

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4477280号
(P4477280)

(45) 発行日 平成22年6月9日(2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日(2010.3.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/00 3 2 0

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 8/12

請求項の数 54 (全 62 頁)

(21) 出願番号	特願2001-566436 (P2001-566436)	(73) 特許権者	502338177
(86) (22) 出願日	平成13年3月12日 (2001.3.12)		メディガス リミテッド
(65) 公表番号	特表2003-526439 (P2003-526439A)		イスラエル国 8 4 9 6 5 オメール オ
(43) 公表日	平成15年9月9日 (2003.9.9)		メールインダストリアルパーク ピー. オ
(86) 国際出願番号	PCT/IL2001/000238		ー. ボックス 3 0 3 0
(87) 国際公開番号	W02001/067964	(74) 代理人	100061284
(87) 国際公開日	平成13年9月20日 (2001.9.20)		弁理士 斎藤 侑
審査請求日	平成19年2月22日 (2007.2.22)	(74) 代理人	100088052
(31) 優先権主張番号	135117		弁理士 伊藤 文彦
(32) 優先日	平成12年3月16日 (2000.3.16)	(72) 発明者	ソネンシェイン, エラザー
(33) 優先権主張国	イスラエル (IL)		イスラエル国 8 4 8 0 0 ビアジャバ
(31) 優先権主張番号	138632		ラハバット ヤブネ 3 2
(32) 優先日	平成12年9月21日 (2000.9.21)	(72) 発明者	ソネンシェイン, ミネラ
(33) 優先権主張国	イスラエル (IL)		イスラエル国 8 5 0 2 5 メイタール
			イエム ストリート 1 2
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 胃底皺壁形成装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の食道内に位置される先端曲げ部（50）および可撓性部（49）と、前記曲げ部（50）または可撓性部（49）に配置されたステーブル押し出し装置（61）を備えたステープリングアッセンブリとを備えている部分胃底皺壁形成術のための内視鏡装置（40）であって、

2つの別個の要素（62，62A）を含み、一方の要素が前記先端曲げ部（50）に配置され、他方の要素が前記可撓性部（49）に配置される位置決めアッセンブリと、

ここで、前記位置決めアッセンブリ（62，62A）の前記2つの別個の要素が位置合わせされる時に、前記ステーブル押し出し装置（61）が作動位置にあり、

前記位置決めアッセンブリ（62，62A）の前記2つの別個の要素が位置合わせされた時点とを判断する回路と、

を更に備えていることを特徴とする装置。

【請求項 2】

ステープリングアッセンブリがアンビル（61A）を更に備え、前記アンビル（61A）または前記ステーブル押し出し装置（61）が前記曲げ部に配置され、他方が前記可撓性部に配置され、前記位置決めアッセンブリ（62，62A）の前記2つの別個の要素が位置合わせされる時に、前記アンビル（61A）と前記ステーブル押し出し装置（61）とが作動位置関係を成す請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

位置決めアッセンブリ(62, 62A)の前記2つの別個の要素が位置合わせされない時に、ステープル押し出し装置(61, 61A)が動作できないようにする安全手段を備えている請求項1または請求項2に記載の装置。

【請求項4】

観察手段(113)を備えている請求項1に記載の装置。

【請求項5】

観察手段(113)がビデオカメラを備えている請求項4に記載の装置。

【請求項6】

観察手段(113)が照明装置(114)を備えている請求項4に記載の装置。

【請求項7】

水や空気のための供給源や吸引源(112)を備えている請求項1に記載の装置。

【請求項8】

内視鏡装置(40, 66)が作動位置にある時に、胃と食道との接合部よりも約5から6cm上側の位置で、ステープリングアッセンブリの一部を食道内に位置決めするための追加の位置決めアッセンブリ(64)を更に備えている請求項1に記載の装置。

【請求項9】

ステープリングアッセンブリの一部がアンビル(61A)を備えている請求項8に記載の装置。

【請求項10】

ステープリングアッセンブリの一部は、これに設けられた雌ネジと螺合する柔軟なネジ付きケーブル(92)の作用によって、内視鏡装置の中心軸に沿って変異する請求項8または請求項9に記載の装置。

【請求項11】

柔軟なネジ付きケーブル(92)は、内視鏡装置内に配置されるとともに、内視鏡装置の本体の壁部に設けられたスリット(91)を介して雌ネジと接触する請求項10に記載の装置。

【請求項12】

柔軟なネジ付きケーブル(92)は、内視鏡装置(40, 66)の外壁中に組み込まれるとともに、ステープリングアッセンブリの前記一部の雌ネジと直接に接触する請求項10に記載の装置。

【請求項13】

柔軟なネジ付きケーブル(92)は、マイクロメトリック・アッセンブリを使用して回転され、これにより、食道内に位置されたステープリングアッセンブリの前記一部を、定められた距離だけ変位させる請求項10ないし請求項12のいずれか1項に記載の装置。

【請求項14】

アンビル(61)がリング形状を成している請求項9に記載の装置。

【請求項15】

位置決めアッセンブリ(62A)の先端部が内視鏡装置先端(63)に設けられている請求項1に記載の装置。

【請求項16】

位置決めアッセンブリ(62A)の先端部が内視鏡装置先端(63)の外壁に設けられている請求項1に記載の装置。

【請求項17】

ステープリングアッセンブリ(61または61A)の1つの要素が内視鏡装置先端(63)に設けられている請求項2に記載の装置。

【請求項18】

ステープリングアッセンブリ(61または61A)の先端部が内視鏡装置先端(63)の外壁に設けられている請求項2に記載の装置。

【請求項19】

アンビル部(61A)を更に備え、前記ステープル押し出し装置(61)と前記アンビ

10

20

30

40

50

ル部（６１Ａ）は、前記内視鏡装置の長手方向軸に沿って互いに長手方向で離間して位置され、曲げ部（１０２）の少なくとも一部が、これらステープル押し出し装置とアンビル部の間に位置している手術用の請求項１記載の内視鏡装置。

【請求項２０】

２つの別個の要素（６２，６２Ａ）を含む位置決めアッセンブリを含み、ステープル押し出し装置（６１）はそれに設けられた１または複数の位置合わせ／固定ピン（１２１）または対応する穴（１４２）の一方を含み、アンビル部（６１Ａ）はそれに設けられた１または複数の位置合わせ／固定ピン（１２１）または対応する穴（１４２）の他方を含み、前記１または複数の位置合わせ／固定ピンは前記ステープル押し出し装置（６１）または前記アンビル部（６１Ａ）の他方に設けられた前記穴（１４２）へと延びて係合固定可能に前記ステープル押し出し装置（６１）または前記アンビル部（６１Ａ）に格納され、それにより前記ステープル押し出し装置と前記アンビル部（６１Ａ）が正確な作動関係を成す請求項１９に記載の装置。

10

【請求項２１】

位置合わせ／固定ピン（１２１）は、これらが格納されるステープル押し出し装置（６１）またはアンビル部（６１Ａ）から突没する請求項２０に記載の装置。

【請求項２２】

デュアルラック（１２３）およびシングルピニオン（１２４）システムが使用されて位置合わせ／固定ピン（１２１）が動作される請求項２１に記載の装置。

20

【請求項２３】

位置合わせ／固定ピン（１２１）は、前記ステープル押し出し装置または前記アンビル部の他方に設けられた穴（１４２）に対して係脱することができる請求項２０に記載の装置。

【請求項２４】

２つの位置合わせ／固定ピン（１２１）が設けられている請求項２０に記載の装置。

【請求項２５】

位置合わせ／固定ピン（１２１）がアンビル部（１１５）に格納されている請求項２０に記載の装置。

【請求項２６】

ステープル押し出し装置（６１）またはアンビル部（６１Ａ）の一方は、曲げ部（１０２）の基端の近傍に配置され、前記ステープル押し出し装置（６１）または前記アンビル部（６１Ａ）の他方は、前記曲げ部（１０２）の先端の近傍に配置されている請求項１９に記載の装置。

30

【請求項２７】

ステープル押し出し装置（６１）が曲げ部（１０２）の基端の近傍に配置され、アンビル部（６１Ａ）が前記曲げ部（１０２）の先端（１０３）に配置されている請求項２６に記載の装置。

【請求項２８】

ステープル押し出し装置（６１）またはアンビル部（６１Ａ）が内視鏡装置の曲げ部（１０２）に配置され、ステープル押し出し装置（６１）またはアンビル部（６１Ａ）の他方が前記曲げ部（１０２）の先端の近傍に配置されている請求項１９に記載の装置。

40

【請求項２９】

ステープル押し出し装置（６１）の１つおよびアンビル部（６１Ａ）の１つが曲げ部（１０２）に配置されている請求項１９に記載の装置。

【請求項３０】

曲げ部（１０２）が関節部である請求項１９に記載の装置。

【請求項３１】

関節部（１０２）が２方向関節部である請求項３０に記載の装置。

【請求項３２】

関節部（１０２）が４方向関節部である請求項３０に記載の装置。

50

【請求項 3 3】

2つの別個の要素(62, 62A)を含む位置決めアセンブリを含み、関節部(102)が曲げられる時に、前記前記ステープル押し出し装置(61)と前記アンビル部(61A)が正確な作動関係を成す請求項30に記載の装置。

【請求項 3 4】

ステープル押し出し装置(61)は、1または複数のステープル(141)のアレーを収容するステープルカートリッジ(131)を有し、各アレーが1または複数のステープル(141)から成る請求項19に記載の装置。

【請求項 3 5】

近接差動装置(132)の作動によって各ステープルアレーが射出された後、ステープルカートリッジ(131)が割り出し可能である請求項34に記載の装置。

【請求項 3 6】

ステープルアレーの数が3個であり、前記各ステープルアレー内のステープルの数が5個である請求項34に記載の装置。

【請求項 3 7】

ステープルカートリッジ(131)内の各ステープルアレーのステープルは、3列に配置され、前記カートリッジ(131)の本体(140)がステープルの真ん中の列の各外側に穴(142)を含む請求項34に記載の装置。

【請求項 3 8】

ステープル押し出し装置(61)とアンビル部(61A)が位置合わせされない時に、ステープル押し出し装置が動作できないようにする安全手段を備えている請求項19に記載の装置。

【請求項 3 9】

位置合わせ/固定ピン(121)は、関節部(102)を真っ直ぐにすることによって作用する力によりピンの先端を破断できるように製造される請求項20に記載の装置。

【請求項 4 0】

2つ以上の別個の観察視野を形成する2つ以上の別個の光学チャンネルを備え、各光学チャンネルは、1つの対物レンズ(191)と、像を捕らえる手段すなわち像を観察する手段(193, 197)とから成り、各チャンネルは、1または複数の以下の要素、すなわち、a)光学リレー系(194)と、b)接眼レンズ(192)と、c)前記対物レンズで得られた像をイメージセンサ(197)および表示装置(200-204)に伝えるのに適した組みレンズ(198)とを選択的に有し、各対物レンズ(191)は、内視鏡装置の長手方向に沿う異なる位置に配置されている請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 1】

前記異なる複数の各観察視野は、単眼視野を形成するべく、1つの光学チャンネルによって形成され、あるいは、両眼視野すなわち立体視野を形成するべく、複数の光学チャンネルによって形成される請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 2】

前記光学チャンネルおよび前記表示装置は、前記内視鏡が電磁スペクトルの可視部、紫外線部、赤外線部、X線部のいずれかで動作できるように選択される請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 3】

前記対物レンズ(191)、接眼レンズ(192)、組みレンズ(198)は、所定の焦点距離、複数の焦点距離、可変焦点距離のいずれかを有している請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 4】

前記異なる各観察視野は、前記内視鏡の機械的な軸に対して0°から180°の角度を成している請求項40に記載の内視鏡装置。

【請求項 4 5】

前記各光学チャンネルの視野は、円形および矩形を含むがこれらに限定されない任意の

10

20

30

40

50

形状を成しており、最大で180°以上の視界を有している請求項4_1に記載の内視鏡装置。

【請求項4_6】

先端(108)であって、

a) ステーブル押し出し装置(61)またはアンビル部(61A)を受けるのに適したソケット(110)と、

b) 少なくとも1つの照明チャンネル(114)と、

c) 光学リレー系(194)に連結された少なくとも1つの対物レンズ(191)と、を含む先端(108)を備えた請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項4_7】

前記先端(108)が吸引や洗浄のためのチャンネル(112)を更に備えている請求項4_6に記載の内視鏡装置。

【請求項4_8】

内視鏡の長手方向に沿う2つの異なる位置に配置された2つの対象物間の距離やこれら2つの対象物の相対的なアライメントを測定するためのシステムであって、一方の前記対象物上またはその近傍に配置され且つ超音波信号の送信器(290)として機能する1または複数の振動子あるいは振動子アレーと、他方の前記対象物上またはその近傍に配置され且つ超音波信号の受信器(292)として機能する1または複数の振動子あるいは振動子アレーとを有するシステムを備えた請求項1に記載の内視鏡装置(40)。

【請求項4_9】

超音波信号の受信器として機能する1または複数の振動子あるいは振動子アレーがリフレクタ(312, 320)に取って代えられ、前記超音波信号の送信器として機能する1または複数の振動子あるいは振動子アレーが前記信号の受信器(313, 321)としても機能する請求項4_8に記載の内視鏡装置。

【請求項5_0】

超音波信号の送信および受信(313, 321)の両方に使用される1つの超音波振動子が一方の対象物上またはその近傍に装着され、少なくとも1つのリフレクタ(312, 320)が第2の対象物上またはその近傍に装着され、前記リフレクタは、対象物の互いの位置および方向に変換可能なパターンを戻し反射するのに適している請求項4_9に記載の内視鏡装置。

【請求項5_1】

1または複数の平面(311)と90°以下の角度で交差することによって1または複数の階段状の形態を形成する2つ以上の平行な反射面(310)から成る反射装置(312, 320)を備えている請求項5_0に記載の内視鏡装置。

【請求項5_2】

段状リフレクタの段の幾つかまたは全ての深さが異なっている請求項5_1に記載の内視鏡装置。

【請求項5_3】

ステーブラカートリッジ(131)を備え、超音波の1または複数のリフレクタ(312, 320)は、前記カートリッジ上、または、カートリッジ内、または、カートリッジの表面の一体部分とし形成されている請求項4_8に記載の内視鏡装置。

【請求項5_4】

ステーブラアンビルユニット(115)またはステーブラカートリッジ(131)を備え、送信のみを行う振動子(290)、または、受信のみを行う振動子(292)、または、送信および受信の両方を行う振動子(313, 321)は、前記ステーブラアンビルユニット(115)または前記ステーブラカートリッジ(131)に装着されている請求項4_8に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の分野)

10

20

30

40

50

本発明は、内視鏡装置に関するものである。より詳細には、本発明は、胃食道逆流症（GERD）の治療のための内視鏡胃底皺襞形成術のための装置に関するものである。

【0002】

（発明の背景）

GERDは、胃から食道への酸性体液の異常逆流によって引き起こされる。胃は、消化を助けるために強い酸を発生する。食道は、通常胃との結合点の一方向弁機構によってこれらの酸から護られる。この一方向弁は、下部食道括約筋（LES）と呼ばれる。GERDがある患者では、LESは、あまりにも弱いかあるいはあまりにも短いかのいずれかであるために、しばしば機能不全である。短いあるいは弱いLESは、胃が一杯になり、内圧が上昇する時に胃の中身を保持できない。

10

【0003】

LESが弱まる場合、酸は、逆に流れる、すなわち上方へ酸を処理するようにもくろまれていない食道の中へ逆流する。この結果は、酸熱傷、すなわち「胸やけ」あるいは「酸消化不良症」と普通呼ばれる。胸やけは、感じが胸骨の後ろで焼けつくような痛みあるいは圧迫の痛みのような感じである。すなわち、胸やけは、心臓発作と非常に似た感じがする。酸が食道の中にあり、げっぷする場合、酸は、上方へ咽喉の後部の中へ逆流し、酸っぱいかあるいは苦い味がし、焼けつくような感覚を生じる得る。これが夜に生じる場合、咽喉の後部の不快な焼けつくような感じあるいは呼吸器官に入る酸から生じる咳払いおよびあえぎのいずれかでさえ目を覚まし得る。この後者の事象は、逆流夜間吸引と呼ばれ、元来かなり深刻であり得る。

20

【0004】

逆流夜間吸引は、酸およびバクテリアを気道および肺の中へ導入するために、危険であり得る。これは、頻発する急性気管支炎、肺炎、肺膿瘍、あるいは肺の慢性傷痕を生じ得る。それは、喘息が起きやすい性向を有するそれらの人々に喘息発作をももたらし得る。

【0005】

酸が逆流し、これらの症状が毎日あるいは毎週最高3回あるいは4回まで生じる場合、食道は、酸浴の有害な影響に耐えることができなく、特にその下部が炎症を起こす。飲み込むことはしばしば痛みを伴い得る、食物は胸につかえ得る。これは、酸逆流のために食道の炎症を意味する逆流食道炎と呼ばれる。繰り返して起こる食道炎は、ただれおよび潰瘍を生じ、傷痕および飲み込みおよび食道の取り消せない損傷をもたらし得る。

30

【0006】

何人かの患者においては、食道ライニングは益々傷つけるようになるので、体は、腸にあるようなライニング物質をより抵抗力のある種類に変えることによってこのライニングを保護使用とする試みを企て得る。パレットの食道化生、あるいはパレットの食道と呼ばれるこの変化は、症状を消滅させなくて、実際に新しい問題を生じる。化生の変化は、新しく異常のライニングに形成する癌の危険を増加させる。その発生率がアメリカで急速に増加している胃食道噴門の腺癌は、非常に悪性で致命的な種類の癌である。いくつかの機関は、パレットの食道が胆汁逆流によって引き起こされ、この特別の種類の癌の増加する発生率が酸生成を抑制するので、アルカリ胆汁が妨害されないで食道の中に逆流することを可能にする増加する投薬の使用によると確信している。

40

【0007】

酸逆流の症状は、不快感を与え、ある種の軽減が通常求められる。何人かの患者は、制酸錠剤をかみ砕き、いくつかの枕で眠り、もたれ椅子で真っすぐな状態で眠ることさえする。常習的な症状がある人達は、胃の中での酸の形成を妨害する薬剤、例えばタガメット（登録商標）、ザンタック（登録商標）、ペプシド（登録商標）およびプリロセック（登録商標）で治療する。これらの投薬は、次の服用量が十分であるまで、症状を軽減する際に十分機能するが、毎日、しばしば、死ぬまでとらなければならない、費用が大幅である（毎年患者毎に約1,300ドルである）。

【0008】

さらに、これらの投薬は症状を軽減するが、根源的な問題を除かない。

50

【0009】

現在、弁機能を復元する唯一の方法は、普通の麻酔薬の下で手術することにある。過去、この手術は、複雑な仕事であり、広い腹部あるいは胸部の切開、非常に長い入院および延長された休職を必要とする。今日、この手術は、腹腔鏡で行うことができる。これは、入院を10日から2日あるいは3日短くするが、なお普通の麻酔薬の下で実行され、かなりの余病併発率に関連する。したがって、胃腸病医は、しばしば逆流防止手術のために患者を外科医に差し向けることに消極的であり、手術されるべき患者は多くない。

【0010】

アメリカ合衆国だけで、6500万人が胸やけに苦しみ、GERD症状は現在胃腸病医と相談している患者の最も普通の病気であると推定される。ニューイングランド医学誌によれば、大人のアメリカ人のほぼ40%は胸やけに苦しみ、逆流食道炎の症状に対する治療を求める人々の中の10から20%（全大人の人口の約4から8%）は、重病にかかっている。

【0011】

（先行技術）

逆流食道炎の外科治療

外科処置は、通常深刻な胃食道逆流病を検査する際に有効である。外科処置は、新しい機能的下部食道括約筋を形成することによって胃食道逆流を調整し、裂孔ヘルニアがある場合に裂孔ヘルニアを治療するように意図される。最も一般に普及している方式は、ニセン胃底皺襞形成術あるいはこの技術の修正である[The Esophagus, 3rd Ed., Donald O. Castell, Ed., pp 515 - 517]。この方式は、下部食道の周りの胃の基部の切断および巻き付けを必要とする。圧力が胃の中で増加するにつれて、圧力は下部食道を締め付け、逆流を防止する。この処置は、巻き付けをあまりにもきつく行うことを防止するために食道の中に拡張器を最初に入れた後に実行される。従来の利用できる技術あるいは腹腔鏡技術のいずれかで実行される胃底皺襞形成術は、腹腔鏡による食道への接近が上部腹部切開によってよりもむしろ一連の4回あるいは5回の穿刺によること以外同じであるべきである。この利用できる技術の長所は、3次元で構造を見て、構造を触診することができることを含む。腹腔鏡は、手術の範囲の明瞭な拡大画像を提供し、手術後にあまり苦痛のないより速い回復に関連する。

【0012】

この処置は図1に示される。縫合「S」の長さは、2.5から3.0cmであり、2から5の縫合は一般的には必要である。図1に示されるように食道「E」の周りに胃「ST」を360°巻き付けることはげっぷし、嘔吐することができないことあるいはげっぷし、嘔吐する障害に関連しているために、部分胃底皺襞形成術が発明された。これらは、「E」が食道であり、AWが食道に縫合された巻き付けの前部壁であり、「GJ」が胃と食道の接合点である、図2に示されたツベット後端部分胃底皺襞形成術（270°）[同書中に第517ページから第518ページ]と、「F」がひだをつけられた基部を示す図3に示されているサル前部胃底皺襞形成術（180°）とを含む。

【0013】

全てこれらの処置は、安全に関して優れた追跡記録および胆汁および酸の逆流の両方を調節する能力を有する。しかしながら、この処置は、腹腔鏡あるいは開腹（腹部切開）あるいは胸腔切開（胸の切開）によって実行できるだけである。どちらの方法でも、麻酔が必要である。この欠点のために、この技術は、胃底皺襞形成術処置を実行するために使用できる最少の侵襲方法および装置を発明することを試みた。米国特許第5,408,326号は、胃管腔への食道マニピュレータおよびステーブラの導入および重責食道を胃にステープルで留めることを必要とする食道に対する胃の胃底皺襞形成術方法を示している。米国特許第5,558,665号およびその関連特許第5,787,897号は、基部が他の装置によって固定できる位置に基部を操作するために使用できるさまざまな形の管腔内部材およびこのような手術を実行するための方法を開示している。米国特許第5,571,116号およびその関連特許第5,676,674号は、下部食道および胃の基部の

10

20

30

40

50

自動推定を実行し、胃食道の結合点を胃に重責し、それによって囲む基部壁を内旋するマルチステーブラ装置および関連ステーブラを示している。

【 0 0 1 4 】

WO第00/53102号は、基部をつかみ、基部を食道の方へ移動させるつかみヘッドを使用する必要がある最少の侵襲胃底皺襞形成術のための方法および装置を示している。この文献の装置は、ステープリングヘッドを位置決めすることができない深刻な欠点を有し、したがって胃底皺襞形成術を実行しようとするいかなる試みも患者に加えられる危険な損傷を生じ得る。さらに、この試みは、つかみヘッドによる基部の有害な穿孔を伴う。

【 0 0 1 5 】

多数の種類の手術ステープリング器具は、異なる手術処置のために発明された。手術ステーブラの基本設計は、例えば、米国特許第5,129,570号および米国特許第5,630,541号に開示されている。米国特許第5,452,836号および米国特許第5,603,443号は、ステーブル分配部およびアンビルが分離されるステーブル設計を開示している。

10

【 0 0 1 6 】

米国特許第5,197,649号および米国特許第5,395,030号は、腸の管状組織のような管状組織の切り離されたエッジを連結するために開発された手術ステーブラを示している。

【 0 0 1 7 】

多数の他のステーブラ設計は、先行技術に開示されている。これらの多くは、設計された処置の種類だけを実行するのに適している専用装置である。これらの大部分は、機能するのに非常に困難であり、時間がかかり、組織およびステープリング装置を操作するのに非常に多くの技術を要する。

20

【 0 0 1 8 】

全ステーブラの設計の基本的な考慮すべき問題は、ステーブルを曲げるにはかなりの力を要するという事実である。したがって、ステーブルが放されるときに、アンビルおよびヘッドは、一緒にしっかりと固定されなければならないかあるいは力はこれらを分離させ、ステーブルは曲がらない。さらに、組織と一緒に保持するのに必要される形状に曲げるステーブルに関して、アンビル部およびステーブル分配部は正確に整列されねばならない。これらの制限のために、この装置の末端部ステーブラ保持部およびアンビル部は、一般的には既存のステーブラでしっかりと枢軸のように連結される。アンビル部およびステーブル分配部が分離されるステーブラでは、固定は、一緒にステーブルで留められる組織と物理的な手の接触をししばしば要するステープリングのための所望の位置に手動で行われる。最近のステープリング方法の場合、前述された部品が配置の時間にしっかりとあるいは枢軸のように連結されない限り、前述された部品をしっかりと一緒に保持できない。

