

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6207518号
(P6207518)

(45) 発行日 平成29年10月4日(2017.10.4)

(24) 登録日 平成29年9月15日(2017.9.15)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 Z DM

請求項の数 12 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-540584 (P2014-540584)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年10月30日(2012.10.30)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2014-533165 (P2014-533165A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成26年12月11日(2014.12.11)		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
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/056003		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/068883	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年5月16日(2013.5.16)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成27年10月28日(2015.10.28)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/557,973		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成23年11月10日(2011.11.10)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 大きな体積の三次元超音波イメージングの改善

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体積の三次元画像を提供するための超音波イメージングシステムであって、
超音波受信信号を提供するように構成されるトランスデューサアレイ、
該トランスデューサアレイを制御して、多数の走査線に沿って前記体積を走査するよう
に構成され、さらに、前記超音波受信信号を受ける及び画像信号を提供するように構成さ
れるビームフォーマ、

前記画像信号を受ける、及び、前記画像信号上の中心受信周波数の周辺でバンドパスフ
ィルタリング操作を行うように構成されるシグナルプロセッサであり、前記走査線の間隔
の関数として前記バンドパスフィルタリング操作の前記中心受信周波数を調整するようさ
らに構成され、前記間隔が増加した場合に前記中心受信周波数を低くするよう構成され、
画像データを提供するようさらに構成されるシグナルプロセッサ、

該シグナルプロセッサから前記画像データを受ける及びディスプレイデータを提供する
ように構成される画像プロセッサ、並びに、

前記ディスプレイデータを受ける及び前記三次元画像を提供するように構成されるディ
スプレイ、
を含むシステム。

【請求項2】

前記シグナルプロセッサは、前記間隔と前記中心受信周波数との直線関係に基づき前記
中心受信周波数を調整するように構成される、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記シグナルプロセッサは、前記間隔と前記中心受信周波数との非直線関係に基づき前記中心受信周波数を調整するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記中心受信周波数と前記間隔との前記非直線関係は多項式関数である、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記多項式関数は、以下の形

【数 1】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2$$

10

の 2 次多項式関数であり、ここで、S F は、受信周波数シフトファクターであり、L S は、度で表される前記間隔であり、M L S は、度で表される最小の走査線間隔であり、さらに、A は、スケーリングパラメータである、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記中心受信周波数と前記間隔との前記非直線関係は指数関数である、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記指数関数は、以下の形

【数 2】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS}$$

20

のものであり、ここで、S F は、前記中心受信周波数のシフトファクターであり、L S は、度で表される前記間隔であり、M L S は、度で表される最小の走査線間隔であり、A はスケーリングパラメータであり、さらに、B はスケーリングパラメータである、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記シグナルプロセッサは、前記走査線の間隔の関数として前記バンドパスフィルタリング操作のバンド幅を調整するようさらに構成され、さらに、前記間隔が増やされた場合に前記バンド幅を狭くするように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

前記シグナルプロセッサは、同じシフトファクターによって前記バンド幅及び前記中心受信周波数を調整するようさらに構成される、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記バンドパスフィルタは、クアドラチャバンドパスフィルタである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

体積の三次元超音波画像を提供するための方法であって、
 トランスデューサアレイを用いて多数の走査線に沿って前記体積を走査するステップ、
 前記トランスデューサアレイからの信号を受けるステップ、
 該信号に対してバンドパスフィルタリング操作を行うことによって前記信号を処理して画像データを提供するステップであり、前記バンドパスフィルタリング操作の中心受信周波数が、前記走査線の間隔の関数として調整され、前記間隔が増加した場合に、前記中心受信周波数が低くされる、ステップ、並びに、
 前記画像データを使用して前記三次元画像を表示するステップ、
 を含む方法。

40

【請求項 12】

コンピュータプログラムであって、該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行

50

される場合にコンピュータに請求項 1 1 に記載の方法の各ステップを実行させるプログラムコード手段を含むコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば患者の解剖学的部位等の体積の三次元ライブ画像を提供するための超音波システム及び方法に関する。本発明は、さらに、そのような方法を実行するためのコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

三次元超音波イメージング又はボリュームイメージングにおいて、三次元画像の取得は、関心のある体積をスライスする多くの二次元走査を行うことによって達成される。従って、互いに隣り合う多数の二次元画像が取得される。適した画像処理によって、関心のある体積の三次元画像を、多数の二次元画像から構築することができる。多数の二次元画像から取得された三次元情報が、超音波システムの利用者のために、ディスプレイ上に適切なフォームで表示される。

【0003】

さらに、いわゆる三次元ライブイメージング又は4Dイメージングは、臨床適用において使用されることが多くある。三次元ライブイメージングにおいて、体積に対するリアルタイムの観察を得ることができ、使用者が、例えば鼓動している心臓等の解剖学的部位の可動部分を観察するのを可能にしている。三次元ライブイメージングの臨床適用において、1つの弁等、心臓の比較的小さい領域、又は、中隔欠損を画像化することが必要とされる場合があり、さらに、心室全体等、心臓の大きな領域を画像化することが必要とされる場合がある。

