

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4628645号
(P4628645)

(45) 発行日 平成23年2月9日(2011.2.9)

(24) 登録日 平成22年11月19日(2010.11.19)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 15/08 (2011.01) G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 11 外国語出願 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2002-269319 (P2002-269319)	(73) 特許権者	599092996
(22) 出願日	平成14年9月17日 (2002. 9. 17)		ジーイー・メデイカル・システムズ・クレ
(65) 公開番号	特開2003-204963 (P2003-204963A)		ツツテヒニク・ゲゼルシャフト・ミット・
(43) 公開日	平成15年7月22日 (2003. 7. 22)		ベシユレンクテル・ハフツング・ウント・
審査請求日	平成17年9月15日 (2005. 9. 15)		コンパニー・オツフエネハンデルスゲゼル
審査番号	不服2009-6401 (P2009-6401/J1)		シャフト
審査請求日	平成21年3月26日 (2009. 3. 26)		オーストリア国ツイプフ・テイーフェンバ
(31) 優先権主張番号	09/954805		ツハ 1 5
(32) 優先日	平成13年9月18日 (2001. 9. 18)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の2Dスライスから画像を作成するための超音波診断方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コントラスト増強し、実時間で更新された4Dボリューム・レンダリング画像を生成するための医学診断用超音波システムであって、

物体の一部の体積領域(16)から超音波情報を実時間で受け取る超音波トランスデューサと、

前記体積領域(16)から実時間で受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するメモリ(20)と、

前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップする3Dレンダリング・ボックス(30)の厚さ(32)を定義するレンダリング・ボックス制御モジュール(40)と、

前記超音波トランスデューサが超音波情報を実時間で受け取り続けている間に、前記3Dレンダリング・ボックス(30)内に前記隣接する画像線又は平面を投影し、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて前記3Dレンダリング・ボックス(30)内の前記隣接する画像線又は平面を実時間で処理し、表示装置(67)へ前記3Dレンダリング・ボックス(30)を2D画像上に投影するボリューム・レンダリング処理装置(46)と、

を有し、

前記レンダリング・ボックス制御モジュール(40)が前記コントラストの変更のために前記3Dレンダリング・ボックス(30)の前記厚さ(32)をオペレータにより変更可能とするためのインタフェースを備える、医学診断用超音波システム。

10

20

【請求項 2】

超音波情報を受け取る前記超音波トランスデューサは 3 D トランスデューサ又は 2 D マトリクス・アレイである、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出するボクセル相関手法に基づいて前記画像線又は平面を作成するボリューム走査変換器 (4 2) を含んでいる請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記物体の一部の体積領域 (1 6) からの超音波情報は、位置決めセンサを用いる 3 D フリーハンド走査手法によって得られる、請求項 1 記載のシステム。

10

【請求項 5】

前記物体の一部の体積領域 (1 6) からの超音波情報は、位置決めセンサを用いない 3 D フリーハンド走査手法によって得られる、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

更に、前記画像線又は平面を形成するために走査変換する前に前記超音波情報を記憶する第 2 のメモリを含んでいる請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

前記ボリューム・レンダリング処理装置 (4 6) は前記画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも 1 つを実行する、請求項 1 記載のシステム。

20

【請求項 8】

前記トランスデューサは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2 D 複合イメージング、カラー・ドップラー、スペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも 1 つで動作することができる、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 9】

前記トランスデューサは組織の高調波イメージング情報を受け取る、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 10】

前記トランスデューサはパルス反転高調波イメージング情報を受け取る、請求項 1 記載のシステム。

30

【請求項 11】

オペレータが、前記 3 D レンダリング・ボックス (3 0) を投影する前記平面を異なる平面に切り替えることができる、請求項 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明の実施の形態は一般的には超音波イメージングに関する。より具体的に述べると、本発明の様々な実施の形態は異なる空間位置における複数の 2 D スライスから 2 D 画像を作成するための装置及び方法を対象とする。

