

## イレウスチューブバルーン内圧のセルフチューニング制御

関 健 史\*・長 縄 明 大\*\*  
岡 潔\*\*\*・芳 野 純 治\*\*\*\*

### Self-Tuning Control of Balloon Internal Pressure in Ileus Tube

Takeshi SEKI\*, Akihiro NAGANAWA\*\*,  
Kiyoshi OKA\*\*\* and Junji YOSHINO\*\*\*\*

The recent development of the double balloon and capsule endoscopes has enabled the observation of the entire small intestinal area. However, it is difficult to use these endoscopes in patients who suffer from intestinal obstruction and adhesion. We have developed a new endoscope that can be used in patients who suffer from these problems; the instrument consists of an ileus tube and an optical fiberscope (diameter 1.1 mm). The entire small intestine can be observed by controlling the internal pressure of the balloon in the ileus tube and by pulling the tube out at a constant speed. In our previous study, we developed an internal pressure control device that consists of a balloon attached to an ileus tube and a medical syringe. We also verified the control performance of this device. However, the performance of an endoscope using this control system cannot be guaranteed, because of the various types of syringes used by doctors. In this study, we have designed a new two-degrees-of-freedom control system having self-tuning capabilities that enhances the control performance for various types of syringes. The effects of the proposed method are illustrated by the experiment. The obtained results show that balloon pressure in the reference response satisfactorily tracks the output of the reference model and can be settled within  $\pm 2\%$  in steady state. In addition, the disturbance rejection properties of the PID control method were affected by the changes in balloon pressure, but this problem can be solved by using the proposed control system. Furthermore, despite the increase in the balloon pressure during the pulling out experiment performed using an intestinal model, we were able to suppress influence of disturbances. These results suggest that it is possible to pull the tube out at a constant speed.

**Key Words:** Ileus tube, Syringe, Two-degrees-of-freedom control system, Self-tuning(ST) control, Loop gain

#### 1. はじめに

現在、小腸内の全域検査を行う装置として、ダブルバルーン内視鏡やカプセル内視鏡が使われている。ダブルバルーン内視鏡は、電子スコープ先端部に装着された2つのバルーンにより、腸管の把持と解除を繰り返し、深部に挿入しながら観察・処置を行うものである<sup>1)~3)</sup>。これに対してカプセル内視鏡は、カメラおよび無線装置を内蔵し、腸管内を蠕動運動によって前進しながら非侵襲的に腸管内の撮影を行い、画像データを体外に送信し観察を行う<sup>4)~6)</sup>。これらの内視鏡は、

プッシュ式やロープウェイ式などの従来の内視鏡と比べて、検査が容易で患者への負担も少ない。しかし、小腸に癒着や狭窄が存在するイレウス症例の患者に対して、ダブルバルーン内視鏡では、あらかじめイレウス治療用の医療用チューブを体内に挿入して事前処置を施す必要があり、カプセル内視鏡では、狭窄部で停留してしまう可能性があるため、適用が制限される場合がある。

一方、イレウス症例の内科的治療法として、イレウスチューブを用いた方法があり、患部で詰まった消化物などをチューブ先端部の側孔から吸引排出して治療する<sup>7)</sup>。筆者らは、このイレウスチューブと、開発した外径1.1mmの極細径光ファイバースコープを組み合わせ、イレウス症例の患者に適用可能な小腸内視鏡に関する研究開発を行っている<sup>8)</sup>。本内視鏡の特徴は、イレウス治療のため既に腸内に挿入されているイレウスチューブの内腔に、光ファイバースコープを挿入することで腸内観察が可能であるため、挿入時に与える患者への負担が少なく、挿入時の腸管内損傷の危険も低いことなどが挙げられる。また、イレウス治療直後の病変部観察が可能になり、手術適用の判断などにも使用できることが期待されている。

\* 福井大学  
福井県吉田郡永平寺町松岡下合月 23-3  
\*\* 秋田大学大学院  
\*\*\* 日本原子力研究開発機構  
\*\*\*\* 藤田保健衛生大学  
\* University of Fukui  
\*\* Akita University  
\*\*\* Japan Atomic Energy Agency  
\*\*\*\* Fujita Health University  
(Received July 27, 2010)  
TRIA 002/11/1002 ©2010 SICE

これまでに、医師による臨床試験を実施しており、チューブ先端部付近の腸内観察が可能であることを確認している<sup>9)</sup>。しかし、腸管内の一部の映像取得であったため、これを腸管内の全域検査に拡張できれば、新しい病変やまだ明らかになっていない病気を発見できることが期待されている。

そこで、イレウスチューブと光ファイバースコープに、イレウスチューブのバルーン内圧制御装置を新たに組み合わせ、腸管内の全域検査が可能となるための検討を行っている<sup>10)</sup>。本手法では、体内に挿入したイレウスチューブと光ファイバースコープを同時に引き抜く際に、バルーン内圧が一定の値を保持するように制御を行い、挿入時に蠕動運動により手繰り寄せられた腸管を、一定の速度で開放しながら観察を行う方法を考えている。Fig. 1 に内圧制御装置の概要を示す。その構成は、水圧シリンダ（または医療用シリンジ）、圧力センサ、制御用 PC、モータとボールねじ、スライダからなる。イレウスチューブの一方弁は、三方活栓によりシリンダや圧力センサと接続されている。シリンダのプランジャはスライダに固定されており、モータのトルクがボールねじで推力に変換され、スライダを図の左右方向に動かすことにより、バルーン内圧を加減することができる。これまで得られた研究開発の成果は、以下の(1)に水圧シリンダを用いた場合<sup>11)</sup>を、(2)に医療用シリンジを用いた場合<sup>12)</sup>をまとめた。

- (1) 著者らの以前の研究では、バルーン内圧制御に関する報告はなされておらず、またイレウスチューブは、軟質塩化ビニル樹脂やシリコーンゴムなどの材質が使われており、制御性能を予測することが困難であった。そこで、工業用の水圧シリンダを組み込んだバルーン内圧制御装置を製作し、制御性能を検証した。目標値応答の検証では、定常圧力から 10kPa の加圧または減圧する目標圧力に対して、 $\pm 1.5\%$  の範囲で安定させることができ、高精度な制御性能が実現できた。また、外乱抑制の検証では、制御を行わない場合と比較して、圧力変動を 10%以下まで抑えることができた。さらに、実際の腸管を模擬して製作したシリコン製の腸管モデルを用いた引き抜き実験では、引き抜き時の圧力変動を抑えることができ、バルーン内圧を制御することによって、イレウスチューブを一定速度で引き抜ける可能性を示した。
- (2) 水圧シリンダを用いた検証により、バルーン内圧を高精度に制御できることが明らかになったので、シリンダ本体の滅菌性や容量過多の問題を解決し、さらに患者へ与える不安感を軽減するため、Fig. 2 に示す臨床で一般的に使われている医療用シリンジ（本論文のシリンジ A に対応）を用いた制御装置を製作し、その性能を検証した。その結果、目標値応答の検証では、定常圧力から 2kPa 加圧する目標圧力に対して、 $\pm 2.5\%$  以内の精度で安定させることができた。また、外乱抑制の検証では、制御を行わない場合と比較して、圧力変動を 12%以下まで抑えることができた。この結果より、水圧シリンダを用いた場合と同等の制御性能を実現できることが確認できた。

