

小型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

Control of Balloon Internal Pressure for Ileus Tube Using a Small Syringe

佐藤憲康 (秋田大), 長縄明大 (秋田大), 関健史 (原子力機構),
岡潔 (原子力機構), 芳野純治 (藤田保健衛生大)

Noriyasu SATO, Akita University
Akihiro NAGANAWA, Akita University
Takeshi SEKI, Japan Atomic Energy Agency
Kiyoshi OKA, Japan Atomic Energy Agency
Jyunji YOSHINO, Fujita Health University

Abstract: Recently, by development of a double balloon and a capsule endoscopes, small intestinal whole area observation was enabled. However, it is difficult to use these endoscopes in patients with intestinal obstruction and adhesion. Therefore, we developed a new endoscope that consists of an ileus tube and an optical fiberscope. When our endoscope removed from the body, one can observe the small intestine by controlling the balloon internal pressure of the ileus tube as maintaining a bowel adequately. In a previous study, we performed experiments that pull out an ileus tube inserted in a small intestine model and confirmed that the control device with a medical syringe could maintain balloon internal pressure constantly to pull out at constant speed. However, because the medical syringe introduced in a control device was big, a problem of excessive capacity may produce it. Therefore, in this study, we verified control performances for the control device with a small syringe.

Key Words: Small intestine, Ileus tube, Endoscope, Medical syringe, Balloon internal pressure, Control performance

1. 諸言

小腸は、ダブルバルーン内視鏡¹⁾ やカプセル内視鏡²⁾ によって全域検査が可能となり、各種小腸疾患の診断に用いられているが、癒着や狭窄が存在するイレウス症例では、使用が制限されることが多い。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より吸引排出して治療をする。著者らは、このイレウスチューブと、開発した外径 1.1 mm の極細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を研究開発し、これまでに医師による臨床試験を通して、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た³⁾。しかし、腸管内の一部の映像取得であったため、これを全域検査に拡張することができれば、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を制御する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。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。これまで得られた研究成果は、次の通りである。

(1) 著者ら以前の研究では、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⁴⁾。

(2) (1) の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などの問題を解決し、さらに患者へ与える不安感を軽減するため、臨床で一般的に使われている医療用シリンジを用いた制御装置を製作し、その性能を検証した⁵⁾。

しかし、(2) において、シリンジを用いても高精度に制御できることが確認できたが、制御時には微量の蒸留水しか使われておらず、シリンジ容量が過多であることが懸念される。そこで本研究では、小型シリンジを用いた場合の内圧制御装置において、その動特性と制御性能の検証を行った。

2. バルーン内圧制御装置

Fig. 1 に小型のシリンジを用いたバルーン内圧制御装置を、また Fig. 2 に制御装置の構成を、Table 1 に使用した主な部品の仕様を示す。本バルーン内圧制御装置は、チューブ先端に 2 つのバルーンを有する親水性イレウスチューブ (クリエイトメディック製 16Fr)、滅菌蒸留

水をバルーンに注入するための医療用シリンジ，シリンジのプランジャを駆動するための DC モータとボールねじ，バルーンからの圧力を計測するための圧力センサで構成されている．腸管からバルーンへ圧力がかかった場合，その値を水圧変化として圧力センサが読み取り，AD 変換器を介して PC にデータを取り込む．PC では，バルーン内圧を一定値に保持するように制御演算が行われ，DA 変換器を介してモータドライバへと駆動電圧が出力される．本装置では，モータとボールねじを用いて，シリンジのプランジャを引くことにより減圧し，押すことにより加圧して，バルーン内圧を調整することができる．

前報では，容量が 50 ml のシリンジを用いていたが，バルーン内にあらかじめ蒸留水を注入しておくことにより，本容量のシリンジは必要なく，その一方で内圧制御時には微量の蒸留水しか用いていない．このため，過度にバルーンを膨らませることが無いように安全性に配慮し，容

