

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5417048号  
(P5417048)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月22日(2013.11.22)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-133187 (P2009-133187)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成21年6月2日(2009.6.2)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2010-17537 (P2010-17537A)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成22年1月28日(2010.1.28)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
審査請求日	平成24年5月30日(2012.5.30)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(31) 優先権主張番号	特願2008-151812 (P2008-151812)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
(32) 優先日	平成20年6月10日(2008.6.10)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ビームを発生する超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して収集された撮像方向もしくは撮像位置のいずれか一方が相互に異なり、且つ3次元スキャン範囲が部分的にオーバーラップする、複数の3次元スキャン範囲に対応する複数のボリュームデータセットを収集するボリュームデータセット収集部と、

前記複数のボリュームデータセット中の特定のボリュームデータセットから発生された第1断層像上にユーザインストラクションに従って関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記複数のボリュームデータセットの位置関係に対応付ける対応付け部と、

前記第1断層像を前記特定のボリュームデータセットから発生するとともに、前記複数のボリュームデータセットの位置関係を用いて、前記第1断層像を発生したボリュームデータセットとは撮像方向若しくは撮像位置のいずれか一方が異なる他のボリュームデータセットから、前記関心領域を含み且つ前記第1断層像に対して断面の位置もしくは方向が異なる第2断層像を発生する断層像発生部と、前記第1断層像と前記第2断層像とを表示する表示部とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記第2断層像の断面は、前記第1断層像の断面と部分的にオーバーラップすることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 1、第 2 断層像の断面は、前記超音波ビームによる 2 次元スキャン面であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記第 2 断層像の断面は、前記第 1 断層像の断面と交差することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記第 1 断層像は前記表示部の第 1 表示領域に表示され、前記第 2 断層像は前記表示部の第 2 表示領域に表示され、前記第 2 表示領域内での関心領域の表示位置は、前記第 1 表示領域内での関心領域の表示位置と同じであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 6】

前記第 1 断層像上に前記関心領域に対応するポイントを指定するためにユーザが操作する操作部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 断層像と前記第 2 断層像は同時又は切換え表示されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 断層像と前記第 2 断層像は、前記関心領域を揃えて重ねて表示されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 9】

前記第 1 断層像と前記第 2 断層像から輝度平均又は最大輝度からなる一枚の合成画像を発生する合成処理部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記関心領域を含む前記 3 次元スキャン範囲に対応する前記他のボリュームデータセットを特定する特定部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記第 1 の断層像又は前記第 2 の断層像に前記 2 次元スキャン面の断層像を用いることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記表示部は、前記第 1、第 2 の断層像中の前記関心領域の位置に基づいて、前記第 1、第 2 の断層像の表示位置をシフトすることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 13】

前記関心領域は、立体形状を有することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 14】

コンピュータに、前記超音波プローブを介して収集された撮像方向もしくは撮像位置のいずれか一方が相互に異なり、且つ 3 次元スキャン範囲が部分的にオーバーラップする、複数の 3 次元スキャン範囲に対応する複数のボリュームデータセットを取得させる手順と、

前記複数のボリュームデータセット中の特定のボリュームデータセットから発生された第 1 断層像上にユーザインストラクションに従って関心領域を設定する手順と、

前記複数のボリュームデータセットの位置関係に対応付ける手順と、

前記第 1 断層像を前記特定のボリュームデータセットから発生するとともに、前記複数のボリュームデータセットの位置関係を用いて、前記第 1 断層像を発生したボリュームデータセットとは撮像方向若しくは撮像位置のいずれか一方が異なる他のボリュームデータセットから、前記関心領域を含み且つ前記第 1 断層像に対して断面の位置もしくは方向が異なる第 2 断層像を発生する手順と、

40

前記第 1 断層像と前記第 2 断層像とを表示する手順とを実行させるための超音波診断プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、3次元(3D)スキャンの可能な超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で、心臓の拍動や胎児の動きの様子をリアルタイムに収集できる。しかも超音波診断装置は、X線などのように被曝の影響がなく安全性が高いため繰り返し検査が行え、産科や在宅医療等においても使用できるなどの利点がある。また、超音波診断装置は、システム規模がX線、CT、或いはMRIなど他の診断装置に比べて小さく、さらにベッドサイドへ移動しての検査も容易に行えるなど使い勝手にも優れている。

