

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5725474号
(P5725474)

(45) 発行日 平成27年5月27日(2015.5.27)

(24) 登録日 平成27年4月10日(2015.4.10)

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

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-549644 (P2011-549644)	(73) 特許権者	509033033
(86) (22) 出願日	平成22年2月9日(2010.2.9)		ユニベルシテ・パリ・デカルト
(65) 公表番号	特表2012-517843 (P2012-517843A)		UNIVERSITE PARIS DE SCARTES
(43) 公表日	平成24年8月9日(2012.8.9)		フランス国、エフー75270 パリ・セ デックス 06、リュ・ドゥ・レコール・ ドゥ・メドゥシーヌ 12
(86) 国際出願番号	PCT/FR2010/050215	(73) 特許権者	512302991
(87) 国際公開番号	W02010/092295		サントル オスピタリエ レジオナル エ ニヴェルシタイル ドゥ トゥール
(87) 国際公開日	平成22年8月19日(2010.8.19)		フランス共和国 37044 トゥール セデックス 9 ブウルヴァール トネル 2
審査請求日	平成24年12月18日(2012.12.18)	(74) 代理人	100106297
(31) 優先権主張番号	0950953		弁理士 伊藤 克博
(32) 優先日	平成21年2月13日(2009.2.13)		
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ブラウザ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像データを処理する方法であって、

所定のボリュームを表す第1の超音波画像データのセットを受け取るステップ(S20)であって、前記セットは共通セグメントを共有する複数の第1の面に組み込まれている、受取りステップと、

前記第1の超音波画像データのセットに基づいて、少なくとも部分的に前記所定のボリュームを表す第2の画像データのセットを再構築するステップ(S22、S23)であって、前記第2の画像データのセットは互いに平行な複数の第2の面に組み込まれている、再構築ステップと、

を備えていることを特徴とする画像データの処理方法。

【請求項 2】

さらに、

前記所定のボリューム内の関心領域を選択するステップ(S21)を備え、

前記第2の画像データのセットがこの関心領域を表すことを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

第2の各面は、前記第1の面から抽出されたセグメントを関連付けることによって再構築され、

最大の直接角度を形成する前記第1の面のセグメントの二等分面に対して垂直な同一面

に、抽出された前記セグメントが属していることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

さらに、

前記面の 1 セットの交差セグメントを前記第 2 の面と並置することによって、前記所定のボリュームの部分の任意の面を再構築するステップを備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記再構築された面が、前記抽出されたセグメント間に挿入されたセグメントを備えていることを特徴とする、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 6】

プログラムがプロセッサによって実行されるときに、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の方法を実施するための命令を備えているコンピュータプログラム。

【請求項 7】

画像データを処理するためのシステムであって、

所定のボリュームを表す第 1 の超音波画像データのセットを受け取る手段 (I) であって、前記セットは共通セグメントを共有する複数の第 1 の面に組み込まれている、受取り手段と、

これらのデータの処理のための第 1 の記憶手段 (MEM 1) と、

前記第 1 の超音波画像データのセットから、少なくとも部分的に前記所定のボリュームを表す第 2 の画像データのセットを再構築するように適応され、その第 2 の画像データのセットは互いに平行な複数の第 2 の面に組み込まれている、処理モジュール (PROC) と、

20

を備えていることを特徴とするシステム。

【請求項 8】

さらに、

前記第 2 の画像データのセットを受け取るための第 2 の記憶手段 (MEM 2) を備えており、

前記処理モジュールは、

前記面の 1 セットの交差セグメントを前記第 2 の面と並置することによって、前記所定のボリュームの前記部分の任意の面を再構築するようにさらに適合されていることを特徴とする、請求項 7 に記載のシステム。

30

【請求項 9】

さらに、

前記第 2 の画像データのセットを送信するための通信手段 (COM) を備えていることを特徴とする、請求項 7 または 8 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理の分野に関し、より詳細には医療用超音波イメージングの分野に関する。

40

【背景技術】

【0002】

例えば患者の臓器のような 2 次元画像をレンダリングする超音波診断装置が存在している。これらのシステムでは、検査される患者と共に専門家が現場にいる必要がある。実際、専門家や医師が診断できるようにするビューを見付けるようにプローブを誘導できるのは専門家だけである。こうした専門家が対応できない場合、患者を転送しなければならず、それは多くの費用がかかり難しいことである。

