

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4679152号
(P4679152)

(45) 発行日 平成23年4月27日(2011.4.27)

(24) 登録日 平成23年2月10日(2011.2.10)

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

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-560338 (P2004-560338)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成15年11月25日(2003.11.25)		ボストン サイエントフィック サイム
(65) 公表番号	特表2006-509579 (P2006-509579A)		ド, インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成18年3月23日(2006.3.23)		BOSTON SCIENTIFIC S
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/037842		CIMED, INC.
(87) 国際公開番号	W02004/054450		アメリカ合衆国 55311-1566
(87) 国際公開日	平成16年7月1日(2004.7.1)		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
審査請求日	平成18年11月24日(2006.11.24)		シメッド プレイス (番地なし)
(31) 優先権主張番号	10/318,571	(74) 代理人	100078282
(32) 優先日	平成14年12月13日(2002.12.13)		弁理士 山本 秀策
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100062409
			弁理士 安村 高明
		(74) 代理人	100113413
			弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像変換器の局在化についての超音波測距

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像変換器位置特定システムであって、
第1共鳴モードおよび第2共鳴モードを有する超音波画像変換器と、
単一の駆動電気パルスを用いて該画像変換器を刺激する制御/処理回路であって、超音波画像信号および超音波位置決め信号を同時に送信するように該第1共鳴モードおよび該第2共鳴モードにおいて該画像変換器を動作させる制御/処理回路と
を備え、

該制御/処理回路は、該送信画像信号に基づいて画像データを生成し、該送信または受信された位置決め信号に基づいて該画像変換器の位置を決定する、システム。

10

【請求項 2】

プローブをさらに備え、前記画像変換器が該プローブ上に取り付けられている、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記プローブがカテーテルである、請求項2に記載のシステム。

【請求項 4】

前記画像変換器が回転可能である、請求項1~3のうちいずれか1項に記載のシステム

。

【請求項 5】

前記制御/処理回路が、前記送信された画像信号の反射した一部を処理することによ

20

て前記画像データを生成する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記制御 / 処理回路が、前記画像変換器と 1 つ以上の超音波参照変換器との間の前記位置決め信号の飛行時間によって規定される時間を計算することによって、該画像変換器と該 1 つ以上の超音波参照変換器との間の距離を計算することにより該画像変換器の位置を決定する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 7】

前記制御 / 処理回路が、三次元座標系内の前記画像変換器の位置を決定する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 8】

軸の周りで前記画像変換器を回転させるために、該画像変換器に機械的に結合された駆動ユニットをさらに備え、前記 1 つ以上のプロセッサが 360° 断面画像データを生成する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 9】

前記画像信号および位置決め信号が、超音波パルスを含む、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 10】

前記画像信号および位置決め信号が、それぞれ 9 MHz および 1 MHz である、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 11】

前記画像変換器が、円板型であり、前記第 1 共鳴モードが厚みモードであり、前記第 2 共鳴モードが半径方向モードである、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 12】

前記画像変換器が、前記第 1 共鳴モードにおいて動作する場合、第 1 等方性比を示し、前記第 2 共鳴モードにおいて動作する場合、該第 1 等方性比より大きい第 2 等方性比を示す、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【請求項 13】

前記第 2 等方性比が、0 よりも大きく 10 未満である、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記第 2 等方性比が、0 よりも大きく 6 以下である、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記制御 / 処理回路が、前記第 2 モードにおいて前記画像変換器を動作させることにより、前記位置決め信号を送信する、請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(発明の分野)

本発明は、一般的に医療画像化デバイスに関し、そしてより具体的には身体組織を超音波的に画像化するためのシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

診断および処置計画の目的で、画像化技術は、患者の身体の内部構造を可視化するための医療手順において一般に使用される。1 つの画像化技術において、遠位に回転可能な超音波変換器を有する画像化カテーテルが、患者の身体（例えば、血管）に挿入される。代表的に、超音波変換器は、カテーテル本体内で回転する駆動シャフトの遠位端に取り付けられる。この駆動シャフトは、代表的に、側方の可撓性を最大にする場合、遠位移動およびシャフトの近位端に適用される回転力の応答を最大にするための対の巻き付け (counter wound) バネコイルからなる。

【0003】

10

20

30

40

50

身体組織の内部画像を得るために、回転する超音波変換器は、超音波エネルギーのパルスを身体へ送信する。超音波エネルギーの一部は、身体の内構造に反射して、変換器へ戻る。変換器に衝突して反射した超音波エネルギー（反響）は、電気信号を生成し、身体の360°断面内部画像を形成するために使用される。この回転する超音波変換器は、長手方向に平行移動され得、その結果、複数の断面画像が、生成され得、そして後に身体組織の三次元内部画像に再構築され得る。

【0004】

しばしば、画像化カテーテルを局在化させることが望まれ、その結果、患者の身体の標的領域内に正確に導かれ得る。さらに、回転する画像変換器の画像化平面を局在化させることもまた望まれ、その結果、結果として生じる超音波画像は、超音波変換器の局在化された位置に基づいて標的領域の状況を適切に表示され得る。1つの誘導システムにおいて、画像化カテーテルのグラフィック表示は、身体組織（例えば、心腔）の三次元コンピューター生成表示で表示される。身体組織の三次元表示は、三次元座標系において身体組織の内部表面の形状をマッピングすることによって生成される。例えば、マッピングデバイスは、表面点を得るために身体組織における複数の点に接触して配置され得、次いでグラフィック表面は、マッピングされた表面点に適合され得る。あるいは、マッピングデバイスは、内部点を得るために身体腔内のまわりを移動され得、そしてグラフィック表面は、それが得られるにつれて、各内部点を含むようにリアルタイムで徐々に変形され得る。この場合、マッピングデバイスはまた、表面点を得るために身体組織と接触して配置され得、その結果、グラフィック変形プロセスが、さらに洗練され得る。

