

(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2010-11904

(P2010-11904A)

(43) 公開日 平成22年1月21日(2010.1.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-172117 (P2008-172117)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成20年7月1日(2008.7.1)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

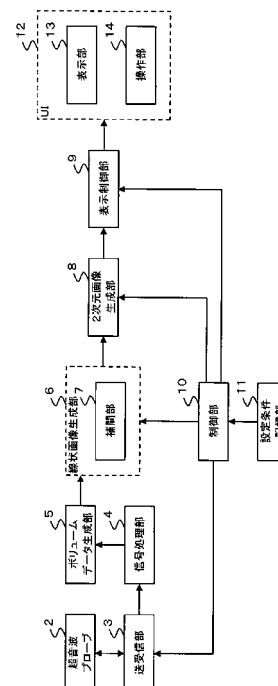
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】撮影対象である3次元領域を一様に表わす画像データを生成することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】線状画像生成部6は、連続する複数の面で構成される画像生成面をボリュームデータ内に設定し、画像生成面に沿って第1の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する。2次元画像生成部8は、線状画像データを第2の間隔ごとに順番に平面に配置することで、平面における2次元画像データを生成する。表示制御部9は、2次元画像データに基づく2次元画像を表示部13に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を超音波で撮影することでボリュームデータを取得する画像取得手段と、
曲面を有して連続する面で構成される画像生成面を前記ボリュームデータ内に設定し、
前記画像生成面を平面に展開した 2 次元画像データを生成する画像生成手段と、
前記 2 次元画像データに基づく 2 次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータのうちの少なくとも一部のボリュームデータのすべてのデータを反映した前記 2 次元画像が生成されるように、前記画像生成面の形状を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記画像生成手段は、
前記画像生成面に沿って第 1 の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する線状画像生成手段と、
前記線状画像データを第 2 の間隔ごとに順番に平面に配置することで、前記平面における 2 次元画像データを生成する 2 次元画像生成手段と、
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記線状画像生成手段は、向きが異なる前記複数の面が連続して繋がっている前記画像生成面を前記ボリュームデータ内に設定し、前記画像生成面に沿って前記第 1 の間隔ごとに前記線状画像データを生成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記線状画像生成手段は、前記画像生成面に沿って前記 1 の間隔ごとに、前記画像生成面に沿う方向とは略直交する方向に向かう前記線状画像データを生成することを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記線状画像生成手段は、前記線状の領域の周囲にある点における画像データに基づいて、前記線状画像データを補間して求めることを特徴とする請求項 3 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記線状画像生成手段は、前記第 1 の間隔の幅に応じて、前記補間に用いる前記周囲の点の数を変えて、前記補間によって前記線状画像データを生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御手段は、前記第 1 の間隔の幅に応じて、前記 2 次元画像の表示サイズを変えて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 3 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体を超音波で撮影することで取得されたボリュームデータを受けて、連続する複数の面で構成される画像生成面を前記ボリュームデータ内に設定し、前記画像生成面に沿って第 1 の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する線状画像生成手段と、
前記線状画像データを第 2 の間隔ごとに順番に平面に配置することで、前記平面における 2 次元画像データを生成する 2 次元画像生成手段と、
前記 2 次元画像データに基づく 2 次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする医用画像処理装置。

40

【請求項 10】

コンピュータに、
被検体を超音波で撮影することで取得されたボリュームデータを受けて、連続する複数の面で構成される画像生成面を前記ボリュームデータ内に設定し、前記画像生成面に沿っ

50

て第 1 の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する線状画像生成機能と、
前記線状画像データを第 2 の間隔ごとに順番に平面に配置することで、前記平面における 2 次元画像データを生成する 2 次元画像生成機能と、
前記 2 次元画像データに基づく 2 次元画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、
を実行させるための医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて超音波画像を生成して表示する超音波診断装置に関する。特に、この発明は、3次元のボリュームデータに基づいて超音波画像を生成して表示する超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて被検体内の組織の形態を表す超音波画像データを生成する。例えば、超音波診断装置は、被検体内を超音波で走査することで、3次元のボリュームデータを生成することができる。従来においては、そのボリュームデータに基づいて、任意の断面における2次元の画像データを生成し、その2次元の画像データに基づく2次元画像を表示していた。また、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、組織を立体的に表わす3次元画像データを生成し、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示していた。さらに、ボリュームデータに対して複数の断面を設定し、各断面における2次元画像データを生成して表示していた（例えば特許文献1）。

20

【0003】

【特許文献1】特開2007-319467号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

2次元画像を表示する方法では、1フレームの2次元画像には、ある断面における組織の形態が表されるだけであるため、1フレームの2次元画像によって撮影対象である3次元領域の全体を表示することができない。そのため、ボリュームデータに対して位置が異なる複数の断面を設定し、断面ごとに2次元画像データを生成して、複数の2次元画像を順番に表示していた。この表示例について図10を参照して説明する。図10は、従来技術に係る画像データの生成方法と表示方法とを説明するための図である。例えば図10(a)に示すように、ボリュームデータ900に対して、それぞれが平行な4つの断面901、902、903、904を設定し、各断面における2次元画像データを生成する。そして、複数の断面における2次元画像を、時間差をつけながら順番に表示することで、動画のように複数の2次元画像を表示していた。また、複数の断面における2次元画像を、操作者の指示に従って順番に表示していた。例えば図10(b)に示すように、表示装置の画面910に、断面901における2次元画像、断面902における2次元画像、断面903における2次元画像、及び、断面904における2次元画像を、時間差をつけながら順番に表示していた。このように、各断面における2次元画像を順番に表示することで、撮影対象である3次元領域の全体を観察する試みがなされていた。

30

40

【0005】

しかしながら、2次元画像を順番に表示する方法では、ある時点において、ある断面における2次元画像のみが表示されることになる。すなわち、ある断面における2次元画像は、ある時点にのみ表示されることになる。このように、複数の断面における2次元画像を順番に表示する方法では、検査者が3次元領域の全体を一様に観察することは困難であった。そのため、病変部を検査者が見落とすおそれがあり、また、検査者による診断のばらつきが発生するおそれがあった。例えば乳がん検診においては、乳房全体を超音波で走

