

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5073276号  
(P5073276)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-324048 (P2006-324048)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成18年11月30日(2006.11.30)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2007-152101 (P2007-152101A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1番
(43) 公開日	平成19年6月21日(2007.6.21)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成21年11月26日(2009.11.26)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	11/289, 926	(74) 代理人	100105588
(32) 優先日	平成17年11月30日(2005.11.30)		弁理士 小倉 博
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	ウォレン・リー
			アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ルックアウト・レーン、2112番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ポリユーメトリック超音波用の回転可能なトランスデューサ・アレイ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ポリユーメトリック超音波イメージング手順で使用するための回転式トランスデューサ・アレイ組立体であって、

トランスデューサ・アレイ(110)と、

前記トランスデューサ・アレイを回転させるために前記トランスデューサ・アレイに結合された運動制御装置(140)と、

トランスデューサとイメージング装置(18)との間で信号を送信するために前記トランスデューサ・アレイ(110)に結合された少なくとも1つの相互接続組立体(150)であって、トランスデューサの回転運動に起因してトランスデューサ及び運動制御装置にかかるそれぞれのトルク荷重を減じるように構成されている相互接続組立体(150)と

10

を有し、

前記相互接続組立体(150)は、該相互接続組立体の少なくとも回転部分の回転剛性を減じるように改造されており、

前記相互接続組立体(150)は前記回転部分で非リボン化された可撓性ケーブルを含んでいる、

回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項2】

前記トランスデューサ・アレイ(110)は駆動シャフト(130)上に装着されており

20

、また前記トランスデューサ・アレイ(110)は前記駆動シャフトと共に回転可能である、請求項1記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項3】

更に、前記回転式トランスデューサ組立体を密閉するためのカテーテル・ハウジング(160)を含んでいる請求項1記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項4】

前記カテーテル・ハウジング(160)は更に、前記トランスデューサ・アレイから関心領域への音響エネルギーの結合を可能にする音響窓(170)を有している、請求項3記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項5】

前記トランスデューサ・アレイ(110)と前記カテーテル・ハウジング(160)との間の空間が、音響結合流体で満たされる、請求項3記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項6】

前記トランスデューサ・アレイ(110)を回転させるマイクロモータ(120)を含んでいる、請求項1乃至5のいずれかに記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項7】

前記可撓性ケーブルは以下の方法の内の少なくとも1つによって非リボン化されており、それらの方法とは、任意の共通の基板、アース平面、又は可撓性ケーブルの隣り合う導体の間の他の接続を除去すること、或いは可撓性ケーブルの個々の導体又は同軸ケーブルを囲む誘電体又は遮蔽体層を減らすことである、請求項1記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項8】

前記相互接続ケーブルは、可撓性ケーブルの非導電部分内にスリットを含んでいる、請求項1記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項9】

前記トランスデューサ・アレイ(110)は1次元(1D)トランスデューサ・アレイを含んでいる、請求項1記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に云えば、回転式トランスデューサ・アレイ・システムに関するものであり、より具体的には、心臓介入手順のようなボリユメトリック(volumetric)超音波イメージング及びカテーテル誘導型処置に使用するための回転可能なトランスデューサ・アレイ組立体に関するものである。

【背景技術】

【0002】

心房細動についてのアブレーションのような心臓介入手順は、実時間で心臓の解剖学的構造を視覚化する効率のよい方法が無いことにより困難である。最近、介入装置と共に心臓の解剖学的構造を視覚化するのに可能性のある方法として、心臓内超音波撮影(ICE)法に関心が持たれている。臨床超音波B走査イメージング用に現在市販されているカテーテルをベースとした心臓内プローブは、B走査画像の持つ単一平面の性質に関連した制約がある。このような制約は実時間3次元(RT3D)イメージングにより克服することができる。3DICE画像を作るために既存の1次元(1D)カテーテル・トランスデューサを使用して、カテーテル全体を回転させているが、その結果得られる画像は実時間ではない。他の入手可能なRT3DICEカテーテルは、ピラミッド形のボリユームにわたって超音波ビームを方向操作し集束させるために2次元(2D)アレイを使用している。残念なことに、2Dアレイのトランスデューサは、十分な空間分解能及び画像品質を達成するように適当に音響開口空間をサンプリングするために、膨大な数の相互接続を必要と

10

20

30

40

50

する。更に、2Dアレイの場合には他の問題、例えば、素子の寸法が小さいことに起因して感度が低いこと、システムのコスト及び複雑さが増大することなどの問題が存在する。更に、カテーテルの寸法に制約があることにより、2Dアレイは望ましい数より少ない数の素子を持つと共に開口が小さく、その結果として分解能及びコントラストが低く、最終的には画像の品質が悪くなる。

【0003】

3次元ボリュームを取得する問題は2Dアレイのトランスデューサ（例えば、フィリップス社のX4又はGE社の3Vプローブ）の出現により対処されたが、心臓内超音波撮影のようなスペースに制約のある用途に対するそれらの適用は、適当に音響開口空間をサンプリングして十分な分解能を持つ画像を作成するために必要とされる達成できないほどの数の信号導体及びノ又はビーム形成用電子装置に起因して制限されている。更に、カテーテル内の回転式単一素子又は環状アレイ・トランスデューサ（例えば、Boston Scientific）があるが、画像は2D又は円錐形画像であり、3Dボリュームではない。機械走査式1次元トランスデューサ・アレイが現在存在するが（例えば、GE社のKretz「4D」プローブ）、スペースの制約が存在しない遙かに大きい腹部用プローブに適用されているに過ぎない。

【特許文献1】米国特許第5699805号

【特許文献2】米国特許第6592526号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

心臓内介入手順がより普通に用いられているので、上述の問題を克服する必要がある。更に、特にスペースに制約がある場合に、改善された心臓内イメージング及び介入手順を行えるようにする必要がある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1の面では、ポリユーメトリック超音波イメージング及びカテーテル誘導型手順において使用するための回転式トランスデューサ組立体を提供する。この回転式トランスデューサ組立体は、駆動シャフト上に装着されたトランスデューサ・アレイと、トランスデューサを回転させるためにトランスデューサ・アレイ及び駆動シャフトに結合された運動制御装置と、トランスデューサとイメージング装置との間で信号を伝送するためにトランスデューサに結合された少なくとも1つの相互接続組立体とを有する。相互接続組立体は、トランスデューサの回転運動に起因してトランスデューサ及び運動制御装置にかかるそれぞれのトルク荷重を減じるように構成される。