30

【 0 0 1 9 】

1960年代のポップキんズの「ロッドレンズ」リレーシステムの発明後、内視鏡検査は、広く使われた発達した種類の手術である。この発展より前に、内視鏡は、適切な照明を与え、透過することができないことと結合された非常に低い画質を提供し、大部分の手術用途および診断用途に適していない。最も古い内視鏡は、内視鏡の接眼レンズを通して見ることによって内部手術位置を直接見る医者当てにした。ビデオカメラ技術が発展するにつれて、内視鏡は、接眼レンズに取り付けられた結合レンズを通して間接にあるいは接眼レンズを全く使用しないで画像をセンサに結合することによって直接にビデオカメラに結合できる。ビデオディスプレイの使用によって、全手術チームは、手術位置を見ることができ、外科医は、目を内視鏡接眼レンズに保つことを必要としない。ビデオの使用は、かさばった不便な装置を使用しないでドキュメンテーション（画像記憶）も可能にする。

40

【 0 0 2 0 】

内視鏡は、一連の異なる形式で存在し、いろいろな手術処置に適している。大部分の内視鏡は、内部手術位置の広い視野を与えるように立案されているが、内視鏡と併用されるツールの適切な可視化を必ずしも行わない。たとえ内視鏡が特定の処置に対して大いに専用

50

化できるとしても、内視鏡全ては同じ基本構成要素システムを含む。対物レンズ光学系は、手術範囲の単一画像を獲得し、リレー光学系は、画像を装置の末端部端から近接部端まで伝達し、接眼レンズあるいはカメラ系（あるいは両方）は、透過された画像を見るために使用される。手術シーンを照明する光は、内視鏡と一体である光ファイバあるいは導波管を介して供給される。この内視鏡も、作動溝を含んでもよいしあるいはレーザー送出的ような治療オプションを組み込んでもよい。これらの部品の全ては、剛性材料あるいは可撓性材料から作られてもよい外部さや内に含まれる。内視鏡そのものは、剛性でもよいし、半可撓性でもよいし、あるいは可撓性でもよいし、その末端部の先端で1方向あるいは多くの方向に積極的に曲げることができてよい。

【0021】

内視鏡の接眼レンズは、ガラスあるいはプラスチックレンズ、回折レンズあるいはハイブリッド回折/屈折レンズ、GRIN（段階をつけられた屈折率）レンズ、プリズムあるいはミラーから成ってもよい。画像リレーシステムは、一連のガラスロッドおよびレンズ（「ロッドレンズ」系）、一連のレンズだけ、あるいは光ファイバ画像ガイドから成ってもよい。このリレーシステムは、イメージセンサを接眼レンズ焦点面に直接配置することによってビデオ専用内視鏡でバイパスされてもよい。この接眼レンズは、一般的にはガラスあるいはプラスチックレンズから成る。ビデオカメラは、結合レンズを介して接眼レンズに結合できるしあるいは内視鏡に直接に連結し、リレーシステムあるいは接眼レンズ系を直接形成される画像を見ることができる。光源は、大部分の場合、可撓性光ファイバケーブルによって内視鏡に結合され、ガラスあるいはプラスチックであってもよい光導波管あるいはファイバによって供給される。いくつかの内視鏡は、近接部端に2つ以上の光学系を組み込み、2つのわずかにずらされた透視図からのシーンを見ることによって立体での観察を行う。これらの立体内視鏡は複数の画像チャンネルを組み込むが、この内視鏡は、手術シーンの1つの画像だけを電子ディスプレイに供給する。

【0022】

内視鏡は、再使用可能であってもよいしあるいは使い捨てでもよい、あるいは1つあるいはそれ以上の使い捨て部品および1つあるいはそれ以上の再使用可能部品でもよい。再使用可能内視鏡の長所は、この内視鏡が通常非常に高品質のものであり、計画された耐久性を有するということである。欠点は、蒸気滅菌器、ETO（酸化エチレン）、グルタルアルデヒド、ステリス（過酸）、ステラド（過酸化水素プラズマ）、あるいは他の不快な薬品および温度のような方法を使用して実行される殺菌後の画像の劣化を含む。殺菌工程は、光学的なコーティング、セメント、および表面を劣化させ、機械部品に有害な影響も及ぼし得る。再使用可能内視鏡の他の欠点は、その比較的高い初期費用である。使い捨ての内視鏡は、繰り返される殺菌を受けないし、手術処置毎に相互汚染の可能性も減らす。使い捨ての内視鏡は大量に購入されねばならず、耐久性がある必要がないために、初期費用は、再使用可能内視鏡よりも少ない（ただし、使用毎のコストは一般的にはより高い）。部分的には使い捨てで、部分的には再使用可能である内視鏡は、各種の装置の長所を最大にすると同時に欠点および使用毎の費用を最少にするように設計される。

【0023】

GERDの治療において主要な手術に対する要求を抑えるために技術上行われる大きな努力にもかかわらず、前述の装置および方法のいずれも少しも実際の人気も得なく、この装置および方法は現在使用されていない。この事実のための理由は、多数であり、この装置の動作を制御する際の障害、内視鏡によって得ることができる種類の胃底皺襞形成術の固有の欠点、付加的侵襲手術に対する継続している要求、特に装置の腹腔鏡導入等を含む。したがって、GERDの治療のために有効的に使用でき、従来技術の方法および装置の上記の欠点のない胃底皺襞形成術方法に対する技術上の要求があることは明らかである。

【0024】

したがって、本発明の目的は、従来技術の前述の欠点を解決するGERDの処理のために本発明を使用する装置を提供することにある。

【0025】

本発明の他の目的は、普通の麻酔に対する要求なしに迅速に効率的に操作できる胃底皺襞形成術手術装置を提供することにある。

【 0 0 2 6 】

本発明のもう一つの目的は、高価な手術室に対する要求なしに歩行できるように手術できる G E R D の治療のための手術装置を提供することにある。

【 0 0 2 7 】

本発明の他の目的は、患者の胃の基部の部分胃底皺襞形成術のための装置を提供することにある。

【 0 0 2 8 】

本発明の目的は、手術位置への挿入および配置の時間にステーブル保持器部とアンビル部との間に全体的な可撓性連結を行い、さらにステーブル分配部およびアンビル部と一緒にしっかりと、かつステーブルの送出の時間に正確な整列を保持することによって従来技術の欠点を解決する手術ステープラを提供することにある。

【 0 0 2 9 】

本発明の他の目的は、いろいろな手術処置を内視鏡で実行するために使用できる器具を得るために可撓性ステープリング装置を可撓性内視鏡と結合することにある。

【 0 0 3 0 】

本発明の他の目的は、手術の容易さで従来技術の装置を改善する内視鏡手術処置を実行する装置を提供することにある。

【 0 0 3 1 】

本発明のさらにもう一つの目的は、胃底皺襞形成術による G E R D の治療のために可撓性内視鏡で使用するのに特に適しているステープリング装置を提供することにある。

【 0 0 3 2 】

本発明の他の目的は、互いに対して内視鏡の別個の部品を位置決めするために超音波技術を使用することによって前記方法の実施を可能にする装置を提供することにある。

【 0 0 3 3 】

本発明の他の目的および長所は、説明が進むにつれて現れる。

【 0 0 3 4 】

(発明の概要)

1つの態様では、本発明は、被検体の食道内に位置される先端曲げ部および可撓性部と、前記曲げ部または可撓性部に配置されたステーブル押し出し装置を備えたステープリングアセンブリとを備えている部分胃底皺襞形成術のための内視鏡装置であって、2つの別個の要素を含み、一方の要素が前記先端曲げ部に配置され、他方の要素が前記可撓性部に配置される位置決めアセンブリと、ここで、前記位置決めアセンブリの前記2つの別個の要素が位置合わせされる時に、前記ステーブル押し出し装置が作動位置にあり、前記位置決めアセンブリの前記2つの別個の要素が位置合わせされた時点を実行する回路と、を更に備えていることを特徴とする。

【 0 0 3 5 】

本発明の好ましい実施形態によれば、ステープリングアセンブリはさらにアンビルを含み、前記アンビルおよび前記ステーブル押し出し装置の一方は前記曲げ部にあり、他方は前記可撓性部にあり、前記位置決めアセンブリの前記2つの別個の要素が整列される場合に前記ステーブル押し出し装置が作動するように配置された関係にある。

【 0 0 3 6 】

好ましくは、非限定的以外に、本発明の装置は、位置決めアセンブリの2つの別個の要素が整列されない場合にステーブル押し出し装置の動作を不能にする安全手段を含む。

【 0 0 3 7 】

本発明の装置は、好ましくは見る装置、一般的にはビデオカメラを含む。当業者に明らかであるように、通常見る目的のための照明装置を提供する必要がある。しかしながら、これらは従来のものであるので、簡略のためにここでは詳述されない。さらに、従来の内視鏡装置および水および/または空気供給および/または吸引込みのような付属装置が備え

られる。

【 0 0 3 8 】

本発明の好ましい実施形態によれば、内視鏡装置はさらに、内視鏡装置が作動位置にある場合、胃と食道の接合点の上の約 5 から 6 c m の位置に食道内のステープリングアセンブリの一部を位置決めする追加の位置決めアセンブリを含む。本発明の好ましい実施形態では、ステープリングアセンブリの一部はアンビルを含む。

【 0 0 3 9 】

ステープリングアセンブリの前記一部は、いろいろな手段によって内視鏡装置の軸に沿って配置できる。本発明の好ましい実施形態によれば、これは、ステープリングアセンブリの前記一部にある雌スレッドと結合される可撓性ねじ込みケーブルの動作によって行われる。本発明の 1 つの好ましい実施形態では、可撓性ねじ込みケーブルは、内視鏡装置内にあり、内視鏡装置の本体の壁に設けられたスリットを通して雌スレッドと接触している。本発明の他の代替の好ましい実施形態では、可撓性ねじ込みケーブルは、内視鏡装置の外部壁に埋め込まれ、ステープリングアセンブリの一部の雌スレッドと直接接触している。

【 0 0 4 0 】

本発明の 1 つの好ましい形式では、可撓性ねじ込みケーブルは、マイクロメータアセンブリを使用して回転され、制御された距離だけ食道内に置かれたステープリングアセンブリの一部を変位させる。

【 0 0 4 1 】

アンビルは、しばしば食道内にあり、任意の適当な形状のものであってもよい。本発明の好ましい実施形態によれば、アンビルは本来形状がリング状である。

【 0 0 4 2 】

位置決めアセンブリの末端部は、内視鏡装置の末端部端上の異なる位置にあってもよい。本発明の好ましい実施形態によれば、位置決めアセンブリの前記末端部は末端部先端にある。本発明の他の好ましい実施形態によれば、位置決めアセンブリの末端部は末端部先端の外部壁にある。

【 0 0 4 3 】

同様に、ステープリングアセンブリの末端部は、内視鏡装置の末端部端上の異なる位置にあってもよい。本発明の好ましい実施形態によれば、ステープリングアセンブリの前記末端部は末端部先端上にある。本発明の代替の好ましい実施形態によれば、ステープリングアセンブリの末端部は、末端部先端の外部壁にある。

【 0 0 4 4 】

他の態様において、本発明は、ステープル押し出し装置およびアンビル部を含む少なくとも 1 つの可撓性部が装備された手術内視鏡装置のためのステープリング装置を設ける方へ向けられ、前記ステープル押し出し装置の 1 つおよび前記アンビル部の 1 つが、それらの間に前記可撓性部の少なくとも一部を有する内視鏡装置の縦軸に沿って互いから縦方向に変位されて置かれている。

【 0 0 4 5 】

本発明の好ましい実施形態によれば、ステープル押し出し装置は、可撓性部の近接部端に近接して置かれ、アンビル部は、可撓性部の末端部端あるいは先端にある。

【 0 0 4 6 】

本発明の他の好ましい実施形態によれば、可撓性部は連結部である。

【 0 0 4 7 】

本発明の一実施形態によれば、ステープリングアセンブリは、ステープリングアセンブリの 1 つの部分から引き伸ばすかあるいはステープリングアセンブリの第 2 の部分のロック位置に引っ込めることができる 1 つあるいはそれ以上のアライメント / ロックピンを含む。本発明の好ましい実施形態によれば、アライメント / ロックピンの運動はデュアルロックおよびシングルピニオンシステムを使用することによって行われる。

【 0 0 4 8 】

本発明の好ましい実施形態によれば、アンビル部に収容されている 2 つのアライメント

10

20

30

40

50

ノロックピンが、引き伸ばされ、ステープル押し出し装置の穴に係合し、ロックする場合、ステープリング装置の部品は、正しい作動関係にある。

【0049】

本発明の他の好ましい実施形態によれば、内視鏡は、双方向連結系を使用する。この場合、一定の曲率半径を使用する連結部を完全に曲げることは、ステープラの2つの部分を整列させる。

【0050】

他の実施形態では、4方向連結部が使用される。この場合、その一方がステープル押し出し装置近くであり、他方がアンビル部近くにある2つの別個の要素を含む位置決めアセンブリは、ステープリング装置の部品を正しい作動関係にすることを助けるために設けられる。位置決めアセンブリは、超音波、光、無線周波数、圧電、あるいは磁気の供給源および検出器を使用できる。

【0051】

ステープル押し出し装置は、1つあるいは複数のステープルのアレイを含むステープルカートリッジを含む。各アレイは、1つあるいは複数のステープルから成る。ステープルのアレイは、近接手段によって作動可能なカムによって作動されるステープル押し出し装置によって送出される。ステープルカートリッジは、近接作動装置の動作によってステープルのアレイの各々の送出後、割り出し可能である。

【0052】

本発明の好ましい実施形態では、3つのステープルのアレイがあり、各アレイには5つのステープルがあり、3つの窓が割り出し後に所定の場所にロックするのを助けるためにステープルカートリッジの各側面に設けられる。

【0053】

好ましくは、非限定的である以外、位置決めアセンブリの2つの別個の要素が整列されない場合、本発明の装置は、ステープル押し出し装置の動作を不能にする安全手段を含む。

【0054】

本発明の好ましい実施形態では、アライメントノロックピンは、ピン先端がロックを外す機構の誤動作の場合に連結部をまっすぐにすることによって加えられる力によってばらされるように製造される。

【0055】

本発明の内視鏡装置は、好ましくは見る手段、一般的にはビデオカメラを含むべきである。本発明の好ましい実施形態では、2つの別個の光学チャネルは、一方が末端部先端のアンビルの範囲から、他方が内視鏡のシャフトのステープルカートリッジの範囲からの2つの個別の画像を提供するために備えられている。当業者に明らかであるように、通常見る目的のための照明装置を備える必要がある。さらに、他の従来の内視鏡装置および水および空気供給および/または吸引、および/または超音波のようなアクセサリが備えられる。

【0056】

本発明は、2つあるいはそれ以上の別個の画像を発生する2つあるいはそれ以上の光学チャネルを含む内視鏡にも関する。本発明の内視鏡は、胃底皺襞形成術と、肥満管理のための胃のステープリングと、失禁管理のための膀胱頸部スリング処置と、複数の内部画面を有することから得をし得る他の処置とを含むいろいろな手術処置を実行するのに適している。このような治療は、皮膚を通してのように、あるいは食道あるいは尿道のような自然の体の管を介して接近することによって実行されてもよい。

【0057】

したがって、1つの態様では、本発明は、2つあるいはそれ以上の別個の画像を発生する2つあるいはそれ以上の別個の光学チャネルを含む内視鏡に向けられ、前記光学チャネルの各々は、対物レンズおよび画像を獲得するかあるいは見る手段から成り、各チャネルは、任意には下記の要素、すなわち a) 光学中継系、b) 接眼レンズ、および c) 前記対物レンズによって得られた画像をイメージセンサおよびディスプレイ装置に供給するのに適

10

20

30

40

50

している結合レンズ、の１つあるいはそれ以上も含み、各対物レンズは、内視鏡の長さに沿って異なる位置にある。

【 0 0 5 8 】

他の態様では、本発明は、a) 末端部の連結部が装備されている外装と、b) 前記連結部の先端にある第１の位置とステープラ構成要素が前記連結先端の連結部によって共働的に作動して配置された関係にすることができる前記外装の長さに沿った第２の位置との間に分散されるステープラ構成要素と、c) 前記末端部先端にある第１の対物レンズと、d) 可撓性外装に沿った前記第２の位置にある第２の対物レンズと、e) 前記第１の対物レンズによって得られた画像を前記内視鏡に結合されたディスプレイ装置に供給する第１の光学経路と、f) 前記第２の対物レンズによって得られた画像を前記内視鏡に結合されたディスプレイ装置に供給する第２の光学経路とを備えるGERD内視鏡に向けられる。

10

【 0 0 5 9 】

本発明の好ましい実施形態によれば、ステープリングアセンブリは、さらにアンビルを含み、前記アンビルおよび前記ステープル押し出し装置の一方が前記曲げ部にあり、他方が前記可撓性部にある。

【 0 0 6 0 】

本発明の１つの好ましい実施形態では、２つの別個の要素を接近して置かれた関係にすることによって生じる信号は、距離の関数である物理パラメータを測定することによって最大にされる。本発明の他の好ましい実施形態では、２つの別個の要素を接近して置かれた関係にすることによって生じる信号は、測定された物理パラメータに相関付けることによって最大にされる。

20

【 0 0 6 2 】

本発明の全上記および他の特徴および長所は、添付図面を参照してその好ましい実施形態の下記の具体的で、非限定的な説明によってさらに理解される。

【 0 0 6 3 】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

次に、本発明は、好ましい実施形態の具体的で、非限定的な説明によりさらに説明される。本発明は、当該技術分野で周知であるので、簡略のためにここに詳述されない内視鏡基本要素および手術ステープラのような多数の要素を使用する。従来の内視鏡は図４に示される。この内視鏡は、本発明の装置にあってもよいが、いくつかの形体が従来のものであり、当業者に周知であるために下記の説明で詳述されない操作スイッチ、連結ロック等のようないくつかの形体を含む。したがって、下記の説明では、本発明を説明するのに必要である要素だけが示されている。手短かに言えば、一方、図４Ａに示され、通常４０に示された内視鏡には、吸引弁、ロック、スイッチ等が装備された制御部４１が装備され、スイッチ４２から４５は、説明する目的のために示されている。この内視鏡は、空気入口および水入口、光ファイバ等を接続するために使用されるコネクタ部４６も含み、この光ファイバは、説明する目的のために４７で示されている。挿入管４８は、３つの別個の部分、すなわち可撓性部４９、曲げ部５０および末端部端５１から成る。これらの後者の３つの部分は、末端部端５１がある末端部先端５２も示す図４Ｂにより詳細に示される。

30

【 0 0 6 4 】

次に図５を参照すると、本発明の装置の末端部の概略が示されている。この部分は、「b」で示されている曲げ部および「f」で示される固定の非曲げ部を含む。この曲げ部は、例えば図４Ａに示された種類あるいは前述の米国特許第５，７８７，８９７号のような任意の適当な種類のものであってもよい。固定部fは、その片方６１Ａが曲げ部bの末端部先端６３の近くにあるステープリングアセンブリ６１の第１の要素を含む。ステープリング要素６１および６１Ａは、一緒に下記により詳細に述べられる全ステープリングアセンブリを形成する。同様に、固定部fは、この特定の実施形態で末端部先端６３の近くにあるその片方６２Ａとともに下記により詳細に述べられる全位置決めアセンブリを形成する第１の位置決め要素６２を含む。もしステープリングアセンブリの２つの要素６１および６１Ａが作動して置かれた関係にある場合、前記２つの要素６２および６２Ａも作動して

40

50

置かれた関係にあるならば、位置決め要素 6 2 および 6 2 A は、装置（例えば、下記あるいは上記の要素 6 1 および 6 1 A）のそれぞれの部分 b および f に沿った任意の適当な位置にあってもよい。

【0065】

位置決めマーキング 6 4 は、患者に導入された装置の長さの情報を提供するために患者の外側の端でこの装置上にあってもよい。内視鏡映像手段（図示せず）も、胃の基部を結核し、導入から各特定の患者に対する G E 接合点までの距離を決定するために設けることができる。これらの手段は、従来の内視鏡装置であるので、ここでは詳述されない。

【0066】

本発明の装置は、3つの特別の重要な操作範囲、すなわち 1) 装置を通常所望の位置にする装置の機械操作、2) 外科操作より前に正確な所望の位置に装置を位置決めする位置決め操作、および 3) 一般的であるが非限定であり、生きている組織のステープリングを必要とする外科操作を有する。次に、これらの操作は詳述される。

【0067】

装置の機械操作

この装置の機械操作は、胃の基部を末端部先端 6 3 に係合させ、装置を下部食道の方へ移動させるように装置の曲げ可能部の曲げを含む。これは、図 6 (A および B) に概略が示されている。図 6 A では、この装置の 2 つの位置、a および a' が示される。位置 a は、装置が挿入のその所望の長さの全部に挿入された後の初期位置である。位置 a' は、基部 6 5 の方への装置の曲げ部 b の曲げの始めを示し、この先端は 6 3' として示されている。

【0068】

図 6 B では、図示された状態は、装置の曲げがさらに行われ、末端部先端 6 3 は、基部 6 5 をその最初の位置から下部食道により近い位置へ移動させた状態である。この位置あるいはより近い位置では、基部が正確に先端 6 3 によって位置決めされた場合、基部および食道のステープリングを一緒に実行できる。この処置は、約 180° の胃底皺襞形成術を得るために 1 度あるいは 1 度以上繰り返されなければならないかもしれない。

【0069】

位置決め操作

位置決め操作は、この処置では最も重要な工程である。これは、図 7 を参照することによって説明できる。この図では、位置決めアセンブリ 6 2、6 2 A が通常数字 6 6 で示される内視鏡装置にあるのと同様にステープリングアセンブリ 6 1、6 1 A が示されている本発明の好ましい実施形態による装置の概略が示される。順序が重要でないことを示すために図 5 のこれらの 2 つのアセンブリの順序に比べて、これらの 2 つのアセンブリの順序が反転されることに注目すべきである。

【0070】

ステープリングアセンブリ 6 1、6 1 A（その操作が後述される）によって基部 6 5 の下部を食道 6 7 の下部に固定するために、要素 6 1 および要素 6 1 A は正しく作動して配置された関係にされるべきであることが絶対に必要であるので、ステープルは、押し出しされる場合、その必要とされる仕事を実行する。ステープリングアセンブリの部品を正しく置かれた関係にすることの失敗は、正しく置かれていないかあるいは折り曲げられていないステープルおよびステープリングが実行される組織を損傷する高い危険を生じるときに致命的であり得る。

【0071】

この装置の部分の可能なミスマッチングは、図 8 A から図 8 B に示される。図 8 A は、位置決めアセンブリを形成する 2 つの要素 6 2 および 6 2 A が互いに整列されるので、この装置を作動状態にする所望の状態を示している。図 7 で概略が分かるように、位置決めアセンブリの整列はステープリングアセンブリの対応する整列を生じる。

【0072】

図 8 B は、角度運動が図 7 の装置のエルボ 6 8 で生じ、位置決め要素間に大きさ d のミス

10

20

30

40

50

アライメントを生じる状態を示している。図 8 C では、装置の曲げ部が角度 θ だけその軸に沿っても回転し、ステープリングアライメントの比較し得るミスアライメントを生じる回転 mismatching が示されている。最後に、図 8 D は、装置の末端部先端 6 3 が十分押し上げられなく、高さ「h」のミスアライメントが生じた状態を示している。全てこれらの発生は、これらの発生のいずれも危険であり、所望の結果を得ないので、回避されねばならない。

【 0 0 7 3 】

したがって、本発明によれば、整列アセンブリは、ステープラアセンブリの要素が整列されるようなアライメントにされる場合、ステープラを作動させることができる 2 つの要素から成る。本発明の好ましい実施形態によれば、位置決めアセンブリの要素は、超音波素子、すなわち超音波トランスデューサおよび受信機である。受信機で受信される超音波信号の簡単な解析は、正確なアライメントに相当する最大信号を決定することを可能にする。本発明の他の好ましい実施形態によれば、位置決めアセンブリの要素の一方が光を放射し、他方が受信光を信号に変換する感光素子である。さらに、この信号の最大強度は最大アライメントを示す。本発明のさらにもう一つの好ましい実施形態によれば、位置決めアセンブリの要素の一方は圧電トランスデューサであり、他方は簡単な突起である。薄い組織を介する圧電トランスデューサへの突起による圧力の印加は、さらにその最大値を決定するために解析できる電気信号を発生する。