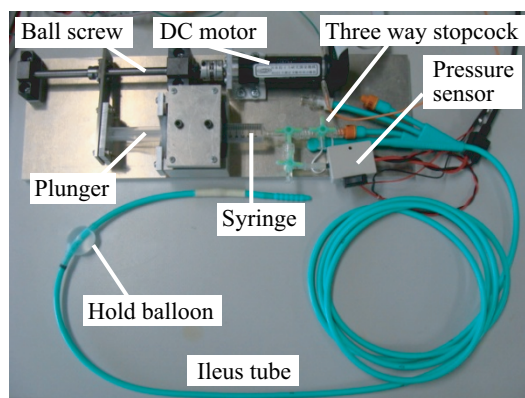


Fig. 1 Control device of a balloon internal pressure.

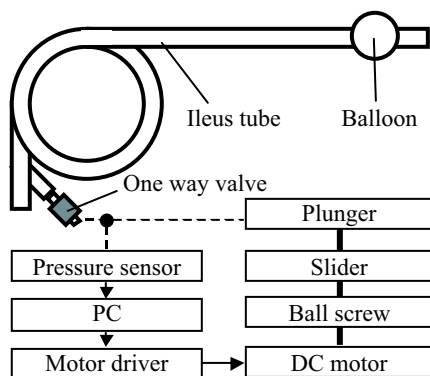


Fig. 2 Composition of the control device.

Table 1 Specification of parts.

Syringe	10 [ml] (Terumo)
Sensor	XFHMC-050KP (Fujikura)
DC motor (Gearhead)	RE25 (Maxon) (GP26B)
Ball screw	BNK0801-3 (THK)
AD/DA convertor	ADA16-8/2(CB)L (Contec)

量が 10 ml のシリンジを用いて，その内部には約 5 ml の蒸留水を入れて実験を行った．なお，イレウスチューブのバルーンには，あらかじめ約 10 ml の蒸留水を注入し，定常圧力値が約 15 kPa となった状態を初期状態として実験を行った．

3. 制御系設計

Fig. 3 に制御系設計に必要な内圧制御装置の数学モデルを同定するために取得したステップ応答 (Experimental result) を示す．実験は，時刻 1 s のときに PC から 0.1 V のステップ状の波形を，モータドライバへ出力することにより行った．図より，初期圧力値 17.5 kPa から徐々に圧力が上昇し，時刻約 3.5 s のときに最大 28.22 kPa に，その後，時間の経過とともに約 26 kPa に収束している様子が見える．前報では，50 ml のシリンジを用いて計測したが，その際には時間の経過とともに圧力値が大きくなり，不安定系であった．この違いは，シリンジの断面積により生じるものと考えられる．つまり，今回用いた 10 ml シリンジは断面積が小さく，一定電圧を印加してモータを回し続けても，バルーン内に注入される蒸留水が少なく，またシリコン製ゴムのバルーンの膨らみ方により，ある圧力値まで上昇した後は，圧力変化がほとんど生じないと考えられる．

本研究では，Fig. 3 のステップ応答にオーバーシュートが見られ，ある値 (約 26 kPa) に収束していることから，次式で表される 2 次遅れ系としてモデル化を行った．

$$P(s) = \frac{K\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2} \quad (1)$$

ここで， $K = 88$ はゲイン定数， $\omega_n = 0.4$ は固有角周波数， $\zeta = 0.5$ は減衰係数である．式 (1) で表されるモデルの応答を Fig. 3 に示したが，実験結果の特性をおおよそ表現できたと考えている．

Fig. 4 にバルーン内圧を制御するために構成した 2 自由度制御系のブロック線図を示す⁶⁾．図中の $P_a(z)$ が実際の内圧制御装置であり， u がモータドライバへの指令電圧， y がバルーン内圧を示しており， $P(z)$ は式 (1) のモデル $P(s)$ を離散化した伝達関数である．また， $F(z)$

