

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-122607

(P2019-122607A)

(43) 公開日 令和1年7月25日(2019.7.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 0	4 C 1 1 7
A 6 1 M 25/10 (2013.01)	A 6 1 M 25/10 5 4 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/01 (2006.01)	A 6 1 B 1/01 5 1 3	4 C 1 6 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 2	4 C 2 6 7
	A 6 1 B 5/00 1 0 1 M	
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)		

(21) 出願番号 特願2018-5600 (P2018-5600)
 (22) 出願日 平成30年1月17日 (2018.1.17)

特許法第30条第2項適用申請有り 発行日 平成29年7月21日 2017年計測自動制御学会東北支部第310回研究集会 発表論文資料 公益社団法人計測自動制御学会 開催日 平成29年7月21日 2017年計測自動制御学会東北支部第310回研究集会 秋田大学手形キャンパス地方創生センター2号館2階 大セミナー室

(71) 出願人 504409543
 国立大学法人秋田大学
 秋田県秋田市手形学園町1番1号
 (74) 代理人 100113608
 弁理士 平川 明
 (74) 代理人 100123319
 弁理士 関根 武彦
 (74) 代理人 100123098
 弁理士 今堀 克彦
 (72) 発明者 長縄 明大
 秋田県秋田市手形学園町1番1号 国立大学法人秋田大学内
 Fターム(参考) 4C117 XB01 XC11 XD27 XE27 XG19
 XJ13
 4C161 CC04 GG25 HH03 HH51
 最終頁に続く

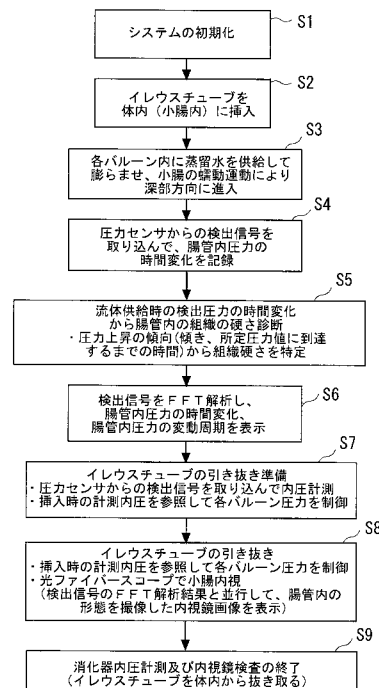
(54) 【発明の名称】 管腔臓器内圧計測システム

(57) 【要約】

【課題】管腔臓器の運動機能について診断可能な診断機器の技術を提供する。

【解決手段】管腔臓器内圧計測システムは、先端部分にバルーンを備え、管腔臓器の経路内へ進入可能なカテテルと、管腔臓器の経路内へ進入させたバルーンに流体を供給して該バルーンを膨らませる流体供給手段と、バルーンの内圧を検出する内圧検出手段と、流体供給時の前記バルーン拡張過程における内圧の時間的変化を検出する検出手段と、検出されたバルーン拡張過程における内圧の圧力上昇の傾向から、管腔臓器の硬さを特定する特定手段と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部分にバルーンを備え、管腔臓器の経路内へ進入可能なカテーテルと、
前記管腔臓器の経路内へ進入させた前記バルーンに流体を供給して該バルーンを膨らませる流体供給手段と、
前記バルーンの内圧を検出する内圧検出手段と、
流体供給時の前記バルーン拡張過程における内圧の時間的变化を検出する検出手段と、
前記検出された前記バルーン拡張過程における内圧の圧力上昇の傾向から、前記管腔臓器の硬さを特定する特定手段と、
を備えることを特徴とする管腔臓器内圧計測システム。

10

【請求項 2】

前記特定手段は、所定時間における圧力変化の傾斜、所定圧力値に到達するまでの経過時間の少なくとも一つの特性に基づいて、前記管腔臓器の硬さを特定する、請求項 1 に記載の管腔臓器内圧計測システム。

【請求項 3】

前記バルーンの内圧の時間的变化の周期を解析する内圧計測手段と、をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の管腔臓器内圧計測システム。

【請求項 4】

前記内圧計測手段は、管腔臓器内圧計測の対象者の体表に装着可能なウェアラブル機器であることを特徴とする、請求項 3 に記載の管腔臓器内圧計測システム。

20

【請求項 5】

前記カテーテルは、周方向に併設された複数のバルーンを有する、ことを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか一項に記載の管腔臓器内圧計測システム。

【請求項 6】

前記カテーテルは、光ファイバースコープを内包したイレウスチューブである、ことを特徴とする請求項 1 から 5 の何れか一項に記載の管腔臓器内圧計測システム。

【請求項 7】

少なくとも前記イレウスチューブに内包される光ファイバースコープを介して撮像された管腔臓器内の内視鏡画像と、前記計測されたバルーンの内圧の時間的变化と、前記特定された管腔臓器の硬さと、前記内圧計測手段で解析された前記内圧の時間的变化の周期とから前記管腔臓器の状態を推定する推定手段と、をさらに備えることを特徴とする請求項 1 から 6 の何れか一項に記載の管腔臓器内圧計測システム。

30

【請求項 8】

少なくとも前記イレウスチューブに内包される光ファイバースコープを介して撮像された管腔臓器内の内視鏡画像を、前記バルーン拡張過程における内圧の時間的变化、前記特定された管腔臓器の硬さ、前記内圧計測手段で解析された前記内圧の時間的变化の周期と共に表示する表示手段、をさらに備えることを特徴とする、請求項 1 から 7 の何れか一項に記載の管腔臓器内圧計測システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、消化管や血管、胆管、尿管、膣、子宮等の管腔臓器の診断を可能にする管腔臓器内圧計測システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、消化管や血管、胆管、尿管等の管腔臓器を治療する際の医療器具として、先端部にバルーンを取り付けたバルーンカテーテルが知られている。バルーンカテーテルを上記管腔臓器に侵入させた上で、先端部に取付けられたバルーンを治療箇所等で膨らませることで、例えば、上記管腔臓器内で生じた狭窄部位等の拡張治療が可能になる。

【0003】

50

また、近年の医療分野においては、胃や食道、大腸などの他の消化管と比べて深部に位置するために内視鏡を用いた検査が困難であった小腸の内視が可能で、カプセル内視鏡やダブルバルーン内視鏡といった医療器具の開発が進められている。

【0004】

ここで、カプセル内視鏡とは、CCD (Charge Coupled Device) センサ、超小型レンズ、発信機、電池等を内蔵した直径φ 1.1 mm程度×全長26 mm程度のカプセル型の内視鏡である。カプセル内視鏡を飲み込んだ患者においては、カプセル内視鏡の小腸の蠕動運動を介して移動する過程で撮影された小腸内画像が発信機を介して取得される。取得された小腸内画像は、例えば、PC (Personal Computer) 等の情報処理装置を介して記録保存され、患者の小腸内の傾向が解析される。

10

【0005】

また、ダブルバルーン内視鏡は、有効長2000 mm程度の内視鏡の先端及び、その内視鏡に被せて使用する軟性のチューブの先端にバルーンを取付けた内視鏡である。ダブルバルーン内視鏡は、チューブの先端に取付けられたそれぞれのバルーンを交互に膨らませながらバルーンを小腸内に固定し、固定したバルーンを介して小腸を手繰り寄せながら患者の小腸内に挿入される。小腸内に挿入されたダブルバルーン内視鏡を介して、患者の小腸内の傾向が検査・診断される。

【0006】

なお、上記のカプセル内視鏡やダブルバルーン内視鏡は、例えば、患者に腸閉塞及び癒着が存在する場合には使用できないといった問題がある。そこで、本発明者らは、特許文献1に示すように、腸閉塞の治療に用いられているイレウスチューブと光ファイバースコープを組み合わせた、小腸内視鏡技術を提案した。特許文献1に開示の技術においては、カプセル内視鏡やダブルバルーン内視鏡が使用困難な、腸閉塞及び癒着が存在する患者においても小腸の内視鏡観察が可能になる。従来において内視鏡観察が困難であった消化器官の深部に位置する小腸といった臓器箇所への内視鏡挿入が可能になり、各種病態に対する研究の進展に期待が高まってきている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-188265号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、管腔臓器の各種病態に対する研究において、バルーンカテーテル等を介して注入点滴された造影剤を用いての撮像画像によるX線検査や、上記の特許文献1に開示の技術やカプセル内視鏡、ダブルバルーン内視鏡等を介して取得された内視鏡画像による形態検査は可能である。しかしながら、例えば、管腔臓器を構成する組織の硬さを診断して運動などの臓器の機能を診断する適切な診断機器は提供されていない。このため、管腔臓器の各種病態には、依然として不明な点が多い。

【0009】

40

本発明は、このような事情を鑑みてなされたものであり、管腔臓器を構成する組織の硬さを計測して運動などの機能の診断を可能にする技術の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、管腔臓器内圧計測システムによって例示される。

すなわち、管腔臓器内圧計測システムは、先端部分にバルーンを備え、管腔臓器の経路内へ進入可能なカテーテルと、

前記管腔臓器の経路内へ進入させた前記バルーンに流体を供給して該バルーンを膨らませる流体供給手段と、

前記バルーンの内圧を検出する内圧検出手段と、

50

流体供給時の前記バルーン拡張過程における内圧の時間的变化を検出する検出手段と、
前記検出された前記バルーン拡張過程における内圧の圧力上昇の傾向から、前記管腔臓器の硬さを特定する特定手段と、
を備えることを特徴とする。

【0011】

かかる構成によれば、バルーン拡張過程における内圧の圧力上昇の傾向から、管腔臓器を構成する組織の相対的な硬さを診断することが可能になる。管腔臓器内圧計測システムの利用者は、管腔臓器の拡張や収縮といった運動などの機能に係る組織の硬さを相対的に比較可能な指標として数値化することができる。管腔臓器内圧計測システムの利用者は、数値化された管腔臓器の硬さを示す指標をデータとして蓄積し、蓄積されたデータを解析することで、管腔臓器の各種病態に対する機能的な研究を進展させることが可能になる。管腔臓器内圧計測システムによれば、管腔臓器を構成する組織の硬さを計測して運動などの機能の診断を可能にする技術が提供できる。

10

【0012】

また、本発明において、特定手段は、所定時間における圧力変化の傾斜、所定圧力値に到達するまでの経過時間の少なくとも一つの特性に基づいて、管腔臓器の硬さを特定するようにしてもよい。管腔臓器内圧計測システムの利用者は、上記特性に基づいて、管腔臓器を構成する組織の相対的な硬さを数値化することができる。

【0013】

また、本発明においては、管腔臓器内圧計測システムは、前記バルーンの内圧の時間的变化の周期を解析する内圧計測手段と、をさらに備えるようにしてもよい。かかる構成によれば、例えば、小腸等の管腔臓器について、小腸運動に伴う腸管圧力の周期変化、収縮力等の消化器内圧に係る特性が先端部分に設けられたバルーンを用いて計測できる。管腔臓器内圧計測システムは、小腸等の管腔臓器について小腸運動に伴う圧力変動や周期変化を管腔臓器の硬さを示す指標と共に提供できるため、管腔臓器の運動機能の状態を診断することが可能になる。また、本発明においては、カテーテルは、周方向に併設された複数のバルーンを有するように構成するとしてもよい。かかる構成によれば、周方向に併設されたそれぞれのバルーンの接触する管腔臓器壁面領域毎の硬さ計測に基づく、管腔臓器診断が期待できる。

