

(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2006-116296

(P2006-116296A)

(43) 公開日 平成18年5月11日(2006.5.11)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300B	2H040
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 A	4C061
G09B 9/00 (2006.01)	G09B 9/00 Z	
G09B 19/24 (2006.01)	G09B 19/24 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L 外国語出願 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2005-273151 (P2005-273151)  
 (22) 出願日 平成17年9月21日 (2005.9.21)  
 (31) 優先権主張番号 0421097.7  
 (32) 優先日 平成16年9月22日 (2004.9.22)  
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 591179374  
 キーメッド (メディカル アンド インダ  
 ストリアル イクイプメント) リミテッ  
 ド  
 イギリス国 エセックス, サウスエンド  
 - オン - シー, ストック ロード  
 (番地なし) キーメッド ハウス  
 (74) 代理人 100086380  
 弁理士 吉田 稔  
 (74) 代理人 100103078  
 弁理士 田中 達也  
 (74) 代理人 100115369  
 弁理士 仙波 司  
 (74) 代理人 100117178  
 弁理士 古澤 寛

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡検査訓練シミュレータ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 挿入管を身体内腔に沿って誘導するシュミレー  
 ションの現実感を向上させ、湾曲操作制御器及び、流体  
 の流動を制御する制御器のダミー制御器に本物のような  
 感触を持たせた内視鏡検査訓練シミュレータを提供する

【解決手段】 操作体とベースユニットとを連結するアン  
 ピリカル内を通るデータ接続が一つまたは複数の共用伝  
 送線で多重化され、アンピリカルおよび接続された湾曲  
 操作制御ユニットは、ベースユニットから引き外すこと  
 ができる。操作体には、ホール効果センサーのような非  
 接触式の電気的センサーを使用するダミー流体制御器が  
 設けられる。

【選択図】 図 1

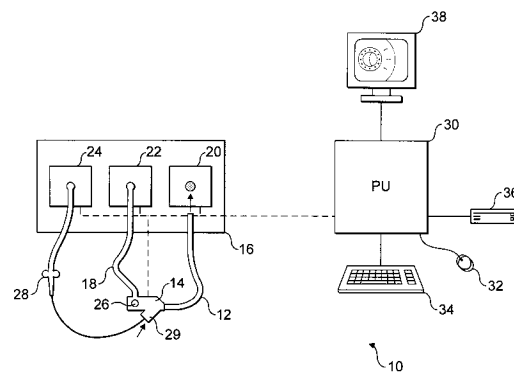


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の操作体電気装置を含む内視鏡操作体と、  
ベースユニットと、  
前記電気装置との複数のデータ接続を含むサービスを前記操作体と前記ベースユニットとの間で運ぶためのアンビリカルと、を備え、  
前記データ接続が一本または複数の共用伝送線で多重化されることを特徴とする、内視鏡訓練シミュレータ。

**【請求項 2】**

前記操作体は、前記操作体電気装置からデータを受け取り、かつ多重化された前記データを前記一本または複数の共用伝送線で伝送するように構成された操作体多重化要素を含む、請求項 1 に記載のシミュレータ。

10

**【請求項 3】**

前記操作体はダミー吸引弁を含み、前記操作体電気装置はダミー吸引弁スイッチを含む、請求項 1 ないし 2 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 4】**

前記操作体はダミー空気 / 水弁を含み、前記操作体電気装置はダミー空気 / 水弁スイッチを含む、請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 5】**

前記操作体は、挿入管に沿った配置のためのダミー器具を受け入れる器具挿入ポートを含み、前記操作体電気装置は器具挿入位置センサーを含む、請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のシミュレータ。

20

**【請求項 6】**

前記操作体から多重化されたデータを受け取り、かつ前記データをさらなる使用のために逆多重化するように構成された処理装置多重化要素を含む処理装置をさらに備えた、請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 7】**

前記アンビリカルは前記ベースユニットに着脱自在に取付可能である、請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 8】**

前記操作体は、前記アンビリカルに沿って通過する制御線の物理的変位によって、ベースユニットと連絡する湾曲操作制御手段を含む、請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載のシミュレータ。

30

**【請求項 9】**

前記ベースユニットは、制御線の物理的変位を感知し、かつそれに力フィードバックを提供するように適応された湾曲操作ユニットを備え、前記湾曲操作ユニットは、多重化されたデータを一本または複数の共用伝送線で送受信するための湾曲操作ユニット多重化要素を含む、請求項 8 に記載のシミュレータ。

**【請求項 10】**

前記アンビリカルは前記湾曲操作ユニットに固定して取り付けられ、前記湾曲操作ユニットは前記ベースユニットに着脱自在に構成された、請求項 9 に記載のシミュレータ。

40

**【請求項 11】**

前記操作体は、前記アンビリカルに沿って通過する空気管によって前記ベースユニットと連通する通気口を含む、請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 12】**

前記多重化要素はプログラマブル論理素子である、請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載のシミュレータ。

**【請求項 13】**

前記一本または複数の伝送線は一本または複数のシリアルデータ線を含む、請求項 1 ないし 12 のいずれかに記載のシミュレータ。

50

## 【請求項 14】

操作体に取り付けられたダミー挿入管に沿って流体流動の制御をシミュレーションするためのダミー流体制御器と、

前記ダミー流体制御器の動作を検出するように構成された非接触電機的センサーと、を備える、内視鏡訓練シミュレータ用の操作体。

## 【請求項 15】

前記非接触電機的センサーはホール効果センサーである、請求項 14 に記載の操作体。

## 【請求項 16】

前記ホール効果センサーは、前記ダミー流体制御の動作によって可動な磁石の近接性に応答するように構成される、請求項 15 に記載の操作体。

10

## 【請求項 17】

前記ダミー流体制御器はダミー吸引制御器およびダミー空気/水制御器のうちの一つである、請求項 14 ないし 16 のいずれかに記載の操作体。

## 【請求項 18】

請求項 14 ないし 17 のいずれかに記載の操作体を備えた内視鏡訓練シミュレータ。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡検査訓練シミュレータ、およびそのようなシミュレータで使用するための内視鏡操作体に関する。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

内視鏡は一般的に、身体内腔内に挿入するための患者挿入管と、挿入管を操作するために臨床医によって使用される操作体とを備える。操作体は、挿入管のステフネス、空気、水、および真空の挿入管先端への供給のような、機能を制御するために使用することができる。挿入管の身体内腔内への回転および挿入深さは通常、挿入管を把持して操作することによって直接制御される。空気、水、および真空は一般的に、アンビリカルケーブルまたはアンビリカルに沿って、ベースユニットから操作体に供給される。挿入管先端で得られる視覚的情報は一般的に、同じアンビリカルに沿って、光ファイバ束に沿うかまたは電気映像信号としてのいずれかで、操作体からベースユニットに渡される。

30

## 【0003】

身体内腔に沿った前進を助けるために、内視鏡挿入管の先端は、操作体に設けられた一つまたは複数の湾曲操作制御器を使用して操向可能であることが通常である。これらの操作制御器は、挿入管に沿って延びるケーブルに結合され、先端付近に固定される。操作制御器の回転はケーブルの対応する変位、およびしたがって先端の湾曲操作を生じる。通常、先端の上/下動、および左/右動の両方をもたらすために、四本のケーブルが使用される。先端湾曲に対する抵抗は、操作制御器を通してユーザに感じられる。

## 【0004】

人間または動物の被験体を必要とすることなく、内視鏡的処置をシミュレーションするシミュレータは、英国特許公開第 2252656 号公報（特許文献 1）に開示されている。ダミー挿入管は、挿入管の長手方向および回転方向の動きを感知するセンサー機構を含む、ベースユニットの取付具内に挿入される。感知された動きを表わすデータはコンピュータに供給され、コンピュータは、ソフトウェアで実現されたコンピュータモデルに基づいて、適切な力フィードバック制御データを導出する。挿入管に加えられる対応する力フィードバックは、本物の内視鏡の先端から見られるような処置のコンピュータ生成視覚表現と同期化され、リアルなシミュレーションおよび有用な臨床訓練ツールを提供する。

