

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-190032

(P2016-190032A)

(43) 公開日 平成28年11月10日(2016.11.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2016-67570 (P2016-67570)	(71) 出願人	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 Solutions USA, Inc. アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
(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
(31) 優先権主張番号	14/673, 583	(74) 代理人	100133167 弁理士 山本 浩
(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)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波イメージングにおける3次元関心ボリューム

(57) 【要約】

【課題】 関心ボリュームを超音波によってイメージングする。

【解決手段】 関心対象物の位置がボリュームスキャンから自動的に特定される(32)。1つのアプローチでは、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。もう1つのアプローチでは、その対象物のズームングのためのオプションが、ユーザに提示される(33)。そのオプションをユーザが選択するか否かに応じて、1つのスキャン領域が、その対象物または境界ボックスの周囲に画定される(34)。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き形成されるが、その対象のボリュームよりも小さい。前述のスキャン領域で画定された関心ボリュームは、本来のボリューム全体のスキャン(30)の画像よりも時間的および/または空間的な解像度の高い画像の生成(38)のために用いられる。

【選択図】 図1

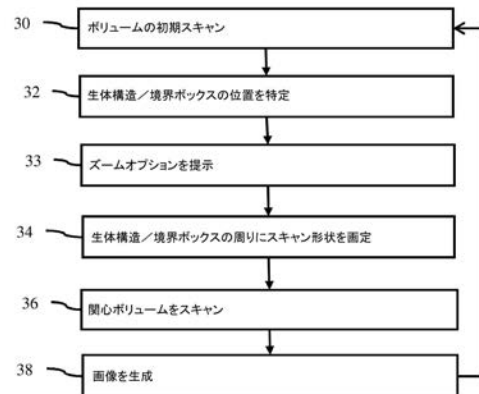


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心ボリュームの超音波イメージングのための方法であって、
超音波イメージングシステムによって、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、

プロセッサ(18、24)によって、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)によって、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によって、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、

前記関心ボリュームのスキャンするプロセス(36)から画像を生成するプロセス(38)と

を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、前記スキャン領域が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 のライン密度で以て実行され、

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、機械学習分類子を適用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 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、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。

10

20

30

40

50

【請求項 8】

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

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含む

ことを特徴とする方法。

10

【請求項 10】

請求項 9 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)、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。

20

【請求項 11】

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 12】

請求項 1 に記載の方法において、

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データから判定するプロセスと、

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回答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方法。

30

【請求項 13】

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

を有す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。

40

【請求項 14】

50

請求項 13 に記載のシステムにおいて、

前記プロセッサ (18、24) は、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

ことを特徴とするシステム。

【請求項 15】

請求項 13 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。

10

【請求項 16】

請求項 13 に記載のシステムにおいて、

前記プロセッサ (18、24) 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

ことを特徴とするシステム。

【請求項 17】

請求項 13 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れた

ことを特徴とするシステム。

20

【請求項 18】

関心ボリュームの超音波イメージングのための方法であって、

超音波スキャナによって、患者のボリュームをスキャンするプロセス (30) と、

プロセッサ (18、24) によって、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、

表示部上に、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) 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) 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

を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方法。

30

40

【請求項 19】

請求項 18 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。

【請求項 20】

請求項 18 に記載の方法において、

50

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、さらに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。

10

【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】

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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以て主張される。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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ャンの繰り返し、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プロービングも含む。

20

【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て、関心ボリュームが複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。

30

【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。

40

【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

50

動作 3 3 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 3 2 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 3 8 から第 1 の動作 3 0 の繰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。

【 0 0 1 9 】

第 1 の動作 3 0 において、患者のポ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、患者のポ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。

10

【 0 0 2 0 】

一人の患者の 1 つのポ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 3 2 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定して所望のポリュームをスキャンすることで、第 1 の動作 3 0 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 3 2 の検出が実行され、第 1 の検出のために用いられるポ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。

【 0 0 2 1 】

初期スキャンは、ポリューム全体をスキャンするものである。そのポリューム全体は、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、スキャンされるポリュームの広がり規定される。スキャン対象のポリューム全体の広がりには、種々の設定に基づいて、そのポ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ポリューム全体の広がり決定する。

20

【 0 0 2 2 】

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。それらのスキャンは、3次元領域または3次元ポリュームのスキャンである。そのスキャンラインは、3次元での電気的または機械的な方向制御によって配分されて、1つのポリューム（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ポ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。

30

【 0 0 2 3 】

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応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。

40

【 0 0 2 4 】

50

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。

【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。

10

【0026】

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。

20

【0027】

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。複数の異なった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。

30

【0028】

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、スキャ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。

【0029】

スキャ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、スキャ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。

40

【0030】

50

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った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。

【0031】

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。

10

【0032】

リアルタイムまたは生の（スキャン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。

20

【0033】

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。そのスキャンは、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ャン中には、ボリューム全体のスキャンが停止されるが、ボリューム全体のスキャンのシーケンスは、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。スキャンは、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。

30

【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。

40

【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ャン技術が適用可能である。例えば、指向性空間合成、スキャングリッドの回転、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。

50

【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。ルール、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。

【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、ル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。

10

【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。

20

【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、肝臓の一部分、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。

30

【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持つ。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して行うことができる。

40

【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

50

が、その検出によって決定される。

【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。

10

【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。

20

【0044】

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。

【0045】

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。

30

【0046】

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。

【0047】

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(θ, ϕ)、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次元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。

40

【0048】

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

50

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 2 A 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。

10

【 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が、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。

20

【 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、1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1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ャンの指示は、上述のオプションのユーザによる選択の受領に応答して実行される。

30

【 0 0 5 2 】

1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ャン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。

40

【 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、1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。

【 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

50

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。

【0055】

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。

10

【0056】

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。

20

【0057】

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。

30

【0058】

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。

40

【0059】

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($A_{Z_{Start}}$ 、 $A_{Z_{End}}$)と仰角($E_{l_{Start}}$ 、 $E_{l_{End}}$)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

50

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。

【0060】

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。

【0061】

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。

10

【0062】

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。

20

【0063】

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。

30

【0064】

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。

【0065】

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。

40

【0066】

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、

50

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。

【 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ンも、同様の、または、異なった、トレードオフが働くこととなる。

10

【 0 0 6 8 】

第6の動作38では、第5の動作36のスキャン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ンからのデータは、3次元レンダラに受け渡される。

20

【 0 0 6 9 】

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ンに対応して、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。

30

【 0 0 7 0 】

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つの異なった画像が、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、異なったレンダリング(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、異なった伝達関数を用いる、というような、異なった仕方で処理されるが、ボリュームデータと組み合わされる。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。

40

【 0 0 7 1 】

関心ボリュームの一連の画像が生成される。スキャン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。

【 0 0 7 2 】

50

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った表示で以て表される。

【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以て、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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ATING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。

10

【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）。

20

【0080】

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。

【0081】

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ことができる。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。

30

40

【0082】

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ャンングを表している。そのスキャンングは、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ことができ、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。

50

【 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ことによって、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、スキャンが開始されると、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。生成された波形に応答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

10

20

30

40

50

れはトランスデューサ 1 4 に端を発し、その角度はトランスデューサ 1 4 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 1 4 は、1 次元、1 . 2 5 次元、1 . 5 次元、1 . 7 5 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 1 4 は、音波と電氣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 1 4 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 6 4 - 2 5 6 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 1 4 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 1 4 は、経食道心エコー検査法 (T E E) 用のアレイ、心腔内心エコー検査法 (I C E) 用のアレイ、または、胸横筋エコー検査法 (T T E) 用のアレイなどである。

10

【 0 0 9 0 】

トランスデューサ 1 4 は、電氣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 1 2 に対して着脱可能となっており、また、音響的エコーを電氣的信号に変換するべく、受信ビームフォーマ 1 6 に対して着脱可能となっている。トランスデューサ 1 4 は、イ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交信可能となっている。このトランスデューサ 1 4 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 1 4 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 1 4 の素子に衝突した超音波エネルギー (エコー) に応答して、受信信号が生成される。

20

【 0 0 9 1 】

受信ビームフォーマ 1 6 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 1 6 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 1 6 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る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 1 6 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。受診ビームフォーマ 1 6 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。

30

【 0 0 9 2 】

受信ビームフォーマ 1 6 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 1 6 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。

40

【 0 0 9 3 】

受信ビームフォーマ 1 6 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。

【 0 0 9 4 】

ビームフォーマコントローラ 2 4 および / または他のプロセッサは、ビームフォーマ 1 2、1 6 を構成する。ビームフォーマコントローラ 2 4 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

