

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5085691号
(P5085691)

(45) 発行日 平成24年11月28日(2012.11.28)

(24) 登録日 平成24年9月14日(2012.9.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 22 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2010-159470 (P2010-159470)
(22) 出願日 平成22年7月14日(2010.7.14)
(65) 公開番号 特開2012-19917 (P2012-19917A)
(43) 公開日 平成24年2月2日(2012.2.2)
審査請求日 平成23年3月3日(2011.3.3)

(73) 特許権者 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 見山 広二

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、
血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、

異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、
基準データよりも高輝度、高血流速又は高血流パワーであるエラーデータを除いた最新の
データを用いた処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、

前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応す
る画素のデータのうち、最大輝度データ又は輝度が高い順に所定数のデータを推定エラ
ーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択するこ
とを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定輝度以上
高輝度のデータであることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応す
る画素のデータのうち、最大血流速データ又は血流速が大きい順に所定数のデータを推定

10

20

エラーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高流速のデータであることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流パワーデータ又は血流パワーが大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流パワーのデータであることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、

前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、

前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、

前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大輝度データ又は輝度が高い順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高輝度であるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータであることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、

前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、

前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、

前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流速度データ又は血流速度が大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高血流速度であるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高流速のデータであることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、

50

前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、

前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、

前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流パワーデータ又は血流パワーが大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高血流パワーであるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なう

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流パワーのデータであることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、前記推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする請求項 8 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

20

前記推定エラーデータとする数を入力する推定エラーデータ数入力部を備えることを特徴とする請求項 2 ~ 14 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記異なる時相の複数のフレームデータは、最新のフレームデータから所定のフレーム数さかのぼったフレームデータまでのフレームデータであることを特徴とする請求項 1 ~ 15 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記処理済フレームデータを作成する対象となるフレームデータの数を入力するフレーム数入力部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 16 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 18】

前記フレームデータはスキャンコンバータによる走査変換前のローデータであることを特徴とする請求項 1 ~ 17 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記血流画像は B フロー画像、カラードブラ画像又はパワードブラ画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記血流画像は B フロー画像であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

40

前記血流画像はカラードブラ画像であることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

前記血流画像はカラードブラ画像又はパワードブラ画像であることを特徴とする請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

血流画像としては、例えばBフロー画像やカラードブラ画像、パワードブラ画像などが挙げられる（例えば、特許文献1，2及び非特許文献1参照）。これらの血流画像は、同一音線上に複数回の超音波の送受信を行なって得られたエコー信号に基づいて作成される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 1 2 9 9 6 7 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 0 - 1 2 5 2 0 3 号 公 報

10

【 非特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 非特許文献 1 】 Richard Y. chia o , Larry Y. Mo et al . , B - Mode Blood Flow (B - Flow) Imaging , Ultrasonics Symposium , 2 0 0 0 IEEE , 米国 , IEEE , 2 0 0 0 年 , vol . 2 , PP . 1 4 6 9 - 1 4 7 2

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

例えば、Bフロー画像においては、動いているものの輝度が高く表示されるため、超音波の送受信時に被検体が動いてしまったり、超音波プローブが動いてしまったりすると、瞬間的に高輝度の画像が表示される場合がある。また、心臓の近傍におけるBフロー画像においては、心臓周囲の組織が動くため、この部分の輝度が心臓の拍動に合わせて高輝度になったフレームが存在する場合がある。このように血流画像において瞬間的に高輝度のフレームが存在すると画像が見づらい。また、同様にカラードブラ画像及びパワードブラ画像においても瞬間的に高血流速、高血流パワーのフレームが存在すると画像が見づらい。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互に対応する画素のデータのうち、基準データよりも高輝度、高血流速又は高血流パワーであるエラーデータを除いた最新のデータを用いた処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 0 0 0 7 】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互に対応する画素のデータのうち、最大輝度データ又は輝度が高い順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【 0 0 0 8 】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

第4の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互に対応する画素のデータのうち、最大血流速データ又は血流速が大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする超音波診断装置で

50

ある。

【 0 0 1 0 】

第 5 の観点の発明は、第 4 の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流速度のデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

第 6 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流パワーデータ又は血流パワーが大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 2 】

第 7 の観点の発明は、第 6 の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流パワーのデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 3 】

第 8 の観点の発明は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大輝度データ又は輝度が高い順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高輝度であるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 0 0 1 4 】

第 9 の観点の発明は、第 8 の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【 0 0 1 5 】

第 10 の観点の発明は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流速度データ又は血流速度が大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高血流速度であるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

40

【 0 0 1 6 】

第 11 の観点の発明は、第 10 の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流速度のデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 7 】

50

第１２の観点の発明は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、前記フレームデータに基づいて処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備え、前記処理済フレームデータ作成部は、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、最大血流パワーデータ又は血流パワーが大きい順に所定数のデータを推定エラーデータとし、該推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には該最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記推定エラーデータのうち基準データよりも高血流パワーであるエラーデータを除いた最新フレームのデータを前記処理済フレームデータのデータとして用いて前記処理済フレームデータの作成を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

10

【００１８】

第１３の観点の発明は、第１２の観点の発明において、前記エラーデータは、前記推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定以上高血流パワーのデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【００１９】

