

(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2005-40598

(P2005-40598A)

(43) 公開日 平成17年2月17日(2005.2.17)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

F I

A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2004-201133 (P2004-201133)	(71) 出願人	000005821 松下電器産業株式会社
(22) 出願日	平成16年7月7日(2004.7.7)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2003-272595 (P2003-272595)	(74) 代理人	100109210 弁理士 新居 広守
(32) 優先日	平成15年7月9日(2003.7.9)	(72) 発明者	川端 章裕 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	右田 学 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB02 BB03 DE03 DE04 EE04 EE14 JB28 JB55 JB57 JC02 JC03 JC17 JC21 JC26 JC31 JC32 JC33 KK12 KK13 KK17 KK19 KK22 LL03

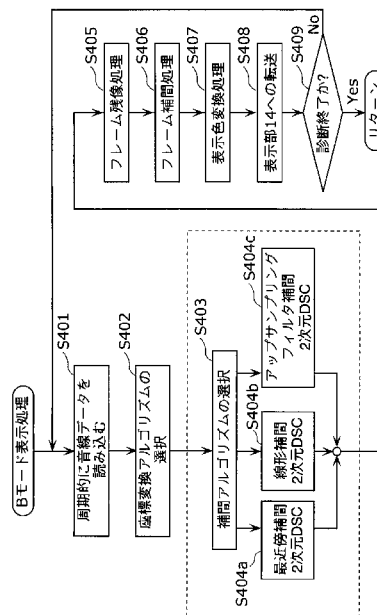
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および断層画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 バックエンド部におけるコストの低減を図りつつ、画質向上及び柔軟な拡張性を備える超音波診断装置等を提供する。

【解決手段】 2次元描画モジュール25は、周期的に音線データを読み込み(S401)、探触子の物理構造および音線データのスキャン方法を調べ、最適な座標変換アルゴリズムを選択する(S402)。その後、2次元描画モジュール25は、表示レートに基づいて補間アルゴリズムを選択し(S403)、選択した座標変換アルゴリズム等を用いて2次元DSC処理を実行して表示データを生成する(S404a、404b又は404c)。さらに、2次元描画モジュール25は、この表示データに対して残像処理(S405)、Bモード像データのフレーム補間処理(S406)および表示色変換処理を施し(S407)、処理後の表示データを表示部14に転送する(S408)。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成手段と、

前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示手段とを備える超音波診断装置であって、

前記表示データ生成手段は、

前記音線データの単位時間当たりの生成量又は前記表示手段に表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像または血流像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記断層像または血流像に係る 2 次元座標変換処理における補間処理を変更することにより、前記断層像または血流像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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】

前記被検体内の状態を表現する画像は、同一音線位置における断層像または血流像の時間変移像であり、

20

前記表示データ生成手段は、

前記同一音線位置における断層像または血流像の時間変移像に係る 2 次元座標変換処理における補間処理を変更することにより、前記同一音線位置における断層像または血流像の時間変移像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 4】

前記被検体内の状態を表現する画像は、ドプラスペクトラム像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記ドプラスペクトラム像に係る 2 次元座標変換処理における補間処理を変更することにより、前記ドプラスペクトラム像の画質を変更し、し、当該変更後の表示データを生成する

30

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】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像または血流像であり、

前記表示データ生成手段は、

既に生成された、複数の前記画像としての断層像群又は血流像群に係る音線データに基づいて前記断層像群又は血流像群を補間するための音線データを生成するフレーム補間処理における、前記音線データの生成量を変更することにより、前記断層像または血流像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

40

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 6】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像または血流像であり、

前記表示データ生成手段は、

既に生成された、複数の前記画像としての断層像群又は血流像群に基づいて前記断層像群又は血流像群を補間するフレーム補間画像を生成するフレーム補間処理における、前記フレーム補間画像の生成数を変更することにより、前記断層像または血流像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 7】

50

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像または血流像であり、

前記表示データ生成手段は、

生成する断層像あるいは血流像に係る音線データと、既に生成された、複数の前記画像としての断層像群あるいは血流像群に係る音線データとに基づいて残像効果をもたらすフレーム残像処理において用いるフィルタを変更することにより、前記断層像または血流像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 8】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像または血流像であり、

前記表示データ生成手段は、

生成する断層像あるいは血流像と、既に生成された、複数の前記画像としての断層像群あるいは血流像群とに基づいて残像効果をもたらすフレーム残像処理において用いるフィルタを変更することにより、前記断層像または血流像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 9】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物の 3 次元表現画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記ボリュームデータの生成に必要な 3 次元座標変換処理における補間処理を変更することにより、前記 3 次元表現画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 10】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物の 3 次元表現画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記 3 次元表現画像の生成処理におけるボリュームデータのボクセル値の補間処理を変更することにより、前記 3 次元表現画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 11】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物の 3 次元表現画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記 3 次元表現画像の生成処理におけるボリュームデータのボクセル値のサンプルピッチを変更することにより、前記 3 次元表現画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 12】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物の 3 次元表現画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記 3 次元表現画像の生成処理におけるボリュームレンダリング処理のアルゴリズムを変更することにより、前記 3 次元表現画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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 13】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物を平面で切断した断面画像であり、

前記表示データ生成手段は、

10

20

30

40

50

前記ボリュームデータの生成に必要な3次元座標変換処理における補間処理を変更することにより、前記断面画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成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】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物を平面で切断した断面画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記断面画像の生成処理におけるボリュームデータのボクセル値の補間処理を変更することにより、前記断面画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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15】

前記被検体内の状態を表現する画像は、断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物を平面で切断した断面画像であり、

前記表示データ生成手段は、

前記断面画像の生成処理におけるボリュームデータのボクセル値のサンプルピッチを変更することにより、前記断面画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

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16】

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成手段と、

前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示手段とを備える超音波診断装置であって、

前記表示手段は、

前記音線データの単位時間当たりの生成量に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数を変更する

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項17】

前記表示手段は、

前記被検体内の状態を表現する画像を二つ以上並べて表示し、前記二つ以上の画像の各々を生成するための前記音線データの単位時間当たりの生成量に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数を、前記二つ以上の画像の各々に対して変更する

ことを特徴とする請求項16記載の超音波診断装置。

30

【請求項18】

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成手段と、

前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段と、

前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示手段とを備える超音波診断装置であって、

前記表示データ生成手段は、前記被検体内の状態を表現する画像として、

(1)断層像または血流像、

(2)同一音線位置における断層像または血流像の時間変移像、

(3)ドプラスペクトラム像、

(4)断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物の3次元表現画像、

(5)断層像又は血流像に係るボリュームデータによって表現される対象物を平面で切断した断面画像

のうち少なくとも二種以上の画像を生成し、かつ、前記二種以上の画像の生成処理を単一のプロセッサによって実行する

40

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】

前記超音波診断装置は、さらに、
 前記音線データ又は前記ボリュームデータを記憶する記憶手段と、
 前記記憶手段の記憶領域を管理する記憶領域管理手段とを備え、
 前記記憶領域管理手段は、
 前記表示データ生成手段によって生成される前記二種以上の画像の種類に応じて、前記記憶手段の記憶領域の確保に関する制御を行う
 ことを特徴とする請求項 18 記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づく音線データを取得する音線データ取得手段と、
 前記取得された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段とを備える断層画像処理装置であって、
 前記表示データ生成手段は、
 前記音線データの単位時間当たりの生成量又は表示手段に表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する
 ことを特徴とする断層画像処理装置。

【請求項 21】

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成ステップと、
 前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成ステップと、
 前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示ステップとを含む超音波診断方法であって、
 前記表示データ生成ステップは、
 前記音線データの単位時間当たりの生成量又は前記表示ステップにおいて表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する
 ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 22】

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づく音線データを取得する音線データ取得ステップと、
 前記取得された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成ステップとを含む断層画像処理方法であって、
 前記表示データ生成ステップは、
 前記音線データの単位時間当たりの生成量又は表示ステップにおいて表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する
 ことを特徴とする断層画像処理方法。

【請求項 23】

超音波診断装置のための、コンピュータに実行させることが可能なプログラムであって、
 探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成ステップと、
 前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成ステップと、
 前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示ステップとを含み、
 前記表示データ生成ステップは、
 前記音線データの単位時間当たりの生成量又は前記表示ステップにおいて表示される前

10

20

30

40

50

記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

ことを特徴とするプログラム。

【請求項 24】

断層画像処理装置のための、コンピュータに実行させることが可能なプログラムであって、

探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づく音線データを取得する音線データ取得ステップと、

前記取得された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成ステップとを含み、

10

前記表示データ生成ステップは、

前記音線データの単位時間当たりの生成量又は表示ステップにおいて表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成する

ことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置の探触子を介して得られたエコー信号に対する信号処理技術に関し、特に上記エコー信号に基づいて生成された音線データに関するデータ処理技術及び音線データから表示用データへのデータ変換技術に関する。

20

【背景技術】

【0002】

非侵襲かつリアルタイムで被検体の観測が可能である超音波診断装置は、医療分野においては欠かせない存在になりつつある。最近では、より一層高機能化が図られる一方、低コスト化のための検討がなされている。

【0003】

低コスト化のための検討例としては、超音波診断装置における音線データを生成する信号処理部を、パーソナルコンピュータ等で実行可能なソフトウェアによって実現する超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

30

【0004】

図10は、従来の超音波診断装置100の機能構成を示すブロック図である。図10に示されるように、超音波診断装置100は、全体制御部71、信号処理部72、音線データ管理部73、音線データ記憶部74、2次元表示制御部75、表示部76、3次元表示制御部77及び3次元データ記憶部78を備えている。

【0005】

全体制御部71は、超音波診断装置100の全体の動作を制御する機能単位であり、例えばROMやRAMを備えるマイクロコンピュータである。

信号処理部72は、探触子を介して受信したエコー信号に対して整相加算およびフィルタ処理を行って、断層情報を表す音線データを生成する。

40

【0006】

音線データ管理部73は、信号処理部72において生成された音線データについて音線データ記憶部74への書き込み/読み出しを制御すると共に、生成された音線データを2次元表示制御部75に送信する。

