

(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2007-167650

(P2007-167650A)

(43) 公開日 平成19年7月5日(2007.7.5)

(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 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-340891 (P2006-340891)
 (22) 出願日 平成18年12月19日 (2006.12.19)
 (31) 優先権主張番号 11/314,338
 (32) 優先日 平成17年12月20日 (2005.12.20)
 (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

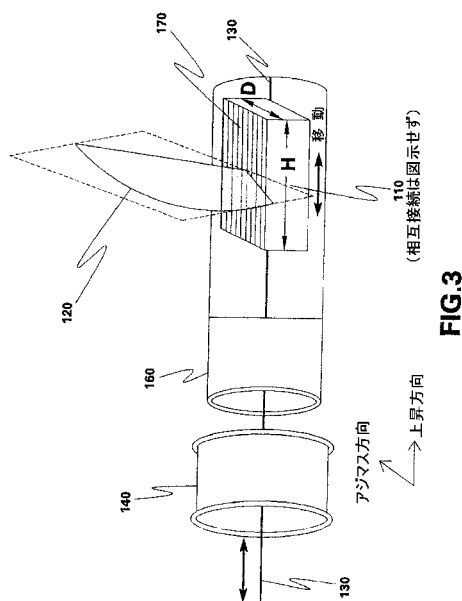
(54) 【発明の名称】 ポリユメトリック超音波向けの撮像カテーテル及び方法

(57) 【要約】

【課題】 解剖学的管路に沿った3Dポリユメトリック心内撮像及び介入手技に対する改良（特に、空間的制約に対する改良）を提供する。

【解決手段】 ポリユメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下手技で使用するための撮像カテーテル・アセンブリは、所与の撮像面において画像データを収集するためのトランスジューサアレイ（110）と、3次元（3D）ボリュームを撮像するために撮像面方向と垂直な方向にトランスジューサアレイを並進させるようにトランスジューサアレイに結合させた運動制御装置（140）と、を備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ポリュメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下手技で使用するための撮像カテーテル・アセンブリであって、

所与の撮像面において画像データ(120)を収集するために使用するトランスジューサアレイ(110)と、

3次元(3D)ポリュームを撮像するために前記撮像面の方向と垂直な方向に沿って前記トランスジューサアレイを並進させるように該トランスジューサアレイに結合させた運動制御装置(140)と、

を備えるアセンブリ。

10

【請求項 2】

前記トランスジューサアレイ(110)は直線状の1次元(1D)トランスジューサアレイを含む、請求項1に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

【請求項 3】

前記運動制御装置(140)は複数の位置において前記トランスジューサアレイを並進させるように構成されており、かつ該トランスジューサアレイは3Dポリュームに沿って複数の撮像面(120)を収集している、請求項1に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

【請求項 4】

前記複数の撮像面はポリュメトリック画像データを取得するために合成される、請求項3に記載の撮像カテーテル。

20

【請求項 5】

前記運動制御装置は、

アクチュエータ(140)と、

前記アクチュエータ及びトランスジューサアレイに結合された運動ガイド(130)と、を備えており、

該アクチュエータ及び運動ガイドが協働して前記トランスジューサアレイを並進させている、請求項3に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

【請求項 6】

前記トランスジューサアレイはカテーテルの軸に沿って離隔させた少なくとも2つのトランスジューサアレイ(112、114)を備えており、該トランスジューサアレイの各々は該カテーテル軸の一部に沿って並進されており、かつ各トランスジューサは該軸のそれぞれの部分に沿って3Dポリュームの画像データを収集している、請求項1に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

30

【請求項 7】

前記トランスジューサアレイはカテーテルの軸と垂直にトランスジューサ素子を配列させて有する円筒状トランスジューサアレイ(220)を備えている、請求項1に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

【請求項 8】

前記円筒状トランスジューサ(220)は、全円筒状、部分円筒状または湾曲状トランスジューサアレイのうちの少なくとも1つを備えている、請求項7に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