第１４の観点の発明は、第８～１３のいずれか一の観点の発明において、前記処理済フレームデータ作成部は、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、前記推定エラーデータを除いたデータの中から前記基準データを選択することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【００２０】

第１５の観点の発明は、第２～１４のいずれか一の観点の発明において、前記推定エラーデータとする数を入力する推定エラーデータ数入力部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【００２１】

第１６の観点の発明は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて、血流画像のフレームデータを作成するフレームデータ作成部と、異なる時相の複数の前記フレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、輝度、血流速又は血流パワーが中央値のデータを用いた処理済フレームデータを作成する処理済フレームデータ作成部と、前記処理済フレームデータに基づく血流画像を表示させる画像表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【００２２】

第１７の観点の発明は、第１～１６のいずれか一の観点の発明において、前記異なる時相の複数のフレームデータは、最新のフレームデータから所定のフレーム数さかのぼったフレームデータまでのフレームデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【００２３】

第１８の観点の発明は、第１～１７のいずれか一の観点の発明において、前記処理済フレームデータを作成する対象となるフレームデータの数を入力するフレーム数入力部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【００２４】

第１９の観点の発明は、第１～１８のいずれか一の観点の発明において、前記フレームデータはスキャンコンバータによる走査変換前のローデータであることを特徴とする超音波診断装置である。

【００２５】

第２０の観点の発明は、第１，２，３，８，９の観点の発明において、前記血流画像はＢフロー画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【００２６】

第２１の観点の発明は、第１，４，５，６，７，１０，１１，１２，１３の発明において、前記血流画像はカラードブラ画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

50

【 0 0 2 7 】

第 2 2 の観点の発明は、第 1 , 6 , 7 , 1 2 , 1 3 の観点の発明において、前記血流画像はパワードプラ画像であることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【 0 0 2 8 】

上記観点の発明によれば、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、前記エラーデータを除いた処理済フレームデータに基づく血流画像を表示することにより、瞬間的に高輝度、高血流速、高血流パワーになるような画像が表示されることを抑制することができる。しかも、前記処理済 B フローフレームデータは、前記エラーデータを除いた最新のデータからなるので、血流の流れている様子ができるだけ損なわれることのない血流画像を表示させることができる。

10

【 0 0 2 9 】

また、上記他の観点の発明によれば、前記複数のフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータのうち、前記推定エラーデータが最新フレームのデータではない場合には最新フレームのデータを処理済フレームデータのデータとして用い、一方で前記推定エラーデータが最新フレームのデータである場合には前記エラーデータを除いた最新フレームのデータを処理済フレームデータのデータとして用いることにより、エラーデータを除いた処理済フレームデータに基づく血流画像が表示されるので、瞬間的に高輝度、高血流速、高血流パワーになるような画像が表示されることを抑制することができる。しかも、前記処理済 B フローフレームデータは、前記エラーデータを除いた最新のデータからなるので、血流の流れている様子ができるだけ損なわれることのない B フロー画像を表示させることができる。

20

【 0 0 3 0 】

さらに、上記他の観点の発明によれば、輝度、血流速又は血流パワーが中央値のデータを用いた処理済フレームデータに基づく血流画像を表示することにより、瞬間的に高輝度になるような画像が表示されることを抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

30

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 3】処理済 B フローフレームデータの作成の処理を示すフローチャートである。

【図 4】B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図である。

【図 5】B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、3 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の一例を示す図である。

【図 6】B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、3 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の他例を示す図である。

40

【図 7】B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、3 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の他例を示す図である。

【図 8】第一実施形態の第二変形例における B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図である。

【図 9】第一実施形態の第二変形例における処理済 B フローフレームデータの作成の処理を示すフローチャートである。

【図 10】第一実施形態の第二変形例における B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、4 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の一例を示す図である。

50

【図 1 1】第一実施形態の第二変形例における B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、4 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の他例を示す図である。

【図 1 2】第一実施形態の第二変形例における B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、4 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の他例を示す図である。

【図 1 3】第二実施形態における処理済 B フローフレームデータの作成の処理のフローチャートである。

【図 1 4】第二実施形態における B フローフレームデータに基づく処理済 B フローフレームデータの作成を説明するための図であり、3 フレーム分の B フローフレームデータにおいて互いに対応する画素のデータの輝度の一例を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0032】

以下、本発明の実施形態について、図 1 ~ 図 7 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、B モード処理部 4、B フロー処理部 5、表示制御部 6、表示部 7、操作部 8、制御部 9、HDD (ハードディスクドライブ: Hard Disk Drive) 10 を備える。

【0033】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子 (図示省略) を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

20

【0034】

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を所定の送信条件で駆動させ、スキャン面を超音波ビームによって音線順次で走査させる。前記送受信部 3 は前記制御部 9 からの制御信号によって前記超音波プローブ 2 を駆動させる。送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 を駆動させて同一音線上に複数回の超音波の送受信を行なう。

【0035】

また、前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記 B モード処理部 4 及び前記 B フロー処理部 5 へ出力する。