10

## 【0003】

ところで、これまでの超音波診断装置による診断は、超音波プローブをスキャンする技師が関心のある領域などに関しては、プローブの当て方を変え、見やすい画像を探し、その結果を残し、医師はこの結果から診断を行うようにしている。

## 【0004】

この場合、医師による診断の際の視野拡大を可能にするため、特許文献1に開示されるように、複数の超音波発振ユニットを有し、これら超音波発振ユニットにより撮像した2次元画像を合成して表示するようにしたものもある。

## 【0005】

しかし、このような方法では、スキャンを行う技師が疑いを持ってスキャンした部位の2次元画像の範囲で医師が読影するようになるため、技師が超音波プローブをスキャンする際に、腫瘍などを見逃しているような場合は、医師がこれを見つけ出すことができないという問題がある。

20

## 【0006】

ところで、最近、米国では、技師はあらかじめ決められた領域について超音波プローブをスキャンし画像として残すのみで、そのデータを医師が読影して診断するような方法が採用される傾向にある。つまり、技師はスキャンをするのみで、それを医師が読影して診断するといったように、スキャンは技師の仕事であり、一方、読影は医師の仕事であり、両作業は分担されている。

30

## 【0007】

一方、近年になって、超音波ビームを対象部位に向けて3次的にスキャンさせる、所謂3Dスキャンをリアルタイムで行い、対象部位を経時的にボリュームとして観察することが可能な装置が開発され製品化もされている。

## 【0008】

このような3Dスキャンによりボリュームデータセットを収集可能としたものは、客観的な診断が可能になるという利点を有する。具体的にいえば、上述したように、従来では技師が疑いをもってスキャンした部位の画像のみ医師が診断するため、技師が見過ごした個所について医師が新たに問題個所を見つけ出すことができないが、3Dスキャンによるボリュームデータセットによれば、技師が取得したボリュームデータセットから、医師は任意の断面画像を再構築して観察可能となるので、より診断が客観的になると言える。

40

## 【0009】

このことから、上述したようにスキャンを行う技師と診断をする医師の分担がはっきり分かれるような場合に、従来の2次元画像上で行っていた読影に代わって採用されることが容易に考えられる。

## 【0010】

しかし、一方で、このような3Dスキャンでは、ボリュームデータセットをリアルタイムで収集するため、扱うデータ量が膨大になり、これら取得したボリュームデータセットから、任意の断面画像を再構築して問題個所を見つけ出すのに多大な手間と時間がかかってしまう。また、上述したように技師が単純にあらかじめ決められた領域についてのみス

50

キャンするようにした場合、医師が読影により病変が疑われる個所を発見しても、取得できる画像は、技師による事前のプロープの当て方に応じたものに限られてしまい、プロープの当て方を変えて、部位の特徴を分かりやすい画像を取得するようなことはできず、このため質の高い的確な超音波診断を行うことが難しい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開昭55-103839号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

本発明の目的は、超音波診断装置において、関心部位を含む画像の不明瞭などの理由による再検査を可能な限り不要にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波ビームを発生する超音波プロープと、前記超音波プロープを介して収集された撮像方向もしくは撮像位置のいずれか一方が相互に異なり、且つ3次元スキャン範囲が部分的にオーバーラップする、複数の3次元スキャン範囲に対応する複数のボリュームデータセットを収集するボリュームデータセット収集部と、前記複数のボリュームデータセット中の特定のボリュームデータセットから発生された第1断層像上にユーザインストラクションに従って関心領域を設定する関心領域設定部と、前記複数のボリュームデータセットの位置関係に対応付ける対応付け部と、前記第1断層像を前記特定のボリュームデータセットから発生するとともに、前記複数のボリュームデータセットの位置関係を用いて、前記第1断層像を発生したボリュームデータセットとは撮像方向若しくは撮像位置のいずれか一方が異なる他のボリュームデータセットから、前記関心領域を含み且つ前記第1断層像に対して断面の位置もしくは方向が異なる第2断層像を発生する断層像発生部と、前記第1断層像と前記第2断層像とを表示する表示部とを具備した。

