

(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2009-291596

(P2009-291596A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L 外国語出願 (全 51 頁)

(21) 出願番号 特願2009-90669 (P2009-90669)
 (22) 出願日 平成21年4月3日(2009.4.3)
 (31) 優先権主張番号 61/059,648
 (32) 優先日 平成20年6月6日(2008.6.6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/351,638
 (32) 優先日 平成21年1月9日(2009.1.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(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 Sol
 utions 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 Pa
 rkway, Malvern, PA 19
 355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄

(74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

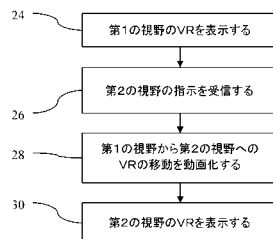
(54) 【発明の名称】 3次元医療用画像における空間的関係を伝達するための動画

(57) 【要約】

【課題】 3次元超音波画像化における空間的関係を伝達する。

【解決手段】 一つの視野から他の視野へボリュームレンダリングを移動させるために、移動が動画化され(28)、回転を表示する。例えば、ユーザは、一つの診断用視野を検査する(24)が、他の診断用視野を検査する(30)ことを決定する。他の診断用視野の選択の際に、ボリュームレンダリング画像が回転して見える。一つの視野から他の視野への回転は、各視野の間の空間的関係を明らかにする。そこで、ユーザは、先行して検査した静止視野との関係の認識を持って、所望の視野における静止ボリュームレンダリングを検査し得る。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元医療用画像における空間的關係を伝達するための方法であって、

患者の少なくとも一部分の第1の診断用視野の第1の3次元描写を表示し(24)、前記第1の3次元描写は第1の視角におけるものであり、

前記一部分の第2の診断用視野の指示を受信し(26)、

前記第1の診断用視野から前記第2の診断用視野への移動を動画化し(28)、前記移動は前記一部分の複数の中間の3次元描写を含み、前記一部分の前記中間の3次元描写の各々は、異なる中間の視角に対応し、

前記移動後の前記一部分の前記第2の診断用視野の第2の3次元描写を表示し(30)、前記第2の3次元描写は、前記第1の視角とは異なる第2の視角におけるものであり、前記異なる中間の視角は、前記第1の視角及び前記第2の視角とは異なるものである、ことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記指示の受信(26)は、前記第2の診断用視野を選択するユーザ入力を受信すること(26)を含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記第1の診断用視野の前記第1の3次元描写及び前記第2の診断用視野の前記第2の3次元描写の表示(24、30)は、標準診断用視野を表示することを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

20

【請求項 4】

前記動画化(28)は、前記複数の中間の3次元描写を連続配列として生成することを含み、前記連続配列は、前記第1の視角から前記第2の視角へ漸進的に変化する前記異なる中間の視角における段階進行を描写し、前記中間の3次元描写の各々は、前記一部分が前記第1の3次元描写から前記第2の3次元描写へ回転して見えるように、短時間だけ表示されることを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項 5】

前記動画化(28)は、前記第1の診断用視野と前記第2の診断用視野との間を回転する前記一部分を表示することを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記一部分は心臓を含み、前記移動は、第1の多平面再構成視野から第2の多平面再構成視野へのものであることを特徴とする請求項1に記載の方法。

30

【請求項 7】

前記第1の多平面再構成視野及び前記第2の多平面再構成視野を含む少なくとも三つの多平面再構成視野を同時に表示し、前記第1の3次元描写、前記第2の3次元描写及び前記中間の3次元描写を前記少なくとも三つの多平面再構成視野と共に表示することをさらに含むことを特徴とする請求項6に記載の方法。

【請求項 8】

前記移動は、前記第1の診断用視野から、前記第2の診断用視野を含む少なくとも一対の視野へのものであり、前記第2の診断用視野は、前記第1の診断用視野により描写された前記一部分の第1の下位部分を描写することを特徴とする請求項1に記載の方法。

40

【請求項 9】

前記移動は、前記第1の3次元描写を前記第1の下位部分と第2の下位部分とに分割し、前記第1の下位部分及び前記第2の下位部分に関連する視角を別個に変化させることを含むことを特徴とする請求項8に記載の方法。

【請求項 10】

前記一部分は心臓を含み、前記第1の3次元描写は心臓の外部の側面視野であり、前記第1の下位部分は心臓の前部であり、前記第2の下位部分心臓の後部であり、前記移動は、前記第2の3次元描写及び第3の3次元描写が前記前部の内部の視野及び前記後部の内部の視野を含むように、前記前部及び前記後部を回転させることを含むことを特徴とする

50

請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 1】

3 次元医療用画像における空間的關係を伝達するためのシステムであって、
患者のポリュームを描写するデータを蓄積するために動作可能なメモリ (1 4) と、
前記データから前記ポリュームの複数の 3 次元描写を生成するために動作可能なプロセッサであって、前記 3 次元描写の各々は、前記ポリュームに関して異なる視角を有している、プロセッサ (1 2) と、

前記複数の 3 次元描写のうちの初期の 3 次元描写を第 1 の期間に亘って静止表示させ、
前記複数の 3 次元描写のうちの最終の 3 次元描写を第 2 の期間に亘って静止表示させるために動作可能、且つ、前記複数の 3 次元描写のうちの前記初期の 3 次元描写と前記最終の 3 次元描写との間の一連の 3 次元描写を表示させるために動作可能なタイマであって、前記一連の 3 次元描写の各々は、前記第 1 の期間及び前記第 2 の期間より短い時間に亘って表示される、タイマ (2 0) と、

前記初期の 3 次元描写、前記一連の 3 次元描写及び前記最終の 3 次元描写を表示するために動作可能なディスプレイ (1 6) と、
を備えていることを特徴とするシステム。

【請求項 1 2】

ユーザ入力 (2 2) をさらに備え、前記プロセッサ (1 2) は、前記ユーザ入力のユーザ起動に応じて、前記初期の 3 次元描写から前記一連の 3 次元描写を経て前記最終の 3 次元描写まで、動画における移動をさせるために動作可能であることを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記プロセッサ (1 2) は、前記ポリュームの多平面再構成を生成するために動作可能であり、前記初期の 3 次元描写及び前記最終の 3 次元描写は、前記多平面再構成の第 1 の平面及び第 2 の平面に関連する各視角からの 3 次元レンダリングを含み、前記一連の 3 次元描写は、当該各視角の間の回転を含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記プロセッサ (1 2) は、外部からの心臓の全視野としての前記初期の 3 次元描写と、心臓の第 1 の半分の内部視野を含む前記最終の 3 次元描写と、心臓を開口するように見える、少なくとも一つの軸に沿った約 9 0 度の回転を含む前記一連の 3 次元描写とを生成するために動作可能であることを特徴とする請求項 1 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

関連出願

本件特許出願は、2 0 0 8 年 6 月 6 日に提出され、参照することによりここに組み込まれる仮米国特許出願第 6 1 / 0 5 9 , 6 4 8 号の合衆国法典第 3 5 巻第 1 1 9 条 (e) の下での出願日の利益を主張する。

【0 0 0 2】

本実施の形態は、医療診断用画像、特に、異なる 3 次元視野 (3 次元対象の異なる視野の 2 次元画像が示される) に関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

超音波又は他の医療用画像様式は、患者を走査するために使用され得る。例えば、超音波心臓検査法 (心臓エコー検査法) は、多平面再構成 (M P R : multi-planar reconstruction) を用いて心臓の構造を視覚化するために通例使用される画像様式である。エコー (反響) は、しばしば、3 次元人間心臓の 2 次元投影であるので、標準視野は、心臓の構造をより良好に視覚化するために捕捉される。例えば、心尖部四腔像 (apical four-chamber (A 4 C) view) においては、全四つの空洞、即ち、左心室及び右心室並びに左心房及び右心房、が存在している。心尖部二腔像 (apical two-chamber (A 2 C) view) にお

いては、左心室及び左心房のみが存在している。他の例は、胎児の頭蓋内構造の画像化である。小脳、大槽及び側脳室の視覚化のために、三つの標準平面が、異なる方向で捕捉される。

【 0 0 0 4 】

超音波データは、3次元超音波画像化をリアルタイムで可能にするために、十分な速度 (rate) で取得され得る。例えば、3次元ボリューム (3次元体積) と、ユーザ選択可能視野方向からのデータの視野の3次元描写を示すボリュームレンダリング (VR: volume rendering) とを通じた特定平面の画像を示す一つ又はそれ以上のMPRの組合せが提供される。非リアルタイム3次元超音波画像化も提供され得る。他の例においては、VRは、MPRなしで提供される。

10

【 0 0 0 5 】

異なる視野化選択肢が、VRについて利用可能である。例えば、切り取り平面 (clip plane) の前のデータをボリュームレンダリングから除去するためにMPRスライスの位置に配置された切り取り平面を伴う任意のMPRスライスに対して直交する視野方向において、VRは、レンダリングされ得る。ユーザは、VRを調査する。ユーザは、診断を可能とする異なる視野を創作するために、視野方向及び切り取り平面位置を変えることができる。異なる視野間での移動のために、VRは、新たなユーザ選択に従って、新たな視野方向及び切り取り平面位置へジャンプする。このジャンプは、ユーザを混乱させ又は方向を見失わせることになり得る。代替的に、ユーザは、切り取り平面位置又は視野方向を変更するために漸増的に適用される回転を制御するトラックボール又は他のユーザインタフェースを使用し得る。切り取り平面又は視野方向を漸増的に変更するユーザ変更は再現性に欠けることがあり、それは、所望の視野をユーザが一貫して達成することを妨げる。

20

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

開示のために後述される好適な実施の形態は、3次元医療用画像における空間的関係を伝達するための方法、コンピュータ読出可能な記録媒体及びシステムを含む。VRを一つの視野から他の視野へ移動させるために、VRは、動画化されて、新たな視野方向へ滑らかに回転する。例えば、ユーザは、一つの診断用視野を検査するが、他の診断用視野を検査することを決定する。他の診断用視野の選択の際に、VR画像は、回転して見える。一つの視野から他の視野への漸進的な回転は、各視野の間の空間的関係を明らかにする。そこで、ユーザは、先行して検査した静止視野との関係の認識を持って、所望の視野における静止VRを検査し得る。

30

【 0 0 0 7 】

第1の観点においては、方法が、3次元医療用画像における空間的関係を伝達するために提供される。取得されたデータセットの少なくとも一部分の第1の診断用視野の第1の3次元描写が表示される。第1の3次元描写は、第1の視角におけるものである。当該部分の第2の診断用視野の表示が受信される。第1の診断用視野から第2の診断用視野への移動は、動画化される。当該移動は、上記取得されたデータセットの当該部分の複数の中間3次元描写を含む。当該部分の各中間3次元描写は、それぞれ異なる中間の視角に対応している。上記取得されたデータセットの当該部分の第2の診断用視野の第2の3次元描写は、移動後に表示される。第2の3次元描写は、第1の視角とは異なる第2の視角におけるものであり、異なる中間の視角は、それぞれ第1及び第2の視角とは異なる。

40

【 0 0 0 8 】

第2の観点においては、システムが、3次元医療用画像における空間的関係を伝達するために提供される。メモリは、患者のボリューム (体積) を描写するデータを蓄積するために動作可能である。プロセッサは、当該データからボリュームの複数の3次元描写を生成するために動作可能である。3次元描写の各々は、ボリュームに関して異なる視角を有している。タイマは、上記複数の3次元描写のうちの初期の3次元描写を第1の期間に亘って静止表示させ、上記複数の3次元描写のうちの最終の3次元描写を第2の期間に亘っ

50

て静止表示させるために動作可能である。タイマは、上記複数の３次元描写のうちの初期の３次元描写と最終の３次元描写との間の一連の３次元描写を表示させるために動作可能である。一連の３次元描写の各々は、上記第１及び第２の期間より短い時間に亘って表示される。ディスプレイは、初期の３次元描写、一連の３次元描写及び最終の３次元描写を表示するために動作可能である。

【０００９】

第３の観点においては、コンピュータ読出可能な記録媒体が、３次元医療用画像における空間的関係を伝達するための命令であって、プログラム制御されるプロセッサにより実行可能な命令を表すデータを格納している。上記記録媒体は、３次元レンダリング画像の第１の視野から第２の視野への変化を指示するユーザ入力を受信するための命令と、３次元レンダリング画像が第１の視野から第２の視野へ直接にジャンプするのではなく漸進的に移動して見えるように、３次元レンダリング画像の第１の視野から第２の視野への変化を動画化するための命令と、を含む。

10

【００１０】

本発明は、随伴する請求項によって画定され、発明の詳細な説明のいかなる事項も、それらの請求項についての限定と解釈すべきではない。本発明の更なる観点及び利点は、好適な実施の形態に関連して以下に論述され、その後、独立して又は組合せにおいて権利として請求され得る。

【００１１】

構成要素及び図面は必ずしも一定の尺度では描かれておらず、その代わりに、本発明の原理の図示において強調が行われている。また、図面において、同様の参照番号は、異なる図面を通して、対応する要素を示している。

20

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】医療用画像システムの実施の一形態のブロック図である。

【図２】３次元医療用画像における空間的関係を伝達するための方法の実施の形態のフローチャートである。

【図３】実施の一形態における二つの視野間におけるボリュームレンダリングの回転の図形描写である。

【図４】他の実施の形態における二つの視野間におけるボリュームレンダリングの回転の図形描写である。

30

【図５Ａ】心臓の開口の動画を示す医療用画像である。

【図５Ｂ】心臓の開口の動画を示す医療用画像である。

【図５Ｃ】心臓の開口の動画を示す医療用画像である。

【図５Ｄ】心臓の開口の動画を示す医療用画像である。

【図５Ｅ】心臓の開口の動画を示す医療用画像である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

本発明によって、超音波若しくは他の医療用画像システム又はオフライン検査ワークステーションのユーザは、３次元データの種々の視野間の空間的関係をより良く理解し得る。３次元ボリュームの一つの視野方向から他の視野への移動の際に、３次元ボリュームレンダリングをゆっくり回転させ又は傾けるために動画を用いることによって、観察者は、異なる視野方向間の空間的関係をより容易に理解し得る。動画の開始は、単一のボタン押下又は他の起動動作によりトリガされることが可能であり、手動回転と比較してユーザ制御が簡素化され、切り取り平面がリセットされる。

40

【００１４】

図１は、３次元医療用画像における空間的関係を伝達するための医療診断用画像システム１０を示している。システム１０は医療診断用超音波画像システムであるが、コンピュータ、ワークステーション、データベース、サーバ又は他の画像システムであり得る。コンピュータ断層撮影又は磁気共鳴システム等の他の医療用画像システムが使用され得る。