【0004】

従って、いわゆる関心領域(ROI)及びそのサイズは、三次元ライブ超音波イメージングの臨床適用を通して変わり得る。

【0005】

マトリクス型トランスデューサ、すなわち二次元アレイのトランスデューサを用いた心臓の三次元ライブイメージングにおいて、高いボリューム取得レートによって心臓の動的構造を適切に可視化することができるようになる必要がある。現在、高いボリュームレートを達成する1つの手段は、4Xマルチラインイメージング又はいわゆる並列受信ビームフォーミングを利用することである。これにおいては、4つの受信ビームが、1つの送信ビームの周りで対称のパターンで同時に形成される。これらのパターンの多数のセットが体積にわたって走査し、ポリュメトリック画像データを取得する。この方法は、送信ビームを取り囲む受信ビームのそれぞれを照らすのに領域内で十分ブロードな送信ビーム次第である。ボリュームレートは各体積内の音響走査線の数によって決定されるため、4つの走査線を同時に受けることによって、各送信ビームに対して1つの受信走査線であるシンプルな事例と比較して、4つの因子によりボリュームレートが大きくなる。実際には、音響イメージングを用いて、さらには、4Xマルチラインイメージングを用いても、音響走査線、特に受信走査線は、問題に直面する前まで広がり得るだけである。

【0006】

第1の問題は、受信したビームが離れるに従い、それらの受信ビームを照らす送信ビームからも離れるということである。従って、画像は感度を失い、さらに、くすむようになる。これは、一般的に、送信開口を小さくすること及び/又は送信周波数を減らすことにより送信ビームの幅を広げるによって防ぐことができる。別の一般的な防ぐ方法は、受信開口を小さくすることによって受信ビームの幅を広げることである。どちらの技術もいくつかの改善点を実証するが、関心領域が大きな体積である場合に三次元ライブイメージングに対して十分高いボリュームレートを維持するという十分な利益はない。

【0007】

10

20

30

40

50

受信走査線を広げる場合に直面する第2の問題は、ある時点で、受信走査線間にギャップがあり、さらに、その走査線間、特により深い箇所にある標的に達しそこない、重大な空間エイリアシングが生じることである。受信開口を小さくすることによって受信ビームを大きくすることは助けになるが、やはり、十分な利益を提供しない。

【0008】

参照文献US4,442,713 Aは、対象物から反射され且つ装置によって感知される送達された信号の使用を介して解析されることになる対象物における超音波信号を送信するためのトランスデューサ要素のアレイを有する超音波イメージング装置を開示している。信号の減衰によって生じる周波数の変化と共に送信及び/又は受信トランスデューサの数を調整することが、使用されるより広範な条件下での画像解像度を改善するために示唆される。

10

【0009】

そのような三次元超音波システムをさらに改善する必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

改善された超音波システム及び方法を提供することが本発明の目的である。そのような方法を実行するためのコンピュータプログラムを提供することが本発明のさらなる目的である。

【課題を解決するための手段】

20

【0011】

本発明の第1の態様において、体積の三次元画像を提供するための超音波イメージングシステムが示されている。当該超音波イメージングシステムは、超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサアレイ、トランスデューサアレイを制御して、多数の走査線に沿って体積を走査するように構成され、さらに、超音波受信信号を受けると及び画像信号を提供するように構成されたビームフォーマ、画像信号を受けると及び、画像信号上の中心受信周波数周辺でバンドパスフィルタリング操作を行うように構成されたシグナルプロセッサであって、走査線間隔の関数として中心受信周波数を調整するようさらに構成され、間隔が増加した場合に中心受信周波数を低くするよう構成され、画像データを提供するようさらに構成されたシグナルプロセッサ、シグナルプロセッサから画像データを受けると及びディスプレイデータを提供するように構成された画像プロセッサ、並びに、ディスプレイデータを受けると及び三次元画像を提供するように構成されたディスプレイを含む。

30

【0012】

本発明のさらなる態様において、体積の三次元画像を提供するための方法が示されている。当該方法は、トランスデューサアレイを用いて多数の走査線に沿って体積を走査するステップ、トランスデューサアレイからの信号を受けるとステップ、信号に対してバンドパスフィルタリング操作を行うことによって信号を処理して画像データを提供するステップであって、バンドパスフィルタリング操作の中心受信周波数が、走査線間隔の関数として調整され、間隔が増加した場合に、中心受信周波数が低くされる、ステップ、並びに、画像データを使用して三次元超音波画像を表示するステップ、を含む。

40

【0013】

本発明のさらなる態様において、コンピュータプログラムであって、該コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行される場合にコンピュータ、特に超音波イメージングシステムに前記方法のステップを実行させるプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムが示されている。