【0005】

少なくとも、画像化カテーテルの位置および方向、すなわち画像化平面の位置および方向は、画像変換器から既知の距離にカテーテル本体上に1つ以上の位置センサーを配置し、次いで三次元座標系内のこれらのセンサーの位置を追跡することによって決定される。この画像化平面の位置および方向は、センサーの決定された位置および/または方向から推定され得る。超音波に基づいた誘導システムの場合、（超音波変換器の形態の）複数の位置センサーは、画像化カテーテルの遠位端に沿って配置され、その結果、その角度方向が決定され得る。この型の誘導システムの例は、Cardiac Pathways Corporation（現在は、Boston Scientific Corp.の一部である）から商業的に開発されたRealtime Position ManagementTM（RPM）追跡システムである。このRPMシステムは、現在、心臓の構造を規定し、心臓の電氣的活性をマッピングし、そして患者の心臓内の処置部位に切除カテーテルを導いて、不整脈の処置に使用され得る。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

これらの型の誘導システムの使用は、一般的に画像化カテーテルならびにその画像化平面の位置および方向を追跡する際に有用であるが、なおさらなる改善が望まれる。例えば、各位置センサーの追加は、システムの複雑性およびそのコストを徐々に増加させる。従って、画像化カテーテルの遠位端を局在化させるのに必要な位置センサーの数の減少が有益である。さらに、カテーテル本体が曲がる場合、対の巻き付け駆動シャフトの全長が変化し、それによってカテーテル本体に対して8ミリメートルの距離まで近位かまたは遠位に画像化変換器の位置を移動させる。これによって、三次元座標系内の画像化変換器の位置を決定する場合、不正確性を引き起こし得る。また、画像平面の位置および方向を決定するために使用される外挿プロセスは、さらなる不正確性を引き起こし得る。

【課題を解決するための手段】

【0007】

（発明の要旨）

本発明の1実施形態に従って、超音波画像化変換器局在化システムは、第1共鳴モードおよび第2共鳴モードを有する超音波画像化変換器ならびに超音波画像化信号（例えば、

9 MHz 超音波パルス)を送信するための第1共鳴モードにおいて画像化変換器を操作するためおよび超音波位置決め信号(例えば、1 MHz 超音波パルス)を送信または受信するための第2共鳴モードにおいて画像化変換器を操作するための超音波変換器に連結された制御/処理回路を備える。この制御/処理回路は、送信された超音波画像化信号に基づいて画像データを生成するためかつ送信または受信された超音波位置決め信号に基づいて画像化変換器の位置を決定するために構成される。この制御/処理回路は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェアまたはそれらの任意の組み合わせにおいて企図した。

【0008】

局在化システムは、必要に応じてさらにプローブ(例えば、カテーテル)を備え得、画像化変換器は、このプローブ上に取り付けられる。画像化変換器は、回転可能であり得る。この場合、局在化システムは、軸の周りで画像化変換器を回転させるために画像化変換器に機械的に連結された駆動ユニットをさらに備え得る。この様式において、制御/処理回路は、360°断面画像データを生成し得る。しかし、画像化変換器は、回転不可能であり得る。この制御/処理回路は、第1および第2共鳴モードにおいて画像化変換器を操作し得、画像データを生成し得、そして上記と同様の様式で画像化変換器の位置を決定し得る。この画像化変換器は、上記と同様の特徴を示し得る。

10

【0009】

本発明の他の目的および特性は、添付の図面とともに以下に記載の説明の考察から明らかになる。

【0010】

20

(示される実施形態の詳細な説明)

図1を参照すると、本発明に従って構築された例示的な身体組織画像化システム10が示される。画像化システム10は、一般的に、(1)身体組織(例えば、心臓)の画像データを生成するための画像化サブシステム12;(2)三次元グラフィック環境内で画像データを局在化するための誘導サブシステム14;(3)三次元グラフィック環境内とともに画像データを記録することによって合成画像を生成するための合成画像発生器16;および(4)合成画像を表示するためのディスプレイ18を備える。図1に示される構成要素は、本質的に機能的であり、かつ任意の様式でこれらの機能を実施する構造を限定することは意味しないことに注意されるべきである。例えば、いくつかの機能的なブロックは、単一のデバイスにおいて具体化され得るか、または機能的なブロックの1つが、複数のデバイスにおいて具体化され得る。また、その機能は、ハードウェア、ソフトウェアまたはファームウェアにおいて実施され得る。

30

【0011】

画像化サブシステム12は、超音波画像化カテーテル20を備える。この超音波画像化カテーテル20は、身体内部を表示する画像化信号を生成および検出するための遠位に回転可能な超音波画像化変換器22およびこれらの信号を画像データに処理するための画像化カテーテル20に連結された超音波画像化制御/処理回路24を備える。

