

(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2007-532227

(P2007-532227A)

(43) 公表日 平成19年11月15日(2007.11.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-507915 (P2007-507915)
(86) (22) 出願日	平成17年4月12日 (2005. 4. 12)
(85) 翻訳文提出日	平成18年10月13日 (2006. 10. 13)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/051205
(87) 国際公開番号	W02005/099583
(87) 国際公開日	平成17年10月27日 (2005. 10. 27)
(31) 優先権主張番号	60/562, 032
(32) 優先日	平成16年4月14日 (2004. 4. 14)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(71) 出願人 5900000248
コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヴィ
オランダ国 5621 ベーアー アイ
ンドフェン フルーネヴァウツウェッハ
1

(74) 代理人 100070150
弁理士 伊東 忠彦

(74) 代理人 100091214
弁理士 大貫 進介

(74) 代理人 100107766
弁理士 伊東 忠重

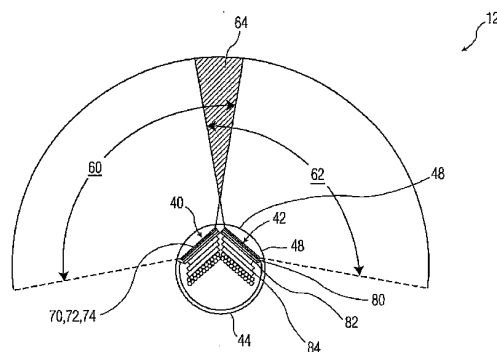
(74) 代理人 100120167
弁理士 木田 博

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 広視野超音波イメージングプローブ

(57) 【要約】

本開示の実施例によれば、広視野超音波プローブ（１２）は、互いに対して角度をなしてプローブ（１２）内に配置された２つの平らなマトリクスアレイ・サブアセンブリ（４０，４２）を含む。各サブアセンブリ（４０，４２）からの情報は、広角画像視野に対応したデータを生成するために結合される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波イメージングプローブであって、

第 1 画像視野を有する第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、

前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、前記第 1 画像視野とは異なる部分を含む第 2 画像視野を有する第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリとを含み、前記第 1 画像視野及び第 2 画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する、超音波イメージングプローブ。

10

【請求項 2】

前記結合された画像視野が、前記第 1 及び第 2 画像視野の双方に共通する部分を含む、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 3】

前記第 2 画像視野が、画像スライス領域において前記第 1 画像視野と重なり合う、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 4】

ハウジングを更に含み、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが前記ハウジング内に配置される、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

20

【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの主軸に沿って前記ハウジング内に配置される、請求項 4 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの主軸に傾斜して前記ハウジング内に配置される、請求項 4 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 7】

前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、平らなマトリックス状のセンサ組立体を含む、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

30

【請求項 8】

前記平らなマトリックス状のセンサ組立体は、センサスタックに結合される音響窓を含み、前記センサスタックが、フリップチップ ASIC に結合され、該フリップチップ ASIC が、ケーブル相互接続部に結合される、請求項 7 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 9】

前記第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、平らなマトリックス状のセンサ組立体を含む、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 10】

前記平らなマトリックス状のセンサ組立体は、センサスタックに結合される音響窓を含み、前記センサスタックが、フリップチップ ASIC に結合され、該フリップチップ ASIC が、ケーブル相互接続部に結合される、請求項 9 に記載の超音波イメージングプローブ。

40

【請求項 11】

前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 1 画像視野に音響エネルギーを送り前記第 1 画像視野からエコーエネルギーを受けるためビーム形成信号を送信するように応答する、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 12】

前記第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 2 画

50

像視野に音響エネルギーを送り前記第 2 画像視野からエコーエネルギーを受けるためビーム形成信号を送信するように応答する、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 3】

長さ方向の寸法に沿った主軸を有する円筒形のプローブである、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 4】

前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリのアーチャが、前記プローブの主軸に垂直な走査方向を容易化する、請求項 1 3 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 5】

超音波イメージングカテテル及び腔内プローブの何れか一方を含む、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 6】

前記第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、第 3 画像視野を有する第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを更に含み、前記第 2 画像視野が、前記第 3 画像視野とは異なる部分を含み、前記第 1、第 2 及び第 3 画像視野が、協働して、結合された画像視野を提供する、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 7】

ハウジングを更に含み、前記第 1、第 2 及び第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが前記ハウジング内に配置される、請求項 1 6 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 8】

前記第 1、第 2 及び第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの主軸に沿って前記ハウジング内に配置される、請求項 1 7 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 1 9】

ハウジングを更に含み、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの外周まわりに結合された画像視野を提供するため、前記ハウジングの主軸に沿って前記ハウジング内に配置され、

第 3 画像視野を有する第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを更に含み、前記第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの主軸に対して傾斜して前記ハウジング内に配置され、前記第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの前方に前方視の画像視野を提供する、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 0】

第 4 画像視野を有する第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを更に含み、前記第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置されると共に、前記ハウジングの主軸に対して傾斜して前記ハウジング内に配置され、前記第 4 画像視野が、前記第 3 画像視野とは異なる部分を含み、前記第 3 及び第 4 画像視野が協働して、前記ハウジングの前方に前方視の結合された画像視野を提供する、請求項 1 9 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 1】

第 3 画像視野を有する第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、

第 4 画像視野を有する第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、

第 5 画像視野を有する第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリとを更に含み、

10

20

30

40

50

前記第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、前記第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、前記第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、

前記第 2 画像視野が、前記第 3 画像視野と異なる部位を含み、前記第 3 画像視野が、前記第 4 画像視野と異なる部位を含み、前記第 4 画像視野が、前記第 5 画像視野と異なる部位を含み、前記第 5 画像視野が、前記第 1 画像視野と異なる部位を含み、

10

前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 2】

前記結合された超音波画像の前記結合された画像視野は、当該プローブの主軸まわりに約 360 度のオーダーで主軸に垂直に向けられる、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 3】

ハウジングを更に含み、前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記ハウジングの主軸に沿って前記ハウジング内に配置される、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