【0014】

本発明の基本的なアイデアは、走査線間隔を広げることの関数として、シグナルプロセッサのバンドパスフィルタの中心受信周波数を減らすことである。

【0015】

50

三次元ライブイメージングの臨床適用において、1つの弁等、心臓の比較的小さい領域、又は、中隔欠損を画像化することが必要とされる場合があり、さらに、左心室全体等、心臓の大きな領域を画像化することが必要とされる場合がある。どちらの事例の必要性においても、例えば20Hz又は少なくとも24Hz等、十分に高いボリュームレートを維持する必要がある。大きな領域の事例と小さな領域の事例とを変える場合、臨床医の側には、大きな領域を画像化する場合に画像解像度を下げ、さらに、より小さな領域を画像化する場合に解像度を上げる意志が存在する。この意志は、超音波システムが、画像化されている体積のサイズに関係なく、固定された数の音響走査線、従って固定されたボリュームレートを維持することによって小さい及び大きい領域のイメージング両方にわたって高いボリュームレートを維持するのを可能にする。検査されることになる体積又は関心領域のサイズが大きくされた時に十分に高いボリューム取得レートを維持するために走査線間隔が変えられた場合に、走査線間隔を広くすることの関数として受信周波数、さらに、バンド幅を減らすことによって、感度の重大な損失及び空間エイリアシングの増加なく、走査線間隔のはるかに大きな分離が可能になることがわかってきた。シグナルプロセッサにおいて、所与の走査線間隔の関数として、受信周波数、さらに、バンドパスフィルタのバンド幅をシフトすることが実行される。走査線間隔は、次に、検査されることになる体積のサイズが変更された場合に変わる。

10

【0016】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項において定められている。請求される方法は、請求される装置と類似及び/又は同一の、さらに、従属請求項において定められる好ましい実施形態を有するという理解されたい。

20

【0017】

一実施形態において、シグナルプロセッサは、間隔と中心受信周波数との直線関係に基づき中心受信周波数を調整するように構成される。別の選択肢として、シグナルプロセッサは、間隔と中心受信周波数との非直線関係に基づき中心受信周波数を調整するように構成される。受信周波数と走査線間隔との直線関係と同じくらいシンプルな関係は、感度の損失及び空間エイリアシングなく、音響走査線のさらなる分離を可能にするのに十分であることがわかってきた。

【0018】

さらなる実施形態において、中心受信周波数と間隔との非直線関係は多項式関数である。特に、さらなる実施形態において、多項式関数は、以下の形

30

【0019】

【数1】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2$$

の2次多項式関数(second-order polynomial function)であり、ここで、SFは、受信周波数シフトファクターであり、LSは、度で表される間隔であり、MLSは、度で表される最小の走査線間隔であり、さらに、Aは、スケールリングパラメータである。これによって、シフトファクターと走査線間隔との2次関係の比較的シンプルな実行を提供することができる。特に、走査線間隔が最小の走査線間隔である場合シフトは発生しない。従って、しかし、走査線間隔の増加と共に、シフトファクターは漸進的な様式で低くなる。実際には、走査線間隔が増えるに従い受信周波数における減少がゆっくり始まる、従って、走査線間隔が増えるに従いレートが増えるような関係がよく機能することがわかってきた。

40

【0020】

さらなる実施形態において、中心受信周波数と間隔との非直線関係は、指数関数である。特に、その指数関数は、以下の形

【0021】

【数 2】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS}$$

のものであり、ここで、SF は、中心受信周波数のシフトファクターであり、LS は、度で表される間隔であり、MLS は、度で表される最小の走査線間隔であり、A はスケールパラメータであり、さらに、B はスケールパラメータである。実際には、走査線間隔が増えるに従い受信周波数における減少がゆっくり始まる、従って、走査線間隔が増えるに従いレートが増えるような指数関数はさらによく機能することがわかってきた。

【0022】

さらに、走査線間隔とシフトファクターとの関係の制御を使用者に与えるパラメータのセットを用いてシグナルプロセッサにおいて関係が実行される。

【0023】

さらなる実施形態において、シグナルプロセッサは、走査線、特に受信走査線の間隔の関数としてバンドパスフィルタリング操作のバンド幅を調整するようさらに構成され、シグナルプロセッサは、間隔が増やされた場合にバンド幅を狭くするように構成される。バンドパスフィルタリング操作の中心受信周波数だけでなくバンド幅も減らすことによって、感度を損失及び空間エイリアシングが増加することなく、走査線間隔が増えるという可能性がさらに増大することがわかってきた。

【0024】

さらなる実施形態において、シグナルプロセッサは、同じシフトファクターによってバンド幅及び中心受信周波数を調整するようさらに構成される。これは、有利な技術的效果を維持しながらシグナルプロセッサのよりシンプルな構成を可能にする。

【0025】

さらなる実施形態において、バンドパスフィルタは、クアドラチャ (quadrature) バンドパスフィルタである。そのようなバンドパスフィルタは、優れた信号処理、特に、中心受信周波数及びバンド幅のシフト変更の容易な実行を可能にする。