40

【0002】

【発明の背景】

従来の 2 D 超音波スキャナは、トランスデューサを使用して超音波パルスを送信し且つ身体内部の構造からのエコーを受信することによって 2 次元スライスを生成する。トランスデューサが一つの位置に保持されている間に、2 D 走査領域全体に亘って多数の点へパルスが発射される。走査領域は単一の平面内に形成され、且つ非常に薄い厚さを有する。エコー情報は、2 D 画素より成る平面状画像として表示される。表示された情報は、周波数、焦点範囲、並びに軸方向及び横方向分解能のようなトランスデューサの固有の特性に依存する。トランスデューサの或る特定の特性 (例えば、送信周波数及び受信周波数) は変えることができるが、従来の 2 D 画像において組織のコントラストを改善することによ

50

て画像品質を改善することは依然として望ましいことである。従って、組織のコントラストを改善し続ける超音波イメージング方法及び装置が必要とされている。

【0003】

2つの従来のコントラスト増強方法は、フィルタ処理と動的ウィンドウの利用とに関する。これらのフィルタ処理及びウィンドウ機能による方法は、スペックル（斑点）が存在しているので、画像内の情報量を低減することがある。従って、スペックルを低減することによって組織のコントラストを改善する超音波イメージング方法及び装置が必要とされている。

【0004】

【発明の概要】

本発明の一実施形態によれば、コントラスト増強した2D画像を生成するための医学診断用超音波システムを提供し、該システムは、物体の一部の体積領域から超音波情報を受け取る超音波トランスデューサと、前記体積領域からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するメモリと、前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップするレンダリング・ボックスの厚さを定義するレンダリング・ボックス制御モジュールと、前記レンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を組み合わせ、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するボリューム・レンダリング処理装置とを有する。

【0005】

超音波トランスデューサは3Dトランスデューサ又は2Dマトリクス・アレイとすることができる。本システムは更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出する幾何学的情報に基づいて画像線又は平面を作成するボリューム走査変換器を含むことができる。ボリューム・レンダリング処理装置は実時間でレンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を投影することができる。本システムは更に画像線又は平面を形成するための走査変換を行う前の超音波情報を記憶するメモリを含むことができる。ボリューム・レンダリング処理装置は表面テクスチャ及び最大透明度についてのアルゴリズムを採用することができる。ボリューム・レンダリング処理装置は画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも1つを行うことができる。トランスデューサは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、及びスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つで動作することができる。トランスデューサは組織の高調波イメージング情報を受け取ることができる。またトランスデューサはパルス反転高調波イメージング情報を受け取ることができる。

【0006】

本発明の別の実施形態によれば、医学診断用超音波システムで画像コントラスト増強のための2D画像表現を生成する方法を提供し、該方法は、物体の一部の体積領域から超音波情報を受け取るステップと、前記体積領域からの受け取った超音波情報から形成される隣接する画像線又は平面を記憶するステップと、前記隣接する画像線又は平面の一部分にオーバーラップするレンダリング・ボックスを形成するステップと、前記レンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を組み合わせ、コントラストを増強するボリューム・レンダリング手法に基づいて2D画像上に投影するために、レンダリング・ボックスをボリューム・レンダリングするステップとを有する。

【0007】

超音波情報を受け取る前記ステップは3Dトランスデューサ又は2Dマトリクス・アレイによって実行することができる。本方法は更に、ボクセル・データを導き出すために近隣の超音波情報の位置を算出する幾何学的情報に基づいて画像線又は平面を作成するボリューム走査変換を行うステップを含むことができる。ボリューム・レンダリングする前記ステップは、実時間でレンダリング・ボックス内の画像線又は平面の部分を投影することができる。本方法は更に画像線又は平面を形成するための走査変換を行う前の超音波情報を

10

20

30

40

50

記憶するステップを含むことができる。ボリューム・レンダリングする前記ステップは、画像線又は平面について次の演算、すなわち、表面テクスチャ、最大透明度、最小透明度、及びグラディエント光レンダリングのうちの少なくとも1つを行うことができる。超音波情報を受け取る前記ステップは次の取得モード、すなわち、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、カラー・ドップラー、及びスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法のうちの少なくとも1つを用いることができる。超音波情報を受け取る前記ステップは、組織の高調波イメージング情報を受け取ることを含むことができる。また超音波情報を受け取る前記ステップはパルス反転高調波イメージング情報を受け取ることを含むことができる。

