

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4666899号
(P4666899)

(45) 発行日 平成23年4月6日(2011.4.6)

(24) 登録日 平成23年1月21日(2011.1.21)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 22 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2003-348348 (P2003-348348)	(73) 特許権者	590000248
(22) 出願日	平成15年10月7日 (2003.10.7)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公開番号	特開2004-130134 (P2004-130134A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公開日	平成16年4月30日 (2004.4.30)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
審査請求日	平成18年10月5日 (2006.10.5)		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(31) 優先権主張番号	269170		1
(32) 優先日	平成14年10月10日 (2002.10.10)	(74) 代理人	100070150
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイブレーション超音波撮像法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

二次元アレイトランスデューサと、
前記アレイトランスデューサに結合され、受信したエコー信号をビーム成形するビーム成形器と、

前記アレイトランスデューサに結合され、第1の画像平面の第1組のライン群と第2の画像平面の第2組のライン群とを走査することによって、体積領域の2つの画像平面を走査するようトランスデューサを制御する制御器であり、前記第1組のライン群と前記第2組のライン群との間の時間間隔は可変である、制御器と、

前記ビーム成形器に結合され、共通のディスプレイ上に同時に示される2つの画像平面のリアルタイム画像を生成するディスプレイサブシステムと、

ユーザによる作動にตอบสนองし、前記制御器に結合され、前記2つの画像のうちの一方の平面の他方の画像の平面に対する向きを選択するユーザ制御部とを含み、

前記第1組のライン群及び前記第2組のライン群の捕捉は、或る数のエッジラインから開始され、前記2つの画像平面の交差部の周りの或る数の中央ラインが続けられ、その後、前記交差部へ向かう方向と離れる方向とが交互に進められる、

超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記制御器は、2つの交差する走査平面を走査するよう前記トランスデューサを制御する走査平面制御器を含み、前記ユーザ制御部は、前記走査平面のうちの一方の他方に対す

10

20

る回転的な向きを選択する、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記走査平面のうちの一方は、前記トランスデューサアレイの平面に対して固定の回転的な向きとされ、前記他方の走査平面の回転的な向きは前記ユーザ制御部に応答的である、請求項 2 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

いずれの走査平面も前記トランスデューサアレイの平面に対して直交する、請求項 3 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記制御器は、2つの交差する走査平面を走査するよう前記トランスデューサを制御する走査平面制御器を含み、前記ユーザ制御部は、前記走査平面のうちの一方の他方に対する角度的な向きを選択する、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記走査平面のうちの一方は、前記トランスデューサアレイの平面に対して固定の角度的な向きとされ、前記他方の走査平面の角度的な向きは前記ユーザ制御部に応答的である、請求項 5 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記トランスデューサアレイの平面に対して固定の角度的な向きとされた走査平面は前記トランスデューサアレイの平面に対して直交する、請求項 6 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

リアルタイムの走査速度で体積領域の第 1 及び第 2 の画像平面を走査するよう操作される二次元アレイトランスデューサと、

前記アレイトランスデューサに結合され、受信したエコー信号をビーム成形するビーム成形器と、

第 1 の画像平面の第 1 組のライン群と第 2 の画像平面の第 2 組のライン群とを走査することによって、第 1 及び第 2 の画像平面を走査するようトランスデューサを制御する制御器であり、前記第 1 組のライン群と前記第 2 組のライン群との間の時間間隔は可変である、制御器と、

前記ビーム成形器に結合され、夫々が第 1 及び第 2 の画像平面の画像を含む二次元画像表示フレームをリアルタイムの表示速度で生成するよう、受信したエコー信号に応答的である二次元ディスプレイサブシステムと、

前記二次元画像表示フレームをリアルタイム画像として表示するディスプレイとを含み、

前記第 1 組のライン群及び前記第 2 組のライン群の捕捉は、或る数のエッジラインから開始され、前記第 1 の画像平面と前記第 2 の画像平面との交差部の周りの或る数の中央ラインが続けられ、その後、前記交差部へ向かう方向と離れる方向とが交互に進められる、超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

前記二次元アレイトランスデューサは、まず第 1 の完全な画像の走査ラインを捕捉するよう前記第 1 の画像平面を走査し、次に第 2 の完全な画像の走査ラインを捕捉するよう前記第 2 の画像平面を走査するよう操作される、請求項 8 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 10】

前記ディスプレイサブシステムは、まず画像表示フレームの一部を処理するために使用される前記第 1 の画像平面からの画像の全てのエコー信号を受信し、

前記ディスプレイサブシステムは、前記画像表示フレームの残る部分を処理するために使用される前記第 2 の画像平面からの画像の全てのエコー信号を受信する、請求項 9 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 11】

前記二次元アレイトランスデューサは、前記第 1 の画像平面からの完全な画像の全ての

10

20

30

40

50

走査ラインよりも少ない走査ラインと、前記第 2 の画像平面からの完全な画像の全ての走査ラインよりも少ない走査ラインとを、時間的に交互に、両方の画像平面から完全な画像が得られるまで交互に捕捉するよう操作される、請求項 8 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 2】