50

【 0 0 1 5 】

システム 1 0 は、プロセッサ 1 2、メモリ 1 4、ディスプレイ 1 6、トランスデューサ 1 8、タイマ 2 0 及びユーザ入力 2 2 を含む。追加の構成要素、異なる構成要素、又は、より少ない構成要素が備えられ得る。例えば、システム 1 0 は、送信ビーム形成器、受信ビーム形成器、B モード検出器、ドップラ検出器、周波数応答検出器、コントラスト剤検出器、走査変換器、フィルタ、それらの組合せ、又は、他の現在知られている若しくは今後開発される医療診断用超音波システム構成要素を含む。他の例として、システム 1 0 は、トランスデューサ 1 8 を含まない。タイマ 2 0 は、別個に示されているが、プロセッサ 1 2 の一部であり得る。

【 0 0 1 6 】

トランスデューサ 1 8 は、音響エネルギーと電気エネルギーとの間の変換を行うために動作可能な圧電性装置又は容量性装置である。トランスデューサ 1 8 は、多次元アレイ又は 2 次元アレイ等の素子のアレイ（配列）である。代替的に、トランスデューサ 1 8 は、一次元における機械的走査及び他の次元における電氣的走査のためのウォブラ（wobbler）である。

【 0 0 1 7 】

システム 1 0 は、ボリューム（体積）を走査するためにトランスデューサ 1 8 を使用する。電氣的及び / 又は機械的操舵は、ボリューム内の異なる走査ラインに沿った送信及び受信を可能にする。任意の走査パターンが使用され得る。実施の一形態において、送信ビームは、各送信について 2 0 又はそれ以上の受信ラインに達するグループの受信のような、複数の走査ラインに沿った受信のために、十分に幅が広い。他の実施の形態においては、複数の、多数の又は総ての走査ラインに沿った受信のために、平坦送信波形、平行送信波形又は発散送信波形が提供される。

【 0 0 1 8 】

ボリュームを描写する超音波データは、走査に応じて供給される。超音波データは、ビーム形成され、検出され、及び / 又は、走査変換される。超音波データは、極座標若しくはデカルト座標、平面間に極座標間隔を有するデカルト座標、又は、他の形式等の、任意の形式（フォーマット）であり得る。他の実施の形態においては、超音波データは、着脱式記録媒体からの又はネットワークを介する等の、転送によって取得される。ボリュームを描写する医療用データの他の型（タイプ）も、取得され得る。

【 0 0 1 9 】

メモリ 1 4 は、バッファ、キャッシュ、R A M、着脱式記録媒体、ハードディスク装置、磁気、光学又は他の現在知られている若しくは今後開発されるメモリである。メモリ 1 4 は、単一の装置、又は、二つ若しくはそれ以上の装置のグループであり得る。メモリ 1 4 は、システム 1 0 内部に示されているが、システム 1 0 の外部にあってもよく、又は、システム 1 0 の他の構成要素から離隔していてもよい。

【 0 0 2 0 】

メモリ 1 4 は、超音波データを蓄積する。例えば、メモリ 1 4 は、流動成分（例えば、速度、エネルギー又はそれらの両方）及び / 又は B モード超音波データを蓄積する。医療用画像データは、3 次元データセット、又は、そのようなセットの連続配列（シーケンス）である。例えば、心臓の心拍周期の一部、一周期又はそれ以上の周期に亘るセットのシーケンスが蓄積される。異なる角度又は位置からの同一の人物、器官又は部位の画像化に関連するような複数のセットが供給され得る。データは、心臓の一部又は全部の描写のように、患者のボリュームを描写する。

【 0 0 2 1 】

リアルタイム画像化のために、超音波データは、メモリ 1 4 をバイパスし、メモリ 1 4 に一時的に蓄積され、又は、メモリ 1 4 からロードされる。リアルタイム画像化は、データの取得と画像化との間の、秒の分数の遅延又は秒の遅延でさえも許容し得る。例えば、リアルタイム画像化は、走査によるデータの取得と実質的に同時に画像を生成することによって提供される。次の又は後続のデータセットを取得するために走査を行うと同時に、

10

20

30

40

50

先行するデータセットに対して画像が生成される。画像化は、データを取得するために用いられるのと同じの画像化セッションの間に起こる。多平面再構成の初期に配置する平面におけるより大きい遅延と後続の画像化におけるより小さい遅延のように、リアルタイム動作のための取得及び画像化の間の遅延の量は、変化し得る。代替的な実施の形態において、超音波データは、先行する画像化セッションからメモリ 14 に蓄積されており、同時の取得なしに画像化に使用される。

【0022】

追加的に又は代替的に、メモリ 14 は、命令の処理を伴うコンピュータ読出可能な記録媒体である。メモリ 14 は、3次元医療用画像における空間的關係を伝達するための命令であって、プログラム制御されるプロセッサ 12 により実行可能な命令を表すデータを格納している。ここで論述されているプロセス、方法及び/又は技術を実施するための命令は、キャッシュ、バッファ、RAM、着脱式記録媒体、ハードディスク装置又は他のコンピュータ読出可能な記録媒体等の、コンピュータ読出可能な記録媒体又はメモリ上に備えられる。コンピュータ読出可能な記録媒体は、種々の種類の揮発性及び不揮発性記録媒体を含む。図面に図示され又はここに記載される機能、動作又はタスクは、コンピュータ読出可能な記録媒体内に又はコンピュータ読出可能な記録媒体上に格納されている一つ又はそれ以上の命令セットに応じて実行される。機能、動作又はタスクは、特定の種類の命令セット、記録媒体、プロセッサ又は処理戦略（プロセッシング・ストラテジ）には依存せず、単独で又は組合せて動作するソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコード等により実行され得る。同様に、処理戦略（プロセッシング・ストラテジ）は、多重処理（マルチプロセッシング）、多重タスク処理（マルチタスキング）、並列処理（パラレルプロセッシング）等を含み得る。実施の一形態において、命令は、局所（ローカル）システム又は遠隔（リモート）システムによる読み出しのために着脱式記録媒体に格納される。他の実施の形態において、命令は、コンピュータネットワークを介して又は電話線を通じた転送のために遠隔（リモート）ロケーションに格納される。さらに他の実施の形態において、命令は、所定のコンピュータ、CPU、GPU又はシステム内に格納される。

【0023】

プロセッサ 12 は、汎用プロセッサ、ディジタル信号プロセッサ、3次元データプロセッサ、グラフィック処理ユニット、特定用途向け集積回路（ASIC）、現場プログラム可能な論理列（フィールド・プログラマブル・ロジック・アレイ）、ディジタル回路、アナログ回路、それらの組合せ、又は、医療用画像データを処理するための他の現在知られている若しくは今後開発される装置である。プロセッサ 12 は、単一の装置、複数の装置、又は、ネットワークである。二つ以上の装置については、処理の並列分割又は順次（逐次）分割が用いられ得る。プロセッサ 12 を構成する別個の各装置は、別個に動作する走査コントローラ及び画像生成器等の、異なる機能を実行し得る。実施の一形態において、プロセッサ 12 は、医療診断用超音波画像システムプロセッサ等の、医療診断用画像システムの制御プロセッサ又は他のプロセッサである。他の実施の形態において、プロセッサ 12 は、画像検査ワークステーション又はPACSシステムのプロセッサである。プロセッサ 12 は、データの取得、3次元描写（即ち、ボリューム情報からレンダリングされる視野の2次元画像）の生成、視野間の移動の動画化、及び/又は、画像化の制御等の、ここに記載される種々の動作を実行するために、格納された命令に従って動作する。

【0024】

プロセッサ 12 は、ボリュームの複数の3次元描写をデータから生成する。表面レンダリング又は投影レンダリング等の、任意の種類のレンダリングが用いられることが可能である。例えば、視野方向は、ボリュームに関して確立される。射線は、平行に又は仮想観察者から拡散してボリュームを通して延長する。各射線に沿ったデータは、一つ又はそれ以上のピクセル値を決定するために用いられる。例えば、各射線に沿った最初のデータであって閾値を超えるデータは、その射線について選択され、用いられる。ボリュームの内部の部分を見るために、ボリュームは、切り取られ得る。切り取り平面の後方のボリュー

10

20

30

40

50

ムの部分におけるデータは、レンダリングに用いられる。切り取り平面と視野方向とは、独立している。切り取り平面は、ボリュームデータの一部をボリュームレンダリング計算から除外するために用いられる。視野方向は、切り取り平面位置を変更することなく調整され得る。視野方向の変化は、切り取り平面におけるいかなる変化からも独立して動画化される。アルファ合成（アルファブレンディング）、切り取りボックス（clip boxes）、平行切り取り平面、及び／又は、断面（fragment）及び頂点（vertex）処理等の、他のレンダリング及び／又は切り取りが用いられ得る。

【0025】

各3次元描写は、ボリュームに関して視角を有する。動画については、初期のレンダリング、最終のレンダリング、及び、それらの中間の一連のレンダリングの各々が、異なる視角を有している。回転を表示するために、視角は、一つ又はそれ以上の軸に沿って漸増させられる。連続するレンダリング間の任意の大きさの回転増分及び任意の量の時間が、用いられ得る。例えば、表示された3次元ボリュームは、モニタの表示速度（rate）、例えば60Hzに達するまでの速度で再レンダリングされる。視野方向の変化の速度（rate）に依存して、レンダリングされるボリュームの視野方向は、表示速度に達するまでの速度で変化させられ得る。視角は、動画のために均等に分散させられ得るが、動画の一つ又はそれ以上の局面におけるより大きい段階進行の大きさ（ステップサイズ）を通じたより急速な回転描写のように、不規則分散も用いられ得る。視野方向の変化における一時停止も、特定の視野を強調するために用いられ得る。視角は、ボリュームを直接に取り巻く最短経路に沿ったものであり得る。初期及び最終の視角は、所定の視野方向又は標準視野方向に関連するようにして、既知である。代替的な実施の形態において、視角を二つ又はそれ以上の異なる軸に沿って連続的に動かすように、回転は間接的である。

【0026】

3次元描写の各々は、同一のデータ（固定された場合）又は異なるデータ（動作中の場合又は連続的な再生の場合）からレンダリングされる。例えば、初期の3次元描写は、ボリュームの半分を描写するデータ（例えば、切り取り平面としてA4C切り取り平面が用いられる場合の心臓の後部半分）からレンダリングされる。最終の3次元描写は、当該ボリュームの異なる半分を描写するデータ（例えば、切り取り平面としてA2C切り取り平面が用いられる場合の心臓の左部半分）からレンダリングされる。視角における各中間レンダリング又は変化に伴って最終のサブボリュームのいくらかを付加し且つ初期のサブボリュームのいくらかを除去するように、初期のレンダリングから最終のレンダリングへのサブボリューム間の移動は漸進的である。他の実施の形態において、全ボリュームは、当該ボリュームの外観視野を提供する、初期の3次元描写に対する視野方向からレンダリングされる。回転は、その後が発生する。一度回転すると、その後は最終のサブボリュームが使用される。回転のための初期のサブボリュームと全ボリュームとの間のジャンプ、及び、回転のための全ボリュームと最終のサブボリュームとの間のジャンプを回避するために、複数のレンダリングは、各レンダリングに対するデータの垂直層の付加等の、データにおける漸進的な増加又は減少と共に実行され得る。ジャンプ、データ、又は、サブボリューム増大若しくは縮小の任意の組合せが、初期の視野から最終の視野への移動に使用され得る。

【0027】

M P R同期動画については、変化する二つの構成要素 - 切り取り平面及び視野方向がある。例えば、切り取り平面は直ちに又は初めに变化させられ、視野方向は、新たな視野方向への変化の速度（rate）を制御するタイマと共に漸進的に变化する。

【0028】

一つの例示的な実施の形態において、プロセッサ12は、心臓のもの等の、多平面再構成、及び、ボリュームデータのボリュームレンダリングを生成する。三つのM P R（multi plane reconstruction：多平面再構成）画像が生成される。ディスプレイの第4のウィンドウ又は部分が、ボリュームの3次元描写のために使用される。3次元描写は、M P Rのうちの一つの位置における切り取り平面の配置に対応する視野等の、任意の所望の視野

10

20

30

40

50

についてレンダリングされ得る。ポリュームレンダリングのための視野方向は、ポリュームデータ内におけるMPRの位置に配置された切り取り平面に対して垂直であるか又は垂直に対してわずかにオフセットされている(例えば、5°乃至10°)。切り取り平面は、ユーザ視点からの切り取り平面の後方のデータからレンダリングされた描写を伴う切り取り平面として使用される。一実施例において、初期及び最終の3次元描写は、特定の多平面再構成の位置に同期した異なる切り取り平面に関連する視角からの3次元レンダリングである。アイコンが、各切り取り平面又は標準視野に関連する。アイコンは、切り取り平面を特定のMPRに同期させ且つ動画連続配列(動画シーケンス)を開始するためのトリガである。この制御入力は、制御パネルボタン等の任意の他の種類のユーザインタフェース制御において実現され得る。異なるアイコンの選択に応じて、プロセッサ12は、選択された視野に関連するレンダリングへの移動を3次元描写に引き起こす。その移動は、3次元描写に対する視角を複数の段階で回転させて、一つの視野から他の視野への動画化された回転又は移動として実行される。

10

20

30

40

50

【0029】

他の例示的な実施の形態において、プロセッサ12は、心臓の外部からの心臓の全視野としての初期の3次元描写を生成する。切り取られたレンダリングを表示し、また、視野を切り替える指示に応じて全視野へジャンプし又は移動するようにして、一つ又はそれ以上の先行する3次元描写が供給され得る。それから、全視野は、一つは心臓の後部半分、一つは心臓の前部半分のように、二つの分離したレンダリングに分割される。A4C視野に沿って中央で心臓を分割するような、ポリュームの中心を通る切り取り平面は、初期には全視野としての同一視角からレンダリングされる二つのサブポリュームを画定する。3次元描写は、回転を表示するために各半分について順次レンダリングされる。視角は、相互から離隔して移動させられ、前部半分及び後部半分の内部が見えるように心臓が切開(開口)されて見えるようにさせる。各サブポリュームは、動画化された一連の場面(連続配列)を通じて約90度回転させられる。各半分の回転は他方と同時に引き起こされ、又は、各半分の回転は連続的に実行される。最終の視野は、心臓の各半分の内部の視野である。

【0030】

タイマ20は、時間セグメントを区分化するためのクロック、プロセッサ、カウンタ、又は、他の回路である。実施の一形態において、タイマ20は、プロセッサ12である。タイマ20は、プログラム可能であり、又は、固定された周期を用いて動作し得る。

【0031】

タイマ20は、プロセッサ12に初期の3次元描写を静止して表示させる。診断のために、ユーザは、静止して表示されたレンダリングを検分する。ユーザが移動を指示するまでのように、静止表示の任意の期間が用いられ得る。同様に、タイマ20は、プロセッサに最終の3次元描写を任意の期間に亘って静止して表示させる。「最終」は、レンダリングが移動させられた視野に反映させるために用いられる。最終の視野は、別の動画又は移動にとっての初期の視野であり得る。動画は、初期の視野から開始することも開始しないこともあり、最終の視野で終了することも終了しないこともある。ユーザが認識し得るジャンプは、一つもないこともあり、一つ又はそれ以上あることもある。