50

、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ニング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。

10

【００９６】

ビームフォーマコントローラ２４は、ビームフォーマ１２、１６による患者のボリュームのスキンを制御する。種々の３次元スキ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２４は、ビームフォーマ１２、１６による患者のボリューム内の関心ボリュームのスキンを制御する。その関心ボリュームのスキンにも、種々の３次元スキン形式を用いることができる。

20

【００９７】

関心ボリュームのスキンは、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ンラインで以て、関心ボリュームがスキンされる。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。

30

【００９８】

イメージプロセッサ１８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１８は、スキ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。

40

【００９９】

レンダラ２１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２１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

50

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。

【0100】

一実施の形態では、レンダラ21は、例えば4、10、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。

10

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縫い込まれているが、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

ンダラ 2 1、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

【0106】

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、レンジラ 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。

20

30

【0107】

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。

40

【符号の説明】

【0108】

- 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

50

- 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 3D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 3D ROIの設定の計算の動作
- 5 6 3D ROIのスキャンの動作

10

【 図 1 】

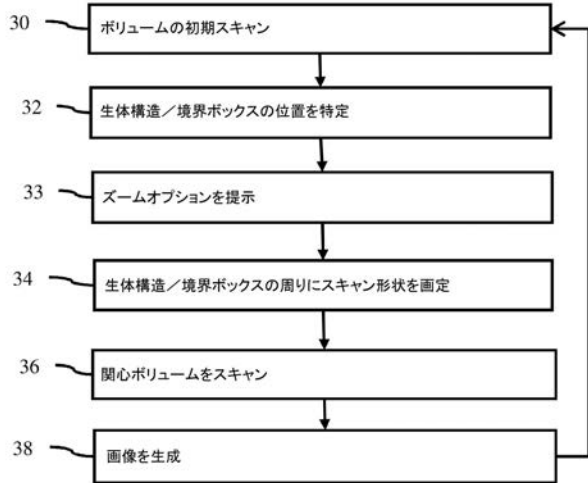


FIG. 1

【 図 2 】

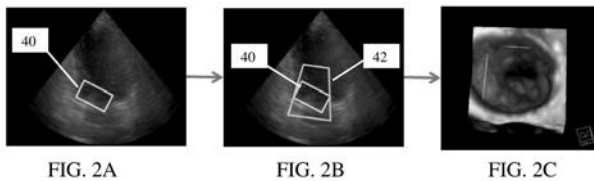


FIG. 2A

FIG. 2B

FIG. 2C

【 図 3 】

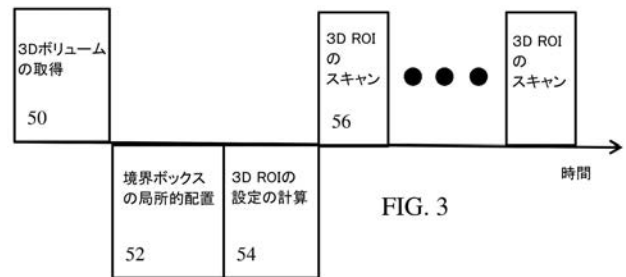


FIG. 3

【 図 4 】

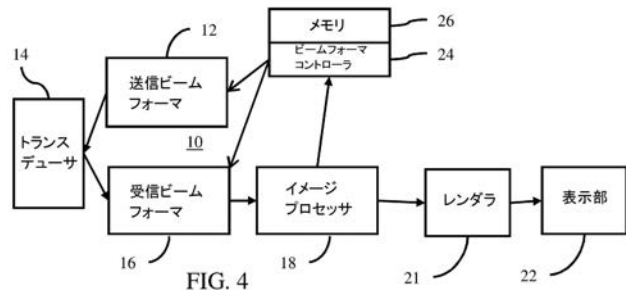


FIG. 4

フロントページの続き

(72)発明者 トビアス ハイマン

ドイツ連邦共和国、9 1 0 5 4 エアランゲン、レーエシュトラーセ 1 2

(72)発明者 クリストフ ラロヴィッチ

ハンガリー国、8 6 4 9 バラトンベレニー、ロズマリング ウトカ 1 3

(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、9 4 0 4 3 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 1 0 0、アパートメント 2 1 2 1

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB21 BB23 EE11 EE20 FE01 HH15 HH17 JC37 KK10

KK21

【外国語明細書】

[TITLE OF INVENTION]

THREE-DIMENSIONAL VOLUME OF INTEREST IN ULTRASOUND IMAGING

[BACKGROUND]

[0001]

The present invention relates to volume imaging in ultrasound. In particular, volume imaging with a region of interest is provided.

[0002]

Upon scanning a volume of a patient, a smaller volume region of interest is identified. The smaller volume of interest allows for a more targeted usage of the available acquisition time and transducer or system information rate. Higher temporal or spatial resolution is possible by scanning the volume region of interest rather than the entire volume.

[0003]

In clinical practice, the sonographer is required to manually position the volume of interest. This takes time, so may be less feasible during peri-operative applications (e.g. transesophageal echocardiography (TEE)). Manual updating of the position of the volume of interest relative to the transducer is likewise time consuming. A volume of interest is designated as being at a given position relative to the transducer. Imaging a certain structure continuously with the transducer defined frame of reference may be challenging. It is not easy to hold the transducer steady, and organs may be affected by breathing or heart motion. The transducer or patient motion may cause the structure of interest to move out of the volume of interest, requiring further time consuming manual positioning.

[BRIEF SUMMARY]

[0004]

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods and systems for ultrasound imaging of a volume of interest. An object of interest is automatically located from a volume scan. The object may be contiguous or separated into parts. In one approach, a geometric bounding box surrounding the object is found by a classifier. In another approach, an option for zooming to the object is indicated to the user. A scan region is defined around the object or the bounding box automatically, whether in response to user selection of the option or not. The scan region is shaped based on the ultrasound scan format, but is smaller than the volume. The volume of interest defined by the scan region is used to generate images with a greater temporal and/or spatial resolution than scanning of the entire original volume.

[0005]

In a first aspect, a method is provided for ultrasound imaging of a volume of interest. An ultrasound imaging system acquires data representing a volume of a patient. A processor locates a target bounding box surrounding anatomy of interest and additional anatomy. The processor identifies the volume of interest within the volume as a scan region in a scan format enclosing the target bounding box. The ultrasound imaging system scans the scan region in the scan format. An image is generated from the scanning of the volume of interest.

[0006]

In a second aspect, a system is provided for ultrasound imaging of a volume of interest. A transducer is connectable with the transmit and receive beamformers. A processor is configured to identify an anatomic structure autonomously from an ultrasonic data set responsive to information from the receive beamformer rep

representing a first region of the patient and is configured to adjust scan parameters to scan just the volume of interest as a sub-part of the first region. The volume of interest includes the anatomic structure. A renderer is configured to generate images only of the volume of interest from scans by the transmit and receive beamformers using the scan parameters. A display is configured to display the images.

[0007]

In a third aspect, a method is provided for ultrasound imaging of a volume of interest. An ultrasound scanner scans a volume of the patient. A processor locates anatomy in the volume. An option to zoom to the anatomy is presented on a display. The processor identifies the volume of interest as enclosing the anatomy and being less than the volume of the patient. The identifying is in response to user selection of the option. The ultrasound scanner scans the volume of interest and does not scan a rest of the volume of the patient for a plurality of repetitions after the identifying. A sequence of images is generated on a display of the volume of interest. The images are based on ultrasound data responsive to the scanning of the volume of interest.

[0008]

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as limitations on those claims. Further aspects and advantages of the invention are disclosed below in conjunction with the preferred embodiments and may be later claimed independently or in combination.

[BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS]

[0009]

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

[0010]

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for ultrasound imaging of a volume of interest;

[0011]

Figures 2A-C illustrate examples of a bounding box, scan region, and zoomed display, respectively;

[0012]

Figure 3 illustrates an example acquisition cycle; and

[0013]

Figure 4 is a block diagram of one embodiment of a system for ultrasound imaging of a volume of interest.

[DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS]

[0014]

A volume is scanned. For increased temporal and/or spatial imaging of the patient, a volume of interest is defined around an automatically detected object in the volume. The volume of interest is scanned and imaged at the greater temporal resolution, contrast resolution, reduced shadowing, and/or spatial resolution than possible with imaging an entire volume field of view. The volume of interest box is automatically determined from the whole field-of-view three-dimensional image, and subsequently only the focused volume of interest is scanned.