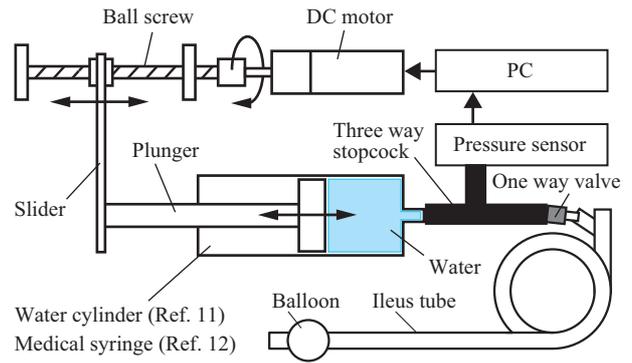


Fig. 1 Composition of balloon pressure control system

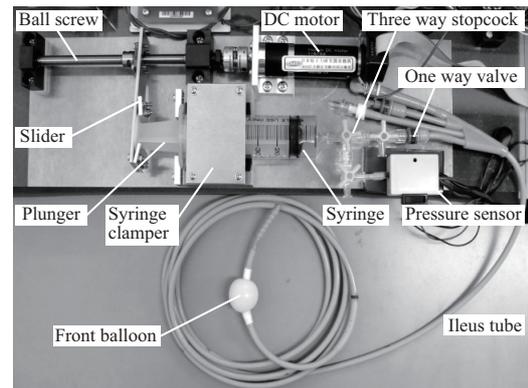


Fig. 2 Balloon pressure control system using a medical syringe

しかし、(2) では、シリンジを用いても高精度な制御を実現できることが確認できたが、実際の臨床で医師が用いるシリンジは、メーカーが異なり、さらに容量も異なると予想される。このため、シリンジの動特性も異なるため、制御性能を保障することができない。

本研究では、医師が選定したシリンジを内圧制御装置に設置した場合において、これを特性変動と考え、セルフチューニング (ST) により補償する方法について検討を行う<sup>13)</sup>。具体的には、逐次最小 2 乗法を用いて内圧制御装置のシステム同定を行い、その結果を用いてフィードバックコントローラのゲインを調整し、制御性能を保持するものである<sup>14), 15)</sup>。

本論文の構成は、はじめにバルーン内圧制御装置の概要について述べ、異なるシリンジを設置した場合のステップ応答の結果を示し、特性変動を有することを示す。つぎに、制御装置のモデル化について述べた後、制御性能を保持するための ST 法について述べ、実験によりその有効性を示す。最後に、本論文の結言を述べる。

## 2. 装置構成

### 2.1 小腸内視鏡システムの概要

著者らが研究開発を行っている小腸内視鏡システムは、イレウスチューブ、光ファイバースコープ、照明光源、映像取得ユニット、テレビモニタ、およびバルーン内圧制御装置で構

成される。イレウスチューブは、腸内の拡張や内容物の吸引・排出を行い、腸閉塞状態を解除するための医療用チューブで、その外径は約 6mm、長さは約 3m である。体内へ挿入されるチューブ先端部には、前方および後方バルーン、吸引側口、先端口があり、手元の操作部には、ガイドワイヤ挿入口、吸引口、滅菌蒸留水や空気をバルーンへ注入、あるいはバルーンから吸引するための一方弁がついている。

光ファイバスコープは、映像伝送用光ファイバの周囲に照明光伝送用光ファイバが配置されており、被覆部を含めて外径 1.1mm まで細径化されている。画素数は約 10,000、全長は約 4m でありチューブに挿入可能な長さは約 3.3m、照明光源と映像取得ユニットに接続する分岐部分の長さが 0.7m である。腸内の映像は、イレウス治療として経鼻的に小腸まで挿入されたイレウスチューブの内腔（直径約 2mm）に、ガイドワイヤ挿入口から先端部まで光ファイバスコープを挿入することにより得られ、その映像は映像取得ユニットを介してテレビモニタに表示される。

バルーン内圧制御装置は、イレウスチューブの一方弁と接続され、体内に挿入されたバルーンの内圧を計測し、さらに制御することが可能である。

## 2.2 バルーン内圧制御装置

シリンジを用いたバルーン内圧制御装置は、Fig. 1 および 2 に示される。Table 1 に使用した主な部品の仕様を示す。シリンジは、30～50ml の容量のものを、Fig. 2 に示すようなシリンジクランプで着脱可能とし、三方活栓を用いて、一方弁、圧力センサと接続した。

圧力センサは、バルーンの内圧値を計測し、AD 変換器を介して制御用 PC にデータが取り込まれる。PC 内では、一定の内圧値を保持するための演算が行われ、DA 変換器よりモータドライバに指令電圧を出力し、この指令電圧に応じて駆動される DC モータとボールねじによってプランジャが動作し、バルーン内圧を調整する。

本装置では、モータドライバへの指令からイレウスチューブのバルーン内圧までを制御対象として扱う。バルーン内には、取扱説明書に記載されている水量の推奨値である約 10ml

Table 1 Parts of balloon pressure control unit

Item	Products	Model number
Ileus tube	Create Medic	Double balloon type 16Fr
Pressure sensor	Fujikura	XFHM-050KPGR
Ball screw	THK	BNK0801-3
DC motor	Maxon	RE25
Motor driver	Maxon	ADS 50/5
AD/DA converter	Contec	ADA16-8/2(CB)L

Table 2 Syringes used in an experiment

Syringe	Products	Capacity	Inside diameter
A	TERUMO	50 ml	29.3 mm
B	TOP	50 ml	29.1 mm
C	TOP	30 ml	22.9 mm

の水が注入されており、内圧値が安定した状態の定常圧力を基準値とし、その内圧値からの相対変化分をサンプリング周期 50msec で計測・制御する。

## 3. シリンジの特性評価

イレウスチューブを使用する医師は、各病院ごとに導入しているシリンジを用いて、バルーン内に滅菌蒸留水を注入するため、内圧制御に用いるシリンジはメーカーや容量などが異なるものと予想される。そこで、数種類のシリンジに対して、その特性を評価することは重要である。本研究では、Table 2 に示す 3 種類のシリンジを内圧制御装置に組み込み、バルーン内圧のステップ応答を取得することにより、特性の違いを評価した。なお、Table 2 のシリンジは、臨床現場で一般的に用いられているものであり、シリンジ A は文献 12 でも使用したシリンジである。

Fig. 3 に、各シリンジに対するステップ応答の測定結果を示す。実験は、バルーンに約 10ml の水を注入して圧力値が安定した状態を初期状態とし、実験開始 2sec 後に指令電圧 0.1V をモータドライバへ印加して測定した。なお、応答の再現性を確認するため、各シリンジに対して 3 回ずつ測定し、圧力センサの測定範囲が最大 50kPa までであるため、測定範囲の最大値を 45kPa とした。図より、初期状態は約 15kPa で安定しており、各シリンジに対して 3 回測定した結果は、ほぼ一致していることから、再現性のある結果であるといえる。また、時刻 2sec で加圧を開始したが、立ち上がりにおけるむだ時間は、ほとんどないことがわかる。さらに、時間の経過とともに圧力値が上昇しているが、その上昇の様子は各シリンジごとに異なることもわかる。特に、シリンジ A の結果では、実験開始 7 秒頃から一時的に圧力値が下降し、9 秒頃から再び上昇している。このようにシリンジによって圧力上昇の様子が異なる理由として、シリンジの内径の違いやシリンジとプランジャのすきまを埋めるゴムパッキンの摩擦などが考えられ、スティックスリップ現象がシリンジごとに異なるためであると考えられる。

