

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6297085号
(P6297085)

(45) 発行日 平成30年3月20日(2018.3.20)

(24) 登録日 平成30年3月2日(2018.3.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 14 外国語出願 (全 25 頁)

| | | | |
|--------------|-------------------------------|-----------|---------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2016-67570 (P2016-67570) | (73) 特許権者 | 593063105 |
| (22) 出願日 | 平成28年3月30日(2016.3.30) | | シーメンス メディカル ソリューション |
| (65) 公開番号 | 特開2016-190032 (P2016-190032A) | | ズ ユーエスエー インコーポレイテッド |
| (43) 公開日 | 平成28年11月10日(2016.11.10) | | Siemens Medical Sol |
| 審査請求日 | 平成28年6月20日(2016.6.20) | | utions USA, Inc. |
| (31) 優先権主張番号 | 14/673, 583 | | アメリカ合衆国 19355 ペンシルヴ |
| (32) 優先日 | 平成27年3月30日(2015.3.30) | | アニア マルヴァーン リバティ プール |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | バード 40 |
| | | (74) 代理人 | 100075166 |
| | | | 弁理士 山口 巖 |
| | | (74) 代理人 | 100133167 |
| | | | 弁理士 山本 浩 |
| | | (72) 発明者 | トビアス ハイマン |
| | | | ドイツ連邦共和国、91054 エアラン |
| | | | ゲン、レーエシュトラーセ 12 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムおよびその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

送信ビームフォーマ(12)と、
 受信ビームフォーマ(16)と、
 トランスデューサ(14)と、
 プロセッサ(18、24)と、
 レンダラ(21)と、
 表示部(22)と、

を有する、関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムの作動方法であって、

前記超音波イメージングシステムが、患者のボリュームを表すデータを取得するプロセス(30)と、

前記プロセッサ(18、24)が、前記患者のボリュームを表すデータに対して、関心対象物およびそれに付随する生体構造を取り囲むように、目標の境界ボックスの位置を特定するプロセス(32)と、

前記プロセッサ(18、24)が、前記目標の境界ボックスを取り囲むスキャンフォーマットで、スキャン領域としての前記ボリューム内の前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)と、

超音波イメージングシステムが、前記スキャンフォーマットで前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)と、

前記レンダラ(21)が、前記関心ボリュームのスキャンするプロセス(36)で得られた前記関心ボリュームを表すデータから画像を生成するプロセス(38)と、
を含み、

前記目標の境界ボックスの位置を特定するプロセス(32)が、機械学習分類子を適用するプロセスを含むか、

前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)が、前記スキャン領域をスキャンするプロセスと、前記患者のボリュームの残りの領域をスキャンしないプロセスを、少なくとも10回繰り返すプロセスを含むか、または、

前記プロセッサ(18、24)が、前記関心対象物が前記患者のボリューム内に存在していることを前記患者のボリュームを表すデータから判定するプロセスと、前記表示部(22)が、前記関心ボリュームにズームするオプションをユーザに提示するプロセス(33)と、前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)および前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)を、ユーザによる前記オプションにตอบสนองして実行するプロセスとを、さらに含む、
ことを特徴とする、関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムの作動方法。

【請求項2】

請求項1に記載の方法において、

前記患者のボリュームを表すデータを取得するプロセス(30)は、前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)に先立って実行され、かつ、前記スキャン領域を複数回に亘ってスキャンするプロセス(36)が繰り返されている間は停止されることを特徴とする方法。

【請求項3】

請求項1に記載の方法において、

前記患者のボリュームを表すデータを取得するプロセス(30)は、第1のライン密度で実行され、かつ、前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)は、前記第1のライン密度よりも高い密度の第2のライン密度で実行されるプロセスを含むことを特徴とする方法。

【請求項4】

請求項1に記載の方法において、

前記目標の境界ボックスの位置を特定するプロセス(32)は、前記目標の境界ボックスの位置を、13面未満の側面を有すると共に関心対象物とは異なる外面を有する幾何学的構造として、特定するプロセスを含むことを特徴とする方法。

【請求項5】

請求項1に記載の方法において、

前記目標の境界ボックスの位置を特定するプロセス(32)は、前記関心対象物を包囲する目標の境界ボックスの位置、方向、およびサイズを検出するプロセスを含むことを特徴とする方法。

【請求項6】

請求項1に記載の方法において、

前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)は、前記スキャン領域を、前記目標の境界ボックス全体を包囲する最小の3次元扇形として特定するプロセスを含むことを特徴とする方法。

【請求項7】

請求項1に記載の方法において、

前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)は、深さ、高さ、そして方位角において前記目標の境界ボックスを包囲する境界を有する超音波円錐領域として、前記スキャン領域を特定するプロセスを含む

10

20

30

40

50

ことを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の方法において、

前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)は、前記スキャン領域をスキャンするプロセスと、前記患者のボリュームの残りの領域をスキャンしないプロセスを、少なくとも10回繰り返すプロセスを少なくとも含み、

前記患者のボリュームを表すデータを取得するプロセス(30)、前記スキャン領域をスキャンするプロセス(36)および繰り返すプロセスは、一定の取得サイクルを含み、

前記取得サイクルを繰り返すプロセスと、前記患者のボリュームを表すデータを取得するプロセス(30)を繰り返すプロセスと、患者のボリュームの関心対象物をトラッキングするプロセスを含む前記目標の境界ボックスを位置合わせするプロセス(32)とを、繰り返すプロセスをさらに含む、

ことを特徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の方法において、

前記画像を生成するプロセス(38)は、前記関心ボリュームの画像を生成するプロセスと、それ以外の部分の前記患者のボリュームの画像は生成しないプロセスとを含む

ことを特徴とする方法。

【請求項 10】

関心ボリュームの超音波イメージングのためのシステムであって、

送信ビームフォーマ(12)と、

受信ビームフォーマ(16)と、

前記送信ビームフォーマ(12)および前記受信ビームフォーマ(16)に接続可能なトランスデューサ(14)と、

前記患者の第1の領域を表す前記受信ビームフォーマ(16)からの情報に対応して超音波データセットから自律的に生体構造を特定するように構成されるとともに、前記第1の領域の局所的な部分として、前記生体構造を含んでいる前記関心ボリュームのみをスキャンするスキャンパラメータを調整するように構成されたプロセッサ(18、24)と、

前記スキャンパラメータを用いて、前記送信ビームフォーマ(12)および前記受信ビームフォーマ(16)によるスキャンから、関心ボリュームのみの画像を生成するレンダラ(21)と、

前記画像を表示する表示部(22)と

を有し、

前記プロセッサ(18、24)が、

追加的な情報に対応した追加的な超音波データセットから前記特定を繰り返すと共に、前記スキャンパラメータの調整を繰り返すように構成されているか、または、

機械学習分類子によって前記生体構造を特定するように構成されている、

ことを特徴とする、関心ボリュームの超音波イメージングのためのシステム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載のシステムにおいて、

前記レンダラ(21)は、前記第1の領域の画像内に綴じ込まれている関心ボリュームのみの画像を生成するように構成されている

ことを特徴とするシステム。

【請求項 12】

請求項 10 に記載のシステムにおいて、

前記プロセッサ(18、24)は、前記生体構造の境界ボックスによって前記生体構造を特定するように構成され、

前記プロセッサ(18、24)は、前記境界ボックスを包囲する扇形の領域であって最小限のサイズまたは最小のマージンを有しつつ境界ボックスを包囲するサイズのスキャン形状である扇形の領域を、スキャンするためのスキャンパラメータを調整するように構成さ

10

20

30

40

50

れた

ことを特徴とするシステム。

【請求項 13】

超音波スキャナと、
プロセッサ(18、24)と、
レンダラ(21)と、
表示部(22)と、

を含む、関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムの作動方法であって、

前記超音波スキャナが、患者のボリュームをスキャンするプロセス(30)と、

前記プロセッサ(18、24)が、前記ボリューム内の対象物の位置を特定するプロセス(32)と、

前記表示部(22)が、前記対象物にズームするオプションを提示するプロセス(33)と、

前記プロセッサ(18、24)が、前記対象物を包囲するとともに前記患者のボリュームよりも小さな前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)であって、ユーザによる前記オプションの選択によって、前記対象物を包囲するとともに前記患者のボリュームよりも小さな前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)と、

前記超音波スキャナが、前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)の後に、前記関心ボリュームをスキャンすることと、前記患者のボリュームの残部をスキャンしないこととを複数回繰り返す、前記関心ボリュームをスキャンするプロセス(36)と、

前記レンダラ(21)が、前記関心ボリュームの表示上に、前記関心ボリュームをスキャンするプロセス(36)に対応した超音波データに基づく、一連の画像を生成するプロセス(38)と

前記患者のボリュームをスキャンするプロセス(36)と、前記対象物の位置を特定するプロセス(32)と、前記関心ボリュームを識別するプロセス(34)と、前記関心ボリュームをスキャンするプロセス(36)と、前記一連の画像を生成するプロセス(38)とを、繰り返すことによって、前記対象物をトラッキングするプロセスを、をさらに含む

ことを特徴とする、関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムの作動方法。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の方法において、

前記対象物の位置を特定するプロセス(32)は、前記対象物および追加的な位置を包囲する境界ボックスの位置を特定するプロセスを含み、

前記関心ボリュームを特定するプロセス(34)は、最小限の領域又は境界ボックスを包囲する最小限のマージンで形成されたスキャンとして、前記関心ボリュームを特定するプロセスを含む

ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波イメージングに関する。特に、関心領域のボリュームイメージングに関する。

【背景技術】

【0002】

患者におけるボリュームのスキャンにおいては、小さめの関心領域が特定される。その小さめの関心領域は、利用可能な取得時間およびトランスデューサまたはシステム情報速度の、より目的を絞った適用を可能とする。関心領域のボリュームをスキャンすることに

10

20

30

40

50

より、そのボリューム全体をスキャンするよりも、時間的または空間的に、より高い解像度が得られる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

実際の臨床では、超音波検査者は、関心ボリュームの位置を手動で探し出すことが要求される。このために時間が掛かり、従って、それを術中、例えば経食道心エコー検査法（TEE）において、実行することは困難である。トランスデューサに対応した関心ボリュームの位置の更新も、同様に時間の掛かるものである。関心ボリュームは、トランスデューサに対応した所与の位置に指定される。ある1つの生体構造を、トランスデューサによって規定される座標系を用いて連続的にイメージングすることは困難である。また、トランスデューサを安定に保つことは容易ではなく、しかも、臓器は呼吸や心臓の動きの影響を受ける。トランスデューサや患者の体動に起因して、関心対象の生体構造が関心ボリュームの外側に移動するという事態も生じ得る。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