前記二次元アレイトランスデューサに結合され、前記第 1 及び第 2 の画像平面の互いに対する相対的な空間的な向きを選択するユーザ制御部を更に含む、請求項 8 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 3】

二次元アレイトランスデューサを用いてリアルタイムで、第 1 の画像平面の第 1 組のライン群と第 2 の画像平面の第 2 組のライン群とを走査することによって、体積領域の 2 つの空間的に方向付けられた画像平面を走査する走査段階であり、前記第 1 組のライン群と前記第 2 組のライン群との間の時間間隔は可変である、走査段階と、

前記 2 つの画像平面の画像がリアルタイムで同時に表示されるリアルタイム画像を生成する段階と、

走査されている画像平面の相対的な空間的な向きを変化させる段階と、

前記 2 つの画像平面が新しい相対的な空間的な向きでリアルタイムで同時に表示されるリアルタイム画像を生成する段階とを含み、

前記第 1 組のライン群及び前記第 2 組のライン群の捕捉は、或る数のエッジラインから開始され、前記 2 つの画像平面の交差部の周りの或る数の中央ラインが続けられ、その後、前記交差部へ向かう方向と離れる方向とが交互に進められる、

バイプレーン超音波画像を生成する方法。

【請求項 1 4】

前記画像平面の相対的な空間的な向きを変化させる段階は、前記アレイトランスデューサの平面に対する前記画像平面のうちの一方の向きを維持する段階を更に含む、請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 5】

前記走査段階は、線で交差する 2 つの画像平面を走査する段階を更に含む、

前記変化させる段階は、前記画像平面のうちの少なくとも 1 つの前記線の回りの回転的な向きを変化させる段階を更に含む、請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記走査段階は、線で交差する 2 つの画像平面を走査する段階を更に含む、

前記変化させる段階は、前記画像平面のうちの少なくとも 1 つに対する前記線の位置を変化させる段階を更に含む、請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 7】

前記第 1 組のライン群及び前記第 2 組のライン群は、画像の別々の部分から順次に捕捉される、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 8】

前記ディスプレイサブシステムは更に、前記 2 つの画像平面のうちの一方の他方に対する回転又は傾斜を指し示すアイコン及び数字を生成し、該アイコン及び数字が前記 2 つの画像平面の画像とともに保存される、請求項 1 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 1 9】

前記第 1 組のライン群及び前記第 2 組のライン群は、画像の別々の部分から順次に捕捉される、請求項 8 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 2 0】

前記ディスプレイサブシステムは更に、前記第 1 及び第 2 の画像平面のうちの一方の他方に対する回転又は傾斜を指し示すアイコン及び数字を生成し、該アイコン及び数字が前記第 1 及び第 2 の画像平面の画像とともに保存される、請求項 8 記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 2 1】

前記第 1 組のライン群及び前記第 2 組のライン群は、画像の別々の部分から順次に捕捉される、請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 2 2】

前記リアルタイム画像を生成する段階は更に、前記 2 つの画像平面のうちの一方の他方に対する回転又は傾斜を指し示すアイコン及び数字を生成することと、該アイコン及び数字を前記 2 つの画像平面の画像とともに保存することを含む、請求項 1 3 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

【関連出願】

本願は、2000 年 8 月 17 日出願の米国特許出願第 09 / 641 , 306 号（現在は米国特許第 6 , 443 , 896 号）の一部継続出願である。

【0002】

【技術分野】

本発明は、概して超音波撮像法に係り、特にリアルタイムで体の体積領域の多数の平面的な超音波画像を作成する技術に関する。

【背景技術】

【0003】

三次元超音波撮像の主な利点は、人間の体といった対象の体積を通る固有の画像平面を取得する可能性を与えることであり、このような画像平面は従来の二次元走査では入手可能でなかった。例えば、三次元撮像技術を通じて、異なる角度又は視点から特徴を観察するために組織の領域の幾つかの異なる切断面を同時に見ることができる。或いは、幾つかの時点において、皮膚といった対象の表面の下で一定の深さで画像平面を見ることが望まれることがあり、かかる画像平面は、対象に対する超音波プローブの向きにより通常の二次元走査では得ることができない。

【0004】

体積領域の多数の画像平面を取得することが可能となったことで、撮像されるべき平面、空間中での撮像されるべき平面の互いに対する関係、及び画像を表示するための最善の方法を決める必要が出てきた。これまで、一般的な表示技術は、相互に直交する平面の体積領域の三次元超音波画像を表示することであった。各画像はその上に表示された 2 つの直交する照準を有し、これらは他の 2 つの直交する画像平面の位置を示す。照準が異なる位置へドラッグされると、その次元における新しい平行な画像平面が選択され表示される。この表示技術は、医師が、体積領域中の組織構造を交差する画像平面中でのそれらの見かけによって調査し決めることを可能とする。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