【0032】

動画に関して、タイマ20は、プロセッサ12に一連(連続配列)の3次元描写を表示のために生成させる。その連続配列(シーケンス)は、初期及び最終の3次元描写の間のレンダリングを描写する。タイマ20に基づいて、一連の3次元描写の各々は、初期の視野及び/又は最終の視野の静止表示より短い時間に亘って表示される。動画における各3次元描写の間の時間は、1秒の1/10又はそれ未満等の、秒の分数であり得る。タイマ20は、一つの視野方向から他の視野方向への移動の際に、視野方向における変化の速度を部分的に制御する。視角移動の段階進行の大きさ(ステップサイズ)は、移動の速度(rate)にも作用し得る。タイマ20は、視野方向における回転の速度(speed)を制御する。このタイミングは、動画がリアルタイムで回転しているようにユーザに見えるように

することを可能にする。いずれの所与のレンダリングも、診断のために十分に長くは表示されないかもしれないが、各視野の間の空間的移動を明確に表示する。視野方向における変化を把握し且つ迅速に新たな解剖学的構造の眺望を判断することをユーザに可能とするために、速度 (speed) は十分に遅い。より長い期間が提供され得る。例えば、開始視野方向から終了視野方向までの動画のための合計時間が設定される。クラムシェル (二枚貝) 動画に関して、複数のタイマが、視野方向の変化の速度 (rate) 及び初期の位置における一時停止の継続時間の両方を制御する。視野方向の変化の速度 (rate) は、いくつかの関数のうちの一つを選択することによって制御される (即ち、視野方向の変化の速度は、一定の関数、線形の関数又は幾分非線形の関数であり得る)。

【0033】

ディスプレイ 16 は、CRT、LCD、プラズマディスプレイ、モニタ、プロジェクタ、プリンタ、又は、他の現在知られている若しくは今後開発される表示装置である。ディスプレイ 16 は、初期の 3 次元描写、一連の 3 次元描写、及び、最終の 3 次元描写を表示する。3 次元描写等の画像は、単独で又はグループで表示される。切り取り平面及びレンダリング等の複数の画像は、ディスプレイ 16 のスクリーンの、異なるウィンドウ等の異なる部分に表示され得る。

【0034】

ユーザ入力 22 は、ボタン、スライダ、ノブ、キーボード、マウス、トラックボール、タッチスクリーン、タッチパッド、それらの組合せ、又は、他の現在知られている若しくは今後開発されるユーザ入力装置である。ユーザは、タイマ 20 をプログラムし、レンダリング値を設定し (例えば、切り取り平面を画定し、レンダリングの種類を選択し、オフセット角を設定し、又は、動画の段階進行の大きさ (ステップサイズ) 若しくは速度 (speed) を設定する)、又は、システム 10 を操作するために、ユーザ入力 22 を操作し得る。プロセッサ 12 は、ユーザ入力 22 のユーザ起動に応じて、初期の 3 次元描写から一連の 3 次元描写を経て最終の 3 次元描写まで、動画における移動をさせる。例えば、ユーザは、ユーザ入力 22 により、アイコンを選択し、切り取り平面画像を選択し、及び / 又は、そうでなければ視野方向を規定する。それに応じて、プロセッサ 12 は、動画を通して指示された視野への移動をさせる。移動を引き起こすために、単一の入力がい用いられてもよく (例えば、アイコンの選択)、又は、複数の入力がい用いられてもよい (例えば、切り取り平面又は視野方向の変換又はそうでなければ画定)。

【0035】

図 2 は、3 次元医療用画像における空間的関係を伝達するための方法を示している。当該方法は、医療診断用画像システム、検査 (review) ステーション、ワークステーション、コンピュータ、PACS ステーション、サーバ、それらの組合せ、又は、医療用超音波若しくは他の種類のボリュームデータを画像処理するための他の装置によって実施される。例えば、図 1 に示されているシステム 10 又はコンピュータ読出可能な記録媒体 14 と、プロセッサ 12 とが当該方法を実施するが、他のシステムが使用され得る。当該方法は、示された順序で又は異なる順序で実施される。付加的な、異なる、又は、より少ない過程が実行され得る。例えば、過程 26 は、任意選択である。他の実施例として、走査は、表示のために用いられるデータを取得するために、過程 26 において実行される。

【0036】

過程 24 乃至 30 は、走査の間等にリアルタイムで実行される。ユーザは、走査の間に画像を見ることが可能である。画像は、同一の画像化セッションにおける過程だが異なるボリュームデータを伴う過程 24 乃至 30 の先行する動作と関連し得る。例えば、過程 24 乃至 30 は、初期の走査のために実行される。過程 24 乃至 30 は、同一の画像化セッションの間に後続の走査のために実行される。リアルタイムの画像化のために、任意の所与のレンダリングのために用いられるボリュームデータは、より最近取得されたデータと置き換えられ得る。例えば、初期のレンダリングは、データの一セットと共に実行される。最終のレンダリングは、同一又は類似 (例えば、トランスデューサ又は患者の動きのために) のボリュームを描写するデータの別のセットと共に実行される。動画は、一つ又は

10

20

30

40

50

それ以上のデータセットに基づき得る。代替的な実施の形態において、同一のデータセットは、走査と同時のリアルタイムでの場合又は走査後の検分における場合のいずれにおいても過程 24 乃至 30 の総てにおいて用いられ得る。

【0037】

走査のために、超音波トランスデューサは、患者に近接して、患者の上に、又は、患者の内部に配置される。ポリウム走査トランスデューサは、機械式ウォブラ (wobbler) 又は多次元アレイのように配置される。患者に近接する又は患者の上の配置に関しては、トランスデューサは、皮膚の上に直接に配置され、又は、患者の皮膚に音響的に結合される。患者の内部の配置に関しては、手術中の、腔内の、カテーテルの、経食道の、又は、患者の内部に配置可能な他のトランスデューサが、患者の内部からの走査のために使用される。

10

【0038】

ユーザは、手持ち形プローブの使用又はステアリングワイヤの操作のように、トランスデューサを手動で配置し得る。代替的に、ロボット機構又は機械式機構が、トランスデューサを配置する。

【0039】

心臓全体若しくは心臓の一部を食道から又は他の音響窓を通じて走査する等、患者のポリウム部位が走査される。患者の他の器官又は部位が、走査され得る。ウォブラ又は多次元アレイは、音響エネルギーを発生し、応答エコーを受信する。代替的な実施の形態において、1次元アレイが、ポリウムを走査するために手動で移動させられる。

20

【0040】

一つ又はそれ以上のデータセットが取得される。超音波データは、表示された画像 (例えば、検出され且つ走査変換された超音波データ)、ビーム形成されたデータ、検出されたデータ、及び / 又は、走査変換されたデータに対応する。超音波データは、患者の部位を描写する。多平面スライスに対するデータは、ポリウム部位を描写し得る。代替的に、ポリウム走査が用いられる。部位は、組織、流体 (体液) 又は他の構造を含む。異なる構造又は構造の異なる種類は、超音波に対し異なって反応する。例えば、心臓筋肉組織は動作するが、流体に比較すると遅い。時間上の反応から、異なる速度又は流れデータが結果として生じ得る。構造又は空間的外観の形状は、Bモードデータに反映され得る。心臓、器官 (臓器)、管、流体心室、固まり、損傷 (病変)、筋肉、及び / 又は、組織等の、一つ又はそれ以上の対象が部位に含まれる。データは、部位を描写する。

30

【0041】

過程 24 において、初期の3次元描写が表示される。初期は、後続の描写との関係における最初の描写を表示する。初期の描写は、所与の画像化セッションの間に又は所与のポリウムについて表示された原始の描写である場合があり又はそうでない場合がある。

【0042】

初期の3次元描写は、診断用視野のものである。診断用視野は、医療専門家又は他のユーザによる詳細な検討のための視野である。診断用視野は、所与の診断のために用いられる場合があり又はそうでない場合がある。診断用視野は、2秒又はそれ以上に亘る静止視野である等、短くはなく、詳細な検討を可能にする。診断用視野は、鼓動する心臓のリアルタイム画像が提供される場合等、複数のレンダリングに対応し得る。視野が変化しなくても、ポリウムレンダリングに用いられるデータは、時間とともに変化する。視野は、視角に対応する。視角は、レンダリングされるべきポリウムに対するユーザ又はスクリーンの相対的な位置である。例えば、視角は、多平面再構成切り取り平面に対して実質的に垂直であるものとしてもよい。

40

【0043】

データは、また静的であり得る。描写は、静止視角及び / 又は静止データを有することにより、静的である。他の実施の形態において、初期の3次元描写は、短く、無作為に選択されていていなくても、又は、ユーザ選択されていていなくても、診断用ではない。

50

【 0 0 4 4 】

診断用視野の実施の一形態において、3次元描写は、標準診断用視野のためのものである。レンダリング又は切り取り平面は、標準2次元視野に対して平行又は実質的に平行（例えば、弁又は他の内部構造を見るためのオフセットを実質的に考慮に入れて）である。例えば、切り取り平面は、A4C視野、A2C視野、LAX、又は、他の標準視野に相当し、視野方向は、オフセットを伴う又は伴わない切り取り平面に対して垂直に相当する。表示された視野は、分類され（例えば、A4C）及び/又は注釈を付けられる（例えば、弁が強調表示されている）ものとしてもよい。

【 0 0 4 5 】

初期の3次元描写は、患者の少なくとも一部のものである。ボリュームは、患者全体、又は、器官（例えば、心臓）等の患者の一部を表し得る。描写は、全ボリューム、又は、ある部分が切り取られている場合等の全ボリュームの一部から形成され得る。

【 0 0 4 6 】

過程26において、患者の一部の第2の診断用視野の表示が受信される。表示は、ユーザ入力不要とする場合のように、自動的に生成され得る。例えば、一連の異なる視野が、ユーザに提供される。各視野は、所定の時間、又は、プログラム可能な時間に亘って表示される。当該時間の後、視野は、他の視野へ移動する。プロセッサ又はタイマが、次の視野が提供されるべきことを指示する。

【 0 0 4 7 】

当該指示は、ユーザ入力からのものであり得る。ユーザは、現在表示されている視野とは異なる他の視野を選択する。例えば、ユーザは、ボリュームレンダリングの視野方向を異なる多平面再構成視野に同期させ得る。その選択は、特定の切り取り平面に隣接して表示されたアイコン、メニュー選択、切り取り平面画像の選択、又は、他のユーザ入力によるものであり得る。ユーザは、異なる診断用視野を選択する。それに応じて、信号が発生させられ、受信される。信号は、視野の選択を指示する。信号は、次の視野の選択又は特定の視野の選択を指示し得る。単一ボタンの操作又はアイコンのクリック等の単一入力が、移動をトリガし得る。複数入力が、他の実施の形態において用いられ得る。

【 0 0 4 8 】

過程28において、各視野の間の移動が、動画化される。一つの視野から次の視野へジャンプするのではなく、少なくとも一つの間3次元描写が生成される。中間の視野は、一つの診断用視野から他の診断用視野への移動を動画化する。3次元レンダリング画像は、第1の視野から第2の視野への漸進的な移動に見える。

【 0 0 4 9 】

実施の一形態において、動画又は漸進的移動は、当該部分の複数の中間の3次元描写である。当該部分の中間の3次元描写並びに初期及び最終の視野の各々は、異なる視角に対応する。心臓等の画像化された部分は、現在の視野と選択された視野との間で回転させられる。初期、中間及び最終の3次元描写は、一連の場面（連続配列）として生成され、表示される。一連の場面は、初期の視角から最終の視角への漸進的に変化する異なる視角の段階を描写する。図3は、一実施例を示している。ボリューム42の3次元描写が、回転させられている。矢印44は、所与の視角を示している。ボリューム42及び矢印44の回転が、3次元描写の回転を示している。左端のボリューム42に関して、矢印44は、描写のレンダリングのために用いられる視角を示している（ボリュームに対する相対的なユーザ視野は、下向きである）。右端のボリューム42は、ユーザの視野位置に向かって上向きに向けられたボリューム42の異なる面を示している。矢印44は、初期の視角がユーザの下向きの視角に対して今では直角であることを示している。中間の三つのボリューム42は、ユーザの視点に対するボリューム42の三つ又はそれ以上の中間の回転量を示している。

【 0 0 5 0 】

任意の段階進行の大きさ（ステップサイズ）、空間的な道筋若しくは経路、各描写の表示の時間、又は、描写間の時間が用いられ得る。実施の一形態において、中間の3次元描

10

20

30

40

50

写の各々は、当該部分が回転しているように見えるようにするために、短時間の間だけ表示される。例えば、五つ又はそれ以上の描写が、毎秒ごとに表示される。わずか2, 3度等の、視角における比較的小さいステップサイズを有することにより、3次元描写は滑らかに回転しているように見える。代替的な実施の一形態において、動画は、視角間で変化する移動の速度(speed)又はステップサイズを有する。例えば、各々においてある時間(例えば、1乃至10秒)だけ一時停止しながら、移動が一つ又はそれ以上の他の診断用視野へ進行し、その後、選択された視野へ進行する。他の実施例として、移動は、動画の最後よりも開始及び/又は中間においてより急速に移動する。

【0051】

他の実施の形態において、ぎくしゃく動く又は滑らかでない回転が提供される。例えば、A2C視野の3次元描写が表示される。ユーザは、A4C視野を選択する。これらの視野は相互に直角であり、データの異なるサブセットからレンダリングされるので(例えば、心臓ボリュームの左部半分に対して後部半分)、3次元描写は、心臓の断面内部A2Cレンダリングではなく心臓の外部を表す、完全なデータセットからのレンダリングへ最初にジャンプする。視角は同一である。中間描写は、断面データセットから完全なデータセットへの移動にデータ層を付加する等、ボリュームの漸進的に増加する量又は部位からレンダリングされ得る。3次元描写は、その後、次の視野(A4C)のための断面データセットへ視角の変化を伴わずにジャンプし又は漸進的に移動する。図4は、所望の診断用視野への動画化前の心臓のA4Cサブボリュームとしての例示的な3次元描写50を示している。視角の変化を伴う動画化はその後実行され、3次元描写を所望の視野へ回転させる。図4は、初期の描写50及び最終の描写56(例えば、初期の視角から90度)に対して中間の二つの例示的な3次元描写52、54(例えば、初期の視角から15度及び初期の視角から75度)を示している。異なる角度におけるより多い又はより少ない中間の描写52、54が提供され得る。