【0012】

具体的には、図2および3を参照して、超音波画像化カテーテル20は、細長いカテーテル本体またはそこを通過して伸びる管腔36を有するシース34を備える。このカテーテル本体34は、可撓性の材料で作製されており、その結果、身体管腔(例えば、食道または血管)を通過して容易に導入され得る。この画像化カテーテル20は、回転可能な画像化アセンブリ38をさらに備え得、この画像化アセンブリ38は、ハウジング40(または「金属製容器」)および画像化変換器22を備える。この画像化カテーテル20は、管腔36を通過して伸びる駆動シャフト42をさらに備える。回転する画像化アセンブリ38は、駆動シャフト42の遠位端に取り付けられ、そして駆動モーター(示さず)は、駆動シャフト42の近位端に取り付けられる。カテーテル本体34は、超音波パルスがカテーテル本体34を通過するのを可能にするための音響窓44を備える。管腔36は、画像化変換器22からそれを取り囲む本体に超音波エネルギーを良く伝えるために流体(例えば、水)で満たされ得る。

40

50

【0013】

画像化制御/処理回路24は、電気パルス発生器46および電気信号受信機48を備える。これらの両方が、駆動シャフト42の中央を通して伸びる単一ワイヤー（示さず）を介して画像化変換器22に連結される。この画像化制御/処理回路24は、電気信号受信機48に連結された超音波画像処理機50をさらに備える。

【0014】

身体の内部の超音波画像を得るために、画像化カテーテル20は、画像化すべき組織に隣接する画像化変換器22とともに身体に挿入され得、そして画像化アセンブリ38は、軸52について回転する画像化光線を発生するように操作され、そして回転平面54を形成する。具体的には、画像化アセンブリ38は、軸52に沿って機械的に回転し、一方、パルス発生器46は、画像化変換器22を刺激する信号ワイヤーを通して電気パルスを送信する。示される実施例において、画像化アセンブリ38は、30回転/秒で回転し、そしてパルス発生器46は、256パルス/回転の速度で9MHzを生成する。画像化変換器22は、電気パルスを超音波エネルギーのパルスに変換する。この超音波エネルギーのパルスは、身体組織に放射される。超音波エネルギーの一部は、身体組織に反射して画像化変換器22に戻る。画像化変換器22は、反射して戻ってきた超音波エネルギーを身体組織を示す電気信号に変換する。この電気信号は、電気信号受信器48への信号ワイヤーを通して送信されて戻ってくる。電気信号は、電気信号受信器48によって検出され、そして超音波画像処理機50に出力される。この超音波画像処理機50は、公知の超音波画像処理技術を使用して、受信した電気信号を身体組織の360°断面超音波画像データに処理する。画像データの各断面について、超音波画像処理機50は、画像化データを方向付けるために使用される（示される実施形態において、第1のパルスの生成に関する）標準の方向を選択する。画像化データの適切な回転方向は、種々の画像化方向付け方法（例えば、米国特許第6,248,075号および米国特許出願番号10/319,285に記載されるような方法）のいずれか1つを使用して達成され得る。

【0015】

身体の3次元容積を画像化するために、画像化アセンブリ38は、駆動モーターを有する駆動シャフト42を引き戻すことによってカテーテル本体34内で軸方向に平行移動され得る。画像化アセンブリ38が、軸方向に平行移動される場合、画像化変換器22は、身体内の異なる位置にある身体組織の複数の断面画像（すなわち、「切片」）を得るために回転される。この場合、超音波画像処理機50は、次いで公知の容積再構築技術を使用して身体の容積を再構築するために複数の断面画像を統合する（すなわち、互いをつなぎ合わせる）。

【0016】

図1の参照に戻って、誘導サブシステム14は、一般的に超音波追跡変換器30、画像化変換器22（追跡変換器としてもまた機能する）と超音波参照変換器32との間の距離を決定するための超音波測距回路26を備える。以下にさらに詳細に記載するように、参照変換器32間の距離は、三次元座標系を確立するために三角測量で測量され得、そして追跡変換器30と参照変換器32との間の距離は、追跡変換器30の位置(x, y, z)、つまりその確立された座標系内の追跡変換器30に隣接する任意の構造または組織を決定するために三角測量で測量され得る。同様に、画像化変換器22と参照変換器32との間の距離は、画像化変換器22の位置(x, y, z)、つまりその確立された座標系内の回転平面を決定するために三角測量で測量され得る。

【0017】

示される実施形態において、超音波参照変換器32は、1対の参照カテーテル上に取りつけられる（示さず）。例えば、参照変換器32の数は、各参照カテーテル上に取りつけられる4つの参照変換器32と共に合計8個であり得る。参照カテーテルは、三次元空間に参照変換器32を配置し、そして参照変換器32が追跡変換器30および画像化変換器22に連絡することを可能にする身体内のいかなる位置（好ましくは、公知の位置）に配置され得る。例えば、画像化される身体組織が、心臓組織である場合、第1の二次元座標

10

20

30

40

50

系は、二次元平面に4つの参照変換器32を配置するために冠状動脈洞(CS)内に参照カテーテルの1つを配置することによって提供され、そしてその立体性は、二次元平面の4つの参照変換器32を配置することによって右心室(RV)尖部内に他の参照カテーテルを配置するために提供される。CS参照カテーテル上に配置される3つの参照変換器32のみが第1の二次元座標系を提供するために必要とされ、一方、RF参照カテーテル上に配置される1つの参照変換器32のみが、その立体性を提供するために必要とされることに注意されるべきである。残りの参照変換器32は、冗長性であり、かつ三角測量のプロセスの正確性を改善するために使用される。