【0003】

3 次元である超音波システムも存在している。こうしたシステムでは、検査されるボリ

50

ュームの表現をキャプチャーするために、超音波プローブが患者の至るところで移動される。3次元のナビゲーション機能は、この適用例向けの器具にしか存在しない。現在、こうしたシステムはまれであり非常に高価である。したがって、これによってシステムの使用が制限されており、これらのシステムは、例えば小規模の病院や孤立の診療所には設置することができない。

【0004】

さらに、3D(three-dimensional:3次元)技術は既存の2D(two-dimensional:2次元)デバイスに適用できない。したがって、こうした技術にアップグレードすることは、すべてのイメージング機器を置き換えることを要するため、大きい投資となる。

10

【0005】

データの取得が診断場所から離れて行われる適用例においては、従来技術のデバイスは多くの欠点を有している。

【0006】

知られている3Dシステムでは、問題のボリューム全体を再構築するように意図されているので、データボリュームが非常に大きい。したがって、大きな通信チャネルを提供しなければならない。これによって、これらのシステムは、例えば宇宙応用など極めて重要な適用例と互換性がない。

【0007】

こうした適用例では、宇宙飛行士は、例えば診断すべき臓器にプローブを当てることによって自身でデータを取得する必要がある。次いで、データは、解析および診断を確立するために地球に送られる。これらの条件下では、いくつかの要件の折り合いをつける必要がある、すなわち、医師が診断したりまたは最も適切なビューの選択のために受信データをブラウズしたりするのに十分な情報を依然として伝達する一方で、情報をできるだけ少なくして伝達する必要である。

20

【0008】

知られている2Dシステムは、データ取得時において、診断に適したビューを選択することが賢明であると示唆しているため、こうした状況では適用不可能である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0009】

本発明は、この状況を改善する。

【課題を解決するための手段】

【0010】

そのために、本発明の第1の態様によれば、

- 所定のボリュームを表す第1の超音波画像データのセットを受け取るステップであって、前記セットは、共通セグメントを共有する複数の第1の面に組み込まれる、ステップと、
- 第1のデータのセットに基づいて、所定のボリュームを少なくとも部分的に表す第2の画像データのセットを再構築するステップであって、前記第2のセットは、互いに平行の第2の面に組み込まれる、ステップとを備えている、画像データの処理方法が提供される。

40

【0011】

この方法は、例えば2Dプローブホルダを使用することによって遠隔で行われた超音波検査を解析することを可能にする。専門家は、プローブが患者上で移動される間にプローブによってキャプチャーされた2D超音波画像のボリュームを遠隔で、または後に(患者が去った後に)ブラウズする可能性がある。

【0012】

3Dシステムよりも小さなデータボリュームでナビゲートすることにより、任意の操作誤りを補正することを可能にしながら、非常に単純なやり方でデータが取得される。

50

【0013】

平行面への移行 (p a s s a g e) は、従来技術より容易な記憶および計算を可能とする。このように、本発明は、超音波画像のブロック内で完全に無制限にナビゲーションすることを可能にする。

【0014】

さらに、本発明は、既存の2D超音波プローブと共に使用できるので、大きい投資を必要としない。

【0015】

有利な使用では、プローブホルダを「傾ける」ことによって画像がキャプチャーされる。こうしたプローブホルダによって、プローブが置かれた表面上の点のまわりでプローブを回転させることが可能となる。非専門家によって操作される場合でも、こうしたプローブホルダを用いることで、プローブの初期位置を中心とする正規画像のシーケンスが取得される。近似の位置推定 (l o c a l i z a t i o n) は、隣接領域からデータをキャプチャーする可能性によって補償され、専門家が信頼できる診断を行うことが可能となる。本発明によれば、ボリュームをナビゲートすることによって、生じうる病変の検出のために表示すべき臓器に対して適切に再位置決めできるようになるので、プローブ位置決めの不正確さに対する許容度が従来技術より大きくなる。さらに、ナビゲーションによって、より自由に移動し、より正確に目標に焦点を合わせ、またすべての視点から検査することが可能となる。したがって、医師は、すべての可能なビューを利用できることが保証される。

【0016】

したがって、これによって、任意の2D超音波診断装置から3Dナビゲーション機能性にアクセスできるようになる。本発明は、任意の既存の2D超音波診断装置上にインストールすることができる。

