

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-152101

(P2007-152101A)

(43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-324048 (P2006-324048)
 (22) 出願日 平成18年11月30日 (2006.11.30)
 (31) 優先権主張番号 11/289,926
 (32) 優先日 平成17年11月30日 (2005.11.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ボリューム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) 【要約】

【課題】 ボリューム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で使用するための回転式トランスデ
 ユーサ組立体及び方法を提供する。

【解決手段】 回転式トランスデューサ組立体は、駆動シャ
 フト(130)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(110)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
 (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(150)
)とを有する。相互接続組立体(150)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。

【選択図】 図2

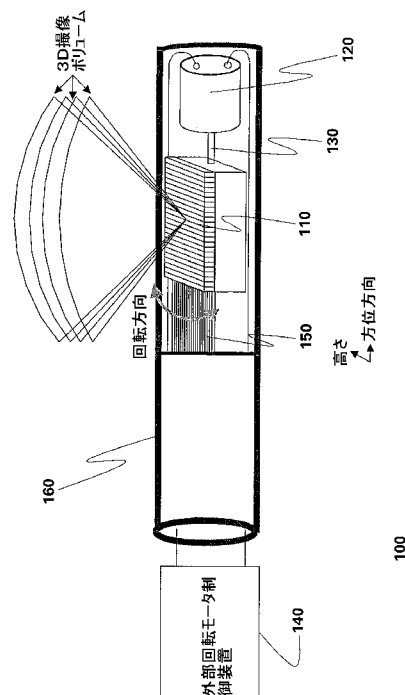


FIG.2

【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 (1 1 0) 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 (1 4 0) と、

トランスデューサとイメージング装置 (1 8) との間で信号を送送するために前記トランスデューサ・アレイ (1 1 0) に結合された少なくとも 1 つの相互接続組立体 (1 5 0) 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 (1 5 0) と、

10

を有す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 (1 1 0) は駆動シャフト (1 3 0) 上に装着されており、また前記トランスデューサ・アレイ (1 1 0) 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 (1 6 0) 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。

20

【請求項 4】

前記カテーテル・ハウジング (1 6 0) 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 (1 7 0) 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】

前記相互接続組立体 (1 5 0) 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 6】

前記相互接続組立体 (1 5 0) 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、請求項 5 記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

30

【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 6 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 5 記載の回転式トランスデューサ・アレイ組立体。

【請求項 9】

40

前記トランスデューサ・アレイ (1 1 0) は 1 次元 (1 D) 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。

【請求項 10】

ポリユーメトリック超音波イメージングを遂行する方法であって、

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・データを得る段階を含み、

前記イメージング用カテーテルは、トランスデューサ・アレイと、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送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であって、トランスデューサの回転運動

50

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と、を含んでおり、

当該方法は更に、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を含んでいること、を特徴とする方法。

【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リ्यू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、ピラミッド形のボリ्यू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次元ボリ्यू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/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ボリ्यू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。

10

20

30

40

50

【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送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。

10

【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送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。

20

【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。

【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。

30

【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次元ポリウ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次元ポリウ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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

30

【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、電氣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、アナログ又はディジタル・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。

40

【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

50

・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
10

【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応答して患者 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。

【0017】

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 100 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 100 は、トランスデューサ・アレイ 110 と、マイクロモータ 120（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 130、又はモータ制御装置 140 とトランスデューサ・アレイ 110 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 150 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 100 は更にカテーテル・ハウジング 160 を含み、該ハウジング 160 は、トランスデューサ・アレイ 110 と、マイクロモータ 120 と、相互接続手段と、駆動シャフト 130 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 110 は駆動シャフト 130 上に装着され、またトランスデューサ・アレイ 110 は駆動シャフト 130 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 110 の回転運動がモータ制御装置 140 及びマイクロモータ 120 によって制御される。モータ制御装置 140 及びマイクロモータ 120 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 100 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 120 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 150 は、例えば、トランスデューサ・アレイ 110 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 110 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 150 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
30
40
50

でより詳しく説明する。カテーテル・ハウジング 160 は、内部イメージング用に及び関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 170 を含む。流体充填音響窓 170 は、回転式トランスデューサ・アレイから関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 160 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。

10

【0018】

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 $1 \text{ mm} \sim$ 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。

20

【0019】

次に図 3 について説明すると、図 1 のカテーテル組立体 14 の内部を例示していて、トランスデューサ 110 及び相互接続手段 150 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 110 は、 0.110 mm の方位方向ピッチ及び 2.5 mm の高さ (elevation) 及び 6.5 MHz 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 2.8 mm 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 $\pm$ 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。

