

(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2019-532697

(P2019-532697A)

(43) 公表日 令和1年11月14日 (2019. 11. 14)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
H 0 4 R 17/00 (2006.01)	H 0 4 R 17/00	5 D 0 1 9
	3 3 2 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

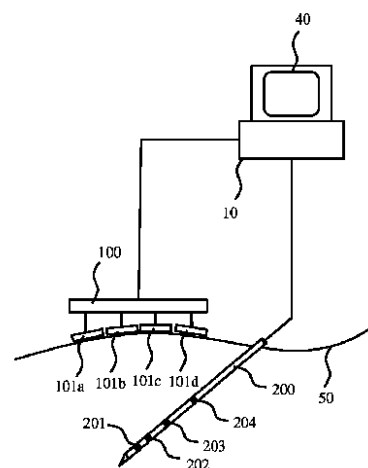
(21) 出願番号 特願2019-514820 (P2019-514820) (86) (22) 出願日 平成29年9月20日 (2017. 9. 20) (85) 翻訳文提出日 平成31年3月15日 (2019. 3. 15) (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/073766 (87) 国際公開番号 W02018/054969 (87) 国際公開日 平成30年3月29日 (2018. 3. 29) (31) 優先権主張番号 16194511.8 (32) 優先日 平成28年10月19日 (2016. 10. 19) (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP) (31) 優先権主張番号 62/396, 852 (32) 優先日 平成28年9月20日 (2016. 9. 20) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波トランスデューサ・タイル位置合わせ

(57) 【要約】

超音波撮像システム (1) が、複数の超音波トランスデューサ・タイル (101 a~d) を有する超音波トランスデューサ・アレイ (100) を有する。前記タイルのそれぞれは、超音波送出表面を、ペースメーカー、ステントまたは介入ツールのような外来オブジェクト (200) を含むボディ (50) の領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ。外来オブジェクト (200) の複数の特徴 (201~204) の既知の空間配列を使って、超音波トランスデューサ・タイルによって生成されるそれぞれの超音波画像が、複合画像を生成するために位置合わせされる。複合画像では、個々の画像における外来オブジェクトの位置および配向が重ね合わされている。介入ツールの位置および配向は、各画像について、オブジェクト認識アルゴリズムを使って、あるいは介入ツール上に既知の空間配列で配列されている少なくとも三つの超音波センサー (201~204) によって提供される音響フィードバック情報を使って、決定される。



1

FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波トランスデューサ・アレイであって、前記タイルのそれぞれは、そのタイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ、超音波トランスデューサ・アレイと；

前記超音波トランスデューサ・アレイに結合され、前記超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成された処理装置を含むユーザー・インターフェースとを有する超音波撮像システムであって、前記位置合わせは：

前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；

ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；

前記個々の超音波画像における前記外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることによって前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することによる、
超音波撮像システム。

【請求項 2】

前記処理装置がさらに、個々の超音波画像における前記外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って；

前記個々の超音波画像のうちの一つを基準超音波画像として選択し；

前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について；

その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換するための変換行列を生成し；

その画像をその変換行列に従って変換する、
よう構成されている、請求項 1 記載の超音波撮像システム。

【請求項 3】

前記外来オブジェクトが当該超音波システムの一部をなす、請求項 1 または 2 記載の超音波撮像システム。

【請求項 4】

前記外来オブジェクトが介入ツールである、請求項 3 記載の超音波撮像システム。

【請求項 5】

前記複数の特徴が、前記介入ツール上の、定義された空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを含み、前記処理装置は：

前記少なくとも三つの超音波センサーのうちの少なくともいくつかからセンサー信号を受信するよう構成されており、前記センサー信号は、前記超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく、
請求項 4 記載の超音波撮像システム。

【請求項 6】

少なくとも部分的には前記センサー信号に基づいて前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別するよう構成された前記処理装置は：

前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報を導出し；

前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの少なくとも位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、
識別するよう構成されている、

10

20

30

40

50

請求項 5 記載の超音波撮像システム。

【請求項 7】

前記処理装置はさらに、超音波トランスデューサ・タイルのクラスターを同時に位置合わせすることによって前記超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成され、前記クラスター内のタイルを用いて生成された超音波画像は少なくとも三つの共通の超音波センサーを含む、請求項 4 ないし 6 のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項 8】

前記超音波センサーが、前記処理装置によって制御されるマルチプレクサによって前記処理装置に結合され、前記処理装置は、前記クラスター内の超音波トランスデューサ・タイルによる超音波画像の生成の間、前記マルチプレクサを用いて前記少なくとも三つの共通の超音波センサーを有効にするよう構成される、請求項 7 記載の超音波撮像システム。

【請求項 9】

前記超音波トランスデューサ・アレイは、前記超音波トランスデューサ・アレイにおいて前記介入ツールをマウントするための案内チャネルを有する、請求項 4 ないし 8 のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項 10】

前記処理装置はさらに、前記ユーザー・インターフェースにおいて受領されるユーザー入力に応答して、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルで合成されたさらなる複合超音波画像を生成するよう構成されている、請求項 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項 11】

各超音波トランスデューサ・タイルが複数の超音波トランスデューサ素子を有し、前記処理装置はさらに、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルのうち少なくともいくつかの超音波トランスデューサ・タイルの超音波トランスデューサ素子のセレクションを用いて前記さらなる複合超音波画像を生成するよう構成され、選択される超音波トランスデューサ素子は、その超音波トランスデューサ・タイルを用いて生成される個々の超音波画像における外来物体の撮像に寄与するものである、請求項 10 記載の超音波撮像システム。

【請求項 12】

複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波撮像システムの超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせする方法であって、前記タイルのそれぞれは、そのタイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもち、当該方法は：

前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；

ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；

前記個々の超音波画像における前記外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることによって前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することを含む、方法。

【請求項 13】

個々の超音波画像における前記外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って：

前記個々の超音波画像のうちの一つを基準超音波画像として選択し；

前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について：

その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換する

ための変換行列を生成し；

その画像をその変換行列に従って変換する、
ことをさらに含む、請求項 1 2 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記外来オブジェクトは介入ツールであり、前記複数の特徴は、前記介入ツール上の、既知の空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを有し、当該方法はさらに、前記少なくとも三つの超音波センサーの少なくともいくつかからセンサー信号を受信することを含み、前記センサー信号は、前記超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく、請求項 1 2 または 1 3 記載の方法。

10

【請求項 1 5】

前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報を導出し；

前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、識別することをさらに含む、
請求項 1 4 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波トランスデューサ・アレイであって、前記タイルのそれぞれは、タイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ、アレイと；超音波トランスデューサ・アレイに結合され、超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成された処理装置を含むユーザー・インターフェースとを有する超音波撮像システムに関する。

【0002】

本発明はさらに、そのような超音波トランスデューサ・システムの超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせする方法に関する。

30

【背景技術】

【0003】

超音波撮像は、介入または調査手順をサポートするために一般的に使われる。かかる手順では、介入ツール、たとえばカテーテル、生検針などのような外来オブジェクト、動脈ステント、心臓ペースメーカー、除細動器などのような固定オブジェクトが超音波撮像システムを用いて撮像されて、医療専門家が（最小）侵襲医療手順を実行したり、あるいは外来オブジェクトを含む関心対象のボディ部分を評価したりするのを支援する。そのような応用において、超音波撮像システムを用いて生成された画像において外来オブジェクトの位置および配向を正確に判別することが必要であることがある。特に、生検針のような介入ツールの場合には、超音波撮像システムによる介入ツールの位置および配向についてのリアルタイムのフィードバックが、たとえば身体組織への不慮の損傷を提供するために決定的に重要である。これはたとえば、生検針の正しくない位置決めが胎児損傷または妊娠中絶につながりうる絨毛生検において、主要な懸念である。

40

【0004】

この目的に向けて、超音波撮像システムの超音波トランスデューサは、グローバル座標系において外来オブジェクトを追跡することにおいて支援しうる。これはたとえば、既知の空間的配置の、外来オブジェクト上の超音波センサーによる。ここで、超音波トランスデューサ・タイルを用いて生成される超音波信号、たとえばビームに関する情報が超音波センサーを用いて検出されて、超音波トランスデューサのそのような空間的な基準付けを容易にしてもよい。そのような技法の例が特許文献 1 に与えられている。この文献は、画

50

像と追跡システムとの間で座標をマッピングするための方法を開示しており、固定の幾何形状をもつ較正ツールを提供することを含む。較正ツールは、撮像モードに関連する第一の諸センサーおよび追跡モードに関連する第二の諸センサーを含む。第一および第二のセンサーは、固定した幾何学形状の上の既知の諸位置に分散され、マウントされる。第一のセンサーは、画像空間における較正ツールの位置を決定するために、撮像システムの視野内に位置される。第二のセンサーは、追跡空間において較正ツールの同じ位置を決定するために、追跡される。画像空間および追跡空間は、較正ツールのアーチファクトに基づいて共通の座標系においてマッピングされる。

【0005】

しかしながら、通常の超音波トランスデューサの欠点は、外来オブジェクト全体、たとえば介入ツール全体を撮像するには小さすぎることがあるその限られた視野と、より大きな深さで高い画像解像度を得られないことである。これらの問題の少なくとも一部は、いわゆる大面積超音波トランスデューサ・アレイの使用によって対処されうる。そのようなアレイは典型的には、それぞれ複数の超音波トランスデューサを含む複数のタイルを有する。トランスデューサは、ジルコン酸チタン酸鉛（PZT）またはポリフッ化ビニリデン（PVDF）のような材料で形成される圧電トランスデューサ素子およびマイクロ機械加工による容量性超音波トランスデューサ（CMUT: capacitive micro-machined ultrasonic transducer）素子といったものである。後者では、第一の電極を含む膜を第二の電極を有する空洞上にわたしたもの（第二の電極は該空洞によって第一の空洞から離間され、第一の電極に対向する）が、第一および第二の電極への適切な刺激、たとえば交流電流の印加を通じて超音波を生成するため（または受信モードでは超音波を受信するため）に使われる。そのようなタイルはたとえば、超音波トランスデューサ素子が位置している半導体基板のチップであってもよく、該タイルはいくつかの応用では数平方センチメートル（ cm^2 ）の寸法を有していてもよい。これは、超音波トランスデューサ・アレイが、撮像または処置されるべき被験者のボディのより大きな面積をカバーすることを許容する。そのようなタイルの超音波トランスデューサ素子は、一緒にまとめられて、一斉に動作させられてもよく、それによりタイルは、組み合わさって複合超音波トランスデューサ素子を形成する複数のファセット、すなわち超音波トランスデューサ・セルを有する複合超音波トランスデューサ素子として振る舞う。あるいは独立して動作させられてもよい。