【0008】

10

【発明の詳しい説明】

上記の発明の概要、並びに以下の本発明の好ましい実施形態の説明は、添付の図面を参照することによりよりよく理解されよう。本発明の好ましい実施形態を例示する目的で、図面には、現時点で好ましいと考えられる実施形態を示している。しかしながら、本発明が添付の図面に示される配置構成及び手段に制限されないことは勿論である。

【0009】

図1は本発明の一実施形態に従って形成された超音波システムを例示している。該システムは、送信器12及び受信器14に接続されたプローブ10を含んでいる。プローブ10は超音波パルスを送出し、そして被走査超音波ボリューム16の内部の構造からのエコーを受け取る。メモリ20が、被走査超音波ボリューム16から導き出された受信器14からの超音波データを記憶する。ボリューム16は様々な手法(例えば、3D走査、実時間3Dイメージング、ボリューム走査、位置決め用センサを持つトランスデューサを用いる2D走査、ボクセル補正手法を用いたフリーハンド走査、2D又はマトリクス・アレイ・トランスデューサなど)によって得ることができる。

20

【0010】

トランスデューサ10は線形又は弓形経路に沿うように移動しながら、関心領域(ROI)を走査する。各々の線形又は弓形経路の位置で、トランスデューサ10は走査平面18を得る。走査平面18是一群又は一組の隣接した走査平面18からのような、或る厚さで収集される。走査平面18はメモリ20に記憶され、次いでボリューム走査変換器42に送られる。実施形態によっては、トランスデューサ10は走査平面18の代わりに線を求めてもよく、またメモリ20は走査平面18よりもむしろトランスデューサ10によって得られた線を記憶してもよい。ボリューム走査変換器42は制御入力40からスライス厚さ設定値を受け取り、該制御入力40は走査平面18から生成すべきスライスの厚さを確認する。ボリューム走査変換器42は複数の隣接する走査平面18から1つのデータ・スライスを生成する。各データ・スライスを形成するために組み合わせられる隣接する走査平面18の数は、スライス厚さ制御入力40によって選択された厚さに依存する。データ・スライスはスライス・メモリ44に記憶され、且つボリューム・レンダリング処理装置46によって呼び出される。ボリューム・レンダリング処理装置46はデータ・スライスについてボリューム・レンダリングを実行する。ボリューム・レンダリング処理装置46の出力はビデオ処理装置50及び表示装置67へ送られる。

30

40

【0011】

各エコー信号サンプル(ボクセル)の位置は幾何学的正確さ(すなわち、一ボクセルから隣接の次のボクセルまでの距離)及び超音波応答(及び超音波応答からの導き出された値)で定義される。適当な超音波応答には、グレースケール値、カラー・フロー値、及び血管又はパワー・ドップラー情報が含まれる。

【0012】

図2は、一実施形態に従って図1のシステムによって取得される実時間4Dボリューム16を示している。ボリューム16は扇形断面を含み、その半径方向境界22及び24は角度26で互いから離れる。プローブ10は、各走査平面18内の隣接する走査線に沿って走査するために超音波発射を縦方向に電子的に集束し且つ方向付けし、また且つ隣接する

50

走査平面 18 を走査するために超音波発射を横方向に電子的又は機械的に集束し且つ方向付けする。図 1 に示されるような、プローブ 10 によって得られる走査平面 18 はメモリ 20 に記憶され、そしてポリウム走査変換器 42 によって球面座標からデカルト座標へ走査変換される。複数の走査平面を含んでいるポリウムはポリウム走査変換器 42 から出力され、スライス・メモリ 44 にレンダリング・ボックス 30 (図 2) として記憶される。スライス・メモリ 44 内のレンダリング・ボックス 30 は複数の隣接する画像平面 34 から形成される。

【 0 0 1 3 】

レンダリング・ボックス 30 は、スライス厚さ 32、幅 36 及び高さ 38 の寸法をオペレータによって定義することができる。ポリウム走査変換器 42 は、所望の厚さのレンダリング・ボックス 30 を形成するためにスライスの厚さパラメータを調節するようにスライス厚さ制御入力 40 によって制御することができる。レンダリング・ボックス 30 はポリウム・レンダリングする被走査ポリウム 16 の部分を指定する。ポリウム・レンダリング処理装置 46 はスライス・メモリ 44 にアクセスして、レンダリング・ボックス 30 の厚さ 32 に沿ってレンダリングを行う。