【0007】

音線データ記憶部74は、音線データ管理部73の指示によって音線データを記憶する記憶装置であり、例えばRAMである。

2次元表示制御部75は、音線データ管理部73から送信された音線データを受信し、この音線データに対して2次元座標変換処理および補間処理を行って表示データを生成す

50

る。さらに、2次元表示制御部75は、生成した表示データを表示部76及び3次元表示制御部77に送信する。

【0008】

表示部76は、2次元表示制御部75又は3次元表示制御部77から出力された表示データに基づいて、断層像等をモニタ(例えば、CRT:図示せず。)に表示する。

3次元表示制御部77は、2次元表示制御部75から送信された表示データを取り込み、ボリュームデータの生成およびボリュームデータを表現する画像(以下「3次元画像」と記す。)データの生成を行う。

【0009】

3次元データ記憶部78は、例えばRAMであり、3次元表示制御部77において生成されたボリュームデータを記憶する。 10

次に、超音波診断装置100における動作を代表的な動作モード毎に分類して説明する。さらに、各動作モードについては、ライブモードとシネモードの2つのモードに分けて説明する。ここで、「ライブモード」とは、探触子を介して受信したエコー信号から音線データを生成(さらに、この生成された音線データを音線データ記憶部74に格納する。)して断層像等の表示をリアルタイムで行うモードをいい、「シネモード」とは、上記ライブモードにおいて格納された音線データを音線データ記憶部74から読み出して断層像等の表示を行うモードをいう。

(Bモード)

Bモードは、反射波の強さを輝度で表示するモードである。 20

【0010】

Bモードのライブモードでは、探触子から受信したエコー信号を処理してリアルタイムでBモード像を表示部76に表示する。

Bモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。

【0011】

探触子を介して受信したエコー信号に対して、信号処理部72において整相加算およびフィルタ処理を施して、断層情報を表す音線データを生成する。生成された音線データは、音線データ管理部73を介して音線データ記憶部74に記憶されると共に、2次元表示制御部75に送信される。

【0012】

2次元表示制御部75は、音線データに対して2次元座標変換処理および補間処理を施してBモード像を表示させるための表示データを生成し、表示部76に送信する。表示部76は、2次元表示制御部75から受信した表示データに基づいてBモード像を表示する。 30

【0013】

一方、Bモードにおけるシネモードでは、上記ライブモードにおいて記憶された音線データを音線データ記憶部74から読み出し、上記ライブモードの場合と同様に、Bモード像を表示部76に表示する。

【0014】

Bモードのシネモードの動作は、以下の通りである。 40

音線データ管理部73は、音線データ記憶部74に記憶された音線データを読み出して2次元表示制御部75に送信する。なお、2次元表示制御部75および表示部76の動作は、上記Bモードにおけるライブモードと同様である。

(カラーモード)

カラーモードは、血流像(血流速の高低を複数の色で表した断層画像)を表示するモード(「カラーフローモード」ともいう。)である。そのライブモードでは、探触子から受信したエコー信号を処理してリアルタイムに血流像(「カラーモード像」ともいう。)を生成し、これを表示部76に表示する。

【0015】

カラーモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。 50

探触子を介して受信したエコー信号に対して、信号処理部 7 2 において整相加算およびフィルタ処理、周波数解析処理を施して、血流情報を表す音線データを生成する。生成された音線データは、音線データ管理部 7 3 を介して音線データ記憶部 7 4 に記憶されると共に、2次元表示制御部 7 5 に送信される。

【0016】

2次元表示制御部 7 5 は、音線データに対して2次元座標変換処理および補間処理を施してカラーモード像を表示させるための表示データを生成し、この表示データを表示部 7 6 に送信する。

【0017】

一方、カラーモードのシネモードでは、上記ライブモードで記憶された音線データを読み出し、上記ライブモードと同様に、生成した表示データに基づいてカラーモード像を表示部 7 6 に表示する。

10

【0018】

カラーモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

最初に、音線データ管理部 7 3 は、音線データ記憶部 7 4 に記憶されている音線データを読み出して2次元表示制御部 7 5 に送信する。ここで、2次元表示制御部 7 5 および表示部 7 6 の動作は、上記ライブモードの場合と同様である。

【0019】

なお、カラーモード時は、同時にBモードにおける処理も並行して実行し、カラーモード像をBモード像に重畳して表示するのが一般的である。

20

(Mモード)

Mモードは、同一音線位置における断層情報の時間変移像を表示部 7 6 に表示するモードである。

【0020】

Mモードにおけるライブモードでは、探触子から受信したエコー信号を処理してリアルタイムにMモード像を生成し、このMモード像を表示部 7 6 に表示する。

Mモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。

【0021】

最初に、探触子を介して受信したエコー信号に対し、信号処理部 7 2 において整相加算およびフィルタ処理を施して音線データを生成する。

30

次に、生成された音線データは、音線データ管理部 7 3 を介して音線データ記憶部 7 4 に記憶されると共に、2次元表示制御部 7 5 に送信される。

【0022】

2次元表示制御部 7 5 は、音線データに対して、2次元座標変換処理および補間処理を施してMモード像を表示させるための表示データ、即ち同一音線位置における断層音線情報を時系列の順に並べた表示データを生成し、表示部 7 6 に送信する。表示部 7 6 は、生成された表示データに基づいてMモード像の表示を行う。

【0023】

一方、Mモードにおけるシネモードでは、上記ライブモードにおいて記憶された音線データを読み出して表示データを生成して表示部 7 6 に送信する。表示部 7 6 は、受信した表示データに基づいてMモード像を表示する。

40

【0024】

Mモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

最初に、音線データ管理部 7 3 は、音線データ記憶部 7 4 に記憶された音線データを読み出して2次元表示制御部 7 5 に送信する。

【0025】

なお、2次元表示制御部 7 5 及び表示部 7 6 の動作は、上記Mモードにおけるライブモードと同様である。

(カラーMモード)

カラーMモードは、同一音線位置における血流情報の時間変移像を表示するモードであ

50

る。カラーMモードにおけるライブモードでは、探触子から受信したエコー信号を処理してリアルタイムにカラーMモード像を表示部76に表示する。

【0026】

カラーMモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。

最初に、探触子を介して受信したエコー信号に対して信号処理部72において整相加算およびフィルタ処理、周波数解析処理を施し、血流情報を表す音線データを生成する。

【0027】

生成された音線データは、音線データ管理部73を介して音線データ記憶部74に記憶されると共に、2次元表示制御部75に送信される。

2次元表示制御部75は、音線データに対して2次元座標変換処理および補間処理を施してカラーMモード像を表示させるための表示データ、すなわち同一音線位置における血流音線情報を時系列の順に並べた表示データを生成し、表示部76に送信する。

【0028】

一方、カラーMモードにおけるシネモードでは、上記ライブモードで記憶された音線データを読み出して表示データを生成し、この表示データに基づいてカラーMモード像を表示部76に表示する。

【0029】

カラーMモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

最初に、音線データ記憶部74に記憶された血流情報を表す音線データを音線データ管理部73が読み出して2次元表示制御部75に送信する。

【0030】

なお、2次元表示制御部75及び表示部76の動作は、上記ライブモードの場合と同様である。なお、カラーMモード時は、同時にMモードの処理も並行して実行し、表示部76においては、カラーMモード像をMモード像に重畳して表示するのが一般的である。

(ドブラモード)

ドブラモードは、同一音線位置におけるドブラスペクトラムの時間変移像を表示するモードである。

【0031】

ドブラモードのライブモードでは、探触子から受信したエコー信号を処理してリアルタイムにドブラモード像を表示部76に表示する。

ドブラモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。

【0032】

最初に、探触子を介して受信した信号に対し、信号処理部72において整相加算およびフィルタ処理、フーリエ解析処理を施し、ドブラスペクトラム情報を表す音線データを生成する。

【0033】

次に、生成された音線データは、音線データ管理部73を通じて音線データ記憶部74に記憶されると共に、2次元表示制御部75に送信される。

2次元表示制御部75は、音線データに対して2次元座標変換処理および補間処理を施してドブラモード像を表示させるための表示データ、即ち同一音線位置におけるドブラスペクトラム音線情報を時系列の順に並べた表示データを生成し、表示部76に送信する。

【0034】

一方、ドブラモードにおけるシネモードでは、上記ライブモードで記憶された音線データを読み出して表示データを生成し、この表示データに基づくドブラモード像を表示部76に表示する。

【0035】

ドブラモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

音線データ記憶部74に記憶されたドブラスペクトラム情報を表す音線データを音線データ管理部73が読み出して2次元表示制御部75に送信する。なお、2次元表示制御部75及び表示部76の動作は、上記ドブラモードにおけるライブモードと同様である。

10

20

30

40

50

(3 Dライブモード)

3 Dライブモードは、3 D探触子から受信したエコー信号のリアルタイムな処理による断層像の生成と、ポリウムデータセットとなる複数の断層像群を用いたポリウム生成とレンダリング処理による3次元画像の生成とを同時に行い、断層像と3次元画像を同時に表示部76に表示するモードである。

【 0 0 3 6 】

3 Dライブモードの動作は、以下の通りである。

探触子を介して受信したエコー信号に対し、信号処理部72において整相加算およびフィルタ処理を施して音線データを生成する。生成された音線データは、音線データ管理部73を通じて2次元表示制御部75に送信される。

【 0 0 3 7 】

2次元表示制御部75は、音線データから2次元座標変換処理および補間処理を行って表示データを生成し、表示部76および3次元表示制御部77に表示データを送信する。

3次元表示制御部77は、表示データを取り込み、3次元データ記憶部78上にてポリウムデータを生成する。この後、3次元表示制御部77は、ポリウムレンダリングにより3次元画像データを生成して表示部76に送信する。

【 0 0 3 8 】

最後に、表示部76において、断層像および3次元画像データが同時に表示される。

(M P R (Multi Planner Reconstruction)モード)

M P Rモードは、3 Dライブモードで生成した3次元データ記憶部78上のポリウムデータを任意の視点から3次元画像として、または断面画像として観察する表示モードである。

【 0 0 3 9 】

M P Rモードにおける動作は、以下の通りである。

最初に、3次元データ記憶部78上のポリウムデータを用いて、全体制御部71から与えられる視線方向に基づいて3次元表示制御部77がポリウムレンダリングを行い、3次元画像データを生成して表示部76に引き渡す。

【 0 0 4 0 】

次に、3次元データ記憶部78上のポリウムデータを用いて、全体制御部71から与えられる所定の平面でポリウムを切断した断面画像データを3次元表示制御部77が生成し、表示部76に送信する。