【0006】

そのような超音波トランスデューサ・アレイについて、特に大面積超音波トランスデューサ・アレイ、たとえば複数のそのようなトランスデューサ・タイルを有する超音波トランスデューサ・アレイについて、超音波プローブのトランスデューサ素子（タイル）、すなわち大面積超音波トランスデューサ・アレイと、撮像されるべきボディの部分との間の良好な共形接触を確立することは、決して些細なことではない。より小さな超音波プローブについては、これは典型的には、超音波トランスデューサ・アレイとボディ部分との間の接触を改善する特殊なゲルを使うことによって達成される。しかしながら、この手法の欠点は、通例、大量のゲルを使う必要があり、ゲルは超音波信号の送信または受信に干渉する気泡を含むことがあるということである。

【0007】

また、そのようなゲル塗布は、大面積超音波トランスデューサ・アレイについて、アレイと該アレイが置かれるボディ領域との間に必要とされる共形的な音響上の結合を生成するためだけのためには、もはや實際上可能ではないことがある。個々のトランスデューサ素子、たとえばタイルにゲルを効果的に塗布することは、このプロセスが過剰なゲルの使用のために混乱することなくしては、実際上は不可能になるからである。いくつかの場合には、超音波トランスデューサ・アレイと該アレイを受け容れるボディ部分の表面との間の所望される共形接触を達成することは、たとえば表面の比較的大きな曲率のため、不可能にさえなる。

【0008】

この目的に向けて、柔軟な超音波トランスデューサ・アレイが市場に登場した。これは

、輪郭のある表面、たとえば患者の身体の曲がった部分との改善された適合を示しうる。そのようなアレイについては、低下した量の結合ゲルを使うことができる。これは、所望される共形的な結合が主にトランスデューサ・アレイの柔軟性によって達成されるので、典型的には音響結合を改善する。しかしながら、そのような超音波トランスデューサ・アレイの動作には課題がなくもない。そのようなアレイでは、超音波トランスデューサ・タイルはいくつかの自由度、たとえば、X、Y、Z平面における並進自由度および傾き／傾斜自由度をもつ。そのようなシナリオにおいてコヒーレントなビームフォーミングを達成するために、各超音波トランスデューサ・タイルの実際の配向（相対位置）が、そのような超音波トランスデューサ・アレイを展開している超音波システムのビームフォーミング回路に知られなければならない。すなわち、それぞれのタイルを用いて生成された画像が空間的に位置合わせされねばならない。これは典型的には、個々のタイルに付随する高価な配向センサーを含めることを要求する。

10

【0009】

非特許文献1では、高品質の体積画像を生成しつつ、超音波案内手順を著しく単純化しうる超音波撮像システムが記載されている。このシステムは、曲がった身体表面に適合する、取り付け可能な薄い柔軟な超音波トランスデューサと、逆伝搬に基づく画像再構成技法とを特徴とする。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

20

【特許文献1】米国特許出願公開第2015/0269728号

【特許文献2】米国特許第5,997,479号（Savordら）

【特許文献3】米国特許第6,013,032号（Savord）

【特許文献4】米国特許第6,623,432号（Powersら）

【特許文献5】米国特許第6,283,919号（Roundhillら）

【特許文献6】米国特許第6,485,083号（Jagoら）

【特許文献7】米国特許第6,443,896号（Detmer）

【特許文献8】米国特許第6,530,885号（Entrekinら）

【非特許文献】

【0011】

30

【非特許文献1】R.S. Singh et al., 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, 20 September 2009, pp.1852-1855 (XP031654735)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明は、複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波トランスデューサ・アレイを有する超音波撮像システムであって、前記タイルのそれぞれは、タイルの超音波送信表面をボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもち、それぞれのタイルによって生成された超音波画像が、そのような配向センサーなしに空間的に位置合わせされうるシステムに関する。

40

【0013】

本発明はさらに、そのような超音波撮像システムの超音波トランスデューサ・タイルを空間的に位置合わせする方法を提供しようとする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

ある側面によれば、複数の超音波トランスデューサ・タイルであって、前記タイルのそれぞれは、タイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ、超音波トランスデューサ・タイルと、前記超音波トランスデューサ・アレイに結合され、超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成された処理装置を含むユーザー・インターフェースとを有する超音波撮像システムであって、該

50

位置合わせは、前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；前記個々の超音波画像における外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることで、前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することによる、システムが提供される。

【0015】

本発明は、患者の身体における外来オブジェクト、たとえば生検針のような介入ツールが、独立して調整可能な超音波トランスデューサ・タイルを用いて異なる視角から生成された複数の画像における基準として使用されうるという洞察に基づく。それにより、それぞれの画像における外来オブジェクトの異なる配向が、超音波トランスデューサ・タイルの配向情報をこれらの画像から導出するために、すなわちこれらの画像を共通の参照系において位置合わせするために使用でき、そこから、外来オブジェクトをもつボディ内の関心領域を高い精度で、すなわち高画質で視覚化する複合超音波画像が生成されうる。

【0016】

ある実施形態では、これは、前記処理装置がさらに、個々の超音波画像における外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って、前記個々の超音波画像の一つを基準超音波画像として選択し；前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について；

その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換するための変換行列を生成して；その画像をその変換行列に従って変換する、よう構成されていることによって、達成されうる。

【0017】

好ましくは、外来オブジェクトは介入ツールであって、該介入ツールは当該超音波撮像システムの一部をなしていてもよい。ある実施形態では、それぞれの超音波画像における介入ツールの位置および配向情報は、これらの画像から、オブジェクト認識アルゴリズムのような画像処理アルゴリズムを使って抽出されうる。かかるアルゴリズムは、既知の空間配列になっている介入ツールの諸特徴、たとえば介入ツールの諸形状特徴をこれらの画像において識別するために使われてもよい。それにより、それぞれの超音波画像における介入ツールのそれぞれのローカルな空間的配向を導出し、得られたローカルな空間的配向に基づいてこれらの画像を位置合わせしうる。

【0018】

上記の実施形態において、外来オブジェクト、たとえば介入ツールは、位置合わせプロセスが単に超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成される超音波画像に基づくという意味で、受動的なオブジェクトである。しかしながら、特に有利な実施形態では、介入ツールの既知の空間配列をもつ諸特徴は、超音波撮像システムに音響フィードバックを提供することのできる、介入ツール上の、定義された空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを有していてもよく、該フィードバックに基づいて、それぞれの超音波画像の前述した位置合わせプロセスが実行されてもよい。この目的に向けて、処理装置は、前記少なくとも三つの超音波センサーの少なくともいくつかからセンサー信号を受信するよう構成されてもよく、前記センサー信号は、超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく。

【0019】

たとえば、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づいて前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別するよう構成された処理装置は、前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報の少なくとも一方

を導出し；前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの少なくとも位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、識別するよう構成される。これは、少なくとも部分的には、いくつかの実施形態では単に介入ツール（または特定の空間配置でそのような超音波センサーを含んでいるボディ内の他の外来オブジェクト）上の超音波センサーによって提供される音響フィードバックに基づく位置合わせプロセスを容易にする。

【0020】

ある実施形態では、前記処理装置はさらに、超音波トランスデューサ・タイルのクラスターを同時に位置合わせすることによって超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成される。ここで、前記クラスター内のタイルを用いて生成された超音波画像は少なくとも三つの共通の超音波センサーを含む。これは、それぞれの超音波トランスデューサにとってすべての超音波センサーが可視とは限らず、いくつかの超音波トランスデューサ・タイルが「視線」内に（すなわち音響レンジ内に）それぞれの超音波画像の位置合わせを容易にするための十分な数の超音波センサーをもたないことがありうるシナリオにおいて特に有利である。このように、介入ツールの十分な量の同じ（共通の）超音波センサーを見る隣接した（クラスターにまとめられた）超音波トランスデューサ・タイルのみが、同時位置合わせプロセスにおいて位置合わせされうる。

【0021】

さらなるシナリオでは、超音波トランスデューサ・タイルの異なるクラスターが、音響レンジ内の共通の超音波センサーの異なる集合を有していてもよい。そのようなシナリオでは、たとえば介入ツールと超音波撮像システムのユーザー・インターフェース、たとえばコンソールとの間のチャンネル数が限られている場合、超音波撮像システムがすべての超音波センサーから同時に超音波信号を受信することは実際上可能ではないことがありうる。そのような場合、超音波センサーは、前記処理装置によって制御されるマルチプレクサによって前記処理装置に結合されてもよく、前記処理装置は、前記クラスター内のタイルによる超音波画像の生成の間、マルチプレクサを用いて前記少なくとも三つの共通の超音波センサーを有効にするよう構成される。それにより、特定のクラスターの超音波トランスデューサ・タイルの音響レンジ内の超音波センサーのみが、超音波撮像システムの処理装置に、マルチプレクサを通じて、通信上結合されうる。

【0022】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ・アレイは、超音波トランスデューサ・アレイにおいて介入ツールをマウントするための案内チャンネルを有する。それにより、介入ツールは超音波トランスデューサ・アレイを通じて患者の身体内に案内されうる。これは、超音波トランスデューサ・アレイと介入ツールとの間の配向上の結合を達成するという利点をもつ。それにより、介入ツールを超音波トランスデューサ・アレイの視野内に維持することが、より単純になる。