20

【請求項 2 4】

前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、平らなマトリックス状のセンサ組立体を含む、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 5】

前記平らなマトリックス状のセンサ組立体は、センサスタックに結合される音響窓を含み、前記センサスタックが、フリップチップ ASIC に結合され、該フリップチップ ASIC が、ケーブル相互接続部に結合される、請求項 2 4 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 6】

30

前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、それぞれ、前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 画像視野に音響エネルギーを送り前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 画像視野からエコーエネルギーを受けるためビーム形成信号を送信するように応答する、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 7】

長さ方向の寸法に沿った主軸を有する円筒形のプローブである、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 2 8】

前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記プローブの主軸に垂直な走査方向を容易化する、請求項 2 7 に記載の超音波イメージングプローブ。

40

【請求項 2 9】

超音波イメージングカテーテル及び腔内プローブの何れか一方を含む、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 3 0】

前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに接続され、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信する超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成するコントローラを更に含む、請求項 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

50

【請求項 3 1】

前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに接続され、前記第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信する超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成するコントローラを更に含む、請求項 2 1 に記載の超音波イメージングプローブ。

【請求項 3 2】

超音波診断イメージングシステムであって、

第 1 画像視野を有する第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、前記第 1 画像視野とは異なる部分を含む第 2 画像視野を有する第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリとを含み、前記第 1 画像視野及び第 2 画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する、超音波イメージングプローブと、

前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに接続され、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信する超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成するコントローラと、を含む超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3 3】

前記コントローラが、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリの素子の走査を制御し、前記走査が、イメージング目標物への完全投射及び部分的投射のうちの少なくとも何れか 1 つを含む、請求項 3 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3 4】

前記コントローラが、前記第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリの素子の走査を制御し、前記走査が、前記結合された画像視野内の関心領域に中心化されたアレイの若しくはその一部のみを用いた走査、及び、前記中心化された領域の縁部でのオーバースキャニングを含み、各アレイのゲインの調整及び関心領域の縁部での平均化を可能とする、請求項 3 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3 5】

前記第 1 及び第 2 画像視野を、前記結合された画像視野にスライスする手段と、

前記結合された画像視野を表示する表示手段とを更に含む、請求項 3 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3 6】

超音波イメージングプローブの製造方法であって、

第 1 画像視野を有する第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを設け、

第 2 画像視野を有する第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを、前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに結合し、前記第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、前記第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 90 度以上 180 度以下の角度をなして配置され、前記第 2 画像視野が、前記第 1 画像視野とは異なる部分を含み、前記第 1 画像視野及び第 2 画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する、方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、一般的には、被験者の内部をイメージング（イメージング）する超音波装置及び方法に係り、より詳細には、超音波イメージングプローブの広い視野に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波イメージングは、心臓の構造、腹部の臓器、胎児及び維管束系のような、人間の体内の組織構造を観察するために広く用いられている。超音波イメージングシステムは、トランスデューサアレイを含み、トランスデューサアレイは、所定のタイミングシーケンスで個々のトランスデューサに電気パルスを印加する多チャンネル送受信ビーム成形器に接続され、アレイから所定の方向に伝播する送信ビームを生成する。送信ビームが体を通過する際、音響エネルギーの一部は、異なる音響的特性を有する反射圧力パルスとして、トランスデューサアレイに組織構造から反射して戻る。

【 0 0 0 3 】

受信トランスデューサ（受信モードで動作する送信トランスデューサであってもよい）は、反射圧力パルスを、対応する高周波（R F）信号に変換し、R F信号は、受信ビーム成形器に供給される。反射圧力パルスの個々のトランスデューサへの異なる距離に起因して、反射音波は、個々のトランスデューサに異なる時間に到達する。従って、対応するR F信号は、異なる位相を有する。

【 0 0 0 4 】

受信ビーム成形器は、加算器に接続される遅れ補償素子を備える複数の処理チャンネルを含む。受信ビーム成形器は、各チャンネルに対して遅れ値を用い、選択された焦点から反射したエコーを収集する。結果として、遅れ信号が加算されるとき、強い信号が、このポイントに対応する信号から生成されるが、異なるポイントから到達する信号は、異なる時間に対応して、ランダムな位相関係を有し、従って、破壊的に干渉する。更に、ビーム成形器は、トランスデューサアレイに対して受信ビームの向き（オリエンテーション）を制御する相対的な遅れを選択する。従って、受信ビーム成形器は、所望の向きを有する受信ビームを動的に方向変化させ、それら受信ビームを所望の深さに合焦させることができる。かくして、超音波イメージングシステムはエコーデータを取得する。

【 0 0 0 5 】

非侵襲性、半侵襲性及び侵襲性超音波システムは、心臓の生理的な組織及び維管束系を画像化するために用いられている。ドップラ超音波イメージングシステムは、患者の心臓及び維管束系内の血圧及び血流を求めるために用いられる非侵襲性システムの一例である。心臓を画像化するために、送信ビーム成形器は、比較的大きな深さで、放出されるパルスを合焦させ、受信ビーム成形器は、比較的遠い距離である10 - 20 cm離れた構造からエコーを検出する。

【 0 0 0 6 】

半侵襲性システムの一例は、経食道心（transesophageal）システム、及び脈管内イメージングシステムを含む侵襲性システムを含む。経食道心システムは、食道内への挿入用に作成された細長い半可撓性本体を備える挿入管を含む。挿入管は、約110 cmの長さであり、約30 Fの直径を有し、管の遠い側の端部近傍に搭載される超音波トランスデューサアレイを含む。経食道心システムは、また、経食道心システムは、トランスデューサアレイに接続される送信ビーム成形器及び受信ビーム成形器を含む制御及びイメージング用電子部品を含む。