50

査する。従来の表示方法では、複数の断面における２次元画像を順番に表示するため、乳房全体を一様に観察することが困難であった。

【０００６】

また、ポリウムレンダリングによって生成された３次元画像を表示して、撮影対象である３次元領域の全体を観察するためには、３次元画像を回転したり切り出したりする必要がある。このような観察方法では、３次元領域を部分的に観察することはできても、３次元領域の全体を一様に観察することは困難であった。

【０００７】

また、複数の断面における２次元画像を同時に表示して撮影対象である３次元領域の全体を観察するためには、断面の位置を変更しながら観察する必要がある。この表示例について図１１を参照して説明する。図１１は、複数の２次元画像を同時に表示した画面の１例を示す図である。例えば図１１に示すように、互いに直交する３つの断面９３１、９３２、９３３を設定し、ポリウムデータに基づいて各断面における２次元画像データを生成する。そして、断面９３１における２次元画像９４１、断面９３２における２次元画像９４２、及び断面９３３における２次元画像９４３を並べて、表示装置の画面９２０に同時に表示する。そして、３次元領域の全体を観察するためには、各断面の位置を変えて、その都度、各断面における２次元画像を生成して表示する必要がある。このように、２次元画像を表示する方法では、各断面における画像が表示されるのみであるため、３次元領域の全体を詳細かつ一様に観察することが困難であった。

10

【０００８】

この発明は上記の問題を解決するものであり、撮影対象である３次元領域を一様に表わす画像データを生成することが可能な超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【０００９】

請求項１に記載の発明は、被検体を超音波で撮影することでポリウムデータを取得する画像取得手段と、曲面を有して連続する面で構成される画像生成面を前記ポリウムデータ内に設定し、前記画像生成面を平面に展開した２次元画像データを生成する画像生成手段と、前記２次元画像データに基づく２次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

30

また、請求項９に記載の発明は、被検体を超音波で撮影することで取得されたポリウムデータを受けて、連続する複数の面で構成される画像生成面を前記ポリウムデータ内に設定し、前記画像生成面に沿って第１の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する線状画像生成手段と、前記線状画像データを第２の間隔ごとに順番に平面に配置することで、前記平面における２次元画像データを生成する２次元画像生成手段と、前記２次元画像データに基づく２次元画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

また、請求項１０に記載の発明は、コンピュータに、被検体を超音波で撮影することで取得されたポリウムデータを受けて、連続する複数の面で構成される画像生成面を前記ポリウムデータ内に設定し、前記画像生成面に沿って第１の間隔ごとに線状の領域を表す線状画像データを生成する線状画像生成機能と、前記線状画像データを第２の間隔ごとに順番に平面に配置することで、前記平面における２次元画像データを生成する２次元画像生成機能と、前記２次元画像データに基づく２次元画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させるための医用画像処理プログラムである。

40

【発明の効果】

【００１０】

この発明によると、ポリウムデータ内に画像生成面を設定し、その画像生成面を平面に展開した２次元画像データを生成することで、ポリウムデータが表す３次元領域を一様に表わす画像データを生成することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 1 】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 0 0 1 2 】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、ボリュームデータ生成部 5、線状画像生成部 6、2 次元画像生成部 8、表示制御部 9、制御部 10、設定条件記憶部 11、及び、ユーザインターフェース (UI) 12 を備えている。

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が走査方向に 1 列に配置された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。さらに、超音波プローブ 2 には、走査方向に直交する方向 (揺動方向) に超音波振動子を機械的に揺動させることで 3 次元の領域を走査することができる機械式の 1 次元アレイプローブを用いても良い。

【 0 0 1 4 】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備えている。送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 1 5 】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルス回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルス回路は、各振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数分のパルスを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各振動子に電気信号を供給するようになっている。

【 0 0 1 6 】

また、送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、A/D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【 0 0 1 7 】

信号処理部 4 は、B モード処理部を備えている。B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、送受信部 3 から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部 4 は、ドブラ処理部を備えていても良い。ドブラ処理部は、例えば、送受信部 3 から送られる受信信号を直交検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT 処理を施すことで、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。送受信部 3 から出力される受信信号は、いずれかの処理部にて処理が施される。

【 0 0 1 8 】

ボリュームデータ生成部 5 は、信号処理部 4 により生成された超音波ラスタデータに基づいて 3 次元の領域を表すボリュームデータを生成する。この実施形態では、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、被検体内の 3 次元の領域をスキャンする (ボリュームスキャン)。この場合、ボリュームデータ生成部 5 は、ボリュームスキャンで取得された B モード超音波ラスタデータを信号処理部 4 から順次受け付けて、3 次元の領域を表すボリュームデータを生成する。具体的には、ボリュームデータ生成部 5 は、信号処理部 4 から出力された B モード超音波ラスタデータを、空間情報に基づいた座標系のデータに変換す

10

20

30

40

50

ることによってボリュームデータを生成する（スキャンコンバージョン処理）。１例として、ボリュームデータ生成部５は、Ｂモード超音波ラスタデータを補間処理することによって、等方的なボクセルで構成されるボリュームデータ（ボクセルデータ）を生成する。なお、超音波プローブ２と、送受信部３と、信号処理部４と、ボリュームデータ生成部５とによって、この発明の「画像取得手段」の１例を構成する。

【００１９】

なお、設定条件記憶部１１には、スキャン条件が記憶されている。スキャン条件には、例えば、超音波の走査対象となる３次元の走査領域を示す座標情報、超音波を送信する深さ、及び超音波の走査線密度などが含まれる。制御部１０は、設定条件記憶部１１からスキャン条件を読み込み、送受信部３に出力する。送受信部３は、制御部１０から出力されたスキャン条件に従って、超音波プローブ２に電気信号を供給して超音波を発生させて、３次元の領域を走査する。なお、走査領域を示す座標情報は、例えば、超音波を送受信する角度の範囲が該当する。

10

【００２０】

（線状画像生成部６）

線状画像生成部６は、ボリュームデータ生成部５からボリュームデータを読み込み、連続する複数の面で構成される画像生成面をボリュームデータ内に設定する。そして、線状画像生成部６は、その画像生成面に沿って所定間隔（第１の間隔）ごとに直線状の線状領域を表す線状画像データを生成する。この線状画像データは、直線状の線状領域における画素値を表している。