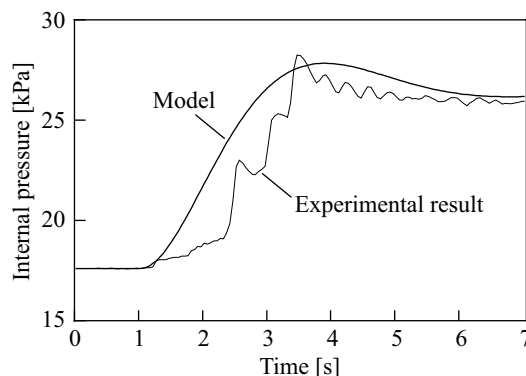


Fig. 3 Step response of the control device for modeling.

は目標値応答を決定する規範モデルであり、これまでに
行った内圧計測の臨床結果より、過度に立ち上がりが速
くならないように次式を離散化した伝達関数とした⁷⁾。

$$F(s) = \left(\frac{1}{s+1} \right)^2 \quad (2)$$

一方、 $C(s)$ はフィードバックコントローラであり、本研
究では PID 制御方式とした。

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + \frac{K_d}{s+\alpha} \quad (3)$$

ここで、 $K_p = 0.2$ は比例ゲイン、 $K_i = 0.25$ は積分ゲイ
ン、 $K_d = 0.5$ は微分ゲイン、 $\alpha = 10$ はローパスフィル
タのカットオフ周波数であり、高周波域のノイズを考慮
して決定した。なお、サンプリング周期は 50 ms とした。

4. 目標値応答特性の検証

実際の臨床試験において、イレウスチューブを引き抜
く際、その引き抜き速度が一定値になるように、医師が
バルーン内圧値を変更し、腸管の把持状態を調整するこ
とが考えられる。そこで、初期内圧値 15 kPa に対して、
実験開始後 10 s のときに目標圧力値を 17 kPa とし、そ
の後、15 kPa に戻す目標内圧値変更の制御実験を行った。
Fig. 5 に実験結果を示す。図より、バルーン内圧値 y は、
規範モデルの出力 v に良く一致していることがわかり、目
標としていた応答特性を実現することができた。なお、目
標圧力値 17 kPa において、 y が振動的であるように見え
るが、おおよそ目標値変化の $\pm 2.5\%$ 以内に納まっており、
高精度な圧力制御も実現できたと考えている。

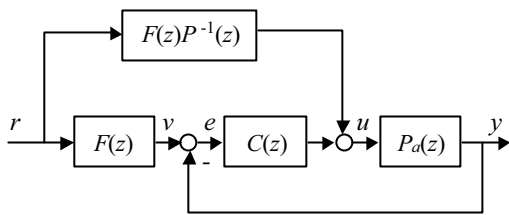


Fig. 4 Block diagram of two-degrees-of-freedom control system.

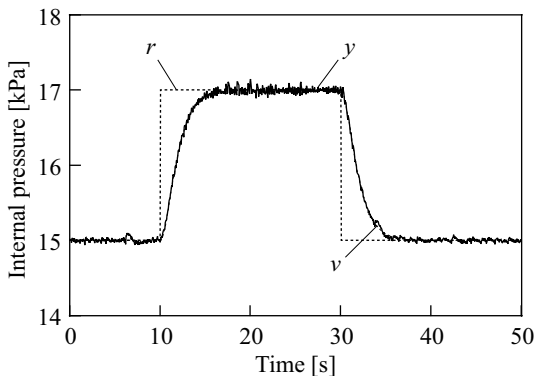


Fig. 5 Reference response property of the control system.