20

【0014】

なお、本発明は、上記手段や処理の少なくとも一部を含む管腔臓器内圧計測システムとして特定することができる。上記処理や手段は、技術的な矛盾が生じない限りにおいて、自由に組み合わせて実施することができる。

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、管腔臓器を構成する組織の硬さを計測して運動などの機能の診断を可能にする技術が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】実施形態に係る管腔臓器内圧計測システムのブロック構成の一例を示す図である。

40

【図2】3つのバルーンを有するイレウスチューブの説明図である。

【図3】コンピュータのハードウェア構成の一例を示す図である。

【図4】管腔臓器の硬さ計測を説明する図である。

【図5】管腔臓器の管壁側から作用する圧力の大きさを説明する図である。

【図6】管腔臓器の圧力変化を説明する図である。

【図7】管腔臓器の硬化状態を模擬するための実験構成の一例である。

【図8】実験構成によって計測されたデータの一例を示す図である。

【図9】動物体で計測されたデータの一例を示す図である。

【図10】管腔臓器内圧の時間的变化の特定を説明する図である。

50

【図 1 1】周方向に複数のバルーンが併設された形態を説明する図である。

【図 1 2】収縮変化に伴う消化器内圧の計測形態を説明する図である。

【図 1 3】収縮変化に伴う消化器内圧の計測例を示す図である。

【図 1 4】腸管の収縮力の計測例を示す図である。

【図 1 5】被験者について計測された小腸運動の相対評価を例示する図である。

【図 1 6】実施形態に係る管腔臓器内圧計測処理の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して、一実施形態に係る管腔臓器内圧計測システムについて説明する。以下の実施形態の構成は例示であり、本管腔臓器内圧計測システムは実施形態の構成には限定されない。

10

【0018】

< 1. システム構成 >

図 1 は、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 のブロック構成の一例を示す図である。図 1 に例示の管腔臓器内圧計測システム 100 は、例えば、光ファイバースコープ 33 を内包（出し入れ）する非親水性イレウスチューブ（先導子バルーンタイプ）のイレウスチューブ 1 を備えるシステム形態の一例である。

【0019】

ここで、イレウスチューブとは、腸閉塞の治療に用いられているロングチューブである。例えば、嚥下した空気や異常発酵のため生じたガスなどの気体と通過障害や分泌亢進のために生じた胃酸、胃液は、治療対象の患者の腸まで挿入されたイレウスチューブを介して積極的に排除することが可能である。また、イレウスチューブに内包された光ファイバースコープ等を介し、例えば、大腸癌、腸炎、術後や外傷による腸管の癒着による単純性癒着性イレウスの内視が行われる。

20

【0020】

なお、以下では、小腸等の消化管を診断対象とする図 1 に例示の形態を本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システムの説明例とするが、管腔臓器内圧計測システムの構成が上記形態に限定されるわけではない。一実施形態に係る管腔臓器内圧計測システムは、少なくとも 1 以上のバルーンを有し、胸腔や腹腔等の体腔、血管、胆管、尿管等の管腔臓器に挿入可能な医療用の管（カテーテル、チューブ等）を備え、胸腔や腹腔等の体腔、血管、胆管、尿管、膣、子宮等の管腔臓器を診断対象とする形態に適用される。

30

【0021】

図 1 に示す非親水性イレウスチューブであるイレウスチューブ 1 は、シリコンやポリウレタン製の全長 3000 mm 程度のチューブに 3 つのバルーン（1a、1b、1c）と吸引孔が付いている構造を有する。イレウスチューブ 1 の後端部分は、操作部 2 に接続される。なお、図 1 に示す形態は、イレウスチューブ 1 の各バルーン 1a、1b、1c を膨らませるための流体として滅菌蒸留水を使用する形態であるが、空気や他の流体を使用するとしてよい。例えば、1 以上のバルーンを有する尿道カテーテル、胆道カテーテルでは、当該バルーンを膨らませる流体として滅菌蒸留水の使用が例示される。また、血管カテーテルでは、1 以上のバルーンを膨らませる流体として造影剤や生理食塩水、あるいは、造影剤と生理食塩水とを 1 対 1 の割合で混合させた流体の使用が例示される。

40

【0022】

小腸等の消化管を診断対象とする管腔臓器内圧計測システム 100 においては、イレウスチューブ 1 の有するバルーン数は、図 1 に示すように、少なくとも 2 個以上が好ましい。小腸等の消化管においては、後述するように、口腔で咀嚼された食物の消化活動に伴う運動が行われる。管腔臓器内圧計測システム 100 は、少なくとも 2 個以上のバルーンをイレウスチューブ 1 に有することで、消化管の消化活動に伴う運動（例えば、管腔壁面の収縮・拡張変化、蠕動運動などの伝導性波形等）の検出精度の向上が期待できる。

【0023】

なお、一実施形態の管腔臓器内圧計測システムが、血管や胆管、尿管等の管腔臓器を診

50

断対象とする場合には、図 1 に示すイレウスチューブ 1 は、少なくとも 1 以上のバルーンを有するバルーンカテーテルであってもよい。一実施形態の管腔臓器内圧計測システムは、少なくとも 1 以上のバルーンを備えるように構成されたバルーンカテーテルを有することで、診断対象とする血管や胆管、尿管、膣、子宮等の管腔臓器の壁面の硬さや運動の判別が可能になる。

【0024】

図 2 は、3 つのバルーン (1 a、1 b、1 c) を有するイレウスチューブ 1 の説明図である。図 2 (a) は、イレウスチューブ 1 の軸に垂直な面による横断面図を表し、図 2 (b) は、イレウスチューブ 1 の内部構造を示す縦断面図である。図 2 (c) は、イレウスチューブ 1 の先端部分に 3 つのバルーン (1 a、1 b、1 c) が均等に配置された一形態を示す図である。なお、図 2 (a)、(b)、(c) に例示するイレウスチューブ 1 は、4.0 ~ 6.0 mm φ とし、ルーメン 1 d は、0.5 mm ~ 1.0 mm φ とする形態例である。

10

【0025】

図 2 (a) の断面図に示すように、イレウスチューブ 1 内には、少なくとも各バルーン (1 a、1 b、1 c) を膨らませ、あるいは、膨らませたバルーンを萎ませるためのルーメン 1 d が挿通される挿通孔 1 e が 3 箇所に設けられる。また、イレウスチューブ 1 内には、少なくとも内包する光ファイバースコープ 3 3 が挿通される挿通孔 1 f が設けられる。なお、イレウスチューブ 1 内には、嚥下した空気や異常発酵のため生じたガスなどの気体と通過障害や分泌亢進のために生じた胃酸、胃液を排除するための排除孔や、光ファイバースコープ 3 3 の内視対象を照射する照射光の導入孔が設けられるとしてもよい。

20

【0026】

図 2 (b) の側面図に示すように、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーン (1 a、1 b、1 c) は、挿通孔 1 e を介して挿通されたルーメン 1 d の一端を内包する。イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーン (1 a、1 b、1 c) は、内包するルーメン 1 d の一端を介して注入された滅菌蒸留水により膨らまされ、あるいは、萎まされる。なお、図 2 (b)、(c) に示す形態は、各バルーンを 3.0 mm φ とし、各バルーンを 5 mm 間隔に配置した形態の一例である。

【0027】

図 2 (c) には、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーン (1 a、1 b、1 c) が、内包するルーメン 1 d の一端を介して注入された滅菌蒸留水により膨らんだ状態が例示される。なお、各バルーン (1 a、1 b、1 c) は、ラテックスやポリエチレン等で形成される。

30

【0028】

図 1 に戻り、イレウスチューブ 1 の先端部分の 3 つのバルーン (1 a、1 b、1 c) の内、先端側のバルーン 1 c (先導子バルーン) は、滅菌蒸留水を注入して膨らませ、小腸の蠕動運動を利用して深部へ挿入していくように使用する。なお、バルーン 1 c を、造影剤入りのシリコンゴムで形成することで、レントゲンでバルーン 1 c の位置や状態を確認しつつ消化器官内の挿入が可能になる。

【0029】

また、イレウスチューブ 1 の先端部分の 3 つのバルーンの内、先頭から 2 番目のバルーン 1 b、後端側のバルーン 1 a (留置バルーン) は、滅菌蒸留水を注入し、小腸屈曲部でチューブが引っ掛かり進まない場合や、チューブが撓んだりループしている場合に補助的に使用することで、これらを解消するように使用する。バルーン 1 b、バルーン 1 a は、バルーン 1 c と同様に、造影剤入りのシリコンゴムで形成することができる。レントゲンでバルーン 1 b、1 c の位置や状態を確認しつつ消化器官内の挿入が可能になる。

40

【0030】

消化器官内に挿入されたイレウスチューブ 1 においては、所定位置に停留した状態で、先端部分に設けられたバルーン (1 a、1 b、1 c) を介して、後述する管腔臓器の硬さ計測が行われる。

50

【 0 0 3 1 】

なお、各バルーン 1 a、1 b、1 c の後方には、嚥下した空気や異常発酵のため生じたガスなどの気体と通過障害や分泌亢進のために生じた胃酸、胃液を吸引する吸引孔が設けられる。

【 0 0 3 2 】

バルーン 1 a へ給水するバルーン 1 a 給水系は、操作部 2 のバルーン給水継手 2 a に接続された延長チューブ 3、管継手 4、延長チューブ 5、分岐継手 6、延長チューブ 7、水圧シリンダ 8、ボールねじ 9、駆動モータ 10 及びエンコーダ 11 を備える。同様にして、バルーン 1 b へ給水するバルーン 1 b 給水系は、操作部 2 のバルーン給水継手 2 b に接続された延長チューブ 12、管継手 13、延長チューブ 14、分岐継手 15、延長チューブ 16、水圧シリンダ 17、ボールねじ 18、駆動モータ 19 及びエンコーダ 20 を備える。また、先端側のバルーン 1 c へ給水するバルーン 1 c 系は、操作部 2 のバルーン給水継手 2 c に接続された延長チューブ 21、管継手 22、延長チューブ 23、分岐継手 24、延長チューブ 25、水圧シリンダ 26、ボールねじ 27、駆動モータ 28 及びエンコーダ 29 を備える。なお、管継手 4 や延長チューブ 5 は、操作部 2 と後述の圧力センサ 30、31、32 との間の距離に応じて接続される数量を減らすこともできる。

【 0 0 3 3 】

分岐継手 6、15、24 のそれぞれの分岐先には、各バルーンの圧力変動を検知する圧力センサ 30、31、32 が接続される。圧力センサ 30、31、32 を介して検出された圧力検出信号は、入出力制御装置 41 に入力される。なお、入出力制御装置 41 には、イレウスチューブ 1 に内包される光ファイバースコープ 33 が分光装置（図示省略）等を介して接続される。

【 0 0 3 4 】

各水圧シリンダ 8、17、26 は、それぞれピストン（図示省略）を内蔵する。各水圧シリンダ 8、17、26 は、内蔵するピストンを駆動モータ 10、19、28 によって回転駆動するボールねじ 9、18、27 を介して進退させることで、それぞれの水圧シリンダ内の滅菌蒸留水を加圧及び減圧する。