[0015]

In one embodiment, a machine learning-based object detection controls the image

acquisition process. This allows focusing the image acquisition onto the most important regions: where the target anatomy and/or tool are located. The ultrasound beams sample the anatomy sparsely with a full-volume acquisition to locate the object. This location controls the image acquisition process. The ultrasound system automatically recognizes certain structures and optimizes the field-of-view and other imaging parameters. A series of spatially smaller volume of interest acquisitions are performed for the targeted area. Using the fixed transducer bandwidth budget, this allocation scheme allows higher image quality (e.g., increasing temporal and spatial resolution) in the volume of interest as compared to the full-volume.

[0016]

In another embodiment, an ultrasound system identifies certain structure autonomously in ultrasonic data sets in real-time and adjusts imaging parameters in real-time in order to optimize image quality and to gather data for the anatomic structure. For example, data for the aortic valve over two consecutive heart cycles is gathered after locating the valve from a whole heart scan. As another example, the location of a biopsy needle relative to a pre-defined structure, such as a suspicious lesion, is located.

[0017]

The volume of interest is anchored dynamically to a target. By repeating sparse temporal and/or spatial scanning of the volume and detection of the anatomy, the regularly placed volume of interest may be imaged in an on-going manner despite patient and/or transducer movement. The ultrasound system adjusts the field of view over time and in a predictive manner to ensure that the structure does not leave the volume of interest. This includes probing adjacent areas in occasional sparse acquisition.

[0018]

Figure 1 shows one embodiment of a method for ultrasound imaging of a volume of interest. In general, an object of interest is detected automatically from a volume scan during three-dimensional ultrasound imaging. The detection may include a bounding box, which is a geometric structure different than the object and not specifically represented in the scan data. A region or volume of interest is defined as a sub-volume around the detected object or bounding box. The volume of interest is scanned multiple times without scans of the volume. The volume of interest is imaged at a greater spatial and/or temporal resolution than possible by scanning the volume. By repeating the detection of the object from a full volume scan with repetitions of the volume of interest scanning, the object location is updated, providing automatic volume of interest imaging oriented at the object of interest.

[0019]

The method is performed by the system shown in Figure 4 or a different system. For example, a medical diagnostic ultrasound imaging system scans in acts 30 and 36, and a processor locates in acts 32, presents a zoom option in act 33, and positions a scan shape in act 34. The imaging system generates the displayed image in act 38. Other devices may perform any of the acts, such as the processor performing all of the non-scan acts.

[0020]

The acts are performed in the order shown or another order. For example, act 33 is performed before acts 32.

[0021]

Additional, different or fewer acts may be used. For example, act 33 is not performed. As another example, act 32 is not performed and the scan shape is positioned over the detected object rather than a bounding box. In yet another example, the repetition loop from act 38 to act 30 is not performed.

[0022]

In act 30, data representing a volume of a patient is acquired. The data is acquired with an ultrasound imaging system. The ultrasound imaging scanner scans a volume of the patient. Alternatively, the data is acquired from a previous scan, such as by transfer from a memory or picture archiving and communications system.

[0023]

A volume of a patient is scanned. This scan is an initial scan, such as a first scan. The initial scan may be the one occurring initially or before anatomy is detected in act 32, even if other previous scans occur before the initial scan.

For example, the scanning of act 30 is repeated as a sonographer positions the transducer to scan the desired volume. Once the object of interest is in the field of view, the detection of act 32 occurs, making the volume scan used for the first detection the initial scan for the remainder of the process.

[0024]

The initial scan is of an entire volume. The entire volume is a field of view established by the scanning. The lateral extent and depth define the extent of the scanned volume. Based on different settings, different size volumes may make up the entire scan volume. The user or the system determines the field of view and resulting entire scan volume in configuring for the initial scan.

[0025]

To scan a field of view with ultrasound, transmit and receive beams are formed by an ultrasound system. Any scan format, such as sector, linear, or VectorR, and corresponding field of view may be used. The scanning is of a three-dimensional region or a volume. The scan lines are distributed by electric and/or mechanical steering in three-dimensions, providing data representing a volume (e.g., volume of $N \times M \times R$ voxels, where N , M , and R are integers greater than 1). Any three-dimensional format may be used, such as scanning sequentially along planes such that the scan planes together represent the volume. The scan format or arrangement of scan lines defines a scan region. For example, a linear scan provides a rectangular box scan region. A sector or VectorR scan provides a fan shaped (e.g., cone, truncated cone, pyramid, or truncated pyramid) scan region.

[0026]

The transmit and/or receive beam characteristics may be set or responsive to values of parameters. The depth and/or lateral extent of the field of view is set.

Similarly, the transmit beam focal depth, transmit frequency, receive frequency, line density, sampling density (sampling spacing along a scan line), transmit waveform (e.g., number of cycles and/or envelope shape), frame rate, aperture, and/or other scanning characteristics are set. The number of transmit focal positions per scan line (e.g., one or two) may be set. Different, additional, or fewer scan (e.g., transmit and/or receive) parameters may be used.

[0027]

Through receive beamformation, the responsive data represents samples in the field of view. Data received from the scanning is detected. A B-mode detector determines the intensity of acoustic echoes represented by the received data. For example, the receive data is formatted as in-phase and quadrature data. A squar

e root of a sum of the squares of the in-phase and quadrature terms is calculated as the intensity. Other measures of the magnitude of the acoustic echo may be used for B-mode detection.

[0028]

Other B-mode processing may be performed. For example, the detected B-mode data is spatially filtered. As another example, a sequence of frames from a corresponding sequence of scans of the entire field of view is acquired. Different pairs or other sized groupings of the resulting B-mode frames of data are temporally filtered. Infinite impulse or finite impulse response filtering may be used.

In another example, a general or overall gain is applied. One or more parameters may establish the overall gain. Additionally or alternatively, depth dependent gains may be applied. Different, additional, or fewer B-mode processing parameters may be used.

[0029]

In other embodiments, other types of detection and corresponding scans are performed. For example, color flow (e.g., Doppler) estimation is used. Velocity, power, and/or variance are estimated. As another example, harmonic mode is used, such as imaging at a second harmonic of a fundamental transmit frequency. Combinations of modes may be used.

[0030]

After processing, the detected data is scan converted, if needed. A two-dimensional image may be generated. By creating B-mode images for different planes, display values for a volume are provided. A B-mode image represents the intensity or strength of return of acoustic echoes in the B-mode field of view. The intensities or B-mode data are mapped to gray scale within the dynamic range of the display. The gray scale may be equal or similar red, green, blue (RGB) values used by the display to control pixels. Any color or gray scale mapping may be used.

[0031]

Data used for other acts is from any point in the processing path. In one embodiment, detected and scan converted scalar values are used prior to any color or display mapping. In other embodiments, beamformed samples prior to detection, detected data before scan conversion, or display values after display mapping are used. The data is in the polar coordinate system used for scanning or is interpolated to a regular grid, such as a Cartesian coordinate system.

[0032]

The values of the parameters for scanning are initially set using any process. In one embodiment, one or more of the parameters are set based on input by the user, predetermined values, and/or selection of an application or configuration.

For example, the user selects volume or three-dimensional imaging of a particular anatomy, such as a heart valve. In alternative or additional embodiments, one or more of the parameters are set based on feedback or adapting to the data received from the scanning. Automatic setting of the value or values of the parameter or parameters is performed. For example, the overall gain and/or dynamic range of B-mode data is set based on identifying B-mode data for locations associated with tissue in the field of view and using an average, median or other B-mode intensity for the tissue locations to set the gain and/or dynamic range.

[0033]

The values of the parameters may also be initially set for desired imaging quality enhancements. The values for the volume of interest are set through presets.

Multiple types of anatomy and image enhancements for different exam types may be available for selection. The user selects the volume imaging application for specific anatomy. The values for the scan settings for the volume and for the volume of interest are pre-determined and used based on the selection of the application. The size (e.g., lateral and/or range extent), orientation, and/or position of the volume of interest may be used to calculate the values of at least some of the scan parameters.

[0034]

The user may alter or change any of the values for the volume and/or volume of interest scan. In additional or alternative embodiments, one or more of the parameters may be set based on user input or adjustment. For example, the user inputs a minimum desired frame rate of the volume of interest.