【0006】

本発明の第2の面では、ポリユーメトリック超音波イメージング及びカテーテル誘導型手順のための方法を提供する。この方法は、イメージング用カテーテルを使用して少なくとも1つの関心領域についてイメージング・データを得る段階と、選択された関心領域についてのイメージング及び処置の内の少なくとも1つにおいて使用するためのイメージング・データを表示する段階とを含む。イメージング用カテーテルは、駆動シャフト上に装着され且つ駆動シャフトと共に回転可能であるトランスデューサ・アレイと、トランスデューサを回転させるためにトランスデューサ・アレイ及び駆動シャフトに結合された運動制御装置と、トランスデューサとイメージング装置との間で信号を伝送するためにトランスデューサに結合された少なくとも1つの相互接続組立体とを有し、相互接続組立体は、トランスデューサの回転運動に起因してトランスデューサ及び運動制御装置にかかるそれぞれのトルク荷重を減じるように構成されている。

【0007】

本発明のこれらの及び他の特徴、面及び利点は、添付の図面を参照して以下の詳しい説明を読むことによってより良く理解されよう。添付の図面では、図面全体にわたって同様な要素は同じ参照番号で表している。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0008】

以下に説明するように、本発明の模範的な面に従った回転式トランスデューサ・アレイ組立体を提供する。イメージング兼治療(therapy)用カテーテルを介して回転式トランスデューサ・アレイによって取得された画像データに基づいて、解剖学的領域における診断情報及び/又は治療の必要性を求めることができる。

## 【0009】

本発明の様々な面によれば、上述の制約を克服するために、3次元ボリュームを掃引する機械的回転式1次元トランスデューサ・アレイを使用する。トランスデューサ・アレイの構成素子は、カテーテルの長軸に平行な扇形画像を取得するために電子的に位相制御され、また、該アレイは、2次元画像の組み立てにより3次元ボリュームを取得するためにカテーテル軸を中心にして機械的に回転させられる。この方法は、2次元アレイのトランスデューサ及び現在の相互接続技術を使用して達成することができるものよりは遙かに優れた空間分解能及びコントラスト分解能を生じる。その上、この方法を使用すると、感度及びシステム・コスト及び複雑さのような2Dアレイに関連した問題が避けられる。1Dアレイ以外のトランスデューサ・アレイを使用することもできるが、その場合は複雑さが増すことを理解されたい。

## 【0010】

図1は、本発明技術の様々な面に従って1つ以上の関心領域に対してイメージング及び治療を行う際に使用するための模範的なシステム10のブロック図である。システム10は、カテーテル14を介して患者12から画像データを取得するように構成することができる。本書で用いる「カテーテル」は広義に使用されて、通常のカテーテル、内視鏡、腹腔鏡、トランスデューサ、プローブ、又はイメージングを行うように改造され且つ治療を施すように改造された装置を含む。更に、本書で用いる「イメージング」は広義に使用されて、2次元イメージング、3次元イメージング、又は、好ましくは、実時間3次元イメージングを含む。参照番号16は、患者12の身体内部に配置されたカテーテル14の一部分を表す。

## 【0011】

特定の実施形態では、イメージング兼治療用カテーテル14の撮像方向に関して、前方視カテーテル又は側方視カテーテルを含むことができる。しかしながら、前方視及び側方視カテーテルの組合せをもまたカテーテル14として用いることができる。カテーテル14は実時間イメージング兼治療用トランスデューサ(図示せず)を含むことができる。本発明技術の様々な面によれば、イメージング兼治療用トランスデューサは一体化したイメージング部品及び治療部品を含むことができる。代替態様として、イメージング兼治療用トランスデューサは別々のイメージング部品及び治療部品を含むことができる。模範的な実施形態におけるトランスデューサは1次元(1D)トランスデューサ・アレイであり、これについては図2を参照して更に説明する。ここで、例示した実施形態はカテーテルをベースとしたトランスデューサに関連して説明されるが、経食道トランスデューサ又は経胸腔トランスデューサのような他の種類のトランスデューサも考えられることに留意されたい。

## 【0012】

本発明技術の様々な面によれば、カテーテル14は、撮像している患者12の解剖学的領域内の1つ以上の関心領域における治療の必要性を評定するのを容易にするために解剖学的領域を撮像するように構成することができる。更に、カテーテル14はまた、識別された1つ以上の関心領域に対して治療を施すように構成することができる。本書で用いる「治療」は、アブレーション、皮内エタノール注射(PEI)、凍結療法、及びレーザ誘起温熱療法を表す。更に、「治療」は、例えば、遺伝子治療を施すための針のような器具の施しを含む。更に、本書で用いる「施し(delivering)」は、1つ以上の関心領域に対して治療を伝達し又は1つ以上の関心領域の方へ治療を差し向けることのような、1つ以上の関心領域に対して治療を誘導し及び/又は提供する様々な手段を含むことができる。理

10

20

30

40

50

解されるように、特定の実施形態では、RFアブレーションのような治療の施しは、治療を要求する1つ以上の関心領域との物理的な接触を必要とすることがある。しかしながら、他の特定の実施形態では、高強度集束超音波(HIFU)エネルギーのような治療の施しは、治療を要求する1つ以上の関心領域との物理的な接触を必要としないことがある。

#### 【0013】

システム10はまた、カテーテル14と動作上関連していて、1つ以上の関心領域の画像を作成するように構成されている医用イメージング・システム18を含むことができる。イメージング・システム10はまた、カテーテル又は別個の治療装置(図示せず)によって施される治療についてのフィードバックを供給するように構成することができる。従って、一実施形態では、医用イメージング・システム18は、カテーテル14に制御信号を供給して、イメージング兼治療用トランスデューサの治療用構成部品を励起して1つ以上の関心領域に対して治療を施すように構成することができる。更に、医用イメージング・システム18は、カテーテル14を介して患者12の解剖学的領域を表す画像データを取得するように構成することができる。本書で用いる「改造され」、「構成され」などの用語は、素子が記述した効果を生じるように協働できるようにする素子間の機械的、電気的又は構造的接続を表す。これらの用語はまた、所与の入力信号に応答して出力を供給する一連の動作を遂行するようにプログラムされた、アナログ又はデジタル・コンピュータ或いは特定用途向け装置(例えば、特定用途向け集積回路(ASIC))のような電気素子の動作能力を表す。

#### 【0014】

図1に示されているように、イメージング・システム18は表示区域20及びユーザ・インターフェース区域22を含むことができる。しかしながら、特定の実施形態では、タッチ・スクリーンの場合のように、表示区域20とユーザ・インターフェース区域22とはオーバーラップさせることができる。また、或る実施形態では、表示区域20とユーザ・インターフェース区域22とは共通の区域を含むことができる。本発明技術の様々な面によれば、医用イメージング・システム18の表示区域20は、カテーテル14を介して取得した画像データに基づいて医用イメージング・システム18によって作成された画像を表示するように構成することができる。更に、表示区域20は、ユーザ定義の治療経路を定めて視覚化する際にユーザを支援するように構成することができる。表示区域20は3次元表示区域を含むことができることに留意されたい。一実施形態では、3次元表示は、3次元形状を識別して視覚化するのを支援するように構成することができる。表示区域20及びそれぞれの制御部は、患者から離れていてよく、例えば、患者の上方に配置された制御ステーション及び片持ち張り式表示装置並びに/又は別の部屋(例えば、EP室又はカテーテル法研究室用の制御区域)内の制御ステーション及び表示装置であってよいことに留意されたい。