10

20

【0052】

他の実施の形態において、動画は、最初に角度を回転させ、それから、所与の視野に対して適当なデータセット又はサブボリュームへ移動する。さらに他の実施の形態において、動画は、視角及びサブボリュームの両方を、同時に、又は、相互に交互配置(インターリーブ)された段階で、移動する。他の実施の形態において、全ボリューム又は同一サブボリュームが、初期、中間及び最終の3次元描写に用いられる。

30

【0053】

過程30において、最終の3次元描写が表示される。「最終」は、選択された視野又は動画が移動して行く視野を表すために用いられる。異なる視野及び/又はデータセットからの異なる3次元描写は、さらに後で提供され得る。

【0054】

最終の3次元描写は、観察されている体の同一の器官又は部位のものである。観察されている部位は、同一の患者の組織のものであるが、異なるデータに依存し得る。例えば、動画は、心臓の後部半分の視野から心臓の左側へ移動する。ボリュームデータセットの切り取りは、動画の一部として移動する。最終の描写は、初期及び/又は中間の描写と同一又は異なるデータを使用する。例えば、切り取り平面は、ボリュームデータセットに対してではなく、動画の間は観察者に対して一定に留まる。ボリュームが切り取り平面に対して相対的に回転するに従って、視野が切り取り平面の前方を動くときはデータが視野から除去され、視野が切り取り平面の後方を動くときはデータが視野に付加される。

40

【0055】

最終の3次元描写は、動画における最後の段階とする等、移動後に表示される。最終の描写は、中間及び初期の視角とは異なる視角によってレンダリングされる。各視角は、初期、中間及び最終のレンダリングの総ての他の視角と異なっている。代替的な実施の形態において、動画は、ボリュームの周囲を観察した後に最終の視角へ移動することと関連するような、同一の視角における描写を通じて移動する。

【0056】

50

最終の 3 次元描写は、静止表示される。例えば、同一の視角が、少なくとも 2 秒間等、数秒間に亘って用いられる。一つ又はそれ以上のレンダリングが、静止表示の間に実行される。例えば、同一のデータセットが用いられ、そのため、ただ一つのレンダリングが生成され、結果として生ずる 3 次元描写が、全時間に亘って表示される。他の実施例においては、データは、心臓の鼓動を示すため等、時間の関数として変化する。3 次元描写は同一の視角のものであるが、データは、診断用視野から心臓の変化を時間と共に示すために、変化する。タイマ又はユーザ入力から等の、他の視野の指示が受信されるまで、3 次元描写は、選択された視野において維持される。代替的な実施の形態において、最終の 3 次元描写は、より大きい動画の範囲内のものとされる等、非静止であり、それにより、最終の 3 次元描写は、動画の範囲内の中間の視野と同程度の時間に亘って表示される。

10

【0057】

最終の 3 次元描写は、診断用視野又は他の視野である。診断用視野は、診断における補助のための、医療専門家による調査のためのものである。診断用視野は、A 4 C、A 2 C 又は他の正準 (canonical) 心臓視野等の標準 (standard) 視野に対応し得る。例えば、診断用視野は、A 4 C のものであるが、弁のより良好な観察のために、A 4 C 切り取り平面に対して垂直から角度を形成するオフセット (例えば、5 乃至 15 度) を伴う。代替的に、診断用視野は、医療専門家が優先する視野又は実験的な視野に対応し得る。非診断用の最終の描写は、診断上重要な視野を識別するための活動における機械学習での異なる視野の検査に関連する等の、視角の無作為な又は試験的な選択によって提供され得る。MPR のデフォルト位置は、標準 (standard) 視野である。ユーザは、ボリュームに対する MPR の相対的な位置を動かすことが可能となり、それにより、ユーザがボリュームレンダリングにおける切り取り平面を MPR 平面の一つに同期させる場合、ユーザは、標準視野だけでなく、任意の視野方向へ動画化し得る。

20

【0058】

一つの例示的な実施の形態は、多平面再構成に関連する 3 次元描写のための動画の使用である。超音波走査ボリュームを通る切り取り平面を表す複数の 2 次元画像が、表示される。それらの画像は同時に表示されるが、連続して順次表示され得る。例えば、心臓に関して標準位置にある実質的に垂直な切り取り平面に対応する 3 次元画像は、スクリーン又はディスプレイ装置の三つの異なる象限に表示される。この超音波心臓検査法 (心臓エコー検査法) の実施例において、心尖部四腔像 (apical four-chamber (A 4 C) view) 及び心尖部二腔像 (apical two-chamber (A 2 C) view) 等の正準 (canonical) スライス又は平面は、ボリュームを表すデータから抽出される。それらの解剖学的平面は、ボリューム超音波データの取得において用いられるトランスデューサの方向付けに拘わらず連続的に表示される。各画像は、全ウィンドウ若しくは背景の一部であり、又は、各画像は、個々のウィンドウ若しくは背景の一部である。

30

【0059】

全ディスプレイの第 4 象限又は他の区画は、3 次元描写を含む。3 次元描写は、切り取り平面が通過して配置されている超音波走査ボリュームの少なくとも一部のものである。例えば、3 次元描写は、心臓の外観視野を表す、全ボリュームに対するデータからレンダリングされる。描写は、動画化され (例えば、外観心臓視野をゆっくり回転させる) 又は静的であり得る。他の実施例として、3 次元描写は、心臓の後部半分等のサブボリュームに対するデータからレンダリングされる。レンダリングは、A 4 C 切り取り平面 (例えば、図 4 の 3 次元描写 56) に対するオフセット角を伴う又は伴わない垂直等の、所定の若しくは選択された視野に対応する視角に対するものである。

40

【0060】

ユーザは、3 次元描写のための異なる視野を選択する。例えば、ユーザは、表示された切り取り平面画像、その切り取り平面に対するアイコン、又は、視野のリストからのメニュー項目を選択する。ユーザは、仮想レンダリング又は 3 次元描写視野方向を切り取り平面 (例えば、MPR A、B 又は C) の一つに同期させるために、三つのボタンのうちの一つを選択し得る。レンダリング生成構成は、各 MPR ウィンドウ内の同期アイコンをサ

50

ポートし、表示する。同期アイコンは、3次元描写レンダリング平面及び/又は切り取り平面を、対応する同期アイコンが選択されたMPR切り取り平面に同期させるために、選択される。

【0061】

ユーザ入力選択の受信に応じて、3次元描写は、現在の視角から、選択された視野に対する視角へ移動する。例えば、移動は、一つの多平面再構成視野（例えば、A4C）のレンダリングから他の多平面再構成視野（例えば、A2C又はLAX）のレンダリングへのものである。レンダリング視野方向を切り取り平面の一つに同期させる時、システムは、3次元描写視野方向のXYZ座標を新たな所望の方向へゆっくりと回転させる。MPRCボタンを選択すると、MPRCに対応する切り取り平面が適用され、いかなる先行の切り取り平面も、3次元レンダリングのために用いられるボリュームデータセットから除去される。3次元描写は、その後、新たな視野配向（viewing orientation）へゆっくりと回転させられる。3次元描写は、切り取り平面（選択されたMPRに現在同期している）がスクリーンに対してほぼ平行になる配向へ回転させられる。回転は、プログラム可能な回転継続時間及び加速度及び最終傾斜角度オフセットと共に動画化され、それにより、VR切り取り平面は、スクリーンに対して完全には平行にならない。

10

【0062】

3次元描写の動画は、2次元MPR画像に沿って表示される。初期、中間及び最終の3次元描写は、ディスプレイの一つの象限又は他の区画に、MPR画像と実質的に同時に、表示される。動画は、一つの視野から他の視野への空間的移動を明確化し、MPR画像は、特定の視野に関する詳細を提供する。

20

【0063】

他の実施の形態においては、二つ又はそれ以上の3次元描写が、実質的に同時に表示される。移動は、一つの視野から二つの異なる視野へのものである。例えば、初期の視野は、側面からの心臓全体の外観視野である。他の実施例として、初期の視野は、切り取り平面に沿って切り取られたボリュームに関する診断用視野である。移動又はジャンプのいずれかを用いて、診断用視野は、心臓全体の外観視野へ切り替わる。動画は、心臓全体のボリュームレンダリングから、ボリュームを二つの半分へゆっくりと開裂させて、本を開くと同様にボリュームを開口させるために、用いられる。代替的な実施の形態において、利用可能なデータが心臓全体を表していない場合等には、心臓の一部のみが開裂させられる。レンダリングに用いられるデータセットは、心臓全体のリアルタイム走査のように、継続的に更新され得る。双方の3次元描写表示の「開口」の動画化は、どのように超音波データの二つの半分が相互に空間的に合わさるのかをユーザに示す。

30

【0064】

一度開口された、一つ又は双方の半分の3次元描写は、診断用視野を表す。各描写は、心臓の下位部分（sub-portion）からレンダリングされる。例えば、開裂は、ボリュームの半分への分割、及び、分割されたサブボリュームからの描写の別個のレンダリングに相当する。分割されたサブボリュームの3次元描写は、その後、回転させるために動画化される。各視角は、ボリュームに関して異なる方向へ回転させられ、それにより、各描写は、正反対の又は異なる方向へ回転する。各視角は、同一の又は異なる移動速度（rate）及び/又は視角ステップサイズを以て、別個に変化させられる。心臓の実施例においては、心臓は、前部半分と後部半分とに分割される。図4の描写50は、一つのそのような半分を示している。二つの描写は、その後、ボリュームの後部半分については、側面視野から前面視野へ回転させられ、ボリュームの前部半分については、側面視野から背面視野へ回転させられる。図4は、前部半分についてのそのような動画を示している。3次元描写は、心臓の内部を眺めるように回転する。図5A乃至図5Eは、この移動の医療用画像レンダリングを示している。

40

【0065】

前部及び後部半分の3次元描写は、初期の全体視野に関するボリュームに沿った後方中央鉛直線における共通軸から回転させられるようにして、並行して表示される。二つの異

50

なる３次元描写は、初期的に、動画の間、及び、最終的に、同一の又は異なるウィンドウ内に表示され得る。

【 0 0 6 6 】

一つの例示的な実施の形態において、３次元描写は、MPRレンダリングに関連する等、初期的には標準切り取り平面に基づいて観察される。ユーザは、クラムシェル（二枚貝）モード即ち双方視野（デュアルビュー）モードを選択する。この視野モードを使用可能にすると、３次元描写は、回転するようにして動画化され、それにより、視野方向は、スクリーンの上端の方を向いているポリウームの頂部を伴う距離方位平面（range-azimuth plane）にほぼ平行になる。視野は、スクリーンの上端における心臓の頂部及びスクリーンの下端における心臓の底部を伴う心臓の左側のものである。３次元描写は、一つ又は二つの軸に沿って１０乃至１５度のように、プログラム可能な傾斜角度を伴ってわずかに傾斜し得る。代替的な実施の形態において、描写は、この配向へジャンプする。完全な（切り取られていない）ポリウームは、その後、プログラム可能な継続時間に亘って全体表示される。描写は、サブポリウームレンダリングから全ポリウームへジャンプし又は漸進的に移動する。描写は、その後、二つの描写に分離する。分離した描写は、その後、プログラム可能な継続時間の間にプログラム可能な角度範囲まで開口して見えるように、異なる視角へ回転させられるように動画化される。二つのサブポリウームは、観察者に関してポリウームの後方中心に位置する鉛直軸を中心として旋回する（本を開くように）。

10

【 0 0 6 7 】

心臓学のためには、心臓の正反対の各半分が、同時に示される。この構成は、他の応用にも用いることができる。例えば、胆嚢は、胆石の近傍で開裂して開口するように動画化される。診断に有用な内部視野を有し得る他の器官（臓器）も同様に、開口するように動画化され得る。体の他の部位は、開裂して異なる方向から観察するように動画化され得る。

20

【 0 0 6 8 】

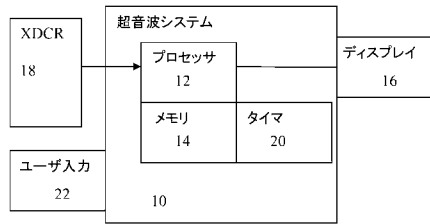
各視野の間の動画は、任意の器官（臓器）を画像化するため等の、任意の応用に用いられ得る。初期及び最終の視野は、外観視野であり得る。実施の一形態において、ユーザは、切断又は切り取り平面を手動で操作する。当該平面に基づく２次元画像又は３次元描写を観察した後、視野は、デフォルト視野又は他の視野へリセットされる。手動視野と所定の又は先行する視野との間の移動は、動画化される。異なる視野の選択によるいかなる移動も、動画化され得る。

30

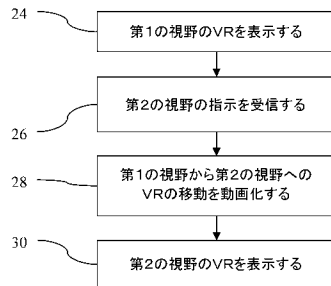
【 0 0 6 9 】

種々の実施の形態を参照することにより本発明は以上に説明されているが、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変更及び変形が可能であることは理解されるべきである。従って、上述の詳細な説明は限定ではなくむしろ例示的なものとして考慮され、且つ、総ての等価物を含む後述の請求項が本発明の精神及び範囲を画定することを意図していることが理解される、ということが意図されている。

