

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4578976号
(P4578976)

(45) 発行日 平成22年11月10日(2010.11.10)

(24) 登録日 平成22年9月3日(2010.9.3)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-544851 (P2004-544851)	(73) 特許権者	505141473 エンビジョニアリング エル. エル. シー
(86) (22) 出願日	平成15年10月9日 (2003.10.9)		
(65) 公表番号	特表2006-509533 (P2006-509533A)		
(43) 公表日	平成18年3月23日 (2006.3.23)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/032344		
(87) 国際公開番号	W02004/036590		
(87) 国際公開日	平成16年4月29日 (2004.4.29)	(74) 代理人	100067817 弁理士 倉内 基弘
審査請求日	平成18年10月5日 (2006.10.5)	(74) 復代理人	110000523 アクシス国際特許業務法人
(31) 優先権主張番号	10/271,897	(72) 発明者	ジェイムズ ディー. テイラー アメリカ合衆国 63044 ミズーリ、 ブリッジトン、ハース アベニュー 32 37
(32) 優先日	平成14年10月16日 (2002.10.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パイプレーン型の超音波プローブ装置であって、

第 1 部分 (3 0 1 A) と軸線を持つ先端部 (3 0 1 B) とを有するハウジングを含み、
先端部 (3 0 1 B) は、ほ乳類の体の体腔内に受け入れられるように構成され、前記ハウ
ジング (3 0 1 A 、 3 0 1 B) は、超音波変換器 (1 1) の直線運動及び回転運動の両方
を行わせるための組立体を収容し、超音波変換器 (1 1) は、縦方向走査面及び横方向走
査面それぞれの走査のために前記組立体に配置され、

前記組立体は、走査サブ組立体 (3) と、走査サブ組立体 (3) に連動的に連結される
駆動サブ組立体とを含み、駆動サブ組立体は、内側駆動軸 (1 4 、 3 1 4) と、内側駆動
軸 (1 4 、 3 1 4) の周りに取り付けられる外側駆動軸 (1 3 、 3 1 3) とを含み、

走査サブ組立体 (3) は前記先端部 (3 0 1 B) 内に配置され、前記外側駆動軸に対す
る内側駆動軸の回転運動にตอบสนองして、先端部 (3 0 1 B) の軸線にほぼ平行な軸線に沿う
直線往復態様にてスライド部材 (1 5) を移動させる動力伝達機構を含み、走査サブ組立
体 (3) は、前記外側駆動軸の回転運動にตอบสนองして、先端部 (3 0 1 B) の軸線に平行な
軸線の周りに回転可能であり、

前記走査サブ組立体は、先端部 (3 0 1 B) の軸線にほぼ平行に延びる少なくとも一つ
のトラック (1 6) を含み、スライド部材 (1 5) は、前記少なくとも一つのトラック (1
6) に取り付けられ、かつ、スライド部材 (1 5) の案内された直線運動のために該少
なくとも一つのトラック (1 6) に沿って移動可能であり、走査サブ組立体 (3) の前記

10

20

動力伝達機構は、二つのプーリー（８、９）と、前記少なくとも一つのトラック（１６）からオフセットされた面において、プーリー（８、９）の周りに回転するベルト（１０）と、ベルト（１０）の回転が先端部（３０１Ｂ）の軸線にほぼ平行な軸線に沿うスライド部材（１５）の往復直線運動を引き起こすようにベルト（１０）をスライド部材（１５）に連結する連結部材（１２）とを含む超音波プローブ装置。

【請求項２】

前記超音波変換器（１１）はスライド部材（１５）に取り付けられる請求項１の超音波プローブ装置。

【請求項３】

前記駆動サブ組立体は、単一のモーター（３１１）と、電氣的に制御されるクラッチ（３１６）と、電氣的に制御されるブレーキ（３１８）と、制御処理ユニット（３２０）とを含み、

モーター（３１１）は、該モーターに供給される電気制御信号に応答してアクティブ状態で動作可能であり、該アクティブ状態において、該モーターは内側駆動軸（３１４）を回転駆動し、

クラッチ（３１６）は、該クラッチに供給される電気制御入力信号に応答してクラッチ係合状態及びクラッチ非係合状態で動作可能であり、該クラッチ係合状態において、内側駆動軸（３１４）は、外側駆動軸（３１３）を回転するように外側駆動軸（３１３）に連結され、クラッチ非係合状態において、内側駆動軸（３１４）は、外側駆動軸（３１３）を回転しないように外側駆動軸（３１３）から分離され、

ブレーキ（３１８）は、該ブレーキに供給される電気制御入力信号に応答してブレーキ係合状態及びブレーキ非係合状態で動作可能であり、ブレーキ係合状態において、外側駆動軸（３１３）はハウジング内の固定回転位置に固定され、ブレーキ非係合状態において、外側駆動軸（３１３）はハウジング内で回転可能であり、

制御処理ユニット（３２０）は、前記モーター、クラッチ及びブレーキに電氣的に接続され、第１動作モード及び第２動作モードで動作可能であり、

第１動作モードにおいて、固定位置に固定された外側駆動軸（３１３）に対する内側駆動軸（３１４）の回転運動を行わせるために、モーターは前記アクティブ状態で動作し、クラッチは前記クラッチ非係合状態で動作し、ブレーキはブレーキ係合状態で動作し、これにより、外側駆動軸（３１３）に対する内側駆動軸（３１４）の回転運動が、走査サブ組立体の動力伝達機構を駆動し、前記超音波変換器による縦方向走査面の走査のため、先端部（３０１Ｂ）の軸線にほぼ平行な軸線に沿う直線往復態様でのスライド部材の運動を作り出し、

第２動作モードにおいて、内側駆動軸（３１４）に回転可能に連結された外側駆動軸（３１３）の回転運動を行わせるため、モーターは前記アクティブ状態で動作し、クラッチは前記クラッチ係合状態で動作し、ブレーキは前記ブレーキ非係合状態で動作し、これにより、外側駆動軸（３１３）の回転運動が、超音波変換器による横方向走査面の走査のため、先端部（３０１Ｂ）の軸線に平行な軸線の周りの前記走査サブ組立体の回転を作り出す請求項１の超音波プローブ装置。

【請求項４】

前記駆動サブ組立体は、内側駆動軸（１４）を駆動するための第１モーター（５）と、外側駆動軸（１３）を駆動するための第２モーター（２）とを含む請求項１の超音波プローブ装置。

【請求項５】

前記駆動サブ組立体は、第１エンコーダー（３２２）及び第２エンコーダー（３２４）を更に備え、第１エンコーダー（３２２）は、内側駆動軸（３１４、１４）の回転位置を決定して該回転位置を表す電気出力信号を発生させ、第２エンコーダー（３２４）は、外側駆動軸（３１３、１３）の回転位置を決定して該回転位置を表す電気出力信号を発生させる請求項１の超音波プローブ装置。

【請求項６】

10

20

30

40

50

前記連結部材(12)は、前記スライド部材(15)によって規定されるスロット内に位置付けられる請求項1の超音波プローブ装置。

【請求項7】

前記走査走査サブ組立体(3)の動力伝達機構は、内側駆動軸(314、14)の回転をベルト(10)の回転に変換する歯車を含む請求項1の超音波プローブ装置。

【請求項8】

前記歯車は、第1かさ歯車(6)と、第1かさ歯車(6)に噛み合う第2かさ歯車(7)とを含み、前記第1かさ歯車(6)は、内側駆動軸(314、14)によって駆動され、前記第2かさ歯車(7)はベルトプーリーを駆動する請求項7の超音波プローブ装置。

【請求項9】

前記ハウジングの第1部分(301A)は、前記超音波変換器に供給するためのパルス信号を発生させるパルス供給回路と、超音波変換器によって検出される後方散乱信号を受信するための受信回路と、該受信した後方錯乱信号から生じる信号をデジタル化するためのデジタイザ回路とを収容する請求項1の超音波プローブ装置。

【請求項10】

前記ハウジングの第1部分(301A)は、双方向通信リンクを通じて外部処理システムとインターフェースするデータインターフェースを収容し、前記双方向通信リンクは、前記外部処理システムによって送信される命令、並びに、前記デジタイザ回路が発生させ、前記データインターフェースが送信するデータを送る請求項1の超音波プローブ装置。

【請求項11】

前記ハウジングの先端部(301B)は、ほ乳類の体の直腸内に受け入れられるように構成される請求項1の超音波プローブ装置。

【請求項12】

バイプレーン型の超音波プローブ装置であって、

第1部分(301A)と軸線を持つ先端部(301B)とを有するハウジングを含み、先端部(301B)は、ほ乳類の体の体腔内に受け入れられるように構成され、前記ハウジング(301A、301B)は、超音波変換器(11)の直線運動及び回転運動の両方を行わせるための組立体を収容し、超音波変換器(11)は、縦方向走査面及び横方向走査面それぞれの走査のために前記組立体に配置され、

前記組立体は、走査サブ組立体(3)と、走査サブ組立体(3)に連動的に連結される駆動サブ組立体とを含み、駆動サブ組立体は、内側駆動軸(314)と、内側駆動軸(314)の周りに取り付けられる外側駆動軸(313)とを含み、