30

【0036】

前記 B モード処理部 4 は、前記送受信部 3 から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の所定の処理を行って B モードデータを作成する。この B モードデータは、各画素の輝度に対応するデータである。一フレーム分の B モードデータを B モードフレームデータ BFD と云うものとする。この B モードフレームデータ BFD は、一フレーム分の音線毎の B モードデータからなる。前記 B モード処理部 4 から出力された B モードフレームデータ BFD は前記表示制御部 6 に入力される。

【0037】

前記 B フロー処理部 5 は、同一音線上における複数回の超音波の送受信によって得られたエコー信号に対し B フロー処理を行い、B フローデータを作成する。B フローデータは、各画素の輝度に対応するデータである。一フレーム分の B フローデータを B フローフレームデータ ffd と云うものとする。従って、前記 B フロー処理部 5 は B フローフレームデータ ffd の作成を行なうものである (B フローフレームデータ作成機能)。前記 B フローフレームデータ ffd は、一フレーム分の音線毎の B フローデータからなる。前記 B フロー処理部 5 から出力された B フローフレームデータ ffd は前記表示制御部 6 に入力される。前記 B フロー処理部 5 は本発明におけるフレームデータ作成部の実施の形態の一例である。また、B フローデータに基づいて作成され表示される B フロー画像は、血流画像の実施の形態の一例であり、前記 B フローフレームデータ ffd は本発明における血流画像のフレームデータの実施の形態の一例である。

40

【0038】

50

前記表示制御部 6 は、図 2 に示すように、メモリ 6 1、B モード画像データ作成部 6 2、処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3、B フロー画像データ作成部 6 4、画像表示制御部 6 5 を有している。前記メモリ 6 1 は、例えば RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などで構成される。このメモリ 6 1 には、例えば前記 B モードフレームデータ B F D や前記 B フローフレームデータ f f d などが記憶される。前記 B モードフレームデータ B F D 及び前記 B フローフレームデータ f f d は、前記 H D D 1 0 に記憶されるようになっていてもよい。

【 0 0 3 9 】

前記 B モード画像データ作成部 6 1 は、前記 B モードフレームデータ B F D をスキャンコンバータ (Scan Converter) によって走査変換して B モード画像データを作成する。

【 0 0 4 0 】

前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、異なる時相の複数の前記 B フローフレームデータ f f d において、互いに対応する画素のデータのうち、基準データよりも高輝度であるエラデータを除いた最新のデータを用いた処理済 B フローフレームデータ F F D を作成する (処理済 B フローフレームデータ作成機能) 。詳細は後述する。前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は本発明における処理済フレームデータ作成部の実施の形態の一例である。また、処理済 B フローフレームデータ F F D は本発明における処理済フレームデータの実施の形態の一例である。

【 0 0 4 1 】

前記 B フロー画像データ作成部 6 4 は、前記処理済 B フローフレームデータ F F D をスキャンコンバータによって走査変換して B フロー画像データを作成する。

【 0 0 4 2 】

前記画像表示制御部 6 5 は、前記 B モード画像データ及び前記 B フロー画像データを加算し、B モード画像と B フロー画像とが合成された超音波画像を表示させる (画像表示機能) 。すなわち、本例では、血流画像である B フロー画像は、B モード画像と合成されて前記表示部 7 に表示される。前記画像表示制御部 6 5 は、本発明における画像表示制御部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 3 】

前記表示部 7 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などで構成される。前記操作部 8 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。この操作部 8 においては、操作者は、例えば後述のように、処理済 B フローフレームデータ F F D を作成する対象になるフレームデータの数や推定エラデータの数を入力する。前記操作部 8 は、本発明におけるフレーム数入力部及び推定エラデータ数入力部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 4 】

前記制御部 9 は、CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 9 は、前記 H D D 1 0 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記 B フローフレームデータ作成機能、前記処理済 B フローフレームデータ作成機能、前記画像表示機能をはじめとする前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【 0 0 4 5 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信により得られたエコー信号に基づいて、前記 B モード処理部 4 が B モードフレームデータ B F D を作成し、また前記 B フロー処理部 5 が B フローフレームデータ f f d を作成する。そして、前記 B モードフレームデータ B F D 及び前記 B フローフレームデータ f f d は、前記メモリ 6 1 に記憶される。

【 0 0 4 6 】

前記 B モード画像データ作成部 6 2 は、前記 B モードフレームデータ B F D に基づいて B モード画像データを作成する。一方、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記 B フローフレームデータ f f d に基づいて、処理済 B フローフレームデータ F F D を作成する。処理済 B フローフレームデータ F F D の作成の詳細について、図 3 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 4 7 】

ここでは、図 4 に示すように、フレーム F n の時相について B フローフレームデータ f f D n が得られ、このフレーム F n について超音波画像を表示するものとする。そして、最新フレームであるフレーム F n から 2 フレームさかのぼったフレーム F (n - 2) までのフレーム、すなわちフレーム F n , F (n - 1) , F (n - 2) までの 3 フレームの B フローフレームデータ f f d n , f f d (n - 1) , f f d (n - 2) を対象にして図 3 に示すステップ S 1 ~ S 5 の処理を行ない、処理済 B フローフレームデータ F F D n を作成する。