40

【請求項 9】

前記トランスジューサはカテーテルの長軸と垂直な方向に配列させたトランスジューサ素子を備えている、請求項1に記載の撮像カテーテル・アセンブリ。

【請求項 10】

ポリュメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下手技を実施するための方法であって、

所与の撮像面において画像データを収集するために使用されるトランスジューサアレイ(110)と、

50

3次元(3D)ボリュームを撮像するために前記撮像面の方向と垂直な方向に沿って前記トランスジューサアレイを並進させるように該トランスジューサアレイに結合させた運動制御装置(140)と、
を備えた撮像カテーテルを用いて3次元(3D)ボリュームに対する画像データ(120)を取得する工程を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は全般的には撮像カテーテルに関し、またさらに詳細には、心臓介入手技などポリュメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下処置で使用するためのトランスジューサアレイ・アセンブリに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波撮像では、空間分解能が画質に関する重要な要素の1つである。カテーテル装着型トランスジューサによる撮像(心内式心エコー撮像法すなわちICE)などの空間的制約が厳しい用途では、主として2つの制限によって3次元(RT3D)ポリュメトリック画像(一般に、ボリュームと呼ばれる)のリアルタイムで高品質な収集が妨げられる。その第1の制限は、カテーテルの限られたサイズ域内に物理的に収容可能な信号導体の数に由来するものである。この制限は、RT3Dボリュームを形成するように2次元での電子走査が可能な2次元アレイに関して特に厳しいものである。その理由は、2次元アレイでは典型的にはM×N個の接続(ここで、MとNはそれぞれアレイ内にあるトランスジューサ素子の横列数と縦列数)が必要となるためである。第2の制限は、音響開口にとって利用可能な物理的サイズが小さいことに由来する。この空間範囲に収容されたトランスジューサは典型的には、距離と共に急激に発散する超音波ビームを発生させており、このため空間分解能が悪くなる。一方、分解能が悪いと重要な解剖学的及び生理学的目標物を特定しようとする臨床医の能力が阻害される。

20

【0003】

リアルタイムで3次元ボリュームを収集するという課題は2次元アレイ・トランスジューサの出現によって対処できたが、上で検討したように十分な視野域と分解能を備えた画像を作成することは困難である。1次元(1D)トランスジューサアレイの機械的な走査が現在登場してはいるが、空間的制約が厳しくないようかなり大型の腹部探触子にしか利用されていない。

30

【0004】

3次元(3D)ボリュームの収集が可能なカテーテルがあれば心臓介入手技などの臨床応用は恩恵を受けることになる。例えば心房細動に対するアブレーションなどの心臓介入手技は、心臓の解剖構造をリアルタイムで視覚化する効率のよい方法がないために煩雑である。心内心エコー撮像法(ICE)は介入型デバイス並びに心臓の解剖構造をリアルタイムで視覚化できる潜在的方法として目下注目を集めている。臨床超音波B走査撮像で使用される目下のところ市場で入手可能なカテーテルベースの心内探触子はB走査画像の単一平面性(monoplanar)の性質に関連した制限を有している。これらの制限はRT3D撮像で克服することができる。カテーテル全体を回転させることによって既存の1Dカテーテル・トランスジューサを用いて3D ICE画像が作成されるが、得られる画像はリアルタイムではない。利用可能な別のRT3D ICEカテーテルは2次元(2D)アレイ・トランスジューサを使用して、角錐形状のボリューム全体にわたって超音波ビームをステアリング及び集束させている。しかし素子サイズが小さいことに由来する低感度並びにシステムのコスト及び複雑性の増大など、2Dアレイであることに伴って多くの問題が存在する。

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

目下のところ、対象の解剖学的管路（例えば、脈管構造その他のキャビティ）に沿って有用な3Dボリュームを得るためには、例えばカテーテルの長軸の方向を向いた複数の素子を有する1Dアレイを包含したカテーテルが関心領域内に挿入され、所望の解剖学的管路に沿った画像データを得るためにこれを手動で回転させている。これによって1Dアレイによって作成された単一面画像を回転させ角錐3D画像ボリュームが収集される。こうしたカテーテルを図1に表している。図1に示すように、トランスジューサ11はカテーテルの長軸の方向を向いた複数のトランスジューサ素子13を含む。こうした回転方法の利用では、解剖学的管路を通る移動を容易にするために手動の制御及びユーザの介入が必要となる。

【0006】

10

したがって、心内介入手技がより一般的に利用されるに連れて、上述した問題を克服する必要性が生じている。さらに、解剖学的管路に沿った3Dボリュメトリック心内撮像及び介入手技（特に、空間的制約がある場合）に対する改良を可能にすることが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の態様では、ボリュメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下手技で使用するための撮像カテーテル・アセンブリを提供する。本撮像カテーテル・アセンブリは、所与の撮像面において画像データを収集するためのトランスジューサアレイと、該トランスジューサアレイに結合させた3Dボリュームを撮像するために撮像面方向と垂直な方向にトランスジューサアレイを並進させるための運動制御装置と、を備える。