走査サブ組立体(3)は前記先端部(301B)内に配置され、前記外側駆動軸に対する内側駆動軸の回転運動にตอบสนองして、先端部(301B)の軸線にほぼ平行な軸線に沿う直線往復態様にてスライド部材(15)を移動させる動力伝達機構を含み、走査サブ組立体(3)は、前記外側駆動軸の回転運動にตอบสนองして、先端部(301B)の軸線に平行な軸線の周りに回転可能であり、

前記駆動サブ組立体は、単一のモーター(311)と、電氣的に制御されるクラッチ(316)と、電氣的に制御されるブレーキ(318)と、制御処理ユニット(320)とを含み、

モーター(311)は、該モーターに供給される電気制御信号にตอบสนองしてアクティブ状態で動作可能であり、該アクティブ状態において、該モーターは内側駆動軸(314)を回転駆動し、

クラッチ(316)は、該クラッチに供給される電気制御入力信号にตอบสนองしてクラッチ係合状態及びクラッチ非係合状態で動作可能であり、該クラッチ係合状態において、内側駆動軸(314)は、外側駆動軸(313)を回転するように外側駆動軸(313)に連結され、クラッチ非係合状態において、内側駆動軸(314)は、外側駆動軸(313)を回転しないように外側駆動軸(313)から分離され、

ブレーキ(318)は、該ブレーキに供給される電気制御入力信号にตอบสนองしてブレーキ

10

20

30

40

50

係合状態及びブレーキ非係合状態で動作可能であり、ブレーキ係合状態において、外側駆動軸（313）はハウジング内の固定回転位置に固定され、ブレーキ非係合状態において、外側駆動軸（313）はハウジング内で回転可能であり、

制御処理ユニット（320）は、前記モーター、クラッチ及びブレーキに電氣的に接続され、第1動作モード及び第2動作モードで動作可能であり、

第1動作モードにおいて、固定位置に固定された外側駆動軸（313）に対する内側駆動軸（314）の回転運動を行わせるために、モーターは前記アクティブ状態で動作し、クラッチは前記クラッチ非係合状態で動作し、ブレーキはブレーキ係合状態で動作し、これにより、外側駆動軸（313）に対する内側駆動軸（314）の回転運動が、走査サブ組立体の動力伝達機構を駆動し、前記超音波変換器による縦方向走査面の走査のため、先端部（301B）の軸線にほぼ平行な軸線に沿う直線往復態様でのスライド部材の運動を作り出し、

第2動作モードにおいて、内側駆動軸（314）に回転可能に連結された外側駆動軸（313）の回転運動を行わせるため、モーターは前記アクティブ状態で動作し、クラッチは前記クラッチ係合状態で動作し、ブレーキは前記ブレーキ非係合状態で動作し、これにより、外側駆動軸（313）の回転運動が、超音波変換器による横方向走査面の走査のため、先端部（301B）の軸線に平行な軸線の周りの前記走査サブ組立体の回転を作り出す超音波プローブ装置。

【請求項13】

前記走査サブ組立体は、先端部（301B）の軸線にほぼ平行に延びる少なくとも一つのトラック（16）を含み、スライド部材（15）は、前記少なくとも一つのトラック（16）に取り付けられ、かつ、スライド部材（15）の案内された直線運動のために該少なくとも一つのトラック（16）に沿って移動可能であり、走査サブ組立体（3）の前記動力伝達機構は、二つのプーリー（8、9）と、前記少なくとも一つのトラック（16）からオフセットされた面において、プーリー（8、9）の周りに回転するベルト（10）と、ベルト（10）の回転が先端部（301B）の軸線にほぼ平行な軸線に沿うスライド部材（15）の往復直線運動を引き起こすようにベルト（10）をスライド部材（15）に連結する連結部材（12）とを含む請求項12の超音波プローブ装置。

【請求項14】

前記超音波変換器（11）はスライド部材（15）に取り付けられる請求項12の超音波プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波医療用映像（画像（化）/イメージング）システムに関し、更に詳しくは、身体の特定位置における疾病の潜在的部位に対するより優れた焦点合わせを与えるため、超音波医療用映像機器と組み合わせられ該機器と共に使用されるプローブ及び走査装置に関する。更には、本発明は、治療中において生検針又は他の処置デバイスの正確な位置への挿入又は移植（注入）を誘導するための手段を提供する。

【背景技術】

【0002】

超音波は、医療専門家にとって重要な診断用ツールとなっている。一般に、超音波走査手段は、「腔（cavital）」映像装置又は「身体」映像装置に分類される。しばしば「プローブ」と呼ばれる腔映像装置は、患者の腔内にある器官又は該腔と並列に並ぶかもしくは近接する器官を映像化して、その周辺領域の正確な映像を提供するため、通常、患者の腔内に挿入される型種である。腔プローブは、しばしば、映像化するべき腔の形態に対して特に設計される。腔プローブは、経腔プローブの他、前立腺癌及び直腸癌の検出のために使用されるような経直腸的映像を提供する型種を含む。更に、経食道プローブも映像化のために提供される。

【0003】

10

20

30

40

50

超音波は、周辺組織を通して伝わる幅の狭い音のパルスを発生させる変換器を用いることにより動作する。該音パルスは、その際、反射して変換器へと戻され、どのように該信号が反射されるかに影響を及ぼす組織の密度及び距離と共に、該変換器に取り込まれる。現在、経直腸的腔プローブの二つの主要な型種、すなわち、バイプレーン（bi-plane（二面））型機械式プローブとバイプレーン型固体プローブが使用されている。標準機械式プローブは一又は複数の変換器を含み、該変換器は、プローブの先端部（チップ）における中空ケース内部に取り付けられる。該変換器は、プローブの先端部内で迅速に枢動又は回転し（1分当たりほぼ5回から10回）、多数の地点においてパルスを発生させかつ受信する。使用する運動に応じて、プローブ先端部と直線状に並ぶか（縦方向）又はプローブ先端部に垂直となる（横方向）パイ形状断面画像が生じた。この複軸画像機能は、バイプレーン画像（化）と呼ばれている。固体プローブは、単一の変換器が非常に小さい（複数の）変換器の直線状の列に取って代えられる点を除き、同様の態様で動作する。該変換器列は、プローブ径の小部分の周りに巻かれ、縦方向列は、プローブの長手方向に沿ってほぼ60ミリメートルにわたる。一の変換器を枢動させる代わりに、各列の複数の変換器が、断面画像を作り出すために連続的にパルスを発するようにされる。従って、機械式プローブと同様に、固体プローブは複軸、バイプレーン画像を生じさせることができる。

10

【0004】

超音波は、前立腺を映像化する主要な方法となっており、広く使用されている多くの前立腺癌処置手順における不可欠な構成要素である。直腸に挿入されるいずれの型種の超音波プローブも、画像ソフトウェアと共に、医師が前立腺の二次元画像を縦方向面上及び横方向面上に表示することを可能にする。医師は、これらの画像を観察し、癌に対する前立腺の評価を行うことができ、必要ならば、治療計画を処方する。現在のプローブの両タイプは、「ステッパー及びスタビライザー（ステッパー・スタビライザー）」と呼ばれる大きなスタンドに取り付けられなければならない。ステッパー・スタビライザーは、直腸内でのプローブの安定性を維持するために使用され、また、これが、手動操作により、内外に正確に移動すること及び回転することを可能とする。この内外運動は、一般に、八から十の2D横方向画像の収集を助長するため、5ミリメートル刻みで実行される。これらの収集画像は、次いで、コンピュータが組み立て、前立腺の3D空間（容積/体積）の粗い3次元近似を作り出す。「フリーハンド」/診断用回転運動は、縦方向モードにおいて、前立腺、針及び他の処置デバイスを見るために使用される。従来のプローブは、ステッパーとの組み合わせにおいて、操作上の複数の問題及び制限があった。

20

30

【0005】

更に、前立腺癌のための非常に評判の良い処置が小線源照射療法であり、該療法において、どのような現在の癌腫をも破壊しようとして、一連（一列）のとても小さい放射性シードが前立腺に埋め込まれる。直腸に挿入される超音波プローブは、この処置の一部としての皮膚を通じての前立腺への針の挿入を誘導するために使用される。利用される治療オプションにかかわらず、経直腸的超音波プローブは、処置手順を診断し、計画し、かつ、ほとんどの場合に案内するために必要とされる。

【0006】

現存するプローブ設計は、多くの問題及び欠陥に煩わされる。直腸又は腔の内外にプローブを動かすことは、患者にとってきわめて不快であり得、また、前立腺、針、放射性シード並びに他の診断及び治療デバイスを移動させ、従って、診断及び該治療方法中、常にそれらの位置を変えるようにする。すべてのプローブ運動は、医師により手動で開始されかつ動力が与えられる。その結果、複数画像を取り込む工程は、極度に遅く、プローブが患者の直腸内にあらねばならない時間を長引かせ、更に、医師が該処置に費やす時間を増長する。また、読み取り及び走査は、手動的に記録された位置のために不正確である。また、標準ステッパーは、通常、長目の5ミリメートル刻みでのみ移動し、多かれ少なかれ、得られる断面の数を制限し、また、プローブが患者から取り去れた後に医師が利用できる情報を制限する。更に、プローブ全体を移動させる必要があるため、ステッパーは、非常に安定していなければならない。その結果、ステッパーは、非常に大きくかつ高価なデ

40

50

バイスとなり、超音波処置システムのコストを実質上高める。従って、経直腸的画像の使用は制限されており、また、好ましい診断器具としてのその潜在能力に十分に到達していない。