40

## 【0005】

そのような内視鏡検査シミュレータでは、ダミー挿入管の先端の実際の湾曲操作を達成するために、湾曲操作制御器を必要としない。代わりに、国際公開第 W003/058583 号公報（特許文献 2）に開示されているように、湾曲操作ケーブルをアンビリカルに

50

沿って操作体から逆方向にベースユニットへ通すことができる。この文書は、ケーブルの端部をベースユニットで、先端の湾曲に対する抵抗をシミュレーションするために可変力を発生するモータの周りに、巻回することを開示している。

【0006】

この着想の発展形が国際出願第PCT/GB03/003106号(特許文献3)および英国特許出願第0329521.9号(特許文献4)に開示されており、そこでは、アンピリカルに沿って湾曲操作ケーブルの経路変更も行なわれる。

【特許文献1】英国特許公開第2252656号公報

【特許文献2】国際公開第WO03/058583号公報

【特許文献3】国際出願第PCT/GB03/003106号

10

【特許文献4】英国特許出願第0329521.9号

【0007】

実際の臨床内視鏡検査の場合のように、内視鏡検査シミュレータを使用する者は往々にして、挿入管の先端を身体内腔に沿って誘導するために、操作体を何回も回転させる。その結果、アンピリカルは激しく擦れることがある。この擦れおよび他の変形は、シミュレータの湾曲操作ケーブルの動作に悪影響を及ぼし、シミュレーションの現実感を低下する。

【0008】

この問題は、空気管および操作体内のセンサーに接続された電線のように、シミュレータのアンピリカルに沿って通さなければならない多くの他のサービスによって、さらに悪化する。シミュレータをできるだけリアルなものにするために、これらのサービスを非常に小さい断面に圧縮しなければならない。

20

【0009】

実際の処置中に患者挿入管およびアンピリカルの擦れ解消を促進するために、臨床医は時々内視鏡をベースユニットから切り離すことができる。シミュレータでは、操作体とベースユニットとの間の湾曲操作ケーブルのような余分の接続のため、これを達成することは難しい。

【0010】

操作体自体では、湾曲操作制御器および本物の内視鏡で挿入管に沿った流体の流動を制御する制御器のような様々なダミー制御器は、できるだけ本物のような感触を持つことが重要である。流体制御器は、実際の内視鏡では、空気および水の流動を制御し、挿入管先端に真空を提供する。従来電気マイクロスイッチはダミー流体制御器の信頼できる動作をもたらすことができるが、ユーザの感覚は現実感が無いようである。

30

【発明の開示】

【0011】

本発明は、先行技術に関連するこれらおよび他の問題に対処する。

【0012】

したがって、本発明は、

複数の操作体電気装置を含み、ダミー挿入管に取り付けられあるいは取付可能である内視鏡操作体と、

40

ベースユニットと、

前記電気装置との複数のデータ接続を含むサービスを操作体とベースユニットとの間で運ぶためのアンピリカルと、を備え、前記データ接続が、少なくともアンピリカルで、アンピリカルに沿って通過する一本または複数の共用伝送線で多重化されることを特徴とする、内視鏡訓練シミュレータを提供する。

【0013】

電線または光ファイバのような一本または複数の共通または共用伝送線でデータ接続を多重化することによって、アンピリカル内の限られた空間をより効果的に使用することができる。特に、操作体は、実際の内視鏡では実際の挿入管に沿って通過する湾曲操作ケーブルを駆動して管先端の方向を制御するが、シミュレータでは、代わりにアンピリカルに

50

沿って湾曲操作制御ユニットまで通過する対応する湾曲操作ケーブルを駆動してベースユニットに力フィードバックを提供する、湾曲操作制御手段を含むことが好ましい。リアルなシミュレーションを達成するために、アンビリカルは現実的に可撓性であること、および捩れおよび変形にもかかわらず、湾曲操作ケーブルの自由な動きが可能となるように注意深く適応させることが必要である。これらの特徴は、電気データ接続を多重化して、アンビリカルにより多くの空間をもたらすことによって改善される。

【0014】

論理データ接続の多重化はまた、アンビリカルとベースユニットとの間で必要となりそのような高信頼コネクタを簡素化し、かつそのサイズを縮小する。アンビリカルは湾曲操作制御ユニットに固定して、または永久的に取り付けることが好ましいが、湾曲操作制御ユニットは、ベースユニットの残部に着脱自在に取り付けられ、あるいはそこから取り外すことができる。このやり方で、例えばアンビリカルと湾曲操作制御ユニットとの間の機械的複雑な接続を必要とすることなく、アンビリカルの捩れを解消するために、アンビリカルは湾曲操作制御ユニットと共に、ユーザがベースユニットの残部から切り離すことができる。

10

【0015】

本発明はまた、空気管路のような他のサービスをアンビリカルに沿って操作体に提供することをも助長する。

【0016】

操作体は、操作体の電気装置からデータを受け取り、かつ該データを一本または複数の共用伝送線でデータを伝送するように構成された、操作体マルチプレクサを備えることが好ましい。電気装置は、実際の内視鏡では内視鏡先端への空気および水の供給を制御するダミー空気/水弁、同様のダミー吸引弁に関連付けられるセンサーまたはスイッチ、ならびに器具挿入ポートのような他の装置等々に関連付けられるセンサーまたはスイッチを含むことができる。

20

【0017】

操作体からのデータは、アンビリカルを介して、多重化/逆多重化機能を有する処理装置に転送されることが好ましい。ダミー挿入管の動きを検出してそれにフィードバックを提供する力フィードバックのような、シミュレータの他の要素も、多重化/逆多重化機能を持つことが好ましい。これらの機能は、複数のプログラマブル論理素子によってもたらすことができ、要求されるデータの伝送のために一本または複数のシリアルデータ線によって接続することができる。

30

【0018】

本発明はまた、ダミー挿入管に接続されあるいは接続するための内視鏡検査訓練シミュレータ用の操作体であって、

ダミー挿入管に沿った流体流動の操作をシミュレーションするためのダミー流体制御器と、

ダミー流体制御器の動作を検出するように構成された近接または非接触電機的センサーと、を備えた操作体をも提供する。非接触センサーまたは近接型センサーは、ダミー流体制御器の動作によって生じる磁石の相対的動きを検出するように構成された、ホール効果センサーであることが好ましい。ダミー流体制御器はダミー吸引制御器またはダミー空気/水制御器とすることができ、あるいは両方を設けることができる。シミュレータの現実感を改善するために、空気を空気/水制御器に供給し、そこに設けられたサムホールから排出することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、単に例示として、本発明の実施形態を添付図面を参照しながら説明する。

【0020】

図1を参照すると、本発明を具現する内視鏡検査シミュレータ10が概略的に示されている。ダミー患者挿入管12が内視鏡操作体14から延び、次に該内視鏡操作体は、本書

50

でアンビリカル 18 と呼ぶサービスケーブルによって、ベースユニット 16 に連結される。アンビリカル、操作体、および挿入管は、対応する実際の臨床内視鏡の属性をできるだけ厳密に模倣する外観、感触、および挙動を持つように意図されている。特に、挿入管は正確なスチフネス、重量、および寸法特性を持つべきであり、操作体は本物の内視鏡操作体とほぼ同じ外観および感触を持つべきであり、アンビリカルは適切な長さ、厚み、および可撓性を持つべきである。

#### 【0021】

ベースユニットは、カフィードバックユニット 20、湾曲操作制御ユニット 22、およびダミー器具制御ユニット 24 を組み込む。ダミー器具制御ユニット 24 は、カフィードバックユニット 20 に組み込むことができる。使用時に、挿入管 12 は、挿入管の回転および長手方向の動きを測定するセンサーと、挿入管に適切なカフィードバックを提供するアクチュエータとを備えた、カフィードバックユニット 20 のアパーチャに挿入される。