[0035]

During live or real-time imaging (scanning and outputting images at the same time or while the patient has a transducer placed against them), no special interaction is generally required or expected of the user for the targeted volume of interest. The user may select only an application (e.g., three-dimensional imaging of a valve) and the remaining configuration automatically occurs. The user may pre-configure any one or more of the settings and then the imaging occurs without further change by the user. In other embodiments, configurability of the volume of interest and/or volume imaging is still available during the live imaging. The user may alter one or more values of scan parameters without being required or expected to alter as part of the normal workflow.

[0036]

The initial scan or scans of the entire volume are performed prior to separate scans of the volume of interest. The scanning is configured to cease scans of the volume of the patient while repeatedly scanning the volume of interest multiple times in a given acquisition cycle. The entire sequence of full volume scanning, then ceasing the full volume scanning while scanning the volume of interest may be repeated occasionally or periodically in order to continually position the volume of interest to account for motion. The scanning includes this programmed acquisition cycle.

[0037]

In act 32, a processor detects an object from the data of the initial scan. The data representing the volume of the patient is processed to detect the object of interest. For example, the user translates and/or rotates the field of view (i.e., moves the transducer) relative to the patient as desired. Once the object is in the field of view, the processor detects the object. For example, a valve is automatically detected from B-mode data representing a volume including at least a portion of a heart.

[0038]

The detection is automatic during the live imaging. Rather than requiring user input of a location or locations for the object, the processor applies filtering, edge detection, pattern matching, model matching, or other computer assisted classification to detect the object in the data. The processor detects without user input of a location or locations. Multiple variations of scanning techniques may be attempted to identify lesions. Examples are steered spatial compounding and rotation of the scan grid and combinations thereof to aid the detection of cysts. The system may also perform a sparse scan of the full volume first to identify landmarks.

[0039]

In one embodiment, a machine-learned classifier is applied by a processor (e.g., central processing unit or graphics processing unit). Haar, gradient, directional, steerable, or other features are calculated from the volume data and input to the machine-learned classifier. The machine-learned classifier, based on learning from training data with known truth distinguishing the object of interest from other tissue, fluid or devices, indicates whether the object is represented by the data for the volume and where.

[0040]

Any machine learning may be used, such as a probabilistic boosting tree, Bayesian network, neural network, or support vector machine. Any feature or feature set may be used. In one embodiment, probabilistic boosting trees with marginal space learning train a classifier based on Haar and steerable features. In another embodiment, a random forest regression is used to train.

[0041]

A feedback may be provided. The feedback indicates correctness of located objects. This feedback may be used as additional training data to re-learn or improve the machine-learned classifier. An online-learning-based tracking is possible, where selection of a target area requires a single iteration. Online-learning may include online random forest, online bagging, or sparse online learning. In case a trained classifier (or regressor) outputs a candidate box which is off compared to or not located where the user expects the box, then the user draws a box on a full volume image where the box should be positioned. This location is then forwarded to the online learning, which will subsequently track the object correctly by relearning, based at least in part, on the returned volume and corrected box location as training data.

[0042]

The object to be located is any object, such as anatomy or a device. For example, a valve is located. A specific valve may be located. The atrial valve annulus ring, aortic root, left ventricular outflow tract, parts of liver, or other anatomic locations or lesions may be located. In other embodiments, devices, such as surgical instruments or implants (e.g., catheter, tool shaft, needle, or surgical device such as a prosthetic annulus or valve), are detected instead of an anatomy. Anatomy and added devices may both be detected in a given volume. Different or the same detector detects the different anatomy and/or devices. The object is any anatomic region, catheter (e.g., lasso), or tool that machine learned or other detectors detect.

[0043]

The detected anatomy or device has any spatial extent. For example, the anatomy extends by multiple voxels in one or more dimensions. The anatomy has any shape, such as smoothly varying curved shape. Jagged or flat portions may occur. A device may have a smooth surface.

[0044]

The detection provides a location of the object of interest. Features, surfaces, and/or interior portions of the object are found. Features represented by the data but not belonging to the object of interest may be used to locate the object of interest. Voxels representing the anatomy are labeled or flagged as belonging to the anatomy. The detection determines whether or not the object is represented by the data. The detection determines where, if represented, the object is represented.

[0045]

Due to motion, voxels that are part of the object at one moment may not be part of the object at another moment. To allow for some motion, more than the object may be located. For example, a margin of a certain distance or number of voxels around the object is located. In one embodiment, a bounding box is located. The detection is not of the object alone, but of the object and a location of a bounding box to enclose the object. Different parts of the object may move by different amounts, so the bounding box is sized and/or oriented to account for the variations.

[0046]

While the data does not represent a bounding box, the bounding box is positioned based on the object represented by the data and/or other features represented by the data. In one embodiment, a machine-learned classifier locates the bounding box. Experts annotate training data with bounding boxes. The machine training then learns the position of the bounding box based on the ground truth in the training data representing scans of patients. The machine learns to position the bounding box given data representing the patient. The processor locates the bounding box using the matrix or matrices of the machine-learned classifier. The distinguishing features used to locate the bounding box may be other than features of the object of interest.

[0047]

Other detectors or processes may be used. For example, the bounding box is centered at a center of detected anatomy or a feature of anatomy is used to place the bounding box. Orientation may be set based on detected anatomy. Scale may be based on the scale of the anatomy and any desired minimum margin.

[0048]

The bounding box is any geometric structure. For example, the bounding box is a cuboid of six sides joined at right angles. As another example, the bounding box has twelve or fewer sides. The shape of the bounding box is different than the organic shape of the anatomy, but generally fits the anatomy. The shape of the bounding box is different or the same as a shape of an inserted object, such as a cylinder bounding box enclosing a needle or catheter tip.

[0049]

The bounding box is sized and oriented to enclose the object of interest. Since the shape, orientation, and/or scale are different than the object, the bounding box encloses more than the object of interest. One or more (e.g., many) voxels not representing the object are included in the bounding box with the voxels representing the object. In alternative embodiments, the bounding box fits to the object and does not enclose voxels not belonging to the object.

[0050]

The detection determines a position, orientation, and size of the target bounding box to encompass the object of interest. The target bounding box is parameterized by position (x, y, z) , 3D orientation $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ and size (s_x, s_y, s_z) . Figure 2A shows an example. An intersection of a bounding box 40 different in size and shape from the enclosed object is shown positioned in a cross-sectional image. The localized bounding box extends in three dimensions to enclose the object, but may have one or more open sides. Once the machine-learned detector localizes the target bounding box, these parameters are used to define the volume of interest in act 34.

[0051]

In act 33, the processor or imaging system presents an option to the user. The option indicates detection and/or location of the object or bounding box. The user is provided an indication that zooming to the volume of interest is available. The option indicates that the volume of interest may be imaged instead of the full volume.

[0052]

The option is displayed on a display. For example, the bounding box is displayed as a graphic overlay in an image, such as shown in Figure 2A. The option is displayed on or over a two-dimensional image or a three-dimensional rendering. An annotation is provided with the graphic overlay. The annotation indicates the availability of zooming to the volume of interest. Other graphics or option presentations may be provided, such as displaying text indicating detection and availability of zooming. The option indicates to the user on the display that an object has been detected. Alternatively, the option solicits whether detection should be performed.

[0053]

The option provided to the user is selectable, such as with a mouse or trackball and activation key. By the user selecting the option, the processor receives an indication from the user of a desire to zoom to or image just the volume of interest with the object rather than the entire volume. In other embodiments, a hard key, soft key or other user input is provided to zoom instead of or in addition to any graphic display of the option. By activating the key, the user selects.

[0054]

In one workflow example, the user selects a valve imaging application. The heart volume is scanned and images are rendered in real time. The imaging system detects and locates the valve. More than one valve may be located. The imaging system indicates that the valve or valves have been detected and offers the option to zoom to the valves. The user selects the option for one or more of the valves to transition to imaging of the volume of interest (e.g., volume around the valve). The identification of a scan region and scanning are performed in response to receiving the user selection of the option.

[0055]

In an alternative workflow, the display and selection of the option to zoom are not provided. The zoom operation or transition to volume imaging of the volume of interest instead of the full volume occurs automatically. The imaging system detects the location of the valve, so transitions to imaging of the volume of interest automatically without user selection of an option during the imaging. Instead of presenting the user with an option for scanning a volume of interest, the system autonomously acquire a volume of interest so that the user only has to review the acquisitions.

[0056]

In another alternative, the system helps the user position the transducer so that a volume of interest is acquired with better quality. For example, a volume of interest is close to the edges of the full volume where the spatial resolution is sub-optimal. Another example is that the system could identify shadowing or poor acoustic contact. The object is highlighted to the user with a request to reposition the transducer relative to the patient.