【 0 0 4 1 】

最後に、表示部76において、3次元画像データ及び断面画像データに基づいた表示がなされる。

なお、詳細な説明は省略するが、M P Rモードでは、ポリウムデータの一部を削除する操作も可能であり、そのときは削除された部分以外のポリウムデータに対して3次元画像や断面画像の生成と表示を行う。

【特許文献1】特開平11-329号号公報

【 発明の開示 】**【 発明が解決しようとする課題 】****【 0 0 4 2 】**

従来 of 超音波診断装置の構成をおおまかに分割すると、探触子から受信したエコー信号に対して整相加算およびフィルタ処理を施して音線データを生成する信号処理部、信号処理部から出力される音線データを記憶し、この音線データを読み出して表示を行うバックエンド部の二つに分割できる。

【 0 0 4 3 】

図10において、バックエンド部に含まれる機能単位は、音線データ管理部73、音線データ記憶部74、2次元表示制御部75、表示部76、3次元表示制御部77及び3次元データ記憶部78である。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

以下、従来の超音波診断装置 100 におけるバックエンド部 79 における課題を具体的に説明する。

超音波診断装置 100 が出力する 2 次元断層像の画質には、信号処理部の処理アルゴリズムだけでなくバックエンド部における処理アルゴリズムも大きく影響する。特に、音線データから表示データに変換する過程において必要となる座標変換における補間処理やフレーム補間処理は、断層像等の画質に大きく影響する。

【0045】

例えば、2次元表示制御部 75 では、超音波診断装置に接続される探触子の物理形状に基づいて表示部 76 における表示領域への座標変換が必要となるが、コンベックス探触子又はセクタ探触子等では、極-直交座標変換を必要とする。この座標変換の際、元データとなる音線データは直交座標の格子上にのらない。このため、直交座標上の表示データを補間処理によって求める必要がでてくる。

【0046】

この補間処理アルゴリズムには、線形補間法やアップサンプリングフィルタ法など様々な補間法が存在するが、それぞれ長所、短所をもっている。

線形補間法の場合は演算コストを必要としないが、画質的にはあまり良好でなく、アップサンプリングフィルタ法では、フィルタタップ数に応じて演算コストが増加するが線形補間法より画質が向上するといった具合である。

【0047】

従って、装置のハードウェアリソースの範囲内でこれを有効に活用して可能な限り良い画質を実現するには、探触子の物理形状および信号処理部から出力される断層データのフレームレートなどに応じて、補間処理アルゴリズムを動的に変更可能にすることで断層像の画質の最適化を行うべきである。しかし、従来の構成ではこういった機能は固定処理を実行する機能ブロックとして実装されており、上記のような処理を行うことは困難である。

【0048】

超音波診断装置が出力する 3 次元画像の画質についても 2 次元断層像の画質のときと同様に、バックエンド部における処理アルゴリズムが大きく影響する。3 次元画像生成処理はボリューム生成と生成したボリュームをレンダリングする二つの過程を必要とする。この生成処理やレンダリング処理については、3次元表示制御部 77 で行っている。

【0049】

ボリューム生成については 2 次元断層像の画質時に述べたものと同様の課題であるので説明を省略する。

ボリュームレンダリング処理は、非常に大容量のボリュームについて演算処理を行うため、常に画質に関わるレンダリングアルゴリズムと処理時間との兼ね合いが必要不可欠である。

【0050】

もう一つの課題として、従来の超音波診断装置のバックエンド部における機能ブロック分割が挙げられる。

図 11 は、音線データ管理部 73、音線データ記憶部 74 のより詳細な機能構成を示す図である。

【0051】

図 11 に示されるように、各動作モード用に別個の機能ブロックが用意されており、音線データ管理部 73 は、Bモード音線データ管理部 73 a、カラーモード音線データ管理部 73 b、Mモード音線データ管理部 73 c、カラーMモード音線データ管理部 73 d、ドプラモード音線データ管理部 73 e を備え、音線データ記憶部 74 は、Bモード音線データ記憶部 74 a、カラーモード音線データ記憶部 74 b、Mモード音線データ記憶部 74 c、カラーMモード音線データ記憶部 74 d、ドプラモード音線データ記憶部 74 e を備える。

【0052】

10

20

30

40

50

ここで、Bモードの場合を考えると、音線データ記憶部74に含まれるブロックのうち、Bモード音線データ記憶部74aだけが使用され、その他のブロックは使用されない。

また、カラーモードでは、Bモード音線データ記憶部74aとカラーモード音線データ記憶部74bの2ブロックだけが使用される。その他の動作モードについても同様である。

【0053】

また、音線データ記憶部74の利用状況だけでなく、超音波診断装置の動作モードによっては3次元データ記憶部78の利用状況も異なる。例えば、Bモード像のみを表示する場合は、3次元データ記憶部78はまったく利用されないことになる。

【0054】

さらに、2次元表示制御部75、3次元表示制御部77における座標変換は本質的には同様のものであるが、現状では別の機能ブロックとして実装されている。

このように、従来の超音波診断装置のバックエンド部の機能ブロック分割では、非常に無駄が多く、結果としてコストが増大する大きな要因となっている。

【0055】

上記の特許文献1では、パーソナルコンピュータと信号処理を実行するソフトウェアとから構成される超音波診断装置が記述されている。さらに、特許文献1では、上記超音波装置において、CPU性能を向上させたより高性能なCPUに置き換えるだけで信号処理の高速化を図ることができることや、ソフトウェアをオブジェクト指向で実装しマルチタスク処理することにより複数の機能モジュールを多重処理し得ることについて述べられている。

【0056】

しかし、上記の課題は解決されておらず、ソフトウェアで超音波診断装置を構成することによる利点を活かしてきれていない。

そこで、本発明は、上記課題に鑑みなされたものであり、バックエンド部におけるコストの低減を図りつつ、画質向上及び柔軟な拡張性を備える超音波診断装置等を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0057】

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づいて音線データを生成する音線データ生成手段と、前記生成された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段と、前記生成された表示データに基づいて被検体内の状態を表現する画像の表示を行う表示手段とを備える超音波診断装置であって、前記表示データ生成手段は、前記音線データの単位時間当たりの生成量又は前記表示手段に表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成することを特徴とする。

【0058】

これにより、従来の超音波診断装置におけるバックエンド部の機能を、リソースを有効に活用しつつ実現することが可能となるため、装置の低コスト化を実現すると共にリソースの許す限り高画質な画像を得ることが可能になる。

【0059】

なお、本超音波診断装置における動作モードは、Bモード、カラーモード、Mモード、カラーMモード、ドプラモード、3Dライブモード及びMPRモードのうち、少なくとも一のモードを有していることとする。

さらに、上記目的を達成するために、本発明に係る断層画像処理装置は、探触子を介して得られた超音波のエコー信号に基づく音線データを取得する音線データ取得手段と、前記取得された音線データに対して表示データを生成する表示データ生成手段とを備える断層画像処理装置であって、前記表示データ生成手段は、前記音線データの単位時間当たりの生成量又は表示手段に表示される前記被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの

10

20

30

40

50

表示フレーム数に応じて、前記被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、当該変更後の表示データを生成することを特徴とする。

これにより、従来の断層画像処理装置におけるバックエンド部の機能を、リソースを有効に活用しつつ実現することが可能となるため、装置の低コスト化を実現すると共にリソースの許す限り高画質な画像を得ることが可能になる。

【0060】

さらに、本発明は、上記超音波診断装置や上記断層画像処理装置の特徴的な機能構成をステップとする超音波診断方法や断層画像処理方法として実現したり、それらの方法のステップをすべて含むプログラムとして実現することもできる。そして、そのプログラムをCD-ROM等の記録媒体やインターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

10

【発明の効果】

【0061】

以上のように、本発明により、音線データの単位時間当たりの生成量又は表示ステップに表示される被検体内の状態を表現する画像の単位時間当たりの表示フレーム数に応じて、被検体内の状態を表現する画像の画質を変更し、リソースを有効に活用してリソースの許す限り高画質な画像を得ることができる。

【0062】

具体的には、2次元DSC処理における補間アルゴリズムや、フレーム残像処理の要否や重み付け加算の割合、フレーム補間処理の要否や生成するフレーム数を、柔軟に変更することにより、高画質化を実現できる。

20

【0063】

また、3次元画像の画質についても、3次元DSC処理の補間アルゴリズムや、ボリュームレンダリングのサンプルピッチ、補間アルゴリズム、レンダリングアルゴリズムを、柔軟に変更することにより、高画質化を実現できる。

【0064】

最後に、超音波診断装置のバックエンド部における機能ブロック分割については、2次元DSC処理および3次元DSC処理ともにホストプロセッサにて実施される。また、超音波診断装置の動作モードによって異なる音線データの管理およびボリュームデータの管理についてもホストプロセッサおよびその主記憶上で行うため、機能的にも簡素でかつ低

30

【0065】

以上により、本発明の実用的効果は大きいと考える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0066】

以下、本発明に係る実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

(実施の形態1)

図1は、本発明に係る超音波診断装置10の外観図である。また、図2は、本実施の形態における超音波診断装置10の機能構成を示すブロック図である。図2に示されるように、超音波診断装置10は、信号処理部11、全体制御部12、ホストメモリ13、表示部14及び入力部16を備えている。なお、上記全体制御部12、ホストメモリ13及び表示部14はバックエンド部15を構成する。

40

【0067】

ここで、「バックエンド部」とは、生成された音線データに対して画像処理を施す機能単位をいう(この場合、探触子を介して得られたエコー信号に基づいて音線データを生成するまでの機能単位を「フロントエンド部」という。)

【0068】

信号処理部11は、探触子から受信したエコー信号に対して整相加算およびフィルタ処理を施して音線データを生成する。

全体制御部12は、超音波診断装置10全体を制御する機能単位であり、例えば、RO

50

MやRAM等を備えるマイクロコンピュータである。この場合、バックエンド部15の各機能は、全体制御部12で実行される制御プログラムに基づいて実行される。また、この場合、ホストメモリ13は、マイクロコンピュータの主記憶又はその一部であってもよい。

【0069】

さらに、全体制御部12は、音線データに対して座標変換処理、補間処理、フレーム補間処理、フレーム残像処理、表示色変換処理等を行って表示データに変換する「音線データ-表示データ変換処理」を行うと共に、信号処理部11から出力される音線データをホストメモリ13に記憶する。

