

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5797364号

(P5797364)

(45) 発行日 平成27年10月21日(2015.10.21)

(24) 登録日 平成27年8月28日(2015.8.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 20 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2015-529363 (P2015-529363)
(86) (22) 出願日 平成26年11月4日(2014.11.4)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/079163
審査請求日 平成27年6月10日(2015.6.10)
(31) 優先権主張番号 特願2013-252224 (P2013-252224)
(32) 優先日 平成25年12月5日(2013.12.5)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 江田 弘孝
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
リンパス株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

検査中の検体に向けて超音波を送信するとともに前記検査中の検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置において、

前記受信した超音波に基づき、前記検査中の検体の特徴量を抽出する演算部と、

前記演算部が抽出した前記特徴量と、前記特徴量の抽出時に用いられたパラメータとを含むデータセットを前記検体の識別情報と関連づけた複数の検査データを記憶する記憶部と、

前記検査中の検体と同一の前記識別情報を有する検体に対して過去に実施された検査における前記検査データのうち、所定の条件を満たす検査データを選択するデータ選択部と

10

、
前記データ選択部によって選択された前記検査データに含まれる前記特徴量と、前記演算部が抽出した前記検査中の検体に関する前記特徴量とのうち的一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて前記演算部に再抽出させる実行制御部と

、
を備えることを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

前記受信した超音波に基づいて画像データを生成する画像処理部と、

前記検査中の検体に対する前記超音波探触子の相対的な位置を表す相対位置情報を取得

20

する位置情報取得手段と、
をさらに備え、

前記データセットは、観測点の位置情報と、該観測点に関して前記演算部が抽出した前記特徴量と、該観測点に関して前記画像処理部が生成した画像データと、前記画像データの生成時にそれぞれ用いられたパラメータとをさらに含み、

前記データ選択部は、前記位置情報取得手段が取得した前記相対位置情報をもとに前記複数のデータセットを検索して、前記所定の条件を満たす検査データを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記所定の条件は、前記データセットに含まれる前記位置情報によって表される前記観測点の位置が、前記検査中の検体に対する前記超音波探触子の相対的な位置から最も近く、且つ該相対的な位置の所定の範囲内であること、を特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記データ選択部が前記所定の条件を満たす検査データを選択した際に、該検査データが選択された旨を外部に通知する通知手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記通知手段は、前記データ選択部が選択した前記検査データに含まれる画像データに基づく画像を画面に表示させる表示部であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記通知手段は、音声、通知音、又はテキスト表示により、前記検査データが選択された旨を通知することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

外部からの操作に応じた信号を前記実行制御部に入力する入力部をさらに備え、
前記実行制御部は、前記検査データが選択された旨を通知した後で前記入力部から入力される所定の信号に応じて、前記演算部に前記一方の特徴量の再抽出を開始させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記実行制御部は、前記データ選択部が前記所定の条件を満たす検査データを選択した際に、前記演算部に前記一方の特徴量の再抽出を開始させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記画像処理部は、
前記特徴量に基づいて特徴量画像データを生成し、
前記一方の特徴量が再抽出された場合に、前記他方の特徴量に基づく特徴量画像データを生成した際に用いたパラメータを用いて、再抽出された前記一方の特徴量に基づく特徴量画像データを生成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記画像処理部は、さらに、再抽出された前記一方の特徴量に基づいて生成した第 1 の特徴量画像データと、前記他方の特徴量に基づいて生成した第 2 の特徴量画像データとの差分を表す差分画像データを生成することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記画像処理部は、
前記受信した超音波に基づいて B モード画像データを生成し、
前記差分画像データを生成した場合に、さらに、前記差分画像データと前記 B モード画像データとを合成した合成画像データを生成することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波観測装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記画像処理部は、さらに、前記 B モード画像データに基づく B モード画像と前記特徴量画像データに基づく特徴量画像との少なくとも 1 つと、前記合成画像データに基づく合成画像とを含む画面を表す表示用の画像データを生成することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 3】

前記画像処理部は、前記一方の特徴量が再抽出された場合に、さらに、再抽出された前記一方の特徴量と前記他方の特徴量とを対比させたグラフ又は表を表す画像データを生成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 4】

前記位置情報取得手段は、
前記超音波探触子の位置を表す位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、
前記検査中の検体の位置を表す位置情報を取得する患者位置情報取得部と、
前記超音波探触子の位置情報と、前記検査中の検体の位置情報とに基づいて、前記検査中の検体に対する前記超音波探触子の相対的な位置座標を算出する位置情報算出部と、
を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 5】

前記探触子位置情報取得部は、
前記超音波探触子に設けられた第 1 のマーカと、
前記第 1 のマーカを検出して検出信号を出力するセンサ部と、
を有し、
前記患者位置情報取得部は、
前記検査中の検体の体表に装着された第 2 のマーカと、
前記第 2 のマーカを撮像して画像を生成する光学カメラと、
を有することを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 6】

前記演算部は、前記受信した超音波に対して周波数スペクトル解析を行うことにより周波数スペクトルを算出し、該周波数スペクトルに対する近似処理の結果を用いて前記特徴量を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 7】

前記演算部は、前記受信した超音波から高調波信号を抽出し、該高調波信号の包絡線の振幅を前記特徴量として抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 8】

前記演算部は、前記受信した超音波に基づいて前記検体における歪み量を計測し、該歪み量を前記特徴量として抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 1 9】

検査中の検体に向けて超音波を送信するとともに前記検査中の検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置の作動方法において、

演算部が、前記受信した超音波に基づき、前記検査中の検体の特徴量を抽出する演算ステップと、

データ選択部が、前記演算部が抽出した前記特徴量と、前記特徴量の抽出時に用いられたパラメータとを含むデータセットを前記検体の識別情報と関連づけた検査データであって前記検査中の検体と同一の前記識別情報を有する検体に対して過去に実施された検査における検査データのうち、所定の条件を満たす検査データを選択するデータ選択ステップと、

実行制御部が、前記データ選択ステップで選択された前記検査データに含まれる前記特徴量と、前記演算ステップで抽出された前記検査中の検体に関する前記特徴量とのうちの一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて前記演算部に再抽出させる実行制御ステップと、

10

20

30

40

50

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 20】

検査中の検体に向けて超音波を送信するとともに前記検査中の検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置に、

演算部が、前記受信した超音波に基づき、前記検査中の検体の特徴量を抽出する演算ステップと、

データ選択部が、前記演算部が抽出した前記特徴量と、前記特徴量の抽出時に用いられたパラメータを含むデータセットを前記検体の識別情報と関連づけた検査データであって前記検査中の検体と同一の前記識別情報を有する検体に対して過去に実施された検査における検査データのうち、所定の条件を満たす検査データを選択するデータ選択ステップと、

10

実行制御部が、前記データ選択ステップで選択された前記検査データに含まれる前記特徴量と、前記演算ステップで抽出された前記検査中の検体に関する前記特徴量とのうちの一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて前記演算部に再抽出させる実行制御ステップと、

を実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、超音波を用いて検体の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、過去に実施された検査の結果を利用して診断を行う技術が知られている。例えば、特許文献1には、診断対象である撮影画像に過去の付加情報を重畳して表示する、或いは、過去に撮影された撮影画像とこれに対応づけられた付加情報とを重畳して表示手段に表示した後、撮影画像だけを最新の撮影画像に替えて表示するといった表示態様が可能な医用画像表示システムが開示されている。

【0003】

30

また、特許文献2には、同一患者について取得された、撮影時期が異なる複数の医用画像から、同一腫瘍の特徴パラメータの経時的変化を検出し、該経時的変化に基づいて腫瘍の良性又は悪性の判別結果を補正する診断支援装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-6169号公報

【特許文献2】特開2005-323629号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

しかしながら、上記特許文献1においては、患者情報をもとに抽出された過去の撮影画像の付加情報を、画面表示される画像に重畳させて表示するだけなので、操作者は、観測中の部位の経時的な変化を直接的に把握することができない。

【0006】

また、上記特許文献2においては、既に取得済みの複数の画像から特定の部位をそれぞれ抽出し、該特定の部位における特徴パラメータをそれぞれ算出するので、操作者は、検査の最中に、観測中の部位の経時的な変化を直接的に把握することができない。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、観測中の部位の経時的な変化をユーザ

50

が直接的に把握することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、検体に向けて超音波を送信するとともに前記検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置において、前記受信した超音波の特徴量を抽出する演算部と、前記受信した超音波に基づいて画像データを生成する画像処理部と、検査対象である患者に対する前記超音波探触子の相対的な位置を表す相対位置情報を取得する位置情報取得手段と、観測点の位置情報と、該観測点に関して前記演算部が抽出した前記特徴量と、該観測点に関して前記画像処理部が生成した画像データと、前記特徴量の抽出時及び前記画像データの生成時にそれぞれ用いられたパラメータとを含む複数のデータセットを、前記患者の識別情報と関連づけて記憶する記憶部と、前記位置情報取得手段が取得した前記相対位置情報をもとに前記複数のデータセットを検索して、所定の条件を満たすデータセットを選択するデータ選択部と、前記データ選択部が前記所定の条件を満たすデータセットを選択した場合に、前記演算部に対し、前記データ選択部が選択したデータセットに含まれる特徴量と、前記演算部が抽出した最新の特徴量とのうちの一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて再抽出させる実行制御部と、を備えることを特徴とする。

10

【0009】

上記超音波観測装置において、前記所定の条件は、前記データセットに含まれる前記位置情報によって表される前記観測点の位置が、前記患者に対する前記超音波探触子の相対的な位置から最も近く、且つ該相対的な位置の所定の範囲内であること、を特徴とする。

20

【0010】

上記超音波観測装置は、前記データ選択部が前記所定の条件を満たすデータセットを選択した際に、該データセットが選択された旨を外部に通知する通知手段をさらに備えることを特徴とする。

【0011】

上記超音波観測装置において、前記通知手段は、前記データ選択部が選択したデータセットに含まれる画像データに基づく画像を画面に表示させる表示部であることを特徴とする。

30

【0012】

上記超音波観測装置において、前記通知手段は、音声、通知音、又はテキスト表示により、前記データセットが選択された旨を通知することを特徴とする。

【0013】

上記超音波観測装置は、外部からの操作に応じた信号を前記実行制御部に入力する入力部をさらに備え、前記実行制御部は、前記データセットが選択された旨を通知した後で前記入力部から入力される所定の信号に応じて、前記演算部に前記一方の特徴量の再抽出を開始させることを特徴とする。

【0014】

上記超音波観測装置において、前記実行制御部は、前記データ選択部が前記所定の条件を満たすデータセットを選択した際に、前記演算部に前記一方の特徴量の再抽出を開始させることを特徴とする。

40

【0015】

上記超音波観測装置において、前記画像処理部は、前記特徴量に基づいて特徴量画像データを生成し、前記一方の特徴量が再抽出された場合に、前記他方の特徴量に基づく特徴量画像データを生成した際に用いたパラメータを用いて、再抽出された前記一方の特徴量に基づく特徴量画像データを生成することを特徴とする。

【0016】

上記超音波観測装置において、前記画像処理部は、さらに、再抽出された前記一方の特

50

微量に基づいて生成した第 1 の特徴量画像データと、前記他方の特徴量に基づいて生成した第 2 の特徴量画像データとの差分を表す差分画像データを生成することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

上記超音波観測装置において、前記画像処理部は、前記受信した超音波に基づいて B モード画像データを生成し、前記差分画像データを生成した場合に、さらに、前記差分画像データと前記 B モード画像データとを合成した合成画像データを生成することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

上記超音波観測装置において、前記画像処理部は、さらに、前記 B モード画像データに基づく B モード画像と前記特徴量画像データに基づく特徴量画像との少なくとも 1 つと、前記合成画像データに基づく合成画像とを含む画面を表す表示用の画像データを生成することを特徴とする。

10

【 0 0 1 9 】

上記超音波観測装置において、前記画像処理部は、前記一方の特徴量が再抽出された場合に、さらに、再抽出された前記一方の特徴量と前記他方の特徴量とを対比させたグラフ又は表を表す画像データを生成することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

上記超音波観測装置において、前記位置情報取得手段は、前記超音波探触子の位置を表す位置情報を取得する探触子位置情報取得部と、前記患者の位置を表す位置情報を取得する患者位置情報取得部と、前記超音波探触子の位置情報と、前記患者の位置情報とに基づいて、前記患者に対する前記超音波探触子の相対的な位置座標を算出する位置情報算出部と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 2 1 】

