

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4122360号
(P4122360)

(45) 発行日 平成20年7月23日(2008.7.23)

(24) 登録日 平成20年5月9日(2008.5.9)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/12 (2006.01) A61B 8/12

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2006-130633 (P2006-130633)	(73) 特許権者	500238446
(22) 出願日	平成18年5月9日(2006.5.9)		ボストン サイエンティフィック リミテッド
(62) 分割の表示	特願2003-7957 (P2003-7957) の分割		Boston Scientific Limited
原出願日	平成5年6月29日(1993.6.29)		バルバドス、ウエスト・インディーズ、クライスト・チャーチ、ヘイスティングズ、シーストン・ハウス、ポスト・オフィス・ボックス1317
(65) 公開番号	特開2006-239448 (P2006-239448A)	(74) 代理人	100062144
(43) 公開日	平成18年9月14日(2006.9.14)		弁理士 青山 稜
審査請求日	平成18年5月9日(2006.5.9)	(74) 代理人	100098280
(31) 優先権主張番号	906, 311		弁理士 石野 正弘
(32) 優先日	平成4年6月30日(1992.6.30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 導管内プローブアセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

導管内プローブアセンブリ(12)であって、最近位端及び最遠位端を有する案内さや(14)と、上記案内さや(14)に配置され、最遠位端に向かって又は最遠位端から離れて長手方向に移動可能に設けたプローブ部材(16)と、案内レール(106, 108)に沿って移動するように構成され、また、上記案内さや(14)に対して上記プローブ部材(16)を長手方向に位置付けるべく、該プローブ部材(16)に動作可能に連結されるプローブ位置決めモジュール(20)と、上記プローブ位置決めモジュール(20)に係合したり係合解除したりするのに適したモータ駆動式直線移動機(48)であって、該プローブ位置決めモジュール(20)に係合した場合に、上記プローブ部材(16)のモータ補助による変位をもたらす、また、プローブ位置決めモジュール(20)から係合解除された場合に、該プローブ位置決めモジュール(20)が上記案内レール(106, 108)に沿って手動で変位可能である直線移動機(48)と、を有していることを特徴とする導管内プローブアセンブリ。

【請求項2】

更に、上記案内さや(14)の終端に対応してプローブ部材(16)を長手方向に位置づけるプローブ位置決めモジュール(20)を有し、上記直線移動機(48)は該プローブ位置決めモジュール(20)に協働して連結され、該プローブ部材(16)をモータ駆動により位置決め可能に設けたことを特徴とする請求項1に記載の導管内プローブアセン

10

20

ブリ。

【請求項 3】

上記直線移動機（48）は、上記プローブ位置決めモジュール（20）に螺合するモータ駆動ネジを有し、

上記モータ駆動ネジの回転により、上記プローブ位置決めモジュール（20）が長手方向に移動し、次いでプローブ部材（16）を長手方向に移動するように構成したことを特徴とする請求項 2 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 4】

上記プローブ位置決めモジュール（20）を 2 つの動作位置間で移動可能とすべく、上記プローブ位置決めモジュール（20）を上記直線移動機（48）に取り付けるための取付け構造が設けられており、

上記プローブ位置決めモジュール（20）は、一方の動作位置では、該モータ駆動ネジから離脱され、上記プローブ部材（16）の長手方向移動を手動により行われるようにしたことを特徴とする請求項 3 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 5】

上記プローブ位置決めモジュール（20）は、

(i) 近位端及び遠位端を有すると共に、案内さや（14）の最近位端を収納するハウジング（22）と、

(ii) 上記ハウジング（22）に取り付けられ、該ハウジング（22）の遠位端に対する後退及び前進位置間で長手方向の往復運動する位置決めアーム（24）と、を有し、

(iii) 上記案内さや（14）の最近位端は、該位置決めアーム（24）に協働的に連結され、ハウジング（22）の遠位端に接近、離間する該位置決めアーム（24）の長手方向の移動を、該案内さや（14）の最遠位端に接近、離間する該プローブ部材（16）の長手方向の移動に変換する手段を構成することを特徴とする請求項 1 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 6】

上記案内さや（14）の最近位端にキャップを備えるとともに、上記位置決めアーム（24）が、該キャップと位置決めアーム（24）が引込み位置と前進位置との間でユニットとして移動可能なようにキャップを内蔵するように寸法と形状が設定されたゆりかご状の面を画成する請求項 5 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 7】

上記位置決めアーム（24）が第 1，第 2 ハウジング部（51，52）と、第 1，第 2 ハウジング部（51，52）を長手方向に伸びる軸の廻りで揺動しうるように相互に結合する手段（54）とを備えた請求項 5 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 8】

上記位置決めアーム（24）が上記第 1，第 2 ハウジング部（51，52）に対して縦方向に向けられており、上記結合手段（54）が、第 1，第 2 ハウジング部（51，52）が、上記長手方向に伸びる軸の廻りで夫々独立に揺動しうるように、上記位置決めアーム（24）を第 1，第 2 ハウジング部（51，52）に結合する請求項 7 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 9】

上記プローブ位置決めモジュール（20）は第 1，第 2 ハウジング部（51，52）の対向するエッジ領域の間に画成されたスロット（58）を有し、位置決めアーム（24）を引込み位置と前進位置との間で移動しうるようにした請求項 8 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【請求項 10】

上記第 1，第 2 ハウジング部（51，52）を閉じ合い状態に解除可能に保持する回転止め手段（57a，57b）を有する請求項 7 に記載の導管内プローブアセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

この出願はジェームス・エム・グリフィス等 (James M. Griffith et al.) の 1992 年 5 月 26 日に発行された米国特許第 5, 115, 814 号「血管内超音波像映プローブおよびその使用方法」に係るもので、この出願は 1992 年 2 月 24 日出願の米国出願第 07/840, 134 号の親出願にあたるものである。各内容は引用することによりこの明細書に組み込まれる。

【 0 0 0 2 】

この発明は患者の臓器及び/又は血管内の曲った経路を進むことができるように十分に小型化された寸法の細長いプローブ装置またはアセンブリに関するものである。好ましい形態では、本発明は自動化ユニットに組み込まれ、そのユニットにプローブ装置が接続可能で、ユニット装置は末端部位に超音波トランスジューサ・サブアセンブリを有し、担当する医師によって、自動制御の下に患者内に、そのサブアセンブリを正確に位置させ、その細長いプローブ装置の軸に対し長手方向に移動させることができるようになっている。

10

【背景技術】

【 0 0 0 3 】

I. 導入的背景情報

治療及び/又は診断能力を有するプローブ装置は血管内および他の臓器疾患部の処置及び/又は診断を助けるために医療分野における利用が増加している。この関係で、米国特許第 5, 115, 814 号明細書には遠位端に超音波像映プローブ部材を有する血管内像映プローブが開示されている。このプローブ部材は血管内部位に位置させることができるものである。この超音波部材を電子部品とともに操作することにより目視できる映像を作成し、患者の血管内疾患を治療する医師を助ける。このようにして医師は、リアルタイムまたはそれと本質的に同じように超音波像映プローブ部材によって形成される血管内映像を見ることができ、存在することのある血管内異常を位置付け、同定してそれによって適正な処置及び/又は治療を処方することになる。治療及び/又は診断プローブ装置を使用して血管内部位に対し遠位端の操作すべきプローブ部材を正確に位置付ける必要性は重要であり、担当する医師は確信して患者の血管内系統にある異常位置を決定することができる。プローブ装置に対する正確な血管内位置情報は、医師が続く治療及び/又は診断を行うに必要となるであろう後のプローブ位置付けの再現を可能にする。例えば、医師の処方された治療管理を行うために、及び/又は早期の治療効果を後でモニターするために必要となる。