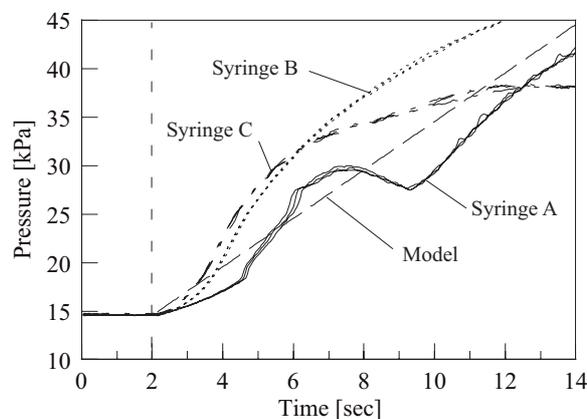


Fig. 3 Step response of the balloon pressure control system ( $u_k=0.1V$ , Measurement results for three trials)

つぎに、Fig. 3のステップ応答の結果をもとに、内圧制御装置のモデル化を行った。図より、立ち上がり時のむだ時間はほとんどなく、時間の経過とともに圧力値が大きくなっていく特性を示していることから、積分要素と他の要素（たとえば1次遅れ要素など）の組み合わせとしてモデル化できると考えられる。しかし、ST法のアルゴリズムを簡素化するため、本研究では次式で表される離散時間の積分要素としてモデル化した。

$$P(z) = \frac{bz^{-1}}{1-z^{-1}} \quad (1)$$

ここで、係数  $b$  は試行錯誤の結果、 $b = 1.25$  とした。このモデルのステップ応答を Fig. 3 に破線で示す。図より (1) 式のモデルの応答は、A~C のシリンジの平均的な特性を示していることがわかる。

#### 4. ST法を導入した制御系

前報では、1つのシリンジを組み込んだ内圧制御装置に対して、2自由度制御系を構成し、高精度な制御を実現した<sup>12)</sup>。しかし、医師が使用するシリンジはメーカーや容量が異なるため、3種類のシリンジのステップ応答を測定したところ、Fig. 3に示すような結果が得られ、動特性が異なっていた。このため、前報で設計した固定ゲインのPID制御法を導入した2自由度制御では、高精度な制御性能を実現することが困難であると考えられる。そこで本研究では、この2自由度制御系を拡張し、バルーン内圧制御装置に組み込むシリンジの特性の違いを同定しながら、前報の制御性能を保持するため、2自由度制御系にST法に基づくゲイン調整機能を取り入れた。

##### 4.1 2自由度制御系

Fig. 4にST法を導入した2自由度制御系のブロック線図を示す。ここで、図中の  $F(z)$  は規範モデル、 $C(z)$  はフィードバックコントローラ、 $P(z)$  制御対象のモデル、 $\tilde{P}(z)$  は実際の制御対象を表す。また、図中の  $r_k$  は目標値、 $v_k$  は規範モデルの出力、 $y_k$  は出力でバルーン内圧、 $e_k$  は偏差、 $u_k$  はモータドライバへの指令電圧を示し、添え字の  $k$  はサンプル数を表す。なお、図中の  $d_k$  は次節で述べるST法のためのゲインである。

この制御系では、実際の制御対象に変動がなく ( $P(z) = \tilde{P}(z)$ )、外乱も存在しない場合には、偏差  $e_k$  は常にゼロになるため、出力  $y_k$  は規範モデルの出力  $v_k$  と一致し、理想的な目標値応答特性が得られる。しかし、制御対象に変動がある場

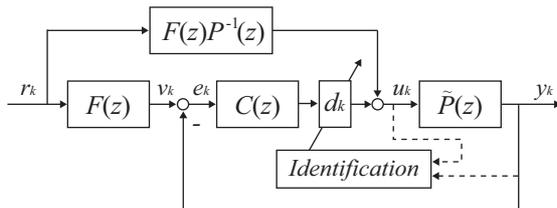


Fig. 4 Composition of two-degrees-of-freedom control system

合 ( $P(z) \neq \tilde{P}(z)$ ) や外乱が存在する場合、偏差  $e_k$  はゼロにならないため、フィードバックコントローラ  $C(z)$  により、その影響を抑制する。なお、この制御系が安定であるための必要十分条件は、フィードフォワード項  $F(z)$  および  $F(z)P^{-1}(z)$  が安定プロパな伝達関数であること、閉ループ系が内部安定であることである<sup>16)</sup>。

規範モデル  $F(z)$  は、(2) 式に示す係数  $m$  によって目標値応答特性が調整可能な伝達関数を、フィードバックコントローラ  $C(z)$  は、(3) 式に示す不完全微分型 PID コントローラをそれぞれ離散化したものを実装した。

$$F(s) = \left( \frac{m}{s+m} \right)^2 \quad (2)$$

$$C(s) = K_P \left( 1 + \frac{1}{T_I s} + \frac{T_D s}{s+\alpha} \right) \quad (3)$$

ここで、 $K_P$  は比例ゲイン、 $T_I$  は積分時間 [sec]、 $T_D$  は微分時間 [sec] であり、高周波域のノイズの影響を抑制するため、カットオフ周波数  $\alpha$  [rad/sec] のフィルタを導入した<sup>17)</sup>。

##### 4.2 ST法の導入

ST法を導入するに当たり、Fig. 3に示すステップ応答の結果より、積分要素と1次遅れ要素を組み合わせたモデル化についても検討を行った<sup>13)</sup>。しかし、この場合、(3) 式のコントローラ  $C(s)$  を離散化し、 $\alpha$  に対応する係数を可変としてST法により調整すると、高周波域の特性が変わってしまうことが懸念され、また可変とせず固定した場合には、PIDゲインを一意に定めることができなかった。一方、PIDゲインをニューラルネットワークを用いて調整する方法<sup>13)</sup>も提案されているが、文献12の高い制御性能を保持する調整は困難であると考えられる。

そこで、(1) 式のように積分要素としてモデル化を行い、シリンジの特性変化はその傾きの変化として捉え、文献12の制御性能を保持するようにループゲインを調整する新たなST法を導入することとした。具体的には、係数  $b$  の変化をシステム同定<sup>14), 15)</sup>により求め、この結果を用いて、特性変化の前後で開ループ伝達関数のループゲインが一定になるようにした。