かかる表示は、選択照準が動かされるにつれて異なる画像平面の表示のために容易に適切に再アドレッシングされうる体積領域の静的な画像データのために有用であり得る。表示技術は、リアルタイム撮像のためには制御及び表示の複雑さがかなり高まるため、それ自体がリアルタイム撮像に役立つものではない。更に、かかるリアルタイム表示は、医師が方法論的又は体系付けられた方法で分析を行うにはあまりにも多くの情報を与えうる。従って、体積領域の多数の平面的な画像の効果的な表示及び制御を行うことが必要とされる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、体の体積領域の多数の平面的な画像を作成し表示する方法及び装置が示されている。本発明の一つの面によれば、2 つのリアルタイム画像平面が取得され、本願では「バイプレーン (biplane)」表示フォーマットと称される形式で表示される。バイプレーン表示の 2 つの平面は、2 つの制御モードで制御されえ、一つの制御モー

10

20

30

40

50

ドは一つの画像平面が他の画像平面に対して傾斜されているものであり、他の制御モードは一つの画像平面が他の画像平面に対して回転されているものである。本発明の他の面では、2つの画像平面の相対的な向きを医師に知らせるために、バイプレーン画像と同時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、本発明による方法及び装置が使用されうる超音波診断撮像システム100を示すブロック図である。本発明は、この撮像システムに限られるものではなく、図は単に例としての実施を示すものであることが理解されるべきである。撮像システム100では、中央制御器120は、所望の送信周波数帯域を送信するよう送信周波数制御部117に命令を与える。送信周波数帯域のパラメータ f_{tr} は、超音波プローブ110のトランスデューサ112に、選択された周波数帯域で超音波を送信させる送信周波数制御部117に結合される。もちろん、所望の透過の深さとトランスデューサ及び超音波システムの感度とをよく考えて、周波数シグナチャとして知られている任意の周波数又は周波数群が使用されうる。

【0008】

プローブ110のトランスデューサ112は、ビームの形で超音波エネルギーを送信し、この送信に応答して戻されるエコー信号を受信する個々の素子のアレイを含む。ビームは、プローブを機械的に動かすことによって、又は望ましくは種々のアレイ素子の送信のタイミングを電氣的に調整することによって、対象の異なる部分を走査するよう操縦される。画像システム100では、この操縦は中央制御器120によって制御される。制御器120は、次には、インタフェースプログラムと、ポインティングデバイス（例えば、マウス、トラックボール、スタイラス、タブレット、タッチ画面、又は他のポインティングデバイス）、キーボード、又は中央制御器へ命令を与える他の入力装置とを含むユーザインタフェース119を介して入力されるユーザからの命令に応答する。或いは、制御器は、所定のデフォルトの方法で自動的にビームを操縦するようプログラムされてもよい。

【0009】

受信された信号は、送信/受信(T/R)スイッチ114を通して結合され、アナログ・デジタル変換器115によってデジタル化される。A/D変換器のサンプル周波数 f_s は、中央制御器120によって制御される。サンプリング理論によって示される所望のサンプリング率は、受信されたエコーの最も高い周波数 f_c の少なくとも2倍である。最小限の要件よりも高いサンプリング率もまた使用されうる。信号サンプルは、コヒーレントなエコー信号を形成するためにビーム成形器116によって遅延され加算される。コヒーレントなエコー信号は、デジタルフィルタ118によって所望の通過帯域へフィルタリングされる。デジタルフィルタ118はまた、周波数帯域をより低い又はベースバンド周波数範囲へシフトさせうる。デジタルフィルタの特徴は、フィルタに対して乗数重み及び間引き制御を行う中央制御器120によって制御される。この配置は、有限インパルス応答(FIR)フィルタとして動作し、フィルタリング及び間引きの両方を行うよう制御されることが望ましい。中央制御器120の制御の下でフィルタの重み付け及び間引き率をプログラムすることにより、幅広いフィルタ特徴が可能である。デジタルフィルタを使用することにより、異なるフィルタ特徴を与える柔軟性という利点を与えられる。デジタルフィルタは、或る時点において受信した基本周波数を通過させ、次の時点において高調波周波数を通過させるようプログラムされうる。デジタルフィルタは、このように、単純に信号処理中にフィルタ係数を変化させることにより、基本波及び高調波デジタル信号の画像又はラインを交互に生成するように、又は、時間的に交互のシーケンスで異なる交番の高調波のラインを交互に生成するよう操作されうる。

【0010】

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が検出され、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によって処理される。Bモードプロセッサは、周波数合成、空間合成、高調波画像形成、