10

#### 【0022】

操作体 14 上の湾曲操作制御器 26 は、アンビリカル 18 の長さに沿って走りかつ湾曲操作制御ユニット 22 のセンサーおよびカフィードバックモータに結合された、ケーブルに対して作用する。アンビリカルはまた、操作体内の電気装置からベースユニット 16 へ電気信号を運び、かつベースユニットから操作体へ空気を運ぶ空気管路を担持する。

#### 【0023】

シミュレータは、例えばシミュレーション処置中にアンビリカルの擦れを解消するために、ユーザがアンビリカルをベースユニットから引き外すことができるようにすることが好ましい。これは、アンビリカルを湾曲操作制御ユニットに永久的に接続するが、湾曲操作制御ユニットをユーザがベースユニットの残部から引き外すことを可能にすることによって、達成される。したがって、ケーブルの湾曲操作制御ユニットへの機械的接続は、アンビリカルをベースユニットから引き外すことによって影響されない。

20

#### 【0024】

操作体 14 のポート 29 からダミー挿入管 12 内に挿入するための長尺要素を有する、一つまたは複数のダミー器具 28 を設けることができる。生検またはポリープ切除のような処置をシミュレーションするために使用できるダミー器具 28 は、必要に応じてダミー器具上の一つまたは複数のスイッチまたは他のセンサーからデータを運ぶケーブルによって、ダミー器具制御ユニットに接続される。

30

#### 【0025】

図 1 に破線で示す電気接続網は、操作体 14、ダミー器具 28、ベースユニット 16、および処理装置 (PU) 30 のセンサーおよびアクチュエータの間でデータを運ぶ。PU は、マウス 32、キーボード 34、および着脱自在の記憶媒体装置 36 のような従来の周辺装置に結合することができ、一つまたは複数のマイクロプロセッサ、適切な入出力ポート、および揮発性メモリを有する従来のコンピュータシステムによって提供することが好ましい。

#### 【0026】

PU は、内視鏡検査モデルを実現するソフトウェアを実行し、様々なセンサーから網を通して得られたデータに回答して、リアルなカフィードバック出力を提供し、かつシミュレーションによる内視鏡映像出力を、内視鏡検査モデルによって提供される視覚的表示ユニット 38 上に提供する。

40

#### 【0027】

図 2 は、図 1 のダミー内視鏡操作体 14 をより詳細に示す。上述した湾曲操作制御器 26 に加えて、操作体はダミー吸引制御器 40、ダミー空気/水制御器 42、およびユーザボタン 46 をも備える。さらに操作体 14 の電氣的態様を図 3 に示す。ダミー吸引制御器 40 の位置は、吸引制御器センサー 50 によって感知される。ダミー空気/水制御器 42 の位置は空気/水制御器センサー 52 によって感知される。ユーザボタン 46 の位置はユーザボタンセンサー 55 によって感知される。最後に、挿入位置センサー 56 は、ダミー器具 28 のダミー挿入ポート 29 内への挿入の程度、移動、または挿入の別の適切なパラ

50

メータを検出する。

【0028】

様々なセンサーは、適切な型のスイッチ、電位差計等とすることができる。頑健かつ耐摩耗性の設計を維持しながら、ダミー吸引制御器および/またはダミー空気/水制御器の動作にリアルな感触を提供するために、近接または他の非接触スイッチを使用することが好ましい。特に、対応する磁石58をダミー制御器40, 42の可動部に設けて、ホール効果センサーを使用することができる。このやり方で、各流体弁プランジャの基部のような適切な位置に小さい磁石を組み込み、かつホール効果センサーを基部の近くに、ただし流体制御器の外側に、配置することにより、本物の内視鏡で使用されるのと同じ流体制御器を、シミュレータで使用することができる。

10

【0029】

操作体におけるセンサーは、多重化要素60に電氣的に結合される。センサーから収集されたデータはこの要素によって多重化され、アンピリカル18に沿ってベースユニット16まで通過する共通導電線に沿って、かつそこから処理装置30まで伝送される。このやり方で、アンピリカル18に要求される伝記信号線の数は低減され、よって、特にアンピリカルが使用中に抜れるかあるいはその他変形したときに、アンピリカル内における湾曲操作制御ケーブルの動きのより大きい自由が可能になる。アンピリカルおよび湾曲操作制御ユニットをベースユニットの残部に着脱自在に接続するために使用される、高信頼コネクタのサイズおよび複雑さもまた低減することができる。

20

【0030】

同様に、多重化/逆多重化要素が、湾曲操作制御ユニット22、カフィードバックユニット20、および処理装置30に設けられ、それらの間の電気信号は接続網で多重化されて伝達される。多重化要素は、必要な場合、ダミー器具制御ユニット24および/またはダミー器具28自体にも設けることができる。

【0031】

PU30とシミュレータの他の要素との間で伝送する必要のあるデータの幾つかの例を、以下に記載する。

- ・ダミー機器挿入位置
- ・ダミー空気/水制御器の状態
- ・ダミー吸引制御器の状態
- ・内視鏡ユーザボタンの状態
- ・待機スイッチの状態
- ・段階的湾曲操作制御器位置
- ・絶対的湾曲操作制御器位置
- ・湾曲操作制御ユニットのEEPROMデータ
- ・湾曲操作制御ユニット過温度
- ・湾曲操作制御ユニットの接続状態
- ・ダミー器具把持位置
- ・ダミー器具の接続状態
- ・ジヤテルミーフットスイッチ状態
- ・挿入管挿入位置
- ・挿入管抜け位置
- ・挿入/抜けオーバドライブ障害
- ・カフィードバックユニットのEEPROMデータ
- ・カフィードバックユニット過温度
- ・カフィードバックユニットの接続状態
- ・湾曲操作制御器のカフィードバック
- ・挿入管の挿入抵抗
- ・オーバドライブ障害リセット
- ・挿入管トルクカフィードバック

30

40

50

- ・ダミー機器の把持抵抗
- ・空気ポンプ制御
- ・高さ調整
- ・ハードウェアインープル

#### 【0032】

好適な実施形態では、多重化および多重化/逆多重化要素は、プログラマブル論理素子（PLD）によって提供される。一例として、PCIカード上のアルテラ・サイクロン・フィールドプログラマブルゲートアレイを処理装置で使用することができ、かつアルテラMAX3000A複合PLDデバイスを操作体、カフィードバックユニット、および湾曲操作制御ユニットで使用することができる。デバイスはVHDL（超高速集積回路ハードウェア記述言語）を使用してプログラムすることができる。図4に示すように、四つの場所の各々に別個のPLDを使用し、したがって操作体PLD102、カフィードバックユニットPLD104、湾曲操作制御ユニットPLD106、およびPU PLD108を設けることが好ましい。各PLDは、様々なセンサー、アクチュエータ、およびPU入出力ポートへの接続のためにパラレルデータ入力線およびパラレルデータ出力線を有し、かつ他のPLDとの間のデータビットの送受信のために、「A」および「B」と表記された二つのシリアルデータ線接続を有する。PU PLDはマスタPLDである。PU PLDは、外部クロックに同期化されたシリアルクロック信号、および外部リセットに基づくシリアルリセット信号を発生する。PU PLD108への外部リセット入力は、そのデバイス内に配置されたカウンタをリセットするので、それらは既知の値からカウントを開始する。シリアルリセット信号は、全てのPLD内の選択されたカウンタをリセットするので、これらのカウンタは同期化される。