上記超音波観測装置において、前記探触子位置情報取得部は、前記超音波探触子に設けられた第 1 のマーカと、前記第 1 のマーカを検出して検出信号を出力するセンサ部と、を有し、前記患者位置情報取得部は、前記患者の体表に装着された第 2 のマーカと、前記第 2 のマーカを撮像して画像を生成する光学カメラと、を有することを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

上記超音波観測装置において、前記演算部は、前記受信した超音波に対して周波数スペクトル解析を行うことにより周波数スペクトルを算出し、該周波数スペクトルに対する近似処理の結果を用いて前記特徴量を抽出することを特徴とする。

30

【 0 0 2 3 】

上記超音波観測装置において、前記演算部は、前記受信した超音波から高調波信号を抽出し、該高調波信号の包絡線の振幅を前記特徴量として抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

上記超音波観測装置において、前記演算部は、前記受信した超音波に基づいて前記検体における歪みを計測し、該歪みを前記特徴量として抽出することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、検体に向けて超音波を送信するとともに前記検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置の作動方法において、演算部が、前記受信した超音波の特徴量を抽出する演算ステップと、画像処理部が、前記受信した超音波に基づいて画像データを生成する画像処理ステップと、位置情報取得手段が、検査対象である患者に対する前記超音波探触子の相対的な位置を表す相対位置情報を取得する位置情報取得ステップと、観測点の位置情報と、該観測点に関して前記演算部が抽出した前記特徴量と、該観測点に関して前記画像処理部が生成した画像データと、前記特徴量の抽出時及び前記画像データの生成時にそれぞれ用いられたパラメータとを含み、前記患者の識別情報と関連づけて記憶部に記憶された複数のデータセットを、データ選択部が前記位置情報取得ステップにおいて取得された前記相対位置情報をもとに検索して、所定の条件を満たすデータセットを選択するデータ選択ステップと、前記所定の条件を満たすデータセットが選択された場

40

50

合に、実行制御部が、前記演算部に対し、選択された前記データセットに含まれる特徴量と、前記演算部が抽出した最新の特徴量とのうちの一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて再抽出させる実行制御ステップと、を含むことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、検体に向けて超音波を送信するとともに前記検体により反射された超音波を超音波探触子によって受信し、受信した超音波に基づいて画像を生成する超音波観測装置に、演算部が、前記受信した超音波の特徴量を抽出する演算ステップと、画像処理部が、前記受信した超音波に基づいて画像データを生成する画像処理ステップと、位置情報取得手段が、検査対象である患者に対する前記超音波探触子の相対的な位置を表す相対位置情報を取得する位置情報取得ステップと、観測点の位置情報と、該観測点に関して前記演算部が抽出した前記特徴量と、該観測点に関して前記画像処理部が生成した画像データと、前記特徴量の抽出時及び前記画像データの生成時にそれぞれ用いられたパラメータとを含み、前記患者の識別情報と関連づけて記憶部に記憶された複数のデータセットを、データ選択部が前記位置情報取得ステップにおいて取得された前記相対位置情報をもとに検索して、所定の条件を満たすデータセットを選択するデータ選択ステップと、前記所定の条件を満たすデータセットが選択された場合に、実行制御部が、前記演算部に対し、選択された前記データセットに含まれる特徴量と、前記演算部が抽出した最新の特徴量とのうちの一方の特徴量を、他方の特徴量を抽出した際に用いたパラメータを用いて再抽出させる実行制御ステップと、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

本発明によれば、患者に対する超音波探触子の相対位置情報をもとに、記憶部に記憶されている複数のデータセットを検索し、所定の条件を満たすデータセットが選択された場合に、演算部により抽出された最新の特徴量と選択されたデータセットに含まれる特徴量とのいずれか一方を、他方の特徴量の抽出時に用いられたパラメータを用いて再抽出するので、両特徴量を対比することが可能となり、ユーザは、観測中の部位の経時的な変化を直接的に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の構成例を示す模式図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示す検査データ記憶部が記憶する検査データのデータ構造を説明するための模式図である。

【図 4】図 4 は、図 1 に示す超音波観測装置の動作を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、患者の体内に超音波内視鏡の挿入部を挿入した状態を示す模式図である。

【図 6】図 6 は、B モード画像の表示例を示す模式図である。

【図 7】図 7 は、図 1 に示す特徴量解析部が実行する周波数解析処理を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 は、一つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。

【図 9】図 9 は、図 1 に示す特徴量解析部が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。

【図 10】図 10 は、図 1 に示すデータ選択部が実行する記録データの判定方法を説明するための模式図である。

【図 11】図 11 は、図 1 に示すデータ選択部が実行する記録データの判定方法を説明するための模式図である。

【図１２】図１２は、周波数特徴量画像及び周波数特徴量を含む表示画面の表示例を示す模式図である。

【図１３】図１３は、条件を満たす過去の記録データがあると判定された場合に表示される画面の例を示す模式図である。

【図１４】図１４は、Ｂモード画像と、該Ｂモード画像に差分画像が重畳された合成画像を含む表示画面の表示例を示す模式図である。

【図１５】図１５は、本発明の実施の形態１の変形例３に係る超音波観測装置の構成例を示すブロック図である。

【図１６】図１６は、Ｂモード画像と、該Ｂモード画像に差分画像が重畳された合成画像を含む表示画面の別の表示例を示す模式図である。

10

【図１７】図１７は、本発明の実施の形態１の変形例７における減衰補正方法を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【００２９】

以下、本発明に係る超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムの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。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、各図面の記載において、同一部分には同一の符号を附して示している。

【００３０】

（実施の形態１）

20

図１は、本発明の実施の形態１に係る超音波観測装置の構成例を示すブロック図である。同図に示す超音波観測装置１は、超音波を用いて検体を観測する装置である。また、図２は、超音波観測装置１の構成例を示す模式図である。

【００３１】

超音波観測装置１は、外部に超音波パルスを出力するとともに、外部で反射された超音波エコーを受信する超音波探触子２と、該超音波探触子２との間で電気信号の送受信を行う送受信部３と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対して所定の演算処理を施す演算部４と、超音波エコーを変換した電気的なエコー信号に対応する画像データの生成を行う画像処理部５と、当該超音波観測装置１に対する各種情報の入力を受け付ける入力部６と、液晶又は有機ＥＬ等からなる表示パネルを用いて実現され、画像処理部５が生成した画像を含む各種情報を表示する表示部７と、エコー信号に対する演算処理及び画像処理にそれぞれ用いられるパラメータや、これらの処理の結果等の各種情報を記憶する記憶部８と、超音波観測装置１の動作制御を行う制御部９と、患者１５０に対する超音波探触子２の相対的な位置関係を表す相対位置情報を取得する位置情報取得部としてのセンサ部１０とを備える。

30

【００３２】

超音波探触子２は、送受信部３から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス信号）に変換して送信すると共に、検体で反射された超音波エコーを受信して電気的なエコー信号に変換する複数の超音波振動子からなる信号変換部２１と、当該超音波探触子２の位置を検知するためのマーカ部２２とを有する。超音波探触子２は、複数の超音波振動子に対するメカ的な制御により所定の方向に超音波を送信して検体を走査するものであってもよい（機械走査式とも呼ばれる）、複数の超音波振動子に対する電子的な制御により所定の方向に超音波を送信して検体を走査するものであってもよい（電子走査式とも呼ばれる）。

40

【００３３】

図２に示すように、実施の形態１においては、患者１５０の体内に挿入される挿入部１１ａの先端部に超音波探触子２を設け、超音波により患者１５０の体内を観測する超音波内視鏡１１に本発明を適用する例を説明する。もちろん、本発明は一般的な体外式超音波探触子に適用することも可能である。

【００３４】

50

マーカ部 22 は、後述するセンサ部 10 によって検出可能な部材によって形成される。本実施の形態 1 のように、超音波探触子 2 を患者 150 の体内に挿入する場合、一例として、永久磁石や、電流が流れることにより磁界を発生するコイルのように、患者 150 の体外から検出可能な磁界発生部材によってマーカ部 22 を形成すると良い。

【0035】

送受信部 3 は、超音波探触子 2 と電氣的に接続され、パルス信号を超音波探触子 2 に送信するとともに、超音波探触子 2 からエコー信号を受信する。より詳細には、送受信部 3 は、予め設定された波形及び送信タイミングに基づいてパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波探触子 2 へ送信する。また、送受信部 3 は、受信したエコー信号に増幅、フィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによってデジタル RF 信号を生成して出力する。なお、超音波探触子 2 が電子走査式である場合、送受信部 3 は、複数の超音波振動子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。以下において、送受信部 3 により生成されたデジタル RF 信号のことを音線データという。

【0036】

演算部 4 は、送受信部 3 から出力された音線データから特徴量を抽出する。言い換えると、超音波エコーの受信方向における検体の特徴量を取得する。本実施の形態 1 においては、特徴量の一例として周波数特徴量を抽出する。より詳細には、本実施の形態 1 における演算部 4 は、送受信部 3 が出力した音線データに高速フーリエ変換 (FFT) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 41 と、周波数解析部 41 が算出した各箇所の周波数スペクトルに対し、回帰分析に基づく近似処理及び超音波が伝播する際に該超音波の受信深度および周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行うことにより、検体の特徴量を抽出する特徴量抽出部 42 と、を有する。

【0037】

周波数解析部 41 は、各ラインの音線データに対し、所定のデータ量からなる FFT データ群を高速フーリエ変換することによって音線上の複数の箇所 (データ位置) における周波数スペクトルを算出する。一般に、周波数スペクトルは、検体の組織性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体としての検体の大きさ、密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。なお、本実施の形態 1 において、「組織性状」とは、例えば癌、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、脈管などのいずれかである。

【0038】

特徴量抽出部 42 は、回帰分析によって周波数スペクトルを一次式 (回帰直線) で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける減衰補正前の特徴量 (以下、補正前特徴量という) を抽出する。具体的には、特徴量抽出部 42 は、まず、一次式の傾き a_0 および切片 b_0 を補正前特徴量として抽出する。なお、近似部 124 は、傾き a_0 および切片 b_0 以外の補正前特徴量として、周波数帯域 ($f_L < f < f_H$) の中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ における強度 (Mid-band fit ともいう) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を算出してもよい。

【0039】

3 つの特徴量のうち、傾き a_0 は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいかほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片 b_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度 (濃度) 等と相関を有している。具体的には、切片 b_0 は、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスが大きいかほど大きな値を有し、散乱体の密度 (濃度) が大きいかほど大きな値を有すると考えられる。中心周波数 f_M における強度 (以下、単に「強度」という) c_0 は、傾き a_0 と切片 b_0 から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトル強度を与える。このため、強度 c_0 は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の密度に加えて、B モード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量抽出部 42 が算出する近似多項式は一次式に限定されるわけではなく、二次以上の近似多項式を用いることも可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

続いて、特徴量抽出部 4 2 は、超音波が伝播する際に該超音波の受信深度及び周波数に応じて発生する減衰の寄与を削減する減衰補正処理を行う。

一般に、超音波の減衰量 $A(f, z)$ は、

$$A(f, z) = 2 \alpha z f \cdots (1)$$

と表される。ここで、 α は減衰率であり、 z は超音波の受信深度であり、 f は周波数である。式 (1) から明らかなように、減衰量 $A(f, z)$ は、周波数 f に比例している。減衰率 α の具体的な値は、観察対象が生体である場合、 $0.0 \sim 1.0$ (dB/cm/MHz)、より好ましくは $0.3 \sim 0.7$ (dB/cm/MHz) であり、生体の部位に応じて定まる。例えば、観察対象が臓器である場合には、 $\alpha = 0.6$ (dB/cm/MHz) と定めることがある。なお、本実施の形態 1 において、減衰率 α の値を入力部 6 からの入力によって設定または変更可能な構成としてもよい。

10

【 0 0 4 1 】

特徴量抽出部 4 2 は、近似処理により取得した補正前特徴量 (傾き a_0 , 切片 b_0 , 強度 c_0) を、以下のように減衰補正することによって特徴量を抽出する。

$$a = a_0 + 2 \alpha z \cdots (2)$$

$$b = b_0 \cdots (3)$$

$$c = c_0 + 2 \alpha z f_M (= a f_M + b) \cdots (4)$$

式 (2)、(4) から明らかなように、特徴量抽出部 4 2 は、超音波の受信深度 z が大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式 (3) によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数 0 (Hz) に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