【0026】

本発明の上記及び他の態様が、以下に記載の 1 つ又は複数の実施形態から明らかになり、さらに、以下に記載の 1 つ又は複数の実施形態を参考にして説明される。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】一実施形態に従った超音波システムを例示した概略図である。

【図 2 a】超音波プローブに関連して関心領域を示した概略図である。

【図 2 b】どのようにして多数の走査線が図 2 a における体積を通して広がることができるかを示した概略図である。

【図 3 a】バンドパスフィルタリング操作を例示した図である。

【図 3 b】バンドパスフィルタリング操作の周波数シフトの第 1 の実施形態を示した図である。

【図 3 c】バンドパスフィルタリング操作の周波数シフトの第 2 の実施形態を示した図である。

【図 4】一実施形態に従った超音波システムの概略的なブロック図である。

【図 5】度で表される走査線間隔とシフトファクターとの関係に対する例を示した図である。

【図 6 a】周波数シフト変更のない第 1 の画像の例示的な例を示した図である。

【図 6 b】周波数シフト変更が適用された第 2 の画像の例示的な例を示した図である。

【図 7】一実施形態に従った方法の概略的な流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

図 1 は、一実施形態に従った超音波システム 10、特に、医療用超音波三次元イメージ

10

20

30

40

50

ングシステムを例示した概略図を示している。超音波システム10を適用して、解剖学的部位、特に、患者12の解剖学的部位の体積が検査される。超音波システム10は、超音波を送る及び/又は受けるための多数のトランスデューサ要素を有するトランスデューサアレイを少なくとも1つ有する超音波プローブ14を含む。1つの例において、トランスデューサ要素はそれぞれ、特定のパルス幅の少なくとも1つの送信インパルス、特に、複数の続く送信パルスの形で超音波を送ることができる。トランスデューサ要素は、例えば、機械的に軸を中心にして動かす又は回転させることができる二次元画像を提供するために、例えば、一次元の列に配置することができる。さらに、トランスデューサ要素は、特に多断面又は三次元画像を提供するために、二次元のアレイに配置することができる。特に、トランスデューサアレイは、平行の受信ビームフォーミングと共に使用され、すなわち、多数の受信ビームが、単一の「太い」送信ビームによって照らされる。

10

【0029】

一般に、特定の音響走査線又は走査線、特に走査受信線にそれぞれ沿った多数の二次元画像を、3つの異なる方法で得ることができる。第一に、使用者は、手動の走査を介して多数の画像を得ることができる。この場合、超音波プローブは、走査線又は走査面の位置及び向き経過を追うことができるポジションセンシング装置を含んでもよい。しかしこれは、現在熟慮されていない。第二に、トランスデューサを超音波プローブ内で自動的に且つ機械的に走査することができる。これは、一次元のトランスデューサアレイが使用される場合の事例であり得る。第三に、好ましくは、位相二次元アレイのトランスデューサが超音波プローブ内に置かれ、さらに、超音波ビームが電子的に走査される。超音波プローブは、例えば医療スタッフ又は医師等、システムの使用者によって手で持たれてもよい。患者12における解剖学的部位の画像が提供されるように、超音波プローブ14が患者12の身体に適用される。

20

【0030】

さらに、超音波システム10は、超音波システム10を介する三次元画像の供給を制御する制御ユニット16を有する。以下においてさらに詳細に説明されるように、制御ユニット16は、超音波プローブ14のトランスデューサアレイを介するデータの取得だけでなく、超音波プローブ14のトランスデューサアレイによって受信した超音波ビームのエコーから三次元画像を形成する信号及び画像の処理も制御する。

【0031】

超音波システム10は、使用者に対して三次元画像を表示するためのディスプレイ18をさらにも含む。さらに、キー又はキーボード22、及び、例えばトラックボール24等のさらなる入力装置を含んでもよい入力装置20が提供される。入力装置20は、ディスプレイ18に接続させるか、又は、制御ユニット16に直接接続させてもよい。

30

【0032】

図2aは、超音波プローブ14に関係した体積50の例を示している。この例において描写される例証的な体積50は、位相二次元の電子的に走査されるアレイとして構成されている超音波プローブ14のトランスデューサアレイのため、セクタータイプのものである。従って、体積50のサイズは、仰角52及び水平角54によって表すことができる。体積50の深さ56は、1つの線あたり秒で表されるいわゆる走査線時間(line time)によって表すことができる。これは、特定の走査線を走査するために費やした走査時間である。

40

【0033】

図2bは、どのようにして体積50を、多数のスライス58又は多数のいわゆる走査線59に沿ってそれぞれ取得される二次元画像に分割することができるかという例示的な例を示している。画像取得の間、超音波プローブ14の二次元トランスデューサアレイは、体積50が多数のこれらの走査線58に沿って連続して走査される方法で、ビームフォーマによって作動される。しかし、マルチライン受信処理において、単一の送信ビームが、例えば4つ等、多数の受信走査線を照らすことができ、その受信走査線に沿って、信号が同時に取得される。その場合、そのような受信線のセットは、次に、体積50にわたって