[0057]

In act 34, the volume of interest is identified. While the ultrasound imaging s

system may scan just in the bounding box or just the object locations, such scanning may waste resources. Without detracting much from spatial and/or temporal resolution, a larger region may be scanned based on the scan format used for scanning. To sample the object and/or the bounding box, scan lines at a given lateral extent are used. Sampling along a greater range of depths than needed detracts little from temporal or spatial resolution. The volume of interest is the scan region instead of the bounding box or object.

[0058]

The processor identifies the volume of interest as a scan region. The scan region is shaped based on the scan line distribution. For linear scans, the scan lines are parallel. The resulting three-dimensional scan region is a cuboid or rectangular box, but a cylinder shape or other shape may be used. For sector or Vector scans, the scan lines diverge from a point on the transducer face or a virtual point positioned behind the transducer, respectively. The sector and Vector scan formats of scan lines scan in a fan or cone shaped region. The Vector scan may be a fan shaped region without the origin point included, such as resembling a trapezoid in cross section (e.g., truncated cone or truncated pyramid). Other shapes of scan regions may be used, such as a shape formed by a linear, sector, or Vector sweep by translation and/or rotation of the transducer.

[0059]

The volume of interest is identified as a scan region sized and/or oriented to the bounding box or object. The scan region is defined to scan the target bounding box or object. By enclosing the bounding box or object in the scan region extent, the object will be scanned.

[0060]

The scan region is less than the entire volume scanned to locate the bounding box or object. In one embodiment, the scan region is sized to be as small as possible (e.g., laterally and/or in depth) while still including all of the bounding box or object. For example, the volume of interest is automatically calculated as a three-dimensional fan geometry as small as possible while still covering the entire bounding box and having a regular scan geometry. The scan geometry is fit to enclose the bounding box or object without altering the shape of the scan geometry. The scan format that is used for the volume of interest may differ from the scan format that is used for the full volume in order to optimize aspects of image quality and resolution within the volume of interest. The same format may be used.

[0061]

As an alternative to minimization of the scan region about the bounding box or object, a margin may be included. The scan region is identified to have a margin with the bounding box or object so that the bounding box or object is no closer than a given distance from the edge or surface of the scan region. Figure 2B shows an example. The Vector scan region 42 is fit to the bounding box 40 at least for the lateral extent. The lateral extent is minimized to be as small as possible while still covering the bounding box in azimuth and elevation. For range or depth, a margin is provided. The margin is different for the near field than the far field. Any margin may be used.

[0062]

In one embodiment, the scan region as the volume of interest has boundaries covering the target bounding box in depth, elevation, and azimuth. The volume of interest is a fan shaped 3D region described in the three-dimensional ultrasound c

one by the distance of near and far ends (R_1 , R_2) and azimuthal (Az_{Start} , Az_{End}) and elevation (El_{Start} , El_{End}) polar spans. The scan format uses a polar coordinate system. The volume of interest is anchored such that the volume of interest completely encloses the bounding box dimensions. Optionally, a margin is applied to preserve more ultrasound image context around the target.

[0063]

The volume of interest extends over three dimensions. The volume of interest is within the volume, such as being entirely within or being within but having a common edge. The volume of interest may be less than 1/2, less than 1/3, less than 1/4, or have another size ratio relative to the full volume.

[0064]

The volume of interest is positioned around the bounding box or object as an initial assignment. Since the transducer and/or the object of interest may move relative to the patient, the volume of interest may be sized to cover any movement and/or may be altered in position to account for motion. To optimize frame rate and/or image quality enhancement for the volume of interest, the size is smaller than needed to account for likely movement. After the initial assignment, other assignments may occur to reposition the volume of interest.

[0065]

By identifying the volume of interest as the scan region enclosing the bounding box or object but less than the entire field of view for the volume scan, the resulting image does not include the full volume, but just the volume of interest.

Since a smaller region is scanned, the acquisition may have a higher spatial and/or temporal resolution than for the full volume.

[0066]

In act 36, the ultrasound imaging system scans the scan region. The ultrasound scanner scans the volume of interest and not the rest of the larger volume. The remaining parts of the full volume outside the scan region 42 are not scanned for any number of repetitions of the scanning of the volume of interest. For example, the volume of interest is scanned four, eight, ten, or more times before scanning the full volume. The ultrasound imaging system performs separate scans for the volume of interest without scanning the entire volume. Different transmission and responsive receive events occur for the volume of interest scan than for the full volume scan.

[0067]

Since the full volume is less frequently scanned, the temporal resolution of the volume of interest is relatively higher. Since the volume of interest is smaller, less time is needed to complete each scan. As a result, even greater temporal resolution may be provided.

[0068]

The spatial savings resulting from scanning the smaller volume of interest acquisition window may be traded off for higher spatial resolution in the space of the volume of interest. The physical limits to the spatial resolution are set by the aperture (size) of the transducer and the ultrasound frequency. The scan line density and/or sample density along each scan line may be greater than the scan line density and/or sample density used to scan the full volume. Signal to noise ratio and/or contrast resolution may be improved by scanning the smaller volume instead of the full volume.

[0069]

The volume of interest is scanned with different values for scan settings than f

or the scanning of the full volume in act 30. The volume is scanned with scan settings having the different values than for the volume of interest. Any one or more (e.g., two or more) parameters have different values. For example, the line density, transmit power, frame-rate, line (scan) orientation, scan format, and/or transmit focus are different for the volume of interest scan than for the volume scan. In one embodiment, the volume of interest is scanned to provide a greater frame rate, resolution, contrast, or combinations thereof as compared to the larger volume. For example, the line density is greater for the volume of interest than for the full volume.

[0070]

In the valve example, the scan settings for the volume of interest scan are optimized for valve imaging, such as having a greater frame rate than the full volume. The frame rate may be more important than resolution or contrast, so may be set higher with a sacrifice in spatial resolution and/or contrast. The spatial resolution and/or contrast for the volume of interest may be the same, better, or worse than for the volume. The focus points may be centered in the volume of interest for better focus as compared to using the full volume scan. The transmit energy for the volume of interest may be higher than for the volume. The values are set for the anatomy of interest, so may be set relative to each other for the volume of interest and relative to the full volume. Scanning other anatomy may use the same or different tradeoffs.

[0071]

In act 38, the data from the scanning of act 36 is used to generate an image. The processor, renderer, or other device generates an image from the volume of interest data. For example, the data from the scanning of the volume of interest is passed to a three-dimensional renderer.

[0072]

The volume of interest is rendered to an image representing the object. Only the volume of interest is rendered. For each repetition of the scanning in act 36, an image is generated in act 38. The image represents just the volume of interest and not the remaining parts of the full volume. For example, Figure 2C shows a three-dimensional rendering of the volume of interest 42 without any imaging of the remainder of the full volume shown in Figure 2B.

[0073]

In alternative embodiments, the volume of interest and volume may be rendered and displayed separately. Two different images are displayed adjacent to each other. In another embodiment, the volume of interest is rendered and a resulting image is overlaid on a rendering from the volume. The same viewing perspective, but different rendering (e.g., transfer function, type of rendering, color mapping, transparency, or shading) is used for both renderings. The anatomy may be specially marked in the display through luminosity, color, graphic frames, or other visible indicators. In yet another embodiment, the volume of interest data is processed differently, such as by a different transfer function, but then combined with the volume data. The resulting blended data is rendered as an image.

Samples from the volume of interest and the other parts are temporally and spatially blended so that the image represents the entire volume.

[0074]

A sequence of images of the volume of interest is generated. As the scanning is repeated, corresponding image generation is also repeated. Each newly acquired set of data representing the volume of interest is used to generate an image.

Live imaging updated as the data becomes available is performed. The images are generated at the same frame rate as the volume of interest scan.

[0075]

The three-dimensional images are generated with rendering. Any rendering may be used, such as projection or surface rendering. Shading may or may not be added. In other embodiments, a multi-planar reconstruction or other imaging format from a data set representing three dimensions is used.

[0076]

The images are B-mode images, but may be other modes. The image is generated without a graphic showing the object or bounding box. Alternatively, a graphic or other difference indicates the object and/or bounding box.

[0077]

The imaging is used for diagnosis and/or treatment guidance. Enhanced imaging of valves may assist in interventional cardiology and structural heart diseases.

The volume of interest is shown with a temporal or spatial resolution not otherwise available when scanning the larger volume. Enhanced images of an inserted object may be used to guide the insertion, positioning, and/or use.

