reduced through miniaturization processes.

1. 緒 言

チューブ式内視鏡を使用した小腸検査時における被験者の苦痛を軽減するため、錠剤状カプセルを飲み込み、搭載された超小型カメラで小腸内部全体にわたって撮像し、その画像データを体外に無線通信で伝送するカプセル内視鏡システムの導入が進められている^{1～4)}。しかしながら、現在汎用されるカプセル内視鏡はいずれ

も自走することができず⁵⁾、消化管内においては食物と同じように、8 mにも及ぶ長い消化管の蠕動運動によって移動する。そのため、糖尿病などで消化管の運動機能そのものが低下しているような場合には、食道や胃の通過に時間がかかり、バッテリー性能の時間的制約から小腸全体が撮像できないことにもなり、診断に対する信頼性は十分とはいえない^{6～8)}。また重要な問題点として消化管の狭窄部位や腫瘍部位がある場合には、カプセル本体が滞留するケースも見られる。滞留は消化管内の穿孔や狭窄部位にカプセルが2週間以上留まる場合をいい、発

* 愛知工業大学工学部機械工学科

*¹ 富山大学工学部生命工学科

(原稿受付：2010年 3月31日)

生率としてはそれほど大きくはない。しかし滞留は消化管に重篤な症状を発生させる原因ともなり、カプセル内視鏡システムの安全性、信頼性を向上させるためにも、カプセル本体に滞留を回避する機能を具備させることが必要といえる^{9, 10)}。カメラによる撮像データの信頼性、カプセル移動走行の安全性や制御性、さらには滞留を回避する機能性などの付与が可能となれば、被験者への負担が大幅に軽減されるカプセル内視鏡の需要はますます増加するものと考えられる^{11, 12)}。

現在、滞留回避機能を付与した自走式カプセル内視鏡を実現するため、

- 1) 安定した信頼性の高い走行を可能とするリニアモータ推進式を基礎に、その駆動方式に対するPWM制御プログラムの確立および試験機を用いた走行試験の実施
- 2) 滞留回避機能を付与したカプセルの駆動方式や操作性能を検討するため、腸内壁環境を傷つけずに走行可能なカプセル外部構造を検討し、任意方向への並進および回転運動を可能とする姿勢制御プログラムを開発する
- 3) 外部磁場からの電磁誘導による電力伝送システムが撮像部、推進部および滞留回避機能に及ぼす影響を検討するため、映像データ伝送試験による磁場の影響を詳細に考察する

など、一連の研究をおこなっている。本研究は2)に関連して、カプセル本体の姿勢制御による滞留回避機能の付与を目的としており、本報では主に滞留回避機能発現のための駆動制御方式の操縦性について検討をおこなった。

2. 滞留回避機能の駆動原理

滞留回避のための姿勢制御方式の概要を図1に示す。カプセル本体を前後2分割し、その外周に互いに反対方向となる螺旋構造を施し、この前後室をおのおの独立して制御し、その動作の組み合わせにより任意方向への並進、転がりおよび回転運動を機能させることを意図している。構造体外周に螺旋構造を付与して機能的な運動を駆動することは、機構学の観点より広く

図1 滞留回避機能のための姿勢制御模式図

利用される一般的な駆動方法であり、医用機械の関連分野でも腹腔鏡手術への応用を目的とした内視鏡が考案されており、その運動解析が組織の粘弾性特性をモデル化して詳細に検討されている^{13, 14)}。本報では、螺旋構造に起因する駆動方式の自走式カプセル内視鏡への適用可能性を検討することが主目的であり、カプセルの主要な駆動は、並進運動に基づく腸内壁面の駆け上がり・落下による移動である。そして滞留状態に陥ったときの脱出を、独立制御した前後2分割の転がりや回転運動を併用して実現させることを目的としており、本報では、本機構の操縦性に焦点を絞った考察をおこなうこととする。