20

30

【 0 0 0 4 】

最近、コンピュータによる再構成アルゴリズムを使用した超音波像映により医師は 2 次元または 3 次元での患者の血管内構造の表示、即ちいわゆる 3 次元すなわち長手方向の視野構成を見ることができるようになった。この関連で、最近の映像再構成アルゴリズムは、隣接する一对のデータサンプル間の血管内構造が単に各データサンプルの平均値になると仮定するデータ平均化技術を使用する。このように、このアルゴリズムは図形的「フル・イン」技術を使用して調査の下に患者の内部系統を選択されたセクションを描くことになる。もちろん、データサンプルが十分に近接していない場合は、損傷及び/又は他の血管異常は事実検出されないでいる場合がある。即ち、それら是一对のデータサンプルの間に位置し、それによって前述した映像再構成アルゴリズムにより隠蔽されている場合があるからである。

40

【特許文献 1】米国特許第 5, 115, 814 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

実際には、従来の超音波像映プローブでは調査中に患者の血管内系統のある区分の近接したデータサンプルを得ることは極めて困難である。なぜなら、近年利用できる再構成アルゴリズムは正確に長手方向に区分されたデータサンプルを処理するソフトウェアの能力に依存するからである。これに関していえば、従来の血管内像映システムは担当する医師

50

の遠位端の超音波像映プローブ部材の手動による長手方向移動に依存している。卓越した医師でさえ、実際には手動で超音波像映プローブを一定の速度で長手方向に移動させる（それによって隣接するデータサンプル間に正確な既知の分離距離が与えられる）ことは不可能である。手動の移動に加えて、医師は通常2つのセクションの映像を観察しながら装置の移動を操作しなければならない。医師の注意を分割し、かつ十分にゆっくりな一定速度で移動させることが困難であることにより幾つかの診断情報が見逃される。このような診断情報の見逃しの危険を少なくするために、患者にとっては苦痛であろうが、もっと多くの時間を現実の映像走査を行うために費やす必要がある。

【0006】

このように、この分野で必要とされて来たものは、患者の血管系統のある断面において正確な一定の速度で長手方向に移動させることができる超音波像映装置である。このような能力により一連の対応する正確に分離されたデータサンプルが得られるようになり、超音波により走査された血管断面は除去しないのなら、歪んだ及び/又は不正確な再構成を少なくする。すなわち、多くの近接するデータサンプルの多くを信頼して得ることができるからである。そのような装置は「ハンドオフ」様式で走査することができ、リアルタイムの映像に医師の注意を完全に集中させることができるので、血管の全ての断面を表示することを保証する。再構成の期間、超音波像映プローブは迅速に移動させることができ、医師はその映像を調べたり、またはリアルタイムに近い基準でそれらに代わる再構成を調べたりすることができる。このような特徴は冠状動脈の診断像映時間には特に必要である。プローブ装置により血流を遮断させつつ信頼できる像映を最小の時間で行う必要があるからである。それ故、本発明の目的は以上の要求を完遂することにある。

【0007】

II. 情報の開示

一つの先行の、細長いプローブ装置を備えた遠位端の走査すべき部材を長手方向に移動させる提案はジョン・ビー・シンプソン等 (John B. Simpson et al.) の1988年9月20日に発行された米国特許第4,771,774号(以下、シンプソン等の774という)に開示されている。シンプソン等の774に開示の装置はフレキシブルな駆動ケーブルを介して遠位端のカッタ部材のための内蔵されたモータ駆動ユニットを含んでおり、手動で回転カッタ部材を相対的に長手方向に移動させるようになっている。

【0008】

特に、シンプソン等の774では、フレキシブルな駆動ケーブルの近位端部近くの端部はスプライン軸を有する中空の長い回転駆動軸にスライド可能に結合されている。この中空の長い駆動軸は順にモータに連結され、他方スプライン軸は手動操作のスライド部材と協働するようになっている。モータ駆動ユニットのハウジングに対するスライド部材のスライド移動はフレキシブルな駆動ケーブルを直接に長手方向に移動させるので、遠位端部位のカッタ部材を移動させることになる。要するに、この構成では明らかに遠位端部位のプローブ部材の長手方向への移動を自動的に行うようにはなっていない。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の長手方向の位置移動装置 (longitudinal position translator) を備える超音波像映システムは、特に、(この明細書中に説明されて十分に含まれている) 上述の米国特許第5,115,814号に開示されたタイプの脈管内 (intravascular) プローブ組立品 (アセンブリ) とともに使用されるようになっている。すなわち、本発明の位置移動装置とともに使用される上記好ましい脈管内プローブアセンブリは、患者の血管系 (vascular system) の蛇行した通路に沿って導かれた可撓性の案内さやと、該案内さや内に動作可能に導かれた回転可能なプローブ部材 (probe element) (好ましくは超音波像映プローブ) を備えている。もちろん、本発明の位置移動装置は、複雑でない、一体型の超音波プローブアセンブリを収納するように簡単に変更できる。患者外部のモータ (patient-external motor) により供給された回転動作が、上記案内さやを貫通して延びる可撓性トルクケーブルによって、先端に位置したトランスデューサ・サブアセンブリに送られる。

【 0 0 1 0 】

米国特許第 5, 1 1 5, 8 1 4 号により完全に説明されているように、上記案内さやの内部には、上記プローブ部材が回転する軸受け面を備えている。この軸受け面は、上記プローブ部材をその回転の間支持しており、実質的に「遊び」がない、すなわち、上記プローブ部材は、治療、検査 (investigation)、又は、治療及び検査を行っている血管に関して、大略同軸に回転する。上記プローブ部材は、また、長手方向沿いに (すなわち、軸方向沿いに) 移動可能となっており、患者の血管壁の軸方向に間隔をあけた 3 6 0 度のデータサンプルの「スライス」 (slices) が撮像される。

本発明の上記自動化された長手方向の位置移動装置は、大略、プローブ駆動モジュールと、線形トランスデューサ・モジュールとを備えている。上記プローブ駆動モジュールは、前進位置と後退位置との間で往復移動可能な手動位置決めアームを有している細長いパレル形のハウジング構造において、最も好ましく実施化されるものである。上記位置決めアームは、プローブ部材がその中に配置されている上記案内さやの基端部をつかんでいる。可撓性トルクケーブルは、上記プローブ部材の先端で上記トランスデューサ・サブアセンブリを駆動軸に接続する。該駆動軸は、上記好ましい実施例では分離して固定されたベースユニットに配置された精度制御 (precision rate-controlled) モータによって駆動される。好ましくは、上記ハウジングは、「クラムシェル (clamshell)」 (二枚貝の殻) 形式にヒンジ結合されて、脈管内プローブアセンブリの電氣的及び機械的結合をより容易にする。上記位置決めアームは、上記案内カテーテル又は誘導針 (introducer) をつかむように、複雑でない、一体型の超音波プローブアセンブリを使用するときには除去又は変更される。