【 0 0 7 4 】

所定の種類の位置決めアセンブリにおいて、例えば R F アセンブリを使用することが望まれる場合、2 つの要素 6 2 および 6 2 A が図 8 A に使用されるように物理的に整列されるべきであり、すなわちその物理的中心が本来整列されるようであることは全然必要ない。もし要素 6 2 および 6 2 A が最大整列を示す出力信号を発生する場合、ステープリングアセンブリの要素 6 1 および 6 1 A が実際に物理的に整列されるとするならば、整列処置は、物理的中心対中心のマッチングによらない場合、要素 6 2 および 6 2 A は、装置の 2 つの部分に異なって置くことができる。

【 0 0 7 5 】

当業者によって理解されるように、多数の異なる整列方式は、例えば、整列位置を決定するために R F 信号を使用するかあるいは一方の側の磁界発生器および他方の側の磁界位置決めセンサを使用して発明できる。

【 0 0 7 6 】

外科手術

外科手術は、簡単にするために組織のステープリングを参照してここに示されている。しかしながら、本発明は決してステープリングに限定されなく、基部を食道の下部と並置するように、例えば針で縫合する組織を結合できる任意の他の手術も使用できることを分かるべきである。しかしながら、ステープリングは、この種の外科のために普通に使用する最も便利な処置である。

【 0 0 7 7 】

図 9 は、装置および組織の関連部を示している。図 9 A では、この場合、アンビルである要素 6 1 は、この場合ステープル押し出し装置である要素 6 1 A と整列される。ステープラの動作が両方の場合正確に同じであるので、2 つの要素は逆にできる。2 つの要素が整列され、使用できるようになるまで、ステープラ 6 1 A は、異物の浸潤を避けるために引っ込めることができるカバー 6 9 によってカバーされたままであってもよい。カバー 6 9 の要素のような内視鏡の要素の連結は、当業者によって十分理解されるので、簡潔のためにここでは述べられない。

【 0 0 7 8 】

図 9 B は、ステープリングが行われた後の状態を示している。ひとまとめして 7 0 で示されるステープルは、ステープルが作動された特定の位置で基部と食道との間に係合される。次に、この装置をその次の位置に回転させることによって（すなわち、図 6 の断面の平面に垂直な方向に装置を移動させることによって）この装置を移動させることができる。

次の位置に達した場合、整列処置は繰り返され、ステープリングが再び行われる。

【 0 0 7 9 】

手術ステープラは当該技術分野で周知である。適当な手術ステープラの例は、前述の米国特許に見出し得る、本発明による好ましいステープラは下記に詳述される。

【 0 0 8 0 】

アンビルが少ないステープラも設けることができることにさらに注目すべきである。この種のステープラは当該技術分野で周知であり、例えば、米国のデザインスタンダードコーポレーションによって製造される。このような場合、もちろん、アンビルが全然必要とされないので、ステープラおよびアンビルを整列させる必要が全然ない。しかしながら、特に悪い組織部がステープリングされ得るので、位置決めアセンブリの2つの要素を正しく置かれた位置に位置決めすることがさらに必要である。したがって、ここに示された全位置決め動作は、アンビルがあるステープラおよびアンビルのないステープラの両方に対して適切である。参照がこの説明でどちらかの種類のステープラに対して行われる場合常に、同じことが必要に応じて変更を加えて他の種類に適用し、この説明の関連部分が簡潔のために繰り返されないことを分かるべきである。

【 0 0 8 1 】

本発明の他の好ましい実施形態は、図6Bを参照して前述されたのと同じ状態を示すが、図11に示された位置にする場合に装置の曲げ部(図5の部分「b」)の端部の先端65が図6Bに示されるように固定部(図5の部分「f」)に平行でなく、むしろその先端63が要素61および62(図5)の前に置かれたような曲率半径を有するジョイントで作られた曲げ端を使用される時に図10に示されている。このような曲げ端および先端は、例えば図4Bに示される曲げ端および先端と同様で有り得る。

【 0 0 8 2 】

図11は、本発明のこの好ましい実施形態による装置の位置決めを示している。先端63にある位置決め要素62Aは、装置の固定部にある位置決め要素62の前の位置にする。

【 0 0 8 3 】

図12は、図11の装置の好ましい実施形態による先端63の概略を示す。この先端は、(この図の中心に置かれるが、別の場所に置くことができる)位置決め要素62Aと、ステープリングアセンブリの要素61Aと、例えば光ファイバであってもよい照明要素71と、空気吸引および/または水分配開口72と、ビデオカメラ73とを含む。

【 0 0 8 4 】

導入処置

内視鏡装置が導入され、(図7の位置決めアセンブリ62から62Aを使用するより前に)通常の整列位置にされる処置は、図13を参照して簡略例を使用して簡潔に説明される。

【 0 0 8 5 】

作動位置にある場合、ステープリング要素61(この例ではアンビルと呼ばれる)は、一般的には約5から6cm間で変わる胃食道接合点GJからの距離「y」になければならないが、食道の全長は一般的には被術者に依りて約35から50cm間で変わる。正確な長さ「y」を決定するために、最初に、可視検査によって、例えば図12のビデオカメラを介して装置を導入する場合、GJは確認される。この工程で導入される装置の全長は、図5を参照しても説明されるように位置決めマーキング64上に示される値を読み取ることによって決定される。内視鏡装置の全長を知ると、この内視鏡装置の曲率半径「r」およびGJの正確な位置は、内視鏡装置の長さに対してアンビル61の正確な位置を決定できる。

【 0 0 8 6 】

内視鏡装置66は、次に所望の位置に進められ、次に、図14に示されるパイタのような抑制装置を使用して固定される。断面で示され、80で通常示されるパイタは、患者の歯の間に保持される噛み部81を有する。内視鏡装置(図示せず)は、適当な開口82を介してパイタを通して導入される。この装置が所望の位置に達した場合、内視鏡装置は、従

来の固定手段（図示せず）を使用してパイタに固定することによってその所定の位置のままである。

【0087】

次に、アンビル61を所望の位置、すなわちGJの上5から6cmにするようにアンビル61を移動させる必要がない。これは、図15Aから図15Cに示される装置のような装置を使用して、本発明の好ましい実施形態により行われる。図15Aは、ねじ込みケーブルを導入できるスリット91が装備されている内視鏡装置の部分90を示している。これは、アンビル61が、ねじ込みケーブル92に取り付けられ、アンビル61にある雌スレッドと結合される図15Bに概略が示される。可撓性であるねじ込みケーブル92は、この装置の端部68でパイタの前に置かれたマイクロメータ変位アセンブリ（図示せず）に達する。マイクロメータ変位アセンブリを作動させることによって、患者の食道の長さおよびGJの位置を知り、アセンブリ61は、一般にステープリングアセンブリ61Aの他の半分との予め整列された位置でGJの上の5から6cmに正確に置くことができる。図15Cは、アセンブリ装置の本体90、ねじ込みケーブル92および円形アンビル61を示す上部断面図である。

10

【0088】

次に、図16Aを参照すると、本発明の好ましい実施形態による内視鏡の末端部の概略が示されている。この部分は、101で示されたステーブル送出機構と、連結部（曲げ部）102と、末端部先端103とを含む。図4Aの部分50は部分102および103で構成される。

20

【0089】

連結部102は、設計上従来の内視鏡の連結部102と同様であるが、いくつかの固有の形体を有する。アライメント処置を簡単にし、同時に最大精度を得るために、双方向連結設計は本発明の好ましい実施形態のために選択された。これは、連結部が一方向だけに曲げるように抑制される（すなわち、内視鏡の先端を直立から一方の側まで前方に、比較的固定平面まで後方へ曲げることができるだけである）ことを意味する。第二に、この装置は、従来の内視鏡以上に必要とされる医用処置を実行するために最高270°まで曲げることができる。最後に、連結部は、基部膨張（具体的な外科処置に関して後述される）、固定、およびステープリング中に組織に対してかなりの力を与えるのに十分強い。

30

【0090】

本発明の好ましい実施形態によれば、ステーブラカートリッジは、連結部102の近接端に置かれる。ステーブラ配置システムは、側面送出構造を有し、末端部先端の端にあるアンビルを必要とする。ステーブラカートリッジおよびアンビルモジュールの両方は好ましくは交換でき、シャフトおよび末端部先端上の容器にぴったり入る。これらの容器は、図16Aでそれぞれ61および61Aとラベルを付けられる。ステープリング61および61Aは、一緒に下記により詳細に述べられるように全ステープリングアセンブリを形成する。

【0091】

図16Bは、完全連結位置の図16Aの装置の概略を示している。連結部102は、一定の曲率半径「r」を使用して曲げ角度 α の間中曲げられた。連結部の半径「r」および長さの値は、装置の連結が完全にステーブラアセンブリの2つの部分を正確に整列させるように一定の値「l」（剛性末端部先端の長さ）および「y」（ステープリングが、内視鏡の連結部の近接端まで実行されるべきである位置からの距離）によって決定される。

40

【0092】

図17Aは、内視鏡の末端部先端（図16Aの断面103）の概略を示す。ステーブラアセンブリの使い捨てアンビルモジュールは容器110に納まる。2つの丸い再使用可能プランジャおよびシールは、アンビル保持器の一部であり、111で示される。吸引、洗浄、あるいは任意の他の目的のための経路が112で示される。イメージング経路は、113および114であり、照明ファイバを示している。

【0093】

50

当業者は、他のオプションを設けることができ、他の形状が実行される内視鏡処置の要求に応じて可能にされることが分かる。一例として、トランスデューサ、受信機、あるいはリフレクタは、後述されるように超音波位置決めで使用するための位置の１つに配置できる。

【 0 0 9 4 】

図 1 7 B は、所定の場所にアンビル装置 1 1 5 を有する図 1 7 A の末端部先端を示している。番号 1 1 2、1 1 3、および 1 1 4 は、図 1 7 A に示された同じ部品を示している。番号 1 1 6 は、アライメント / ロックピンがアンビル装置を出る穴を示し、番号 1 1 7 は、ステーブルをねじ曲げるためのアンビル装置面上のくぼみを示している。

【 0 0 9 5 】

図 1 8 A および図 1 8 B は、その動作を説明するために必要である使い捨てアンビル装置の内部部品を示す断面である。２つの異なる系がこれらの図に示されている。

【 0 0 9 6 】

図 1 8 A では、アクチュエータ機構 1 2 0 は、保持 / ロケータピンを進め、引っ込めるために使用される。図 1 8 B は、他の好ましい系を示している。支持ハウジング内には、２つの保持 / ロケータピン 1 2 1 の所望の運動を生じる双対ラック 1 2 3 および単一ピニオン 1 2 4 系がある。番号 1 1 7 は、ステーブルのねじ曲げを生じるアンビルの面のくぼみを示している。本発明の好ましい実施形態で使用される５つのステーブルのパターンを示しているアンビルの面は、図 1 8 C に示されている。この図では、1 1 7 は、ステーブルの脚部をねじ曲げるためのくぼみを示し、1 1 6 は、保持 / 位置決めピンが突き出される穴である。図 1 8 A では、番号 1 2 2 は、アンビル保持器の一部であり、使い捨てアンビル装置の一部でないプランジャを示す。

【 0 0 9 7 】

ステーブラの第 2 の部分は、本発明の好ましい実施形態の連結部に近接した内視鏡シャフトの固定部にある使い捨てステーブラカートリッジを有するステーブルカートリッジ保持器から成る。図 1 9 A は、側面図であり、図 1 9 B は、図 1 6 A の 1 0 1 にあるこれらの部品の概略を示す正面図である。ステーブルカートリッジ保持器 1 3 0 は、プロフィールのカットアウトを有する適切な内径および外径の管から成る。内部では、カットアウトは、密封を形成し、使い捨てステーブルカートリッジ 1 3 1 を次のフリンジのためのステーブルカートリッジの移動のための正確なインデックス位置を有する適切な位置に保持する一片の形成されたシート金属（図示せず）にフィットされる。

【 0 0 9 8 】

管およびシート金属サブアセンブリに取り付けられるものは、プランジャ（ひとまとめにして番号 1 3 2 で示される）を装備した密封材を完備したプランジャガイドである。このプランジャは、近接方向に引っ張られる場合に一連のステーブルを送出し、次に末端部方向の押す運動によってステーブルカートリッジを次の位置に割り出す。

【 0 0 9 9 】

使い捨てカートリッジケースは、２つのサブアセンブリと、図 2 0 A および図 2 0 B に示されるカートリッジ本体と、図 2 1 に示された作動カムサブアセンブリとを含む。

【 0 1 0 0 】

図 2 0 A を参照すると、ステーブルカートリッジは、ステンレススチールあるいは適当なプラスチックのような他の適当な材料で作られ、この図に示された本発明の好ましい実施形態では、各々が５つのステーブル 1 4 1 および適切な距離のそれぞれのブッシャ（図 2 0 B および図 2 2 A から図 2 2 D に示されている）で構成される３つのアレイを保持するカートリッジ本体（通常 1 4 0 で示される）から成る。ステーブルの各アレイを有するのは、アンビルから突き出す位置決め / 保持ピン上にラッチする望ましい方向にラッチを片寄せさせるために、ラッチおよびばねを完備した２つの穴 1 4 2 である。カートリッジを割り出しのために必要であるカートリッジ本体の各側面の３つの窓 1 4 3 もある。

【 0 1 0 1 】

図 2 0 B は、概略がこのサブシステムの主要な要素を示す A - A 平面についての図 2 2 A

10

20

30

40

50

のカートリッジ本体の断面である。この図では、番号 142 は、図 20A に示された穴を示している。この図は、穴へのピンのより容易な進入を可能にするので、ピンが穴に入る時にステーブラの 2 つの部分引っ張って正確に整列させる各穴への傾斜進入の概略を示している。このアレイの中間ステーブルは、141 で示され、そのプッシャは番号 144 で示される。番号 145 は、歯止めを示し、番号 146 は、その機能がステーブルの送出中位置決め / 保持ピンを所定の場所にロックすべき板ばねを示している。図 20B では、番号 147 は、ラッチ歯止めのピボットを示し、カムのためのプッシャのカットアウトは 148 で示される。

【0102】

このカートリッジは、3 つの側面で収納するシートメタルハウジングを有し、カートリッジと一緒に保持し、全作動カムを所定の場所に保持する。このハウジングは、図 23A の側面図および図 23B の平面図で示される。このハウジングは、カムがステーブルのアレイを送出する間、カートリッジが近接して移動することを防止するためにカートリッジハウジング上の 1 つのセットの窓にロックし、次に末端部に割り出しする場合に次の位置まで正確な位置決めのために使用される 2 つの曲げられた部分 149 を有する。

【0103】

図 21 の 150 の通常平面図に示される作動カムサブアセンブリは、図 22A でステーブル 141 を送出するステーブルプッシャ 144 (図 20B) を作動する 2 つの角のあるカム 151 から成る。図 22A は、これらの要素間の関係を示す側面図である。3 つのカム 151 は、交差部材 152 に溶接されるかあるいはその他交差部材 152 に保持される。これらのカムの外側の 2 つは、次の位置に割り出しするためにカートリッジの位置に歯止めするように薄く形成される後部も有する。

【0104】

図 21 の 2 つの他の構成要素 153 は、極端に外側にある。これらは、その機能がロック歯止めを外すので、ステーブルのアレイの送出後アライメント / 保持ピンを外すことにある装置である。この構成要素は、空間抑制のためおよびドエルが初期運動より前に必要とされるためにカムアセンブリに溶接されない。この構成要素は、カムアセンブリの一部でない交差部材 152 によって作動される。

【0105】

本発明の好ましい実施形態の上記の説明では、割り出しのための 3 対の窓および各々が 5 つのステーブルの 3 つのアレイを送出する 3 つのカムを含むステーブルカートリッジが記載されているが、異なる数のアレイおよび異なる数のアレイ毎のステーブルを含む他の装置を実行される処置の要求に応じて設けることができることは明らかであるべきである。

【0106】

ステーブラ配置システムおよびアンビルの位置を交換でき、ステーブラの要素が内視鏡の長い軸に沿った異なった位置にあってもよいことも当業者に明らかであるべきである。例えば、ステーブラシステムの 1 つの部分は、内視鏡の可撓性シャフト内の連結部と可撓性部との間の接続点から近接してあってもよい。例えば、ステーブルの 1 つのアレイだけが送出されるべきである場合、連結部のリンクの 1 つにステーブルカートリッジを配置することによって装置の曲率半径を減らすことは、ある種の場合、可能でさえある。

【0107】

本発明の 1 つの好ましい実施形態による内視鏡の連結部の主要な形体は、図 24A および図 24B に示されている。連結部の典型的なリンクは、通常図 24A で 161 として示される。各リンクは、一方の端部でリンクの外部表面と同一の平面の外部表面を有する一対の円形ラグ 162 および第 2 の端部でラグ 162 の厚さだけ凹まされる第 2 の対のラグ 163 で製造される。前記ラグの各々は穴 164 によって貫通される。4 つの穴 165 は、連結のために必要とされるケーブルのためのリンク壁にあけられる。各リンクの中心を通る中空領域 166 は、内視鏡の末端部先端への光学、照明、吸引等の経路の通過を可能にする。

【0108】

図 2 4 B は、図 2 4 A のリンクの 2 つの間の接続を示している。第 1 のリンクのラグ対 1 6 2 は、第 2 のリンクの凹まされたラグ 1 6 3 の上に滑らされる。スイベルピン 1 6 7 は、ラグの穴 1 6 4 を通して挿入され、保持クリップ 1 6 8 は、アセンブリを完成するために付加されてもよい。図 2 4 B に示された装置の他の特定の好ましい実施形態では、保持クリップ 1 6 8 は装備されない。

【 0 1 0 9 】

リンクの長さ、リンク間のクリアランス（最大曲げ角度）および全部の曲率の半径および最大角のような設計パラメータは、連結部を形成するために一緒に接合されるリンク数を決定する。第 1 のリンクおよび最後のリンクの外部端は、それぞれ内視鏡の残りおよびその末端部先端と噛み合うように設計されている。

10

【 0 1 1 0 】

スイベルピンは、交差穴を通過しなければならないケーブルのための交差穴を含む。これらの交差穴およびケーブルは、図 2 4 A および図 2 4 B に示されない。本発明の好ましい実施形態では、連結部は、連結を作動させるための 1 つの対のケーブル（内視鏡の近接端にあるホイールの周りに巻き付けられた単一ケーブル）を使用する。1 つのケーブルは、曲げ弧の内部のリンク壁の穴を通過し、内視鏡を曲げ、曲げ位置にする。第 2 のケーブルは、第 1 のケーブルに対向しており、この部分を曲げない。作動機構は当業者に周知であり、ここで説明される必要がない。

【 0 1 1 1 】

本発明の他の実施形態では、4 方向連結系が使用される。4 方向系では、内視鏡の先端は、2 つの相互に垂直な平面で移動できる。これは、より多くの運動の自由度を与え、アライメント処置を複雑にし、後述されるアライメント系の中の 1 つの使用を必要とする。4 方向系は、当該技術分野で周知であるので、簡素のためにここでは説明されない。

20

【 0 1 1 2 】

ステープラシステム機能を果たす方法の詳細説明は、本発明の装置を使用して実行できる典型的な外科手術、すなわち G E R D の治療のために企てられる胃底皺襞形成術手術の概略説明に関して下記に示される。

【 0 1 1 3 】

位置決めマーキング 6 4 は、患者に導入された装置の位置に関する情報を提供するために患者の外側の先端の（図 5 に示されるような）装置にあってもよい。

30

【 0 1 1 4 】

内視鏡映像手段も備えられてもよい。図 1 7 A および図 1 7 B は、内視鏡装置の末端部先端の概略を示している。領域 1 1 4 は照明経路、1 1 3 は画像経路、1 1 2 は、洗浄 / 吸引 / 超音波経路である。末端部先端のイメージング手段の配置は、装置を身体の管腔の所望の位置に誘導することを助け、手術処置の実行中領域のイメージングを可能にする。第 2 の光学画像を供給できる。この画像は、ステープラの透明部を通しての画像であり、ステープルが組織を通過し、閉じられて曲げられるときのステープルを示す。従来の内視鏡装置のこれらの光学系を使用できる。この内視鏡は、2 つあるいはそれ以上の画像を生成する 2 つあるいはそれ以上の別個の光学経路を含んでもよい。本発明の実施形態による好ましい内視鏡光学系は後述される。しかしながら、多数の異なる光学系は、当業者によ

40

【 0 1 1 5 】

前述の本発明の好ましい実施形態では、ステープラの 2 つの別個の部品のアライメントは、ステープラの一定の曲率半径および正確な設計の使用ならびにステープラの製造によって可能にされる完全に機械的な手段によって行われる。しかしながら、本発明のいくつかの他の実施形態では、前述の種類の整列アセンブリを設けることが必要であり得る。

【 0 1 1 6 】

4 方向内視鏡を使用する本発明の他の好ましい実施形態では、このような手段の 1 つは、ステープラの 2 つの部分を整列させるために使用されねばならない。外科医は、内視鏡の末端部先端に設けられた可視手段を使用することによって位置決め、食道の方への基部の

50

適切な膨張、およびステープリングの結果を検証できる。内視鏡が後述される本発明の好ましい実施形態による光学系を具えている場合、第2の個別の光学路が備えられる。したがって、外科医は、送出行われた前後、ステープル送出部の側面から現場を見ることができる。さらにステープラの2つの部品が一緒に押されるとき、この組織は、2つの部品間に押され、装置の適切な位置決めおよびアライメントの可視確認を可能にする組織を通して見ることができる。

【0117】

最終のアライメントは、ステープラのアンビル部にあるロックピンを配置することによって行われる。本発明の好ましい実施形態では位置決めピン/ロックピンの配置を行う方法は、図18A、図18B、および図20Bを参照して説明された。

10

【0118】

アンビル部でプランジャを作動させるために使用される技術およびさらにステープルカートリッジ保持器の送出プランジャは、当業者に周知であるので、簡潔のためにここでは述べられない。このピンは、ステープル保持器の穴に進むとき、歯止め(図20Bの145)によって係合され、ロックされる。ピンを進めるケーブルは、次に緩められ、他のケーブルは、次に歯止めによってロックを確認するように作動され、組織を固定し、所望の組織ギャップを与える。

【0119】

図26Aは、外科手術のこの段階での状態を示している。アンビルアセンブリ61Aに保管されたロックピン(ひとまとめにして170で示されている)は、基部および食道壁の組織を通して配置され、ステープラカートリッジ61のソケットにロックされた。このロックピンは適切なアライメントを保証するばかりでなく、ステープリング中所望の組織ギャップもまた保持する。ロックピン(あるいは類似あるいは等価のロック手段)は、本発明のステープラが従来技術のステープラのアンビルおよびステープル容器/押し出し器部品間の剛性あるいは半剛性接続とは対照的にその2つの部分間の全部が可撓性の接続に対して機能を果たすことができる理由である。

20

【0120】

ステープルのアレイを送出するために、送出プランジャ(図19Aおよび図19Bの132)に取り付けられたケーブルは、次に近接して引っ張られる。これは、取り付けられたカムを有する交差部材(図21および図22Aから図22Dの152)を引き戻す。ステープルを送出する工程を図22Aから図22Dから理解できる。カム(151)が近接して移動するとき、その曲がった表面は、強制してプッシャをカートリッジの壁の方へ横方向に移動させ、ステープル(141)をカートリッジの側面から離れて食道および胃の壁の組織を通ることを強制するステープルプッシャ(144)の曲がった表面と係合する。ステープルの脚部は、アンビルの面上のくぼみと係合し、ねじ曲げ始める。図22Aから図22Dは、ステープルの1つのアレイの送出的いろいろな工程を示している。アレイの全てのステープルが送出された後、解除カム(図21の153)は、歯止めの近接端に力を加え、ピンのラッチを解除する。クランプを作動した末端部ケーブルは、ピンをアンビルに引っ込めるように引っ張られ、外科手術のこの段階が完了される。