【 0 0 0 7 】

脈管用イメージングシステムは、経食道心カテーテルとは異なる設計上の考慮を必要とする脈管用カテーテルを用いる。脈管用カテーテルに対する設計上の考慮は、維管束系の生理学若しくは心臓の生理学に特有のものである。脈管用カテーテルは、約100 - 300 cmの長さで約8 Fから14 Fの直径の細長い可撓性の本体を有する。カテーテルの遠い側の領域は、遠い側端部の近傍に搭載される超音波トランスデューサアレイを含む。組織を画像化するため、幾つかの機械的な走査設計が用いられている。例えば、回転するトランスデューサ素子若しくは回転する超音波ミラーは、超音波ビームを走査構成で反射するために用いられる。更に、幾つかのトランスデューサ素子を備えるカテーテルが用いられており、この場合、異なるトランスデューサ素子は、音響ビームを円形パターンで走査するように電子的に起動される。このシステムは、組織内の一連の径方向の部位を通して

10

20

30

40

50

繰り返し音響ビームを走査することにより、動脈の断面走査を実行することができる。しかし、これらの超音波システムは、反射した音響ビームの固定された頂点距離を有する。固定された焦点距離は、カテーテルまわりの固定された半径に分解能を著しく制約する。

【0008】

更に、脈管カテーテルは、冠状動脈を含む動脈における狭窄症損傷の位置及び特徴の判断のために用いられている。この手法では、チップ上にトランスデューサを備えるカテーテルは、関心領域として動脈内に配置される。イメージングシステムは、トランスデューサチップの位置及び速度を記録するカテーテルトラッキング検出器を含む。イメージングシステムは、トランスデューサの抜き取り中に異なる位置に対して必要とされる2次元画像を積み重ねる。画像生成器は、心臓若しくは血管の検査される領域の3次元画像を提供できるが、これらの画像は、通常、低い側方侵入(side penetration)を有する。

10

【0009】

近年では、上述の機械的な回転型トランスデューサ設計を備える超音波カテーテルは、冠状動脈病の評価及び治療において益々使用されている。これらのカテーテルは、大きなアパーチャを有し、より深い侵入深さを付与し、これにより、トランスデューサから数センチ離れた組織、例えば人間の心臓の右心房のイメージングが可能となる。これらの画像は、電気生理学カテーテルの配置を補助することができる。しかし、これらの装置は侵入性が制限され、横方向の制御が制限され、選択された組織領域を狙う能力が制限されるので、依然として、選択された組織領域の高品質の実時間の画像を提供できない。

【0010】

20

現在、介入の心臓病専門医は、主に、心臓カテーテル検査室(Cath lab)若しくは気生理学的検査室(Eplab)で実行されるような血管系または心臓における装置の案内及び配置に対してX線透視イメージング技術の使用に頼っている。X線透視装置は、実時間のフレームレートでX線を用いて、医師に心臓がある胸腔の透視図を付与する。bi-planeのX線透視装置は、互いに対して90度で搭載された2つの送信機-受信機対を有し、心臓の解剖学的構造の実時間透過画像を提供する。これらの画像は、心臓の解剖学的構造を既に理解している医師に3次元のジオメトリの感覚を与えることにより、医師がカテーテルを位置付ける補助をする。蛍光板透視法は有用な技術であるが、リアルな組織の緻密さを供える高品質の画像を提供しない。医師及び補助スタッフは、リードスーツに覆われる必要があり、X線への被爆量を低減するためにできるだけX線透視イメージング時間を制限する必要がある。更に、蛍光板透視法は、X線の有害な影響に起因して、例えば妊婦のような、ある患者に対して利用できないこともある。経胸腔及び経食道心超音波イメージング技術は、臨床及び外科手術の環境で非常に有用であるが、介入の技術を受ける患者に対して心臓カテーテル検査室及び気生理学的検査室において広く使用されていない。

30

【0011】

それ故に、必要なことは、選択された組織領域の3次元解剖学的構造を可視化できる効果的な脈管若しくは心臓イメージング用の超音波システム及び方法である。かかるシステム及び方法は、簡単な操作及び位置的な制御を可能とするイメージングカテーテルを使用することが必要であろう。更に、イメージングシステム及び方法は、選択された組織に対する利便性の高い照準性、及び、良好な側方侵入性を提供し、心臓の左右側のような、近傍でより遠位の組織構造のイメージングを可能とする必要がある。

40

【0012】

上述に加えて、特殊用途の超音波トランスデューサが、種々の人間の解剖学的構造の心臓内(ICE)若しくは腔内(TEE, TVE他)エコーイメージングのために用いられている。これらの装置から利用可能な視野は、フェイズドアレーから+/-45度に限定される。多くの場合、これらのプローブから利用可能な視野を増加させることが望ましいであろう。標準的な90度のフェイズドアレーフォーマットの外側の解剖学的構造の質問(interrogation)は、多大なプローブ操作を必要とする。更に、3Dボリウム走査は、各面において同一の制限を受ける。これは重大な制限である。

50

【 0 0 1 3 】

従って、広い視野のイメージングカテーテル又は腔内プローブに対する必要性が存在する。湾曲した線形アレイトランスデューサは、本分野において、標準的な１Ｄフェイズドアレイの視野よりも広い視野を提供する能力が知られている。しかし、湾曲型アレイを用いる問題点は、湾曲型アレイは曲率半径を小さく製造することが困難であることである。更に、湾曲型アレイは、３Ｄイメージングを供給するためのボリウムを走査できると思われるマトリックス（２Ｄアレイ）アレイフォーマットで製造するのがより困難でありそれ故に高価となるだろう。

【 0 0 1 4 】

従って、本分野における問題点を克服する改善された超音波イメージングプローブ及びシステムが望まれる。 10

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

本発明の一実施例によれば、超音波イメージングプローブは、第１画像視野を有する第１超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、第２画像視野を有する第２超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリとを含む。前記第２超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、前記第２画像視野が前記第１画像視野とは異なる部分を含むように、第２画像視野を有する前記第１超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して９０度以上１８０度以下の角 20
度（９０° 角度 １８０°）で配置され、前記第１画像視野及び第２画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

図１は、本開示の一実施例による広視野超音波プローブ１２を含む超音波イメージングシステム１０のブロック図である。一実施例では、超音波イメージングシステム１０は、腔内（ＴＥＥ）イメージングシステム及び経食道心プローブを含む超音波プローブ１２を含む。