【0070】

ホストメモリ13は、全体制御部12の指示により、信号処理部11から出力される音線データを記憶する。さらに、ホストメモリ13は、全体制御部12において実行される「音線データ-表示データ変換処理」に必要なワークエリアを提供する。入力部16は、ユーザからの操作を受け付ける機能単位であり、例えばキーボードやスイッチ等である。

【0071】

なお、図2に示す超音波診断装置10は、一般的なパーソナルコンピュータの拡張スロットに、信号処理部11を実現した拡張カードを増設する形態で構成してもよい。

図3は、上記図2におけるバックエンド部15の機能を実現するソフトウェア構成を示すブロック図である。図3に示すように、バックエンド部15は、I/Oモジュール21、シネメモリ管理モジュール22、再生モジュール24、2次元描画モジュール25の各ソフトウェア機能を備える(上記I/Oモジュール21~2次元描画モジュール25の各機能については、各種表示モードと対応づけながら後述する。)。この場合、シネメモリ管理モジュール22は、シネメモリ23に対して音線データの書き込み/読み出しを行う。

【0072】

次に、上記図2のバックエンド部15の動作について、超音波診断装置10の表示モードと関連させながら説明する。図4は、バックエンド部15の動作の流れを示す全体フローである。

【0073】

最初に、全体制御部12は、ユーザから表示モードの設定がなされているか否かを確認し、設定がなされている場合は(S301:Yes)、その設定に応じて(S302)、Bモード表示処理(S303)、カラーモード表示処理(S304)、Mモード表示処理(S305)、から-Mモード表示処理(S306)及びDプラモード表示処理(S307)のうち、何れかの処理を超音波診断装置10による診断が終了するまで繰り返す(S301~S308)。

【0074】

以下、バックエンド部15における各表示モード(さらに、ライブモードおよびシネモード)の機能及び動作について説明する。

(Bモード)

Bモードにおけるライブモードでの動作は、以下の通りである。

【0075】

I/Oモジュール21は、信号処理部11から音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール22を介してホストメモリ13内のシネメモリ23に音線データを記憶する。さらに、I/Oモジュール21は、Bモード像のフレームを構成する音線データのグルーピングを行い、フレーム単位で2次元描画モジュール25に音線データを渡す。

【0076】

シネメモリ管理モジュール22は、動作モードに応じたシネメモリをホストメモリ13上に確保することと、確保したシネメモリ23に対する入出力操作を実施するモジュールである。

10

20

30

40

50

【0077】

2次元描画モジュール25は、周期的に起動され、I/Oモジュール21から渡された音線データに対して2次元DSC(Digital Scan Convert)処理を行って表示データに変換して表示部14に送信する。

【0078】

ここで、「2次元DSC処理」とは、座標変換処理、補間処理、フレーム補間処理、フレーム残像処理、表示色変換処理などの処理から成る、断層画像を生成するための一連の処理をいう。

【0079】

最後に表示部14は、2次元描画モジュール25から受信した表示データに基づいてディスプレイにBモード像を表示する。 10

一方、Bモードにおけるシネモードでの動作は、以下の通りである。

【0080】

再生モジュール24は、シネメモリ管理モジュール22を介して、ライブモード時にシネメモリ23に記憶された音線データを読み出す。そして、再生モジュール24は、Bモード像のフレームを構成する音線データのグルーピングを行い、フレーム単位で2次元描画モジュール25に音線データを渡す。

【0081】

この再生モジュール24は、周期的に起動され、この起動周期を可変にすることでBモード像の再生速度を任意に変更することが可能となる。 20

2次元描画モジュール25及び表示部14の動作は、上記Bモードにおけるライブモードと同様である。

【0082】

なお、2次元描画モジュール25は、上述したように、信号処理部11から出力される音線データの取得レート(フレームレート)や2次元描画モジュール25自身が表示データを表示部14に送信する表示レートに応じて、補間処理のアルゴリズムやフレーム補間処理の動作などを柔軟に変更可能である。ここで、2次元描画モジュール25の動作について、フローチャートを用いてより詳細に説明する。

図5は、Bモード表示モードにおける2次元描画モジュール25の動作の流れを示すフローチャートである。 30

【0083】

まず、2次元描画モジュール25は、周期的にBモード像のフレームを構成する音線データを読み込む(S401)。なおここで、図示はしていないが、信号処理部11の生成する音線データのフレームレートが低い場合には、音線データが渡される間隔が長くなるため、これに合わせて音線データを読み込むレートを下げる(間隔を長くする)こともできる。結果として、表示部14における表示データの更新レート(単位時間当たりの表示フレーム数)を下げ、全体制御部12に係る2次元描画モジュール25の負荷を低下させることができる。

【0084】

次に、2次元描画モジュール25は、探触子の物理構造および音線データのスキャン方法を調べ、これらに適する座標変換アルゴリズムを選択する(S402)。例えば、セクタ・コンベックス型探触子の場合は「極-直交座標変換処理」、リニア型探触子の場合は「直交-直交座標変換処理」を選択する。 40

【0085】

次に、2次元描画モジュール25は、表示部14における表示データの更新レートに基づいて、2次元DSC処理のための補間アルゴリズムを選択する(S403)。補間アルゴリズムの選択を行う際の基準としては、選択候補となる補間アルゴリズムの処理周期が表示データの更新周期以下であるようにし、これに全体制御部12におけるCPU占有率を考慮する。そして、この選択条件を満たす補間アルゴリズムのうち、最も高画質となる補間アルゴリズムを選択する。 50

【0086】

上述したように、表示データの更新レートは、音線データのフレームレートに応じて決定することもできるので、補間アルゴリズムは音線データのフレームレートに応じて選択すると考えることもできる。

【0087】

補間アルゴリズムとしては、例えば、最近傍補間法、線形補間法、アップサンプリングフィルタ法などがあるが、その他の補間方法を利用してもよい。

因みに、各補間アルゴリズムの処理時間を比較すると、

最近傍補間法 < 線形補間法 < アップサンプリングフィルタ法 (1)

という関係となり、アップサンプリングフィルタ法が最も高画質であるが、反面処理の負荷が最も大きくなる。ここで、上記の各補間方法の概要について説明する。 10

図6(a)~(c)は、上記の各補間方法によって補間を行う場合の各補間の概要を説明するための図である。なお、図6(a)~(c)では、補間の対象として、任意の位置(便宜上、ここでは、任意のx座標における位置とする。)の輝度の値を補間する例が示されている。また、上記図6(a)~(c)における黒点" "は、補間処理を行う際に使用するデータ(元データ)を表す。

図6(a)は、最近傍補間法を用いて補間を行う場合、図6(b)は、線形補間法を用いて補間を行う場合、図6(c)は、最アップサンプリングフィルタ法を用いて補間を行う場合の、それぞれの補間の概要を示している。図6(a)に示す最近傍補間法を用いた場合は、P1の位置で輝度が急激に変化するため、画像としては滑らかさの欠けた不連続な画像となる。また、図6(b)に示す線形補間法を用いた場合は、P2の付近では比較的滑らかな画像が得られるが、P3の位置では、いわゆるエッジが立った画像となる。さらに、図6(c)に示すアップサンプリングフィルタ法を用いた場合は、連続性のある滑らかな補間を行うため、全体的に違和感のない自然な画像が得られる。 20

【0088】

そして、2次元描画モジュール25は、選択された座標変換アルゴリズム及び補間アルゴリズムを用いて、2次元DSC処理を実行し、表示データを生成する(S404a、404b又は404c)。

【0089】

次に、2次元描画モジュール25は、表示データの残像処理を施す(S405)。この残像処理とは、現在のBモード像データと過去のBモード像データとを重み付け加算すること(IIRフィルタ処理)をいい、単一フレームのみに発生するスパイクノイズを低減させる効果があり、見た目においてもざらつき感の少ない画像が得られる。 30

【0090】

但し、表示部14における表示データの更新レートが低い場合は、長い期間のBモード像中の動きが重なって表示されてしまい、却って対象物の視認性を低下させる場合がある。よって、2次元描画モジュール25は、表示部14における表示データの更新レートに応じて、残像処理の要否と、残像処理を施す場合は重み付け加算の割合を決定する。

【0091】

さらに、2次元描画モジュール25は、現在のBモード像データと過去のBモード像データの間のBモード像データをフレーム補間を用いて新たに生成する(S406)。このフレーム補間は、表示部14における表示データの更新レートが低い場合、表示されるBモード像がコマ送り状の表示になるのを抑制し、スムーズに見せる効果がある。よって、2次元描画モジュール25は、表示部14における表示データの更新レートに応じて、フレーム補間の要否の選択と、フレーム補間を行う場合は補間して生成するフレーム数の決定を行う。 40

【0092】

ここで、フレーム残像処理及びフレーム補間処理において、表示データの更新レートに応じて決定するということは、音線データのフレームレートに応じて決定すると考えることもできることは、上記の補間アルゴリズムの場合と同様である。 50

【0093】

最後に、2次元描画モジュール25は、表示色変換処理を行う(S407)。表示色変換処理では、表示部14に接続されるディスプレイの表示特性と整合させるガンマ補正又は、Bモード像のコントラスト改善、カラーマップの適用などを行う。そして、表示データ(Bモード像)を表示部14に転送する(S408)。

【0094】

本超音波診断装置10における診断を継続する間、以上の処理を繰り返す(S401~S409)。

なお、以上では座標変換処理後にフレーム補間処理とフレーム残像処理とを行う場合について説明したが、これらの処理は座標変換処理前の音線データに対して実行することもできる。詳細な説明は省略する。

10

【0095】

ここで、探触子による超音波エコーの送受信について考察すると、探触子から送信された超音波エコーが被検体内で反射し探触子によって受信されるまでには、超音波エコーが被検体内を伝達する速度と被検体内で反射した部位の深さに応じた時間がかかる。すなわち、1本の音線データ当たり、被検体内をスキャンする深さに応じた時間がかかる。

【0096】

そして、1フレーム分をスキャンするには、1フレームを構成する音線データの本数分だけの時間がかかることになり、1フレームを構成する音線データの本数は、フレームの幅と音線データの密度によって決まる。

20

【0097】

以上より、上記の補間アルゴリズムの選択(S403)、フレーム残像処理の要否や重み付け加算の割合の決定(S405)、フレーム補間処理の要否や生成するフレーム数の決定(S406)は、被検体をスキャンする際の深さ及び幅及び密度によるとみなすこともできる。

