

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4541146号
(P4541146)

(45) 発行日 平成22年9月8日(2010.9.8)

(24) 登録日 平成22年7月2日(2010.7.2)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 13 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2004-532364 (P2004-532364) | (73) 特許権者 | 590000248 |
| (86) (22) 出願日 | 平成15年7月21日(2003.7.21) | | コーニンクレッカ フィリップス エレク |
| (65) 公表番号 | 特表2005-537076 (P2005-537076A) | | トロニクス エヌ ヴィ |
| (43) 公表日 | 平成17年12月8日(2005.12.8) | | オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン |
| (86) 国際出願番号 | PCT/IB2003/003291 | | ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ |
| (87) 国際公開番号 | W02004/021040 | | 1 |
| (87) 国際公開日 | 平成16年3月11日(2004.3.11) | (74) 代理人 | 100070150 |
| 審査請求日 | 平成18年7月19日(2006.7.19) | | 弁理士 伊東 忠彦 |
| (31) 優先権主張番号 | 10/231,704 | (74) 代理人 | 100091214 |
| (32) 優先日 | 平成14年8月29日(2002.8.29) | | 弁理士 大貫 進介 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (74) 代理人 | 100107766 |
| (31) 優先権主張番号 | 10/286,664 | | 弁理士 伊東 忠重 |
| (32) 優先日 | 平成14年10月31日(2002.10.31) | | |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 相互関係平面の向きを示すアイコンを用いるパイプライン超音波画像化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

リアルタイムで2つの異なる画像平面を走査するよう作用する超音波プローブであって、
画像平面の所与の側を特定する物理的なマーカを含む超音波プローブと、

前記超音波プローブに結合され、前記プローブにより走査されるべき前記画像平面の相
対向きを制御する制御器と、

前記制御器に結合され、ユーザが前記画像平面の前記相対向きを変えることを可能に
するユーザ制御部と、

前記プローブに結合され、前記2つの画像平面と、前記画像平面の前記相対向きの指示
子を同時に表示するディスプレイと、

を有し、

前記指示子は、前記2つの画像平面のそれぞれに対するそれぞれのディスプレイマーカ
を含み、前記それぞれのディスプレイマーカは、前記超音波プローブの前記物理的なマー
カに対応し、

前記指示子は回転円を含み、該回転円は、0°乃至180°に対応する前記回転円の一
部と、181°乃至359°に対応する前記回転円の一部とを、視覚的に識別可能な形態
で表示される、超音波診断画像化システム。

【請求項 2】

前記指示子は、前記画像平面の前記相対向きを示すよう前記ユーザ制御部の変化に応答
する請求項1記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、前記超音波プローブに対し所定の向きにある第 1 の平面を走査し、且つ、前記第 1 の平面に対しユーザにより選択可能である向きにある第 2 の平面を走査するよう作用し、

前記ユーザ制御部は、前記第 2 の平面の向きを変更するよう可変である請求項 1 記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 4】

前記ユーザ制御部は、前記第 1 の平面に関連する前記第 2 の平面の回転角を変更するよう可変であり、

前記指示子は、前記第 1 の平面に関連する前記第 2 の平面の前記回転角を示す請求項 3 記載の超音波診断画像化システム。

10

【請求項 5】

前記ユーザ制御部は、前記第 1 の平面に関連する前記第 2 の平面の傾斜角を変更するよう可変であり、

前記指示子は、前記第 1 の平面に関連する前記第 2 の平面の前記傾斜角を示す請求項 3 記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 6】

前記指示子は、前記振動子の視点からの前記画像平面を示す請求項 1 記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 7】

20

前記指示子は、エッジオン視点からの少なくとも 1 つの前記画像平面を示す請求項 1 記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 8】

前記指示子は更に、

前記ディスプレイ画面の平面における前記第 1 の画像平面の表現と、

前記ディスプレイ画面の平面に直交する前記第 2 の画像平面の表現と、

を有する請求項 1 記載の超音波診断画像化システム。

【請求項 9】

前記指示子は更に、少なくとも 1 つの前記画像平面の変化の範囲の図示を有する請求項 1 記載の超音波診断画像化システム。

30

【請求項 10】

体積領域の超音波情報を表示する方法であって、

平面領域の所与の側を特定する物理的なマーカを含む超音波プローブにより前記体積領域の少なくとも 2 つの異なる平面エリアから超音波信号を捕捉する段階と、

前記平面エリアの画像を作成するよう前記超音波信号を処理する段階と、

前記平面エリアの前記画像と、前記平面エリアの平面の空間関係の指示子とを画像ディスプレイ上で同時に表示する段階と、

を有し、

前記指示子は、前記 2 つの画像平面のそれぞれに対するそれぞれのディスプレイマーカを含み、前記それぞれのディスプレイマーカは、前記超音波プローブの前記物理的なマーカに対応し、