【 0 0 1 7 】

超音波プローブ１２は、プローブハンドル１２、ケーブル１６、ひずみ解放部１７、コネクタ１８を介して、電子部品ボックス２０に結合する。電子部品ボックス２０は、キーボードのような入力装置２２と接続し、イメージング信号をビデオディスプレイ２４に供給する。電子部品ボックス２０は、更に、超音波イメージングデータを、プリンター、大容量記憶装置、コンピューターネットワーク等のような、他の装置（図示せず）に供給してもよい。一実施例では、電子部品ボックス２０は、例えば、以下で説明する各種機能を実現するため、本分野で知られているように、任意の適切な送信ビーム成形器、受信ビーム成形器、画像生成器、コントローラ及び／又はプロセッサを含む。 30

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ１２は、更に、細長い半可撓性の本体３６に接続される遠端部３０を含む。細長い部分３６の近い側の端部は、プローブハンドル１４の遠い側の端部に接続される。プローブの遠端部３０は、高剛性領域３２と可撓性領域３４を含み、可撓性領域３４は、細長い本体３６の遠端部に接続する。プローブハンドル１４は、可撓性領域３４を関節式に回転させて関心の領域若しくは組織に対して高剛性領域３２を方向付ける位置コントローラ１５を含む。細長い可撓性本体３６は、可撓性領域３４と同様、超音波プローブ１２で検査されている被験者の腔内に、例えば食道内に挿入できるように構成されている。超音波プローブ１２の機械的な部品の種々は、例えば、商業的に入手可能な胃鏡を用いて設けることができる。一実施例では、挿入管は、約１１０ｃｍの長さであり、約３０Ｆの直径を有する。胃鏡は、例えば、Skannantelles Falls, N.Y.のWelch Allenから商業的に入手可能である。超音波プローブ１２は、更に、本開示の一実施例によれば、図２及び図３を参照して後述する如く、遠方側の高剛性端部領域 40
50

32を含む。

【0019】

図2は、本開示の一実施例による第1及び第2トランスデューサ・サブアセンブリ(40, 42)を備える図1の広視野超音波プローブ12の側面図である。超音波プローブ12の遠方側高剛性端部領域32は、センサハウジング44の一部と、センサハウジングの遠方側先端部46を含む。プローブ12の遠方側高剛性端部領域32は、第1及び第2トランスデューサ・サブアセンブリ(40, 42)の視野の領域内に配置される音響窓48を含む。音響窓48は、例えばPEBAX(polyether-block co-polyamide polymers)、RTVシリコン、ウレタン、若しくは、超音波エネルギーが通過できる適切な任意の材料であってよく、この場合、超音波エネルギーは、音響窓の材料により実質的に減衰されないままである。図2に示すように、第1及び第2トランスデューサ・サブアセンブリ(40, 42)は、参照符号50により一般的に指示される、結合された横方向の画像視野を生成する。

10

【0020】

プローブ12は、また、相互接続部52を含む。一実施例では、相互接続部52は、特定用途向けIC(ASIC)・システム間相互接続ケーブルを含む。ASIC・システム間相互接続ケーブル52は、一端で、第1及び第2トランスデューサ・サブアセンブリ(40, 42)に、図3を参照して後述されるようなASICケーブル相互接続部(74, 84)を介して結合する。ASIC・システム間相互接続ケーブル52は、他端では、参照符号56により指示される結合領域近傍で、可撓性領域34のシステム相互接続部54に結合する。

20

【0021】

図3は、本開示の一実施例によるライン3-3に沿って取られた図2の広視野超音波プローブ12の断面図である。図3の視線は、図2に示した側面図を垂直に向けたものである。図3に示すように、第1トランスデューサ・サブアセンブリ40は、参照符号60により指示される第1画像視野を生成する。第2トランスデューサ・サブアセンブリ42は、参照符号62により指示される第2画像視野を生成する。第1及び第2画像視野(60, 62)間の重なり領域が、参照符号64により示されている。重なり領域64は、画像スライス領域に対応し、この場合、第1視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第2視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合(及び/又はスライス)される。

30

【0022】

第1トランスデューサ・サブアセンブリ40は、一般的には、センサスタック70と、フリップチップASIC72と、ケーブル52に結合するケーブル相互接続部74とを含む。第2トランスデューサ・サブアセンブリ42は、一般的には、センサスタック80と、フリップチップASIC82と、ケーブル52に結合するケーブル相互接続部84とを含む。一実施例では、センサスタック70, 80は、それぞれ、ここで参照により組み込まれる本発明の譲受人に譲渡された米国特許第6,551,248号に開示されるような、超音波トランスデューサ素子の平らなマトリックスアレイを含む。その他の実施例では、センサスタック70, 80は、それぞれ、超音波トランスデューサ素子の湾曲したマトリックスアレイを含み、トランスデューサ素子の湾曲したマトリックスアレイは、平面に対して8mmのオーダーの範囲の曲率半径を有する。

40

【0023】

図4は、図3の広視野超音波プローブの拡大した断面図である。同様に、第1トランスデューサ・サブアセンブリ40は、一般的には、センサスタック70と、フリップチップASIC72と、ケーブル52に結合するケーブル相互接続部74とを含む。第2トランスデューサ・サブアセンブリ42は、一般的には、センサスタック80と、フリップチップASIC82と、ケーブル52に結合するケーブル相互接続部84とを含む。図3に示すように、第1トランスデューサ・サブアセンブリ40は、角度 θ_1 により示すように、それぞれのトランスデューサ・サブアセンブリの幅寸法に沿って、第2トランスデューサ