前置きとして述べると、以下に説明する望ましい実施の形態は、関心ボリュームの超音波イメージングのための方法およびシステムを含んでいる。関心対象物がボリュームスキャンから自動的に位置が特定される。その関心対象物は、連続したものであってもよく、または、複数部分に分けられたものであってもよい。1つのアプローチとしては、その関心対象物を包囲する幾何学的な境界ボックスが、分類子によって求められる。他のアプローチとしては、関心対象物へのズームオプションがユーザに提示される。そのオプションをユーザが選択するか否かに対応して、関心対象物または境界ボックスの周囲に、スキャン領域が自動的に画定される。そのスキャン領域は、超音波スキャンフォーマットに基づいて形成されるが、関心ボリュームよりも小さい。そのスキャン領域によって画定される関心ボリュームは、本来のボリューム全体のスキャンよりも時間的または空間的な解像度が高い画像を生成するために用いられる。

20

【0005】

第1の態様として、関心ボリュームの超音波イメージングのための一方法が提供される。超音波イメージングシステムが、患者におけるボリュームを表すデータを取得する。プロセッサが、関心対象の生体構造およびそれに付帯した生体構造を囲む目標の境界ボックスを位置合わせする。プロセッサは、その目標の境界ボックスを包囲する1つのスキャンフォーマットによる1つのスキャン領域としてのボリューム内において、関心ボリュームを特定する。超音波イメージングシステムは、上述のスキャンフォーマットによるスキャン領域をスキャンする。その関心ボリュームのスキャンングから、1つの画像が生成される。

30

【0006】

第2の態様として、関心ボリュームの超音波イメージングのためのシステムが提供される。トランスデューサが、送受信ビームフォーマに接続可能である。プロセッサが、患者の第1の領域を表す受信ビームフォーマからの情報に対応した超音波データセットから生体構造を自律的に特定し、かつ、その第1の領域の局所的な部分として関心ボリュームのみをスキャンするべくスキャンパラメータを調整するように構成されている。その関心ボリュームは、上述の生体構造を含んでいる。レンダラが、送受信ビームフォーマによるスキャンから、上述のスキャンパラメータを用いて関心ボリュームのみの画像を生成するべく構成されている。表示部が、上述の画像を表示するべく構成されている。

40

【0007】

第3の態様として、関心ボリュームの超音波イメージングのための一方法が提供される。超音波スキャナが、患者のボリュームをスキャンする。プロセッサが、ボリュームの生体構造の位置を特定する。その生体構造へのズームオプションが、表示画面に提示される。プロセッサは、関心ボリュームを、上述の生体構造を包囲すると共に患者のボリューム

50

よりも小さなものとして特定する。その特定は、ユーザのオプションの選択に対応して行われる。超音波スキャナは、関心ボリュームをスキャンするが、それ以外のボリュームについては、上述の特定後に複数回に亘って繰り返されるスキャンは行わない。一連の画像が、関心ボリュームの表示画面上に生成される。それらの画像は、関心ボリュームのスキャンに対応した超音波データに基づく。

【0008】

本発明は、添付の特許請求の範囲の各請求項において明確に規定される。而してそれら各請求項に記載の発明は、本項目の記載によって制限されるべきものではない。本発明の更に他の態様およびその技術的優位性については、以下、好適な実施の形態に関連付けて説明され、また、添付の特許請求の範囲の記載において独立もしくは組み合わせで主張される。

10

【0009】

なお、各構成要素の図示は、必ずしも正確な縮尺に従ったものではなく、その代わりに、本発明の基本的原理に重点を置いて、それを強調するものとなっている。さらには、それら各図面には、異なった視点からの描写であっても、それら全てに共通して、対応する構成部位には同様の符号を付してある。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】関心ボリュームの超音波イメージングのための方法の一実施の形態の流れ図である。

20

【図2】境界ボックス、スキャン領域、ズームされた表示の、それぞれ(図2A-C)の一例を示す図である。

【図3】画像取得サイクルの一例を示す図である。

【図4】関心ボリュームの超音波イメージングのためのシステムの一実施の形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

ボリュームがスキャンされる。そのボリューム内の自動的に検出された対象物の周りに、時間的および/または空間的にさらに高度化された画像のために、関心ボリュームが画定される。その関心ボリュームは、スキャンされ、フルボリューム視野に亘ってのイメージングの場合よりも高度な、時間的分解能、コントラスト精度、低減された陰影干渉、および/または、空間的分解能で以て、画像化される。関心ボリュームのボックスは、全視野の3次元画像から自動的に検出された後、焦点化された関心ボリュームのみが、スキャンされる。

30

【0012】

一実施の形態では、機械学習に基づく対象物検出によって、画像取得のプロセスがコントロールされる。これにより、画像の取得を、最も重要な領域に、すなわち目的とする生体構造および/またはツールが配置されている位置に、焦点化することが可能となる。この位置合わせによって、画像取得プロセスがコントロールされる。超音波システムが、所定の生体構造を自動的に認識し、その視野およびその他のイメージングパラメータを最適化する。一連の空間的に小さな関心ボリュームの取得が、目標の領域に対して実行される。固定されたトランスデューサ帯域幅の割り当てが用いられ、この割り当てスキームによって、関心ボリュームにおける、ボリューム全体の場合よりも高い画質(例えば、時間的および空間的な解像度の向上)が可能となる。

40

【0013】

他の一実施の形態では、超音波システムが、リアルタイムの超音波データセットにおいて所定の生体構造を自律的に特定し、イメージングパラメータをリアルタイムに調整して画質を最良化すると共に、その生体構造に係るデータを収集する。例えば、2つの連続した心拍動サイクル間の大動脈弁に係るデータが、その大動脈弁の位置が特定された後、心臓全体のスキャンから収集される。他の一例としては、例えば疑わしい病変のような、事

50

前に定めておいた生体構造に対する、相対的な生検針の位置が特定される。

【0014】

関心ボリュームは、1つの目標に対して動的に固定される。ボリュームの少ない時間的および/または空間的なスキンの繰り返し、および、生体構造の検出により、規則的に配置される関心ボリュームが、患者および/またはトランスデューサの動きの有無に関わらず、現在進行中のやり方で以て、画像化されることとなる。超音波システムは、視野を徐々に調整し、予測的なやり方で以て、生体構造が関心ボリュームから逸脱することを確実に回避する。これは、不定期的な小数回の取得における隣接領域のブローピングも含む。

【0015】

図1は、1つの関心ボリュームの超音波イメージングのための方法の一実施の形態を示す。一般に、関心対象物は、3次元超音波イメージングにおいて、ボリュームスキャンから自動的に検出される。その検出は、境界ボックスを含み、その境界ボックスは、幾何学的構造であって、関心対象物とは異なり、スキャンデータにおいては具体的に表れないものである。関心領域または関心ボリュームは、検出された対象物また境界ボックスを包囲するサブボリュームとして画定される。ボリュームがスキャンされるのではなく、関心ボリュームが多数回に亘ってスキャンされる。関心ボリュームは、ボリュームをスキャンした場合に取得可能な画像と比べて、遥かに高度な空間的および/または時間的な分解能で以て、画像化される。関心ボリュームのスキャンの繰り返しと共に、ボリューム全体のスキャンからの関心対象物の検出を繰り返すことにより、その関心対象物の位置の特定が更新されて、関心対象物を指向した関心ボリュームの自動的なイメージングが行われる。

【0016】

本発明の方法は、図4に示したシステムまたはその他のシステムによって実行される。例えば、医用超音波画像診断システムが、第1の動作30および第5の動作36においてスキャンを行い、プロセッサが、第2の動作32において位置合わせを行い、第3の動作33においてズームオプションを提供し、第4の動作34においてスキャン形状を画定する。イメージングシステムが、第6の動作38において、表示される画像を生成する。各動作は、例えばプロセッサがスキャン以外の動作を実行する、というように、その他のデバイスが実行するようにしてもよい。

【0017】

各動作は、図1に示されている順序、または、その他の順序で以て実行される。例えば、第3の動作33は、第2の動作32の前に実行されるようにしてもよい。

【0018】

なお、さらに他の動作の追加や、一部の動作の省略なども可能である。例えば、第3の動作33は実行しないようにすることなどが可能である。他の一例として、第2の動作32を実行しないようにすると共に、スキャン形状を境界ボックス上ではなく検出された関心対象物上に画定する、ということなども可能である。さらに他の一例としては、第6の動作38から第1の動作30の繰り返しループは実行しないようにすることなども可能である。

【0019】

第1の動作30において、患者のボリュームを表すデータが取得される。そのデータは、超音波イメージングシステムを用いて取得される。超音波イメージングスキャナによって、患者のボリュームのスキャンが実行される。あるいはその代替として、既得のスキャン結果から、例えばメモリまたは画像形成装置および通信システムなどから、上述のデータが取得される。

【0020】

一人の患者の1つのボリュームがスキャンされる。このスキャンは、例えば第1スキャンのような、初期スキャンである。初期スキャンは、それ以前に他のスキャンが行われていたとしても、第2の動作32において生体構造が検出されるのに先立って、または、その初期に、実行されるものである。例えば、超音波検査者がトランスデューサの位置を決

10

20

30

40

50

定して所望のボリュームをスキャンすることで、第1の動作30のスキャンが繰り返される。関心対象物が視野内に入ると、第2の動作32の検出が実行され、第1の検出のために用いられるボリュームのスキャンを、以降のプロセスのための初期スキャンとする。

【0021】

初期スキャンは、ボリューム全体をスキャンするものである。そのボリューム全体は、その視野が初期スキャンによって画定される。その深さと横方向の広がりによって、スキャンされるボリュームの広がり規定される。スキャン対象のボリューム全体の広がり、種々の設定に基づいて、そのボリュームに対応した種々の大きさのものとなり得る。ユーザまたはシステムは、初期スキャンの設定において、上述の視野および最終的なスキャン対象のボリューム全体の広がり決定する。

10

【0022】

超音波によって視野をスキャンするべく、超音波システムによって、送受信ビームが形成される。種々のスキャン形式、例えばセクター、リニア、またはベクター（登録商標）と、それに対応した視野とを、用いることができる。これらのスキャンは、3次元領域または3次元ボリュームのスキャンである。そのスキャンラインは、3次元での電氣的または機械的な方向制御によって配分されて、1つのボリューム（例えば、 $N \times M \times R$ ボックス、ここに N 、 M 、 R は1よりも大きな整数）を表すデータを提供する。複数の平面であってそれら全体がスキャン対象のボリュームを表すように設定された平面に連続的に沿ったスキャンなどのような、種々の3次元フォーマットを利用することができる。そのスキャンのフォーマットまたはそのスキャンの配列が、スキャン領域を規定する。例えば、リニアスキャンは、長方形の箱型のスキャン領域を提供する。セクタースキャンまたはベクター（登録商標）スキャンは、扇形のスキャン領域（例えば、円錐状、切頂円錐状、四角錐状、または、切頂四角錐状のような）を提供する。