#### 【0015】

更に、医用イメージング・システム18のユーザ・インターフェース区域22は、表示区域20上に表示された解剖学的領域の画像を使用して治療を施すための1つ以上の関心領域を識別するのを容易にするように構成されたヒューマン・インターフェース装置(図示せず)を含むことができる。ヒューマン・インターフェース装置は、表示区域20上に表示するための治療を必要とする1つ以上の関心領域をユーザが識別するのを支援するように構成された、マウス型装置、トラックボール、スタイラス、又はタッチスクリーンを含むことができる。

#### 【0016】

図1に示されているように、システム10は、ユーザからの入力にตอบสนองして患者12内にカテーテル14を再位置決めするように構成された随意選択によるカテーテル位置決めシステム24を含むことができる。また更に、システム10はカテーテル位置決めシステム24及び医用イメージング・システム18と動作上関連している随意選択によるフィードバック・システム26を含むことができる。フィードバック・システム26は、カテーテル位置決めシステム24と医用イメージング・システム18との間の通信を容易にする

ように構成することができる。

【 0 0 1 7 】

図 2 は、図 1 のイメージング・システムに使用するための回転式トランスデューサ・アレイ組立体 1 0 0 の模範的な一実施形態を例示する。図示のように、トランスデューサ・アレイ組立体 1 0 0 は、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 と、マイクロモータ 1 2 0 (これは、スペースが重要な環境の内部又は外部に設けることができる) と、駆動シャフト 1 3 0、又はモータ制御装置 1 4 0 とトランスデューサ・アレイ 1 1 0 との間の他の機械的接続とを有する。該組立体は更に相互接続手段 1 5 0 を含み、これについては図 3 を参照して後でより詳しく説明する。組立体 1 0 0 は更にカテーテル・ハウジング 1 6 0 を含み、該ハウジング 1 6 0 は、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 と、マイクロモータ 1 2 0 と、相互接続手段と、駆動シャフト 1 3 0 とを密閉する。この実施形態では、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 は駆動シャフト 1 3 0 上に装着され、またトランスデューサ・アレイ 1 1 0 は駆動シャフト 1 3 0 と共に回転可能である。更に、この実施形態では、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 の回転運動がモータ制御装置 1 4 0 及びマイクロモータ 1 2 0 によって制御される。モータ制御装置 1 4 0 及びマイクロモータ 1 2 0 は、トランスデューサを回転させるためにトランスデューサ・アレイ 1 0 0 の運動を制御する。一実施形態では、マイクロモータは、トランスデューサ及び駆動シャフトを回転させるためにトランスデューサ・アレイに近接して配置され、またモータ制御装置はマイクロモータ 1 2 0 を制御し且つそれに信号を送るために使用される。相互接続手段 1 5 0 は、例えば、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 と図 1 に示したイメージング・システムとの間で信号を受信/送信するのに使用するためにトランスデューサ・アレイ 1 1 0 とイメージング・システムとの間に結合されたケーブル及び他の接続体を表す。一実施形態では、相互接続手段 1 5 0 は、トランスデューサの回転運動に起因してトランスデューサ及び運動制御装置にかかるそれぞれのトルク荷重を減らすように構成されており、これについては図 3 を参照して後でより詳しく説明する。カテーテル・ハウジング 1 6 0 は、内部イメージング用に及び閉心領域内への挿入用に適した材料、寸法及び形状を持つ。カテーテルは更に、図 4 に示す流体充填音響窓 1 7 0 を含む。流体充填音響窓 1 7 0 は、回転式トランスデューサ・アレイから閉心のある領域又は媒体へ音響エネルギーを結合させるために設けられる。様々な実施形態では、カテーテル・ハウジング 1 6 0 は音響的に透明であり、例えば、減弱度及び散乱が小さく、且つ音響窓領域において音響インピーダンスが血液及び組織のものに近い (  $Z \sim 1.5 \text{ Mレイル (Rayl)}$  ) )。更に、様々な実施形態では、トランスデューサとハウジングとの間の空間は、血液及び組織のものに近い音響インピーダンス及び音速 (  $Z \sim 1.5 \text{ Mレイル}$ 、  $V \sim 1540 \text{ m/秒}$  ) を持つ音響結合流体、例えば、水で満たされる。

【 0 0 1 8 】

一実施形態では、モータ制御装置は図 2 に示されているようにカテーテル・ハウジングの外に設けられる。別の実施形態では、モータ制御装置はカテーテル・ハウジングの中に設けられる。マイクロモータ及びモータ制御装置は小型化した構成で入手可能になってきているので、それらは本発明の実施形態に適用可能であることを理解されたい。マイクロモータ及びモータ制御装置は所望の用途に適合するように、例えば、特別な腔内又は血管内臨床治療用途のためにカテーテル内に嵌合するように選択される。例えば、ICE用途では、カテーテル・ハウジング及びその中に収容されている部品は約 1 mm ~ 約 4 mm の範囲内の直径とすることができる。周知のように、殆どのカテーテルは、カテーテルの一部を再使用する機会がある場合、使い捨ての部品と使い捨てでない部品とを含んでいる。運動制御装置及び/又はモータは、様々な実施形態においてプローブの使い捨ての又は使い捨てでない部分の中に密閉することができる。

【 0 0 1 9 】

次に図 3 について説明すると、図 1 のカテーテル組立体 1 4 の内部を例示していて、トランスデューサ 1 1 0 及び相互接続手段 1 5 0 の内部部品及び配置構成を示している。模範的な実施形態では、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 は、  $0.110 \text{ mm}$  の方位方向ピ

10

20

30

40

50

ッチ及び2.5mmの高さ(elevation)及び6.5MHzの周波数を持つ64素子1Dアレイである。円筒状のトランスデューサ組立体210は、ICEのような心臓内で適用するための(図2に示す)カテーテル・ハウジング160の適切な内径であるような内径が約2.8mmの円筒体内に嵌合して効果的に回転するように改造されている。相互接続手段150はトランスデューサ110に結合されていて、トランスデューサ110とイメージング・システム18(図1)との間で画像情報を伝送するための必要なケーブル及び導体を有する。本書で用いる用語「ケーブル」及び「導体」は、カテーテル内のケーブル及び導体組立体を引用するために交換可能に使用する。更に、カテーテルは1本以上のワイヤ114を含むことができ、これらのワイヤはカテーテルの挿入端に使用されて、カテーテルの先端までトランスデューサ110の傍を通過することができ、またこれらのワイヤ114は、これらに制限されないが例として挙げると、モータ制御電力、位置検知、サーミスタ、カテーテル位置センサ(例えば、電磁コイル)、トランスデューサ回転センサ(光学又は磁気エンコーダ)、EPセンサ又はアブレーション電極などのために使用することができる。更に、この実施形態では、図1のカテーテル14内には、相互接続手段150の可撓性領域116がある。可撓性領域116の長さは、トランスデューサ110の回転又は振動動作中に導体180がトランスデューサ、駆動シャフト及びモータの回転を妨げ又は妨害するようなトルク加えないように選択するのが望ましい。本書で使用する用語「回転」とは、選択された±度数の角度範囲内での振動又は回転運動又は移動を表す。振動又は回転運動は、これに限定されないが、正及び負の範囲の角度の間での時計回り又は反時計回り方向の運動を含む。相互接続手段150についての別の実施形態については図5~図7を参照して後で説明する。