【 0 0 1 1 】

上記線形トランスデューサ・モジュールは上記駆動モジュールを支持する。さらに、上記線形トランスデューサ・モジュールは、相対的にヒンジ結合された動作を許容するように上記プローブ駆動モジュールに動作可能に結合されている。それによって、そして、その結果、上記プローブ駆動モジュールは手動で動作可能な状態 (それにより、上記プローブ駆動モジュールが上記線形トランスデューサ・モジュールと結合された上記長手方向駆動サブアセンブリから係合解除され、それにより、上記プローブ部材の長手方向の位置決めを医師が手動で制御できる状態) と、自動化された状態 (それにより、上記プローブ部材に対して自動化された長手方向位置制御がなされるように上記プローブ駆動モジュールが上記線形トランスデューサ・モジュールと動作可能に係合される状態) との間で移動されうる。

【 0 0 1 2 】

使用時に、上記超音波像映プローブは、従来の蛍光透視装置の位置決め技術を使用する検査 (investigation) 中に、患者の血管系のある部分 (a section) の中で担当の医師によって物理的に位置決めされる。その後、上記プローブの遠位端部と案内さやアセンブリは、上記プローブ・アセンブリ・モジュールと結合される。そして、上記プローブ駆動モジュールは、その自動化された状態と手動状態との間でそれぞれ上記プローブ駆動モジュールを移動させることによって、上記担当の医師によって望まれるものと同一の超音波像映走査の間の検査中に、上記患者の血管系の上記部分の中で、長手方向に上記撮像プローブ部材を手動で又は自動のいずれかで変換されるように使用されうる。従って、本発明は、先端に配置されたプローブ部材が回転できる一方、一定の自動化された移動速度 (translation rate) で上記プローブ部材を長手方向に移動することができる能力を上記担当の医師に同時にもたらし、これにより、検査中に患者の血管部分の長手方向に間隔をあけたデータ「スライス」を表す信頼できるデータサンプルを得る。そして、これらのデータ「スライス」は、従来のコンピュータ利用アルゴリズムを使用して再構築されて、CRT (又は他の) モニタ上に、より情報の多い「2次元の」長手方向又は「3次元の」撮像表示の検査中に患者の血管系の全部分を表す。従って、上記医師は、血管部分の画像オリエンテーション (image orientaion) 又は2次元断面を電子的に処理することができ、それによって、検査中に上記患者の血管部分の状態を表すより多くの情報を獲得することができ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 1 3 】

好ましい実施例では、上記線形位置移動装置は、遠位端位置から近位端の位置までのみ上記像映プローブの自動化された変換を提供する。従って、上記像映プローブは、上記案内さやへの自動化された制御下で前進されないものである。そのような好ましい機能的な特性により、もし、上記案内さや内で「ねじれ」(kink)又は通過不可能な(non-negotiable)形状の屈曲に相対するならば、プローブの前進を感知し停止させる精巧なセンサ及び制御システムの必要性がなくなる。さらに、プローブの退出(すなわち、最位端から近位端までの移動)の間、上記案内さやは上記プローブによって支持され、「ねじれ」することはない。また、上記プローブは、その初期の手動の先端の前進の間、既に通過した総ての屈曲を有しているため、上記担当の医師は同一の通路を通過して退出するとき上記プローブによって上記屈曲は通過可能であるということが、事実上、確実なものとなっている。従って、上記好ましい実施例では近位端の方向に自動化された長手方向の移動を意図しているけれども、上記医師たちが障害に相対するときを判断するためのカテーテル及び触覚の感覚(tactile sensations)でもって彼若しくは彼女の経験を働かせるように、上記担当の医師が上記プローブを先端方向に手動で前進させることは同様に好ましいことである。

10

【 発明の 効果 】

【 0 0 1 4 】

プローブ部材及び該さやに協働的に連結され、案内さやの最遠位端に対してプローブ部材を長手方向にモータ駆動するモータ駆動式直線移動機を設けたので、プローブまたはプローブ駆動モジュールを一定の速度で変位させることができる。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

本発明の特徴と利点は、現在のところの好ましい典型的な実施例の以下の詳細な説明に注意深く考慮することにより、より明確になるであろう。

【 0 0 1 6 】

以後、添付の図面について説明するが、種々の図において同一符号は同一構造を示す。

【 0 0 1 7 】

例示的な超音波像映システム 10 の図式的なダイアグラムが添付の図 1 に示されている。システム 10 は、案内さや(sheath) 14 と案内さや 14 の内孔(lumen)内に挿入された、遠位端に位置する超音波像映プローブ部材 16 とを有する超音波像映プローブアセンブリ 12 を備えており、上記プローブ部材 16 は、図 1 には案内さやの透明な壁を通して可視的に図示されている。超音波像映プローブアセンブリ 12 は、上記米国特許第 5, 115, 814 号明細書に詳しく開示した特色を好ましくは備える。

30

【 0 0 1 8 】

像映プローブアセンブリ 12 の全長は、所望の診断および/または治療用導管内処置に好適なようになっている。例えば、プローブアセンブリ 12 の全長は、直接(例えば、動脈を通して)挿入式のもの、経皮的末端挿入(percutaneous distal insertions)(例えば、大腿部動脈を通しての)に必要なプローブアセンブリ 12 の長さと比較して短い。像映プローブアセンブリ 12 の代表的な長さは、添付の図面に明示のため図示されている。

40

【 0 0 1 9 】

案内さや 14 の終端は、金又は他の蛍光透視的に可視的な物質で製造された放射線不透過性マーカーバンド 18 を好ましくは保持している。マーカーバンド 18 は、医師が導管挿入中、通常の蛍光透視画像技術を用いて案内さや 14 の進行と位置をモニタすることを可能にしている。

【 0 0 2 0 】

像映プローブアセンブリ 12 の近位端は、プローブ駆動モジュール 20 内に受け入れられている。本質的に、プローブ駆動モジュール 20 は、遠位端側が開口され長手方向に筒

50

形状のハウジング 22 と案内さや 14 の近位端を把持する位置決めアーム 24 とを備える。超音波像映プローブ部材 16 の近位端は、プローブ駆動モジュール 20 に機械的かつ電氣的に連結されている。位置決めアーム 24 のハウジング 22 に相対する長手方向の往復運動は、プローブアセンブリ 12 の長手軸に相対する案内さや 14 内でのプローブ部材 16 の遠位端の相対長手方向変位をもたらす。

【 0 0 2 1 】

プローブ駆動モジュール 20 は、ハウジング 22 の近位端に固定的に連結された駆動ユニット 26 をも備えるとともにプローブ部材 16 に機械的回転と電気信号を与える構造を含んでいる。好ましい実施例において、プローブ部材 16 の機械的回転は、ベースユニット（図示せず）に取付けられ、フレキシブルな駆動ケーブル 28 a を介してプローブ駆動モジュール 20 に作動的に連結された別設の高精度モータ 28 によって与えられる。しかし、駆動ユニット 26 はモータ 28 を備えることができる大きさとしてもよいことはいうまでもない。