20

【0023】

送信ビームおよび/または受信ビームの特性は、パラメータの数値によって設定される、または、パラメータの数値に回答して定まることとなる。その視野の深さおよび/または横方向の広がり設定される。同様に、送信ビームの焦点深度、送信周波数、受信周波数、スキャンライン密度、サンプリング密度（1つのスキャンラインに沿ったサンプリング送り幅）、送信波形（例えば、繰り返し数および/または包絡線形状）、フレームレート、アパーチャ、および/または、その他の種々のスキャン特性が、設定される。1スキャンライン当たりの送信ビームの焦点位置の個数（例えば、1つまたは2つ）を設定することもできる。異なった、追加の、または、より少ない、スキャンの（例えば、送信および/または受信）パラメータを使用するようにしてもよい。

30

【0024】

受信ビームの処理を経て、視野内のサンプルを表す応答データが得られる。スキャンの結果に受信されたデータが、検出される。その受信したデータの表す音響エコーの強度を、B（輝度）モード検出器が測定する。例えば、その受信データは、同相かつ直角位相のデータとしてフォーマットされる。その同相かつ直角位相の各項の二乗の総和の平方根が、上述の強度として計算される。それ以外の、音響エコーの大きさの測定は、Bモード検出のために用いることができる。

40

【0025】

他のBモード処理も実行することができる。例えば、検出されたBモードデータに空間的なフィルタ処理が施される。他の一例としては、対応する全視野の一連のスキャンから、一連のフレームが取得される。データのBモードフレームの異なったペアまたはサイズ別のグループが、時間的にフィルタ処理される。無限{ゆうげん}インパルス応答{おうとう}フィルタ処理または有限{ゆうげん}インパルス応答{おうとう}フィルタ処理が用いられる。他の一例では、総合ゲインまたは全体ゲインが適用される。1つまたは複数のパラメータによって総合ゲインが求められる。それに追加して、または、その代替として、深度依存のゲインを適用することもできる。異なった、追加の、または、より少ない、Bモード処理パラメータを使用するようにしてもよい。

50

【 0 0 2 6 】

他の実施の形態では、他の方式の検出およびそれに対応したスキャンが実行される。例えば、カラーフロー（例えばドップラ）推定法が用いられる。速度、パワー、および/または、分散などが推定される。他の一例としては、基本送信周波数の第2高調波によるイメージングのような、高調波モードが用いられる。複数のモードを組み合わせて用いることなども可能である。

【 0 0 2 7 】

その処理後に、必要に応じて、検出されたデータはスキャン変換される。2次元画像が生成され得る。複数の異なる平面に対応した複数のBモード画像を生成することにより、1つのボリュームに対応した表示値が得られる。1つのBモード画像は、Bモード視野内における帰還した音響エコーの密度または強度を表す。その強度またはBモードデータは、表示部のダイナミックレンジ内においてグレースケールにマッピングされる。そのグレースケールは、等しい、または近似した、赤、緑、青（RGB）といった、表示部において用いられて画素をコントロールするための色値である。

10

【 0 0 2 8 】

他の動作に用いられるデータは、処理経路中の種々の時点から取得される。一実施の形態では、検出されてスキャン変換されるスカラ値が、カラーまたは表示マッピングに先立って用いられる。他の実施の形態では、検出に先立ってビーム形成されたサンプル、スキャン変換前に検出されたデータ、または、表示マッピング後の表示値が、用いられる。そのデータは、スキニングのために極座標内で用いられるか、もしくは、デカルト座標系のような標準的なグリッドで補完されて用いられる。

20

【 0 0 2 9 】

スキニングのためのパラメータの設定値が、種々のプロセスを用いて初期設定される。一実施の形態では、その1つまたは複数のパラメータが、ユーザの入力、既定の数値、および/または、用途もしくは機器構成等に基づいて設定される。例えば、ユーザは、例えば心臓弁のような、ボリュームまたは特定の生体構造の、3次元イメージングを選択する。代替的または追加的な実施の形態では、スキニングから得られたデータのフィードバックに基づいて、または、そのデータに適合するように、1つまたは複数のパラメータが設定される。1つまたは複数のパラメータの数値の自動設定が行われる。例えば、総合ゲインおよび/またはBモードデータのダイナミックレンジが、視野内の生体組織に関連する位置を特定するためのBモードデータに基づくと共に、当該ゲインおよび/またはダイナミックレンジを設定するための生体組織の位置のBモード強度の平均、メジアン、その他のBモード強度を用いて、設定される。

30

【 0 0 3 0 】

パラメータの数値は、また、所望のイメージング品質増強のために初期設定することができる。関心ボリュームのためのパラメータの数値が、プリセットを通して設定される。多種類の生体構造および異なる検査方式に応じた画像処理が、その選択肢として提供される。ユーザは、詳細な解剖学的分析のために、ボリュームイメージングアプリケーションを選択する。ボリュームおよび関心ボリュームに対応したスキャン設定の数値が、予め設定され、アプリケーションの選択に基づいて、用いられる。関心ボリュームの、大きさ（縦方向および/または横方向の広がり）、向き、および/または、位置を、少なくとも幾つかのスキャンパラメータの数値の計算のために用いることができる。

40

【 0 0 3 1 】

ユーザは、ボリュームおよび/または関心ボリュームのスキャンのための種々の数値を、変更または更新することができる。代替的または追加的な実施の形態では、1つまたは複数のパラメータを、ユーザによる入力または調整に基づいて、設定することができる。例えば、ユーザは、関心ボリュームの最小要求フレームレートを入力する。

【 0 0 3 2 】

リアルタイムまたは生の（スキニングと出力とが同時進行される場合の、または、患者にトランスデューサが宛がわれているのと並行して行われる場合の）イメージングにお

50

いては、目標の関心ボリュームへの特殊な介入的操作は一般にユーザに対して要求も期待もされない。ユーザは、単にアプリケーション（例えば、心臓弁の3次元イメージングなど）を選択するだけでよく、残りの設定は、自動的に定められる。ユーザは、1つまたは複数の設定を事前設定することができ、それに従って、それ以外のさらなる変更をユーザが行うことなしに、イメージングが行われる。他の実施の形態では、関心ボリュームおよび/またはボリュームイメージングは、リアルタイムのイメージング中においてもなお、設定可能である。ユーザは、1つまたは複数のスキャンパラメータの数値を、標準的ワークフローの一部としての変更を要求されることも期待されることもなしに、変更することができる。

【0033】

10

関心ボリュームの複数の個別のスキャンに先立って、初期スキャンまたはボリューム全体のスキャンが行われる。そのスキヤニングは、患者のボリュームのスキャンを停止し、その一方で、所与の取得サイクル内で多数回に亘って関心ボリュームをスキャンするように、設定されている。関心ボリュームのスキヤニング中には、ボリューム全体のスキヤニングが停止されるが、ボリューム全体のスキヤニングのシーケンスは、その全体としては、体動等に対処して関心ボリュームを継続的に位置決めするべく、不定期的または周期的に繰り返され得る。スキヤニングは、このようにプログラムされた取得サイクルを含んでいる。

【0034】

第2の動作32では、プロセッサが、初期スキャンのデータから何らかの物体を検出する。その患者のボリュームを表すデータが処理されて、関心対象物が検出される。例えば、ユーザは、所望に応じて、自分に対して視野を相対的に変換および/または回転させる（すなわち、トランスデューサを移動する）。一旦、対象物が視野に入ると、プロセッサがその対象物を検出する。例えば、少なくとも心臓の部分のボリュームを表すBモードデータから、心臓弁が自動的に検出される。

20

【0035】

上述の検出は、リアルタイムのイメージング中に、自動的に行われる。対象物の位置のユーザ入力を必要とするのではなく、プロセッサが、フィルタリング、エッジ検出、パターンマッチング、モデルマッチング、あるいはその他の種々のコンピュータ支援の分類法を適用して、データ中から対象物を検出する。そのプロセッサは、位置情報のユーザ入力を必要とすることなしに、対象物を検出する。病変部位の特定のための種々のスキヤニング技術が適用可能である。例えば、指向性空間合成、スキヤングリッドの回転、およびそれらの組み合わせが、嚢胞の検出を支援する。超音波システムは、また、目印となるものを特定するために、ボリューム全体の粗いスキャンを実行することもできる。

30

【0036】

一実施の形態では、プロセッサ（例えば、中央演算処理装置またはグラフィックス・プロセッシング・ユニット）によって、機械学習分類子が適用される。ハール、勾配、方向性、操作可能性、またはその他の特徴が、ボリュームデータから計算されて、上述の機械学習分類子に入力される。その機械学習分類子は、関心対象物をそれ以外の生体組織、液体、機器等から分類するための既知の事実を含んでなる訓練データによる学習に基づいて、対象物がボリュームのデータによって表されているか否かということ、および、それがどこに表されているかということ、を提示する。

40

【0037】

確率的ブースティングツリー、ベイジアン・ネットワーク、または、サポートベクターマシンのような、種々の機械学習を用いることができる。種々の特徴または特徴の組み合わせを用いることができる。一実施の形態では、確率的ブースティングツリーが、限界空間学習と共に、ハールおよび操作可能な特徴に基づいて、分類子を学習させる。他の一実施の形態では、ランダムフォレスト回帰分析法が、学習のために用いられる。

【0038】

フィードバックを採用することも可能である。このフィードバックによって、対象物の

50

検出位置の正確さが示される。このフィードバックは、機械学習分類子の再訓練または改良のための付加的な訓練データとして用いられる。オンライン学習ベースの追跡も可能であるが、その場合、目標領域の選出のために単一反復法が要求される。オンライン学習は、オンラインランダムフォレスト、オンラインバギング、または、スパースオンライン学習を含み得る。訓練された分類子が、ユーザが望む位置にない、またはその位置から外れた位置にある候補ボックスを出力している場合には、ユーザはそのボックスをボリューム全体の画像上の、配置されるべき位置に移動させる。そして、その位置の情報は、オンライン学習のために提供されて、それ以降、少なくとも部分的に訓練データとしてフィードバックされたボリュームのデータおよび訂正されたボックス位置のデータに基づいた再学習によって、その対象物を正確に追跡する。