10

【 0 0 4 8 】

ちなみに、前記ステップ S 1 ~ S 5 の処理の対象になり、処理済 B フローフレームデータ F F D を作成する対象になるフレームの数は、ここでは 3 フレームとしているがこれに限られるものではなく、また操作者が前記操作部 8 において任意のフレーム数を設定できるようになっていてもよい。

【 0 0 4 9 】

前記ステップ S 1 ~ S 5 について説明する。ちなみに、このステップ S 1 ~ S 5 は一画素を対象とした処理であり、各画素毎にこのステップ S 1 ~ S 5 の処理を行なって、一フレーム分の処理済 B フローフレームデータ F F D n を作成する。

20

【 0 0 5 0 】

まず、ステップ S 1 では、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記 B フローフレームデータ f f d n , f f d (n - 1) , f f d (n - 2) において、互いに対応する画素のデータのうち、最大の輝度のデータ（以下、「最大輝度データ」と云う）を特定し、これを推定エラーデータとする。ただし、このように本例では推定エラーデータの数は 1 としたが、後述の第二変形例のように、輝度が高い順に複数のデータを推定エラーデータとしてもよい。そして、推定エラーデータの数は前記操作部 8 において入力することにより変更できるようになっていてもよい。

30

【 0 0 5 1 】

次に、ステップ S 2 では、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記最大輝度データが、最新のフレームの B フローフレームデータのデータであるか否かを判定する。ここでは、現在の時相はフレーム F n でありこのフレーム F n が最新のフレームであるため、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記最大輝度データが前記 B フローフレームデータ f f d n のデータであるか否かを判定する。

【 0 0 5 2 】

前記ステップ S 2 において、前記最大輝度データが前記 B フローフレームデータ f f d n のデータではないと判定された場合（ステップ S 2 において N O ）、ステップ S 3 へ移行する。一方、ステップ S 2 において、前記最大輝度データが前記 B フローフレームデータ f f d n のデータであると判定された場合（ステップ S 2 において Y E S ）、ステップ S 4 へ移行する。

40

【 0 0 5 3 】

ここで、例えば、図 5 ~ 7 において、データ d n はフレーム F n の B フローフレームデータ f f d n における一画素のデータ、データ d (n - 1) はフレーム F (n - 1) の B フローフレームデータ f f d (n - 1) における一画素のデータ、データ d (n - 2) はフレーム F (n - 2) の B フローフレームデータ f f d (n - 2) における一画素のデータとする。図 5 においては前記データ d (n - 1) が最大輝度データであり、図 6 , 7 においては前記データ d n が最大輝度データである。従って、図 5 の場合はステップ S 3 へ移行し、図 6 , 7 の場合はステップ S 4 へ移行する。

50

【 0 0 5 4 】

前記ステップ S 3 においては、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記フレーム F n のデータをそのまま処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。すなわち、データ d n を処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。一方、前記ステップ S 4 においては、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータであるか否かを判定する。前記所定輝度は、操作者が前記操作部 8 において入力することにより設定されてもよいし、前記 H D D 1 0 や前記メモリ 6 1 に予め記憶されていてもよい。

【 0 0 5 5 】

ここで、前記基準データについて説明する。前記基準データは、前記 B フローフレームデータ f f d n , f f d (n - 1) , f f d (n - 2) におけるデータ d n , d (n - 1) , d (n - 2) のうち、推定エラーデータである前記最大輝度データを除いたデータの中で、最新フレームのデータである。すなわち、ここではフレーム f (n - 1) のデータ d (n - 1) が基準データとなる。従って、前記ステップ S 4 では、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記データ d n が前記データ d (n - 1) よりも所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。具体的には、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記データ d n と前記データ d (n - 1) との輝度の差 D が所定の閾値 D_{TH} 以上であるか否かにより、前記データ d n が前記データ d (n - 1) よりも所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。前記データ d n と前記データ d (n - 1) との差が前記閾値 D_{TH} 以上であると判定された場合の前記データ d n をエラーデータと云うものとする。すなわち、エラーデータは、推定エラーデータのうち前記基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータである。

【 0 0 5 6 】

前記ステップ S 4 において、前記データ d n と前記データ d (n - 1) との差が前記閾値 D_{TH} 未満であると判定された場合（前記ステップ S 4 において N O ）、前記ステップ S 3 へ移行する。一方、前記ステップ S 4 において、前記データ d n と前記データ d (n - 1) との差が前記閾値 D_{TH} 以上であると判定された場合（前記ステップ S 4 において Y E S ）、ステップ S 5 へ移行する。そして、このステップ S 5 では、エラーデータと判定された最大輝度データであるデータ d n を除いたデータのうち最新のデータであるデータ d (n - 1) を処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。

【 0 0 5 7 】

図 6 において、前記データ d n と前記データ d (n - 1) との輝度の差 D 1 は、前記閾値 D_{TH} 未満であり、ステップ S 3 の処理へ移行する。ステップ S 3 では、前記データ d n を処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。

【 0 0 5 8 】

また、図 7 において、前記データ d n と前記データ d (n - 1) との輝度の差 D 2 は、前記閾値 D_{TH} 以上であり、ステップ S 5 の処理へ移行する。ステップ S 5 では、前記データ d (n - 1) を処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。