【 0 0 2 2 】

最も好ましくは、駆動ユニット 26 はプローブ駆動モジュール 20 を手動操作可能な状態を維持しながら医師が片手でその外面を快適に把持できるように製作されている。駆動ユニット 26 は、担当の医師がハウジング 22 と位置決めアーム 24 との間の相対位置を手動操作で調節することができ、それによってプローブ部材 16 に与えるべき長手方向の手動移動を可能にするハンドルを形成する。親指スイッチ 30 は、医師が超音波像映スキャンを行いたいときに選択的に駆動ユニット 26 を操作し、それによって超音波像映プローブ部材 16 を回転させることができるよう、手動操作される。スイッチ 30 と制御コンソール 46 との間の電気接続は、I/O ケーブル 41 を介してなされる。

【 0 0 2 3 】

回転中、電氣的通信は、超音波像映プローブ部材 16 の遠位端のトランスジューサ・サブアセンブリと超音波トランシーバ 40 との間において、プローブ部材 16 内の患者内電気同軸ケーブル（図示せず）、駆動ユニット 26 と患者外電気 I/O ケーブル 41 を介して達成される。超音波トランシーバ 40 は、プローブ部材 16 の遠位端に設けられた電気音トランスジューサに電気ケーブル 41 を介して印加される（所望の大きさと形の）パルス信号を生成する。トランシーバ 40 は、プローブ部材 16 内のトランスジューサの電気機械的励起によって発生される電気信号（即ち、音波エコー波の受信に応じてトランスジューサによって発生された信号）に従来の公知の（例えば、増幅、ノイズの減少等の）信号処理操作を施す。

【 0 0 2 4 】

これらの信号は、さらに公知の表示アルゴリズム（例えば、公知の P P I（レーダ）アルゴリズム）によってデジタル的に処理されるとともに、プローブ部材 16 の遠位端に向けて反射される超音波エネルギーを反映する導管構造を所定のフォーマットで表わす超音波イメージ 44 を発生するように C R T モニタ 42（もしくは他の等価なディスプレイ装置）への入力として供給される。制御コンソール 46 は、例えば、超音波トランシーバ 40 の所望の操作パラメータおよび/又は C R T 42 上のイメージ 44 のディスプレイ・フォーマットを選択できるよう医師によって使用される。

【 0 0 2 5 】

プローブ駆動モジュール 20 は、以下により詳細に説明するように、一体的に固定位置に存在する線形移動モジュール 48 と位置決めアーム 24 の両方に相対するハウジング 22 と駆動ユニット 26 の往復直線移動を可能とするように線形移動モジュール 48 に作動的に連結されかつ支持されている。以下により詳細に説明されるように、プローブ駆動モジュール 20 は、手動操作条件（プローブ駆動モジュール 20 が線形移動モジュール 48 に設けられたモータ駆動の変換機から作動的に切り離されている。）と、自動作動条件（プローブ駆動モジュール 20 が、線形移動モジュール 48 に設けられたモータ駆動の変換機に作動的に連係している）とで、線形移動モジュール 48 に相対的に移動しうるように装着されている。

【0026】

線形移動モジュール48は、図7に関係して以下に説明するように、減速機、駆動軸と関連するカップリングを収容した近位端ハウジング48aを備える。しかし、フレキシブル駆動シャフト50aを介してハウジング48aの内部構造に作動的に連結されたシステムのベースユニット(図示せず)に設けられた別設の高精度モータ50によって、ハウジング48aの内部の構造に駆動力が与えられることをここでは述べておけば十分である。再び、線形移動モジュール48のハウジング48aは、モータ50を内に備えるように寸法、形状を設定するようにしてもよいことはいうまでもない。モータ50の自動運転は、担当の医師が制御コンソール46によって適切な作動パラメータを選択することによって達成される。線形移動モジュール48とプローブ駆動モジュール20の両方の作動は、フットスイッチ27を押すことによって開始される。

10

【0027】

本発明において用いられている例示的なプローブ駆動モジュール20は、添付の図2, 図3により明瞭に図示されている。これらに示されているように、ハウジング22は、長尺の下部、上部ハウジング部51, 52の対より一体的に形成され、これら下部, 上部ハウジング部51, 52は、長手方向のエッジに沿ってヒンジピン54により蝶番構造で互いに結合されている。

【0028】

上記ピン54の近位端, 遠位端54a, 54bがハウジング部51の近位端, 遠位端51a, 51bに夫々剛に固定される一方、ハウジング部52はピン54(および、従ってハウジング部51)に、近位端, 遠位端および中間のピボットスリーブ56a, 56bおよび56cによって連結されていることが図2において特に注意すべきである。ハウジング部51, 52には、その閉状態(図4Aから図5Bに示すような)にバネ付勢された止め金57a(図2参照)により保持され、この止め金57aは操作レバー57bによりハウジング部51内に形成された孔(図示せず)に入出される。

20

【0029】

位置決めアーム24は、ハウジング22の長手方向軸に縦に(直交する方向)向いている。これに関連して、位置決めアーム24はピボットピン54に連結されたスリーブ端24aを備え、位置決めアーム24の長手方向および揺動往復運動をピン54の長手方向軸に相対して生じさせるようになっている。位置決めアーム24の対向端24bは、ハウジング22から径方向外向きに伸びる。

30

【0030】

ハウジング22はハウジング部51, 52が閉じられた状態にあるとき(即ち、図1に示されているように)長尺のスロット58を形成する。スロット58は、使用中(即ち、ハウジング部51, 52が閉状態にあるとき)、位置決めアーム24をピン24の長手方向軸に沿って、引込み位置と前進位置(図2に仮想線24', 24"で夫々されている)との間で手動操作により移動させることができるようにしている。位置決めアーム24の引込み位置24'は、ハウジング部52と一体で他のピボットスリーブ56aと56bと同様ピン54に揺動的に連結されたピボットスリーブ56cの遠位端面によって規定される。一方、位置決めアーム24の突出し(前進)位置24"は、ピボットスリーブ56bの近位端面によって規定される。

40

【0031】

位置決めアーム24は、ハウジング部51と52が閉状態にあるときにハウジング部51内に形成された凹部内面によって支持されている。この凹部内面は、位置決めアーム24の引込み位置24'と突出し位置24"との間で位置決めアーム24が摺動する支持面を与える。

【0032】

目盛60(図4Aと図5A参照)が、ハウジング22上に好ましくは設けられる。位置決めアーム24に付属するポイント24cは、目盛60に対して整列され、医師が案内さや14内のプローブ部材16の最も遠い遠位端からの位置に関する情報を得られるように

50

する。即ち、位置決めアーム 2 4 の長手方向の移動において、（ポイント 2 4 c と目盛 6 0 とによって測られる）増分距離は、プローブ部材 1 6 の案内さやの遠位端の最も遠い位置からの増分距離分の移動をもたらす。

【 0 0 3 3 】

添付の図 2 は、位置決めアーム 2 4 と案内さや 1 4 の近位端との間の協同的な係合関係を最も明瞭に示している。これに関連して、案内さや 1 4 の遠位端には、案内さや 1 4 の長手方向軸に対して略縦方向に伸びる側部アームポート 7 0 を備える。側部アームポート 7 0 は、案内さや 1 4 の近位端に設けられたロック用キャップ 7 4 に対し同軸に係合する従来のルアータイプのロック用キャップ 7 2 を備える。側部アームポート 7 0 は、例えば、生理塩水が側部アームのチューブ 7 0 a を介して導入しうるように、案内さや 1 4 の孔と流体的に接続されている。