10

【0039】

位置合わせされるべき対象物としては、生体構造や機器などのような種々のものがある。例えば、心臓弁が位置合わせの対象となる。特定の弁に位置合わせすることができる。環状の房室弁、大動脈基部、左心室出路、肝臓の一部、または、その他の生体構造の位置もしくは病変部位が、位置合わせされる。他の実施の形態では、生体構造の代わりに、手術器具やインプラントのような機器（例えば、カテーテル、工具の軸、針、または、人工装具の環帯や弁体のような外科的装置など）が検出される。生体構造および追加された機器のどちらも、所与のボリューム内において検出され得る。異なった検出装置または同じ検出装置が、異なった生体構造および/または機器を検出する。対象物は、種々の解剖学的領域、カテーテル（端リング状カテーテル）、器具などであり、機械学習方式またはその他の方式の検出装置によって検出される。

20

【0040】

上述の検出された生体構造またはデバイスは、幾許かの空間的広がりをもつ。例えば、生体構造は、1次元またはそれ以上の次元内で、複数のボクセルに亘って広がっている。生体構造は、例えば滑らかに曲率が変化する曲面のような、種々の形状を有している。鋸状または平坦な部分もあり得る。デバイスは、滑らかな表面を有するものとすることができる。

【0041】

上述の検出によって、関心対象物の位置が特定される。その対象物の、構成、表面、および/または、内部が見出される。データによって表されているがその関心対象物自体には属していない構成は、その関心対象物自体の位置の特定のために利用することができる。生体構造を表すボクセルは、その生体構造に属するものとして、ラベル付けされる、または、フラグが立てられる。その検出によって、関心対象物がデータによって表示されているか否かが判定される。もしも表示されている場合には、どの位置に表示されているかが、その検出によって決定される。

30

【0042】

体動などの動きに起因して、ある時点においては関心対象物の一部であったボクセルが、別の時点では一部ではなくなる、ということがあり得る。ある程度の動きを許容するために、関心対象物以外の物体の位置を特定するようにしてもよい。例えば、その関心対象物の周囲に、一定の距離的なマージンまたは複数個のマージンのボクセルを配置する。一実施の形態では、境界ボックスが配置される。上述の検出は、関心対象物についてだけ行われるものではなくて、その関心対象物を包囲する境界ボックスの物体および位置についても行われる。異なった位置ごとに異なった移動量が生じ得るので、上述の境界ボックスは、そのような種々の移動量を勘案した寸法および方向に設定される。

40

【0043】

データが境界ボックスを表していない際には、そのデータによって表される対象物および/またはその他の形状物に基づいて、境界ボックスが配置される。一実施の形態では、機械学習分類子によって境界ボックスの位置が特定される。熟練者によって、複数の境界ボックスの注釈が付けられる。そして、機械学習訓練では、訓練データにおける患者のスキャン結果を表す正解データに基づいて、境界ボックスの位置を学習する。その機械学習

50

では、患者を表す所与のデータに境界ボックスの位置を決定することを学習する。プロセッサは、機械学習分類子の単数または複数のマトリックスを用いて境界ボックスの位置を特定する。境界ボックスの位置を特定するために用いられる際立った特徴は、関心対象物とは異なったものであり得る。

【 0 0 4 4 】

他の検出装置またはプロセッサを用いることも可能である。例えば、上述の境界ボックスの位置を、検出された生体構造の中央に特定する、または、生体構造の特徴を、境界ボックスの配置のために用いる。幾何学的方向性は、検出された生体構造に基づいて設定される。スケールは、生体構造の規模および種々の所望の最小マージンに基づく。

【 0 0 4 5 】

境界ボックスは、種々の幾何学的構造である。例えば、境界ボックスは、直交する6面を有する立方体である。他の例としては、境界ボックスは、12面またはそれよりも少ない面を有する。境界ボックスの形状は、生体構造の形状とは異なるが、一般に生体構造に適合する。境界ボックスの形状は、例えばニードルやカテーテルの先端を覆う円筒状の境界ボックスの如く、挿入物の形状とは異なる、または、同等である。

【 0 0 4 6 】

境界ボックスは、関心対象物を囲い込むことができるように、その寸法および方向が設定される。その形状、方向、および/または、スケールが対象物とは異なっているため、境界ボックスは1つの関心対象物以外の対象物も囲い込む。1つまたは複数(例えば、多数)の、関心対象物を表すものではないボクセルが、その関心対象物を表すボクセルと共に、境界ボックス内に含まれる。他の実施の形態では、境界ボックスは、関心対象物に適合し、かつ、その関心対象物に属していないボクセルは含まない。

【 0 0 4 7 】

上述の検出によって、関心対象物を完全に包囲するべく、目標の境界ボックスの位置、方向、およびサイズが決定される。目標の境界ボックスは、位置(x, y, z)、3D方向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)、そしてサイズ(s_x, s_y, s_z)によって、パラメータ化される。図2に、その一例を示す。サイズおよび形状が包囲される対象物とは異なる境界ボックス40のインタセクションが、断面画像中に配置されていることが示されている。その局所的に配置された境界ボックスは、関心対象物を包囲するべく3次的に広がっているが、しかし1つまたは複数の開放面を有し得る。機械学習方式の検出装置がひとたび境界ボックスを局所的に配置すると、それらのパラメータは、第4の動作34において、関心ボリュームを画定するために用いられる。

【 0 0 4 8 】

第3の動作33では、プロセッサまたはイメージングシステムが、ユーザにオプションを提示する。そのオプションは、対象物または境界ボックスの検出および/または位置を示す。関心ボリュームへのズームングが利用可能であることが、ユーザに提示される。そのオプションは、フルボリュームの代わりに、関心ボリュームが画像化され得るということを提示する。

【 0 0 4 9 】

オプションは、表示部に表示される。例えば、境界ボックスは、図2Aに示されているような、画像中における重ね合わせ画像として表示される。そのオプションは、2次元画像上または3次元レンダリング上に表示される。そのグラフィックオーバーレイには、注釈が付される。その注釈は、関心ボリュームへのズームングが利用可能であることを示す。他のグラフィックス処理またはオプション的提示、例えば検出の文字情報による提示やズームングの利用可能性なども、提供することが可能である。オプションは、対象物が検出されたことを表示画面上でユーザに提示する。あるいは、オプションは、検出が実行されたか否かを求める。

【 0 0 5 0 】

ユーザに提供されるオプションは、マウスまたはトラックボールとエンターキーとを用いるなどして選択可能である。ユーザがオプションを選択することによって、プロセッサ

10

20

30

40

50

は、フルボリュームではなくて、関心ボリュームへのズームまたは関心ボリュームのみの画像化というような、ユーザの所望する指示を受け取る。他の実施の形態では、ハードウェアキー、ソフトウェアキー、またはその他のユーザ入力、種々のオプションのグラフィック表示の代替または追加で、ズームのために提供される。そのキーを起動することにより、ユーザは選択する。

【 0 0 5 1 】

ワークフローの一例では、ユーザは、心臓弁イメージングアプリケーションを選択する。心臓のボリュームがスキャンされて、その画像がリアルタイムにレンダリングされる。イメージングシステムが、心臓弁を検出し、その位置を特定する。一つ以上の弁の位置が特定され得る。そのイメージングシステムは、一つまたは複数の弁が検出されたことを示すと共に、その弁へのズームのオプションを提示する。ユーザは、その一つまたは複数の弁について関心ボリューム（即ちその弁の周囲のボリューム）に移行するためのオプションを選択する。スキャン領域およびそのスキニングの指示は、上述のオプションのユーザによる選択の受領に回答して実行される。

10

【 0 0 5 2 】

一つの代替的なワークフローでは、上述のズームのオプションの表示および選択は、提供されない。上述のズーム機能または関心ボリュームのイメージングへの移行は、フルボリュームのその代わりに、自動的に実行される。イメージングシステムが、弁の位置を検出し、それに従って、関心ボリュームのイメージングへの移行は、そのイメージング中のユーザによるオプションの選択を必要とすることなく、自動的に行われる。イメージングシステムは、関心ボリュームのスキニングについてのオプションをユーザに提示することなしに、自立的に関心ボリュームを取得するので、ユーザは、その取得された関心ボリュームを検討するだけでよい。

20

【 0 0 5 3 】

他の代替例では、より高品質な関心ボリュームを取得するべく、ユーザによるトランスデューサの配置を支援する。例えば、一つの関心ボリュームが、フルボリュームのエッジ部分に近い位置に配置され、そこでは空間的解像度が準最適となる。他の一例では、イメージングシステムが、シャドウイングまたは不十分な音響接触を特定可能である。その対象物は、患者の体表面上でトランスデューサを再配置すべきとの要請と共に、強調表示される。

30

【 0 0 5 4 】

第4の動作34において、関心ボリュームが特定される。超音波イメージングシステムは、境界ボックス内のみまたは対象物の位置のみをスキャンするが、そのようなスキャンは、資源の浪費であり得る。空間的および/または時間的な解像度を損なうことなく、より大きな領域のスキャンを、そのスキャンフォーマットに基づいて行うことが可能である。対象物および/または境界ボックスのサンプリングのために、所与の横方向範囲でのスキャンラインが用いられる。必要よりも大きな到達深度に沿ったサンプリングは、時間的または空間的な解像度をほとんど損なわない。関心ボリュームが、境界ボックスや対象物の代わりに、そのスキャン領域である。

【 0 0 5 5 】

プロセッサは、関心ボリュームをスキャン領域として特定する。そのスキャン領域は、スキャンライン配分に基づいて形成される。リニアスキャンでは、スキャンラインは平行である。結果として生じる3次元スキャン領域は、立方体または直方体であるが、しかし筒状またはその他の形状も採用することができる。セクタースキャンまたはベクタースキャンではそれぞれ、トランスデューサ面上の一点またはトランスデューサの背後に位置する仮想的な一点からスキャンラインが広がる。ベクタースキャンは、断面形状が台形のような、原点を含まない扇形の領域となる（例えば、先端が切り取られたコーン、又は先端が切り取られたピラミッド）。他のスキャン領域の形状を用いることも可能であり、それは例えば、リニア、セクター、または、ベクター方式の、トランスデューサの変換または回転による走査によって形成される形状である。

40

50

【 0 0 5 6 】

関心ボリュームは、境界ボックスまたは対象物のサイズおよび/または方向のスキャン領域として特定される。そのスキャン領域は、目標の境界ボックスまたは対象物をスキャンするべく特定される。スキャン領域の広がりの中に境界ボックスまたは対象物を包囲することによって、その対象物がスキャンされる。

