

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6571332号
(P6571332)

(45) 発行日 令和1年9月4日(2019.9.4)

(24) 登録日 令和1年8月16日(2019.8.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2014-540590 (P2014-540590)
 (86) (22) 出願日 平成24年11月1日 (2012.11.1)
 (65) 公表番号 特表2014-534885 (P2014-534885A)
 (43) 公表日 平成26年12月25日 (2014.12.25)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2012/056088
 (87) 國際公開番号 WO2013/068894
 (87) 國際公開日 平成25年5月16日 (2013.5.16)
 審査請求日 平成27年10月30日 (2015.10.30)
 審判番号 不服2017-17614 (P2017-17614/J1)
 審判請求日 平成29年11月29日 (2017.11.29)
 (31) 優先権主張番号 61/557,955
 (32) 優先日 平成23年11月10日 (2011.11.10)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73) 特許権者 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 アーネー アイン
ドーフェン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhoven
(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】 安定したフレームレートのボリュメトリック超音波イメージング

(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、当該超音波イメージングシステム内にパラメータとして予め設定されているそれぞれの走査線を走査するための走査時間に基づき、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、

該ビームフォーマを制御して、ユーザー入力を介して受ける目標ボリューム取得レートを維持するために、前記体積のサイズに応じて前記体積内の前記走査線の密度を調整するように構成されるコントローラであり、ユーザー入力を介して受ける、度で表される横の広がり、及び、度で表される高さの広がり、並びに、前記それぞれの走査線を走査するための走査時間によって表される深さの形で前記体積のサイズを受けるように構成され、以下の実験式

【数 4】

$$LD = \sqrt{LE \cdot EE \cdot TVR \cdot LT}$$

に基づき前記走査線の密度を調整するようさらに構成され、

式中、LDは、1つの線あたり度で表される前記走査線の密度であり、LEは、前記体

積の横の広がりが度で表され、E Eは、前記体積の高さの広がりが度で表され、T V Rは、ヘルツで表される目標ボリューム取得レートであり、さらに、L Tは、1つの線あたり秒で表される前記各走査線の走査時間である、コントローラ、

前記画像信号を受ける及び画像データを提供するよう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。

10

【請求項 2】

前記コントローラは、調整された前記走査線の密度に対して境界条件を適用するようさらに構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記コントローラは、前記境界条件を満たすために前記体積のサイズを調整するようさらに構成される、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記コントローラは、前記境界条件を満たすために実際のボリューム取得レートを調整するようさらに構成される、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 5】

20

境界条件は、最大の境界条件である、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

境界条件は、最小の境界条件である、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 7】

コントローラ、トランステューサアレイ、ビームフォーマ、シグナルプロセッサ、画像プロセッサ及びディスプレイを含む超音波イメージングシステムを用いて、多数の走査線に沿って走査されることになる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、

前記コントローラが、前記体積のサイズを決定するパラメータ、ユーザー入力を介した目標ボリューム取得レート、及び、前記超音波イメージングシステム内にパラメータとして予め設定されているそれぞれの走査線を走査するための走査時間を受けたステップ、

30

前記コントローラが、前記目標ボリューム取得レートを維持するために、前記体積のサイズに応じて前記体積内の前記走査線の密度を調整するステップであり、前記体積のサイズは、ユーザー入力を介して受ける、度で表される横の広がり、及び、度で表される高さの広がり、並びに、前記それぞれの走査線を走査するための走査時間によって表される深さの形で表わされ、前記走査線の密度は、以下の実験式

【数 4】

$$LD = \sqrt{LE \cdot EE \cdot TVR \cdot LT}$$

に基づき調整され、

40

式中、L Dは、1つの線あたり度で表される前記走査線の密度であり、L Eは、前記体積の横の広がりが度で表され、E Eは、前記体積の高さの広がりが度で表され、T V Rは、ヘルツで表される目標ボリューム取得レートであり、さらに、L Tは、1つの線あたり秒で表される前記各走査線の走査時間である、ステップ、