また、実施形態に係る超音波診断プログラムは、コンピュータに、前記超音波プロープを介して収集された撮像方向もしくは撮像位置のいずれか一方が相互に異なり、且つ3次元スキャン範囲が部分的にオーバーラップする、複数の3次元スキャン範囲に対応する複数のボリュームデータセットを取得させる手順と、前記複数のボリュームデータセット中の特定のボリュームデータセットから発生された第1断層像上にユーザインストラクションに従って関心領域を設定する手順と、前記複数のボリュームデータセットの位置関係に対応付ける手順と、前記第1断層像を前記特定のボリュームデータセットから発生するとともに、前記複数のボリュームデータセットの位置関係を用いて、前記第1断層像を発生したボリュームデータセットとは撮像方向若しくは撮像位置のいずれか一方が異なる他のボリュームデータセットから、前記関心領域を含み且つ前記第1断層像に対して断面の位置もしくは方向が異なる第2断層像を発生する手順と、前記第1断層像と前記第2断層像とを表示する手順とを具備した。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、超音波診断装置において、関心部位を含む画像の不明瞭などの理由による再検査を可能な限り不要にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本発明の実施形態にかかる超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【図2】図2は、本実施形態における超音波プロープを移動操作することで取得されるデータ例を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態における時系列的なボリュームデータセットの生成例を示す

10

20

30

40

50

図である。

【図 4】図 4 は、本実施形態における時系列的なボリュームデータセットを生成するボクセル変換を説明する図である。

【図 5 A】図 5 A は、本実施形態におけるモニターの表示例を示す図である。

【図 5 B】図 5 B は、本実施形態におけるモニターの表示例を示す図である。

【図 5 C】図 5 C は、本実施形態におけるモニターの表示例を示す図である。

【図 6】図 6 は、本実施形態の動作を説明するフローチャートである。

【図 7】図 7 は、本実施形態において、3次元スキニングの繰り返しによる複数の3次元スキャン範囲を示す図である。

【図 8】図 8 は、本実施形態において、特定のボリューム上で指定された関心領域と断面に対して、他のボリューム上で決定される断面を示す図である。

10

【図 9】図 9 は、本実施形態において、特定のボリューム上で指定された関心領域に対して、他のボリューム上で決定される断面を示す図である。

【図 10】図 10 は、図 8 に対応する画像表示例を示す図である。

【図 11】図 11 は、図 9 に対応する画像表示例を示す図である。

【図 12】図 12 は、本実施形態において、変形例に対応する画像表示例を示す図である。

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0016】

以下、本発明の実施形態を図面に従い説明する。

20

図 1 は、本実施形態にかかる超音波診断装置の構成を示している。装置本体 11 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニター 14 と接続される。超音波プローブ 12 は、複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は、電子的な 3次元スキニング（3Dスキニング）に対応するために、2次元状に配列される。複数の圧電振動子は、機械的な 3Dスキニングに対応するために、1次元状に配列されていてもよい。3Dスキニングは、3Dスキャン範囲内の複数のエコー信号を一通り収集するための単一の動作であり、3Dスキャン範囲を一定の周期で連続的に繰り返される。3Dスキニングは、複数の 2Dスキニングからなる。2Dスキニングは、超音波ビームにより 2次元スキャン面内の複数のエコー信号を一通り収集するための単一の動作であり、一定の周期で連続的に繰り返される。2次元スキャン面の角度を変化させながら 2Dスキニングが繰り返されることにより、3Dスキニングが完了する。なお、2Dスキニングで収集されたエコー信号から発生される画像データを 2Dデータセット（SD）と称し、3Dスキニングで収集されたエコー信号から発生される画像データをボリュームデータセット（VD）と称して区別する。なお、位置センサ 15 は、3Dスキニングの位置を超音波プローブ 12 の位置から測定するために設けられている。

30

##### 【0017】

超音波プローブ 12 は、超音波送受信ユニット 21 から駆動信号を供給される。それにより超音波プローブ 12 から超音波ビームが発生される。超音波は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。超音波プローブ 12 は、被検体 P からの反射波を電気信号に変換して、エコー信号として出力する。エコー信号の振幅は、音響インピーダンスの差に反映する。エコー信号の周波数は、血流や心臓壁等の移動体の超音波ビームの速度成分により、送信周波数からシフトされる。

40

##### 【0018】

入力装置 13 は、例えば、トラックボール 13a、各種スイッチ 13b、ボタン 13c、マウス 13d、キーボード 13e 等の入力手段を有している。入力装置 13 を介して、ボリュームデータセットの選択、選択されたボリュームデータセットから発生される断面画像上の任意の位置への関心領域の設定などのユーザインタラクションが装置本体 11 に入力される。表示制御部 253 は、画像などを含む表示画面データを生成する。生成された表示画面データは、デジタルスキャンコンバータ 24 を介してモニター 14 に表示される。