30

40

【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

50

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。

【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（一信号当り１つの同軸ケーブル）10）、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バ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20１９０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、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30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、或いは、導体をインピーダンス及び漏話の制御のために同軸導体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50

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。

【 0 0 2 3 】

次に、図 9 ~ 図 1 3 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 1 2 0 及びモータ制御装置 1 4 0 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。

【 0 0 2 4 】

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 4 0 0 10 を含む。アクチュエータ 4 0 0 は、カテータ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 4 0 0 は駆動シャフト 1 3 0 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 4 1 0 が、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 を囲むトランスデューサ円筒体 2 1 0 に対して摺動可能に設けられる。スリーブ 4 1 0 は、螺旋状の案内軌道 4 3 0 に係合する小さなピン 4 2 0 を含んでいる。動作について説明すると、スリーブ 4 1 0 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 4 3 0 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 1 1 0 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、3 D ピラミッド形のボリュームを取得 20 20 させることができる。螺旋状の案内軌道 4 3 0 に係合する線運動部品は部分的にカテータルの軸に沿って 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 3 4 0 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。

【 0 0 2 5 】

次に図 1 0 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、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 を回転させるためのケーブル 4 4 0 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 4 4 0 は、螺旋状の案内軌道 4 3 0 に係合するようにケーブル 4 4 0 の長さに沿って配置された複数のビード 4 5 0 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 4 5 30 0 が螺旋状の案内軌道 4 3 0 に係合して円筒体 2 1 0 の長さに沿って進行して駆動プーリー 4 6 0 で終端するとき、円筒体 2 1 0 は 9 0 度回転する。4 分の 1 回転後、別のビード 4 5 0 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 9 0 度回転させる。従って、トランスデューサ・アレイ 1 1 0 を収容した円筒体 2 1 0 は全部で 9 0 度、すなわち、 ± 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 2 1 0 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 40 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 ± 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。

【 0 0 2 6 】

図 1 1 ~ 図 1 3 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 1 1 では、ケーブル 4 4 0 が駆動プーリー 4 6 0 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 4 6 0 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 4 6 0 には、延長部又はフラッパ 4 7 0 が取り付けら 50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【００３１】

50

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（１．５Ｍ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。

10

20

【００３２】

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。

30

【図面の簡単な説明】

【００３３】

【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。

40

【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１０】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１１】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