【0098】

上記の処理において、補間アルゴリズムの選択(S403)、フレーム残像処理の要否の決定(S405)、フレーム補間処理の要否や生成するフレーム数の決定(S406)は、それぞれ単独に行うだけでなく、連携して動作させてもよい。即ち、これらの機能をすべて単一のプロセッサで実行しなければならない場合において、断層データのフレーム

30

レートが非常に早いため、表示データの更新レートを早くしなければならないときは、補間アルゴリズムとして最近傍補間法を選択することが考えられるが、フレーム残像処理やフレーム補間処理を実行すると全体制御部12の処理性能が不足する場合も考えられる。このような場合には、フレーム残像処理やフレーム補間処理を省略したり、フレーム補間処理で生成するフレーム数を減少させることとする。

(カラーモード)

カラーモードのライブモードの動作は、以下の通りである。

【0099】

I/Oモジュール21は、信号処理部11から血流情報を表す音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23に音線データを記憶する。そして、

40

【0100】

2次元描画モジュール25は、周期的に起動され、I/Oモジュール21から渡された音線データに対して2次元DSC処理を行って表示データに変換して表示部14に送信する。

【0101】

カラーモードにおける2次元DSC処理には、座標変換処理、補間処理、フレーム補間処理、フレーム残像処理及び表示色変換処理などの処理が含まれる。

最後に、表示部14は、ディスプレイにカラーモード像を表示する。

50

【0102】

また、カラーモードのシネモードの動作は、以下の通りである。

再生モジュール24は、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23にライブモード時に記憶された血流情報を表す音線データを読み出す。そして、カラーモード像のフレームを構成する音線データのグルーピングを行い、フレーム単位で2次元描画モジュール25に音線データを渡す。

【0103】

この再生モジュール24は、周期的に起動され、この起動周期を可変にすることでカラーモード像の再生速度を任意に変更することが可能となる。

2次元描画モジュール25及び表示部14の動作は、上記カラーモードにおけるライブモードと同様である。 10

【0104】

なお、カラーモード時は、同時にBモードの処理を行い、表示部14においてカラーモード像をBモード像に重畳して表示するのが一般的である。

ここで、2次元描画モジュール25が、信号処理部11から出力される血流情報を表す音線データの取得レート(フレームレート)や2次元描画モジュール25自身が表示データを表示部14に送信する表示レートに応じて、補間処理のアルゴリズムやフレーム補間処理の動作などを柔軟に変更できることは、Bモードと同様である。

(Mモード)

Mモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。 20

【0105】

I/Oモジュール21は、信号処理部11から同一音線位置の断層情報を表す音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23に音線データを記憶する。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

【0106】

2次元描画モジュール25は、このモードでは1画面分の音線データのための領域を固定的に保持している。

2次元描画モジュール25は、周期的に起動され、保持している音線データ領域において、前回の書き込み領域の次の領域にI/Oモジュールから渡された音線データを書き込む。そして、保持している音線データに対して2次元DSC処理を行って表示データに変換した後に、表示部14に転送する。 30

【0107】

Mモードにおける2次元DSC処理には、座標変換処理、補間処理、表示色変換処理などの処理が含まれる。最後に、表示部14はディスプレイにMモード像を表示する。

一方、Mモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

【0108】

再生モジュール24は、シネメモリ管理モジュール22を介してシネメモリ23からライブモード時に記憶された音線データを読み出す。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

【0109】

再生モジュール24は、周期的に起動され、この起動周期を可変にすることでMモード像の再生掃引速度を任意に変更することが可能となる。 40

2次元描画モジュール25及び表示部14の動作は、上記Mモードにおけるライブモードと同様である。

【0110】

ここで、2次元描画モジュール25は、上記Bモードと同様に、信号処理部11から出力される同一音線位置における音線データの取得レート(掃引速度)や2次元描画モジュール25自身が表示データを表示部14に送信する表示レートに応じて、補間処理のアルゴリズムなどを柔軟に変更することが可能である。そこで、Mモードにおける2次元描画モジュール25の動作について、フローチャートを用いてより詳細に説明する。 50

【0111】

図7は、Mモードにおける2次元描画モジュール25の動作の流れを示すフローチャートである。

まず、2次元描画モジュール25は、周期的にMモード像を構成する音線データを読み込む(S501)。なおここで、図示はしていないが、信号処理部11の生成する音線データのレートが遅い場合、即ちMモード像の掃引速度が遅い場合には、音線データが渡される間隔が長くなるため、これに合わせて音線データを読み込むレートを下げる(間隔を長くする)ことができるが、これは、Bモードの場合と同様である。

【0112】

次に、2次元描画モジュール25は、座標変換アルゴリズムとして直交-直交変換処理を選択する(S502)。Mモードにおいては、常に直交-直交座標変換処理が実行される。

10

【0113】

次に、2次元描画モジュール25は、表示部14における表示データの更新レートに基づいて、2次元DSC処理の補間アルゴリズムを選択する(S503)。補間アルゴリズムを選択する基準としては、選択候補となる補間アルゴリズムの処理時間が表示データの更新周期以下であるようにし、これに全体制御部12におけるCPU占有率を考慮する。この選択条件を満たす補間アルゴリズムのうち最も高画質な補間アルゴリズムを選択する。

【0114】

上述したように、表示データの更新レートは、Mモード像の掃引速度に応じて決定することもできるので、補間アルゴリズムはMモード像の掃引速度に応じて選択することもできる。

20

【0115】

補間アルゴリズムとしては、最近傍補間法(S504a)、線形補間法(S504b)、アップサンプリングフィルタ法(S504c)などがあるが、その他の補間方法を用いてもよい。

【0116】

最後に、2次元描画モジュール25は、表示色変換処理を実行する(S505)。表示色変換処理は、表示部14に接続されるディスプレイの表示特性と整合させるガンマ補正又は、Mモード像のコントラスト改善、カラーマップの適用などを行う処理である。この後、2次元描画モジュール25は、表示データ(Mモード像)を表示部14に転送する(S506)。

30

【0117】

そして、Mモードにおける診断が継続する場合は、上記の処理が繰り返される(S501~S507)

(カラーMモード)

カラーMモードにおけるライブモードの動作は、以下の通りである。

【0118】

I/Oモジュール21は、信号処理部11から同一音線位置の血流情報を表す音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23に音線データを記憶する。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

40

【0119】

2次元描画モジュール25は、このモードでは1画面分の音線データのための領域を固定的に保持している。

2次元描画モジュール25は、周期的に起動され、保持している音線データ領域において、前回の書き込み領域の次の領域にI/Oモジュールから渡された音線データを書き込む。そして、保持している音線データに対して2次元DSC処理を行って表示データに変換した後に、表示部14に転送する。ここで、2次元DSC処理とは、座標変換処理、補間処理、表示色変換処理などの一連の処理をいう。

50

【0120】

最後に表示部14は、ディスプレイにカラーMモード像を表示する。

また、カラーMモードにおけるシネモードの動作は、以下の通りである。

再生モジュール24は、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23にライブモード時に記憶された血流情報を表す音線データを読み出す。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

【0121】

再生モジュール24は、周期的に起動され、この起動周期を可変にすることでカラーMモード像の再生掃引速度を任意に変更することが可能となる。2次元描画モジュール25及び表示部14の動作は、上記カラーMモードにおけるライブモードと同様である。

10

【0122】

なお、カラーMモード時は、同時に上記Mモードの処理を行い、表示部14においてカラーMモード像をMモード像に重畳して表示するのが一般的である。

ここで、2次元描画モジュール25が、信号処理部11から出力される血流情報を表す音線データの取得レート(掃引速度)や2次元描画モジュール25自身が表示データを表示部14に送信する表示レートに応じて、補間処理のアルゴリズムなどを柔軟に変更できることは、Mモードと同様である。

(ドブラモード)

ドブラモードのライブモードの動作は、以下の通りである。

【0123】

I/Oモジュール21は、信号処理部11からドブラスペクトラム情報を表す音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23に音線データを記憶する。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

20

【0124】

2次元描画モジュール25は、このモードでは1画面分の音線データのための領域を固定的に保持している。

2次元描画モジュール25は、周期的に起動され、保持している音線データ領域において、前回の書き込み領域の次の領域にI/Oモジュールから渡された音線データを書き込む。そして、保持している音線データに対して2次元DSC処理を行って表示データに変換した後に、表示部14に転送する。

30

【0125】

ドブラモードにおける2次元DSC処理には、座標変換処理、補間処理、表示色変換処理などの処理が含まれる。

最後に、表示部14は、ディスプレイにドブラモード像を表示する。

【0126】

一方、ドブラモードのシネモードの動作は、以下の通りである。

再生モジュール24は、シネメモリ管理モジュール22を用いてシネメモリ23にライブモード時に記憶されたドブラスペクトラム情報を表す音線データを読み出す。そして、音線データを2次元描画モジュールに渡す。

【0127】

再生モジュール24は、周期的に起動され、この起動周期を可変にすることでドブラモード像の再生掃引速度を任意に変更することが可能となる。2次元描画モジュール25及び表示部14の動作は、上記ドブラモードにおけるライブモードと同様である。

40

【0128】

ここで、2次元描画モジュール25が、信号処理部11から出力されるドブラスペクトラム情報を表す音線データの取得レート(掃引速度)や2次元描画モジュール25自身が表示データを表示部14に送信する表示レートに応じて、補間処理のアルゴリズムなどを柔軟に変更できることは、上記Mモードと同様である。

【0129】

以上、各動作モードにおいて全体制御部12で実行されるソフトウェアの機能とその動

50

作について述べたが、ある動作モードでは使用されるが他の動作モードでは使用されない機能ブロックが存在する。

【0130】

例えば、何れの動作モードにおいてもライブモードでは、I/Oモジュール21が使用されて再生モジュール24は使用されないが、シネモードでは、I/Oモジュール21は使用されずに再生モジュール24が使用される。

【0131】

また、2次元描画モジュール25におけるフレーム残像処理やフレーム補間処理を行う機能ブロックは、Bモードやカラーモードでは使用されるが、その他の動作モードでは使用されない。

【0132】

従来の超音波診断装置100のように、各機能ブロックが別個に実装されている場合は、使用されない機能ブロックは無駄になるが、これら複数の機能ブロックを全体制御部12の単一のプロセッサで実行するように構成し、プロセッサの処理を動作している機能ブロックにだけ充てるように構成することによって、無駄を省き、全体制御部12の処理能力を有効に活用することができる。