20

【0008】

本発明の第2の態様では、ボリュメトリック撮像及びカテーテルガイド下手技のための方法を提供する。本方法は、撮像カテーテルを用いて3Dボリュームの画像データを取得する工程を含む。本撮像カテーテル・アセンブリは、所与の撮像面において画像データを収集するためのトランスジューサアレイと、該トランスジューサアレイに結合させた3Dボリュームを撮像するために撮像面と垂直な方向にトランスジューサアレイを並進させるための運動制御装置と、を備える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

30

本発明に関するこれらの特徴、態様及び利点、並びにその他の特徴、態様及び利点については、同じ参照符号が図面全体を通じて同じ部分を表している添付の図面を参照しながら以下の詳細な説明を読むことによってより理解が深まるであろう。

【0010】

本技法の例示的態様によるカテーテル・アセンブリについてこれ以降で詳細に記載して提示することにする。カテーテル・アセンブリによって収集した画像データに基づいて、解剖学領域の3次元ボリュームを画像化し、該解剖学領域内の治療に関する診断情報及び/または必要性を得ることができる。

【0011】

40

本発明の態様によれば、上述の制限は、所与の撮像面において画像データを収集するトランスジューサアレイを用いることによって克服されており、また3Dボリュームを撮像するために撮像面と垂直な方向にこのトランスジューサアレイを機械的に並進させるか、あるいはアレイ内のトランスジューサの有効部分を電子的に並進させている。トランスジューサアレイの素子はカテーテルの長軸と垂直にセクター画像を収集するために電子的に位相調整を受けており、また2次元画像を集合させて3次元ボリュームを収集するために該アレイはカテーテル軸に沿って並進させている。したがって、感度やシステムのコスト及び複雑性など2Dアレイに関連する問題がこの方法を用いることによって回避される。1Dアレイ以外のトランスジューサアレイを用いることもあるが、この場合は複雑性及び空間的制約が加わることになることを理解されたい。

【0012】

50

図2は、本技法の態様による1つまたは複数の関心領域に対する撮像及び治療の提供で使用するための例示的なシステム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から画像データを収集するように構成されることがある。本明細書で使用する場合の「カテーテル」は、従来のカテーテル、トランスジューサ、探触子または撮像に適応させかつ治療の施術に適応させたデバイスを含ませるように広義に用いている。さらに、本明細書で使用する場合の「撮像(imaging)」は、2次元撮像、3次元撮像(また好ましくは、リアルタイム3次元撮像)を含ませるように広義に用いている。参照番号16は、患者12の脈管の内部に配置したカテーテル14の一部を表している。

【0013】

本技法の態様では、撮像中の患者12の解剖学領域内部にある1つまたは複数の関心領域における治療の必要性の評価を容易にするために該解剖学領域を撮像するようにカテーテル14が構成されることがある。さらに、カテーテル14は、そのカテーテル内に伝達ポート(図示せず)または治療デバイス(図示せず)を含むことなど特定された1つまたは複数の関心領域に対して治療を伝達するように構成されることもある。本明細書で使用する場合の「治療」とは、アブレーション、経皮的エタノール注入(PEI)、寒冷療法、及びレーザー誘導式温熱療法を意味する。さらに「治療」には、例えば遺伝子治療を伝達するための針などのツールの伝達を含むこともある。さらに、本明細書で使用する場合の「伝達(delivering)」は、1つまたは複数の関心領域に治療を伝えることや治療を1つまたは複数の関心領域の方向に導くことなど1つまたは複数の関心領域に対して治療を提供するための様々な手段を含むことがある。ある種の実施形態では、RFアブレーションなどの治療の伝達には治療を要する1つまたは複数の関心領域との物理的な接触を必要とすることがあることが理解されよう。しかしある種の別の実施形態では、高強度の集束性超音波(HIFU)エネルギーなどの治療の伝達に、治療を要する1つまたは複数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。

【0014】

システム10はさらに、カテーテル14と動作連係すると共に1つまたは複数の関心領域を撮像するように構成させた医用撮像システム18を含むことがある。撮像システム10はさらに、カテーテルまたは別の治療デバイス(図示せず)によって伝達された治療に関するフィードバックを提供するように構成させることがある。さらに、医用撮像システム18は患者12の解剖学領域を表す画像データをカテーテル14を介して収集するように構成させることがある。