10

20

#### 【0020】

一実施形態では、トランスデューサ・アレイ110は1次元(1D)トランスデューサ・アレイである。1Dトランスデューサ・アレイの回転により、3次元(3D)画像分解能が改善される。その理由は、超音波ビーム分布及び画像分解能が有効開口寸法に依存し、また、2Dアレイと比較して、1Dアレイの有効開口が利用可能なシステム・チャンネルによって制限されず、また相互接続手段の要件によって制限されないからである。1Dトランスデューサ・アレイを回転構成で用いることにより、高品質の実時間3次元超音波画像を作成することができる。現在市販されているICEカテーテルの単一平面特性に関連した制約が克服され、心臓介入手順の案内を実質的に簡単化することができる。

30

#### 【0021】

図5~図7を参照して、相互接続手段150についての実施形態を更に例示する。トランスデューサ・アレイからカテーテルを通してイメージング・システムに至る信号及びアースの電気接続は、1)可撓性回路、2)同軸ケーブル(一信号当たり1つの同軸ケーブル)、又は3)リボン・ケーブル(ゴア・マイクロフラット(Gore microFlat))のいずれかにより実現することができる。電気接続の束はねじれた状態では極めて剛性になることがあり、従ってトランスデューサ・アレイの回転に逆らう実質的なパネ力又は抗力を生じる。本発明の様々な実施形態によれば、相互接続手段150は、トランスデューサ及び/又は駆動シャフトの回転に逆らうように相互接続手段によって加えられるトルク又は抗力を低減するように構成される。図5を参照して説明すると、一実施形態では、相互接続手段の一部分(導体180)がトルクを低減するようにコイル状に形成される。図6を参照して説明すると、一実施形態では、接続手段の剛性を低減するために、トランスデューサに近い導体の領域を(例えば、レーザを使用して、任意の共通の基板、アース平面、又は隣り合う導体の間の他の接続を除去すること、或いは個々の導体又は同軸ケーブルを囲む誘電体又は遮蔽体層を減らすことによって)非リボン化して、バラバラになった一群の導体190を生成することができる。カテーテルの組み立ての際、この一群のバラバラの導体190は、ピンと張った状態ではなく、弛みのある状態にしておいて、これらの導体の動きを互いに対して且つトランスデューサ・アレイ110の回転に対して更に容易にするようにすべきである。図6を参照して説明すると、バラバラの導体部分190に隣接した導体の部分200及び202は、リボン化部分として、リボン化した状態に残しておいて、

40

50

トランスデューサ 110 に対する又はトランスデューサの可撓性回路に対するリボン化部分 202 上の導体の終端を容易にすると共に、カテーテルを通る非回転ケーブルに対するリボン化部分 200 に対する導体の終端を容易にすることができる。バラバラの部分より先の、カテーテル内の導体の長さの大部分は、組み立てを容易にするためにリボン化することができ、又はカテーテルの可撓性を最大にするためにバラバラの絶縁ワイヤとすることができる。代替態様として、図 7 を参照して説明すると、トランスデューサ・アレイ 110 で終端する導体の回転部分 202 は、回転のために必要なトルク要件を緩和するように構成又は修正することができる。例えば、リボン又は可撓性回路の中に複数のスリット 230 を切り込むことによって、また相互接続手段のこの部分を、カテーテルのケーブル端に結合された非回転部分 200 に比べてより薄くすることによって、回転方向の剛性を低減することができる。リボンをベースとしたケーブルを利用する別の実施形態では、導体を設置する基板を相互接続手段 150 の回転部分の所で薄くするか除去するようにしてもよい。アース面を持つリボンをベースとしたケーブルを利用する更に別の実施形態では、アース面を回転部分の所で薄くするか除去するようにしてもよい。上記の手法の組合せを使用して、回転状態下での相互接続手段 150 のトルク要件を低減することができることを理解されたい。

#### 【0022】

次に図 8 を参照して説明すると、回転式トランスデューサ・アレイ組立体の代替実施形態では、駆動シャフト 130 を回転させるために使用される外部モータ 320 と、モータ 320 を駆動するための外部モータ制御装置 330 とを設けている。回転エンコーダ又は位置センサ 340 は、駆動シャフトにおける何らかの巻き上げを補償するためのフィードバックを与える。この実施形態では、駆動シャフト 130 は、モータによって加えられるトルク及びカテーテル内で回転する部品の摩擦に起因した巻き上げ又はねじりを最小にするために、またトランスデューサを更に効果的に回転させるために、ねじれ剛性の大きい材料、例えば、スチール・ワイヤで作るのが望ましい。

#### 【0023】

次に、図 9 ~ 図 13 を参照して、トランスデューサ・アレイ組立体を回転させるための運動制御装置について様々な代替実施形態を提供する。これらの実施形態では、運動制御装置は、図 2 のマイクロモータ 120 及びモータ制御装置 140 を使用する代わりに、内部又は外部の線運動をトランスデューサ・アレイの振動的な回転運動に変換する。図 2 及びその後の図に共通の同様な部品には同じ参照番号を付している。

#### 【0024】

先ず図 9 を参照して説明すると、運動制御装置の一実施形態は、アクチュエータ 400 を含む。アクチュエータ 400 は、カテーテルの中に又は外に設けてよく、トランスデューサ・アレイの振動及び/又は回転を生じさせるために使用される。アクチュエータ 400 は駆動シャフト 130 の線運動を生じさせ、この線運動は振動的な回転運動に変換される。スリーブ 410 が、トランスデューサ・アレイ 110 を囲むトランスデューサ円筒体 210 に対して摺動可能に設けられる。スリーブ 410 は、螺旋状の案内軌道 430 に係合する小さなピン 420 を含んでいる。動作について説明すると、スリーブ 410 が円筒体/カプセル封止体の長さに沿って動いたとき、円筒体/カプセル封止体が螺旋状の案内軌道 430 によって決定される所与の量だけ回転する。スリーブの往復線運動により、トランスデューサ・アレイ 110 を収容する円筒体/カプセル封止体の振動運動が生じ、これによりトランスデューサ・アレイを回転させて、3Dピラミッド形のボリュームを取得させることができる。螺旋状の案内軌道 430 に係合する線運動部品は部分的にカテーテルの軸に沿って 1 度の自由度に拘束することができる。回転エンコーダ又は位置センサ 340 は、システムにおける、例えば、駆動シャフトや線運動 - 回転変換器などにおける可撓性を補償するためのフィードバックを与えることができる。