【 0 0 0 7 】

多くの刊行物に見ることができるよう、種々の先行技術画像システムが技術的に利用可能になっている。例えば、Fenster等の米国特許第 5, 964, 707号は、3次元画像システムを開示している。この特定の3次元超音波画像システムは、変換器からの超音波信号の入力に対処し得る一方、直線的（線形）走査に対処する超音波プローブを本質的に利用する。該システムでは、目標容積（目標空間）の連続的な2次元画像が検出され、次いでデジタル化されて、他の画像を得る。3次元画像システムに係るFensterの別の米国特許第 5, 842, 473号は、上記と同じ原理で動作する。

10

【 0 0 0 8 】

Wilsonの米国特許第 5, 611, 343号は、高分解能超音波画像システムを開示している。これは、医療用映像化目的で身体の高分解能3次元画像を発生させるための超音波画像化法を提供する。該システムは、ハウジングと、超音波画像を得るための、プローブの一端部における回転可能なディスクとを含む。

【 0 0 0 9 】

Herriesの米国特許第 5, 070, 879号は、別の超音波画像化方法及び装置を示す。

【 0 0 1 0 】

Frazienの米国特許第 5, 394, 878号は、胃腸壁を通じての身体組織の2次元実時間カラードプラー超音波画像化のための方法を開示している。

20

【 0 0 1 1 】

Wollschlager等の米国特許第 5, 105, 819号は、超音波内視鏡装置を示す。

【 0 0 1 2 】

Saito等の米国特許第 5, 054, 491号は、別の超音波内視鏡装置を示す。

【 0 0 1 3 】

Keen等の米国特許第 5, 931, 788号は、胃腸壁を通じての内臓及び脈管組織を画像化するための方法及び装置を開示する。

【 0 0 1 4 】

Hossackの米国特許第 5, 769, 079号は、流れパラメータの定量的基準を決定するための方法及び装置を開示する。

30

【 0 0 1 5 】

Oaks等の米国特許第 5, 050, 610号は、経食道超音波走査ヘッドを説明している。

【 0 0 1 6 】

Angelsenの米国特許第 4, 757, 818号は、直線運動駆動機構を有する超音波変換器プローブを示す。この特定の特許は、そのプローブを直線運動させるために用いる特定タイプのモーター手段とより関連していると思われる。

【 0 0 1 7 】

Goldsteinの米国特許第 4, 819, 650号は、複式（二重）変換器プローブと中空ケースとからなる超音波組立体を示す。該ケースは、二つの分離した変換器又は変換器の複数アレイの位置登録を促進するように、プローブが二つの位置のうち一方に維持されることを許容するガイドとしての役割を果たす。Goldsteinは、変換器をプローブの本体内において縦方向に位置付けるための手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

40

【 0 0 1 8 】

Dow等の米国特許第 4, 841, 979号は、単一の変換器を有する超音波プローブを示す。該変換器は、これも回転可能な旋回（枢動／回転）プラットフォームに取り付けられ

50

る。この特許は、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付ける手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

【0019】

Blumenthalの米国特許第5,048,529号は、単一の変換器を有する超音波プローブを示す。該変換器は、枢動プラットフォームに取り付けられる。旋回円弧距離を可変とするように、変換器プラットフォームを枢動させるためにプーリー配列及びフレキシブルベルトが使用される。この特許は、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付ける手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

10

【0020】

Bradleyの米国特許第5,070,879号は、複数の変換器の縦方向アレイ（配列）を使用した超音波画像化装置を示す。該フェーズド・アレイ（位相配列）は、横方向画像を発生させるためにプローブの軸線に沿って振動させられる。この特許は、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付ける手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

【0021】

Takanoの米国特許第5,090,414号は、腔内（intercavity）超音波プローブを示す。これは、機械式走査型のプローブである。上記同様に、この装置は、本体の先端に位置付けられる変換器要素を含み、また、刺し針を誘導するための刺し針ガイドと、駆動源から回転軸へとトルクを伝達するための手段とを含む。

20

【0022】

Piniの米国特許第5,159,931号は、単一の変換器を有する腔内（intra-cavity）プローブを示す。該変換器は、プラットフォーム上に保たれ、該プラットフォームは回転可能であり、旋回され得る変換器を含む。この特許は、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付ける手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

【0023】

別のTakanoの米国特許第5,170,793号は、血管に使用するための単一の変換器を有する超音波プローブ組立体を示す。この特許は、たとえプローブ本体が曲げられていても、プローブの先端部（チップ）内で変換器を回転させるための手段を示す。この特許は、しかし、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付けることを提供するための手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

30

【0024】

Solomon等の米国特許第5,181,514号は、食道内で使用するための超音波プローブを示す。この装置は、可動走査面を発生させるため、複数変換器のアレイを回転させることができるモーターを含む。この装置はまた、プローブの位置についてのフィードバックを与えるためのプローブの位置決め手段を示す。しかし、該特許は、プローブ本体内部において変換器を縦方向に位置付ける手段を開示しておらず、ステッピングデバイスにおいて使用される際、通常、標準プローブにより得られる画像面運動を促進することもない。

40

【0025】

Webler等の米国特許第5,361,768号は、超音波プローブで使用するための縦方向位置決め変換器を示す。該位置決め変換器は、血管内で超音波プローブを物理的に移動させる。この特許は、プローブ本体内部で変換器を縦方向に位置付けるための手段を開示していない。

【0026】

Okunuki等の米国特許第5,460,179号は、複数変換器のアレイを利用する超音

50

波ボディースキャナを示す。該複数変換器は、該スキャナの中空ケース内において変換器ユニット上に直線状に配列される。該変換器ユニットは、複数変換器の画像面が前後に揺り動かされるように、上記スキャナの中空本体内で旋回され得る。

【 0 0 2 7 】

Schmulewitzの米国特許第 5 , 4 7 4 , 0 7 2 号は、音による乳房造影法を実行するための方法及び装置を示す。該装置は、可動キャリッジに取り付けられた超音波走査と乳房造影法画像手段とを組み合わせる。

【 0 0 2 8 】

Weblerの米国特許第 5 , 5 9 2 , 9 4 2 号は、超音波画像化プローブのための自動式縦方向位置トランスレータと、該トランスレータを使用する方法とを示す。該位置決めトランスレータは、血管内で超音波プローブを物理的に移動させる。

10

【 0 0 2 9 】

Mooreの米国特許第 6 , 0 0 4 , 2 7 1 号は、超音波画像システムのための組み合わされたモーター駆動及び自動式縦方向位置トランスレータを示す。これは、自動式縦方向位置トランスレータを有する導管超音波画像システムを開示する。超音波スキャナを収容するカテーテルが、カテーテル内の静脈に挿入される。一旦、カテーテルが静脈内に正確に配置されたら、超音波スキャナは、該静脈の一部の走査に影響を及ぼすように、カテーテル外に引っ込められ得る。

【 0 0 3 0 】

最後に、Lin等の米国特許第 6 , 2 0 0 , 2 6 9 号は、前方走査超音波カテーテルプローブを示す。該変換器は、プローブの先端においてプラットフォーム上に保たれ、該プラットフォームは、走査面を作り出すために圧電駆動を介して旋回される。

20

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 3 1 】

この発明は、主として走査技術に関し、更に詳しくは、癌などの疾患の検出及び位置出しに対処する超音波医療画像システムに関する。該システムは、走査される領域のフル画像を提供するため、かつ、そのような疾患の処置及び検出に使用される医療用器具類の正確な位置付けのための手段を備えている。

【 0 0 3 2 】

30

一般に、走査プローブと、該プローブと共に使用される支持器具類とを基本的に備えたこの発明の器具は、クレドール（架台）内においてスタンド上に置かれる通常一つの走査プローブを提供するが、この発明のプローブに対する支持を主として与える。プローブの目的は、どこに癌腫があり得るのかを検出するため、観察中の組織又は前立腺の正確な画像を得るように超音波パルスを発することである。超音波パルスを発するこの装置のプローブは、超音波プローブの後方に一又は複数のモーターを組み入れる。その結果、超音波を発する手段は、超音波の正確な面における 2 次元画像を提供するために、360 度までの任意角度、回転すなわち旋回できるのみならず、同様に、プローブは、コンピュータが介在しない実際の、所要かつ所望の 3 次元画像を供給するため、縦方向に往復直線運動することができ、病んでいる器官の正確な検出及び治療に対処する。第 1 モーター又は他の手段は、超音波発信源に対し枢動運動又は回転運動を提供し、他方、第 2 モーター又は他の手段は、実際の 3 次元画像に必要な、その縦方向（軸方向 / 長手方向）変位を提供する。

40

【 0 0 3 3 】

第 1 モーター手段は、1 次軸すなわち外側軸を回転させ、他方、第 2 モーター手段は、外側軸内に同軸状に配置された内側軸を回転させる。内側軸の回転は、一又は複数のベルトの回転を与える。その一方、外側軸の回転は、プローブキャリッジ組立体の回転を与える。その結果、検出中、及び、治療が行われながら、前立腺の正確な画像を得るため、プローブが例えば直腸内に挿入された場合、全 360 度の画像が取得され得る。

