

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-531305

(P2015-531305A)

(43) 公表日 平成27年11月2日(2015.11.2)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-536953 (P2015-536953)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月11日(2013.10.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年6月5日(2015.6.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/064606
 (87) 国際公開番号 WO2014/059315
 (87) 国際公開日 平成26年4月17日(2014.4.17)
 (31) 優先権主張番号 61/713, 135
 (32) 優先日 平成24年10月12日(2012.10.12)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512240408
 マフィン・インコーポレイテッド
 MUFFIN INCORPORATED
 アメリカ合衆国、47906 インディア
 ナ州、ウェスト・ラファイエット、カンバ
 ーランド・アベニュー、1400
 (74) 代理人 110001195
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者 フィアノット、ニール・イー
 アメリカ合衆国、47906 インディア
 ナ州、ウェスト・ラファイエット、イース
 ト・500・ノース、1311

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 往復型内部超音波トランスデューサアセンブリ

(57) 【要約】

内腔治療および診断超音波手順のための装置は、駆動軸および超音波トランスデューサを回転させるモーターを含む。1つの例において、導体がトランスデューサに取り付けられ、中空の駆動軸を通して延在する。他の例において、付勢部材は電気信号を電動し、エネルギーを保存する。装置は、モーターが第1の方向と反対の第2の方向との間で交互に駆動軸を回転させる動作状態を含む。

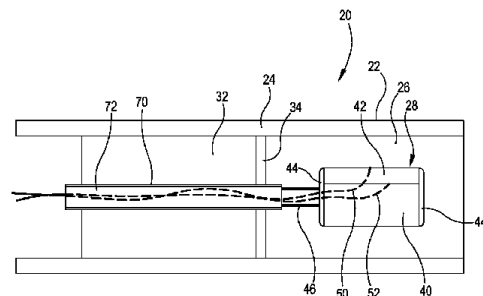


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療超音波装置であって、

回転駆動軸を有する静止モーターを備え、前記駆動軸は前記モーターの径方向内側に位置決めされ、前記駆動軸は、実質的に回転軸に沿って延在し、前記静止モーターの動作により前記駆動軸が前記回転軸を中心に回転し、医療超音波装置はさらに、

超音波信号を送信および/または受信するように構成されるとともに、前記駆動軸の回転に応答して回転するように前記駆動軸と動作的に結合するトランスデューサを備え、前記トランスデューサは、前記トランスデューサから延在する音響窓を規定する範囲にわたって前記回転軸を中心に回転可能であり、前記音響窓の全体は、撮像可能超音波信号の通過を許容する音響減衰を有し、医療超音波装置はさらに、

前記トランスデューサから前記駆動軸を通して延在する第 1 の伝導経路を備え、前記第 1 の伝導経路の一部は、前記駆動軸を通して延在する第 1 の導体を少なくとも含み、

前記静止モーターは、前記静止モーターが第 1 の回転方向と反対の第 2 の回転方向との間で交互に前記回転軸を中心に前記駆動軸を回転させる動作状態を有し、前記回転範囲は 60 度よりも大きい、医療超音波装置。

【請求項 2】

前記第 1 の導体は前記駆動軸と一体である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記トランスデューサから前記駆動軸を通して延在する第 2 の伝導経路をさらに備え、前記第 2 の伝導経路の一部は、前記駆動軸と一体であるとともに前記駆動軸を通して延在する第 2 の導体を少なくとも含み、前記第 1 および第 2 の導体は、前記駆動軸内に固定して取り付けられるとともに、前記駆動軸とともに回転する、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記駆動軸は同軸ケーブルであり、前記第 1 の伝導経路は前記第 2 の伝導経路に対して同心で位置決めされる、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 1 および第 2 の伝導経路の各々は、前記モーターの前記制御側にある非回転制御側部分をそれぞれ有する、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 6】

第 1 および第 2 の端部を有する付勢部材をさらに備え、前記第 1 の端部は前記駆動軸に固定して取り付けられ、前記第 2 の端部は前記静止モーターに対して固定して配置される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記付勢部材は巻きばねである、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記付勢部材は第 1 の付勢導体を含み、前記第 1 の付勢導体は前記第 1 の伝導経路の一部である、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 9】

第 2 の伝導経路をさらに備え、前記第 2 の伝導経路の一部は、前記駆動軸と一体であるとともに前記駆動軸を通して延在する第 2 の導体を少なくとも含み、前記第 1 および第 2 の導体は、前記駆動軸内に固定して取り付けられ、前記駆動軸とともに回転し、前記付勢部材は、前記第 1 の付勢導体から電氣的に絶縁された第 2 の付勢導体を含み、前記第 2 の付勢導体は前記第 2 の伝導経路の一部である、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記駆動軸は、管腔を規定する中空の駆動軸であり、前記第 1 の導体は前記管腔を通して延在する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記動作状態において、前記静止モーターは、前記第 1 および第 2 の回転方向の各々において駆動軸を少なくとも 180 度回転させる、請求項 1 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記動作状態において、前記静止モーターは、前記第 1 および第 2 の回転方向の各々においてユーザーの規定した範囲にわたって前記駆動軸を回転させる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

前記トランスデューサを封入する流体封止チャンバをさらに備え、前記チャンバは流体で満たされ、前記流体は撮像を可能とする音響インピーダンスを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 4】

前記流体は、塩水、水、鉱油、ひまし油、および混合アルコールからなるグループから選択される、請求項 1 3 に記載の装置。

10

【請求項 1 5】

前記トランスデューサは超音波素子に結合される裏材を含み、前記第 1 の伝導経路は前記裏材の一部を通る、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記トランスデューサの配向および回転は、前記トランスデューサから離れる方向へ前記音響窓を通して向けられる超音波界を規定し、前記導体は前記超音波界の外に残る、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 7】

前記第 1 の伝導経路は、前記トランスデューサに対して固定された回転部分と、前記モーターの前記制御側に位置決めされた非回転部分とを有する、請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 1 8】

前記静止モーターは電磁モーターである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 9】

カテーテルを備え、前記静止モーターおよびトランスデューサは前記カテーテルの適用側部分内にある、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 0】

前記トランスデューサは前記回転軸上に位置決めされる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 1】

前記第 1 の導体は弾性コイルの一部である、請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 2 2】

前記トランスデューサから前記駆動軸を通して延在する第 2 の伝導経路をさらに備え、前記第 2 の伝導経路の一部は、前記駆動軸を通して延在する第 2 の導体を少なくとも含み、前記第 2 の導体は前記弾性コイルの一部であり、前記第 1 の導体は前記第 2 の導体から電氣的に隔離される、請求項 2 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、患者の身体内において超音波を使用する装置および方法に関する。特に、血管内など小さな身体領域における効率的な使用を可能とする特徴に関する。

40

【0002】

関連出願への相互参照

本件出願は、引用によりここに援用される、2012年10月12日に提出された米国特許仮出願第 61 / 713, 135 号の利益を主張するものである。

【背景技術】

【0003】

背景

超音波技術は、身体の内側の画像を提供することを含み得る、治療および診断の医療手順のために使用されている。超音波手順では、典型的に、信号を発信および受信するためにトランスデューサアセンブリが使用される。一部の場において、静止トランスデュー