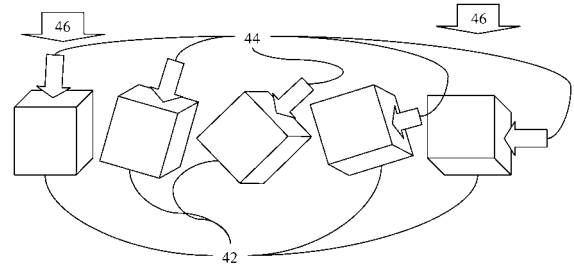
【図 1】



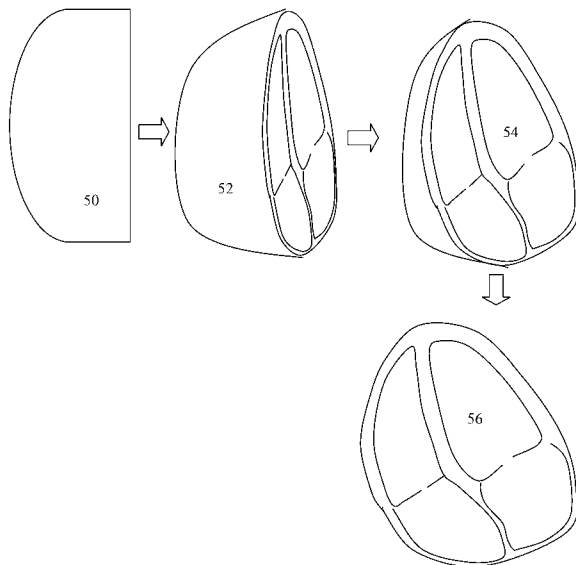
【図 2】



【図 3】



【図 4】



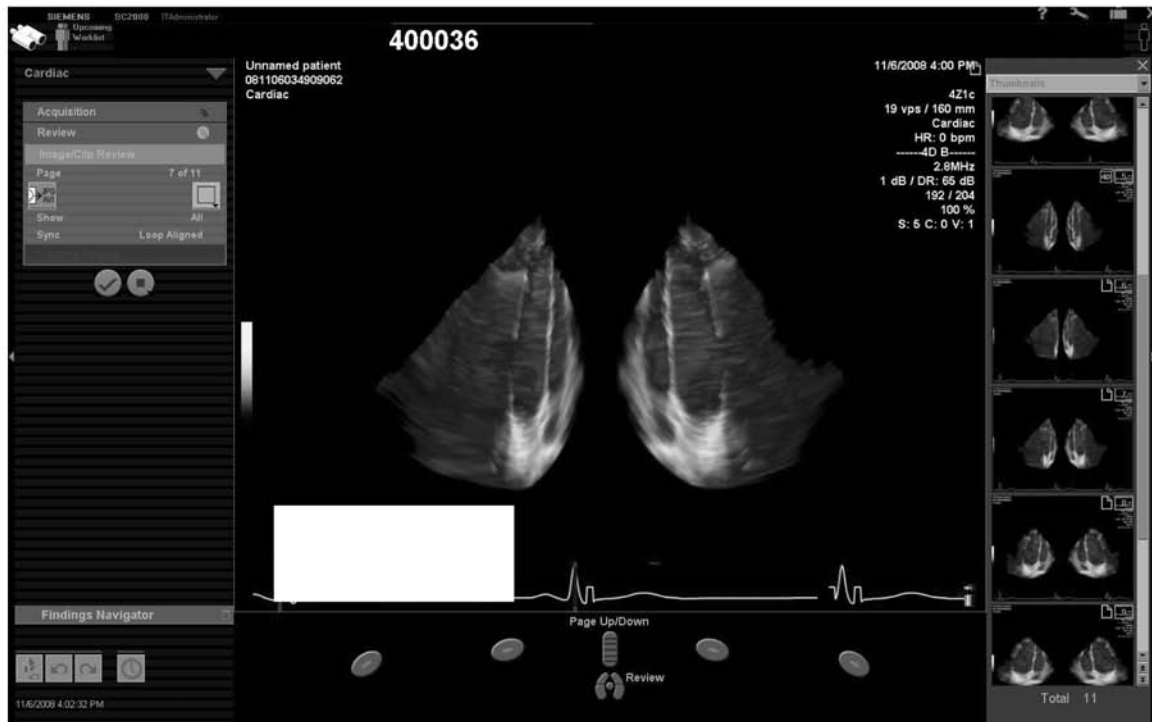
【図 5 A】



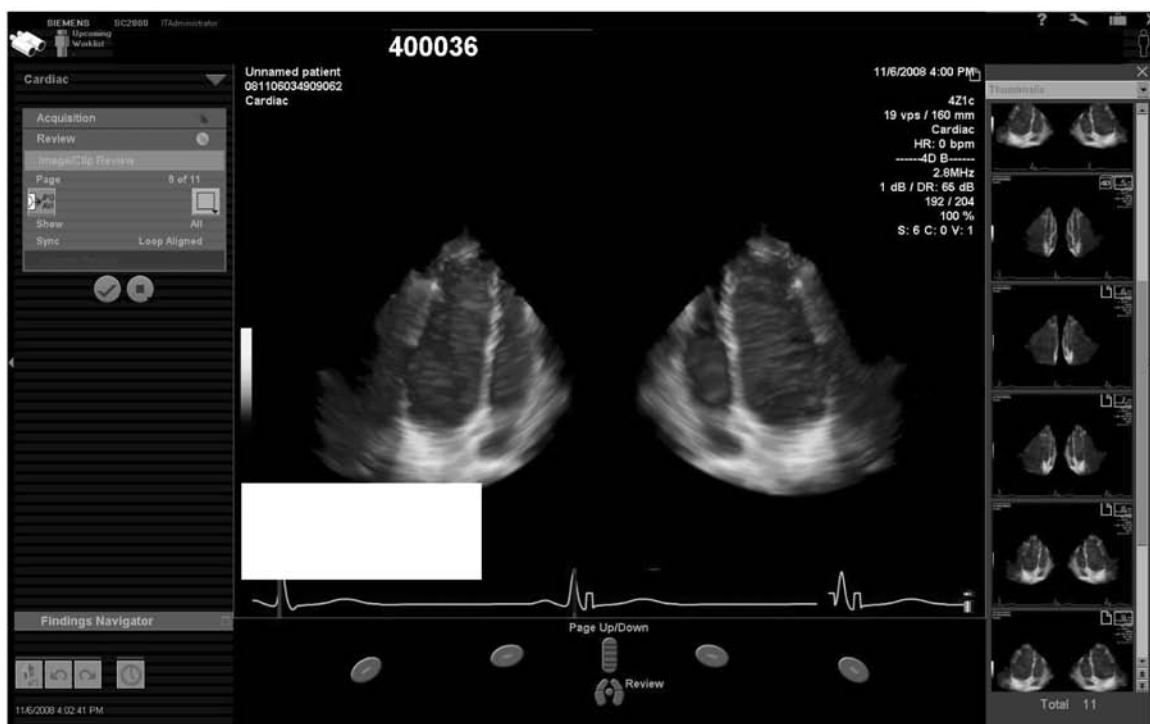
【図 5 B】



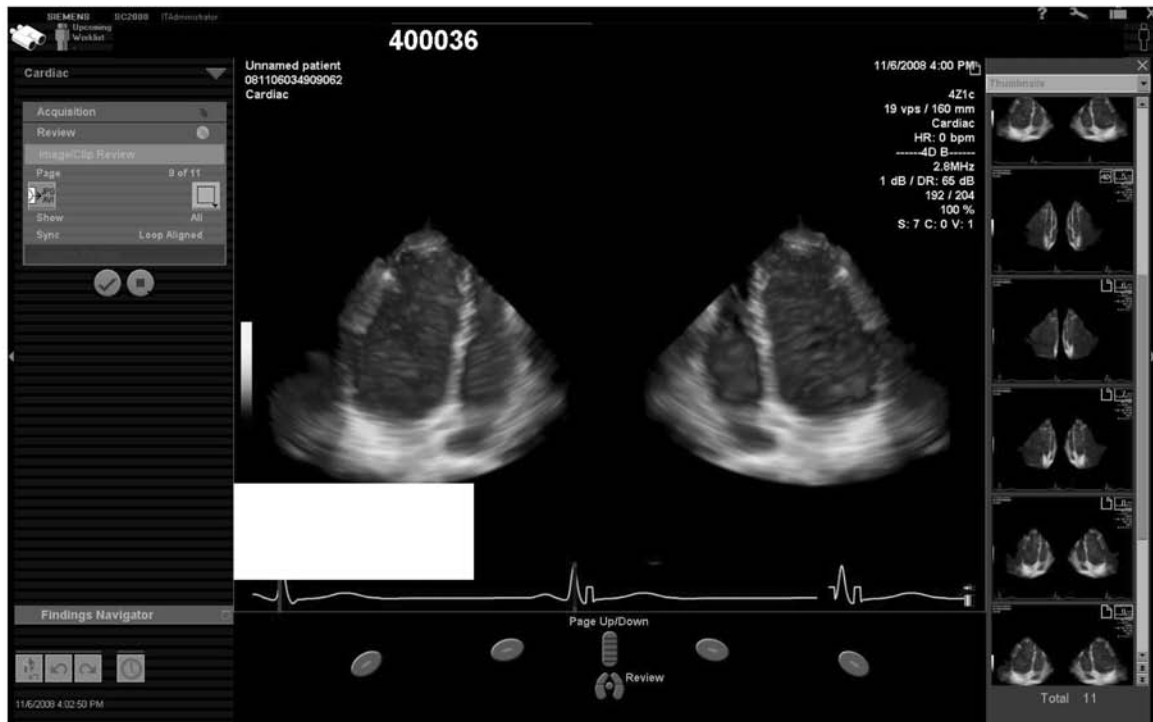
【図 5 C】



【図 5 D】



【図 5 E】



フロントページの続き

- (74)代理人 100099483
弁理士 久野 琢也
- (74)代理人 100110593
弁理士 杉本 博司
- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 ブルース エー マックダーモット
アメリカ合衆国 ワシントン ベルビュー ワンハンドレッドシックスティエイス アヴェニュー
2 9 2 8
- (72)発明者 マーヴィン メンチャス スミス - ケースム
アメリカ合衆国 ワシントン レントン サウスイースト フォース ストリート 2 7 3 6
- (72)発明者 パトリック リュン
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン ネッスル ウッド ウェイ 3 1
- (72)発明者 シュテファン ヴィースナー
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン ヘザー レーン 3 4
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD15 FF08 JC26 JC32 JC33 KK09 KK22 KK25 KK36

【外国語明細書】

Title of Invention

ANIMATION FOR CONVEYING SPATIAL RELATIONSHIPS IN THREE-DIMENSIONAL MEDICAL IMAGING

Detailed Explanation of the Invention**RELATED APPLICATIONS**

The present patent document claims the benefit of the filing date under 35 U.S.C. §119(e) of Provisional U.S. Patent Application Serial No. 61/059,648, filed June 6, 2008, which is hereby incorporated by reference.

BACKGROUND

The present embodiments relate to medical diagnostic imaging. In particular, different three-dimensional views (two-dimensional images of different views of a three-dimensional object are shown).

Ultrasound or other medical imaging modalities may be used to scan a patient. For example, echocardiography is a commonly used imaging modality to visualize the structure of the heart with a multi-planar reconstruction (MPR). Because the echo is often a 2D projection of the 3D human heart, standard views are captured to better visualize the cardiac structures. For example, in the apical four-chamber (A4C) view, all four cavities, namely left and right ventricles, and left and right atria, are present. In the apical two-chamber (A2C) view, only the left ventricle and the left atrium are present. Another example is imaging the intracranial structures of a fetus. Three standard planes are acquired with different orientations for visualization of the cerebellum, the cisterna magna, and lateral ventricles.

Ultrasound data may be acquired at a sufficient rate to allow three-dimensional ultrasound imaging in real-time. For example, a combination of one or more MPR's, which show images of specific planes through a 3-dimensional volume and a volume rendering (VR), which shows a 3-dimensional representation of a view of the data from a user-selectable viewing direction, is provided. Non-real-time three-dimensional ultrasound imaging may also be provided. In other examples, VR is provided without MPR.

Different viewing options are available for VR. For example, the VR may be rendered with a viewing direction orthogonal to any of the MPR slices, with a clip plane placed at the location of the MPR slice to remove data in front of the clip plane from the volume rendering. The user studies the VR. The user may switch the viewing direction and clip plane location to create different views that allow diagnosis. To transition between the different views, the VR jumps to a new viewing direction and clip plane location following a new user selection. This jump can be distracting or disorienting to the user. Alternately, the user may use a trackball or other user interface control to incrementally apply rotation to change the clip plane location or viewing direction. User changes that incrementally change the clip plane or viewing direction may lack repeatability, preventing the user from consistently achieving the desired views.

BRIEF SUMMARY

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, computer-readable media and systems for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. To transition a VR from one view to another view, the VR is animated to smoothly rotate to the new viewing direction. For example, the user examines one diagnostic view, but decides to examine another diagnostic view. Upon selection of the other diagnostic view, the VR image appears to rotate. The gradual rotation from one view to another shows the spatial relationship between the views. The user may then examine the static VR at the desired view with an appreciation of the relationship with the previously examined static view.

In a first aspect, a method is provided for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. A first three-dimensional representation of a first diagnostic view of at least a portion of the acquired data set is displayed. The first three-dimensional representation is at a first viewing angle. An indication of a second diagnostic view of the portion is received. A transition from the first diagnostic view to the second diagnostic view is animated. The transition

includes a plurality of intermediary three-dimensional representations of the portion of the acquired data set. Each of the intermediary three-dimensional representations of the portion corresponds to different intermediary viewing angles. A second three-dimensional representation of the second diagnostic view of the portion of the acquired data set is displayed after the transition. The second three-dimensional representation is at a second viewing angle different than the first viewing angle, and the different intermediary viewing angles are different than the first and second viewing angles.

In a second aspect, a system is provided for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. A memory is operable to store data representing a volume of a patient. A processor is operable to generate a plurality of three-dimensional representations of the volume from the data. Each of the three-dimensional representations has a different viewing angle relative to the volume. A timer is operable to cause static display of an initial three-dimensional representation of the plurality for a first period and a final three-dimensional representation of the plurality for a second period. The timer is operable to cause display of a sequence of three-dimensional representations of the plurality between the initial and final three-dimensional representations. Each of the three-dimensional representations of the sequence is displayed for a time less than the first and second periods. A display is operable to display the initial three-dimensional representation, the sequence of three-dimensional representations, and the final three-dimensional representation.

In a third aspect, a computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. The storage medium includes instructions for receiving user input indicating a change of a three-dimensional rendered image from a first view to a second view, and animating the change of the three-dimensional rendered image from the first view to the second view such that three-dimensional rendered image appears to gradually transition from

the first view to the second view rather than jump directly from the first view to the second view.

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

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.

Brief Explanation of the Drawings

Figure 1 is a block diagram of one embodiment of a medical imaging system;

Figure 2 is a flow chart diagram of embodiments of methods for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging;

Figure 3 is a graphical representation of rotation of a volume rendering between two views in one embodiment;

Figure 4 is a graphical representation of rotation of a volume rendering between two views in another embodiment;

Figures 5A-E are medical images showing animation of opening of the heart.

DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND SPECIFIC EMBODIMENTS

With the present invention, the user of the ultrasound or other medical imaging system or an offline review workstation may better understand the spatial relationships between various views of 3D data. By using animation to slowly rotate or tilt the 3D volume rendering when transitioning from one viewing direction of a 3D volume to another view, the viewer may more easily understand the spatial relationship between the different viewing directions. The start of the animation may

be triggered by a single button push or other activation, simplifying user control as compared to manual rotation and resetting of the clip plane.

Figure 1 shows a medical diagnostic imaging system 10 for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. The system 10 is a medical diagnostic ultrasound imaging system, but may be a computer, workstation, database, server, or other imaging system. Other medical imaging systems may be used, such as a computed tomography or a magnetic resonance system.

The system 10 includes a processor 12, a memory 14, a display 16, a transducer 18, a timer 20, and a user input 22. Additional, different, or fewer components may be provided. For example, the system 10 includes a transmit beamformer, receive beamformer, B-mode detector, Doppler detector, harmonic response detector, contrast agent detector, scan converter, filter, combinations thereof, or other now known or later developed medical diagnostic ultrasound system components. As another example, the system 10 does not include the transducer 18. The timer 20 is shown as separate, but may be part of the processor 12.