10

【 0 0 1 4 】

動作中、予め定義されたほぼ一定の厚さを持つ 3D スライス (これは、レンダリング・ボックス 30 とも称される) がスライス厚さ設定制御装置 40 (図 1) によって取得されて、ポリウム走査変換器 42 (図 1) で処理される。レンダリング・ボックス 30 を表すエコー・データはスライス・メモリ 44 に記憶させることができる。予め定義される厚さは典型的には 2 mm ~ 20 mm であるが、2 mm より小さい厚さ又は 20 mm より大きい厚さも用途や走査対象の領域の寸法によっては適切なこともある。スライス厚さ設定制御装置 40 は離散的な又は連続した厚さ設定値を持つ回転自在のノブを含んでいてよい。

20

【 0 0 1 5 】

ポリウム・レンダリング処理装置 46 はレンダリング・ボックス 30 を画像平面 34 の画像部分 48 上へ投影する。ポリウム・レンダリング処理装置 46 内での処理に続いて、画像部分 48 内の画素データをビデオ処理装置 50 に通してから表示装置 67 へ送ることができる。

【 0 0 1 6 】

レンダリング・ボックス 30 は任意の位置に配置して、被走査ポリウム 16 内で任意の方向に配向することができる。状況によっては、走査している領域の寸法に依存して、レンダリング・ボックス 30 が被走査ポリウム 16 のうちの小部分のみになるようにすることが有利なことがある。

30

【 0 0 1 7 】

一旦レンダリング・ボックス 30 が被走査ポリウム 16 に対して配置されると、ポリウム・レンダリング処理装置 46 がレンダリング・ボックス 30 を通して投影演算を行って、隣接する画像平面 34 内のボクセルを組み合わせる。隣接するボクセルは組み合わせられて単一の 2D レンダリング後画像を形成する。組み合わせるべきボクセルは所望のビュー及び投影角度によって決定される。例えば、レンダリング・ボックス 30 に対して直交方向のビューが望ましい場合は、レンダリング処理は、画像平面 34 に直角に且つ画像平面 34 を通って伸びる線又は射線に沿って配列されたボクセルを組み合わせる。

40

【 0 0 1 8 】

画像部分 48 への投影方向が中央の画像平面 34 に対して直交方向であってよいが、必ずしも直交方向である必要はない。例えば、走査角度 26 が比較的小さい場合、画像平面 34 は互いに対して平行でなくてもよく、又は画像平面 34 が記憶される基準座標系に平行でなくともよい。従って、レンダリング・ボックス 30 が基準座標系に平行である場合、投影は画像平面 34 に対して角度を成して行うことができ、このような場合、画像平面 34 への投影方向は直交方向ではない。この代わりに、レンダリング・ボックス 30 は基準座標系に対して角度を成すように定めてもよい。

【 0 0 1 9 】

50

被走査ボリューム 16 は、一定でない分解能を持つ複数の走査線を含むことがある。一定でない分解能の理由は、超音波エコー・ビームを受け取ったとき、該エコー・ビームは或る特定の深さで焦点外れになり且つ他の深さで焦点が合う結果として厚さが変化するためである。一定でない分解能の誤差はスライス厚さ設定制御装置 40 における予め定義した一定の厚さによって低減することができる。一般的に云えば、厚さを増大させると、一定でない分解能の誤差が低減される。レンダリング・ボックス 30 は必ずしも予め定義した一定の厚さを持っている必要はない。

【0020】

ボリューム・レンダリング処理装置 46 は、一画像平面 34 内の隣接する画素の間で平均化やメジアン・フィルタ処理などの、幾つかの異なるフィルタ処理アルゴリズムを実行することができる。本発明の幾つかの実施形態に関連して用いられるボリューム・レンダリング・アルゴリズムは軟らかい組織のコントラストを増大させる（すなわち、組織の識別性を改善する）。組織の識別性の程度は、選択された予め定義されたスライス厚さ並びに走査する物体に依存する。典型的には、スライスが厚くなると、コントラストは高くなる。