#### 【0025】

次に図 10 を参照して説明すると、運動制御装置についての別の模範的な実施形態は、

10

20

30

40

50

トランスデューサ・アレイ 110 を回転させるためのケーブル 440 を駆動するために、外部又は内部のいずれかに設けたアクチュエータを有する。ケーブル 440 は、螺旋状の案内軌道 430 に係合するようにケーブル 440 の長さに沿って配置された複数のビード 450 を含むビード付き又はスタッド付きケーブルである。一実施形態では、ビード 450 が螺旋状の案内軌道 430 に係合して円筒体 210 の長さに沿って進行して駆動プーリー 460 で終端するとき、円筒体 210 は 90 度回転する。4 分の 1 回転後、別のビード 450 が円筒体の反対側の螺旋状の案内軌道（破線で示す）に係合して、円筒体を反対方向に 90 度回転させる。従って、トランスデューサ・アレイ 110 を収容した円筒体 210 は全部で 90 度、すなわち、 $\pm 45$  度振動する。上記の振動は模範的な目的のためである。この実施形態で述べた態様で振動させるために他の角度を使用できることを理解されたい。また別の実施形態では、図 9 について説明したような回転エンコーダ又は位置センサ（図示せず）を設けて、システムにおける可撓性及びエラーを補償するフィードバックを与えることができる。代替実施形態も考えられる。例えば、別の実施形態では、円筒体 210 の全長にわたってケーブルを動かすためにただ 2 つのビードが必要とされて間隔を置いて配置される。1 つのビードが円筒体の長さにわたって移動した後、ケーブルは反対方向に駆動されて引き戻され、これによりトランスデューサ・アレイを収容した円筒体ハウジングを  $\pm 90$  度振動させることができる。更に別の実施形態では、様々な角度範囲を用いることが可能である。

10

#### 【0026】

図 11～図 13 を参照して説明すると、運動制御のための様々な代替実施形態は、トランスデューサ・アレイの振動的な回転運動を生じさせるためのケーブル及びプーリー・システムを有する。図 11 では、ケーブル 440 が駆動プーリー 460 と係合する。アクチュエータ（図示せず）が、ケーブル及びプーリー 460 を定められた方向に連続運動で駆動する。回転している駆動プーリー 460 には、延長部又はフラップ 470 が取り付けられており、フラップ 470 は一回転当り一度の割合で、トランスデューサ・アレイ 110 に取り付けられた受金具 480 に突き当たる。フラップ 470 は長軸に沿ったアレイ円筒体 210 を強制的に回転させる。フラップ 470 が受金具 480 を通り越し、円筒体 210 はねじりバネ 490 の助力により公称位置へ戻り、速度は回転羽根ダンパ 500 によって制限される。フラップ 470 によりプーリー 460 一定の速度で駆動することによって、トランスデューサ・アレイ 110 を収容した円筒体 210 は振動運動を生じる。従って、トランスデューサ・アレイ 110 は、3Dピラミッド形ボリュームの取得を行うことができるように振動する。ねじりバネ 490 及び回転羽根ダンパ 500 は、円筒体 210 の運動の適切なタイミングを取るために調節することができる。回転エンコーダ又は位置センサ（図示せず）はまた、別の実施形態では、システムにおける可撓性及びエラーを補償するフィードバックを与えるために使用することができる。

20

30

#### 【0027】

図 12 及び図 13 を参照して説明すると、図 11 に対する代替実施形態を提供し、この場合、円筒体 210 が更に、駆動プーリー 460 の歯車部分と係合する歯車インターフェース 510 を有する。図 12 では、プーリー 460 及び円筒体ハウジング 210 が、傘歯車インターフェース又はその近似物を使用して接続される。図 13 では、プーリー 460 及び円筒体 210 が傘歯車インターフェースを使用して接続され、またプーリー 460 が更に 2 つの歯車部分を有し、その内の 1 つはプーリー 460 の上側部分に且つもう 1 つは下側部分に設けられて、プーリーのこれらの歯車部分が円筒体ハウジングと交互に係合して、一定方向の運動を駆動するようになっている。これらの両方の実施形態では、駆動及びプーリーの運動により、3Dピラミッド形のイメージング・ボリュームを取得するためにトランスデューサ・アレイ 110 を回転させる。

40

#### 【0028】

次に、図 14～図 16 を参照して説明すると、運動制御装置についての別の実施形態を提供する。図 14A を参照して説明すると、側面図に、1 つ以上のアクチュエータ 600 が第 1 の端でトランスデューサ・アレイ 110 の各側面に取り付けられ且つ他端でカテー

50

テル管に固定されていることを示している。アクチュエータの作動を制御するために、アクチュエータ制御線 610 が使用される。アレイの両側のアクチュエータは交互に作動され、これにより枢軸点 620 を中心にしてアレイを回転させる。アクチュエータ 600 は電気活性高分子を含むことができる。回転エンコーダ 340 が、先の実施形態で述べたように位置情報を供給することができる。図 14B ~ D は、トランスデューサ 110 を回転させる動作状態を示すこの実施形態の端面図である。図 14B では、第 1 のアクチュエータ A が最大に作動され且つアクチュエータ B が全く作動されていない。図 14C では、アクチュエータ A が部分的に作動され且つアクチュエータ B が部分的に作動されている。図 14D では、アクチュエータ A が全く作動されていず且つアクチュエータ B が最大に作動されている。

10

## 【0029】

図 15 を参照して説明すると、同様な実施形態であるが、2 つのアクチュエータを使用するのではなく、1 つのアクチュエータ 600 を設けて、これが一端でトランスデューサ・アレイ 110 に取り付けられ、またバネ 630 が他端で且つカテーテル円筒体 210 に取り付けられることが示されている。アクチュエータの運動は図 15A ~ C に示されるようにバネを伸張又は収縮させて、トランスデューサ・アレイ 110 を回転させる。アクチュエータ及び/又はバネはまた、ねじれていても線形であってもよい。

## 【0030】

図 16A ~ 16C を参照して説明すると、運動制御装置についての更に別の実施形態を提供する。この実施形態では、2 つの袋体 640 がトランスデューサ・アレイ 110 と接触状態にある。これらの袋体はガス又は液体を充填することができる。袋体の膨張及び収縮を制御することにより、枢軸点 620 を中心にトランスデューサ 110 を振動させる。このようにして、3D ボリュームを取得することができる。