超音波受信信号を提供する前記トランステューサアレイが、前記走査時間及び調整された前記走査線の密度に基づき、前記走査線に沿って前記体積を走査するステップ、

前記ビームフォーマ及びシグナルプロセッサが、前記超音波受信信号を処理して画像データを提供するステップ、

前記画像プロセッサが、前記画像データを使用して前記ディスプレイに前記三次元超音波画像を表示させるステップ、

50

を含む方法。

【請求項 8】

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前記コンピュータに請求項 7 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。

10

【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、超音波システムの使用者のために、ディスプレイ上に適切なフォームで表示される。

【0003】

20

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い。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。

30

【0005】

従来の実行において、いわゆる走査線密度、すなわち、総走査線、特にトランステューサアレイの受信走査線によって分割される体積の大きさは固定される。走査線密度は、2つの隣接する走査線間の空間の度合いである。典型的に、走査線密度は、1つの線あたりの度等、1つの線あたりの寸法値として表される。固定された走査線密度の場合、体積の取得レートは、使用者によって関心領域が変えられるに従い変化する。大きな体積は、より多くの走査線又は音響走査線を要し、従って、ボリュームレート (volume rate) は落ちる。しかし、三次元ライブイメージングにおいて、ライブ及び可動画像を提供するために、取得レートは十分に高く、すなわち 20 Hz よりも大きく、特に、24 Hz よりも大きくあるべきである。従って、使用者が走査線密度を変えて取得レートの低下を代償するための制御が提供されることがある。しかしこれは手動のステップであり、使用者にとって厄介且つ時間がかかる恐れがある。

40

【0006】

従って、走査線密度を自動的に変える方法が熟慮されてきた。参照文献 U.S. 2008 / 0089571 A1 は、三次元領域の中でも関心領域以外の領域に対する超音波ビームの伝送の走査線密度と比較して関心領域に対する超音波ビームの伝送の走査線密度を上げることによる、超音波ビームを使用した三次元領域を走査する超音波プローブを開示している。

【0007】

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。

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

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】**【0009】**

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、ビームフォーマを制御するためのコントローラであって、体積にわたる総走査線数を維持しながら体積のサイズの関数として体積内の走査線の密度を調整するように構成されたコントローラ、画像信号を受ける及び画像データを提供するよう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。

【0010】

本発明のさらなる態様において、体積の三次元超音波画像を提供するための方法が示されており、その体積は、多数の走査線に沿って走査されることになる。当該方法は、体積のサイズを決定するパラメータを受けるステップ、体積にわたる総走査線数を維持しながら体積のサイズの関数として走査線の密度を調整するステップ、超音波信号を提供するトランスデューサアレイを用いて走査線に沿って体積を走査するステップ、超音波信号を処理して画像データを提供するステップ、及び、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。

【0011】

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。

【0012】

本発明の基本的なアイデアは、体積又は関心領域のサイズの関数として自動的に走査線密度を調整することである。これによって、いかなる他の調整も要することなく、使用者が関心領域のサイズを変えて使用者のニーズに適するに従い、一定且つ十分に高いボリューム取得レートを使用者に提供することができる。三次元ライブイメージングにおいて、十分に高いボリュームレートを維持して、検査されている解剖学的形態の動的性質を適切に可視化する必要がある。大きな関心領域と小さな関心領域とを変える場合、臨床医の側には、大きな関心領域を画像化する場合に画像解像度を下げ、さらに、より小さな関心領域が画像化されることになる場合に解像度を上げる意志が存在する。

【0013】

従って、本発明の重大な技術的利益は、より小さな構造体を画像化するために関心領域又は体積のサイズが使用者によって減らされる場合に、関心領域内の音響走査線のより高い密度のため、イメージング空間解像度が上がることである。これは、総走査線数が一定に保たれるためである。関心領域がより小さくなる場合、音響走査線の密度はより高くななければならない。