20

【 0 0 4 2 】

補正済みの特徴量に対応する直線は、次式によって表される。

$$I = a f + b = (a_0 + 2 \alpha z) f + b_0 \cdots (5)$$

この式 (5) から明らかなように、補正済みの特徴量に対応する直線は、補正前特徴量に対応する直線と比較して、傾きが大きく、かつ切片が同じである。

【 0 0 4 3 】

なお、より好ましくは、演算部 4 に、送受信部 3 が出力した音線データに対して受信深度によらず増幅率を一定とする増幅補正を行う増幅補正部が設けられる。ここで、送受信部 3 においては、通常、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に増幅させる S T C (Sensitivity Time Control) 補正が行われる。超音波の振幅を利用する B モード画像を生成する際には、S T C 補正を行うことによって十分な効果を得ることができ一方で、超音波の周波数スペクトルを算出するような場合には、超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。この問題を解決するには、B モード画像を生成する際に S T C 補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、B モード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、S T C 補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。そこで、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、B モード画像用に S T C 補正を施した信号に対して一度 S T C 補正の影響を排除するために、周波数解析部 4 1 の前段において、増幅率の補正を行う。

30

40

【 0 0 4 4 】

画像処理部 5 は、音線データにおける振幅を輝度に変換して表示する B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 5 1 と、音線データから抽出された特徴量を輝度に変換して表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部 5 2 と、同一の患者に対する過去の検査において記憶された画像データとの差異を表す差分画像データを生成する比較画像データ生成部 5 3 と、これらの各部において生成された画像データを用いて、表示用の画像データを作成する表示画像データ生成部 5 4 と、を有する。

【 0 0 4 5 】

50

Bモード画像データ生成部51は、デジタルRF信号（音線データ）に対してバンドパスフィルタ、対数変換、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示部7における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによってBモード画像データを生成する。

【0046】

本実施の形態1において、特徴量画像データ生成部52は、特徴量抽出部42が抽出した周波数特徴量を画素値に変換することにより、特徴量画像データを生成する。この特徴量画像データにおいて各画素に割り当てられる情報は、周波数解析部41が周波数スペクトルを算出する際のFFTデータ群のデータ量に応じて定められる。具体的には、例えば1つのFFTデータ群のデータ量に対応する画素領域には、そのFFTデータ群から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する情報が割り当てられる。なお、本実施の形態1において、特徴量画像データを生成する際に使用する特徴量の数は任意に設定することが可能である。

10

【0047】

比較画像データ生成部53は、リアルタイム（最新）の観測点において抽出された特徴量に基づく特徴量画像データと、データ選択部92により選択されたデータに含まれる特徴量画像データ（即ち、最新の観測点と同一又は近傍の過去の観測点における特徴量画像データ）との差分を算出することにより、差分画像データを生成する。

【0048】

表示画像データ生成部54は、リアルタイム（最新）の観測点において抽出された特徴量と、データ選択部92により選択されたデータに含まれる特徴量とを対比するグラフ又は表を表す画像データや、Bモード画像データと差分画像データとを用いた合成画像データを生成し、これらの画像データに基づく画面を表示部7に表示するための画像データを作成する。

20

【0049】

入力部6は、キーボード、マウス、タッチパネル、カードリーダ等のインタフェースを用いて実現され、操作者等により外部からなされた操作に応じた信号を制御部9に入力する。具体的には、入力部6は、患者150を特定するための患者識別情報や、関心領域の設定指示や、各種動作の開始指示等を受け付け、これらの情報や指示を表す信号を制御部9に入力する。ここで、関心領域とは、表示部7に表示されたBモード画像に対して、超音波観測装置1の操作者が入力部6によって指定する画像中の領域のことである。

30

【0050】

記憶部8は、実施の形態1に係る超音波観測装置1の作動プログラムや所定のOSを起動するプログラム等が予め記憶されたROM、及び各処理において用いられるパラメータやデータ等を記憶するRAM等を用いて実現される。より詳細には、記憶部8は、周波数解析部41が行う周波数解析処理の際に使用する窓関数を記憶する窓関数記憶部81と、観測が行われた観測点ごとに、周波数解析結果を含む検査データを記憶する検査データ記憶部82と、を有する。

【0051】

窓関数記憶部81は、Hamming、Hanning、Blackmanなどの窓関数のうち少なくともいずれか一つの窓関数を記憶している。

40

【0052】

図3は、検査データ記憶部82が記憶する検査データのデータ構造を説明するための模式図である。図3においては、患者150内の臓器（食道151、胃152、肝臓153、脾臓154）と、該臓器内において超音波観測が行われた観測点P1～P4に関する記録データとを関連付けて示している。

【0053】

図3に示すように、検査データ記憶部82は、患者150に対して実施された1回の検査ごとに、患者150を特定するための患者識別情報（患者ID、患者名等）と、検査を特定するための検査識別情報（検査ID、検査日時等）と、観測点P1～P4ごとに作成

50

された記録データD(P1)~D(P4)とを格納する。各記録データD(P1)~D(P4)は、観測点P1~P4の位置情報、観測点P1~P4に関して画像処理部5が生成した画像データ、観測点P1~P4に関して演算部が取得した特徴量(例えば周波数特徴量)、該特徴量を取得する際に用いられた演算パラメータ、画像データ生成の際に用いられた画像処理パラメータ、過去の検査との間における特徴量の対比結果等を含むデータセットである。このうち、画像データは、Bモード画像データや、特徴量画像データや、差分画像データを含む。また、演算パラメータは、特徴量を抽出するための関心領域の大きさ及び位置、減衰補正の係数、周波数スペクトルの近似方法、窓関数等を含む。画像処理パラメータは、Bモード画像及び特徴量画像を生成するためのゲイン、コントラスト、ガンマ補正係数等を含む。

10

【0054】

制御部9は、入力部6から入力された関心領域の設定指示に従ってBモード画像に対して関心領域を設定する関心領域設定部91と、患者150に対する超音波探触子2の相対位置情報に基づいて記憶部8から所定の条件を満たす情報を取得するデータ選択部92と、センサ部10から出力された情報に基づき、患者150に対する超音波探触子2の相対的な位置座標を算出する位置情報算出部93と、演算部4における演算処理及び画像処理部5における画像処理の実行を制御する実行制御部94と、表示部7における表示動作を制御する表示制御部95と、を有する。

【0055】

データ選択部92は、位置情報算出部93が算出した超音波探触子2の相対的な位置座標に基づいて記憶部8に記憶された検査データを検索することにより、検査対象の患者150と同一の患者に対して過去に実施された検査において取得された、最新の観測点と同一又は近傍の観測点に関するデータを選択する。

20

【0056】

位置情報算出部93は、患者位置情報取得部101から出力された情報に基づいて患者150の位置座標を算出し、基準位置情報として記憶部8に記憶させると共に、探触子位置情報取得部102から出力された情報に基づいて超音波探触子2の位置座標を算出し、さらに、基準位置情報をもとに超音波探触子2の位置座標を患者150に対する相対位置座標に変換する。そして、この相対位置座標を、観測中の部位に関するデータと関連づけて、該観測点の位置情報として記憶部8に記憶させる。

30

【0057】

センサ部10は、患者150の位置や姿勢を取得する患者位置情報取得部101と、超音波探触子2の位置や姿勢を取得する探触子位置情報取得部102と、を有する。

【0058】

図2に示すように、患者位置情報取得部101は、例えば、2台の光学カメラ101aと、患者150の体表に装着された基準マーカ101bとによって構成される。基準マーカ101bとしては、例えば、目立つ色で彩色されたカラーボールやカラー円盤等、光学カメラ101aで写した画像内において容易に検出可能な物体が用いられる。基準マーカ101bは、患者150の体表の所定の少なくとも3か所に配置される。2台の光学カメラ101aは、これらの基準マーカ101bが各視野内に入り、且つ、互いに異なる方向からこれらの基準マーカ101bを撮像可能な位置に配置されている。

40

【0059】

各光学カメラ101aは、基準マーカ101bを撮像することにより生成した画像データを出力する。これに応じて、位置情報算出部93は、基準マーカ101bが写った2つの画像の各々から基準マーカ101bの位置を検出し、公知のステレオビジョンの手法により各基準マーカ101bの位置を測定する。それによって得られた少なくとも3つの基準マーカ101bの位置情報を、当該検査における患者150の位置情報(基準位置情報)として記憶部8に記憶させる。

【0060】

なお、患者位置情報取得部101の構成は、上述した光学カメラ101a及び基準マー

50

力 1 0 1 b からなる構成に限定されない。例えば、磁石からなる少なくとも 3 つの基準マーカと、これらの基準マーカから発生する磁界を互いに異なる位置において検出する複数の磁気センサとによって患者位置情報取得部 1 0 1 を構成しても良い。

【 0 0 6 1 】

探触子位置情報取得部 1 0 2 は、超音波探触子 2 に設けられたマーカ部 2 2 に応じて構成される。例えばマーカ部 2 2 が永久磁石やコイルによって形成される場合、探触子位置情報取得部 1 0 2 は、複数の磁気センサによって構成される。この場合、探触子位置情報取得部 1 0 2 は、マーカ部 2 2 から発生した磁界を検出し、該磁界の強度を表す検出信号を出力する。これに応じて、位置情報算出部 9 3 は、マーカ部 2 2 の位置座標を算出する。さらに、位置情報算出部 9 3 は、基準位置情報をもとに、マーカ部 2 2 の位置座標を相

10

【 0 0 6 2 】

このようなセンサ部 1 0 と、上述した位置情報算出部 9 3 とが、患者 1 5 0 に対する超音波探触子 2 の相対的な位置を表す相対位置情報を取得する相対位置情報取得手段を構成する。

【 0 0 6 3 】

以上の機能構成を有する超音波観測装置 1 の超音波探触子 2 及びセンサ部 1 0 以外の構成要素は、演算及び制御機能を有する C P U を備えたコンピュータ 1 a を用いて実現される。超音波観測装置 1 が備える C P U は、記憶部 8 が記憶、格納する情報及び上述した超音波観測装置 1 の作動プログラムを含む各種プログラムを記憶部 8 から読み出すことにより、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置 1 の作動方法に関連した演算処理を実行する。

20

【 0 0 6 4 】

なお、本実施の形態 1 に係る超音波観測装置の作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、C D - R O M、D V D - R O M、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。

【 0 0 6 5 】

次に、超音波観測装置 1 の動作について説明する。図 4 は、超音波観測装置 1 の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 1 0 において、超音波観測装置 1 は、患者 1 5 0 の位置を表す基準位置情報を取得する。即ち、図 2 に示すように、少なくとも 3 つの基準マーカ 1 0 1 b を 2 つの光学カメラ 1 0 1 a によって撮像し、それによって得られた画像から基準マーカ 1 0 1 b の位置を測定し、この測定結果を基準位置情報とする。基準マーカ 1 0 1 b の数を少なくとも 3 つとすることで、患者 1 5 0 の体表の所定位置を通る平面を基準面として設定することができる。

30

【 0 0 6 6 】

続くステップ S 1 1 において、超音波観測装置 1 は、患者 I D、患者名、生年月日、性別等を含む患者識別情報を取得する。超音波観測装置 1 は、これらの患者識別情報を、入力部 6 に対してなされた入力操作に従って取得する。具体的には、キーボードに対するテキスト入力や所定のマウス操作に従って患者識別情報を取得することができる。或いは、患者のカルテに記載されたバーコードをバーコードリーダによって読み取ることにより患者識別情報を取得しても良い。さらには、ネットワークサーバを介して患者識別情報を取得しても良い。この後、図 5 に示すように、超音波内視鏡 1 1 の挿入部 1 1 a を患者 1 5 0 内に挿入する。

40

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 2 において、フリーズを解除する指示信号が入力部 6 から入力されると (ステップ S 1 2 : Y e s)、超音波観測装置 1 は、超音波探触子 2 の位置情報の測定を開始する (ステップ S 1 3)。即ち、制御部 9 の制御に従って探触子位置情報取得部 1 0 2 が作動を開始し、これに応じて、位置情報算出部 9 3 が、探触子位置情報取得部 1 0 2 から出力された検出信号を取得してマーカ部 2 2 の位置座標を算出すると共に、基準位置情報をもとに患者 1 5 0 に対する超音波探触子 2 の相対位置情報を算出する。