【 0 0 3 5 】

水圧シリンダ 8 は、例えば、内部の滅菌蒸留水を加圧または減圧することにより、イレウスチューブ 1 のバルーン 1 a が所定の圧力となるように給水または排水する。内部の滅菌蒸留水は、延長チューブ 7、分岐継手 6、延長チューブ 5、管継手 4、延長チューブ 3 及び操作部 2 のバルーン給水継手 2 a を介して給水または排水される。

【 0 0 3 6 】

水圧シリンダ 17 に接続されるイレウスチューブ 1 のバルーン 1 b、水圧シリンダ 26 に接続されるイレウスチューブ 1 のバルーン 1 c についても、上記のバルーン 1 a と同様にして給水または排水が行われる。

【 0 0 3 7 】

図 1 に例示の管腔臓器内圧計測システム 100 では、制御系は、例えば、計測及び制御プログラムを内蔵した情報処理装置 40 と入出力制御装置 41 とを主体にして構成される。管腔臓器内圧計測システム 100 の情報処理装置 40、入出力制御装置 41 は、例えば、図 3 に示すハードウェア構成を有するコンピュータとして提供される。

【 0 0 3 8 】

図 3 に示すコンピュータ 50 は、接続バス 56 によって相互に接続された CPU（Central Processing Unit）51、主記憶装置 52、補助記憶装置 53、通信 I/F（Interface）54、入出力 I/F 55 を有する。

【 0 0 3 9 】

CPU 51 は、コンピュータ 50 全体の制御を行う中央処理演算装置である。CPU 51 は、MPU（Microprocessor）、プロセッサとも呼ばれる。但し、CPU 51 は、単一のプロセッサに限定される訳ではなく、マルチプロセッサ構成であってもよい。また、単一のソケットで接続される単一の CPU 51 がマルチコア構成であってもよい。主記憶装

10

20

30

40

50

置 5 2 および補助記憶装置 5 3 は、C P U 5 1 が読み取り可能な記録媒体である。

【 0 0 4 0 】

コンピュータ 5 0 は、C P U 5 1 が補助記憶装置 5 3 に記憶されたプログラムを主記憶装置 5 2 の作業領域に実行可能に展開し、プログラムの実行を通じて周辺機器の制御を行うことで、所定の目的に合致した機能を提供する。但し、少なくとも一部の処理が D S P (Digital Signal Processor)、A S I C (Application Specific Integrated Circuit) 等によって提供されてもよい。また、処理の少なくとも一部が、F P G A (Field-Programmable Gate Array)、数値演算プロセッサ、ベクトル演算プロセッサ、画像処理プロセッサ等の専用 L S I (large scale integration)、その他のデジタル回路であってもよい。また、処理の少なくとも一部にアナログ回路を含むとしてもよい。

10

【 0 0 4 1 】

主記憶装置 5 2 は、例えば、フラッシュメモリ、R A M (Random Access Memory) や R O M (Read Only Memory) を含む。補助記憶装置 5 3 は、例えば、H D D (Hard-disk Drive) や S S D (Solid State Drive)、E P R O M (Erasable Programmable ROM)、フラッシュメモリ、U S B メモリ、S D (Secure Digital) メモリカード等である。通信 I F 5 4 は、コンピュータ 5 0 に接続されるネットワーク等とのインターフェースである。入出力 I F 5 5 は、コンピュータ 5 0 に接続される機器との間でデータの入出力を行うインターフェースである。なお、上記の構成要素はそれぞれ複数に設けられてもよいし、一部の構成要素を設けないようにしてもよい。

20

【 0 0 4 2 】

イレウスチューブ 1 の先端側のバルーン 1 c (バルーン 1 c 給水系) の圧力は、分岐継手 2 4 に接続された圧力センサ 3 2 によって検出されて入出力制御装置 4 1 に入力される。同様にして、イレウスチューブ 1 の先頭から 2 番目のバルーン 1 b (バルーン 1 b 給水系) の圧力は、分岐継手 1 5 に接続された圧力センサ 3 1 によって検出されて入出力制御装置 4 1 に入力される。また、イレウスチューブ 1 の後端側のバルーン 1 a (バルーン 1 a 給水系) の圧力は、分岐継手 6 に接続された圧力センサ 3 0 によって検出されて入出力制御装置 4 1 に入力される。

【 0 0 4 3 】

情報処理装置 4 0 は、計測及び制御プログラムに従って、入出力制御装置 4 1 に入力された各バルーン 1 a、1 b、1 c の圧力検出信号を取得する。また、情報処理装置 4 0 は、エンコーダ 1 1、2 0、2 9 から、各バルーンの給水系を構成する駆動モータ 1 0、1 9、2 8 の回転角度検出信号を取得する。情報処理装置 4 0 は、取得した各バルーン 1 a、1 b、1 c の圧力検出信号と回転角度検出信号に基づいて、駆動モータ 1 0、1 9、2 8 を制御することで、各バルーンの給水系を構成する水圧シリンダ 8、1 7、2 6 のピストンを進退させ、各バルーン 1 a、1 b、1 c への給水圧力を所定値に制御する制御処理を実行する。

30

【 0 0 4 4 】

本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 においては、情報処理装置 4 0 は、制御プログラムに従い、所定位置に停留された各バルーンへの給水圧力を、各バルーンに供給される流体 (滅菌蒸留水、空気等) の単位時間当たりの供給量が一定になるように制御する。そして、情報処理装置 4 0 は、制御された給水圧力下における、各バルーン 1 a、1 b、1 c の圧力検出信号を取得すると共に、取得した圧力検出信号に時刻情報に関連付けて補助記憶装置 5 3 に記録する。そして、情報処理装置 4 0 は、補助記憶装置 5 3 に記録された所定期間の圧力検出信号に基づいて管腔臓器内圧の時間的变化を特定し、管腔臓器の硬さを計測する。

40

【 0 0 4 5 】

また、情報処理装置 4 0 は、補助記憶装置 5 3 に記録された所定期間の圧力検出信号に対して F F T (Fast Fourier Transform) 解析を行い、各バルーン 1 a、1 b、1 c を介して検出された圧力変動の周期変化を検出するとしてもよい。

【 0 0 4 6 】

50

情報処理装置 40 は、各バルーン 1 a、1 b、1 c を介して検出された管腔臓器内圧の時間的变化、および、FFT 解析結果である管腔臓器内圧の変動周期を、情報処理装置 40 の備える LCD (Liquid Crystal Display) 等の表示デバイスに表示する。本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 においては、管腔臓器内圧の時間的变化、および、FFT 解析結果である管腔臓器内圧の変動周期に基づき、管腔臓器の硬さや運動機能について診断可能な診断機器の技術が提供可能になる。

【0047】

なお、図 1 に例示の管腔臓器内圧計測システム 100 においては、情報処理装置 40 は、イレウスチューブ 1 に内包された光ファイバースコープ 33 の内視鏡画像と共に、上記管腔臓器内圧の時間的变化、および、FFT 解析結果である管腔臓器内圧の変動周期を表示デバイスに表示するとしてもよい。管腔臓器内圧計測システム 100 は、診断対象の管腔臓器内壁の内視鏡画像による形態検査と共に、各バルーン 1 a、1 b、1 c の挿入位置における管腔臓器箇所硬さや運動などの機能を診断するための情報の提示が可能になる。

10

【0048】

< 2 . 管腔臓器の硬さ計測について >

図 4 (1) から図 4 (3) は、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 における管腔臓器の硬さ計測を説明する図である。既述したように、管腔臓器内に挿入されたバルーンには滅菌蒸留水や空気等の流体が供給され、管腔臓器内の狭窄部位や閉塞、癒着等が生じた診断箇所において拡張される。図 4 (1) から図 4 (3) は、滅菌蒸留水や空気等の流体が供給されたバルーンの管腔臓器内における拡張過程を表す。

20

【0049】

図 4 (1) は、管腔臓器内の所定位置に到達した時点におけるバルーン状態を表す。本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 においては、図 4 (1) に示す状態で停留するバルーンの拡張が行われる。停留状態のバルーンは、供給される流体 (滅菌蒸留水、空気等) の単位時間当たりの供給量が一定になるように制御される。

【0050】

流体が注入されたバルーンは時間経過と共に徐々に膨らみ、管腔臓器の内壁 (管壁) に接触する (図 4 (2))。流体が注入されたバルーンは、管腔臓器の内壁 (管壁) に接触後、予め定められた所定の圧力値が圧力センサを介して検出されるまで拡張される (図 4 (3))。なお、所定の圧力値は診断対象の管腔臓器に用いられるバルーン毎に規定される。図 4 (2) から図 4 (3) に至る拡張過程において、管腔臓器内に挿入されたバルーンには、拡張するバルーンを管壁側から押し戻そうとする圧力が作用する。拡張するバルーンを管壁側から押し戻そうとする圧力は、圧力検出信号に反映される。

30

【0051】

ここで、管腔臓器の管壁側から作用する圧力の大きさの大小は、管腔臓器を構成する組織の弾力性 (硬さ) に関連する傾向にある。図 5 (1)、(2) は、管腔臓器の管壁側から作用する圧力の大きさを説明する図である。図 5 (1)、(2) においては、管腔臓器に挿入されたバルーンの径方向の断面図 (ハッチング箇所) が説明図として例示される。

【0052】

図 5 (1) に示すように、診断対象の管腔臓器を構成する組織は、例えば、組織繊維化等の硬化要因が存在しない状態 (「正常組織」とも称す) では相対的に弾力性が高い傾向にある。正常組織では、管腔臓器内から管壁の外側に向かう圧力に対して組織の弾力性で吸収できる割合が相対的に高い傾向にある。このため、図 4 (2) から図 4 (3) に至るバルーンの拡張過程においては、拡張するバルーンに作用する管壁側から管腔臓器内へ押し戻そうとする圧力は相対的に小さくなる傾向になる。

40

【0053】

一方、図 5 (2) に示すように、組織繊維化等の硬化要因が存在する状態では管腔臓器を構成する組織の弾力性は相対的に低下する。組織繊維化等の硬化要因が存在する状態では、管腔臓器内から管壁の外側に向かう圧力に対して組織の弾力性で吸収できる相対的な

50

割合は減少する傾向になる。従って、図4(2)から図4(3)に至るバルーンの拡張過程においては、拡張するバルーンに作用する管壁側から管腔臓器内へ押し戻そうとする圧力は相対的に大きくなる傾向になる。

【0054】

図6は、管腔臓器の圧力変化を説明する図である。図6において、縦軸は圧力(kPa)を表し、横軸は時間(s)を表す。グラフg1、g2は、管腔臓器内に挿入されたバルーン拡張時に推定される圧力の時間推移を表す。グラフg1は、図5(1)で説明した正常組織による圧力変化に相当し、グラフg2は、図5(2)で説明した硬化要因が存在する組織による圧力変化に相当する。なお、横軸におけるA点は、バルーン拡張の開始時を表し、図4(1)の状態に相当する。同様に、B点は、単位時間当たりの供給量が一定になるように制御された流体によって拡張されたバルーンの管壁接触時点を表し、図4(2)の状態に相当する。

10

【0055】

図6のグラフg1に示すように、管腔臓器に硬化要因が存在しない場合には、管壁は弾力性(伸展性)を有するため、圧力の時間推移は相対的に傾斜の弱い変化になると推定される。また、グラフg2に示すように、管腔臓器に硬化要因が存在する場合には、硬化した管壁からの圧力により、圧力の時間推移は相対的に傾斜の強い変化になると推定される。