【0014】

さらに、これは、体積のサイズが増えるに従い体積をスライスする走査線を広げることによって、固定された数の音響走査線又は走査線、従って固定されたボリューム取得レートを効果的に維持することによって、小さい関心領域にわたっても大きな関心領域にわた

10

20

30

40

50

つても高いボリューム取得レートを超音波システムが維持するのを可能にする。これは、関心領域のサイズとは無関係である。

【0015】

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ことを理解されたい。

【0016】

一実施形態において、前記コントローラは、目標ボリューム取得レートの関数として走査線の密度を調整するようさらに構成される。従って、目標ボリューム取得レート又は所望のボリューム取得レートがコントローラに入力される。特に、使用者は、目標ボリューム取得レートを24Hzに設定して、三次元ライブ画像が提供されることを確認してもよい。しかし、三次元ライブイメージングに対する目標取得レートは、自動的に設定されてもよく、特に、24Hz以上の値に設定されてもよい。

10

【0017】

従って、さらなる実施形態において、前記コントローラは、使用者の入力を介して目標ボリューム取得レートを受けるように構成される。これによって、所望のように取得レートとイメージング空間解像度とを選択的にトレードオフするために使用者が目標ボリューム取得レートを選ぶのを可能にするコントローラが使用者に提供される。これによって、使用者が三次元ライブイメージングを諦め且つ目標ボリューム取得レートを例えば10Hz等のより低いレートに設定しても、有意に高いイメージング解像度を有し得るという技術的効果が達成される。これは、よい解像度で患者の体内の動いていない又は非動的部位を使用者が検査したい場合にも有利であり得る。

20

【0018】

さらなる実施形態において、前記コントローラは、度で表される横の広がり、度で表される高さの広がり、及び、各走査線の走査時間によって表される深さの形で体積のサイズを受けるように構成される。走査時間とは、超音波システムが各走査線に沿って超音波エコー応答画像を取得する又は受けるために費やす時間を意味する。走査時間は、従って、通常、1つの線あたりの時間の形で入力される。走査時間は、送られた超音波インパルスと、検査されている組織からの反射によって受けた応答との間で待たされた時間に影響を及ぼすため、体積又は関心領域の深さに正比例する。特に、前記コントローラは、使用者の入力を介して横の広がり及び高さの広がりを受けるように構成される。従って、使用者は、横の広がり及び高さの広がりを変えて、より小さな関心領域に画像取得を制限してもよい。さらに、前記コントローラは、超音波システムの予め設定された又は固定されたパラメータとして各走査線の走査時間を受けるように構成してもよい。各走査線に対する走査時間を予め設定する、及び、総走査線数を一定に保つことによって、当該超音波システムは、走査の間、一定のボリューム取得レートを維持することが可能である。

30

【0019】

さらなる実施形態において、前記コントローラは、以下の実験式

【0020】

【数1】

40

$$LD = \sqrt{LE \cdot EE \cdot TVR \cdot LT}$$

に基づき走査線の密度を調整するようさらに構成され、ここで、LDは、1つの線あたり度で表される走査線の密度であり、LEは、体積の横の広がりが度で表され、EEは、体積の高さの広がりが度で表され、TVRは、Hzで表される目標ボリュームレートであり、さらに、LTは、1つの線あたり秒で表される各走査線の走査時間である。ヘルツは、時間あたりのサイクルを計る単位であり、すなわち、この場合には単位は1/秒である。これによって、余分な計算力を必要とすることなく、リアルタイムで走査線密度又は走査

50

線間のスペーシングをコントローラが調整するのを可能にする簡単な式が提供される。従って、三次元ライブイメージングに対する高い目標取得レートを維持することができる。さらに、この式は、関心のある起始部のサイズと走査線密度との比例関係を直接定める。横の広がり又は高さの広がりが減らされ、結果として、体積のサイズが減少した場合、走査線密度も減らされる。さらに、横の広がり又は高さの広がりが使用者の入力を介して増やされ、従って、体積のサイズが増加した場合、走査線密度は増加し、さらに、これによつて、超音波システムは、目標ボリューム取得レートを維持することができる。例えば、使用者は、40度から10度まで横の広がりのみを狭める。従って、新たな体積のサイズは、古い体積のサイズの四分の一である。式中の平方根に入れると、新たな走査線密度は、古い走査線密度の半分になる。しかし、走査線密度は、横及び高さの両方の方向の走査線のスペーシングに対して影響を及ぼす。従って、所与の体積における走査線の数は4倍多くなる。新たな体積は古いサイズの四分の一であるため、総走査線数は一定のままであり、さらに、ボリューム取得レートは一定のままである。