50

・サブアセンブリ 42 に対して傾斜している。一実施例では、角度 θ_1 は、90 度から 180 度のオーダーの範囲内の角度を含む。

【0024】

一実施例では、超音波イメージングプローブ 12 は、第 1 画像視野 60 を有する第 1 超音波トランスデューサアレイ・サブアセンブリ 40 と、第 2 画像視野を有する第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリ 42 を含む。第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリ 42 は、第 1 超音波トランスデューサアレイ・サブアセンブリ 40 に対して角度 θ_1 で配置される。角度 θ_1 は、90 度以上 180 度以下 (90° < 角度 θ_1 < 180°) である。更に、第 2 画像視野 62 は、第 1 画像視野 60 とは異なる部分を含む。更に、第 1 画像視野 60 及び第 2 画像視野 62 は、協働して結合された画像視野を提供する。結合された画像視野は、第 1 画像視野 60 及び第 2 画像視野 62 の双方に共通な部分 64 を含む。即ち、第 2 画像視野 62 は、第 1 画像視野 60 と画像スライス領域 64 で重なり合う。

10

【0025】

その他の実施例によれば、超音波イメージングプローブは、更に、ハウジング 44 を含む。第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリ (40、42) は、ハウジングの主軸に沿ってハウジング内に配置される。その他の実施例では、第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリ (40、42) は、ハウジングの主軸に対して傾斜してハウジング内に配置される。

【0026】

更に、その他の実施例では、第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリ (40、42) は、それぞれ、平らなマトリックスセンサ組立体を含み、この場合、平らなマトリックスセンサ組立体のそれぞれは、センサスタックに結合される音響窓を含み、センサスタックはフリップチップ ASIC に結合され、フリップチップ ASIC はケーブル相互接続部に結合される。超音波イメージングプローブでは、第 1 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第 1 視野に音響エネルギーを送り第 1 視野からエコーエネルギーを受けるためビーム形成信号を送信するように応答する。第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリも、第 2 視野に音響エネルギーを送り第 2 視野からエコーエネルギーを受けるためビーム形成信号を送信するように応答する。

20

30

【0027】

その他の実施例では、超音波イメージングプローブは、更に、第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに結合するコントローラを含み、コントローラは、第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信した超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成する。

【0028】

更なるその他の実施例では、超音波イメージングプローブは、プローブの長さ方向に沿った主軸を有する円筒形のプローブを含む。第 1 及び第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリのアーチャは、プローブの主軸に垂直な走査方向を容易化する。更に、超音波イメージングプローブは、超音波イメージングカテーテル及び腔内プローブの何れか一方を含む。

40

【0029】

その他の実施例では、超音波イメージングプローブは、更に、第 3 画像視野を有する第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを含む。第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第 2 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対してある角度をなして配置される。ある角度は、90 度以上 180 度以下 (90° < 角度 θ_1 < 180°) である。更に、第 2 画像視野が、第 3 画像視野とは異なる部分を含み、第 1、第 2 及び第 3 画像視野が、協働して、結合された画像視野を提供する。更に、超音波イメージングプローブは、ハウジングを更に含み、第

50

1、第2及び第3超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリがハウジングの主軸に沿ってハウジング内に配置される。

【0030】

ここで図5を参照するに、本開示のその他の実施例によるプローブ本体144に対して傾斜した第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)を備える広視野超音波プローブ120の側面図が示されている。超音波プローブ120の種々の要素は、超音波プローブ12の対応する要素と同様であり、以下で説明する相違がある。超音波プローブ120は、高剛性領域132及び可撓性領域34を含み、可撓性領域34は、図1の細長い本体36のような、細長い本体の遠端部に接続する。更に、プローブ120は、長さ方向に沿った主軸を有する略円筒形のプローブ本体ないしセンサハウジング144を含む。

10

【0031】

第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)は、実質的に、プローブ本体144の遠方側先端部146の領域内に配置される。更に、第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)は、第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(40, 42)に類似する。しかし、第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)は、プローブ本体144の主軸、即ち、それぞれのトランスデューサ・サブアセンブリの長さ方向の寸法に沿った軸に対して、角度 θ_2 だけ傾斜している。一実施例では、角度 θ_2 は、30度から90度のオーダーの範囲内の角度を含む。従って、第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)は、図5において参照符号150により一般的に示すように、結合された横方向の画像視野を生成する。なお、結合された横方向の画像視野150も、プローブ本体144の主軸に対して傾斜している。横方向の画像視野150は、第1及び第2超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(140, 142)の結合された断面画像視野との組み合わせで、プローブ120が前方視のWFOVイメージングプローブとして使用されることを可能とする。例えば、かかるプローブは、前方視WFOV超音波イメージングカテテルとして効果的に使用できる。

20

【0032】

その他の実施例では、第1及び第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、ハウジングの外周まわりに結合された画像視野を供給するためにハウジングの主軸に沿ってハウジング内に配置される。更に、第3画像視野を有する第3超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、ハウジングの主軸に対して傾斜してハウジング内に配置される。第3超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、ハウジングの前方に前方視の画像視野を提供する。

30

【0033】

更なるその他の実施例では、超音波イメージングプローブは、第4画像視野を有する第4超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを更に含む。第4超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第3超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して90度以上180度以下の角度をなして配置される。更に、第4超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、ハウジングの主軸に対して傾斜してハウジング内に配置される。従って、第4画像視野が、第3画像視野とは異なる部分を含み、第3及び第4画像視野が協働して、ハウジングの前方に前方視の結合された画像視野を提供する。

40

【0034】

ここで図6を参照するに、本開示のその他の実施例による第1、第2、第3、第4及び第5超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(240, 242, 244, 246, 248)を備える広視野超音波プローブ220の断面図が示される。超音波プローブ220の種々の要素は、超音波プローブ12の対応する要素と同様であり、相違点が以下で示される。一実施例では、第1、第2、第3、第4及び第5超音波トランスデューサ・サブアセンブリ(240, 242, 244, 246, 248)は、(図1の)プローブ本体44の

50

遠方側先端部 4 6 の領域に実質的に配置される。超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 0 , 2 4 2 , 2 4 4 , 2 4 6 , 2 4 8 は、図 2 ~ 図 4 を参照して上述した超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 4 0 , 4 2 と類似する。しかし、超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 0 , 2 4 2 , 2 4 4 , 2 4 6 , 2 4 8 のそれぞれは、プローブ 2 2 0 の全体としての広視野が 3 6 0 度のオーダーになるように、隣接する超音波トランスデューサ・サブアセンブリに対して角度をなして配置される。更に、図 6 に示すように、音響窓 2 4 8 が、それぞれのトランスデューサ・サブアセンブリの前側に、プローブ本体 4 4 の外周上に配置される。