[0078]

If frame rates permit, more than one volume of interest may be used within the same large volume. The location of the object in act 32, positioning of the scan shape in act 34, scanning of the volume of interest in act 36, and/or generating of the image in act 38 are performed for each of the objects of interest, resulting in two images for the two objects.

[0079]

A feedback loop is shown from act 38 to act 30. Since the object may move relative to the transducer over time, the process is repeated. The bounding box and/or volume of interest sizing may account for some or all of the likely movement, so repetition of act 30 may not be needed. To optimize the imaging (e.g., enhanced resolution and/or contrast) and/or deal with unexpected movement, the sizing of the scan region may be smaller but with feedback. The full volume is scanned again in act 30 to locate the object or bounding box in act 32 again. This location may be different or the same. The zoom option presentation in act 33 may not be repeated since the selection of the option was previously provided. The scan shape is positioned in act 34 for any new location of the object and/or bounding box. The scanning in act 36 and resulting image generation of act 38 are repeated.

[0080]

Figure 3 shows an example of the acquisition cycle. At act 50, a dense three-dimensional image is acquired. The image is from a scan that includes the object of interest in the ultrasound cone. In act 52, a three-dimensional target bounding box is localized in the volume or three-dimensional ultrasound image. In act 54, the volume of interest acquisition geometry is derived to enclose the three-dimensional bounding box. In act 56, three-dimensional scans and resulting images of the volume of interest are acquired for the rest of the acquisition cycle.

[0081]

Referring again to Figure 1, the acts 30, 32, 34, 36, and 38 represent the acquisition cycle. Within the acquisition cycle, one or more images of the volume of interest are generated. For example, four or more images are generated in real-time from a corresponding sequence of four or more scans. The acquisition cycle

e is timed to limit movement of the object. The object moves at a given rate. The number of repetitions of the scanning and imaging in acts 36 and 38 may be based on the magnitude and/or direction of the movement. The time period of the acquisition cycle is set to a period where the movement of the object is likely to remain in the bounding box or volume of interest. The duration of the acquisition cycle is determined based on anatomic information (e.g. cardiac or respiratory cycle) being imaged. Synchronization between the acquisition cycle and the cardiac cycle may be used to adaptively determine the duration of the acquisition cycle (e.g., use ECG gating). Alternatively, the time period is predetermined or set by the user.

[0082]

The acquisition cycle is repeated. The initial scanning in act 30 and locating in act 32 are repeated to track the object of interest. Each repetition determines a new location for the object in the volume of the patient. By updating the location periodically, the object is tracked over time. The duration of the acquisition cycle determines the accuracy of the volume of interest placement. In each acquisition cycle, a single or sequence of full-volume scan data is acquired. This data is used to determine the current pose (e.g., position, orientation, and scale) of the volume of interest. In the rest of acquisition cycle, the volume of interest parameters stay the same (e.g., stationary or fixed in the transducer coordinate system).

[0083]

The tracking is performed without user input of an indication of the position of the object. The processor performs the detection without user identification of a location of the object. Alternatively, the user inputs an anatomy location.

[0084]

The tracking may be predictive. Since the motion of the object may be continuous or regular, the location of the object may shift from the time of detection in act 32 to the time the volume of interest is scanned in act 36. The delay may result in the object being at a different location. Similarly, the delay from scan to scan in repetition of act 36 may result in the object being at a different location. This inaccuracy may be acceptable given a margin in the volume of interest. Alternatively, the processor predicts the next location. The motion from one or more previous acquired data sets of the full volume is used to predict the next location for when the next scan is to occur. If the object is moving at a given rate and direction, the rate and direction are used to predict the location by the time the next scan of the volume of interest is to occur. A history of motion, such as associated with cyclical motion, may be used in the prediction. The current phase is used to determine an expected rate and direction for the subsequent scan. The prediction compensates for the lag between scans of the volume of interest and/or of the full volume for updating the location.

[0085]

The feedback arrow from act 38 to act 30 represents on-going or continuous scanning. The scanning is repeated with the altered location of the volume of interest based on repeated detection of the object. This process continues over time in the live or real-time imaging, tracking the object in the volume. The object of interest continues to benefit from greater frame rate, resolution, and/or contrast (i.e., image quality) over time despite movement. By tracking automatically, the volume of interest may be made smaller, allowing for more optimized imaging of the anatomy.

[0086]

By automatically detecting and tracking by updated detection of the object, three-dimensional imaging may be performed without the user having to adjust imaging parameters, such as for the volume of interest size and position. The detection, such as with a machine-learned classifier, increases the speed of operation of the imaging system to allow for real-time detection. The reliability of measurements based on the volume of interest is increased by ensuring that landmarks are included and that the image quality is optimal.

[0087]

Figure 4 shows one embodiment of a system 10 for ultrasound imaging of a volume of interest. The user configures the system 10 for volume or three-dimensional imaging, such as selecting an application for volume imaging specific anatomy or inserted device. The user may alter values of one or more presets as desired.

Once scanning starts, the system 10 automatically detects the object, scans the object differently than the remaining volume in the field of view, and generates an image or images showing volume of interest. By tracking or detecting the object regularly, the system 10 re-positions the volume of interest for enhanced three-dimensional imaging relative to the volume, providing better image quality for the object of interest automatically.

[0088]

The system 10 is an ultrasound imager. In one embodiment, the ultrasound imager is a medical diagnostic ultrasound imaging system. In alternative embodiments, the ultrasound imager is a personal computer, workstation, PACS station, or other arrangement at a same location or distributed over a network for real-time or post acquisition imaging.

[0089]

The system 10 implements the method of Figure 1, the method of Figure 3, or other methods. The system 10 includes a transmit beamformer 12, a transducer 14, a receive beamformer 16, an image processor 18, a renderer 21, a display 22, a beamformer controller 24, and a memory 26. Additional, different or fewer components may be provided. For example, a spatial filter, a scan converter, a mapping processor for setting dynamic range, and/or an amplifier for application of gain are provided. As another example, a user input is provided.

[0090]

The transmit beamformer 12 is an ultrasound transmitter, memory, pulser, analog circuit, digital circuit, or combinations thereof. The transmit beamformer 12 is configured to generate waveforms for a plurality of channels with different or relative amplitudes, delays, and/or phasing to focus a resulting beam at one or more depths. The waveforms are generated and applied to a transducer array with any timing or pulse repetition frequency. For example, the transmit beamformer 12 generates a sequence of pulses for different lateral and/or range regions.

The pulses have a center frequency.

[0091]

The transmit beamformer 12 connects with the transducer 14, such as through a transmit/receive switch. Upon transmission of acoustic waves from the transducer 14 in response to the generated waves, one or more beams are formed during a given transmit event. The beams are for B-mode or other mode of imaging. Sector, VectorR, linear, or other scan formats may be used. The same region is scanned multiple times for generating a sequence of images. The formed beams have an aperture, origin on the transducer 14, and angle relative to the transducer 14. T

he beams in the field of view have a desired line density and format.

[0092]

The transducer 14 is a 1-, 1.25-, 1.5-, 1.75- or 2-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. The transducer 14 includes a plurality of elements for transducing between acoustic and electrical energies. For example, the transducer 14 is a one-dimensional PZT array with about 64-256 elements in a wobbler array for mechanical movement of the one-dimensional array to scan a volume. In one embodiment, the transducer 14 is a multi-dimensional array or other array for scanning a volume. For example, the transducer 14 is a transesophageal echocardiography (TEE) array, a volume intercardiac echocardiography (ICE) array, or a trans-thoracic echo (TTE) array.

[0093]

The transducer 14 is releasably connectable with the transmit beamformer 12 for converting electrical waveforms into acoustic waveforms, and with the receive beamformer 16 for converting acoustic echoes into electrical signals. The transducer 14 includes a plug that may be plugged into an imaging system or wirelessly communicates with the imaging system. The transducer 14 transmits the transmit beams where the waveforms have a frequency and are focused at a tissue region or location of interest in the patient. The acoustic waveforms are generated in response to applying the electrical waveforms to the transducer elements. The transducer 14 transmits acoustic energy and receives echoes. The receive signals are generated in response to ultrasound energy (echoes) impinging on the elements of the transducer 14.

[0094]

The receive beamformer 16 includes a plurality of channels with amplifiers, delays, and/or phase rotators, and one or more summers. Each channel connects with one or more transducer elements. The receive beamformer 16 applies relative delays, phases, and/or apodization to form one or more receive beams in response to each transmission for detection. Dynamic focusing on receive may be provided.