50

電子的に連続して走査される。

【 0 0 3 4 】

従って、取得した二次元画像から処理される三次元画像の解像度は、いわゆる走査線密度次第であり、従って、2つの隣接する走査線59間の間隔60次第でもある。事実、スライス58内の2つの隣接する走査線59間の距離、さらに、スライス58間の距離である。結果として、横の広がり方向における、及び、高さの広がり方向における走査線密度は同じである。従って、走査線密度は、1つの線あたり度の形で測定される。

【 0 0 3 5 】

図3 aは、バンドパスフィルタリング操作を例示した図を示している。バンドパスフィルタリング操作は、中心受信周波数70の周辺で生じる。バンドパスは、上側周波数71と下側周波数72との間で生じる。バンドパスフィルタリング操作が与えられる信号74は、上側周波数71と下側周波数72との間のみを通る。信号74のうち、上側周波数71を超える部分及び下側周波数72を下回る部分は切り捨てられる。従って、信号74は、中心受信周波数70の周辺のバンド幅76のみを通る。

10

【 0 0 3 6 】

図3 bは、バンドパスフィルタリング操作の周波数シフトの第1の実施形態を示している。周波数シフトは、矢印77によって概略的に描写されている。この実施形態では、中心受信周波数70のみが、中心受信周波数70までシフトされている。描写されている実施形態において、中心受信周波数70は、中心受信周波数70まで半減している。従って、信号74が通るバンド幅は、バンド幅76からバンド幅76まで変えられる。

20

【 0 0 3 7 】

図3 cは、バンドパスフィルタリング操作の周波数シフトの第2の実施形態を示している。この実施形態においては、走査線間隔が増えるに従い中心受信周波数70のみでなく、バンド幅も減らされている。従って、中心受信周波数70は、中心受信周波数70まで半分低くされる。さらに、バンド幅76は、バンド幅76の半分であるバンド幅76まで狭くされる。従って、中心受信周波数70及びバンド幅76は、同じシフトファクターでスケール調整される。

【 0 0 3 8 】

図4は、超音波システム10の概略的なブロック図を示している。先においてすでに提示されているように、超音波システム10は、超音波プローブ(P R)14、制御ユニット(C U)16、ディスプレイ(D I)18及び入力装置(I D)20を含む。先においてさらに提示されているように、プローブ14は、位相二次元トランスデューサアレイ26を含む。一般に、制御ユニット(C U)16は、アナログ及び/又はデジタルの電子回路、プロセッサ、マイクロプロセッサ等を含み、画像取得及び供給全体を調和させることができる中央処理装置を含んでもよい。さらに、制御ユニット16は、本明細書において画像取得コントローラ28と呼ばれるものを含む。しかし、画像取得コントローラ28は超音波システム10内の分けられた実体又はユニットである必要はないということを理解しなければならない。画像取得コントローラ28は、制御ユニット16の一部であってもよく、さらに、一般的には、実行されるハードウェア又はソフトウェアであってもよい。現在の区別は、例示的目的のためだけにつけられている。

30

40

【 0 0 3 9 】

制御ユニット16の一部としての画像取得コントローラ28は、ビームフォーマを制御することができ、これによって、体積50のどの画像が得られるか、及び、どのようにしてこれらの画像が得られるかを制御することができる。トランスデューサアレイ26を駆動させるビームフォーマ30は電圧を生じ、部分的繰返し周波数(p a r t s r e p e t i t i o n f r e q u e n c y)を決定し、送信したビーム及び1つ又は複数の受信若しくは受けたビームを走査する、焦点を合わせる、及び、アポダイズする(a p o d i z e)ことができ、さらに、フィルターを増幅する、及び、トランスデューサアレイ26によって戻らされたエコー電圧流をデジタル化することができる。さらに、制御ユニット16のコントローラ28は、一般的な走査戦略を決定することができる。そのような一般

50

戦略は、先においてすでに説明したように、所望のボリューム取得レート、体積の横の広がり、体積の高さの広がり、最大及び最小の走査線密度、走査線時間並びに走査線密度を含んでもよい。

【 0 0 4 0 】

ビームフォーマ 3 0 は、さらに、トランスデューサアレイ 2 6 から超音波信号を受け、さらに、その信号を画像信号として転送する。

【 0 0 4 1 】

さらに、超音波システム 1 0 は、画像信号を受けるシグナルプロセッサ 3 4 を含む。シグナルプロセッサ 3 4 は、一般的に、アナログデジタル変換、例えば帯域フィルタリング等のデジタルフィルタリング、並びに、受けた超音波エコー又は画像信号の検出及び、例えばダイナミックな範囲縮小等の圧縮のために提供される。シグナルプロセッサは、画像データを転送する。特に、シグナルプロセッサ 3 4 は、バンドパスフィルタ 3 5 を含む。バンドパスフィルタ 3 5 は、クアドラチャバンドパスフィルタであってもよい。