50

## 【0019】

超音波送受信ユニット21は、図示しないレートパルス発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 $f_r$  Hz (周期： $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスを発生する。遅延回路は、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、チャンネル毎のレートパルスに与える。この遅延情報を変化させることで、プローブ振動子面からの送信方向を任意に調整することが可能となる。パルサ回路は、レートパルスに同期して各チャンネルの駆動パルスを発生する。超音波送受信ユニット21は、制御プロセッサ25の指示に従って、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。また、超音波送受信ユニット21は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延されたエコー信号を加算する。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

## 【0020】

Bモード処理ユニット22は、超音波送受信ユニット21からのエコー信号から、対数増幅処理、包絡線検波処理などにより、信号強度が輝度の明るさで表現されるBモード画像データを生成する。Bモード画像データは、画像生成回路24に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

20

## 【0021】

ドブラ処理ユニット23は、超音波送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や心臓などの移動体のドブラ成分を抽出し、その平均速度、分散、パワー等の移動情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成回路24に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター14にカラー表示される。

## 【0022】

デジタルスキャンコンバータ24は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

30

## 【0023】

内部記憶装置26は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を格納している。特に、内部記憶装置26は、超音波送受信を行うためのスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを保管している。また、必要に応じて、後述する画像メモリ30a中の画像の保管などにも使用される。内部記憶装置26のデータは、インタフェース回路29を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

40

## 【0024】

インタフェース部29は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置(図示せず)に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部29によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

## 【0025】

画像メモリ30aは、Bモード処理ユニット22又はドブラ処理ユニット23で生成された2Dデータセット、さらにボリュームデータセット発生部30bで複数の2Dデータセットから座標変換および補間処理により発生されたボリュームデータセットを記憶する。なお、2Dデータセット及びボリュームデータセットは、典型的には、被検体の形態的構

50

造を表すBモード画像であるが、それに限定されることはなく、血流や心臓などの移動体の移動速度空間分布を表すドブラ画像であってもよい。

【0026】

制御部25は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、制御プログラムに基づいて装置本体11の全体制御を実行する。

【0027】

関心領域設定部251は、ユーザインストラクションに従って複数のボリュームデータセット中から選択された特定のボリュームデータセットから断面変換処理部252により発生された断層像(第1断層像)上にユーザインストラクションに従って関心領域を設定する。断面変換処理部252は、第1断層像を特定のボリュームデータセットから発生するとともに、関心領域を含む3次元スキャン範囲に対応する少なくとも一つの他のボリュームデータセットを特定し、他のボリュームデータセットから関心領域を含む断面に関する断層像(第2断層像)を発生する。

10

【0028】

表示制御部253は、断面変換処理部252で発生された断層像を含む表示画面を構築する。

【0029】

次に、以上のように構成された実施形態の動作を図6に示すフローチャートに従い説明する。

送受信ユニット21は、超音波プローブ12を介して3Dスキャニングを繰り返す(ステップ601)。図2、図3、図7に示すように、3Dスキャニングが繰り返される期間中に、術者は、被検体の体表面上を超音波プローブ12を少しずつ移動させる。移動方向はZ軸とする。移動により超音波プローブ12の位置A、B、C、Dが相違する複数のエコーデータセットが収集され(ステップ602)、図4に示すようにボリュームデータセットがボリュームデータセット発生部30bで発生される(ステップ603)。

20

【0030】

3Dスキャニングの位置は超音波プローブ12の位置を測定する位置センサ15により測定される。位置センサ15の代わりに、例えばボリュームデータセット同士の相関を表す(自己)相関関数や、ボリュームデータセットの位置情報からデータ間の距離のずれ量を求めるなどの相互情報量を用いる方法も考えられる。

30

【0031】

複数のボリュームデータセットにそれぞれ対応する複数の3次元スキャン範囲VS1、VS2、VS3、VS4は、部分的にオーバーラップする。ここでは3次元スキャン範囲VS1、VS2はオーバーラップ領域E1でオーバーラップし、3次元スキャン範囲VS2、VS3はオーバーラップ領域E2でオーバーラップし、3次元スキャン範囲VS3、VS4はオーバーラップ領域E3でオーバーラップする。さらに、3次元スキャン範囲VS1は、3次元スキャン範囲VS2とともに、3次元スキャン範囲VS3、VS4ともオーバーラップする。3次元スキャン範囲VS2は、3次元スキャン範囲VS1、VS3とともに、3次元スキャン範囲VS4ともオーバーラップする。