50

【 0 0 6 8 】

一方、フリーズを解除する指示信号が入力されない場合（ステップ S 1 2 : N o ）、超音波観測装置 1 は動作を終了する。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 3 に続くステップ S 1 4 において、超音波観測装置 1 は、超音波探触子 2 によって新規の検体の測定を行う。即ち、超音波探触子 2 から検体に向けて超音波パルスを送信すると共に、該検体によって反射された超音波エコーを受信し、該超音波エコーを電気信号に変換してさらにデジタル信号に変換することにより音線データを取得する。

【 0 0 7 0 】

続くステップ S 1 5 において、B モード画像データ生成部 5 1 は、ステップ S 1 4 において取得した音線データをもとに、B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R（赤）、G（緑）、B（青）の値を一致させたグレースケール画像である。

【 0 0 7 1 】

このとき、関心領域の設定がなされていない場合（ステップ S 1 6 : N o ）、制御部 9 は、B モード画像データ生成部 5 1 が生成した B モード画像データをもとに、B モード画像を表示部 7 に表示させる制御を行う（ステップ S 1 7 ）。図 6 は、B モード画像の表示例を示す模式図である。図 6 に示す表示画面 2 0 0 は、I D、名前、性別等の患者識別情報が情報表示領域 2 0 1 と、画像表示領域 2 0 2 とを含む。この画像表示領域 2 0 2 に、超音波探触子 2 が受信した超音波エコーに基づく B モード画像 2 0 3 が表示される。

【 0 0 7 2 】

その後、データを記録する指示信号が入力部 6 から入力された場合（ステップ S 1 8 : Y e s ）、制御部 9 は、このときの超音波探触子 2 の相対位置情報を観測点の位置情報として、B モード画像データ及び該 B モード画像の生成時に用いられた画像処理パラメータと共に 1 つのデータセットとして検査データ記憶部 8 2 に記憶させる（ステップ S 1 9 ）。その後、超音波観測装置 1 の動作はステップ S 2 0 に移行する。一方、データを記録する指示信号が入力されない場合（ステップ S 1 8 : N o ）、超音波観測装置 1 の動作はそのままステップ S 2 0 に移行する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 0 において、動作を終了する指示が入力部 6 によって入力されたとき（ステップ S 2 0 : Y e s ）、超音波観測装置 1 は動作を終了する。これに対し、動作を終了する指示が入力部 6 によって入力されないとき（ステップ S 2 0 : N o ）、超音波観測装置 1 の動作はステップ S 1 3 に戻る。

【 0 0 7 4 】

一方、ステップ S 1 6 において、入力部 6 を介して関心領域が設定された場合（ステップ S 1 6 : Y e s ）、演算部 4 は、ステップ S 1 4 において取得した音線データに対する特徴量解析を行う（ステップ S 2 1 ）。本実施の形態 1 においては、特徴量解析の一例として、周波数解析部 4 1 が、F F T 演算による周波数解析を行うことによって周波数スペクトルを算出する。なお、周波数解析においては、画像の全領域を関心領域として設定することも可能である。

【 0 0 7 5 】

図 7 は、特徴量解析処理（周波数解析処理）を示すフローチャートである。

まず、周波数解析部 4 1 は、解析対象の音線を識別するカウンタ k を k_0 とする（ステップ S 2 1 1 ）。

【 0 0 7 6 】

続いて、周波数解析部 4 1 は、F F T 演算用を取得する一連のデータ群（F F T データ群）を代表するデータ位置（受信深度に相当） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する（ステップ S 2 1 2 ）。図 8 は、1 つの音線のデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1 つのデータを意味している。音線 $S R_k$ は、送受信部 3 が行う A / D 変換におけるサンプリング周波数（例えば 5 0 M H z ）に対応し

10

20

30

40

50

た時間間隔で離散化されている。図 8 では、音線 $S R_k$ の 1 番目のデータ位置を初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。

【 0 0 7 7 】

その後、周波数解析部 4 1 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群を取得し（ステップ S 2 1 3）、取得した F F T データ群に対し、窓関数記憶部 8 1 が記憶する窓関数を用作用させる（ステップ S 2 1 4）。このように F F T データ群に対して窓関数を用作用させることにより、F F T データ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【 0 0 7 8 】

続いて、周波数解析部 4 1 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常なデータ群であるか否かを判定する（ステップ S 2 1 5）。ここで、F F T データ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、F F T データ群のデータ数を 2^n （ n は正の整数）とする。F F T データ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ が F F T データ群で前から 2^{n-1} 番目の位置であることを意味する。換言すると、F F T データ群が正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ の前方に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ の後方に 2^{n-1} （ $= M$ とする）個のデータがあることを意味する。図 8 に示す場合、F F T データ群 F_2 、 F_3 はともに正常である。なお、図 8 では $n = 4$ （ $N = 7$ ， $M = 8$ ）の場合を例示している。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 2 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常である場合（ステップ S 2 1 5：Y e s）、周波数解析部 4 1 は、後述するステップ S 2 1 7 に移行する。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 2 1 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の F F T データ群が正常でない場合（ステップ S 2 1 5：N o）、周波数解析部 4 1 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常な F F T データ群を生成する（ステップ S 2 1 6）。ステップ S 2 1 5 において正常でないと判定された F F T データ群は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、F F T データ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 1 6 の後、周波数解析部 4 1 は、後述するステップ S 2 1 7 に移行する。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 2 1 7 において、周波数解析部 4 1 は、F F T データ群を用いて F F T 演算を行うことにより、複素数からなる周波数スペクトルを得る（ステップ S 2 1 7）。この結果、例えば図 9 に示すようなスペクトル C_1 が得られる。

【 0 0 8 2 】

続いて、周波数解析部 4 1 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる（ステップ S 2 1 8）。ステップ幅 D は、記憶部 8 が予め記憶しているものとする。図 8 では、 $D = 15$ の場合を例示している。ステップ幅 D は、B モード画像データ生成部 5 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましいが、周波数解析部 4 1 における演算量を削減したい場合には、そのデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【 0 0 8 3 】

その後、周波数解析部 4 1 は、データ位置 $Z^{(k)}$ が音線 $S R_k$ における最大値 $Z^{(k)}_{\max}$ より大きいか否かを判定する（ステップ S 2 1 9）。データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{\max}$ より大きい場合（ステップ S 2 1 9：Y e s）、周波数解析部 4 1 はカウンタ k を 1 増加させる（ステップ S 2 2 0）。一方、データ位置 $Z^{(k)}$ が最大値 $Z^{(k)}_{\max}$ 以下である場合（ステップ S 2 1 9：N o）、周波数解析部 4 1 はステップ S 2 1 3 へ戻る。このようにして、周波数解析部 4 1 は、音線 $S R_k$ に対して、 $[\{ (Z^{(k)}_{\max} - Z^{(k)}_0) / D \} + 1]$ 個の F F T データ群に対する F F T 演算を行う。ここで、 $[X]$ は、 X を超えない最大の整数を表す。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 2 0 の後、周波数解析部 4 1 は、カウンタ k が最大値 $k_{\max}$ より大きいかなかを判定する（ステップ S 2 2 1）。カウンタ k が $k_{\max}$ より大きい場合（ステップ S 2 2 1 : Y e s）、周波数解析部 4 1 は一連の F F T 演算を終了する。一方、カウンタ k が $k_{\max}$ 以下である場合（ステップ S 2 2 1 : N o）、周波数解析部 4 1 はステップ S 2 1 2 に戻る。

【 0 0 8 5 】

このようにして、周波数解析部 4 1 は、 $(k_{\max} - k_0 + 1)$ 本の音線の各々について複数回の F F T 演算を行う。

【 0 0 8 6 】

なお、ここでは、あらかじめ入力部 6 によって特定の関心領域の設定入力を受け付けて、その関心領域内においてのみ周波数解析処理を行っているが、周波数解析部 4 1 が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うようにしても良い。

【 0 0 8 7 】

ステップ S 2 1 に続くステップ S 2 2 において、演算部 4 は、特徴量解析の結果に基づき、音線データから特徴量を抽出する。本実施の形態 1 においては、特徴量抽出部 4 2 が、周波数解析部 4 1 が算出した P 個の周波数スペクトルを回帰分析し、さらに減衰補正を行うことによって特徴量を抽出する。具体的には、特徴量抽出部 4 2 は、周波数帯域 $f_{\text{LOW}} < f < f_{\text{HIGH}}$ の周波数スペクトルを近似する一次式を回帰分析によって算出することにより、3つの補正前特徴量 a_0 、 b_0 、 c_0 を算出する。図 9 に示す直線 L_1 は、この処理によって得られる補正前の回帰直線である。

【 0 0 8 8 】

特徴量抽出部 4 2 は、さらに、データ位置 $z^{(k)}$ の値を上述した式 (2) ~ (4) の受信深度 z に代入することにより、補正済みの特徴量である傾き a 、切片 b 、強度 c を算出する。図 9 に示す直線 L_1' は、このステップ S 2 2 において得られる回帰直線である。

【 0 0 8 9 】

続くステップ S 2 3 において、画像処理部 5 は、ステップ S 2 2 において抽出された特徴量をもとに特徴量画像データを生成する。本実施の形態 1 においては、特徴量画像データ生成部 5 2 が、ステップ S 2 2 において抽出された周波数特徴量をもとに特徴量画像データを生成する。具体的には、特徴量画像データは、B モード画像に対して設定された関心領域 R O I 内の各画素の R（赤）、G（緑）、B（青）に、切片 b を均等に割り当てたグレースケールの画像データである。或いは、関心領域 R O I 内の各画素の R（赤）、G（緑）、B（青）に傾き a 、切片 b 、強度 c をそれぞれ割り当てることにより、カラーの特徴量画像データを生成しても良い。または、関心領域 R O I 内の各画素の R（赤）、G（緑）、B（青）に傾き a 、切片 b 、強度 c をそれぞれ割り当てたカラーの画像データと B モード画像データとを所定の比率で混合させることによって特徴量画像データを生成しても良い。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 2 4 において、データ選択部 9 2 は、以下の条件を満たす記録データが検査データ記憶部 8 2 に記憶されているかなかを判定する。まず、データ選択部 9 2 は、患者識別情報をもとに、検査中の患者 1 5 0 と同一の患者に対して過去に実施された検査の検査データを検索する。このとき、当該患者 1 5 0 に対して過去に実施された検査が複数ある場合、直近の日付の検査を選択する。

【 0 0 9 1 】

続いて、データ選択部 9 2 は、現在の超音波探触子 2 の相対位置情報をもとに、選択した検査データに含まれる各記録データの位置情報を参照し、位置情報が現在の超音波探触子 2 の相対位置情報と最も近い記録データを選択する。例えば図 3 に示すように、過去の検査データに観測点 P 1 ~ P 4 に関する記録データ $D(P 1)$ ~ $D(P 4)$ が格納されている場合において、図 5 に示すように、超音波探触子 2 が食道 1 5 1 の上部に位置するとき、該超音波探触子 2 に対して観測点 P 1 の位置が最も近いので、記録データ $D(P 1)$

10

20

30

40

50

が選択される。

【 0 0 9 2 】

さらに、データ選択部 9 2 は、超音波探触子 2 が、選択された記録データにおける表示判定範囲に含まれるか否かを判定する。表示判定範囲とは、観測点からの距離が所定の範囲内である領域のことであり、データの記録が行われた各観測点に対して設定される。例えば図 1 0 及び図 1 1 に示すように、観測点 P 1 ~ P 4 に対して、表示判定範囲 R 1 ~ R 4 がそれぞれ設定される。

【 0 0 9 3 】

ここで、図 1 0 に示す位置に超音波探触子 2 が存在する場合、超音波探触子 2 に最も近い観測点は、観測点 P 3 である。しかしながら、このとき、超音波探触子 2 は、観測点 P 3 の表示判定範囲 R 3 に含まれていない。この場合、データ選択部 9 2 は、条件を満たす記録データはないと判定する（ステップ S 2 4 : N o ）。

10

【 0 0 9 4 】

一方、図 1 1 に示す位置に超音波探触子 2 が存在する場合、超音波探触子 2 に最も近い観測点は観測点 P 3 であり、且つ、超音波探触子 2 は、観測点 P 3 の表示判定範囲 R 3 に含まれている。この場合、データ選択部 9 2 は、条件を満たす記録データがあると判定する（ステップ S 2 4 : Y e s ）。