なお、本報ではカプセルの操縦制御に基づく滞留回避機能の発現を目的とするため、カプセルの遠隔操作が容易なモーター駆動を採用し、姿勢制御方式が滞留回避特性に及ぼす影響を検討することとした。そのため実用に供するカプセルの開発に際しては、前項の研究1)および3)の成果を考慮して総合的に検討することとしており、必ずしもモーター駆動が最適との判断は、現段階ではおこなうことができないことに留意する必要がある。

図2には、滞留回避機能を付与するための基

図2 滞留回避駆動制御方法の一例

本的な駆動制御方法の一例を示した。図はカプセルに作用する力の作用線が平行な、互いに反対方向の回転運動を前後のモーターがおこなう場合の例で、カプセル外周に施した螺旋構造部に生ずる力が等しい場合、これをXおよびY方向成分に分解すれば、Y方向成分は偶力として打ち消しあい、X方向成分の作用力のみが合力としてカプセルに働き、その結果+X方向への並進運動が駆動される。ここでモーターの回転方向をおのおの逆方向にすれば、-X方向への並進運動が駆動される。同様に前後モーターの回転方向を同方向に設定すれば、+Yあるいは-Y方向への運動も駆動することができる。ただしこの場合には、転がり摩擦および螺旋部の回転モーメントの作用により、カプセル本体は回転しながら±Y方向に並進することになる。一方、前後どちらかのモーターの駆動のみを利用すれば、偶力によってZ軸回りの回転運動を駆動することができる。

以上のように、前後モーター回転の組み合わせにより、表1に示すような8通りの基本動作をカプセルに付与することができる。ただし表に示す動作方向は、後室に内装するギアボックスの回転数が前室のそれより高い場合の例を示しており、回転数比が逆転すれば+および-方向も逆転する。さらに表は基本動作の制御方法を示したものであり、モーター駆動の交互の繰り返しおよびギア比の変更によって駆動速度を任意に設定すれば、腸内壁に対するカプセルの3次元的方向への駆動および移動速度を、ほとんど無段階で制御することも可能となる。とくに憩室や狭窄部位からの脱出に際しては、上

表1 ギア駆動方向組み合わせとカプセル動作方向の関係

パターン	ギア-1	ギア-2	動作方向
1	左	右	+X
2	右	左	-X
3	左	左	+Y
4	右	右	-Y
5	左	—	Z(右回り)
6	右	—	Z(左回り)
7	—	左	Z(左回り)
8	—	右	Z(右回り)

記駆動制御法を組み合わせた脱出プログラムを構築しておけば滞留が回避でき、また方向転換も容易であるため、任意の部位に戻って再度内部を撮像することも可能といえる。

3. 実験装置および実験方法

1) 試験装置

本報で試作した試験機の概要を図3に示す。機体は $\phi 50 \times 262.5^L$ の透明PVC（塩化ビニル）製薄肉円筒で、基本設計ではカプセルを前後に2分割し、その表面にはおのおの反対方向に螺旋状シリコンチューブが一定リード角（図の例では 10° ）で取り付けられている。ここで駆動装置として前後室には、おのおの独立してモーター（マブチモーターRC-260）と遊星ギアボックス（ギア比1:4と1:5のボックスユニットの組み合わせによって1:4～1:400間で8通りのギア比が設定可能）を装着し、モーター回転数は赤外線受信機を通した遠隔操作による電圧調整によって制御した。駆動装置の制御には汎用のマイコンボードAKI-H 8/3052Fを用い、専用マザーボードから制御プログラムの書き込みと実行をおこなった。また受信はPICマイコン（16F84A）でおこない、DCモーター用フルブリッジドライバ（TA7279AP）によ