20

【００２１】

設定条件記憶部１１には、画像生成条件が記憶されている。画像生成条件には、３次元の走査領域を示す座標情報、３次元の走査領域内における画像生成面の位置を示す座標情報、線状画像データを生成する線状領域の位置を示す座標情報、線状画像データを生成する線状領域の向きと長さ、及び、線状画像データを生成する線状領域の間隔（第１の間隔）を示す情報が含まれている。制御部１０は、設定条件記憶部１１から画像生成条件を読み込み、線状画像生成部６に出力する。線状画像生成部６は、画像生成条件に従って、ボリュームデータ内に画像生成面を設定し、その画像生成面に沿って所定間隔ごとに線状画像データを生成する。操作者は操作部１４を用いて画像生成条件を変更することができる。例えば、操作者は操作部１４を用いて、画像生成面を任意に変更することができる。

30

【００２２】

ここで、直方体の３次元領域を表すボリュームデータ（ボクセルデータ）を対象にして線状画像データを生成する場合について、図２を参照して説明する。図２は、線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。例えば図２（ａ）に示すように、線状画像生成部６は、制御部１０から出力された画像生成条件に従って、直方体のボリュームデータ１００に対して、４フレーム相当の画像データを生成するための画像生成面１１０を設定する。画像生成面１１０は、Ｚ－Ｘ面に平行な面（ＺＸ面）と、Ｚ－Ｘ面に直交しＹ－Ｚ面に平行な面（ＹＺ面）とによって構成されている。この実施形態では、画像生成面１１０は、４つのＺＸ面と、隣り合うＺＸ面を繋ぐ３つのＹＺ面とによって構成されている。ＺＸ面とＹＺ面とは連続して繋がっている。このように、画像生成面１１０は、向きが異なる複数の面（ＺＸ面とＹＺ面）が連続して繋がっている。

40

【００２３】

線状画像生成部６は、その画像生成面１１０に沿って所定間隔（第１の間隔）ごとに線状画像データを生成する。このとき、線状画像生成部６は、画像生成面１１０に沿う方向とは直交する方向に向かう線状画像データを生成する。

【００２４】

例えば図２（ｂ）に示すように、線状画像生成部６は、直方体のボリュームデータ１００の１辺である辺ＡからＺＸ面に沿ってＸ方向に辺Ｂまで順番に所定間隔ごとに、画像生成面１１０に沿う方向とは直交するＺ方向に平行な線状画像データを生成する。例えば、線状画像生成部６は、辺Ａから辺Ｂまで所定間隔ごとに、Ｚ方向に平行な線状画像データ

50

1 1 1、1 1 2、1 1 3、1 1 4、・・・を生成する。辺 A から辺 B まで線状画像データを生成することで、1 フレーム分の画像データが生成される。すなわち、Z X 面に沿って辺 A から辺 B まで線状画像データを生成することで、Z X 面に平行な 1 フレーム分の画像データが生成される。

【0 0 2 5】

さらに、線状画像生成部 6 は、辺 B を起点にして、X 方向と Z 方向とに直交する Y 方向に、辺 C まで順番に所定間隔ごとに線状画像データを生成する。すなわち、線状画像生成部 6 は、辺 B から Y Z 面に沿って Y 方向に辺 C まで順番に所定間隔ごとに線状画像データを生成する。

【0 0 2 6】

さらに、線状画像生成部 6 は、辺 C を起点にして、辺 A から辺 B への向きとは逆の方向（- X 方向）に、辺 D まで順番に所定間隔ごとに線状画像データを生成する。辺 C と辺 D とで規定される Z X 面は、辺 A と辺 B とで規定される Z X 面と平行になっている。辺 C から辺 D まで線状画像データを生成することで、Z X 面に平行な 1 フレーム分の画像データが生成される。そして、線状画像生成部 6 は、辺 D を起点にして Y 方向に、辺 E まで順番に所定間隔ごとに線状画像データを生成する。すなわち、線状画像生成部 6 は、辺 D から Y Z 面に沿って Y 方向に辺 E まで順番に所定間隔ごとに線状画像データを生成する。

【0 0 2 7】

さらに、線状画像生成部 6 は、辺 E から X 方向に辺 F まで順番に線状画像データを生成する。辺 E と辺 F とで規定される Z X 面は、辺 A と辺 B とで規定される Z X 面と平行になっている。辺 E から辺 F まで線状画像データを生成することで、Z X 面に平行な 1 フレーム分の画像データが生成される。さらに、線状画像生成部 6 は、辺 F を起点にして Y 方向に辺 G まで線状画像データを生成し、その後、辺 G から（- X 方向）に辺 H まで線状画像データを生成する。辺 G と辺 H とで規定される Z X 面は、辺 A と辺 B とで規定される Z X 面と平行になっている。辺 G から辺 H まで線状画像データを生成することで、Z X 面に平行な 1 フレーム分の画像データが生成される。

【0 0 2 8】

以上のように、線状画像生成部 6 は、画像生成面 1 1 0 に沿って辺 A から辺 H まで、所定間隔ごとに複数の線状画像データを生成する。線状画像生成部 6 は、複数の線状画像データを 2 次元画像生成部 8 に出力する。

【0 0 2 9】

（2 次元画像生成部 8）

2 次元画像生成部 8 は、線状画像生成部 6 から出力された複数の線状画像データを受けて、各線状画像データを、受け付けた順番にそれぞれ所定間隔（第 2 の間隔）をおいて 2 次元の平面に配置する。これにより、2 次元画像生成部 8 は、複数の線状画像データで構成された 1 つの 2 次元画像データを生成する。線状画像データを配置する所定間隔（第 2 の間隔）を示す情報は、設定条件記憶部 1 1 に記憶されている。制御部 1 0 は、その所定間隔を示す情報を 2 次元画像生成部 8 に出力し、2 次元画像生成部 8 は、その所定間隔を示す情報に従って、複数の線状画像データを 2 次元の平面に並べる。例えば図 2（c）に示すように、2 次元画像生成部 8 は、線状画像データ 1 1 1、線状画像データ 1 1 2、線状画像データ 1 1 3、線状画像データ 1 1 4、・・・を、所定間隔をおいて順番に 2 次元の平面に配置する。これにより、2 次元画像生成部 8 は、その平面における 2 次元画像データ 1 2 0 を生成する。そして、2 次元画像生成部 8 は、2 次元画像データ 1 2 0 を表示制御部 9 に出力する。なお、線状画像生成部 6 と 2 次元画像生成部 8 とによって、この発明の「画像生成手段」の 1 例を構成する。