10

20

30

40

50

及び、技術分野で周知の他の典型的なBモード機能を含むがこれらに限られるものではない。ドップラープロセッサは、速度及びパワードップラー信号を生成するためにエコー信号に対して従来のドップラー処理を適用する。プロセッサ137及び130、並びに、コントラスト信号検出器128の出力は、ディスプレイ150上での二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、入来する信号のシーケンスを追跡し、ビデオプロセッサ140が形成中の画像に現在のデータを入れることを可能とする。信号がビデオプロセッサ140によって受信されると、データはディスプレイへ与えられ、ラスタ化された画像を生成する。2つのプロセッサ及びコントラスト信号検出器の出力は、三次元(3D)画像メモリ164に記憶されそこからビデオプロセッサ140へ与えられる三次元画像のレンダリングのための三次元画像レンダリングプロセッサ162にも結合される。三次元レンダリングは、従来通り行われうる。この配置により、操作者は、超音波画像の二次元又は三次元表示のためにコントラスト信号検出器128、並びに、プロセッサ137及び130の出力のうちから選択しうる。

【0011】

図1のシステムは、プローブ110、トランスデューサ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の動作及び制御により、例えば人間の体といった対象の体積領域の多数のリアルタイムの平面的な画像を、体が走査されている間に、作成する能力を与える。これらの平面的な画像は、体を通るスライスと考えると、互いに対して分かっている幾何学的な関係を有し、診断医が異なる向きから体の特徴を見ることを可能とする。医師は、組織特徴の空間的な関係を視覚化するためにスライスの相対的な角度を調整しようとする。ユーザインタフェース119を通じて、操作者は、スライスを画像中の関心となる対象と整列させるために、表示されたスライスの向きを調整しうる。リアルタイムの性能は、体積領域全体を走査するために送信されねばならないはるかに多数のビームではなく、所望の平面的な画像を構築するのに必要な幾つかの超音波ビームのみを発生することによって達成される。

【0012】

図2A及び図2Bは、一組の平面510及び512からデータを取得するために使用されうるトランスデューサ500の実施例を示す。この実施例は、平面510上に延び点514及び506に交わるビーム504、また、平面512上に延び点516及び508に交わるビーム505といったビームを発生する。二次元アレイトランスデューサ500から発せられる光線は、三次元で電子的に操縦され得るため、関心となる体積領域を横切ってトランスデューサを機械的に掃引する必要はない。同様に、二次元アレイトランスデューサに対して適用可能な周知のビーム操縦及び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夫々の平面上の関心となるラインからデータが受信される。

【0013】

上述の2つの平面的な画像を発生する走査方法は、その速度のため望ましいが、これに限られるものではない。変形が可能である。所望であれば、更なる平面を画成するか、又は更なる面と交差する、更なるビームが発生されうる。各異なるビームは、もちろん、発生するのに更なる時間がかかり、従って掃引速度に影響を与える。所望の数の平面及びそれらの向きは、ユーザインタフェース119を通じて中央制御器120へ伝えられる。更に、トランスデューサ112は、各面上の1つ以上の点に向かってビームを放出するよう制御されうる。或いは、トランスデューサは、一回の掃引のたびに、ビームが少なくとも2つの平面上にあるか、少なくとも2つの平面的でない面で交差するか、少なくとも1つの平面上にあり少なくとも1つの平面的でない面と交差する限り、各サンプリング位置における全ての面よりも少ない面でビームを発するよう制御されうる。これらの及び他の明らかな変形例は、リアルタイムで、しかし選ばれた変形に基づいて、異なる速度及び異なる解像度で多数の平面的な画像を生成しうる。更に、例えばBモード、コントラスト信号検出、高調波撮像、又はドップラー撮像といった任意の二次元超音波撮像技術が、このデータ捕捉スキームで同じように良く適用されうる。

【0014】

2つの平面510及び512から捕捉されたデータは、対応する平面的な画像を構築するために、1つ又はそれ以上のプロセッサ137、130、又は、コントラスト信号検出器128によって使用される。平面的な画像は、リアルタイム撮像を与えるために走査速度で形成されることが望ましい。平面的な画像は、ビデオプロセッサ140によって横に並べて同時に表示されるか、体積領域が連続的に走査されるにつれてディスプレイ150上で三次元斜視図として同時に表示されるか、後に見られる。

【0015】

図3は、本発明の原理によって構築される超音波システムの他の実施例を示す図である。この実施例では、プローブ110は二次元アレイトランスデューサ500及びマイクロビーム成形器502を含む。マイクロビーム成形器は、アレイトランスデューサ500の素子(「パッチ」)の群に適用される信号を制御し、各群の素子によって受信されるエコー信号の幾らかの処理を行う回路を含む。プローブ中でのマイクロビーム成形は、プローブと超音波システムとの間のケーブル503中の多数の導線を減少させ、米国特許第5,997,479号明細書(Savord外)及び米国特許第6,436,048号明細書(Pesque)に記載されている。