40

前記指示子は回転円を含み、該回転円は、 0° 乃至 180° に対応する前記回転円の一部と、 181° 乃至 359° に対応する前記回転円の一部とを、視覚的に識別可能な形態で表示される、方法。

【請求項 11】

前記捕捉段階は更に、前記異なる平面エリアからの超音波信号を、前記平面エリアのリアルタイム画像を表示するのに十分に速い時間インターリーブ方法で捕捉する段階を有し、

前記同時に表示する段階は更に、前記平面エリアのリアルタイム画像を前記画像ディスプレイ上に同時に表示する段階を有する請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

50

前記平面エリアの前記空間関係を変化させる段階と、
前記変化された空間関係の前記平面エリアから超音波信号を捕捉する段階と、
を更に有する請求項 1 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に超音波画像化に係わり、より具体的には、リアルタイムでの体の体積領域の複数の平面超音波画像の作成に係る。

【背景技術】

【0002】

10

3次元超音波画像化の主な利点は、人体といったオブジェクトの体積内の一意の画像平面を得るために3次元超音波画像化が提供する能力であり、この画像平面は、従来の2次元走査では得ることができなかったものである。例えば、3次元画像化技術により、ユーザは、組織のある領域の幾つか異なる切断面を同時に見、それにより、特徴を異なる角度又は視界から観察することが可能である。或いは、特定の状況において、皮膚といったオブジェクト表面より一定の深さにある画像平面を観察することが好適である場合もあり、このような画像平面は、オブジェクトに対する超音波プローブの向きにより通常の2次元走査では得ることができない。

【0003】

体積領域の複数の画像平面を得ることのできる能力により、画像化されるべき平面、平面の空間における互いとの関係、及び画像を表示する最良の方法を決定する必要性が出てくる。過去において、一般的な表示技術は、互いに直交の平面である体積領域の3つの超音波画像を表示する技術であった。各画像は、その画像上に表示される2つの直交するクロスヘアを有し、これらは、他の2つの直交する画像平面の位置を示す。クロスヘアが異なる位置にドラッグされると、そこにおける新しい並行画像平面が選択され表示される。この表示技術は、臨床医が、体積領域における組織構造を、交差する画像平面におけるその外観により調べ且つ特定することを可能にする。

20

【0004】

このような表示は、選択クロスヘアが動かされながら様々な画像平面を表示するために直ぐに適切に再アドレスされることが可能な体積領域の静的画像データには有用である。この表示技術は、制御及び表示の複雑さがかなり増加してしまうので、リアルタイム画像化には適していない。更に、このようなリアルタイム表示は、臨床医が論理的又は体系的に解析するには多くの情報を提示しすぎてしまうことがあり得る。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、体積領域の複数のリアルタイム平面画像の効果的な表示及び制御が必要である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

40

本発明の原理に従って、体の体積領域の複数の平面画像を作成及び表示する方法及び装置を記載する。本発明の1つの面では、2つのリアルタイム画像平面が捕捉され、本願にて「バイプレーン」表示形式と称する形式で表示される。バイプレーンディスプレイの2つの平面は、2つの制御モード、即ち、1つの画像平面がもう1つの画像平面に対しチルトされる制御モードと、1つの画像平面がもう1つの画像平面に対し回転される制御モードで制御されることが可能である。本発明のもう1つの面では、2つの画像平面の相対向きに関して臨床医に伝えるためにバイプレーン画像と共にアイコンが表示される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

図1は、本発明の方法及び装置を用いることのできる超音波診断画像化システム100

50

を示すブロック図である。本発明は、この画像化システムとの使用に制限されるものではなく、この画像化システムは、一例として示すことを理解すべきである。画像化システム 100 では、中央制御器 120 が、所望の発信周波数帯域を発信するよう発信周波数制御部 117 に命令する。発信周波数帯域 f_{tr} のパラメータは、発信周波数制御部 117 に結合され、発信周波数制御部 117 は、超音波プローブ 110 の振動子 112 が、選択周波数帯域内で超音波を発信するようにさせる。当然ながら、周波数署名として知られる任意の超音波周波数又は周波数群を、振動子及び超音波システムの所望の浸透深度及び感度を熟慮して、用いることが可能であることを理解できるであろう。