(a) 試験装置の外観

(b) 試験装置のサイズ

図3 試験装置の概要

るモーターの正転、逆転、停止およびブレーキ操作の制御をおこなった。

カプセルが狭窄部位や穿孔への落ち込みによって滞留した場合には、その脱出動作には消化管内壁との間の摩擦力や回転を利用する。そのためカプセル本体が空転したりして腸内壁を傷つけない最大の負荷可能量を把握しておく必要がある。試験装置には安全性確保のために、過度な動作による消化管内壁の損傷を回避する策として、すべり覚センサを用いた制御をおこなうこととしている。このため試験機にはすべり覚センサとして歪ゲージ（ゲージ率2.1およびゲージ抵抗350 Ω ）を外周に取り付け、測定用ホイーストブリッジおよびオペアンプ回路を内蔵させている。ただし駆動操作に伴う歪量と操作特性の関係については現在試験を進めており、その詳細については今後の検討課題とし、本報では並進、転がりおよび回転運動に対する駆動原理の有用性に焦点を当てることとする。

2) 走行試験

試験機は腸管内壁の環境を模擬したテストコースにより、X方向の並進運動に基づく走行試験をおこない、試験機挙動の観察による滞留回避機能の操縦性、管内移動速度の制御性、および安定走行を保証する制御プログラムの構築をおこなった。腸管内モデルは内径 $\phi 50$ 、外径 $\phi 60$ 、長さ500 mmの亚克力製円筒を縦に2/3分割したものを使用し、その内面には約10 mm間隔で高さ20 mmのシリコン製ヒダを接着し、さらに全内表面にヒトの皮膚に摩擦係数が類似する超軟質ウレタン樹脂を被覆した（図4）。ウレタン樹脂は、主剤（ポリオールブレンド）と硬化剤（イソシアネート）をvol.比3:1で混合・硬化させ、シリコン製ヒダ表面に4~8 mmの厚みで被覆した。さらに硬化したウレタン表面の摩擦係数を低減させるため、表面コート剤（イソシアネート/酢酸ブチル（40/60 vol.%）, 粘性係数30 mPa・s）を全表面

図4 腸管内壁モデルのシリコン製装

に塗布した。試験機とテストコース表面との摩擦特性については、実際に内壁と接触する螺旋状部分のシリコンチューブとテストコース表面との間で実測し、その結果、静摩擦係数は7.4であった。実際の消化管内壁表面には腸液が存在し、摩擦力も減少することが予測される。ここでは例として腸液を水で模擬することとし、超軟質ウレタン樹脂表面を水が浮かない程度に浸し、シリコンチューブ表面との間の摩擦特性を評価した。そのときの静止摩擦係数は1.3であり、約18%まで減少した。この程度の潤滑でも摩擦力を大幅に減少させることができ、実際にカプセル内視鏡を適用する場合には、消化管内壁との間の表面摩擦力の影響を的確に把握しておくことが重要といえる。

4. 実験結果および考察

図5には、ギア動作方向の組み合わせによって試験機が動作する様子をビデオ撮影した画像を例示した。パターン1および2ではX方向への並進運動、パターン3および4はY方向への転がり運動、またパターン5~8では紙面に垂直なZ軸回りに回転運動している様子を確認することができる。いずれも、時間 $t=0$ ~数s間における試験機の運動を3分割したものを表しているが、運動の速度自身はギア比を変化させれば容易に制御することが可能である。また試験機の動作性の確認に関しては、不織布および目印となるテープ上での操作になってい

図5 駆動パターンに基づく試験機の挙動

るが、実際の腸管内壁を模擬したテストコースでの走行は、摩擦力の違いに起因する速度変化はあるものの、走行性そのものに関してはなんら相違はないといえる。

1) 試験機と内壁面の相互摩擦

腸管内でのカプセル搬送は並進運動の駆動によっておこない、転がりや回転運動は滞留状態からの回避をおこなう場合に併用される動作である。この並進運動による移動は、外周の螺旋構造に起因した腸管内壁の駆け上がり、および摩擦力低下による落下あるいは滑りを繰り返して進行する。そのため、壁面との摩擦力を把握することは、カプセルの運動を解析する上でも重要といえる。図6に示すように、いま消化管内の中心をO、カプセルが管内壁と接触する点をAとする。カプセルCが腸壁を駆け上がり、接触点Bまで到達したとすれば、このときの移動角 α を駆け上がり角と定義することができる。ただし実際のカプセル側接触点は螺旋状シリコンチューブであり、リード角 θ の分だけ