【 0 0 5 7 】

スキャン領域は、境界ボックスまたは対象物の位置を特定するべくスキャンされるフルボリュームよりも小さい。一実施の形態では、そのスキャン領域は、境界ボックスまたは対象物の全体を包囲可能な範囲内で、できるだけ小さなサイズ（例えば、横方向および/または深さ方向）とされる。例えば、関心ボリュームは、3次元の扇形の幾何学的形状のものであって、境界ボックスの全体を包囲すると共に通常のスキャンの幾何学的形状を有するものとして、自動的に計算される。そのスキャンの幾何学的形状は、そのスキャンの幾何学的形状を変更することなく境界ボックスまたは対象物を包囲するのに適したものとなっている。関心ボリュームに対して用いられるスキャンフォーマットは、その関心ボリューム内においてフルボリュームに対して画質および解像度の最適化のために用いられるスキャンフォーマットとは異なったものとすることができる。同じフォーマットとすることも可能である。

【 0 0 5 8 】

境界ボックスまたは対象物のスキャン領域の最小化のための代替手段としては、マージンが含まれる。スキャン領域は、境界ボックスまたは対象物についてのマージンを有するべく特定されて、その境界ボックスまたは対象物がスキャン領域のエッジまたは表面に対して所与の距離よりも近付くことがないようにされる。図2Bは、その一例を示している。ベクタースキャン領域42が、境界ボックス40に、少なくともその横方向の広がりにおいて適合している。その横方向は、方位角方向および仰角方向において境界ボックスを覆いつつも、可能な限り最小化されている。領域または深さのために、マージンが設けられる。そのマージンは、近くの領域と遠くの領域とで異なる。種々のマージンを用いることができる。

【 0 0 5 9 】

1つの実施の形態では、関心ボリュームとしてのスキャン領域は、目標の境界ボックスを深さ、高さ、そして方位において包囲する境界を有する。その関心ボリュームは、3次元の超音波円錐において近端と遠端（ R_1 、 R_2 ）および方位角（ Az_{Start} 、 Az_{End} ）と仰角（ El_{Start} 、 El_{End} ）の柱間距離によって描かれる扇形の3D領域である。そのスキャンフォーマットには、極座標系が用いられる。関心ボリュームは、例えばその関心ボリュームが境界ボックスを完全に包囲するように固定される。オプションとして、目標物の周囲の超音波画像の背景もさらに確保するべく、マージンが適用される。

【 0 0 6 0 】

関心ボリュームは、3次元に広がる。関心ボリュームは、例えば完全にボリュームの内部に、または、ボリュームの内部にあるが共通のエッジを有する、というように、ボリューム内に存在する。その関心ボリュームは、フルボリュームと比較して、その1/2以下、1/3以下、1/4以下、または、その他の寸法比率とすることができる。

【 0 0 6 1 】

関心ボリュームは、当初の割り当てとして、境界ボックスまたは対象物の周囲に配置される。トランスデューサおよび/または関心対象物が患者に対して相対的に動くので、関心ボリュームを如何なる動きも包囲できる大きさに設定する、および/または、その動きを相殺するべく位置を変更できるようにするのがよい。関心ボリュームに関してのフレームレートの最適化および/または画質の向上のためには、そのサイズを、生じることが想定される動きを相殺するのに必要なサイズよりも小さいものとする。当初の割り当ての後、それ以外の割り当てを実行して、関心ボリュームの再配置を行うようにすることができる。

【 0 0 6 2 】

10

20

30

40

50

境界ボックスまたは対象物を包囲するがボリュームスキャン全体の視野よりも小さいスキャン領域として関心ボリュームを特定することにより、その結果として得られる画像は、フルボリュームは含まず、その代わりに、関心ボリュームのみを含むものとなる。より小さい領域をスキャンすることで、それによつて得られる画像は、フルボリュームの場合と比較して、より高い空間的および/または時間的な解像度を有するものとなる。

【 0 0 6 3 】

第5の動作36では、超音波イメージングシステムが、スキャン領域をスキャンする。超音波イメージングシステムは、関心ボリュームをスキャンし、それ以外の、より大きなボリュームはスキャンしない。スキャン領域42の外側のフルボリュームは、関心ボリュームに対する如何なる回数 of スキャンの繰り返しにおいても、スキャンされない。例えば、フルボリュームがスキャンされる前に、関心ボリュームは4回、8回、10回、またはそれ以上の回数に亘りスキャンされる。超音波イメージングシステムは、ボリューム全体をスキャンすることなく、関心ボリュームに対する分割スキャンを実行する。関心ボリュームスキャンでは、フルボリュームスキャンとは異なった送信および受信応答が行われる。

10

【 0 0 6 4 】

フルボリュームは、少ない回数でのスキャンとなるので、関心ボリュームの時間的解像度は比較的高いものとなる。関心ボリュームは、小さいので、各スキャンを完了するための時間は少なく済む。その結果、極めて高い時間的解像度が達成される。

【 0 0 6 5 】

より小さな関心ボリュームの取得ウィンドウのスキャンの結果の空間的な節約は、その見返りとして、関心ボリュームにおける、より高い空間的解像度を実現する。空間的解像度の物理的な限界は、トランスデューサのアーチャ(サイズ)および超音波の周波数によって定まる。その各スキャンラインに沿ったスキャンライン密度および/またはサンプリング密度は、フルボリュームのスキャンに用いられるスキャンライン密度および/またはサンプリング密度よりも大きなものとなり得る。信号対雑音比および/またはコントラスト比は、フルボリュームをスキャンする代わりに、より小さなボリュームをスキャンすることによって、改善され得る。

20

【 0 0 6 6 】

第1の動作において、関心ボリュームは、フルボリュームのスキャンのためのものとは異なった数値のスキャン設定で以てスキャンされる。ボリュームは一般に、関心ボリュームとは異なった数値のスキャン設定で以てスキャンされる。1つまたは複数(例えば2つ以上)の何らかのパラメータが、異なった数値となる。例えば、ライン密度、発信パワー、フレームレート、ライン(スキャンの)、方向、スキャン方式、および/または、発信深度が、関心ボリュームのスキャンと一般のボリュームのスキャンとで異なったものとなる。一実施の形態では、関心ボリュームがスキャンされることで、より大きなボリュームの場合と比較して、より高いフレームレート、解像度、コントラスト、または、それらの組み合わせが提供される。例えば、ライン密度が、フルボリュームよりも関心ボリュームの方が高いものとなる。

30

【 0 0 6 7 】

心臓弁を例にとると、関心ボリュームスキャンのスキャン設定は、その心臓弁の画像化に向けて最適化されて、フルボリュームのそれよりも高いフレームレートを有する、というようなこととなる。フレームレートは、解像度やコントラストよりも重要なものとなる場合があり、従って、空間的解像度および/またはコントラストを犠牲にして、より高く設定される場合がある。関心ボリュームの空間的解像度および/またはコントラストは、フルボリュームのそれと比べて、同等となる場合も、より高くなる場合も、より低くなる場合もあり得る。その焦点は、フルボリュームスキャンを用いた場合よりも、関心ボリュームの中心に対して良好な焦点合わせが可能となる。関心ボリュームに向けての発信エネルギーは、ボリューム一般に向けてのそれよりも、高いものとなり得る。心臓弁は、関心対象の生体構造として設定され、従って、関心ボリュームに応じて互いに相対的に設定され

40

50

ると共に、フルボリュームに対応して設定される。その他の生体構造のスキャニングも、同様の、または、異なった、トレードオフが働くこととなる。

【0068】

第6の動作38では、第5の動作36のスキャニングからのデータが用いられて、画像が生成される。プロセッサ、レンダラ、または、その他のデバイスが、関心ボリュームのデータから画像を生成する。例えば、関心ボリュームのスキャニングからのデータは、3次元レンダラに受け渡される。

【0069】

関心ボリュームは、レンダリングされて、対象物を表す画像となる。その関心ボリュームのみが、レンダリングされる。第5の動作36において繰り返される各スキャニングに対応して、それぞれ1つの画像が、第6の動作38において生成される。その画像は、フルボリュームにおける、関心ボリュームだけを表し、その他の部分は表さない。一例として、図2Cは、図2Bに示すようなフルボリュームにおける他の部分のイメージングを全く伴わない、関心ボリューム42の3次元レンダリングを示している。

【0070】

代替的な実施の形態では、関心ボリュームとボリュームとが、独立してレンダリングされて表示される。2つの異なる画像が、互いに隣接して表示される。他の一実施の形態では、関心ボリュームは、レンダリングされると、それによって得られた画像は、そのボリュームのレンダリング上に重ね合わされる。同じ視点からの表示であるが、それら両者には、異なるレンダリング（例えば、伝達関数、レンダリング方式、カラーマッピング、透明性、または、シェーディング）が用いられる。生体構造は、その表示において、明度、色彩、グラフィックフレーム、または、その他の可視的な指標によって、特別なマーキングが施される。さらに他の一実施の形態では、関心ボリュームのデータは、異なる伝達関数を用いる、というような、異なる仕方で処理されるが、ボリュームデータと組み合わせられる。その組み合わせられて融合したデータが、画像としてレンダリングされる。関心ボリュームおよびその他の部分のサンプルは、その画像がフルボリュームを表すものとなるように、時間的および空間的に融合される。

【0071】

関心ボリュームの一連の画像が生成される。スキャニングが繰り返されるにつれて、それに対応した画像の生成も同様に繰り返される。関心ボリュームを表す新たに取得されたデータの各セットは、それぞれ1つのイメージの生成のために用いられる。データの取得に連れて更新される生のイメージングが行われる。それらの画像は、関心ボリュームのスキャンと同じフレームレートで生成される。

【0072】

3次元画像がレンダリングによって生成される。プロジェクションやサーフェスレンダリングなどのような、種々のレンダリングを用いることができる。シェーディングは、追加してもよいが、追加しなくてもよい。他の実施の形態では、3次元を表すデータセットからのマルチプラナ再構成またはその他のイメージングフォーマットが用いられる。

【0073】

上述の画像は、Bモード画像であるが、他のモードとすることも可能である。その画像は、対象物や境界ボックスの図形の表示を伴うことなしに、生成される。あるいは、それら対象物や境界ボックスは、図形やその他の異なる表示で表される。

【0074】

上述の画像は、診断および/または診療ガイダンスのために用いられる。心臓弁の改善されたイメージングは、インターベンショナル心電図検査および器質的心疾患に役立つこととなる。上述の関心ボリュームは、大きなボリュームをスキャンした場合に得られるようなものではない時間的または空間的な解像度で表され、示される。挿入物の改善された画像は、その挿入物の挿入、位置決め、および/または、操作のために用いられる。