【0008】

プローブ 110 の振動子 112 は、ビームの形で超音波エネルギーを発信し、この発信に
10 応答して戻るエコー信号を受信する別々の素子からなるアレイを有する。ビームは、
プローブを機械的に動かすか、又は、好適には、様々なアレイ素子についての発信タイミ
ングを電子調整することにより、オブジェクトの様々な部分を走査するよう方向付けられ
ることが可能である。画像化システム 100 において、この方向付けは、中央制御器 120
により制御される。制御器 120 は、インタフェースプログラムを有するユーザインタフ
ェース 119、及び、ポインティング装置（マウス、トラックボール、スタイラス、タブ
レット、タッチスクリーン、又は他のポインティング装置）、キーボード、又は、中央制
御器に命令を伝える他の入力装置を介して入力されたユーザからのコマンドに応答する。
或いは、制御器は、所定のデフォルト方法で自動的にビームを方向付けるようプログラム
されてもよい。受信信号は、発信／受信（T/R）スイッチ 114 を介して結合され、ア
ナログ - デジタル変換器 115 を介してデジタル化される。A/D 変換器のサンプリング
20 周波数 f_s は、中央制御器 120 により制御される。サンプリング理論により決定される
所望のサンプリングレートは、受信エコーの最高周波数 f_c の少なくとも 2 倍である。最
低要件より高いサンプリングレートも使用可能である。信号サンプルは、コヒーレントエ
コー信号を形成するようビーム形成器 116 により遅延されまとめられる。次に、コヒー
レントエコー信号は、所望の通過域にデジタルフィルタ 118 によりフィルタリングされ
る。デジタルフィルタ 118 は、周波数帯域を、低い又はベースバンド周波数範囲にシフ
トすることも可能である。デジタルフィルタの特性は、中央制御器 120 により制御され
る。中央制御器 120 は、デジタルフィルタに、乗数重みとデシメーション制御を与える
。この構成は、有限インパルス応答（FIR）フィルタとして作動するよう制御され、
30 フィルタリングとデシメーションの両方を行うことが好適である。様々なフィルタ特性が、
中央制御器 120 の制御下でフィルタの重み付け及びデシメーション率をプログラミング
することにより可能である。デジタルフィルタの使用は、様々なフィルタ特性を与える柔
軟性という利点を可能にする。デジタルフィルタは、1つの瞬間においては、受信した基
本周波数を通過し、次の瞬間には高調波周波数を通過するようプログラムされることが可
能である。従って、デジタルフィルタは、単純に、信号処理の間にフィルタ係数を変更す
ることによって、基本及び高調波デジタル信号の画像或いは線が、又は、様々な交互の高
調波の線を、時間インタリーブされたシーケンスで、交互に生成するよう動作されることが
可能である。

【0009】

デジタルフィルタ 118 からフィルタリングされたエコー信号は、Bモードプロセッサ
137、コントラスト信号検出器 128、又はドップラープロセッサ 130 により検出され
且つ処理される。Bモードプロセッサは、以下に制限されないが、周波数合成、空間合
成、高調波画像形成、及び当該技術において周知である他の一般的なBモード機能とい
った機能を行う。ドップラープロセッサは、従来のドップラー処理をエコー信号に適用して、
速度及びパワードップラー信号を生成する。プロセッサ 137 と 130 と、コントラスト
信号検出器 128 の出力は、ディスプレイ 150 上での 2次元超音波画像としての表示
のためにビデオプロセッサ 140 に結合される。中央制御器 120 は、入来信号のシーケ
ンスを把握し、それにより、ビデオプロセッサ 140 が現在のデータを形成画像内に入れ
ることを可能にする。ビデオプロセッサ 140 により信号が受信されると、そのデータは
50

、ディスプレイに供給され、ラスタ化された画像が生成される。2つのプロセッサとコントラスト信号検出器の出力は、3次元画像をレンダリングする3次元レンダリングプロセッサ162にも結合され、3次元画像は、3D画像メモリ164内に格納され、そこからビデオプロセッサ140に供給される。3次元レンダリングは、従来の方法で行われ得る。この構成により、オペレータは、コントラスト信号検出器128、プロセッサ137及び139の出力を、超音波画像の2又は3次元表示のために選択することが可能である。