図6 消化管内におけるカプセル駆け上がり角

図7 駆け上がり角と静摩擦力の関係

図6に示す平面より傾いていることになる。したがって、傾いた螺旋状外周部に作用する推進力の円周方向成分が分力として作用していることになる。ここでカプセルが駆け上がると摩擦力が減少する様子を、表面を潤滑処理した場合としない場合について推算した結果を図7に示す。潤滑処理をしていない場合に比して、水を潤滑剤として使用した場合には0.3N以下の静摩擦力で、駆け上がり角の増加に伴って減少する様子が確認される。実験に使用した試験機は総重量が約350gであり、実際に小型化された場合のカプセル重量は大幅に減少するため（例：ギブン・イメージング社製M2Aは約3.7g）、消化管内壁に作用する摩擦力は数mN程度の値になることが予想される。ここでは壁面位置と摩擦力との関係に基づいた考察に限定しているが、得られた推算値が腸内壁にどのような影響を及ぼすかについては、腸組織の幾何学的構造や粘弾性などを考慮した摩擦特性の解析によって考察する必要がある。

2) 走行特性

図1におけるY方向転がりおよびZ軸回りの回転運動の駆動は、滞留状態からの脱出において重要となる駆動である。図5で記すように、各動作は極めて短時間での駆動が可能であり、その組み合わせによる滞留状態からの脱出や回避操作への適用可能性も十分有するものと考えられる。また実際の観察でも、表1にあるパターンの組み合わせによって複雑な動作を示すことは確認している。

カプセルの走行性能としては、基本的には安定した消化管内の搬送であることから、ここでは腸管を模擬したテストコースを使用し、駆動パターン1および2における並進運動の特性を考察することとする。すなわち走行試験として、ギアボックス-1および-2のギア比を1:1.2（ギアボックス-1:18rpm, ギアボックス-2:22rpm）および1:2.4（ギアボックス-1:18rpm, ギアボックス-2:44rpm）とした場合の+X方向への並進運動の測定結果を代表として考察する。またこのとき、ギアボックス-1を前方とする場合と後方とする場合の2つの組み合わせが考えられるが、これは試

験機の前進および後退運動に対応しており、その操作特性は滞留からの脱出あるいは後退して再撮像を実行させる場合に、とくに重要な示唆を与えることになる。

図8にはギア比1:1.2, ギアボックス-1を後方に設置した場合の試験機移動距離の経時変化を例示した。データとしては最も移動速度が速い場合と遅い場合、および平均的挙動を示した場合を例示した。テストコース表面の性状にはある程度の不均一さがあるにもかかわらず、比較的類似した移動速度を繰り返しており、安定した走行特性を示していると考えられる。他のケースもほとんど同様に安定した走行特性を示しており、駆動開始時における静摩擦の影響で多少の遅れを生ずる傾向はあるものの、試験機本体の空転やトルク不足による停止などは観測されなかった。図9にはギア比を1:1.2および1:2.4とし、さらに各設定駆動条件下でギアボックス-1を前方とした場合と後方とした場合の平均移動距離と時間との関係を点綴した。いずれの平均値も、10回の試験結果から算出した値を示している。図中データの勾配より算出した平均移動速度は、ギア比1:1.2のとき、ギアボックス-1を前方にした場合が4.5mm/s、後方に設置した場合が3.5mm/s、またギア比を1:2.4とした場合には、それぞれ10.0mm/sおよび3.6mm/sが得られた。ギアボックス-1を後方に設置した場合には、ギア比の変更をおこなっても移動速度には大きく影響していないが、前方に設置した場合には2倍以上の移動速度となっている。これらの結果は試験機の前後