10

【 0 0 3 4 】

プローブ部材 1 6 の軸延長部 7 5 とこれによって同軸に支持された電気ケーブルは、同軸ケーブルカップリング 7 5 a , 7 5 b によってプローブ駆動モジュール 2 0 の出力軸 7 7 に機械的電氣的に連結されている。プローブ部材 1 6 のフレキシブルなトルクケーブル部内の同軸ケーブル（図示せず）は、作動中、1つのユニットとしてそれと一緒に回転するが、電気 I / O 信号は、カップリング 7 5 a , 7 5 b の手段によってトランシーバ 4 0 に伝達されるということが理解されるであろう。別設の電気 I / O 経路（ケーブル 4 1 で表されている - 図 1 参照）と機械的入力経路（フレキシブル駆動軸 2 8 a - 図 1 参照）とが共通の電気 / 機械出力経路（出力軸 7 7 で表されている）に組合わされる方法は、図 3

20

【 0 0 3 5 】

軸延長部 7 5 は、好ましくは公知のステンレススチール皮下（hypodermic）チューブを用いて製作され、その遠位端においてフレキシブルなトルクケーブル（図示せず）に剛体的に連結されている。前に簡単に説明したように、トルクケーブルは、案内さや 1 4 の全長に亘って伸び、プローブ部材 1 6 の遠位端内のトランスジューサ・サブアセンブリに遠位端において連結されている。トルクケーブルは、モータによって与えられる回転運動をプローブ部材 1 6 の軸延長部 7 5 に伝達し、トランスジューサ・サブアセンブリを案内さや 1 4 の遠位端の近くの案内さやの孔内で同様に回転させ、また、位置決めアーム 2 4 の位置の調節により案内さや 1 4 内で長手方向に変位させる。

30

【 0 0 3 6 】

軸延長部 7 5 は、ロック用キャップ 7 2 , 7 4 に同軸に連結された端部キャップ 7 6 を貫通して伸びる。端部キャップ 7 6 は、軸 7 5 の遠位端の回転ベアリングとして、また、液（例えば、生理塩水）の洩れに対して案内さや 1 4 の遠位端をシールするように働く合成樹脂製の遠位端回転ベアリング（図示せず）を内蔵している。

【 0 0 3 7 】

位置決めアーム 2 4 は、相互に直交するゆりかご状凹面部 8 0 , 8 2 を形成する。ゆりかご状凹面部 8 0 の長手方向寸法は、ハウジング 2 2 の長手方向寸法と平行に方向付けされ、一方、ゆりかご状凹面部 8 2（ゆりかご状凹面部 8 0 の一端に結合されている）は、ハウジング 2 2 の長手方向寸法に対して直交するように向けられている（即ち、それがゆりかご状凹面部 8 0 に直交しているのだ）。

40

【 0 0 3 8 】

ゆりかご状凹面部 8 0 は、同軸にロックされたキャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 の外周面部を受入れるようにその寸法、形状が設定されている。ゆりかご状凹面部 8 2 は、一方、側部アームポート 7 0 とそれから伸びる側部アームチューブ 7 0 a を受入れるようにその寸法、形状が設定されている。ハウジング部 5 2 内には、軸方向に伸びる内部凹面 8 4 が形成され、ゆりかご状凹面部 8 2 と同様、ロック用キャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 の外周面部を受入れるようにその寸法、形状が設定されている。

【 0 0 3 9 】

ハウジング部 5 1 , 5 2 が閉状態にあるときには、キャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 はハウジ

50

ング 2 2 によって包囲される。より詳細には、内部凹面 8 4 は、ハウジング部 5 1 , 5 2 が閉じられたときに、ゆりかご状凹面 8 0 内でキャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 をその位置を保って保持される。ハウジング部 5 1 , 5 2 が閉じられているときには、側部アームポート 7 0 は同様に、ゆりかご状凹面 8 2 内でその位置が保持されるので、キャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 が位置決めアーム 2 4 とともに 1 つのユニットとして、長手方向に移動される。即ち、位置決めアーム 2 4 の引込み位置と前進位置との間の長手方向移動によって、案内さや 1 4 の遠位端（即ち、同軸に取付けられたキャップ 7 2 , 7 4 , 7 6 ）は、長手方向には移動しない（しかし軸廻りに回転可能である）軸延長部 7 5 に相対して長手方向に移動させられる。このような方法で、案内さや 1 4 の遠位端はハウジング 2 2 の開放遠位端により接近し、それから遠ざかるように移動させられる。

10

【 0 0 4 0 】

図 3 に示されるように、駆動ユニット 2 6 の内部は中空で電気 / 機械カップリングアセンブリ 8 5 を収納している。電気 / 機械カップリング 8 5 は、電気入力経路 - - トランシーバ 4 0 との電気通信を達成する同軸 I / O ケーブル 4 1 で表されている - - と、機械的入力経路 - - モータ 2 8 に関連して設けられたフレキシブル駆動軸 2 8 a によって表されている - - とを共通の同軸 7 7 に結合する。

【 0 0 4 1 】

出力軸 7 7 はベアリングブロック 8 6 内で回転可能に保持され、多数の電気スリップリング 3 6 a を支持する、後方に伸びた回転可能なテイル部を備えている。スリップリング 8 6 a とカップリング 7 5 b との間の電気通信は出力軸 7 7 内に収納された同軸ケーブル（図示せず）によって達成される。スリップリング 8 6 a の各々に電氣的に摺動接触する固定のブラシ 8 8 a はブラシブロック 8 8 に設けられている。リードワイヤ 8 8 b はその一端でブラシブロック 8 8 に電氣的に接続され（そして、それゆえブラシ 8 8 a とスリップリング 8 6 a によって同軸コネクタ 7 5 a に接続され）、他端において、フェライトコア変圧器（図示せず）により同軸 I / O ケーブル 4 1 に接続される。スリップリング 8 6 a , ブラシ 8 8 a , ブラシブロック 8 8 , リードワイヤ 8 8 b およびフェライトコア変圧器（図示せず）が電氣的にシールドされた共通の包囲体 9 0 内に収納されている。フレキシブル駆動軸 2 8 a によって表される機械的入力経路は、他端において駆動ギヤ 9 4 を支持する回転可能な剛体の駆動軸 9 2 の一端に作動的に連結されている。駆動ギヤ 9 4 は、一方、出力軸 7 7 によって支持されたギヤ 9 6 に係合している。駆動軸 9 2 の回転に際して、噛合いギヤ 9 4 , 9 6 はその回転に応じて軸 7 7 を回転させる。

20

30

【 0 0 4 2 】

好ましくはギヤ 9 4 と 9 6 は 1 : 1 のギヤ比であるが、必要ならば、他のギヤ径（したがってギヤ比）とすることができる。

【 0 0 4 3 】

プローブ駆動ユニット 2 0 は、添付の図 4 A から図 4 B に図示されるように、線形移動モジュール 4 8 に対して往復直線移動可能に取付けられている。これに関連して、線形移動モジュールは、ハウジング 4 8 a とその内部構造（図 7 を参照して後に説明される）を支持する基板 1 0 0 を備える。プローブ駆動モジュール 2 0 は、各々平行ガイドレール対 1 0 6 , 1 0 8 に摺動可能に装着された、長手方向に間隔をあけて設けられた支持フランジ対 1 0 2 , 1 0 4 を備えている。