50

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。 10

【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

20

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

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

30

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

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

40

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

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

50

6 3 0 バネ
6 4 0 袋体

【図 1】

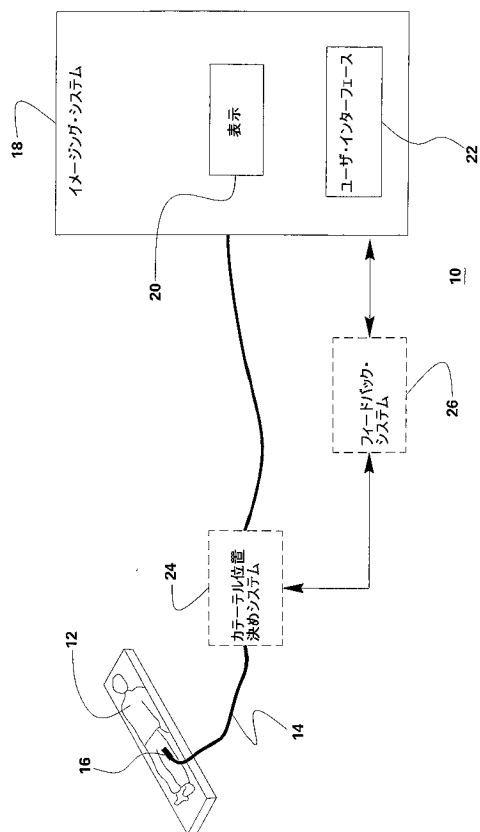


FIG.1

【図 2】

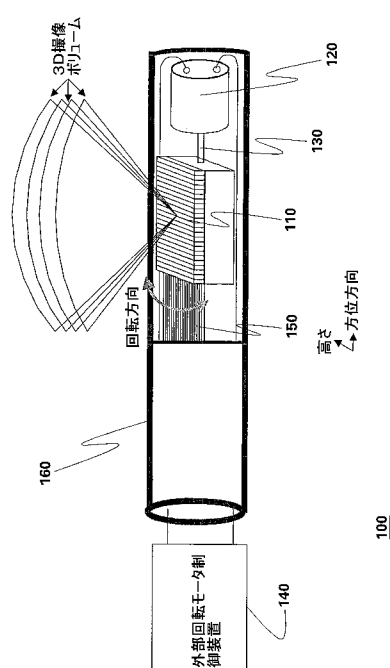


FIG.2

【図 3】

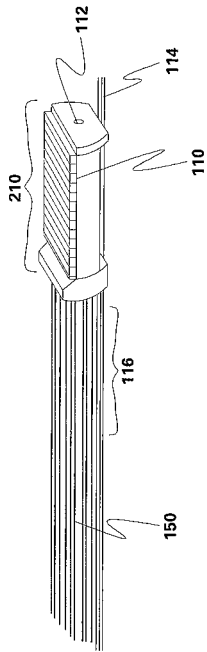


FIG.3

【図 4】

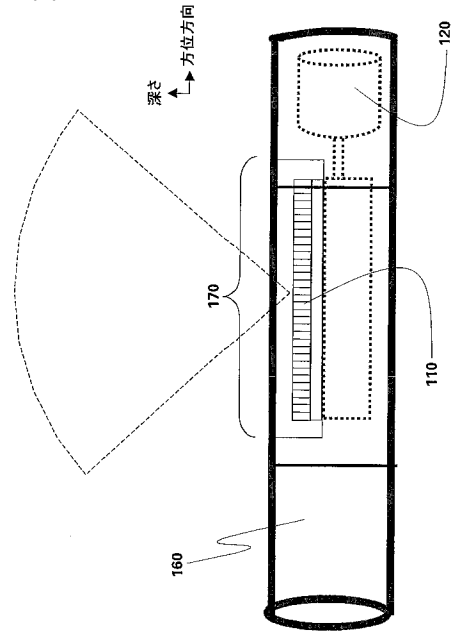


FIG.4

【図 5】

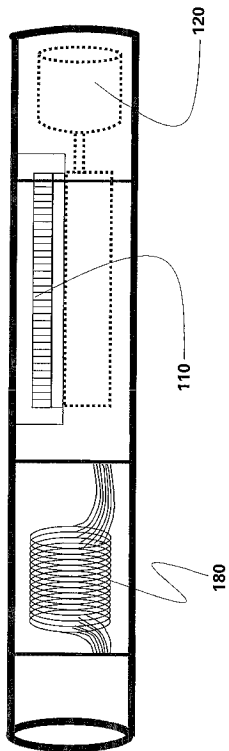


FIG.5

【図 6】

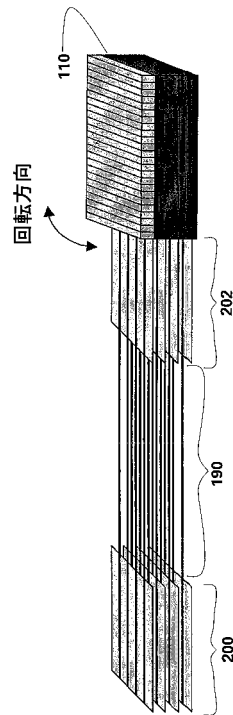


FIG.6

【図 7】