【0023】

前記処理装置はさらに、ユーザー・インターフェースにおいて受領されるユーザー入力に応答して、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルで合成されたさらなる複合超音波画像を生成するよう構成されてもよい。外来オブジェクト、たとえば介入ツールが見える超音波画像のみを含めることによって、このオブジェクトのズームされた画像が生成され、そのような高精細度のズームされた画像を提供することにより、超音波トランスデューサ・アレイのオペレーターおよび／または介入ツールのオペレーターが介入ツールを正しく案内することをさらに支援しうる。

【0024】

各超音波トランスデューサ・タイルは、複数の超音波トランスデューサ素子を有していてもよい。前記処理装置はさらに、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかのタイルの超音波トランスデューサ素子のセレクションを用いて前記さらなる複合超音波画像を生成するよう構成される。選択された超音波トラ

ンスデューサ素子は、その超音波トランスデューサ・タイルを用いて生成される個々の超音波画像における外来物体の撮像に寄与するものである。これは、外来オブジェクト、たとえば介入ツールの視覚化に寄与する超音波トランスデューサ素子のみを含めることによって、そのようなズームされた画像の精細度をさらに改善しうる。

【0025】

もう一つの側面によれば、複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波撮像システムの超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせする方法であって、前記タイルのそれぞれは、タイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもち、当該方法は、前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；前記個々の超音波画像における外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることによって前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することを含む。

10

【0026】

そのような方法は、たとえば各超音波トランスデューサ・タイルに付随する位置センサーによって提供されるような位置フィードバック情報を要求することなく、患者の体内の外来オブジェクトがそれぞれの画像の位置合わせを達成するための共通の基準として使用されうるという洞察に基づいて、そのような超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成される超音波画像の位置合わせを容易にする。

20

【0027】

そのような位置合わせは、たとえば、個々の超音波画像における外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って、前記個々の超音波画像の一つを基準超音波画像として選択し；前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について：その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換するための変換行列を生成して；その画像をその変換行列に従って変換する、ことによって、達成されうる。

【0028】

ある好ましい実施形態では、外来オブジェクトは介入ツールであり、前記複数の特徴は、介入ツール上の、既知の空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを有し、当該方法はさらに、前記少なくとも三つの超音波センサーの少なくともいくつかからセンサー信号を受信することを含み、前記センサー信号は、超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく。この実施形態では、超音波画像位置合わせは、超音波センサーによって提供される音響フィードバックを使って達成されてもよい。該音響フィードバックは、これらの超音波センサーの既知の空間配列および任意的にはたとえばオブジェクト認識アルゴリズムなどを使って超音波画像から抽出される情報と組み合わせ、これらの画像の生成を受け持つそれぞれの超音波トランスデューサ・タイルの実際の位置および配向を決定する必要なしに、超音波画像の位置合わせを容易にする。

30

40

【0029】

そのような音響フィードバックはたとえば、前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報の少なくとも一方を導出し；前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、識別することを含んでいてもよい。

【図面の簡単な説明】

50

【0030】

本発明の実施形態は、付属の図面を参照して、限定しない例において、より詳細に記述される。

【図1】ある実施形態に基づく超音波撮像システムを概略的に描く図である。

【図2】そのような超音波撮像システムのある側面の例示的实施形態を概略的に描く図である。

【図3】そのような超音波撮像システムのさらなる側面の斜視図を概略的に描く図である。

【図4】そのような超音波撮像システムのさらなる側面の斜視図を概略的に描く図である。

【図5】ある実施形態に基づく超音波撮像システムのブロック図を概略的に描く図である。

【図6】もう一つの実施形態に基づく超音波撮像システムを概略的に描く図である。

【図7】ある実施形態に基づく超音波撮像システムを用いて捕捉された、位置合わせされていない超音波画像を概略的に描く図である。

【図8】ある実施形態に基づく超音波画像位置合わせ方法のフローチャートである。

【図9】ある実施形態に基づく超音波画像位置合わせ方法を用いて得られた複合超音波画像を概略的に描く図である。

【図10】さらにもう一つの実施形態に基づく超音波撮像システムを概略的に描く図である。

【発明を実施するための形態】

【0031】

図面は単に概略的であり、同縮尺で描かれていないことを理解しておくべきである。諸図面を通じて同じまたは同様の部分を示すために同じ参照符号が使われることも理解しておくべきである。

【0032】

図1は、本発明のある実施形態に基づく超音波撮像システム1を概略的に描いている。超音波撮像システム1は、患者の身体部分の超音波撮像のために患者の身体50のある領域上に位置させるための超音波トランスデューサ・アレイ100を有する。超音波トランスデューサ・アレイ100は複数の超音波トランスデューサ・タイル101（ここでは限定しない例として、概略的に四つの個々に同定される超音波トランスデューサ・タイル101a～dによって描かれている）を有する。それらの超音波トランスデューサ・タイル101は、たとえば身体50のある領域にタイルの超音波送信表面を適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ。すなわち、各超音波トランスデューサ・タイル101の配向は独立して調整可能である。

【0033】

そのような超音波トランスデューサ・アレイ100の限定しない例が図2を援用して、より詳細に記載される。図2は、独立して調整可能な超音波トランスデューサ素子タイル101を有する超音波トランスデューサ・アレイ100の例示的实施形態を描いている。各タイル101は、一つまたは複数の超音波トランスデューサ素子（図示せず）を有していてもよい。各タイル101はたとえば、その上に一つまたは複数の超音波トランスデューサ素子が形成されているまたはマウントされているダイシングされたチップなどであってもよい。本発明の実施形態では、超音波トランスデューサ素子は、いかなる好適な仕方でも実装されてもよい。たとえば、超音波トランスデューサ素子は、ジルコン酸チタン酸鉛（PZT）ベースの材料、圧電性の単結晶または複合材料のような圧電セラミック材料、マイクロ機械加工による容量性超音波トランスデューサ（CMUT）などによって実装されてもよい。

【0034】

超音波トランスデューサ素子タイル101は、いかなる好適な形状であってもよく、たとえば円形または多角形であってもよい。長方形、たとえば正方形のような多角形の形状

10

20

30

40

50

が特に言及される。そのような形状は、隣接する超音波トランスデューサ素子タイル101の間の空隙131が最小化される、トランスデューサ・アレイ内での超音波トランスデューサ素子タイル101の密な充填を容易にするからである。隣接する超音波トランスデューサ素子タイル101の間の比較的大きな空隙131を避けることは、超音波トランスデューサ・アレイ100により実質的に連続的な画像が生成されうること保証するとともに、格子ローブのような超音波アーチファクトの形成を少なくとも軽減しうる。超音波トランスデューサ・アレイ100は、いかなる好適な形状を有していてもよく、たとえば、一次元または二次元の超音波トランスデューサ・アレイであってもよい。タイル101は好ましくは二次元マトリクスの形に配置され、個々のタイル101により生成され、収集される超音波データから3D画像／体積が形成できる。ある好ましい実施形態では、超音波プローブ100は複数の超音波トランスデューサ・タイル101を有し、各タイルは数 cm^2 、たとえば2~50 cm^2 のトランスデューサ表面積をもち、大面積の超音波トランスデューサ・アレイ100を形成する。

10

【0035】

超音波トランスデューサ・アレイ100は、（診断）超音波撮像システム1の一部として、超音波、たとえば超音波パルスを送信し、（パルス）エコー情報を受信するよう適応されてもよい。本例示的实施形態に基づく超音波トランスデューサ・アレイ100は、超音波トランスデューサ素子タイル101がマウントされるマウント領域121を有する本体120を有する。そのような本体120の詳細は図3に概略的に描かれている。図示していないが、超音波トランスデューサ素子タイル101のトランスデューサ表面は、超音波トランスデューサ・アレイを直接触れられることから保護するために、時に音響窓と称される音響層によって覆われてもよい。それにより、トランスデューサ・アレイを損傷から保護するとともに、トランスデューサ・アレイによって生成される超音波にさらされる被験体、たとえば患者の身体50をトランスデューサ・アレイによって直接触れられることから保護し、たとえば身体50を不慮の電気ショックから保護する。それ自身はよく知られているように、そのような音響窓はさらに、トランスデューサ・アレイと身体とのインピーダンス整合を提供しうる。音響層は、そのような目的のための、当業者に既知の任意の材料または材料の組み合わせでできていてもよい。

20

【0036】

本体のマウント領域121は柔軟であってもよく、このことは、超音波トランスデューサ素子タイル101を担持するマウント領域121が、たとえば患者の丸みのある身体のような非平面状の表面に適合するよう、変形されて、超音波トランスデューサ素子タイル101と患者の身体50との間の接触の品質を改善しうるという利点をもつ。これは、アレイが患者の身体の大面積、たとえば数十または数百 cm^2 の面積に適合する必要がある場合がある大面積超音波トランスデューサ・アレイ100の場合には特に重要である。マウント領域121に所望される柔軟性を与えるために、たとえばマウント領域121は、エラストマー、すなわちゴム状の材料を有していてもよい。そのようなエラストマーの例は、ポリオレフィン、ジエンポリマーまたはPDMSのようなポリシロキサン、ポリオレフィン、ジエンポリマーもしくはポリシロキサンを含むコポリマーもしくはブロックコポリマーまたはそれらの混合物を含むが、実施形態はそれに限定されない。ポリブタジエン、ポリジメチルシロキサン（PDMS）およびカテテルにおいて普通に使われる比較的軟らかいポリエーテル・ブロック・アミド（PEBA）が特に言及される。医療等級のPDMSは特に好ましい。たとえば、超音波トランスデューサ・アレイ100は、被験体の表面（すなわち身体50の皮膚）に適合するための柔軟なマットとして実装されてもよい。

30

40

【0037】

超音波トランスデューサ素子タイル101は、いくつかの実施形態（図示せず）ではマウント領域121に直接取り付けられてもよい。図2に概略的に描かれる実施形態のような代替的な実施形態では、マウント領域121は、超音波トランスデューサ素子タイルがマウントされうる支持部材を受け容れるための、複数の受容部分122を有していてもよい。そのような支持部材の詳細は図4に概略的に描かれる。支持部材はそれぞれ、マウン