The transducer 18 is a piezoelectric or capacitive device operable to convert between acoustic and electrical energy. The transducer 18 is an array of elements, such as a multi-dimensional or two-dimensional array. Alternatively, the transducer 18 is a wobbler for mechanical scanning in one dimension and electrical scanning in another dimension.

The system 10 uses the transducer 18 to scan a volume. Electrical and/or mechanical steering allows transmission and reception along different scan lines in the volume. Any scan pattern may be used. In one embodiment, the transmit beam is wide enough for reception along a plurality of scan lines, such as receiving a group of up to 20 or more receive lines for each transmission. In another embodiment, a plane, collimated or diverging transmit waveform is provided for reception along a plurality, large number, or all scan lines.

Ultrasound data representing a volume is provided in response to the scanning. The ultrasound data is beamformed, detected, and/or scan converted. The ultrasound data may be in any format, such as polar or Cartesian coordinates,

Cartesian coordinate with polar coordinate spacing between planes, or other format. In other embodiments, the ultrasound data is acquired by transfer, such as from a removable media or over a network. Other types of medical data representing a volume may also be acquired.

The memory 14 is a buffer, cache, RAM, removable media, hard drive, magnetic, optical, or other now known or later developed memory. The memory 14 may be a single device or group of two or more devices. The memory 14 is shown within the system 10, but may be outside or remote from other components of the system 10.

The memory 14 stores the ultrasound data. For example, the memory 14 stores flow components (e.g., velocity, energy or both) and/or B-mode ultrasound data. The medical image data is a three-dimensional data set, or a sequence of such sets. For example, a sequence of sets over a portion, one, or more heart cycles of the heart are stored. A plurality of sets may be provided, such as associated with imaging a same person, organ or region from different angles or locations. The data represents a volume of a patient, such as representing a portion or all of the heart.

For real-time imaging, the ultrasound data bypasses the memory 14, is temporarily stored in the memory 14, or is loaded from the memory 14. Real-time imaging may allow delay of a fraction of seconds, or even seconds, between acquisition of data and imaging. For example, real-time imaging is provided by generating the images substantially simultaneously with the acquisition of the data by scanning. While scanning to acquire a next or subsequent set of data, images are generated for a previous set of data. The imaging occurs during the same imaging session used to acquire the data. The amount of delay between acquisition and imaging for real-time operation may vary, such as a greater delay for initially locating planes of a multi-planar reconstruction with less delay for subsequent imaging. In alternative embodiments, the ultrasound data is stored in the memory 14 from a previous imaging session and used for imaging without concurrent acquisition.

The memory 14 is additionally or alternatively a computer readable storage medium with processing instructions. The memory 14 stores data

representing instructions executable by the programmed processor 12 for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on 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.

The processor 12 is a general processor, digital signal processor, three-dimensional data processor, graphics processing unit, application specific integrated circuit, field programmable gate array, digital circuit, analog circuit, combinations thereof, or other now known or later developed device for processing medical image data. The processor 12 is a single device, a plurality of devices, or a network. For more than one device, parallel or sequential division of processing may be used. Different devices making up the processor 12 may perform different functions, such as a scanning controller and an image generator operating separately. In one embodiment, the processor 12 is a control processor or other processor of a medical diagnostic imaging system, such as a medical diagnostic ultrasound imaging system processor. In another embodiment, the processor 12 is a processor of an imaging review workstation or PACS system. The processor 12 operates pursuant to stored

instructions to perform various acts described herein, such as obtaining data, generating three-dimensional representations (i.e., two-dimensional image of a view rendered from volume information), animating transition between views, and/or controlling imaging.

The processor 12 generates a plurality of three-dimensional representations of the volume from the data. Any type of rendering may be used, such as surface rendering or projection rendering. For example, a viewing direction is established relative to the volume. Rays extend in parallel or diverging from a virtual viewer through the volume. Data along each ray is used to determine one or more pixel values. For example, the first datum along each ray that is above a threshold is selected and used for that ray. For viewing an internal portion of the volume, the volume may be clipped. The data in the portion of the volume behind the clip plane is used for rendering. The clip plane and the viewing direction are independent. A clip plane is used to remove a portion of the volume data from the volume rendering calculations. The viewing direction can be adjusted without changing the clip plane location. The changing of the viewing direction is animated independently of any changes in the clip plane. Other rendering and/or clipping may be used, such as using alpha blending, clip boxes, parallel clip planes, and/or fragment and vertex processing.

Each three-dimensional representation has a viewing angle relative to the volume. For the animation, initial, final, and a sequence of renderings in between each have different viewing angles. To show rotation, the viewing angle is incremented along one or more axes. Any size rotation increment and any amount of time between successive renderings may be used. For example, the displayed 3D volume is re-rendered at the display rate of the monitor, e.g. ~60 Hz. Depending on the rate of change of the viewing direction, the viewing direction of the rendered volume may be changed at a rate up to the display rate. The viewing angles may be evenly distributed for the animation, but irregular distribution may be used, such as representing more rapid rotation through greater step size at one or more points in the animation. A pause in the change of the viewing direction may also be used to

emphasize a particular view. The angles may be along a shortest path directly around the volume. The initial and final viewing angles are known, such as associated with predetermined or standard viewing directions. In alternative embodiments, the rotation is indirect, such as moving the viewing angles sequentially along two or more different axes.

Each of the three-dimensional representations is rendered from the same (frozen case) or different data (live or continuous playback case). For example, the initial three-dimensional representation is rendered from data representing half of the volume (e.g., the back half of the heart where the A4C clip plane is used as the clipping plane). The final three-dimensional representation is rendered from data representing a different half of the volume (e.g., the left half of the heart where the A2C clip plane is used as the clipping plane). The transition between sub-volumes from the initial to the final rendering is gradual, such as adding some of the final sub-volume and removing some of the initial sub-volume with each intermediate rendering or change in viewing angle. In another embodiment, the entire volume is rendered from the viewing direction for the initial three-dimensional representation, providing an exterior view of the volume. The rotation then occurs. Once rotated, then the final sub-volume is used. To avoid jumps between the initial sub-volume and the full volume for rotation and between the full for rotation and the final sub-volume, a plurality of renderings may be performed with a gradual increase or decrease in the data, such as adding orthogonal layers of data for each rendering. Any combination of jumps, data or sub-volume growth or shrinking may be used to transition from the initial view to the final view.

For MPR sync animation, there are two components that change - clip plane and viewing direction. For example, the clip plane is changed immediately or initially, and the viewing direction gradually changes with a timer controlling the rate of change to the new viewing direction.

In one example embodiment, the processor 12 generates multi-planar reconstructions and a volume rendering of the volume data, such as of the heart. Three MPR (multi plane reconstruction) images are generated. A fourth window or

portion of the display is used for a three-dimensional representation of the volume. The three-dimensional representation may be rendered for any desired view, such as a view corresponding to placing a clip plane at the location of one of the MPRs. The viewing direction for the volume rendering is orthogonal to or slightly offset to orthogonal (e.g., 5-10 degrees) to the clip plane placed at the location of the MPR in the volume data. The clip plane is used as a clipping plane with the representation rendered from data behind the clip plane from the users view point. In one example, the initial and final three-dimensional representations are three-dimensional renderings from viewing angles associated with different clip planes synchronized to the locations of specific multi-planar reconstruction. An icon is associated with each clip plane or standard view. The icon is a trigger to synchronize the clip plane to a particular MPR and start the animation sequence. This control input may be implemented in any other type of user interface control, such as a control panel button. In response to selection of a different icon, the processor 12 causes the three-dimensional representation to shift to a rendering associated with the selected view. The shift is performed as an animated rotation or transition from one view to the other, rotating the viewing angles for the three-dimensional representation in a plurality of steps.

In another example embodiment, the processor 12 generates the initial three-dimensional representation as a full view of a heart from the outside of the heart. One or more previous three-dimensional representations may be provided, such as showing a clipped rendering and jumping or transitioning to the full view in response to an indication to switch views. The full view is then divided into two separate renderings, such as one for the back half and one for the front half of the heart. A clip plane through the center, such as dividing the heart in the middle along the A4C view, of the volume defines two sub-volumes initially rendered from the same viewing angle as the full view. Three-dimensional representations are rendered for each half in sequence to show rotation. The viewing angles are shifted away from each other, causing the heart to appear to be opened up to view the interior of the front and back halves. Each sub-volume is rotated about 90 degrees through an

animated sequence. The rotation of each half occurs at a same time as the other, or the rotations are performed sequentially. The final view is an interior view of each half of the heart.

The timer 20 is a clock, processor, counter, or other circuit for differentiating time segments. In one embodiment, the timer 20 is the processor 12. The timer 20 is programmable or may operate using fixed periods.

The timer 20 causes the processor 12 to statically display an initial three-dimensional representation. For diagnosis, the user views the statically displayed rendering. Any period of static display may be used, such as until the user indicates a transition. Similarly, the timer 20 causes the processor to statically display the final three-dimensional representation for any period. "Final" is used to reflect the view to which the rendering is transitioned. The final view may be an initial view for another animation or transition. The animation may or may not start from the initial view and may or may not end at the initial view. No, one, or more jumps noticeable to the user may be provided.

For animation, the timer 20 causes the processor 12 to generate a sequence of three-dimensional representations for display. The sequence represents rendering between the initial and final three-dimensional representations. Based on the timer 20, each of the three-dimensional representations of the sequence is displayed for a time less than the static displays of the initial and/or final views. The time between three-dimensional representations in the animation may be a fraction of a second, such as $1/10^{\text{th}}$ of a second or less. The timer 20 controls, in part, the rate of change in the viewing direction when transitioning from one viewing direction to another. The step size of the viewing angle transition may also affect the rate of transition. The timer 20 controls the speed of the rotation in viewing direction. This timing allows the animation to appear to rotate in real-time to the user. Any given rendering may not be displayed long enough for diagnosis, but does show the spatial transition between views. The speed is slow enough to allow the user to comprehend the change in viewing direction and quickly interpret the new anatomical perspective. Longer periods may be provided. For example, a total time for the animation from

start view direction to end view direction is set. For clamshell animation, multiple timers control both viewing direction rate of change and duration of the pause at the initial position. The rate of change of the viewing direction is controlled by selecting one of several functions (i.e., the rate of change of the viewing direction may be constant, linear, or some non-linear function).

The display 16 is a CRT, LCD, plasma, monitor, projector, printer, or other now known or later developed display device. The display 16 displays the initial three-dimensional representation, the sequence of three-dimensional representations, and the final three-dimensional representation. Images, such as three-dimensional representations, are displayed by themselves or in groups. Multiple images, such as clip planes and a rendering, may be displayed in different portions of a screen of the display 16, such as in different windows.

The user input 22 is a button, slider, knob, keyboard, mouse, trackball, touch screen, touch pad, combinations thereof, or other now known or later developed user input devices. The user may operate the user input 22 to program the timer 20, set rendering values (e.g., define a clip plane, select a type of rendering, set an offset angle, or set the step size or speed for animation), or operate the system 10. The processor 12 transitions in an animation from the initial three-dimensional representation, through the sequence of three-dimensional representations, and to the final three-dimensional representation in response to user activation of the user input 22. For example, the user selects an icon, selects a clip plane image, and/or otherwise defines a viewing direction with the user input 22. In response, the processor 12 transitions through animation to the indicated view. A single input may be used to cause transition (e.g., selection of an icon) or a plurality of inputs may be used (e.g., translating or otherwise defining a clip plane or viewing direction).

Figure 2 shows a method for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging. The method is implemented by a medical diagnostic imaging system, a review station, a workstation, a computer, a PACS station, a server, combinations thereof, or other device for image processing medical ultrasound or other types of volume data. For example, the system 10 or computer readable media

14 and processor 12 shown in Figure 1 implements the method, but other systems may be used. The method is implemented in the order shown or a different order. Additional, different, or fewer acts may be performed. For example, act 26 is optional. As another example, scanning is performed to acquire the data used for the display in act 26.

The acts 24-30 are performed in real-time, such as during scanning. The user may view images while scanning. The images may be associated with previous performance of acts 24-30 in the same imaging session, but with different volume data. For example, acts 24-32 are performed for an initial scan. Acts 24-30 are performed for subsequent scans during the same imaging session. For real-time imaging, the volume data used for any given rendering may be replaced with more recently acquired data. For example, an initial rendering is performed with one set of data. The final rendering is performed with another set of data representing the same or similar (e.g., due to transducer or patient movement) volume. The animation may be based on one or more sets of data. In alternative embodiments, a same data set is used for all of the acts 24-30 either in real-time with scanning or in a post scan review.

For scanning, an ultrasound transducer is positioned adjacent, on, or within a patient. A volume scanning transducer is positioned, such as a mechanical wobbler or multi-dimensional array. For adjacent or on a patient, the transducer is positioned directly on the skin or acoustically coupled to the skin of the patient. For within the patient, an intraoperative, intercavity, catheter, transesophageal, or other transducer positionable within the patient is used to scan from within the patient.

The user may manually position the transducer, such as using a handheld probe or manipulating steering wires. Alternatively, a robotic or mechanical mechanism positions the transducer.

The volume region of the patient is scanned, such as scanning an entire heart or portion of the heart from the esophagus or through another acoustic window. Other organs or parts of a patient may be scanned. The wobbler or multi-dimensional

array generates acoustic energy and receives responsive echoes. In alternative embodiments, a one-dimensional array is manually moved for scanning a volume.

One or more sets of data are obtained. The ultrasound data corresponds to a displayed image (e.g., detected and scan converted ultrasound data), beamformed data, detected data, and/or scan converted data. The ultrasound data represents a region of a patient. Data for multiple planar slices may be represent the volume region. Alternatively, a volume scan is used. The region includes tissue, fluid or other structures. Different structures or types of structures react to the ultrasound differently. For example, heart muscle tissue moves, but slowly as compared to fluid. The temporal reaction may result in different velocity or flow data. The shape of a structure or spatial aspect may be reflected in B-mode data. One or more objects, such as the heart, an organ, a vessel, fluid chamber, clot, lesion, muscle, and/or tissue are within the region. The data represents the region.

In act 24, an initial three-dimensional representation is displayed. Initial indicates a first representation relative to subsequent representations. The initial representation may or may not be the original representation displayed during a given imaging session or for a given volume.

The initial three-dimensional representation is of a diagnostic view. A diagnostic view is a view for study by a medical professional or other user. The diagnostic view may or may not be used for a given diagnosis. The diagnostic view is not fleeting, allowing for study, such as being a static view for two or more seconds. The diagnostic view may correspond to a plurality of renderings, such as where real-time imaging of a beating heart is provided. The view does not change, but the data used for the volume rendering changes over time. The view corresponds to a viewing angle. The viewing angle is the position of a user or screen relative to the volume to be rendered. For example, the viewing angle may be substantially orthogonal to a multiplanar reconstruction clip plane.