【 0 0 3 4 】

プローブ内に含まれ、内側軸の運動を受けるベルト手段は、超音波ユニットを縦方向に

50

移動させ、その間、ベルト手段及びその全関連動作機構は、超音波による360度走査を提供するために回転させられる。超音波変換器は、このような機構と関連し、モーター、ベルト及び他の構成要素からなる手段によりこれらが動作能する間に移動させられ、種々の軸線に沿うそれらの特定運動を提供し、周囲組織の超音波走査を与え、また、観察又は治療中の器官の正確なピクチャーの取得を実現する。

【0035】

従って、本発明の目的は、診断上又は治療上の用途の範囲内で超音波の使用を助長する、腔又は身体の走査プローブの機械的設計を提供することである。本発明の利点は、次のような装置の構造にある。すなわち、この構造は、走査手段の中空キャピティ内において一又は複数の変換器が縦方向内外に往復移動することを可能にし、これと同時に、変換器の同時回転又は旋回を得て、横方向又は縦方向画像も内外移動及び回転することを許容し、これにより、プローブ本体自体を物理的に移動させる必要なく、多数の横方向及び縦方向画像がもたらされることを可能にする。これは、走査及び治療中の個人に対し不快さを実質上低減する。本発明は、かなり大量のデータを取得することが可能であり、これは、小線源照射療法のような正確で適切な治療を助長し、また、医師もしくは専門家に、又は、処置計画ソフトウェアもしくは他の遠隔手段にさえ、画像面の相当大きい制御を与え、これは、どのような検出疾患に対しても、観察中で治療されるべき周囲生体組織のフル容積真正3次元走査をもたらすことができる。

10

【0036】

この発明の別の目的は、走査プローブを提供することである。該プローブは、やや小型で完全にケースに入れられた機構であるが、それでも、その内部作動構成要素の3次元走査及び運動を水平方向、横方向及び縦方向に与え、プローブの本体又は部分の容積測定次元実際走査を提供する。

20

【0037】

本発明の更に別の目的は、患者に対する更なる不便又は痛みを伴うことなく、正確な走査を提供するために一回だけ挿入され、次いで十分に働くようにされ得る走査プローブを提供することである。

【0038】

この発明の更に別の利益は、走査プローブ内に入れられる小型モーター及び他の構成要素の使用であり、これらが、周辺生体組織の3次元走査に必要なすべての運動を提供する。

30

【0039】

この発明の更なる目的は、容積測定3次元走査プローブを提供することであり、該プローブは、例えば、癌等の治療のために放射性同位体が前立腺又は隣接生体組織に加えられ際、医師が患者の治療をきわめて正確かつ的確に行うことを可能にするように、医療用治療器具と共に使用され得る。

【0040】

この発明の更に別の目的は、通常は標準プローブがステッピングデバイスで用いられながら該標準プローブから得られる画像面運動を促進する走査プローブを提供することである。

40

【0041】

この発明の更なる目的は、身体の様々な部分を走査し得る走査プローブを提供することである。

【0042】

この発明の更なる目的は、身体走査装置を提供することであり、該走査装置は、超音波映像を妨げ得、かつ、患者の不快さをもたらし得る、従来型走査機構の使用を通じて発生する振動を実質上低減する。

【0043】

この発明の更に別の目的は、プローブのためのプリーノスライド設計の形式を提供することであり、これは、流体が満たされたプローブ先端部において動作可能な走査機構を

50

、流体充填先端部キャピティの容積を変えなく提供し、流体充填先端部容積補償手段の必要性を否定する。

【 0 0 4 4 】

これらの又は他の目的は、ここに記載した本発明をレビューし次第、また、図面を考慮して本発明の好ましい実施形態の記載を検討し理解し次第、当業者には明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 4 5 】

以下の詳細な説明は、限定目的ではなく例示目的で本発明を示す。この記載は、当業者が本発明を製造し使用することを明確に可能にし、また、本発明の実施のベストモードであると現在信じるものを含む本発明のいくつかの実施形態、翻案、変形、代案及び使用を記述する。更に、当然のことながら、本発明は、以下の記載又は図面に示した詳細な構成及び構成要素の配置態様に対する適用には限定はされない。本発明は、他の実施形態があり得、また、種々の方法で実施することができる。また、当然のことながら、ここで用いる語法及び術語は、記述を目的としており、限定とみなされるべきではない。

【 0 0 4 6 】

図1は、経直腸的使用に適した本発明の腔プローブ1の好ましい実施形態を示す。プローブ1は、ハンドル1Aと先端部(チップ)1Bとからなる。ハンドル1Aの後部からプローブパワー制御ケーブル42が延びている。ハンドル1A内には、横方向モーターすなわち回転モーター2及び縦方向(軸方向/長手方向)モーターすなわちリニア軸線モーター5が収容されている。横方向モーターすなわち回転モーター2は中空軸13に接続する。縦方向モーター5は軸14に接続し、軸14は、中空軸13内部に保たれる。軸14は、好ましくは中実であり、又は他の構造からなり得る。

【 0 0 4 7 】

中空軸13は、プローブ先端部1B内のキャリッジ組立体3に連結される。軸14は、プローブ先端部1B内でキャリッジ組立体3内の垂直かさ歯車6に接続される。キャリッジ組立体3(図2及び4に最も良く示される)は、水平かさ歯車7と、下方プーリー8と、上方プーリー9と、ベルト10と、超音波変換器11と、一体ベルトピン12と、変換器スライド15(図4)と、水平スライダロッド16A及び16B(図2)とからなる。水平かさ歯車7は、垂直かさ歯車6と噛み合い、下方プーリー8に取り付けられる。ベルト10は、下方プーリー8と上方プーリー9との間に保持される。一体ベルトピン12は、変換器スライド15の底面におけるスロット(図示せず)内に位置付けられる。超音波変換器11は変換器スライド15の上部に取り付けられる。変換器スライド15は、水平スライダロッド16A及び16B上に維持され、スライダロッド16A及び16Bに沿って滑るように構成される。従って、認識され得るように、ベルト10が動くと、変換器スライド15、従って変換器11は、プローブ先端部1B(又はキャリッジ組立体3)に沿って軸方向に移動する。

【 0 0 4 8 】

図5及び6は、プローブ1のための制御ボックス30の好ましい実施形態を示す。制御ボックス30は、種々のディスプレイ及び制御手段を含む。プローブ電源及びプローブケーブル42と制御ボックスUSB接続ケーブルが制御ボックス30から延び、プローブ42は、図1に示すようにプローブ1に接続する。あるいは、プローブパワー制御ケーブルは、ここに詳述されるように、制御ボックスではなく、図19の超音波ボックスに接続し得る。RS-232もしくはファイアワイヤ等の他の工業用プロトコルが、USB線の代わりに使用され得ることに留意されたい。図示はしないが、制御ボックスはまた、制御ボックスを電源に接続する電源コードを含む。インターフェースの特定の選択に基づくが、制御ケーブル43は電力を供給し得る。一般に、制御ボックス30には、縦方向制御・表示手段と、横方向制御・表示手段と、一般システム制御入力部39とが配置される。縦方向制御・表示手段は、ロール角度制御つまみ31と、ロール角度位置指示器33と、縦方向動作イニシエータ40と、縦方向走査線ボタン49と、縦方向3D走査ボタン50とを含む。横方向制御・表示手段は、In/Out位置制御スライダ32と、In/Out位

10

20

30

40

50

置指示器 3 4 と、底配置セッティング（底配置設定）制御部 3 5 と、「リターン・トゥー・底」配置指示器 3 6 と、ステップサイズ制御手段 3 7 と、ステップサイズ制御指示器 3 8 と、横方向動作イニシエータ 4 1 と、「ゴー・トゥー・尖」ボタン 4 6 と、「セット・尖」ボタン 4 7 と、ステップサイズボタン 4 8 と、横方向走査線ボタン 5 1 と、横方向 3 D 走査ボタン 5 2 とを含む。該ボックス内には、該装置及びその制御の起動に必要な電子機器回路が収容されている。

【 0 0 4 9 】

図 8 は、縦方向走査面 5 3₁、5 3₂及び 5 3₃を示す。

【 0 0 5 0 】

図 9 は、横方向走査面 5 4₁及び 5 4₂を示す。

10

【 0 0 5 1 】

操作において、制御ボックス USB 接続部が、適切な映像ソフトウェアを有する超音波システムに接続される。このソフトウェアは、所有（所有権を有する）システム又はコンピュータを利用した映像システムを含み得る。プローブ 1 は、患者内に経直腸的に挿入される。プローブ 1 を利用する医師は、次に、縦方向動作イニシエータ 4 0 又は横方向動作イニシエータ 4 1 を用いて縦方向又は横方向の映像を選ぶ。縦方向映像が選ばれた場合、縦方向モーター 5 が回転し、軸 1 4 及び垂直かさ歯車 6 を回転させる。垂直かさ歯車 6 は、水平かさ歯車 7 と回転可能に噛み合い、水平かさ歯車 7 を回転させる。下方プリー 8 は、水平かさ歯車 7 に取り付けられ、かさ歯車 7 が回転すると回転し、上方プリー 9 を回転させ、ベルトを移動させ始める。ベルト 1 0 が移動すると、一体ベルトピン 1 2 も移動し、上下プリー周囲に一般に牽引される。一体ベルトピン 1 2 は、変換器スライド 1 5 の底部のスロットに挿入され、変換器スライド 1 5 を水平スライダロッド 1 6 A 及び 1 6 B 上に前後に滑らせて往復運動させる。変換器スライド 1 5 が前後に動く際、超音波変換器 1 1 は、ピシッという鋭い金属音を発生させ、次いで、選択された音パルスを受け戻して、超音波画像を生成する。図 8 に最も良く示されるように、信号を発生させかつ受信しながらの変換器の上記運動は、縦方向走査面 5 3₂をもたらす。