【0018】

示される実施形態において、2つの円筒型の追跡変換器30は、画像カテーテル本体34の遠位端に取りつけられる(図3に示される)。分析される身体組織が心腔である場合、追跡変換器30はまた、その心腔内の電気生理学的な情報のマッピングを容易にするためにマッピングカテーテル(示さず)の遠位端に取り付けられ得る。追跡変換器30のうちの1つは、そのマッピングカテーテルの遠位先端部に取り付けられ得るか、あるいはこの追跡変換器30は、別個のマーキングカテーテルの遠位先端部に取り付けられ得る。その結果、心腔の内部表面は、構造的にマッピングされ得る。

【0019】

示された実施形態において、参照変換器32は、送受信器(すなわち、参照変換器32は、超音波パルスを送信および受信する能力を有する)として操作され得る。追跡変換器30は、受信器として操作され、そして画像化変換器22は、送信器として操作される。以下にさらなる詳細を記載するように、送信器として画像化変換器22を操作することは、特定の設計上の利点を提供する。しかし、参照変換器32および追跡変換器30のように、画像化変換器22は、本発明により教示される原理からそれずに送信器または受信器として操作され得る。

【0020】

参照変換器32は、参照変換器32を電気パルスで刺激することにより送信器として操作される。次いで、この電気パルスは、参照変換器に超音波パルスを振動および送信させる。参照変換器32および追跡変換器30は、それらを超音波パルスで刺激することにより受信器として操作される。次いで、この超音波パルスは、参照変換器に電気パルスを振動および送信させる。

【0021】

超音波変換器は、電気エネルギーを振動エネルギーに、そしてその逆も同様に変換する圧電セラミックからなる。この振動によって、圧電セラミックが1つの方向に拡張し、このことで、他方の方向に収縮される。この拡張および収縮によって、送信する場合、変換器の各表面から超音波信号または超音波パルスが放出される。同様に、受信された超音波信号または超音波パルスは、電気を発生して、受信変換器の拡張および収縮を生じる。拡張/収縮の各方向は、振動モードとよばれる。変換器の各振動モードは、共振周波数(すなわち、拡張/収縮の周波数)に関連する。この共振周波数は、変換器の大きさおよび形状ならびに圧電セラミック内での音速 s (約4000m/秒であることが公知)によって決定される。

【0022】

例えば、図4~6は、種々の形状の超音波変換器100を示す。図4において、正方形変換器100(1)は、2つの共鳴モード:(1)厚みモード(変換器100(1)の厚み t に沿った拡張/収縮により引き起こされ、そして変換器100(1)の表面から放射される超音波エネルギーを生じる);(2)平面モード(変換器100(1)の平面 p に沿った拡張/収縮によって引き起こされ、そして変換器100(1)の縁から放射される超音波エネルギーを生じる)を示す。この変換器100(1)の共振周波数 f は、厚みモードで操作される場合、 $f = s / 2t$ により与えられ得る。変換器100(1)が0.0087インチの厚み t を有すると仮定すると、変換器100(1)が厚みモードで操作される場合、9MHzの共振周波数 f を示す。この変換器100(1)の共振周波数 f は、

10

20

30

40

50

平面モードで操作される場合、 $f = s / 2 l$ により与えられ得る。変換器 100 (1) が 0.079 インチの長さ l を有すると仮定すると、平面モードで操作される場合、1 MHz の共振周波数 f を示す。

【0023】

図5において、円板型変換器 100 (2) は、2つの共鳴モード：(1) 厚みモード (変換器 100 (2) の厚み t に沿った拡張/収縮により引き起こされ、そして変換器 100 (2) の表面から放射される超音波エネルギーを生じる)；(2) 半径方向モード (変換器 100 (2) の直径 d に沿った拡張/収縮によって引き起こされ、そして変換器 100 (2) の円周から半径方向に放射される超音波エネルギーを生じる)を示す。この変換器 100 (2) の共振周波数 f は、厚みモードで操作される場合、 $f = s / 2 t$ により与えられ得る。変換器 100 (2) が 0.0087 インチの厚み t を有すると仮定すると、厚みモードで操作される場合、9 MHz の共振周波数 f を示す。この変換器 100 (2) の共振周波数 f は、半径方向モードで操作される場合、 $f = s / 2 d$ により与えられ得る。変換器 100 (2) が 0.079 インチの直径 d を有すると仮定すると、半径方向モードで操作される場合、1 MHz の共振周波数 f を示す。

【0024】

図7において、円筒型変換器 100 (3) は、2つの共鳴モード：(1) 長さモード (変換器 100 (3) の長さ l に沿った拡張/収縮により引き起こされ、そして変換器 100 (3) の縁から放射される超音波エネルギーを生じる)；(2) 円周モード (変換器 100 (3) の円周 c に沿った拡張/収縮によって引き起こされ、そして変換器 100 (3) の円周 c から半径方向に放射される超音波エネルギーを生じる)を示す。この変換器 100 (3) の共振周波数 f は、長さモードで操作される場合、 $f = s / 2 l$ により与えられ得る。変換器 100 (3) が 0.0087 インチの長さ l を有すると仮定すると、長さモードで操作される場合、9 MHz の共振周波数 f を示す。この変換器 100 (3) の共振周波数 f は、円周モードで操作される場合、 $f = s / d$ により与えられ得る。変換器 100 (3) が 0.050 インチの直径 d を有すると仮定すると、円周モードで操作される場合、1 MHz の共振周波数 f を示す。