50

サアセンブリにより、アレイ状の複数の超音波要素の特定の位置決めによって完全な画像領域を見ることが出来る。他の設計は、トランスデューサアセンブリを機械的に回転させることによってデータを取得する単一の超音波要素を有する回転トランスデューサを含む。その場合、変化する回転位置において連続的な超音波パルスを発信するトランスデューサアセンブリによってデータは取得される。アレイ設計と比較した場合の単一要素回転設計の利点としては、カテーテルの直径が小さいこと、画質が良いこと、中心周波数が高くなり得ること、超音波撮像コンソールのコストが低いこと、およびリングダウンアーチファクト(デッドゾーン)が小さいことが含まれる。

【0004】

また、単一要素設計は、不均一回転歪み(NURD)などの特定の欠点も含み得る。単一要素設計を含む撮像手順時において、超音波要素は典型的にトルクケーブルを用いて回転される。超音波パルスは、超音波要素の均一な回転速度が見込まれた状態で、等間隔の時間で連続的に発信される。各反射超音波パルスまたはエコー信号は、画像の一部または走査線を示す。画像処理部は、データポイントが等間隔のパルスからの画像を示すという仮定に基づいてデータを集合させる。しかしながら、駆動手段としてトルクケーブルを使用した場合には、超音波要素の均一な回転速度を実現することは困難となり得る。超音波要素はトルクケーブルの駆動端部から約1メートルの位置にあり得る。理想的には、トルクケーブルは、両端部における均一な回転を提供するために十分な剛性を有すると同時に操作性を許容する。しかしながら、実際的には、十分に操作可能なトルクケーブルにより、ケーブルが弾性エネルギーを蓄積および解放するにつれ、ケーブルの一方側の端部から他方側の端部へトルクを伝達する際に遅れの可能性が生じ、これにより、回転源が均一な速度で回転している場合であってもトランスデューサアセンブリが不均一な速度で回転する。不均一な回転速度により、得られる画像に歪みが起こる。

【0005】

トルクケーブル無しに単一要素設計を作る試みには、さらに他の問題がある。静止トランスデューサアセンブリの付近に位置決めされる超小型モーターおよび回転反射器を含む設計には、追加のスペースが必要となる。加えて、制御線または構造部品は、音響窓と交差し得て、画像の一部が妨害される。他の問題として、超音波トランスデューサを含むカテーテル先端部が壊れる可能性がある。回転トランスデューサアセンブリの付近に位置決めされた超小型モーターを含む設計には、さらに他の問題がある。現在の商業化された設計では、静止電線をコンソールから回転超音波要素へ接続するために、コストが高く大きい回転トランスが使用されている。しかしながら、回転トランスは、このような撮像システムの構成部品の中でも最も高価である。スリップリングは、スペースを取るとともに超音波信号に電氣的ノイズを加え得るという欠点を有する。

【0006】

現在の設計には、他の問題がある。典型的に、トランスデューサアセンブリは、専用のカテーテルに位置決めされる。通常、カテーテルは、治療カテーテルと同じ多目的管腔を共有しており、たとえばステントもしくはグラフトの展開または生体組織検査の実施などの追加の手順と同時またはこの追加の手順時に医師が撮像モニタリングを行うことが防げられる。

【0007】

したがって、費用効果が高く、サイズが小さく、NURDアーチファクトおよび妨害された表示領域のない、カテーテルと一体化され得る超音波システム設計が必要とされている。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

概要

とりわけ、内部超音波手順に使用される装置、ならびにその製造および使用の方法が開示される。たとえば、内部超音波撮像のための装置は、駆動軸と動作的に結合する静止モ

10

20

30

40

50

ーターを含み、駆動軸はモーターの径方向内側に位置決めされ、実質的に回転軸に沿って延在し、モーターの動作によって駆動軸が回転軸を中心に回転する。超音波信号を送信および/または受信するように構成されたトランスデューサは、駆動軸の回転に応じてトランスデューサが回転するように駆動軸に動作的に結合される。トランスデューサは、トランスデューサから外側へ延在する音響窓を規定する範囲にわたって回転軸を中心に回転可能である。音響窓の全体は、撮像可能な超音波信号の通過を可能とする音響減衰を有する。

【0009】

第1の伝導経路はトランスデューサから駆動軸を通して延在し、第1の伝導経路の一部は、駆動軸と一体であって駆動軸を通して延在する第1の導体を少なくとも含む。モーターは、静止モーターが第1の回転方向と反対の第2の回転方向との間で交互に回転軸を中心に駆動軸を回転させる動作状態を有する。第2の伝導経路はトランスデューサから駆動軸を通して延在し得て、第2の伝導経路の一部は、駆動軸と一体であって駆動軸を通して延在する第2の導体を少なくとも含む。第1および第2の導体は、駆動軸内に固定して取り付けられ、駆動軸とともに回転し得る。駆動軸は、第2の伝導経路に対して同心で位置決めされる第1の伝導経路を有する同軸ケーブルであり得る。第1および第2の伝導経路は、モーターの制御側にある非回転制御側部分を有し得る。

10

【0010】

装置は、第1および第2の端部を有する付勢部材を含み得る。第1の端部は、駆動軸に固定して取り付けられ得て、第2の端部は、静止モーターに対して固定して配置され得る。付勢部材は、巻きばねであり得る。付勢部材は、第1の伝導経路の一部である第1の付勢導体を含み得る。付勢部材は、第2の伝導経路の一部である第1の付勢導体から電氣的に絶縁された第2の付勢導体を含み得る。

20

【0011】

駆動軸は、管腔を規定する中空の駆動軸であり得て、第1の導体は管腔を通して延在する。一部の例において、動作状態は、第1および第2の回転方向の各々において少なくとも180度、各方向において少なくとも360度、または270度と360度との間の円弧でモーターが駆動軸を回転させることを有し得る。駆動軸は、回転方向の各々においてユーザーの規定した範囲にわたって回転され得る。

【0012】

一部の例において、トランスデューサを封入する流体封止チャンバが設けられる。チャンバは、撮像を可能とする音響インピーダンスを有する流体で満たされる。このような流体の特定の例は、塩水、鉱油、ひまし油、または混合アルコールである。

30

【0013】

トランスデューサは超音波素子に結合される裏材を含み得て、このような実施形態における伝導経路は裏材の一部を通り得る。特定の例は、トランスデューサの配向および回転によって規定された超音波界を有する。超音波界は、導体が超音波界の外側に残るような方法で、音響窓を通してトランスデューサから離れる方向へ向けられ得る。第1の伝導経路は、トランスデューサに対して固定される回転部分と、モーターの制御側に位置決めされる非回転部分とを有し得る。

40

【0014】

一部の例において、静止モーターは電磁モーターであり得る。装置はカテーテルを含み得て、このカテーテルにおいて、静止モーターおよびトランスデューサは、カテーテルの適用側部分内に位置決めされる。一部の例において、トランスデューサは回転軸上に位置決めされる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】中空の駆動軸を有する超音波装置を示す概略部分断面図である。