【0017】

有利には、処理すべきデータボリュームをさらに減少させるために、所定のボリューム内で関心領域を選択することができ、第2のデータのセットがこの関心領域を表す。

【0018】

ある有利な実施形態では、それぞれの第2の面が、第1の面から抽出されたセグメントを関連付けることによって再構築され、抽出されたセグメントは、最大の直接角度を形成する第1の面のセグメントの二等分面に垂直な同一面に属する。

【0019】

この構成により、アンギュラセクタの面から平行面に変更し、データのナビゲーションに十分な精度を維持しながら、過度に複雑な計算を回避できる。

【0020】

ナビゲーションは、所定のボリュームの部分の任意の面を、この面の1セットの交差セグメントを第2の面と並置することによって再構築するようにそれを構成することによって達成することができる。

【0021】

さらに、再構築された面は、抽出されたセグメント間に挿入されたセグメントを有してよい。

【0022】

本発明の別の目的は、プログラムがプロセッサ、例えば画像処理システムのプロセッサによって実行されるとき、本発明による方法を実施するための命令を備えているコンピュータプログラムである。本発明は、こうしたコンピュータプログラムが格納されるコンピュータ読取り可能媒体をも提供する。

【0023】

本発明の第2の態様によれば、
- 所定のボリュームを表す第1の超音波画像データのセットを受け取る手段であって、前記セットが、共通セグメントを共有する第1の面に組み込まれている、手段と、

10

20

30

40

50

- これらのデータを処理する第1の記憶手段と、
- 第1のデータのセットから、前記所定のボリュームを少なくとも部分的に表す第2の画像データのセットを再構築するように適応された処理モジュールであって、前記第2のセットが、互いに平行な複数の第2の面に組み込まれている、手段とを備えている、超音波画像データを処理するためのシステムが提供される。

【0024】

さらに、このシステムは、第2のデータのセットを受け取る第2の記憶手段を備えていることができ、処理モジュールは、所定のボリュームの前記部分の任意の面を、前記面の1組の交差セグメントを第2の面と並置することによって再構築するように適合されてよい。

10

【0025】

特定の一実施形態では、このシステムは、前記任意の面を表示する表示手段、および/または第2の画像データのセットを送信する通信手段を備えてよい。

【0026】

コンピュータプログラムおよび画像データ処理システムによって得られる利点は、上記に概説されたように、本発明による画像データ処理方法に関して上記に言及された利点と少なくとも同じである。

【0027】

本発明の他の特徴および利点は、以下の詳細な説明、および添付の図面から明らかになる。

20

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の一実施形態による画像処理システムを、その使用の文脈で示している図である。

【図2】本発明による方法の一実施形態のステップを示している図である。

【図3】超音波検査法によって検査され、この方法によって再構築されたボリュームの様々な表現を示している図である。

【図4】超音波検査法によって検査され、この方法によって再構築されたボリュームの様々な表現を示している図である。

【図5】超音波検査法によって検査され、この方法によって再構築されたボリュームの様々な表現を示している図である。

30

【図6】超音波検査法によって検査され、この方法によって再構築されたボリュームの様々な表現を示している図である。

【図7】検査されたボリュームのビューを示している図である。

【図8】ビューイング面の回転のそれぞれ異なるケースを示している図である。

【図9】本発明の一実施形態によるヒューマンマシンインターフェースを示している図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

3Dビューは、一般に、一連の連続2D画像によって表される場合が多い。こうした連続は、考慮されるボリュームの平行スライスまたはセクタスライスを表す1セットの画像群を有している。

40

【0030】

リアルタイムで円滑なナビゲーションを提供するため、処理すべきデータ量に制限が設けられている必要がある。実際、画像処理は、処理を行うコンピュータの大量のランダムアクセスメモリ(RAM)の使用を必要とする。

【0031】

円滑なナビゲーションによって、プローブ移動時に、画面に表示される画像を十分迅速にリフレッシュできるようになる。これにより不連続性または不安定性を伴うことなく、一連の画像を生成するナビゲーションが可能となる(例えば5画像/秒のリフレッシュレ

50

ート（フレームレート）により、満足のいく心地よいナビゲーションが得られる）。

【0032】

以下の説明では、ビューイングは、以下の2ステップで提示される。まず、超音波で検査されている物体を表すポリュームを生成し、次いでこのポリュームをナビゲーションする。