【0025】

この複数の振動モード現象が、画像化機能に加えて位置決め機能を画像化変換器 22 に提供することを可能にする。すなわち、画像化変換器 22 は、2つの共鳴モード (厚みモードおよび半径方向モード) において有利に操作され、その結果、画像化変換器は、厚みモード (9 MHz) において画像化超音波パルスを送信し、そして半径方向モード (1 MHz) において位置決め超音波パルスを送信する。この場合、画像化変換器 22 は、0.0087 インチの厚み t および 0.079 インチの直径 d を有する円板に形作られる。参照変換器 32 および追跡変換器 30 は、半径方向モードにおいて画像化変換器 22 から送信される超音波パルスを受信し得る。従って、位置決めを実施するための画像化変換器 22 の使用は、さらなる追跡変換器 30 の必要性を排除することが理解され得る。位置決め機能の間、送信器として画像化変換器 22 の操作が、従来の画像化装置に対して最小の改変を必要とするかまたは改変を必要としないこともまた理解され得る。なぜなら、画像化機能の間、画像化変換器 22 は、位置決めで使用され得る超音波パルスを本質的に送信するからである。増幅器もフィルターも、従来の画像化デバイスに組み込まれる必要はない。増幅器およびフィルターは、画像化変換器 22 が受信器または送受信器として操作される場合、他の方法で必要とされ得る。

【0026】

特に、画像化変換器 22 へ送信された電気パルスは、画像データを生じる画像化解像度を上昇させるために、比較的短い。この電気パルスは、わずか 9 MHz であるにもかかわらず、その比較的短い幅 (1 MHz を含む) が、広い範囲にわたって調波周波を広げる。従って、9 MHz 電気パルスは、画像化変換器 22 の厚みモードおよび半径方向モードを刺激し、その結果、画像化変換器 22 は、9 MHz および 1 MHz 超音波パルスを送信する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

理想的には、追跡変換器 3 0、画像化変換器 2 2（半径方向モードにおける）および参照変換器 3 2 により送信および/または受信される超音波パルスの光線プロフィールは、等方性である。すなわち、超音波パルスの各々は、全ての方向に実質的に等しい光線プロフィールを有する。対照的に、異方性である光線プロフィールは、変換器間の相反する測定値を引き起こし得る低い値またはゼロを示す。超音波変換器の異なる表面間の不連続性は、その光線プロフィールにおける不連続性を引き起こすが、しかし、図 4 ~ 6 に示されるような超音波変換器は、ある程度の異方性である傾向にある。例えば、示された実施形態において、追跡変換器 3 0 および参照変換器 3 2 により送信および受信される超音波パルスは、約 3 の等方性比（光線プロフィールの最小振幅に対する最大振幅の比）を示す。画像化変換器 2 2 により送信される超音波パルスは、半径方向モードにおいて操作される場合、6 である。しかし、代表的には、これらの等方性比は、変換器間の正確な距離測定値を実施するのに十分である。

10

【 0 0 2 8 】

追跡変換器 3 0 および参照変換器 3 2 の間の距離を決定するために、測距回路 2 6 を操作して、各参照変換器 3 2 が残る参照変換器 3 2 および追跡変換器 3 0 に超音波パルスを送信させ、次いで各超音波パルスの「飛行時間」を計算させる。この測距回路 2 6 をそうさせて、追跡変換器 3 0 および参照変換器 3 2 に対する位置決め機能の間の、画像化変換器 2 2 により送信される超音波パルスの飛行時間もまた計算する。

20

【 0 0 2 9 】

従って、一方の側（8つの参照変換器 3 2（TXVR1 - 8）および1つの画像変換器 2 2（IMAG/TX））の9つの送信変換器ならびに他方の側の13個の受信変換器（画像化カテーテル 2 0 上に配置される8つの参照変換器 3 2（TXVR1 - 8）、2つの追跡変換器 3 0（RX1 - 2）およびマッピングカテーテル上に配置される3つの追跡変換器 3 0（RX3 - 5））によって規定される 9×13 の距離マトリックスが形成されることが、図 7 から見られ得る。このマトリックスは、各送信変換器と各受信変換器との間に送信される超音波パルスの飛行時間を含む。次いで、各変換器間の距離（ $d_1 - d_{109}$ ）は、これらの飛行時間値を使用して計算され得る。

【 0 0 3 0 】

例えば、図 8 を参照すると、送信変換器 1 1 0 および4つの受信変換器 1 1 2（1）~（4）は、それぞれ距離 $d_1 \sim d_4$ で互いに離れていることが示される。送信変換器 1 1 0 と受信変換器 1 1 2 との間の距離 $d_1 \sim d_4$ を測定するために、式 $d = v \cdot t$ が使用され得、ここで v は、媒体から受信変換器 1 1 2 を介して送信変換器 1 1 0 により送信される超音波パルスの速度であり、 t は、その超音波パルスが送信変換器と各受信変換器 1 1 2 との間を伝わるのにかかる時間である。距離の計算法を単純化するために、超音波パルスの速度は、一定であると仮定し得る。この仮定は、代表的に小さな誤差を生じるのみである。なぜなら、超音波パルスの速度は、身体組織および血液中ではほとんど変化しないからである。

30

【 0 0 3 1 】

図 9 に戻って、測距回路 2 6 の構成要素を、さらに詳細に記載する。測距回路 2 6 は、参照変換器 3 2 に連結されるパルス発生器 5 6、参照変換器 3 2 および追跡変換器 3 0 に連結される閾値検出器 5 8、閾値検出器 5 8 に連結される距離回路 6 0、パルス発生器 4 6 に連結される制御回路 6 2 および制御回路 6 2 に連結される距離計測器 6 4 を備える。