【 0 0 3 5 】

図 6 に示すように、超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 0 は、参照符号 2 6 0 により指示される第 1 画像視野を生成する。第 2 超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 2 は、参照符号 2 6 2 により指示される第 2 画像視野を生成する。第 1 及び第 2 画像視野 (2 6 0 , 2 6 2) 間の重なり領域が、参照符号 2 6 1 により示されている。重なり領域 2 6 1 は、画像スライス領域に対応し、この場合、第 1 視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第 2 視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合 (及び / 又はスライス) される。

【 0 0 3 6 】

また、第 3 超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 4 は、参照符号 2 6 4 により指示される第 3 画像視野を生成する。第 2 及び第 3 画像視野 (2 6 2 , 2 6 4) 間の重なり領域が、参照符号 2 6 3 により示されている。重なり領域 2 6 3 は、画像スライス領域に対応し、この場合、第 2 視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第 3 視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合 (及び / 又はスライス) される。

【 0 0 3 7 】

同様に、第 4 超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 6 は、参照符号 2 6 6 により指示される第 4 画像視野を生成する。第 3 及び第 4 画像視野 (2 6 4 , 2 6 6) 間の重なり領域が、参照符号 2 6 5 により示されている。重なり領域 2 6 5 は、画像スライス領域に対応し、この場合、第 3 視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第 4 視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合 (及び / 又はスライス) される。更に、第 5 超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 8 は、参照符号 2 6 8 により指示される第 5 画像視野を生成する。第 4 及び第 5 画像視野 (2 6 6 , 2 6 8) 間の重なり領域が、参照符号 2 6 7 により示されている。重なり領域 2 6 7 は、画像スライス領域に対応し、この場合、第 4 視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第 5 視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合 (及び / 又はスライス) される。

【 0 0 3 8 】

更に、上述の如く、第 1 超音波トランスデューサ・サブアセンブリ 2 4 0 は、参照符号 2 6 0 により指示される第 1 画像視野を生成する。第 5 及び第 1 画像視野 (2 6 8 , 2 6 0) 間の重なり領域が、参照符号 2 6 9 により示されている。重なり領域 2 6 9 は、画像スライス領域に対応し、この場合、第 5 視野の超音波イメージング情報は、重なり領域における第 1 視野の超音波イメージング情報と適切な態様で結合 (及び / 又はスライス) される。

【 0 0 3 9 】

更なるその他の実施例では、超音波イメージングプローブは、第 3 画像視野を有する第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、第 4 画像視野を有する第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリと、第 5 画像視野を有する第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリとを更に含む。第 5 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 9 0 度以上 1 8 0 度以下の角度 (9 0 ° 角度 1 8 0 °) で配置される。第 4 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第 3 超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して 9 0 度以上 1 8 0 度以下の角度 (9 0 ° 角度 1 8 0 °) で配置される。

10

20

30

40

50

第3超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して90度以上180度以下の角度(90° 角度 180°)で配置される。

【0040】

更に、第2画像視野は、第3画像視野と異なる部位を含み、第3画像視野は、第4画像視野と異なる部位を含み、第4画像視野は、第5画像視野と異なる部位を含み、第5画像視野は、第1画像視野と異なる部位を含む。第1、第2、第3、第4及び第5画像視野は、協働して、結合された画像視野を提供する。結合された超音波画像の結合された視野は、当該プローブの主軸まわりに約360度のオーダーで主軸に垂直に向けられる。

【0041】

一実施例では、第1、第2、第3、第4及び第5超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリが、平らなマトリックス状のセンサ組立体を含む。平らなマトリックス状のセンサ組立体は、センサスタックに結合される音響窓を含み、センサスタックが、フリップチップASICに結合され、該フリップチップASICが、ケーブル相互接続部に結合される。第1、第2、第3、第4及び第5超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、それぞれ、ビーム形成信号を送信するように応答し、第1、第2、第3、第4及び第5画像視野に音響エネルギーを送ると共に第1、第2、第3、第4及び第5画像視野からエコーエネルギーを受ける。更に、第1、第2、第3、第4及び第5超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリのアパーチャは、プローブの主軸に垂直な走査方向を容易化する。

【0042】

その他の実施例では、超音波イメージングプローブは、更に、第1、第2、第3、第4及び第5超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに接続されたコントローラを含む。コントローラは、第1、第2、第3、第4及び第5イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信する超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成する任意の適切なコントローラ若しくは処理回路を含むことができる。

【0043】

本開示の一実施例によれば、超音波イメージングプローブは、より広い視野のためにそれぞれに対して角度をなして配置された複数の平らなマトリックスアレイセンサ組立体を内蔵する。円筒形のプローブに対しては、プローブの軸に垂直な走査方向のアレイアパーチャは、プローブの直径により制限される。アレイアパーチャは、更に、特徴的なフェーズドアレイ技術により90度に制限される。しかし、本開示の実施例では、一以上の平らなアレイが、円筒形プローブのアレイアパーチャ視野を増加させるために用いられる。本開示の一実施例では、5つのアレイが、完全な360度の視野を提供するためにプローブの主軸まわりに配置され、アレイのそれぞれは、全体の視野の約1/5を走査する。プローブ内で実現される追加のアレイも可能である。円筒形プローブの周囲まわりに複数のアレイが配置されることに加えて、更なる1つのアレイ若しくは複数のアレイが、プローブ装置の前方に視野を供給するために、プローブの前部付近に側部付近と同様に配置されてもよい。

【0044】

本開示のその他の実施例では、超音波診断イメージングシステムは、超音波イメージングプローブと、第1及び第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに接続され、第1及び第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリから受信する超音波イメージング情報を結合して、結合された視野の超音波画像を表すデータを生成するコントローラとを含む。コントローラは、第1及び第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリの素子の走査を制御し、前記走査が、イメージング目標物への完全投射及び部分的投射のうちの少なくとも何れか1つを含む。コントローラは、更に、第1及び第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリの素子の走査を制御し、前記走査が、前記結合された画像視野内の関心領域に中心