【 0 0 5 9 】

前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、各画素のデータについて前記ステップ S 1 ~ S 5 の処理を行ない、処理済 B フローフレームデータ F F D n を作成する。ここで、前記ステップ S 1 ~ S 5 の処理において、最新フレームのデータであるデータ d n が推定エラーデータ（最大輝度データ）でない場合には、この最新フレームのデータ d n を前記処理済フレームデータ F F D n のデータとして用いるようになっているので、エラーデータを除いた最新のデータが用いられることになる。一方、前記データ d n が推定エラーデータである場合においても、この推定エラーデータのうち基準データよりも高輝度であるエラーデータを除いた最新フレームのデータ（図 6 ではデータ d n 、図 7 ではデータ d (n - 1) ）を前記処理済フレームデータ F F D n のデータとして用いるようになっているので、同様にエラーデータを除いた最新のデータが用いられることになる。従って、前記ステップ S 1 ~ S 5 の処理を行なうことによって作成される処理済 B フローフレーム

10

20

30

40

50

データ FFD_n は、エラーデータを除いた最新のデータを用いたものとなる。

【0060】

前記処理済Bフローフレームデータ FFD_n が作成されると、前記Bフロー画像データ作成部64が、前記処理済Bフローフレームデータ FFD_n に基づいてBフロー画像データを作成する。このBフロー画像データが作成されると、前記画像表示制御部65は、前記Bフロー画像データと前記Bモード画像データとを合成して前記超音波画像Gを表示させる。

【0061】

ちなみに、前記フレーム F_n の次のフレーム $F(n+1)$ の処理済Bフローフレームデータ $FFD(n+1)$ の作成は(図4参照)、フレーム $F(n+1)$ から2フレームさかのぼったフレーム $F(n-1)$ までのフレーム、すなわちフレーム $F(n+1)$, F_n , $F(n-1)$ までの3フレームのBフローフレームデータ $ffd(n+1)$, ffd_n , $ffd(n-1)$ を対象として、前記ステップ $S1 \sim S5$ の処理を行なう。さらに、前記フレーム $F(n+1)$ の次のフレーム $F(n+2)$ の処理済Bフローフレームデータ $FFD(n+2)$ の作成は、フレーム $F(n+2)$ から2フレームさかのぼったフレーム F_n までのフレーム、すなわちフレーム $F(n+2)$, $F(n+1)$, F_n までの3フレームのBフローフレームデータ $ffd(n+2)$, $ffd(n+1)$, ffd_n を対象として、前記ステップ $S1 \sim S5$ の処理を行なう。

【0062】

以上説明した本例の超音波診断装置1によれば、前記エラーデータを除いた処理済Bフローフレームデータ FFD に基づいて作成されるBフロー画像が表示されるので、一、二フレームだけ瞬間的に高輝度になるような画像が表示されることを抑制することができ、見やすい画像を表示することができる。しかも、前記処理済Bフローフレームデータ FFD は、エラーデータを除いた最新のデータからなるので、血流の流れている様子ができるだけ損なわれることのないBフロー画像を表示させることができる。

【0063】

第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。前記基準データは、処理済Bフローフレームデータ FFD を作成する対象となる複数のBフローフレームデータ ffd における対応画素のデータのうち、中央値のデータであってもよい。例えば、図6においては、中央値のデータは前記データ $d(n-1)$ であり、前記ステップ $S4$ においてはこのデータ $d(n-1)$ を基準データとして、これよりも前記データ d_n が所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。また、図7においては、中央値のデータは前記データ $d(n-2)$ であり、前記ステップ $S4$ においてはこのデータ $d(n-2)$ を基準データとしてこれよりも前記データ d_n が所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。

【0064】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、処理済Bフローフレームデータ FFD を作成する対象となるフレームの数を4フレームとする。例えば、図8に示すように、フレーム F_n の時相について超音波画像を表示する場合について、図9に示すフローチャートに基づいて説明する。図9に示すステップ $S11 \sim S15$ においては、フレーム F_n , $F(n-1)$, $F(n-2)$, $F(n-3)$ のBフローフレームデータ ffd_n , $ffd(n-1)$, $ffd(n-2)$, $ffd(n-3)$ を対象にして処理済Bフローフレームデータ FFD_n の作成を行なう。

【0065】

まず、ステップ $S11$ では、前記処理済Bフローフレームデータ作成部63は、Bフローフレームデータ ffd_n , $ffd(n-1)$, $ffd(n-2)$, $ffd(n-3)$ において、互に対応する画素のデータのうち、最大輝度データと二番目に輝度が高いデータとを特定し、これらを推定エラーデータとする。この第二変形例では、前記最大輝度データを第一高輝度データと云い、二番目に輝度が高いデータを第二高輝度データと云うものとする。従って、第一高輝度データ及び第二高輝度データが推定エラーデータである。

【 0 0 6 6 】

次に、ステップ S 1 2 では、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記第一高輝度データ及び前記第二高輝度データのいずれかが、最新のフレームの B フローフレームデータのデータであるか否かを判定する。ここでは、フレーム F n が最新のフレームであり、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記第一高輝度データ及び前記第二高輝度データのいずれかが、前記 B フローフレームデータ f f d n のデータであるか否かを判定する。