40

【 0 0 3 2 】

パルス発生器 4 6 は、参照変換器 3 2 に送信される電気パルスを発生するために構成され、参照変換器 3 2 は、電気パルスを超音波パルスに変換する。制御回路 6 2 は、パルス発生器 4 6 を操作し、その結果、パルスは、所望の周波数および間隔で発生される。示される実施形態において、電気パルスは、1パルス/ミリ秒の速度で送信される 1 MHz である。特に、参照変換器 3 2 によって送信される 1 MHz 超音波パルスは、半径方向モードで画像化変換器 2 2 により発生される 1 MHz 超音波パルスと一致する。制御回路 6 2

50

はまた、パルス発生器 4 6 と参照変換器 3 2 との間の多重化を制御する。その結果、参照変換器 3 2 は、連続的な様式で電気パルスにより刺激される。従って、制御回路 6 2 は、最後の参照変換器 3 2 (8) が超音波パルスを送信するまで、第 1 の参照変換器 3 2 (1) に超音波パルスを送信させ、次いで、第 2 の参照変換器 3 2 (2) に超音波パルスを送信させ、以下同様に超音波パルスを送信させる。次いで、制御回路 6 2 は、再度参照変換器 3 2 を介して循環する。図 1 0 に示されるように、不感期間は、以下にさらに詳細に記載されるように、画像化変換器 2 2 についての別個の送信期間を提供するために各サイクルの終わりに与えられる。示される実施形態において、この不感期間は、1 ミリ秒間延ばされる。従って、各送信サイクルは、9 ミリ秒である。

【 0 0 3 3 】

参照変換器 3 2 からの各超音波パルスの送信と同時に、制御回路 6 2 は、ゼロから計測を始める距離計測器 6 4 を始動させるように構成される。距離計測器 6 4 の稼働計測値は、超音波パルスの送信からの時間の計測値を提供する。この距離計測器 6 4 は、次の超音波パルスの送信の際にゼロにリセットされる。制御回路 6 2 は、画像制御 / 処理回路 2 4 に連結され、その結果、いつ超音波パルスが画像化変換器 2 2 から送信されるかを決定し得る。示される実施形態において、画像制御 / 処理回路 2 4 は、画像化変換器 2 2 からの超音波パルスの送信を指示するために制御回路 6 2 に始動パルスを送信する。

【 0 0 3 4 】

各超音波パルスが送信された後で、残りの変換器は、超音波パルスを受信し、そしてその超音波パルスを各電気パルスに変換する。閾値検出器 5 8 は、閾値レベル (例えば、電圧レベル) より上の電気パルスを検出するように構成される。閾値検出器 5 8 からの検出された電気パルスの際に、距離回路 6 0 は、距離計測器 6 4 からの計測値を読み取る。距離回路 6 0 は、送信パルスの送信と受信パルスの検出との間を経過する時間の形態で、対応する受信変換器とその時点の送信変換器との間の距離測定値を提供する。距離回路 6 0 は、時間窓 (例えば、1 0 0 μ 秒) 内に送信されたパルスについて、受信する。この時間窓は、送信されたパルスが送信された後で、すぐにかまたはまもなく開始し得る。各受信変換器により送信されるパルスの検出時間を決定する際に、距離回路 6 0 は、閾値検出器 5 8 が時間窓内に受信されたパルスとして検出する最初の信号を解釈する。

【 0 0 3 5 】

画像化変換器 2 2 に関して、距離回路 6 0 は、画像制御 / 処理回路 2 4 から始動信号を受信した直後の不感期間の間、受信パルスを受信する。画像化アセンブリ 3 8 が 3 0 回転 / 秒の速度で回転し、パルス発生器 4 6 が 2 5 6 パルス / 回転を発生すると仮定する場合、画像化変換器 2 2 は、7 ~ 8 パルス / ミリ秒の速度で超音波パルスを送信する。従って、複数のパルスは、1 ミリ秒の不感期間内に画像化変換器 2 2 により受信される。一旦、画像化 / 処理回路 2 4 から第 1 の始動信号が、不感期間の間に受信されると、距離回路 6 0 は、受信変換器により受信される第 1 のパルスを受け取る。

【 0 0 3 6 】

画像化機能の間、画像化変換器 2 2 からの超音波エネルギーの送信により別に生じ得る超音波干渉を防止するかまたは最小にするために、測距回路 2 6 は、好ましくはフィルター回路を備える。例えば、画像化変換器 2 2 からの超音波エネルギーの放射によって、送信変換器と受信変換器との間の測定された距離が、実際の距離より小さくなり得る。この悪影響を最小にするために、変換器の各組み合わせ間の複数の距離計測値は、各計測サイクルについて受け取られ得る。次いで、この最大の距離計測値は、変換器間の真の計測値を得るために複数の距離計測値から選択され得る。このようなフィルター技術は、米国特許出願番号 1 0 / 2 1 3 , 4 4 1 に開示される。

【 0 0 3 7 】

図 1 に戻って、誘導サブシステム 1 4 は、(参照変換器 3 2 により確立されたような) 三次元座標系内の追跡変換器 3 0 の位置を決定し、カテーテル本体 3 4 の遠位端、画像化アセンブリ 3 8 の回転平面 5 4 および三次元座標系内の画像化環境を図式的に示すために、測距回路 2 6 により作成された距離マトリックス中に含まれる測距情報を使用するため

10

20

30

40

50

のグラフィック処理機 28 をさらに備える。このグラフィック処理機 28 はまた、回転する画像化要素 22 (例えば、円錐パターン) により形成される画像化パターンを図式的に生成し得、そして座標系内にその画像パターンを示し得る。この技術は、米国特許出願番号 10 / 318, 474 に開示される。