【0032】

40

次に、読影者が入力装置13の入力操作によりボリュームデータセットVD1~VD4のうちのいずれかの特定のボリュームデータセット、例えばボリュームデータセットVD2を選択する。選択されたボリュームデータセットVD2から、予め決められた初期的な断面に関する断層像(第1断層像)が断面変換処理部252により生成され、モニター14に表示される(ステップ604)。初期的な断面は、例えば3次元スキャン範囲VS2の中心に位置する2次元スキャン面である。読影者は、必要に応じて、初期的な断面を任意の方向に任意の距離をシフトし、任意の軸(XYZ)に関して任意の角度で回転することにより、最終的に診断に好適な断面を決定する。決定された断面は、図3ではY、図8ではMPR2として示されている。決定された断面に関する断層像(第1断層像)が、ボリュームデータセットVD2から断面変換処理部252により生成され、モニター14に

50

表示される。

【0033】

関心領域設定部251は、読影者のユーザインストラクションによる入力装置13の操作に従って、第1断層像上の指定位置、例えば図5Bに示すように腫瘍X上に関心領域を設定する(ステップ605)。

【0034】

断面変換処理部252は、第1断層像上に設定された関心領域が、他のボリュームデータセットVD1, VD3, VD4の3次元スキャン範囲VS1, VS3, VS4に含まれるか否かを判定する(ステップ606)。断面変換処理部252は、関心領域を含む3次元スキャン範囲、ここでは3次元スキャン範囲VS1, VS3に対応するボリュームデータセットVD1, VD3からそれぞれ断層像(第2断層像)を生成する。図8に示すように、第2断層像の断面MPR1, MPR3は、決定された断面MPR2と、平行であって、部分的にオーバーラップする断面に設定される。設定された断面MPR1, MPR3に関する断層像(第2断層像)が、ボリュームデータセットVD1, VD3から断面変換処理部252によりそれぞれ生成され、モニター14に表示される(ステップ607、608)。

10

【0035】

ある3次元スキニングに由来する断層像(第1断層像)上で関心領域を観察するとともに、他の3次元スキニングに由来する断層像(第2断層像)上でも同じ関心領域を観察することができる。第1断層像の画質が比較的良く読影に適さないときであっても、それを第2断層像で補償することができる。従って、読影精度の向上が期待できる。また再スキニングの機会を減らすこともできる。

20

【0036】

また、3Dスキニングでは、ボリュームデータセットを収集するため、扱うデータ量が膨大になるが、ボリュームデータセットに対して関心領域を設定するのみで、関心部位を多方面から見たような断層像を簡単に入手できるので、超音波診断を短時間に効率よく行うこともできる。

【0037】

上述では第2断層像の断面MPR1, MPR3は、初期の断面MPR2と平行であって、部分的にオーバーラップする断面に設定されると説明した。しかし、これには限定されない。2次元スキャン面の断層像(オリジナル断層像)は、ボリュームデータセットから断面変換処理により生成した断層像よりも、空間分解能が高く画質が良好である。特定のモードが選択されたとき、第1、第2の断層像を、2次元スキャン面の断層像に限定することができる。

30

【0038】

図9に示すように、3次元スキャン範囲VS2内の2次元スキャン面SP2の断層像(第1断層像)上で関心領域Xが指定される。断面変換処理部252は、第1断層像上に設定された関心領域Xが、他のボリュームデータセットVD1, VD3, VD4の3次元スキャン範囲VS1, VS3, VS4に含まれるか否かを判定する。断面変換処理部252は、3次元スキャン範囲VS1, VS3に含まれ、且つ関心領域Xを通過する2次元スキャン面SP1, SP3を設定する。設定された2次元スキャン面SP1, SP3で収集した断層像(第2断層像)I(SP1), I(SP3)が、画像メモリ30aからそれぞれ読み出される。

40

【0039】

次に断層像の表示について説明する。ボリュームデータセットVD1, VD2, VD3にそれぞれ対応する断層像I(MPR1), I(MPR2), I(MPR3)がモニター14に表示される(図5A、図5B、図5C)。断層像I(MPR1)は、超音波プローブ12によるA点の位置からのスキャンにより取得されたもので、オーバーラップ領域E1内に位置される腫瘍Xが断層像I(MPR1)の右端に表示される。また、断層像I(MPR3)は、超音波プローブ12によるC点の位置からのスキャンにより取得されたも