#### 【0033】

PU PLDへのバス内のパラレルデータの各線には、一意のアドレス値が割り当てられる。シリアルクロック信号の立上り縁は、各PLDのアドレスカウンタ値を増分させるので、各アドレスが順番にポーリングされる。PLDのアドレスカウンタが、接続されたパラレルデータ入力線の一つに接続されたデータ源に割り当てられたアドレスと一致する場合、その線から読み出されたデータが、PLDのシリアルデータ出力線にアサートされる。同様に、PLDのアドレスカウンタが、接続されたパラレルデータ出力線の一つに割り当てられたアドレスと一致する場合、PLDのシリアル入力線から読み出されたデータは、適切なデータ出力線にアサートされる。

#### 【0034】

例えば、ACU PLD106に伝送するように意図されたPU PLDパラレル入力データは、1ないし20とアドレス指定され、FFU PLD104用に意図されたものは22ないし30とアドレス指定される。必要なアドレスの個数は、パラレルデータバスの幅に依存する。

#### 【0035】

図5は、PU PLDパラレルデータ入力ビット数6（120と表記）を、ACU PLDパラレルデータ出力線のデータビット数6（124）にアサートするために、シリアルデータ線「A」（122）でACU PLD106に伝送する場合を示す。PU PLD入力データ（120）は、図示した期間の開始時に「高」に遷移する。PU PLDアドレスカウンタ（126）が6の値に増分された後、PU PLDは入力データ（120）の「高」値をシリアルデータ線「A」（122）にアサートする。ACU PLDアドレスカウンタ128もまた6の値に増分しているので、入力データ値126は、図示した期間の終わり頃に、正しいACU PLDパラレルデータ出力線124で「高」にアサートされる。

#### 【0036】

シリアルデータ値は、シリアルクロックとシリアルデータ入力との間の遅延による潜在的エラーを排除するため、シリアルクロック周期の真中でアサートされる。パラレルデータ出力ビットは、シリアルクロックの次の立上り縁で適切な値を取る。

10

20

30

40

50

## 【0037】

PU PLDへのパラレルデータビット入力と同様に、操作体PLD102、ACU PLD106、およびFFU PLD104への各パラレルデータビット入力も一意のアドレス値を割り当てられる。例えば、PU PLD108への伝送用に意図された操作体PLDパラレルデータは、アドレス1ないし10を使用することができる一方、ACU PLD106からのデータはアドレス11ないし30を使用することができ、FFU PLD104からのデータはアドレス31ないし50を使用することができる。

## 【0038】

図6は、操作体PLDパラレルデータ入力ビット数6のPU PLD108への伝送を示す。

10

## 【0039】

データ入力ビット130は、図示した期間の開始時に「低」から「高」に遷移する。シリアルクロックの立上り縁はアドレスカウンタ値を、6の値に増分させる。シリアルデータ値は、潜在的なタイミングエラーを排除するために、クロック周期の真中でPU PLDによって読み出され、その少し後で、PU PLDパラレルデータ出力ビット数6(132)は正しい値を取る。

## 【0040】

操作体PLD、FFU PLD、およびACU PLDのシリアル出力は、必要な場合、バス競合を回避するために高インピーダンスに設定することができる。

## 【0041】

ACU PLD、FFU PLD、および操作体PLDからパリティ制御ビットを送出して、PU PLDで発生される対応するパリティビットと比較することができる。不一致が検出された場合、シリアルリセットが開始される。

20

## 【0042】

今、上述した実施形態の多数の変形を略述する。処理装置、カフィードバックユニット、ダミー器具ユニット、および湾曲操作制御ユニットの様々な組合せを使用することができる。様々なユニットを様々な仕方で分散することができる。例えば、PUは、必要に応じて、カフィードバックユニットおよびダミー器具制御ユニットと同様に、湾曲操作制御ユニットと同じベースユニットに、またはどこか他の場所に配置することができる。

## 【0043】

上述した多重化/逆多重化機能を実行するために、様々な種類のプログラマブル論理アレイ、マイクロプロセッサ、および専用通信素子を含めて、様々な公知の装置を使用することができる。ツイストペアケーブルを使用する構成のような一部の可能な構成では不要の特別プロトコルラインと共に、一本、二本、またはそれ以上の共通伝送線で、多重化通信を実行することができる。光ファイバリンクを使用することもできる。

30

## 【0044】

制御器および対応する電気装置の多種多様な組合せを操作体に設けることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0045】