【0 0 3 0】

（表示制御部 9）

表示制御部 9 は、2 次元画像生成部 8 から 2 次元画像データを受けて、その 2 次元画像データに基づく 2 次元画像を表示部 1 3 に表示させる。図 2 に示す例では、表示制御部 9 は、2 次元画像データ 1 2 0 に基づく 2 次元画像を表示部 1 3 に表示させる。2 次元画像

10

20

30

40

50

の表示例を図 3 に示す。図 3 は、2 次元画像が表示された画面の 1 例を示す図である。1 例として、表示制御部 9 は、2 次元画像データ 1 2 0 に基づく 2 次元画像を、線状画像データを配置した方向（位置方向）にスクロールさせて、2 次元画像を部分的に表示部 1 3 に表示させる。なお、表示制御部 9 は、2 次元画像の表示サイズを縮小又は拡大して表示部 1 3 に表示させても良い。また、操作者が操作部 1 4 を用いてスクロールの停止指示を与えると、表示制御部 9 は、2 次元画像のスクロールを停止させるようにしても良い。また、表示制御部 9 は、2 次元画像を位置方向にコマ送りで表示部 1 3 に表示させても良い。さらに、表示制御部 9 は、2 次元画像を複数の画像に分割して表示部 1 3 に表示させても良い。

【0031】

（補間部 7）

また、線状画像生成部 6 は補間部 7 を有している。補間部 7 は、ボリュームデータにおいて、上記の画像生成条件が示す線状画像データを生成する線状領域の位置に画像データが存在しない場合に、画像生成条件が示す線状領域の位置の周囲にある点の画像データを用いて、画像生成条件が示す線状領域の位置における線状画像データを生成する。具体的には、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点における画像データを、各構成点の周囲にある点の画像データによってそれぞれ補間して求めることで、線状画像データを生成する。

【0032】

例えば、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点の周囲にある 8 つの点の画像データを用いて、各構成点における画像データをそれぞれ補間して求める。例えば、構成点からの距離が近い順に、8 つの点を特定すれば良い。補間部 7 は、この補間処理によって線状画像データを生成する。まず、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点の周囲にある 8 つの点を、構成点ごとに特定する。次に、補間部 7 は、各構成点から各構成点の周囲にある 8 つの点までの距離を、構成点ごとに求める。補間部 7 は、その距離に応じた重み付けを 8 つの点の画像データに行い、重み付けが施された 8 つの点の画像データを加算する。そして、補間部 7 は、重み付け加算がなされた画像データを、構成点における画像データとして定義する。補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点のそれぞれについて、重み付け加算の処理を行うことで、各構成点における画像データを求める。このように、補間部 7 は、重み付け加算によって、画像生成条件が示す線状領域の位置における線状画像データを生成する。

【0033】

また、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点の周囲にある 8 つの点の画像データの平均値を、構成点ごとに求め、その平均値を各構成点における画像データとして定義しても良い。このように、補間部 7 は、平均化処理によって、画像生成条件が示す線状領域の位置における線状画像データを生成しても良い。

【0034】

また、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点の周囲にある 8 つの点の画像データのうちの最大値を、構成点ごとに求め、その最大値を各構成点における画像データとして定義しても良い。

【0035】

以上のように、補間部 7 は、線状領域を構成する各構成点における画像データを、各構成点の周囲にある点の画像データを用いて求めることで、画像生成条件が示す線状領域の位置における線状画像データを生成する。そして、2 次元画像生成部 8 は、補間部 7 によって求められた複数の線状画像データを受けて、各線状画像データが表す線状の領域を、それぞれ所定間隔を置いて 2 次元の平面に配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

【0036】

ユーザインターフェース（UI）1 2 は、表示部 1 3 と操作部 1 4 とを備えている。表示部 1 3 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。表示部 1 3 の画

10

20

30

40

50

面には、２次元画像生成部８によって生成された２次元画像が表示される。操作部１４は、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又はＴＣＳ（Ｔｏｕｃｈ Ｃｏｍｍａｎｄ Ｓｃｒｅｅｎ）などで構成されている。

【００３７】

なお、線状画像生成部６、２次元画像生成部８、表示制御部９、及び制御部１０はそれぞれ、図示しないＣＰＵと、ＲＯＭ、ＲＡＭ、ＨＤＤなどの図示しない記憶装置とを備えている。記憶装置には、線状画像生成部６の機能を実行するための線状画像生成プログラム、２次元画像生成部８の機能を実行するための２次元画像生成プログラム、表示制御部９の機能を実行するための表示制御プログラム、及び、制御部１０の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。また、線状画像生成プログラムには、補間部７の機能を実行するための補間プログラムが含まれている。

10

【００３８】

ＣＰＵが線状画像生成プログラムを実行することで、画像生成面に沿って所定間隔ごとに線状画像データを生成する。また、ＣＰＵが補間プログラムを実行することで、補間処理によって、画像生成条件が示す線状領域の位置における線状画像データを生成する。また、ＣＰＵが２次元画像生成プログラムを実行することで、複数の線状画像データに表わされた領域を平面に配置し、その結果、平面における２次元画像データを生成する。また、ＣＰＵが表示制御プログラムを実行することで、２次元画像を表示部１３に表示させる。また、ＣＰＵが制御プログラムを実行することで、超音波診断装置１の各部を制御する。

20

【００３９】

なお、線状画像生成プログラムと、２次元画像生成プログラムと、表示制御プログラムとによって、この発明の「医用画像処理プログラム」の１例を構成する。

【００４０】

以上のように、ボリュームデータ内に画像生成面を設定し、その画像生成面に沿って複数の線状画像データを生成して、複数の線状画像データを平面に配置することで、画像生成面に沿って連続する領域を表す２次元画像データを生成することが可能となる。このように、この実施形態に係る超音波診断装置１によると、３次元の撮影領域の全体を一様に表わす２次元画像データを生成することが可能となる。すなわち、画像生成面に沿って連続する領域が１つの２次元画像データに表わされているため、その２次元画像データには、３次元の撮影領域の全体が一様に表わされていることになる。このように、３次元の撮影領域の全体が１つの２次元画像データに表わされるため、その２次元画像データに基づく２次元画像を表示することで、検査者は、３次元の撮影領域の全体を一様に観察することが可能となる。その結果、検査者が病変部を見落とす可能性を低減することが可能となる。