The receive beamformer 16 outputs data representing spatial locations using the received acoustic signals. Relative delays and/or phasing and summation of signals from different elements provide beamformation. In alternative embodiments, the receive beamformer 16 is a processor for generating samples using Fourier or other transforms. The sampling density by the receive beamformer 16 is for a range of depths. Timing is used to select the range of depths over which the sampling occurs. The receive beams have a desired scan line density at an orientation or orientations using an aperture.

[0095]

The receive beamformer 16 may include a filter, such as a filter for isolating information at a second harmonic or other frequency band relative to the transmit frequency band. Such information may more likely include desired tissue, contrast agent, and/or flow information. In another embodiment, the receive beamformer 16 includes a memory or buffer and a filter or adder. Two or more receive beams are combined to isolate information at a desired frequency band, such as a second harmonic, cubic fundamental, or other band. The fundamental frequency band may alternatively be used.

[0096]

The receive beamformer 16 outputs beam summed data representing spatial locations. Data for locations for a volume and/or volume of interest are output.

[0097]

The beamformer controller 24 and/or another processor configure the beamformers 12, 16. The beamformer controller 24 is a processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, digital circuit, analog circuit, memory, buffer, combinations thereof, or other device for configuring the transmit and receive beamformers 12, 16.

[0098]

The beamformer controller 24 may use the memory 26 to acquire and/or buffer values for different beamformer parameters. The values may be accessed by the beamformers 12, 16 and/or loaded from the memory 26 into buffers or memories of the beamformers 12, 16 to configure the beamformers 12, 16. By loading values into registers or a table used for operation, the values of acquisition parameters used by the beamformers 12, 16 for three-dimensional imaging are set. Any control structure or format may be used to establish the imaging sequence. The beamformers 12, 16 are caused to acquire data for three-dimensional imaging at a frame rate, with a transmit focus, at an imaging frequency band, over a depth, with a line density, at a sample density, and/or with a line orientation. Different values of one or more acquisition or scanning parameters may result in a different frame rate, signal-to-noise ratio, penetration, contrast, and/or resolution.

[0099]

The beamformer controller 24 causes the beamformers 12, 16 to scan a volume of a patient. Any three-dimensional scan format may be used. Similarly, the beamformer controller 24 causes the beamformers 12, 16 to scan a volume of interest within the volume. Any three-dimensional scan format may be used to scan the volume of interest.

[0100]

The volume of interest scan is separate from and/or acquires additional data not acquired for the rest of the volume. For example, the volume of interest is scanned with scan lines at a different angle or angles than the rest of the volume. The angle relative to the tissue and/or the transducer is different. The volume and volume of interest are scanned at different orientations. Other parameters may be set to scan the volume of interest at a greater resolution, contrast, and/or frame rate as compared to the rest of the volume, such as setting sample density and/or line density differently.

[0101]

The image processor 18 detects, such as detecting intensity, from the beamformed samples. Any detection may be used, such as B-mode and/or color flow detection. In one embodiment, a B-mode detector is a general processor, application specific integrated circuit, or field programmable gate array. Log compression may be provided by the B-mode detector so that the dynamic range of the B-mode data corresponds to the dynamic range of the display. The image processor 18 may or may not include a scan converter.

[0102]

The renderer 21 is a graphics processing unit, graphics card, separate computer, processor, or other device for three-dimensional rendering. The renderer 21 is configured by software, hardware, and/or firmware to generate an image or images of the patient from the volume and/or volume of interest data. Separate images for the volume and volume of interest may be generated, such as full volume images until the object is detected and then just volume of interest images thereafter or until the user indicates completion. Alternatively or additionally, an image is generated to represent both the volume and the volume of interest in a

single representation. The volume and volume of interest data may be separately processed (e.g., mapped to color or intensity) and then combined for rendering.

Alternatively, the volume and volume of interest data are separately rendered and then the resulting rendered data is combined into the image. A sequence of such images may be generated.

[0103]

In one embodiment, the renderer 21 is configured to generate images only of the volume of interest from scans by the transmit and receive beamformers 12, 16 over a period, such as for four, ten, or more frames. Within an acquisition cycle, the volume of interest is imaged while the full volume is not. Alternatively, the most recent full volume image persists while the volume of interest images are updated. The initial acquisition cycle may include an image or images of the full volume for before transition to imaging the volume of interest. Subsequent repetitions of the acquisition cycle scan the full volume to detect the current location of the anatomy, but a corresponding full volume image is not rendered. Alternatively, a full volume image is rendered when data is available. The images of the full volume are interleaved with images of the volume of interest, but the frame rate of the volume of interest is at least two times the frame rate of the full volume. Other ratios may be provided.

[0104]

The display 20 is a CRT, LCD, monitor, plasma, projector, printer or other device for displaying an image or sequence of images. Any now known or later developed display 20 may be used. The display 20 displays three-dimensional representations. The display 20 displays one or more images representing the volume of interest.

[0105]

The spatial resolution and/or image quality is based, in part, on the acquisition or scan parameters. The ultrasound imager using different acquisition parameters may result in different spatial resolutions, temporal resolution, or image quality for the displayed image. The volume of interest is smaller than the full volume, so may have a greater image quality than the full volume. The volume of interest may shift in location due to tracking, allowing the user to continue to view the object of interest with higher quality compared to imaging the full volume.

[0106]

The beamformer controller 24, image processor 18, renderer 21, or other processor is configured to detect the object. Software, hardware, and/or firmware configure for detection of the object. An anatomic structure or inserted device within the patient is automatically identified. A classifier, such as a machine-learned classifier, is applied to the scan data received from the receive beamformer 16 and representing the full volume. The classifier autonomously detects the position of the object in the volume and/or a bounding box relative to the volume and object.

[0107]

The detection is repeated over time to track the position of the object at different times. The processor repeats the identification from later acquired ultrasound data from a later full volume scan. The position of the anatomy at a future time may be predicted from past detection and/or modeling of motion of the anatomy. The beamformer controller 24 is configured to cause the transmit and receive beamformers 12, 16 to track a location of the anatomy over time of the volume.

e of interest within the volume based on a position over time of the detected object or bounding box.

[0108]

The processor (e.g., beamformer controller 24, image processor 18, renderer 21, combination thereof, or other processor) is configured to adjust the scan parameters to scan the volume of interest. The processor may be a GPU (graphics processing unit) and/or a CPU (central processing unit). Only the volume of interest is scanned for most, 75%, 90%, or other amount of time. The full volume may be periodically scanned for tracking, but the remainder of the time just the volume of interest is scanned. The scan parameters are set or adjusted for scanning the volume of interest. The scan line density, sample density, sample rate, depth, lateral extent, scan format, frequency, transmit focus, transmit power, and/or other scan parameters have values assigned to scan the volume of interest and not the rest of the full volume. The scan parameters are adjusted to scan a fan or other ultrasound scan format shaped region enclosing the bounding box and/or object. For example, the scan parameters are set to values for scanning a scan region sized to minimally or minimally with a margin enclose the bounding box.

As the volume of interest changes position, the scan parameters are altered.

[0109]

The beamformer controller 24, image processor 18, renderer 21, and/or the ultrasound imager operate pursuant to instructions stored in the memory 26 or another memory. The instructions configure the system for performance of the acts of Figure 1. The instructions configure for operation by being loaded into a controller, by causing loading of a table of values (e.g., elasticity imaging sequence), and/or by being executed. The memory 26 is a non-transitory computer readable storage media. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on the computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts, or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media.

The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating alone or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing, and the like. In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU or system.