【 0 0 6 7 】

前記ステップ S 1 2 において、前記第一高輝度データ及び前記第二輝度データのいずれかが前記 B フローフレームデータ f f d n のデータではないと判定された場合（ステップ S 1 2 において N O ）、ステップ S 1 3 へ移行する。一方、ステップ S 1 2 において、前記第一高輝度データ及び前記第二高輝度データのいずれかが前記 B フローフレームデータ f f d n のデータであると判定された場合（ステップ S 1 2 において Y E S ）、ステップ S 1 4 へ移行する。

10

【 0 0 6 8 】

例えば、図 1 0 に示すように、データ d (n - 2) が第一高輝度データであり、データ d (n - 1) が第二高輝度データである場合、ステップ S 1 3 の処理へ移行する。一方、図 1 1 に示すように、データ d (n - 1) が第一高輝度データであり、データ d n が第二高輝度データである場合と、図 1 2 に示すように、データ d n が第一高輝度データであり、データ d (n - 1) が第二高輝度データである場合には、ステップ S 1 4 の処理へ移行する。

20

【 0 0 6 9 】

前記ステップ S 1 3 においては、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、上述のステップ S 3 の処理と同様に、前記フレーム F n のデータをそのまま処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。すなわち、データ d n を処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。一方、前記ステップ S 1 4 においては、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、上述のステップ S 4 の処理と同様に、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度のデータであるか否かを判定する。

【 0 0 7 0 】

ここで、前記基準データについて説明する。前記基準データは、データ d n , d (n - 1) , d (n - 2) , d (n - 3) のうち、推定エラーデータである第一高輝度データ及び第二高輝度データを除いたデータの中で、最新フレームのデータである。従って、図 1 1 では、前記基準データはデータ d (n - 2) であり、図 1 2 では、前記基準データはデータ d (n - 2) である。従って、図 1 1 に示す例では、前記ステップ S 1 4 において、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記データ d n と前記データ d (n - 2) との輝度の差 D 3 が所定の閾値 D _{T H} 以上であるか否かを判定することにより、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。また、図 1 2 に示す例では、前記ステップ S 1 4 において、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 6 3 は、前記データ d n と前記データ d (n - 2) との輝度の差 D 4 が所定の閾値 D _{T H} 以上であるか否かを判定することにより、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度であるか否かを判定する。

30

40

【 0 0 7 1 】

前記ステップ S 1 4 において、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度ではないと判定された場合（ステップ S 1 4 において N O ）、ステップ S 1 3 へ移行する。一方、前記ステップ S 1 4 において、前記データ d n が基準データよりも所定輝度以上高輝度であると判定された場合（ステップ S 1 4 において Y E S ）、ステップ S 1 5 へ移行する。このステップ S 1 5 では、第一高輝度データ及び第二高輝度データを除いた最新のデータを処理済 B フローフレームデータ F F D n のデータとする。

【 0 0 7 2 】

図 1 1 において、前記データ d n と前記データ d (n - 2) との輝度の差 D 3 は、前記

50

閾値 D_{TH} 未満であるものとする。従って、ステップ $S13$ の処理へ移行し、前記データ d_n を処理済 B フローフレームデータ FFD_n のデータとする。

【0073】

また、図 12 において、前記データ d_n と前記データ $d(n-2)$ との輝度の差 $D4$ は、前記閾値 D_{TH} 以上であり、前記データ d_n はエラーデータであるものとする。従って、ステップ $S15$ の処理へ移行し、第一高輝度データ及び第二高輝度データを除いた最新のデータであるデータ $d(n-2)$ を処理済 B フローフレームデータ FFD のデータとする。

【0074】

この第二変形例においても、前記処理済 B フローフレームデータ作成部 63 は、各画素のデータについて前記ステップ $S11 \sim S15$ の処理を行ない、処理済 B フローフレームデータ FFD_n を作成する。ここで、前記ステップ $S11 \sim S15$ の処理において、最新フレームのデータであるデータ d_n が推定エラーデータ（第一高輝度データ及び第二高輝度データ）でない場合には、この最新フレームのデータ d_n を前記処理済フレームデータ FFD_n のデータとして用いるようになっているので、エラーデータを除いた最新のデータが用いられることになる。一方、データ d_n が推定エラーデータである場合においては、この推定エラーデータを除いた最新フレームのデータ（図 11 ではデータ d_n 、図 12 ではデータ $d(n-1)$ ）を前記処理済フレームデータ FFD_n のデータとして用いるようになっているので、同様にエラーデータを除いた最新のデータが用いられることになる。従って、前記ステップ $S11 \sim S15$ の処理を行なうことによって作成される処理済 B フローフレームデータ FFD_n も、エラーデータを除いた最新のデータを用いたものとなる。