【0015】

図2に示したように、撮像システム18は、表示エリア20及びユーザインタフェース・エリア22を含むことがある。しかしタッチスクリーンの場合などある種の実施形態では、その表示エリア20とユーザインタフェース・エリア22が重複することがある。さらに幾つかの実施形態では、表示エリア20とユーザインタフェース・エリア22が共通エリアを含むことがある。本技法の態様では、医用撮像システム18の表示エリア20は、カテーテル14を介して収集した画像データに基づいて医用撮像システム18が作成した画像を表示するように構成させることがある。さらに、表示エリア20はユーザがユーザ規定による治療または手術経路を規定し視覚化するのを支援するように構成させることがある。表示エリア20は3次元表示エリアを含むことがあることに留意すべきである。一実施形態では、その3次元表示は、3次元形状を特定しかつ視覚化するのを支援するように構成させることがある。

【0016】

さらに、医用撮像システム18のユーザインタフェース・エリア22は、表示エリア20上に表示した解剖学領域の画像を用いてユーザが治療(例えば)を伝達する1つまたは複数の関心領域を特定するのを支援するように構成させたヒューマンインタフェース・デバイス(図示せず)を含むことがある。このヒューマンインタフェース・デバイスは、表示エリア20上に表示させる1つまたは複数の関心領域のユーザによる特定を容易にする

10

20

30

40

50

ように構成させたマウスタイプのデバイス、トラックボール、ジョイスティック、針 (stylus)、またはタッチスクリーンを含むことがある。

【0017】

これ以降で例証する例示的实施形態は超音波システムのコンテキストで記載しているが、カテーテルガイド下の撮像用途 (特に、スペースが限られる用途) では光学撮像システム (ただし、これに限らない) など別の医用撮像システムも企図されることに留意されたい。

【0018】

図2に示したように、システム10は、ユーザからの入力にตอบสนองして患者12内部でカテーテル14を位置決めし直すように構成させた任意選択のカテーテル位置決めシステム24を含むことがある。さらにシステム10は、カテーテル位置決めシステム24及び医用撮像システム18と動作連係する任意選択フィードバック・システム26も含むことがある。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と医用撮像システム18の間の連絡を容易にするように構成させることがある。

【0019】

図3を参照すると、図2の撮像システムで使用するためのカテーテル・アセンブリ14の一実施形態を表している。図示したように、カテーテル・アセンブリ14はトランスジューサアレイ110、運動ガイド130及びアクチュエータ140を備える。アセンブリ14はさらに、トランスジューサアレイ110及び運動ガイド130を囲繞するためのカテーテル・ハウジング160を含む。アクチュエータ140をカテーテル・ハウジング160の外部にあるように図示しているが、代替的な一実施形態では、アクチュエータ140をカテーテル・ハウジングの内部とすることがある。本発明の実施形態に適用可能な小型化構成においてアクチュエータと運動制御装置が利用可能となることを理解されたい。さらにカテーテル・ハウジング160は、図2に示したトランスジューサアレイ110と撮像システムに結合させてトランスジューサと撮像システムの間での信号の送受信に利用するためのケーブルやその他の接続 (図示せず) も囲繞している。一実施形態では、トランスジューサアレイ110は、アジマス方向 (カテーテルの長軸と垂直な方向) に配列させた複数の素子170を有する高周波数 (例えば、約7MHz~約40MHz) の1Dアレイ・トランスジューサである。本明細書に記載したカテーテル160の構成及び用途では、こうしたカテーテルの利用に比較的小型のサイズ (例えば、カテーテル直径が約1~約4mm) が必要となる。したがって、開口サイズも比較的小さくなり、このため超音波ビームの急激な発散が生じる。トランスジューサアレイ110の実施形態において、トランスジューサ素子170はカテーテル軸と垂直な方向に配列させている。これらの素子の全体幅Dはカテーテル直径の大部分に及んでおり、これにより得られるビームの分解能が最大となる。さらに、このトランスジューサは、開口サイズが小さいことに由来する分解能の損失を補償するために高周波数で動作させることがある。図3に示すように、トランスジューサ素子170はカテーテルの短軸方向 (アジマス方向で示す)、すなわちカテーテル160の直径方向に沿って配列させている。実施形態では、トランスジューサ素子170の高さHを大きくするとトランスジューサアレイの感度及び遠距離場分解能が高くなる効果がある。このトランスジューサ自身は、PZT、マイクロマシン加工超音波トランスジューサ (MUT)、あるいはポリフッ化ビニリデン (PVDF) (ただし、これらに限らない) など多種多様な材料から製作されることがある。図示した実施形態は、カテーテルベースのトランスジューサのコンテキストで記載しているが、経食道トランスジューサや経胸腔的トランスジューサなどの別のタイプのトランスジューサも企図されることに留意すべきである。超音波ビームはアジマス方向 (カテーテル長軸と垂直な方向) に電子的にステアリングを受け、単一面のB走査画像120が生成される。トランスジューサアレイ110は運動ガイド130に取り付けられており、またアクチュエータ140は、運動ガイド及びトランスジューサを上昇方向 (撮像面と垂直でかつカテーテルの長軸と平行な方向) に移動させるように構成させている。撮像面120はB走査からの例示的な2D画像として図示している。カテーテルはさらに、トランスジューサアレイ110からの音