【図1】本発明を具現する内視鏡検査シミュレータの略図である。

40

【図2】図1のダミー内視鏡操作体の詳細図である。

【図3】図2の操作体に含まれる電気装置の略図である。

【図4】図1のシミュレータの操作体に設置されたプログラマブル論理素子および他の要素の接続図である。

【図5】図1の処理装置30から湾曲操作制御ユニット22へのシグナリングの例を示すタイミング図である。

【図6】図1の操作体14から処理装置30へのシグナリングの例を示すタイミング図である。

【 図 1 】

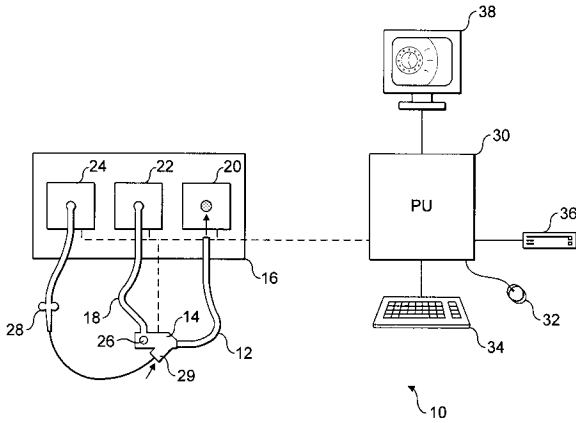


FIG. 1

【 図 2 】

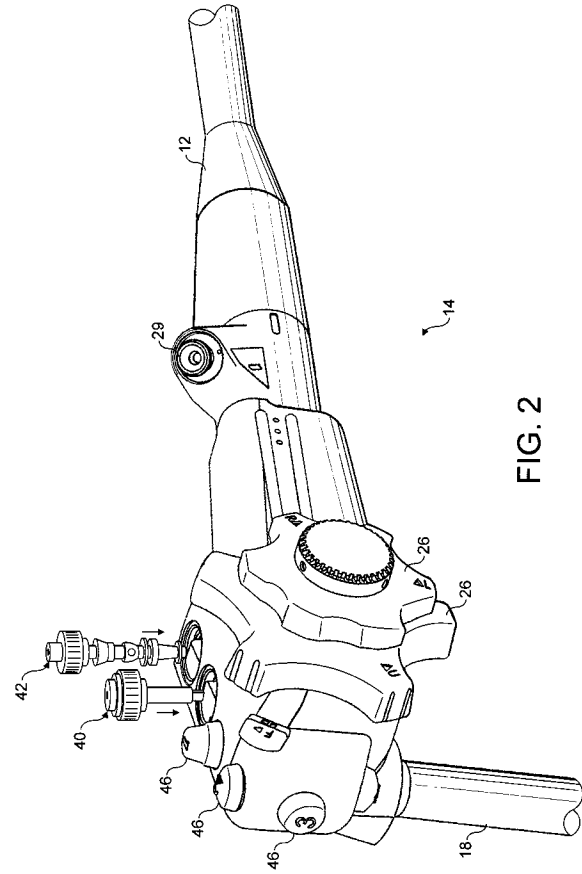


FIG. 2

【 図 3 】

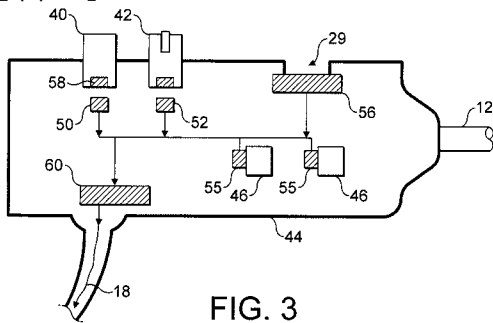


FIG. 3

【 図 4 】

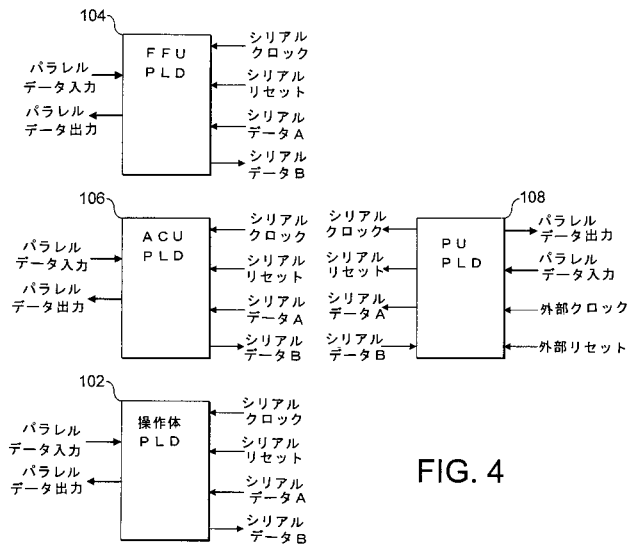


FIG. 4

【 図 5 】

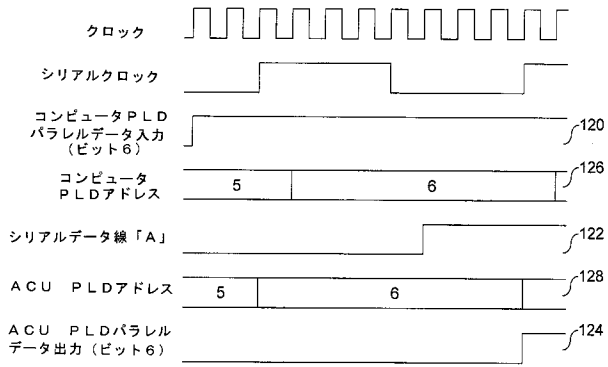


FIG. 5

【 図 6 】

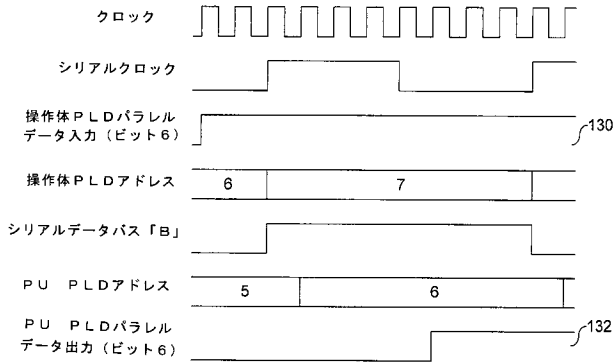


FIG. 6

---

フロントページの続き

(74)代理人 100130650

弁理士 鈴木 泰光

(74)代理人 100135389

弁理士 臼井 尚

(72)発明者 ジョン ジョージ コーマック

イギリス、エセックス CM2 6RG、チェルムスフォード、ビーレイ リンク 46

(72)発明者 ウィリアム ジョン ホワイト

イギリス、エセックス SS5 5DD、ホックリー、ブロード ウォーク 26

Fターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA11 DA21 DA22 DA43 DA54 DA57

4C061 FF12 FF45 GG11 HH01 HH31 JJ19

【外国語明細書】

## ENDOSCOPY TRAINING SIMULATOR

(Technical Field)

The present invention relates to an endoscopy training simulator and to an endoscope control body for use in such a simulator.

(Background Art)

An endoscope typically comprises a patient insertion tube for insertion into a body lumen and a control body for use by a clinician to control the insertion tube. The control body may be used to control functions such as insertion tube stiffness, supply of air, water and vacuum to the insertion tube tip. Rotation and insertion depth of the insertion tube into the body lumen are usually controlled directly by grasping and manipulating the insertion tube. Air, water and vacuum are generally supplied from a base unit to the control body along an umbilical cable, or umbilical. Visual information obtained at the insertion tube tip is generally passed from the control body to the base unit along the same umbilical, either along a fibre optic bundle or as an electrical video signal.

To assist progress along a body lumen, it is usual for the tip of an endoscope insertion tube to be directable using one or more angulation controls provided on the control body. These controls are coupled to cables which extend along the insertion tube and are anchored near the tip. Rotation of the controls produces corresponding displacement of the cables and hence angulation of the tip. Usually, four cables are used, to provide both an up/down movement and a left/right movement of the tip. Resistance to tip angulation is felt by the user through the controls.

A simulator that simulates an endoscopic procedure without needing a human or animal subject is disclosed in GB-A-2252656. A dummy insertion tube is insertable into a

base unit fixture which includes a sensor mechanism to sense longitudinal and rotational movement of the insertion tube. Data describing the sensed movement is fed to a computer which derives appropriate force feedback control data on the basis of a computer model implemented in software. The corresponding force feedback applied to the insertion tube is synchronized with a computer generated visual representation of the procedure as would be seen from the tip of a real endoscope, so as to provide a realistic simulation and a useful clinical training tool.

In such an endoscopy simulator there is no need for the angulation controls to provide actual angulation of the tip of the dummy insertion tube. Instead, the angulation cables may be passed from the control body in a reverse direction, along the umbilical to the base unit, as disclosed in WO 03/058583. This document teaches winding the ends of the cables at the base unit around motors which generate a variable force to simulate resistance to tip angulation.

Developments of this idea are disclosed in PCT/GB03/003106 and GB 0329521.9, in which the angulation cables are also rerouted along the umbilical.

As in real clinical endoscopy, a person using an endoscopy simulator will often rotate the control body a number of times in order to guide the tip of the insertion tube along the body lumen. As a consequence, the umbilical can become severely twisted. This twisting and other deformations can affect the operation of the simulator angulation cables, reducing the realism of the simulation.

This problem is aggravated by the many other services which may need to pass along the simulator umbilical, such as an air tube and electrical wires connected to sensors in the control body. To make the simulator as realistic as

possible, these services must be packed into a very small cross section.

To facilitate untwisting of the patient insertion tube and umbilical during a real procedure, the clinician may sometimes disconnect the endoscope from the base unit. This is difficult to achieve in a simulator because of the extra connections, such as angulation cables, between the control body and base unit.

At the control body itself it is important for the various dummy controls, such as the angulation controls, and controls which in a real endoscope would control fluid flow along the insertion tube, to feel as realistic as possible. The fluid controls may, in a real endoscope, control flow of air and water and provide vacuum at the insertion tube tip. Although conventional electrical micro switches can provide reliable operation of the dummy fluid controls, the feel to the user is likely to be unrealistic.

[Disclosure of the Invention]

The invention addresses these and other problems of the related prior art.

Accordingly, the invention provides an endoscopy training simulator comprising:

an endoscope control body attached or attachable to a dummy insertion tube, the control body including a plurality of control body electrical devices;

a base unit; and

an umbilical for carrying services between the control body and the base unit, said services including a plurality of data connections with said electrical devices,

characterised in that said data connections are multiplexed, at least in the umbilical, over one or more shared transmission lines passing along the umbilical.

By multiplexing the data connections over one or more common or shared transmission lines, such as electrical wires or optical fibres, the limited space within the umbilical can be used more effectively. In particular, the control body preferably includes angulation control means which would, in a real endoscope, drive angulation cables passing along a real insertion tube to control the direction of the tube tip, but which in the simulator drive corresponding angulation cables which instead pass along the umbilical to an angulation control unit, providing force feedback, in the base unit. To provide a realistic simulation the umbilical needs to be realistically flexible, and carefully adapted to allow free movement of the angulation cables despite twisting and deformation. These characteristics are improved by multiplexing the electrical data connections to provide more space in the umbilical.