【図2】同軸駆動軸と付勢部材導体とを有する代替的な超音波装置を示す概略部分斜視図である。

50

【図 3】図 2 の同軸駆動軸を示す断面図である。

【図 4】伝導コイルばねを有する図 1 の超音波装置を示す部分断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

例示される実施形態の記載

開示の原理についての理解を促す目的で、図面に例示される実施形態が参照され、これを記載するために具体的な用語が使用される。これにも関わらず、請求項の範囲についての限定は意図されていない。記載される実施形態についての任意の変更およびさらに他の変形、および本願明細書に記載される開示の原理についてのさらなる適用は、開示が関係する当業者が通常行い得るように考えられる。

10

【0017】

図面の全体を参照すると、内腔医療手順に適した装置 20 の実施形態が示される。装置 20 は、コンソール（図示せず）と装置 20 とを含むシステムとともに使用され得る。一部の場合において、システムは撮像システムであり得る。超音波コンソールは、医療超音波撮像に概して使用されるタイプのものであり得て、たとえば、医師が使用可能な制御装置と、超音波手順時に取得されるグラフィック画像を表示するグラフィックディスプレイとを概して含む。装置 20 は、たとえば経皮的穿刺により、血管、尿道、尿管、腔、直腸、喉、耳などの身体の様々な箇所において、または人工管（管腔）を通じて、画像を取得するために使用され得る。コンソール部分は、商業的に利用可能な適合したピン配置を伴う超音波プローブもしくはカテーテル、または内腔手順のために構成された他の医療装置

20

【0018】

図 1 に概略的に示される実施形態において、装置 20 は、内部チャンバ 26 を規定する壁 24 を有する、カテーテル 22 もしくは他の柔軟な長形部材を含む。カテーテル 22 は、身体の開口部もしくは管腔への挿入および / またはこれに沿った移動のためにサイズ設定および構成される。トランスデューサ 28 およびトランスデューサ 28 と動作的に結合したモーター 32 がチャンバ 26 内に位置決めされる。概して、カテーテル 22 は、モーター 32 がトランスデューサ 28 に回転運動を与える身体の箇所へのアクセスを提供する

30

【0019】

例示される実施形態におけるカテーテル 22 は、プラスチックもしくは他の頑丈な柔軟性材料からなる長形の装置であり、超音波信号の通過に対する最小限のバリアを提示する。このバリアは十分に小さいため、超音波画像がバリアを通過して適切に取得され得る。カテーテル 22 は、使用時にユーザの最も近くにある制御端部と、使用時に患者の最も近くにある適用端部とを含む。「制御」および「適用」の用語は、カテーテル 22 の部分間の相対位置、より全体的には装置 20 を記載するために、この記載の全体にわたって使用される。例示的な例として、例示的な部分 A が例示的な部分 B の制御側に位置決めされているものとして記載する場合、例示的な部分 A は例示的な部分 B と比較してカテーテル 22 に沿って制御端部により近く位置決めされる。

40

【0020】

壁 24 は、例示される実施形態において装置 20 の適用端部にあるチャンバ 26 を囲む。壁 24 および / またはカテーテル 22 の制御端部は、使用時に患者の外部に延在し得て（または患者の外部に延在する他の部品に取り付けられ得て）、カテーテル 22 を操作するハンドルもしくは他の動作部分で終了し得る。カテーテル 22 または少なくともチャン

50

バ 2 6 の特定の実施形態は筒状であり、身体の開口部および管腔への挿入および通過、たとえば大腿動脈への挿入および心臓へ向けた通過のためにサイズ設定される。壁 2 4 は、以下でさらに説明するように、チャンバ 2 6 への流体の注入を可能とする入口または他の特徴を有し得る。

【 0 0 2 1 】

カテーテル 2 2 は、周囲の作業環境（血管内の血液など）に置かれた時に実質的にエコー透過性である材料から構成され、最小限の反射を伴って超音波信号の通過を可能とする音響窓として作用する。エコー透過性は、実質的に一致した音響インピーダンスを有する媒体を有する超音波伝導経路によって得られるものである。たとえば、体組織および血液を含む血管内において使用される場合、カテーテル 2 2 は、構造的に固く、血液などの体液と同様の音響インピーダンスを有する材料から構成されるのが好ましい。可能性のある材料としては、たとえば、高密度ポリエチレン、ポリメチルペンテン（PMP）、またはアクリロニトリルブタジエンスチレン（ABS）などのポリマー材料が含まれ得る。一部の場合において、音響窓内に位置決めされたカテーテル 2 2 の少なくとも一部の厚さは、超音波信号の中心周波数に対応する波長の約 $N/2$ （ N は正の整数である）であり得ると判定された。

10

【 0 0 2 2 】

トランスデューサ 2 8 は、図面において概略的に示される。「トランスデューサ」の用語は、2 つ以上の部分からなるアセンブリおよび単一の部品を含むものとして理解すべきである。本願明細書において使用される「トランスデューサ」は、超音波信号の送信（すなわち、電気（RF）信号を超音波へ変換）、超音波信号の受信（すなわち、超音波を電気（RF）信号へ変換）、またはこれら両方を行う装置を含むものとしてさらに理解すべきである。超音波の送信は、トランスデューサ 2 8 の 1 つの要素において行なわれ得て、受信はトランスデューサ 2 8 の他の要素において行なわれ得る。本願明細書に記載されるトランスデューサは、それぞれのトランスデューサとして 1 つ以上の圧電要素を有し得て、身体内または身体の外部で他のトランスデューサと組み合わせて動作し得る。例として、本願明細書において使用される「トランスデューサ」は、単一要素トランスデューサおよび要素の一次元アレイを含む。

20

【 0 0 2 3 】

例示的なトランスデューサ 2 8 は、本体もしくは裏材 4 0 を含み、超音波要素 4 2 が裏材 4 0 の一方側に取り付けられ、選択的に 1 つ以上の締付けリング 4 4 が設けられる。トランスデューサ 2 8 は、要素 4 2 の一方側に取り付けられた整合層（図示せず）を含み得る。要素 4 2 は、電気エネルギーを音波へ、および音波を電気エネルギーへ変換する能力を有する圧電要素であり得る。示されるように裏材 4 0 に隣接した要素 4 2 の位置決めにより、超音波ビーム方向の方向決めがなされる。裏材 4 0 は、超音波信号を実質的に透過し得ない、または反射し得ることから、このような信号は、効果的に要素 4 2 から外方向へ、たとえば、一方側へ、または限定された角度範囲内で裏材 4 0 から径方向に放射されるのみである。整合層は、トランスデューサ 2 8 を囲む媒体と同様の音響インピーダンスを有する。説明した様に、トランスデューサ 2 8 は、医療超音波手順において典型的に使用される周波数の範囲、たとえば、20 KHz から 100 MHz の範囲の超音波を送信および受信することができる単一要素のトランスデューサであり得る。締付けリング 4 4 は、効率を向上させるとともにトランスデューサ 2 8 に機械的安定性を加えるものと判定された。