20

【 0 0 5 2 】

医師は、ロール角度制御つまみ 3 1 を操作することを選択し得る。該つまみは、超音波変換器に取り込まれている画像面をプローブ先端部 1 B の軸線に対し回転させ、縦方向走査面 5 3₁及び 5 3₃をもたらす。ロール角度位置指示器 3 3 は、画像面の配向を指し示し、鉛直が 0 度である。ロール角度制御つまみ 3 1 は、超音波システムもしくは随意処置計画システム又は他の遠隔手段などによって現在の縦方向のビュー（表示）角度が遠隔的に変えられても、該つまみ 3 1 の位置が、上記現在の縦方向のビュー角度と同じビュー角度位置に常に自動更新されるように、内蔵モーターを組み込むことができる。ロール角度制御つまみ 3 1 はまた、物理的移動止め、又は音指示器等の他の指標付け手段を組み込み得る。この移動止め等は、医師がロール角度制御つまみ 3 1、従って縦方向ビューを、真っ直ぐ上の 0 度位置へと容易に位置変えすることを可能にする。

30

【 0 0 5 3 】

使用において、該装置はまた、一連の隣接する又重なり合う縦方向画像スライスを取って、これらをシステムメモリに記録することにより、真のソリッド（true-solid）3 D 画像データセットを取り込むためにも利用され得る。医師が、縦方向 3 D 走査ボタン 5 0 を押すと、制御ボックス 3 0 はシーケンスを開始し、これにより、該装置は、各縦方向フレーム間中、縦方向モードで画像を映し、図 1 2 に最も良く見えるように、完全な 3 D 空間（容積）が記録されるまで変換器はプローブ軸に垂直に回転する。また、平行で「わずかに斜めの（歪んだ）」3 D 画像の取り込みも記録され得ることが考えられる。

40

【 0 0 5 4 】

更に、画像ソフトウェアと共に、縦方向走査線ボタン 4 9 は、ある画像に関連して位置付けられる縦方向走査面の位置を視覚的に表示する超音波ディスプレイ上に走査線を表示するために使用され得る。図 1 0 に見られるように、医師は、横方向動作イニシエータ 4 1 を押して横方向走査面 5 3 をもたらすことにより、横方向ビューモードで前立腺 5 5 を

50

見る。小線源照射療法針 5 6 のような特定の関心領域が観察される場合、医師は、縦方向走査線ボタン 5 1 を押す。縦方向走査線ボタン 5 1 は、超音波システムが、表示された横方向走査面 5 3 をロール角度制御つまみ 3 1 の角度位置に対応する角度で横切る縦方向走査線 5 8 を表示するようにする。ロール角度制御つまみ 3 1 は、次に、縦方向走査線 5 8 が上記関心領域、この例では小線源照射療法針 5 6 と交差するように自動的に又は手動的に回転させられる。次に、医師は、縦方向動作イニシエータ 4 0 を押し、小線源照射療法針 5 6 (又は他の関心領域) が自動的に出現し、該縦方向ビューに正確に交わる。

【 0 0 5 5 】

横方向画像が選択されたら、縦方向モーター 2 が作動され、中空軸 1 3 及び内側軸 1 4 を回転させる。中空軸 1 3 の回転は、キャリッジ組立体 3 をプローブ先端部 1 B の軸線周りに迅速に回転させる。キャリッジ組立体 3 が回転しつつ、超音波変換器 1 1 はピシッという鋭い金属音を発生させ、次いで選択した音を受け戻し、超音波イメージを取り込む。図 9 に最も良く見られるように、信号を発生させかつ受信しながらの変換器の運動は、横方向走査面 5 4₁ をもたらす。

【 0 0 5 6 】

医師は、In / Out 位置スライダ 3 2 を操作することを選択し得る。該スライダ 3 2 は、超音波変換器により取り込まれている横方向画像面を、プローブ先端部 1 B の先端に対しより離れるか又はより近づくように移動させ、横方向走査面 5 4₂ をもたらす。In / Out 位置指示器 3 4 は、プローブの先端部に対する変換器の絶対位置、並びに、走査されている器官の底 (最も遠い点) 又は尖 (最も近い点) に対する画像面の位置を表示する。In / Out 位置スライダ位置スライダ 3 2 は、超音波システムもしくは随意処置計画システム又は別の遠隔手段により現在のビュー角度が遠隔的に変えられても、該スライダ 3 2 の位置が、現在の横方向ビュー位置と常に同じであるように内蔵位置モーターを組み込み得る。

【 0 0 5 7 】

ステップサイズ制御部 3 7 は、医師が、所定のステップ刻み (ステップインクリメント) で移動する態様で横方向運動を制御することを可能にする。ステップサイズ刻み制御指示器 3 8 は、選択された刻み (インクリメント / 増分) を表示する。「セット・尖」ボタン 4 7 は、医師が、走査される器官の尖すなわち最も近い点を特定するため、横方向位置決め手段を使用することを許容する。「セット・尖」ボタン 4 7 を押すと、制御ボックス及び / 又は超音波ボックス 3 0 の内部メモリに、及び / 又は、超音波ボックス及び / 又は該コンピュータシステムに該位置が保存される。次いで、医師は、「ゴー・トゥー・尖」ボタン 4 6 を押すことができ、該装置は所定位置にある超音波変換器 1 1 の位置を自動的に変える。「セット・底」ボタン 3 5 は、医師が、走査される器官の底すなわち最も遠い点を特定するため、横方向位置決め手段を使用することを許容する。「セット・底」ボタン 3 5 を押すと、制御ボックス 3 0 及び / 又は超音波ボックスの内部メモリに、又は該コンピュータシステムに該位置が保存される。医師は、次に、「ゴー・トゥー・底」ボタン 3 6 を押すことができ、該装置は、所定位置にある超音波変換器 1 1 の位置を自動的に変える。

【 0 0 5 8 】

使用において、該装置は、一連の隣接した又は重なり合った横方向画像スライスを取って、これらをシステムメモリに記録することにより、真のソリッド 3 D 画像データセットを取り込むためにも利用され得る。医師が横方向 3 D 走査ボタン 5 2 を押すと、制御ボックス 3 0 はシーケンスを開始し、これにより該装置は、各横方向フレームの間中、横方向モードで画像を映し、図 1 5 に最も良く見えるように、完全な 3 D 空間 (容積) が記録されるまで、変換器は、プローブ軸に垂直なプローブ先端部 1 B の先端に対しコンマ何ミリメートル又はそれ以上の所に移動する。明らかに、平行な又は「わずかに斜めの (歪んだ)」3 D 画像の取得が記録され得る。

【 0 0 5 9 】

更に、画像ソフトウェアと共に、横方向走査線 5 1 は、ある画像に関連して走査面の位

10

20

30

40

50

置を視覚的に表示する超音波ディスプレイに走査線を表示するために使用され得る。図14のように、医師は、縦方向動作イニシエータ40を押すことにより、縦方向ビューモードで前立腺55を見る。前立腺針57のような特定の関心領域が観察される場合、医師は、横方向走査線ボタン51を押す。横方向走査線ボタン51は、超音波システムが、横方向画像面のIn/Out位置、従ってIn/Out位置スライダ32の位置に対応する位置における縦方向画像面54を横切る横方向走査線59を表示するようにする。In/Out位置スライダ32は、次に、横方向走査線59が上記関心領域、この例では前立腺針57と交差するように自動的に又は手動的に調整される。次に、医師は、横方向動作イニシエータ41を押し、前立腺57（又は他の関心領域）は、自動的に現れ、横方向ビューに正確に交わる。この正確な断面の特徴は、前立腺の位置的容積計算を行うのにも役立つ。

10

【0060】

一般システム制御入力部39（図6）は、制御ボックス30が超音波システム及び/又は計画ソフトウェアPC又は他の遠隔制御手段上で動作するソフトウェアと連動することを可能にする。これは、これらのシステム上で動作するソフトウェアが、プローブに対して制御ボックス30の制御部が近接することを利用することを可能にし、また、ジョイスティック、トラックボール、タッチパッド等の他の制御手段を含み得る。その上、この機能は、超音波システム及び/又は計画PCシステムに配置された特化されたソフトウェアを介して今後加えられる付加的な制御ボックス機能を考慮に入れる。

【0061】

プローブ1及び制御ボックス30それぞれは、独立型手順計画・処置システムの実行を促進する通信インターフェースとプロトコルを含む。このインターフェースは、計画システムが、3Dデータセット及び他の手順画像が取得され得るようにプローブ1の画像化及び位置決め運動を容易に制御することを可能にする。

20

【0062】

変換器を回転又は駆動もさせながらプローブの中空先端部内外に（縦方向に）移動させる機能は、横方向及び縦方向画像も内外に移動しかつ回転することを可能にする。これは、プローブを物理的に移動させる必要なく、プローブがマルチ画像を発生させることを可能にする。変換器が内部で移動する間、プローブを一つの位置に維持する機能は多数の利点を有する。患者にとって不快さが低減し、前立腺を動かす機会、そのため画像を歪める機会が減る。