10

20

30

40

50

響エネルギーの関心対象の領域または媒体への結合を可能とさせるために流体を満たした音響ウィンドウ（図示せず）を含む。

【0020】

さらに図3を参照すると動作において、カテーテル・アセンブリは所与の撮像面（例えば、アジマス方向）において画像データを収集する1次元トランスジューサアレイ110を備えており、次いでこのトランスジューサアレイ110は3Dボリュームを撮像するために運動ガイド130に沿って撮像面と垂直な方向（カテーテルの長軸に対応する上昇方向）に並進させる。この実施形態では、上昇方向で運動ガイド130と連係させてトランスジューサアレイ110をアクチュエータ140によって機械的に移動させており、これによりB走査120が各上昇方向位置で収集される。B走査120は3Dボリュームを形成するように集合させる。

10

【0021】

ここで図4を参照すると、トランスジューサアレイの代替的な一実施形態を表している。この実施形態では、トランスジューサアレイは距離dだけ互いに離隔させた運動ガイド130に対して固定の複数の1Dアレイ（112、114）を備えており、これにより3Dボリュームの収集に要する直線運動の量を少なくさせると共に、走査速度の増大を可能にしている。一実施形態では、複数のアレイに関連する撮像走査シーケンスは先ず撮像面122を収集するようにアレイ114を起動させることを含むことがある。次いで撮像面124を収集するようにアレイ112を起動させる。運動ガイド130をある量だけ移動させると共に、これらの撮像面によって連続ボリュームが形成されるまで運動ガイド130に沿った複数の位置でシーケンスを反復する。別の実施形態では、アレイ112及び114を同時に起動させており、このため所与のボリュームサイズに対する収集速度が向上する。

20

【0022】

図5を参照すると、トランスジューサアレイの代替的な一実施形態を表している。この実施形態のトランスジューサアレイは、アジマス方向で円形平面画像を形成するように電子走査を受ける単一円筒状アレイ200を備えている。図3を参照して記載した動作と同様に、円筒状アレイ200は運動ガイド130に沿って上昇方向に移動させる。各上昇方向位置において、円形画像220が作成され、このため円筒状ボリューム270が収集される。

30

【0023】

図6は、3D円筒状ボリュームの収集に要する直線運動の量を低減させるために複数のアレイを有する運動ガイド130に対して固定でありかつ図4を参照しながら記載したように動作可能な複数の円筒状アレイ222及び224を用いたさらに別の代替的实施形態を表している。図5及び6に示した実施形態では、円筒状アレイは、全円筒状、部分円筒状または湾曲状のトランスジューサアレイを含むことがある。その動作は、図3及び4を参照しながら記載したのと同様となる。

【0024】

さらに別の実施形態では、ポリュメトリック超音波撮像及びカテーテルガイド下手技のための方法は、本明細書に記載したような、所与の撮像面において画像データを収集するためにその内部にトランスジューサアレイが使用されており、かつ3次元（3D）ボリュームを撮像するために撮像面方向と垂直な方向にこのトランスジューサアレイを並進させるためにこのトランスジューサアレイに結合させた運動制御装置が使用されているカテーテル・アセンブリの実施形態を使用することを含む。図3～6を参照しながら記載したトランスジューサアレイの実施形態を使用する動作の際に、上昇方向に沿って収集される3次元ボリュームの視野域すなわちサイズは、トランスジューサアレイ（複数のこともある）の並進量によって決定される。並進が大きいほど、収集されるボリュームがそれだけ大きくなる。ある種のケースでは、大きな視野域を維持しながら必要となる並進量を低減させることが望ましい。こうした状況では、上昇方向である距離だけ離隔させた複数のトランスジューサアレイを使用すると共に、これらのアレイを交代式シーケンスで電子的に起