30

【0121】

図26Bは、ステープリングが行われた後の状態を示す。ステープル(ひとまとめにして171で示される)は、食道が手術された特定の位置で基部と食道との間を係合した。

40

【0122】

アライメント/ロックピンの動作から生じる組織の小さな穴は、皮下注射針および密封材そのものによって発生される穴と同様である。この穴は、穴の上下のステープルによって保護できる。好ましい実施形態では、真中の行(例えば、図18Cに示された行)と整列されたピンホールを有するステープルの3つの行から成る形状は、この目的を得るために選択される。

【0123】

図25Aは、送出前のステープルを示す。図25Bは、脚部がアンビルでねじ曲げられた

50

後ステーブルの形状を示す。

【 0 1 2 4 】

ステーブルを検査後、外科医は、次に必要に応じて連結部を解除し、胃の内部の組織の全固定を取り除く。この装置は、次に次の位置まで回転され、連結 / 整列処置が繰り返される。

【 0 1 2 5 】

3つの送出カムの外部の2つは、カムが一方向だけに移動できるばねバイアス後部を有する。送出プランジャは、次に末端部に押され、カムはこの方向に移動できないので、これによって、全カートリッジは、アンピルの反対側に第2のアレイを置くように前方に割り出す。カートリッジが末端部に移動するとき、ハウジング上の曲がった部分は、カートリッジの側面上の第1の窓セットの外にスライドする。前記部分が第2の窓セットの中にはまる場合、割り出しが完了される。位置決め / ロックピンを配置し、ロックし、ステーブルの第2のアレイを送出する最終アライメントの工程は繰り返される。前述されるような全工程は、（送出数は医療の考慮すべき問題により変わってもよいけれども）部分胃底皺形成術を完了するために3回繰り返される。

【 0 1 2 6 】

本発明の好ましい実施形態では、アライメント / ロックピンおよび / またはロック歯止めは、安全対策としてステンレス鋼のような適当な材料で作られる。この材料は、部品が通常動作で前述されるような機能を果たすことができるのに十分強いが、ピン先端は、解除カムはピンを外すことができない場合に連結部を伸ばすことによって加えられる力によって破壊できる。

【 0 1 2 7 】

内視鏡の多数の繰り返される操作後、特に連結部の部品の摩耗は、末端部先端上のアンピルを内視鏡シャフトのステーブラカートリッジと適切に整列させる際に障害をもたらす。この障害は、いろいろな手段によって内視鏡装置の軸に沿ってステープリングアセンブリの前記部分を変位させることに解決できる。本発明の好ましい実施形態によれば、これは、ステープリングアセンブリの前記部分にある雌スレッドと結合される可撓性ねじ込みケーブルの動作によって行われる。本発明の1つの好ましい実施形態では、可撓性ねじ込みケーブルは、内視鏡装置内にあり、内視鏡装置の本体の壁に設けられたスリットを通して雌スレッドと接触している。本発明の他の代替の好ましい実施形態では、可撓性ねじ込みケーブルは、内視鏡装置の外部壁に埋め込まれ、ステープリングアセンブリの部分の雌スレッドと直接接触している。

【 0 1 2 8 】

本発明の1つの好ましい形式では、可撓性ねじ込みケーブルは、マイクロメータアセンブリを使用して回転され、それによって食道内に置かれたステープリングアセンブリの一部を変位させる。

【 0 1 2 9 】

複数画像

本発明の複数画像の各々は対物レンズによって形成される。図27は、典型的な内視鏡対物レンズ（180）の形状を示し、その特性のいくつかを示している。複数画像が内視鏡対物レンズ（ α ）に入るときに内視鏡の末端部先端の機械軸と光学軸との間の角度は、「画角」である。この画角は、光学軸と末端部先端の機械軸との関係だけを示し、内視鏡の末端部先端を連結する（図6A）ことによって与えられる可変の視野の方向を考慮していない。典型的な画角に対する値は、0から120°の範囲にあってもよい。非ゼロの画角は、対物レンズにおいてプリズムあるいはミラーの使用によって通常得られる。内視鏡対物レンズの視野（ β ）は、レンズが結像できる物体空間の角度範囲を示している。視野は、非常に狭くてもよく、0°に近づくかあるいは最高180°までの範囲にあってもよい。例えば、望遠鏡は、高い倍率で非常に小さい視野を有するのに対して、広角レンズ（画像の曲がった外観により「魚眼」レンズとしても知られている）は、低倍率で大きい視野を有する。視野が大きくなればなるほど、益々小さく詳細が画像に現れる。物体（182

）の像（１８１）は、対物レンズの最終表面にあるいはこの表面の後部にあり得る。

【０１３０】

図２８Ａから図２８Ｅを参照すると、対物レンズ（１９１）によって形成される画像（１９０）は、内視鏡の近接端で見るための検出器に伝達されねばならない。接眼レンズ（１９２）は、人間の目（１９３）によって直接見るために使用されてもよいしあるいは画像は、光学画像を電子信号に変換するオプトエレクトロニクスセンサ（１９７）（例えばＣＣＤあるいはＣＭＯＳセンサ）上に形成されてもよい。次に、電子信号は、画像が１人あるいはそれ以上の人々によって見る事ができる、ビデオモニタ、フラットパネルディスプレイ、頭部装着形ディスプレイ、あるいは液晶ディスプレイのようなディスプレイに送られる。図２８Ａから図２８Ｅは、本発明の各個別の観察経路のためのいくつかの形状を示している。図２８Ａは、中継光学系（１９４）によって接眼レンズ（１９２）に結合された対物レンズ（１９１）を示している。中継装置は、対物画像平面からの画像を他の位置に伝達する内視鏡の光学サブシステムである。内視鏡は、通常物体の第１の表面から対物レンズ画像平面までの距離よりも非常に長いので、中継装置は、画像が観察光学機器によって接近できる内視鏡の近接端まで画像をもたらすために使用される。中継装置は、レンズあるいは他の光学結像要素から成ってもよいし、あるいはその代わりにコヒーレント（順序付けられた）光ファイバ画像ガイドは、画像を伝達するために使用されてもよい。光ファイバ画像ガイドは、通常可撓性あるいは半可撓性内視鏡のために使用されるのに対して、剛性内視鏡は、一般的には一連のガラスロッドおよびレンズで構成される中継装置を含む。図２８Ｂは、結合レンズ（１９８）を介して光学的に接続されるイメージセンサ（１９７）とともに使用される対物レンズ（１９１）および中継装置（１９４）を示している。結合レンズは、中継装置の近接画像平面を電子信号に変換され、見るためのディスプレイに送られるセンサの表面上に結像する。図２８Ｃは、図２７に示されるものとして構成される内視鏡対物レンズが、接眼レンズ（１９２）取り付け台にクリップで留めるかあるいは取り付ける結合レンズ（１９８）によってイメージセンサ（１９７）に結合されるオプションを示している。図２８Ｄは、中継系が使用されなく、画像（１９０）が結合レンズ（１９８）によって対物レンズ画像平面から直接センサ表面（１９７）に結合される構成を示している。図２８Ｅは、センサ表面が対物レンズ画像平面に直接配置できる同様なオプションである。この種の内視鏡は、時には「スティック上のチップ」と呼ばれ、このセンサは、外部あるいは近接端に置かれる代わりにシャフトの末端部端に埋め込まれる。

【０１３１】

イメージセンサが使用される場合、本発明によって提供される複数画像を表示する多数のオプションがある。単一ディスプレイあるいはマルチディスプレイは、各ディスプレイ上の単一画像あるいは複数画像に対して使用されてもよい。オプションは、図２９Ａから図２９Ｃに示されたオプションを含むが、これに限定されない。各シナリオでは、このディスプレイは、組み込み外科ツールの状態、連結の状態、あるいは例えば重要な徴候モニタからの表示のような他の情報も伝えてもよい。図２９Ａは、単一ディスプレイに配置された複数画像２００および２０１を有していることを示している。この画像は、いかなる形状もとってもよく、等しいサイズのものである必要がない。図２９Ｂは、必要に応じて画像間を切り換えることによって単一ディスプレイでアクセスできる複数画像２００あるいは２０１を示す。本発明の他の好ましい実施形態では、複数のディスプレイは、複数の画像への可視アクセスを行ってもよい。各ディスプレイは、同時に、単一にあるいは画像間の切り換えによってアクセスできる１つあるいはそれ以上の画像を含んでもよい。１つあるいはそれ以上のディスプレイも、状態指示器あるいは他の情報を示してもよい。図２９Ｃに示されるように、第１のディスプレイは、画像２００を個別に示し、第２のディスプレイは、画像２０１および２０５を切り換え、第３のディスプレイは、状態指示器２０６と同時に画像２０２、２０３、および２０４を表示している。

【０１３２】

図３０Ａから図３０Ｃは、片目、あるいは両目、立体で見るための異なる接眼レンズの種

10

20

30

40

50

類を示している。立体で見ることは複数の画像の中の1つあるいはそれ以上のために行われてもよいが、立体で見るために使用される光学機器は、本発明に関して規定されるような「複数画像」を表示しないことに注目することは重要である。主要な差異は、立体光学経路が同じ物体領域のわずかにずれた画像を提供することにある。一方、本発明では、複数画像を供給する光学経路は、実質的に線形あるいは角度のオフセット、あるいは両方を有し、同じ物体領域の画像を提供しない。図30Aは、接眼レンズを含む大部分の内視鏡に特有である片目での観察に対する概略図を示している。1つの接眼レンズは、左目あるいは右目のいずれかであってもよい片目211に対する画像を利用できる。両目の光学機器は、図30Bに示されるようにそれぞれの目に対して1つの接眼レンズの2つの接眼レンズを介して両目に同じ正確な画像を供給するために分割レンズ212を使用する。ここで、文字「L」および「R」の付加は、接眼レンズ210および目211の両方に対して左および右を示している。図30Cに示された立体接眼レンズ装置は、ずらされる2つの接眼レンズ(210Lおよび210R)を介してそれぞれの目(211Lおよび211R)に像のわずかにずれた画像を与える。これは、それぞれの目がわずかにずれた画像を獲得し、ある深さ認識を可能にする通常の人間の視覚を刺激する。

10

【0133】

本発明の好ましい実施形態によれば、複数画像の各々は、固有対物レンズ(あるいは立体で見るための一対の対物レンズ)によって形成される。これは、末端部に画像毎の1つの光学経路(あるいは立体で見るための2つの光学経路)があることを意味する。これらの別個の光学経路は、図31Aに示されるように全内視鏡を通して続いてよい。この図は2つの画面を有する内視鏡を示している。各画像は、それ自体の固有の光学経路によって別個のイメージセンサ220に伝達される。2つの画像があるので、2つの対物レンズ223、2つの中継装置221、2つの結合レンズ222、および2つのセンサ220がある。図31Bでは、内視鏡が2つの画面を有し、固有対物レンズ223および中継光学経路221を有し、単一結合レンズ222およびイメージセンサ220が両方の画像を獲得する代替例が示されている。結合レンズおよびセンサは、画像を一緒にあるいは能動あるいは受動で画像を切り換えることによって一度に1つの画像を結像し得る。図31Cに示された第3の代替例は、単一中継装置221、結像レンズ222、および画像へのアクセスを行うセンサ220とともに2つの画像を獲得する2つの固有対物レンズ223を有する。図31Bに示されたシステムにおけるように、アクセスは、同時であってもよいしあるいは1度に1回であってもよい。図31Dは、その1つが立体イメージングを与える2つの画面を有する内視鏡を示す。上部(非立体)画像は、単一光学経路で伝達される。下部(立体)画像は、末端部でわずかにずれている2つの光学経路のセットを含む。2つの光学経路は、わずかに異なる位置から発生する物体の画像を提供する。これは、それぞれの目がそれ自体の固有の位置からシーンを見る通常の人間の視覚を刺激し、脳は、それぞれの目の像の差を統合し、深さの手がかりを明確に表す。

20

30

【0134】

本発明の他の好ましい実施形態によれば、内視鏡は、単一あるいは複数の照明経路を介して画像に照明を与える。図32は、(図31Aに示されるように)2つの画面を有する内視鏡が各画面に対して別個の照明経路を有する1つのこのような構造を示している。外部光源230から光は、液体充填ケーブルあるいは光ファイバケーブル231に伝達される。接触面の結合レンズ232は、光が効率的に内部照明ファイバ233に結合されることを保証する。照明ファイバは、内視鏡内で内部的に2つの経路234および235に分割される。

40

【0135】

本発明の具体的な好ましい実施形態は、下記の要素から成ってもよい。

【0136】

- 複数の光学要素；
- 末端部からの挿入およびステープリングを可視化するための末端部先端の光学経路(ステープラアンビルも含む)；

50

- 「ステーブラ側」から食道内部へのステーブル貫通を可視化するための内視鏡側壁上のステープリング安全装置にある第2の光学経路；
- 光学系の構成要素を含んでもよい内視鏡シャフトに沿って中間にあるステーブラモジュール。このモジュールは、好ましくは使い捨てであるが、使い捨てであってもよいしあるいは再使用可能であってもよい；
- 光学系の構成要素を含んでもよい末端部のステーブラアンビルモジュール。このモジュール、好ましくは使い捨てであるが、使い捨てであってもよいしあるいは再使用可能であってもよい；
- 胃の基部を拡大させ、ステーブラを置くために例えば最高約270°までの連結できる頑丈な1方向連結部；および
- 内視鏡連結、ステープリング動作、あるいは両方のための任意の状態インジケータを有する同時に両方の画像を表示する単一ディスプレイ。

10

【0137】

ステーブルが置かれたときステーブルの両側を見て、基部および食道組織の両方の適切な接合を保証するために、本発明の好ましい実施形態は、2つの光学経路を使う（図33A）。本実施形態では、対物レンズ240は、内視鏡の先端からの画像（「末端部画像」）を獲得する。可撓性光ファイバ画像ガイド241は、画像が結合レンズ242によってCCDセンサ243上に集束される画像を約12cm近接して伝達される。この画像は、ビデオモニタ（図34の251）の主要部を充填し、このモニタが挿入、拡張状態、およびステープリング中に使用されるので、常に表示される。「ステーブラ画像」（図34の25）は、同時にCCDの1つのコーナー上に投影されるので、モニタの1つのコーナーに表示される。これは、図33Aの位置244にあるステーブラの近くから斜めに見る内視鏡シャフトからの画像である。この画像の光学路は、内視鏡の軸に垂直な物体で始まる。この光学路は、ステーブラモジュールのステーブラ安全装置245および透明部を通して進み、直角プリズム246および対物レンズ247を使って、画像がCCD243上に発生される。この画像だけが、ステープリング工程中作動されてもよい。ステープリング後、末端部画像は、胃側からの閉じられたステーブルを示し、ステーブラ画像は食道側からのステーブルを示す。これらの複数画像は、各ステーブルが次の発射のための器具を再位置決めする前に適切に置かれることの確信を与える。

20

【0138】

このディスプレイは、各画面への照明を制御することによって必要とされる場合、第2の画像をスイッチオフするオプションを有してもよい。第1の画像は、一般的には連続的にアクティブであるが、さらにスイッチオフされてもよい。

30

【0139】

図33Bは、いかにいろいろな光学要素が内視鏡のシース内に配置されるかを示す図33Aの光学系の断面図である。

【0140】

このディスプレイは、内視鏡のいろいろな機能に関する状態指示器を組み込んでもよい。例えば、図34では、253は、末端部の連結の状態を示し、254は、長い軸の周りの内視鏡の回転を示し、255は、ステーブラ状態を示す。

40

【0141】

超音波位置決めアセンブリ

カートリッジの前の末端部先端のナビゲーションおよび位置決めは、下記の2つの種類の情報を必要とする。

【0142】

1. 距離測定（末端部先端とカートリッジとの間の3から4mm）
 2. アライメント（ここでは、ある座標フレームの物体の位置および配置、すなわち3つの並進および3つの回転として規定される；所望の許容差は0.5mmである）
- 距離測定は、飛行時間の測定に基づいているいろいろの方法によって最も簡単に行われる。これらの方法は、組織で伝搬する超音波の平均速度が一定値、例えば1500m/sを

50

有すると推定する。この推定を行うことによって、飛行時間を測定することによって距離を推定できる。基本的に使用される2つの方式があり、この方式は、前述の内視鏡の好ましい実施形態を参照して説明される。

【0143】

飛行時間方法を使用する本発明の第1の好ましい実施形態では、単一トランスデューサは、超音波信号を送信し、リフレクタから戻るエコーを受信するために使用される。次に、この距離は、往復時間を測定することによって計算され、すなわち（例えば、カートリッジ上に取り付けられた）トランスデューサによって放出されるパルスの時間は、組織を貫通し、アンビルによって反射して戻され、再び組織を通過し、トランスデューサによって受信される。この場合、トランスデューサとリフレクタとの間の距離 d は、下記から得られる。

10

【0144】

【数1】

$$d = \frac{v_c \times t}{2}$$

【0145】

ここで、 v_c は音の速度（約 1500 m/s ）であり、2による偏差は、パルスが実際に測定距離の2倍を伝搬するという事実を示している。高解像度を得るために、この方法は、高周波数で非常に短いパルスを使用することを必要とする。

20

【0146】

飛行時間方法を使用する他の好ましい実施形態は、2つのトランスデューサを使用する。一方は、末端部先端上に取り付けられ、他方は、ステープラカートリッジ上に取り付けられる。この場合、距離は、下記から計算される。

【0147】

【数2】

$$d = v_c \times t$$

30

【0148】

飛行時間は、いくつかの異なる方法によって測定される。本発明の第1および最も簡単な好ましい実施形態はエネルギー検出に基づいている。この方法によれば、クロックは、伝送の開始と同時に開始され、戻り信号からのエネルギー入力が所定の閾値以上に上昇する場合に停止される。

【0149】

本発明の他の好ましい実施形態では、飛行時間は、パルスを送信し、コンピュータメモリ内部に記憶される基準信号との相互相関を実行するために受信信号をサンプリングすることによって測定される。相互相関方法は、閾値方法の使用によって飛行時間を直接測定することよりもより正確である。これは、相互相関方法が受信信号の形状を比較するためであり、信号の振幅とは無関係である。この振幅は、常に電気システムおよび信号が伝搬する媒体によって引き起こされる歪みの結果として変わる。さらに、相互相関方法は、信号の統合に基づくので、高速雑音はフィルタリング出力され、良好な結果は、戻り信号が非常に弱い場合さえ得ることができる。

40

【0150】

第2の方法の測定の精度は、単一パルスの代わりにランダムシーケンスのパルスを送信し、受信シーケンスと記憶基準シーケンスとの間の相関を実行することによって改良できる。周知のパルスシフトキー（PSK）変調のようなデジタル変調に対するランダムシーケンスを変調することによって、信頼性はさらにより改善できる。パルスのランダムシー

50

ケンスを変調することは、雑音に埋められる弱い信号を検出することに役立つ。さらに、この種の相関は、マルチパスおよび深さエコーから生じる測定の不確実さを減らす。

【0151】

両方の方法では、使用される速度は、近似のみであり、この測定の分解能は、使用されるカウンタの特性あるいはサンプリング速度クロックによって決定される。

【0152】

飛行時間測定の上記の方法は、いくつかの実際的な欠点を生じる。一方、1つのトランスデューサだけを使用することは、送信パルスの長さの最少可能測定距離を制限する。したがって、減少された精度を生じる非常に短いパルスを生じることが必要である。さらに、高周波数の使用は伝搬信号の大きな減衰を生じる。他方、2つのトランスデューサによるシステムの使用は、より多くの空間を必要とし、システムのコストを増加させる。

10

【0153】

上記に説明されるように、最も好ましい種類の位置決めアセンブリの1つは超音波に基づいている。これは、いくつかの医学用途で使用される超音波トランスデューサの使用が比較的簡単であり、適切な条件の下で得ることができる使用が安全であるためである。ステープラおよびそのアンビルが面する位置で正確に置かれ、この精度は超音波装置の範囲内にあることを保証するために、前述された機械要素の位置決めの所望の精度が少なくとも0.5mmであることを分かるべきである。

【0154】

超音波位置決めアセンブリを含む本発明の好ましい実施形態は、次に説明する目的のために示されている。

20

【0155】

位置決めアセンブリの2つの部品が番号62および62Aとして示される図5に対する参照が行われる。この説明のために、送信機は要素62Aであり、受信機は要素62であると仮定する。この送信機は任意の生理的に受容できる周波数で送信する。適当な周波数の具体的な例は、範囲3から20MHzの周波数である。超音波エネルギーのビームは集束されるべきである。これは、超音波レンズを付加するかあるいはフェーズアレイを使用することによって行われる。

【0156】

受信機62は、図7に示されるように組織の他の側に置かれている。この受信機は、方向性トランスデューサ、あるいはトランスデューサのアレイ、あるいは両方の組合せから成る。送信機62Aからの受信機62で受信された信号は解析され、その値は、要素61Aおよび61間の距離でもあるように決定される。ステープリングが行われる前の典型的な距離は0.5から1.5cmである。受信機62の前の空間を送信機62Aで走査する場合、2つの要素が最大アライメント位置にある場合、最大信号は受信される。最大値が得られる場合、これは、ステープラおよびそのアンビルが整列され、ステープリングが行われてもよいことも意味する。アンビル（あるいはステープラ、2つの要素の中のどれが図5の固定部「f」に置かれているかに応じて）ステープリングされる組織に対して正しい位置にあるように予め置かれたことに注目すべきである。したがって、この点にアンビル、ステープラおよびこれらの間の組織は全て置かれている。ステープラとアンビルとの間の距離も位置決めアセンブリの一方の部分から他方の部分へ移動するパルスに必要な時間を測定することによっても既知であることにさらに注目すべきである。

30

40

【0157】

超音波アセンブリは、2つの下記の代替の形式で形成されてもよい。

【0158】

1. アンテナが送信機および受信機の両方に共通であるアセンブリ；および
2. 受信機および送信機の各々がそれ専用のアンテナ（受信機のための聴流器および送信機のためのプロジェクタ）を有するアセンブリ。

【0159】

両方のアセンブリは、本発明の目的に対して同一であるが、各々は下記に簡単に述べられ

50

ている異なる技術的な長所を提供する。第2の場合、第1の場合と比べてより低い送信エネルギーが必要とされる。第1の場合、他方、超音波ミラーのような超音波反射材は、送信エネルギーを減らすことを可能にするために位置決めアセンブリの受信側に置くことができる。

【0160】

超音波の減衰は直接周波数に依存する。生きている組織を通過する超音波は、割当量 $1 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ によりほぼ減衰する[「Physical Principles of Medical Ultrasonics」、Editor, C. R. Hill, Ellis Horwood Series in Applied Physics, John Wiley & Sons, NY 1986; G. S. Kino, Acoustic waves: devices, imaging and analog signal processing, Prentice-Hall Inc., New Jersey, 1987]。上記のことを考慮すると、 10 MHz 以上の周波数および 50 mm 以上の距離で作動する場合、本発明により作動するときを求めることができるように、 50 から 200 dB の減衰が予想されることが分かる。

10

【0161】

距離の測定

下記のことは、本発明の2つの上記の好ましい実施形態により、位置決めアセンブリの2つの要素62および62A間の距離を測定する方法を示している。

【0162】

20

(a. 別個の送信機および受信機の使用) 別個の送信機および受信機が使用される場合、下記の2つの方法は距離の測定を実証する。

【0163】

カウンタ方法

この方法によれば、超音波パルスの送信が始まる場合、信号が受信機で受信されるときにその計数を停止するカウンタが作動される。理論的には時間測定のいかなる分解能も可能であるが、非常に高い分解能は、不必要に高価で、複雑な装置を必要とする。例えば、 1μ の距離測定の精度を得るために、この音波が 1540 m/s の平均速度で組織の中を移動する場合、カウンタクロックの周波数は、下記であるべきである。

【0164】

30

【数3】

$$T_{\text{clk}} = 1 \text{ Melanie} / 1540 \text{ m/s} = 1 / 6.5 \times 10^{-10} \text{ s} = 1.5 \text{ GHz}$$

【0165】

しかしながら、 15 から 150 MHz のカウンタ周波数で、約 10 から 100μ の非常に低い分解能を使用できる。

【0166】

40

相関方法

この音波の移動時間は、受信された信号をサンプリングし、それを送信信号に相関付けすることによっても測定できる。この計算に基づいて、何時パルスが受信機に到達したかを(サンプリング分解能で)測定できる。これは、カウンタ方法と比べてより正確な方法であるので、大部分の装置に対して好ましい。

【0167】

(送信機 - 受信機の使用) この場合、パルスは、装置のどちらかの側に置かれた送信機 - 受信機から送信される。例えば、送信機 - 受信機は胃側(図5の部分「b」)にあり、他の側(図5の部分「f」)で、「超音波ミラー」は位置決めアセンブリの部分62の役割を演じると仮定する。パルスが送信されると同時に、反射信号が送信機 - 受信機によって