50

ト領域 121 の受容部分 122 の一つにフィットする柱 137 を有していてもよい。各柱 137 は、超音波トランスデューサ素子タイル 101 がマウントされうるマウント部分 139 を担持する。諸支持部材は、柔軟な材料、たとえばゴム様材料でできていてもよい。諸支持部材は、隣接するマウント部分 139 の間の相互接続領域 138 を通じて、マウント部分 139 を通じて相互接続され、たとえば柔軟なマット 135 を形成してもよい。

【0038】

図 4 に示されるように、各相互接続領域 138 は、マウント部分 139 の四つの象限を接続する。各象限は相互接続領域 138 に相互接続されるコーナーをもつ。このようにして、各タイル 101 は、少なくとも二つの回転自由度を示す。それにより、のちにより詳細に説明するように空間 110 内の圧力が空気の一部の排出によって下げられ、結果として、柱 137 を通じて伝達されるマウント部分 139 に対する下向きの力がこれらの回転自由度を通じてタイル 101 の所望される共形接触に変換されるときに、被験体の身体 50 との良好な共形接触が達成されることができ。代替的な実施形態では、支持部材配置、たとえばマット 135 は、マウント領域 139 が柔軟なジョイント、たとえば自在継手、ボールソケット形継手などにマウントされる剛性の配置であってもよい。

【0039】

マウント領域 121 は、被験体上に超音波トランスデューサ・アレイ 100 を配置したときに被験体に接触するよう構成される柔軟なリップ 123 によって画定されてもよい。リップ 123 は、被験体上に超音波トランスデューサ・アレイ 100 を配置したときにリップ 123 が本体 120 のマウント領域 121 と被験体の身体 50 の、マウント領域 121 に対向する部分との間の空間 110 を密封する。リップ 123 は、本体 120 の一体的な部分をなしていてもよく、あるいはマウント領域 121 に接着されるまたは他の仕方に取り付けられるのでもよい。リップ 123 は、超音波トランスデューサ・アレイ 100 をこの身体上に配置したときの超音波トランスデューサ素子タイル 101 と被験体の身体 50 との間の密封された空間 110 の形成を容易にするいかなる好適な形状を有していてもよい。柔軟なリップ 123 は、たとえば上記のエラストマーのような、いかなる好適な材料でできていてもよい。ある実施形態では、マウント領域 121 および柔軟なリップ 123 は同じ材料でできており、好ましくは柔軟なリップ 123 はマウント領域 121 と一体であり、すなわち柔軟な材料の単一片から形成される。図 3 に描かれる実施形態では、リップ 123 はエッジ 123' を含んでいてもよく、あるいはエッジ 123' によって空間 110 から分離されていてもよい。該エッジ 123' は、空間 110 内の圧力が下げられた場合、被験体と係合してマウント領域 121 を補強する。エッジ 123' はさらに、超音波プローブ 100 と被験体 1 との間の密封を形成することを支援してもよい。それにより、上記で説明したように空間 110 において負圧が確立されることができ。

【0040】

本体 120 のマウント領域 121 はさらに、空間 110 における圧力が下げられた場合にマウント領域 121 を補強する、受容部分 122 の間の支持部分 124 を有していてもよい。マウント領域 121 は図 2 に概略的に描かれるように波状であってもよく、マウント領域はばねのはたらきをすることができる。結果として、空間 110 に負圧を生じるためにある体積の空気がたとえば真空ポンプなどを使って出口 127 を通じて空間 110 から排出されるとき、超音波トランスデューサ・アレイ 100 に対する大気圧が、ばね仕掛けのマウント領域 121 をボディ 50 に対して押しつける。マウント領域 121 に対する $1\text{N}/\text{cm}^2$ の下向き圧力を達成するために、空間 110 における圧力のたった 10% の低下で十分でありうる。超音波トランスデューサ・アレイ 100 の上記の実施形態は単に限定しない例であって、患者の身体 50 の一部に適合するよう独立して調整可能な複数の超音波トランスデューサ・タイル 101 を有する任意の超音波トランスデューサ・アレイ 100 が、本発明のコンテキストにおいて使用されうることを理解しておくべきである。

【0041】

ここで図 1 に戻ると、超音波撮像システム 1 はさらに、超音波トランスデューサ・アレイ 100 を制御するための、ユーザー・コンソールなどのようなユーザー・インターフェ

10

20

30

40

50

ース10を有する。この目的に向けて、ユーザー・インターフェース10は典型的には、超音波パルスを生成するよう超音波トランスデューサ・アレイ100を制御し、超音波トランスデューサ・アレイ100から超音波パルス・エコー情報を受信するために、一つまたは複数の専用もしくは汎用のプロセッサのような回路を含みうる処理装置を有する。該情報は、表示装置40での表示のために、超音波画像、たとえば2Dまたは3D画像を生成するために処理装置によって処理されてもよい。そのようなユーザー・インターフェース10の限定しない例を、図5を援用してここでより詳細に記述する。図5は、たとえば診断撮像目的のために超音波、たとえば超音波パルスの生成および超音波エコー、たとえばパルス・エコーの受信のために超音波トランスデューサ・アレイ100とインターフェースをもち、これを制御するよう展開されうる電子回路の例示的实施形態のブロック図を概略的に描いている。超音波トランスデューサ・アレイ100は、マイクロビームフォーマー12に結合されてもよい。マイクロビームフォーマー12はいくつかの実施形態では超音波トランスデューサ・アレイ100内に位置していてもよく、超音波トランスデューサ・セル100による信号の送受信を制御する。マイクロビームフォーマーは、たとえば特許文献2、特許文献3、特許文献4に記載されるトランスデューサ素子タイルのグループまたは「パッチ」によって受信される信号の少なくとも部分的なビームフォーミングができる。

【0042】

マイクロビームフォーマー12は、プローブ・ケーブル、たとえば同軸ワイヤによって端末、たとえばユーザー・コンソール装置など結合されてもよい。端末は、送信モードと受信モードの間で切り換える送受切り換え(T/R)スイッチ16を有する。該スイッチは、マイクロビームフォーマーが存在しないまたは使用されず、トランスデューサ・アレイがメイン・システム・ビームフォーマー20によって直接動作させられるときに、高エネルギー送信信号からメイン・ビームフォーマー20を保護する。マイクロビームフォーマー12の制御のもとで超音波トランスデューサ・アレイ100から超音波ビームを送信することは、T/Rスイッチ16によってマイクロビームフォーマーに、またメイン・システム・ビームフォーマー20に結合されたトランスデューサ・コントローラ18によって指揮されてもよい。それは、コントロール・パネル38を通じてユーザー・インターフェース10のユーザーによる操作から入力を受け取る。トランスデューサ・コントローラ18によって制御される機能の一つは、ビームが方向制御され、合焦される方向である。ビームはトランスデューサ・アレイから真正面に(トランスデューサ・アレイに直交して)方向制御されてもよく、あるいはより幅広い視野のために異なる角度で方向制御されてもよい。トランスデューサ・コントローラ18は、超音波トランスデューサ・アレイ110のための前述した電圧源45を制御するよう結合されてもよい。たとえば、電圧源45は、CMUTアレイのCMUT素子に加えられるDCおよびACバイアス電圧(単数または複数)を設定する。たとえば、それ自身としてはよく知られているつぶれ(collapse)モードでCMUT素子を動作させるためである。トランスデューサ・コントローラ18はさらに、たとえば超音波トランスデューサ素子タイル101が臨界温度に達することを示す温度センサー信号に応答して超音波トランスデューサ素子タイル101を低電力モードに切り換えるなどするために、電圧源45を制御するよう適応されてもよい。

【0043】

マイクロビームフォーマー12によって生成される部分的にビームフォーミングされた信号は、メイン・ビームフォーマー20に転送されてもよく、そこで、トランスデューサ素子の個々のパッチからの部分的にビームフォーミングされた信号は完全にビームフォーミングされた信号に組み合わされる。たとえば、メイン・ビームフォーマー20は128個のチャンネルを有していてもよく、各チャンネルが数十または数百の超音波トランスデューサ・タイル101のパッチからおよび／またはそのような超音波トランスデューサ・タイル101の個々の超音波トランスデューサ素子からの部分的にビームフォーミングされた信号を受信する。このようにして、超音波トランスデューサ・アレイ100の数千のトランスデューサ素子によって受信される信号が、単一のビームフォーミングされた信号に効率

的に寄与できる。

【0044】

ビームフォーミングされた信号は信号プロセッサ22に結合される。信号プロセッサ22は、帯域通過フィルタリング、間引き、I、Q成分分離および高調波信号分離といったさまざまな仕方で受信されたエコー信号を処理できる。高調波信号分離とは、組織および微小泡から返される非線形な（基本周波数の高次高調波）エコー信号の識別を可能にするよう、線形信号と非線形信号を分離するはたらきをする。

【0045】

信号プロセッサ22は任意的には、スペckル低減、信号複合化（signal compounding）およびノイズ消去といった追加的な信号向上をも実行してもよい。信号プロセッサ22における帯域通過フィルタは、エコー信号が受信される奥行きが増すにつれて、より高い周波数帯域からより低い周波数帯域に通過帯域がスライドする追跡フィルタであってもよい。これにより、高周波数に解剖学的情報が含まれない、より大きな奥行きからの、より高い周波数におけるノイズを拒否する。のちにより詳細に説明するように、信号プロセッサ22はさらに、超音波トランスデューサ・アレイ100の別個の超音波トランスデューサ・タイル101によって生成された個々の画像を位置合わせするよう適応されてもよい。

【0046】

処理された信号はBモード・プロセッサ26および任意的にはドップラー・プロセッサ28に転送されてもよい。Bモード・プロセッサ26は、身体中の器官および血管の組織のような身体中の構造の撮像のために、受信された超音波信号の振幅の検出を用いる。身体中の構造のBモード画像は、たとえば特許文献5、6に記載されるように、高調波画像モードまたは基本画像モードまたは両者の組み合わせで形成されうる。

【0047】

ドップラー・プロセッサ28はもし存在すれば、画像フィールドにおける血球の流れのような物質の動きの検出のために組織動きおよび血流からの時間的に異なる信号を処理する。ドップラー・プロセッサは典型的には、体内の物質の選択された種別から返されるエコーを通過させるおよび／または拒否するよう設定されうるパラメータをもつ壁フィルタを含む。たとえば、壁フィルタは、より大きな速度の物質からの比較的小さな振幅の信号を通過させる一方、より小さなまたはゼロの速度の物質からの比較的強い信号を拒否する通過帯域特性をもつよう設定されることができる。