30

【００４１】

例えば図２（ｃ）に示す２次元画像データ１２０には、画像生成面１１０に沿って辺Ａから辺Ｈまでの領域が連続して表わされているため、２次元画像データ１２０には、３次元の撮影領域の全体が一様に表わされている。そのため、検査者は、１つの２次元画像を観察するだけで、３次元の撮影領域の全体を一様に観察することが可能となる。具体的には、辺Ｂと辺Ｃとの間の領域、辺Ｄと辺Ｅとの間の領域、及び、辺Ｆと辺Ｇとの間の領域についても、画像データが生成されている。すなわち、各フレームに相当する画像データを繋ぐ領域においても画像データが生成されるため、各フレームに相当する画像の繋ぎ目が連続している。そのため、検査者は、２次元画像データ１２０に基づく１つの２次元画像を観察するだけで、３次元の撮影領域の全体を一様に観察することが可能となる。

40

【００４２】

（画像生成面の他の例）

ボリュームデータに対する画像生成面の別の例について、図４から図９を参照して説明する。図４から図９は、線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

50

【 0 0 4 3 】

例えば図 4 と図 5 とにそれぞれ示すように、図 2 に示す画像生成面 1 1 0 とは形状が同じであるが、向きが異なる画像生成面 2 0 0 又は画像生成面 3 0 0 をボリュームデータに対して設定しても良い。例えば図 4 に示すように、画像生成面 2 0 0 は、Y-Z 面に平行な面 (Y Z 面) と、X-Y 面に平行な面 (X Y 面) とによって構成されている。具体的には、画像生成面 2 0 0 は、4 つの Y Z 面と、隣り合う Y Z 面を繋ぐ 3 つの X Y 面とによって構成されている。Y Z 面と X Y 面とは連続して繋がっている。このように、画像生成面 2 0 0 は、向きが異なる複数の面 (Y Z 面と X Y 面) が連続して繋がっている。線状画像生成部 6 は、画像生成面 2 0 0 に沿って Z 方向又は X 方向に (破線の矢印の方向に)、所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに、Y 方向に平行な線状画像データ 2 0 1、2 0 2、2 0 3、2 0 4、・・・を生成していく。そして、2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 2 0 1、2 0 2、2 0 3、2 0 4、・・・を線状画像生成部 6 から受けて、各線状画像データを、2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

10

【 0 0 4 4 】

また、図 5 に示すように、画像生成面 3 0 0 は、X-Y 面に平行な面 (X Y 面) と、Z-X 面に平行な面 (Z X 面) とによって構成されている。具体的には、画像生成面 3 0 0 は、4 つの X Y 面と、隣り合う X Y 面を繋ぐ 3 つの Z X 面とによって構成されている。X Y 面と Z X 面とは連続して繋がっている。このように、画像生成面 3 0 0 は、向きが異なる複数の面 (X Y 面と Z X 面) が連続して繋がっている。線状画像生成部 6 は、画像生成面 3 0 0 に沿って Y 方向又は Z 方向に (破線の矢印の方向に)、所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに、X 方向に平行な線状画像データ 3 0 1、3 0 2、3 0 3、3 0 4、・・・を生成していく。そして、2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 3 0 1、3 0 2、3 0 3、3 0 4、・・・を線状画像生成部 6 から受けて、各線状画像データを 2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

20

【 0 0 4 5 】

また、図 6 に示すように、直方体のボリュームデータ 4 0 0 に対して斜めに画像生成面 4 1 0 を設定しても良い。この画像生成面 4 1 0 は、互いに平行な面と、それら平行な面を繋ぐ面とによって構成されている。このように、画像生成面 4 1 0 は、向きが異なる複数の面が連続して繋がっている。線状画像生成部 6 は、画像生成面 4 1 0 に沿って所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに、Z 方向に平行な線状画像データ 4 1 1、4 1 2、4 1 3、4 1 4、・・・を生成していく。そして、2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 4 1 1、4 1 2、4 1 3、4 1 4、・・・を線状画像生成部 6 から受けて、各線状画像データを 2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

30

【 0 0 4 6 】

さらに、図 7 に示すように、線状画像生成部 6 は、直方体のボリュームデータ 5 0 0 に対して、渦巻き状の画像生成面 5 1 0 を設定しても良い。そして、線状画像生成部 6 は、渦巻き状の画像生成面 5 1 0 の外側の 1 辺から中心 P に向かって、画像生成面 5 1 0 に沿って所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに、Z 方向に平行な線状画像データ 5 1 1、5 1 2、5 1 3、5 1 4、・・・を生成していく。そして、2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 5 1 1、5 1 2、5 1 3、5 1 4、・・・を線状画像生成部 6 から受けて、各線状画像データを 2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

40

【 0 0 4 7 】

また、ボリュームデータの一部を除いて画像生成面を設定して、2 次元画像データを生成しても良い。例えば図 8 (a) に示すように、線状画像生成部 6 は、直方体のボリュームデータ 6 0 0 に対して、4 フレーム相当の画像データを生成するための画像生成面 6 2 0 を設定する。画像生成面 6 2 0 は、直方体のボリュームデータ 6 0 0 において、1 つの

50

角にある領域 6 1 0 を避けて設定されている。例えば図 8 (b) に示すように、画像生成面 6 2 0 は、図 2 (b) に示す画像生成面 1 1 0 のうち、辺 E から辺 F までの距離と、辺 G から辺 H までの距離とを短くした面になっている。それらの距離を短くした分、画像生成面 6 2 0 は、領域 6 1 0 を避けてポリウムデータ 6 0 0 に対して設定される。そして、図 8 (b) に示すように、線状画像生成部 6 は、画像生成面 6 2 0 に沿って辺 A から辺 H まで、所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに線状画像データ 6 2 1、6 2 2、6 2 3、6 2 4、・・・を生成する。