40

【 0 0 4 4 】

案内レール 1 0 6 の近位端は、ハウジング 4 8 a に回転可能に結合され、遠位端は上向きの支持ブロック 1 0 6 a に回転可能に結合されている。縦支持アームの前方、後方対 1 1 0 , 1 1 2 は夫々、案内レール 1 0 6 に剛に結合された一端と案内レール 1 0 8 に剛に結合された対向端を有する。支持アーム 1 1 0 , 1 1 2 は下降位置（例えば、図 4 A , 5 A および 6 A に示されているように）と、案内レール 1 0 6 により立上位置（例えば、図 4 B , 5 B および 6 B に示されているように）との間で揺動することができ、したがって、支持フランジ 1 0 2 , 1 0 4 により案内レール 1 0 6 , 1 0 8 に取り付けられたプローブ駆動モジュール 2 0 を自動操作条件位置と手動操作条件位置との間で揺動させることが

50

できるようにしている。

【0045】

案内レール108が固定された縦支持アーム110、112の夫々の端部は上向きの保持ポスト114、116によって、夫々取外し可能に把持されている。おそらく、図6A、図6Bに最も明瞭に示されるように、保持ポスト114、116(図6A、図6Bでは保持ポスト114のみが見えている)は、基板100によって剛に支持され、支持アーム110、112の端部に係接する内向きに突出したリップ114a、116aを夫々備えている。これに関連して、プローブ駆動ユニットが自動操作条件位置と手動操作条件位置との間で移動されるときに、ポスト114、116がそのような動きを許容するようなものを与えることができるように、保持ポスト114、116は、比較的剛いが可撓性を有するプラスチック材(例えば、ナイロン、ポリアセタールやその他の類似物質)で形成することが望ましい。

10

【0046】

プローブ駆動ユニット20の位置決めアーム24は、長手方向のコネクタ120bの上の上向きのコネクタ120aによって前方縦支持アーム110に固定的に結合されている。これに関連して、上向きのコネクタ120aの上端は、ハウジング22の側面上の長手方向スロットを通して対向スロット58に伸びるとともに、位置決めアーム24の両端をピン54の廻りで位置的に把持する。上向きのコネクタ120a下端は、水平に配置された長手方向のコネクタ120bの遠位端に連結されている。長手方向のコネクタ120bの近位端は、一方、適当な手段(例えば、ネジ)によって縦支持アーム110に剛に固定されている。そのため、位置決めアーム24(したがって案内さや14)の位置は、プローブ駆動モジュール20の長手方向の案内レール106と108に沿った移動の間線形移動、モジュール48の基板100に対して固定されたままに保持されることが理解されるであろう。したがって、プローブ部材16の遠位端の患者内トランスジューサ・サブアセンブリの相対位置は、案内さや14の患者内遠位端に対して、プローブ駆動モジュール20と同じ距離だけ対応的に変位する。

20

【0047】

プローブ駆動モジュール20(したがって、プローブ要素16の遠位端の超音波トランスジューサ・サブアセンブリ)の長手方向自動変位は、長手方向に伸びる駆動スクリュ120とプローブ駆動モジュール20の支持フランジ102に係属して設けられたネジが切られたカラー部122(図4B及び図7参照)との間の協働によって行われる。駆動スクリュ120の遠位端と近位端は、遠位側の上向きベアリングブロック124と近位端側の上向きベアリングブロック(図7参照)に夫々、回転自在に支持されている。

30

【0048】

図4B、図5B、図6Bおよび図7に示されるように、ネジが切られたカラー部122は、プローブ駆動モジュール20が手動操作条件位置にあるときには、駆動スクリュ120のネジとは非係合となる。その結果、医師は、案内レール106、108に沿って長手方向にプローブ駆動モジュール20を単に手動で移動させればよい。プローブ駆動モジュール20が図4A、図5Aおよび図6Aに示すように、自動操作条件位置まで揺動されたときに、ネジの切られたカラー部122のネジは駆動スクリュ120のネジに噛合い係合する。その結果、駆動スクリュ120の長手方向軸廻りの回転はプローブ駆動モジュール20の長手方向の変位に変換される。駆動スクリュ120とネジの切られたカラー部122の各ネジ並びに駆動スクリュ120の回転方向は最も好ましくは、プローブ駆動モジュールを駆動スクリュ120の遠位端から近位端に向かって長手方向に変位させる、即ち、遠-近変位を生じさせるように選定されている。しかしながら、必要もしくは所望ならば、これらのパラメータはプローブ駆動ユニットを逆の(近位端から遠位端への)変位を生じさせるように変更することができる。

40

【0049】

駆動スクリュ120は、ハウジング48a内に格納された構造により、フレキシブルな駆動軸50a(したがってモータ50の駆動出力軸)に作動的に結合されている。これ

50

に関連して、駆動スクリュウの近位端は軸カップリング 130 を介して減速機 128 の出力軸に結合されている。一方、減速機 128 への入力軸は、剛体の軸延長部材 122 およびこれに伴って設けられた軸カップリング 132 a と 132 b からフレキシブルな駆動軸 50 a に結合されている。

【0050】

減速機 128 は従来より知られている型式であり、回転速度入力に基づいて所定の減速を施した回転速度出力を与える。好ましくは、モータ 50、減速機 128 および駆動スクリュウ 120 は、プローブ駆動ユニット 20 を約 0.25 乃至 1.0 mm/sec の範囲のある割合で長手方向に駆動するように設計される。勿論、モータ 50、減速機 128 および/もしくは駆動スクリュウ 120 のパラメータを変更することによって、他の長手方向移動速度を与えることができる。使用に際して、医師は、標準的な蛍光透視技術および/または前記米国特許 No. 5,115,814 に開示された技術を用いて検査すべき患者の導管内に案内さや 14 と超音波像映プローブアセンブリ 12 の像映プローブ部材 16 を仮位置決めする。案内さや 14 と像映プローブ部材 16 が医師の診療した患者の導管の領域内に仮位置決めされると、プローブアセンブリ 12 の近位端は、上述した方法でプローブ駆動モジュール 20 に連結される。その後、医師は、スイッチ 30 を操作し、プローブ部材 16 の遠位端のトランスジューサ・サブアセンブリを案内さや 14 内で高速回転させ、患者の導管の超音波スキャンを実行する。医師が上述の方法で手動操作によりプローブ駆動モジュール 20 を案内レール 106, 108 に沿って変位させることにより、患者の導管の異なる断面位置でのデータサンプルを得ることができる。

【0051】

これとは別に、医師は、プローブ駆動モジュール 20 をその自動操作条件位置に揺動させるべく立上げるとともに、制御コンソール 46 と足元スイッチ 27 によってその自動操作を選択するようにしてもよい。その場合、プローブ駆動モジュール(したがって、プローブ要素 16 の遠位端にあるトランスジューサ・サブアセンブリ)は、トランスジューサ・サブアセンブリを高速回転させながら同時に長手方向に定速で移動させる。このようにして、患者の導管壁の長手方向に離間した 360° のスライスを表わすデータサンプルが得られ、これらデータサンプルは公知のアルゴリズムを用いて再構成され、モニタ 42 上に 2 次元又は 3 次元フォーマットで表示される。