10

【0021】

隣接する画像平面 34 を組み合わせるために本発明の或る特定の実施形態に従って使用されるボリューム・レンダリング・アルゴリズムは以下の一般的な種類、すなわち、最大強度投影と、最小強度投影と、ファジィ・セグメント化をボクセル・テクスチャ情報、深さ情報、グラディエント・シェーディングなどのいずれかと組み合わせる表面レンダリングとを含む。様々な特定のレンダリング・アルゴリズムが、カール・ハインツ・ホーネ、ヘンリイ・フックス、スティファン・エム・ピツァーによって編纂された参考書「3D Imaging in Medicine; Algorithms, Systems, Applications」(NATO ASI Series, 1990 年春出版) に詳しく説明されており、これを引用によって本書に組み入れる。レンダリング・アルゴリズムの組合せをボリューム・レンダリング処理装置 46 において適用することができる。

20

【0022】

ボリューム・レンダリング・アルゴリズムは比較的薄いスライス又は薄いレンダリング・ボックス 30 に作用して、組織のコントラストを改善することができる。比較的小さい患者領域を撮像するとき、レンダリング・ボックス 30 を比較的厚くすると、情報の損失が生じることがある。例えば、オペレータは情報の損失を避けるために小さい腫瘍について比較的薄いレンダリング・ボックス 30 を取ることができ、一方、大きな器官のコントラスト分解能を有意に改善するために腎臓のような器官について比較的厚いレンダリング・ボックス 30 を取ることができる。ボリューム・レンダリング・アルゴリズムを比較的薄いレンダリング・ボックス 30 に適用することにより、特に小さい被走査ボリューム 16 において、B 画像のコントラストが改善される。

30

【0023】

一実施形態では、表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの混合より成るレンダリング・モードにより、関心領域の実時間表示が得られる。実時間表示により医師は該領域の診断を行うとき一層融通性が与えられる。レンダリング・モードが表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの混合より成る場合の代替の実施形態では、表示は実時間ではない。表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードの様々な比率をレンダリング・ボックス 30 について用いることができる。例えば、最終的な 2D 画像は表面テクスチャ画像のグレー値の 60% と透明最大画像のグレー値の 40% とで構成することができる。60% / 40% 以外の比率も適しており、80% / 20%、75% / 25% 及び 70% / 30% の比率が含まれる。これら以外の比率も適用することができる。表面テクスチャ及び透明最大レンダリング・モードにより、スペックル・パターンが少なくなり、且つ組織のコントラストが大幅に改善される（すなわち、信号 / ノイズ比が改善される）。組織のコントラストの改善により、器官内の散在する傷害を見つけるのが容易になる。

40

【0024】

50

組織のコントラストを改善するために比較的薄いレンダリング・ボックス30についてボリューム・レンダリング・アルゴリズムを用いる実施形態は、下記の3D又は3D実時間(4D)取得モード、或いは下記の3D又は3D実時間(4D)取得モードの組合せについて用いることができる。これらのモードは、通常のグレースケール超音波検査法、2D複合イメージング、組織高調波イメージング、パルス反転高調波イメージング、カラー・フロー・マッピング(CFM)を用いる二重超音波検査法、パワー・ドップラーを用いる二重超音波検査法、又はスペクトル・ドップラーを用いる二重超音波検査法である。

【0025】

表示装置67上への3Dレンダリング・ボックス30の投影のため、本発明の別の実施形態では、多面表示モードを使用して、実時間4D走査においてレンダリングを実行する。多面表示モードを持つ表示装置70が図3に示されている。説明を容易にするため、表示装置70内の4つの全ての画像を略して描いてある。多面表示モードにより、オペレータは、求めているB画像71(図3の左上)と、B画像71に直交して、トランスデューサが移動する走査方向に見られる平面72と、平面71及び72と直交するコロナル平面74と、コントラストを増強するためにボリューム・レンダリングした画像76とを見ることが出来るようになる。多面表示を備えた実時間4D走査は、記憶された静止3Dボリュームのレンダリングと同様であるが、4D走査中に適用される。レンダリング・ボックス30の投影はコロナル平面74へ行われる。しかしながら、オペレータはレンダリング・ボックス30を3つの平面71、72又は74のいずれへも投影させることができる。レンダリング・ボックス30を投影させる平面(例えば、71、72又は74)を切り替えるためにオペレータによって大きいボリューム掃引角度26を選ぶことができる。従って、毎秒当りのボリューム・レートが低くなる。(胸部のような)動かない構造の場合、毎秒当りのボリューム・レートが低くなくても問題はない。