【0033】

本発明による方法は、下記のタスクを実施することを可能にする。

- 関心領域の選択、
- 画像のセクタポリュームの画像点のマトリックスの形成
- このポリューム内のナビゲーション

10

【0034】

最初の2つのポイントは、前処理段階を構成し、したがってある計算時間を超えてはならない。実際、ユーザにとって2分、3分以上待つことは非常に長く感じられる。1つの有利な実施形態は1分を超えない前処理を目標とする。

【0035】

処理されるデータポリュームは、計算時間についてであれRAM制限についてであれ、ある閾値を超えるべきでなく、それはこの方法が実施されるマシンの特性に明らかに依存する。計算されたポリュームが全体を処理するには高密度すぎるときには、可能性を改善するために、データを断片化して格納し使用することが選択される。

【0036】

したがって、本発明の1つの目標は矛盾した2つの要因、すなわち、生成画像品質の最大化と計算時間の最小化の折り合いをつけることである。

20

【0037】

本発明の実施の一般的な構成について図1を参照して述べる。超音波プローブPROBEが表面SURFの上に置かれており、この表面SURFの下には例えば患者の臓器などの表示すべき物体OBJが位置している。別の例として、プローブは傾斜ロボットによって支持される。プローブは、表面のある点に置かれ、そしてこの表面の軸AXまわりで回転させられる。プローブは、視野FIELDを形成する1セットの面群をキャプチャーする。もちろん、プローブの移動は表示物体が視野内に位置するように行われる。

【0038】

プローブは処理システムSYSに画像を送り、この処理システムSYSは下記に述べるような方法を実施する。このシステムは、システムによって送られたデータポリュームを表示したナビゲートする（任意）画面SCREENに接続されていてもよい。それは、通信ポートCOMを介して別の遠隔ナビゲーションシステムに接続されていてもよい。

30

【0039】

システムは、画像データを受け取るための入力Iと、データを処理するためのプロセッサPROCとを備えている。それはさらに、情報を格納するためのメモリMEM1およびMEM2を備えている。例えば、MEM1はシステムのRAMであり、MEM2は耐久性のある記憶媒体である。また、システムは、出力OおよびCOMを備えており、これらはそれぞれ例えば画面への直接出力および通信ポート（有線または無線）である。

40

【0040】

システムは、図2のフローチャートに示されているように実行可能であり、下記する方法の実施形態で説明されるように実行可能なコンピュータプログラムを実行する。

【0041】

図2は、次にさらに詳細に述べられる本発明による方法の実施形態の諸ステップを要約している。

【0042】

第1のステップS20では、プローブによってキャプチャーされた1セットの面群が取得される。次いで、ステップS21では、その領域に処理を集中させるために、画像内で関心領域が選択される。下記に見られるように、関心領域のセクタベースの表現から平行

50

面の表現に変更するために、ステップ S 2 2 では、有利には、選ばれたセグメントがキャプチャー画像から抽出される。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 2 3 では、平行面を再構築するために、これらのセグメントから、外挿が実施される。次いで、ステップ S 2 4 では、送信、保存またはナビゲーションのためにこの 1 セットの面群がメモリ内に格納される。

【 0 0 4 4 】

これらの異なるステップについて、以下に詳細に述べられる。

【 0 0 4 5 】

〔 関心領域の選択 〕

画像をキャプチャーするプローブは、固定点にとどまり、一定間隔が置かれた画像のバンドル（すなわち連続した 2 つの画像間の角度は一定である）をキャプチャーすることでスキャンを実施する。

【 0 0 4 6 】

アンギュラセクション内でナビゲートするためのソフトウェアは既に開発されているが、こうしたソフトウェアは、キャプチャーされたボリューム全体を処理するものではない。それは、アンギュラセクタ内に含まれる平行六面体（paralleliped）に処理を限定している。それとは対照的に、ここでは、すべてのデータが考慮に入れられ、提供されたアンギュラセクタを包含する平行六面体が再構築される。

【 0 0 4 7 】

図 3 は、こうした平行六面体 P を示している。この図は、プローブ P 1、P 2、P 3、P 4、P 5 から生じた面を示している。それらは、角度 A の角扇形を形成する。

【 0 0 4 8 】

主な目的は、円滑なナビゲーションを得ることであるので、処理すべき情報のボリュームはできるだけ小さくしなければならない。したがって、画像内の関心領域のみが保持される。