実際の制御対象  $\tilde{P}(z)$  の伝達関数を次式として表す。

$$\tilde{P}(z) = \frac{\hat{b}_k z^{-1}}{1-z^{-1}} \quad (4)$$

ここで、 $\hat{b}_k$  は異なるシリンジや内圧制御装置を駆動した際の特性変動に対して、Fig. 4の制御対象  $\tilde{P}(z)$  への入力  $u_k$  と出力  $y_k$  を用いて、逐次最小2乗法により同定する。このとき、開ループ伝達関数  $\tilde{L}(z)$  は、Fig. 4の制御系において、

$$\tilde{L}(z) = d_k C(z) \tilde{P}(z) \quad (5)$$

となるため、

$$d_k = \frac{b}{\hat{b}_k} \quad (6)$$

のように、ゲイン  $d_k$  を調整することにより、変動の前後で

ループゲインを一致させることができる。

本研究の ST 法の手順をまとめると、以下のようになる。

- Step 1: 実際の制御対象  $\tilde{P}(z)$  の係数  $\hat{b}_k$  を逐次最小 2 乗法を用いて同定する。
- Step 2: 同定した  $\hat{b}_k$  を用いて、ゲイン  $d_k$  を (6) 式により算出する。
- Step 3: 求めたゲイン  $d_k$  を  $C(z)$  にかけてモータへの指令電圧  $u_k$  を算出し、印加する。
- Step 4:  $k$  を  $k+1$  として Step 1 に戻る

## 5. 実験結果

前章で述べた ST 法を導入した制御手法の有効性を示すため、実験による制御性能の検証を行った。本研究では、ST 法の効果を示すため、 $d_k = 1$  とした場合の固定 PID ゲインによる制御と、ST 法により  $d_k$  を調整した場合の結果を比較した。

実験は、(1) 目標値応答特性 (5.1 節)、(2) 外乱抑制特性 (5.2 節)、(3) 腸管モデルを用いた引き抜き試験 (5.3 節) を行った。(1) の実験は、現場の医師がバルーンによる腸管の把持の状態を確認しながら、バルーン内圧を加減圧し、引き抜きに適切な圧力値に変更する際の性能を検証するものである。(2) の実験は、バルーンに外力が加わった場合の抑制性能を検証するものであり、ステップ状の外乱を与えることにより評価した。(3) の実験は、実際に医師が手でイレウスチューブを引き抜く際の内圧値を一定に保持できるかどうかを模擬した検証である。

なお、本実験では、(2) 式の規範モデル  $F(s)$  の係数は  $m = 1.0$ 、(3) 式の PID コントローラ  $C(s)$  の係数は  $K_P = 0.2, T_I = 0.8, T_D = 2.5, \alpha = 10$  とした。この値に設定した理由として、前報<sup>12)</sup>では 1 つのシリンジに対して目標値応答特性、外乱抑制特性を評価したが、いずれも高精度な制御を実現できていたからである。このとき、(1) 式のモデルを用いて構成した制御系の安定余裕は、ゲイン余裕が 7.18 dB、位相余裕が 88.4 deg であり、いずれも経験的な指針を確保することができた<sup>16)</sup>。また、ST 法を導入した PID 制御 (PID-ST と表記) において、逐次最小 2 乗法に用いた係数の初期値は (1) 式の値を、共分散行列は 1000 を対角要素に持つ行列とした。

### 5.1 目標値応答特性

本研究では、バルーン内に約 10ml の水を注入し、内圧値が約 15kPa で安定している初期圧力に対して、目標圧力を変更した場合の性能を検証した。目標圧力  $r_k$  は、本研究と平行して行っている内圧計測の臨床結果 (藤田保健衛生大学の倫理委員会で承認) から、高さを 2kPa とし 17kPa と設定した<sup>18)</sup>。また、整定性能を評価するため、目標圧力の変化の周期を 20sec と設定し、定常状態を十分に長く確保した。

Fig. 5~7 は、Table 2 に示す各シリンジを、バルーン内圧制御装置に組み込んで実験した結果であり、実験開始 0~

100sec の結果を示している。これらの結果より、いずれのシリンジにおいても、実験開始後約 5sec まではバルーン内圧が振動しているが、その後、バルーン内圧  $y$  は規範モデル  $F(z)$  の出力  $v$  に良く追従していることがわかる。なお、実験開始直後の振動の最大値は約 0.5kPa であり、この値は臨床の内圧計測において非常に小さな値となっているため、腸管に負担を与えるものではなく、問題ではないと考えている。

つぎに、Fig. 5~7 の拡大図を用いて、PID+ST の有効性を固定ゲインの PID 制御と結果を比較して示す。なお、シリンジ A, B, C ともにほぼ同等の結果が得られたことから、紙面の都合上、ここではシリンジ A の結果のみを示す。

Fig. 8 は、Fig. 5 における時刻 15~40sec の拡大図を示している。(a) は全体図、(b) は整定性能を示す時刻 30~40sec の拡大図である。(a) より固定ゲインの PID 制御では、

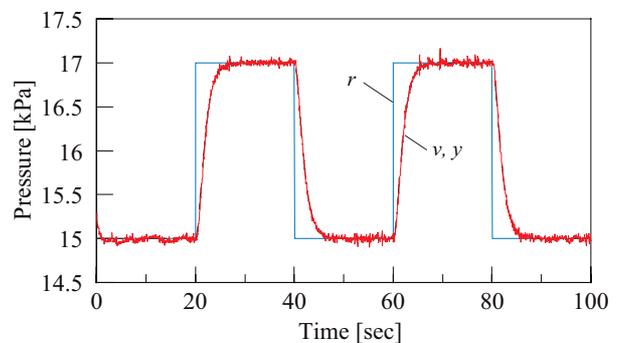


Fig. 5 Reference response characteristics for syringe A

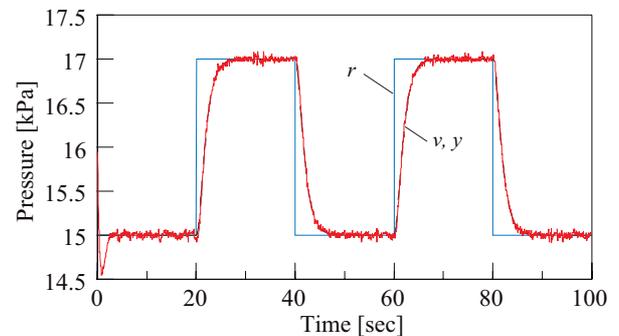


Fig. 6 Reference response characteristics for syringe B

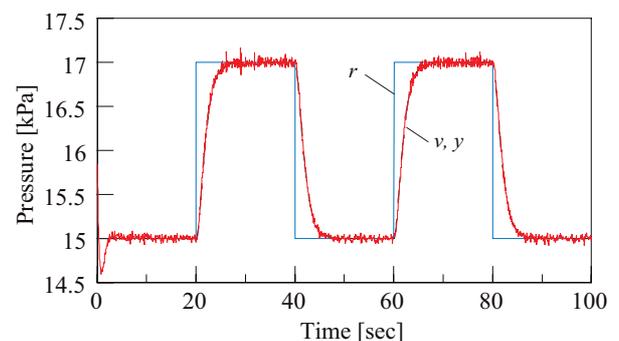
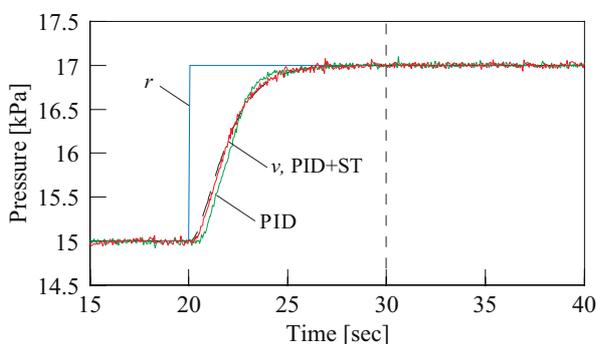