50

受信され、戻されるときに停止されるカウンタが作動される。この距離は、カウンタによって測定され、2で割られ、組織の音波の移動の速度と乗算される時間として計算される。

【0168】

このモードは、同じハードウェアは送受信のために使用されるので、パルスの送信が完了されない限り、いかなる受信も可能でない。したがって、送信中受信機に到達する全反射は使用されない。したがって、最小の測定可能な距離は送信時間の半分によって決定される。

【0169】

図35は、本発明の好ましい実施形態による超音波位置決めアセンブリのブロック図である。既存の超音波装置は、いわゆる「C-MODE」(C-走査)あるいは「A-MODE」(A-走査)のいずれかで作動する(「Acoustic Waves」, Gordon S. Kino, Prentice-Hall, 1987を参照)。図35の例では、同じ原理が必要に応じて変更を加えてA-MODEに應用できる。

【0170】

送信機トランスデューサ(あるいはこれらのアレイ)260および受信機トランスデューサ(あるいはこれらのアレイ)261は、3つの別個の層、すなわち食道の境界264、基部の境界265、およびこれらの間の脂肪組織266から成る組織263によって分離される。タイミング・制御システム267は、100Hzのパルス繰り返し周波数(PRF)および8μsecのパルス幅を有する例えば10MHzの周波数のパルスが発生する。このパルスは、増幅器268によって増幅され、電気信号が超音波に変換されるトランスデューサ260に達する。適当な超音波トランスデューサの平均の大きさは2から10mmである。方向性トランスデューサは好ましい。

【0171】

超音波は、組織263を通過し、増幅器269で増幅される電気信号に変換する受信機に達する。この増幅信号は下記の機能を実行する信号解析回路270に供給される。

【0172】

a. この機能は、トランスデューサが横方向に整列されるかどうかを決定する。これは、横方向に走査し、手動あるいは自動のいずれかで、サーボモータを使用し、位相差を使用することによって信号あるいはアレイの最大値を決定することによって行うことができる。

【0173】

b. この機能は、前述のようにあるいは任意の他の適当な方法で2つのトランスデューサ間の距離を測定する。

【0174】

図35のいろいろな要素の動作は、当業者に周知であり、したがって、簡潔のためにここでは詳述されない。

【0175】

必要とされる距離を測定する他の方法は、飛行時間測定の前述の障害のいくつかを解決するために使用される。本発明のこの好ましい実施形態では、送受信波動間の空間位相差は測定される。図36はこの方法を示す。測定位相角がφであり、超音波信号の波長がλであり、送信トランスデューサ(番号281)および受信機(番号280)間の距離がdである場合、

【0176】

【数4】

$$d = \frac{\lambda \cdot \Phi}{360}$$

10

20

30

40

である。

【 0 1 7 7 】

図 3 6 から分かるように、 $A(d) = A_0 \sin(\phi)$ であり、ここで、 $A(d)$ は測定信号であり、 A_0 は、前述の較正測定から決定される既知値である。したがって、 ϕ は、アークサイン関数から計算でき、この距離はしたがって下記の式から計算される。

【 0 1 7 8 】

【 数 5 】

$$d = \frac{\lambda \cdot \arcsin\left(\frac{A(d)}{A_0}\right)}{360} \quad 10$$

【 0 1 7 9 】

アークサイン関数は距離に対する 2 つの可能な解をもたらすので、勾配の方向、したがって式の正しい解を決定するために 2 つの隣接点から少なくとも 2 つの測定を行う必要である。

【 0 1 8 0 】

測定距離は、1 つの波長だけに限定されるために、この方法は低周波数だけに制限される（不明確さは、距離が単一波長より大きい場合に生じる）。4 から 20 mm の距離を測定するために、例えば、命令は、75 から 375 kHz の範囲の周波数で機能する。

20

【 0 1 8 1 】

この方法の長所は、この精度は、（この距離を任意の測定から外挿できるので）飛行時間方法と比較して多少高く、低周波数を使用することは伝搬信号の減衰を減少させる。しかしながら、この方法も、伝搬経路の組織全部が同じであると仮定する。さらに、少なくとも 2 つのトランスデューサを使用できる。したがって、コストおよび空間要求が増加される。

【 0 1 8 2 】

本発明の他の好ましい実施形態では、飛行時間方法および空間位相差方法は、前者の方法を使用することによって、次に位相差を測定し始めるためにこの距離が、1 波長に等しいかあるいは 1 波長未満である場合、比較的遠い距離からの測定を始めることによって両方とも使用される。本発明の目的のためにこの方式を使用するために 2 つの異なる周波数、例えば 150 kHz および 2 MHz をサポートできる 1 から 2 mm のような短い直径を使用する必要がある。

30

【 0 1 8 3 】

互いに非常に離れている 2 つの異なる周波数を有するトランスデューサを製造する複雑さは、下記のように 2 つの波長の音響伝送を測定することによって解決される。トランスデューサ開口の音響信号から得られる受信信号 S_1 は、

【 0 1 8 4 】

【 数 6 】

$$S_1 = R_1 \cdot A \cdot I_{t1} = R_1 \cdot A \cdot I_{01} \cdot e^{-a_1 \cdot z}$$

40

によって示される。

【 0 1 8 5 】

ここで、インデックス 1 は波長 1 を示し、 R はトランスデューサ応答性である。 A は、トランスデューサ開口によって確認される「照明」開口の面積であり、 I_t は、媒体を横切った音響強度であり、 I_0 は、送信トランスデューサによって放射される、強度

【 0 1 8 6 】

50

【数 7】

$$Z = \frac{1}{a_1 - a_2} \ln \left(\frac{R_1}{R_2} \right) \times \frac{I_{01}}{I_{02}} \bigg/ \frac{S_1}{S_2}$$

【0187】

であり、 a は吸収パラメータであり、 Z は、ビームが吸収媒体を通して移動する距離である。第2の波長は、同じ式を生じ、インデックス2はインデックス1と交換する。距離 Z は式 S_1 / S_2 から得ることができる。

10

【0188】

最後の式では、項 (I_{01} / I_{02}) は未知であるが、較正測定から取り出すことができる。較正測定は実際の測定の複製である。しかしながら、開口間の媒体は、既知の吸収、例えば水を有する。 S_1' および S_2' によって無吸収媒体からの信号を示すと下記になる。

【0189】

【数 8】

$$\frac{S_1'}{S_2'} = \frac{R_1}{R_2} \cdot \frac{I_{01}}{I_{02}}$$

20

したがって、

【0190】

【数 9】

$$Z = \frac{1}{a_1 - a_2} \ln \left[\frac{S_1'}{S_2'} \bigg/ \frac{S_1}{S_2} \right]$$

30

である。

【0191】

位相測定方法とは対照的に、送受信両方のための唯一つのトランスデューサを使用する必要がある。さらに、両方の方法で双対周波数トランスデューサを使用する必要があるけれども、前述の後者の方法では、周波数間の差は、位相測定におけるほど大きい必要がなく、トランスデューサを製造するのをより容易に低価にする。

【0192】

距離測定の場合のように、いくつかの方法は、内視鏡のアライメントを可能にするように提案できる。本発明の最も簡単な実施形態は、距離測定およびアライメントを行うためにフェーズアレイによるイメージングを使用する。多数の小さいトランスデューサは、先行技術におけるようにイメージングのために使用されるアレイを含む。従来のカテーテルトランスデューサは、末端部先端上に取り付け、カートリッジに結像し、アライメントおよび距離測定を実行するために使用できる。この方法は原則として既存の技術に基づき、実行するのが容易であるけれども、コストと同様にトランスデューサおよび付随する電線のサイズは、これが大部分の用途に対して好ましい本発明の実施形態であることを防止する。

40

【0193】

本発明の他の好ましい実施形態では、強度測定の使用が行われる。この方法は、図37に

50

示され、末端部先端 291 上の少なくとも 3 つのトランスデューサ（番号 290 によって示される）およびカートリッジ 293 上の 3 つのトランスデューサ（番号 292）の使用を必要とする。アライメント状態に達するために、カートリッジ上の 3 つのトランスデューサの前の末端部先端上に 3 つのトランスデューサ全部を配置する必要がある。最初に末端部先端は、アンピルの前のどこかに置かれる。末端部先端は、180°あるいはそれより小さい空間角度を走査し、最大振幅が測定された角度は記憶される。末端部先端は、記憶角度および走査再開により変位される。この手順は、その結合送信機が 0°でアクティブである場合、各受信機で最大振幅が測定されるまで繰り返される。

【0194】

カートリッジの前の末端部先端の位置の情報を処理し、次にこの情報によりより接近したアライメントの方向に末端部先端を変位させるために使用される方法を開発するときに考慮しなければならないアライメントで生じ得るいくつかの可能な状態がある。例として、末端部先端は、カートリッジの上下にあるので、横方向の走査は、何も検出しないかもしれないが、上下の走査は、信号を検出する（実際には、この走査は下部受信トランスデューサおよび上部受信トランスデューサから 2 つの信号を検出できる）。他の例は、末端部先端の上部トランスデューサがカートリッジの 2 つの下部トランスデューサの前（あるいはより接近して）ある。この場合、横方向走査は、2 つの位置を検出し、上下走査は、任意の信号を検出してもよいしあるいは検出しなくてもよい。

【0195】

最大精度を得るために、透過ビームはできるだけ密集していないべきであることが必要である。この要求を満たす 2 つの方法がある。図 37 に示された第 1 の実施形態は、フレネルゾーン（番号 294 によって示される）では、ビーム（番号 295 によって示される）は、幾分平行にされ、密集していない。したがって、精度を最大にするために、この方法は、フレネル距離 $= r^2 / \lambda$ よりも小さい距離で使用され、ここでは r はトランスデューサの半径であり、 $\lambda = v / f$ は、透過ビームの波長であり、 f はトランスデューサの自然共鳴であり、 v は媒体の音の速度である。

【0196】

第 2 の実施形態は図 38 に示される。図 37 におけるように、トランスデューサは、番号 290 および 292 に示され、末端部先端は、291 によって示され、ステーブルカートリッジは 293 によって示される。本実施形態では、送信機の役目を果たすトランスデューサのセット、例えば、末端部先端上のトランスデューサは集束トランスデューサである。これは、集束ビーム（番号 296）を生じる。さらによい精度のために、集束トランスデューサを受信機として使用することもできる。

【0197】

所望の分解能は、両方の実施形態では、最適精度は、高周波（例えば、1 mm 半径トランスデューサに対して 10 MHz およびそれ以上）で得られることを指示する。フレネルゾーンでは、送信強度はふぞろいであるので、末端部先端はアンピルの方へ移動しているけれども、強度が増加する代わりに低下する点があることに注目すべきである。この障害は上記に参照された工程を設計する際に考慮されねばならない。

【0198】

原則として、上記の実施形態は簡単であるという長所を有するけれども、走査手順は、多くの時間を費やし、内視鏡が末端部先端に対する走査機能を有することも必要とし得る。さらに、多数のトランスデューサおよびこのトランスデューサを接続する電線は、非常に限られた量の空間を必要とし、システムのコストも増加させる。

【0199】

送受信トランスデューサが対称的にある場合、このシステムは、たとえどちらかの方向に 120°の回転が行われるとしても整列されるように見える。この潜在的なエラーは、例えば、トランスデューサの非対称配置を使用することあるいは各送信機を固有のパルスのシーケンスを発生させることによって避けることができる。

【0200】

主に必要とされるトランスデューサの数を減らすことによって前述の実施形態を改善する本発明の実施形態は、三角測量の原理に基づいている。使用される基本構成は、1つの送信機および3つの受信機（あるいは3つの送信機および1つの受信機）を含む。図39Aは、例えばステープラカートリッジ上にある（番号292によって示された）3つの受信機のアレイを示す。あらゆる2つの受信機間の距離は、製造工程で正確に規定されているので、既知である。あらゆる2つの受信機および送信機は三角形を形成するので、アライメントは、カートリッジと先端との間の所望の距離によって決定されるように、3つの三角形が等しい辺を有する場合に得られる。全ての測定距離が等しくなるまで、末端部先端が変位される。変位方向は、3つの測定距離間の差から評価される。アライメント検出に対して三角形が等しくない辺を有するように非対称に三角形も構成できる。

10

【0201】

内視鏡の自由度数を制限することは、トランスデューサの総数を減らす、例えば、2方向内視鏡の場合、1つの送信機および2つの受信機だけが使用される。2方向内視鏡に対する状態は、図39Bに示される。図39Bでは、数字292は、290と示されるトランスデューサによって送信される信号を受信するために使用されるトランスデューサを示している。上記に説明されるように、トランスデューサ290は、 $L_1 = L_2$ まで移動され、その点でステープラの2つの部品は整列され、この距離は、前述の方法の1つのによって決定される。

【0202】

三角測量方法を使用する実施形態は、単一要素トランスデューサの代わりに要素のアレイから形成されるトランスデューサを使用することによって改善される。この場合、複数の三角形が形成されるので、測定はより正確である。

20

【0203】

三角測量法を使用する際に生じる他の障害は、フレネルゾーンのビームは時々密集していないので、唯一の送信トランスデューサを有する2つの隣接受信トランスデューサ、あるいはその逆を照明できないことである。この障害を解決するために、分岐トランスデューサが使用されるかあるいは開口は、ビームを発散するようにさせるので、送信機からの信号が受信機に達することを保証する送信トランスデューサの前に置かれる。分岐ビームの使用は、より弱い信号および減少されたアライメント精度を生じる。

【0204】

本発明の他の好ましい実施形態では、前述された実施形態に見られる障害のいくつかは、三角測量法測定で使用するトランスデューサの特別な装置によって解決される。下記の説明は、簡単にするために2方向内視鏡に対して示されるが、他の三角測量構成を付加することによって4方向内視鏡に容易に拡張できる。図40に概略が示される三角測量構成は、2つの送信機290間に距離Iを有する2つの送信機290と、1つの受信機292とを含む。この送信機は、2つの透過ビームがカートリッジに垂直である軸からの距離「d」で出会うような角度でステープラカートリッジ上に取り付けられる。末端部先端は、（強度測定によって）1つの任意のビームを探索するまで空洞を走査する。次に、末端部先端は、2つの送信機からの受信振幅が等しい点に到達するまでゆるやかな走査によってこのビームを追跡する。送信機は時間間隔で逐次送信する。この方法は、密集していないビームを使用することによって限定されるので、出会う点がフレネルゾーンにあることを保証するためにいくつかのMHzの範囲で作動する。フレネルゾーンで作動する代わりに、所望の距離の焦点距離を有する集束トランスデューサを使用できる。

30

40

【0205】

フレネルゾーンあるいは焦点後、ビームが分岐しているという事実は、ビームの断面がアライメントに近い場合よりも大きい距離からビームの中の1つを最初に探索するのに役立つ。図41は、トランスデューサ290によって送信されるビーム295のふるまいの概略を示している。

【0206】

下記の特定の例は、ステープラを含む上記に考慮された内視鏡のための三角形構造を形成

50

するために使用される可能な寸法を示す。

【0207】

- アンビルを含む末端部先端とステープラカートリッジ間の距離 = $d = 4 \text{ mm}$ 。

【0208】

- 送信トランスデューサ間の距離 = $l = 10 \text{ mm}$ 。

【0209】

- トランスデューサの半径 = $a = 1 \text{ mm}$ 。

【0210】

- フレネル距離 ($= d \gg a$ の場合の a^2 / λ) がより長いがあるいは d に等しいべきであるという要求を使用することは、 $\lambda = 0.25 \text{ mm}$ 、すなわち周波数 $F = 6.16 \text{ MHz}$ であるという結果をもたらす。半ビーム角 θ は、 $\sin \theta = 0.51 \cdot \lambda / 2a$ から決定され、 $\theta = 3.65^\circ$ を生じる。この角度は、トランスデューサ表面に対する垂直面に対して測定され、したがって全角 7.32° である。

10

【0211】

フレネルゾーン内では、透過ビームの強度は、ベッセル関数によって示されるので、均でないことをさらに言及すべきである。この事実は、フレネルゾーン内で行われる測定によって決まる本発明の実施形態を使用する場合に考慮されねばならない。

【0212】

前述されるように、代替実施形態では、 4 mm の焦点を有する集束トランスデューサが使用される。この場合、より高い周波数で測定を実行できる。

20

【0213】

本実施形態の主要な長所は、距離が推測的に特別の構造から公知であるために、距離測定に対する要求を省くということである。

【0214】

正確な三角測量構造を形成する複雑さを減らし、機械的走査を省く本発明の他の実施形態はフェースアレイを使用する。この実施形態は、末端部先端上に取り付けられたトランスデューサおよびカートリッジ上に取り付けられた2つあるいはそれ以上のトランスデューサ（あるいはその逆）を含む。末端部先端上のトランスデューサは、素子のアレイから形成される（カートリッジ上のトランスデューサは、1つの素子あるいは素子のアレイから形成できる）。このアレイは、電子手段によって導くことができるビームを発生する。導かれるビームは、トランスデューサの中の1つによって受信されるまで空洞を走査する。導かれるビームの角度は、末端部先端の変位方向を示唆する。測定角度が両方のトランスデューサに対して等しい（あるいは既知の等しくない角度で予め製造できる）場合にこのアライメントが行われる。本実施形態では、この距離は、飛行時間あるいは三角測量計算によって測定できる。実施の他の方法は、図40を参照して前述された三角測量構造の模倣である。この場合、カートリッジの表面にある角度でトランスデューサを取り付けることは、アレイからの導くことができるビームはこの形体と交換する。

30

【0215】

前述された第1のアライメントの非常に簡略化されたバージョンである強度測定に基づいたアライメントは、概略が図42に示されている。この実施形態は2つのトランスデューサを使用する。末端部先端300上のトランスデューサ290は送信機である。受信トランスデューサ292は、移動可能なステープルカートリッジ302の下のカートリッジ保持器301上に取り付けられる。カートリッジの全部の高さ中に形成される経路303は、この信号を受信機に導く。この経路は、約0.5から1mmの小さい直径を有する。この構造は、末端部先端がカートリッジの前の正確に正しい位置に置かれる。

40

【0216】

本発明の好ましい実施形態は、1つのトランスデューサおよび単一リフレクタあるいは複数のリフレクタのいずれかを含む。このトランスデューサは、送受信両方のために使用される。このリフレクタは、リフレクタに対する送信機の位置および向きに変換できるパターンを反射する特別の構造から形成される。このトランスデューサは、末端部先端あるい

50

はステーブルカートリッジあるいはその逆に取り付けることができる。リフレクタをカートリッジ上に取り付けることは、これは、カートリッジの割り出しを妨害するトランスデューサのための電線接続を取り除くので、通常好ましい。下記は、モデルから得ることができる多数の可能な構造の代表的な例であるが、限定的な例ではない。

【0217】

これらの実施形態の（代表的な寸法を含む）基本的な構造は図43Aに示される。（番号310によって示される）2つの平行反射平面は、 $\beta = 90^\circ$ であるような角度 β で反射面と交差する平坦表面311によって距離 L_1 だけ分離される。（通常番号312によって示される）生じるステップ構造は、送信トランスデューサ313からのビームによって放射される。透過ビームが両方の層に当たる場合、反射信号は、2つの連続エコー、すなわち図43Bに概略が示されるように前部層からの第1のエコーおよび後部層からの第2のエコーを含む。

10

【0218】

図43Cは、図43Aに示された種類の1ステップリフレクタを使用して実行された実験の結果を示すオシロスコープスクリーンの写真の再生である。スクリーンの左側の大きなパルスは、送信パルスであり、2つのより小さいパルスはリフレクタからのエコーである。時間を示す水平スケールで、各区切りは $1.2 \mu\text{sec}$ である。この例では、リフレクタは、最も近い反射面が放射トランスデューサから 4.3 mm にあり、ステップの深さ $L_1 = 3 \text{ mm}$ であるように配置される。パルス間の測定時間は $4.08 \mu\text{sec}$ であるので、測定されるステップの深さは、

20

【0219】

【数10】

$$L_1 = d = \frac{v_e \times t}{2} = \frac{1500 \text{ m/s} \times 4.08 \mu\text{sec}}{2} = 3.08 \text{ mm}$$

から得られる。

【0220】

30

測定値と実際の深さとの一致は測定システム性能によって決定される。この一致を改善する方法は、ソフトウェアの記述および電気モジュールとともに後述される。

【0221】

このトランスデューサがリフレクタと整列される場合、層間の測定パルスは、 L_1 でなければならない、測定パルスはステップの深さに対する振幅関係を有しなければならない。この関係は、軟らかい組織で伝搬する超音波の周知減衰関係から評価できる（G. S. Kino, Acoustic waves: devices, imaging and analog signal processing. New Jersey: Prentice-Hall Inc., 1987）。

【0222】

40

【数11】

$$\frac{A_{\text{rear}}}{A_{\text{front}}} = -2 \times 0.8 \text{ dBcm}^{-1} \text{ MHz}^{-1},$$

【0223】

ここで、 A_{rear} は後部層からのエコー振幅であり、 A_{front} は前部層からエコーである。信号振幅に及ぼす他の影響は、ステップ断面および末端部先端とリフレクタ面間

50

の空間角度である。例えば、 10 MHz (100 nsec) の自然周波数を有するトランスデューサから放射される信号を反射する図 43C に関して説明された 2 つのエコーリフレクタを考察する。関係 $A_{\text{rear}} / A_{\text{front}}$ は、およそ 4.8 dB あるいは $A_{\text{rear}} = 0.707 A_{\text{front}}$ を生じる。図 43C を参照すると、前部エコー振幅は、アライメントが得られなかったことを示す後部エコーよりも小さい。さらに、例えば、末端部先端のトランスデューサの経路は、トランスデューサが反射層に最初に、次に、その後、後部層に照らすべきであることを命令し、したがって末端部先端がアライメントを行うために後方へ移動されるべきであることは明白である。

【0224】

アライメントを実行するために使用される検出手順は下記の基準に基づいている。

10

【0225】

1. エコーが所定の時間差で、所定の振幅関係（所定の妥当な許容範囲内）で受信される場合だけアライメントが行われる。

2. リフレクタおよびトランスデューサは、

a. 信号が全然受信されない場合、あるいは

b. 1 つのエコーだけが受信される場合、あるいは

c. 振幅関係が満たされない場合、あるいは

d. 連続エコー間の時間が異なる（すなわち、異なる距離が測定される）場合、常に整列されない。

20

【0226】

この手順は、より詳細に下記に述べられる。

【0227】

本発明の好ましい実施形態では、リフレクタは、2 つあるいはそれ以上のステップで構成される。図 44A、図 45A、および図 46A は、使用できる多数の可能な 2 ステップ（3 つのエコー）構造の若干を示す。これらの図では、リフレクタは通常番号 320 によって示され、トランスデューサは、番号 321 によって示され、 L_1 および L_2 は 2 ステップの高さであり、典型的な寸法が示される。これらの場合、反射信号は、所定の時間差およびそれぞれ L_1 および L_2 に相当するその間の振幅関係を有する 3 つのエコーを含む。それぞれ 44A、45A、および 46A に相当する反射信号は、図 44B、図 45B、および図 46B に概略が示されている。

30

【0228】

L_1 および L_2 の異なる値を使用することは、アライメントを完了することを助ける。例えば、3 つのエコーの中の 2 つだけが受信される場合、トランスデューサのビームがエコー間の距離によってどの対のステップに当たるかを決定できる。この情報は、次にリフレクタに対して末端部先端の位置を決定し、アライメントにより近くにこの先端を導く。

【0229】

図 46A は、内部をドリルであけられた 2 つの穴を有するシリンダから作られる 2 ステップリフレクタを示す。1 つの穴は、 2 mm の直径であり、 2 mm 穴の中心では、他の 1 mm の穴がドリルであけられる。ほとんど整列されるが正確に整列されていない場合のこの構造は、3 つの連続パルスを反射する、すなわち第 1 の連続パルスは、リフレクタの面からであり、第 2 の連続パルスは、 2 mm の穴の周辺領域からであり、第 3 のパルスは 1 mm 穴の底部からである。部品が正確に整列される場合あるいは変位が 1 mm の底部が透過ビームによって照らされないようなものである場合、2 つのエコーがある。2 つのエコーだけが測定される場合の可能性を識別するために、リフレクタは、等しくない深さのステップで構成される。