【0016】

プローブは、超音波システムのスキャナ310に結合される。スキャナは、ユーザ制御に応答的であり、送信ビームのタイミング、周波数、方向、及び焦点についてプローブに命令するマイクロビーム成形器502へ制御信号を与えるビーム成形制御器312を含む。ビーム成形制御器はまた、アナログ/ディジタル(A/D)変換器316及びビーム成形器116へ結合することにより受信したエコー信号のビーム成形を制御する。プローブによって受信されたエコー信号は、スキャナ中で前置増幅器及びTGC(時間利得制御)回路314によって増幅され、A/D変換器316によってディジタル化される。ディジタル化されたエコー信号はビーム成形器116によってビームへ形成される。エコー信号は、上述のようにディ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う画像プロセッサ318によって処理され、また、高調波分離といった他の信号処理、周波数合成によるスペックル低下、及び他の所望の画像処理を行う。

【0017】

スキャナ310によって生成されるエコー信号は、所望の画像フォーマットでの表示のためにエコー信号を処理するディジタル表示サブシステム320に結合される。エコー信号は、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ライン信号へスライシングし、信号対雑音比の改善又は流れの持続性のためのライン信号の平均化を行うことが可能な画像ラインプロセッサ322によって処理される。画像ラインは、従来技術で知られているようにRθ変換を行う走査変換器324によって所望の画像フォーマットへ変換される。画像は、画像メモリ328に記憶され、そこからディスプレイ150上に表示されうる。メモリ中の画像には、ユーザ制御に応答的なグラフィック発生器330によって発生された、画像と共に表示されるべきグラフィックスが重ね合わされる。個々の画像又は画像シーケンスは、画像ループ捕捉中にシネメモリ(cine memory)326に記憶されうる。

【0018】

リアルタイムの体積撮像のために、表示サブシステム320はまた、ディスプレイ150上に表示されるリアルタイムの三次元画像のレンダリングのために画像ラインプロセッサ322から画像ラインを受信する3D画像レンダリングプロセッサ162を含む。

【0019】

本発明の原理に従って、以下、バイプレーン(biplane)画像と称される2つの画像がリアルタイムでプローブによって捕捉され、横に並べた表示フォーマットで表示される。2Dアレイ500は、送信されるビーム及び受信されるビームをアレイの前方で任意の方向及び任意の傾きで操縦する能力を有するため、図2A及び2B中のアレイ500に対する画像平面510、512の向きによって示されるように、バイプレーン画像の平面はアレイに対して及び互いに対して任意の向きを有することができる。しかしながら、望まし

い実施例では、2つの画像平面はアレイ500の中心で交差し、平面をアレイトランスデューサから「エッジ・オン」で見た図5B中に平面L及びRで示されるようにアレイの側面に対して直交する。以下に示す例では、画像フォーマットは扇形（セクタ）画像フォーマットであり、画像ラインは近距離音場頂点から出発する。しかしながら、リニア又は操縦リニア走査フォーマットもまた使用されうる。

【0020】

2つの画像平面上のバイプレーン画像は、図2Aの夫々の画像平面上のビーム504及び505の捕捉によって示される各画像のビームを送信及び受信することによって捕捉される。種々の捕捉シーケンスが行われうる。1つの画像の全ての走査ラインが捕捉され、その後他の画像の全ての走査ラインが捕捉されうる。あるいは、2つの画像のラインの捕捉は時間的に交互であり得る。例えば、1つの画像の1番目のラインが捕捉され、その後他の画像の1番目のラインが捕捉されうる。この後、各画像の2番目のラインが捕捉され、次に各画像の3番目のラインが捕捉されること等が行われる。このことは、ラインの組合せの問い合わせの間の間隔が長くされうるため、流れの速度が低いドップラー画像の場合に有利であり得る。また、有利には、2つの平面の交差におけるラインが連続して捕捉されることとなり、画像の交差において速く動いている組織が2つの画像中で異なって見えることを防止する。ラインは、画像中でのそれらの空間的な進行とともに、又は画像の別々の部分から順次に捕捉されうる。例えば、4つの縁のラインがまず捕捉され続いて平面の交差の周りの4つの中央ラインが捕捉され、続いて交差へ向かう方向及び離れる方向に交互に進行しうる。

【0021】

両方の画像の全てのラインがスキャナ310によって受信され、表示サブシステム320へ転送されると、スキャナは制御ライン340を通じて表示サブシステムへ「EK」信号を送信し、表示サブシステムに対して現在の表示フレームのための全てのラインが表示のために送信されたことを知らせる。すると、表示サブシステムは、表示のために画像ラインを処理する。以下説明するバイプレーンフォーマットでは、一つの画像は表示画面の一つの側に表示されるために処理され、フォーマットされ、マップされ、他の画像は、表示画面の他の側に表示されるために処理され、フォーマットされ、マップされる。画像が処理された後、表示サブシステムはスキャナへ「FRQ」信号を返し、表示サブシステムが処理のために他の画像フレームを要求していることをスキャナに知らせる。2つの横に並べられた画像の完全な画面表示の上に画像用のグラフィックスが重ね合わされ、ディスプレイ150上に表示される。表示サブシステムは、他のEK信号の終端の受信によって示される2つの画像の他の走査の完了を待ち、このとき、他のリアルタイム表示フレームの処理及び表示が再び行われる。