【 0 0 9 5 】

ステップ S 2 4 において、条件を満たす過去の記録データはないと判定された場合（ステップ S 2 4 : N o ）、超音波観測装置 1 は、実行制御部 9 4 の制御の下で、特徴量画像及び特徴量を含む表示画面を生成して表示部 7 に表示する（ステップ S 2 5 ）。具体的には、表示画像データ生成部 5 4 が、ステップ S 2 3 において生成された特徴量画像データに基づく周波数特徴画像と、ステップ S 2 2 において抽出された周波数特徴量とを含む表示画面の画像データを生成し、制御部 9 が、この画像データに基づく表示画面を表示部 7 に表示させる。

20

【 0 0 9 6 】

図 1 2 は、ステップ S 2 5 において表示される表示画面の例を示す模式図である。図 1 2 に示す表示画面 2 1 0 は、I D、名前、性別等の患者識別情報や、抽出された周波数特徴量に関する情報や、ゲインやコントラスト等の超音波画質情報等が表示される情報表示領域 2 1 1 と、第 1 画像表示領域 2 1 2 と、第 2 画像表示領域 2 1 3 とを含む。特徴量に関する情報としては、特徴量（傾き a、切片 b、強度 c）の他、関心領域の内部に位置する複数の F F T データ群の周波数スペクトルの特徴量の平均、標準偏差を利用した表示を行うことも可能である。

30

【 0 0 9 7 】

また、第 1 画像表示領域 2 1 2 には、ステップ S 1 5 において生成された B モード画像データに基づく B モード画像 2 0 3 が表示される。一方、第 2 画像表示領域 2 1 3 には、ステップ S 2 3 において生成された特徴量画像データに基づく周波数特徴量画像 2 1 4 が表示される。このように、B モード画像 2 0 3 と周波数特徴量画像 2 1 4 とを並べて表示することにより、操作者は関心領域における組織性状を正確に把握することができる。

40

【 0 0 9 8 】

なお、ステップ S 2 5 においては、B モード画像 2 0 3 と周波数特徴量画像 2 1 4 とを必ずしも並べて表示する必要はなく、例えば周波数特徴量画像 2 1 4 のみを単独で表示しても良い。

【 0 0 9 9 】

また、その後のステップ S 1 8 において、データを記録する指示信号が入力された場合（ステップ S 1 8 : Y e s ）には、超音波探触子 2 の相対位置情報（即ち、観測点の位置情報）、B モード画像データ、特徴量画像データ、周波数特徴量、特徴量解析に用いられた演算パラメータ、B モード画像データ及び特徴量画像データの生成にそれぞれ用いられた画像処理パラメータが、1 つのデータセットとして検査データ記憶部 8 2 に記憶させる（ステップ S 1 9 ）。続くステップ S 2 0 は、上述したとおりである。

50

【 0 1 0 0 】

一方、ステップ S 2 4 において、条件を満たす過去の記録データがあると判定された場合（ステップ S 2 4 : Y e s ）、超音波観測装置 1 は、実行制御部 9 4 の制御の下で、当該過去の記録データを選択して取得し、記録データに含まれる B モード画像データに基づく過去の B モード画像と、リアルタイムに観測中の B モード画像とを含む画面を表示部 7 に表示する（ステップ S 2 6 ）。このような画面表示を介して、条件を満たす過去の記録データが存在する旨を操作者に通知することができ、操作者は、現在の観測点の近傍に、過去のデータとの対比が可能な観測点が存在することを認識することができる。即ち、本実施の形態 1 において、表示部 7 は、条件を満たす過去の記録データが選択された旨を操作者に通知する通知手段としても機能する。

10

【 0 1 0 1 】

図 1 3 は、ステップ S 2 6 における画面の表示例を示す模式図である。図 1 3 に示す表示画面 2 2 0 においては、情報表示領域 2 1 1 に、I D、名前、性別等の患者識別情報の他、条件を満たす過去の記録データが取得された検査を特定するための情報（検査日等）が表示される。

【 0 1 0 2 】

また、第 1 画像表示領域 2 1 2 には、選択された過去の記録データに含まれる B モード画像データに基づく B モード画像 2 2 2 が表示される。一方、第 2 画像表示領域 2 1 3 には、ステップ S 1 5 において生成された B モード画像データに基づくリアルタイムの B モード画像 2 0 3 が表示される。このとき、画像処理部 5 は、過去の記録データから画像処理パラメータ（ゲイン、コントラスト、ガンマ補正係数等）を取得し、これらの画像処理パラメータを用いて、リアルタイムの B モード画像を再生成しても良い。

20

【 0 1 0 3 】

操作者は、表示画面 2 2 0 に表示された過去の B モード画像 2 2 2 を参照しながら超音波探触子 2 の位置を調整することにより、リアルタイムに観測中の B モード画像 2 0 3 に写った検体を、過去の B モード画像 2 2 2 に写った検体に合わせ込む。これにより、過去の B モード画像 2 2 2 とリアルタイムの B モード画像 2 0 3 とを正確に対比することができる。

【 0 1 0 4 】

ステップ S 2 7 において、実行制御部 9 4 は、画像をフリーズする指示信号が入力部 6 から入力されたか否かを判定する。画像をフリーズする指示信号が入力されない場合（ステップ S 2 7 : N o ）、超音波観測装置 1 の動作はステップ S 1 8 に移行する。

30

【 0 1 0 5 】

一方、画像をフリーズする指示信号が入力された場合（ステップ S 2 7 : Y e s ）、実行制御部 9 4 は、この指示信号をトリガーとして、選択された過去の検査データから演算パラメータ及び画像処理パラメータを取得し（ステップ S 2 8 ）、これらのパラメータを用いて、ステップ S 1 4 において取得された音線データに対する処理を、演算部 4 及び画像処理部 5 に対し再実行させる（ステップ S 2 9 ~ S 3 1 ）。

【 0 1 0 6 】

具体的には、ステップ S 2 9 において、周波数解析部 4 1 は、ステップ S 2 8 において取得された演算パラメータを用いて、ステップ S 1 4 において取得された音線データに対する特徴量解析を再実行する。なお、特徴量解析処理の詳細は、ステップ S 2 1 と同様である。

40

【 0 1 0 7 】

また、ステップ S 3 0 において、特徴量抽出部 4 2 は、特徴量解析の再実行により得られた解析結果に基づいて、音線データから特徴量を再抽出する。なお、特徴量抽出処理については、ステップ S 2 2 と同様である。

【 0 1 0 8 】

さらに、ステップ S 3 1 において、画像処理部 5 は、ステップ S 2 8 において取得された画像処理パラメータを用いて、ステップ S 3 0 において再抽出された特徴量をもとに特

50

微量画像データを再生成する。特徴量画像データの生成処理については、ステップS 2 3と同様である。また、この際に、画像処理部5は、該画像処理パラメータを用いて、Bモード画像データを再生成しても良い。

【0109】

続くステップS 3 2において、比較画像データ生成部5 3は、選択された過去の記録データから過去の特徴量画像データを取得し、該過去の特徴量画像データと、ステップS 3 1において再生成された特徴量画像データとの差分画像データを生成する。この差分画像データは、当該観測点における検体の過去の検査時から今回の検査時までの経時的な変化を表す。

【0110】

ステップS 3 3において、表示画像データ生成部5 4は、選択された過去の記録データに含まれる過去の特徴量（本実施の形態1においては周波数特徴量）と、ステップS 3 0において再抽出された今回の特徴量（同上）とを対比して示すグラフ又は表の画像データを生成する。

【0111】

ステップS 3 4において、超音波観測装置1は、ステップS 3 2において生成された差分画像データに基づく差分画像、及びステップS 3 3において生成されたグラフ又は表を含む表示画面を生成して表示部7に表示する。

【0112】

図1 4は、ステップS 3 4において生成された表示画面の表示例を示す模式図である。図1 4に示す表示画面2 3 0においては、情報表示領域2 1 1に、患者識別情報及び超音波画質情報の他、過去の検査において抽出された周波数特徴量と今回の検査において抽出された周波数特徴量とを対比して示すグラフ2 3 1が表示される。なお、グラフ2 3 1の代わりに、周波数特徴量の対比をテキストで示す表を表示しても良い。

【0113】

また、第1画像表示領域2 1 2には、ステップS 1 5において生成されたBモード画像データに基づくBモード画像2 0 3が表示される。なお、ステップS 3 1においてBモード画像データも再生成した場合には、再生成されたBモード画像データに基づくBモード画像が表示される。一方、第2画像表示領域2 1 3には、該Bモード画像データとステップS 3 2において生成された差分画像データとを所定の比率で混合させた合成画像2 3 2が表示される。或いは、Bモード画像に設定された関心領域ROI内を差分画像に置換した合成画像を生成しても良い。操作者は、このような表示画面2 3 0を参照することにより、関心領域ROIにおける検体の経時的な変化を直接的且つ正確に把握することができる。

【0114】

その後のステップS 1 8において、データを記録する指示信号が入力された場合（ステップS 1 8：Yes）には、超音波探触子2の相対位置情報（即ち、観測点の位置情報）、Bモード画像データ、再生成された特徴量画像データ、差分画像データ、再抽出された周波数特徴量、該周波数特徴量の対比結果（グラフ又は表）、特徴量解析の再実行に用いられた演算パラメータ、及びBモード画像データ及び特徴量画像データの再生成にそれぞれ用いられた画像処理パラメータが、1つのデータセットとして検査データ記憶部8 2に記憶させる（ステップS 1 9）。続くステップS 2 0は、上述したとおりである。

【0115】

以上説明したように、本実施の形態1によれば、過去の検査においてデータが記録された観測点と同一又は近傍の観測点において観測を行う際に、過去の検査時と同じパラメータで周波数解析及び特徴量の抽出と画像生成とを行うので、過去の検査と今回の検査との間で、当該観測点における検体の特徴量や画像を正確に対比することができる。このような特徴量や画像を対比して示す画面を表示することにより、ユーザは、過去の検査時から今回の検査時までに生じた検体の特徴量の経時的な変化を直接的に把握することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 6 】

(変形例 1)

次に、本実施の形態 1 の変形例 1 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、過去の検査時に使用したパラメータを用いて、リアルタイムに取得された音線データに対する処理を行った（ステップ S 2 9 ～ S 3 1 参照）。しかしながら、反対に、リアルタイムな処理（ステップ S 2 1 ～ S 2 3 参照）の際に用いられたパラメータを用いて、過去の記録データ側を再処理しても良い。この場合も、過去のデータ及び今回のデータに対し、同じパラメータを用いて特徴量解析及び画像処理を行うので、両者を正確に対比することが可能となる。

【 0 1 1 7 】

(変形例 2)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、入力部 6 から入力された指示信号をトリガーとして（ステップ S 2 7 参照）、特徴量解析の再実行（ステップ S 2 9 参照）～特徴量画像の再生成（ステップ S 3 1 参照）を行った。しかしながら、条件を満たす過去の記録データがあると判定された時点で（ステップ S 2 4 参照）、これらの再処理を自動的に開始する構成としても良い。

【 0 1 1 8 】

(変形例 3)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 について説明する。

上記実施の形態 1 においては、条件を満たす過去の記録データがあると判定された場合に（ステップ S 2 4 参照）、過去の時点における B モード画像及びリアルタイムに表示される B モード画像を表示部 7 に表示させることで、当該過去の記録データが存在する旨を操作者に通知した。しかしながら、通知方法はこれに限定されず、例えば、「超音波探触子の近傍に、記録された過去のデータあります。」といったメッセージを表示部 7 にテキスト表示させたり、同様のメッセージを音声で通知したり、通知音を発生させるなどしても良い。音声や通知音で通知を行う場合、図 1 5 に示す超音波観測装置 3 0 1 のように、制御部 9 の制御の下で音声や通知音を発生させるスピーカ 3 0 2 を通知手段として設ければ良い。

【 0 1 1 9 】

このように、テキストメッセージや音声等により通知を行う場合、実行制御部 9 4 は、過去の B モード画像を表示させる指示信号が入力部 6 から入力された際に、過去の B モード画像及びリアルタイムの B モード画像を含む画面（図 1 3 参照）を表示部 6 に表示させる。それにより、操作者は、所望のタイミングで過去の B モード画像を参照し、リアルタイムの B モード画像に写った検体を、過去の B モード画像に写った検体に合わせ込むことができる。

【 0 1 2 0 】

(変形例 4)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 4 について説明する。

過去の記録データにおける特徴量と今回の検査において算出された特徴量の対比結果や差分画像の表示態様は、図 1 4 に示す表示画面 2 3 0 に限定されず、種々の表示態様が可能である。例えば、過去の記録データにおける特徴量に基づく特徴量画像と、再抽出された特徴量に基づく特徴量画像とを並べて表示しても良い。或いは、過去の記録データにおける B モード画像と、該過去の記録データにおける画像処理パラメータを用いて再生成したリアルタイムの B モード画像とを並べて表示しても良い。