【0056】

図7は、管腔臓器の硬化状態を模擬するための実験構成の一例である。図7(a)は、硬化した管腔臓器の模擬体Z1を説明する図である。図7(a)において、硬化した管腔臓器の模擬体Z1として、直径20mm、長さ150mmの亚克力管を採用した。そして、模擬体Z1の一部領域には、一定の幅を有する溝Z2を均等して3方向に設けた。模擬体Z1に設けられた溝Z2により、硬化した管腔臓器に部分的に存在する正常組織部分を模擬する。

20

【0057】

図7(b)は、圧力計測における実験形態を説明する図である。図7(a)に示す模擬体Z1を用いた圧力計測実験においては、模擬体Z1に挿入されたバルーンに供給される流体(空気)の単位時間当たりの供給量が一定になるように制御される。そして、圧力計測実験においては、単位時間当たりの供給量に応じて拡張するバルーンの圧力検出信号が

30

所定のサンプリング周期で取得される。ここで、硬化した管腔臓器に対する圧力変化のバリエーションを模擬するため、さらに図7(b)に示す3つの実験形態を採用した。まず、図7(b)の「シート無し」は、溝Z2が形成された模擬体Z1の位置を管腔臓器内の所定位置に想定してバルーンを挿入する形態である。なお、管腔臓器内の所定位置に想定して模擬体Z1挿入されるバルーン的位置は、他の「シート半分」、「シート全体」においても同様である。「シート無し」の形態では、拡張するバルーンと接触する模擬体Z1の部分領域を繊維化部分に模擬することができる。なお、溝Z2部分は、繊維化部分以外の領域である。

【0058】

次に、「シート全体」では、バルーンを厚さ0.03mmのポリエチレンシートに挿入した状態で、模擬体Z1に挿入する形態である。ポリエチレンシートの有する弾力性により、硬化した管腔臓器内の圧力変化のバリエーションを得ることができる。「シート半分」においては、図7(b)に示すように、溝Z2が形成された一部領域が上記ポリエチレンシートに覆われる構成を採用した。ポリエチレンシートに覆われた溝Z2部分と、ポリエチレンシートに覆われない他の溝Z2部分の間では、バルーン拡張時の圧力変化の時間推移が異なることが想定される。「シート半分」では、「シート無し」、「シート全体」とは異なる圧力変化のバリエーションが期待される。

40

【0059】

図8は、実験構成を用いて計測されたデータの一例を示す図である。図8においては、図7(b)で説明した3つの形態以外に、シートに挿入されたバルーンを介して計測され

50

た圧力の時間推移、バルーンのみで計測された圧力の時間推移が例示される。図 8 において、「溝 3 つ」の細破線で表されるグラフは図 7 に例示の「シート無し」の形態で計測されたデータを表す。同様に、「溝 3 つ（シート半分）」の破線で表されるグラフは図 7 に例示の「シート半分」の形態で計測されたデータ、「溝 3 つ（シート全体）」の一点鎖線で表されるグラフは図 7 に例示の「シート全体」の形態で計測されたデータを表す。また、シートに挿入されたバルーンで計測されたデータは「シート」の 2 点鎖線のグラフで表され、バルーンのみで計測されたデータは「a i r」の実線のグラフで表される。なお、図 8 の縦軸および横軸は図 6 と同様である。

【 0 0 6 0 】

実験においては、単位時間当たりの供給量が一定になるように制御された流体（空気）の供給期間は 10 秒間とした。また、模擬体 Z 1 に挿入されたバルーンの内壁への接触時期は、流体の供給開始から 5 秒経過後である。

【 0 0 6 1 】

図 8 に例示のグラフにおいて、実線で表されたグラフ、すなわち、バルーンのみで計測されたデータが、圧力変化の傾斜が相対的に最も小さいことが判る。また、バルーンのみで計測されたデータの圧力変化の傾斜は、流体のバルーンへの供給開始から供給停止時まで粗一定の傾斜で推移していることがわかる。

【 0 0 6 2 】

また、図 8 に例示のグラフにおいて、相対的な圧力変化の傾斜は、「溝 3 つ」、「溝 3 つ（シート半分）」、「溝 3 つ（シート全体）」の順で大きくなることがわかる。「溝 3 つ」、「溝 3 つ（シート半分）」、「溝 3 つ（シート全体）」のグラフでは、圧力変化の傾斜が模擬体 Z 1 の内壁に接触した時点で変化し、相対的な傾斜が大きくなることが判る。実線で表されたグラフと比較すると、単位時間当たりの圧力上昇幅が大きくなることが判る。

【 0 0 6 3 】

次に動物体（豚）を被検体とする実験結果を説明する。動物体を被検体とする実験では、腸内にイレウスチューブを挿入してバルーンを停留させ、単位時間当たりの供給量が一定になるように制御された流体（空気）を供給した。そして、単位時間当たりの供給量に応じて拡張するバルーンの圧力検出信号を所定のサンプリング周期で取得した。なお、胸腔臓器（腸）に対する圧力計測は、動物体内（生体内）、開腹して取り出した胸腔臓器（常温状態）、取り出した胸腔臓器に対して湯せん（40℃、および、60℃）処理を施した状態の 4 形態について行われた。なお、開腹して取り出した胸腔臓器に湯せん処理を施すことで、組織繊維化等が模擬される。

【 0 0 6 4 】

図 9 は、動物体で計測されたデータの一例を示す図である。図 9 においては、動物体内で計測された圧力データが太実線のグラフ g 3 で例示される。同様に、常温状態で計測された圧力データが太破線のグラフ g 4、40℃の湯せん処理を施した状態で計測された圧力データが破線のグラフ g 5、60℃の湯せん処理を施した状態で計測された圧力データが実線のグラフ g 6 で例示される。なお、図 9 の縦軸および横軸は図 6 と同様である。

【 0 0 6 5 】

図 9 に示すグラフでは、計測開始から 6 秒経過後の圧力上昇変化が、形状を保てない状態の胸腔臓器内において拡張するバルーンの圧力検出タイミングと推定される。グラフ g 3 からグラフ g 6 間の相対的な圧力変化の時間的推移の比較から、湯せん処理が施された状態では相対的な傾斜が大きくなることが判る。また、グラフ g 6 に示すように、60℃の湯せん処理によって胸腔臓器の硬化が進んだ状態では、粗一定の傾斜で推移することがわかる。

【 0 0 6 6 】

図 10 は、胸腔臓器内圧の時間的変化の特定を説明する図である。なお、図 10 に示すグラフ g 1、g 2、縦軸、横軸は図 6 と同様である。図 8、図 9 で説明したように、胸腔

臓器内に停留して拡張するバルーンが内壁に接触するまでの期間は、管壁の状態に依存するものと推定される。つまり、図 10 に示すように、管腔臓器の形状を保てる状態、例えば、溝無しのアクリル管等のような状態では、内壁に接触するまでの期間は相対的に長く、形状を保てない状態、例えば、内容物のない腸管等のような状態では内壁に接触するまでの期間は相対的に短くなると推定される。内容物のない腸管等のような状態では、管腔臓器に挿入されたバルーンには内壁が接触した状態で拡張されるからである。

【0067】

しかしながら、バルーンが管壁を内側から拡張する場合には、破線の楕円枠で囲まれた領域 Z3 に示すように、圧力の上昇幅に変化が生じる。従って、所定の周期で取得された圧力検出信号の時間軸上の変化から、圧力上昇の傾向（例えば、傾き、微分値等）が特定できる。例えば、情報処理装置 40 は、直前にサンプリングされた圧力値との差分値を求め、単位時間当たりの圧力変化を特定すればよい。

10

【0068】

例えば、診断対象になる管腔臓器に対して計測期間（ t_1 ）が制限される場合には、図 10 に示す領域 Z3 以降の傾き（圧力変化傾斜）を管腔臓器の硬さを計る指標とすることが可能になる。管腔臓器に組織繊維化等が生じている場合には、領域 Z3 以降の傾きが相対的に大きくなるからである。また、図 8、図 9 の実験結果が示すように、傾きの大きさは、管腔臓器の硬さに依存して大きくなるからである。

【0069】

また、診断対象になる管腔臓器に対して所定の圧力値（ P_1 ）が制限される場合には、所定の圧力値に到達するまでの経過時間に基づいて管腔臓器の硬さを表すことが可能になる。管腔臓器に組織繊維化等が生じている場合には、領域 Z3 以降の傾きが相対的に大きくなるため、所定の圧力値（ P_1 ）に到達する時間が短くなるからである。従って、拡張するバルーンを介して検出された圧力値の大きさ、および、前記圧力値に到達した時間を組合せて管腔臓器の硬さを計る指標としてもよい。

20

【0070】

なお、図 8 に示すように、バルーンのみで計測されたデータの圧力変化の傾斜は、流体のバルーンへの供給開始から供給停止時まで粗一定の傾斜で推移する。このため、予め室内において、供給される流体の単位時間当たりの供給量が一定になるように制御された状態で拡張するバルーンをみの圧力検出信号を取得して圧力変化傾斜を求め、該圧力変化傾斜を管腔臓器の硬さを診断するための基準指標にするとしてもよい。

30

管腔臓器の硬さを診断するための基準指標は、診断対象になる管腔臓器の種別（消化管、血管、胆管、尿管等）に応じて求めることが可能である。診断対象になる管腔臓器の種別に応じて、例えば、バルーンに供給される流体の単位時間当たりの供給量を制御すればよい。そして、情報処理装置 40 の補助記憶装置 53 等に上記基準指標を予め格納し、管腔臓器から取得したバルーン拡張時の時間軸上の圧力変化と共に基準指標を同一画面上に表示させる。同一画面上に表示された基準指標および管腔臓器の圧力変化を相対的に比較することで、管腔臓器の硬さを診断することが可能になる。

また、情報処理装置 40 においては、管腔臓器から取得したバルーン拡張時の時間軸上の圧力変化に基づいて圧力変化傾斜を特定し、基準指標との比を算出するとしてもよい。管腔臓器の管壁側から作用する圧力の大きさを、管腔臓器の硬さを示す相対的な指標として数値化することができる。数値化された管腔臓器の硬さを示す指標をデータとして蓄積し、蓄積されたデータを解析することで、管腔臓器の各種病態に対する機能的な研究を進展させることが可能になる。

40

【0071】

以上のように、管腔臓器内圧計測システム 100 は、単位時間当たりの供給量に対応して管腔臓器内で拡張するバルーンの圧力検出信号を所定のサンプリング周期で取得することで、該バルーンが挿入された管腔臓器の硬さを計測することが可能になる。

【0072】

なお、管腔臓器内に挿入されるバルーンは、複数のバルーンを周方向に併設する形態と

50

してもよい。図 1 1 (1)、(2) は、周方向に複数のバルーンが併設された形態を説明する図である。図 1 1 (1)、(2) においては、周方向に複数のバルーンが併設された形態の断面図が例示される。図 1 1 (1) は、周方向に 2 つのバルーン (1 g、1 h) を併設する形態例であり、図 1 1 (2) は、周方向に 3 つのバルーン (1 i、1 j、1 k) を併設する形態例である。各バルーン (1 g、1 h、1 i、1 j、1 k) のそれぞれには、例えば、分岐継手、圧力センサが接続する。各バルーンのそれぞれに接続する圧力センサを介し、所定値に制御された給水圧力下における管壁からの圧力が圧力検出信号として検出される。