【 0 0 4 2 】

クアドラチャバンドパスフィルタ 3 5 は 3 つの機能を提供する。第 1 の機能は、画像信号の帯域限定である。第 2 の機能は、走査線データの同相且つクアドラチャの対を生成することであり、さらに、第 3 の機能は、中間又はベースバンドの範囲の周波数までエコー信号をデジタル方式で復調することである。クアドラチャバンドパスフィルタによる特徴は、制御ユニット 1 6 により入力されるパラメータによって決定される。制御ユニット 1 6 内に、ユーザーインターフェース 3 8 を介してパラメータをユーザー入力することができる。これは、ユーザーが走査線間隔と周波数シフトとの関係を制御するのを可能にする。周波数シフト及びバンド幅と走査線間隔との関係は、走査線間隔が増える場合に中心受信周波数及びバンド幅が減らされるようにある。これは、走査線間隔が増えるに従い受信周波数及びバンド幅の減少がゆっくり始まり、従って、走査線間隔が増えるに従いレートが増えるようにある。あり得る例は、以下の形

【 0 0 4 3 】

【 数 3 】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS)^2$$

の 2 次多項式関数であり、ここで、S F は、受信周波数シフトファクターであり、L S は、度で表される間隔であり、M L S は、度で表される最小の走査線間隔であり、A は、スケールパラメータであり、さらに、以下の形

【 0 0 4 4 】

【 数 4 】

$$SF = 1 - A \cdot (LS - MLS) \cdot B^{LS}$$

の指数関数を適用することができ、ここで、S F は、中心受信周波数のシフトファクターであり、L S は、度で表される間隔であり、M L S は、度で表される最小の走査線間隔であり、A はスケールパラメータであり、さらに、B はスケールパラメータである。

【 0 0 4 5 】

これによって、大きな走査線間隔を、感度を損失することなく適用することができる。従って、大きな走査線間隔は、検査されることになる体積が大きくても、その体積内の総音響走査線数を維持することを可能にする。総音響走査線数を維持する、及び、音響走査線間の間隔を増やすことによって、さらに大きな体積さえも、体積取得レートを維持しながら超音波システムを用いて検査することができ、従って、三次元ライブ超音波イメージングを提供するのに十分高い取得レートを可能にする。

【 0 0 4 6 】

さらに、超音波システム 10 は、シグナルプロセッサ 34 から受けた画像データを、ディスプレイ 18 上で最終的に示される表示データに変換する画像プロセッサ 36 を含む。特に、画像プロセッサ 36 は、画像データを受け、画像データを前処理し、さらに、それを画像メモリに記憶することができる。次に、これらの画像データをさらに後処理し、ディスプレイ 18 を介して最も便利な画像が使用者に対して提供される。現在の事例において、特に、画像プロセッサ 36 は、各スライス 58 における多数の走査線 59 に沿って取得した多数の二次元画像から三次元画像を形成することができる。

【0047】

ユーザーインターフェースは、全般的に、参照番号 38 で描写され、さらに、ディスプレイ 18 及び入力装置 20 を含む。ユーザーインターフェースは、超音波プローブ 14 自体に提供することさえできる、例えばマウス又はさらなるボタン等、さらなる入力装置を含んでもよい。

10

【0048】

本発明を適用することができる三次元超音波システムに対する特定の例は、本出願人によって売られている CX50 Compact Xtreme 超音波システム、特に、本出願人の X7-2t TEE トランスデューサ、又は、本出願人の xMATRIX 技術を使用した別のトランスデューサと共に使用する超音波システムである。一般に、Philips 社の iE33 システム上に見られるマトリクス型トランスデューサシステム、又は、例えば Philips 社の iU22 及び HD15 システム上に見られる機械的な 3D/4D トランスデューサ技術は、本発明を適用することができる。

20

【0049】

図 5 は、度で表される走査線間隔を示す x 軸、及び、対応するシフトファクターを示す y 軸を有した例となる図 80 を示している。グラフは、最小の走査線間隔、この場合 0.75 度にて始まり、最大の走査線間隔、この場合 3 度にて終わる。そのようなグラフを使用して、走査線間隔と中心受信周波数 70 との関係を実行することができる。シフトファクターの減少は、最小の走査線間隔からゆっくり始まり、さらに、走査線間隔が増えるに従ってレートを増やす。対応するグラフを提供するあり得る 2 次多項式は、以下の