30

40

【 0 0 2 4 】

モーター 3 2 は、カテーテル 2 2 のチャンバ 2 6 内に収容するのに適した小さいサイズを有する超小型モーターである。このような超小型モーターの例としては、カテーテル 2 2 のチャンバ 2 6 内に収容するのに適したサイズおよび構成の圧電もしくは電磁モーターが含まれる。たとえば、モーター 3 2 の特定の実施形態は、構成部品が少なく、サイズが小さく、複雑性が最小限である、三層コアレスブラシレス DC 電磁モーターである。他の例においては、ギアヘッド（機械式トランスミッション）を必要としないという利点から

50

、高いトルクを実現し、トルクケーブルおよび回転トランスの問題を無くすために、圧電超小型モーターが使用され得る。超小型モーター32（たとえば、電磁もしくは圧電）は、0.3mmから4mmの範囲の直径を有し、特定の実施例においては、たとえば約2.0mmの直径を有する。

【0025】

モーター32は、トランスデューサ28への直接的もしくは関節的な接続のために、回転可能軸70を含む。この実施形態において、モーター32は、往復運動で動作するように構成され、軸70は、第1の回転方向への回転（たとえば、所定の時間または回転数）と、第2の反対の回転方向への回転（たとえば、所定の時間または回転数）との間で切り換わる。ホールセンサ（図示せず）、光エンコーダ（図示せず）、または超音波、逆起電力、モーター突極性、またはこれらの1つ以上の組合せが、モーター32の角度位置を制御および/または監視するためにこのような往復型の実施形態において使用され得る。ホールセンサは、サイズが小さく熟考された設計であることから、フィードバック機構として有利であると判定された。一部の実施形態において、トランスデューサ28によって発信および/または受信された超音波ビームもしくは信号は、装置20の残りの部分に対するモーター32（およびそれによって回転する超音波ビーム）の回転位置を正確に評価および監視し、トランスデューサ28を通じて取得される画像の適切な位置合わせを確保するフィードバック機構として使用される。位置合わせは、以下で参照される関連出願において説明される方法および構造によって達成され得る。封止34、ベアリング、または他の構造は、モーターとトランスデューサ28を囲むチャンパとの間に流体封止を提供するために、モーター32および軸70に隣接して位置決めされる。

10

20

【0026】

軸70は、管腔72が延在する中空軸であり得る。軸70は、モーター32の全体にわたって延在する。軸70は、この実施形態において、筒として概して構成される。管腔72は、軸70を通して延在し、導電体（たとえば、以下でさらに記載する線またはケーブル）、機械動作物（たとえば、ワイヤガイド）、および/または軸70を通過する他の特徴の通過を許容し、軸70の回転に影響を与えることなく、管腔72を通る電気的および/または機械的な力もしくはエネルギーの伝達を可能とする。トランスデューサ28は、軸70の回転に応じてトランスデューサ28が回転するように動作的に軸70に接続される。

30

【0027】

トランスデューサ28は、この実施形態において、その長手軸が軸70の回転軸に対して平行または一致するように、軸70に動作的に結合される。要素42は、この実施形態において、要素42から発信された超音波ビームもしくは信号が回転軸から外方向へ移動するように位置決めされる。同様に、要素42は、回転軸の外方向から超音波ビームもしくは信号を受信する。一例におけるトランスデューサ28は、中間支持部46の手段を通じて軸70と結合する。支持部46は、中空であり、軸70と同様の態様で内管腔を規定し得る。代替的に、トランスデューサ28は、軸70に直接的に結合され得る。

【0028】

カテーテル22の適用端部に向けて延在するトランスデューサ28を直接囲むチャンパ26の一部は、塩水、油（たとえば、鉱油もしくはひまし油）、または混合アルコールなど、血液もしくは組織と同様の音響インピーダンスを有する流体もしくは他の物質で完全に満たされ得る。物質は、回転時にトランスデューサ28に作用する摩擦を最小化すべきである。結合流体およびカテーテル22の材料により、体液とトランスデューサ28を直接的に囲む媒体との間の音響整合を実現することが可能となる。音響整合により、トランスデューサ28と体組織との間で超音波信号の送信および受信が行われた場合に信号損失が最小限となるよう保証され、得られた画像の明確性が向上する。流体は、製造時に装置20に加えられ得る、または代替的に使用前に加えられ得る。製造時において、トランスデューサが封止され、結合流体がチャンパ内に置かれた場合、部品との長期にわたる接触には、製品の貯蔵寿命を確保するために、鉱油もしくはひまし油などの非腐食性流体が必

40

50

要となる。好ましくは、油は、生体適合性および音響透過性を有し、低い粘性を有する。代替的に、カテーテル内に位置決めされる、またはカテーテル壁を通して位置決めされる流体連絡口（図示せず）は、流体を加えるためのアクセスを可能とし、この場合には腐食性流体が使用され得る。水、塩水、およびアルコールなどの腐食性流体は、典型的に、生体適合性、音響透過性、および粘性のより好ましい組み合わせを有する。

【0029】

装置20は、伝導路に沿ってトランスデューサ28から軸70を通じて電気信号を通すように設計される。図1の実施形態において、導体50、52は、トランスデューサ28から管腔72を通して延在するとともにコンソールと伝導的かつ動作的に結合する伝導路の一部である。たとえば、導体50は信号チャンネルであり、導体52は地面チャンネル（ground channel）である。導体50、52は、伝導路の回転部分に取り付けられた適用側端部と、伝導路の非回転部分に取り付けられた制御側端部（図示せず）とを有し、たとえば、カテーテル22の壁内の固定導体、または超音波コンソールへ延在する。導体50、52は、壊滅的な損傷を受けることなく、軸70およびトランスデューサ28からの回転運動に応じた捻じり運動を受けながら電気信号を伝導し得る。

10

【0030】

一例として、導体50、52は、特定の構成の要件に応じて、様々な位置においてトランスデューサ要素42に取り付けられ得る。導体50、52は、裏材40および/または締付けリング44を通して管腔72へ延在する細い線であり得る。代替的に、導体50、52は、トランスデューサ28の側部から延在し、封止口（図示せず）を通して封止的に管腔72に入り得る。代替的に、裏材40は、裏材の全体が伝導経路の一部となるように伝導性であり得る。同様に、整合層は、伝導経路の一部である伝導層であり得る。導体50、52は、カテーテル22の管腔の長さにより、トランスデューサ28から超音波コンソールへ延び得る。代替的に、導体50、52は、カテーテル22内に位置する中間カップラー（図示せず）または制御側取り付け点へ延在し得る。制御側取り付け点またはカップラーにより、導体50、52と超音波コンソールとの間の電気通信が容易となる。制御側取り付け点は、駆動軸70の制御側端部の制御側にある非回転位置において概して固定される。しかしながら、一部の例において、制御側取り付け点は、中空の駆動軸内に位置決めされ得る。他の例において、導体50、52は、たとえば同軸であり得る、単一のケーブルに固定され得る。他の例において、導体50、52は、トランスデューサ28と導体50、52との間に位置決めされる1つ以上の中間導体（たとえば、剛性軸または単一のケーブル）と結合され得る。この方法において、伝導経路は、伝導経路が軸70を通して延在するとともに導体50、52を含む様々な方法で実現される。