30

【0063】

該装置の顕著な利点は、真のソリッド3D画像データセットを取り込むその能力にある。変換器のみが内部を移動し、プローブが静止状態のままなので、画像データの収集は、より一層制御可能でかつ正確なものになり得る。現在、画像データの取得は、不正確で不完全である。医師は、患者の内外にプローブを基準刻みで物理的に移動させる。プローブが動かされつつ画像が超音波システムに表示されるが、これら画像は、自動的に取り込まれない。その代わりに、医師は、何時画像が取り込まれるかを示し、また、プローブの位置を該システムに入力しなければならない。一般に、医師は、5ミリメートルごとに画像スライスを取り込む。これらの画像スライスは、次いで、適切な容積計算を可能にするため、前立腺を電子的に再現する線量測定ソフトウェアに用いられる。プローブ1は、真の容積測定3Dデータセットを自動的に取り込むことができる。縦方向3D走査ボタン40又は横方向3D走査ボタン52のいずれかを押すと、プローブが、器官の一連の重なり合う走査を自動的に取得するになる。横方向の配置はデジタル方式で制御されるので、該システムは、これらの多数の重なり合う走査画像各々を素早く順々にかつ所定位置に記録することができ、次いで、該走査した器官の真の3次元画像を構成する。ステッパーにおける慣用のプローブは、5ミリメートル刻みで移動するのに対し、プローブ1は、ほんの8乃至10の広く離隔したスライスの代わりに、1ミリメートル以下刻みで読取りを取得することができる。次に、この3Dデータの実体積は、観察され、臨床磁気共鳴画像（MRI）によって集められた3Dデータの実体積に対してと同様に観察され処理される。

40

50

変換器運動が自動化可能なので、必要な画像は、非常に迅速に収集及び記録され得、プローブが患者の直腸内にあらねばならない時間を低減する。伝統的なプローブを用いた超音波試験は、10から45分かかるのに対し、本発明のプローブ1を使用してはるかに短時間で全容積走査を得ることができ、医師は、プローブが取り去れた後の彼又は彼女の自由時間において画像を綿密に調べることができる。更に、画像スライスを得るための一環としてプローブを挿入しかつ取り去ることが必要ないので、ステッパー機能が不要なく、スタビライザーは、実質的により簡易で廉価なものになり得る。制御ボックスは、ユーザーに、患者の近くに配置される制御インターフェースを提供する。

【0064】

更に、該装置は、小線源照射療法と共に使用される場合に重要な利点を提供する。このビュー角度位置は、制御ボックスから直ぐの縦方向面における針の挿入又は他のデバイスの配置を医師が容易に見つけて眺めることを可能にする。また、既述したように、プローブを物理的に移動させる必要がないこと、従って、画像を取得しながら前立腺、針、シード又は他のデバイスの位置を乱す機会を得ることは、それ自体で、これらの処置の正確さを高めるのに役立つ。その上、この制御は、制御つまみ角度とプローブロール角度との間に正確な1対1の比を与えるように特に設計されている。例えば、つまみが27度左へ回転されると、プローブ縦方向ビューも27度左へ回転する。このつまみ角度とプローブロール角度間の1対1関係は、従って、医師が、彼らがモニターで見ている画像を彼らが働いている空間的環境により良好に関連付けることを支援する。例えば、彼らが、プローブ軸に対しほぼ45度であるグリッド穴に針を置いたことを確認する場合、その際、彼らは、該針を見るために角度制御つまみ31を上記と同じ角度回転させることを分かっている。非1対1比もまた実行され得る。

【0065】

このビュー位置調整機能は、医師が、前立腺の底及び尖のいずれかの側からのビュー面（観測面）を、ステッピング装置が行うのとそっくりであるが、プローブを物理的に移動させる必要なく、容易に移動させることを可能にする。上述したように、プローブを物理的に移動させる必要がないこと、従って、画像を取得しながら前立腺、針、シード又は他のデバイスの位置を乱す機会を得ることは、それ自体、これらの処置の正確さを高めるのに役立つ。

【0066】

縦方向角度制御のように、この横方向制御は、非1対1比も用いられ得るけれども、スライダ位置と横方向ビュー位置との間に正確に1対1の比率を与えるように特に設計されている。例えば、医師は、針を針グリッドを通じて挿入して、前立腺の底に位置付けられた横方向ビューにより針先を見ることができる。次いで、医師は、横方向ビュースライダを前方へと、医師が針を十分に挿入したいと望む距離と同じ距離（例えば35mm）を滑らせる。今度は、医師は、彼/彼女がスライダをちょうど移動させた距離と正確に同じ距離に針を挿入することができ、また、針が横方向ビューに再度現れるように見ることができる。これは、医師が見ている画像を医師が作業している空間的環境により良く関連付けることを、このスライダ位置と横方向ビュー位との間の1対1関係がどのように支援するかについてのちょうど別の例である。

【0067】

プローブを手動的に移動させる必要がないという能力は、現存するプローブとステッパーの組み合わせとは異なり、プローブ制御部上（又は付近）のいかなる型のもも助長する必要がないので、プローブ全体及びプローブ台は無菌ドレープで覆われ得る。このドレープは、従って、この通常乱雑で殺菌が難しい領域を覆い、針（又は他の無菌デバイス）の実行のため、該領域を不要なものがない状態に保つことを可能にする。制御ボックスも外形にぴったり合った無菌カバーで覆うことができ、該カバーは、オペレータの無菌状態を損なうことなく、該制御部の容易な目視及び操作を許容する。これは、医師が、一方の手で選択プローブ・ビューを制御しながら他方の手で針（又は他の無菌デバイス）を操作し保持することを可能にする。制御ボックスは、小さい軽量フロアスタンドが付属しており

10

20

30

40

50

、従って、プローブの近くに容易に配置され得る。使用後、該無菌制御ボックスカバーは、単に該ボックスからするりと取り去られ、廃棄される。これは、制御ボックスを清掃しかつ消毒/殺菌する必要性を(完全になくさなくても)著しく低減する。制御ボックスにおけるいかなる懸念をも軽くする。

【0068】

外部使用のためのプローブの第2実施形態が図16に示される。プローブ201は、閉じた上部及び閉じた底部を有するケース203を含む。ケース203は、モーター(図示せず)を収容する。その画像化端部において、スキャナ(走査機)201は、一組のスライドロッド216を含む。スライド215は、該スライドロッドに取り付けられ、該プローブの底部の開口を全体にわたって(端から端まで)移動可能とされる。変換器211は、スライド215に取り付けられる。スライド215及びスライドロッド216は、プリーベルト210の下に配置される。プリーベルト210は、一組のプリー周りに取り付けられ、プリーの一方は、モーターの出力軸に連動的に接続される。従って、操作時において、モーターは、プリーベルト210をプリー208及び209の周りに走行させる。ピン212は、プリーベルト210に連動的に接続され、スライド215の底部のスロット内に受け入れられる。従って、ベルト210がプリー208及び209周りを走行すると、ピン212は、スライド215従って変換器211をその走行路に沿って牽引する。ピン212は、プリー208及び209の周囲を通り、従って、本質的に長円形の走行路を有する。ピンがその長円路を動くにつれ、ピンは変換器211を画像化端部の全体にわたって前後に往復形式で移動させる。更に、当該キャリッジ全体は回転可能で、上記好ましい実施形態と同様に横方向ビューを与える。

【0069】

プローブの第3の実施形態は、図17、及び図18のブロック図形式に示される。プローブ301はプローブ1と類似のもので、ハンドル301A及び先端部301Bを含む。先端部301Bは、プローブ1の先端部1Bと実質上同様なものであり、更には説明しない。プローブ1とは異なり、プローブ301は、単一のモーター311を含む。内側軸314は、モーター311により回転駆動される。プローブ1内におけるように、軸314は、上記スライド及び変換器を直線的かつ往復式に駆動させるため、プローブ先端部301B内へと伸長する。クラッチ316は、内側軸314の周囲に取り付けられ、外側軸313は、クラッチ316から延びる。外側軸313は中空であり、内側軸314は外側軸313内を通過して延びる。クラッチ316の係合時において、該クラッチは、内側軸の回転によって外側軸が回転するように内側軸及び外側軸を共にロックする。外側軸は、更に、プローブ1について上述したと同様に、走査機構(該機構は、スライド、スライドロッド、変換器、プリー及びプリーベルト)を回転させるため、先端部301Bに連結される。外側軸ブレーキ318は、クラッチ316の前方側で外側軸313の周りに取り付けられる。ブレーキ318は、外側軸の回転を防止するように動作可能である。とはいえ、当該キャリッジ全体は、モーターの一つへの通電を通じて回転し得る。

【0070】

クラッチ316及びブレーキ318は、動作制御処理装置(MCPU)320によって制御される。MCPUは、制御ボックス30に連動的に接続される。制御ボックス30から受けた操作命令信号に应答して、MCPUは、クラッチとブレーキを係合させ及びこの係合を解除し、プローブ先端部301B内における変換器の回転及び往復動作を可能にする。従って、プローブ先端部の軸線に沿って変換器を直線的に移動させるためには、クラッチが解放され、かつブレーキが適用される。逆に、プローブ先端部の軸線周りに変換器を回転させるためには、クラッチが係合されてブレーキが解放される。ブレーキ318が解放されるやいなや、外側軸は移動して走査機構を回転させることができる。従って、上述したように、医師が制御ボックス30を用いてプローブ301を作動させる際、MCPUは、医師が起動した命令に基づいてクラッチ及びブレーキが変換器を回転方向及び/又は縦方向に動かすように信号を送る。