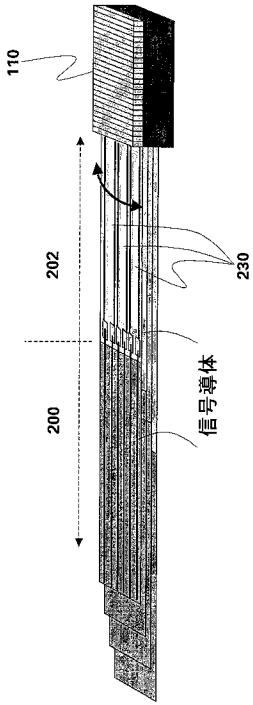


FIG.7

【図 8】

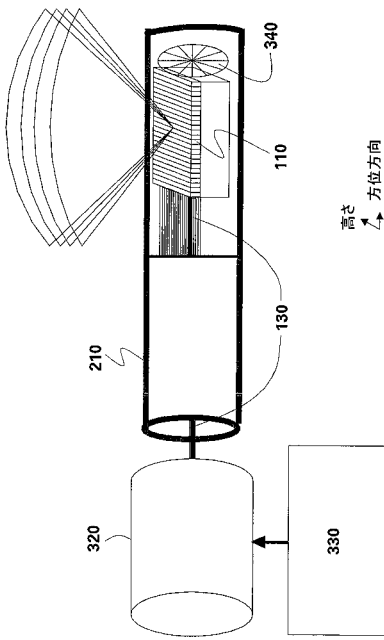


FIG.8

【図 9】

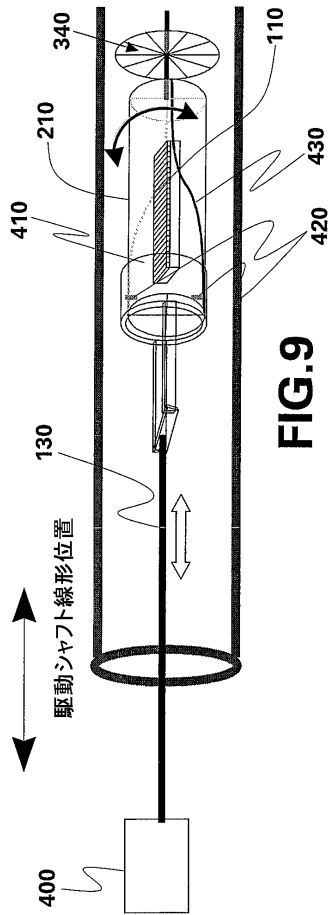


FIG.9

【図 10】

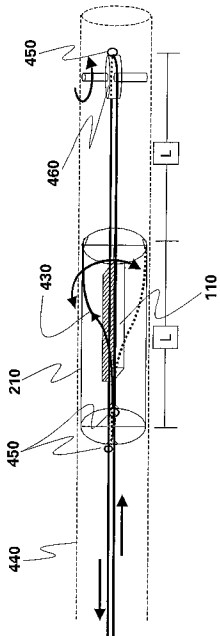


FIG.10

【図 1 1】

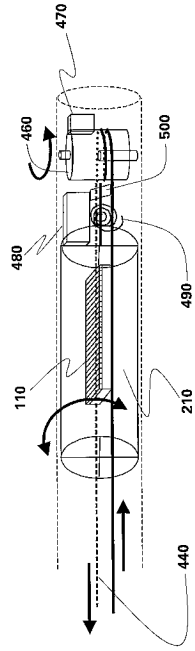


FIG.11

【図 1 2】

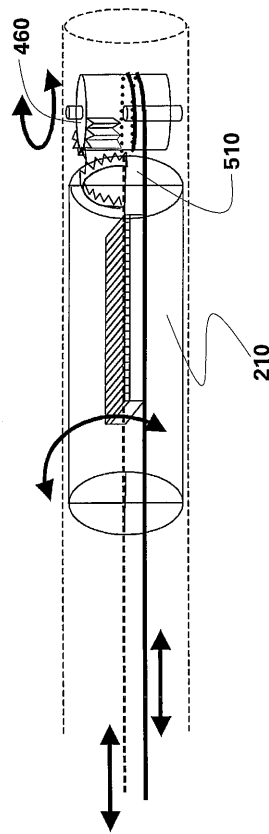


FIG.12

【図 1 3】

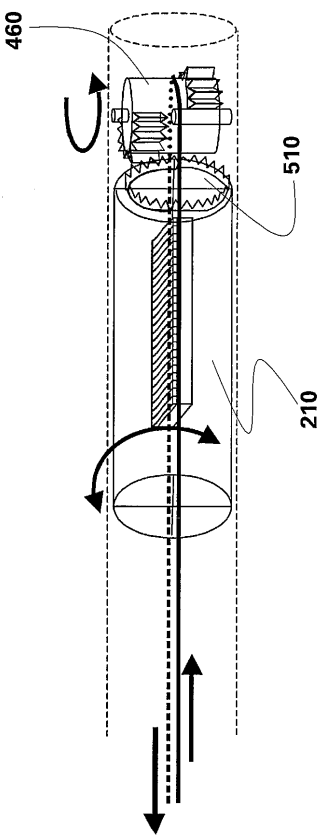
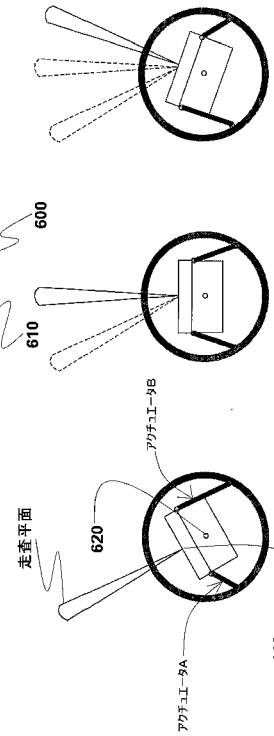
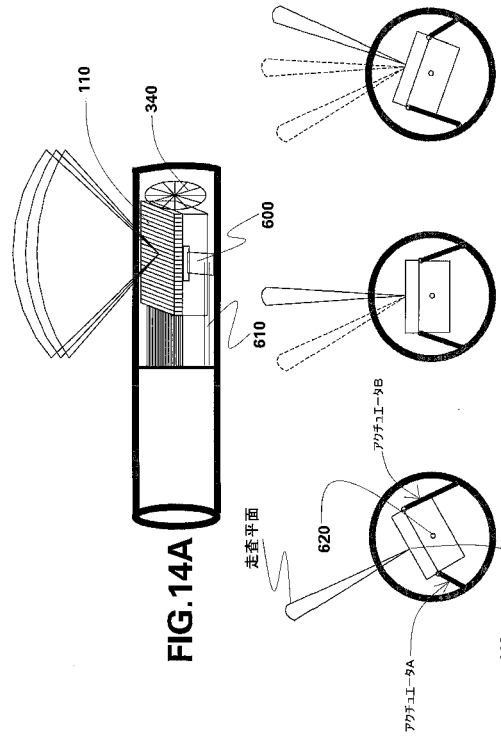


FIG.13

【図 1 4】



【図 15】

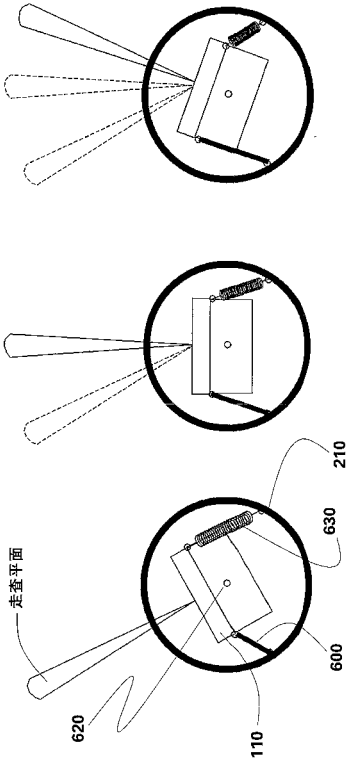


FIG.15C

FIG.15B

FIG.15A

【図 16】

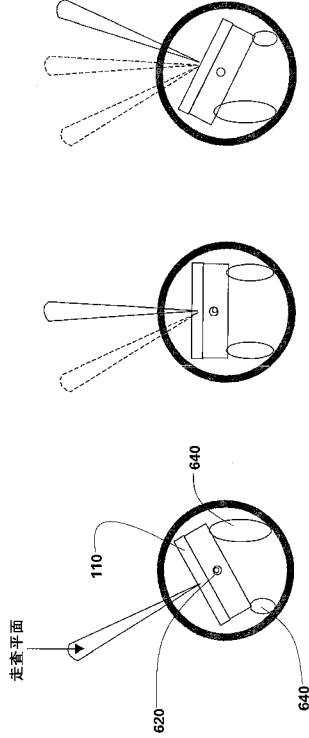


FIG.16

フロントページの続き

- (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、2 1 1 2 番
- (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、5 2 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、マウンティン・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、1
1 番
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB24 DD15 EE01 EE13 FE04 FF16 GA14 GA20
GA30 GA40 GB04 GD12

【外国語明細書】

2007152101000001.pdf

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	JP2007152101A	公开(公告)日	2007-06-21
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		
[标]发明人	ウォレンリー ダグラスグレンウィルデス アブダルラーマンアブダラーアルカリディ 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 アブダルラーマン・アブダラー・アル・カリディ 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)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/289926 2005-11-30 US		
其他公开文献	JP5073276B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可旋转的换能器组件和用于体积超声成像和导管引入的过程的方法。解决方案：可旋转换能器组件包括安装在驱动轴130上的换能器阵列110，其可与驱动轴一起旋转，运动控制装置140连接到换能器阵列和驱动轴以旋转换能器，并且至少一个互连组件150连接到换能器，用于在换能器和成像装置18之间传输信号。互连组件150构造造成减小从换能器的旋转施加到换能器和运动控制装置的扭矩负载。 Z