【0052】

添付の図面 8A - 8C は、自動方式で操作される本発明の長手方向移動装置を図式的に示す。この関係において、また、上で簡単に注意を促したように、プローブ駆動モジュール 20 は、最も好ましくは、線形移動モジュール 48 の手段により遠位から近位に向かう方向に(即ち、図 8A および図 8B の矢印 140 の方向)に移動される。図 8A において、プローブ駆動モジュールは、自動超音波像映スキャン開始位置に図示されており、位置決めアーム 24 のポインタ 24C は目盛 60 上零位置に設定されている。医師は、その後、足元スイッチ 27 により、図 8B に示すように、プローブ駆動ユニット 20 を近位端側に(矢印 140)定速で移動させ、自動超音波スキャンを開始する。プローブ駆動モジュール 20 の近位端側への変位は、プローブ部材 16 の遠位端のトランスジューサ・サブアセンブリを案内さや 14 の最遠位端から近位端方向に(引込むように)長手方向に変位させる。

【0053】

超音波像映スキャンは、プローブ駆動ユニットが、図 8C に示すようにその最近位位置に達したときに、自動的に(例えば、適当なリミットスイッチおよび/又は位置トランスジューサを用いて)終了する。これに関連して、最も好ましくは、本発明において、支持フランジ 102 が支持アーム 112 に接触したときに(即ち、プローブ駆動モジュール 20 がその最近位位置にあるときに)、機械的に作動されるリミットスイッチ(図示せず)をリミットスイッチハウジング 29 (図 4A および図 5B 参照)内に備える。ハウジング 29 内のリミットスイッチは、ケーブル 41 を介して制御コンソール 46 に電氣的に接続されている。リミットスイッチに代えて何らかの適当な等価の位置検出装置を用いること

10

20

30

40

50

ができる。例えば、ハウジング 29 は、制御コンソール 46 に絶対位置を知らせる絶対位置トランスジューサを内蔵するようにその寸法、形状を設定することができる。絶対位置トランスジューサによって与えられる情報は、プローブ駆動モジュール 20 の手動操作の間においても、画像再形成のための修正された再構成アルゴリズムとともに利用することができる。

【0054】

プローブ駆動モジュール 20 がその最近位位置に達したときに、位置決めアーム 24 に設けたポイント 24c はハウジング 22 の目盛 60 の“10”を指す。勿論、超音波像映スキャンは目盛 60 の 0 から 10 の全領域にわたって行うことは必ずしも必要ではなく、医師が単に足元スイッチ 27 を離すか、或いはプローブ駆動モジュール 20 を手動操作条件位置に揺動させることによって、任意の時に終了することができる。

10

【0055】

当業者ならば、多くの等価な機械的および/又は電気的手段を採用することができる。例えば、ロックスライドやラッチおよび 1/4 回転スクリュ等をプローブ駆動モジュールと線形移動モジュールとの係合、非係合のために用いることができる。フレキシブルな駆動軸は、自動線形移動割合を制御する速度制御されたモータに線形移動モジュールを連結する。モータは最も好ましくは、別設の固定ベースユニット内に位置するが、所望ならば、線形変換モジュールの一体の部品内に設置してもよい。

【0056】

さらに、モータに関連して種々の移送速度を種々の目的のために選択できる。例えば、低速は時間が制限されない場合において、リアルタイムの画像を検査するのに十分な時間を与える。速度の上限はプローブの回転速度とプローブによって生成されるスライス画像データの有効厚みによって決定され、例えば、その上限では、相続くスライス画像データ間にギャップがない(許容しうるギャップがない)ものとして定義される。有効厚みはプローブの超音波ビーム特性によって支配される。幾つかの応用においては、変換を修正されたアルゴリズムを用いて不連続なものとし、(即ち、例えば、心電図に限って)固定長だけ不連続に移送するようにプログラムするようによい。

20

【0057】

以上、本発明を現在最も实际的で好ましい実施例と考えられたものに関して説明したが、本発明は開示された実施例に限定されるものではなく、逆に、添付の請求項の本質と技術範囲内に含まれる種々の修正や等価な構成をカバーすることを企図するものである。

30

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】本発明にかかる自動化された長手方向位置変換器を備える超音波撮像システムの概略図である。

【図 2】開かれた状態でのハウジングを示す本発明にかかる長手方向位置変換器に備えられたプローブ駆動モジュールの平面図である。

【図 3】図 2 のプローブ駆動モジュールの一部断面側面図である。

【図 4 A】本発明にかかる長手方向位置変換器の自動化された状態での側面図である。

【図 4 B】本発明にかかる長手方向位置変換器の手動状態での側面図である。

40

【図 5 A】本発明にかかる長手方向位置変換器の自動化された状態での平面図である。

【図 5 B】本発明にかかる長手方向位置変換器の手動状態での平面図である。

【図 6 A】本発明にかかる長手方向位置変換器の自動化された状態での正面図である。

【図 6 B】本発明にかかる長手方向位置変換器の手動状態での正面図である。

【図 7】本発明にかかる長手方向位置変換器の一部断面の部分側面図である。

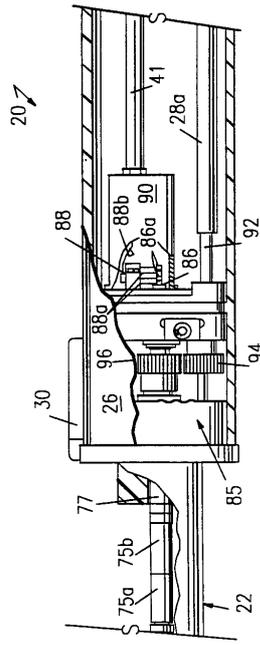
【図 8 A】本発明にかかる長手方向位置変換器の好ましい自動化された操作モードを概略的に説明する平面図である。

【図 8 B】本発明にかかる長手方向位置変換器の好ましい自動化された操作モードを概略的に説明する平面図である。

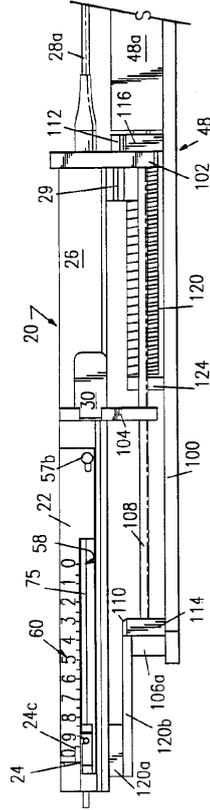
【図 8 C】本発明にかかる長手方向位置変換器の好ましい自動化された操作モードを概略