10

20

30

40

50

化されたアレイの若しくはその一部のみを用いた走査、及び、前記中心化された領域の縁部のオーバースキャニングを含み、各アレイのゲインの調整及び関心領域の縁部での平均化を可能とする。

【0045】

更なるその他の実施例では、超音波診断イメージングシステムは、第1及び第2画像視野を、前記結合された画像視野にスライスするコントローラないしプロセッサと、前記結合された画像視野を表示するディスプレイを含む。

【0046】

一若しくはそれ以上の方法が、本開示の実施例による円筒形プローブ装置を用いたイメージング面の走査に用いられてもよく、例えば、超音波プローブの主軸まわりの360度の走査の実施例に対して、用いられてもよい。一の方法は、音響ラインの走査時に目標（ターゲット）に向けて十分に投射されるアパーチャを有するそれぞれの要素を適切に位相合せすることを含む。本方法によれば、音響走査ラインは、ホイールからのスポークのように、装置の軸まわりに進行する。更に、複数の走査ラインが、互いに対して十分に分離された方向で点火されることができる。

【0047】

第2の方法は、各アレイからの画像セクタを処理して円筒形プローブイメージング装置の中央に仮想的な頂点を生成し、次いで、各アレイからの画像セクタを縁部（エッジ）合わせて表示してビューを完成させることを含む。重なり合う縁部走査ラインが、各アレイのゲインを調整し平均化するために用いられることができる。

【0048】

更に、本開示の実施例は、互いに角度をなして配置される複数の平らなマトリックスアレイセンサ・サブアセンブリからなる広視野3Dイメージングプローブのような、変形例を含むことができる。走査は、目標への完全投射若しくは部分投射により実行されてもよい。走査は、また、縁部での平均化と共に各アレイのゲインを調整することを可能とするために、縁部のオーバースキャニングにより所与の領域における中心化されたアレイのみを用いて実行されてもよい。実施例は、更に、広視野を特徴付けるプローブに接続される超音波イメージングシステムを含み、該超音波イメージングシステムは、広視野フォーマットの超音波診断画像を制御、スライス及び表示するために用いられる。本開示の実施例の用途は、心臓超音波、経食道心エコー、半侵襲性超音波、腔内外科手術案内、経直腸的、経腔的超音波イメージング、及び他の類似の用途を含む。

【0049】

その他の実施例によれば、超音波イメージングプローブの製造方法は、第1画像視野を有する第1超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを設け、第2画像視野を有する第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリを、第1超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに結合することを含む。第2超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリは、第1超音波イメージングトランスデューサアレイ・サブアセンブリに対して90度以上180度以下の角度をなして配置され、第2画像視野は、第1画像視野とは異なる部分を含み、第1画像視野及び第2画像視野が協働して、結合された画像視野を提供する。

【0050】

幾つの模範的实施例のみが詳細に説明されているが、当業者であれば、本開示の実施例の効果及び新規な教示から材料的に逸脱することなく模範的实施例において多くの修正をなしうることは容易に理解することができる。従って、かかる修正の全ては、添付の請求項に記載された本開示の実施例の範囲内に含まれることが意図される。請求項において、ミーンズプラスファンクションの節は、記載された機能を実行するような個々で開示される構造であって、構造的な均等物のみならず均等の構造をもカバーする意図である。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本開示の一実施例による広視野超音波プローブを含む超音波イメージングシステ

10

20

30

40

50

ムのブロック図である。

【図 2】本開示の一実施例による第 1 及び第 2 トランスデューサ・サブアセンブリを備える図 1 の広視野超音波プローブの側面図である。

【図 3】本開示の一実施例によるライン 3 - 3 に沿って取られた図 2 の広視野超音波プローブの断面図である。

【図 4】図 3 の広視野超音波プローブの拡大した断面図である。

【図 5】本開示のその他の実施例によるプローブ本体に対して傾斜した第 1 及び第 2 トランスデューサ・サブアセンブリを備える広視野超音波プローブの側面図である。

【図 6】本開示のその他の実施例による第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 トランスデューサ・サブアセンブリを備える広視野超音波プローブの断面図である。