【 0 0 4 9 】

このフェーズは手動で行われ、例えば、デフォルトの選択（ユーザが確認又は修正可能）に基づくシリーズ内の最初の画像のために、マウスやスタイラスで画面上で選択することが行われ、次いでシーケンス内の他のすべての画像について自動的に行われる。

【 0 0 5 0 】

〔 ボリュームの精緻化 〕

空間ナビゲーションを可能にするためにボリュームを精緻化するには、適切なメモリ管理を、有効に利用され得る再構築に関連付けなければならない。

【 0 0 5 1 】

幅、長さおよび高さをそれぞれ表すデカルト座標系（ x, y, z ）に基づくボリュームによって、ナビゲーションの間の最適な計算時間を可能にするシンプルなビューが提供される。

【 0 0 5 2 】

適切なメモリ管理のために、ボリュームは、その全体が格納され使用されることはなく、分割される。この情報はしたがって一連の画像群（それぞれがボリューム内の「高さ」を表す）として組み込まれる。こうした組込み（編成）は図 4 に示されている。この図では平行六面体 P を見る事ができる。ここで、ボリュームは、 z 軸に沿って平行に分布した面 P A、P B、P C、P D、P E によって表される。座標系（ x, y, z ）では、面（ y, z ）が、図 3 の面 P 1 および面 P 5 の二等分面に対して平行となっている。

【 0 0 5 3 】

一連の連続平行画像群を使用してボリュームを作成することによって、空間内で点のデカルト座標が規則的に分布していないアンギュラ画像の場合と比べて、処理が簡略化される。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

新しい画像（すなわち面 P A、...、P E）の各画像を構築するために、アンギュラ系列内の画像のセットが検査される。これらの画像のそれぞれから、軸スライスの高さ（z 軸上）に対応する線セグメントが、面角度によって引き起こされたオフセットを考慮に入れつつ、抽出される。

【 0 0 5 5 】

こうした抽出が図 5 に示されている。抽出されたセグメント S E G は並置されているが、それらの間の空間は、処理される軸方向断面の高さによって変化し、アンギュラセクションのベースから遠ざかるほど間隔が広がっている。この間隔保持は、取得セット内の画像の数、およびデータキャプチャーの間に選ばれた角度によって決まる。

【 0 0 5 6 】

第 1 の直線と最後の直線との間の空間が、（アンギュラセクションの頂点で生じる）直線の数より小さい場合、重なった直線群の各セットの中間の直線が選択される。空間が直線の数より大きい場合、縦のスライスの最も近い非ゼロ値で埋められる。

【 0 0 5 7 】

外挿のこの構成は、図 6 に示されている。

【 0 0 5 8 】

〔ナビゲーション〕

ナビゲーションは、図 7 に示されているような任意の位置（深さ、角度など）を 3 D 空間の平面図に提供することを可能にしなければならない。この図では、ビューイング面は任意の面であり、すなわち、それは面 P A、... P E のうちの 1 つに対応していなくてもよい。

【 0 0 5 9 】

このナビゲーションは、5 つのパラメータを変更すること、2 つの回転（x 軸に沿った、または y 軸に沿った）を定義すること、および 3 つの平行移動（x 軸、y 軸または z 軸方向の）に基づく。

【 0 0 6 0 】

プレビューを生成するために、軸スライスを表すすべての画像がスキャンされ、各画像から、1 つまたは複数の直線が抽出される。互いの上に並置されたこれらの直線は、ユーザに提示される画像を生成する。

【 0 0 6 1 】

x 軸まわりでの回転が、使用されたスライスを修正し、または、結果として生じた画像内の各列について所定のスライスから抽出された直線の選択を修正する。y 軸まわりの回転は、行について同じ効果を有する。数学的な視点から見て、その問題は非常に対称的である。

【 0 0 6 2 】

コンピュータ処理の視点から見ると、いくつかのケースは、無限の領域に渡って変化する座標系でビューイング面を特徴付ける角度の タンジェント を従来のように用いるのではなく、有限の間隔 [- 1 , + 1] に渡って変化するパラメータを使用するということが他と区別され得る。したがって、小さい勾配を有する面と最も大きい勾配を有する面（水平面に対して角度 4 5 度未満または 4 5 度超）とをそれぞれ異なるやり方で処理することができる。図 8 は、顕著な 2 つのケースを示している。