The multiplexing of the logical data connections also simplifies, and reduces in size the high reliability connector likely to be required between the umbilical and the base unit. Preferably, the umbilical is fixedly or permanently attached to the angulation control unit, but the angulation control unit is removeably attached to, or unpluggable from, the rest of the base unit. In this way, the umbilical along with the angulation control unit can be detached by a user from the rest of the base unit, for example to untwist the umbilical, without needing mechanically complex connections between the umbilical and angulation control unit.

The invention also aids the provision of other services along the umbilical, such as an air line to the control body.

The control body preferably comprises a control body multiplexer arranged to receive data from the electrical devices in the control body and to transmit the data over the one or more shared transmission lines. The electrical devices may include sensors or switches associated with a dummy air/water valve which in a real endoscope would control the supply of air and water to the endoscope tip, with a similar dummy suction valve, and sensors or switches associated with other devices such as an instrument insertion port and so on.

The data from the control body are preferably forwarded, via the umbilical, to a processing unit having a multiplex/demultiplex facility. Other elements of the simulator, such as a force feedback unit to detect movement of and provide feedback to the dummy insertion tube, also preferably have multiplex/demultiplex facilities. These facilities may be provided by a plurality of programmable logic devices, and may be connected by one or more serial data lines for transmission of the required data.

The invention also provides a control body for an endoscopy training simulator, the control body being connected to or for connection with a dummy insertion tube, comprising:

a dummy fluid control for the simulation of controlling a fluid flow along the dummy insertion tube; and

a proximity or non-contact electrical sensor arranged to detect an action of the dummy fluid control. The non-contact, or proximity type sensor is preferably a Hall effect sensor arranged to detect relative movement of a magnet, caused by action of the dummy fluid control. The dummy fluid control may be a dummy suction control, a dummy air/water control, or both may be provided. To improve the

realism of the simulator, air may be provided to the air/water control and expelled from a thumbhole provided therein.

*[ Brief Description of Drawings ]*

Figure 1 shows, schematically, an endoscopy simulator embodying the invention;

Figure 2 illustrates in more detail the dummy endoscope control body of figure 1;

Figure 3 shows, schematically, electrical devices contained in the control body of figure 2;

Figure 4 illustrates connections to programmable logic devices installed in the control body and other elements of the simulator of figure 1;

Figure 5 shows an example of signalling from the processing unit 30 to the angulation control unit 22 of figure 1; and

Figure 6 shows an example of signalling from the control body 14 to the processing unit 30 of figure 1.

*[ Best Mode for Carrying Out the Invention ]*

Embodiments of the invention will now be described, by way of example only, with reference to the accompanying drawings.

Referring to figure 1 there is shown, schematically, an endoscopy simulator 10 embodying the invention. A dummy patient insertion tube 12 extends from an endoscope control body 14 which is in turn linked to a base unit 16 by a services cable, referred to herein as an umbilical 18. The umbilical, control body and insertion tube are intended to have a look, feel and behaviour which mimics the attributes of a corresponding real clinical endoscope as closely as possible. In particular, the insertion tube should have the correct stiffness, weight and dimension characteristics, the control body should look and feel much the same as a real

endoscope control body, and the umbilical should be of an appropriate length, thickness and flexibility.

The base unit incorporates a force feedback unit 20, an angulation control unit 22 and a dummy instrument control unit 24. The dummy instrument control unit 24 may be incorporated in the force feedback unit 20. In use, the insertion tube 12 is inserted into an aperture in the force feedback unit 20 which comprises sensors to measure rotational and longitudinal movement of the insertion tube and actuators to provide appropriate force feedback on the insertion tube.

Angulation controls 26 on the control body 14 act on cables which run along the length of the umbilical 18 and are coupled to sensors and force feedback motors in the angulation control unit 22. The umbilical also carries electrical signals from electrical devices in the control body to the base unit 16 and an air line to carry air from the base unit to the control body.

The simulator preferably enables a user to unplug the umbilical from the base unit, for example to untwist the umbilical during a simulated procedure. This is achieved by connecting the umbilical into the angulation control unit in a permanent manner, but allowing the angulation control unit to be unplugged by a user from the rest of the base unit. The mechanical connections of the cables into the angulation control unit are therefore unaffected by unplugging of the umbilical from the base unit.

One or more dummy instruments 28 may be provided, having elongated elements for insertion into the dummy insertion tube 12 through a port 29 in the control body 14. The dummy instrument 28, which may be used to simulate procedures such as a biopsy or polypectomy is connected to

the dummy instrument control unit by a cable which carries data from one or more switches or other sensors, as required, on the dummy instrument.

A network of electrical connections, illustrated in figure 1 by broken lines, carries data between sensors and actuators in the control body 14, the dummy instrument 28, the base unit 16 and a processing unit (PU) 30. The PU may be coupled to conventional peripherals such as a mouse 32, keyboard 34 and removable storage media device 36, and is preferably provided by a conventional computer system having one or more microprocessors, suitable input/output ports and volatile memory.

The PU executes software which implements an endoscopy model to provide a realistic force feedback output in response to the data obtained over the network from the various sensors, and also to provide a simulated endoscopic visual output on a visual display unit 38 provided by the endoscopy model.

Figure 2 illustrates the dummy endoscope control body 14 of figure 1 in more detail. In addition to the angulation controls 26 discussed above, the body also provides a dummy suction control 40, a dummy air/water control 42 and user buttons 46. Electrical aspects of the control body 14 are further illustrated in figure 3. The position of the dummy suction control 40 is sensed by a suction control sensor 50. The position of the dummy air/water control 42 is sensed by an air/water control sensor 52. The position of the user buttons 46 are sensed by user button sensors 55. Finally, an insertion position sensor 56 detects the degree of insertion, the movement or another appropriate parameter of the insertion of the dummy instrument 28 into the dummy instrument port 29.

The various sensors may be appropriate types of switches, potentiometers and so on. To provide a realistic feel to the action of the dummy suction control and/or the dummy air/water control, while maintaining a robust and hardwearing design, proximity or other non-contact switches are preferably used. In particular, Hall effect sensors may be used, with corresponding magnets 58 being provided on moving parts of the dummy controls 40, 42. In this way, the same fluid controls as used in a real endoscope may be used in the simulator, by incorporation of small magnets at appropriate locations such as at the base of each fluid valve plunger, and Hall Effect sensors positioned close to the base, but externally of the fluid controls.

The sensors in the control body are electrically coupled to a multiplex element 60. The data gathered from the sensors is multiplexed by this element and transmitted along common electrical conductors which pass along the umbilical 18 to the base unit 16, and from there to the processing unit 30. In this way, the number of electrical signal wires required in the umbilical 18 is reduced, thereby allowing more freedom of movement of the angulation control cables in the umbilical, especially when the umbilical becomes twisted or otherwise distorted during use. The size and complexity of the high reliability connector used to removeably connect the umbilical and angulation control unit into the rest of the base unit can also be reduced.

Multiplex/demultiplex elements are similarly provided at the angulation control unit 22, the force feedback unit 20 and the processing unit 30 and the electrical signals there between carried multiplexed over the network connections. A multiplex element may also be provided, if

required, at the dummy instrument control unit 24 and/or in the dummy instrument 28 itself.