20

30

【0031】

装置20の動作時において、医師は、患者の身体に装置20を挿入し、たとえば特定の血管などの所望の位置へそれを操作する。ひとたび装置20が、撮像される体組織の領域内またはその付近に適切に位置決めされると、回転モーター32が動作し、軸70が回転する。これに対応し、トランスデューサ28は回転軸を中心に回転する。要素42は、伝導路（たとえば、導体50）を通じて起動され、コンソールから電力を受ける。要素42は、この実施形態において、軸70に対して実質的に外方向へ向けて、すなわち回転軸に対して実質的に垂直に超音波信号を送信する。

40

【0032】

超音波信号が送信されると、超音波信号は、超音波信号が部分的に体組織の表面で反射するように、音響インピーダンス境界（たとえば、体液もしくは他の取り囲む材料とは十分に異なる音響インピーダンスを有する、体組織、ブラーク、または他の材料）に接触するまでカテーテル22の壁24を渡って通過する。超音波信号の一部は、反射してトランスデューサ28に向けて戻る。トランスデューサ28で受信した反射された超音波を示す1つ以上の電気信号は、撮像および医師への表示のために、トランスデューサ28から伝導路（たとえば、導体50）を介して超音波コンソールへ送信される。同時に、またはその後、トランスデューサ28は、さらなる超音波信号を発信し続け、特定の実施形態に

50

おいては継続的に所望の期間にわたって処理が繰り返される。

【0033】

トランスデューサ28は、回転モーター32の力の下に往復の態様で回転され、一方向へ固定の距離だけ回転され、そして反対方向へ固定の距離だけ回転される。図1の例において、導体50, 52は、トランスデューサ28と同期して回転し、特定の実施形態においては、一方向に互いに少なくとも部分的に捻じられ、捻じれが解かれ、反対方向に互いに少なくとも部分的に捻じられる。導体50, 52の制御側接続点(図示せず)は静止し続け、導体を制御して捻じること、およびコンソールとの非回転結合を可能とすることが容易になる。導体50, 52は、十分な緩みをもって管腔72内に位置決めされ、これによって導体50, 52もしくはそれらのトランスデューサ28との接続点、または制御側接続点を損傷することなく、導体50, 52を巻くことができる。他の例において、導体50, 52は、弾性(または他の)特性を有して構成される単一のケーブル(たとえば、同軸)に固定され得て、導体への壊滅的な損傷なくしてケーブルを捻じることができる。さらに他の例において、導体50, 52は、超音波要素と導体50, 52との間に伝導的かつ動作的に位置決めされた中間導体に取り付けられた場合に、捻じれ反応を起こすように構成される。

10

【0034】

装置20の代替的な例が図2に示される。図2の例は、既に記載された実施形態と同様であり、図2の例に関連して記載される任意の追加の変形した特徴以外は、全ての記載がこの例にも適用される。

20

【0035】

図2の例は、モーター32と、トランスデューサ28と、同軸軸80と、付勢部材90と、同軸ケーブル100とを含む。この例において、概して少なくとも1つの伝導路は、トランスデューサ28から、軸80、付勢部材90、および同軸ケーブル100を通して延在する。軸80および付勢部材90は、装置20の回転可能部分と装置20の静止部分との間に導電性を与える。この例において、伝導経路の制御側取り付け点は、付勢部材90と同軸ケーブル100との間の接続である。

【0036】

軸80は、延在する伝導路の一部としての導体を含む剛性軸である。一例において、軸80は、内部導体82と外部導体84とを有する同軸ケーブルである(図3)。内部導体82および外部導体84は、トランスデューサからコンソールへ延在する伝導路の一部を形成する。内部導体82は、図3に示されるように、外部84と同心で内側に位置決めされる。内部導体82および外部導体84は、絶縁層86によって分離および電氣的に絶縁される。内部導体82および外部導体84は、トランスデューサ28からモーター32を通してモーター32の少なくとも制御側端部へ軸80の長さによって延在する。他の例において、上述のように、軸80は、位置決めされる線導体を有する中空軸であり得る。

30

【0037】

トランスデューサ28は、軸80の回転に応答してトランスデューサ28が回転するように軸80に動作的に接続される。トランスデューサ28は、この実施形態において、その長手軸が軸80の回転軸と平行または一致するように軸80と動作的に結合される。導体87は、トランスデューサ28と外部導体84との間に電氣的かつ動作的に配置され、トランスデューサ28と外部導体84との間で電気信号を運ぶことが可能である。導体88は、トランスデューサ28と内部導体82との間で電氣的かつ動作的に配置され、トランスデューサ28と内部導体82との間で電気信号を運ぶことが可能である。導体88は、裏材部品または板(たとえば、上記の裏材40)内に全体的もしくは部分的に位置決めされ得る。代替的に、導体88は、トランスデューサ28の外部へ(たとえば、面29に沿って)経路選択され、被覆線などの適した絶縁方法によって外部導体84から絶縁された内部導体82に動作的に接続され得る。導体87, 88は、線、絶縁線、または他の適した導体であり得る。

40

【0038】

50

付勢部材 90 は、モーター 32 の制御側に位置決めされる。付勢部材 90 は、例示される実施形態において回転軸を中心にコイルの態様で位置決めされる、コイルもしくはらせん型ばねである。付勢部材 90 は、その端部の一方が軸 80 に接続され、その他方の端部がモーター 32 に接続され、モーター 32 は固定され、その中での（すなわち、モーターステーター）軸 80 の相対回転を可能とする。代替的に、付勢部材 90 は、取り囲む壁または他の静止部品に固定され得る。付勢部材 90 は、前部ばね 92（または付勢導体）と後部ばね 93（または付勢導体）とを含み、これらは単一のユニットとして協働して動作するように配置されている。前部ばね 92 は、後部ばね 93 の適用側に位置決めされる。前部ばね 92 および後部ばね 93 は、絶縁層 94 によって分離されている。絶縁層 94 は、前部ばね 92 を後部ばね 93 から電氣的に絶縁する、接着剤、ゴム、プラスチック（たとえば、パラレン）または他の好適な材料であり得る。他の例において、絶縁層 94 は、前部ばね 92 および後部ばね 93 が接続されていない場合は、空気または空洞であり得る。

10

【0039】

導体 97, 98 は、伝導路の一部を形成し、軸 80 と付勢部材 90 との間で電気信号を運ぶように位置決めされる。導体 97 は、外部導体 84 が露出する軸 80 の表面上の任意の点であり得る接続点において一端が外部導体 84 に取り付けられる。導体 97 は、軸 80 が取り付けられる全部ばね 92 の部分の近くにおいて、他端が前部ばね 92 に取り付けられる（図示せず）。導体 98 は、内部導体 82 が露出して外部導体 84 に対してアクセス可能な軸 80 の端部において内部導体 82 に取り付けられる。導体 98 は、軸 80 に取り付けられる後部ばね 93 の部分の近くにおいて、後部ばね 93 に他端が取り付けられる（図示せず）。導体 97, 98 は、線、絶縁線、または他の適した導体であり得る。