【0010】

図1のシステムは、プローブ110、振動子112、ビデオプロセッサ140、及び/又は画像レンダリングプロセッサ162の動作及び制御を介して、人体といったオブジェクトが走査される間に、オブジェクトの体積領域の複数のリアルタイム平面画像を作成する能力を提供する。これらの平面画像が、人体を横断するスライスとして見られると、互いに対し既知の幾何学的関係を有するので、診断医が、体の特徴を様々な向きから観察することを可能にする。臨床医は、組織特徴の空間的關係を視覚化するためにスライスの相対角度を調整することを希望するかも知れない。オペレータは、ユーザインタフェース119を介して、表示されるスライスを画像中の関心の特徴に合わせるよう表示されるスライスの向きを調整することが可能である。リアルタイムパフォーマンスは、体積領域全体を走査するために発信される必要のあり得る多数のビームではなく、所望の平面画像を構成するのに必要な特定の超音波ビームのみを生成することにより達成される。

【0011】

図2A及び2Bは、一組の平面510及び512からデータを得るために用いることの可能な振動子500の1つの実施例を示す。この実施例は、平面510において点514及び506で交差するビーム504や、平面512において点が516及び508で交差するビーム505といったビームを生成する。2次元アレイ振動子500から放射される放射線は、3次元で電子的に方向付けられることが可能であり、それにより、関心の体積領域に亘って振動子を機械的に走査する必要を回避する。同様に、データは、2次元アレイ振動子に適用可能な周知のビームステアリング、及び、フォーカシング及び/又はゲーティング技術を用いて各平面における関心の線から受信される。

【0012】

2つの平面画像を生成するための上述した走査方法は、その速度により好適ではあるが、排他的ではない。変形も可能である。所望される場合には、追加の平面内にあり従ってその追加の平面を画成し、又は、追加の面に交差する追加のビームを生成することが可能である。当然ながら、各追加のビームは、生成するのに追加の時間を要するので、走査速度に影響を与える。平面の所望数及びその向きは、ユーザインタフェース119を介して中央制御器120に伝えられる。更に、振動子112は、各平面における1つ以上の点に向けて方向付けられるビームを放射するよう制御されることが可能である。或いは、振動子は、ビームが、各走査について、少なくとも2つの平面にある、又は、少なくとも2つの非平面と交差する、又は、少なくとも1つの平面にあり且つ少なくとも1つの非平面と交差する限り、各サンプリング位置において全表面より小さい表面でビームを放射するよう制御されることが可能である。これらの及び他の明らかな変形が、リアルタイムであるが、選択された変形に依存して異なる速度及び異なる解像度で、複数の平面画像を生成することが可能である。更に、例えば、Bモード、コントラスト信号検出、高調波画像化、又は、ドップラー画像化といった任意の2次元超音波画像化技術も、このデータ捕捉スキームに同等に良好に適用可能である。

【0013】

2つの平面510及び512から獲得したデータは、プロセッサ137、130の1つ又は両方、又は、コントラスト信号検出器128により使用され、対応する平面画像を形成する。平面画像は、リアルタイム画像化を与えるよう走査速度で作成されることが好適である。平面画像は、ビデオプロセッサ140により隣り合わせか、或いは、体積領域が連続的に走査されるに従ってディスプレイ150上に3次元斜視図として同時に表示され

るか、又は、後から観察されることが可能である。

【0014】

図3は、本発明の原理に従い構成される超音波システムの別の実施例を示す。この実施例では、プローブ110は、2次元アレイ振動子500とマイクロビーム形成器502を有する。マイクロビーム形成器は、アレイ振動子500の素子群（「パッチ」）に適用される信号を制御し、各群の素子により受信されるエコー信号の一部の処理を行う回路を有する。プローブにおけるマイクロビーム形成は、プローブと超音波システム間のケーブル503内の導体数を減らすことが有利であり、米国特許第5,997,479号（Savord外）及び米国特許第6,436,048号（Pesque）に記載される。

【0015】

プローブは、超音波システムの走査器310に結合される。走査器は、ユーザ制御に回答し、発信ビームのタイミング、周波数、方向、及び収束に関してプローブに命令する制御信号をマイクロビーム形成器502に供給するビーム形成制御器312を有する。ビーム形成制御器は、更に、アナログ-デジタル（A/D）変換器316及びビーム形成器116に結合することにより受信したエコー信号のビーム形成も制御する。プローブにより受信されるエコー信号は、走査器内の前値増幅器及びTGC（タイムゲインコントロール）回路314により増幅され、次に、A/D変換器316によりデジタル化される。デジタルエコー信号は、次に、ビーム形成器116によりビームに形成される。エコー信号は次に、上述したようなデジタルフィルタリング、Bモード検出、及びドップラー処理を行い、且つ、高調波分離、周波数合成を介するスペクル低減、及び他の所望の画像処理といった他の信号処理を行うことも可能である画像プロセッサ318により処理される。