【0048】

この通過帯域特性は、流れている血液からの信号を通過させる一方、心臓の壁のような近くの静止しているまたはゆっくり動いているオブジェクトからの信号を拒否する。逆の特性は、組織の動きを検出し、描出する組織ドップラー撮像というもののための、心臓の動いている組織からの信号を通過させる一方、血流信号を拒否するものであろう。ドップラー・プロセッサは、画像フィールドにおける種々の点から時間的に離散的なエコー信号のシーケンスを受領し、処理してもよい。特定の点からのエコーのシーケンスは、アンサンブル（ensemble）と称される。比較的短い期間にわたってすばやく相次いで受信されるエコーのアンサンブルは、流れる血液のドップラー偏移周波数を推定するために使用でき、ドップラー周波数と速度との対応が血流速度を示す。より長い時間期間にわたって受信されるエコーのアンサンブルは、よりゆっくり流れる血液またはゆっくり動いている組織の速度を推定するために使われる。

【0049】

Bモード（およびドップラー）・プロセッサによって生成された構造および動き信号はスキャン・コンバーター32および多断面再構成器（multiplanar reformatter）44に結合される。スキャン・コンバーター32は、所望される画像フォーマットにおいて、エコー信号を、該エコー信号がそこから受領された空間的關係において配列する。たとえば、スキャン・コンバーターはエコー信号を二次元（2D）の扇形フォーマットまたは角錐状の三次元（3D）画像に配列してもよい。

10

20

30

40

50

【0050】

スキャン・コンバーターは、Bモード構造画像を、ドップラー推定された速度をもつ画像フィールド中の諸点における動きに対応する色と重ねて、画像フィールド中の組織の動きおよび血流を描くカラー・ドップラー画像を生成することができる。多断面再構成器44は、たとえば特許文献7に記載されるように、身体の体積領域内の共通平面内の諸点から受け取られるエコーを、その平面の超音波画像に変換する。ボリューム・レンダラー42は、特許文献8に記載されるように、3Dデータセットのエコー信号を所与の基準点から見た投影3D画像に変換する。

【0051】

2Dまたは3D画像はスキャン・コンバーター32、多断面再構成器44およびボリューム・レンダラー42から画像プロセッサ30に、さらなる向上、バッファリングおよび画像ディスプレイ40での表示のための一時的記憶のために、結合される。撮像のために使われることに加えて、ドップラー・プロセッサ28によって生成される血流値およびBモード・プロセッサ26によって生成される組織構造情報は定量化プロセッサ34に結合される。定量化プロセッサは、体積血流量のような種々の流れ状態の指標および器官のサイズおよび在胎期間のような構造的な測定値を生成する。定量化プロセッサは、測定がなされるべき画像の解剖構造内の点のような、ユーザー・コントロール・パネル38からの入力を受け取ってもよい。

【0052】

定量化プロセッサからの出力データは、ディスプレイ40上で画像とともに測定グラフィックおよび値を再生するためのグラフィック・プロセッサ36に結合される。グラフィック・プロセッサ36は、超音波画像と一緒に表示するためのグラフィック・オーバーレイを生成することもできる。これらのグラフィック・オーバーレイは、患者名、画像の日時、撮像パラメータなどといった標準的な識別情報を含むことができる。これらの目的のために、グラフィック・プロセッサは、患者名のようなコントロール・パネル38からの入力を受け取る。

【0053】

ユーザー・インターフェースは、トランスデューサ・アレイ110からの超音波信号の生成を、よってトランスデューサ・アレイおよび超音波システムによって生成される画像を制御する送信コントローラ18にも結合される。ユーザー・インターフェースは、MPR画像の画像フィールドにおける定量化された指標（measures）を実行するために使用される複数の多断面再構成された（MPR: multiplanar reformatted）画像の面の表示の選択および制御のために、多断面再構成器44にも結合される。

【0054】

当業者によって理解されるであろうように、超音波診断撮像システム10の上記の実施形態は、そのような超音波診断撮像システムの限定しない例を与えることが意図されている。当業者は、本発明の教示から外れることなく、超音波診断撮像システムのアーキテクチャーにおけるいくつかの変形が実現可能であることをすぐに認識するであろう。たとえば、上記の実施形態でも示されているように、マイクロビームフォーマー12および／またはドップラー・プロセッサ28は省略されてもよく、超音波プローブ10は3D撮像機能をもたなくてもよい、など。他の変形も当業者には明白であろう。

【0055】

ある実施形態では、超音波トランスデューサ・アレイ100は、外来オブジェクトを含む患者の身体50の部分の撮像するために使われる。外来オブジェクトは、たとえばペースメーカー、除細動器、ステントなどといった静的な外来オブジェクトであってもよく、あるいは超音波撮像システム1の一部をなしていてもよい介入ツール200であってもよい。たとえばそのような介入ツール200は、カテーテル、生検針などであってもよい。これらは、患者の身体50を通じて医療専門家によって案内されてもよい。その場合、超音波トランスデューサ・アレイ100、たとえば超音波トランスデューサ・プローブを用いて生成される超音波画像が、患者の身体50内の適切な領域まで介入ツール200を案

10

20

30

40

50

内することにおいて医療専門家を支援しうる。そのような領域はたとえば、超音波トランスデューサ・アレイ 100 を用いて生成される超音波画像内で明瞭に識別できることがあるからである。そのような介入ツール 200 の使用（案内）は、図 1 に概略的に描かれているように超音波トランスデューサ・アレイ 100 とは独立であってもよく、あるいは代替的には、そのような介入ツール 200 の使用（案内）は、図 6 に概略的に描かれているように超音波トランスデューサ・アレイ 100 を通じてであってもよい。後者の場合、超音波トランスデューサ・アレイ 100 は、それを通じて介入ツール 200 が患者の身体 50 中に案内されうる案内チャンネル 150 を含んでいてもよい。後者の実施形態は、超音波トランスデューサ・アレイ 100 と介入ツール 200 との間の空間的な相互関係のため、超音波トランスデューサ・アレイ 100 を用いて生成される超音波画像において介入ツール 200 を捕捉することが、よりストレートであるという恩恵をもつ。

【0056】

超音波トランスデューサ・タイル 101 の独立して調整可能な性質のため、超音波トランスデューサ・タイル 101 を用いて生成されるそれぞれの超音波画像は同じ参照系に位置合わせされていない。図 1 および図 6 において概略的に描かれるように異なる超音波トランスデューサ・タイル 101 は互いに対して異なる未知の相対配向をもちうるからである。結果として、介入ツール 200 のような外来物体が（少なくとも部分的に）含まれるそれぞれの超音波トランスデューサ・タイル 101 を用いて捕捉された超音波画像は、その外来物体、たとえば介入ツール 200 を、それぞれの超音波トランスデューサ・タイル 101 によって生成されたそれぞれの超音波画像内で異なる位置および配向で描くことになる。これは、図 7 に概略的に描かれている。図 7 は、介入ツール 200 がそれぞれの超音波画像 111 a～d 内で異なる位置および配向で少なくとも部分的に捕捉されている、それぞれ超音波トランスデューサ・タイル 101 a～d を用いて生成された四つの超音波画像 111 a～d を概略的に描いている。

【0057】

本発明の実施形態では、超音波撮像システム 1、たとえばユーザー・インターフェース 10 の処理装置、たとえば信号プロセッサ 26 および／またはユーザー・インターフェース 10 の他のプロセッサは、複合超音波画像を生成するために、超音波トランスデューサ・タイル 101 によって生成されたそれぞれの超音波画像 111 を位置合わせするよう構成される。複合超音波画像とはすなわち、超音波画像 111 のうち、少なくとも、外来オブジェクト、たとえば介入ツール 200 の少なくとも一部が捕捉されており、個々の超音波画像 111 における介入ツール 200 のような外来オブジェクトの位置および配向が整列されている、たとえば重ね合わされているものによって構成される超音波画像である。実施形態は、そのような外来物体は複数の特徴 201～204 を既知の空間配列、たとえば特定の幾何学的レイアウトで含んでいてもよく、かかる既知の空間的配置がユーザー・インターフェース 10 の処理装置によって、個々の超音波画像 111 を位置合わせするために利用されうるという洞察に基づいている。

【0058】

ある実施形態では、処理装置はオブジェクト認識アルゴリズムを配備してもよい。それぞれの特徴 201～204 の少なくともいくつかをそのような特徴を含むそれぞれの超音波画像 111 において識別し、外来物体上での特徴 201～204、たとえば介入ツール 200 のシャフトなどに沿って分布している特徴の既知の空間配列を利用してそれぞれの個々の超音波画像 111 における外来オブジェクト、たとえば介入ツール 200 の位置および配向情報を抽出するためである。

【0059】

しかしながら、特に有利な実施形態では、介入ツール 200 は複数の超音波センサー 201～204 を、介入ツール 200（または他の外来物体）上での定義された空間配列において、有する。これらの超音波センサーは、超音波撮像システム 1 のユーザー・インターフェース 10 の処理装置に通信上結合される。この実施形態では、超音波センサー 201～204 は処理装置に音響フィードバック情報を提供してもよく、それに基づいて処理

装置は、超音波センサー 201～204 のうちの少なくともいくつかを用いて検出される超音波送信、たとえば超音波パルスなどを生成することを受け持つ特定の超音波トランスデューサ・タイル 101 に対する、超音波センサー 201～204 の相対位置を決定できる。そのような超音波センサー 201～204 が四つ示されているが、介入ツール 200 がそのような超音波センサーを少なくとも三つ有する限り、介入ツール 200 上には任意の好適な数の超音波センサーが設けられうる。当業者によって容易に理解されるように、超音波トランスデューサ・タイル 101 のうちの一つで生成された超音波信号に基づいてユーザー・インターフェース 10 の処理装置による三角測量計算を実行するためには、最小で三つの超音波センサー 201～204 が必要とされる。三つの超音波センサーを超えた追加的な超音波センサーがあれば、そのような三角測量法の精度が改善される、あるいは超音波センサー 201～204 のうちの一つまたは複数の障害の場合に利用されうる冗長性が提供される。