【図 1】

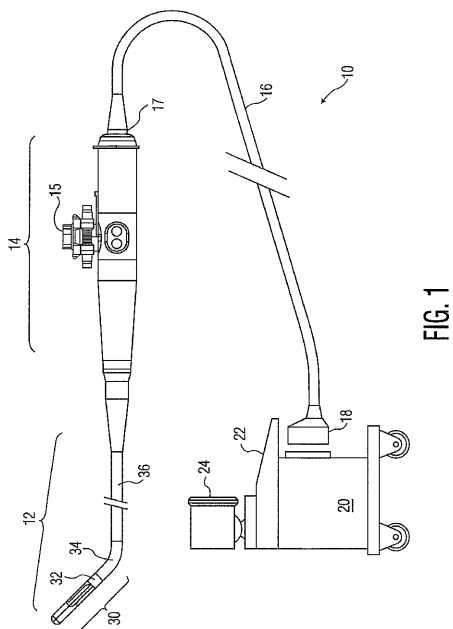


FIG. 1

【図 2】

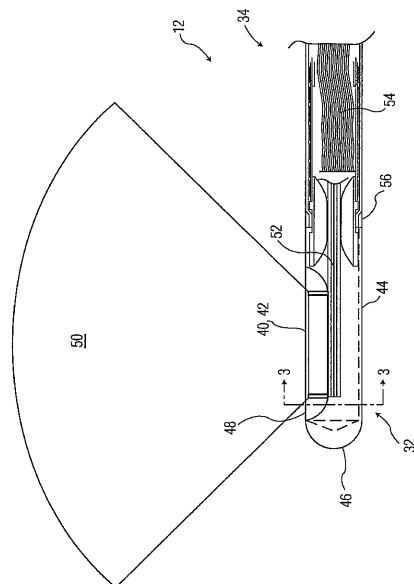


FIG. 2

【図 3】

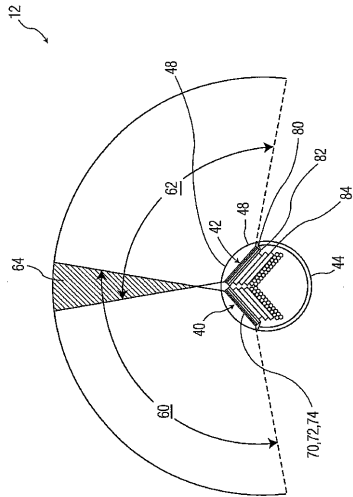


FIG. 3

【図 4】

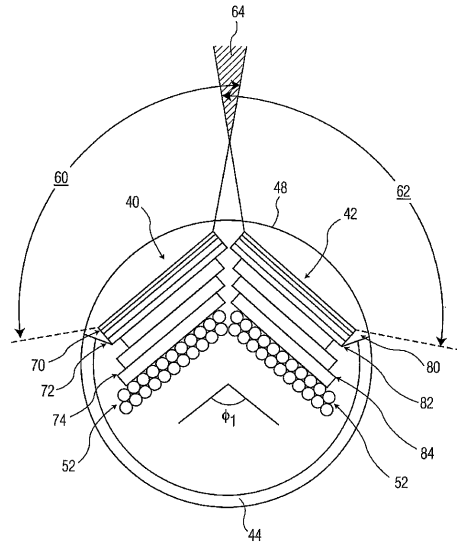


FIG. 4

【図 5】

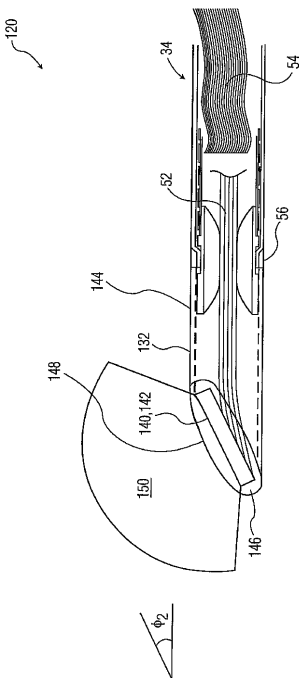


FIG. 5

【図 6】

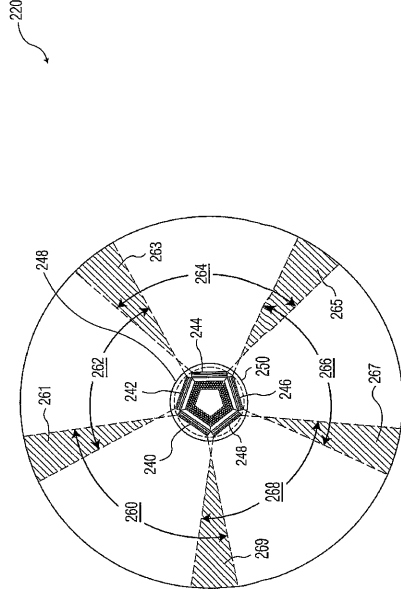


FIG. 6

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/TB2005/051205
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/12 B06B1/06		
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) IPC 7 A61B B06B G01S		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 957 850 A (MARIAN, JR. ET AL) 28 September 1999 (1999-09-28) column 4, line 7 - line 48; figures 1-3 column 12, line 65 - column 14, line 32; figures 28,31	1-36
X	US 6 059 731 A (SEWARD ET AL) 9 May 2000 (2000-05-09) column 7, line 26 - column 8, line 19; figures 3-7	1,7,9, 11-15,36
A	US 6 238 347 B1 (NIX ELVIN LEONARD ET AL) 29 May 2001 (2001-05-29) column 4, line 33 - line 46	8,10,25
A	US 2003/092994 A1 (MILLER DAVID G ET AL) 15 May 2003 (2003-05-15) paragraph '0071! - paragraph '0072! paragraph '0089! - paragraph '0091!	33,34
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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 4 July 2005		Date of mailing of the international search report 12/07/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Trachterna, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/TB2005/051205

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5957850	A	28-09-1999	US 6162175 A	19-12-2000
US 6059731	A	09-05-2000	NONE	
US 6238347	B1	29-05-2001	US 2002087083 A1	04-07-2002
			DE 69516444 D1	31-05-2000
			DE 69516444 T2	04-01-2001
			EP 0671221 A2	13-09-1995
			GB 2287375 A ,B	13-09-1995
			US 6110314 A	29-08-2000
US 2003092994	A1	15-05-2003	US 2003028107 A1	06-02-2003
			JP 2005507273 T	17-03-2005

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ペシンスキ, マイケル

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

(72)発明者 ミラー, デイヴィッド ジー

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB27 DD15 EE05 FE01 FE07 GA03 GB04
GB06 GB22 HH22 HH23 JC21 JC22 KK12 KK22

专利名称(译)	宽视场超声成像探头		
公开(公告)号	JP2007532227A	公开(公告)日	2007-11-15
申请号	JP2007507915	申请日	2005-04-12
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ペシンスキマイケル ミラーデイヴィッドジー		
发明人	ペシンスキ,マイケル ミラー,デイヴィッド ジー		
IPC分类号	A61B8/12 B06B1/02 B06B1/06 G10K11/00 G10K11/32		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4483 B06B1/0611 B06B1/0633 B06B2201/76 G10K11/004 G10K11/32		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/DD15 4C601/EE05 4C601/FE01 4C601/FE07 4C601/GA03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB22 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/KK12 4C601/KK22		
代理人(译)	伊藤忠彦 木田 博		
优先权	60/562032 2004-04-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本公开的实施例，宽场超声探头（12）包括两个平面矩阵阵列子组件（40,42），其布置在探头（12）内，彼此成一角度。包括。来自每个子组件（40,42）的信息被组合以产生对应于广角图像场的数据。