[0110]

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

CLAIMS

1. A method for ultrasound imaging of a volume of interest, the method comprising:
 - acquiring (30), with an ultrasound imaging system, data representing a volume of a patient;
 - locating (32), by a processor (18, 24), a target bounding box surrounding an object of interest and additional anatomy;
 - identifying (34), by the processor (18, 24), the volume of interest within the volume as a scan region in a scan format enclosing the target bounding box;
 - scanning (36) the scan region in the scan format with the ultrasound imaging system; and
 - generating (38) an image from the scanning (36) of the volume of interest.
2. The method of claim 1 wherein acquiring (30) comprises acquiring (30) prior to scanning (36) and ceasing scans of the volume of the patient while repeating the scanning (36) of the scan region a plurality of times.
3. The method of claim 1 wherein acquiring (30) comprises acquiring (30) with a first line density and wherein scanning (36) comprises scanning (36) the scan region with a second line density greater than the first line density.
4. The method of claim 1 wherein locating (32) comprises locating (32) the target bounding box as a geometric structure having less than thirteen sides and an outer surface different than the object of interest.
5. The method of claim 1 wherein locating (32) comprises applying a machine-learning classifier.
6. The method of claim 1 wherein locating (32) comprises detecting a position, orientation, and size of the target bounding box to encompass the object of interest.
7. The method of claim 1 wherein identifying (34) comprises identifying (34) the scan region as a minimum three-dimensional fan shape covering all of the target bounding box.
8. The method of claim 1 wherein identifying (34) comprises identifying (34) the scan region as an ultrasound cone region with boundaries covering the target bounding box in depth, elevation, and azimuth.
9. The method of claim 1 wherein scanning (36) the scan region comprises scanning (36) the scan region and not scanning (36) remaining parts of the volume of the patient for at least ten repetitions of the scanning (36).
10. The method of claim 9 wherein the acquiring (30), scanning (36), and repetitions of the scanning (36) comprise an acquisition cycle;
 - further comprising repeating the acquisition cycle, the repetition of the acquiring (30) and locating (32) comprising tracking the object of interest in the volume of the patient.
11. The method of claim 1 wherein generating (38) the image comprises generating

(38) the image of the volume of interest and not of other parts of the volume of the patient.

12. The method of claim 1 further comprising:

determining that the object of interest is in the volume of the patient from the data;

presenting (33) an option to a user for zooming to the volume of interest; and performing the identifying (34) and scanning (36) in response to receiving user selection of the option.

13. A system for ultrasound imaging of a volume of interest, the system comprising:

a transmit beamformer (12);

a receive beamformer (16);

a transducer (14) connectable with the transmit and receive beamformers (12, 16);

a processor (18, 24) configured to identify an anatomic structure autonomously from an ultrasonic data set responsive to information from the receive beamformer (16) representing a first region of the patient and configured to adjust scan parameters to scan just the volume of interest as a sub-part of the first region, the volume of interest including the anatomic structure;

a renderer (21) configured to generate images only of the volume of interest from scans by the transmit and receive beamformers (12, 16) using the scan parameters; and

a display (22) configured to display the images.

14. The system of claim 13 wherein the processor (18, 24) is configured to repeat the identification from an additional ultrasonic data set responsive to additional information and to repeat the adjustment of the scan parameters.

15. The system of claim 13 wherein the renderer (21) is configured to generate the images of only the volume in interest interleaved with images of the first region.

16. The system of claim 13 wherein the processor (18, 24) is configured to identify the anatomic structure with a machine-learned classifier.

17. The system of claim 13 wherein the processor (18, 24) is configured to identify the anatomic structure with a bounding box of the anatomic structure, and wherein the processor (18, 24) is configured to adjust the scan parameters to scan a fan shape region enclosing the bounding box, the fan shape region being a scan shape sized to minimally or minimally with a margin enclose the bounding box.

18. A method for ultrasound imaging of a volume of interest, the method comprising:

scanning (30), by an ultrasound scanner, a volume of the patient;

locating (32), by a processor (18, 24), an object in the volume;

presenting (33), on a display, an option to zoom to the object;

identifying (34), by the processor (18, 24), the volume of interest as enclosing the object and being less than the volume of the patient, the identifying (34)

being in response to user selection of the option;
scanning (36), by the ultrasound scanner, the volume of interest and not scanning a rest of the volume of the patient for a plurality of repetitions after the identifying (34); and
generating (38) a sequence of images on a display of the volume of interest, the images being based on ultrasound data responsive to the scanning (36) of the volume of interest.

19. The method of claim 18 wherein locating (32) comprises locating (32) a bounding box enclosing the object and additional locations, and wherein identifying (34) comprises identifying (34) the volume of interest as a scan shaped region minimally or minimally with a margin enclosing the bounding box.

20. The method of claim 18 further comprising tracking the object with repetition of the scanning (36) the volume of the patient, locating (32), identifying (34), scanning (36) the volume of interest, and generating (38) the sequence of images.

ABSTRACT

A volume of interest is ultrasonically imaged (38). An object of interest is automatically located (32) from a volume scan. In one approach, a geometric bounding box surrounding the object is found by a classifier. In another approach, an option for zooming to the object is indicated (33) to the user. A scan region is defined (34) around the object or the bounding box automatically, whether in response to user selection of the option or not. The scan region is shaped based on the ultrasound scan format, but is smaller than the volume. The volume of interest defined by the scan region is used to generate (38) images with a greater temporal and/or spatial resolution than scanning (30) of the entire original volume.

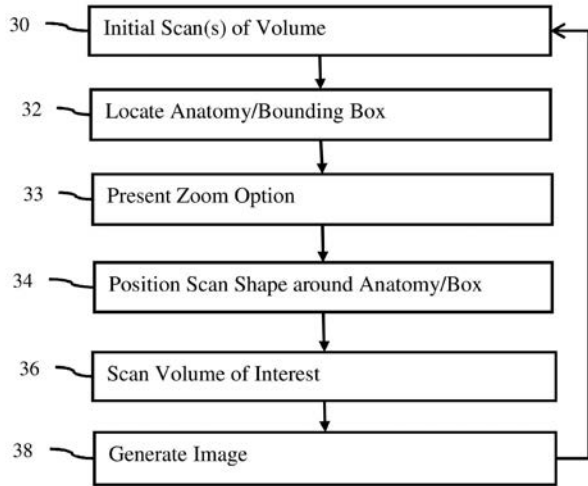


FIG. 1

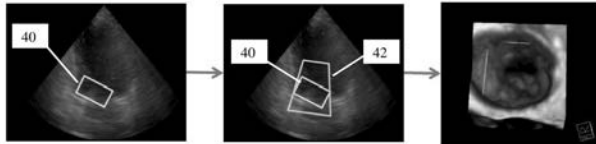


FIG. 2A

FIG. 2B

FIG. 2C

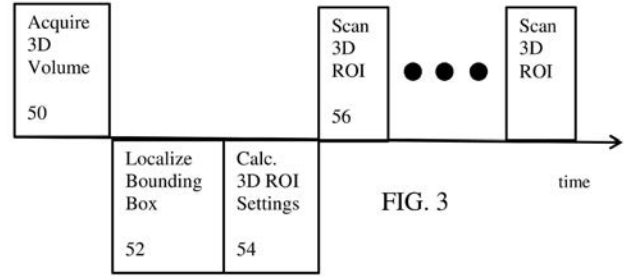


FIG. 3

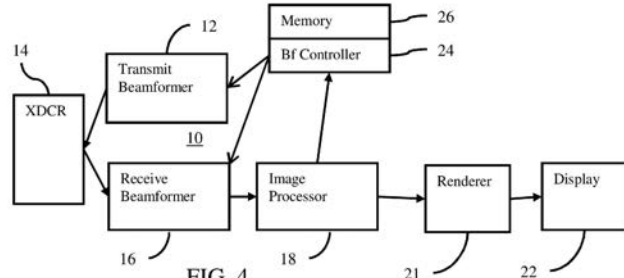


FIG. 4

专利名称(译)	超声成像中感兴趣的三维体积		
公开(公告)号	JP2016190032A	公开(公告)日	2016-11-10
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		
[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 G16H50/20		
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		
优先权	14/673583 2015-03-30 US		
其他公开文献	JP6297085B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

感兴趣的体积被超声成像。感兴趣的对象从体积扫描自动定位。在一种方法中，由分类器找到围绕对象的几何边界框。在另一种方法中，向用户指示用于缩放到对象的选项。无论是否响应于用户对选项的选择，扫描区域都被自动围绕对象或边界框定义。扫描区域基于超声扫描格式成形，但是小于体积。由扫描区域限定的感兴趣体积用于生成具有比整个原始体积的扫描更大的时间和/或空间分辨率的图像。

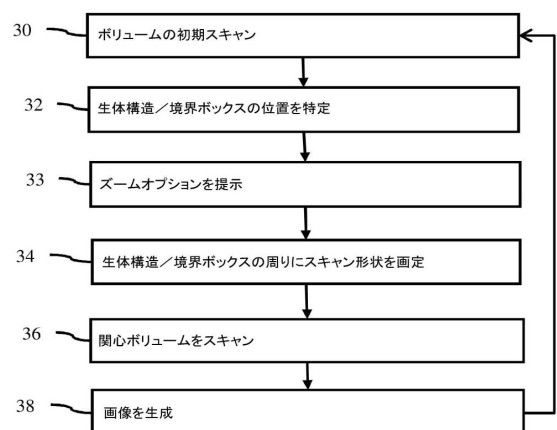


FIG. 1