【 0 1 2 1 】

また、別の例として、図 1 6 に示すように、3つの画像を並べて表示しても良い、図 1 6 に示す表示画面 2 4 0 は、患者識別情報、超音波画質情報、及び周波数特徴量と対比して示すグラフ 2 3 1 と、3つの画像表示領域 2 4 1 ～ 2 4 3 とを含む。

【 0 1 2 2 】

第1画像表示領域241には、ステップS15において生成されたBモード画像データに基づくBモード画像203が表示される。第2画像表示領域242には、ステップS23において生成された特徴量画像データに基づく周波数特徴量画像214が表示される。さらに、第3画像表示領域243には、差分画像をBモード画像に重畳した合成画像232が表示される。

【0123】

(変形例5)

次に、本発明の実施の形態1の変形例5について説明する。

本発明を体外式の超音波探触子に適用する場合、探触子位置情報取得部102の構成としては、磁気センサの他、さらに様々な構成を適用することができる。例えば、探触子位置情報取得部102を2台の光学カメラによって構成し、超音波探触子が写った画像から該超音波探触子の位置や姿勢(患者に対する角度等)を検出しても良い。この場合、患者位置情報取得部101と探触子位置情報取得部102とを共通の光学カメラで構成することも可能である。或いは、超音波探触子に重力センサを設けることにより、該超音波探触子の姿勢を検出しても良い。

【0124】

(変形例6)

次に、本発明の実施の形態1の変形例6について説明する。

図4に示すステップS22又はS30において周波数特徴量を抽出する際には、周波数スペクトルの回帰分析を行う前に減衰補正を行っても良い。

【0125】

図17は、本変形例7における減衰補正方法を説明するための模式図である。ステップS21又はS29において、例えば図17に示す周波数スペクトル曲線 C_2 が取得された場合、特徴量抽出部42は、上述した式(1)の減衰量 A を強度 I に加える補正を全ての周波数 f に対して行うことにより、新たな周波数スペクトル曲線 C_2' を得る。これにより、超音波の伝播に伴う減衰の寄与を削減した周波数スペクトルを得ることができる。

【0126】

この後、特徴量抽出部42は、減衰補正された全ての周波数スペクトルを回帰分析することによって周波数スペクトルの特徴量を抽出する。具体的には、特徴量抽出部42は、回帰分析によって一次式の傾き a 、切片 b 及び中心周波数 f_{MID} における強度 c を算出する。図17に示す直線 L_2 は、周波数スペクトル曲線 C_2 に対して特徴量抽出処理を行うことによって得られる回帰直線(切片 b_2)である。

【0127】

このような補正方法によっても、操作者は、周波数特徴量画像によって表される検体の組織性状をより正確に把握することが可能になる。

【0128】

(実施の形態2)

次に、本発明の実施の形態2について説明する。

図4に示すステップS21又はS29において実行される特徴量解析としては、周波数解析の他にも、公知の種々の解析法を適用することができる。本実施の形態2においては、コントラストハーモニックエコー(CHE)法により得られた超音波エコーに対する造影解析を適用する場合を説明する。

【0129】

CHE法とは、患者の体内にマイクロバブル等の造影剤を導入し、該造影剤に超音波が照射されることにより発生する高調波信号を抽出して画像化し、血流情報を取得する技術である。CHE法の詳細については、例えば特開2010-259672号公報を参照されたい。

【0130】

CHE法を行う場合、図4に示すステップS21又はS29において、演算部4は、受信部3から出力された音線データに対して造影解析を行う。より詳細には、位相を18

10

20

30

40

50

0°ずらした2つの超音波信号を超音波探触子2から続けて送信し、これらの超音波エコーをそれぞれ受信することにより生成された音線データに対し、演算部4は、これらの音線データを加算することにより、基本波成分が相殺され、且つ2次高調波成分が強調された信号を生成する。

【0131】

或いは、位相が同じで振幅が1:nの2つの超音波信号を超音波探触子2から続けて送信し、これらの超音波エコーをそれぞれ受信することにより生成された音線データに対し、演算部4が一方の音線データをn倍して他方の音線データから減算することにより、基本波成分が相殺され、且つ2次高調波成分が強調された信号を生成しても良い。

【0132】

或いは、超音波信号を超音波探触子2から1回送信し、その超音波エコーを受信することにより生成された音線データに対し、演算部4がハイパスフィルタ処理を施すことにより、高調波成分を抽出しても良い。

【0133】

また、この場合、ステップS22又はS30において、演算部4は、高調波成分の信号に対して包絡線検出処理を施し、該包絡線の振幅を特徴量として抽出する。

【0134】

また、この場合、ステップS23又はS31において、特徴量画像データ生成部52は、Bモード画像に対して設定された関心領域ROI内の各画素のR(赤)、G(緑)、B(青)に、演算部4により抽出された特徴量(包絡線の振幅)を均等に割り当てることにより、CHE画像データを生成する。

【0135】

(実施の形態3)

次に、本発明の実施の形態3について説明する。

図4に示すステップS21及びS29において実行される特徴量解析として、超音波エラストグラフィ法により得られた超音波エコーに対する弾性解析を行っても良い。超音波エラストグラフィ法は、組織弾性イメージングとも呼ばれ、超音波探触子を患者の体表に当接させて押圧し、生体組織が圧迫されたときに生じる該生体組織の変位(ひずみ)の分布を画像化することにより、生体組織の硬さを可視化する技術である。生体組織は硬いほど変形しにくいいため変位は小さくなり、柔らかいほど変位は大きくなる。超音波エラストグラフィ法の詳細については、例えば特開2007-105400号公報を参照されたい。

【0136】

超音波エラストグラフィ法を行う場合、図4に示すステップS21又はS29において、演算部4は、送受信部3から出力された音線データに対して弾性解析を行う。より詳細には、演算部4は、送受信部3から出力された音線データをフレームごとに蓄積し、最新のフレームデータ(1フレーム分の音線データ)と、該最新のフレームデータの所定時間前のフレームデータとに対して1次元又は2次元相関処理を施すことにより、断層像上の各点における変位又は移動ベクトル(変位の方向及び大きさ)を計測する。

【0137】

この場合、ステップS22又はS30において、演算部4は、断層像上の各点における変位又は移動ベクトルの大きさを特徴量(歪み量)として抽出する。

【0138】

また、この場合、ステップS23又はS31において、特徴量画像データ生成部52は、演算部4が抽出した断層像上の各点における歪み量に対し、座標空間におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向におけるスムージング処理等の画像処理を施す。そして、Bモード画像に対して設定された関心領域ROI内の各画素のR(赤)、G(緑)、B(青)に、画像処理後の歪み量に応じた画素値(輝度)を均等に割り当てることにより、グレースケールの弾性画像データを生成する。具体的には、歪み量が多いほど、輝度が高くなるようにする。或いは、歪み量に応じて、各色

10

20

30

40

50

に対する画素値の割当量を変化させることにより、カラーの弾性画像データを生成しても良い。具体的には、歪み量が多い画素にはR（赤）の割当量を多くし、歪み量が少ない画素にはB（青）の割当量を多くする。

【0139】

以上、本発明の実施の形態1～3及び変形例を説明したが、本発明は、実施の形態1～3及び変形例に限定されるものではなく、各実施の形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成できる。例えば、各実施の形態や変形例に示される全構成要素からいくつかの構成要素を除外して形成しても良いし、異なる実施の形態や変形例に示した構成要素を適宜組み合わせ形成しても良い。

【符号の説明】

【0140】

1、301 超音波観測装置

2 超音波探触子

3 送受信部

4 演算部

5 画像処理部

6 入力部

7 表示部

8 記憶部

9 制御部

10 センサ部

11 超音波内視鏡

21 信号変換部

22 マーカ部

41 周波数解析部

42 特徴量抽出部

51 Bモード画像データ生成部

52 特徴量画像データ生成部

53 比較画像データ生成部

54 表示画像データ生成部

81 窓関数記憶部

82 検査データ記憶部

91 関心領域設定部

92 データ選択部

93 位置情報算出部

94 実行制御部

95 表示制御部

101 患者位置情報取得部

102 探触子位置情報取得部

150 患者

302 スピーカ

【要約】

超音波観測装置は、観測点の位置を表す位置情報と、該観測点に関して演算部が抽出した特徴量と、該観測点に関して画像処理部が生成した画像データと、特徴量の抽出時及び画像データの生成時にそれぞれ用いられたパラメータとを含む複数のデータセットを記憶する記憶部と、患者と超音波探触子との相対的な位置を表す相対位置情報をもとに複数のデータセットを検索して、所定の条件を満たすデータセットを選択するデータ選択部と、該所定の条件を満たすデータセットが選択された場合に、演算部に、該データセットに含まれるパラメータを用いて特徴量を再抽出させる実行制御部とを備える。