【0016】

走査器310により生成されるエコー信号は、デジタル表示サブシステム320に結合され、このサブシステムは、所望の画像形式での表示のためにエコー信号を処理する。エコー信号は、画像線プロセッサ322により処理される。このプロセッサは、エコー信号をサンプリングし、ビームのセグメントを完全な線信号に接続し、信号対雑音改善又はフローの連続性のために線信号を平均化することが可能である。画像線は、当該技術において既知であるR-シータ変換を行う走査変換器324により所望の画像形式に走査変換される。次に、画像は、画像メモリ328内に格納され、画像は、メモリ328からディスプレイ150上で表示可能である。メモリ内の画像には、画像と共に表示されるグラフィックもオーバーレイされる。グラフィックは、ユーザ制御に回答するグラフィック生成器330により生成される。個々の画像又は画像シーケンスは、画像ロープの捕捉時にシネメモリ326内に格納されることが可能である。

【0017】

リアルタイム体積画像化のために、表示サブシステム320は更に、画像線プロセッサ322から画像線を受信し、ディスプレイ150上に表示されるリアルタイム3次元画像をレンダリングする3D画像レンダリングプロセッサ162も有する。

【0018】

本発明の原理に従って、本願においてバイプレーン画像と称する2つの画像は、リアルタイムでプローブにより捕捉され、隣り合わせ表示形式で表示される。2Dアレイ500は、アレイの前方において任意の方向及び任意の傾きで発信及び受信ビームを方向付ける能力を有するので、バイプレーン画像の平面は、アレイ、及び、互いに対し、任意の向きを有することが可能であり、これは、図2A及び2Bにおいてアレイ500に対する画像面510、512の向きにより示す。しかし、1つの好適な実施例では、図2Bに示すように、2つの画像平面は、アレイ500の中心を交差し、平面L及びRに示すようにアレイの側部に対しに直交する。この場合、平面は、アレイ振動子から、アレイ振動子の平面に対し垂直である状態である「エッジオン（edge-on）」と見られる。以下に与える例では、画像形式は、セクタ画像形式であり、画像線は、フィールドの略頂点から放射される。しかし、線形又はステア線形走査形式も用いることが可能である。

【0019】

2つの画像平面におけるパイプレン画像是、図2Aの各画像平面におけるビーム504及び505の捕捉に例示されるように各画像の発信及び受信ビームにより得られる。様々な捕捉シーケンスを行うことが可能である。1つの画像の全走査線を捕捉し、次に、もう1つの画像の全走査線の捕捉を行うことが可能である。或いは、2つの画像の線の捕捉は、時間インタリーブされることが可能である。例えば、1つの画像の線1を捕捉し、次に、もう1つの画像の線1を捕捉することが可能である。この後に、各画像の線2の捕捉、各画像の線3の捕捉と以下同様に続けられる。このことは、低い流速のドップラー画像を行っているときに有利であり、というのは、線の集合のインタロゲーション間の間隔が長くなり得るからである。これは更に、2つの平面の交差点における線が連続して捕捉されるという結果を有利にもたらし、このことは、画像交差点において早く動く組織が2つの画像において違うように現れることを阻止する。線は、画像におけるその空間的進行で捕捉されるか、又は、画像の別個の部分から連続的に捕捉されることが可能である。例えば、最初に4つの稜線を捕捉し、次に、平面の交差点の周りの4つの中心線を獲得し、次に、交互に交差点に向かって及び交差点から進行することが可能である。

【0020】

走査器310により両方の画像の全ての線が受信され、表示サブシステム320に転送されると、走査器は、表示サブシステムに、制御線340を介して「EK」信号を送信し、表示サブシステムに、現在の表示フレームについての全線が表示のために送られたことを伝える。それにより、表示サブシステムは、表示のために画像線进行处理する。以下に説明するパイプレン形式については、1つの画像が、ディスプレイ画面の片側での表示のために処理され、フォーマット化され、マッピングされ、もう1つの画像が、ディスプレイ画面のもう片側での表示のために処理され、フォーマット化され、マッピングされる。画像が処理された後、表示サブシステムは、「FRQ」制御信号を走査器に戻し、走査器に、表示サブシステムは処理のための別の画像フレームを要求していることを伝える。2つの隣り合わせの画像の全画面表示には、画像のためのグラフィックがオーバレイされ、ディスプレイ150上に表示される。そして、表示サブシステムは、別のEK信号による終了受信により示される2つの画像の別の走査の完了を待機する。別のEK信号による終了受信時には、別のリアルタイム表示フレームの処理及び表示が再び開始される。