【 0 0 6 3 】

このように、傾斜を表す数式の係数はやはり - 1 と 1 の間にある。

【 0 0 6 4 】

平行移動は、点のそれぞれの座標を増分することによって達成され、それは、観測面をボリューム内の所望の方向に平行移動する。

【 0 0 6 5 】

回転は、再構築された画像の中心から行われる。十字形によって、ナビゲータの回転の中心点がマーキングされる。この十字形を中心として臓器が置かれる（平行移動 O_x O_y および O_z により）と、2 回転することによって、臓器を見失うリスクなしに臓器全体

10

20

30

40

50

を走査することが可能となる。

【0066】

プレビューが計算されると、計算された点を補足し高品質画像を生成するために、内挿が適用される。画像に詳細を加えるこの操作は、ユーザが0.5秒より長く同位置にとどまる場合にのみ行われる。初期のビューイングが十分であり、より円滑なナビゲーションが保証される。

【0067】

画像に詳細を加えるために、新しい行が、2つの異なるスライスから抽出された行の間に含まれる。この新しい行のピクセルは、隣接する8つの非ゼロピクセルを平均することにより計算される。

【0068】

〔結果〕

下記の説明は、3GHzのプロセッサおよび512MbのRAMを有するコンピュータ上で上記の方法を実行することによって得られたいくつかの結果を提示している。

【0069】

使用されるデータのボリュームは、以下のとおりである。

- 140 × 140 の100画像(200万ピクセル)、
- 235 × 235 の170画像(930万ピクセル)、
- 245 × 245 の180画像(1080万ピクセル)。

【0070】

前処理については、結果は、処理された画像の密度および生成された画像の密度に依存する。このため、ボリュームは、制限されかつ構成された密度で計算される。

【0071】

入力される画像の密度は、超音波診断装置からこれらの画像を抽出したユーザによって行われる選択に依存する。

【0072】

この方法によって生成されるボクセル数より遥かに大きい、音波検査装置のピクセル数を有している必要はない。生成されたボリュームが1000万ピクセル未満であるとき、提供されたピクセル数(画像の数 × 高さ × 幅(ピクセル)に等しい)は、関心領域の中心合わせを再び行った後、同じ桁数でなければならない。

【0073】

超音波診断装置によって提供された画像セットが1000万ピクセルを超えない場合、前処理に1分かからないことがテストによって示されている。画像の数は、計算時間の重要な要因である。その数は、よい性能(例えば320 × 320ピクセルの95画像、または400 × 400ピクセルの60画像をもたらす)を維持するには100を超えてはならない。

【0074】

10

20

30

【表1】

表1：前処理時間

1000万 ピクセルの 画像入力数	生成された ボリューム (100万 ピクセル)	前処理時間 (秒)
60	2	30
95	2	40
60	9.3	55
95	9.3	65
60	10.8	66
95	10.8	75

10

【0075】

ナビゲーションの間、フレームレートは、ボリュームの密度に大きく依存する。200万ピクセルでは、それは17fpsと28fpsの間で変化する。930万のピクセルでは、それは7fpsと11fpsの間で変化する、円滑にナビゲートするのに十分である。

20

【0076】

【表2】

表2：ナビゲーションの円滑さ

ボリュームの定義 (100万ピクセル)	フレームレート (画像/秒)
2	18~28
4.2	11~16
6.6	8~12
9.3	7~11
10.8	4~6

30

【0077】

前処理時間および円滑さに関する結果は、非常に良好である。コンピュータが強力になるにつれて、処理された画像の鮮明度およびナビゲーションプレビューの鮮明度はますます正確になる。したがって、提供された画像の精度、ならびに生成されたボリュームに対して設けられる制限は、絶えず進化している。

40

【0078】

〔ヒューマンマシンインターフェース〕

超音波プローブを用いた仕事に慣れている人が確実にインターフェースを適応させ、また直観的に使用できるように、図9に示された特定のインターフェースが開発された。

【0079】

したがって、インターフェースは、5つのナビゲーション変数(3つの平行移動および2つの回転)を修正するためのツールROTおよびTRNSと共に、計算されたスライス面Pcalcを備え、また、3D空間の観測された面の位置の可視化VISUを備えている。十字形CXは、ブラウザの回転の中心点をマーキングする。(平行移動Ox OyおよびOzにより)この十字形を中心として臓器が置かれると、2回転することによって、