【0021】

さらなる実施形態において、前記コントローラは、調整された走査線の密度に対して境界条件を適用するようさらに構成される。これによつて、調整された走査線密度が効果的な密度範囲においてのみ保たれることを確実にすることができます。例えば、境界条件は、最大の境界条件又は最大の走査線密度であつてもよい。例えば、総音響走査線数は固定されていると仮定すると、最大の走査線密度は、最大の走査線密度が掛けられた総走査線数が、トランスデューサアレイが機能し得る最大の角度を超えないように設定することができる。さらなる例として、体積において深い位置にある小さな対象物でさえも依然として検出することができるよう、隣接する走査線に沿つた受信ビームがばらばらに漂流しうる角度に最大の走査線密度は設定することができる。加えて、又或いは、境界条件は、最小の境界条件又は最小の走査線密度であつてもよい。これによつて、例えば、走査線密度が、特定のトランスデューサアレイで取得可能な最小の走査線密度又は線間隔以上であるということを確実にすることができます。

【0022】

さらなる実施形態において、前記コントローラは、境界条件を満たすために体積のサイズを調整するようさらに構成される。例えば、大きすぎる関心領域の横の広がり及び高さの広がりを使用者が設定する場合、コントローラは、その選択を無効化し且つ代わりに一部を最大値に設定して、境界条件を満たすことができる。

【0023】

さらなる実施形態において、前記コントローラは、境界条件を満たすために実際のボリューム取得レートを調整するよう構成される。しかし、コントローラは通常、目標ボリューム取得レートを維持するべきであるため、この働きは、境界条件を満たすための最後の処置であり得る。さらに、実際のボリューム取得レートを調整することは、境界条件を満たすために体積のサイズを調整する処置と組み合わせることができる。特に、前記コントローラは、24Hzを下回らないよう実際のボリューム取得レートを低くして、いかなる状況下においても三次元ライブイメージングを維持するように構成することができる。コントローラは、次に、境界条件を満たすために体積のサイズを小さくし始めてよい。

【0024】

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】

【0025】

【図1】一実施形態に従つた超音波システムを例示した概略図である。

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

【図3】一実施形態に従つた超音波システムの概略的なブロック図である。

10

20

30

40

50

【図4a】大きな関心領域を有したディスプレイの例を示した図である。

【図4b】図4aの関心領域よりも小さい関心領域を有したディスプレイの別の例を示した図である。

【図5】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】

【0026】

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つの伝達インパルス、特に、複数の続く伝達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。

10

【0027】

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の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

【0028】

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。

30

【0029】

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。

【0030】

40

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。この例において描寫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(inline 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。

【0031】

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

50

を示している。画像取得の間、超音波プローブ 14 の二次元トランステューサアレイは、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、単一の伝達ビームが、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 にわたって電子的に連続して走査される。

【 0 0 3 2 】

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 間のスペーシング 60 次第である。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、横の広がりの方向における、及び、高さの広がりの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 3 】

図 3 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テューサアレイ 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てよい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。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。トランステューサアレイ 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、伝達したビーム及び 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、フィルターを增幅する、及び、トランステューサアレイ 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、本明細書において制御ユニット 16 の画像取得コントローラ 28 の画像取得部分 32 と呼ばれるものは、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。ここでも、画像取得部分 32 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。画像取得部分 32 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。画像取得部分 32 は、例えば、ビームフォーマ 30 又は一般的な制御ユニット 16 において実行することもでき、又は、コントローラ 16 のデータ処理ユニットにおいて作動されるソフトウェアとして実行してもよい。