【0050】

【数 5】

$$SF = 1 - 0,051 \cdot (LS - 0,75)^2$$

30

であつてもよい。

【0051】

さらに、以下の指数関係

【0052】

【数 6】

$$SF = 1 - 0,00574 \cdot (LS - 0,75) \cdot e^{LS}$$

40

を使用して、類似のグラフを提供することができる。

【0053】

図 6 a は、第 1 のディスプレイの例示的な例を示している。第 1 のディスプレイは、周波数シフトすることなく取得した第 1 の画像 90 を示している。参照番号 92 によって示されているように、受信周波数シフトを使用者が選択的に可能にする又は無効にすることができるように、ダイアログボックス 92 を、ディスプレイ 18 を介して提供することができる。さらに、例えば指数関数に対する基礎である、走査線間隔とシフトファクターとの関係の他のパラメータ等、入力装置 20 を介して第 2 のパラメータを入力することができる。さらに、最小の走査線間隔及び最大の走査線間隔を、使用者によって入力することができる。

50

【 0 0 5 4 】

対照的に、図 6 b は、本発明に従った操作可能中心受信周波数シフトを用いた同じ体積の第 2 の画像 9 6 を与えている第 2 のディスプレイ 9 4 を示している。明確に見えるように、画質は有意に上げられている。

【 0 0 5 5 】

図 7 は、方法の実施形態を示している。当該方法が開始された後、トランスデューサアレイ 2 6 を用いて、多数の走査線 5 9、特に、多数の受信走査線に沿って体積が走査される。さらなるステップ S 2 において、トランスデューサアレイ 2 6 から信号が受信される。特に、トランスデューサアレイ 2 6 は、ビームフォーマ 3 0 まで超音波信号を転送することができる。ビームフォーマ 3 0 は、次に、超音波信号を画像信号に変換し、画像信号は、次に、シグナルプロセッサ 3 4 まで転送される。

10

【 0 0 5 6 】

ステップ S 3 において、走査線間隔が変更されたかどうか決定される。変更されていない場合、ステップ S 5 において、バンドパスフィルタリング操作が信号に対して適用されて、画像データが提供され、さらに、ステップ S 6 において、画像データを使用して三次元画像が表示される。

【 0 0 5 7 】

しかし、ステップ S 3 において走査線間隔が変更されたと決定された場合、当該方法は、ステップ 4 と共に続き、バンドパスフィルタリング操作の中心受信周波数 7 0 が、走査線の間隔の関数として調整される。特に、先において与えられた関係又は式の 1 つに従って調整を行うことができる。さらに、バンドパスフィルタリング操作のバンド幅 7 6 は、同じシフトファクターを用いて狭くしてもよい。

20

【 0 0 5 8 】

次に、ここでもステップ S 5 において、バンドパスフィルタリング操作が行われ、画像データが提供され、さらに、ステップ S 6 において、この三次元画像が、画像データを使用して表示される。

【 0 0 5 9 】

最後に、ステップ S 7 において、走査施行が終了するかどうか決定される。終了する場合、当該方法は終了する。終了しない場合、当該方法はステップ S 1 において再度始まる。

30

【 0 0 6 0 】

本発明は、図面及び上記の説明において詳細に例示及び記述されてきたけれども、そのような例示及び記述は、例示的又は例証的であり、拘束性はないと考慮されることになる。本発明は、開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態に対する他の変化は、請求された発明を実行する際に、図面、明細書、及び付随の特許請求の範囲の調査から当業者により理解及びもたらすことができる。

【 0 0 6 1 】

特許請求の範囲において、「含む」という用語は、他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞はその複数形を除外しない。1つの要素又は他のユニットは、特許請求の範囲内に列挙されたいくつかの項目の機能を満たすことができる。特定の手段が互いに異なる従属項において記載されているという単なる事実は、これらの手段の組合せを役立つよう使用することができないと示しているわけではない。

40

【 0 0 6 2 】

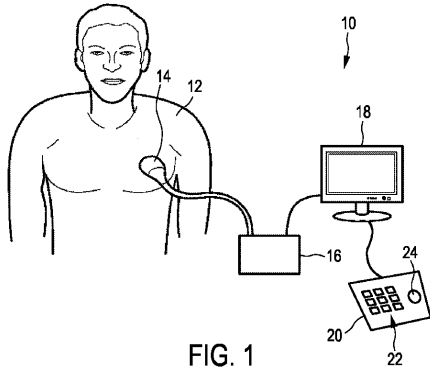
コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくはその一部として供給される、光記憶媒体又は固体記憶媒体等、適したメディア上に記憶/分布することができるが、インターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムを介して等、他の形状で分布することもできる。

【 0 0 6 3 】

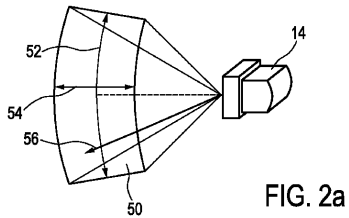
特許請求の範囲におけるいかなる参照番号も、その範囲を限定するとして解釈されるべきではない。