10

【0060】

そのような計算はたとえば、送信元の超音波トランスデューサ・タイル 101 から超音波信号を検出する特定の超音波センサーまでの飛行時間情報、超音波センサー 201～204 の一つまたは複数によって提供される超音波信号振幅測定情報などの決定を含んでもよい。該情報が、各超音波センサーの横方向および／または角度方向の位置を決定するために処理装置によって利用されてもよく、それにより、超音波センサーのこれらそれぞれの位置が、介入ツール 200 上での超音波センサー 201～204 の既知の空間配置に基づいて、特定の超音波画像 111 内での介入ツール 200 の位置および配向に変換されてもよい。

20

【0061】

臨床作業フローの一部としてユーザー・インターフェース 10 の処理装置を用いて実行される超音波画像位置合わせ方法 300 の実施形態が、図 8 のフローチャートによって描かれている。方法 300 は、たとえば処置テーブルなどの患者を位置させ、超音波撮像システム 1 をスイッチオンすることによって、301 で始まる。その後、方法 300 は 303 に進んでもよく、介入ツール 200 が任意の好適な仕方、患者の身体 50 内の初期位置に案内される。これはたとえば、一つまたは複数の超音波トランスデューサ素子を既知の配向で有している通常の超音波トランスデューサ・プローブの案内のもとで行なわれる。それにより、この通常のプローブを用いて生成されたそれぞれの超音波画像は共通の参照系に関係する、すなわち位置合わせされる。

30

【0062】

次に、超音波トランスデューサ・アレイ 100 は、305 において、患者の身体 50 上に位置されてもよい。任意的には超音波トランスデューサ・アレイ 100 のそれぞれの超音波トランスデューサ・タイル 101 と超音波トランスデューサ・アレイ 100 が位置される身体 50 の部分との間の共形接触を改善するよう特殊なゲルを使う。この位置決めの間に、各超音波トランスデューサ・タイル 101 は、該タイルが接触する身体 50 の部分に適合するような配向を取る。先に説明したように、身体 50 の典型的には曲がった性質のため、これは、それぞれの超音波トランスデューサ・タイル 101 が、互いに対して異なる配向を取る結果となる。それにより、これらの超音波トランスデューサ・タイル 101 を用いて生成されたそれぞれの超音波画像 111 は位置合わせを要する。

40

【0063】

307 では、それぞれの超音波画像 111 が超音波トランスデューサ・アレイ 100 を用いて取得される。その結果、介入ツール 200 が可視でありうるいくつかの画像 111 の取得につながる可能性がある。該画像 111 の数は、超音波トランスデューサ・タイル 101 の数に等しくてもよい。すなわち、各超音波トランスデューサ・タイル 101 が、前記特徴、たとえば超音波センサー 201～204 の少なくともいくつかを前記既知の空間配置において含む介入ツール 200 の部分が見える超音波画像 111 を生成したことがある。あるいはまた、画像 111 の数は、超音波トランスデューサ・タイル 101 の数より少ないことがある。すなわち、超音波トランスデューサ・タイル 101 の部分集合の

50

みが、前記特徴、たとえば超音波センサー２０１～２０４の少なくともいくつかを前記既知の空間配置において含む介入ツール２００の部分が見える超音波画像１１１を生成している。後者のシナリオでは、３０７における超音波画像の取得はさらに、介入ツール２００の前述した部分が画像位置合わせプロセスのために見える超音波画像、たとえば１１１ａ～１１１ｄを選択し、介入ツール２００のこの部分が見えない超音波画像１１１を破棄することを含んでいてもよい。

【００６４】

次に、それぞれの（選択された）超音波画像１１１について、介入ツール２００の相対的な位置および配向が、３０９において、先に説明したように、オブジェクト認識アルゴリズムおよび／または超音波センサー２０１～２０４によって提供される音響フィードバック情報を使って、決定される。四つの超音波トランスデューサ・タイル１０１ａ～ｄが四つの超音波画像１１１ａ～ｄを生成し、各超音波画像がそれぞれの超音波画像１１１ａ～ｄにおいて四つの特徴、たとえば超音波センサー２０１～２０４の位置を同定することに基づく簡略化された例として、ユーザー・インターフェース１０の処理装置は、各超音波画像１０１ａ～ｄにおける各特徴２０１～２０４の位置を推定して、これらの推定された位置をデカルト座標(x,y,z)系で次のように表現してもよい。

【数１】

$$P_{111a}(x,y,z) = \{(x_{1a}, y_{1a}, z_{1a}), (x_{2a}, y_{2a}, z_{2a}), (x_{3a}, y_{3a}, z_{3a}), (x_{4a}, y_{4a}, z_{4a})\}$$

$$P_{111b}(x,y,z) = \{(x_{1b}, y_{1b}, z_{1b}), (x_{2b}, y_{2b}, z_{2b}), (x_{3b}, y_{3b}, z_{3b}), (x_{4b}, y_{4b}, z_{4b})\}$$

$$P_{111c}(x,y,z) = \{(x_{1c}, y_{1c}, z_{1c}), (x_{2c}, y_{2c}, z_{2c}), (x_{3c}, y_{3c}, z_{3c}), (x_{4c}, y_{4c}, z_{4c})\}$$

$$P_{111d}(x,y,z) = \{(x_{1d}, y_{1d}, z_{1d}), (x_{2d}, y_{2d}, z_{2d}), (x_{3d}, y_{3d}, z_{3d}), (x_{4d}, y_{4d}, z_{4d})\}$$

【００６５】

次に、処理装置は、超音波画像１１１ａ～ｄのうちの一つ（すなわち、超音波トランスデューサ・タイル１０１ａ～ｄのうちの一つの配向）を３１１において基準として選択してもよい。この例では、画像１１１ａが基準画像として選択され、残りの超音波画像１１１ｂ～ｄはその後、この基準画像１１１ａに対して３１３において位置合わせされる。この目的に向けて、それぞれの残りの超音波画像について、該超音波画像を、参照系、すなわち基準超音波画像１１１の生成を受け持つ超音波トランスデューサ・タイル１０１、ここでは基準超音波画像１１１ａの生成を受け持つ超音波トランスデューサ・タイル１０１ａの基準配向に変換する変換行列Ｔが構築されてもよい。

【数２】

$$P_R(x,y,z) = T_{111b \rightarrow R} \times P_{111b}(x,y,z)$$

$$P_R(x,y,z) = T_{111c \rightarrow R} \times P_{111c}(x,y,z)$$

$$P_R(x,y,z) = T_{111d \rightarrow R} \times P_{111d}(x,y,z)$$

ここで、 $T_{111b \rightarrow R}$ 、 $T_{111c \rightarrow R}$ 、 $T_{111d \rightarrow R}$ はそれぞれ超音波トランスデューサ・タイル１０１ｂ、１０１ｃ、１０１ｄから基準タイル１０１ａへの変換である。それぞれの変換 $T_{111b \rightarrow R}$ 、 $T_{111c \rightarrow R}$ 、 $T_{111d \rightarrow R}$ はその後、対応する超音波画像１１１ａ～ｄに適用されて、それらの超音波画像１１１における介入ツール２００のそれぞれの位置および配向が重ね合わされている複合超音波画像３１５を形成する。これは図９に概略的に描かれている。その後、方法３００は３１７において終了してもよい。

【００６６】

この位置合わせ方法３００は、複合超音波画像が典型的には介入ツール２００のまわりに高解像度の領域１１３を有することを保証する。それにより、患者の身体５０内の関心領域に向けて介入ツール２００を正確に案内することにおいて、医療実務者を支援する。領域１１３の解像度を最大にするために、複合超音波画像のもとになる超音波画像１１１

の数は好ましくは最大にされる。すなわち、介入ツール 200 の関連する部分が見えるすべての超音波画像 111 が、複合画像に含められる。ただし、介入ツール 200 の関連する部分が見える超音波画像 111 の部分集合のみ（すなわち全部ではない）が複合画像に含められる実施形態も考えられてもよいことは理解しておくべきである。当業者によって容易に理解されるように、位置合わせ方法 300 は、連続的にリアルタイムで実行されて、それにより、超音波トランスデューサ・アレイ 100 が変位するまたは他の仕方での挿入プロセスの間に調整される場合に備えて、介入ツール 200 挿入プロセスを通じて、更新される画像位置合わせを提供してもよい。

【0067】

この時点で、タイル 101 上の超音波トランスデューサ素子は好ましくは、各センサー 201～204 についての(X,Y,Z)座標を得るために2Dマトリクスにおいて配列されていることを注意しておく。各タイル 101 において超音波素子の1Dアレイしかない場合には、タイル 101 を用いて形成される画像の画像平面がセンサー 201～204 の一つまたは複数を含む位置／角度を得るために、タイル 101 を外的にトラッキングして機械的にタイル 101 を方向制御する／駆動させることが必要であることがある。

【0068】

ある実施形態では、超音波撮像システム 1 のユーザー・インターフェース 10 は、図 9 に概略的に描かれるような複合画像のもとになる超音波画像 111 の生成を受け持つ超音波トランスデューサ・タイル 101 のみが、介入ツール 200 を含む患者の身体 50 内の関心領域のその後の撮像に従事する撮像モードを容易にしうる。この目的に向けて、超音波撮像システム 1 のユーザーは、たとえばボタンなどを押すこと、音声コマンドを発することなどによって、ユーザー・インターフェース 10、たとえば制御モジュール 38 に、触覚または発話による命令を与えてもよく、それに対して超音波撮像システム 1 は、単に、領域 113 を含む複合画像に寄与することを受け持つ超音波トランスデューサ・タイル 101 を有効にすることによって応答する。結果として、複合画像を合成するのに先立って取得される必要のある超音波画像 111 がより少数になるという事実のため、複合画像の、より高いフレームレートが達成でき、これは超音波撮像システム 1 を用いて生成される複合画像（または複合画像のストリーム）の分解能をさらに改善する。介入ツール 200（または先に説明したような他の外来物体）の撮像を担う超音波信号、たとえば超音波パルスなどを生成することを受け持つ超音波トランスデューサ・タイルの超音波トランスデューサ素子のみを有効にすることによってさらに向上されうる。