50

ので、オーバーラップ領域 E 2 内に位置される腫瘍 X が断層像 I ( M P R 3 ) の左端に表示される。

【 0 0 4 0 】

これにより、読影者は、複数の 3 次元スキヤニングから、同一の関心領域を含む複数の断層像 I ( M P R 1 )、I ( M P R 2 )、I ( M P R 3 ) をモニター 1 4 上で同時に観察することだできる。

【 0 0 4 1 】

図 1 0 に示すように、表示制御部 2 5 3 は、同一の関心領域を含む複数の断層像 I ( M P R 1 )、I ( M P R 2 )、I ( M P R 3 ) を、関心領域 X の像がモニター 1 4 上のそれぞれの画像表示エリアの中心に位置するように、断層像 I ( M P R 1 )、I ( M P R 2 )、I ( M P R 3 ) の表示位置をシフトする。図 1 1 に示すように、2 次元スキャン面 S P 1、S P 2、S P 3 で収集した断層像 I ( S P 1 )、I ( S P 2 )、I ( S P 3 ) を表示するときも同様に、関心領域 X の像がモニター 1 4 上のそれぞれの画像表示エリアの中心に位置するように、断層像 I ( S P 1 )、I ( S P 2 )、I ( S P 3 ) の表示位置をシフトする。

【 0 0 4 2 】

関心領域 X が常に各表示エリアの中心に位置することから、読影者が関心領域 X をサーチする必要がないため、読影作業を効率化できる。

【 0 0 4 3 】

なお、上述では、A ~ D 各点ごとに取得された全てのボリュームデータセットの断層像を採用する例を述べたが、これらボリュームデータセットを間引いて採用するようにもできる。例えば、所定移動距離ごとに取得されるボリュームデータセットを採用し、これらボリュームデータセットの断層像の腫瘍のそれぞれの位置を対応付けして表示するようにもできる。

【 0 0 4 4 】

( 変形例 )

上述した実施形態では、ボリュームデータセットの 2 次元断層像に対し関心領域として直線 Y を設定し、この直線 Y に沿ってスライスした断層像をモニター 1 4 に表示するようにしたが、例えば、ボリュームデータセットの 3 次元 ( 3 D ) 像に対し、立体状の関心領域、例えば関心部位を含む球状をした関心領域を設定し、かかる関心領域に基づいて各ボリュームデータセットより対応する 3 D 像を生成し、モニター 1 4 に表示するようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

本実施形態の考え方は次のような適用を生じさせる。同じ位置で 3 次元スキヤニングを繰り返すとき、同じ 3 次元スキャン範囲に関する複数のボリュームデータセットが発生する。特定のボリュームデータセットから関心領域を含む任意の断面に関する断層像が生成され表示される。同じ断面に関するスキヤニング時刻の異なる複数の断層像が生成される。図 1 2 に示すように、これら断層像 I ( S P 1 - 1 )、I ( S P 1 - 2 )、I ( S P 1 - 3 ) は、それぞれの関心領域の像がモニター 1 4 上のそれぞれの画像表示エリアの中心に位置するように、シフトされる。

【 0 0 4 6 】

その他、本発明は、上記実施形態に限定されるものでなく、実施段階では、その要旨を変更しない範囲で種々変形することが可能である。例えば、上述した実施形態では、複数の断層像 A 2 ~ D 2 をモニター 1 4 に表示するようにしたが、モニター 1 4 に断層像のうち一枚のみを表示させ、入力装置 1 3 のトラックボール 1 3 a などの操作により別の断層像に順に切換え表示させるようにしてもよい。また、上述した実施形態では、関心領域の設定によりボリュームデータセットより関心領域を含む断層像を生成して表示するようにしたが、ボクセル変換前の A ~ D 点で取得される時系列的な各ボリュームデータセットより関心領域を含む断層像を選び出して表示するようにしてもよい。このようにすると、ボクセル変換前の時系列的なボリュームデータセットは、変換後のボリュームデータセット