【0133】

ところで、これまで各動作モードが単独で動作する場合についてのみ述べてきたが、BモードとMモード、カラーモードとドブラモードというように複数の動作モードを組み合わせると同時に処理し、表示部14に二つ以上の画像を並べて表示させることも可能である。このような場合、例えばBモードとMモードの組み合わせでは、一般的にBモード像の表示更新レートよりもMモード像の表示更新レートの方が、表示の有用性において重要である。

【0134】

よって、Bモードの処理とMモードの処理を全体制御部12の単一のプロセッサで実行させる場合で、2次元描画モジュール25でBモード像とMモード像の表示データを生成する際に、プロセッサの処理能力が不足する場合は、例えばBモードの処理はMモードの処理の倍の周期で実行するようにしてもよい。このように構成することにより、全体制御部12の処理能力の範囲内で、できる限り有用な表示を行うことができる。

【0135】

最後に、シネメモリ管理モジュール22による、ホストメモリ13にシネメモリ23の領域を確保する方法について述べる。

Bモード、Mモード、ドブラモードにおいては、シネメモリ23には各々Bモード、Mモード、ドブラモードの音線データだけが記憶される。

【0136】

一方、カラーモードやカラーMモードでは、シネメモリ23にBモードの音線データとカラーモードの音線データの両方、または、Mモードの音線データとカラーMモードの音線データの両方が記憶される。

【0137】

また、BモードとMモードなど、複数の動作モードを組み合わせると同時に処理する場合には、その複数の動作モードに応じた種類数の音線データがシネメモリ23に記憶される。

【0138】

このように、超音波診断装置の動作モードによってシネメモリ23の利用状況はまちまちであるが、全体制御部12がシネメモリ管理モジュール22によって超音波診断装置の動作モードに応じてホストメモリ13にシネメモリ23を動的に確保することにより、使用されていない動作モードに対応するメモリ領域を無駄にすることなく、シネメモリ23として利用可能なホストメモリ13の領域をすべて有効に活用することができる。

【0139】

以上のように、超音波診断装置を構成することにより、2次元DSC処理において、補

10

20

30

40

50

間処理アルゴリズムやフレーム補間処理などを柔軟に変更することが可能となり、リソースを有効に活用してリソースの許す限り高画質な画像を得ることができる。

【0140】

また、シネメモリ領域を動的に確保することにより、ホストメモリの領域を有効に活用できるので、システムのコストを低減することができる。

(実施の形態2)

上記実施の形態1の超音波診断装置10が2次元の断層像の表示を可能にしたのに対し、本実施の形態における超音波診断装置20は、被検体内の状態を3次元で表現した画像の表示を可能にする。なお、本実施の形態における超音波診断装置20の構成は、上記実施の形態1における超音波診断装置10と略同じであるので、異なる機能構成について説明し、共通する機能構成については説明を省略する。また、本実施の形態における超音波診断装置20のバックエンド部の機能は、上記実施の形態1と同様に、全体制御部32(後述の図8参照。)において実行されるソフトウェアとして実現している。

10

【0141】

図8は、本実施の形態における全体制御部32において実行されるソフトウェア機能の構成を示すブロック図である。図8に示すように、バックエンド部は、I/Oモジュール51、シネメモリ管理モジュール52、シネメモリ53、3次元処理モジュール54、2次元描画モジュール55を備える。

【0142】

次に、本実施の形態における全体制御部32において実行されるソフトウェアの機能と動作について、超音波診断装置20の動作モード別に説明する。

20

(3Dライブモード)

I/Oモジュール51は、信号処理部11からの音線データを取得し、シネメモリ管理モジュール52を介してシネメモリ53に音線データを記憶する。そして、断層像のフレームを構成する音線データのグルーピングを行い、フレーム単位で2次元描画モジュール55に音線データを渡す。

【0143】

また、I/Oモジュールによって、ボリュームを構成する複数の断層データ群の取得が完了すると、3次元処理モジュール54は、ボリュームを構成する音線データに対して3次元DSC処理(座標変換処理、補間処理など)を行ってボリュームデータに変換する。そして、3次元処理モジュール54は、ボリュームデータに対してボリュームレンダリング処理を施すことで3次元画像データ(ボリュームを表現する画像データ)を生成し、2次元描画モジュール55に3次元画像データを渡す。

30

【0144】

なお、3次元DSC処理で生成されたボリュームデータは、シネメモリ管理モジュール52を介してシネメモリ53に記憶され、最後の一つがMPRモードで使用するために保持される。

【0145】

2次元描画モジュール55は、周期的に起動され、断層像フレームの音線データ又は3次元処理モジュール54にて生成された3次元画像データに対して2次元DSC処理を行って表示データに変換したのちに、表示部14に表示データを転送する。

40

【0146】

3Dライブモードにおける2次元DSC処理には、座標変換処理、補間処理、フレーム補間処理、フレーム残像処理、表示色変換処理などの処理が含まれる。

最後に表示部14は、ディスプレイに断層像と3次元画像データを表示する。

【0147】

なお、シネメモリ管理モジュール52は、動作モードに応じたシネメモリ量をホストメモリ13上に確保し、確保したシネメモリ53に対する入出力操作を実施する。

ここで、3次元処理モジュール54の動作は、上述したように、信号処理部11から出力されるボリュームを構成する音線データの取得レート(ボリュームレート)や取得量(

50

ボリュームを構成するデータサイズ)に応じて、柔軟に変更できなければならない。

【0148】

以下で、3次元処理モジュール54の動作について、フローチャートを用いてより詳細に説明する。図9は、3Dライブモードにおける3次元処理モジュール54の動作の流れを示すフローチャートである。

【0149】

最初に、3次元処理モジュール54は、I/Oモジュールによってボリュームを構成する複数の断層データ群の取得が完了すると(S601)、座標変換アルゴリズムを選択し、ボリュームサイズを決定する(S602)。例えば、セクタ・コンベックス型探触子を機械的に揺動させる3D探触子の場合は極-直交座標変換処理を選択し、2Dフェーズド
10
レイ型3D探触子の場合は直交-直交座標変換処理を選択する。

【0150】

次に、3次元処理モジュール54は、ボリュームレート及びボリュームを構成するデータサイズに基づいて3次元DSC処理の補間アルゴリズムを選択する(S603)。補間アルゴリズムを選択する基準としては、選択候補となる補間アルゴリズムの処理時間が信号処理部11におけるボリューム取得周期以下であるようにし、これに全体制御部32におけるCPU占有率を考慮する。そして、上記の選択条件を満たす補間アルゴリズムのうち最も高画質な補間アルゴリズムを選択する。補間アルゴリズムとしては、最近傍補間法、線形補間法、アップサンプリングフィルタ法などがあるが、これら以外の補間方法を用いてもよい。
20

【0151】

そして、選択・決定された座標変換アルゴリズム、ボリュームサイズ及び補間アルゴリズムを用いて、3次元DSC処理を実行し、ボリュームデータを生成する(S604a、604b又は604c)。

【0152】

次に、3次元処理モジュール54は、ボリュームレート及びボリュームサイズに応じてボリュームレンダリングのサンプルピッチを決定する(S605)。サンプルピッチは、レンダリング処理時間と画質に密接に関係しており、サンプルピッチを大きくすることで処理時間を短縮することができるが画質が低下する。

【0153】

サンプルピッチを選択する基準としては、選択候補となるサンプルピッチにおけるレンダリング処理時間が信号処理部11におけるボリューム取得周期以下であるようにし、これに全体制御部32におけるCPU占有率を考慮する。この選択条件を満たすサンプルピッチのうち最も小さい値を選択する。
30

【0154】

次に、3次元処理モジュール54は、ボリュームレート及びボリュームサイズに基づいてボリュームレンダリングにおけるサンプル値の補間アルゴリズムを選択する(S606)。なお、補間アルゴリズムの選択については、3次元DSC処理と同様であるので、これについての説明は省略する。

【0155】

次に、3D表示モードにより、レンダリングアルゴリズムを決定する(S607)。レンダリングアルゴリズムとしては、レイキャスティングレンダリング法、MIP(Maximum/Minimum Intensity Projection)レンダリング法などがあるが、これらに限定するものではなく、その他のレンダリング方法を利用することとしてもよい。
40

【0156】

そして、このとき、3次元処理モジュール54は、ボリュームレート及びボリュームサイズに応じて、アルゴリズムの動作を変更する。例えば、ボリュームレンダリングにおいては生成される3次元画像の画質を向上させる技法として、拡散反射シェーディングやデプスシェーディングなどが存在するが、これらを適用すると処理の負荷は増える。そこで、3次元処理モジュール54は、レンダリング処理時間が信号処理部11におけるボリュ
50

ーム取得周期以下であるようにし、これに全体制御部 3 2 における CPU 占有率を考慮し、この制約の中で適用する技法の取捨を行う。

【 0 1 5 7 】

次に、3次元処理モジュール 5 4 は、以上で選択・決定されたサンプルピッチ、補間アルゴリズム、レンダリングアルゴリズムによって、ボリュームレンダリングを実行し、3次元画像データを生成する (S 6 0 8)。

【 0 1 5 8 】

最後に、3次元処理モジュール 5 4 は、生成した3次元画像データを2次元描画モジュール 5 5 に転送する (S 6 0 9)。以上、3Dライブモードによる診断が継続する間、上記処理を繰り返す (S 6 0 1 ~ S 6 1 0)。

10

【 0 1 5 9 】

なお、2次元 D S C 処理と3次元 D S C 処理は、共通の処理を多く含むので、モジュールを共用させることが可能である。これはソフトウェアの柔軟性により容易に実装することができ、同等の機能ブロックを重複して実装してしまうという無駄を省くことができる。

【 0 1 6 0 】

なお、ボリュームレンダリングによる3次元画像の代わりに、ボリュームデータを特定の平面で切断した断層画像を生成して表示する構成にしてもよい。この場合においても、ボリュームレートに応じて断面画像を生成する際のサンプルピッチやサンプル値の補間アルゴリズムを決定することができるが、詳細な説明は割愛する。

20

【 0 1 6 1 】

ここで、探触子による超音波エコーの送受信について考察すると、ボリュームを構成する1断層データをスキャンするには、実施の形態 1 において述べたように被検体をスキャンする際の深さ及び幅及び密度に応じた時間がかかる。そして、セクタ・コンベックス型探触子を機械的に揺動させる3D探触子の場合、探触子が1遥動する時間は遥動角度と遥動速度によって決まり、探触子が1遥動する時間だけ断層データのスキャンが続けられ、これらがボリュームを構成する断層データ群となる。