図8 試験機移動距離の経時変化の実測例

(a) ギア比 1:1.2

(b) ギア比 1:2.4

図9 試験機移動距離の経時変化

室重量が異なることに起因し、重心位置の移動に伴って、腸壁と本体の接触状態および摩擦力が異なって作用したためと推察される。

図中の理論値は、いずれも摩擦や回転の駆動に伴うエネルギー損失を無視した場合の移動距離と時間の関係を示している。図10は試験機外周の模式図で、螺旋のピッチPはカプセル

図10 試験機外周の構造

が一回転したときのX方向への移動距離に相当している．ここでカプセルのX方向移動距離 $x(t)$ とカプセルの回転速度 γ (rad/s)およびモーター回転数 n (rpm)との関係について考察する．螺旋リード角 θ (rad)は、カプセル直径を d とすれば幾何学的に

$$\tan \theta = \frac{P}{\pi d} \quad (1)$$

の関係がある．また n と γ には次の関係がある．

$$\frac{n}{60} \propto \frac{\gamma}{2\pi} \quad (2)$$

摩擦などがなければ、上式は等号で表される．式(1)および(2)より移動距離は

$$x(t) = \frac{n}{60} P = \frac{n}{60} \pi d \tan \theta \propto \frac{\gamma}{2\pi} \pi d \tan \theta \quad (3)$$

と表せる．しかし実際には摩擦力や変形、あるいはモーター回転に伴うエネルギー損失があり、この損失をリード角とモーター回転数に依存すると考えれば、正味の移動距離は

$$\bar{x}(t) = x(t) - A(n, \theta) \quad (4)$$

で推算される．図9で示される理論線はエネルギー損失項を $A=0$ とした場合の推定値で、ギア比1:1.2では10.6mm/s、また1:2.4では16.4mm/sと算出される．したがってギア比1:1.2では約6割が、またギア比1:2.4では約4割のエネルギー損失が起きていることになる．ただし試験機の重量を考慮すれば、ダウンサイジングによる実用の際には摩擦力の大幅な低減が予想され、またそれに伴って空転やトルク不足による駆動制御が不可能となる事態も軽減されるため、全体としてのエネルギー損失も大幅に減少することが期待できる．

本報では、滞留回避機能を付与したカプセル内視鏡の駆動方式の提案と操縦特性との関係について考察した．また本報で使用した腸内壁を模擬したテストコースでは、試験機のサイズに起因して、並進運動によるカプセルの搬送実験に限定している．今後は滞留回避性能に及ぼす螺旋リード角の影響、駆動時における外乱パラメータの特定、腸組織の粘弾性を考慮した摩擦特性の解析に基づくエネルギー損失の考察、および過度な動作に伴うすべり量の正確な把握な

どに関して検討を進め、滞留回避プログラムあるいは滞留脱出プログラムの最適化をおこなう．また、試験機の小型化も並行して実施する予定である．

5. 結 言

カプセル内視鏡に合理的な滞留回避機能を付与するため、カプセル本体を前後2分割しておのおのを独立制御し、その駆動の組み合わせで任意方向への並進、転がりおよび回転運動を機能させる方式を提案し、その有用性を試作機による実測から検討した．その結果、

- 1) カプセル前後室の外周に、互いに反対方向となるように施した螺旋構造に起因する駆動力の組み合わせによって、ほとんど任意方向へのカプセルの姿勢制御ができる可能性が確認された．また前後室に内装したギア比の設定およびその組み合わせによって、前進および後退速度を任意に制御できる可能性も示唆された．
- 2) 腸内環境を模擬したテストコースによって走行試験をおこない、安定した並進運動による管内移動速度を示すことが観察された．また僅かな潤滑処理でも、駆け上がり角に対する摩擦力は大きく減少し、消化管内壁に作用する摩擦力は数mNと想定された．さらに試作機では摩擦や回転に伴うエネルギー損失が大きく実測されたが、ダウンサイジングに伴う摩擦力の大幅な低減により、エネルギー損失も減少することが期待される．