40

【0230】

図 46C は、図 46A に示された種類の 2 ステップ円筒状リフレクタを使用して実行される実験の結果を示すオシロスコープスクリーンの写真の再生である。左側の信号は送信パルスである。右側の 3 つのエコーは 3 つの異なる層からである。この時間スケールは、区分毎に $1.1\text{ }\mu\text{sec}$ である。層間の深さは $L_1 = L_2 = 1\text{ mm}$ である。このリフレクタは

50

、リフレクタから4.7mmに取り付けられる。連続エコー間の測定時間は1.3μsecであるので、計算された深さは、

【0231】

【数12】

$$L_1 = L_2 = d = \frac{v_c \times t}{2} = \frac{1500\text{m/s} \times 1.3\mu\text{sec}}{2} = 0.975\text{mm}$$

である。

10

【0232】

本発明の一部を形成する他の手順は、変位アルゴリズムを使用する。このアルゴリズムは、2つ（あるいはそれ以上）ステップ（あるいは穴）リフレクタだけで実行できる、すなわち3つのエコーの最小値が必要である。本実施形態では、リフレクタは、異なるサイズステップ深さで形成される。放射トランスデューサスポットは、ステップのいくつかだけに当たる場合、エコーのいくつかだけが受信される。図54のステップ構造を参照して説明された下記の例は、アルゴリズムの原理を示している。図54は、2つの別個のステップ深さ $L_1 \neq L_2$ を有する2ステップリフレクタ320を示している。送信/受信トランスデューサは番号321によって示される。

【0233】

20

アライメント検出の場合、3つのエコーを受信する必要がある。図54では、トランスデューサは、整列位置の左側に置かれる。したがって、2つのエコーだけが受信される。変位アルゴリズムがエコー間の距離が L_1 であることを計算するので、アルゴリズムは、3つのエコーが受信されるまでトランスデューサを右側に変位させるように外科医に示唆する。

【0234】

図55Aから図55Fは、アライメントの原理をさらに示す。図55A、図55B、図55Cでは、本発明のリフレクタ320はトランスデューサ321によって照らされる。

【0235】

図55Bは、このシステムが整列される場合のトランスデューサおよびリフレクタの相対位置を示す。対応する受信信号の概略を示す図55Eでは、一定の関係が2つの反射面からのエコー間に存在する。図55Aでは、トランスデューサは、「オーバーショット」アライメントを有し、図55Dで示されるように、2つのエコー間の必要とされる比率は存在しない、すなわち最も遠い表面からのエコーは、最も接近した表面からよりも非常に大きい。図55Cおよび図55Fは、トランスデューサが「アンダーショット」アライメントを有する状態を示している。いかに外科医がこの情報を使用し、この要素を導き、正しいアライメントにすることができるかは当業者に明らかであるべきである。上記の手順は、アライメント手順を自動化する工程の開発のための基準である。

【0236】

30

図47は、例えば、上記に開示されてもよいステープラに適用された本発明の好ましい実施形態の概略を示している。番号331は、5つのステープルのそれぞれの3つのアレイの各々を示し、番号332は、ステープルの各アレイに隣接するカートリッジの表面に形成される2ステップリフレクタを示している。例として、典型的な測定はリフレクタの1つに示されている。本実施形態では、トランスデューサは、例えば、図17Bの位置114の1つの内視鏡の末端部先端にある。多数の他の可能性は、リフレクタをカートリッジの不可欠な部分として構成するために存在する。例えば、本発明の他の好ましい実施形態では、リフレクタは、カートリッジの表面の上に突き出すステップのセットとして形成される。4方向内視鏡の場合の本発明の方法の実施は、回転の影響を含むために2方向内視鏡に対する方法とは幾分異なるはずである。4方向内視鏡と併用するための本発明の1つの好ましい実施形態では、リフレクタは、カートリッジ上に、トランスデューサは末端部

40

50

先端上に取り付けられる。末端部先端がリフレクタに対して回転される場合、(トランスデューサが末端部先端の中心にない限り)透過ビームは、リフレクタのステップに当たらず、反射ビームは検出されない。

【0237】

4方向内視鏡と併用するための本発明の他の好ましい実施形態は、カートリッジ上に取り付けられた2つのリフレクタを使用する。本実施形態では、リフレクタは、互いに垂直に取り付けられる。2つのリフレクタのステップの深さは、異なる。したがって、リフレクタの中のどれが透過ビームで照らされるかを決定できる。この情報は、回転を補正し、ステープラの部品を適切に整列させるようにアルゴリズムに組み込まれる。

【0238】

本発明の前述の実施形態で使用された反射素子を設計する際に、いくつかの要素を考慮しなければならない。これらの考慮すべき事項は下記の通りである。

【0239】

1. エコー間の所定の時間差および所定の振幅関係を有するエコーが周辺両辺から後方反射される可能性は、非常に小さい。この可能性は、本発明の好ましい実施形態で3つのエコーを生じる構造を形成して2つ以上のエコーを使用することによって大いに減少される。

【0240】

2. 高振幅エコーを受信するために、できるだけ幅広いステップ幅を使用することは最適である。2エコー(1ステップ)リフレクタでは、ステップ幅は制限されない。しかしながら、3つ以上のエコーリフレクタでは、アライメントが行われる場合に全ステップ幅の累積が表面の全てから反射があることを保証するためにビーム幅を超えないことが非常に重要なことである。一方、ステップ幅を非常に狭くすることは、非常に弱い振幅反射を生じる。

【0241】

3. ステップの高さ(すなわち、反射層間の距離)は、測定系の分解能以上でなければならない、すなわち、ステップ深さが2で割られた組織の音速(例えば、 1500 m/s)と乗算されたエコー持続期間の長さよりも大きいようにステップ深さを設計することは最適である。これらよりも小さい深さで機能できるが、この場合、より低い信号対雑音比を生じる反射エコーは、部分的に重なっている。

【0242】

4. いくつかの場合、吸収材を有する反射面を囲むので、リフレクタのコントラストを増加できる。

【0243】

5. マルチステップリフレクタの使用における誤りの可能性のある原因の1つは、組織が反射面の全てと固定した接触をしていない場合に形成され得る空隙である。この問題に対する1つの可能な解決策は、この空隙を医用超音波ゲルで充填することにある。この従来のゲルは、内視鏡の挿入中しばしば変位されるので、組織に対する音響マッチングを有する固いあるいは可撓性の材料でステップを充填することが好ましい。この場合、空隙が全然形成されないので、測定においてエラーは全然生じない。この目的のための適当な材料は、例えば、周知の工業用シリコンあるいは当該技術分野で周知の商用バイオコンパチシリコン製品である。

【0244】

6. 多数の異なる特性を有するトランスデューサは、前述された本発明のいろいろな実施形態で使用できる。本発明の好ましい実施形態で使用されるトランスデューサの例は、送受信の両方ができる単一素子の方向性トランスデューサである。トランスデューサの直径は、 1 mm であり、トランスデューサの長さは 2 mm である。接続ケーブルは、 1 mm よりも小さい直径を有する。この装置は、 11 MHz の中心周波数および 60% の帯域幅(-6 dB)を有する。トランスデューサは組織と直接接触して使用され、マッチング層は全然必要でない。このトランスデューサは、アメリカ合衆国のペンシルベニア州のステー

10

20

30

40

50

トカレヅジ市のブラテク社によって出願人のための特注である。

【0245】

次に、本発明の距離およびアライメントの測定を実行するために使用された超音波回路が説明される。この回路は、Aモード（送受信のための1つのトランスデューサ）あるいはCモード（2つの異なるトランスデューサが使用され、一方が送信用、他方が受信用である）の走査のいずれかを結像部なしに使用できる。簡潔のために、下記の説明は、Aモードのためであるが、全て同じ原理は、本来同じ電子部品および回路を使用してCモードで実行できる。

【0246】

図48は、3つの相互に接続される装置、すなわち送信機（通常340で示される）、受信機341、およびディジタル化、信号処理（DSP）、距離およびアライメント装置342、で構成される本発明の他の好ましい受信機による超音波回路のブロック図である。番号343はタイミングと制御の回路と入力/出力（I/O）インターフェイスを示す。タイミング回路は、例えば、11MHzの周波数および100Hzのパルス繰り返し率（あるいは周波数）の1つのパルスあるいはパルスのバーストを発生する。これらのパルスは、電力増幅器344で増幅され、送受信（T/R）スイッチ345によって、例えば超音波信号の両方ができるトランスデューサあるいはトランスデューサ346のアレイ（トランスデューサが送信機だけである場合、図37の290と同じである）に印加される。このトランスデューサは、電気信号を超音波信号に変換する。トランスデューサを内視鏡と一体にするために、トランスデューサの寸法は非常に小さくしなければならない。本発明の好ましい実施形態では、これらの寸法は、1mmの直径および2mmの長さであり、トランスデューサを電気回路に接続するケーブルは、1mmよりも小さい直径を有する同軸ワイヤである。トランスデューサローブは方向性であり、このトランスデューサローブは、フレネルゾーン内で機能するので、本来平行にされる。放射された音波は、胃347の境界を貫通し、次に脂肪組織348を通過し、最後に食道349に入る。食道では、音波は、ステープルカートリッジ上に取り付けられるかあるいは（ステープルカートリッジの一部である）非常にすぐれたリフレクタ350（あるいは、Cモードでは、図35の261に等価である受信トランスデューサ）に当たる。反射信号は、トランスデューサが反射信号を受信するまで同じ経路に沿って戻り、超音波信号を電気信号に変換する。次に、この電気信号は、T/Rスイッチ345を通過してトランスデューサからの戻り信号を増幅する増幅器351に送る。次に、増幅信号は、ディジタル信号処理を実行するためにA/D装置（DSP機能を実行するシステムの要素も示す352にある）に送る。

【0247】

DSPモジュールは、2つの主要な機能、すなわち

- i) 末端部先端とアンビルとの間の距離を測定する機能
- ii) 末端部先端とアンビルとの間のアライメントを確認する機能を有する。

【0248】

ディジタル化は、周知のナイキスト基準に合わなければならないが、この信号は狭い帯域であるために、アンダーサンプリングを使用するので、計算負荷を減少させ、いくつかの電気回路を省くことができる。

【0249】

次に、図48の超音波システムの3つの主装置はより詳細に述べられる。送信機装置は、概略が図49に示されている。このデータビット発生器・ゲート360は、データビットの1パルスあるいはバーストを発生できる。このデータビットは、ミキサ361に供給される（例えば、10.7MHzの発振率を有する正方形波あるいは正弦波である）キャリア周波数 F_c の変調の形式も決定する。1つのパルスだけを送信する場合、パルスの長さは、トランスデューサ仕様によって決定され（本例では100ns）、パルス繰り返し周波数（PRF）は100Hzである。パルスのバーストあるいはパルスのランダムシーケンスもしくはパルスの変調ランダムバーストを送信することによって、測定の信頼性

を増加させ、非常に雑音の多い環境で非常弱い信号で作動できる。混合（変調）信号は、この信号を電気エネルギーを超音波エネルギーに変換するトランスデューサ 363 に送る前にこの信号をフィルタリングし、増幅する電力増幅器 362 に転送される。

【0250】

受信機装置は、概略が図 50 に示される。全組織中ずっと通過する超音波は、超音波エネルギーを電気エネルギーに変換するトランスデューサ 368 によって受信される。この信号は、増幅器 364 によって増幅され、バンドパスフィルタ 365 によってフィルタリングされ、いかなる望ましくない周波数も除去する。次に、この信号は、（例えば、8 ビットの分解能および 100 MHz のサンプリングレートを有するアナログ/デジタル（A/D）装置 366 でデジタル化される。サンプルレートは、コンピュータのデータ転送レートに比べて非常に高いので、データがパーソナルコンピュータ（PC）の主メモリ 368 に送られるまで、データを記憶するファーストイン・ファーストアウト（FIFO）装置 367 を使用する必要がある。

10

【0251】

デジタル化モジュールは、50 から 100 MHz のサンプルレートを有する A/D 装置を含む PC カードである。伝送が開始される場合、A/D 装置は、同時にサンプルを開始し、このデータは、（約 3 cm の距離に等しい）約 20 μs 間に FIFO 装置で収集され、次にデータは、コンピュータ主メモリのバッファに転送される。

【0252】

距離計算を実行する好ましい方法は、下記の相関アルゴリズムの使用を含む。バッファのサンプルデータは、コンピュータメモリに記憶された所定の信号パターンで相互相関される。

20

【0253】

基準信号は、2 つの方法で形成できる。第 1 の方法は、反射エコーのパターンを発生する関数を合成あるいは記述できる事実を使用する。このような基準信号を発生する関数の例は、

【0254】

【数 13】

$$\begin{aligned} \text{ref}(t) &= Ie^{-\pi} \cos(\omega_d t + \theta) & t \geq 0 \\ \text{ref}(t) &= Ie^{\pi} \cos(\omega_d t + \theta) & t \leq 0 \end{aligned}$$

30

【0255】

ここで、 τ は、トランスデューサ仕様から得られたダンピング係数であり、 ω_d は、トランスデューサ仕様から得られたダンピング自然周波数であり、 θ は位相補正であり、必要ならば（William W. Seto, Acoustics, Schaum's Outline Series, McGraw-Hill Inc., 1971）である。図 51A は、上記の式を使用して計算された合成基準信号の例を示すコンピュータスクリーンの再生である。

【0256】

40

第 2 の方法では、実際のエコーは、基準信号として使用するためにサンプルされ、コンピュータメモリに記憶される。第 2 の方法は、トランスデューサの特性を含む送受信システムの全ての特性を正確に含んでいるので、好ましい。したがって、例えば、トランスデューサ（あるいはこのシステムの任意の他の構成要素）は、わずかに異なる特性を有する他の部品と交換される。簡単な較正対策（例えば水中で）を行うことによって正確に予想される基準信号をコンピュータメモリに記憶できる。図 51B は、予め測定された基準信号の例を示すコンピュータスクリーンの再生である。図 51A および図 51B では、水平軸は、ナノ秒で測定された時間を示す。相互相関結果は下記の式から得られる。

【0257】

【数 14】

50

$$r_{\text{ref},\text{sig}}(l) = \sum_{n=l}^{N=l} \text{ref}(n-l) \cdot \text{signal}(n) \quad 0 \leq l \leq N-1$$

【0258】

ここで、 $r_{\text{ref},\text{sig}}(1)$ は、相互相関結果であり、 $\text{ref}(n-1)$ は基準信号であり、信号 (n) は受信信号であり、 $N = \text{長さ}(\text{信号}) - \text{長さ}(\text{ref})$ である。

【0259】

相関バッファ $(r_{\text{ref},\text{sig}}(1))$ に最大値を含む要素のインデックスは、基準信号および受信信号が最も良く一致する場所に相当する。エコーの到着時間は、 $T_{\text{arrival}} = (\text{Buffer_index} * 1 / T_s) / 2$ によって計算され、ここで Buffer_index は、バッファのインデックスであり、ここで最大相関が得られ、 T_s はサンプリング周波数である。

10

【0260】

上記から当然の結果として、測定の精度はサンプリング周波数によって決定され、すなわち、時間測定のエラーは、 $\pm 1 / T_s$ である。例えば、サンプル速度は100MHzである。

したがって、

【0261】

20

【数15】

$$\frac{1}{100\text{MHz}} \times 1500\text{m/s} = 15\mu\text{m}$$

である。

【0262】

すなわち、距離の精度は $\pm 15 \mu\text{m}$ である。

【0263】

30

図52Aは、リフレクタ(上部曲線R)から受信されたエコーと図51Bの予め測定された基準曲線との間の典型的なバッファのための相関結果(下部曲線C)を示すコンピュータスクリーンの再生である。図52Bは、受信信号および相関結果のより詳細を示す図52Aの一部の拡大である。相関の最大値は正確に受信信号の始めに生じる。図52Aおよび図52Bでは、水平軸は、マイクロ秒で測定された時間を示す。

【0264】

アライメントアルゴリズムは、距離測定アルゴリズムをアライメント検出のための基準の1つとして使用する。下記の例は、1ステップ(2エコー)リフレクタのためのものであるが、この例は3つあるいはそれ以上のエコーを有するリフレクタのケースをカバーするように容易に拡張できる。バッファで受信された信号は、基準信号と相関される。次に、このアルゴリズムは、相関の2つの最大値の位置を探す。これらの2つの最大値間の距離はステップの深さを等しくしなければならない。この基準に合わない場合、トランスデュサおよびリフレクタは整列されない。

40

【0265】

最大値間の距離が正しい場合、2つのエコーのエネルギーは、これまで示された減衰関係および面積断面関係あるいは較正測定から既知の予め測定された関係のいずれかに合うように比較される。これらの関係が満たされない場合、アライメントは正確でない。

【0266】

図53は、アライメントアルゴリズムのフローチャートである、このアライメントは、エコーがステップの深さに相当し、振幅関係を満たす距離で測定される場合およびこの場合

50

だけ正確であるとみなされる。

【 0 2 6 7 】

較正の時間を減らすために、相関最大値の代わりに受信バッファで最大値を探すことができる。しかしながら、この場合、エラーは、高振幅を有するランダム雑音が生じる場合に生じる。したがって、本発明の好ましい実施形態では、計算は、エネルギーの相関ピーク（強度の積分に等しい）を使用して行われ、受信バッファからの最大値を使用することによって行われない。

【 0 2 6 8 】

本発明の実施形態は、例証によって説明され、本発明は、多数の修正、変更および改造に関して本発明の精神を逸脱しないであるいはクレームの範囲を超えないで当業者によって実行できることが分かる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 食道の周りの胃の 360° の従来技術の巻き付けを示す。

【図 2】 従来技術のトーベット後端の部分胃底皺襞形成術（270°）を示す。

【図 3】 従来技術のタル前部胃底皺襞形成術（180°）を示す。

【図 4 A および図 4 B】 従来の内視鏡の概略を示す。

【図 5】 本発明の装置の固定部および曲げ末端部の概略を示す。

【図 6 A および図 6 B】 本発明による装置を使用する胃底皺襞形成術に含まれる機械的処置の概略を示す。

【図 7】 ステープリング以前の装置の位置決めの概略を示す。

【図 8 A から図 8 D】 装置の位置決めのいろいろな可能なミスマッチングを示す。

【図 9 A および図 9 B】 ステープリング処置の概略を示す。

【図 10】 本発明の他の好ましい実施形態による内視鏡装置の動作の概略を示す。

【図 11】 図 10 の装置の位置決めを示す。

【図 12】 図 11 の装置の先端の配置を示す。

【図 13】 本発明の好ましい実施形態による食道のアンピルの位置決め処置を示す。

【図 14】 本発明の好ましい実施形態による処置で使用されるパイタである。

【図 15 A から図 15 C】 食道内のアンピルの細かい位置決めを示す。

【図 16 A】 本発明の好ましい実施形態によるステープラを含む内視鏡の固定部および連結末端部の概略を示す。

【図 16 B】 その最大曲げ角中の内視鏡の連結部の概略を示す。

【図 17 A】 本発明の好ましい実施形態によるステープラのアンビル部のための容器が装備されている内視鏡の末端部先端の概略を示す。

【図 17 B】 所定の場所にステープラアセンブリのアンビルモジュールを有する図 17 A の内視鏡の末端部先端を示す。

【図 18 A】 本発明の実施形態による使い捨てアンビル装置の内部部品を示す断面である。

【図 18 B】 本発明の他の好ましい実施形態による使い捨てアンビル装置の内部部品を示す図 18 A の断面と同様な断面である。

【図 18 C】 図 18 A あるいは図 18 B のアンビル装置の面を示す。

【図 19 A および図 19 B】 本発明の好ましい実施形態によるステープルカートリッジ保持器の側面図および正面図の概略をそれぞれ示す。

【図 20 A】 図 19 A および図 19 B のカートリッジ保持器本体のレイアウトを示す。

【図 20 B】 図 20 A のカートリッジ保持器本体の A - A 平面についての断面である。

【図 21】 図 20 A のステープラカートリッジの作動カムサブアセンブリを示す。

【図 22 A】 作動カムを示す図 20 A のカートリッジ本体の側面図である。

【図 22 B、図 22 C、および図 22 D】 ステープルの送出を示す。

【図 23 A および図 23 B】 それぞれ、ステープラカートリッジのハウジングの側面概略図および平面概略図である。

【図 24 A】 内視鏡の連結部のリンクを示す。

- 【図 2 4 B】 図 2 4 A に示されたリンクの中の 2 つの間の結合を示す。
- 【図 2 5 A】 典型的な寸法も示されている送出前のステーブル形状を示す。
- 【図 2 5 B】 送出後のステーブル形状を示す。
- 【図 2 6 A】 アンビルから配置され、ステーブルカートリッジの中にロックされるロック針を示すステープリング処置の概略を示す。
- 【図 2 6 B】 ステーブルが送出され、ロック針が取り出された後の状態を示すステープリング処置の概略を示す。
- 【図 2 7】 典型的な内視鏡対物レンズの概略を示す。
- 【図 2 8 A から図 2 8 E】 単一光学チャネルを有する内視鏡形状の概略を示す。
- 【図 2 9 A から図 2 9 C】 複数の画像をディスプレイする異なるオプションを示す。 10
- 【図 3 0 A】 片目で見えるための接眼レンズタイプの概略を示す。
- 【図 3 0 B】 両目で見えるための接眼レンズタイプの概略を示す。
- 【図 3 0 C】 立体的に見るための接眼レンズタイプの概略を示す。
- 【図 3 1 A から図 3 1 D】 双対画像のための双対光学チャネルの異なる形状の概略を示す。
- 【図 3 2】 典型的な内視鏡照明系の概略を示す。
- 【図 3 3 A】 双対光学チャネルを示す光学アセンブリの概略図である。
- 【図 3 3 B】 末端部端から見る図 3 3 A のアセンブリの断面図である。
- 【図 3 4】 本発明の好ましい実施形態のためのディスプレイレイアウトを示す。
- 【図 3 5】 本発明の好ましい実施形態による超音波位置決めアセンブリのブロック図である。 20
- 【図 3 6】 測定距離の空間位相差の概略を示す。
- 【図 3 7】 強度方法に基づいたアライメント方法の概略を示す。
- 【図 3 8】 強度方法に基づいた他のアライメント方法の概略を示す。
- 【図 3 9 A および図 3 9 B】 アライメントの三角測量法の概略を示す。
- 【図 4 0】 アライメント方法で使用するための三角測量構成の概略を示す。
- 【図 4 1】 超音波ビームの形状の概略を示す。
- 【図 4 2】 導波管位置決め方法の概略を示す。
- 【図 4 3 A】 ワンステップリフレクタの概略を示す。
- 【図 4 3 B】 図 4 3 A のリフレクタから反射された信号の概略を示す。 30
- 【図 4 3 C】 図 4 3 A に示された形式のリフレクタからの反射を示すオシロスコープスクリーンの再生である。
- 【図 4 4 A】 ツーステップリフレクタの概略を示す。
- 【図 4 4 B】 図 4 4 A のリフレクタから反射された信号の概略を示す。
- 【図 4 5 A】 他のツーステップリフレクタの概略を示す。
- 【図 4 5 B】 図 4 5 A のリフレクタから反射された信号の概略を示す。
- 【図 4 6 A】 円筒状リフレクタの概略を示す。
- 【図 4 6 B】 図 4 6 A のリフレクタから反射された信号の概略を示す。
- 【図 4 6 C】 図 4 6 A に示された形式のリフレクタからの反射を示すオシロスコープスクリーンの写真の再生である。 40
- 【図 4 7】 ステーブルカートリッジ上のツーステップリフレクタの概略を示す。
- 【図 4 8】 本発明の他の好ましい実施形態による超音波システムのブロック図である。
- 【図 4 9】 超音波システムの送信器部の概略を示す。
- 【図 5 0】 超音波システムの受信機部の概略を示す。
- 【図 5 1 A および図 5 1 B】 所定の基準信号を示すコンピュータスクリーンの写真の再生である。
- 【図 5 2 A】 測定された受信信号および図 5 1 A の受信信号と基準信号との間の相関結果を示すコンピュータスクリーンの写真の再生である。
- 【図 5 2 B】 図 5 2 A の断面の拡大を示す。
- 【図 5 3】 アライメントアルゴリズムのフローチャートである。 50

【図 5 4】 ツーステップリフレクタの概略を示す。

【図 5 5 A から図 5 5 F】 アライメント処置の概略を示す。

【図 1】

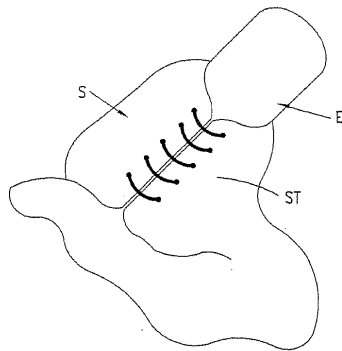


Fig.1 (Prior Art)