【0022】

また、各画像がEK信号で終了し、夫々がEK信号で集合しFRQ信号で応答される両方のバイプレーン画像の送信及び受信は、2画像表示フレームが表示サブシステムによって生成される前に行われる。

【0023】

画像は、図4中に画像L及びRによって、また、図7中にシステムディスプレイの写真によってグラフィックに示すように横に並べて表示される。望ましい実施例では、画像平面の向きは2つの選択モード「回転（rotate）」又は「傾斜（tilt）」のうちの1つによって選択される。望ましい実施例では、一つの画像の向き、即ち図4中の左画像は、トランスデューサアレイに対する関係においては固定である。L画像は、図2Bに示すようなアレイの中心を通過して延びるアレイの平面に対して直交する面上にある。右画像Rの平面は画像Lの平面に対してユーザ制御によって回転又は傾斜されうる。回転モードでは、2つの画像はセクタ撮像中は共通の中心線を常に共用し、右画像Rの平面は例えばトラックボール又はノブといったユーザ制御部を操作することによって回転されうる。右の画像は、左の参照画像と同一平面であるところから90°の向きへ回転され、再び同一平面へと回転されうる。ユーザ制御部を操作すること、又は、画像の左から右への反転により、3

10

20

30

40

50

60°全体の回転が可能である。傾斜モードでは、右画像Rの中心は常に参照画像と交差するが、扇形が2つの画像の共通の頂点から振れるかのように参照画像の異なるラインと交差するよう傾斜されうる。

【0024】

望ましい実施例では、プローブ110上は、画像の所与の側を識別するマーカを有する。一般的に、このマーカは、プローブケースの1つの側の物理的な突起又は色である。医師は、このマーカを使用して、プローブの向きをディスプレイ上の画像の向きと関連付ける。一般的に、図4中のドット402によって示されるように、表示画面上にマーカを表示することは一般的である。医師は、一般的には、画像が常に医師の好む向きで表示されるよう、プローブマーカを同じ位置にしてプローブを持つ。本発明の更なる面によれば、第2の画像Rもまた向きマーカ404と共に示される。回転モードでは、走査が開始されたときに2つの画像が同じ平面を撮像していることがあり、この場合、マーカは空間的に整列している。その場合、医師は、右画像平面を共通の開始向きから回転させうる。構築された実施例では、2つのバイプレーン画像の初期条件は、2つが整列され、共通の中心線に沿って傾斜されておらず、図7に示すように互いに対して90°回転されていることである。

【0025】

本発明の更なる面によれば、アイコン400は2つの画像平面の相対的な向きをグラフィックに示すためにバイプレーン表示上に表示されている。図4のアイコン400は、トランスデューサアレイからの画像平面を示し、扇形Rの底部が回転しうる空間をグラフィックに表わす円410を有する。ドット406は、左参照画像Lのドット402に対応し、参照画像の平面が、マーカを画像の右側にして円410を横切って水平の向きであることを示す。アイコンのライン412は、右画像Rが、画像の右側において右画像マーカ408（ドット404に対応）と同じ向きであることを示す。

【0026】

図5A乃至5Dは、右画像が回転されるにつれてアイコン400がどのように変化するかを示す図である。右画像が基準画像野平面から30°回転されると、アイコン400は図5Aに示すように現れ、ライン412及びドット408は右画像の平面が30度回転したことを表わす。数字30もまたアイコンの下に示されている。右画像平面は更に180°回転されえ、その場合、ライン412及びマーカドット408は図5Bに示すように現れる。アイコンの下の数字は210に変わっており、参照画像平面に対して210°の向きであることを示す。或いは、望ましい実施例では、超音波システムのユーザインタフェースは「右画像反転」制御を含む。この制御が作動されると、右画像はすぐに180°横方向に反転し、アイコンは図5Aに示すものから図5Bに示すものへと切り替わる。

【0027】

同様に、望ましい実施例は、左画像を横方向に反転する「左画像反転」制御を含む。図5Cは、参照画像が反転されたときのアイコンを示し、この場合、マーカドット406はアイコンの左側にある。図5C中、右画像は線412と画像の下の数字で示されるように参照画像の元の（反転していない）位置から210度の向きである。図5D中、参照画像は、右画像を左参照画像の元の位置から30°の向きとして反転されている。

【0028】

バイプレーン画像とアイコンを共通に表示することの利点は、表示画面上の画像が保存されるとき、超音波技術者による更なる努力なしにアイコンもまた保存されることである。医師により画像が後に調べられるとき、2つの画像平面の向きはディスプレイ上に示されるか、画面のプリント中に示される。画面表示は、ハードコピーとして又は電子的に保存されえ、同じバイプレーン画像の向きで再び患者を走査することが可能となるよう後に検索され、参照されうる。