50

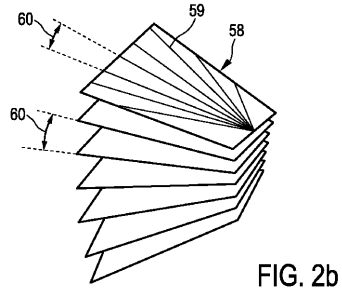
【 図 1 】



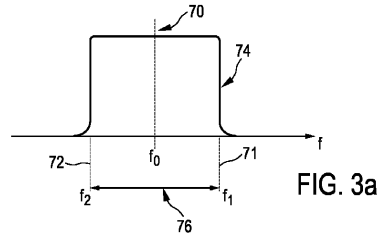
【 図 2 a 】



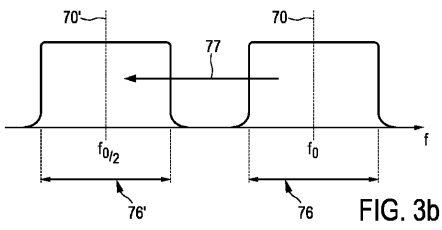
【 図 2 b 】



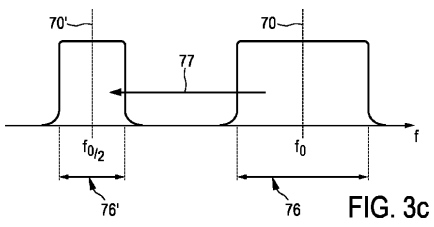
【 図 3 a 】



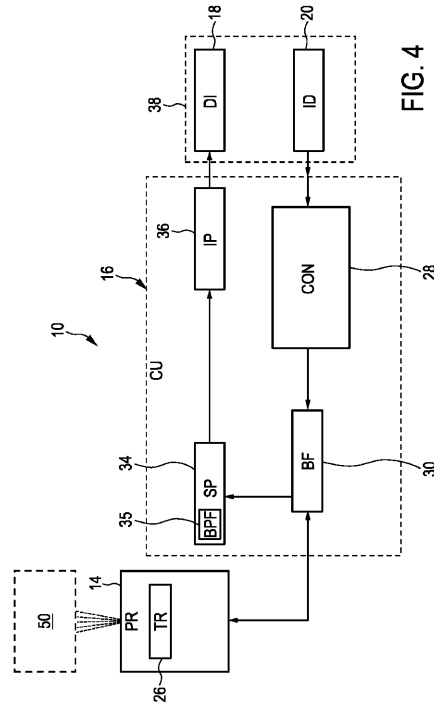
【 図 3 b 】



【 図 3 c 】



【 図 4 】



【 図 5 】

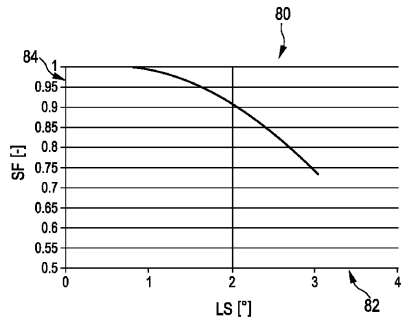


FIG. 5

【 図 6 b 】

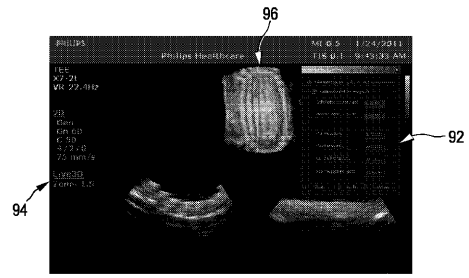


FIG. 6b

【 図 6 a 】

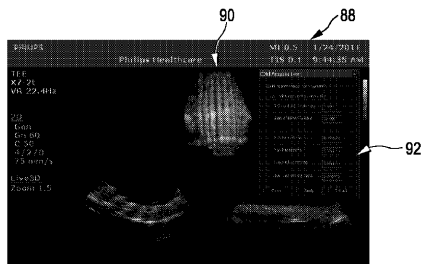
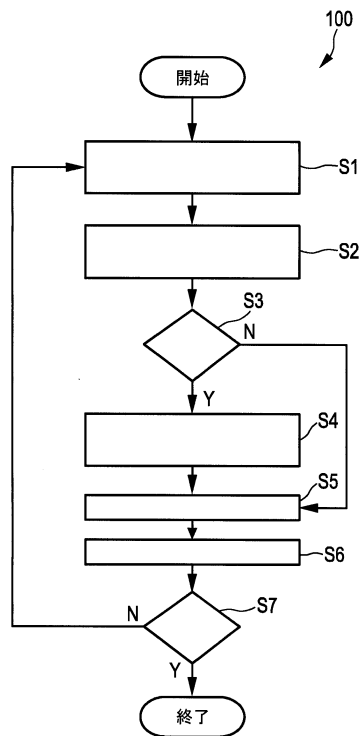


FIG. 6a

【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 スナイダー, リチャード アレン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平10-309276(JP,A)

特表2007-508043(JP,A)

特表2005-536309(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15