50

臓器を見失うリスクなしに臓器全体をスキャンすることが可能となる。

【0080】

ソフトウェアオプションで、生成されたボリュームを構成するピクセル数を選択することが可能である。したがって、ユーザは、使用されるマシンに合わせて、および、結果の所望の詳細レベルに合わせて計算時間を調整することができる。

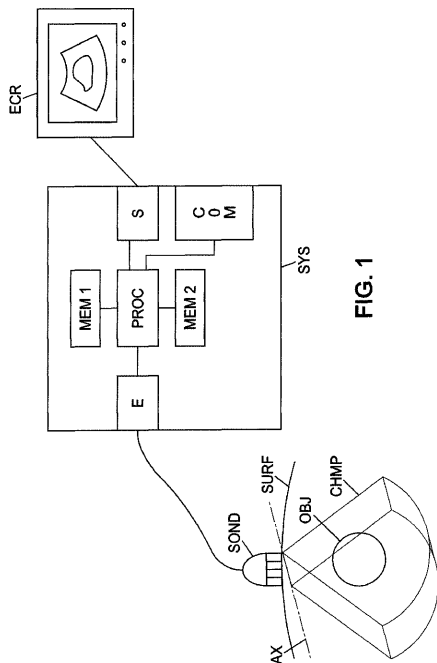
【0081】

過剰な数のピクセルを処理することを回避するために、入力画像の密度が高すぎる場合には、入力画像のサイズおよび数を減少させるための画像「デシメータ」を追加することができる。