【0029】

アイコン400が、0°乃至180°に対応する回転的な円410の部分と、アイコンの下に表示される数字の181°乃至359°に対応する部分をグラフィックに示すこと

10

20

30

40

50

が所望である。これは、円 4 1 0 の下半分及び上半分に対する視覚的に区別可能なグラフィックスを用いることによって行われうる。例えば、円 4 1 0 の下半分は、上半分よりも明るいか又は太い線で表示されてもよく、又は上半分が実線で描かれているのに対して点線又は破線で描かれてもよい。或いは、下半分及び上半分は、右の平面 R の回転的な角度の変化に従って数字の色を変化させて、例えば青や緑といった異なる色とされうる。

【 0 0 3 0 】

図 6 は、「傾斜」モードで動作するときの表示画面を示す図である。このモードでは、左画像 L の平面はまたトランスデューサアレイの平面に対して固定であり、右画像 R はあたかも 2 つの画像の共通の頂点から振れるように参照画像の一方の側から他方の側へ傾斜されうる。構築された実施例では、2 つの平面は横の（回転の）空間的次元では互いに対して常に 90° に向いている。望ましい実施例では、右扇形画像 R の中心線は参照画像と交差するが、ユーザによって選択された左扇形の線で交差することが望ましい。アイコン 6 0 0 は、2 つの画像平面の相対的な向きを示す。アイコン 6 0 0 中、小さいグラフィックな扇形 6 0 2 は、左参照画像の固定の位置を表わす。カーソル線 6 0 4 は、側方から「エッジ・オン」で見たときの右画像を表わす。本例では、右画像平面は、2 つの画像の中心線が整列される、0° の参照の向きである公称の向きから 30° 傾斜される。公称の（初期の）向きでは、カーソル線はアイコン 6 0 0 に対して垂直な向きである。

【 0 0 3 1 】

アイコン 6 0 0 の代わりに、参照画像 L 上にカーソル線 6 0 4 が表示されうる。ユーザは、右平面 R の傾斜を変化させるためにユーザ制御を操作するか、右平面の傾斜を変化させるために画像 R のうちの一つの側から他の側へカーソル線をドラッグしうる。線以外のカーソル表示種別、例えばドット又はポインタもまた、カーソル 6 0 4 のために使用されうる。

【 0 0 3 2 】

傾斜モードは、梗塞の縦方向の調査を行うのに特に有用である。患者の心臓撮像により、乳頭筋の先端の近傍で異常な心壁の動きが明らかとなったとする。従来の 2 D 撮像では、医師は、先ず心臓の長軸視で乳頭筋の画像を捕捉し、次に短軸視で梗塞の位置を撮像するために 90 度に亘ってプローブを回転させることによって、梗塞した壁を撮像しようとする。しかしながら、プローブ（従って画像平面）が正確に回転されていなければ、医師は梗塞の位置を見逃しうる。バイプレーン傾斜モードでは、医師は乳頭筋が長軸視で参照画像に示されるまでプローブを動かし、次に長軸参照画像中の乳頭筋の先端を指すか重なり合うようカーソルライン（6 0 4）を傾斜し、それにより梗塞した位置を短軸視で傾斜した右画像 R の中に見えるようにする。医師が心臓壁の同じ部分を短軸視で長期的調査で 3 ヶ月又は 6 ヶ月後に見ようとするとき、左画像中で長軸視で乳頭筋を撮像し、同じ傾斜で傾斜カーソル 6 0 4 を指し、右画像中で短軸視で梗塞した領域を見る処理は正確に繰り返すことができ、従って長期的調査の診断効果を改善することができる。

【 0 0 3 3 】

図 7 は、回転モードでの 2 つのバイプレーン画像を示す図である。画面の中心の 2 つの画像の間のアイコンは、右画像平面が左参照画像平面との整列から 90 度回転されたことを示す。マーカのドットは、アイコン中で、及び 2 つの扇形画像の頂点の右側ではっきりと見える。心臓調査の完全性のために、バイプレーン画像の下に E K G トレースもまた示される。

【 0 0 3 4 】

本発明の利点は、体積領域の 2 つの平面のみが撮像されているため、2 つの画像の捕捉は十分に迅速に行うことができ、2 つの画像はかなり高い表示フレームレートのリアルタイムの超音波画像でありうることである。更なる利点は、超音波システムは、従来の二次元撮像システムであればよいことである。図 3 に示すように、二画面撮像のための表示サブシステムは従来の二次元画像処理サブシステムでありえ、このことは、本発明によるバイプレーン撮像が現時点において医師の手に入る二次元超音波システムで行われうることを意味する。図 3 のスキャナ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