【図 2】

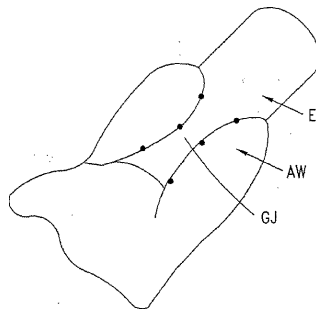


Fig.2 (Prior Art)

【図 3】

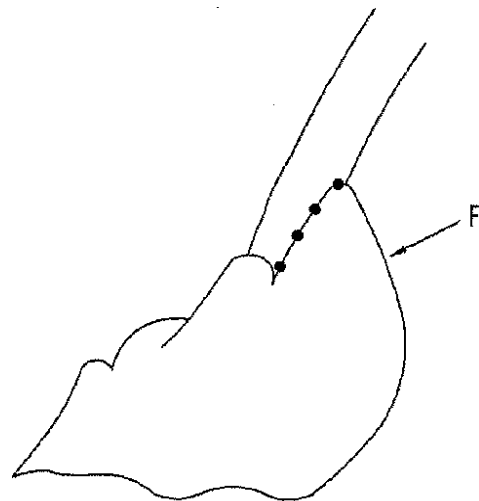


Fig.3 (Prior Art)