40

50

動させ、これにより各並進位置において、画像が各アレイの上昇方向位置で収集される。達成される並進の低減は、使用するアレイの数に対応する。さらに別の実施形態では、複数のアレイを同時に起動させることがあり、これによれば所与のボリュームからデータを収集するのに要する時間が短縮される。さらに別の実施形態では、その撮像方法は、トランスジューサアレイの並進に対する電氣的制御を含む（これについては、図7を参照しながらより詳細に記載することにする）。

【0025】

運動制御システムには、アクチュエータの運動をトランスジューサアレイに伝達する役割をする直線状アクチュエータ140と運動ガイド130という2つの主たる構成要素がある。運動制御は電子式とすることや機械式とすることがある。運動ガイド130は可撓性であるがその長軸に関しては剛性の材料から製作されることがある。アクチュエータ140は、空間的制約環境内（すなわち、カテーテル・ハウジング160内）に配置し得る直線作動機構であり、あるいはその運動がガイドを通してアレイに伝達されるようにして空間的制約環境の外部に配置することもある。カテーテルなど極めて小さい医用デバイスの内部に組み入れて利用可能な作動機構の種類やパワーは限られるため、空間的制約環境の外部にアクチュエータ140を配置できることは重要である。

【0026】

図7を参照すると、カテーテル・アセンブリの代替的一実施形態は、電気ひずみまたはマイクロマシン加工超音波トランスジューサ（MUT）アレイとしたトランスジューサアレイを備えており、ここでトランスジューサアレイは所与の撮像面において画像データ120を収集するための起動可能領域300を有している。この実施形態では、運動制御装置はトランスジューサの作用領域を選択するバイアス制御用電子回路を備えている。したがって、電子走査した2次元画像を集合させることによって3次元データ組を収集することができる。別法として、運動制御装置は、各横列内のトランスジューサ作用領域の位置を制御するために使用されるバイアス制御用電子回路310の層を備えている。撮像面120を集合させることによって3Dボリュームが収集される。さらにこれらの実施形態では、そのトランスジューサは横列と縦列の形に配列させた素子からなる。横列の方向がカテーテル長軸にあたり、また縦列の方向がカテーテル軸と垂直方向となる。トランスジューサ素子の各横列は単一のシステムチャンネルに接続されている。バイアス制御用電子回路310からなる層は縦列の素子を起動するために使用され、これによりトランスジューサ作用領域の位置が制御される。この作用領域は、バイアス制御用電子回路を用いてカテーテル長軸に沿って電子的に並進させることがある。作用領域の各位置において、1つの撮像面が収集される。これらの撮像面を集合させることによって、1つの3Dボリュームが収集される。バイアス制御式の電気ひずみセラミックまたはMUTアレイを用いることによる電子走査によって、必要とするシステムのチャンネル数の制限にのみ関連する単純化を保持しながら可動部を必要とせずに3次元データの迅速な収集が可能となる。

【0027】

本発明の態様によれば、本明細書に記載した実施形態によって、空間的制約環境内部からの高空間分解能の3D超音波画像の作成を妨げている2つの主たる制限が克服される。第1の制限は、超音波ビームの急激な発散を生じさせるような開口サイズの小ささである。この制限はトランスジューサアレイを高周波数で動作させることによって補償することができる。さらに、トランスジューサアレイ及び対応するトランスジューサ素子の上昇方向は、トランスジューサアレイの感度及び上昇方向分解能が増大するように選択することができる。第2の制限は、カテーテル内部に物理的に収容可能な信号導体の本数である。カテーテルは、高分解能で高周波数の2Dアレイ・トランスジューサに対する十分な導体数を収容することができない。この制限は、本発明のトランスジューサアレイが2次元アレイではなく線形アレイである（したがって、必要とする接続は $N \times M$ 個ではなく M 個（ここで、 N はトランスジューサの縦列数また M は横列数）である）ことによって、本発明では回避されている。さらに実施形態では、信号チャンネルの数もカテーテルの短軸の方向を向いたトランスジューサ素子の数に対応して減少させることができる。1Dアレイに

10

20

30

40

50

よって単一面内で高品質画像が提供され、アレイ（すなわち、有効開口）の並進によって撮像面を移動させて3Dボリューム全体を掃引してこれを撮像する。

【0028】

本発明のある種の特徴についてのみ本明細書において図示し説明してきたが、当業者によって多くの修正や変更がなされるであろう。したがって、添付の特許請求の範囲は、本発明の真の精神の範囲に属するこうした修正や変更のすべてを包含させるように意図したものであることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】従来技術によるカテーテル・アセンブリの図である。