5. ステップ外乱抑制性能の検証

本研究の目的は、体内に挿入されているイレウスチュー
ブを引き抜く際に、腸管から受ける圧力変化を抑制し、バ
ルーン内圧値を一定値に保持することである。しかし、時
間的に変化する外乱の影響を評価することは困難である
ため、ここではステップ状の外乱を与え、制御系の抑制
性能の検証を行った。

Fig. 6 に実験の様子を示す。実験は、コの字型のアル
ミ材の上にバルーンを設置し、初期状態からの内圧変化
が 2 kPa となるように重りを用いて加圧した。なお、図
中のアルミホイルは、重りとコの字型アルミ材の間で電
流を流し、加圧の瞬間を判断するトリガ信号の取得のた
めに導入した。

Fig. 7 に制御を行っていない場合の結果を示す。図よ
り、実験開始 2 s 後に加圧を行ったが、徐々に圧力値が上
昇し、約 17 kPa になったことがわかる。Fig. 8 に制御を
行った場合の結果を示すが、Fig. 4 に示すブロック線図
の y にステップ外乱が混入した場合の結果である。図よ

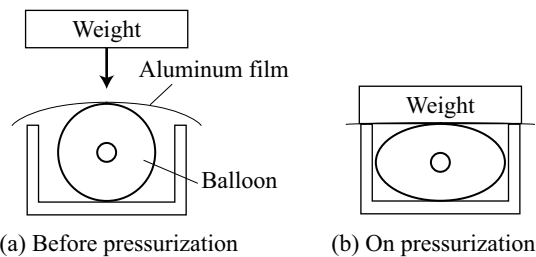


Fig. 6 Experimental method of step disturbance.

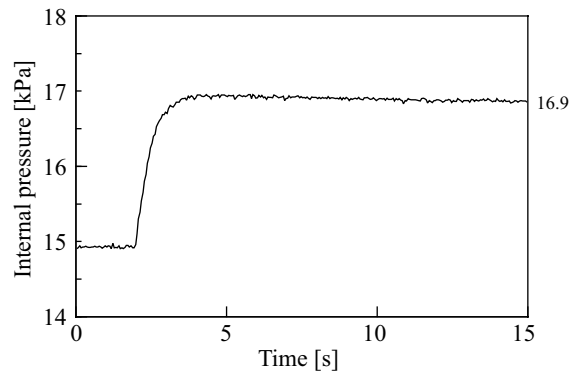


Fig. 7 Property for step disturbance (without control).

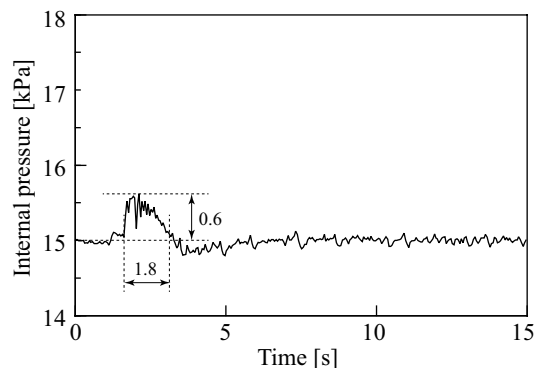


Fig. 8 Disturbance rejection property (with control).

り、外乱の影響は最大 0.6 kPa の変化に抑制されており、また、外乱が混入しても約 1.8 s で初期内圧値に整定している様子が見られる。この抑制性能は、これまでに行った内圧計測の臨床結果から判断し、過度の内圧変化を生じさせることなく、外乱を抑制できていると考えている。

6. 腸管モデル引き抜き試験の結果

Fig. 9 に腸管モデルからの引き抜き試験の様子を示す。腸管モデルは、レントゲン写真から幅 2 mm、高さ 3 mm の輪状ひだを 5 mm 間隔に配置し、腸管内径を 27 mm とし、シリコンで製作した。なお、腸管モデルの内側には、

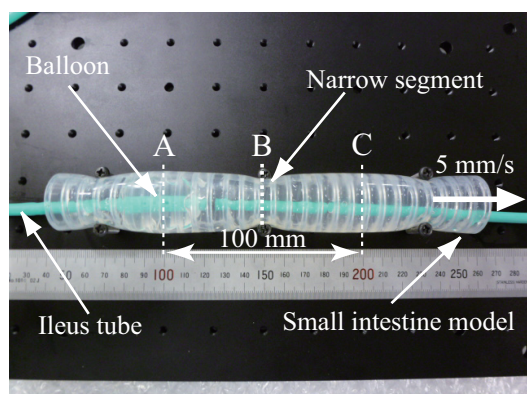


Fig. 9 Experimental method to pull a balloon up from a small intestine model.