20

## 【0031】

動作について説明すると、本発明の様々な実施形態によれば、方位方向の次元（カテーテルの長軸）に沿って複数の素子を持ち、好ましくは、分解能の改善のために高い周波数で動作することのできる小形トランスデューサ・アレイが機械的システムに結合され、該機械的システムは、アレイをその高さ方向の次元に沿って回転させる。超音波ビームは方位方向の次元で電子的に走査されて、2次元画像を生成し、そして高さ方向の次元で機械的に走査される。こうして得られた2次元画像は超音波システムによって組み合わせられて、完全な3次元ボリュームを形成する。トランスデューサは様々な形状を取ることができ、限定ではなく例を挙げると、(1)扇形の2次元画像を生じ、またピラミッド形ボリュームの形状の3次元ボリュームを生じるリニア・セクタ位相制御アレイ、(2)矩形又は台形の形状の2次元画像を生じ、また円筒体の角度方向部分の形状の3次元ボリュームを生じるリニア順次走査型アレイ、及び(3)多列アレイである。アレイの回転を正確に制御するため、及び2D画像平面からの3D画像のより正確な再構成を可能にするために、運動制御システムが提供される。音響エネルギーが、音響窓を介してトランスデューサ・アレイと撮像媒体（患者）との間で結合される。音響窓はカテーテル壁の一部を有し、またアレイとカテーテル壁との間に結合流体を含むことができる。カテーテル壁は、反射を最小にするために、身体と同様な音響インピーダンス（1.5 Mレイル）及び音速を持つのが好ましい。結合流体は、アレイ及びモータについての抗力を最小にするために、身体と同様な音響インピーダンスを持つと共に低い粘性を持つのが好ましい。トランスデューサ・アレイの各部分（アレイの両端部、側部及び背部、アレイ組立体全体）は断面を円筒形とすることにより、アレイをカテーテル内に中心合わせし且つ滑らかに回転するように保つことができ、及び/又はアレイとカテーテル壁との間の流体の流れ及び粘性抗力を制御することができる。トランスデューサ自体は様々な材料で作ることができ、限定ではなく例として挙げると、PZT、超微細加工超音波トランスデューサ（MUT）、PVDFで作ることができる。形質導入材料に加えて、他の構成部品（音響整合層、音響吸収体/裏当て、電氣的相互接続手段、音響集束レンズ）をアレイ組立体内に含めることができる。

30

40

50

## 【 0 0 3 2 】

本発明の特定の特徴のみを例示して説明したが、当業者には、様々な修正及び変更を為すことができよう。従って、特許請求の範囲が本発明の真の精神の範囲内にあるこの様な全ての修正及び変更を包含しようとして記載してあることを理解されたい。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 本発明技術の様々な面に従った、模範的な超音波イメージング及び治療システムのブロック図である。

【 図 2 】 図 1 のイメージング・システムに使用するための回転式トランスデューサ・アレイ組立体の模範的な実施形態の内部及び側面の略図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態に適用可能である回転式トランスデューサ・アレイの構成部品を例示する略図である。

【 図 4 】 図 1 のイメージング・システムに使用するためのカテーテルを例示する略図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態が適用可能である相互接続組立体を例示する略図である。

【 図 6 】 本発明の実施形態が適用可能である相互接続組立体を例示する略図である。

【 図 7 】 本発明の実施形態が適用可能である相互接続組立体を例示する略図である。

【 図 8 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 9 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 0 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 1 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 2 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 3 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 4 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 5 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

【 図 1 6 】 本発明の実施形態が適用可能である運動制御装置の代替の実施形態を例示する略図である。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 3 4 】

1 0 イメージング及び治療用のシステム

1 2 患者

1 4 イメージング兼治療用カテーテル

1 6 カテーテルの身体内部の部分

1 0 0 回転式トランスデューサ・アレイ組立体

1 1 0 トランスデューサ・アレイ

1 1 4 ワイヤ

1 1 6 可撓性領域

1 2 0 マイクロモータ

1 3 0 駆動シャフト

1 5 0 相互接続手段

1 6 0 カテーテル・ハウジング

1 7 0 流体充填音響窓

10

20

30

40

50

1 8 0	コイル状の導体	
1 9 0	非リボン化した導体部分	
2 0 0	リボン化した導体部分	
2 0 2	リボン化した導体部分	
2 1 0	円筒状のトランスデューサ組立体	
2 3 0	スリット	
3 2 0	外部モータ	
3 3 0	外部モータ制御装置	
3 4 0	回転エンコーダ又は位置センサ	
4 0 0	アクチュエータ	10
4 1 0	スリーブ	
4 2 0	ピン	
4 3 0	螺旋状の案内軌道	
4 4 0	ケーブル	
4 5 0	ビード	
4 6 0	駆動プーリー	
4 7 0	フラップ	
4 8 0	受金具	
4 9 0	ねじりバネ	
5 0 0	回転羽根ダンパ	20
5 1 0	歯車インターフェース	
6 0 0	アクチュエータ	
6 1 0	アクチュエータ制御線	
6 2 0	枢軸点	
6 3 0	バネ	
6 4 0	袋体	