Fig. 7 Reference response characteristics for syringe C

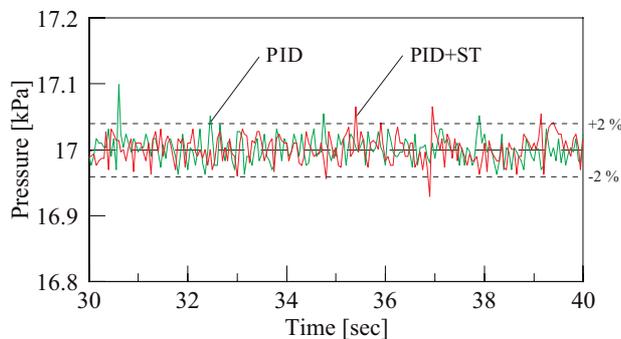
目標値  $r$  が切り替わった際に規範モデルの出力  $v$  より立ち上がりが遅れているが、PID+ST では規範モデルの出力  $v$  に良く追従していることがわかる。また、(b) より固定ゲインのPID およびPID+ST とともに、 $\pm 2\%$ 以内の高精度な整定性能を実現できていることがわかる。Fig. 9 は、Fig. 8の結果ときのモータドライバへの指令電圧を示す。図より、固定ゲインのPID制御の場合と比較して、PID+STでは指令電圧が振動的になったが、この原因はST法によりゲイン  $d_k$  を調整しているためである。

Fig. 10 は、実験開始後 295 ~ 320sec の結果を示しており、(a) は全体図、(b) は整定性能を示す時刻 310 ~ 320sec の拡大図である。(a) より固定ゲインのPID制御では、Fig. 8(a)

の結果と同様に、目標値  $r$  が切り替わった際に規範モデルの出力  $v$  より立ち上がりが遅れているが、PID+ST では規範モデルの出力  $v$  に良く追従していることがわかる。また、(b) より固定ゲインのPIDでは $\pm 5\%$ 以内の整定性能を示しているが、PID+STでは $\pm 2\%$ 以内の高精度な整定性能を実現できた。実験の経過時間により整定性能に差が生じた原因として、目標圧力の加圧・減圧の繰り返しによるバルーン形状の変化に伴うバルーン張力の影響や、シリンジ内のゴムパッキンによる特性変化などが考えられるが、PID+STの結果は固定ゲインのPID制御と比較してその影響が小さく、ST法の効果を確認することができた。Fig. 11 は、Fig. 10の結果ときのモータドライバへの指令電圧を示す。図より、固定ゲ



(a) Tracking performance for reference model



(b) Settling performance

Fig. 8 Magnified version of Fig. 5  
(Syringe A : time 15-40 sec)

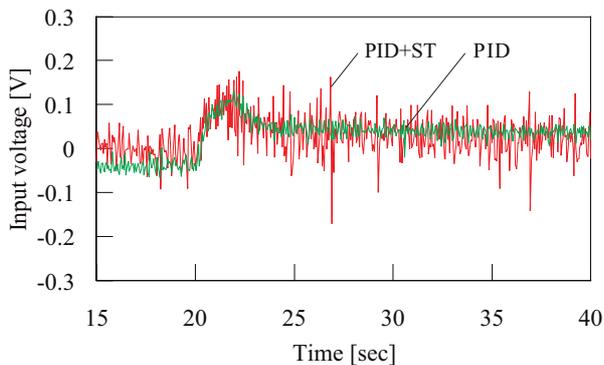
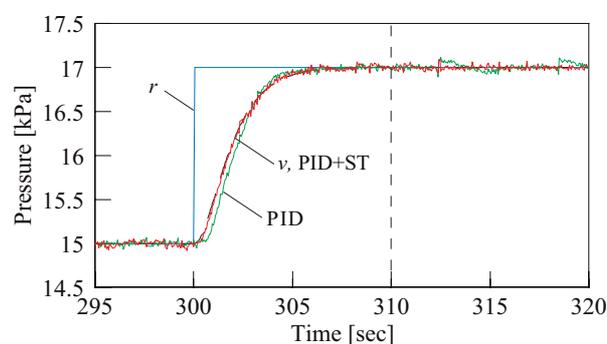
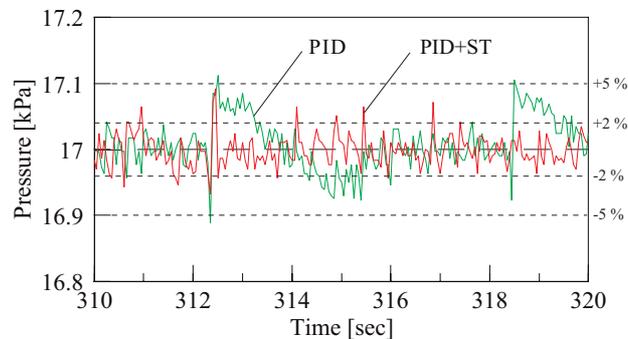


Fig. 9 Control inputs (Syringe A : time 15-40 sec)



(a) Tracking performance for reference model



(b) Settling performance

Fig. 10 Results of the reference response  
(Syringe A : time 295-320 sec)

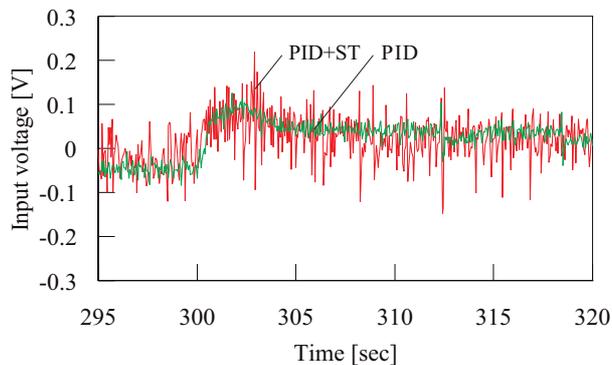


Fig. 11 Control inputs (Syringe A : time 295-320 sec)

インのPID制御の場合と比較して、PID+STでは指令電圧が振動的になったが、Fig. 9の指令電圧と同様、ST法によりゲイン $d_k$ を調整しているためである。

Fig. 12に逐次最小2乗法により同定した(4)式の分子の係数 $\hat{b}_k$ を示し、Fig. 13に(6)式で求めたST法のゲイン $d_k$ の時間変化を示す。また、各図にはFig. 8, 10に示した結果の時間区間を点線で示した。これらの結果より、各シリンジに対して係数 $\hat{b}_k$ は、実験開始50secまでは多少変動しているが、その後、ほぼ一定値に収束していることがわかる。