【 0 0 7 3 】

周方向に複数のバルーンが併設される形態では、例えば、それぞれのバルーンが接触する管腔臓器壁面領域毎の硬さ計測が期待できる。図 1 1 (1) に示すように、例えば、バルーン 1 g が接触する管壁側領域の硬さ、バルーン 1 h が接触する管壁側領域の硬さをそれぞれに計測することが可能になる。図 1 1 (2) に示す、周方向に 3 つのバルーン (1 i、1 j、1 k) を併設する形態であっても、上述したように、それぞれのバルーンが接触する管腔臓器壁面領域毎の硬さ計測が期待できる。

10

【 0 0 7 4 】

< 3 . 消化器系の運動機能の計測について >

次に、小腸等の管腔臓器を診断対象とする管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 の、消化器系の運動機能の計測について説明する。

【 0 0 7 5 】

人体を構成する消化器官において、口腔で咀嚼された食物は食道を通じて胃に嚥下される。胃では、胃液が分泌され嚥下された食物に対して前段階の消化活動が施される。胃に続く十二指腸では、胆汁、すい液等の消化液が分泌され、食物の消化や殺菌が行われる。十二指腸に続く小腸では、食物が消化されて栄養素が吸収される。小腸に続く大腸においては、主に消化された食物の水分吸収や便の形成等が行われる。

20

【 0 0 7 6 】

消化器系を構成する管腔臓器において、口腔から取得された食物の消化および栄養素の吸収を主に行う小腸においては、小腸内に取り込まれた内容物 (食物) を移動するための収縮・弛緩を繰り返す蠕動運動が行われる。また、消化活動として、小腸においては、小腸内に取り込まれた内容物と消化液との混和を行う分節運動や、小腸の縦走節が収縮、弛緩することによって、腸管が長軸方向に沿って伸縮する振子運動が行われる。

30

【 0 0 7 7 】

小腸等の管腔臓器を診断対象とする管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 は、小腸を含む腸管内に挿入されたイレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーンを加圧し、腸管内で拡張 (膨らます) させることで、各バルーンと腸管の内壁とが接触する状態に移行する。そして、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーンは所定の圧力値が検出されるまで拡張される。

【 0 0 7 8 】

ここで、上述した小腸の小腸運動 (蠕動運動、分節運動、振子運動等) が静止している状態と仮定した場合、腸管の内壁に接触する各バルーンには、加圧されて拡張されたバルーン状態に応じた圧力 (消化器内圧力) がかかる。管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 は、分岐継手 6、1 5、2 4 に接続された圧力センサ 3 0、3 1、3 2 を介し、バルーン状態に応じた小腸等の静止状態における圧力値を検出する。

40

【 0 0 7 9 】

また、腸管が上述した小腸運動に基づいて収縮運動を行う場合においては、収縮運動による腸管内圧力が各バルーンに加わることになる。このため、圧力センサ 3 0、3 1、3 2 を介して検出される各バルーンの圧力は、静止状態における圧力値より上昇した圧力値になる。

【 0 0 8 0 】

管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 においては、腸管の収縮運動に伴う圧力変化を、圧力

50

センサ 30、31、32 を介して計測する。腸管の収縮運動に伴って計測された圧力変化は、時刻情報に対応付けて記録される。管腔臓器内圧計測システム 100 は、腸管の収縮運動に伴う圧力値の時間変動を検出することが可能になる。

【0081】

また、管腔臓器内圧計測システム 100 は、例えば、所定期間に記録された圧力変化に対して FFT (Fast Fourier Transform) 解析を行うことで、各バルーン 1a、1b、1c を介して検出された圧力変動の周期変化を検出することが可能なる。

【0082】

< 4 . 消化器系の運動機能の計測例 >

次に、図 12 から図 15 を参照し、臨床試験による消化器内圧による運動機能の計測例を説明する。なお、臨床試験においては、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられたバルーン数を 2 個として消化器内圧を計測した。

【0083】

図 12 は、消化器内圧の計測形態を説明する図である。図 12 において、先端部分に 2 個のバルーン (1a、1b) を有するイレウスチューブ 1 は、バルーンカテーテルとして被験者 K に経鼻挿入される。被験者 K は、30 代の男性である。被験者 K に経鼻挿入されたイレウスチューブ 1 は、食道、胃、十二指腸を経由して小腸内に到達し、各バルーン (1a、1b) は、それぞれに接続されたバルーン 1a 給水系、バルーン 1b 給水系を介して滅菌蒸留水や空気が注入されて拡張する。

【0084】

先端側のバルーン 1b (前方バルーン) の圧力は、操作部 2 に接続された分岐継手 15 (前方用バルブ)、圧力センサ 31 (前方用圧力センサ) を介して検出され、検出された圧力は小腸運動計測装置 (入出力制御装置 41、情報処理装置 40) に入力される。同様に、後端側のバルーン 1a (後方バルーン) の圧力は、操作部 2 に接続された分岐継手 6 (後方用バルブ)、圧力センサ 30 (後方用圧力センサ) を介して検出され、検出された圧力は小腸運動計測装置 (入出力制御装置 41、情報処理装置 40) に入力される。

【0085】

小腸運動計測装置 (入出力制御装置 41、情報処理装置 40) は、圧力センサ 30、31 を介して検出された圧力検出信号を時刻情報に関連付けて記録する。小腸運動計測装置を介して、消化管内のイレウスチューブ 1 の挿入位置における管腔臓器の硬さが計測される。また、小腸運動計測装置を介して、被験者 K の腸管の収縮運動に伴う圧力値の時間変動が検出される。検出された圧力値の時間変動に基づいて、被験者 K の腸管の収縮運動に伴う腸管圧力の周期変化が FFT 解析結果として検出される。

【0086】

(計測例 1)

図 13 は、被験者 K で計測された消化器内圧の空腸時の計測例を示す図である。小腸運動計測装置を構成する情報処理装置 40 の表示デバイスには、図 13 に例示の計測画面が FFT 解析結果として表示される。

【0087】

図 13 (a) は、バルーン 1b (前方バルーン) で検出された腸管圧力の FFT 解析結果の一例であり、図 13 (b) は、バルーン 1a (後方バルーン) で検出された腸管圧力の FFT 解析結果の一例である。また、図 13 (c) は、腸管圧力の臨床試験時に計測された被験者 K の呼吸運動に対する FFT 解析結果の一例であり、図 13 (d) は、被験者 K の脈拍に対する FFT 解析結果の一例である。図 13 (a) から図 13 (d) に示す FFT 解析結果において、縦軸は正規化された大きさ (Power) を表し、横軸は単位時間当たりの圧力変化 (周波数) を表す。なお、図 13 (a)、(b) の横軸のスケールは、図 13 (c) と同様である。

【0088】

バルーン 1b においては、図 13 (a) の丸囲み P1 に示す、0.96 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力、および、図 13 (a) の丸囲み P2 に示す、10.2 (Cycl

10

20

30

40

50

es/min) の周期で変化する腸管圧力の 2 種類の周期を有する変動が計測された。また、バルーン 1 a においても、図 1 3 (b) の丸囲み P 3 に示す、1 . 2 3 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力、および、図 1 3 (b) の丸囲み P 4 に示す、7 . 0 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力の 2 種類の周期を有する変動が計測された。

【 0 0 8 9 】

被験者 K の呼吸運動の周期は、1 0 (Cycles/min) から 1 5 (Cycles/min) に分布している (図 1 3 (c) 、 P 5) 。また、被験者 K の脈拍の周期は、5 9 (Cycles/min) である (図 1 3 (d) 、 P 6) 。従って、図 1 3 (a) の丸囲み P 1 、 P 2 に示す腸管圧力の周期変化、および、図 1 3 (b) の丸囲み P 3 、 P 4 に示す腸管圧力の周期変化は、何れも呼吸運動 (図 1 3 (c)) や脈拍の周期 (図 1 3 (d)) とは異なる周期変化である。このため、バルーン 1 b を介して計測された P 1 、 P 2 に示す腸管圧力の周期変化、および、バルーン 1 a を介して計測された P 3 、 P 4 に示す腸管圧力の周期変化は、何れも被験者 K の小腸運動に伴う固有の腸管圧力の周期変化であることが推認される。

10

【 0 0 9 0 】

なお、図 1 3 (a) 、 (b) の計測結果から、バルーン 1 b が存在する小腸内の位置と、バルーン 1 a が存在する小腸内の位置とでは、周期変化が異なることが推認できる。このため、バルーン数を少なくとも 3 つとすることで、各バルーンの小腸内の挿入位置における腸管圧力の周期変化 (運動状態) 計測の精度を向上が期待できる。また、各バルーン (1 a 、 1 b 、 1 c) で計測された圧力変化の相対的な位相差に基づいて、小腸運動に伴う腸管の腸軸方向に沿って伸縮する振子運動の方向を特定することが可能になる。

20

【 0 0 9 1 】

(計測例 2)

次に、図 1 4 は、腸管の収縮力の計測例を示す図である。管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 では、例えば、小腸内に到達したイレウスチューブ 1 のバルーン (1 a 、 1 b) の圧力を、所定圧力まで加圧することで、小腸運動に伴う収縮運動の収縮力を計測することが可能になる。なお、図 1 4 においては、バルーン 1 b を腸管の収縮力を計測するための計測バルーンとして加圧した。

【 0 0 9 2 】

図 1 4 (a) は、3 0 代の男性である被験者 I を対象とした計測例であり、臨床試験においては、バルーンに加える所定圧力を 1 k p a とした。また、図 1 4 (b) は、3 0 代の男性である被験者 K を対象とした計測例であり、バルーンに加える所定圧力は 2 k p a とした。図 1 4 (a) 、 (b) の縦軸は、圧力値 (k P a) を表し、横軸は時間 (s) を表す。

30

【 0 0 9 3 】

図 1 4 (a) に示すように、所定圧力を 1 k p a とした被験者 I では、1 k p a 近傍の圧力変動が計測され、所定圧力を 2 k p a とした被験者 K では、図 1 4 (b) に示すように、2 k P a より大きい 3 k p a 程度の圧力変動が計測された。図 1 4 (a) 、 (b) に示す計測結果から、腸管の収縮力 (圧力変動幅) については個体差があることが推認される。

【 0 0 9 4 】

(計測例 3)

(計測例 1) 、 (計測例 2) で説明した、消化器内圧の計測を複数の被験者 (被験者 K 、被験者 I 、被験者 H (4 0 代、男性)) について行った。被験者 (K 、 I 、 H) は何れもイレウス (腸閉塞) を患っていない健常者である。この結果、何れの計測においても、図 1 3 (a) の丸囲み P 1 、図 1 3 (b) の丸囲み P 3 に示す、~ 1 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力が計測された。同様にして、図 1 3 (a) の丸囲み P 2 、図 1 3 (b) の丸囲み P 4 に示す、6 ~ 1 1 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力が計測された。

40

【 0 0 9 5 】

また、~ 1 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力に対して、バルーン加圧による収

50

縮力を測定した結果、相対的に圧力変動幅の大きい強い収縮となる傾向が検知された。同様にして、6～11 (Cycles/min) の周期で変化する腸管圧力に対して、バルーン加圧による収縮力を測定した結果、相対的に圧力変動幅の小さい弱い強い収縮となる傾向が検知された。少なくとも臨床試験の対象とした健常者においては、小腸運動は、～1 (Cycles/min) の周期で変化する強い収縮運動と、6～11 (Cycles/min) の周期で変化する弱い収縮運動との複合運動であることが推認される。