10

【図2】本技法の態様による例示的な超音波撮像／治療システムのブロック図である。

【図3】図2の撮像システムで使用するための単一の直線状トランスジューサアレイ・アセンブリを有するカテーテル・アセンブリの一実施形態の側面内部図である。

【図4】図2の撮像システムで使用するための複数のトランスジューサアレイ・アセンブリを有するカテーテル・アセンブリの別の実施形態の図である。

【図5】図2の撮像システムで使用するための円筒状トランスジューサアレイを有するカテーテル・アセンブリに関する別の実施形態及び対応する動作を表した側面内部図である。

【図6】複数の円筒状トランスジューサアレイ・アセンブリを有するカテーテル・アセンブリの別の実施形態の図である。

20

【図7】図2の撮像システムで使用するために電気ひずみセラミックまたはマイクロマシン加工超音波トランスジューサ（MUT）アレイを備えたトランスジューサアレイを有するカテーテル・アセンブリの別の実施形態の図である。

【符号の説明】

【0030】

- 10 撮像／治療システム
- 12 患者
- 14 撮像／治療カテーテル
- 16 撮像／治療カテーテルの患者内への挿入部分
- 18 医用撮像システム
- 20 ディスプレイ
- 22 ユーザインタフェース
- 24 カテーテル位置決めシステム
- 26 フィードバック・システム
- 100 カテーテル・アセンブリ
- 110 トランスジューサアレイ
- 120 走査面
- 122 走査面
- 124 走査面
- 130 運動ガイド
- 140 運動制御装置
- 160 カテーテル円筒
- 170 トランスジューサ素子
- 200 円筒状アレイ
- 220 円筒状走査面
- 270 ボリュメトリック走査面
- 300 起動可能領域

30

40

【 図 1 】

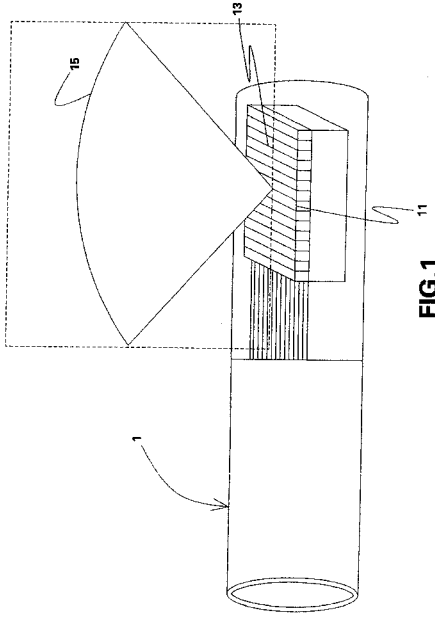


FIG.1
(撮像システム)