【 図 1 】

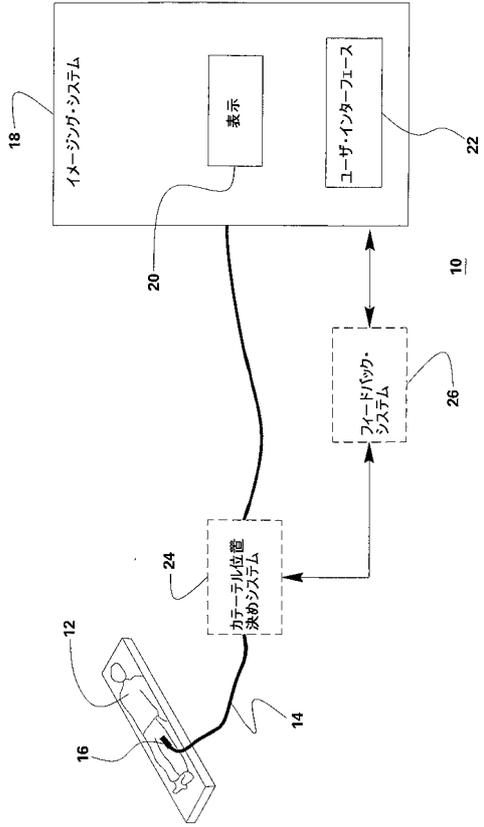


FIG.1

【 図 2 】

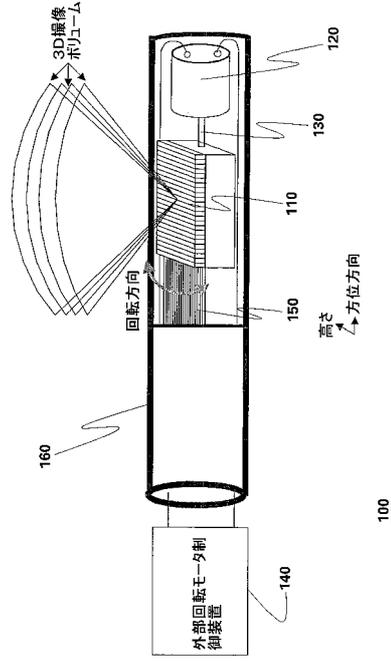


FIG.2

【 図 3 】

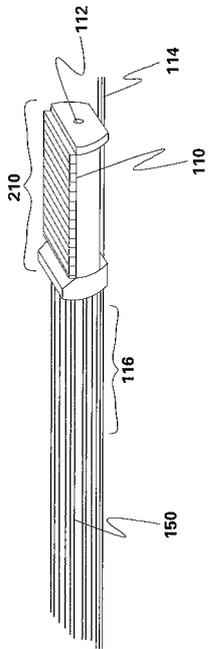


FIG.3

【 図 4 】

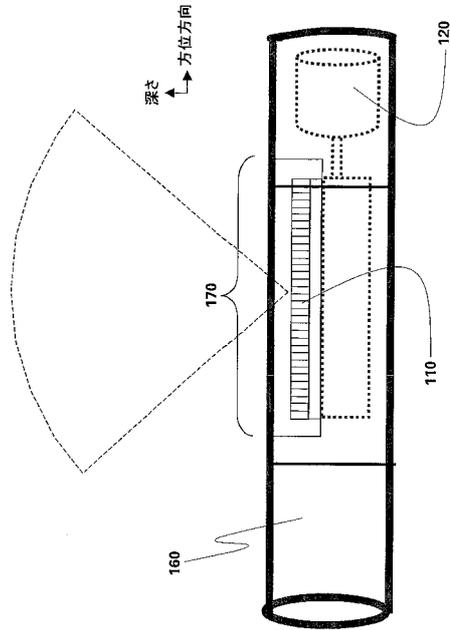


FIG.4

【 図 5 】

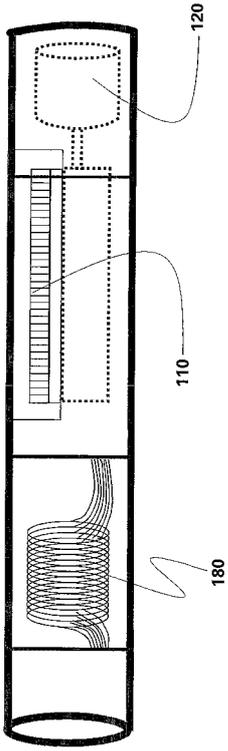


FIG.5

【 図 6 】

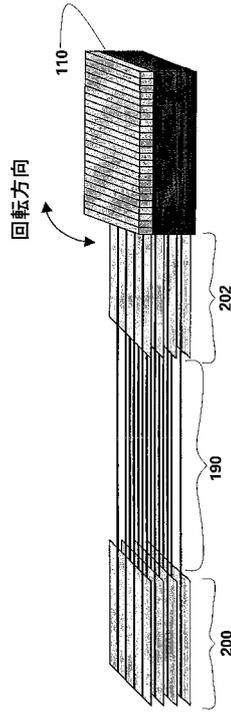


FIG.6

【 図 7 】

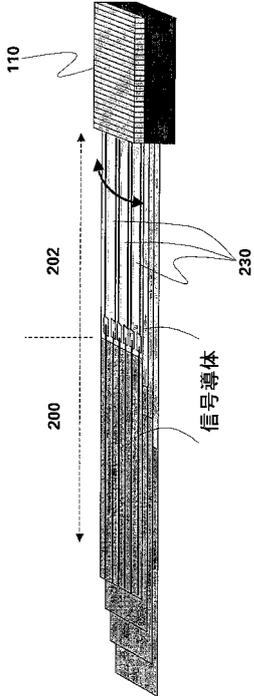


FIG.7

【 図 8 】

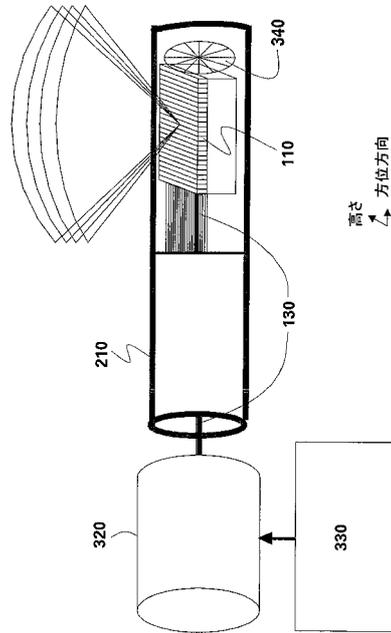


FIG.8

【 図 9 】

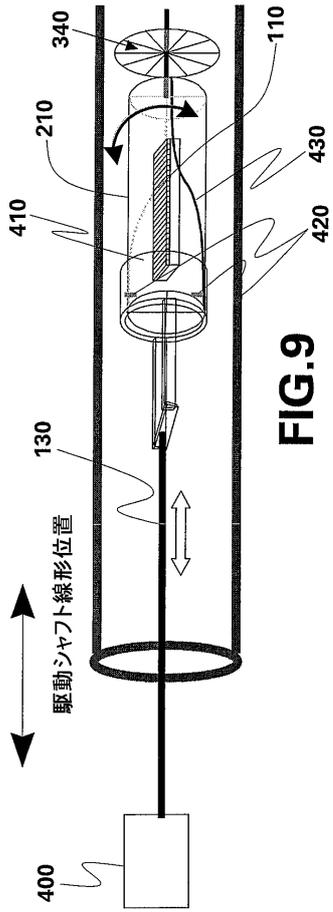


FIG. 9

【 図 10 】

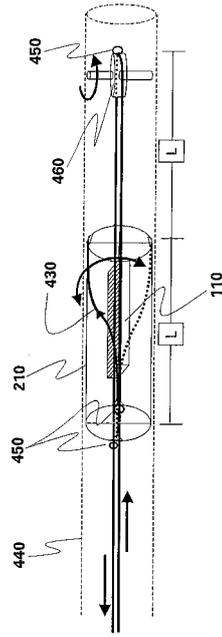


FIG. 10

【 図 11 】

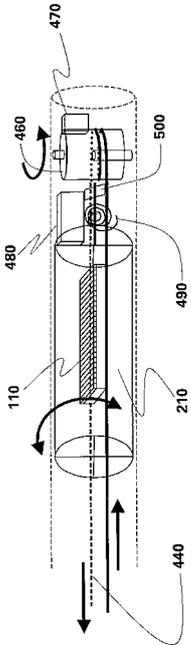


FIG. 11

【 図 12 】

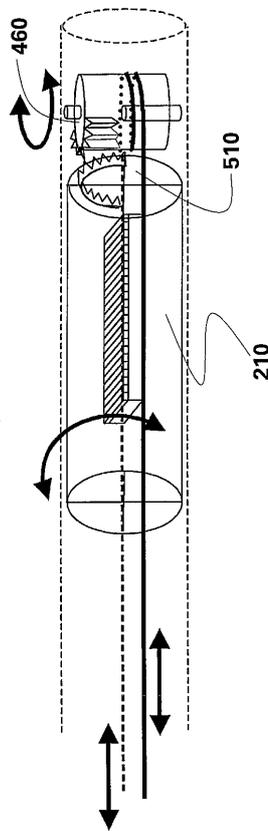


FIG. 12

【 図 1 3 】

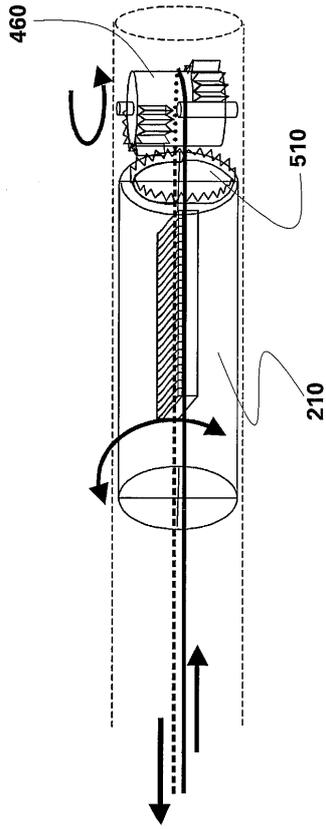


FIG. 13

【 図 1 4 】

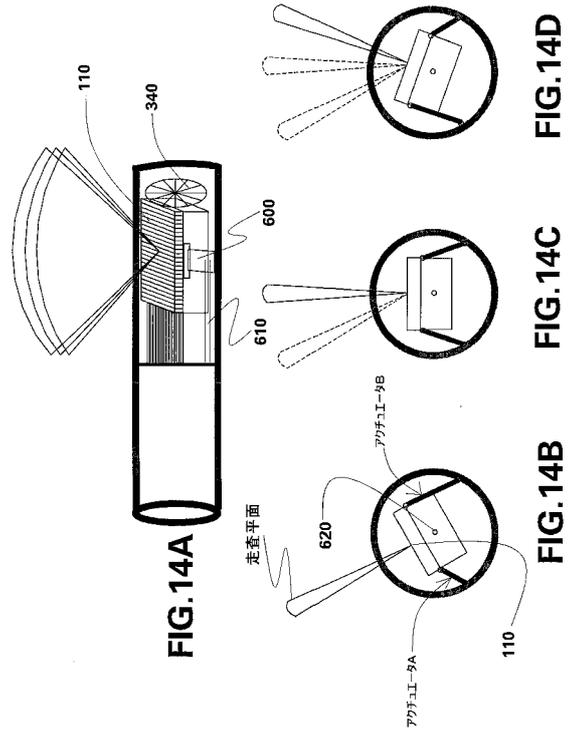


FIG. 14A

FIG. 14D

FIG. 14C

FIG. 14B

【 図 1 5 】

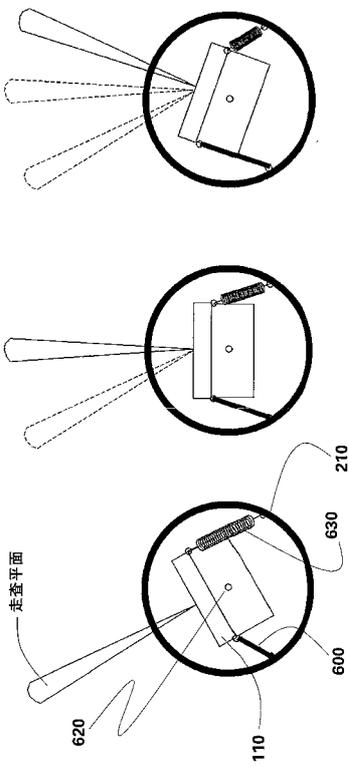


FIG. 15C

FIG. 15B

FIG. 15A

【 図 1 6 】

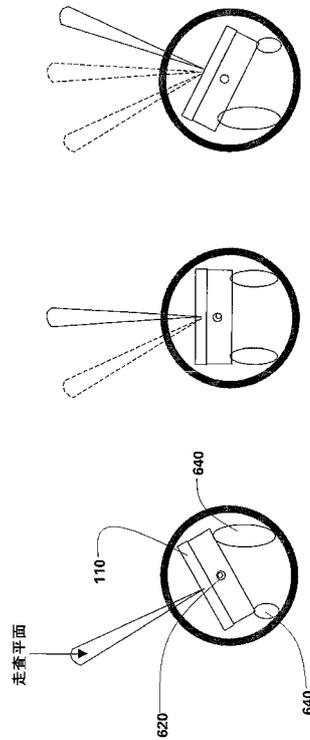


FIG. 16

---

フロントページの続き

- (72)発明者 ダグラス・グレン・ウィルデス  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、グレーテル・テラス、52番
- (72)発明者 アブダルラーマン・アブダラー・アル・カリディ  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、レイサム、マウンテイン・ビュー・テラス・ナンバー9、8番