【0021】

通信アーキテクチャを使用することも可能であり、その場合、各画像はEK信号で終了し、また、それぞれEK信号で終了しFRQ信号により応答される両方のパイプレンの送信及び受信は、2画像表示フレームが表示サブシステムにより生成される前に行われる。

【0022】

画像は、図4の画像L及びR、及び、図7のシステムディスプレイの写真により図示するように隣り合わせで表示される。1つの好適な実施例では、画像平面の向きは、2つの選択モードのうちの1つ、即ち、「回転」又は「チルト」モードにより選択される。1つの好適な実施例では、1つの画像、即ち、図4における左画像Lの向きは、振動子アレイに対し固定される。L画像は、常に、図2Bに示すようにアレイの中心を通り延在するアレイの平面に直交する平面内にある。右画像Rの平面は、画像Lの平面に対しユーザ制御により回転又はチルトされることが可能である。回転モードでは、2つの画像は、常に、セクタ画像化の間、共通の中心線を共有し、右画像Rの平面は、トラックボール又はノブといったユーザ制御部の操作により回転されることが可能である。右画像は、左基準画像と同一平面である状況から、90°向きを通り再び同一平面となるよう回転されることが可能である。完全な360°の回転は、ユーザ制御部の操作か、又は、画像の左右反転により可能にされる。チルトモードでは、右画像Rの中心は、基準画像と常に交差するが、セクタが2つの画像の共通の頂点から揺れ動いているかのように基準画像の様々な線と交差するようチルトされることが可能である。

【0023】

1つの好適な実施例では、プローブ110は、その上にマーカを有し、このマーカは、

画像の所与の面を識別する。一般的に、このマークは、プローブケースの片面上の物理的な突起か又は色である。臨床医は、このマークを使用して、プローブの向きを、ディスプレイ上の画像の向きに関連付ける。図4の点402に示すように、ディスプレイ画面上にマークを表示することが通例である。臨床医は、一般的に、常に、プローブマークを有するプローブを同じ位置に持ち、それにより、画像は、常に、臨床医が好む向きに示される。本発明の更なる面では、第2の画像Rも、向きマーク404と共に示される。回転モードでは、2つの画像は共に、走査が開始された時には同じ平面を画像化していることが可能であり、この場合、マークは、空間的に位置合わせされる。次に、臨床医は、右画像平面を、共通の開始向きから回転することが可能である。構成された実施例では、2つのバイプレーン画像の初期状態は、2つのバイプレーン画像は、図7に示すように共通中心線に沿って非チルトで合わされ、互いに対し90°回転されている状態である。

10

【0024】

本発明の更なる面では、アイコン400がバイプレーンディスプレイ上に表示され、2つの画像平面の相対向きを図示する。図4のアイコン400は、振動子アレイからの画像平面の視野を表し、セクタRの底辺が回転可能な空間を図示する円410を有する。点406は、左基準画像Lの点402に対応し、基準画像の平面は、画像の右にあるマークを有する円410を横断する水平向きにあることを示す。アイコンの線412は、右画像Rは、画像の右側における右画像マーク408（点404に対応する）と同じ向きにあることを示す。

【0025】

20

図5A乃至5Dは、右画像が回転されるに従い、アイコン400が変化する様子を示す。右画像が、基準画像の平面から30°回転されると、アイコン400は、図5Aに示すように示され、この場合、右画像の平面を表す線412及び点408は、30度回転される。アイコンの下には、30という数も示される。右画像平面は、更に180°回転されることが可能であり、この場合、線412及びマーク点408は、図5Bに示すように示される。アイコンの下には、210に変更され、基準画像平面に対する210度の向きを示す。或いは、この好適な実施例では、超音波システムのユーザインタフェースは、「右画像反転」制御を有する。この制御が作動されると、右画像は、直ぐに180°横方向に反転され、アイコンは、図5Aに示すアイコンから、図5Bに示すアイコンに対応して切替わる。

30

【0026】

同様に、この好適な実施例は、左画像を横方向に反転する「左画像反転」制御を有する。図5Cは、基準画像が反転されたアイコンを示し、この場合、マーク点406は、アイコンの左側にある。図5Cでは、右画像は、線412と画像の下に示す数により、基準画像の元の（非反転）位置に対し210度の向きにあることを示す。図5Dでは、基準画像は、反転されて、右画像は、左基準画像の元の位置に対し30°の向きにある。