【0069】

ある実施形態では、図 10 に概略的に描かれるように、介入ツール 200、すなわち超音波センサー 201～204 は、処理装置によって制御されるマルチプレクサ（MUX） 160 を通じてユーザー・インターフェース 10 の処理装置に通信上結合されてもよい。そのような MUX 160 はたとえば、介入ツール 200 が、必要最小限の数の超音波センサーを超える追加的な超音波センサーを有する、すなわち三つより（ずっと）多くの超音波センサー 201～204 を有する場合に配備されてもよい。そのようなシナリオでは、いくつかの超音波トランスデューサ・タイル 101 がそれぞれ十分な数の超音波センサー 201、202、203、204 を視野に収めることがあるが、異なる超音波トランスデューサ・タイルが異なる超音波センサーを見ることができることがある。たとえば、超音波トランスデューサ・タイル 101 a は超音波センサー 201、202、203 を見ることができてもよく、超音波トランスデューサ・タイル 101 b は超音波センサー 201、202、203、204 を見ることができてもよく、一方、超音波トランスデューサ・タイル 101 c は超音波センサー 202、203、204 を見ることができてもよい。そのようなシナリオでは、超音波トランスデューサ・タイル 101 はクラスター、たとえばペアにおいて位置合わせされてもよい。クラスターは、たとえば、第一のペアとしての超音波トランスデューサ・タイル 101 a および 101 b、第二のペアとしての超音波トランスデューサ・タイル 101 b および 101 c など、それぞれの位置合わせのために、クラスター内のすべての超音波トランスデューサ・タイル 101 に共通の固定数の超音波センサ

一、たとえば三つの超音波センサーを含むものである。任意的なMUX 160は、この位置合わせプロセスの間にアクティブである超音波センサー201～204の適切な部分集合を選択するために使われてもよい。これはたとえば、たとえば介入ツール200とユーザー・インターフェース10の処理装置との間のチャンネルの数が超音波センサー201～204と介入ツール200の総数よりも少なく、超音波センサーの適切な部分集合がMUX 160によって、この部分集合を利用可能なチャンネルに接続することによって有効にされうるシナリオにおいてである。

【0070】

本発明の実施形態に基づく超音波撮像システム1は、先に説明したような介入ツール200を含んでいてもよい。本発明の実施形態に基づく超音波撮像システム1は、最小侵襲外科手順において展開されてもよい。限定しない例として、絨毛生検（CVS: chorionic villus sampling）、針ベースの生検および局所麻酔のための神経ブロックを含むがそれに限られない針ベースの手順などである。ここで、本発明の実施形態に基づく超音波撮像システム1は、超音波トランスデューサ・アレイ100、たとえば大面積超音波トランスデューサ・アレイ100を使って高解像度撮像を提供することによって介入ツール200の正しい位置決めをサポートできる。

【0071】

上述した実施形態が本発明を限定するのではなく例解するものであり、当業者は付属の請求項の範囲から外れることなく多くの代替実施形態を設計できるであろうことを注意しておくべきである。請求項では、括弧内に参照符号があったとしてもその請求項を限定するものと解釈してはならない。単語「有する／含む」は、請求項において挙げられているもの以外の要素やステップの存在を排除しない。要素の単数形の表現はそのような要素の複数の存在を排除しない。本発明は、いくつかの相異なる要素を有するハードウェアによって実装できる。いくつかの手段を列挙する装置請求項では、これらの手段のいくつかが同一のハードウェア項目によって具現されることができる。ある種の施策が互いに異なる従属請求項において記載されているというだけの事実が、これらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。

10

20

【図 1】

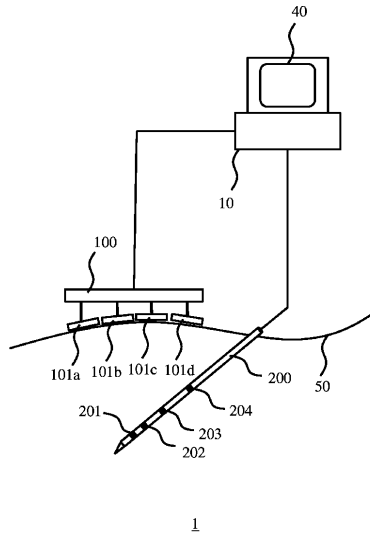


FIG. 1

【図 2】

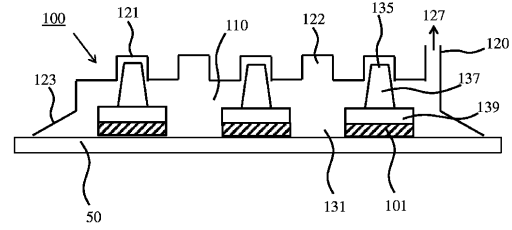


FIG. 2

【図 3】

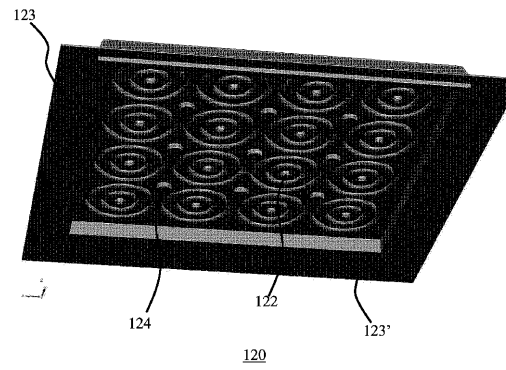


FIG. 3

【図 4】

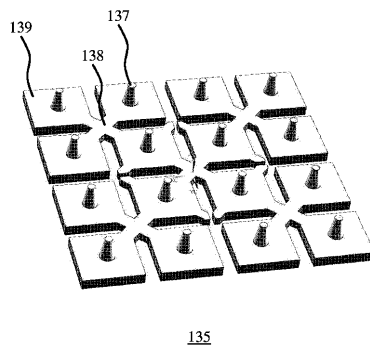


FIG. 4

【図 5】

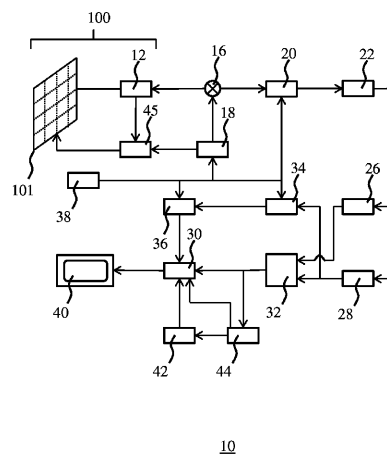
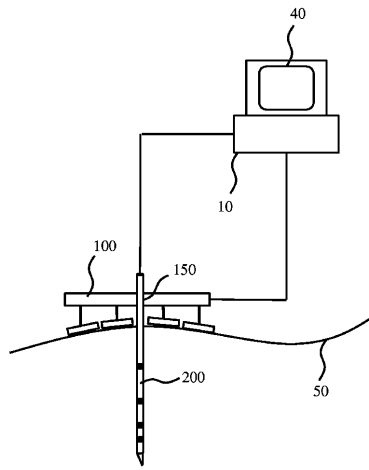


FIG. 5

【図 6】



1

FIG. 6

【図 7】

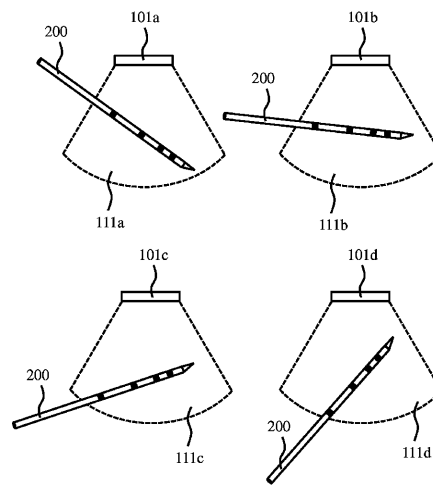
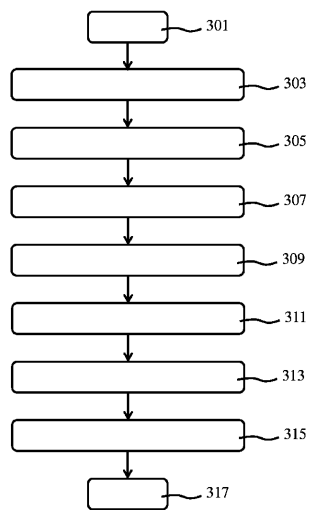


FIG. 7

【図 8】



300

FIG. 8

【図 9】

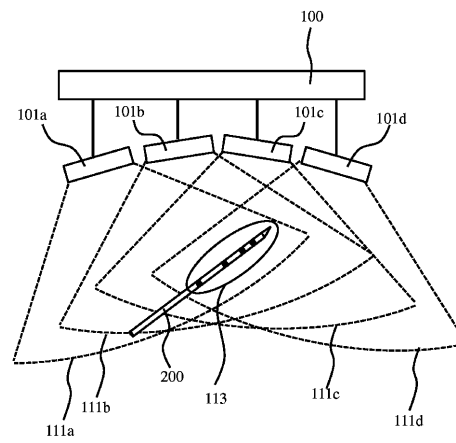


FIG. 9

【図 10】

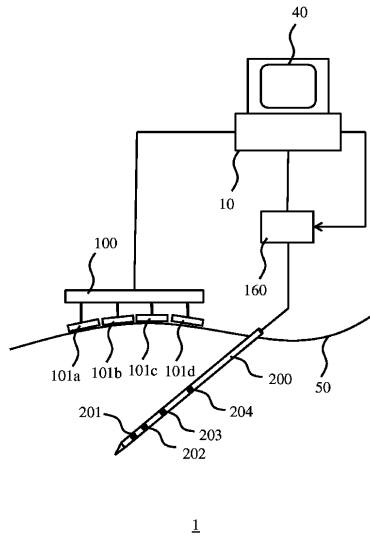


FIG. 10

【手続補正書】

【提出日】平成31年3月22日(2019.3.22)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波トランスデューサ・アレイであって、前記タイルのそれぞれは、そのタイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもつ、超音波トランスデューサ・アレイと；