- (72)発明者 ウェストン・ブレイン・グリフィン  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ギルダーランド、アパートメント・エフ、ブルックエッジ、11番

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平05-013408(JP,A)  
特開2003-024332(JP,A)  
特開平09-224941(JP,A)  
特開平11-004825(JP,A)  
特開平04-017843(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/12

专利名称(译)	用于体积超声的可旋转换能器阵列		
公开(公告)号	<a href="#">JP5073276B2</a>	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	JP2006324048	申请日	2006-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ウォレンリー ダグラスグレンウィルデス アブダラーマンアブダラーアルカリデイ ウェストンブレイングリフィン		
发明人	ウォレン・リー ダグラス・グレン・ウィルデス アブダラーマン・アブダラー・アル・カリデイ ウェストン・ブレイン・グリフィン		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4488 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD15 4C601/EE01 4C601/EE13 4C601/FE04 4C601/FF16 4C601/GA14 4C601/GA20 4C601/GA30 4C601/GA40 4C601/GB04 4C601/GD12		
代理人(译)	小仓 博		
优先权	11/289926 2005-11-30 US		
其他公开文献	JP2007152101A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于体积超声成像和导管引导程序的旋转传感器组件和方法。旋转换能器组件包括安装在驱动轴（130）上并可与驱动轴一起旋转的换能器阵列（110），耦合到换能器阵列的换能器阵列（110）和用于旋转换能器的驱动轴并且至少一个互连组件（150）耦合到换能器，用于在换能器和成像装置（18）之间传输信号。互连组件（150）被配置为由于换能器的旋转运动而减小换能器和运动控制装置上的相应扭矩负载。 .The

【 图 4 】