The data may be static as well. The representation is static by having a static viewing angle and/or static data. In other embodiments, the initial three-

dimensional representation is not diagnostic, whether fleeting, randomly selected, or user selected.

In one embodiment of a diagnostic view, the three-dimensional representation is for a standard diagnostic view. The rendering or clipping plane is parallel or substantially parallel (e.g., substantially accounts for an offset to view a valve or other internal structure) to a standard two-dimensional view. For example, the clip plane corresponds to an A4C view, an A2C view, a LAX, or other standard view and the viewing direction corresponds to an orthogonal to the clip plane with or without an offset. The displayed representation may be labeled (e.g., A4C) and/or annotated (e.g., valve highlighted).

The initial three-dimensional representation is of at least a portion of the patient. The volume may represent the entire patient or part of the patient, such as an organ (e.g., the heart). The representation may be formed from an entire volume or a portion of the entire volume, such as where some portion is clipped.

In act 26, an indication of a second diagnostic view of the portion of the patient is received. The indication may be automatically generated, such as being free of user input. For example, a sequence of different views is to be provided to the user. Each view is displayed for a predetermined or programmable period. After the period, the view transitions to the another view. The processor or timer indicates that the next view is to be provided.

The indication may be from a user input. The user selects another view different than the one currently shown. For example, the user may select to synchronize the viewing direction of the volume rendering to a different multi-planar reconstruction view. The selection may be of an icon displayed adjacent a particular clip plane, a menu selection, selection of the clip plane image, or other user input. The user selects a different diagnostic view. In response, a signal is generated and received. The signal indicates selection of the view. The signal may indicate selection of a next view or selection of a particular view. A single input, such as operating a single button or clicking on an icon, may trigger transition. Multiple inputs may be used in other embodiments.

In act 28, a transition between views is animated. Rather than jumping from one view to the next, at least one intermediary three-dimensional representation is generated. The intermediary views animate the transition from one diagnostic view to another diagnostic view. The three-dimensional rendered image appears to gradually transition from the first view to the second view.

In one embodiment, the animation or gradual transition is a plurality of intermediary three-dimensional representations of the portion. Each of the intermediary three-dimensional representations and the initial and final views of the portion correspond to different viewing angles. The imaged portion, such as the heart, is rotated between the current view and the selected view. The initial, intermediary, and final three-dimensional representations are generated and displayed as a sequence. The sequence represents steps in the different viewing angles gradually changing from the initial viewing angle to the final viewing angle. Figure 3 shows one example. The three-dimensional representation of the volume 42 is rotated. The arrow 44 represents a given viewing angle. The rotation of the volume 42 and the arrow 44 represents rotation of the three-dimensional representation. For the left most volume 42, the arrow 44 represents the viewing angle used for rendering the representation (the user's view relative to the volume is downward). The right most volume 42 shows a different face of the volume 42 directed upwards, towards the user's view position. The arrow 44 shows that the initial view angle is now perpendicular to the user's downward view angle. The three volumes 42 in between represent three or more intermediary amounts of rotation of the volume 42 relative to the user's viewpoint.

Any step size, spatial route or path, period of display of each representation, or time between representations may be used. In one embodiment, each of the intermediary three-dimensional representations is displayed for a short time such that the portion appears to rotate. For example, five or more representations are displayed every second. By having relatively small step sizes in the viewing angle, such as only a few degrees, the three-dimensional representation appears to smoothly rotate. In one alternative embodiment, the animation has varied

speed of transition or size of steps between viewing angles. For example, the transition proceeds to one or more other diagnostic views, pausing on each for while (e.g., 1-10 seconds) and then proceeds to the selected view. As another example, the transition more rapidly transitions at the beginning and/or middle of the animation than at the end.

In other embodiments, a jerky or non-smooth rotation is provided. For example, a three-dimensional representation of a A2C view is displayed. The user selects an A4C view. Since these views are orthogonal to each other and rendered from different subsets of data (e.g., left half verses back half of the heart volume), the three-dimensional representation first jumps to a rendering from the full data set, showing the outside of the heart instead of the cross-section interior A2C rendering. The viewing angle is the same. Intermediary representations may be rendered from gradually increasing amount or region of the volume, such as adding data layers to transition from the cross-section data set to the full data set. The three-dimensional representation then jumps to or gradually transitions to a cross-section data set for the next view (A4C) without changing the viewing angle. Figure 4 shows an example three-dimensional representation 50 as the A4C sub-volume of the heart before animation to the desired diagnostic view. The animation with a change in viewing angle is then performed, rotating the three-dimensional representation to the desired view. Figure 4 shows two example three-dimensional representations 52, 54 intermediary (e.g., at 15 degrees from initial viewing angle and at 75 degrees from the initial viewing angle) to the initial representation 50 and the final representation 56 (e.g., 90 degrees from the initial viewing angle). More or fewer intermediary representations 52, 54 at different angles may be provided.

In other embodiments, the animation first rotates the angle, and then transitions to the data set or sub-volume appropriate for a given view. In yet other embodiments, the animation transitions both the viewing angle and the sub-volume at a same time or with steps interleaved with each other. In other embodiments, the whole volume or same sub-volume is used for the initial, intermediary, and final three-dimensional representations.

In act 30, the final three-dimensional representation is displayed.

“Final” is used to indicate the selected view or the view to which the animation transitions. Different three-dimensional representations from different views and/or data sets may be later provided.

The final three-dimensional representation is of the same organ or portion of the body being viewed. The portion being viewed is of the same patient structure, but may rely on different data. For example, the animation transitions from a view of the back half of the heart to a left side of the heart. The clipping of the volume data set transitions as part of the animation. The final representation uses the same or different data as the initial and/or intermediary representations. For example, the clipping plane stays constant relative to the viewer during the animation, not relative to the volume data set. As the volume is rotated relative to the clip plane, data gets removed from the view as the view moves in front of the clip plane and is added to the view as the view is moved behind the clip plane.

The final three-dimensional representation is displayed after the transition, such as being a last step in the animation. The final representation is rendered with a viewing angle different than the intermediary and initial viewing angles. Each of the angles is different than all other angles of the initial, intermediary, and final renderings. In an alternative embodiment, the animation transitions through representations at a same angle, such as associated with viewing around the volume and then transitioning the final viewing angle.

The final three-dimensional representation is displayed statically. For example, the same viewing angle is used for seconds, such as at least two seconds. One or more renderings are performed during the static display. For example, a same data set is used, so only one rendering is generated and the resulting three-dimensional representation is displayed the entire time. In another example, the data changes as a function of time, such as to show the beating of the heart. The three-dimensional representation is of the same viewing angle, but the data changes to show changes in the heart from that diagnostic view over time. The three-dimensional representation is maintained at the selected view until an indication of another view is

received, such as from a timer or user input. In alternative embodiments, the final three-dimensional representation is non-static, such as being within a larger animation so that the final three-dimensional representation is displayed for a similar amount of time as intermediary views within the animation.

The final three-dimensional representation is a diagnostic or other view. The diagnostic view is for study by a medical professional in order to assist in diagnosis. The diagnostic view may correspond to a standard view, such as A4C, A2C or other canonical heart view. For example, the diagnostic view is of the A4C, but with an angular offset (e.g., 5-15 degrees) from orthogonal to the A4C clip plane for better viewing of valves. Alternatively, the diagnostic view may correspond to a medical professional preferred or experimental view. Non-diagnostic final representations may be provided by random or testing selection of the viewing angle, such as associated with examining different views in machine learning in an effort to identify diagnostically significant views. The default positions of the MPRs are the standard views. The user is allowed to move the position of the MPRs relative to the volume, so that when the user synchronizes the clip plane in the volume rendering to one of the MPR planes, the user may animate to any viewing direction, not just a standard view.

One example embodiment is the use of animation for the three-dimensional representations associated with multi-planar reconstruction. A plurality of two-dimensional images representing clip planes through an ultrasound scan volume is displayed. The images are displayed at a same time, but may be displayed sequentially. For example, three two-dimensional images corresponding to substantially orthogonal clip planes at standard locations relative to the heart are displayed in three different quadrants of a screen or display arrangement. In this echocardiography example, canonical slice(s) or planes, such as apical four chamber (A4C) and apical two-chamber (A2C) views, are extracted from the data representing the volume. These anatomical planes are continuously displayed irrespective of the orientation of the transducer used in the acquisition of the volume ultrasound data.

Each image is part of an overall window or background, or each image is part of an individual window or background.

The fourth quadrant or other section of the total display includes a three-dimensional representation. The three-dimensional representation is of at least a portion of the ultrasound scan volume through which the clip planes are positioned. For example, the three-dimensional representation is rendered from the data for the entire volume, showing an exterior view of the heart. The representation may be animated (e.g., slowly rotating the exterior heart view) or static. As another example, the three-dimensional representation is rendered from data for a sub-volume, such as the back half of the heart. The rendering is for a viewing angle corresponding to a predetermined or selected view, such orthogonal with or without an offset angle to the A4C clip plane (e.g., the three-dimensional representation 56 of Figure 4).

The user selects a different view for the three-dimensional representation. For example, the user selects a displayed clip plane image, an icon for that clip plane, or a menu item from a list of views. The user may select one of three buttons to synchronize the virtual rendering or three-dimensional representation viewing direction to one of the clip planes (e.g., MPR A, B or C). The renderer supports and displays a sync icon in each MPR window. The sync icon is selected to synchronize the three-dimensional representation rendering plane and/or clip plane to the MPR clip plane whose sync icon is selected.

In response to receipt of the user input selection, the three-dimensional representation is transitioned from the current viewing angle to a viewing angle for the selected view. For example, the transition is from a rendering of one multi-planar reconstruction view (e.g., A4C) to another multi-planar reconstruction view (e.g., A2C or LAX). When synchronizing the rendering viewing direction to one of the clip planes, the system slowly rotates the XYZ coordinates of the three-dimensional representation viewing direction to the new desired direction. On selecting the MPR C button, a clip plane that corresponds to MPR C is applied to and any previous clip plane is removed from the volume data set used for the three-dimensional rendering. The three-dimensional representation is then slowly rotated to the new viewing

orientation. The three-dimensional representation rotates to an orientation in which the clip plane (now synched with the selected MPR) is nearly parallel to the screen. The rotation is animated with a programmable rotation duration and acceleration and final tilt angle offset so that the VR clip plane is not completely parallel to the screen.

The animation of the three-dimensional representation is displayed along with the two-dimensional MPR images. The initial, intermediary, and final three-dimensional representations are displayed in a quadrant or other section of the display substantially simultaneously with the MPR images. The animation clarifies the spatial transition from one view to another, and the MPR images provide details about the specific views.

In another embodiment, two or more three-dimensional representations are displayed at a substantially same time. The transition is from one view to two different views. For example, the initial view is an exterior view of the whole heart from the side. As another example, the initial view is a diagnostic view with the volume clipped along a clip plane. Using either a transition or jump, the diagnostic view switches to the whole heart exterior view. Animation is used from volume rendering of the entire heart to slowly cleave the volume into two halves and open the volume similar to an opening book. In alternative embodiments, only a portion of the heart is cleaved, such as where the available data does not represent the entire heart. The data set used for rendering may be continuously updated, such as real-time scanning of the entire heart. Animating the “opening” of the dual three-dimensional representation display shows the user how the two halves of the ultrasound data fit together spatially.

The three-dimensional representation of one or both halves, once opened, represent diagnostic views. Each representation is rendered from a sub-portion of the heart. For example, the cleaving corresponds to dividing the volume in half and separately rendering a representation from the divided sub-volumes. The three-dimensional representations of the divided sub-volumes are then animated to rotate. The viewing angles are rotated in different directions relative to the volume so that the representations rotate in opposite or different directions. The viewing angles

are altered separately with the same or different transition rate and/or viewing angle step size. In the heart example, the heart is divided into a front half and a back half. The representation 50 of Figure 4 shows one such half. The two representations are then rotated from side views to a front view for the back half of the volume and a back view for the front half of the volume. Figure 4 shows such animation for the front half. The three-dimensional representations rotate to view the insides of the heart. Figures 5A-E show medical image renderings of this transition.

The front and back half three-dimensional representations are displayed side by side, such as rotating from a common axis at a rear center vertical line along the volume relative to the initial whole view. The two different three-dimensional representations may be displayed in a same or different windows initially, during animation, and finally.

In one example embodiment, the three-dimensional representation is initially viewed based on a standard clip plane, such as associated with a MPR rendering. The user selects the clam shell or dual view mode. Upon enabling this viewing mode, the three-dimensional representation is animated to rotate such that the viewing direction is nearly parallel to the range-azimuth plane with the top of the volume towards the top of the screen. The view is of a left side of the heart with the top of the heart at a top of the screen and the bottom of the heart at the bottom of the screen. The three-dimensional representation may be tilted slightly with a programmable tilt angle, such as 10-15 degrees along one or two axes. In alternative embodiments, the representation jumps to this orientation. The entire (unclipped) volume is then displayed whole for a programmable duration of time. The representation jumps to or gradually transitions from a sub-volume rendering to the whole volume. The representation then divides into two representations. The separate representations are then animated to rotate to different viewing angles, appearing to open up to a programmable angular span during a programmable duration of time. The two sub-volumes pivot about a vertical axis located at the rear-center of the volume with respect to the viewer (like opening a book).

For cardiology, opposite halves of the heart are shown simultaneously. This feature could be used for other applications. For example, the gall bladder is animated to cleave and open up near gall stones. Other organs that may have a diagnostically useful interior view may likewise be animated to open. Other portions of the body may be animated to cleave and view from different directions.

Animation between views may be used in any application, such as for imaging any organ. The initial and final views may be exterior views. In one embodiment, the user manually manipulates a cut or clip plane. After viewing the two-dimensional image or three-dimensional representation based on the plane, the view is reset to a default or other view. The transition between the manual and predetermined or previous view is animated. Any transition due to selection of a different view may be animated.

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 conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging, the method comprising:
 - displaying (24) a first three-dimensional representation of a first diagnostic view of at least a portion of the patient, the first three-dimensional representation being at a first viewing angle;
 - receiving (26) an indication of a second diagnostic view of the portion;
 - animating (28) a transition from the first diagnostic view to the second diagnostic view, the transition comprising a plurality of intermediary three-dimensional representations of the portion, each of the intermediary three-dimensional representations of the portion corresponding to different intermediary viewing angles; and
 - displaying (30) a second three-dimensional representation of the second diagnostic view of the portion after the transition, the second three-dimensional representation being at a second viewing angle different than the first viewing angle, the different intermediary viewing angles different than the first and second viewing angles.
2. The method of Claim 1 wherein receiving (26) an indication comprises receiving (26) user input selecting the second diagnostic view.
3. The method of Claim 1 wherein displaying (24, 30) the first and second three-dimensional representations of the first and second diagnostic views comprises displaying standard diagnostic views.
4. The method of Claim 1 wherein animating (28) comprises generating the plurality of intermediary three-dimensional representations as a sequence, the sequence representing steps in the different viewing angles gradually changing from

the first viewing angle to the second viewing angle, each of the intermediary three-dimensional representations being displayed for a short time such that the portion appears to rotate from the first three-dimensional representation to the second three-dimensional representation.