【0075】

フレームレートの許す限り、同じ1つの大きめのボリューム内においてならば、1つよ

10

20

30

40

50

り多くの関心ボリュームを用いるようにするのがよい。第2の動作32における位置合わせ、第4の動作34におけるスキャン形状の画定、第5の動作36における関心ボリュームのスキャンング、および/または、第6の動作38における画像の生成は、各関心ボリュームに対して実行され、その結果、例えば2つの対象物の場合、その2つの画像が生成される。

【0076】

図3には、1つのフィードバックループが示されている。対象物がトランスデューサに対して複数回に亘って相対的に移動するので、上述のプロセスが繰り返される。境界ボックスおよび/または関心ボリュームのサイジングがそのような複数回の繰り返しの一部または全部によって行われる場合には、第1の動作30の繰り返しは不要となる。イメージングの最適化のために(例えば、解像度および/またはコントラストの改善など)、および/または、予期せぬ動きに対応するために、スキャン領域の寸法は小さめに設定されるが、しかしそれはフィードバックを伴う。フルボリュームのスキャンが第1の動作30において再び実行され、それに基づいて対象物または境界ボックスの位置の特定が第2の動作32において再び実行される。この位置の特定は、異なったものとしてもよく、同様のものとしてもよい。第3の動作33におけるズームオプションの提示は、既に実行されている場合もあるのであるから、必ずしも繰り返さなくともよい。何らかの新たな対象物および/また境界ボックスに関してのスキャン形状の画定が、第4の動作34において実行される。第5の動作36におけるスキャンング、および、その結果の第6の動作38における画像の生成が、繰り返される。

【0077】

図3は、画像取得サイクルの一例を示す。3Dボリュームを取得する動作50では、緻密な3D画像が取得される。その画像は、超音波円錐における関心ボリュームを含んだスキャンによるものである。境界ボックスを局所的に配置する動作52では、3次元の目標の境界ボックスが、ボリューム内または3次元超音波画像内の局所的に配置される。3DROIの設定の計算の動作54では、上述の3次元の境界ボックスを包囲する関心ボリュームの獲得形状が生成される。3DROIのスキャンの動作56では、関心ボリュームの3次元スキャンおよびその結果の画像が取得され、そしてそれがその後の残りの取得サイクルに引き継がれる。

【0078】

再び図1に戻るが、符号30、32、34、36、38が付された各動作は、その取得サイクルを表している。その取得サイクルの時間中、1つまたはそれよりも多い関心ボリュームの画像が生成される。例えば、4つまたはそれよりも多い画像が、それに関連する4回乃至それよりも多い回数の一連のスキャンからリアルタイムに生成される。取得サイクルは、対象物の動きを限定できる程度の時間内に収められる。その対象物は、所定の比率で移動する。符号36および38がそれぞれ付された動作のスキャンングおよびイメージングの繰り返しの回数は、その移動の規模および/または移動方向に基づいて設定することができる。上述の取得サイクルの時間周期は、対象物が境界ボックスまたは関心ボリュームの中に留まっている可能性の高い時間周期に設定される。その取得サイクルの継続時間は、画像化されるべき対象物の生体構造上の情報(例えば、心周期または呼吸サイクル)に基づいて決定される。取得サイクルと心周期との同期化は、その取得サイクルの継続時間を順応的に(例えば、EGCゲーティングを用いて)決定するために用いられる。あるいは、継続時間は、あらかじめ設定しておくか、ユーザによって設定されるようにしてもよい。

【0079】

上述の取得サイクルは、繰り返される。第1の動作30の初期スキャンングおよび第2の動作32の位置合わせは、関心対象物を辿って繰り返される。各繰り返し毎に、患者のボリュームにおける対象物の新たな位置が決定される。そのようにして位置の情報を定期的に更新することにより、経時的に対象物が追跡される。取得サイクルの継続時間は、関心ボリュームの位置特定の精度を決定付ける。各取得サイクルにおいて、1つまたは一連

10

20

30

40

50

のフルボリュームのスキャンデータが取得される。そのデータは、関心ボリュームの最新の状況（例えば、位置、方向、および、大きさなど）を特定するために用いられる。後続の取得サイクルにおいては、関心ボリュームの各種パラメータとして、それまで使用されていたものが用いられる（例えば、トランスデューサの座標系における継続的または固定的なパラメータなど）。

【 0 0 8 0 】

上述の追跡は、対象物の位置の指標のユーザによる入力を俟つことなしに実行される。プロセッサは、その検出を、対象物の位置のユーザによる確認なしに実行する。あるいは、ユーザがその生体構造の位置を入力するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

上述の追跡は予測的である。対象物の移動は一般に継続的でありまた規則的なものである場合が多いので、第2の動作32における検出の時間から関心ボリュームがスキャンされる第5の動作36の時間まで、対象物の位置は移動することとなる。すなわち、その時間差に起因して、対象物は異なった位置に移行することとなる。同様に、第5の動作36における1つのスキャンからそれに続く1つのスキャンまでの間の時間差に起因して、対象物は異なった位置に移行することとなる。このような誤差は、関心ボリュームにマージンを与えることによって、許容可能なものとする事ができる。あるいは、プロセッサが、次なる位置を予測する。1つまたはそれよりも多い、既に取得されたフルボリュームのデータセットからの動きは、次にスキャンされるべき次なる位置を予測するために、用いられる。もしも対象物が所与の比率および方向に移動している場合には、その比率および方向は、関心ボリュームの次なるスキャンが行われる時の位置を予測するために用いられる。例えば周期的な動きに関連した動きのような動きの履歴が、上述の予測において用いられる。最新の様相が、後続するスキャンの予想される比率および方向を決定するために用いられる。その予測は、関心ボリュームの複数のスキャン同士の遅延、および/または、関心ボリュームのスキャンとフルボリュームのスキャンとの遅延を相殺する。

【 0 0 8 2 】

第6の動作38から第1の動作30へのフィードバックの矢線は、現在進行中または継続的なスキニングを表している。そのスキニングは、対象物の繰り返される検出に基づいて、関心ボリュームの変化する位置に対して繰り返される。このプロセスは、生またはリアルタイムなイメージングにおいて経時的に継続されて、その対象物を追跡する。関心対象物は、より高いフレームレート、解像度、および/または、コントラスト（即ち、画質）から、上述の移動にも関わらず、経時的に恩恵を受ける。自動的な追跡によって、関心対象物を、より小さなものとする事ができ、生体構造のイメージングの更なる最適化を図ることが可能となる。

【 0 0 8 3 】

アップデートされる対象物の検出による自動的な検出および追跡によって、関心ボリュームの寸法や位置などのようなイメージングパラメータをユーザが調節する必要性なしに、イメージングが行われる。例えば機械学習分類子を用いたもののような検出により、イメージングシステムの動作速度が増加して、リアルタイムの検出が可能となる。目印が含まれていることおよび画質が最善であることを確実なものとする事によって、関心ボリュームに基づく測定結果の信頼性がさらに高いものとなる。

【 0 0 8 4 】

図4は、関心ボリュームの超音波イメージングのためのシステム10を示す。ユーザは、特定の生体構造または挿入器具のボリュームイメージング用のアプリケーションを選択する、というように、このシステム10を、ボリュームまたは3次元イメージング用に設定する。ユーザは、所望に応じて1つまたはそれよりも多いプリセットの数値を変更する。一旦、スキニングが開始されると、このシステム10は、対象物を自動的に検出し、その対象物を視野内における残余のボリュームに対するそれとは異なった方法でスキャンし、1つまたは複数の関心ボリュームの画像を生成する。対象物を規則的に追跡または検出することにより、このシステム10は、そのボリュームに関しての改善された3次元イ

10

20

30

40

50

メージングのために、関心ボリュームを再ポジショニングして、関心対象物の、より良好な画質を自動的に提供する。

【 0 0 8 5 】

このシステム 10 は、超音波イメージング装置である。一実施の形態では、その超音波イメージング装置は、医療診断用超音波イメージング装置である。代替的な実施の形態では、その超音波イメージング装置は、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、PACSステーション、またはその他の装置であり、それらは同一の場所に配置されているか、または、ネットワークを介して分散配置されていてリアルタイムもしくは画像取得後にイメージングを行うためのものである。

【 0 0 8 6 】

このシステム 10 は、図 1、図 3 に示された方法またはその以外の方法を実行する。このシステム 10 は、送信ビームフォーマ 12、トランスデューサ 14、受信ビームフォーマ 16、イメージプロセッサ 18、レンダラ 21、表示部 22、ビームフォーマコントローラ 24、および、メモリ 26 を有している。追加の、異なった、または、より少ない、構成要素を設けるようにすることも可能である。例えば、空間フィルタ、スキャンコンバータ、ダイナミックレンジ設定用のマッピングプロセッサ、および/または、ゲイン適応用の増幅器などを、設けるようにすることが可能である。他の一例では、ユーザ入力装置が設けられる。

【 0 0 8 7 】

送信ビームフォーマ 12 は、超音波トランスミッタであり、メモリであり、発振器であり、而してそれらを組み合わせたものである。この送信ビームフォーマ 12 は、複数のチャンネルに向けての、異なったもしくは関連する振幅、時間差、および/または、出力されるビームを 1 つまたはそれよりも多い深度で焦点を合わせるための位相整合を有する波形を生成するべく、構成されている。その波形は、生成されると、所与のタイミングまたはパルス繰り返し周波数で以て、トランスデューサアレイに適用される。例えば、送信ビームフォーマ 12 は、異なった複数の横方向および/または領域に向けての一連のパルス波形を生成する。それらのパルスは、中心周波数を有する。

【 0 0 8 8 】

送信ビームフォーマ 12 は、あたかも送信スイッチのように、トランスデューサ 14 に接続している。生成された波形に 응답したトランスデューサ 14 からの音波の送信で以て、1 つまたはそれよりも多いビームが、所与の送信過程中に形成される。そのビームは、Bモードまたは他のイメージングモードである。セクター、ベクター（登録商標）、リニア、または、他のスキャンフォーマットを用いることができる。同じ領域が何度もスキャンされて、一連の画像が生成される。形成されたビームは、アパーチャを有しており、それはトランスデューサ 14 に端を發し、その角度はトランスデューサ 14 に応じて定まる。視野内でのビームは、所望のライン密度およびフォーマットを有している。