Some examples of data that may be required for transmission between the PU 30 and other elements of the simulator are set out below:

- Dummy instrument insertion position
- Dummy air/water control status
- Dummy suction control status
- Endoscope user button status
- Standby switch status
- Incremental angulation control position
- Absolute angulation control position
- Angulation control unit EEPROM data
- Angulation control unit over-temperature
- Angulation control unit connection status
- Dummy instrument grip position
- Dummy instrument connection status
- Diathermy footswitch status
- Insertion tube insertion position
- Insertion tube twist position
- Insertion/twist over-drive fault
- Force-feedback unit EEPROM data
- Force-feedback unit over-temperature
- Force-feedback unit connection status
- Angulation control force-feedback
- Insertion tube insertion resistance
- Over-drive fault reset
- Insertion tube torque force-feedback
- Dummy instrument grip resistance
- Air pump control

- Height adjustment
- Hardware enable

In a preferred embodiment the multiplex and multiplex/demultiplex elements are provided by programmable logic devices (PLDs). As an example, an Altera Cyclone field programmable gate array on a PCI card may be used by the processing unit, and Altera MAX3000A complex PLD devices may be used in the control body, force feedback unit and angulation control unit. The devices may be programmed using VHDL (Very High Speed Integrated Circuit Hardware Description Language). As illustrated in figure 4, a separate PLD is preferably used in each of four locations, thus providing a control body PLD 102, a force feedback unit PLD 104, an angulation control unit PLD 106 and a PU PLD 108. Each PLD has parallel data in and parallel data out lines, for connection to the various sensors, actuators and PU input/output ports, and two serial data line connections, labelled 'A' and 'B' for transmission and reception of data bits to and from other PLDs. The PU PLD is the master PLD. The PU PLD generates a serial clock signal synchronized to an external clock, and a serial reset signal based on an external reset. The external reset input to the PU PLD 108 resets the counters located in that device so that they commence counting at a known value. The serial reset signal resets selected counters in all the PLDs, so as to synchronize these counters.

Each line of the parallel data in bus to the PU PLD is allocated a unique address value. The rising edge of the serial clock signal causes address counter values in each PLD to increment, so that each address is polled in turn. When the address counter at a PLD matches the address

allocated to a data source connected to one of the connected parallel data in lines, the data read from that line is asserted on the serial data out line of the PLD. Likewise, when the address counter at a PLD matches the address allocated to one of the connected parallel data out lines, the data read from the serial in line of the PLD is asserted on the appropriate data out line.

For example, the PU PLD parallel in data intended for transmission to the ACU PLD 106 could be addressed 1 to 20, and that intended for the FFU PLD 104 as 22 to 30. The number of addresses required will depend on the width of the parallel data bus.

Figure 5 illustrates the transmission of PU PLD parallel data in bit number 6 (labelled as 120) over serial data line 'A' (122) to the ACU PLD 106 for assertion on data bit number 6 (124) of the ACU PLD parallel data out line. The PU PLD input data (120) transitions to "high" at the start of the time interval illustrated. After the PU PLD address counter (126) has incremented to a value of 6 the PU PLD asserts the "high" value of the input data (120) onto serial data line 'A' (122). Because the ACU PLD address counter 128 has also incremented to a value of 6, the input data value 126 is asserted as "high" on the correct ACU PLD parallel data out line 124 towards the end of the illustrated interval.

The serial data value is asserted in the middle of the serial clock period to eliminate potential errors due to delays between the serial clock and serial data inputs. The parallel data out bit assumes the appropriate value on the next rising edge of the serial clock.

As with the parallel data bits input to the PU PLD, each parallel data bit input to the control body PLD 102,

the ACU PLD 106 and the FFU PLD 104 is allocated a unique address value. For example, the control body PLD parallel data intended for transmission to the PU PLD 108 could use addresses 1 to 10, while the data from the ACU PLD 106 could use addresses 11 to 30 and the data from the FFU PLD 104 could use addresses 31 to 50.

Figure 6 illustrates transmission of control body PLD parallel data in bit number 6 to the PU PLD 108.

The data in bit 130 transitions from "low" to "high" at the start of the illustrated time interval. The serial clock rising edge causes the address count values to be incremented to a value of 6. The serial data value is read by the PU PLD in the middle of the clock period to eliminate potential timing errors, and a short time thereafter the PU PLD parallel data out bit number 6 (132) assumes the correct value.

The control body PLD, FFU PLD and ACU PLD serial outputs may be set to high impedance to avoid bus contention, when necessary.

Parity control bits may be sent from the ACU PLD, FFU PLD and control body PLD to be compared with corresponding parity bits generated at the PU PLD. If a mismatch is detected then a serial reset is initiated.

A number of variations of the described embodiment will now be outlined. Various combinations of the processing unit, force feedback unit, dummy instrument unit and angulation control unit may be used, and the various units distributed in different ways. For example, the PU may be located in the same base unit as the angulation control unit, or elsewhere, as may the force feedback unit, and dummy instrument control unit as required.

A variety of known devices may be used to carry out the discussed multiplex/demultiplex functions, including programmable logic arrays, microprocessors and dedicated communications elements of various types. The multiplexed communications may be carried over one, two or more common transmission lines with extra protocol lines not being required for some possible arrangements, such as arrangements using twisted pair cabling. Fibre optic links could also be used.

A variety of different combinations of controls and corresponding electrical devices may be provided on the control body.

**CLAIMS**

1. An endoscopy training simulator comprising:  
an endoscope control body, the control body including a plurality of control body electrical devices;  
a base unit; and  
an umbilical for carrying services between the control body and the base unit, said services including a plurality of data connections with said electrical devices,  
characterised in that said data connections are multiplexed over one or more shared transmission lines.
2. The simulator of claim 1 wherein the control body comprises a control body multiplex element arranged to receive data from the control body electrical devices and to transmit said data multiplexed over the one or more shared transmission lines.
3. The simulator of any preceding claim wherein said control body includes a dummy suction valve, and said control body electrical devices include a dummy suction valve switch.
4. The simulator of any preceding claim wherein said control body includes a dummy air/water valve, and said control body electrical devices include a dummy air/water valve switch.
5. The simulator of any preceding claim wherein said control body includes an instrument insertion port for accepting a dummy instrument for disposal along the

insertion tube, and said control body electrical devices include an instrument insertion position sensor.

6. The simulator of any preceding claim further comprising a processing unit, the processing unit including a processing unit multiplex element arranged to receive the multiplexed data from the control body and to demultiplex the data for further use.

7. The simulator of any preceding claim wherein said umbilical is removably attachable to said base unit.

8. The simulator of any preceding claim wherein the control body includes angulation control means communicating with the base unit by physical displacement of control wires passing along the umbilical.

9. The simulator of claim 8 wherein the base unit comprises an angulation control unit adapted to sense and provide force feedback to the physical displacement of the control wires, the angulation control unit comprising an angulation control unit multiplex element for sending and receiving data multiplexed over one or more shared transmission lines.

10. The simulator of claim 9 wherein said umbilical is fixedly attached to said angulation control unit, and said angulation control unit is removeably comprised in said base unit.

11. The simulator of any preceding claim wherein the control body includes an air vent in communication with the base unit by means of an air tube passing along the umbilical.
12. The simulator of any preceding claim wherein said multiplex elements are programmable logic devices.
13. The simulator of any preceding claim wherein said one or more shared transmission lines comprise one or more serial data lines.
14. A control body for an endoscopy training simulator, comprising:
  - a dummy fluid control for the simulation of controlling a fluid flow along a dummy insertion tube attached to the control body; and
  - a non-contact electrical sensor arranged to detect an action of the dummy fluid control.
15. The control body of claim 14 wherein the non-contact electrical sensor is a Hall effect sensor.
16. The control body of claim 15 wherein the Hall effect sensor is arranged to respond to the proximity of a magnet moveable by the action of the dummy fluid control.
17. The control body of any of claims 14 to 16 wherein the dummy fluid control is one of a dummy suction control and a dummy air/water control.
18. An endoscopy training simulator comprising a control body as set out in any of claims 14 to 17.

**ABSTRACT**

**ENDOSCOPY TRAINING SIMULATOR**

There is disclosed an endoscopy training simulator in which data connections passing through the umbilical linking the control body and the base unit are multiplexed over one or more shared transmission lines. The umbilical and a connected angulation control unit may be unplugged from the base unit. On the control body a dummy fluid control is provided using a non-contact electrical sensor such as a Hall effect sensor.