10

20

30

40

50

成するために特別な３Ｄ能力を有する必要はない。

【００３５】

傾斜モードと回転モードは組み合わせることができ、互いに対して傾斜及び回転の両方がされているバイプレーン画像をユーザが見ることを可能とする。

【図面の簡単な説明】

【００３６】

【図１】本発明の原理によって構築された超音波診断撮像システムを示す図である。

【図２Ａ】図１のシステムと共に二次元アレイトランスデューサを用いて作成された平面画像のリアルタイムの表示を示す図である。

【図２Ｂ】図１のシステムと共に二次元アレイトランスデューサを用いて作成された平面画像のリアルタイムの表示を示す図である。

10

【図３】本発明の原理によって構築された超音波診断撮像システムの第２の実施例を示すブロック図である。

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

。

【図５Ａ】ある画像平面の向きにおける図４の平面向きアイコンを示す図である。

【図５Ｂ】他の画像平面の向きにおける図４の平面向きアイコンを示す図である。

【図５Ｃ】他の画像平面の向きにおける図４の平面向きアイコンを示す図である。

【図５Ｄ】他の画像平面の向きにおける図４の平面向きアイコンを示す図である。

【図６】「傾斜」モードで動作してい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７】本発明の原理に従って回転モードで動作しているときの実際の超音波システムの写真である。

【符号の説明】

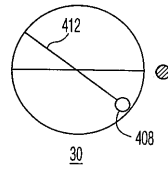
【００３７】

- １００ 超音波診断撮像システム
- １１０ 超音波プローブ
- １１２ トランスデューサ
- １１４ 送信／受信（Ｔ／Ｒ）スイッチ
- １１５ アナログ・デジタル変換器
- １１６ ビーム成形器
- １１７ 送信周波数制御
- １１８ デジタルフィルタ
- １１９ ユーザインタフェース
- １２０ 中央制御器
- １２８ コントラスト信号検出器
- １３０ ドップラープロセッサ
- １４０ ビデオプロセッサ
- １５０ ディスプレイ
- １６２ 三次元画像レンダリングプロセッサ
- １６４ 三次元画像メモリ

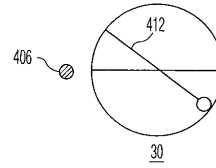
30

40

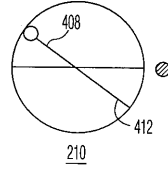
【図 5 A】



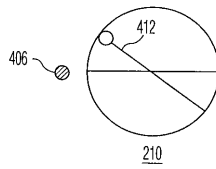
【図 5 D】



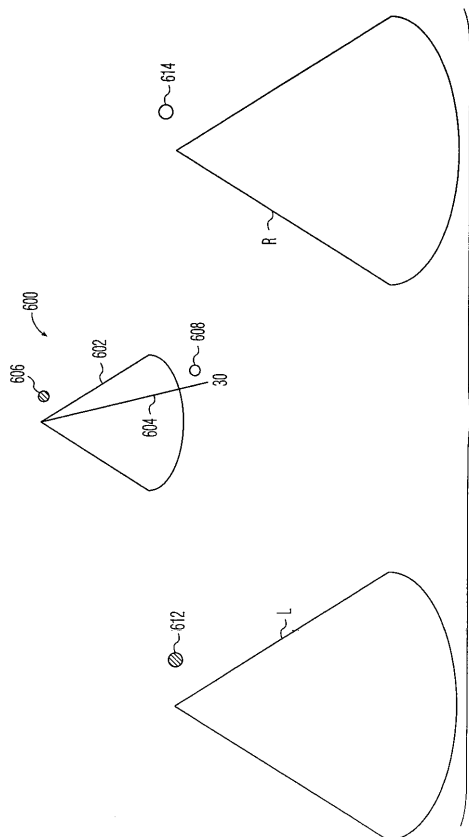
【図 5 B】



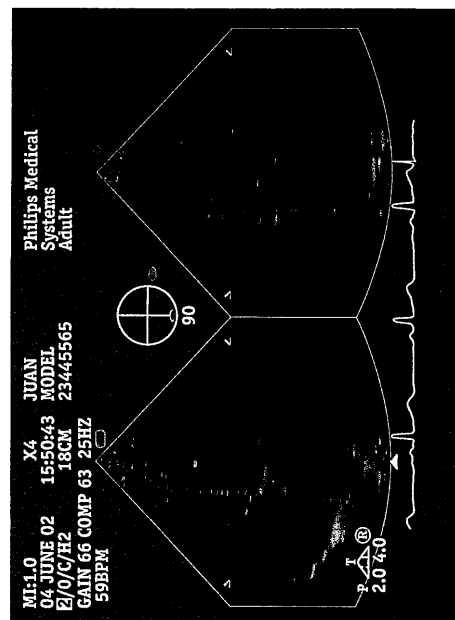
【図 5 C】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 マッキー ダン ポーランド

アメリカ合衆国，マサチューセッツ州 01810，アンドーヴァー，ウルコット・アヴェニュー
22

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平05 - 056971 (JP, A)

特開2000 - 135217 (JP, A)

米国特許第06443896 (US, B1)

特開平05 - 103779 (JP, A)

特開平04 - 126137 (JP, A)

実開平03 - 088508 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

【 图 1 】

[illegible]