20

【0040】

ケーブル 100 は、電気信号を付勢部材 90 からカテーテル 22 の制御端部に向けて伝導的に運ぶように位置決めされる。同軸ケーブル 100 は、外部導体部分と、外部導体部分の内部に同心で位置決めされるとともに外部導体部分から電氣的に絶縁される内部導体部分とを含む（図示せず）。内部導体部分または外部導体部分の一方は、前部ばね 92 に伝導的に接続され、内部導体部分または外部導体部分の一方は、後部ばね 93 に伝導的に接続される。代替的に、ケーブル 100 は、PCB ケーブル、別個の導体、または電気信号を運ぶための他の好適な構造であり得る。

30

【0041】

付勢部材 90 は、回転可能軸 80 と非回転可能同軸ケーブル 100 との間に電気信号を運ぶとともに、回転軸を中心に軸 80 が往復する間に機械エネルギーを解放するように構成される。動作時において、モーター 32 からの力を受けて回転軸を中心に中立位置から軸 80 が回転するにつれ、付勢部材 90 は導体 97, 98 と同軸ケーブル 100 との間の導電路を維持しながら弾性変形する。付勢部材 90 が弾性変形するにつれ、軸 80 の回転運動に対して作用する付勢部材 90 内にばね力が蓄積する（機械エネルギーが保存される）。軸 80 が所与の方向における完全な回転経路に近づくにつれ、モーター 32 は回転力を減少または終了させ、軸 80 が回転を止める。モーター 32 からの回転力を欠いた状態で、付勢部材 90 において蓄積したばね力により、軸 80 が反対方向へ回転を始める。動作時における特定の時間において、モーター 32 は、軸 80 を再係合し、蓄積されたばね力と協働して（またはこれに続いて）作用し、これにより、付勢部材 90 における保存された機械エネルギーが膨張して付勢部材 90 が再び中立（非変形）位置に戻った後でも、軸 80 が回転を続ける。モーター 32 が再び軸 80 を中立位置から回転させ続けるにつれ、付勢部材 90 の弾性変形に伴ってばね力が再び付勢部材 90 内に蓄積し、処理が繰り返される。

40

【0042】

この方法において、付勢部材 90 を使用して機械エネルギーを保存および解放することにより、装置のより効率的な動作が可能となる。付勢部材 90 が無い場合、モーター 32 は、回転を止めて回転方向を変える場合、駆動軸の回転慣性に抗するためにトルク力を加

50

えなければならない。付勢部材 90 を欠いた構成において、慣性エネルギーは、熱として発散され、方向の変更時にモーター 32 からのエネルギーを用いて再び加えられる。付勢部材 90 は、方向の変更時に回転慣性を保存および回復させる。軸 80 が往復して回転する場合、モーター 32 から加えられたエネルギーが回転慣性として保存され、これが回転の一時停止および回転方向の変更で使用され、モーター 32 によるこれらのタスクの実質的な負担が和らげられる。たとえば、付勢部材 90 が 0° (または中立位置) に向けて付勢されると、モーター 32 は、 -180° と 180° との間で振幅するように構成され、ばねにより、時計回りの方向から反時計回りの方向への切換えが補助されるとともに、反時計回りの方向から時計回りの方向への切換えも補助される。この方法において、付勢部材 90 は、モーター 32 の要求および性能要件を減少させる。

10

【0043】

装置 20 の他の実施形態が図 4 に示される。その実施形態において、トランスデューサ 28 とカテーテル 22 の制御端部との間の往復伝導がコイル 110 によって実現される。コイル 110 は、管腔 72 を通って延在する 2 チャンネルばねである。コイル 110 は、導体 50 に接続される第 1 のチャンネル 112 と、導体 52 に接続される第 2 のチャンネル 114 とを有する。チャンネル 112 は、絶縁層 116 もしくはコーティングの使用により、チャンネル 114 から電氣的に隔離される。示される実施形態において、チャンネル 112 は、チャンネル 114 に隣接して位置決めされる。他の実施形態において、チャンネル 112 および 114 は、間に位置決めされた絶縁層とともに積み上げられた配向で位置決めされる。コイル 110 は、概して弾性材料によって構成され、上記の付勢部材 90 についての記載と同様の態様において導電路を維持しながら弾性変形する。

20

【0044】

装置 20 は、一部の例において、 360° を超えて回転し得る。他の例において、医師は、コンソールを使用して回転角度を選択する。小さい領域を選択することにより、撮像量が制限され得るが、フレームレートが向上し得て、その逆も同じである。この方法において、回転角は小さくなり得る (たとえば、 20°)。完全なスライス画像、円錐画像、もしくは環状面画像を取得するために、トランスデューサ 28 は、回転を止める前に一方向に少なくとも 360° 回転し、他の方向へ少なくとも約 360° 方向を逆行させ (たとえば、約 720° または 2 回転)、繰り返し得る。フレームレートおよび均一性を高めるために、装置 20 は、各方向に複数回にわたって回転するように構成され得て (すなわち、たとえば 1080° 以上)、この場合において、導体 50, 52 および / またはコイル 110 は、一方向または両方向に複数回にわたって回転するように構成される。記載したように、ホールセンサは、トランスデューサ 28 の回転位置を監視し、往復回転動作を正確に停止および開始するために、および体組織の正確な視覚表示のための画像データのインデックス化のために使用される回転位置情報を提供する。

30

【0045】

トランスデューサ 28 は、スライスもしくは環状面の形状を取る広がり方向において超音波ビームが動くように回転軸を中心に回転する。この態様において、トランスデューサ 28 が回転軸を中心に回転する一方、要素 42 は、カテーテル 22 に隣接する体組織の二次元画像見本を超音波撮像システムが作成するのに十分な超音波信号を放出および受信することができる。手順の具体的な内容、または手順を行う医師の要望に応じて、装置 20 は、身体の開口部内で軸方向に移動することができ、身体の開口部内の異なる位置において複数の二次元画像が作成される。この方法において、二次元画像が処理されて三次元画像となり得る、または代替的に医師がカテーテル 22 に隣接する体組織の物理的特徴についての三次元の概念的な理解を得ることができる。

40

【0046】

本願明細書に記載される、中空の駆動軸および往復運動を含む実施形態により、装置 20 は、回転鏡設計の使用の必要およびこのような設計に関する欠点を回避する、直接的に回転するトランスデューサ要素を含むことができる。たとえば、装置 20 は短く、回転鏡設計よりも小さい空間を取る。本願明細書に記載される直接的に回転するトランスデュー

50

サの実施形態は、回転鏡設計よりも深い音響焦点深度を有する。開示される実施形態において、超音波は、超音波が径方向に移動を開始する前に数ミリメートルにわたって軸方向に（回転軸に対して）移動しなければならない反射器設計とは対照的に、回転軸（すなわち、カテーテル軸）に対して概して径方向に生成される。