【0082】

ソフトウェアは、任意のタイプのマシン上で使用できるように、Java（登録商標）プログラミング言語でプログラムすることができる。

【図1】



【図2】

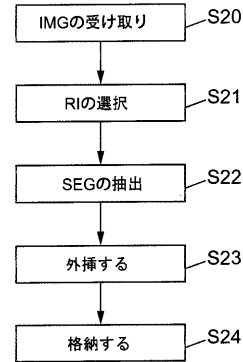


FIG. 2

【 図 3 】

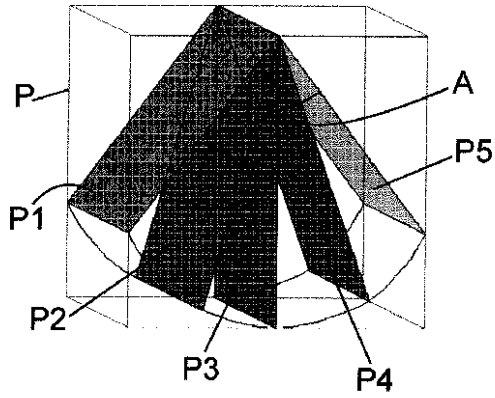


FIG. 3

【 図 4 】

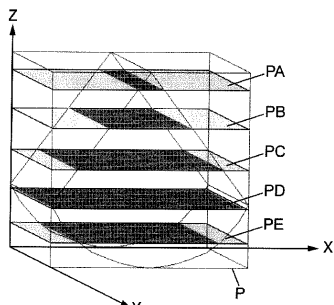


FIG. 4

【 図 6 】

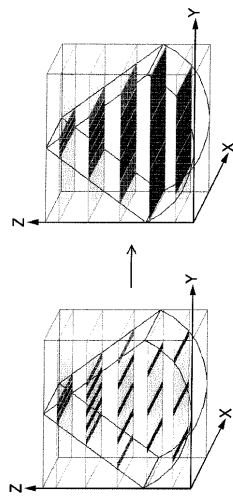


FIG. 6

【 図 5 】

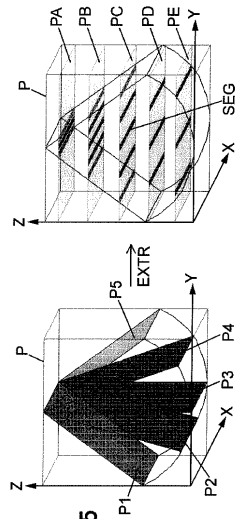


FIG. 5

【 図 7 】

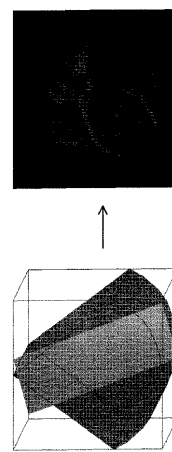


FIG. 7

【 図 8 】

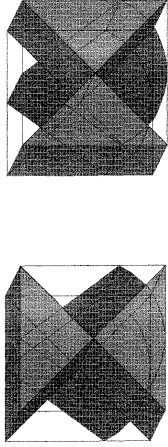


FIG. 8

【 図 9 】

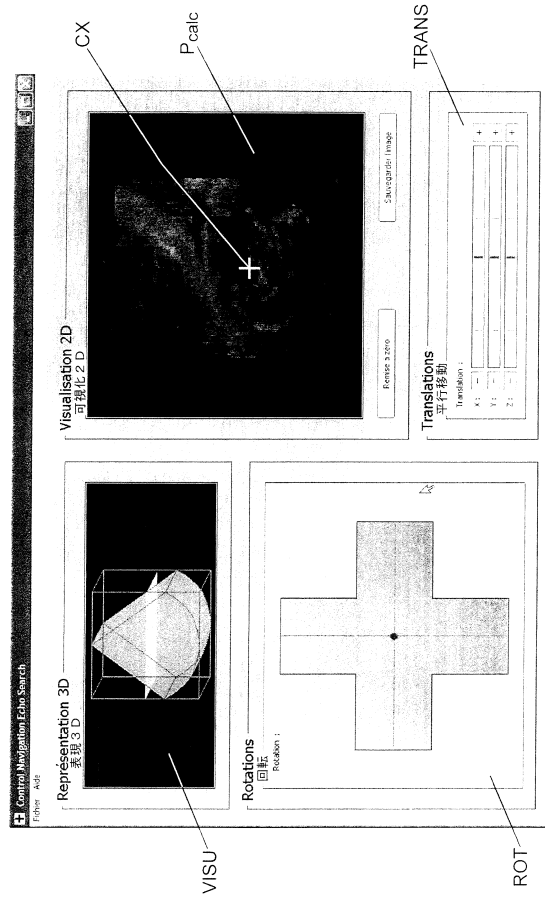


FIG. 9

フロントページの続き

- (74)代理人 100129610
弁理士 小野 暁子
- (72)発明者 ヴァンサン、 ニコル
フランス共和国 エフ - 7 5 0 1 3 パリ リュ パスカル 4 2
- (72)発明者 ブーシェ、 アルノー
フランス共和国 エフ - 6 0 5 6 0 オリ ラ ヴィル リュ デ ジョンキーユ 6
- (72)発明者 アルベイク、 フィリップ
フランス共和国 エフ - 3 7 3 0 0 ジュエ レ トゥール リュ デュ マノワール 1 7
- (72)発明者 クロペ、 フロランス
フランス共和国 エフ - 7 5 0 1 3 パリ スクワール グランジュ 1

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0114757 (US, A1)
米国特許第05396890 (US, A)
特開2004-209247 (JP, A)
特表2006-527054 (JP, A)
Wei Huang et al., MMSE reconstruction for 3D freehand ultrasound imaging, Journal of Biomedical Imaging, 2008年 1月, Volume 2008, Article No. 2, Article ID 274164

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
G 0 1 N 2 9 / 0 0 - 2 9 / 5 2
G o o g l e S c h o l a r

专利名称(译)	超声波浏览器		
公开(公告)号	JP5725474B2	公开(公告)日	2015-05-27
申请号	JP2011549644	申请日	2010-02-09
申请(专利权)人(译)	Yuniberushite巴黎笛卡尔		
当前申请(专利权)人(译)	Yuniberushite巴黎笛卡尔 中心Osupitarie商业中心统一莱斯瓷砖威赛德之旅		
[标]发明人	ヴァンサンニコル ブーシェアルノー アルベユフィリップ クロペフロランス		
发明人	ヴァンサン、ニコル ブーシェ、アルノー アルベユ、フィリップ クロペ、フロランス		
IPC分类号	A61B8/14 G06T15/08		
CPC分类号	G06T15/08 A61B8/14 A61B8/4218 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5207 G06T19/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	伊藤 克博		
优先权	2009050953 2009-02-13 FR		
其他公开文献	JP2012517843A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种方法，包括接收表示预定体积的第一组超声图像数据，其中所述组合并在共享公共区段的第一平面中；基于该组重建至少部分地表示预定体积的第二组图像数据，其中第二组合并在彼此平行的第二面中以及图像数据的处理方法。

1000万 ピクセルの 画像入力数	生成された ボリューム (100万 ピクセル)	前処理時間 (秒)
60	2	30
95	2	40
60	9.3	55
95	9.3	65
60	10.8	66
95	10.8	75