## 5.2 外乱抑制特性

本研究では、イレウスチューブのバルーンをステップ状に加圧し、その際の外乱抑制性能をPID+STと固定ゲインのPID制御で結果を比較した。Fig. 14に実験方法の模式図を示す。本研究では、図に示すようにコの字型のアルミ材の上にバルーンを設置し、おもりによりバルーンをステップ状に加圧した。なお、図中のアルミニウムは、加圧した瞬間を把握するためのトリガ信号を取得するためのものである。

Fig. 15~17に各シリンジに対する実験結果を示す。実

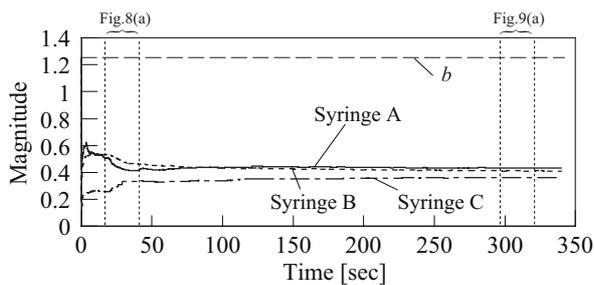


Fig. 12 Coefficient  $\hat{b}_k$  of the model in Eq. (4)

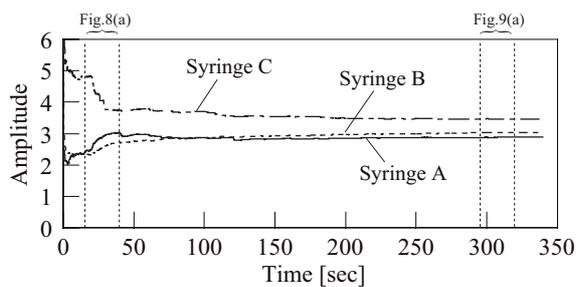


Fig. 13 Gain  $d_k$  in Eq. (6)

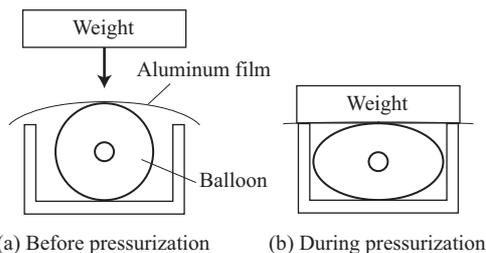


Fig. 14 Balloon pressurization methods used for the analysis of disturbance response characteristics

験は、目標値応答の検証と同様に、初期圧力値15kPaに整定10sec後に加圧して行った。図より、固定ゲインのPID制御では、シリンジAに対して最大 $\Delta P_2=1.05$ kPa、シリンジCに対して最大 $\Delta P_2=0.68$ kPa変化しており、固定ゲインのPID制御に比べると、PID+STではセルフチューニングの

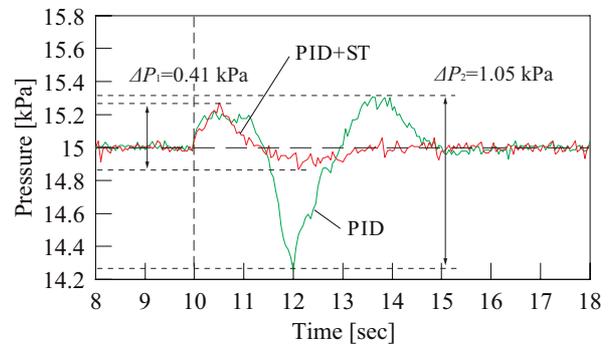


Fig. 15 Disturbance rejection property (Syringe A)

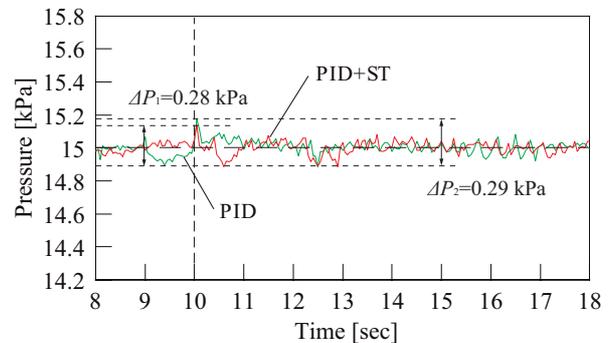


Fig. 16 Disturbance rejection property (Syringe B)

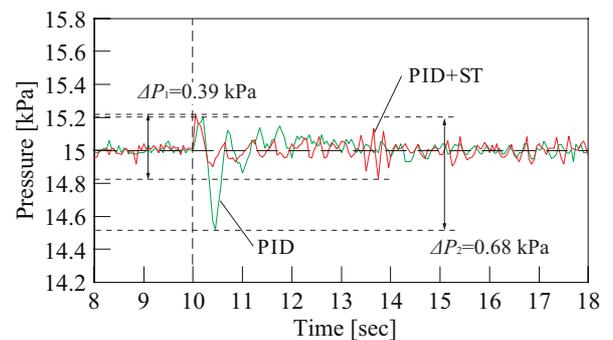


Fig. 17 Disturbance rejection property (Syringe C)

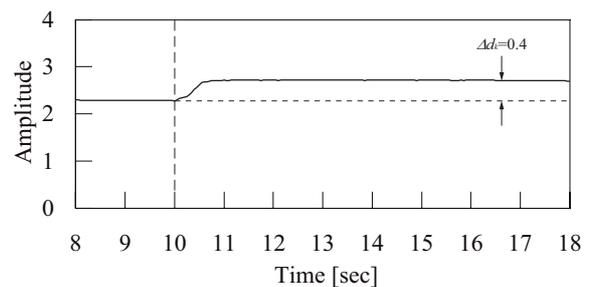


Fig. 18 Gain  $d_k$  in Fig. 15 (Syringe A)

効果が表れているといえる。なお、シリンジ B では、固定ゲインの PID 制御および PID+ST とともに、約 0.28kPa 変化しており、同等の性能を示した。このように使用するシリンジで結果が異なるのは、シリンジの個体差によるものと考えられるが、いずれの結果においても ST 法を導入することにより、外乱抑制特性が向上しているといえる。

これを考察するため、(6) 式の  $d_k$  の値の時間変化を Fig. 18 に示すが、紙面の都合上、Fig. 15 に対応するシリンジ A の結果のみ掲載した。図より、加圧前の  $d_k$  の値は約 2.3 であったが、10sec 後に加圧すると  $d_k$  の値は大きくなり、約  $\Delta d_k = 0.4$  だけ増加した。このようにゲインが大きくなることにより、閉ループ系の低感度特性が向上したため、PID+ST では外乱抑制特性が向上したと考えられる。

### 5.3 小腸モデルを用いた引き抜き試験

本研究では、腸管を模擬した小腸モデルにイレウスチューブを挿入して引き抜く試験を行い、バルーン内圧を一定値に保持できるかどうかの検証を行った。Fig. 19 に実験方法を示す。小腸モデルは、腸管のレントゲン写真から幅 2mm、高さ 3mm の輪状ひだを 5mm 間隔に配置し、腸管の内径を 27mm、長さを 200mm としたシリコン製のものを製作した。なお、腸管モデルの内側には、小腸内の様子を再現するため、市販の人体用潤滑剤と水を塗布した。また、腸管の変化は、