【0027】

バイプレーン画像とアイコンの共通表示の利点は、ディスプレイ画面上の画像が保存されるとき、アイコンも、ソノグラファーの更なる労力を必要とすることなく保存されることである。臨床医が後で画像を見る際に、2つの画像平面の向きが、ディスプレイ上、又は、画面のプリントに示される。画面表示は、ハードコピーに、又は、電子的に保存されることが可能であり、その結果、患者が同じバイプレーン画像向きで再び走査されることを可能にするために後から取出し又は参照することが可能である。

40

【0028】

アイコン400が、0°乃至180°に対応する回転円410の一部と、181°乃至359°に対応する一部を、アイコンの下に表示される数値表記で図示することが好適であり得る。これは、円410の下半分及び上半分について視覚的に識別可能なグラフィックを用いて行われてもよい。例えば、円410の下半分は、上半分より明るい又は太い線で表示されることが可能である。又は、円410の下半分は、上半分が実線で書かれる一方で点線又は破線で書かれることが可能である。或いは、下半分及び上半分は、例えば、

50

青と緑といったように違う色が付けられ、数値表記の色が、右平面 R の回転角度の変化に対応して変化するようにされてもよい。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、「チルト」モードで動作するときのディスプレイ画面を示す。このモードでも、左画像 L の平面は、振動子アレイの平面に対し固定され、右画像 R は、2 つの画像の共通の頂点から揺れ動いているかのように、基準画像の 1 つの側からもう 1 つの側にチルトされることが可能である。この構成された実施例では、2 つの平面は、常に、横（回転）空間で互いに 90° に方向付けられる。1 つの好適な実施例では、右セクタ画像 R の中心線は、基準画像と常に交差するが、ユーザにより選択される左セクタの線においてである。アイコン 600 は、2 つの画像平面の相対向きを示す。アイコン 600 では、小さいグラフィックセクタ 602 は、左基準画像の固定位置を表す。カーソル線 604 は、側部から「エッジオン」するよう見られる右画像を表す。この例では、右画像平面は、2 つの画像の中心線が合わされ、0° 基準向きである公称向きから 30° チルトされる。この公称（初期）向きでは、カーソル線は、アイコン 600 において垂直に方向付けられる。

【 0 0 3 0 】

アイコン 600 の代替として、カーソル線 604 を、基準画像 L 上に表示することが可能である。ユーザは、ユーザ制御部を操作して、右平面 R のチルトを変更する、又は、カーソル線を画像 R の 1 つの側からもう 1 つの側にドラッグし、右平面のチルトを変更することが可能である。点又はポインタといった線以外のカーソル表示タイプも、カーソル 604 に用いることが可能である。

【 0 0 3 1 】

チルトモードは、梗塞の縦断的研究を行うために特に有用である。患者の心臓画像化により、乳頭筋先端の付近の異常な心臓壁動作が明らかになったとする。従来の 2D 画像化では、臨床医は、最初に、心臓の長軸像における乳頭筋の画像を捕捉し、次に、短軸像における梗塞箇所を画像化しようプローブを 90 度回転することにより梗塞壁を画像化しようと試み得る。しかし、プローブ（従って、画像平面）が正確に回転されなければ、臨床医は、梗塞箇所を捕らえ損ねる場合がある。バイプレーンチルトモードでは、臨床医は、プローブを、長軸像における基準画像中に乳頭筋が示されるまで動かし、次に、カーソル線 604 を、長軸基準画像において乳頭筋先端を指し示す又はオーバーレイするようチルトし、それにより、梗塞箇所を、短軸像におけるチルトされた右画像 R における視野に入れることが可能となる。臨床医が、縦断的研究において 3 又は 6 ヶ月後に短軸像における心臓壁の同じ部分を見ることを希望する場合、左画像における長軸像の乳頭筋の画像化、チルトカーソル 604 を同じ傾斜での指示、及び右画像における短軸像の梗塞領域の観察の処理は、正確に繰り返されることが可能であり、それにより、縦断的研究の診断有効性を向上する。

【 0 0 3 2 】

図 7 は、回転モードにおける 2 つのバイプレーン画像を示す。画面の中心において 2 つの画像間にあるアイコンは、右画像平面は、左基準画像平面との一直線状態から 90 度回転されていることを示す。マーカ点は、アイコンにおいて、且つ、2 つのセクタ画像の頂点の右側に明らかに見える。心臓検査の完全性のために、EKG トレースも、バイプレーン画像の下に示す。