【 0 0 3 4 】

ビームフォーマ 30 は、さらに、トランステューサアレイ 26 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 3 5 】

さらに、超音波システム 10 は、画像信号を受けるシグナルプロセッサ 34 を含む。シグナルプロセッサ 34 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

10

20

30

40

50

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。

【0036】

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を使用者に対して提供することができる。この場合、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。10

【0037】

ユーザーインターフェースは、全般的に、参考番号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自身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。

【0038】

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MATRIX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

【0039】

使用中、一般的なシステム入力は、予め設定された又は固定された超音波システム10のパラメータとして行われる。これらのいわゆるシステム入力は、特に、最大の走査線密度、最小の走査線密度及び走査線時間である。使用者は、次に、目標ボリューム取得レートを入力してもよく、特に、超音波システム10に対して、体積50の横の広がり及び高さの広がり形で、走査されることになる体積又は関心領域のサイズをさらに特定してもよい。使用者は、横の広がり及び高さの広がりを、例えば40度等、数値として直接入力してもよい。しかし、使用者は、例えば、ディスプレイ18上のユーザーインターフェース38を介して特定の領域を選択してもよく、その選択は、次に、横の広がり及び高さの広がりに対する数値に変えられ、さらに、画像取得部分32に転送される。30

【0040】

これらの入力に基づき、走査線密度は、以下の実験式

【0041】

【数2】

$$LD = \sqrt{LE \cdot EE \cdot TVR \cdot LT}$$

に従って特徴づけられ、ここで、LDは、1つの線あたり度で表される走査線(28)の密度(60)であり、LEは、体積(50)の横の広がりが度で表され、EEは、体積(50)の高さの広がりが度で表され、TVRは、Hzで表される目標ボリューム取得レートであり、さらに、LTは、1つの線あたり秒で表される各走査線の走査時間である。

【0042】

例えば、システム入力は、3度の最大の走査線密度、0.75度の最小の走査線密度、及び、1つの線あたり0.00005秒の走査線時間であってもよい。

【0043】

図4aは、超音波システム10のディスプレイ18上の使用者に対して示され得る第1

10

20

30

40

50

の例ディスプレイ 4 0 を示している。ディスプレイ上では、第 1 の大きな走査体積 4 2 が、関心領域の三次元画像として示されている。

【 0 0 4 4 】

この例において、使用者は、目標ボリューム取得レートを 25 Hz (1 / 秒) に設定しており、さらに、横の広がりは 40 度に設定され、且つ、高さの広がりも 40 度に設定されている。これらの値をユーザー入力及び上記のシステム入力として用いて、コントローラ 28 は、上記の実験式を介して、1 つの線あたり 1.41 度として走査線密度を計算することができる。この値は、最小の走査線密度及び最大の走査線密度を介して設定された境界条件内にあるため、25 Hz の実際のボリュームレートを所望のように維持することができる。

10

【 0 0 4 5 】

図 4 b において、第 2 の例ディスプレイ 4 4 が示されている。このディスプレイ 4 4 において、より小さい関心領域 4 6 の画像が示されている。例えば、使用者は、第 1 の例ディスプレイ 4 0 において示されている体積 4 2 の特定部分は特に関心のある部分であり、それを対応するフレームでマークしたかもしだいと決定している。或いは、使用者は、体積の横及び高さの広がりに対して異なる値を直接入力したかもしだい。