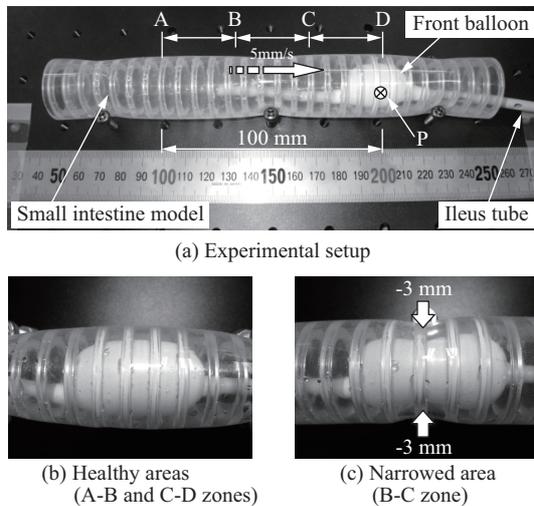


Fig. 19 Experimental setup for pulling out an ileus tube from a small intestine model

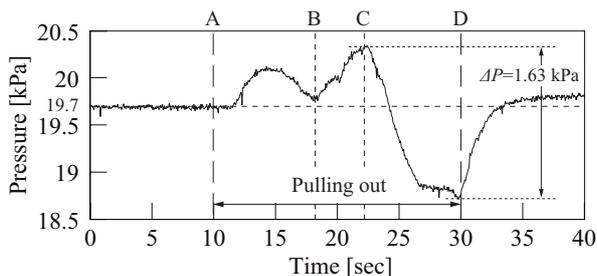


Fig. 20 Without control of balloon pressure

Fig. 19(a) に示すように、腸管モデルを固定するプレート上にねじを用いて製作した。すなわち、地点 B、C 間の両側を約 3mm ずつ窄ませて狭窄部分を模擬している。これにより、AB 間および CD 間では腸管変化がないため、(b) に示すようにバルーンにかかる腸管モデルからの影響は小さく、BC 間では腸管が狭くなっているため、(c) に示すようにバルーンにかかる腸管モデルからの影響は大きくなる。

イレウスチューブのバルーンには、水を 10ml 注入して安定した圧力値を初期状態として行った。なお、目標値応答や外乱抑制特性検証の際と同じ水量を入れているにも係わらず、初期圧力が 15kPa より高い 19.7kPa となっているのは、バルーンを腸管モデルに入れたことにより、安定状態においてもバルーンに外力が加わっているためである。

引き抜き試験は、(a) に示すようにイレウスチューブを右側に引き抜くことにより行った。なお、バルーンを中心 P の移動速度がおおよそ 5mm/sec となるように引き抜いた。

Fig. 20 に制御を行わなかった場合の結果を示す。図より最大 1.63kPa の圧力変化が見られ、模擬した腸管モデルから大きな影響を受けているといえる。

Fig. 21 ~ 23 は、各シリンジに対する PID+ST と固定ゲインの PID 制御の結果の比較を示している。いずれの結果においても、固定ゲインの PID 制御の最大圧力変化  $\Delta P_2$  に比べて、PID+ST の最大圧力変化  $\Delta P_1$  の結果の方が値が小さいことがわかり、腸管モデルからの影響を抑制しながら、内圧値を一定値に保持できているといえる。さらに、PID+ST の結果は、固定ゲインの PID 制御の結果に比べて、安定性能も良いことがわかる。

これを考察するため、(6) 式の  $d_k$  の値の時間変化を Fig. 24 に示すが、紙面の都合上、Fig. 21 に対応するシリンジ A の結果のみ掲載した。図より腸管の形状により  $d_k$  の値が変化している様子があり、特に地点 C を通過後に圧力が下がるが、このとき  $d_k$  の値を変更することにより、圧力変化が抑制されていると考えられる。

以上の結果より、ST 法を導入した PID 制御により、イレウスチューブのバルーンが腸管から受ける外力に対して、一定の圧力値を保持できるといえる、一定の速度で腸管を開放できる可能性があるといえる。

## 6. おわりに

本研究では、バルーン内圧制御装置に設置されるシリンジが異なる場合においても制御性能を保障するため、PID コントローラを有する 2 自由度制御系に、ST 法を取り入れた方法について検討を行い、その有効性を実験により検証した。得られた結果をまとめると、以下のようになる。

- (1) 本研究では、3 つのシリンジを装置に組み込んだ場合のステップ応答を測定し、評価を行った。その結果、3 つの応答は異なる過渡特性を示した。しかし、ST 法を簡易に構成するため、積分要素のモデルとして表現し、特性の

違いは積分要素の傾きとして定式化を行った。

- (2) 目標値応答の実験において、固定ゲインのPID制御では規範モデルの出力より立ち上がりが遅れていたが、PID+STではほぼ追従させることができた。また、PID+STでは、実験開始直後や実験時間を長くした場合においても、 $\pm 2\%$ 以内の高精度な整定性能を実現することができた。
- (3) イレウスチューブのバルーンにステップ状の外乱を加えた除去性能では、PID+STでは、固定ゲインのPID制御に比べて、整定性能を向上することができ、外乱を抑

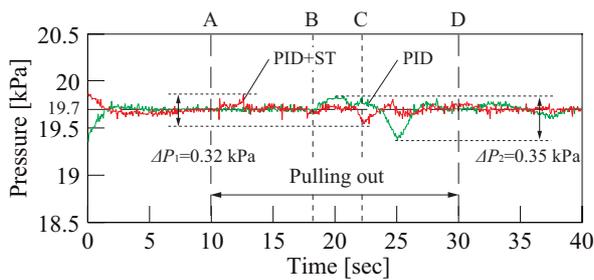


Fig. 21 With control of balloon pressure (Syringe A)

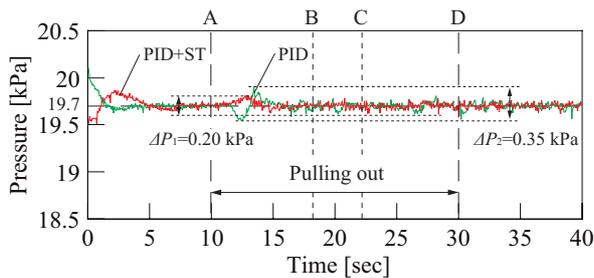


Fig. 22 With control of balloon pressure (Syringe B)

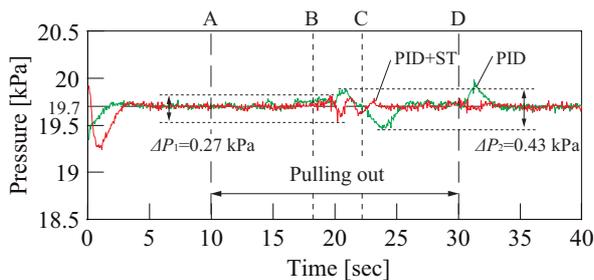


Fig. 23 With control of balloon pressure (Syringe C)