[Fig. 1]

【 図 1 】

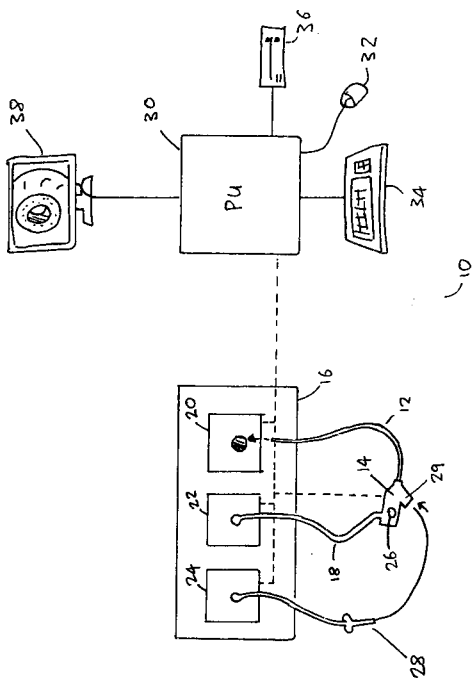


FIGURE 1

【 図 2 】

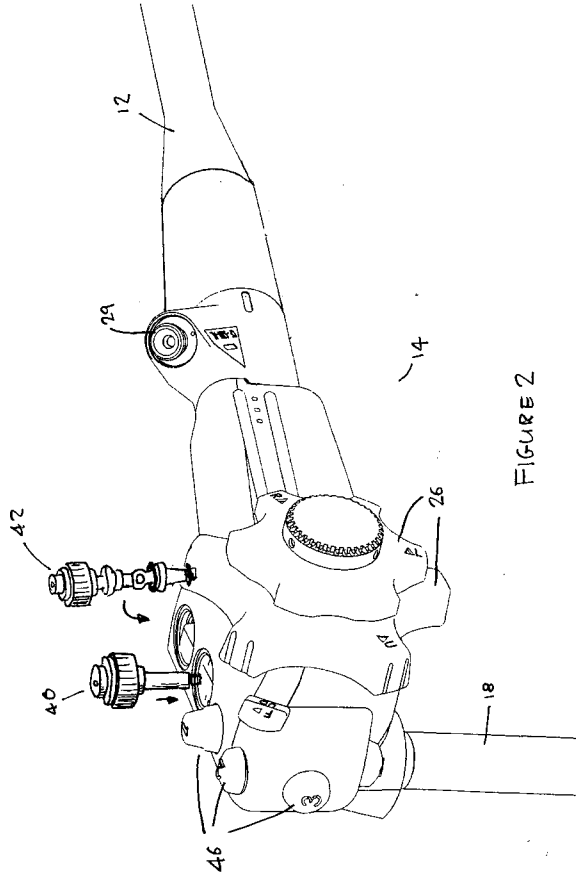


FIGURE 2

【 図 3 】

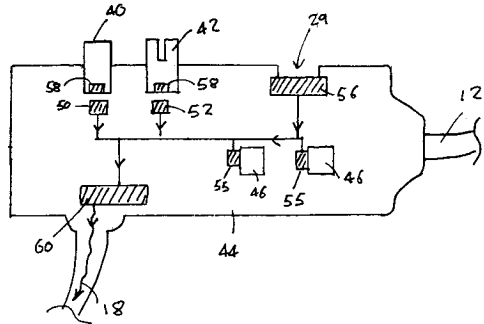


FIGURE 3

【 図 4 】

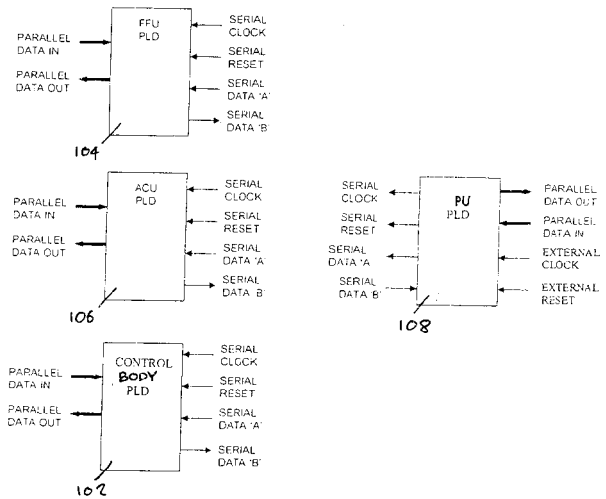


FIGURE 4

【 図 5 】

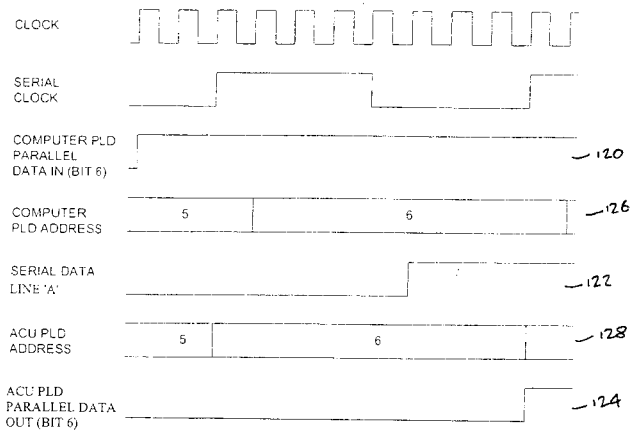


FIGURE 5

【 図 6 】

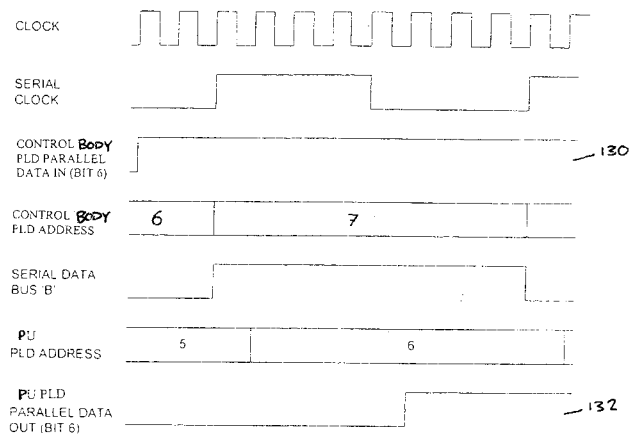


FIGURE 6

专利名称(译)	内窥镜检查培训模拟器		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006116296A</a>	公开(公告)日	2006-05-11
申请号	JP2005273151	申请日	2005-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	卡麦德(医疗器械)有限公司		
申请(专利权)人(译)	Kimeddo ( 医疗和工业设备等值 ) 有限公司		
[标]发明人	ジョンジョージコーマック ウィリアムジョンホワイト		
发明人	ジョン ジョージ コーマック ウィリアム ジョン ホワイト		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G09B9/00 G09B19/24 G09B23/28		
CPC分类号	G09B23/285		
FI分类号	A61B1/00.300.B G02B23/24.A G09B9/00.Z G09B19/24.Z A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.711 A61B1/005.524 A61B1/018.512		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA22 2H040/DA43 2H040/DA54 2H040/DA57 4C061/FF12 4C061/FF45 4C061/GG11 4C061/HH01 4C061/HH31 4C061/JJ19 4C161/FF12 4C161/FF45 4C161/GG11 4C161/HH01 4C161/HH31 4C161/HH55 4C161/JJ08 4C161/JJ19		
代理人(译)	吉田稔 田中达也 船场司 铃木康光 白井久		
优先权	2004021097 2004-09-22 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：改善沿着体腔引导插入管的模拟的真实性，并提供弯曲操作控制器和控制器的虚拟控制器，以将流体流控制为真实的感觉。提供内窥镜训练模拟器。通过脐带连接操作体和基本单元的数据连接与一条或多条共享传输线复用，并且脐带和连接的弯曲操作控制单元与基本单元分离。你可以操纵器配备有使用非接触式电传感器（例如霍尔效应传感器）的虚拟流体控制器。[选型图]图1