10

20

30

40

50

に比べてデータ量が大きいので、このような時系列的なボリュームデータセットを用いて画像を生成すれば、優れた解像度の画像を生成することができる。

【0047】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0048】

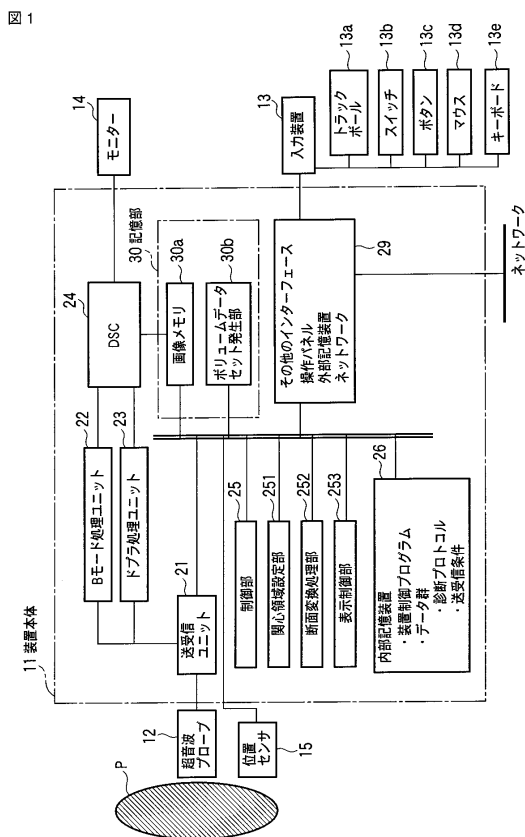
本発明は、超音波診断装置において、関心部位を含む画像の不明瞭などの理由による再検査を可能な限り不要にする分野に利用可能性がある。

【符号の説明】

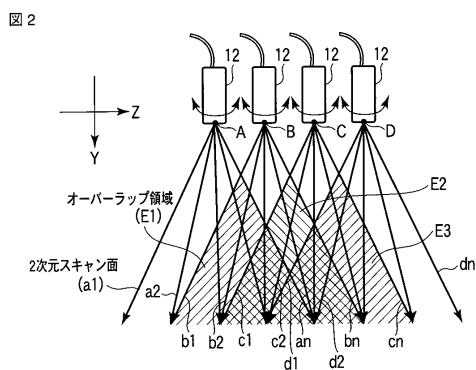
【0049】

11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドプラ処理ユニット、24...デジタルスキャンコンバータ、25...制御プロセッサ、26...内部記憶装置、29...インタフェース部、30a...画像メモリ、251...関心領域設定部、252...断面変換処理部、253...表示制御部253。