【0096】

同様の計測を、イレウスを患う複数の被験者（被験者D（50代、女性）、被験者F（50代、女性）、被験者G（70代、女性）、被験者A（80代、女性）、被験者C（70代、女性）、被験者E（80代、男性））について行った。図15は、健常者およびイレウス患者を含む複数の被験者について計測された小腸運動の相対評価を例示する図である。

10

【0097】

図15においては、健常者から推認された強い収縮運動、および弱い収縮運動のそれぞれについて、被験者間の相対的な頻度および収縮力が4段階（“ ”、“○”、“ ”、“×”）の評価により表される。図15に示すように、被験者がイレウス患者の場合では、小腸運動の傾向として、強い収縮運動が5分に1回の割合で発生する被験者（被験者G、C）と、ほとんど発生しない被験者（被験者D、F、A、E）が確認された。また、弱い収縮運動については、被験者がイレウス患者の場合では、小腸運動の傾向として、断続的に発生する被験者（被験者D、F、C、E）と、ほとんど発生しない被験者（被験者G、A）が確認された。

20

【0098】

ここで、イレウス（腸閉塞）とは、小腸で内容物（食べた物）の通過が悪くなったり、完全に遮断されることにより、腸管の内容物が肛門運方向へ運ばれなくなる疾病である。内容物が小腸や大腸に貯まることで、腹部膨満感や腹痛、嘔気、嘔吐などの症状を伴う。イレウスは、機械的腸閉塞と機能的腸閉塞に大別される。

【0099】

機械的腸閉塞は、例えば、腫瘍や腸ヘルニア、腸重積、腸捻転などを原因とする腸閉塞であり、イレウス患者の約9割がこのケースに当たる。機械的腸閉塞の治療では、基本的に上記原因を取り除く手術が施される。また、機能的腸閉塞は、蠕動運動の障害により、機械的な閉塞がないにも関わらず腹部膨満や腹痛、嘔気、嘔吐などの腸閉塞症状を引き起こす難治性疾患である。機能的腸閉塞では、一般的にイレウスチューブを挿入し、内容物やガスを体外へ排出して腸管内の減圧を図り、経過観察しながら狭窄を改善する。なお、改善が見込めない場合には開腹手術となる。

30

【0100】

管腔臓器内圧計測システム100においては、図15に示すようにイレウス患者の小腸運動について、管腔臓器の硬さ計測、腸管圧力の時間変動、腸管圧力の周期変化、収縮力等の消化器内圧に係る特性が計測可能になる。このため、例えば、機械的腸閉塞の場合には、原因を取り除く手術が行われた術後の経過状態を、バルーンを介して計測された管腔臓器の硬さや小腸運動に伴う消化器内圧の特性に基づいて診断・観察することが可能になる。同様にして、上記特性に基づいて機械的腸閉塞を患う患者の診断が行えるため、客観的な腸閉塞症の治療方針の決定に寄与することが可能になる。

40

【0101】

さらに、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム100においては、イレウスチューブ1に内包された光ファイバースコープ33の内視鏡画像（映像）による腸管内の形態検査を並行して行うことが可能である。このため、管腔臓器内圧計測システム100においては、例えば、内視鏡画像で得られた腸壁の色態や形状、小腸運動に伴う腸壁の収縮変動量等を、上記管腔臓器を構成する組織の硬さや消化器内圧に係る特性に組合せて経過状態を診断することが可能になる。

【0102】

50

< 5 . 処理の流れ >

次に、図 1 6 を参照し、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測処理を説明する。図 1 6 は、管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 を介して提供される管腔臓器内圧計測処理の一例を示すフローチャートである。

【 0 1 0 3 】

図 1 6 のフローチャートにおいて、S 1 の処理においては、管腔臓器内圧計測システム 1 0 0 における各機器の初期設定が行われる。初期設定では、例えば、使用するイレウスチューブ 1 のバルーン給水継手 2 a、2 b、2 c に滅菌蒸留水を満たした延長チューブ 3、1 2、2 1 が接続され、系内に残留する空気は微量に止めるように排気する作業等が行われる。次に、入出力制御装置 4 1、情報処理装置 4 0 において、圧力センサ 3 0、3 1、3 2 を使用した圧力検出のゼロ点調整作業が行われる。

10

【 0 1 0 4 】

S 1 の処理設定の完了後、施術者の手操作により、イレウスチューブ 1 が患者の体内に挿入される (S 2) 。

【 0 1 0 5 】

S 3 の処理では、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられたバルーン 1 a、1 b、1 c を滅菌蒸留水により膨らませて腸壁を押し広げるように接触させる。イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられたバルーン 1 a、1 b、1 c は、小腸の蠕動運動によって該小腸の深部方向へ進入移動する。

【 0 1 0 6 】

20

S 3 の処理において、情報処理装置 4 0 は、水圧シリンダ 8、1 7、2 6 からイレウスチューブ 1 の先端部分に設けられた各バルーン (1 a、1 b、1 c) に対して、所定量の滅菌蒸留水が注入されるように駆動モータ 1 0、1 9、2 8 の運転制御処理を行う。なお、各バルーン (1 a、1 b、1 c) に対する注水量は、これらのバルーン 1 a、1 b、1 c が小腸内で膨らんで腸壁を押し広げるように密着し、小腸の蠕動運動によって該小腸の深部方向へ進入するように移動するのに適量な量であればよい。また、注水量は、例えば、施術者 (医師) が患者の状態に応じて変更されとしてもよい。

【 0 1 0 7 】

S 4 の処理では、情報処理装置 4 0 は、管腔臓器内圧計測プログラムの機能を介し、圧力センサ 3 0、3 1、3 2 から出力される圧力検出信号を所定の周期間隔 (サンプリグ周期) で取得する。取得された圧力検出信号は、時刻情報や各バルーン (1 a、1 b、1 c) の進入位置情報と関連付けられて主記憶装置 5 2 の所定の領域に記憶される。S 4 の処理においては、例えば、バルーン 1 a、1 b、1 c が小腸の深部方向へ進入していく過程の小腸運動が計測される。また、進入させた各バルーンを所定位置に停留させた状態でバルーン拡張に伴う圧力上昇の傾向、すなわち、バルーンに供給される流体の単位時間当たりの供給量が一定になるように制御した状態で圧力検出信号を取得する。バルーン拡張に伴う圧力上昇の傾向から、所定位置における管腔臓器の硬さが診断される。消化器内圧の計測は、例えば、小腸の所定位置に挿入された各バルーン 1 a、1 b、1 c の圧力値が所定値に到達したときに終了される。

30

【 0 1 0 8 】

40

S 5 の処理では、情報処理装置 4 0 は、圧力センサ 3 0、3 1、3 2 を介して検出された検出圧力の時間的变化から、腸管内 (管腔臓器内) の組織硬さの診断を行う。例えば、情報処理装置 4 0 は、圧力センサ 3 0、3 1、3 2 を介して検出されたバルーン拡張時の所定期間の圧力値の時間軸上の推移をバルーン毎に識別 (例えば、異なる色種別) した状態でグラフ表示を行う。そして、情報処理装置 4 0 は、グラフ表示されたバルーン拡張時の検出圧力値の時間軸上の変化に基づいて、診断対象の管腔臓器についての圧力上昇の傾向を特定する。ここで、圧力上昇の傾向には、図 1 0 を用いて説明したように、グラフの傾き (傾斜)、検出圧力の微分値等が含まれる。また、圧力上昇の傾向には、所定圧力値に到達するまでの経過時間が含まれる。なお、情報処理装置 4 0 は、事前に室内で計測されたバルーンのための圧力変化の傾斜を基準として、管腔臓器から特定された圧力変化傾斜

50

との比を算出し、管腔臓器の硬さを示す相対的な指標として数値化するとしてもよい。

上記圧力上昇の傾向は、例えば、診断対象の管腔臓器の硬さを示す指標として、グラフ表示された圧力値の時間軸上の推移と共に情報処理装置40の備える表示デバイス上に表示される。

【0109】

S6の処理では、情報処理装置40は、圧力センサ30、31、32を介して検出された所定期間の圧力検出信号に対してFFT解析を行う。FFT解析結果は、例えば、図8(a)、(b)等に応示するように情報処理装置40の備えるLCD等の表示デバイス上に表示される。また、情報処理装置40は、圧力センサ30、31、32を介して検出された圧力検出信号の時間的变化をLCD等の表示デバイス上に表示する。例えば、図8(a)、(b)に応示腸管の収縮力の変動がLCD等の表示デバイスに表示される。

10

【0110】

S7の処理では、イレウスチューブ1を小腸の最深部から徐々に引き抜きながら光ファイバースコープ33によって小腸の内部を検査する操作が開始される(施術者による手操作)。

【0111】

情報処理装置40は、例えば、圧力センサ30、31、32から出力される圧力検出信号を一定時間毎に取得すると共に、管腔臓器内圧計測時に記録した小腸内圧を参照してイレウスチューブ1の引き抜きに好適な膨らみ圧力となるように各バルーン(1a、1b、1c)の圧力を制御する。各バルーン(1a、1b、1c)の圧力制御は、例えば、駆動モータ10、19、28を正転または逆転させるように運転して水圧シリンダ8、17、26内の滅菌蒸留水の圧力を制御して各バルーン内の滅菌蒸留水を給水または排水することにより行われる。なお、圧力センサ30、31、32を介して計測された圧力検出信号についても、S4-S6の処理と同様の処理が施される。

20

【0112】

S8の処理では、イレウスチューブ1を徐々に引き抜きながら光ファイバースコープ33による小腸内視検査が行われる。情報処理装置40は、例えば、内視鏡画像処理プログラムを機能させ、入出力制御装置41を介して光ファイバースコープ33で撮像された内視鏡画像を取得する。取得された内視鏡画像は、情報処理装置40の備えるLCD等の表示デバイス上に表示される。なお、情報処理装置40においては、内視鏡画像が表示される表示デバイス、管腔臓器内圧計測結果が表示される表示デバイスをそれぞれに備えるとしてもよい。

30

【0113】

なお、S8の処理では、情報処理装置40は、例えば、取得された内視鏡画像に対して所定の画像処理を行い、内視対象の腸管内の特徴点を抽出するとしてもよい。そして、情報処理装置40は、例えば、抽出した特徴点の小腸運動に伴う時間上の変化(オプティカルフロー)に基づいて、内視鏡画像内の変位量を算出する。算出された変位量は、例えば、時刻情報、各バルーン(1a、1b、1c)の進入位置情報と関連付けられて主記憶装置52の所定の領域に記憶される。

【0114】

情報処理装置40は、計測された管腔臓器内圧から、進入位置における管腔臓器の硬さ、腸管圧力の変動幅、変動期間、変動周期を特定する。そして、情報処理装置40は、内視鏡画像に基づいて算出された変位量と、上記の進入位置における管腔臓器の硬さ、腸管圧力の変動幅、変動期間、変動周期とを組み合わせ、腸管を形成する組織の硬さを示す総体的な指標値を算出するとしてもよい。情報処理装置40においては、進入位置における管腔臓器の硬さ、腸管圧力の変動幅、変動期間、変動周期を組合せた総体的な指標値が計測できる。