【 0 0 4 6 】

第 2 の例ディスプレイ 4 4 において、所望のボリュームレートは、ライブ又はリアルタイムでの三次元イメージングを維持するために依然として 25 Hz (1 / 秒) であってもよい。横の広がりは 22 度に設定され、さらに、高さの広がりは 28 度に設定される。コントローラ 28 はここで、上記及び第 1 の例と同じシステム入力が与えられると、1 つの線あたり 0.88 度に走査線密度を計算することができる。この走査線密度は境界条件内にあるため、実際のボリューム取得レートは、25 Hz の所望のボリューム取得レート又は目標ボリューム取得レートと等しい。従って、体積 5 0 にわたって走査線 5 9 の総数が一定のまま保たれるため、三次元ライブイメージングは維持される。さらに、使用者は、例ディスプレイ 4 4 におけるより小さい関心領域 6 4 が有意に小さい走査線密度を用いて取得されるという技術的利益を自動的に有する。従って、より小さい関心領域 6 4 の空間解像度は、第 1 のより大きな関心領域 4 2 の空間解像度よりも高い。しかし、超音波システム 1 0 は一定の走査線 5 9 の総数を維持したため、ボリューム取得レートは 25 Hz で維持される。従って、三次元ライブイメージングは、使用中より小さい関心領域を選んだ後に使用者に提供される。使用者がより大きな体積 4 2 に戻る場合、逆もまた同様に生じる。特に、使用者は関心領域を大きくしたけれども、取得レートは一定のまま残る。

20

【 0 0 4 7 】

図 5 は、方法の一実施形態の概略的な流れ図を示している。当該方法が開始された後、第 1 のステップ S 1 が実行される。このステップにおいて、体積 5 0 のサイズを決定するパラメータをコントローラは受ける。これらのパラメータは、入力装置 2 0 を介してユーザー入力として受けられる。さらに、システム入力が、超音波システム 1 0 内ですでにされている。システム入力は、解剖学的部位の走査にわたって一定のまま残り、ユーザー入力は、特定の走査の間、時間の経過に伴い変わり得る。システム入力は、最大の走査線密度、最小の走査線密度及び走査線時間である。ユーザー入力は、所望のボリューム取得レート又は目標ボリューム取得レート、体積 5 0 の横の広がり、及び、体積 5 0 の高さの広がりである。次に、ステップ S 2 において、コントローラ 28 が、先において提示された以下の式

30

【 0 0 4 8 】

【 数 3 】

$$LD = \sqrt{LE \cdot EE \cdot TVR \cdot LT}$$

に従って走査線密度を計算及び調整する。

【 0 0 4 9 】

40

50

これによって、1つの線あたり度で表される走査線密度が計算される。次に、ステップS3において、超音波システム10は、トランスデューサアレイを用いて走査線59に沿って体積50を走査し、さらに、超音波信号を提供する。ステップS4において、超音波信号は、ビームフォーマ30及びシグナルプロセッサ34内で処理され、画像データを提供する。最後に、ステップS5において、三次元超音波画像が、画像データを使用して表示される。

【0050】

さらに、任意で、使用中及びステップS6において、走査されることになる体積のサイズが変化したかどうかが決定される。特に、これは、関心領域が使用者によって変えられたため、体積の横の広がり及び／又は高さの広がりが変わる場合の事例である。この場合、新たなユーザー入力パラメータが、コントローラ28内に入力され、さらに、走査線密度がステップS2において再計算される。従って、走査はステップS3と共に続く。

10

【0051】

ステップS6において体積のサイズが変わらなかった場合、ステップS7において走査処理全体が停止されるべきであるかどうかをさらに決定することができる。この場合、方法は終了し、そうでない場合、走査がステップS3において続けられる。

【0052】

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。

20

【0053】

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。

【0054】

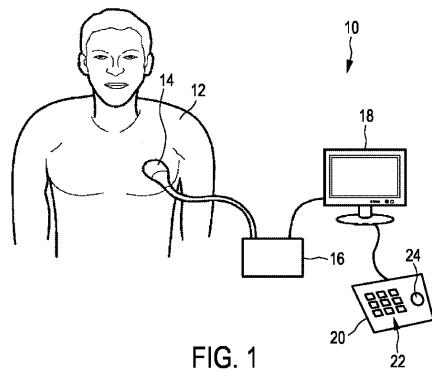
コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくはその一部として供給される、光記憶媒体又は固体記憶媒体等、適したメディア上に記憶／分布することができるが、インターネット又は他の有線若しくは無線の通信システムを介して等、他の形状で分布することもできる。