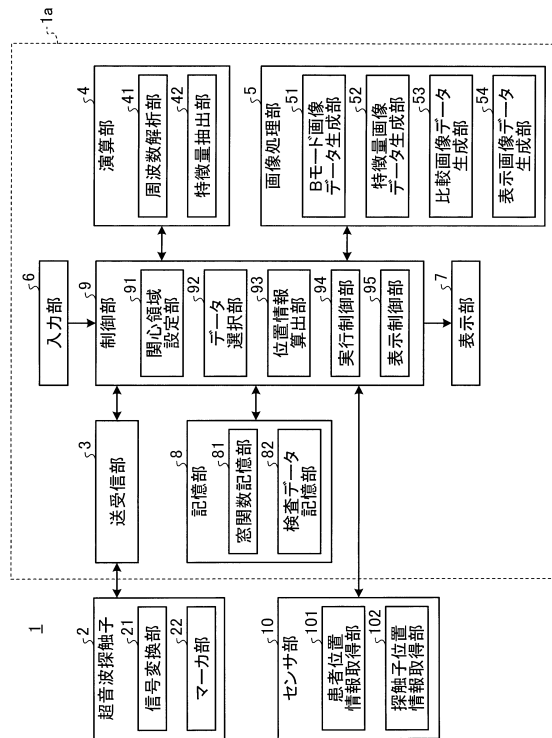
10

20

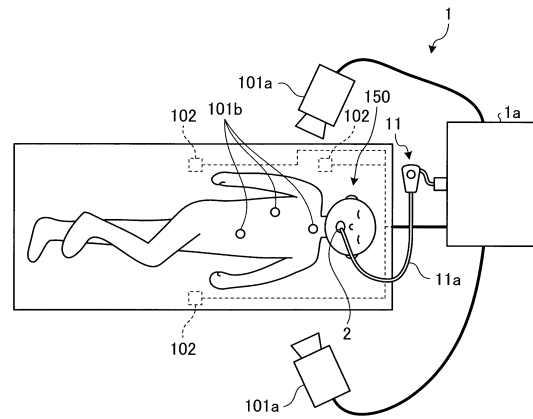
30

40

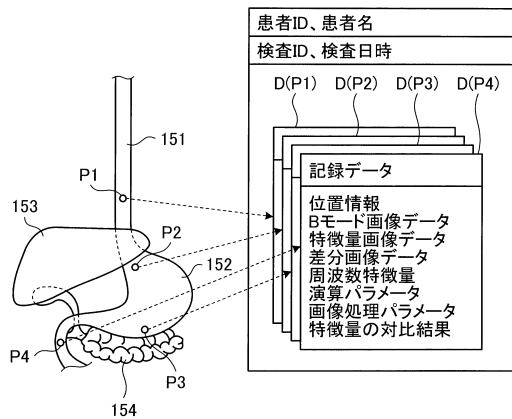
【図 1】



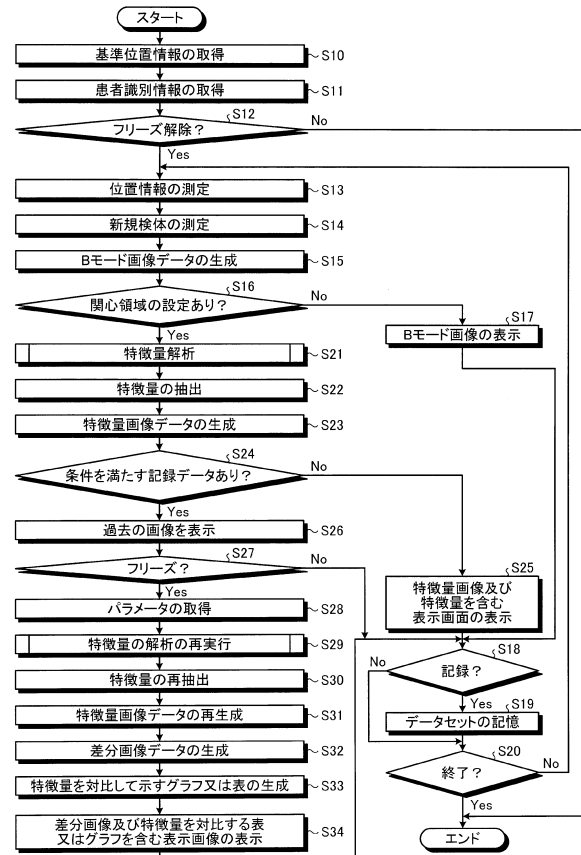
【図 2】



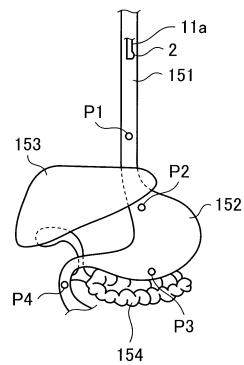
【図 3】



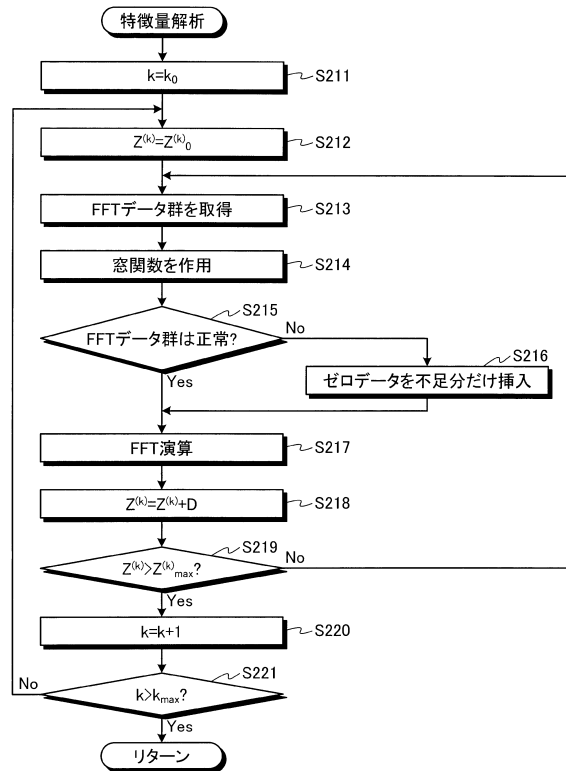
【図 4】



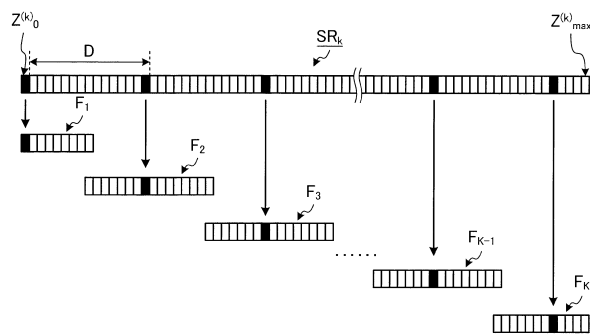
【 図 5 】



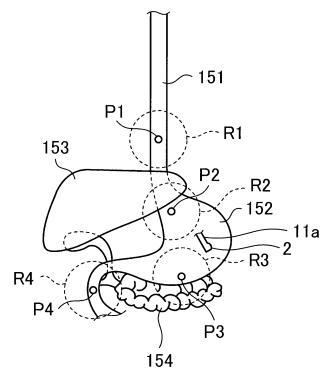
【圖 7】



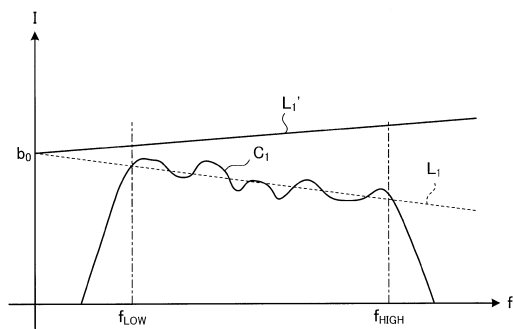
【圖 8】



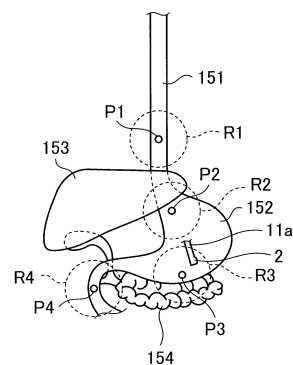
【 図 1 0 】



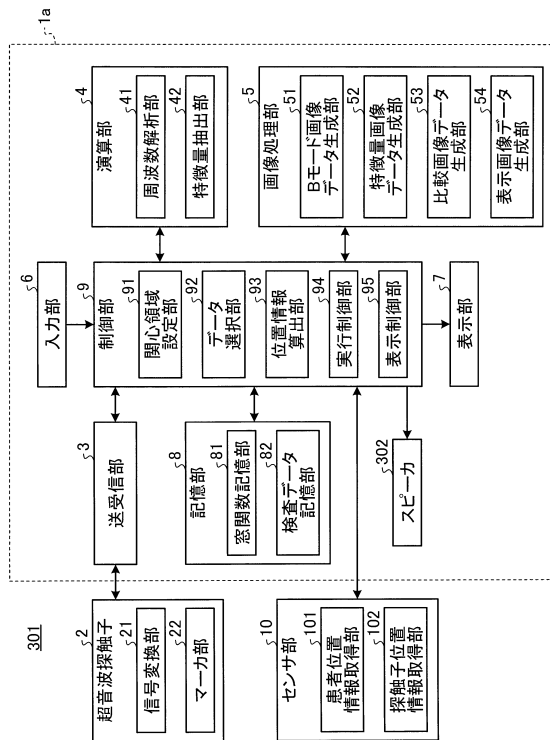
【 図 9 】



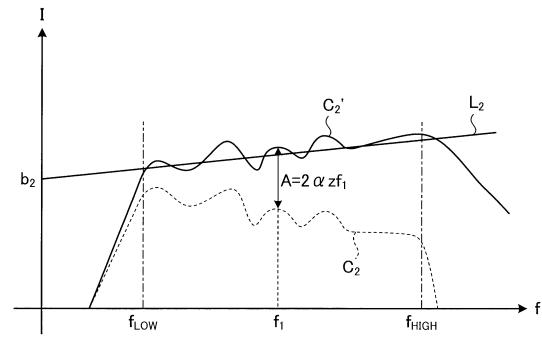
【 図 1 1 】



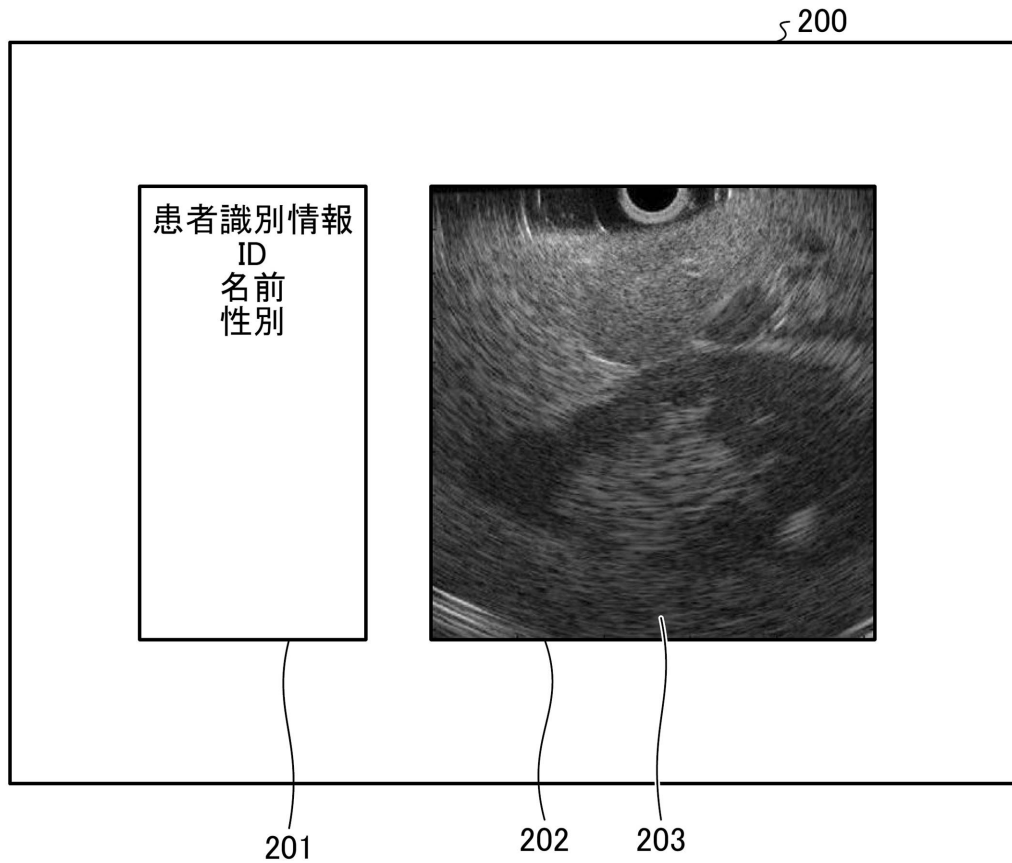
【図 15】



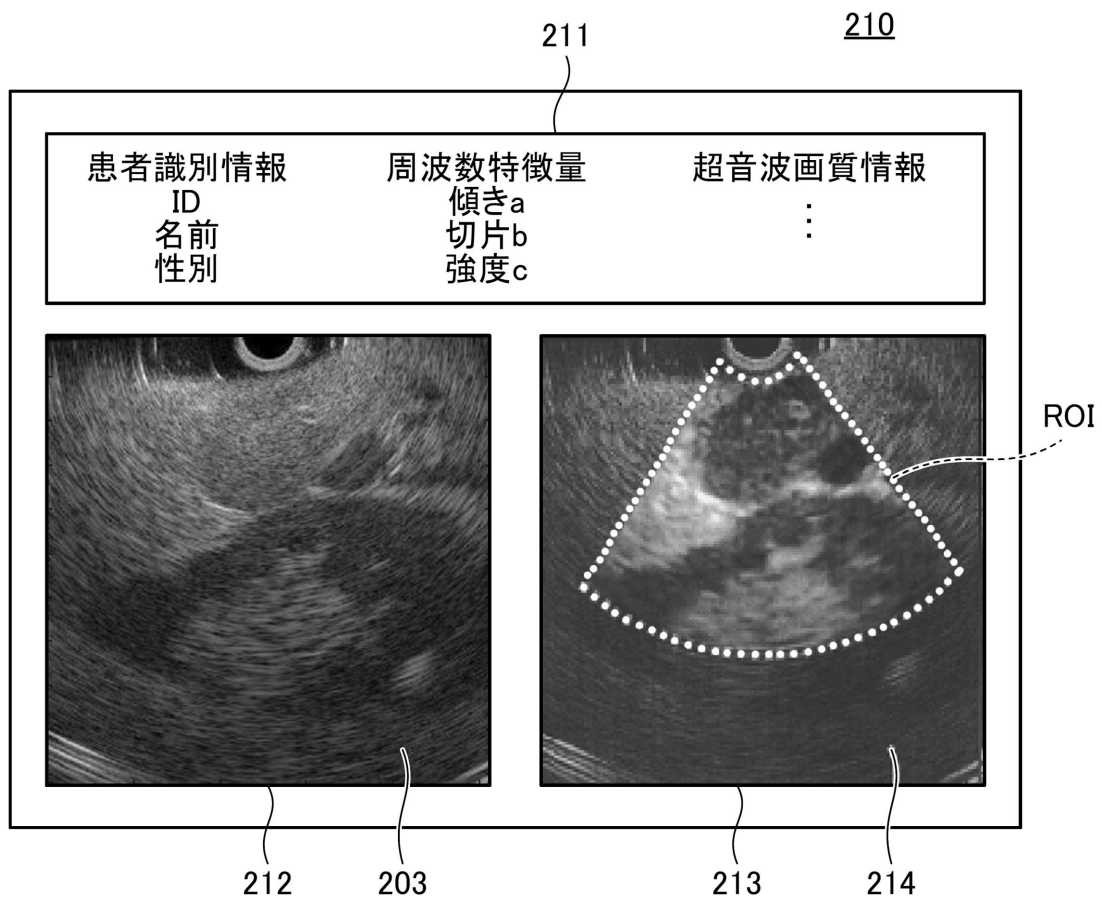
【図 17】



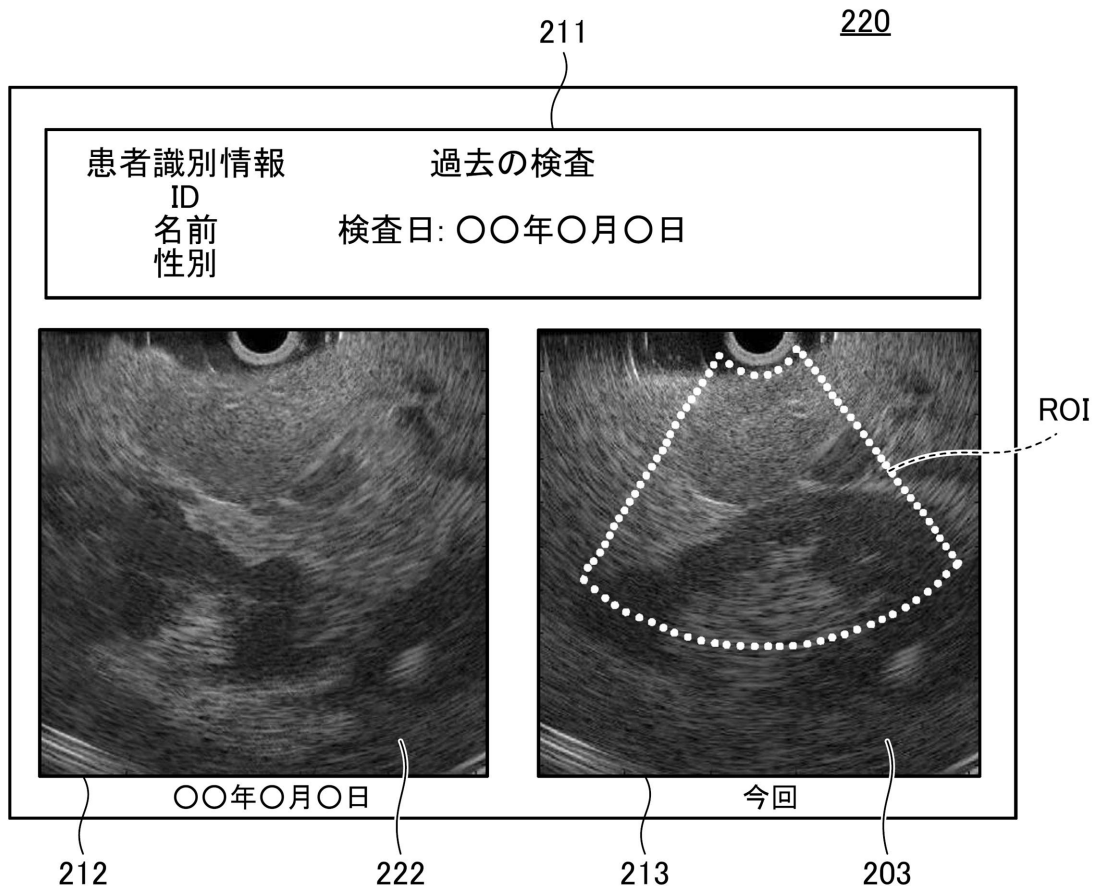
【図 6】



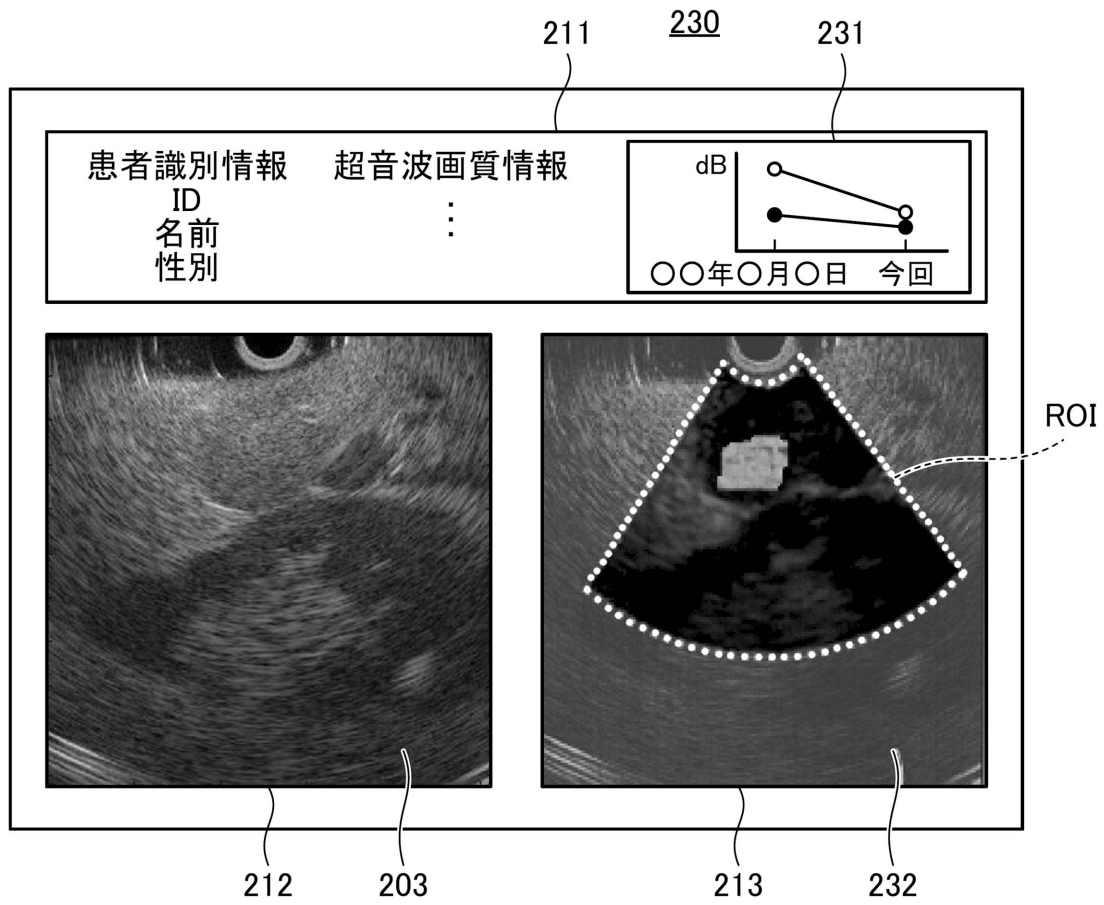
【図 1 2】



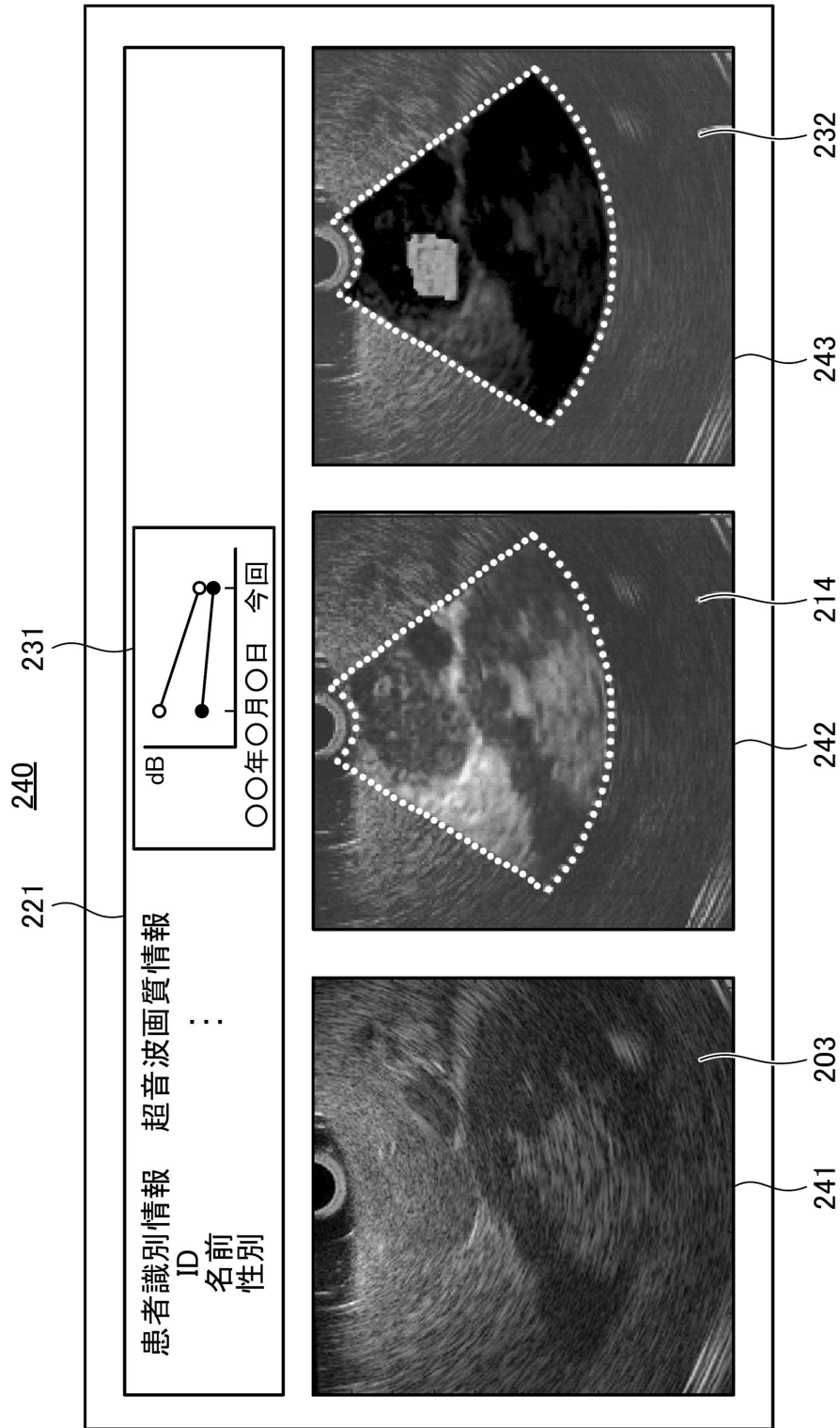
【図 13】



【図 1 4】



【図 16】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特許第4 6 7 7 1 9 9 (J P , B 2)
国際公開第2 0 1 2 / 0 6 3 9 2 9 (WO , A 1)
特開2 0 0 5 - 3 2 3 6 2 9 (J P , A)
特開2 0 0 6 - 0 5 5 3 6 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JP5797364B1	公开(公告)日	2015-10-21