【0047】

装置20は、アーチファクト、障害物、または誤差など、不要な音響減衰のない音響窓を通じて画像の捕捉を容易にする。たとえば、回転モーター32、導体50、52、および他の構成部分の適用側にある位置にトランスデューサ28を位置決めすることにより、トランスデューサ28が全360°にわたって回転した場合であっても線またはエコー源性材料が音響窓内またはこれを横断して位置決めされないことを保証する。この方法において、再び方向づけされた超音波の画像または障害部分内にアーチファクトを生じさせ得る線または他のエコー源性材料はなく、音響窓の全体についての明瞭な視界を医師に提供する。線もしくは他の導体50、52を軸70の管腔72を通じて配置することにより、装置の周囲にこのような導体のための余分な空間を設ける必要がないことから、装置20の全幅を縮小することができる。本願明細書において使用される、「音響窓」の用語は、使用時に装置20の外部に位置決めされ得る、トランスデューサ28と有機流体もしくは組織との間の装置20の構造の全体にわたって実質的に障害物の無い経路を含む。言い換えると、音響窓の全体は、低い音響減衰を有する、および/または血液もしくは水に実質的に一致する音響インピーダンスを有する。

10

【0048】

カテーテルの適用端部から分離された、またはその近くに位置決めされるモーター32は、トランスデューサ28によって実現される均一な角速度を可能とする。この均一な角速度により、トルクケーブルに力を与えるトランスデューサから遠く離れたモーターの使用についての問題となり得る不均一回転欠陥（NURD）の無い超音波画像が得られる。

20

【0049】

装置20は、経皮的手順、管腔内手順、または間質性手順のために設計された既存の医療装置とともに使用されるように構成される。たとえば、装置20は、特定の構成に応じて、たとえばカテーテルの適用側もしくはその中に位置決めされる、異なる目的のための様々なカテーテルとして、またはこれらとともに使用され得る。前述のような装置20の部品は、カテーテル内の既存の管腔内に位置決めされ得る。代替的な実施形態において、装置20は、壁24を有しているが装置20をコンパクトに収容するように短くされたカテーテル22と同様の外部ケースを含み得る。装置20は、様々な搭載装置、接着剤、または他のタイプの設備を使用してカテーテルの外部に搭載され得る。当業者は、装置20を既存の医療装置に搭載するための特定のタイプの搭載手順が様々な異なるタイプの搭載方法を含み得ることを理解する。これにより、本願明細書において記載される特定の方法は、装置20の使用の許容範囲の局面を限定することを示すものではない。

30

【0050】

インデックス付けシステムおよび三次元超音波装置など、本願明細書において記載される実施形態とともに他の特徴が含まれ得る。

【0051】

上記の説明の一部は超音波システムの適用における具体的な使用についてのものであるが、装置20の実施形態が様々な他の医療手順および様々な他の医療装置のために使用され得ることが理解される。本願明細書で記載される実施形態の多用性により、装置20は、たとえば、塞栓コイル、ステント、フィルタ、グラフ、バルーン、生体組織検査、および貢献治療（ministering therapeutics）など、経皮的な治療介入をガイドするために使用され得る。装置20は、治療を正しく配置またはガイドするために使用される様々な解剖学的ランドマークを配置するために使用され得る。典型的なランドマークは、合流、分岐、側枝、付近の血管、付近の神経、心臓、およびトランスデューサを収容する血管もしくは他の開口部に隣接する他の組織を含む。装置20は、治療もしくは除去される病変組織の位置を確認するためにも使用され得る。装置20は、生体組織検査時において組織内

40

50

に展開されている針の画像を提供するために使用され得る。TIPS（経頸静脈的肝内門脈大循環短絡術）手順時においては、門脈内に配置された針を医師が見ることができるよう画像が生成され得る。AAA（腹部大動脈瘤）グラフト送達のために、装置20は、対側脚に医師がケーブルガイドを配置できるようにする。装置20は、展開されたインプラント可能な装置の展開時および展開後の位置を撮像するために使用され得る。

【0052】

装置20の一部の構成部品については、特定の材料が本願明細書において強調されたが、これらの材料は、装置20において使用される好適な材料のタイプを限定することを意図していない。加えて、材料が強調されていない場合、皮下使用およびIVUS撮像手順のために装置において好適に使用される、特定のタイプの金属、ポリマー、セラミックス、または他のタイプの材料など、様々な材料が使用され得る。

10

【0053】

装置20は、さまざまな他の医療手順のために、および様々な他の医療装置と合わせて使用され得る。当業者は、特定のタイプの搭載手順が様々な異なるタイプの搭載方法を含み得ることを理解する。よって、本願明細書において記載される特定の方法は、装置20の使用範囲の局面を制限することを示していない。

【0054】

本発明は、図面および上記の記載において例示および記載されたが、これは性質上、例示として考慮され、限定としては考慮されず、好ましい実施形態のみが示されて記載され、以下の請求項によって定義される本発明の精神の範囲内のすべての変更、均等物、および変形に関して保護が望まれることが理解される。1つの特定の実施形態または事項に対して記載される構造または他の特徴が、本願明細書に含まれる他の特徴、事項、または実施形態に関連して、またはこれとともに使用され得ることが理解される。この明細書において参照されるすべての公報、特許、および特許出願は、各別個の公報、特許、または特許出願が具体的かつ個別的に引用により援用されてその全体が本願明細書において記載されているかのように引用により援用される。特に、米国仮特許出願第61/713,186号（2012年10月12日に出願）、国際出願第PCT/US13/___号（本件出願と同日に出願され、「マイクロモーターを有する機械走査超音波トランスデューサ（Mechanical Scanning Ultrasound Transducer with Micromotor）」と称する）、米国仮出願第61/713,142号（2012年10月12日に出願）、国際出願第PCT/US13/___号（本件出願と同日に出願され、「実質的に音響的に透過性かつ伝導性の窓（Substantially Acoustically Transparent and Conductive Window）」と称する）、米国仮出願第61/713,172号（2012年10月12日に出願）、国際出願第PCT/US13/___号（本件出願と同日に出願され、「三次元内部超音波使用のための装置および方法（Devices and Methods for Three-Dimensional Internal Ultrasound Usage）」と称する）であり、これらの各々はその全体が引用によりここに援用される。