30

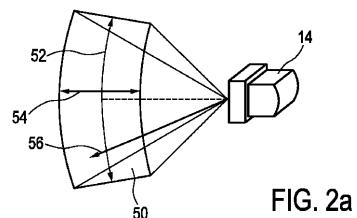
【0055】

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。

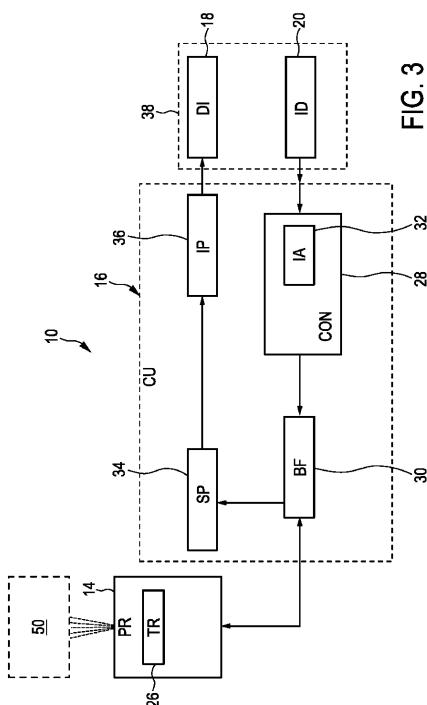
【図1】



【図2a】



【図3】



【図2b】

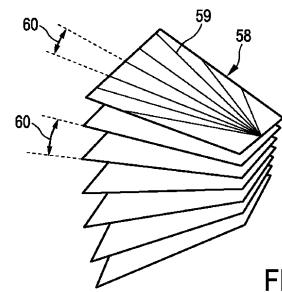


FIG. 2b

【図4a】



FIG. 4a

【図 4 b】

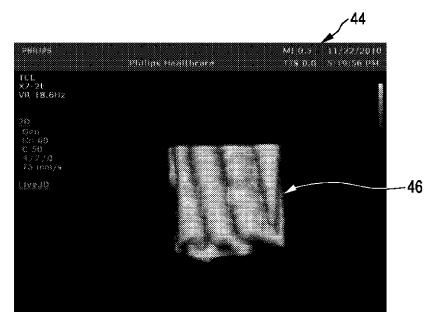
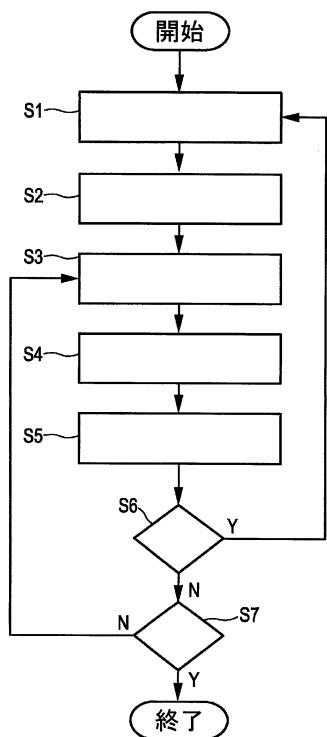


FIG. 4b

【図5】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貴 進介

(72)発明者 スナイダー, リチャード アレン

オランダ国, 5656 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

44

(72)発明者 ソ, チチヨン スティーヴン

オランダ国, 5656 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

44

(72)発明者 モイニハン, マーティン ジェームズ

オランダ国, 5656 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

44

(72)発明者 オルソン, ラース ジョナス

オランダ国, 5656 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

44

(72)発明者 ワード, リネット メイ

オランダ国, 5656 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

44

合議体

審判長 伊藤 昌哉

審判官 高 見 重雄

審判官 信田 昌男

(56)参考文献 特開平9-192130(JP, A)

特表2007-508043(JP, A)

特開2008-99729(JP, A)

特表2007-513726(JP, A)

特表2007-512869(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15