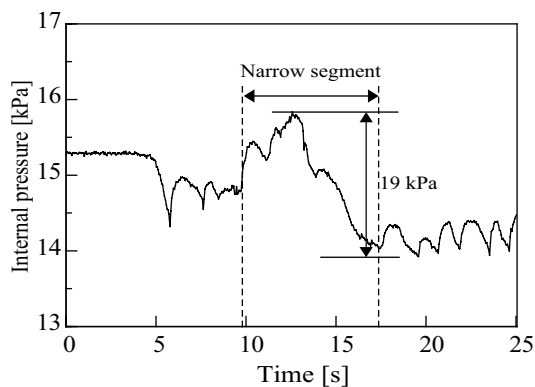


Fig. 10 Pressure change at pulling up a balloon (without control).

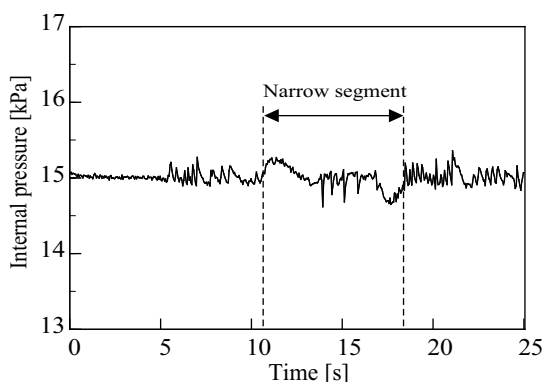


Fig. 11 Disturbance rejection property at pulling up a balloon (with control).

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。引き抜き試験は、図中の A の部分に設置されているバルーンを、AC 間を約 20 s の時間をかけて右方向に引き抜くように行った。なお、腸管からの加圧は、図に示すようにプレート上にネジを用いて狭窄部を作ることにより与えた。

Fig. 10 に制御を行わずに引き抜いたときの結果を示す。図より、試験開始 5 s 後から引き抜きを行ったが、狭窄部を通過する際に大きく内圧変化が生じ、その値は 1.9 kPa となった。なお、初期値が約 15.3 kPa となっているが、これは人手によりプランジャを操作したため、15 kPa より多少ずれたものである。

一方、Fig. 11 に内圧制御を行った場合の結果を示す。図より、初期状態 15 kPa を保持された状態から、試験開始 5 s 後から引き抜きを行ったが、狭窄部を通過する際にも内圧変化量は、0.7 kPa まで抑えられており、制御を行わない場合に比べて約 1/3 まで抑制することができた。

7. おわりに

本研究では、小型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について検討を行った。その結果、目標値応答や外乱抑制において良好な制御性能を示すことができた。

本研究の一部は、平成 23 年度公益財団法人 立石科学技術振興財団の支援を受けて行ったものである。関係各位に謝意を表します。

参考文献

- (1) 菅野, 山本, 喜多: ダブルバルーン内視鏡, 南江堂, 2005.
- (2) 白日, 上泉: イレウスチューブ, 医学書院, 2004.
- (3) 内藤, 芳野, 乾, 若林, 小林, 渡邊: 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, Vol. 23, No. 2, pp.277-280, 2008.
- (4) 関, 長縄, 岡, 芳野: 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, Vol.12, No. 1, pp.33-42, 2010.
- (5) 関, 長縄, 岡, 石川, 芳野: 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, Vol. 76, No. 766, pp.1645-1647, 2010.
- (6) 杉江, 藤田: フィードバック制御入門, コロナ社, 1999.
- (7) 石川, 岡, 長縄, 芳野, 若林, 渡邊, 内藤: 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, Vol. 75, No. 756, pp.2359-2362, 2009.