【 0 0 4 8 】

2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 6 2 1、6 2 2、6 2 3、6 2 4、・・・を線状画像生成部 6 から受けて、各線状画像データを 2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データを生成する。

【 0 0 4 9 】

画像生成面 6 2 0 に沿って線状画像データを生成した場合、領域 6 1 0 における画像データは生成されない。この場合、2 次元画像生成部 8 は、領域 6 1 0 を囲む長さを有する領域を表すダミー画像データを生成し、2 次元画像データにおいて領域 6 1 0 に対応する位置に、そのダミー画像データを結合する。例えば図 8 (c) に示すように、2 次元画像生成部 8 は、線状画像データ 6 2 1、6 2 2、6 2 3、6 2 4 などの各線状画像データを、2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置する。さらに、2 次元画像生成部 8 は、領域 6 1 0 に相当する位置にダミー画像データを結合することで、2 次元画像データ 6 3 0 を生成する。例えば、領域 6 1 0 の直前の位置における線状画像データを、ダミー画像データとして用いれば良い。ここでは、2 次元画像生成部 8 は、領域 6 1 0 の直前の位置である辺 F における線状画像データを、ダミー画像データとして用いて、2 次元画像データ 6 3 0 を生成する。

【 0 0 5 0 】

また、領域 6 1 0 を除いて 2 次元画像データを生成しても良い。この場合、図 8 (d) に示すように、2 次元画像生成部 8 は、画像生成面 6 2 0 に沿って辺 A から辺 H までの間で生成された各線状画像データを順番に配置することで、領域 6 1 0 が除かれた 2 次元画像データ 6 4 0 を生成する。

【 0 0 5 1 】

また、形状が直方体以外のポリウムデータを対象にして、3 次元の撮影領域の全体を一様に表わす 2 次元画像データを生成しても良い。例えば図 9 (a) に示すように、線状画像生成部 6 は、四角錐状の形状を有するポリウムデータ 7 0 0 に対して、四角錐の頂点 7 1 0 から放射状に延びる複数の平面で構成された画像生成面 7 2 0 を設定する。線状画像生成部 6 は、画像生成面 7 2 0 に沿って破線の矢印の方向に所定間隔 (第 1 の間隔) ごとに、頂点 7 1 0 から放射状に延びる線状画像データ 7 2 1、7 2 2、7 2 3、7 2 4、・・・を生成していく。そして、図 9 (b) に示すように、2 次元画像生成部 8 は、順番に生成された線状画像データ 7 2 1、7 2 2、7 2 3、7 2 4、・・・を、2 次元の平面に順番に所定間隔 (第 2 の間隔) ごとに配置することで、その平面における 2 次元画像データ 7 3 0 を生成する。各線状画像データは、頂点 7 1 0 から放射状に延びる各線状領域を表しているため、ポリウムデータ 7 0 0 において、線状画像データが向いている向きはそれぞれ異なっている。すなわち、ポリウムデータ 7 0 0 の頂点 7 1 0 に近いほど、隣り合う線状画像データの間の距離は短くなり、頂点 7 1 0 から離れるほど、隣り合う線状画像データの間の距離は長くなる。線状画像データの向きを揃えて 2 次元の平面に配置した場合、頂点 7 1 0 に近い領域は、引き伸ばされて 2 次元画像に表わされることになる。このように、一部の領域で間隔が引き伸ばされて表示されても、2 次元画像データ 7 3 0 によって、3 次元の撮影領域の全体を一様に表わすことが可能となる。

【 0 0 5 2 】

以上のように、様々な画像生成面に沿って線状画像データを生成した場合であっても、各画像生成面に沿って連続する領域を表す 2 次元画像データを生成することが可能となる

。すなわち、３次元の撮影領域の全体を一様に表わす２次元画像データを生成することが可能となる。

【００５３】

（線状画像データを生成する間隔に応じた画像表示方法）

画像生成面に沿って線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）が広いほど、２次元画像生成部８にて生成された２次元画像データの空間分解能が低下する。また、２次元画像データに基づく画像の位置方向への長さが短くなり、表示するときのスクロール量が少なくなる。一方、画像生成面に沿って線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）が狭いほど、２次元画像生成部８にて生成された２次元画像データの空間分解能が高くなる。この場合、２次元画像データに基づく画像の位置方向への長さが長くなり、表示するときのスクロール量が多くなる。このように、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を狭くした場合、表示するときのスクロール量が多くなるため、２次元画像の全体を確認するのに時間を要し、また、画面上において見づらくなるおそれがある。

10

【００５４】

そこで、画像生成面に沿って線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）に応じて、２次元画像の表示サイズを変えるようにしても良い。この場合、制御部１０は、画像生成面に沿って線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を示す情報を表示制御部９に出力する。表示制御部９は、制御部１０から出力された情報が示す間隔（第１の間隔）の大きさに従って、２次元画像の表示サイズを変えて表示部１３に表示させる。例えば、表示制御部９は、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を示す情報と、表示サイズを示す情報とを対応付けて記憶しておき、制御部１０から出力された情報が示す間隔（第１の間隔）の大きさとその対応付けに従って、２次元画像の表示サイズを決定する。そして、表示制御部９は、決定した表示サイズに従って２次元画像を表示部１３に表示させる。例えば、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を狭くして、線状画像データを密に生成する場合、表示制御部９は、２次元画像の表示サイズを縮小して表示部１３に表示させる。これにより、２次元画像データに基づく画像の位置方向への長さが長くなっても、より広い範囲を一度に表示部１３に表示させることが可能となる。また、より短い時間で全体の領域を表示部１３に表示させることが可能となる。一方、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を長くして、線状画像データを疎に生成する場合、表示制御部９は、２次元画像の表示サイズを拡大して表示部１３に表示させる。