【0071】

変換器の縦方向及び回転方向位置を監視するため、プローブは、リニア（直線）軸エンコーダー 3 2 2 と、回転軸エンコーダー 3 2 4 とを含む。これら各エンコーダーは、それぞれの軸と共に回転するホイールと、該ホイールの回転位置を監視するセンサーとを含む。このような符号化組立体は、技術的に良く知られている。エンコーダー 3 2 2 及び 3 2 4 は、変換器の縦方向及び回転方向位置を示す信号を M C P U に送る。この情報は、次に、上記したように制御ユニット 3 0 に表示される。

【 0 0 7 2 】

超音波ボックス 4 0 1 のブロック図が図 1 9 に示される。超音波ボックスは、プローブ 1、2 0 1 及び 3 0 1 を制御するために使用される。超音波ボックス 4 0 1 は、制御部 4 0 3 と、パルサー/受信部 4 0 5 と、デジタイザー 4 0 7 と、高速データインターフェース 4 0 9 とを含む。超音波ボックス 4 0 1 は、データインターフェース 4 0 9 を介して外部コンピュータすなわち P C 4 1 1 から命令を受け取る。これらの命令は、パルサー/受信部 4 0 5 及びプローブの両方を設定するために用いられる。音響パルスは、パルサー/受信部 4 0 5 において発生し、同軸ケーブル 4 1 3 を通じて走査プローブへと送られる。後方散乱超音波データは、プローブ変換器から超音波ボックス 4 0 1 へと戻され、受信部 4 0 5 で処理される。該データは、次に、デジタイザー 4 0 7 でデジタル化され、制御部 4 0 3 内のメモリーバッファに送られる。該データは、次いで、データインターフェース 4 0 9 を介して、画像形成（結像）及び表示のために P C 4 1 1 に送られる。

【 0 0 7 3 】

本発明の範囲から逸脱することなく上記構成において種々の変更が行われ得る。また、上記記載又は添付図面に示されるすべての事項は、例示的なものであって限的な意義のものではないと解釈されるべきである。例えば、変換器スライドが往復動する経路は、スライドロッド以外の構成により形成され得る。また、例えば、スライドは、先端部内に形成されるトラックに沿って移動し得る。更には、ベルト及びプーリー以外の手段が、スライド（従って変換器）を往復動させるために使用され得る。これらの例は単なる例示である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 4 】

【 図 1 】 本発明の超音波プローブ組立体の斜視図である。

【 図 2 】 図 1 に示す超音波プローブ組立体の内部動作機構を開示する破断図である。

【 図 3 】 超音波プローブの中間及び後部区域の拡大破断図であり、超音波変換器に動作運動を与える種々のモーター、歯車及び動作伝達軸を開示する。

【 図 4 】 図 2 に見られるプローブの前部の側面図であり、超音波変換器の位置と使用時に該変換器の運動を提供する動作構成要素を開示する。

【 図 5 】 プローブ制御ボックス及びそのフェースパネルの実施形態の斜視図である。

【 図 6 】 プローブを制御するための制御ボックスパネルの平面図である。

【 図 7 】 図 1 ~ 4 のデュアルモーター走査プローブのブロック図である。

【 図 8 】 超音波プローブのための縦方向走査面及びそれらの回転運動を示す概略図である。

【 図 9 】 超音波プローブのための横方向走査面及びそれらの縦方向運動を示す概略図である。

【 図 1 0 】 治療中の患者の前立腺及び針を開示する横方向画像面を示す。

【 図 1 1 】 縦方向画像面及び使用中の治療針の位置特定を示す。

【 図 1 2 】 走査した器官とここに配置された針を開示する。

【 図 1 3 】 処置中の患者の別の横方向画像面を示す。

【 図 1 4 】 処置医師が観察している前立腺の別の縦方向ビューを示す。

【 図 1 5 】 患者の前立腺の別の容積走査ビューを示す。

【 図 1 6 】 外部身体走査のための構成された装置の別の実施形態である。

【 図 1 7 】 超音波プローブの第 3 実施形態の中間及び後部区域の拡大破断図であり、ここでは、内側軸及び外側軸が単一のモーターによって制御される。

【図18】図17の単一モーター走査プローブのブロック図である。

【図19】走査プローブに使用する超音波ボックスのブロック図である。

【符号の説明】

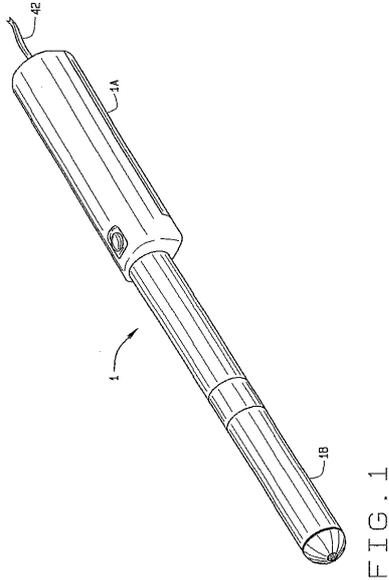
【0075】

- 1 プローブ
- 1 A ハンドル
- 1 B 先端部(チップ)
- 2 回転(横方向)モーター
- 3 キャリッジ組立体
- 5 リニア軸線(縦方向)モーター
- 6 垂直かさ歯車
- 7 水平かさ歯車
- 8、9 プーリー
- 10 ベルト
- 11 超音波変換器
- 12 一体ベルトピン
- 13 中空軸
- 14 軸
- 15 変換器スライド
- 16 A、16 B スライダロッド

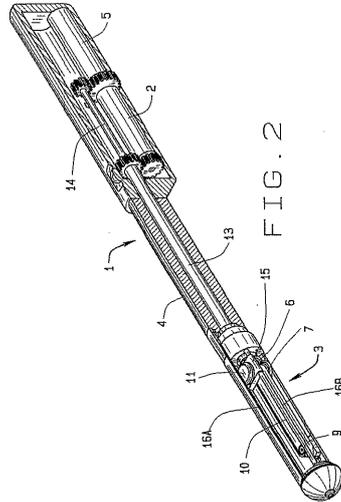
10

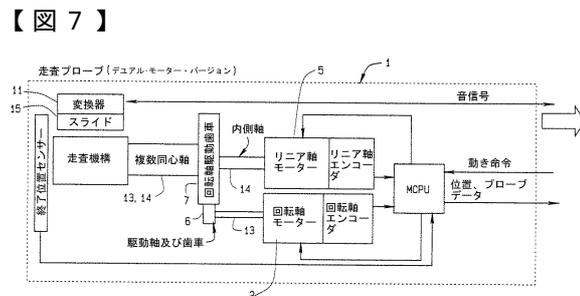
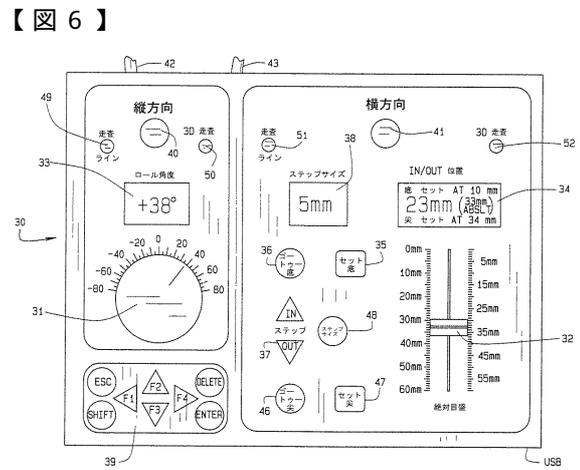
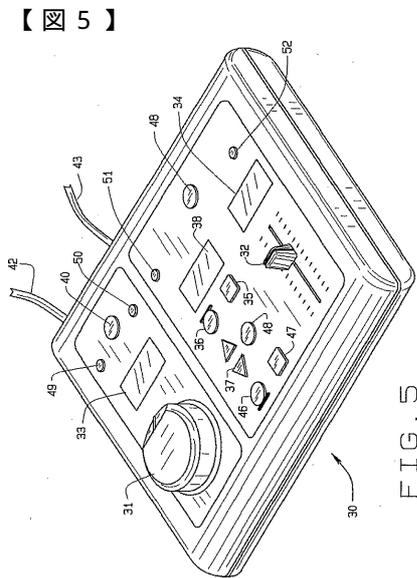
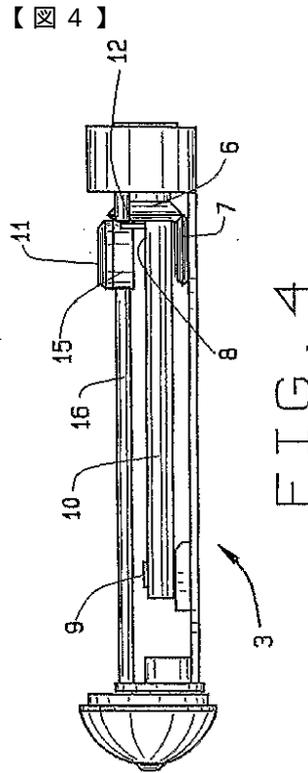
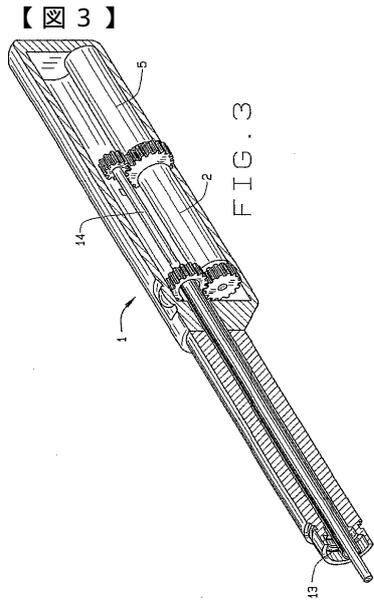
20