前記超音波トランスデューサ・アレイに結合され、前記超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成された処理装置を含むユーザー・インターフェースとを有する超音波撮像システムであって、前記位置合わせは：

前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；

ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；

前記個々の超音波画像における前記外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることによって前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することによる、
超音波撮像システム。

【請求項2】

前記処理装置がさらに、個々の超音波画像における前記外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って；

前記個々の超音波画像のうちの一つを基準超音波画像として選択し；

前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について；

その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換するための変換行列を生成し；

その画像をその変換行列に従って変換する、
よう構成されている、請求項1記載の超音波撮像システム。

【請求項3】

前記外来オブジェクトが当該超音波システムの一部をなす介入ツールである、請求項1または2記載の超音波撮像システム。

【請求項4】

前記複数の特徴が、前記介入ツール上の、定義された空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを含み、前記処理装置は；

前記少なくとも三つの超音波センサーのうちの少なくともいくつかからセンサー信号を受信するよう構成されており、前記センサー信号は、前記超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく、
請求項3記載の超音波撮像システム。

【請求項5】

少なくとも部分的には前記センサー信号に基づいて前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別するよう構成された前記処理装置は；

前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報を導出し；

前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの少なくとも位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、識別するよう構成されている、
請求項4記載の超音波撮像システム。

【請求項6】

前記処理装置はさらに、超音波トランスデューサ・タイルのクラスターを同時に位置合わせすることによって前記超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせするよう構成され、前記クラスター内のタイルを用いて生成された超音波画像は少なくとも三つの共通の超音波センサーを含む、請求項3ないし5のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項7】

前記超音波センサーが、前記処理装置によって制御されるマルチプレクサによって前記処理装置に結合され、前記処理装置は、前記クラスター内の超音波トランスデューサ・タイルによる超音波画像の生成の間、前記マルチプレクサを用いて前記少なくとも三つの共通の超音波センサーを有効にするよう構成される、請求項6記載の超音波撮像システム。

【請求項8】

前記超音波トランスデューサ・アレイは、前記超音波トランスデューサ・アレイにおいて前記介入ツールをマウントするための案内チャンネルを有する、請求項3ないし7のうちいずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項9】

前記処理装置はさらに、前記ユーザー・インターフェースにおいて受領されるユーザー入力に応答して、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルで合成されたさらなる複合超音波画像を生成するよう構成されている、請求項1ないし8のうち

いずれか一項記載の超音波撮像システム。

【請求項 10】

各超音波トランスデューサ・タイルが複数の超音波トランスデューサ素子を有し、前記処理装置はさらに、前記集合内の位置合わせされた超音波トランスデューサ・タイルのうち少なくともいくつかの超音波トランスデューサ・タイルの超音波トランスデューサ素子のセレクションを用いて前記さらなる複合超音波画像を生成するよう構成され、選択される超音波トランスデューサ素子は、その超音波トランスデューサ・タイルを用いて生成される個々の超音波画像における外来物体の撮像に寄与するものである、請求項 9 記載の超音波撮像システム。

【請求項 11】

複数の超音波トランスデューサ・タイルを有する超音波撮像システムの超音波トランスデューサ・タイルを位置合わせする方法であって、前記タイルのそれぞれは、そのタイルの超音波送信表面を、ボディの、ある領域に適合させるよう独立して調整可能な配向をもち、当該方法は：

前記超音波トランスデューサ・アレイが前記領域の上に位置されるときに前記超音波トランスデューサ・タイルの少なくともいくつかからそれぞれの超音波画像を受領し；

ボディ内に位置する外来オブジェクトの複数の特徴の既知の空間配置を使って、それぞれ前記特徴のうちの少なくともいくつかを含む受領された個々の超音波画像の集合における前記外来オブジェクトの位置およびロケーションを識別し；

前記個々の超音波画像における前記外来オブジェクトの識別されたそれぞれの位置および配向を重ね合わせることによって前記集合における個々の超音波画像から複合超音波画像を生成することを含む、方法。

【請求項 12】

個々の超音波画像における前記外来オブジェクトのそれぞれの位置および配向を使って：

前記個々の超音波画像のうちの一つを基準超音波画像として選択し；

前記基準超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を基準として定義し；他のそれぞれの個々の超音波画像について：

その超音波画像における前記外来オブジェクトの位置および配向を前記基準に変換するための変換行列を生成し；

その画像をその変換行列に従って変換する、ことをさらに含む、請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】

前記外来オブジェクトは介入ツールであり、前記複数の特徴は、前記介入ツール上の、既知の空間配列にある、少なくとも三つの超音波センサーを有し、当該方法はさらに、前記少なくとも三つの超音波センサーの少なくともいくつかからセンサー信号を受信することを含み、前記センサー信号は、前記超音波トランスデューサ・アレイを用いて生成された、前記超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応するものであり；前記受領された個々の超音波画像の集合における前記介入ツールの位置および配向を識別することは、少なくとも部分的には前記センサー信号に基づく、請求項 11 または 12 記載の方法。

【請求項 14】

前記センサー信号から飛行時間情報および超音波信号振幅情報を導出し；

前記集合からの個々の超音波画像における前記介入ツールの位置および配向を、少なくとも部分的には前記個々の超音波画像が生成されるもとなる超音波信号に対応する前記センサー信号からの前記飛行時間情報および超音波信号振幅情報に基づいて、識別することをさらに含む、請求項 13 記載の方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/073766

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08

ADD.

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 G01S G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SINGH R S ET AL: "Development of an ultrasound imaging system for needle guidance", 2009 IEEE INTERNATIONAL ULTRASONICS SYMPOSIUM PROCEEDINGS, 20 September 2009 (2009-09-20), pages 1852-1855, XP031654735, ISBN: 978-1-4244-4389-5 the whole document	1-15
A	----- US 2007/078345 A1 (MO JIAN-HUA [US] ET AL) 5 April 2007 (2007-04-05) the whole document ----- -/--	1,12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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

16 October 2017

Date of mailing of the international search report

27/10/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Küster, Gunilla

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/073766

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2009/024034 A1 (MOREAU-GOBARD ROMAIN [US] ET AL) 22 January 2009 (2009-01-22) paragraphs [0025] - [0026], [0033] - [0035], [0039], [0040], [0050], [0051], [0057] - [0074]; figures -----	1,12
A	US 2009/003675 A1 (MOREAU-GOBARD ROMAIN [US]) 1 January 2009 (2009-01-01) paragraphs [0042] - [0044] -----	1,12
A	CHRIS M W DAFT: "Conformable transducers for large-volume, operator-independent imaging", ULTRASONICS SYMPOSIUM (IUS), 2010 IEEE, IEEE, 11 October 2010 (2010-10-11), pages 798-808, XP031953156, DOI: 10.1109/ULTSYM.2010.5936021 ISBN: 978-1-4577-0382-9 sections I, III.A, III.E, V, and VI.D; figures -----	1,12
A	US 2011/201931 A1 (PALMERI MARK L [US] ET AL) 18 August 2011 (2011-08-18) paragraphs [0005] - [0008], [0051] - [0054] -----	1,12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/073766

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007078345	A1	05-04-2007	NONE
US 2009024034	A1	22-01-2009	NONE
US 2009003675	A1	01-01-2009	NONE
US 2011201931	A1	18-08-2011	NONE

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 バーラト, シyam

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 エルカンプ, ラモン クアイド

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 グエン, マン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 シン, ジュン ソブ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 ロベール, ジャンーリュック フランソワーマリー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE01 EE09 EE11 FF03 FF05 GA20 GA27 GB09 GB26

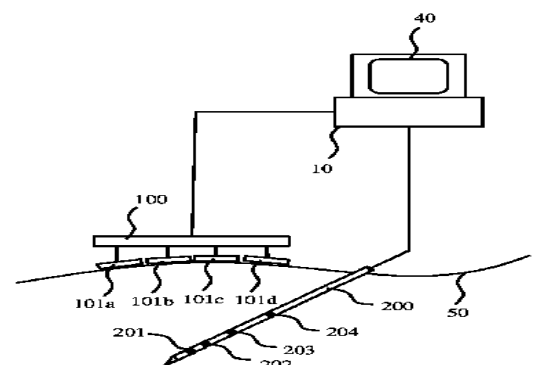
GB45 HH29 JB30 JB33 JC06 JC37 KK24 KK31 KK42

5D019 BB19 FF04

专利名称(译)	超声波换能器瓷砖对齐		
公开(公告)号	JP2019532697A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019514820	申请日	2017-09-20
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	バーラトシャム シンジュンソブ		
发明人	バーラト,シャム エルカンプ,ラモン クアイト グエン,マン シン,ジュン ソブ ロペール,ジャン-リュック フランソワ-マリー		
IPC分类号	A61B8/14 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0866 A61B8/4272 A61B8/4494 A61B8/5253 A61B2017/3413 G01S7/52065 G01S7/52079 G01S15/8925 G01S15/8929 G01S15/8934 G06T7/33 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/14 H04R17/00.332.A		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/GA20 4C601/GA27 4C601/GB09 4C601/GB26 4C601/GB45 4C601/HH29 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/KK42 5D019/BB19 5D019/FF04		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2016194511 2016-10-19 EP 62/396852 2016-09-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统 (1) 包括超声换能器阵列 (100), 超声换能器阵列 (100) 包括多个超声换能器瓦片 (101a-d), 每个所述瓦片具有独立可调的取向, 以使超声透射表面与超声区域相适应。主体 (50), 包括异物, 例如起搏器, 支架或介入工具 (200)。使用异物 (200) 的多个特征 (201-204) 的已知空间布置, 配准由超声换能器砖块生成的各个超声图像, 以便生成合成图像, 其中, 各个图像中的异物被叠加。可以使用对象识别算法或使用由以介入工具上的已知空间布置布置的至少三个超声传感器 (201-204) 提供的声学反馈信息来为每个图像确定介入工具的位置和取向。



1

FIG. 1