20

30

【００５５】

（線状画像データを生成する間隔に応じた画像生成方法）

また、画像生成面に沿って線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）に応じて、補間部７による補間処理に用いる周囲の点の数を変えても良い。例えば、補間部７は、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を示す情報と、補間処理に用いる周囲の点の数とを対応付けて記憶しておき、制御部１０から出力された情報が示す間隔（第１の間隔）の大きさとその対応付けに従って、補間処理に用いる周囲の点の数を決定する。そして、補間部７は、決定した数の点におけるデータを用いて、線状画像データを生成する。例えば、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を狭くして、線状画像データを密に生成する場合、補間部７は、補間に用いる周囲の点の数を増やして補間処理を行う。一方、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を長くして、線状画像データを疎に生成する場合、補間部７は、補間に用いる周囲の点の数を減らして補間処理を行う。１例として、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を狭くして、線状画像データを密に生成する場合、補間部７は、周囲にある８つの点におけるデータを用いて補間処理を行う。また、線状画像データを生成する間隔（第１の間隔）を長くして、線状画像データを疎に生成する場合、補間部７は、周囲にある４つの点におけるデータを用いて補間処理を行う。

40

【００５６】

（医用画像処理装置）

線状画像生成部６、２次元画像生成部８、表示制御部９、設定条件記憶部１１、及び、

50

ユーザインターフェース（UI）１２によって、医用画像処理装置を構成しても良い。この医用画像処理装置はボリュームデータを受け付けて、画像生成面に沿って複数の線状画像データを生成し、複数の線状画像データに基づいて２次元画像データを生成する。この医用画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置１と同様に、３次元の撮影領域を一樣に表わす２次元画像データを生成して表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００５７】

【図１】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図２】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図３】２次元画像が表示された画面の１例を示す図である。

10

【図４】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図５】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図６】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図７】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図８】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図９】線状画像データを生成する画像生成面を模式的に示す図である。

【図１０】従来技術に係る画像データの生成方法と表示方法とを説明するための図である。

。

【図１１】複数の２次元画像を同時に表示した画面の１例を示す図である。

【符号の説明】

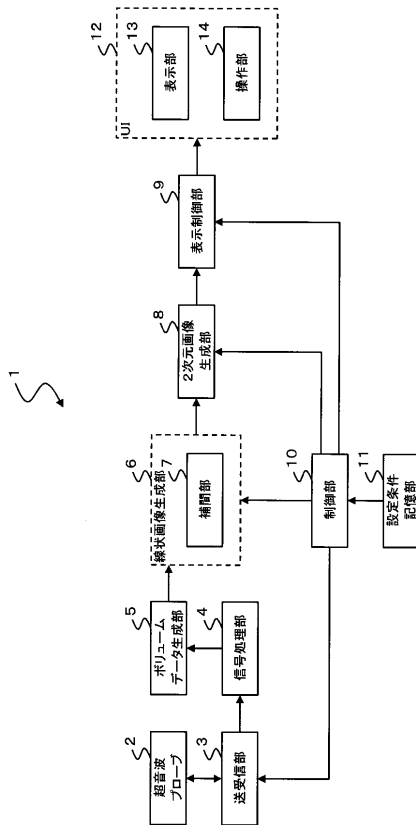
20

【００５８】

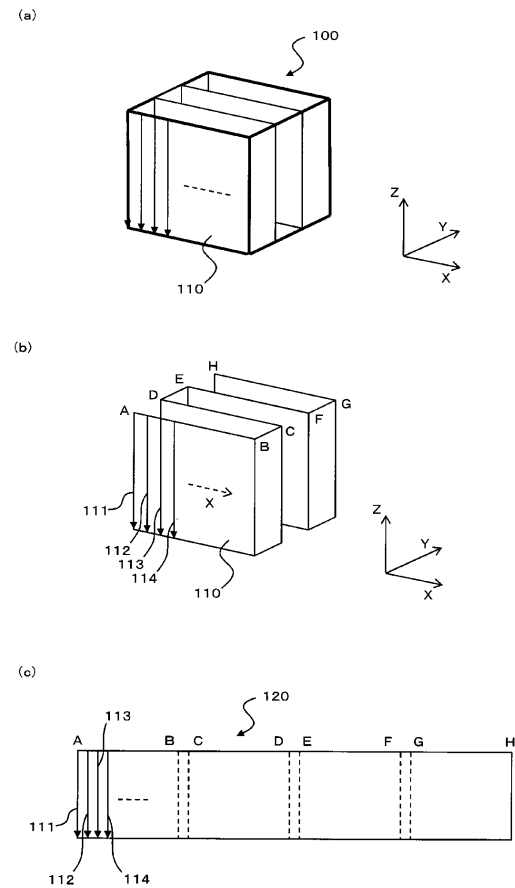
- １ 超音波診断装置
- ２ 超音波プローブ
- ３ 送受信部
- ４ 信号処理部
- ５ ボリュームデータ生成部
- ６ 線状画像生成部
- ７ 補間部
- ８ ２次元画像生成部
- ９ 表示制御部
- １０ 制御部
- １１ 設定条件記憶部
- １２ ユーザインターフェース
- １３ 表示部
- １４ 操作部