5. The method of Claim 1 wherein animating (28) comprises displaying the portion rotating between the first and second diagnostic views.
6. The method of Claim 1 wherein the portion comprises a heart, and wherein the transition is from a first multi-planar reconstruction view to a second multi-planar reconstruction view.
7. The method of Claim 6 further comprising:
displaying at least three multi-planar reconstruction views including the first and the second at a same time and displaying the first three-dimensional representation, second three-dimensional representation, and intermediary three-dimensional representations with the at least three multi-planar reconstructions.
8. The method of Claim 1 wherein the transition is from the first diagnostic view to at least a pair of views including the second diagnostic view, the second diagnostic view representing a first sub-portion of the portion represented by the first diagnostic view.
9. The method of Claim 8 wherein the transition comprises dividing the first three-dimensional representation into the first sub-portion and a second sub-portion, and separately altering viewing angles associated with the first and second sub-portions.
10. The method of Claim 9 wherein the portion comprises a heart, the first three-dimensional representation being a side view of an outside of the heart, the first sub-

portion being a front of the heart and the second sub-portion being a back of the heart, the transition comprises rotating the front and back so that the second three-dimensional representation and a third three-dimensional representation comprise views of the interior of the front and interior of the back.

11. A system for conveying spatial relationships in three-dimensional medical imaging, the system comprising:

- a memory (14) operable to store data representing a volume of a patient;
- a processor (12) operable to generate a plurality of three-dimensional representations of the volume from the data, each of the three-dimensional representations having a different viewing angle relative to the volume;
- a timer (20) operable to cause static display of an initial three-dimensional representation of the plurality for a first period and a final three-dimensional representation of the plurality for a second period, and operable to cause display of a sequence of three-dimensional representations of the plurality between the initial and final three-dimensional representations, each of the three-dimensional representations of the sequence being displayed for a time less than the first and second periods; and
- a display (16) operable to display the initial three-dimensional representation, the sequence of three-dimensional representations, and the final three-dimensional representation.

12. The system of Claim 11 further comprising:

- a user input (22), the processor (12) operable to transition in an animation from the initial three-dimensional representation, through the sequence of three-dimensional representations, and to the final three-dimensional representation in response to user activation of the user input.

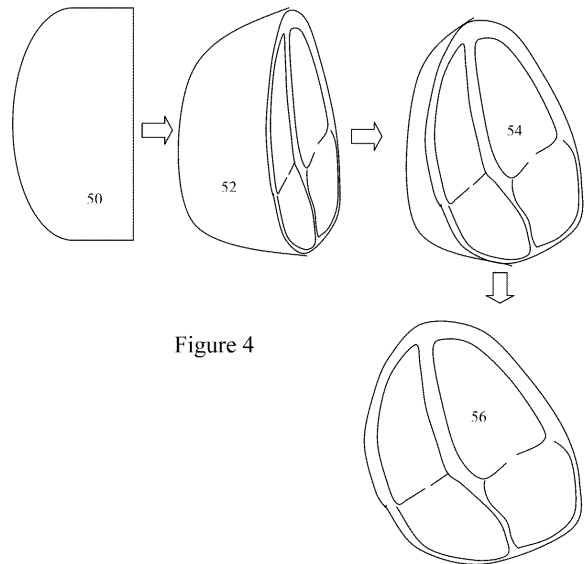
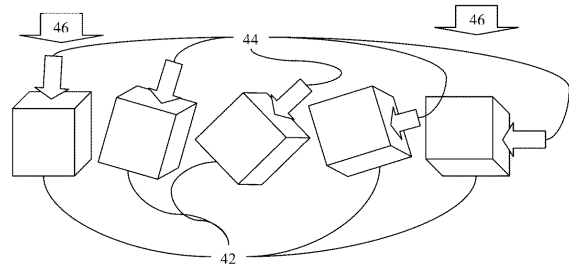
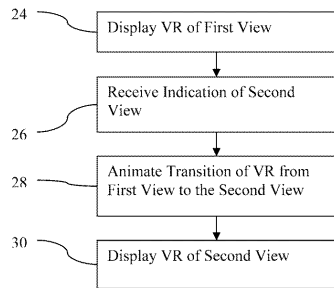
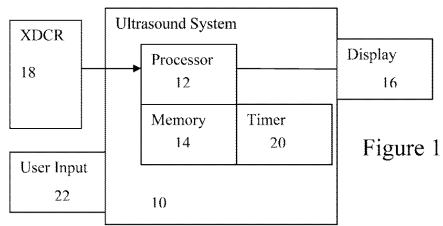
13. The system of Claim 11 wherein the processor (12) is operable to generate a multi-planar reconstruction of the volume, the initial and final three-dimensional representations comprising three-dimensional renderings from viewing angles

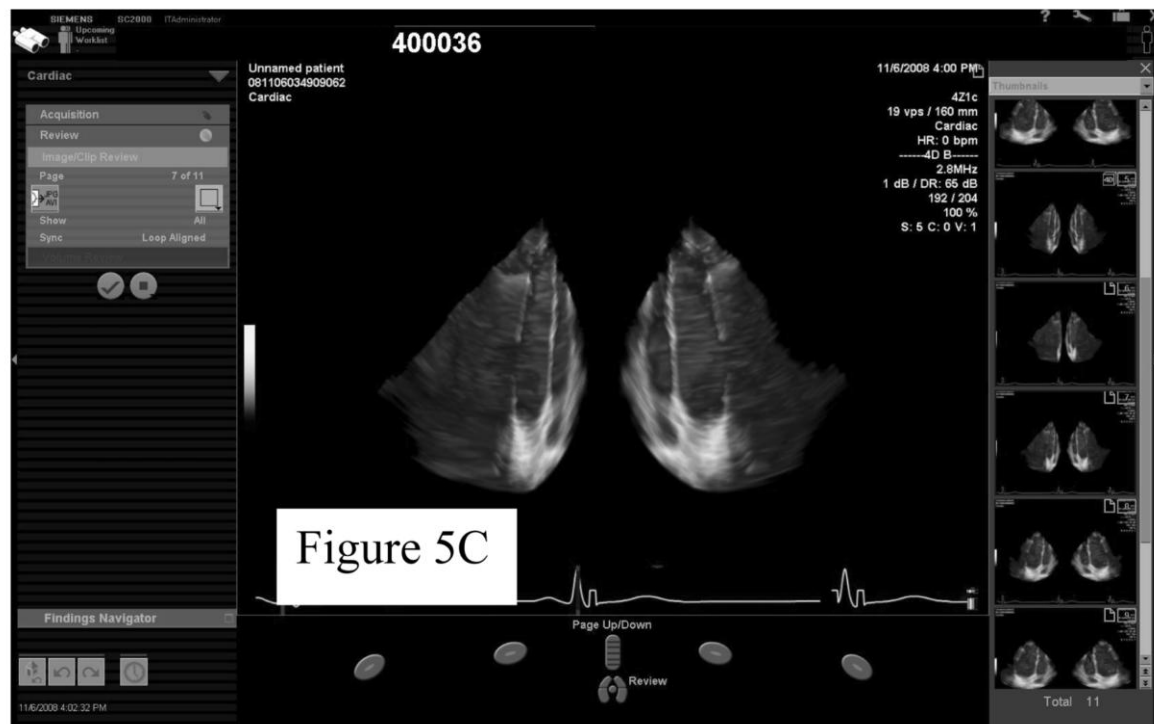
associated with first and second planes of the multi-planar reconstruction, the sequence comprising rotation between the viewing angles.

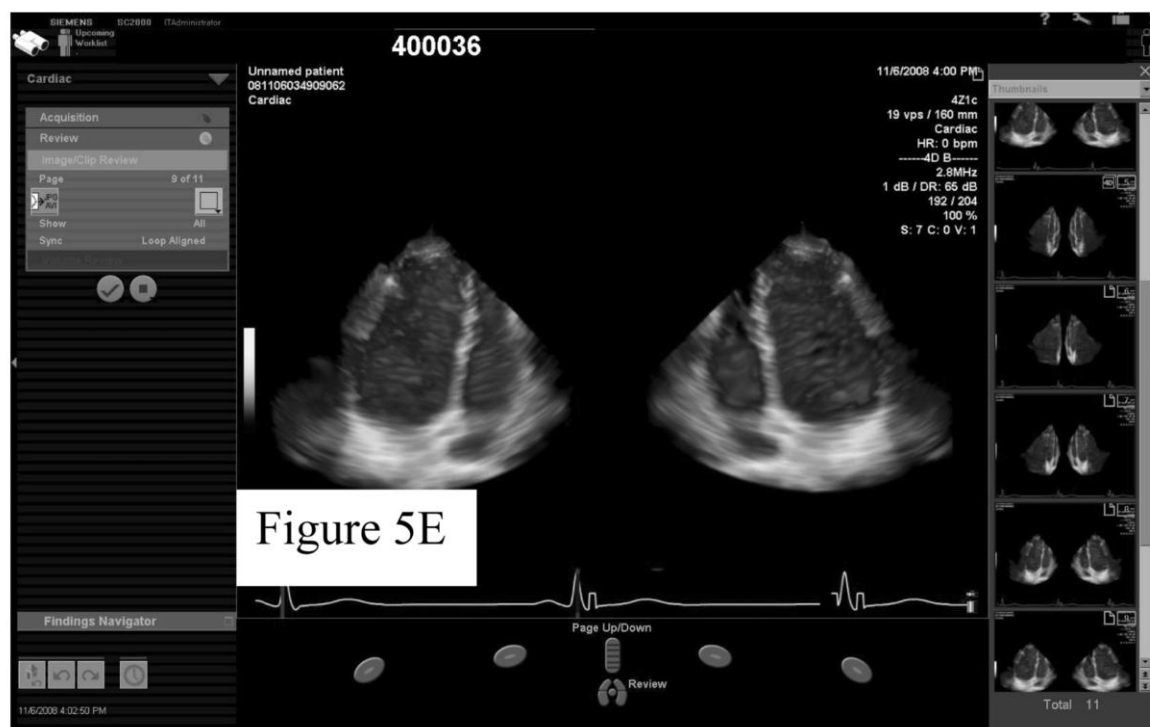
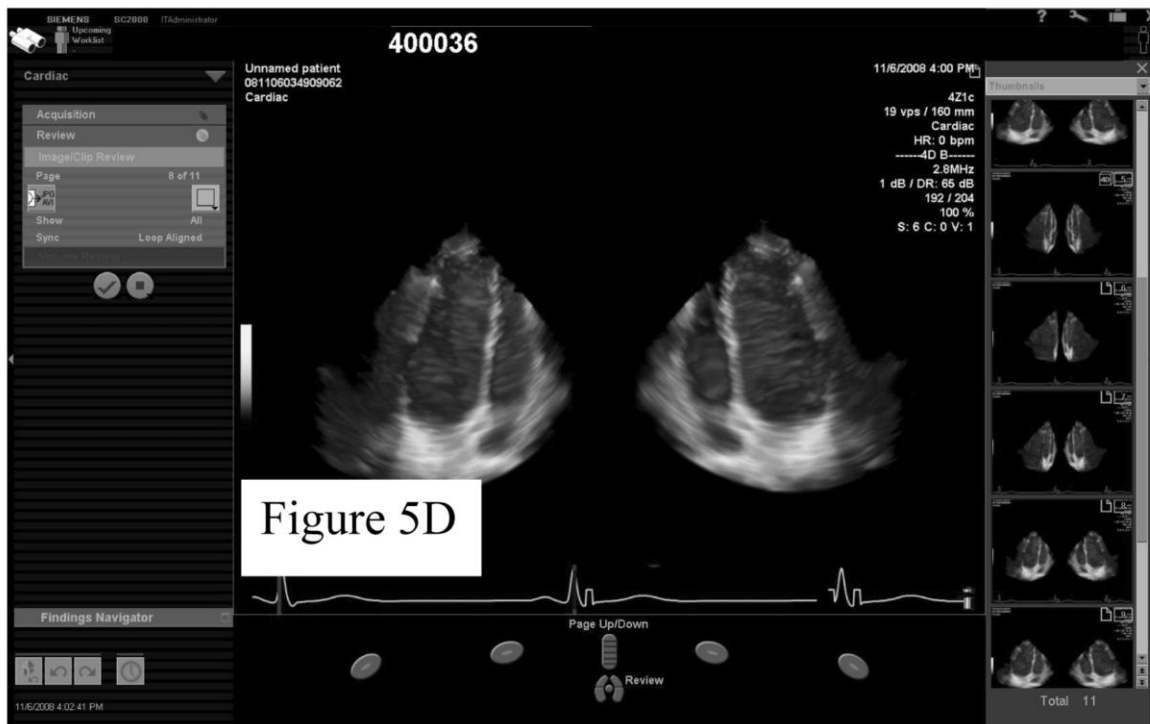
14. The system of Claim 11 wherein the processor (12) is operable to generate the initial three-dimensional representation as a full view of a heart from an outside, and the final view comprises an interior view of a first half of the heart, the sequence comprising rotating about ninety degrees along at least one axis, appearing to open the heart.

Abstract

Spatial relationships are conveyed in three-dimensional ultrasound imaging. To transition a volume rendering from one view to another view, the transition is animated (28), showing rotation. For example, the user examines (24) one diagnostic view, but decides to examine (30) another diagnostic view. Upon selection (26) of the other diagnostic view, the volume rendered image appears to rotate. The rotation from one view to another shows the spatial relationship between the views. The user may then examine the static volume rendering at the desired view with an appreciation of the relationship with the previously examined static view.







专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2009291596A5	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2009090669	申请日	2009-04-03
[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	ブルースエーマックダーモット マーヴィンメンチャススミスケースム パトリックリユン シュテファンヴィースナー		
发明人	ブルース エー マックダーモット マーヴィン メンチャス スミス-ケースム パトリック リユン シュテファン ヴィースナー		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/FF08 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK36		
代理人(译)	矢野俊夫 杉本博司 星 公弘 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	61/059648 2008-06-06 US 12/351638 2009-01-09 US		
其他公开文献	JP5502359B2 JP2009291596A		

摘要(译)

要解决的问题：在3D超声成像中传输空间关系。为了将体积渲染从一个视野移动到另一个视图，动画被移动（28）并显示旋转。例如，用户决定检查一个诊断视图（24），但测试另一个诊断视图（30）。选择另一个诊断视图字段时，体积渲染图像似乎旋转。从一个视野到另一个视野的旋转揭示了每个视野之间的空间关系。然后，用户可以检查所需视野中的静止体积渲染，同时识别与先前检查的静止场的关系。 .The