【0038】

三次元座標系は、各参照変換器 32 と残りの参照変換器 32 との間の相対的な距離の計算値を三角測量で測量することによって確立される。すなわち、グラフィック処理機 28 は、図 7 に示されるように、距離マトリクス中の 8 つの最初の受信列と 8 つの最初の送信行 (d1 - d7、d13 - d19、d25 - d31、d37 - d43、d49 - d55、d61 - d67、d73 - d79 および d85 - d91) を利用する。前記のように、
10
三次元空間内の参照変換器 32 の配置 (平面を規定する少なくとも 3 つの変換器およびその平面化から離れて配置される少なくとも 1 つの変換器) は、三次元座標系を確立するのに十分である。この三次元座標系内の追跡変換器 30 の座標は、追跡変換器 30 の各々と参照変換器 32 との間の相対的な距離の計算値を三角測量で測量することによって決定される。すなわち、グラフィック処理機 28 は、図 7 に示される距離マトリクス中の 5 つの最後の受信列と 8 つの最初の送信行 (d8 - d12、d20 - d24、d32 - d36、d44 - d48、d56 - d60、d68 - d72、d80 - d84 および d92 - d96) を利用する。三次元座標系内の画像化変換器 22 の座標は、画像化変換器 22 と参照変換器 32 との間の相対的な距離の計算値を三角測量で測量することによって同様に決定される。この処理を単純化するために、追跡変換器 30 の 1 つとして画像化変換器 22
20
を取扱うこと (すなわち、画像化変換器 22 が受信変換器であると仮定すること) および送信変換器として参照変換器 32 を取扱うことによって達成される。これは、図 7 に示されるように、距離マトリクスの第 9 番目の送信行の部分 (d97 - d104) を追加の受信列に転置することによって実施され得る。

【0039】

一旦、追跡変換器 30 および画像化変換器 22 の位置座標が決定されると、グラフィック処理機 28 は、画像化カテーテルおよびマッピングカテーテルの遠位端の位置座標および方向を決定し得る。具体的には、グラフィック処理機 28 は、画像化カテーテル本体 34 およびマッピングカテーテルの公知の構造ならびにこれらの変換器間の位置関係に基づいて、追跡変換器 30 および画像化変換器 22 の決定された位置に外挿することによって
30
この情報を決定し得る。画像化カテーテル 20 の好ましい実施形態において、画像化変換器 22 と、隣接する追跡変換器 30 との間の遠位端の部分は比較的堅く、従って代表的に、外挿する部分に湾曲部が存在しないかまたはほとんど存在しない。むしろ、画像化カテーテル 20 は、隣接する追跡変換器 30 と最も近位の追跡変換器 30 との間で曲がる傾向にある。このように、画像化変換器 30 の「クリープ」は、画像化カテーテル 20 の位置座標および方向の計算にほとんどまたは全く悪影響を有さない。

【0040】

回転平面 54 の元の位置座標は、画像化変換器 22 の位置座標から決定され得、そして回転平面 54 の方向は、画像化変換器 22 を含むカテーテル本体 34 の部分の外挿される方向から決定され得る。グラフィック処理機 28 は、必要に応じて、身体腔を再構築する
40
ように構成される。ここで、画像は、身体腔の内部表面に接触して配置される移動する追跡変換器 (例えば、マッピングカテーテル上に配置される追跡変換器 30 の 1 つ) の位置座標を決定することによって生成される。超音波変換器および超音波変換器を運ぶカテーテルの位置および方向の決定ならびに身体腔再構築技術についてのさらなる詳細は、米国特許第 6, 490, 474 号および米国特許出願番号 09 / 128, 304 に見出され得る。

【0041】

図 1 をさらに参照して、複合画像発生器 16 は、公知の数理的技術を使用してグラフィック処理機 28 から得られる三次元情報と画像制御 / 処理回路 24 から得られる画像データを重ねて、ディスプレイ 18 に複合画像データを表示するように構成される。特に、画
50

像データの起源および方向は、回転平面 5 4 の位置座標および方向から得られ得る。

【 0 0 4 2 】

前記の明細書において、本発明は、特定の実施形態に対して参考文献と共に記載されている。しかし、種々の改変および変更が特許請求の範囲に規定されるような本発明の範囲から逸脱することなくなされ得ることは、明らかである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 3 】

図面は、本発明の実施形態の設計および有用性を示す。これらの図面において類似の構成要素は、共通の参照番号で参照される。

【 図 1 】 図 1 は、本発明に従って構築された身体組織画像化システムの 1 実施形態の機能的な組立分解図である；

【 図 2 】 図 2 は、図 1 の身体組織画像化システムにおいて使用される超音波画像化サブシステムの組立分解図である；

【 図 3 】 図 3 は、図 2 の超音波画像化サブシステムにおいて使用される超音波画像化カテーターの断面図である；

【 図 4 】 図 4 は、正方形超音波変換器の透視図であり、特にその共鳴モードを示す；

【 図 5 】 図 5 は、円板型の超音波変換器の透視図であり、特にその共鳴モードを示す；

【 図 6 】 図 6 は、円筒型の超音波変換器の透視図であり、特にその共鳴モードを示す；

【 図 7 】 図 7 は、超音波追跡変換器、超音波画像化変換器と超音波測距システムの超音波参照変換器との間の距離を計算することによって作成された距離マトリックスを示す表である；