【 0 0 8 9 】

トランスデューサ 14 は、1次元、1.25次元、1.5次元、1.75次元、または、2次元の、薄膜圧電素子または薄膜容量素子のアレイである。トランスデューサ 14 は、音波と電気的エネルギーとの間の変換を行うための複数の素子を含んでいる。例えば、トランスデューサ 14 は、1つのボリュームをスキャンする際に1次元アレイを機械的に動かすようにしたウォブラアレイ内において約 64 - 256 素子を有する1次元の P Z T アレイである。一実施の形態では、トランスデューサ 14 は、多次元アレイ、または、ボリュームをスキャンするための、その他のアレイである。例えば、そのトランスデューサ 14 は、経食道心エコー検査法 (TEE) 用のアレイ、心腔内心エコー検査法 (ICE) 用のアレイ、または、胸横筋エコー検査法 (TTE) 用のアレイなどである。

【 0 0 9 0 】

トランスデューサ 14 は、電気的波形を音響的波形に変換するべく、送信ビームフォーマ 12 に対して着脱可能となっており、また、音響的エコーを電気的信号に変換するべく、受信ビームフォーマ 16 に対して着脱可能となっている。トランスデューサ 14 は、イ

10

20

30

40

50

メージングシステムにプラグインすることが可能なプラグを含んでいるか、もしくは、ワイヤレス方式で以てイメージングシステムと通信可能となっている。このトランスデューサ14は、波形が振動数を有しており、かつ患者における細胞組織領域または関心位置に焦点を定められた送信ビームを送信する。トランスデューサ素子に与えられた電氣的波形に対応して、音響的波形が生成される。トランスデューサ14は、音響的エネルギーを送り出し、エコーを受け取る。そのトランスデューサ14の素子に衝突した超音波エネルギー(エコー)に反応して、受信信号が生成される。

【0091】

受信ビームフォーマ16は、増幅器、ディレイ、および/または相回転器、および、1つまたはそれよりも多い加算器、を有する複数のチャンネルを含んでいる。各チャンネルは、1つまたはそれよりも多いトランスデューサ素子に接続している。受信ビームフォーマ16は、相対遅延、相、および/または、アポディゼーションを用いて、検出のための各送信に対応した1つまたはそれよりも多いビームを形成する。受信の動的収束が提供される。受信ビームフォーマ16は、受信した音響信号を用いて空間的位置を表すデータを出力する。相対遅延および/または位相整合および異なった素子からの信号の総和によって、ビーム形成が行われる。他の実施の形態では、受信ビームフォーマ16は、プロセッサであり、フーリエ変換やその他の変換を用いてサンプルを生成する。受信ビームフォーマ16によるサンプリング密度は、深度領域に依存する。サンプリングが行われる深度領域を選択するべく適時選択法が用いられる。受信ビームは、1つのアパーチャによって所望の1つまたは複数のスキャンライン密度を有するものとなる。

【0092】

受信ビームフォーマ16は、第2高調波または送信周波数帯域を基準にして他の周波数帯域の情報を分離するためのフィルタなどのようなフィルタを含むようにすることができる。上述のような情報は、所望の組織、造影剤、および、流れの情報を含んでいる可能性が高い。他の実施形態では、受信ビームフォーマ16は、メモリ、バッファ、フィルタ、または、加算器などを含んでいる。2つ以上の受信ビームが統合されて、所望の周波数帯における、第2高調波、立体的基本波、または、他の周波数帯などの情報が分離される。

【0093】

受信ビームフォーマ16は、空間的位置を表すビームの総和データを出力する。ボリュームおよび/または関心ボリュームの位置のデータが出力される。

【0094】

ビームフォーマコントローラ24および/または他のプロセッサは、ビームフォーマ12、16を構成する。ビームフォーマコントローラ24は、プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル回路、アナログ回路、メモリ、バッファ、それらの組み合わせ、または、送信ビームフォーマ12、受信ビームフォーマ16を構成するその他のデバイスである。

【0095】

ビームフォーマコントローラ24は、異なったビームフォーマパラメータの数値を取得および/またはバッファ格納するためにメモリ26を使用することができる。その数値は、ビームフォーマ12、16によってアクセスされる、および/または、ビームフォーマ12、16のメモリ26からバッファまたはメモリに読み込まれて、それらビームフォーマ12、16を設定する。上述の数値がレジスタまたはテーブルに読み込まれて用いられることによって、ビームフォーマ12、16にて3次元イメージングのために用いられる取得パラメータの数値が設定される。イメージングシーケンスを構成するために、種々の制御構造または形式を使用することができる。ビームフォーマ12、16は、1つのフレームレート、1つの送信深度、1つのイメージング周波数帯、1つの深度、1つのライン密度、1つのサンプル密度、および/または、1つのライン方向における、3次元イメージングデータを取得する。1つまたはそれよりも多い取得またはスキャンのパラメータが異なると、それに応じて、フレームレート、信号対雑音比、透過率、コントラスト、および、解像度が異なったものとなり得る。

【 0 0 9 6 】

ビームフォーマコントローラ 2 4 は、ビームフォーマ 1 2、1 6 による患者のボリュームのスキャンを制御する。種々の 3 次元スキャン形式を用いることができる。同様に、ビームフォーマコントローラ 2 4 は、ビームフォーマ 1 2、1 6 による患者のボリューム内の関心ボリュームのスキャンを制御する。その関心ボリュームのスキャンにも、種々の 3 次元スキャン形式を用いることができる。

【 0 0 9 7 】

関心ボリュームのスキャンは、取得されない残余の付加的なデータから分離される、および/または、取得されない残余の付加的なデータを取得する。例えば、残余のボリュームとは異なった角度のスキャンラインで以て、関心ボリュームがスキャンされる。その角度は、生体組織および/またはトランスデューサごとで異なる。患者のボリュームおよび関心ボリュームは、様々な方向でスキャンされる。残余のボリュームよりも良好な解像度、コントラスト、および/または、フレームレートで以て関心ボリュームをスキャンするべく、例えばサンプリング密度および/またはライン密度を残余のボリュームのためのそれとは異なった設定とする、というように、他のパラメータを設定することも可能である。

10

【 0 0 9 8 】

イメージプロセッサ 1 8 は、ビーム形成されたサンプルから例えば強度などを検出する。例えば、B モード検出および/またはカラーフロー検出のような種々の検出を行うことができる。一実施の形態では、B モード検出器は、汎用プロセッサや特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイである。ログの圧縮は、B モードのデータのダイナミックレンジ表示のダイナミックレンジに対応するように、B モード検出器によって提供される。イメージプロセッサ 1 8 は、スキャンコンバータを含むようにしてもよく、または、含まないようにしてもよい。

20

【 0 0 9 9 】

レンダラ 2 1 は、グラフィックス処理ユニット、グラフィックカード、別のコンピュータ、プロセッサ、または、その他の三次元レンダリング用のデバイスである。レンダラ 2 1 は、ソフトウェア、ハードウェア、またはボリュームおよび/またはファームウェアで以て構成されて、関心ボリュームのデータから患者のボリュームの 1 つまたは複数の画像を生成する。対象物が検出されてフルボリュームの画像を生成した後またはユーザがその完了を提示した後、関心ボリュームのみの画像を生成する、というように、ボリュームの画像および関心ボリュームの画像が別個に生成される。その代替または追加として、上述のボリュームおよび関心ボリュームを 1 つの画面内で表現してなる 1 つの画像が生成される。ボリュームのデータと関心ボリュームのデータとが、別々に処理（例えば、色または明度のマッピング）された後、レンダリングのために統合される。あるいは、上述のボリュームおよび関心ボリュームを個別にレンダリングした後、それによってレンダリングされたデータが統合されて、上述の画像が生成される。このようにして、一連の画像が生成される。

30

【 0 1 0 0 】

一実施の形態では、レンダラ 2 1 は、例えば 4、1 0、またはそれ以上のフレーム期間のような一定期間に亘るトランスミッタおよび受信ビームフォーマによるスキャンから、関心ボリュームのみの画像を生成するように構成されている。1 つの取得サイクル内で、フルボリュームではなく、関心ボリュームが画像化される。あるいは、関心ボリュームが更新されている間、最新のフルボリューム画像が持続する。初期の取得サイクルは、関心ボリュームのイメージングへの移行の前に、1 つまたは複数のフルボリュームを含むものであってもよい。

40

後続して繰り返される取得サイクルにおいて、フルボリュームをスキャンして、現在の生体構造の位置を検出するが、そのときの対応するフルボリュームの画像はレンダリングされない。あるいは、そのフルボリュームの画像は、データが得られたときにレンダリング

50

される。そのフルボリュームの画像には、関心ボリュームの画像が綴じ込まれているが、関心ボリュームのフレームレートは、フルボリュームのフレームレートの少なくとも2倍である。但しフレームレートはそれ以外の数値とすることも可能である。

【0101】

表示部20は、CRT、液晶、モニタ、プラズマ、プロジェクタ、プリンタ、または、1つもしくは一連の複数の画像を表示するその他のデバイスである。この表示部20としては、現在知られている、もしくは将来的に開発される、任意の表示デバイスを採用することができる。この表示部20は、3次元描画を表示する。この表示部20は、1つまたは複数の関心ボリュームを描いた画像を表示する。

【0102】

空間的解像度および/または画質は、部分的に、取得パラメータまたはスキャンパラメータに基づく。異なった取得パラメータを用いる超音波イメージング装置では、表示される画像の空間的解像度、時間的解像度、または、画質も異なったものとなる。関心ボリュームはフルボリュームよりも小さいので、フルボリュームよりも高い画質を有するものとなり得る。関心ボリュームは追跡によってその位置を移動させることができるので、ユーザは対象物を継続的に降るボリュームよりも高い画質で見ることができる。

【0103】

ビームフォーマコントローラ24、イメージプロセッサ18、レンダラ21、または、他のプロセッサは、対象物を検出するように構成されている。ソフトウェア、ハードウェア、および/または、ファームウェアは、対象物を検出するための設定を行う。生体構造または患者の体内に挿入されたデバイスは自動的に識別される。機械学習分類子のような分類器は、スキャンデータに受信ビームフォーマで受信されてフルボリュームを描画するために用いられるスキャンデータに適用される。その分類器は、対象物の位置を、その対象物およびボリュームに関連したボリュームおよび/または境界ボックス内で、自律的に検出する。

【0104】

その検出は、時間の経過につれて繰り返され、その各時刻ごとの対象物の位置を追跡する。プロセッサは、後のフルボリュームの、後に取得される超音波データの識別を、繰り返す。現在より後の生体構造の位置は、過去の検出および/またはその生体構造の動きのモデリングから、予測される。ビームフォーマコントローラ24は、送信ビームフォーマ12および受信ビームフォーマ16によって、ボリューム内の生体構造の位置を、検出された対象物または境界ボックスに基づき時間を追って追跡するように構成されている。