【図 4 A】

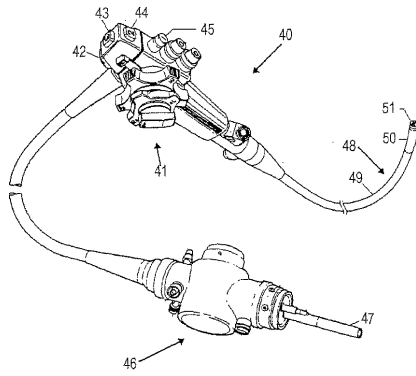


Fig. 4A

【図 4 B】

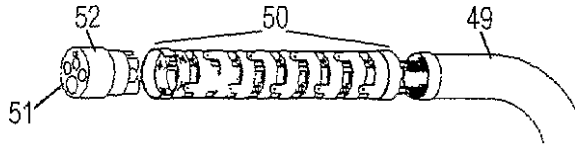


Fig. 4B

【図 5】

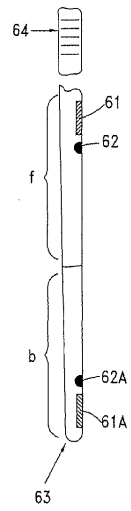


Fig. 5

【図 6 A】

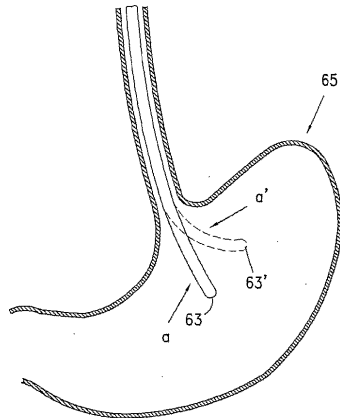


Fig. 6A

【図 6 B】

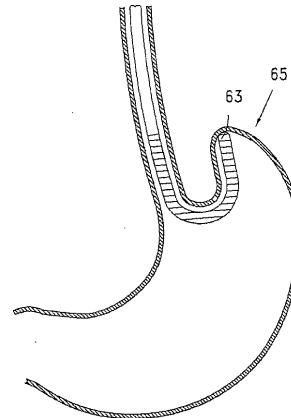


Fig. 6B

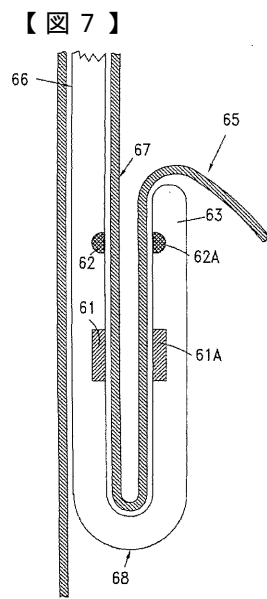


Fig. 7

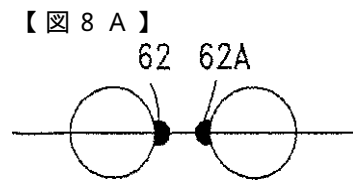


Fig. 8A

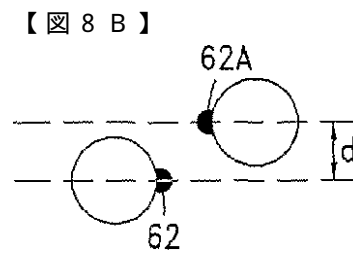


Fig. 8B

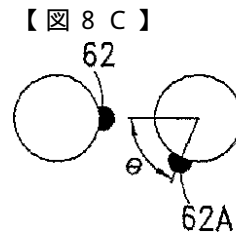


Fig. 8C

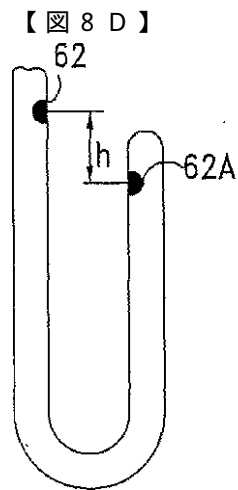


Fig. 8D

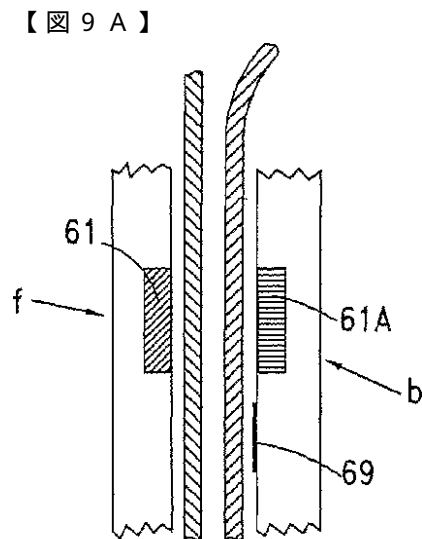


Fig. 9A

【図 9 B】

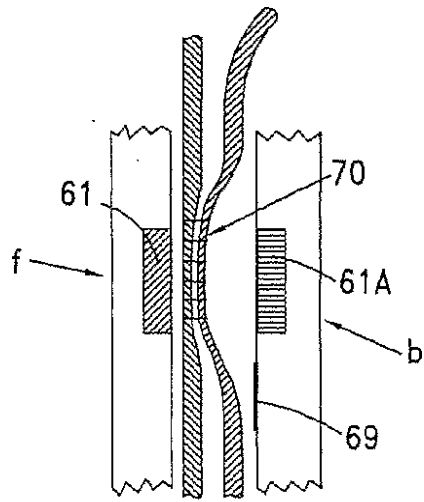


Fig. 9B

【図 1 0】

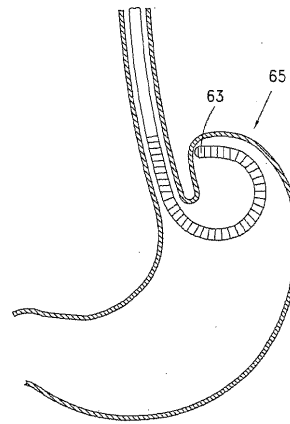


Fig. 10

【図 1 1】

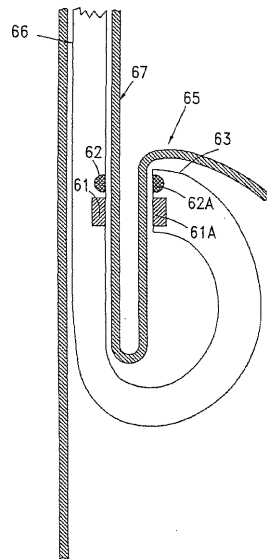


Fig. 11

【図 1 2】

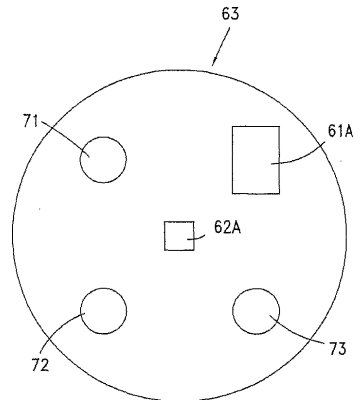


Fig. 12

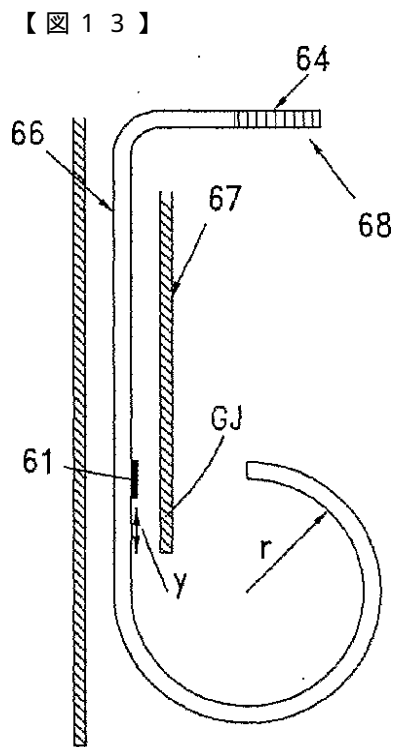


Fig. 13

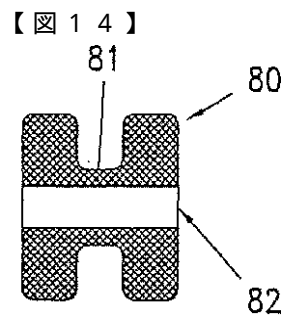


Fig. 14

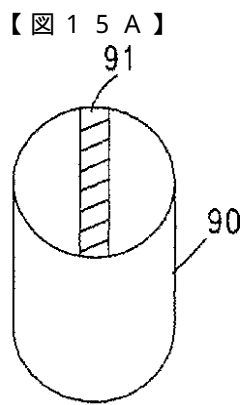


Fig. 15A

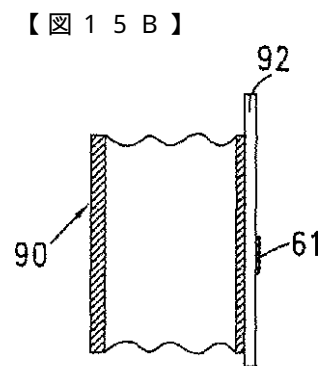


Fig. 15B

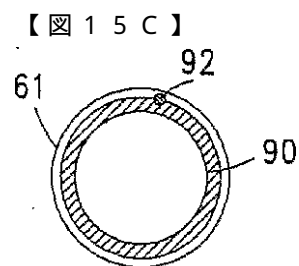


Fig. 15C

【図 16 A】

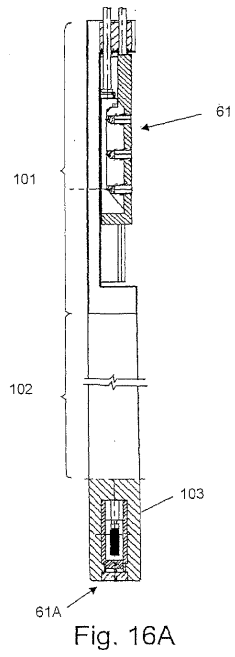


Fig. 16A

【図 16 B】

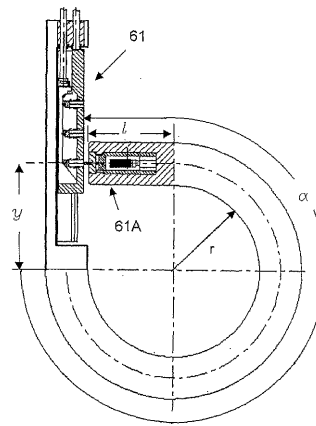


Fig. 16B

【図 17 A】

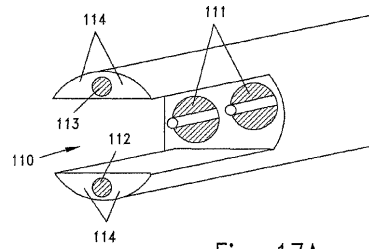


Fig. 17A

【図 17 B】

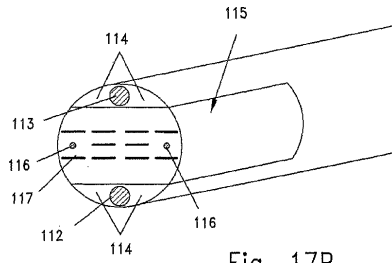


Fig. 17B

【図 18 A】

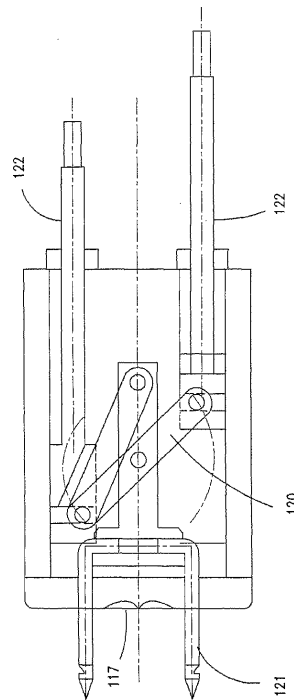


Fig. 18A

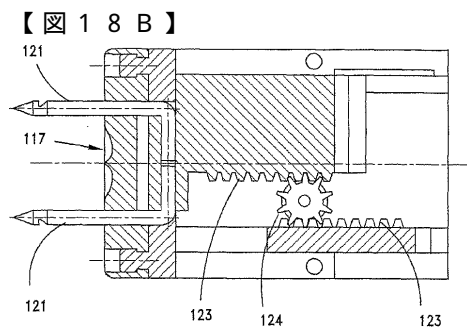


Fig. 18B

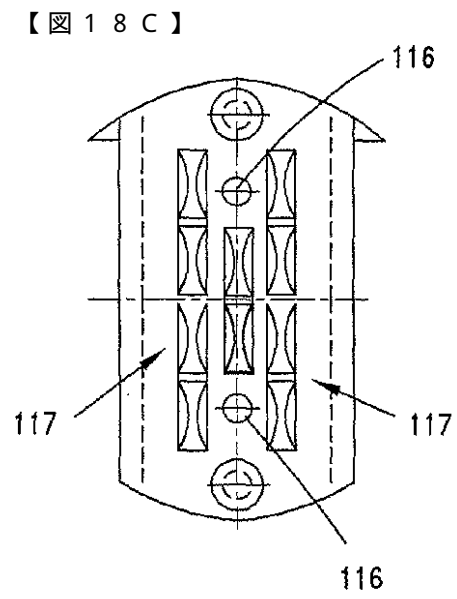


Fig. 18C

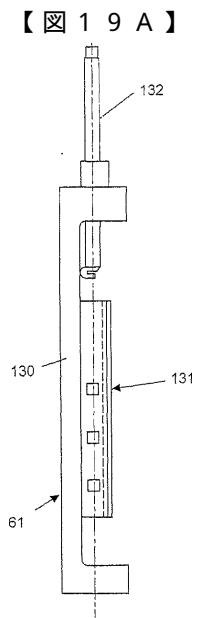


Fig. 19A

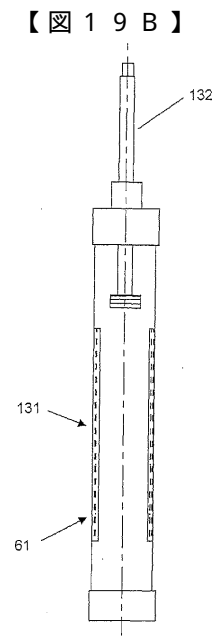


Fig. 19B

【図 20 A】

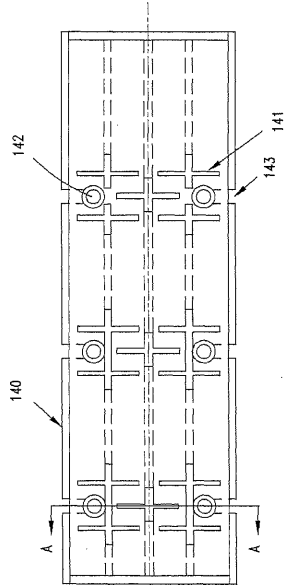


Fig. 20A

【図 20 B】

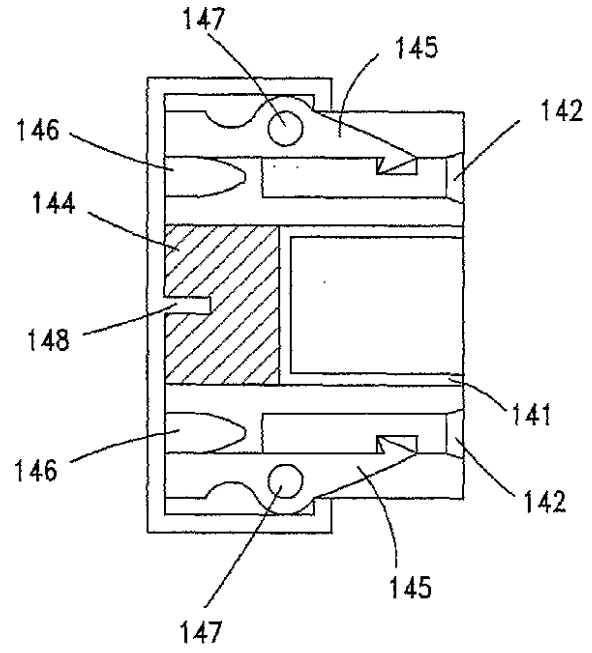


Fig. 20B

【図 21】

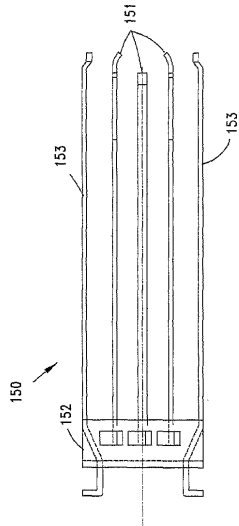


Fig. 21

【図 22 A】

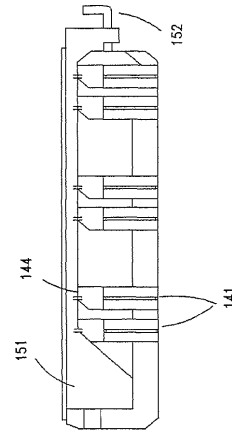


Fig. 22A

【図 22 B】

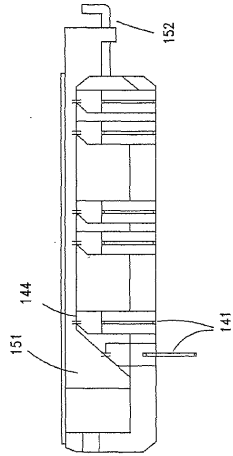


Fig. 22B

【図 22 C】

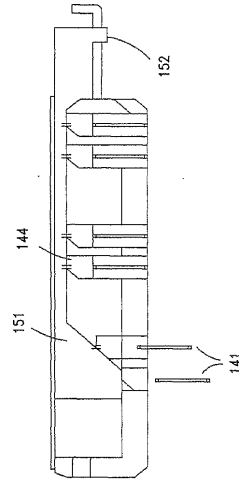


Fig. 22C

【図 22 D】

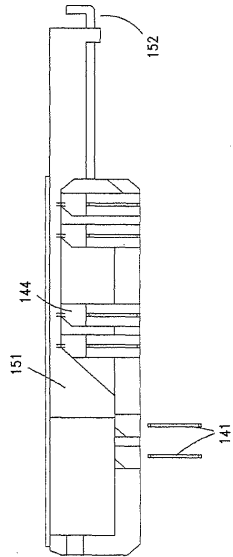


Fig. 22D

【図 23 A】

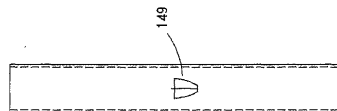


Fig. 23A

【図 23 B】

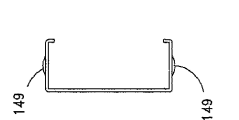


Fig. 23B

【図 24 A】

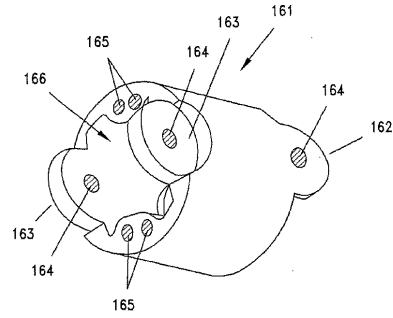


Fig. 24A

【図 24 B】

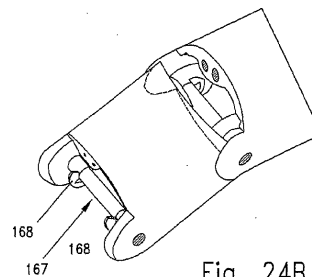


Fig. 24B

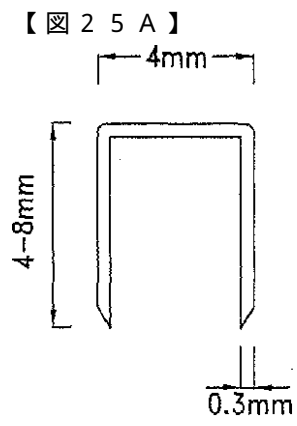


Fig. 25A

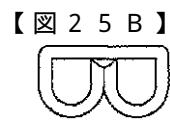


Fig. 25B

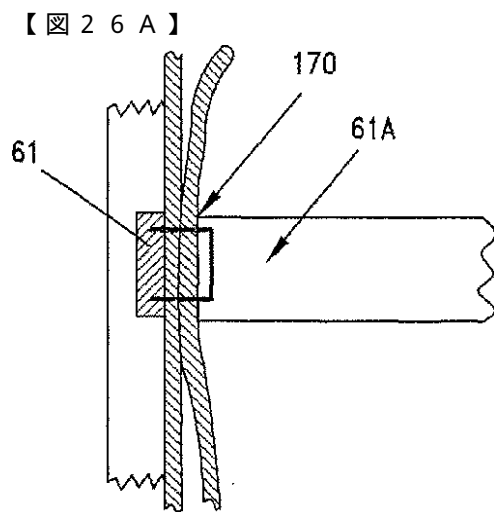


Fig. 26A

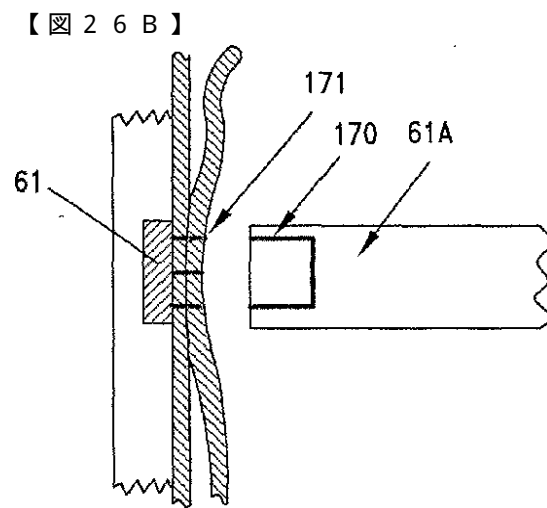


Fig. 26B

【図 27】

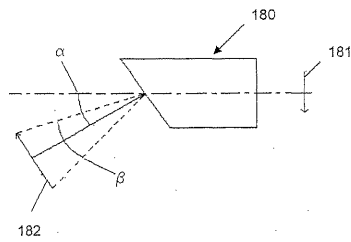


Fig. 27

【図 28 A】

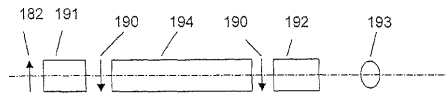


Fig. 28A

【図 28 B】

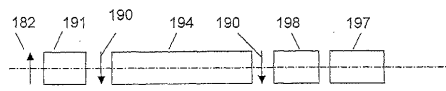


Fig. 28B

【図 28 C】



Fig. 28C

【図 29 B】

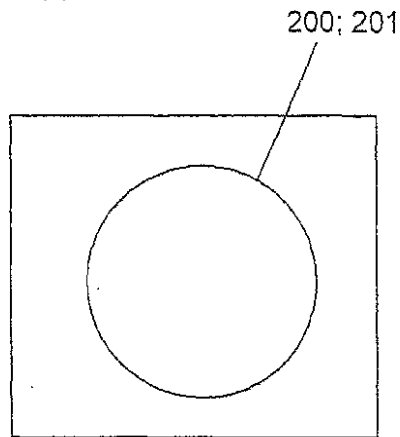


Fig. 29B

【図 29 C】

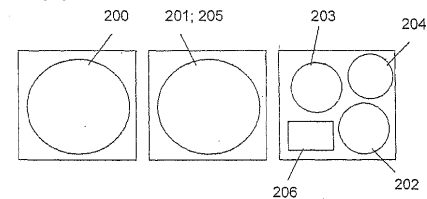


Fig. 29C

【図 28 D】

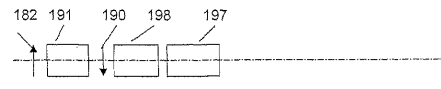


Fig. 28D

【図 28 E】



Fig. 28E

【図 29 A】

200

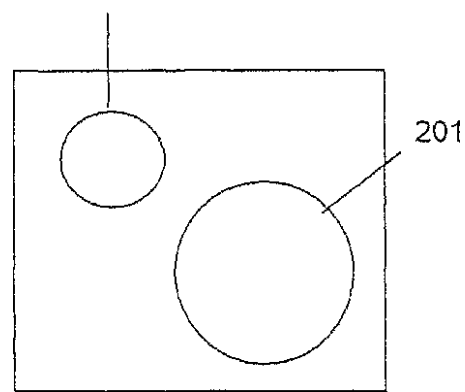


Fig. 29A

【図 30 A】

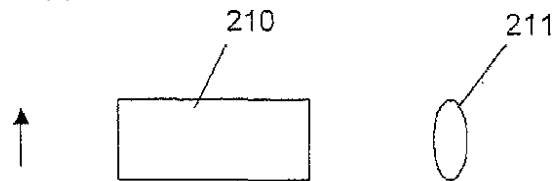


Fig. 30A

【図 30 B】

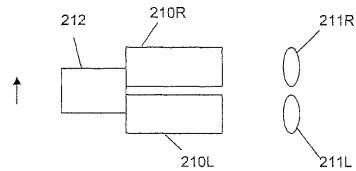
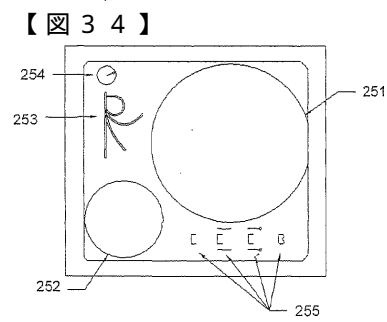
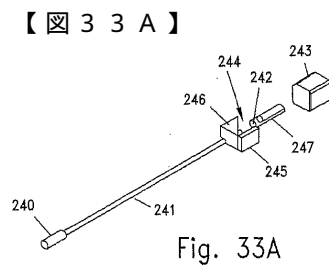
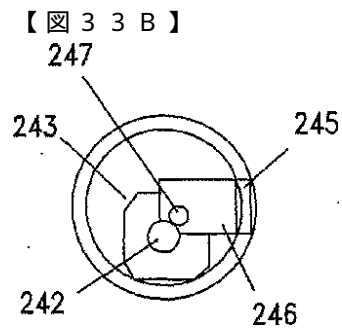
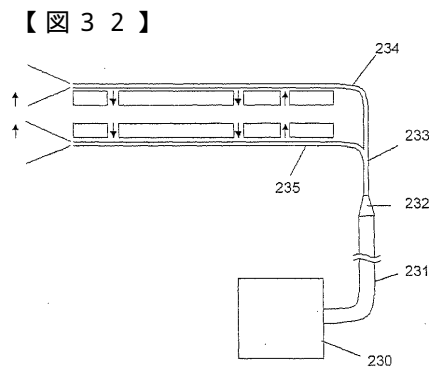
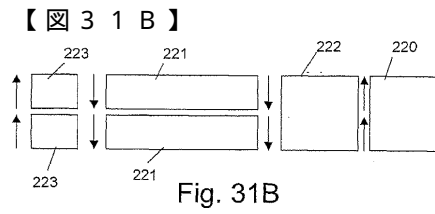
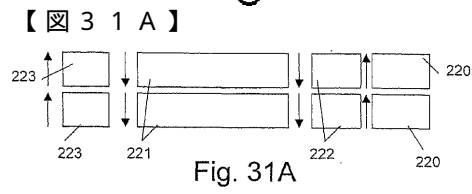
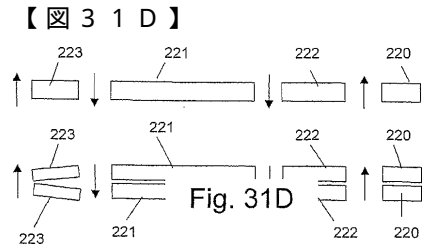
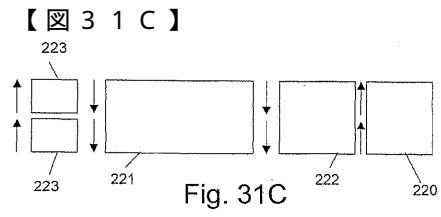
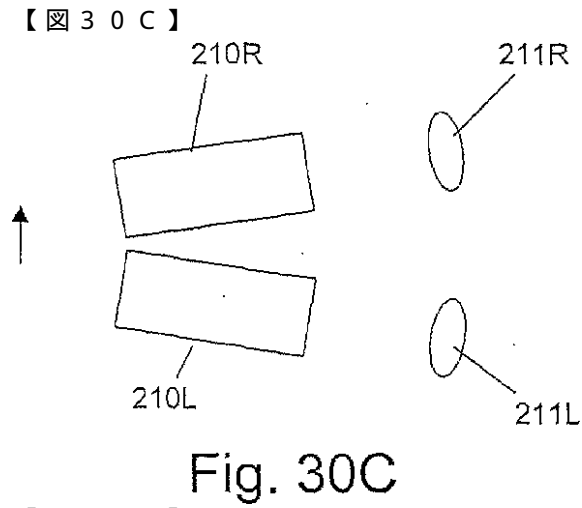


Fig. 30B



【図 4 1】

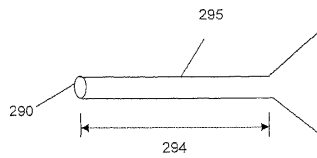


Fig. 41

【図 4 2】

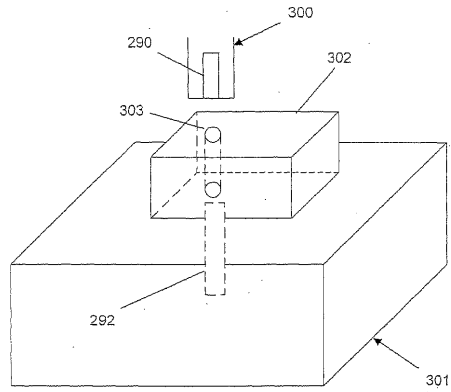


Fig. 42

【図 4 3 A】

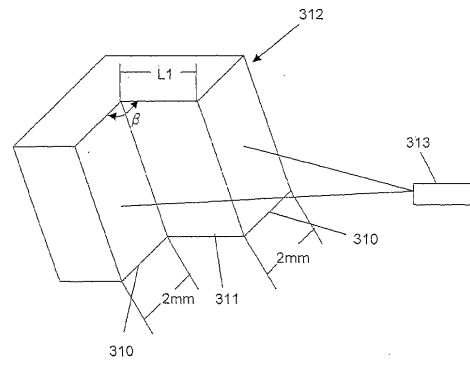


Fig. 43A

【図 4 3 B】

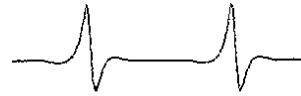


Fig. 43B

【図 4 3 C】

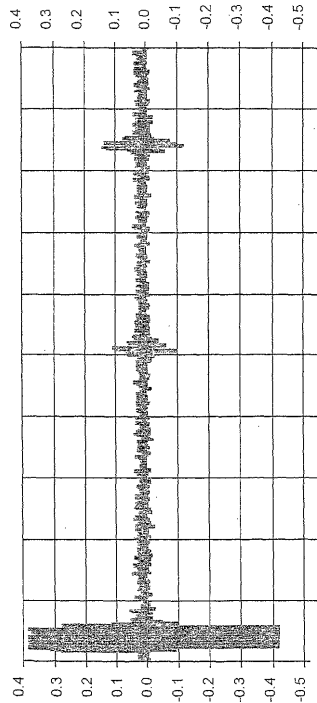


Fig. 43C

【図 4 4 A】

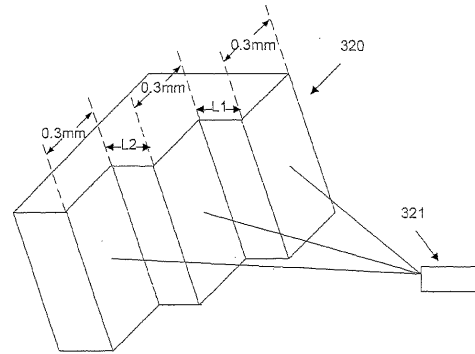


Fig. 44A

【図 4 4 B】

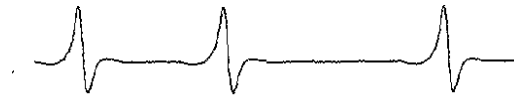


Fig. 44B

【図 45 A】

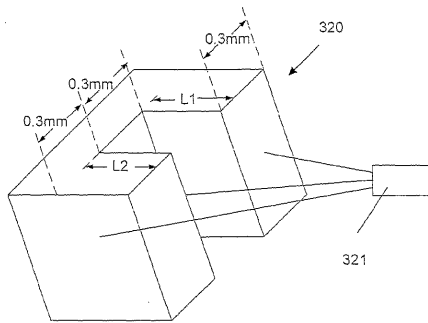


Fig. 45A

【図 45 B】

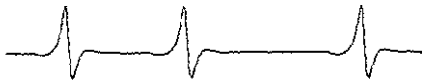


Fig. 45B

【図 46 A】

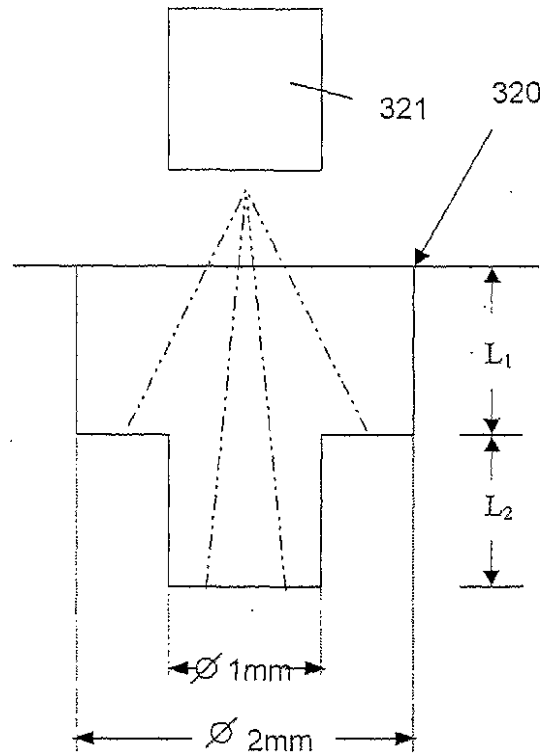


Fig. 46A

【図 46 B】



Fig. 46B

【図 46 C】

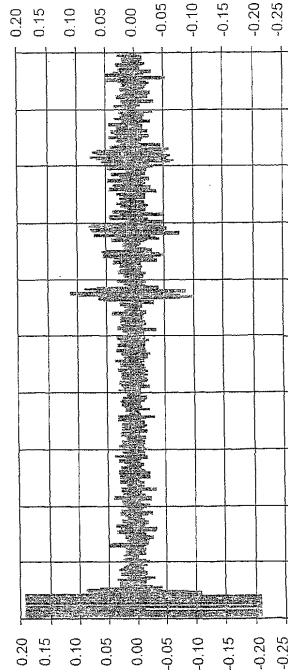


Fig. 46C

【図 47】

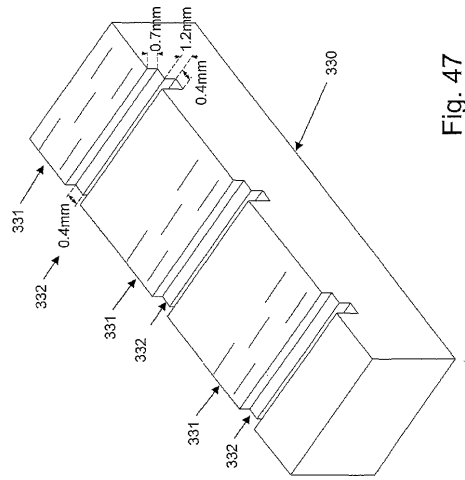


Fig. 47

【図 48】

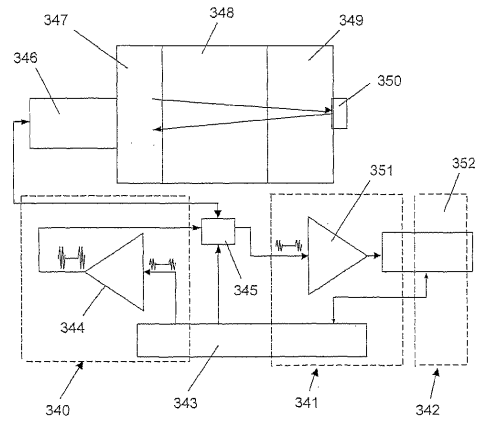


Fig. 48

【図 49】

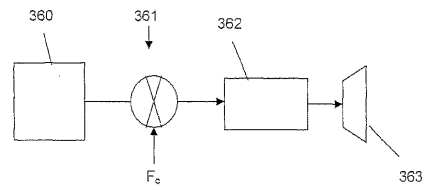


Fig. 49

【図 50】

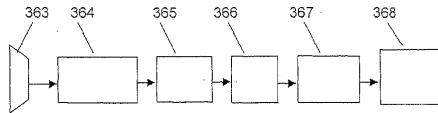


Fig. 50

【図 51 A】

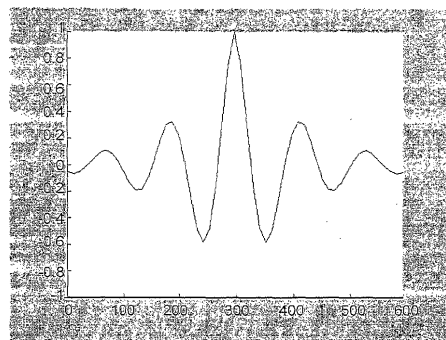


Fig. 51A

【図 51 B】

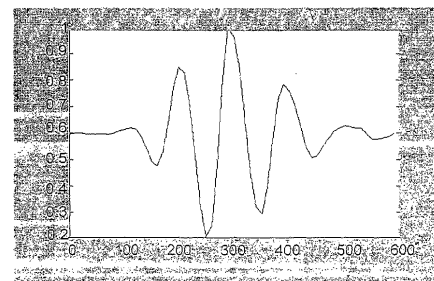


Fig. 51B

【図 52 A】

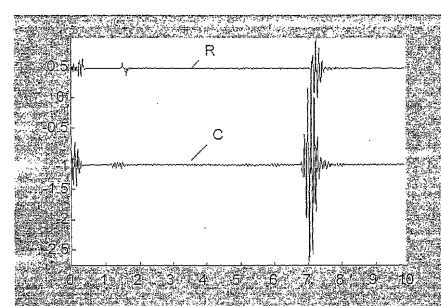


Fig. 52A

【図 52 B】

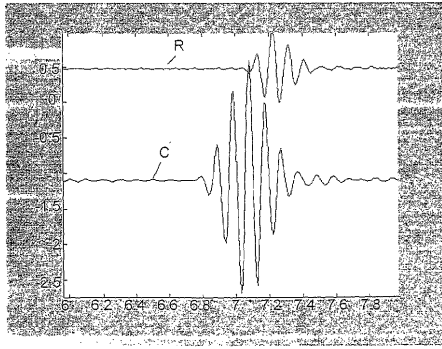
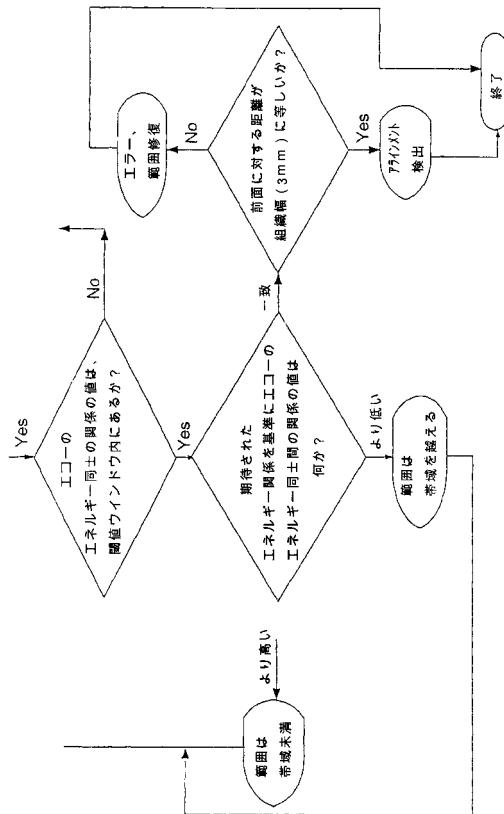
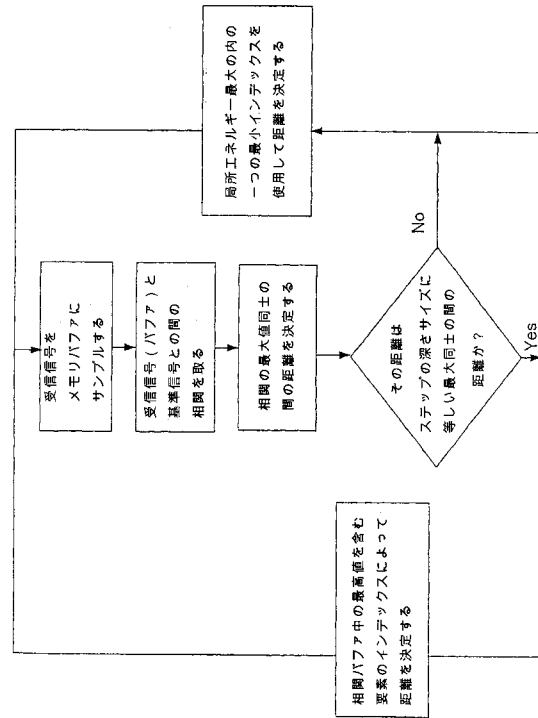


Fig. 52B

【図 53】



【図 54】

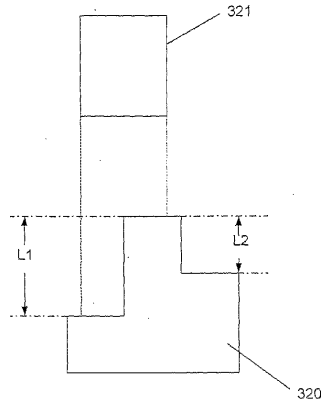


Fig. 54

【図 55 A】

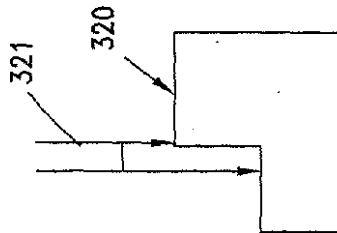


Fig. 55A

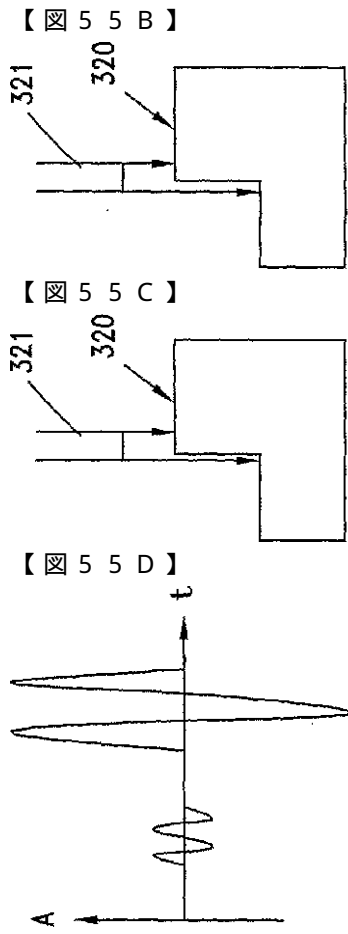


Fig. 55D

Fig. 55C Fig. 55B

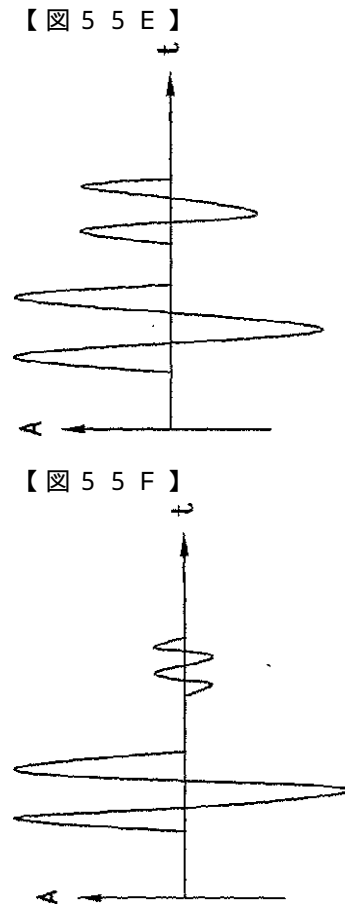


Fig. 55E

Fig. 55F

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 139788

(32)優先日 平成12年11月20日(2000.11.20)

(33)優先権主張国 イスラエル(IL)

(31)優先権主張番号 141665

(32)優先日 平成13年2月26日(2001.2.26)

(33)優先権主張国 イスラエル(IL)

(72)発明者 チンノック, ランダル

アメリカ合衆国 01566 マサチューセッツ州 スターブリッジ マクギルピン ロード 5
3

(72)発明者 クライニッヒ, ローレンス

アメリカ合衆国 03603 ニューハンプシャー州 チャールスタウン セダ ロード 264

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 特開平06-047050(JP,A)

米国特許第05403326(US,A)

米国特許第05571116(US,A)

米国特許第06159146(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00

A61B 1/00

A61B 1/04

A61B 8/12

专利名称(译)	胃底皱壁形成装置		
公开(公告)号	JP4477280B2	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	JP2001566436	申请日	2001-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	MEDI燃气有限公司		
申请(专利权)人(译)	Medigasus有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Medigasus有限公司		
[标]发明人	ソネンシェインエラザー ソネンシェインミネラ チンノックランダル クライニッヒローレンス		
发明人	ソネンシェイン, エラザー ソネンシェイン, ミネラ チンノック, ランダル クライニッヒ, ローレンス		
IPC分类号	A61B17/00 A61B1/00 A61B1/04 A61B8/12 A61B1/005 A61B1/273 A61B17/068 A61B17/28		
CPC分类号	A61B1/2736 A61B1/0005 A61B1/00181 A61B1/00193 A61B1/0051 A61B1/042 A61B1/07 A61B17/0686 A61B2017/00022 A61B2017/00292 A61B2017/003 A61B2017/00827 A61B2017/2905		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B8/12		
代理人(译)	伊藤文彦		
优先权	135117 2000-03-16 IL 138632 2000-09-21 IL 139788 2000-11-20 IL 141665 2001-02-26 IL		
其他公开文献	JP2003526439A5 JP2003526439A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于GERD治疗中的部分眼底折叠的内窥镜装置包括：a) 远端弯曲部分和柔性部分，其优选以细长的形状位于受试者的食道中；以及b) 两个分开的部分。一种定位组件，在其中提供一个元件，一个元件位于尖端弯曲处，另一个元件位于柔性部分；以及c) 钉书钉排出装置，其中钉书钉排出装置是弯曲部分或 订书钉组件，其中当钉定位装置位于柔性部分上时，钉排出装置处于操作关系，并且定位组件的两个单独的元件对齐；以及d) 定位组件的两个单独的元件。 确定元件何时对齐的电路。

$$d = \frac{v_c \times t}{2}$$