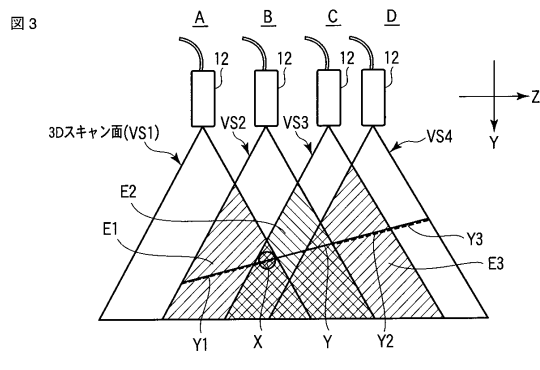
【図1】



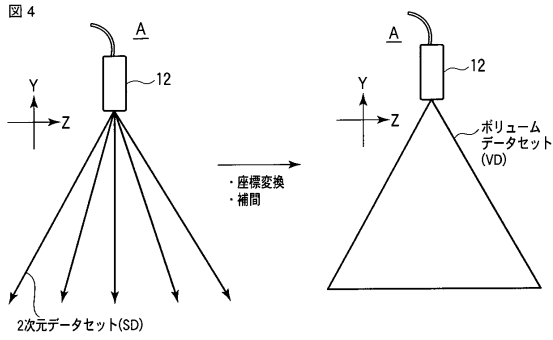
【図2】



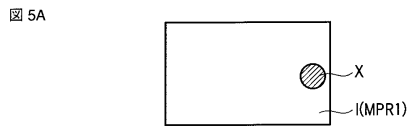
【図3】



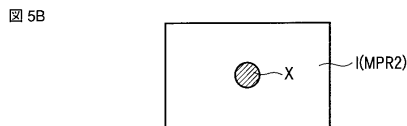
【図4】



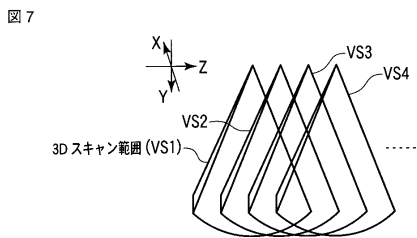
【図5A】



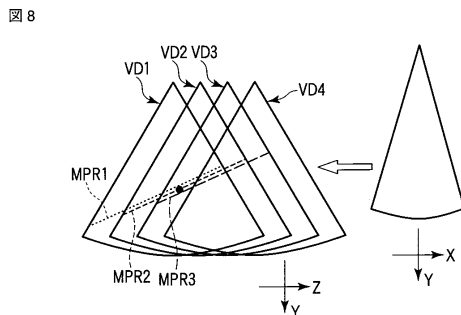
【図5B】



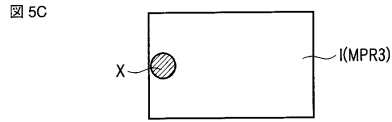
【図7】



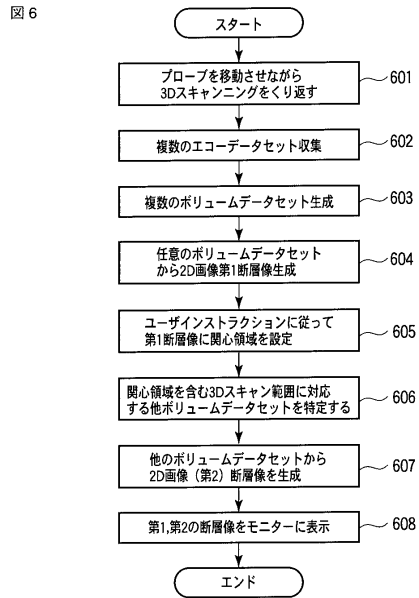
【図8】



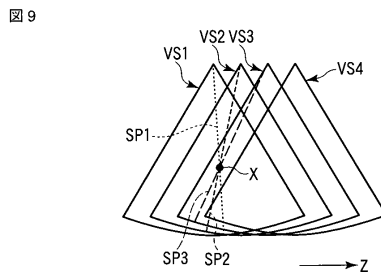
【図5C】



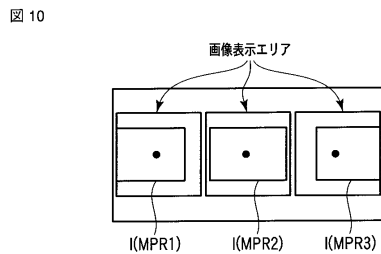
【図6】



【図9】

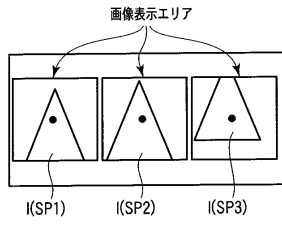


【図10】



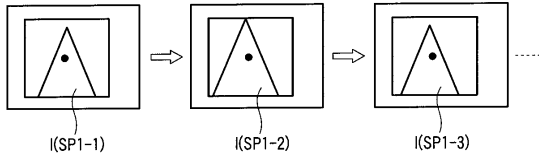
【図 1 1】

図 11



【図 1 2】

図 12



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 吉田 哲也  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 川岸 哲也  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 直久  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 岡村 陽子  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 阿部 康彦  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2007-244575(JP,A)  
特開2006-167267(JP,A)  
特開2000-132664(JP,A)

特開2001-128975(JP,A)  
特開2003-093382(JP,A)  
特開2004-141514(JP,A)  
特開2007-038016(JP,A)  
特開2007-222390(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5417048B2</a>	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2009133187	申请日	2009-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉田哲也 川岸哲也 神山直久 岡村陽子 阿部康彦		
发明人	吉田 哲也 川岸 哲也 神山 直久 岡村 陽子 阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08 A61B8/13 A61B8/469 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/JC22 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK27		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 岡田隆 山下 元		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2008151812 2008-06-10 JP		
其他公开文献	JP2010017537A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，尽可能地消除由于包括感兴趣部位在内的不清晰图像而需要重新检查。ŽSOLUTION：超声波诊断装置包括：超声波探头12，其产生超声波束；体数据集收集器30b，其通过超声波探头收集与多个3D扫描范围对应的多个体数据集；感兴趣区域设定器251，其符合用户关于在多个3D扫描范围彼此部分重叠的多个体数据集中从指定体数据集生成的第一断层图像上设置感兴趣区域的指令；断层图像生成器252，其不仅从特定体数据集生成第一断层图像，还从与包含感兴趣区域的3D扫描示波器对应的其他体数据集生成关于感兴趣区域包含部分的第二断层图像。；显示器253显示第一和第二断层图像。Ž

【 図 3 】

図 3