【図1】



【図2】





【 図 8 】

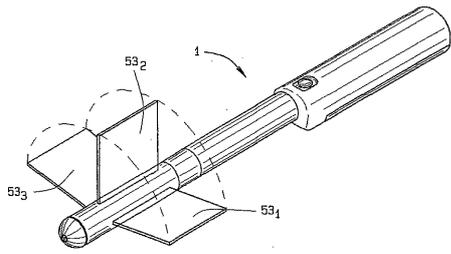


FIG. 8

【 図 9 】

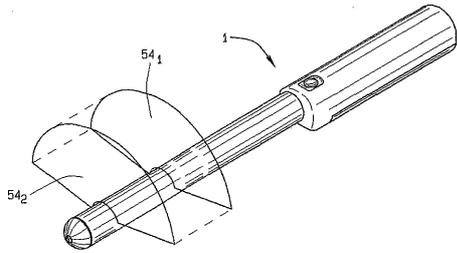


FIG. 9

【 図 10 】

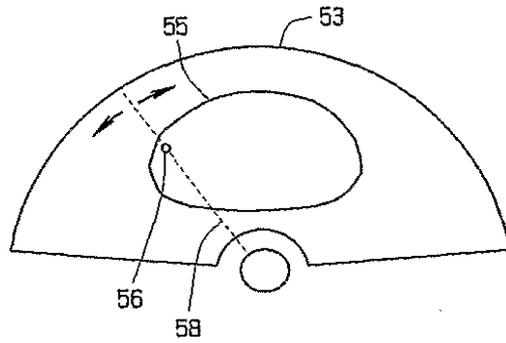


FIG. 10

【 図 11 】

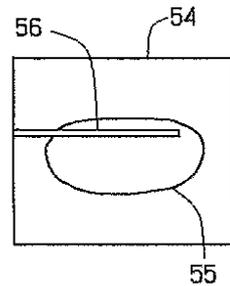


FIG. 11

【 図 12 】

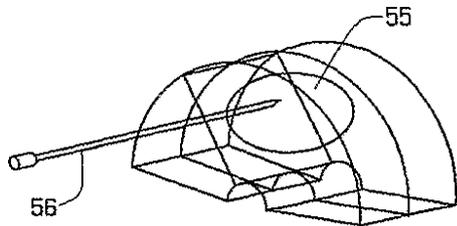


FIG. 12

【 図 14 】

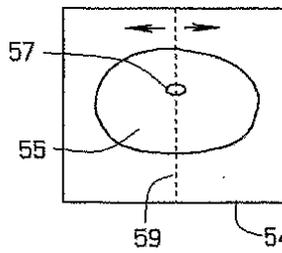


FIG. 14

【 図 13 】

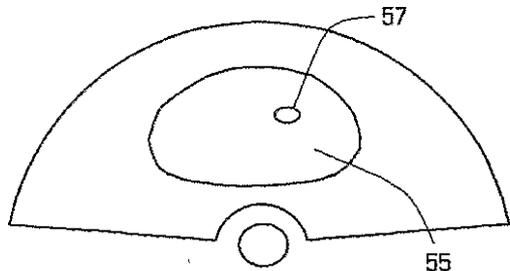


FIG. 13

【 図 15 】

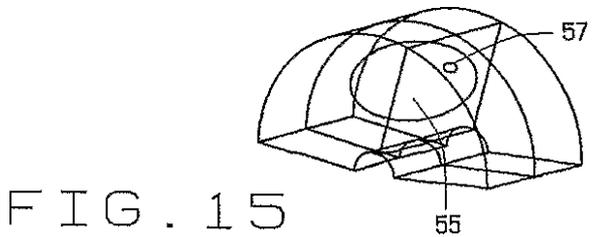
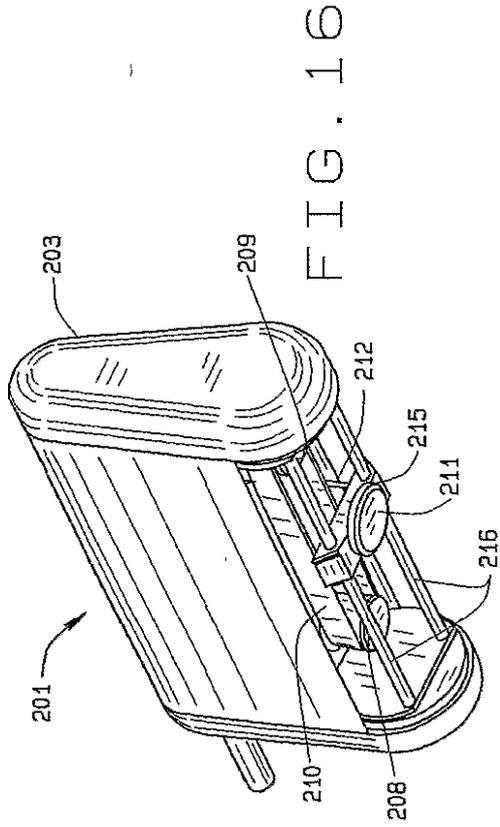


FIG. 15

【図16】



【図17】

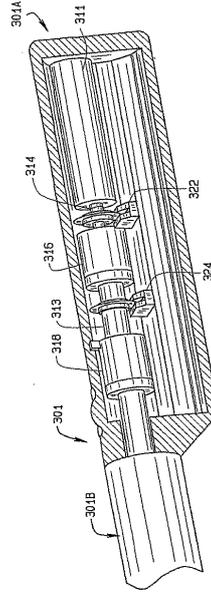
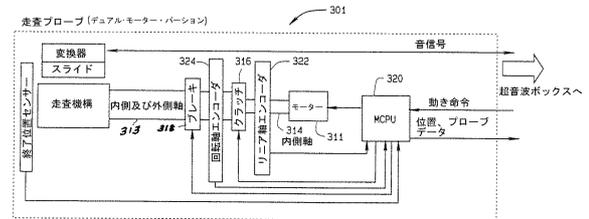
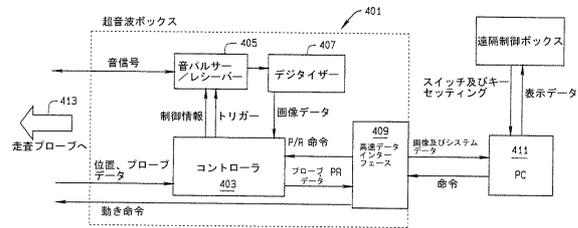


FIG. 17

【図18】



【図19】



フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平08-117234(JP,A)
特開平05-269132(JP,A)
特公昭56-052576(JP,B2)
特開2000-175917(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	扫描探针		
公开(公告)号	JP4578976B2	公开(公告)日	2010-11-10
申请号	JP2004544851	申请日	2003-10-09
申请(专利权)人(译)	恩宣工萨尔瓦多, 萨尔瓦多.海.		
当前申请(专利权)人(译)	恩宣工萨尔瓦多, 萨尔瓦多.海.		
[标]发明人	ジェームズデータイラー		
发明人	ジェームズ デイ.テイラー		
IPC分类号	A61B8/12 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/467 A61B8/483 G01S7/52084 G01S15/894 G01S15/8945 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/12		
优先权	10/271897 2002-10-16 US		
其他公开文献	JP2006509533A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于经直肠或其他应用的超声腔探针，包括超声探针，包括：外壳；在壳体的一端内的一组马达；以及到超声换能器的纵向运动第一轴，用于与其中一个电动机互锁连接，第二轴延伸穿过第一轴的中空内部并在第二轴上连接到另一个电动机和轴。第二轴向超声换能器和探头提供旋转或旋转运动，以提供周围活组织的二维视图，其与来自第一轴的运动相结合，提供周围活组织的三维体积。提供扫描并同时促进通常由步进设备中使用的标准探针获得的图像平面运动。

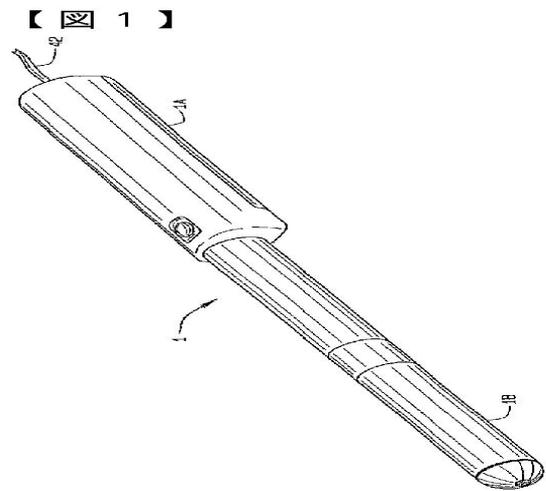


FIG. 1