【0075】

ここで、高輝度のフレームが増えても、推定エラーデータの数を 1 つのみに設定していると、高輝度のデータを基準データとしてエラーデータであるか否かの判定が行なわれる可能性が高くなる。従って、エラーデータであるとして用いるべきではないデータが処理済 B フローフレームデータ FFD に用いられるおそれがある。しかし、この第二変形例では、前記第一、第二高輝度データを推定エラーデータとし、二フレーム分のデータが前記基準データの対象外になる。そして、このような基準データに基づいて、エラーデータであるか否かの判定を行なうので、高輝度のフレームが増えても、エラーデータとして用いるべきではないデータが処理済 B フローフレームデータ FFD に用いられることをできるだけ排除することができる。従って、瞬間的に高輝度になるような画像が表示されることを一層効果的に抑制することができる。

【0076】

以上のようなことから、操作者は、画像を見ながら瞬間的に高輝度になる画像が表示される場合には、推定エラーデータの数を調節することで、瞬間的に高輝度になる画像が表示されることを抑制することができる。

【0077】

この第二変形例のステップ $S15$ において、図 12 に示すように前記データ d_n がエラーデータである場合に、第二高輝度データであるデータ $d(n-1)$ についても、前記基準データであるデータ $d(n-2)$ よりも所定輝度以上高輝度のエラーデータであるか否かを判定してもよい。この場合、前記データ $d(n-1)$ がエラーデータであれば、エラーデータを除いた最新のデータである前記データ $d(n-2)$ を前記処理済 B フローフレームデータ FFD_n のデータとする。一方、前記データ $d(n-1)$ がエラーデータでなければ、このデータ $d(n-1)$ を前記処理済 B フローフレームデータ FFD_n のデータとする。このようにしても、エラーデータを除いた最新フレームのデータを用いた処理済 B フローフレームデータ FFD を作成することができる。

【0078】

次に、第三変形例について説明する。前記血流画像は B フロー画像に限られるものではなく、カラードブラ画像やパワードブラ画像であってもよい。前記血流画像がカラードブ

10

20

30

40

50

ラ画像である場合、カラードブラ画像において瞬間的に高血流速又は高パワーの画像が表示されることを防止するため、異なる時相の複数のドブラフレームデータにおいて、互いに対応する画素のデータのうち、基準データよりも高血流速又は高血流パワーであるエラーデータを除いた最新のデータを用いた処理済ドブラフレームデータを作成する。そして、この処理済ドブラフレームデータに基づくカラードブラ画像を表示する。ちなみに、前記ドブラフレームデータ及び処理済ドブラフレームデータは、エコー信号をドブラ処理して作成された血流速及び/又は血流パワーのデータからなる。このように血流画像がカラードブラ画像の場合、輝度の代わりに血流速又は血流パワーを判断基準として前記推定エラーデータ及び前記エラーデータを特定して上述と同様にして処理済ドブラフレームデータの作成を行なう。すなわち、上述の推定エラーデータとしては、最大輝度データ又は輝度が高い順に複数のデータの代わりに、最大血流速データ又は血流速が大きい順に複数のデータを用い、上述と同様にしてエラーデータを特定し、前記処理済ドブラフレームデータを作成する。或いは、前記推定エラーデータとして、最大輝度データ又は輝度が高い順に複数のデータの代わりに、最大血流パワーデータ又は血流パワーが大きい順に複数のデータを用い、上述と同様にしてエラーデータを特定し、前記処理済ドブラフレームデータを作成する。

10

【0079】

また、前記血流画像がパワードブラ画像である場合も、このパワードブラ画像において瞬間的に高パワーの画像が表示されることを防止するため、異なる時相の複数のドブラフレームデータにおいて、互いに対応する画素のデータのうち、基準データよりも高血流パワーであるエラーデータを除いた最新のデータを用いた処理済ドブラフレームデータを作成する。この場合においても、輝度の代わりに血流パワーを判断基準として前記推定エラーデータ及び前記エラーデータを特定して上述と同様に処理済ドブラフレームデータの作成を行なう。

20

【0080】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる構成及び作用についてのみ説明する。

【0081】

本例では、処理済Bフローフレームデータ作成部63は、異なる時相の複数の前記Bフローフレームデータffdにおいて互いに対応する画素のデータのうち、輝度が中央値のデータを用いた処理済BフローフレームデータFFDをフレーム毎に作成する。

30

【0082】

本例における処理済BフローフレームデータFFDの作成について、図13のフローチャートに基づいて説明する。ここでは、フレームFn, F(n-1), F(n-2)までの3フレームのBフローフレームデータffd_n, ffd_(n-1), ffd_(n-2)(図4参照)が、図13のステップS21, S22の処理の対象になるものとし、フレームFnについて画像を表示する場合について説明する。

【0083】

まず、ステップS21では、前記処理済Bフローフレームデータ作成部63は、前記Bフローフレームデータffd_n, ffd_(n-1), ffd_(n-2)において互いに対応する画素のデータのうち、輝度が中央値のデータを特定する。例えば、図14に示すように、データd_n, d_(n-1), d_(n-2)の順で輝度が低くなっているような場合、前記処理済Bフローフレームデータ作成部63は、輝度が中央値のデータとしてデータd_(n-1)を特定する。

40

【0084】

次に、ステップS22では、前記処理済Bフローフレームデータ作成部63は、前記データd_(n-1)を、フレームFnについての処理済BフローフレームデータFFD_nのデータとする。そして、前記処理済Bフローフレームデータ作成部63は、各画素のデータについて前記ステップS21, S22の処理を行ない、処理済Bフローフレームデータ