【0026】

2D表示装置67上への3Dレンダリング・ボックス30の投影のため、本発明の更に別の実施形態では、実時間4D走査におけるボリューム・レンダリングを疑似2Dモードとして実行する。非常に小さいボリューム掃引角度26を使用する。図4に示されるように、分割画面78を用いて、(a)ボリューム・レンダリングを行う平面80上の典型的なB画像と、(b)本発明の一実施形態に従ってボリューム・レンダリングされた画像82とを示すことができる。画像80及び82は略して示されている。ボリューム掃引角度26が小さいので、ボリューム・レート(毎秒当りの表示される画像数又はフレーム・レート)は高い。

【0027】

表示装置67上へレンダリング・ボックス30を投影するため、本発明の幾つかの実施形態では、記憶された静止3Dボリュームについてレンダリングを実行する。この処理は図2に示した処理と同様であり、図2に示した実時間4Dボリューム・レンダリング画像の実施形態に関連して説明する。まず、オペレータにより、投影を行う平面として所望の平面を選択する。次いで、オペレータにより、適当な厚さを選択する。これらの2つのステップ後に、レンダリング・ボックス30が生成されており、このレンダリング・ボックス30は記憶されたボリューム内で自由に動かすことができる。

【0028】

本発明の好ましい実施形態について説明したが、発明の範囲から逸脱することなく種々の変更を行うことができると共に等価物と置換できることが当業者には理解されよう。更に、発明の範囲から逸脱することなく特定の状況又は材料を発明の教示に適合させるように多くの修正をなすことができる。従って、本発明は開示した特定の実施形態に限定されるのではなく、本発明は特許請求の範囲内にある全ての実施形態を含むものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成された装置のブロック線図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って形成されたレンダリング・ボックスの等角投影図である。

10

20

30

40

50

【図3】本発明の一実施形態に従ったボリューム・レンダリング・イメージングの実施形態の例を表示する超音波表示の概略図である。

【図4】本発明の一実施形態に従った分割画面表示を例示する線図である。

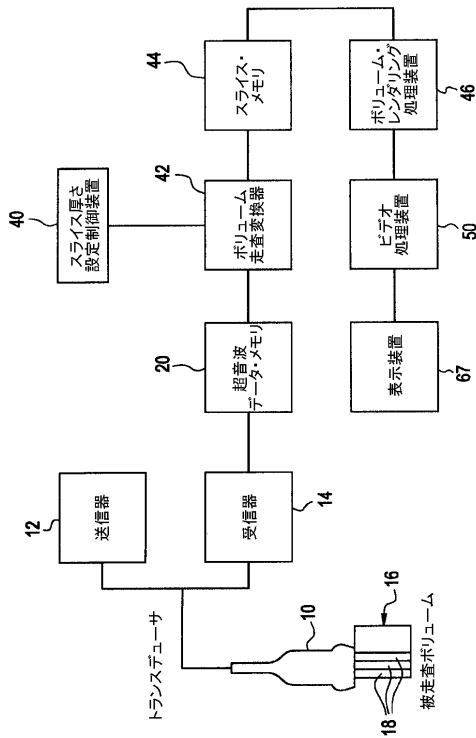
【符号の説明】

- 10 プローブ
- 16 超音波被走査ボリューム
- 18 走査平面
- 22、24 半径方向境界
- 26 ボリューム掃引角度
- 30 レンダリング・ボックス
- 32 スライス厚さ
- 34 画像平面
- 36 幅
- 38 高さ
- 48 画像部分
- 70 表示装置
- 71 B画像
- 72 平面
- 74 コロナル平面
- 76 画像
- 78 分割画面
- 80 B画像
- 82 画像