【0105】

プロセッサ(例えば、ビームフォーマコントローラ24、イメージプロセッサ18、レンダラ21、それらの組み合わせ、または、他のプロセッサ)は、関心ボリュームをスキャンするスキャンパラメータを調整するように構成されている。そのプロセッサとしては、GPU(グラフィックスプロセッシングユニット)および/またはCPU(中央演算処理装置)があり得る。関心ボリュームのスキャンは、多くの場合、75%、90%、もしくはそれ以上の時間を占めることとなる。フルボリュームは、上述の追跡のために一定期間に亘ってスキャンされるが、しかし残りの大部分の時間においては、関心ボリュームのみがスキャンされる。スキャンパラメータは、関心ボリュームをスキャンするために設定および調整される。スキャンライン密度、サンプル密度、サンプルレート、深度、横方向の広がり、スキャン形式、周波数、送信フォーカス、送信パワー、および/または、その他のスキャンパラメータは、フルボリュームではなく関心ボリュームをスキャンするために、割り当てられる。スキャンパラメータは、扇形またはその他の超音波スキャン形状の領域であって境界ボックスおよび/または対象物を包囲する領域をスキャンするために、調整される。例えば、スキャンパラメータは、最小限のサイズで以て、または、最小のマージンを有しつつ境界ボックスを包囲するサイズで以て、スキャン領域をスキャンするための値に設定される。関心ボリュームの位置が変化するにつれて、スキャンパラメータが変更される。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 6 】

ビームフォーマコントローラ 2 4、イメージプロセッサ 1 8、レンダラ 2 1、および / または、超音波イメージング装置は、メモリ 2 6 または別のメモリに格納されている指令に従って動作する。その指令は、図 1 の各動作を遂行するべくシステムを設定する。その指令は、コントローラにロードされること、複数種類の数値のテーブルのロードの結果 (例えば、イメージングシーケンスの融通性など)、および / または、現在実行中の指令によって、動作の設定を行う。メモリ 2 6 は、コンピュータ読み取り可能な持続性の記憶媒体である。ここに詳述するプロセス、方法、および / または、技術の実行のための指令は、キャッシュ、バッファ、RAM、リムーバブルメディア、ハードディスクドライブ、または、その他のコンピュータ読み取り可能な媒体のような、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体またはメモリによって提供される。コンピュータ読み取り可能な記憶媒体としては、様々なタイプの揮発性または不揮発性の記憶媒体が含まれる。ここに詳述または図示されている機能、動作、または、タスクは、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体に格納されている 1 つの指令または複数の指令のセットに対応して実行される。その機能、動作、または、タスクは、特定の種類の指令のセット、記憶媒体、プロセッサ、または、処理方式に依存せず、また、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって、実行されるようにすることができる。同様に、処理方式としては、マルチプロセッシング、マルチタスク処理、並列処理などとするのが可能である。一実施の形態では、上述の指令は、ローカルシステムまたはリモートシステムによって読み出されるべく、リムーバブル記憶媒体に記憶される。他の実施の形態では、上述の命令は、コンピュータ・ネットワークまたは電話回線を介して転送されて、リモート位置にて記憶される。さらに他の実施の形態では、上述の命令は、所与のコンピュータ内、CPU 内、GPU 内、または、システム内に記憶される。

10

20

【 0 1 0 7 】

以上、種々の実施の形態を参照しつつ本発明について説明したが、本発明の要旨を逸脱しない範囲内で、種々の変更または変化が可能である。従って、以上詳細に記述した説明は、本発明の例示であって、本発明を限定するものではないと考えられるべきであり、また、添付の特許請求の範囲に記載の各請求項に記載の発明、およびその均等物こそが、発明の精神および範囲を定義するものであると、理解されるべきである。

30

【 符号の説明 】

【 0 1 0 8 】

- 1 0 (超音波イメージングのための) システム
- 1 2 送信ビームフォーマ
- 1 4 トランスデューサ
- 1 6 受信ビームフォーマ
- 1 8 イメージプロセッサ
- 2 1 レンダラ
- 2 2 表示部
- 2 4 ビームフォーマコントローラ
- 2 6 メモリ
- 3 0 第 1 の動作 (ボリュームの初期スキャン)
- 3 2 第 2 の動作 (生体構造 / 境界ボックスの位置の特定)
- 3 3 第 3 の動作 (ズームオプションを提示)
- 3 4 第 4 の動作 (生体構造 / 境界ボックスの周りにスキャン形状を画定)
- 3 6 第 5 の動作 (関心ボリュームのスキャン)
- 3 8 第 6 の動作 (画像を生成)
- 5 0 3 D ボリュームを取得する動作
- 5 2 境界ボックスを局所的に配置する動作
- 5 4 3 D ROI の設定の計算の動作
- 5 6 3 D ROI のスキャンの動作

40

50

【 図 1 】

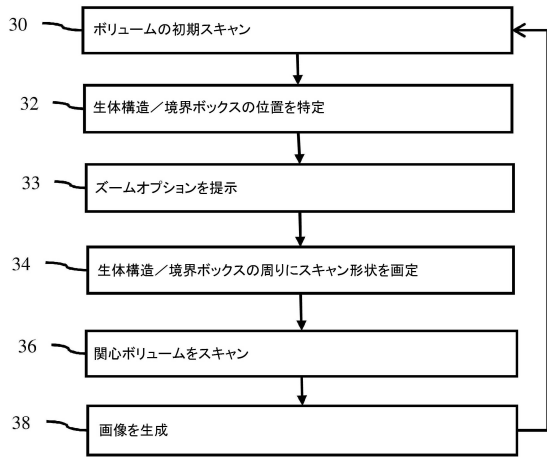


FIG. 1

【 図 2 】

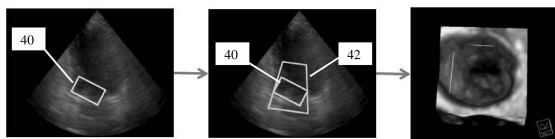


FIG. 2A

FIG. 2B

FIG. 2C

【 図 3 】

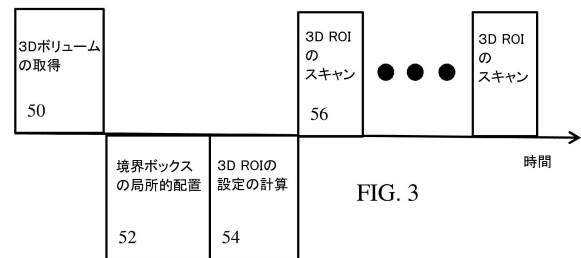


FIG. 3

【 図 4 】

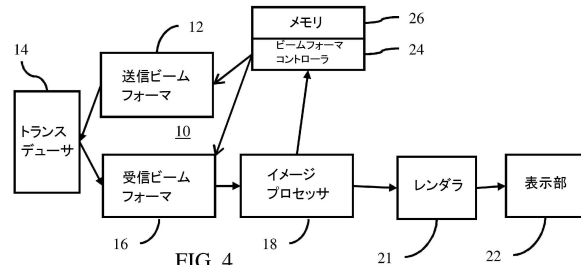


FIG. 4

フロントページの続き

(72)発明者 クリストフ ラロヴィッチ

ハンガリー国、8649 パラトンベレニー、ロズマリング ウトカ 13

(72)発明者 ヴィルコ ゲルウイン ヴィルケニング

アメリカ合衆国、94043 カリフォルニア、マウンテン ヴュー、セントラル パーク、ノース
ホイスマン ロード 100、アパートメント 2121

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開2004-275223(JP,A)

特開2010-178905(JP,A)

特開2006-231035(JP,A)

特開2000-175914(JP,A)

特開平10-277030(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0187947(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于超声成像的超声成像系统及其操作方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP6297085B2 | 公开(公告)日 | 2018-03-20 |
| 申请号 | JP2016067570 | 申请日 | 2016-03-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 美国西门子医疗解决公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 西门子医疗系统集团美国公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 西门子医疗系统集团美国公司 | | |
| [标]发明人 | トビアスハイマン クリストフラロヴィッチ ヴィルコゲルウインヴィルケニング | | |
| 发明人 | トビアス ハイマン クリストフ ラロヴィッチ ヴィルコ ゲルウイン ヴィルケニング | | |
| IPC分类号 | A61B8/14 A61B8/12 | | |
| CPC分类号 | A61B8/065 A61B8/44 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5215 G01S7/52063 G01S15/8993 | | |
| FI分类号 | A61B8/14 A61B8/12 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK21 | | |
| 代理人(译) | 山口岩 山本浩 | | |
| 审查员(译) | 永田浩二 | | |
| 优先权 | 14/673583 2015-03-30 US | | |
| 其他公开文献 | JP2016190032A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

感兴趣的体积通过超声波成像。感兴趣对象的位置从卷扫描中自动识别(32)。在一种方法中,围绕对象的几何边界框由分类器确定。在另一种方法中,用于缩放对象的选项被呈现给用户(33)。根据用户是否选择该选项,在对象或边界框(34)周围定义一个扫描区域。扫描区域基于超声波扫描格式形成,但小于扫描区域的体积。在所述扫描区域中定义的感兴趣体积用于相对于原始全体积扫描(30)的图像的时间和/或空间高分辨率图像的生成(38)。发明背景

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号
特許第6297085号
(P6297085)

(45) 発行日 平成30年3月20日(2018.3.20) (24) 登録日 平成30年3月2日(2018.3.2)

(5) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 1 4
A 6 1 B 8 / 1 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 1 2

請求項の数 14 外国語出願 (全 25 頁)

| | | | |
|--------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2016-67570 (P2016-67570) | (73) 特許権者 | 593063105 シーメンス メディカル ソリューション ズ ユーエスエー インコーポレイテッド Siemens Medical Sol utions USA, Inc. アメリカ合衆国 19355 ベンシルワ ニア マルヴァーン リハティ プール ハート 40 |
| (22) 出願日 | 平成28年3月30日(2016.3.30) | (74) 代理人 | 100075166 弁理士 山口 巖 |
| (65) 公開番号 | 特開2016-190032 (P2016-190032A) | (74) 代理人 | 100133167 弁理士 山本 浩 |
| (43) 公開日 | 平成28年11月10日(2016.11.10) | (72) 発明者 | トビアス ハイマン ドイツ連邦共和国、91054 エアラン ゲン、レーエシュトラーセ 12 最終頁に続く |
| 審査請求日 | 平成28年6月20日(2016.6.20) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 14/673,583 | | |
| (32) 優先日 | 平成27年3月30日(2015.3.30) | | |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |

(54) 【発明の名称】 関心ボリュームの超音波イメージングのための超音波イメージングシステムおよびその操作方法