【 図 2 】

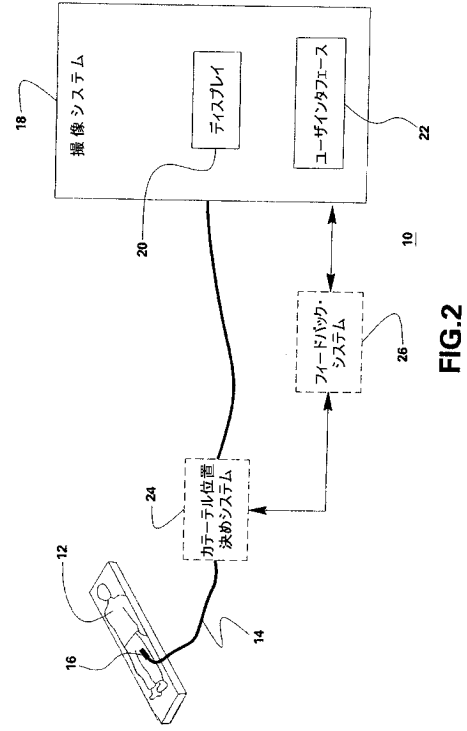


FIG.2

【 図 3 】

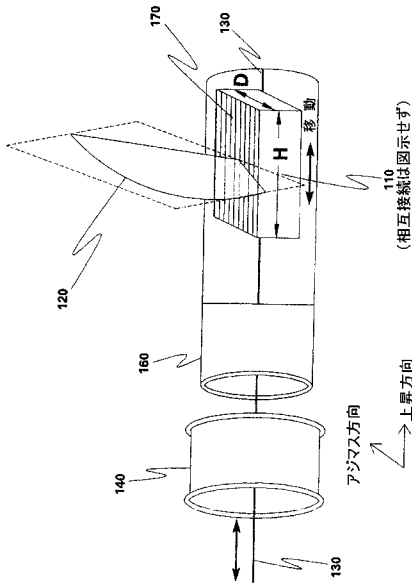


FIG.3

【 図 4 】

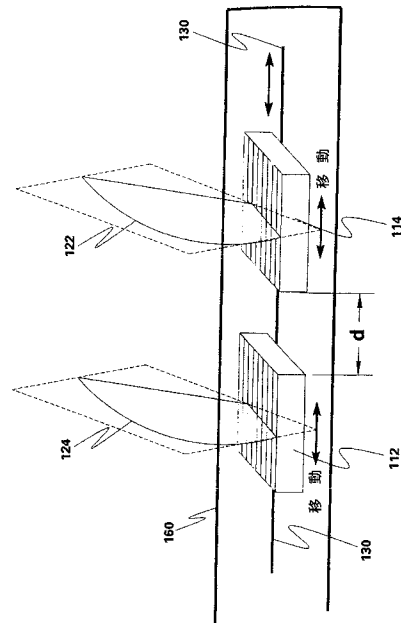


FIG.4

【 図 5 】

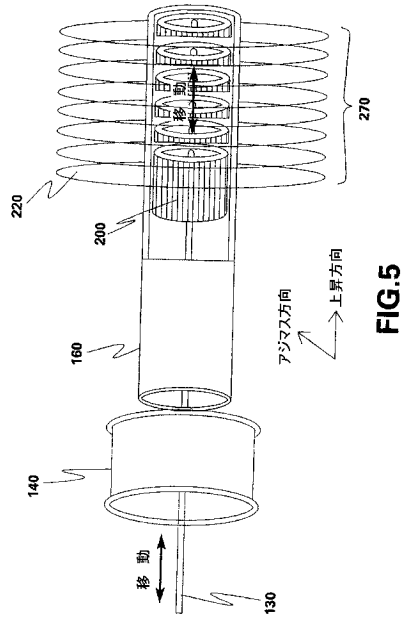


FIG.5

【 図 6 】

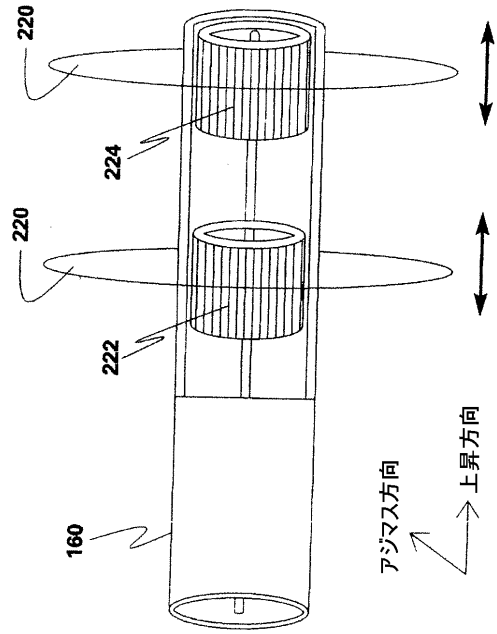


FIG.6

【 図 7 】

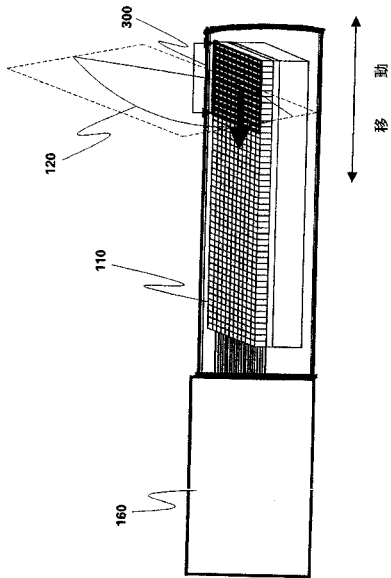


FIG.7

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、ニスカユナ、アンジェリーナ・ドライブ、2490番

(72)発明者 ケネス・ウェイン・リグビー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、レッド・メープル・レーン、4エイ番

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB13 BB16 DD14 DD15 EE09 EE11 FE01 FE04 GA11

GB05 GB06 JC20 JC25 KK21 LL03

【外国語明細書】

2007167650000001.pdf