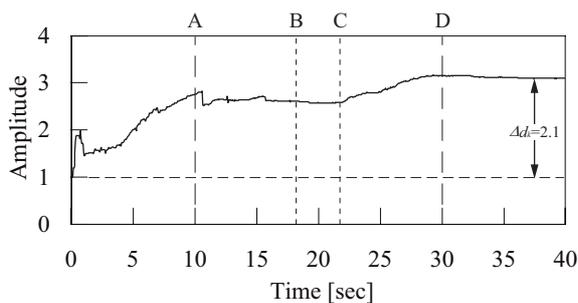


Fig. 24 Gain  $d_k$  in Fig. 21 (Syringe A)

制することができた。

- (4) シリコン製の小腸モデルを用いた引き抜き試験において、PID+STでは腸管に加わる外力の影響を抑制し、バルーン内圧値をほぼ一定に保持することができた。
- これらの結果より、PIDコントローラを有する2自由度制御系に簡易に構成できるST法を導入することにより、バルーン内圧値を一定値に保持することができ、イレウスチューブを一定の速度で引き抜ける可能性があることがわかった。今後の課題としては、内圧制御装置の小型化に取り組み、病室などにも持ち込める装置に改良することである。

これまでさまざまな制御対象に対してST法が導入され、制御性能が向上した結果が報告されてきた<sup>13)</sup>。これらの多くは、制御対象のモデルに複数のパラメータが導入され定式化されているが、本ST法では、一つのパラメータのみでPID制御に比べて性能を向上させることができた。実際の応用では、簡素化したアルゴリズムを導入することが望ましいと考えられるため、本手法がさまざまな応用に適用されることが期待される。

最後に、本論文を取りまとめるに当たり、実験装置の製作にご協力をして頂いた(株)フジクラ、エーテック(株)、小林無線工業(株)の関係各位に謝意を表します。

[ 参考文献 ]

- 1) H. Yamamoto, Y. Sekine, Y. Sato, T. Higashizawa, T. Miyata, S. Iino, K. Ido and K. Sugano: Total enteroscopy with a nonsurgical steerable double-balloon method, *Gastrointestinal Endoscopy*, **53**-2, 216/220 (2001).
- 2) 山本博徳, 喜多宏人, 砂田圭二郎, 矢野智則, 林芳和, 佐藤博之, 岩本美智子, 菅野健太郎: ダブルバルーン内視鏡を用いた小腸内視鏡検査の有用性, *日本消化器病学会雑誌*, **101**-9, 976/982 (2004).
- 3) 喜多宏人, 山本博徳, 砂田圭二郎, 林芳和, 佐藤博之, 矢野智則, 岩本美智子, 安治部弘成, 伊戸健一: ダブルバルーン内視鏡の開発と臨床応用, *消化器内視鏡*, **17**, 451/457 (2005).
- 4) 中村哲也, 白川勝朗, 菅家一成, 平石幸幸, 寺野彰: カプセル内視鏡の現状と未来, *Gastroenterological Endoscopy*, **47**-3, 305/312 (2005).
- 5) 白川勝朗, 中村哲也, 山岸秀嗣, 中野道子, 菅家一成, 平石幸幸, 寺野彰: カプセル内視鏡による小腸疾患の診断, *消化器内視鏡*, **17**-4, 473/479 (2005).
- 6) K. Ikeda, C.P. Swain and H. Tajiri: The cutting edge of capsule endoscopy development and innovations-Past, present, and future, *消化器内視鏡*, **17**-4, 481/491 (2005).
- 7) 白日高歩, 上泉洋: イレウスチューブ, 医学書院 (2004).
- 8) 岡潔, 鳥谷智晶, 妻沼孝司, 中橋健一, 芳野純治, 若林貴夫: 特開 2006-223710.
- 9) 内藤岳人, 芳野純治, 乾和郎, 若林貴夫, 小林隆, 渡邊真也: イレウス症例に対する極細径小腸内視鏡の臨床応用, *臨床消化器内科*, **23**-2, 277/280 (2008).
- 10) 岡潔, 長縄明大: 特開 2008-188265.
- 11) 関健史, 長縄明大, 岡潔, 芳野純治: イレウスチューブを用いた小腸全域検査のためのバルーン内圧制御, *日本コンピュータ外科学会誌*, **12**-1, 33/42 (2010).
- 12) 関健史, 長縄明大, 岡潔, 石川信治, 芳野純治: シリンジを用いたイレウスチューブのバルーン内圧制御, *日本機械学会論文集 C 編*, **76**-766, 1645/1647 (2010).
- 13) 大松繁, 山本透 (編著): セルフチューニングコントロール, コロナ社 (1996).

- 14) 片山徹: システム同定入門, 朝倉書店 (1994).
- 15) 足立修一: ユーザーのためのシステム同定理論, 社団法人計測自動制御学会 (1993).
- 16) 杉江俊治, 藤田政之: フィードバック制御入門, コロナ社 (1999).
- 17) 川田昌克, 西岡勝博: MATLAB/Simulink によるわかりやすい制御光学, 森北出版株式会社 (2001).
- 18) 石川寛子, 岡潔, 長縄明大, 芳野純治, 若林貴夫, 渡邊真也, 内藤岳人: イレウスチューブを用いた小腸内圧計測システムの開発, 日本機械学会論文集 C 編, 75-756, 2359/2362 (2009).

.....

[ 著 者 紹 介 ]

関 健 史 (正会員)



2007年3月秋田大学大学院工学資源学研究科機械工学専攻博士前期課程修了。同年4月ファナック(株)入社, 08年4月秋田大学工学資源学部特任助教を経て, 11年3月秋田大学大学院工学資源学研究科生産・建設工学専攻博士後期課程修了, 同年, 福井大学特別研究員, 現在に至る。博士(工学)。複合型光ファイバシステムの高機能化に関する研究に従事。日本コンピュータ外科学会, 日本機械学会などの正会員。

長 縄 明 大 (正会員)



1995年3月東北大学大学院工学研究科機械工学専攻博士課程修了。同年4月東北大学助手, 96年新潟大学助手を経て, 99年秋田大学工学資源学部機械工学科講師。2001年同助教授, 10年4月大学院部局化により同大学院工学資源学研究科准教授, 11年4月より同教授, 現在に至る。博士(工学)。機械システムの制御に関する研究に従事。日本コンピュータ外科学会, 日本機械学会などの正会員。

岡 潔 (正会員)



1992年日本原子力研究開発機構(旧日本原子力研究所)入所。2004年3月名古屋大学大学院博士課程機械工学専攻(社会人特別選抜)修了。博士(工学)取得。同年4月より研究副主幹, 10年7月より研究主幹, 現在に至る。核融合炉保守用遠隔操作機器の研究・開発, 原子力事故時対応ロボットの研究・開発などを経て, 現在, 医療産業応用に関する研究・開発に従事。日本機械学会などの正会員。

芳 野 純 治



1975年3月名古屋大学医学部卒業。84年4月名古屋大学 博士(医学)取得。86年4月名古屋大学医学部第2内科助手。89年5月藤田保健衛生大学坂文種報徳會病院内科講師を経て, 90年同助教授, 96年同教授。2010年2月同病院長(兼務), 現在に至る。消化器がんの早期診断, 治療の研究に従事。日本消化器病学会, 日本消化器内視鏡学会などの会員。

.....