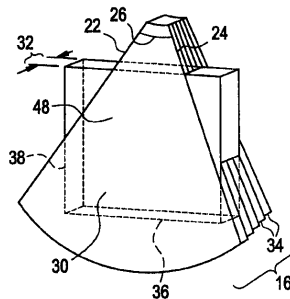
10

20

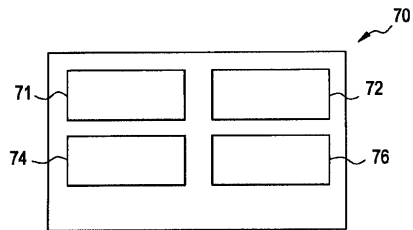
【図1】



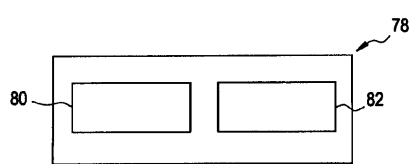
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

- (72)発明者 ヘルムート・ブランドル
オーストリア、4870・プファッフィング、ジーゲルハイド・16番
- (72)発明者 ジョセフ・シュタイニンガー
オーストリア、4870・ヴォックラマルクト、シュルニドハム・20番
- (72)発明者 アーサー・グリツキー
オーストリア、4710・ボルハム、ホルンズバーグ・17番

合議体

- 審判長 郡山 順
審判官 石川 太郎
審判官 後藤 時男

- (56)参考文献 特開平11-56840(JP,A)
特開平11-313824(JP,A)
特開平11-221220(JP,A)
特開2000-316861(JP,A)

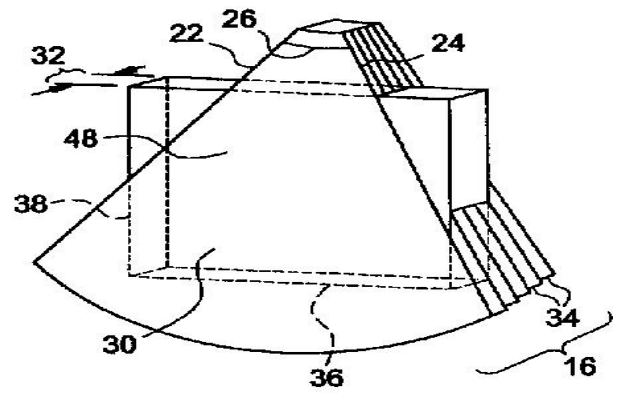
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00, G06T 15/00

专利名称(译)	用于从多个2D切片创建图像的超声诊断方法和设备		
公开(公告)号	JP4628645B2	公开(公告)日	2011-02-09
申请号	JP2002269319	申请日	2002-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	KRETZTECHN AKTIENGES		
申请(专利权)人(译)	Kuretsutsutehiniku 激活因子恩Gezerushiyafuto		
当前申请(专利权)人(译)	GE Medeikaru 系统Kuretsutsutehiniku-Gezerushiyafuto-Mitsuto-Beshiyurenkuteru-GMBH UND COMPAGNIE 大津关能源差点洛杉矶Gezerushiyafuto		
[标]发明人	ヘルムートブランドル ジョセフシュタイニンガー アーサーグリツキー		
发明人	ヘルムート・ブランドル ジョセフ・シュタイニンガー アーサー・グリツキー		
IPC分类号	A61B8/00 G06T15/08 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00 G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C301/BB05 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/CC01 4C301/DD02 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB09 4C301/JB28 4C301/JC14 4C301/KK09 4C301/KK17 4C301/KK22 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB17 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC22 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B080/AA17 5B080/FA17 5B080/GA11 5B080/GA22		
代理人(译)	小仓 博		
助理审查员(译)	石川太郎 东京转到		
优先权	09/954805 2001-09-18 US		
其他公开文献	JP2003204963A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于获得2D超声图像的方法和系统。该方法包括从所述对象（16）中，从卷区域的超声信息容积扫描转换处理渲染箱的容积区域的一部分接收超声波信息的步骤（30）并且体绘制渲染框以使用体绘制技术将渲染框（30）投影到2D切片上。从一些物体的体积区域（16）和超声换能器接收的超声波信息的系统中，从卷区域获得的体积扫描转换器来处理呈现盒（30）（42），以及体积渲染处理器（46），用于使用用于对比度增强的体绘制技术将渲染框（30）投影到2D切片上。

【 図 2 】



【 図 3 】