50

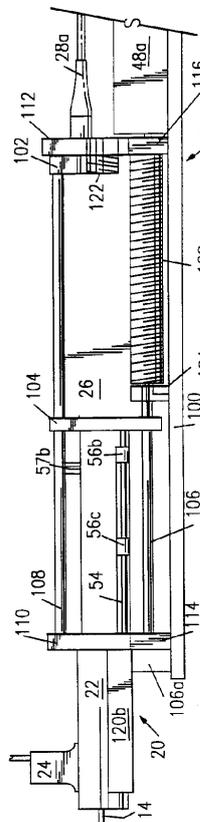
【図 3】



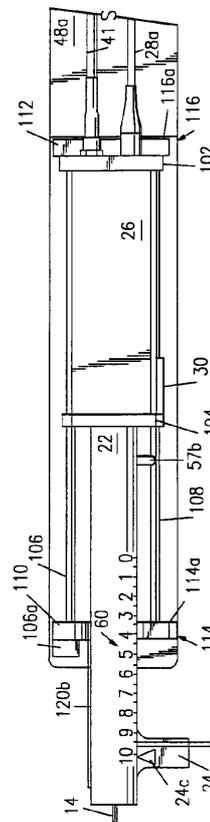
【図 4 A】



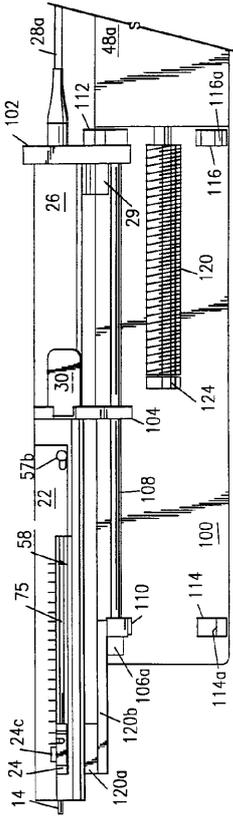
【図 4 B】



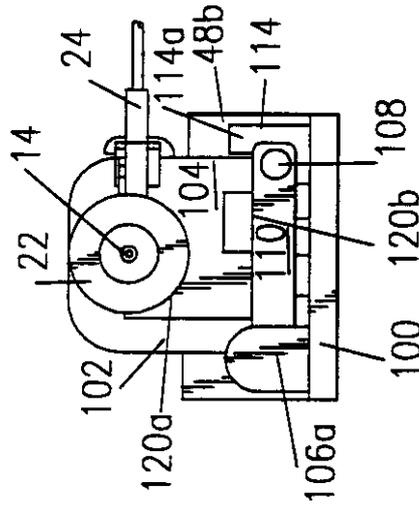
【図 5 A】



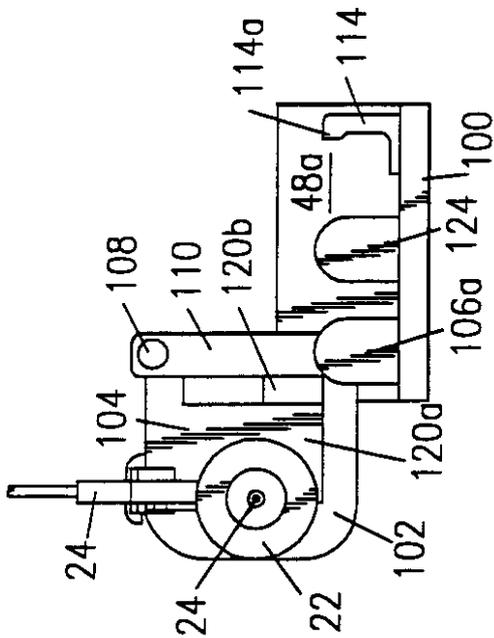
【 図 5 B 】



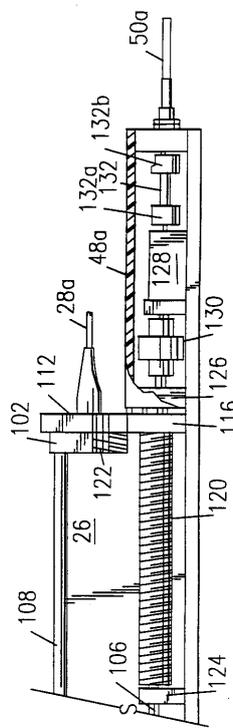
【 図 6 A 】



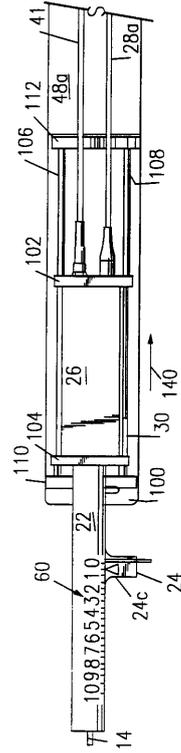
【 図 6 B 】



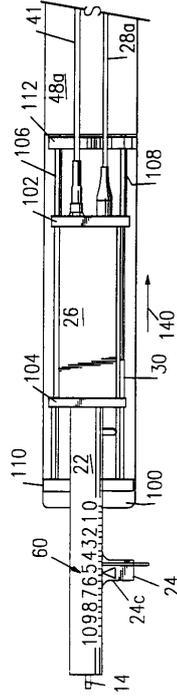
【 図 7 】



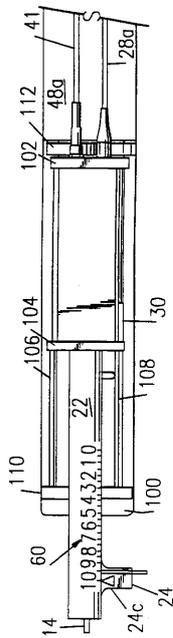
【図 8 A】



【図 8 B】



【図 8 C】



フロントページの続き

- (72)発明者 ウィリアム・イー・ウェブラー
アメリカ合衆国、9 2 6 2 6 カリフォルニア、コスタ・メサ、ベイカー 8 4 0 番 アパートメン
ト・エイ 1 0 4
- (72)発明者 マーク・エス・ブール
アメリカ合衆国、9 2 6 6 3 カリフォルニア、ニューポート・ビーチ、フォーティエイス・スト
リート 2 3 1 番

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開昭57 - 119722 (J P , A)
特開昭62 - 266047 (J P , A)
特開昭62 - 270140 (J P , A)
特開平1 - 214415 (J P , A)
特開平2 - 271844 (J P , A)
特開平3 - 205041 (J P , A)
特開平3 - 297458 (J P , A)
特開平5 - 237110 (J P , A)
実開平3 - 714 (J P , U)
カナダ国特許出願公開第2080004 (C A , A 1)
米国特許第5108411 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	血管内探针组装		
公开(公告)号	JP4122360B2	公开(公告)日	2008-07-23
申请号	JP2006130633	申请日	2006-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ウィリアムイーウェブラー マークエスプール		
发明人	ウィリアム・イー・ウェブラー マーク・エス・プール		
IPC分类号	A61B8/12 G01S7/521 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4209 A61B8/4461 G01S7/52079 G01S15/8936 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB26 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/GA13 4C601/GA20 4C601/GA22		
优先权	07/906311 1992-06-30 US		
其他公开文献	JP2006239448A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种装置，在患者的血管系统的一部分中沿纵向以精确的固定速度移动。Z-SOLUTION：该设备包括：探针驱动模块和线性转换模块。驱动模块耦合到超声成像探头组件，使得可以实现子组件的纵向移动。驱动模块安装在线性平移单元上，以便可在一个条件下移动，从而可以手动或自动地进行换能器子组件的纵向移动。当处于后一种情况时，驱动模块将与安装在平移模块上的电动螺杆啮合，以便以恒定速度移动。位于远端的超声换能器在超声扫描期间纵向移位，从而允许获得周围组织的轴向间隔的360数据样本切片。可以将数据切片重建为二维或三维表示。Z