【 0 1 6 2 】

以上より、信号処理部 1 1 から出力されるボリュームを構成する音線データの取得レート (ボリュームレート) や取得量 (ボリュームを構成するデータサイズ) は、被検体をスキャンする際の深さ及び幅及び密度と探触子の遥動角度と遥動速度によるとみなすことができる。ひいては、上記の3次元 D S C 処理の補間アルゴリズムの選択 (S 6 0 3)、ボリュームレンダリングのサンプルピッチの決定 (S 6 0 5)、補間アルゴリズムの選択 (S 6 0 6)、レンダリングアルゴリズムの選択 (S 6 0 7) は、被検体をスキャンする際の深さ及び幅及び密度と探触子の遥動角度と遥動速度によるとみなすこともできる。

30

(M P R (Multi Plannar Reconstruction)モード) :

M P R モードに遷移した場合、シネメモリ 5 3 には3Dライブモードで生成されたボリュームデータが保持されている。

【 0 1 6 3 】

3次元処理モジュール 5 4 は、M P R モードに遷移したときや、ユーザの操作によりボリュームデータを観察する視線方向や切断面が変更されたときなど、3次元画像や断面画像を更新する必要があるときに実行される。

40

【 0 1 6 4 】

最初に、3次元処理モジュール 5 4 は、シネメモリ管理モジュール 5 2 を介してシネメモリ 5 3 からボリュームデータを読み込み、ボリュームレンダリング処理による3次元画像データ (ボリュームを表現する2次元画像データ) の生成や断面画像の生成を行い、2次元描画モジュール 5 5 に転送する。

【 0 1 6 5 】

なお、2次元描画モジュール 5 5 は、周期的に起動され、3次元画像データ又は断面画像データに対して2次元 D S C 処理を行って表示データに変換したのちに、表示部 1 4 に

50

表示データを転送する。

【0166】

最後に、表示部14は、ディスプレイに3次元画像データならびに断面画像データを表示する。

M P Rモードにおいては、3次元画像や断面画像の画質、又は更新レスポンスのどちらかを優先させて、ボリュームレンダリングや断面画像生成におけるサンプルピッチの決定とサンプル値の補間アルゴリズムの選択並びにレンダリングアルゴリズムの変更を行う。

【0167】

最後に、シネメモリ管理モジュール52によるシネメモリ53の領域のホストメモリ13にシネメモリ53の領域を確保する方法について述べる。

3Dライブモードにおいては、シネメモリ53を断層情報の音線データを記憶する領域とボリュームデータを格納する領域に分割して確保し、管理する。一方、M P Rモードにおいては、ボリュームデータを格納する領域とボリュームデータの切除処理などに使用するワーク領域に分割して確保し、管理する。このようにシネメモリ管理モジュール52は、動作モードに応じて最適なメモリ管理を行う。

【0168】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置を用いることにより、3次元D S C処理における補間処理のアルゴリズム、ならびにボリュームレンダリングにおける補間処理やレンダリングのアルゴリズムなどを柔軟に変更することが可能となり、リソースを有効に活用してリソースの許す限り高画質な画像を得ることができる。

【0169】

また、実施の形態1と同様、シネメモリ領域を動的に確保することにより、ホストメモリの領域を有効に活用できるので、システムのコストを低減することもできる。

なお、以上の記述においては実施の形態1及び実施の形態2ともに、本発明が効果を発揮する最も好適な構成として、バックエンド部15の各機能を全体制御部12で実行されるソフトウェアとして実装する構成について述べたが、本発明はこれに限るものではない。

【0170】

例えば2次元D S C処理部をハードウェアで実装した場合、実装によっては補間アルゴリズムの違いによって処理のスループットが異なることも考えられ、この場合、本発明を適用することができる。

【0171】

以上のように、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて、本発明は上記で述べた機能構成に限定されない。

【産業上の利用可能性】

【0172】

本発明にかかる超音波診断装置およびその方法は、超音波診断装置におけるバックエンド部の機能の多様化に柔軟かつ容易に対応することが可能な超音波診断装置等として有用であり、また、人体に限らず動物や品物等について、非侵襲かつ非破壊で検査などが可能な超音波診断装置等に適している。

【図面の簡単な説明】

【0173】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の外観図である。

【図2】実施の形態1及び実施の形態2における超音波診断装置の構成概略図である。

【図3】実施の形態1におけるバックエンド部のソフトウェア機能の概略図である。

【図4】実施の形態1におけるバックエンド部の動作の流れを示す全体フローである。

【図5】実施の形態1における2次元描画モジュールのBモードにおけるフローチャートである。

【図6】(a)は、最近傍補間法を用いて補間を行う場合の補間の概要を示す図である。

(b)は、線形補間法を用いて補間を行う場合の補間の概要を示す図である。(c)

10

20

30

40

50

は、アップサンプリングフィルタ法を用いて補間を行う場合の補間の概要を示す図である。

【図7】実施の形態1における2次元描画モジュールのMモードにおける動作の流れを示すフローチャートである。

【図8】実施の形態2におけるバックエンド部のソフトウェア機能の概略図である。

【図9】実施の形態2における3次元処理モジュールの処理の流れを示すフローチャートである。

【図10】従来の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図11】従来の音線データ管理部及び音線データ記憶部の機能構成図である。

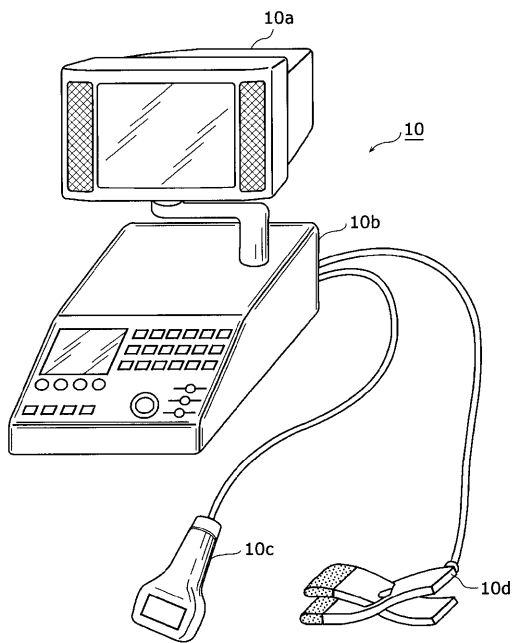
【符号の説明】

10

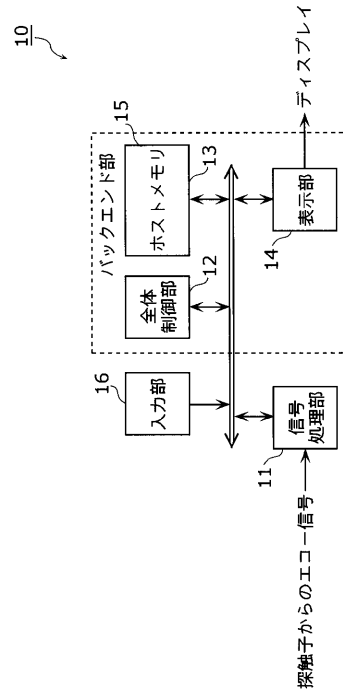
【0174】

10	超音波診断装置	
11	信号処理部	
12	全体制御部	
13	ホストメモリ	
14	表示部	
15	バックエンド部	
16	入力部	
20	超音波診断装置	
21	I/Oモジュール	20
22	シネメモリ管理モジュール	
23	シネメモリ	
24	再生モジュール	
25	次元描画モジュール	
32	全体制御部	
51	I/Oモジュール	
52	シネメモリ管理モジュール	
53	シネメモリ	
54	次元処理モジュール	
55	次元描画モジュール	30
71	全体制御部	
72	信号処理部	
73	音線データ管理部	
73 a	Bモード音線データ管理部	
73 b	カラーモード音線データ管理部	
73 c	Mモード音線データ管理部	
73 d	カラーMモード音線データ管理部	
73 e	ドプラモード音線データ管理部	
74	音線データ記憶部	
74 a	Bモード音線データ記憶部	40
74 b	カラーモード音線データ記憶部	
74 c	Mモード音線データ記憶部	
74 d	カラーMモード音線データ記憶部	
74 e	ドプラモード音線データ記憶部	
75	次元表示制御部	
76	表示部	
77	次元表示制御部	
78	次元データ記憶部	
79	バックエンド部	
100	超音波診断装置	50