【 図 8 】 図 8 は、複数の超音波受信器と超音波発信器との間の位置の配置の機能的な組立分解図である；

【 図 9 】 図 9 は、図 1 の身体組織画像化システムにおいて使用される超音波測距回路の機能的な組立分解図である；そして

【 図 1 0 】 図 1 0 は、図 9 の超音波測距回路によって送信される、例示的な一連の超音波パルスを示す図である。

10

20

【図1】

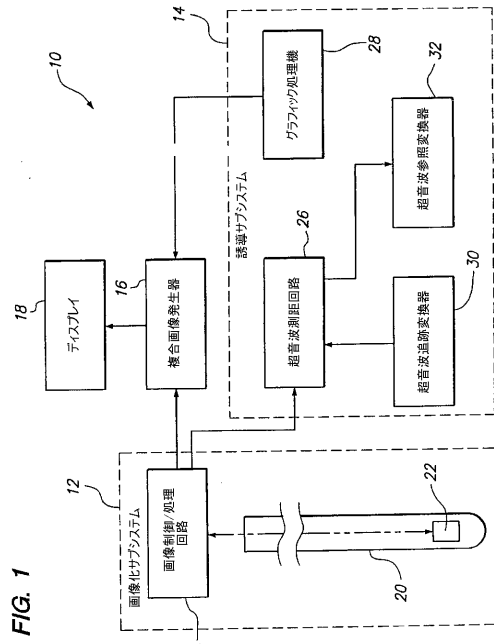
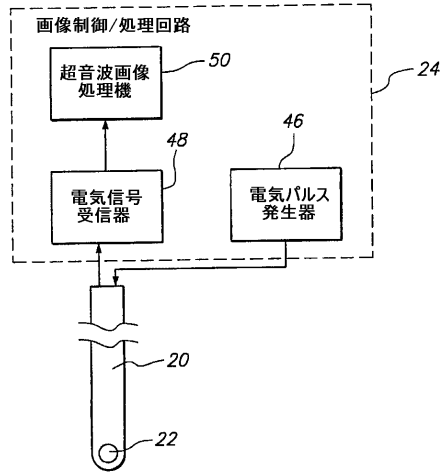


FIG. 1

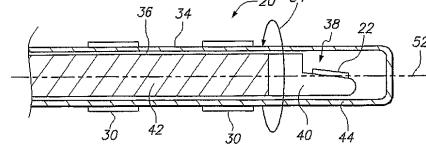
【図2】

FIG. 2

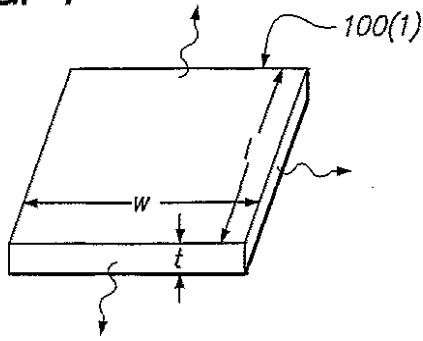


【図3】

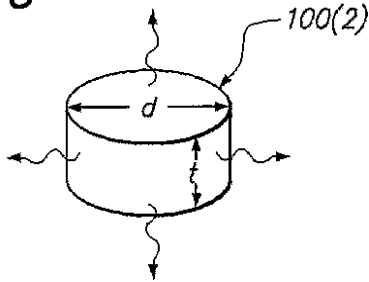
FIG. 3



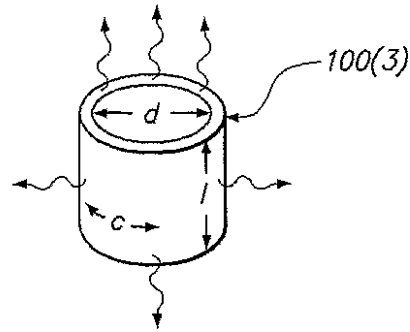
【図4】
FIG. 4



【図5】
FIG. 5



【図6】
FIG. 6



フロントページの続き

(72)発明者 ウィリス, エヌ. パーカー
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94027, アサートン, リザーボイアー ロード 98

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開平05-220152(JP,A)
特表2002-522106(JP,A)

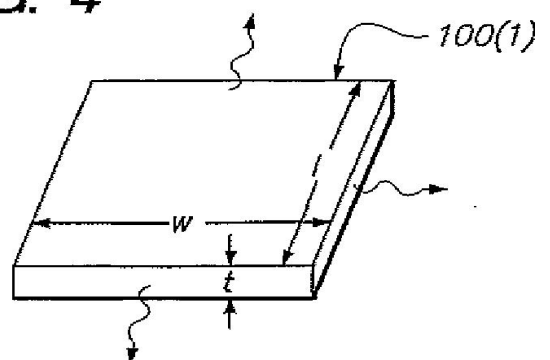
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	用于图像转换器定位的超声波距离测量		
公开(公告)号	JP4679152B2	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	JP2004560338	申请日	2003-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ウィリスエヌパーカー		
发明人	ウィリス, エヌ. パーカー		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/06		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4245 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	夏木森下		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	10/318571 2002-12-13 US		
其他公开文献	JP2006509579A JP2006509579A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于定位超声成像换能器的系统。超声成像换能器以第一谐振模式操作，用于发射超声成像信号。图像数据是基于发送的超声波成像信号而生成的。超声成像换能器还以第二谐振模式操作，用于发送或接收超声定位信号。然后可以基于发送的超声定位信号或接收的超声定位信号确定成像换能器的位置。

【 图 4 】
FIG. 4



【 图 5 】