謝 辞

本研究の一部は、財団法人御器谷科学技術財団による研究開発助成を受けた．ここに付記して謝意を表します．

文 献

- 1) 渡辺憲治, 斯波将次, 樋口和秀ほか. カプセル内視鏡の適応と現況. *medicina*. 2006, Vol. 43, No. 8, p. 1,306-1,309.
- 2) 渡辺憲治, 山上博一, 斯波将次ほか. カプセル内視鏡vs.ダブルバルーン内視鏡. *臨床消化器内*

- 科. 2007, Vol. 22, No. 3, p. 317-323.
- 3) Tajiri, H. What do we see in the endoscopy world in 10 years' time?. *Digestive Endoscopy*. 2007, Vol. 19 (suppl. 1), p. 174-179.
- 4) de Franchis, R.; Rondonotti, E.; Villa, F. Capsule endoscopy-state of the art. *Dig Dis*. 2007, Vol. 25, No. 3, p. 249-251.
- 5) 森田英次郎, 大塚尚武, 遠藤康則ほか. 磁場により駆動制御を行う自走式カプセル内視鏡作製の試み. *消化器内科*. 2009, Vol. 48, No. 2, p. 177-183.
- 6) Eliakim, R.; Sharma, V.K.; Yassin, K. et al. A prospective study of the diagnostic accuracy of PillCam ESO esophageal capsule endoscopy versus conventional upper endoscopy in patients with chronic gastroesophageal reflux diseases. *J Clin Gastroenterol*. 2005, Vol. 39, No. 7, p. 572-578.
- 7) Eisen, G.M.; Eliakim, R.; Zaman, A. et al. The accuracy of PillCam ESO capsule endoscopy versus conventional upper endoscopy for the diagnosis of esophageal varices : a prospective three-center pilot study. *Endoscopy*. 2006, Vol. 38, No. 1, p. 31-35.
- 8) Fukumoto, A.; Tanaka, S.; Shishido, T. et al. Comparison of detectability of small-bowel lesions between capsule endoscopy and double-balloon endoscopy for patients with suspected small-bowel disease. *Gastrointest Endosc*. 2009, Vol. 69, No. 4, p. 857-865.
- 9) 大宮直木, 荒川大吾, 中村正直ほか. Crohn病に対する小腸内視鏡の有用性. *胃と腸*. 2006, Vol. 41, No. 12, p. 1,661-1,667.
- 10) 中村哲也, 寺野 彰. 小腸用カプセル内視鏡の実際. *医学のあゆみ*. 2007, Vol. 220, No. 3, p. 211-215.
- 11) Bang, S.; Park, J.Y.; Jeong, S. et al. First clinical trial of the "MiRo" capsule endoscope by using a novel transmission technology : electric-field propagation. *Gastrointest Endosc*. 2009, Vol. 69, No. 2, p. 253-259.
- 12) Baek, N.K.; Sung, I.H.; Kim, D.E. Frictional resistance characteristics of a capsule inside the intestine for microendoscope design. *Proc Inst Mech Eng*. 2004, Vol. 218, No. 3, p. 193-201.
- 13) Rentschler, M.E.; Dumpert, J.; Platt, S.R. et al. Modeling, analysis, and experimental study of in vivo wheeled robotic mobility. *IEEE Trans. Robot. Autom*. 2006, Vol. 2, p. 308-332.
- 14) Rentschler, M.E.; Dumpert, J.; Platt, S.R. et al. An in vivo mobile robot for surgical vision and task assistance. *J Med Devices*. 2007, Vol. 1, p. 23-29.