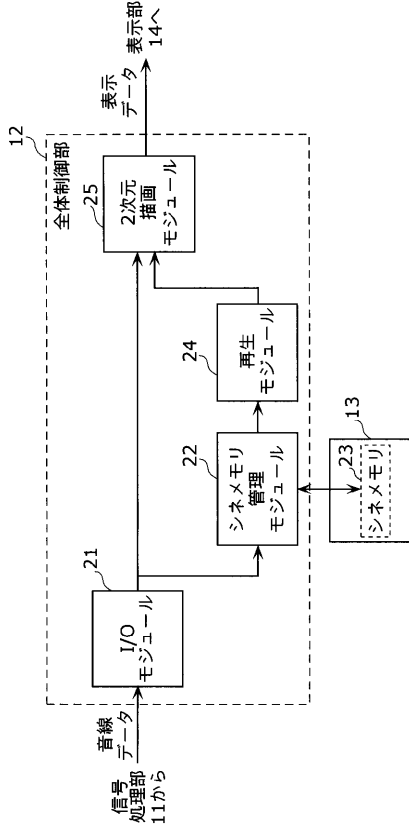
【図1】



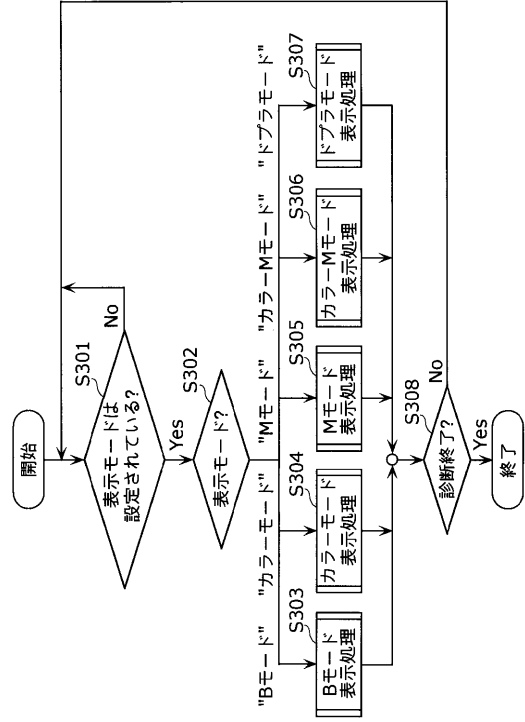
【図2】



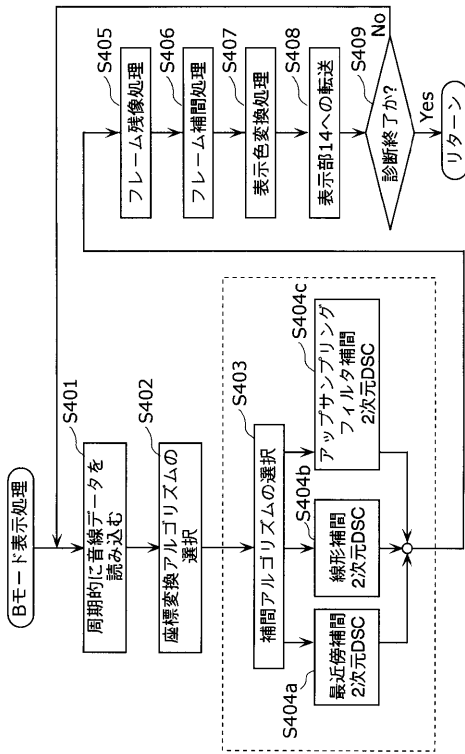
【 図 3 】



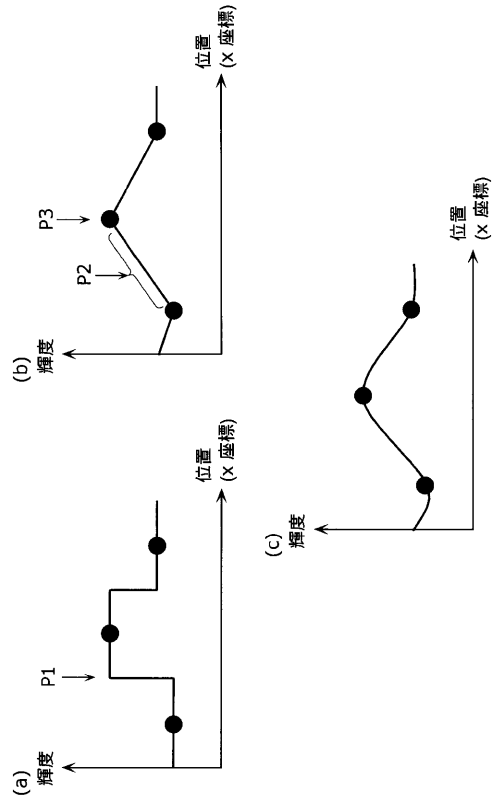
【 図 4 】



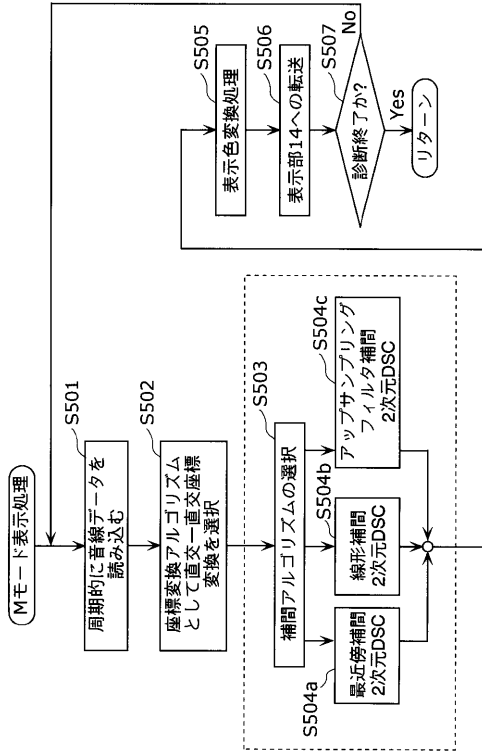
【 図 5 】



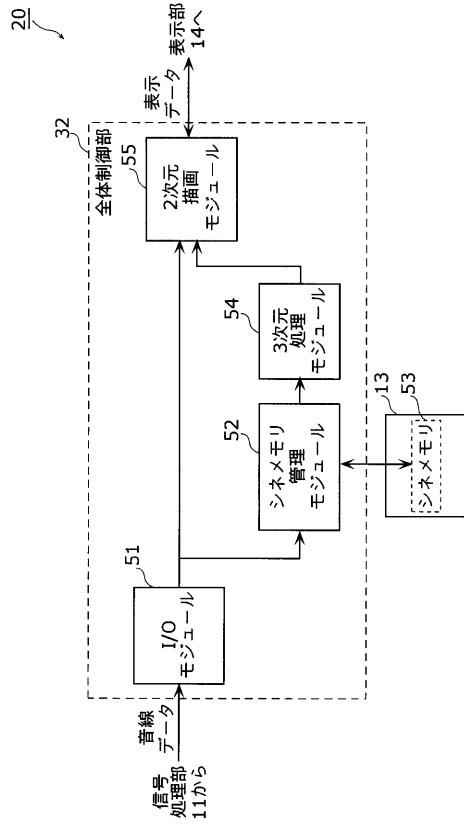
【 図 6 】



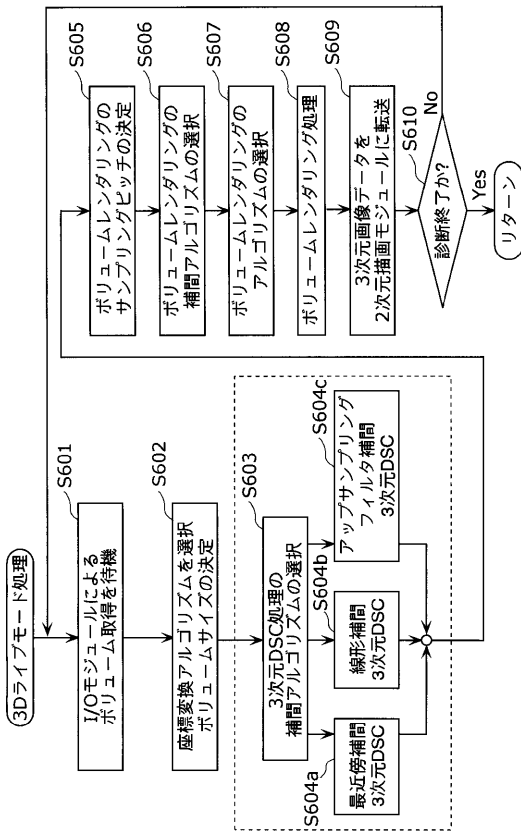
【 図 7 】



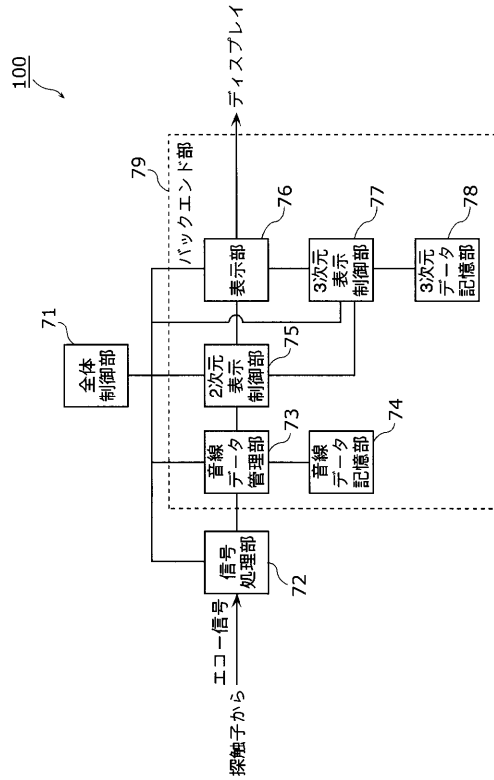
【 図 8 】



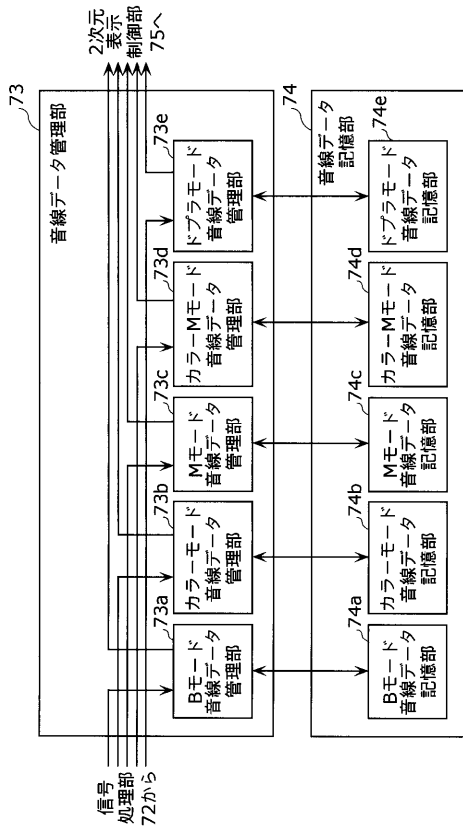
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声波诊断装置和断层图像处理装置		
公开(公告)号	JP2005040598A	公开(公告)日	2005-02-17
申请号	JP2004201133	申请日	2004-07-07
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	川端章裕 右田学		
发明人	川端 章裕 右田 学		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE14 4C601/JB28 4C601/ JB55 4C601/ JB57 4C601/JC02 4C601/JC03 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/LL03		
代理人(译)	新居 广守		
优先权	2003272595 2003-07-09 JP		
其他公开文献	JP4520235B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有图像质量改善和灵活延展性的超声诊断设备等，同时降低后端部分的成本。二维绘图模块周期性地读取声线数据（S401），检查探头的物理结构和声线数据的扫描方法，并选择最佳坐标转换算法（S402）。此后，二维绘图模块25基于显示速率选择插值算法（S403），并使用所选择的坐标转换算法等执行二维DSC处理以生成显示数据（S404,404b或404c）。此外，二维绘图模块25对显示数据进行余像处理（S405），B模式图像数据的帧插值处理（S406）和显示颜色转换处理（S407），并显示处理后的显示数据。第14节（S408）。