40

【0115】

なお、総体的な指標値は、例えば、複数の被験者から蓄積された上記の情報(管腔臓器の硬さ指標、内視鏡画像内の変位量、管腔臓器圧力の変動幅、変動期間、変動周期)に基

50

づいて作成されたテーブルから、経験的に求めることができる。施術者は、作成したテーブルを予め補助記憶装置 53 に格納すればよい。情報処理装置 40 は、補助記憶装置 53 に格納された上記テーブルを参照し、総体的な指標値を求めるとすればよい。なお、上記テーブルは、例えば、年齢や性別といった個人差、病歴や服薬種別等の情報毎に持たせることができる。情報処理装置 40 は、患者の年齢や性別といった個人差、病歴や服薬種別等を反映した、総体的な指標値を求めることができる。

【0116】

S9 の処理では、イレウスチューブ 1 の先端が小腸から抜け出たときに管腔臓器内圧計測および検査が終了する。例えば、情報処理装置 40 は、各バルーン (1a、1b、1c) に注入された滅菌蒸留水を抜き取って萎ませるように駆動モータ 10、19、28 を制御する。施術者は、例えば、圧力センサ 30、31、32 から出力される圧力検出信号の値がゼロ値の状態のときに、イレウスチューブ 1 を体内から抜き取る。

【0117】

以上、説明したように、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 は、進入させた各バルーンを所定位置に停留させた状態でバルーン拡張に伴う圧力上昇の傾向を測定し、当該測定結果に基づいて管腔臓器の硬さを相対的に診断することができる。圧力上昇の傾向には、単位時間の圧力上昇幅 (傾き)、検出圧力の微分値、所定圧力値に到達するまでの経過時間を含むことができる。また、事前に室内で計測されたバルーンのための圧力変化の傾斜を基準とすることもできる。本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 によれば、管腔臓器を構成する組織の硬さを計測して運動などの機能の診断を可能にする技術が提供できる。

【0118】

なお、管腔臓器内圧計測システム 100 は、例えば、小腸運動に伴う腸管圧力の時間変動、腸管圧力の周期変化、収縮力等の消化器内圧に係る特性といった管腔臓器の運動機能を、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられたバルーン 1a、1b、1c を介して計測することができる。また、管腔臓器内圧計測システム 100 は、イレウスチューブ 1 の先端部分に設けられたバルーン 1a、1b、1c を、周方向に併設することができるため、それぞれのバルーンが接触する管腔臓器壁面領域毎の硬さ計測が可能になる。

【0119】

また、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 においては、イレウスチューブ 1 に内包された光ファイバースコープ 33 の内視鏡画像による腸管内の形態検査を並行して行うことが可能になる。本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 においては、例えば、内視鏡画像で得られた腸壁の色態や形状、小腸運動に伴う腸壁の収縮変動量等を、上記管腔臓器内圧に係る特性に組合せて提供できる。

【0120】

< 6 . 変形例 >

図 1 に示す管腔臓器内圧計測システム 100 において、入出力制御装置 41 は、例えば、患者の体表に装着可能なウェアラブル機器として構成されとしてもよい。例えば、入出力制御装置 41、情報処理装置 40 のそれぞれに無線通信機能を持たせて、該無線通信機能を介して圧力検出信号等のデータの授受を行うとすればよい。入出力制御装置 41 をウェアラブル機器とすることで、上述した管腔臓器内圧計測や、内視鏡検査が行われる際の、患者の負担を軽減することができる。

【0121】

また、図 1 に示す管腔臓器内圧計測システム 100 においては、少なくともバルーン 1a、1b、1c が設けられたイレウスチューブ 1、および、バルーン給水継手 2a、2b、2c を含む操作部 2 の構成を 1 回の使用で使い捨て可能なディスポーザルキットとして提供するようにしてもよい。管腔臓器内圧計測および内視鏡検査に伴う感染を抑制することができる。

【0122】

なお、本実施形態に係る管腔臓器内圧計測システム 100 の管腔臓器内圧計測手法は、

血管、胆管、尿管、膣、子宮等の管腔臓器に対しても適用可能である。例えば、血管内に挿入可能なカテーテルに対して内圧計測可能なバルーンを設けることにより、循環器系の内圧計測が可能になる。同様に、泌尿器系や胆のうにおいてもそれぞれの内圧計測が可能になる。当該管腔臓器内圧計測手法により、バルーンを介して計測された圧力の時間的変化から、管腔臓器を構成する組織の相対的な硬さに基づく運動などの機能の診断が可能になる。

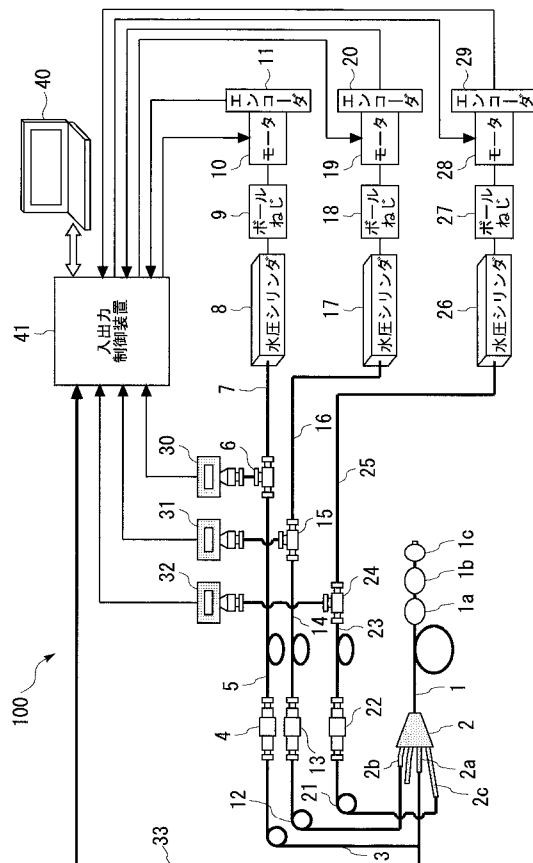
【符号の説明】

【 0 1 2 3 】

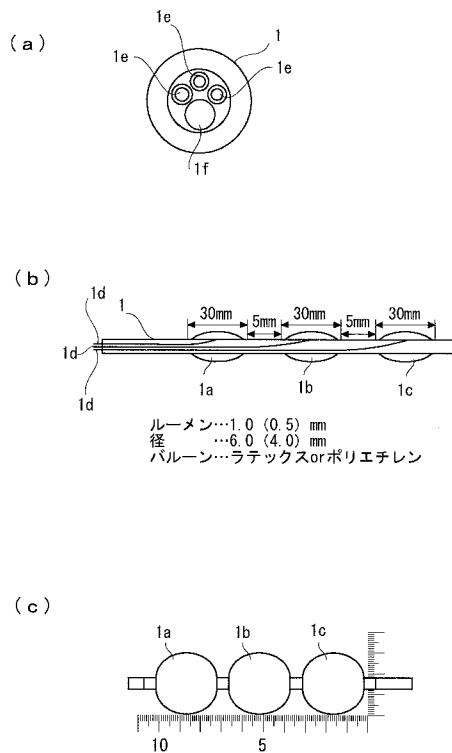
1 ... イレウスチューブ 1、1 a、1 b、1 c、1 g、1 h、1 i、1 j、1 k ... バルーン、2 ... 操作部、3、5、7、12、14、16、21、23、25 ... 延長チューブ、8、17、26 ... 水圧シリンダ、9、18、27 ... ボールねじ、10、19、28 ... 駆動モータ、30、31、32 ... 圧力センサ、33 ... 光ファイバースコープ、40 ... 情報処理装置、41 ... 入出力制御装置、50 ... コンピュータ、51 ... CPU、52 ... 主記憶装置、53 ... 補助記憶装置、54 ... 入出力IF、55 ... 通信IF、56 ... 接続バス、100 ... 管腔臓器内圧計測システム