申请号	JP2015529363	申请日	2014-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	江田弘孝		
发明人	江田 弘孝		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B34/20 A61B2090/3937 G01S7/52033 G01S7/52036 G16H30/20 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/70 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/5269 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013252224 2013-12-05 JP		
其他公开文献	JPWO2015083471A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声观察设备包括指示观察点的位置的位置信息，由计算单元为观察点提取的特征量，由图像处理单元为观察点生成的图像数据以及在提取特征量和图像时的图像数据。存储单元存储多个数据集，该多个数据集包括在生成数据时使用的参数，以及基于表示患者和超声波探头的相对位置的相对位置信息的多个数据集 数据选择单元搜索并选择满足预定条件的数据集，并且当选择满足预定条件的数据集时，使用包括在计算单元中的数据集的参数特征量。 和一个执行控制单元，用于重新提取。

(21) 出願番号	特願2015-529363 (P2015-529363)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成26年11月4日 (2014.11.4)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/079163		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成27年6月10日 (2015.6.10)	(74) 代理人	100089118
(31) 優先権主張番号	特願2013-252224 (P2013-252224)		弁理士 酒井 宏明
(32) 優先日	平成25年12月5日 (2013.12.5)	(72) 発明者	江田 弘孝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
早期審査対象出願			審査官 伊藤 幸仙
最終頁に続く			