【 0 0 3 3 】

本発明の利点は、体積領域の 2 つの平面だけが画像化されるので、2 つの画像の捕捉は、その 2 つの画像が比較的早い表示のフレームレートでのリアルタイム超音波画像であることが可能であるよう十分に早く行われることが可能である点である。更なる利点は、超音波システムは、従来の 2 次元画像化システムでさえあればよい点である。図 3 に示すように、バイプレーン画像化のための表示サブシステムは、従来の 2 次元画像処理サブシステムであることが可能であり、これは、本発明のバイプレーン画像化は、臨床医が現在使用している 2 次元超音波システムを用いて行われることが可能であることを意味する。図 3 の走査器及び表示サブシステムは、図 7 に示すバイプレーン画像を生成するために独特

な3D機能を必要としない。

【0034】

チルト及び回転モードは、組合わされることが可能であり、それにより、ユーザは、互いに対し共にチルトされ且つ回転されたバイプレーン画像を見ることが可能となる。

【0035】

〔関連出願〕

本願は、2000年8月17日に出願し、現在では米国特許第6,443,896号である米国特許出願番号09/641,306の部分継続出願である2002年8月29日に出願された米国特許出願番号10/231,704の分割出願である。

【図面の簡単な説明】

10

【0036】

【図1】本発明の原理に従い構成される超音波診断画像化システムを示すブロック図である。

【図2A】図1のシステムと共に2次元アレイ振動子を用いて作成される平面画像のリアルタイムのディスプレイを示す図である。

【図2B】図1のシステムと共に2次元アレイ振動子を用いて作成される平面画像のリアルタイムのディスプレイを示す図である。

【図3】本発明の原理に従い構成される超音波診断画像化システムの第2の実施例を示すブロック図である。

【図4】「回転」モードで動作するときのバイプレーンディスプレイを示す図である。

20

【図5A】様々な画像平面向きについての図4の平面向きアイコンを示す図である。

【図5B】様々な画像平面向きについての図4の平面向きアイコンを示す図である。

【図5C】様々な画像平面向きについての図4の平面向きアイコンを示す図である。

【図5D】様々な画像平面向きについての図4の平面向きアイコンを示す図である。

【図6】「チルト」モードで動作するときのバイプレーンディスプレイを示す図である。

【図7】本発明の原理に従い回転モードで動作するときの実際の超音波システムのディスプレイの写真である。

 フロントページの続き

- (72)発明者 サルゴ, イヴァン
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 デマーズ, ダグラス
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 ワード, マーク
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 フリサ, ジャニス
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 ポーランド, マッキー ダン
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 サヴォード, バーナード
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0
- (72)発明者 デイトマー, ポール
 アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 2 1 ボセル ボセル・エヴェレット・ハイウェイ 2 2
 1 0 0

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 実開昭55 - 138911 (J P , U)
 実開平3 - 88508 (J P , U)
 特開平4 - 166141 (J P , A)
 特開平5 - 42149 (J P , A)
 特開平11 - 285494 (J P , A)
 特開2000 - 135217 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 双翼飞机超声成像使用图标指示相互关系的方向 | | |
| 公开(公告)号 | JP4541146B2 | 公开(公告)日 | 2010-09-08 |
| 申请号 | JP2004532364 | 申请日 | 2003-07-21 |
| [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 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie | | |
| [标]发明人 | サルゴイヴァン デマーズダグラス ワードマーク フリサジャニス ポーランドマッキーダン サヴォードバーナード デイトマーポール | | |
| 发明人 | サルゴ,イヴァン デマーズ,ダグラス ワード,マーク フリサ,ジャニス ポーランド,マッキー ダン サヴォード,バーナード デイトマー,ポール | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8925 A61B8/483 G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/5208 G01S7/52085 G01S15/8993 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| 代理人(译) | 伊藤忠彦 | | |
| 优先权 | 10/231704 2002-08-29 US 10/286664 2002-10-31 US | | |
| 其他公开文献 | JP2005537076A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

描述了一种超声波设备和方法，其中通过双平面图像对身体的体积区域进行成像。一个双平面图像具有到换能器的固定平面取向，并且另一个双平面图像的平面可以相对于固定参考图像变化。在优选实施例中，一个图像可以相对于另一个旋转，并且可以相对于另一个倾斜。在显示屏上显示图像方向图标以及描绘两个平面图像的相对方向的两个双平面图像。