30

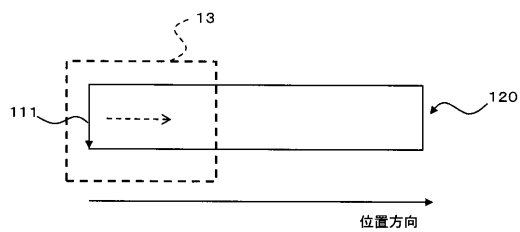
【図 1】



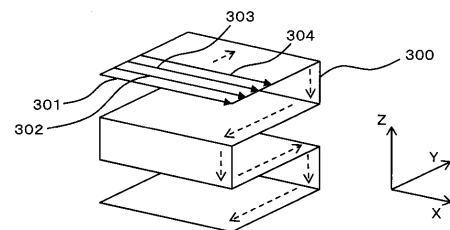
【図 2】



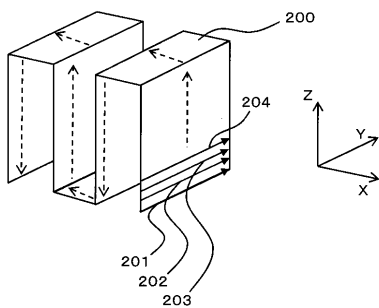
【図 3】



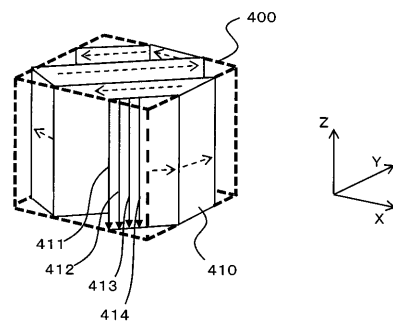
【図 5】



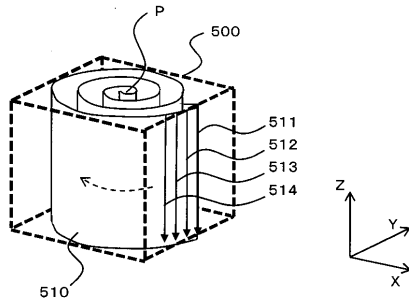
【図 4】



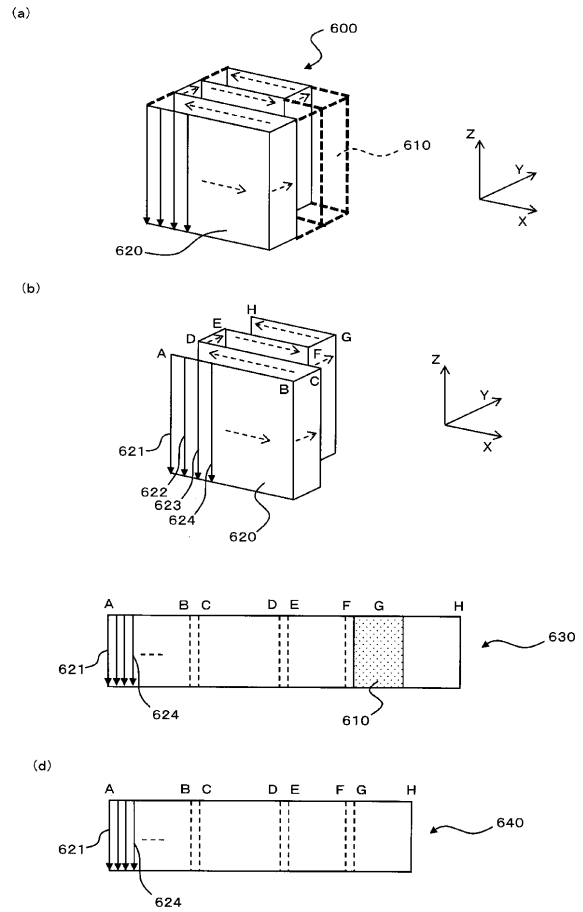
【図 6】



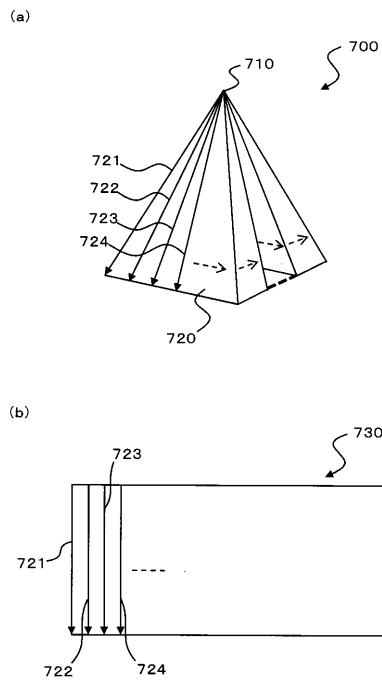
【図 7】



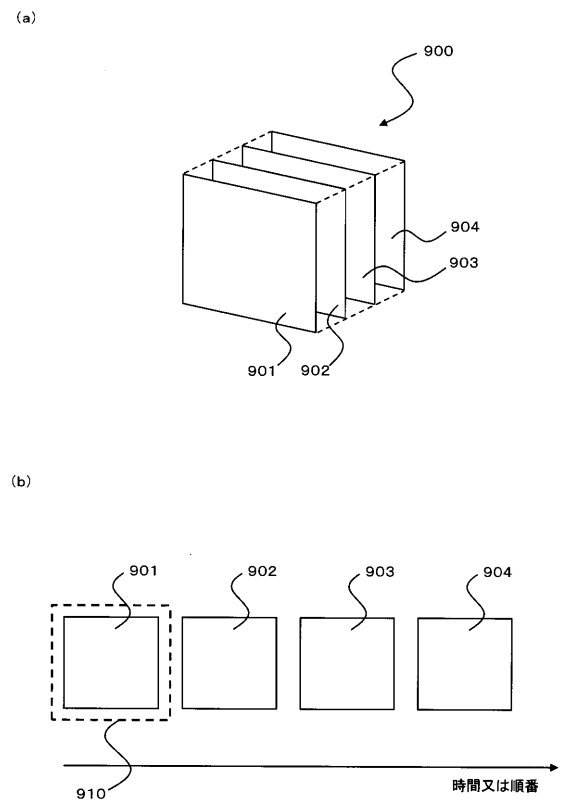
【図 8】



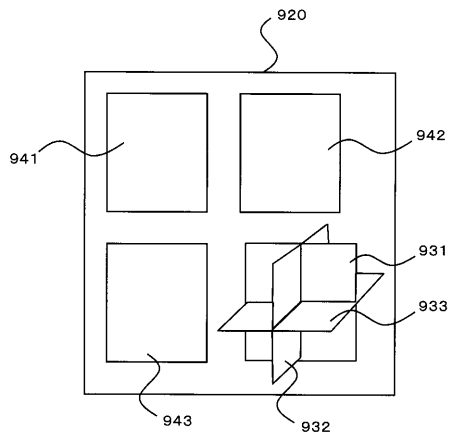
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 寺澤 俊治

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 JC02 JC20 JC33 KK25

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置，医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2010011904A	公开(公告)日	2010-01-21
申请号	JP2008172117	申请日	2008-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	寺澤俊治		
发明人	寺澤 俊治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/JC02 4C601/JC20 4C601/JC33 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够生成均匀地表示作为成像目标的三维区域的图像数据的超声波诊断装置。解决方案：线性图像生成部分6在体数据内设置包括多个连续表面的图像生成表面，并且生成指示沿着图像生成表面的每个第一间隔的线性区域的线性图像数据。二维图像生成部分8通过以每隔第二间隔按顺序将线性图像数据设置在平面中，在平面中生成二维图像数据。显示控制部分9在显示部分13处显示基于二维图像数据的二维图像