20

30

【 図 1 】

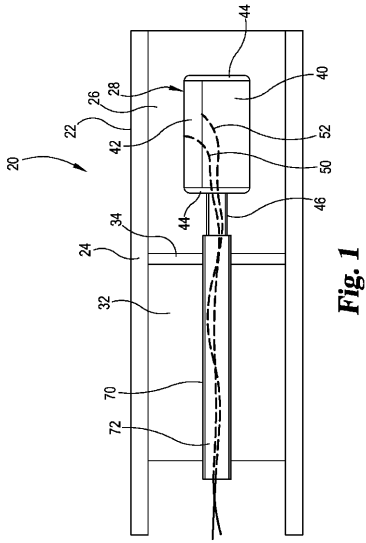


Fig. 1

【 図 2 】

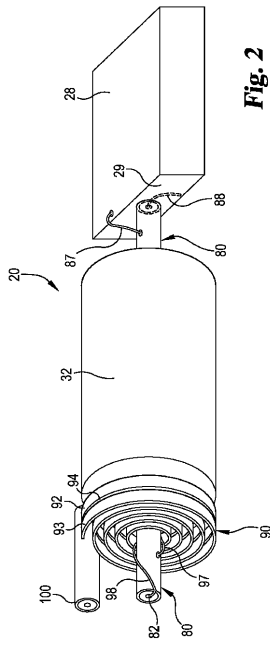


Fig. 2

【 図 3 】

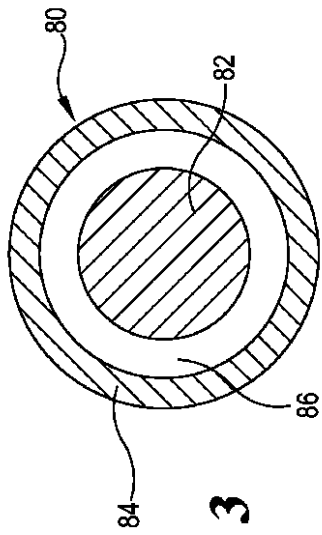


Fig. 3

【 図 4 】

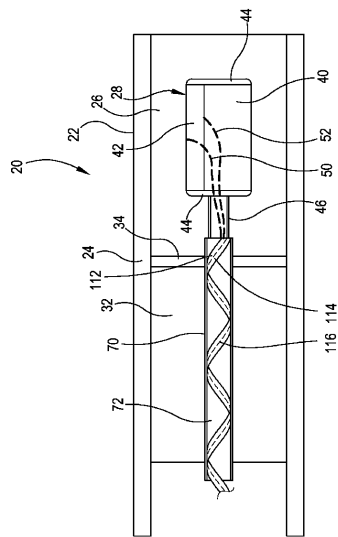




Fig. 4

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2013/064606
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 18/00(2006.01)i, A61N 7/00(2006.01)i, A61B 8/12(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 18/00; A61M 25/01; A61N 7/00; A61B 8/14; A61B 8/00; A61B 8/12		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: ultrasound, transducer, rotation, catheter, conductor, path		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2006-0173348 A1 (WILSER, WALTER T. et al.) 3 August 2006 See abstract; claim 1; figures 1, 2.	1-22
A	US 2010-0036258 A1 (DIETZ, DENNIS R. et al.) 11 February 2010 See abstract; claims 1, 10, 18; paragraph [0086]; figures 1, 3.	1-22
A	US 2008-0097403 A1 (DONALDSON, BRENDA L. et al.) 24 April 2008 See abstract; claim 1; paragraphs [0018], [0019]; figures 2.3.	1-22
A	US 2002-0082503 A1 (CHANDRASEKARAN, CHANDRU V. et al.) 27 June 2002 See abstract; claim 1; figure 1.	1-22
A	US 6371915 B1 (KOGER, JAMES D.) 16 April 2002 See abstract; claim 19; figure 4.	1-22
A	US 2011-0301508 A1 (SETHURAMAN, SHRIRAM et al.) 8 December 2011 See abstract; claims 1, 2, 8; figure 2.	1-22
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 07 January 2014 (07.01.2014)		Date of mailing of the international search report 08 January 2014 (08.01.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer Han, Inho Telephone No. +82-42-481-3362 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2013/064606

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006-0173348 A1	03/08/2006	CN 1810213 A DE 102005057743 A1 JP 2006-167465 A KR 10-2006-0067882 A US 2008-0027327 A1 US 7666143 B2 US 7678056 B2	02/08/2006 22/06/2006 29/06/2006 20/06/2006 31/01/2008 23/02/2010 16/03/2010
US 2010-0036258 A1	11/02/2010	AU 2009-251259 A1 CA 2725357 A1 CN 102076265 A EP 2280652 A2 EP 2280652 A4 JP 2011-521745 A US 2011-0237955 A1 US 8500648 B2 US 8535232 B2 WO 2009-146458 A2 WO 2009-146458 A3	03/12/2009 03/12/2009 25/05/2011 09/02/2011 19/12/2012 28/07/2011 29/09/2011 06/08/2013 17/09/2013 03/12/2009 21/01/2010
US 2008-0097403 A1	24/04/2008	US 8211025 B2	03/07/2012
US 2002-0082503 A1	27/06/2002	CA 2396759 A1 EP 1259182 A1 EP 1259182 B1 JP 2003-524499 A US 6394956 B1 US 6638222 B2 WO 01-64121 A1	07/09/2001 27/11/2002 22/09/2004 19/08/2003 28/05/2002 28/10/2003 07/09/2001
US 6371915 B1	16/04/2002	None	
US 2011-0301508 A1	08/12/2011	CN 102348480 A EP 2403603 A1 JP 2012-519048 A RU 2011139993 A WO 2010-100573 A1	08/02/2012 11/01/2012 23/08/2012 10/04/2013 10/09/2010

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 マキニス, ピーター・エス

アメリカ合衆国、47906 インディアナ州、ウェスト・ラファイエット、シーダー・ホロウ・コート、200

(72)発明者 ロピンス, サラ

アメリカ合衆国、47905 インディアナ州、ラファイエット、ラリアット・レーン、5244

(72)発明者 チョウ, ユン

アメリカ合衆国、47906 インディアナ州、ウェスト・ラファイエット、ハンボルト・ストリート、3345

Fターム(参考) 4C601 BB15 DD14 EE04 EE13 EE14 FE03 FE04 GA11 GB20 GC02
GC11

专利名称(译)	往复式内部超声换能器组件		
公开(公告)号	JP2015531305A	公开(公告)日	2015-11-02
申请号	JP2015536953	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	松饼公司 玛芬股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	松饼, 公司		
[标]发明人	フィアノットニールイー マキニスピーターエス ロビンスサラ チョウユン		
发明人	フィアノット,ニール・イー マキニス,ピーター・エス ロビンス,サラ チョウ,ユン		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/467 A61N7/022 A61N2007/0043 G01S15/894 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB15 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA11 4C601/GB20 4C601/GC02 4C601/GC11		
优先权	61/713135 2012-10-12 US		
其他公开文献	JP6661372B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于腔内治疗和诊断超声程序的装置包括使驱动轴和超声换能器旋转的马达。在一个示例中，导体附接到换能器并延伸穿过中空驱动轴。在另一个示例中，偏置构件传导电信号并存储能量。该装置包括操作状态，其中电动机在第一方向和相反的第二方向之间交替地旋转驱动轴。

(21) 出願番号	特願2015-536953 (P2015-536953)	(71) 出願人	512240408 マフィン・インコーポレイテッド MUFFIN INCORPORATED アメリカ合衆国、47906 インディアナ州、ウェスト・ラファイエット、カンパウンド・アベニュー、1400
(86) (22) 出願日	平成25年10月11日 (2013.10.11)	(74) 代理人	110001195 特許業務法人深見特許事務所
(83) 翻訳文提出日	平成27年6月5日 (2015.6.5)	(72) 発明者	フィアノット, ニール・イー アメリカ合衆国、47906 インディアナ州、ウェスト・ラファイエット、イースト・500・ノース、1311
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/064606		
(87) 国際公開番号	W02014/059315		
(87) 国際公開日	平成26年4月17日 (2014.4.17)		
(31) 優先権主張番号	61/713,135		
(32) 優先日	平成24年10月12日 (2012.10.12)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		