10

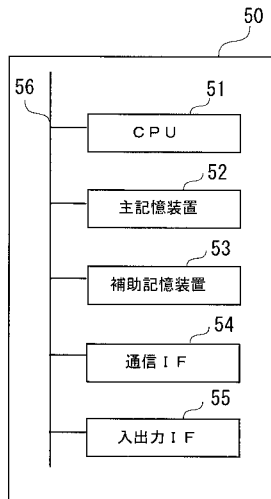
【 図 1 】



【 図 2 】

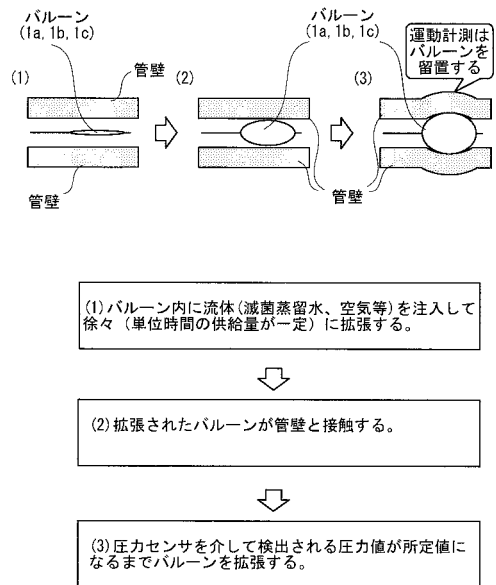


【図 3】

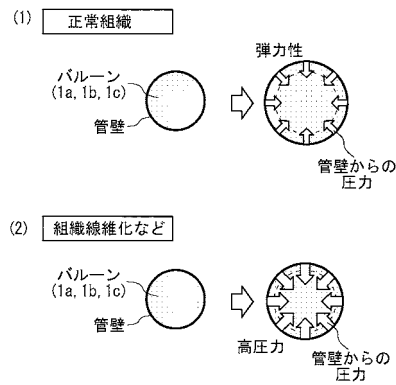


【図 4】

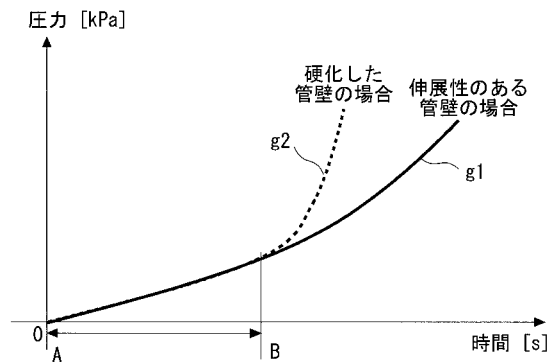
バルーン臓器診断法（管腔臓器の硬さ計測）



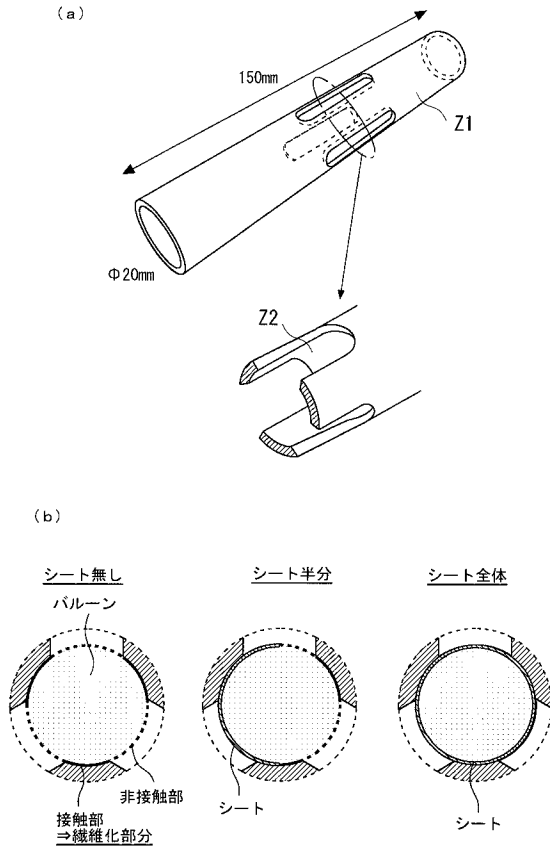
【図 5】



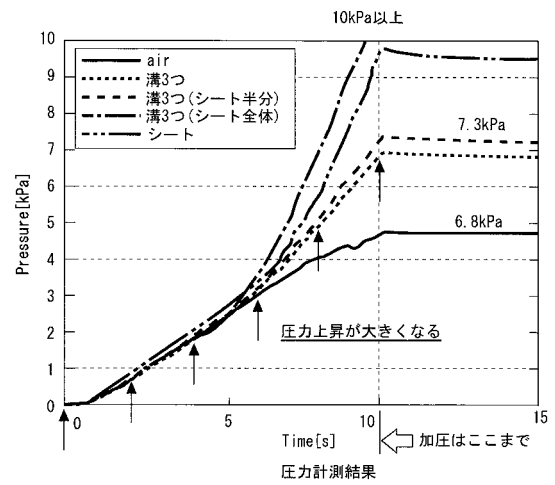
【図 6】



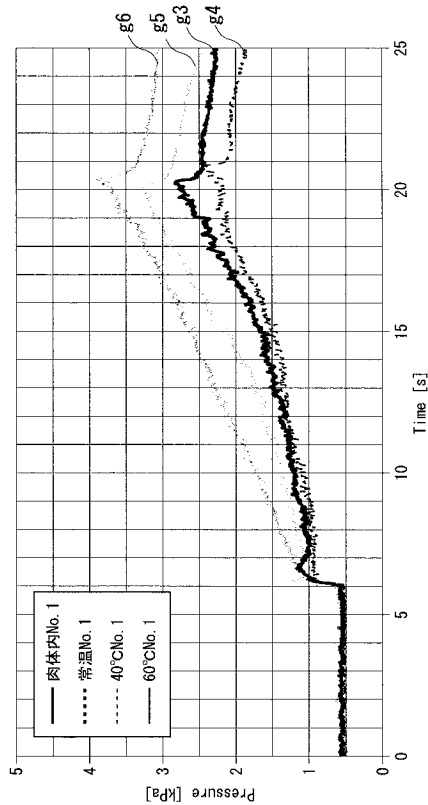
【図 7】



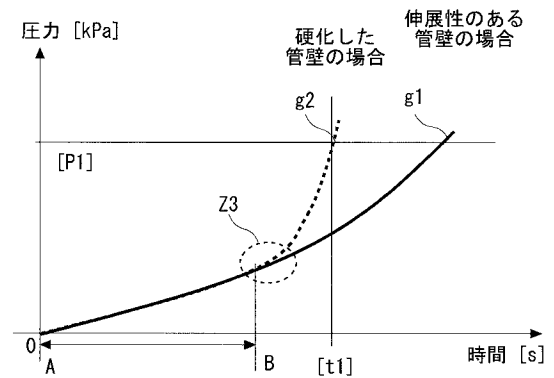
【図 8】



【図 9】

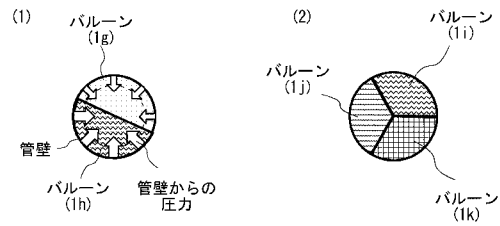


【図 10】

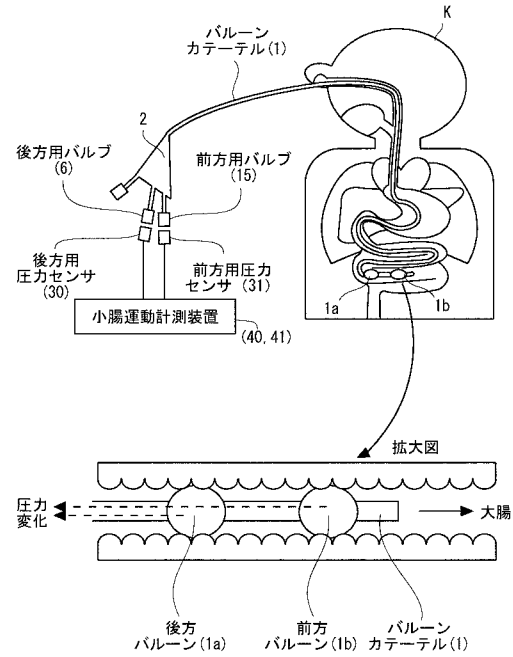


形状を保てる管 例：アクリル管		
形状を保てない管 例：内容物のない腸管など		

【図 1 1】

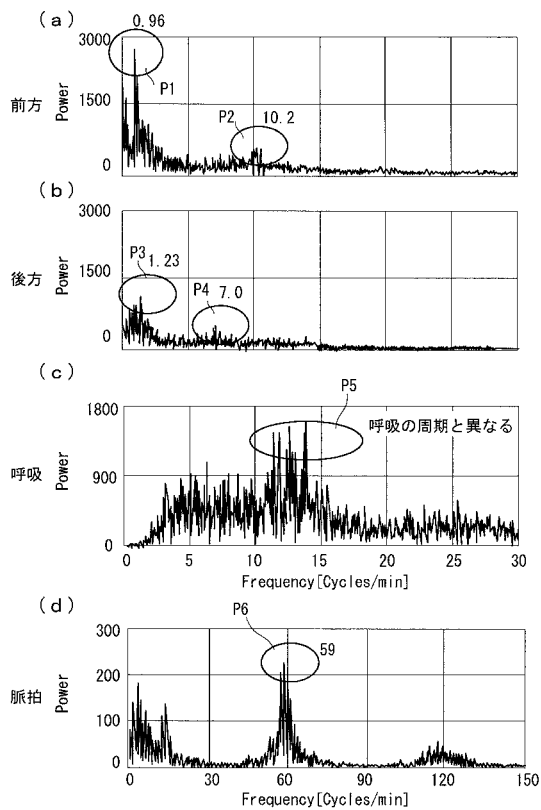


【図 1 2】



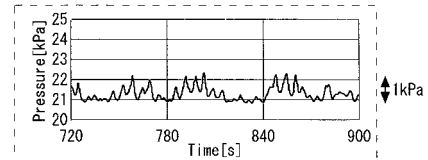
【図 1 3】

被験者K (30歳男性、空腸) : FTT解析結果

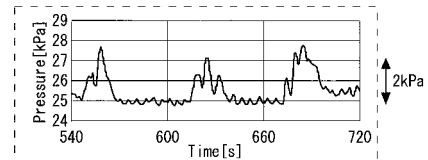


【図 1 4】

(a) 被験者I (30歳男性、空腸)



(b) 被験者K (30歳男性、空腸)



【図 15】

被験者	健康者						イレウス患者					
	K 30代			I 30代			D 50代			F 50代		
	頻度	収縮力	頻度	収縮力	頻度	収縮力	頻度	収縮力	頻度	収縮力	頻度	収縮力
強い収縮	○	○	○	○	○	○	△	△	△	△	△	△
弱い収縮	○	○	○	○	○	○	△	△	△	△	△	△

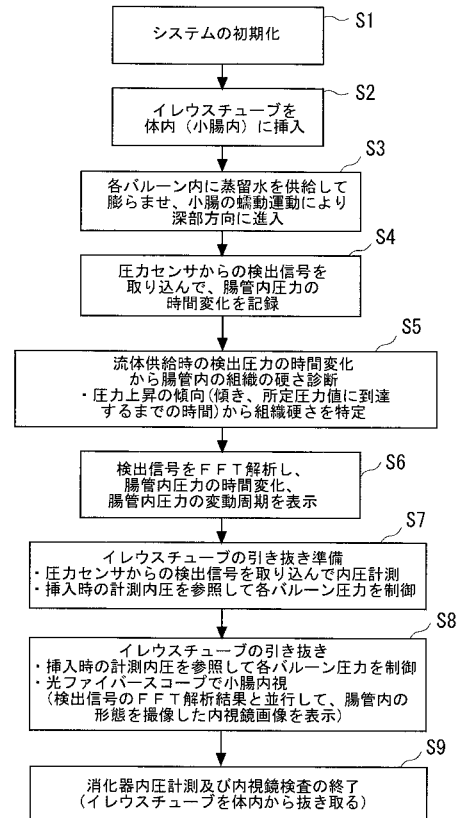
健康者の小腸運動

・強い収縮（～1 Cycles/min）と弱い収縮（6～11 Cycles/min）の複合運動

イレウス患者の小腸運動

・強い収縮：5分に1回発生する被験者と、ほとんど発生しない被験者
・弱い収縮：断続的に発生する被験者と、ほとんど発生しない被験者

【図 16】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C167 AA06 AA80 BB27 BB62 CC08 CC22 CC23 CC25 CC26 GG08
HH22
4C267 AA06 AA80 BB27 BB62 CC08 CC22 CC23 CC25 CC26 GG08
HH22

专利名称(译)	管腔器官内压测量系统		
公开(公告)号	JP2019122607A	公开(公告)日	2019-07-25
申请号	JP2018005600	申请日	2018-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人秋田大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人秋田大学		
[标]发明人	長縄明大		
发明人	長縄 明大		
IPC分类号	A61B1/00 A61M25/10 A61B1/01 A61B5/00		
FI分类号	A61B1/00.550 A61M25/10.540 A61B1/01.513 A61B1/00.732 A61B5/00.101.M		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XC11 4C117/XD27 4C117/XE27 4C117/XG19 4C117/XJ13 4C161/CC04 4C161/GG25 4C161/HH03 4C161/HH51 4C167/AA06 4C167/AA80 4C167/BB27 4C167/BB62 4C167/CC08 4C167/CC22 4C167/CC23 4C167/CC25 4C167/CC26 4C167/GG08 4C167/HH22 4C267/AA06 4C267/AA80 4C267/BB27 4C267/BB62 4C267/CC08 4C267/CC22 4C267/CC23 4C267/CC25 4C267/CC26 4C267/GG08 4C267/HH22		
代理人(译)	平川 明 关根武彦 胜彦Imahori		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够诊断管腔器官的运动功能的诊断装置的技术。管腔器官内部压力测量系统包括位于远端部分的球囊，将流体供应到可以进入管腔器官的路径的导管，以及进入管腔器官的路径的球囊。用于使球囊膨胀的流体供应装置;用于检测球囊内部压力的内部压力检测装置;用于检测在流体供应期间球囊扩张过程期间内部压力的时间变化的检测装置;以及检测到的球囊扩张过程中的内部压力。并且指定装置用于根据压力增加的趋势来指定管腔器官的硬度。[选择]图16