50

F F D nを作成する。

【 0 0 8 5 】

本例によれば、輝度が中央値のデータを用いた処理済BフローフレームデータF F Dに基づいて作成されるBフロー画像が表示される。従って、第一実施形態と同様に、一瞬高輝度になるような画像が表示されることを抑制することができ、見やすい画像を表示することができる。

【 0 0 8 6 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。本例においても前記血流画像はカラードブラ画像やパワードブラ画像であってもよい。前記血流画像がカラードブラ画像である場合、異なる時相の複数のドブラフレームデータにおいて、輝度の代わりに血流速又は血流パワーを基準にして中央値のデータを特定して処理済ドブラフレームデータを作成する。そして、この処理済ドブラフレームデータに基づくカラードブラ画像を表示する。また、前記血流画像がパワードブラ画像である場合、異なる時相の複数のドブラフレームデータにおいて、輝度の代わりに血流パワーを基準にして中央値のデータを特定して処理済ドブラフレームデータを作成する。そして、この処理済ドブラフレームデータに基づくパワードブラ画像を表示する。

10

【 0 0 8 7 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。

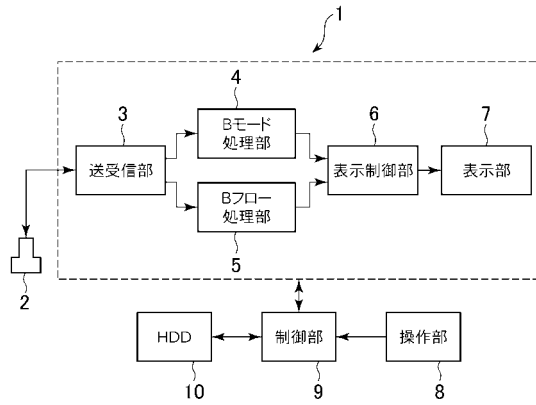
【 符号の説明 】

20

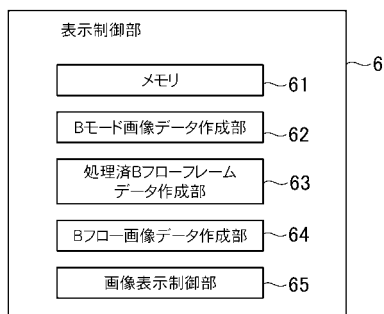
【 0 0 8 8 】

- 1 超音波診断装置
- 5 Bフロー処理部（フレームデータ作成部）
- 8 操作部（推定エラーデータ数入力部、フレーム数入力部）
- 6 3 処理済Bフローフレームデータ作成部（処理済フレームデータ作成部）
- 6 5 画像表示制御部
- f f d Bフローフレームデータ（フレームデータ）
- F F D 処理済Bフローフレームデータ（処理済フレームデータ）

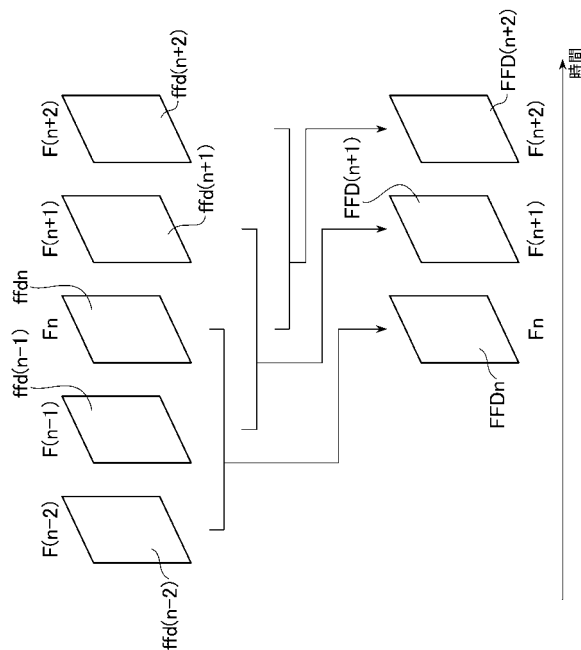
【図 1】



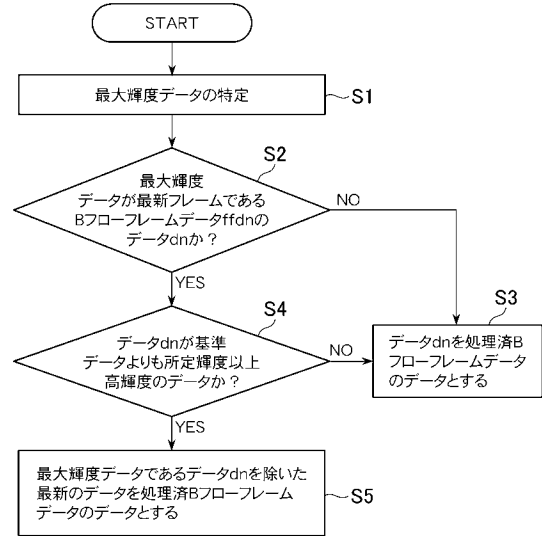
【図 2】



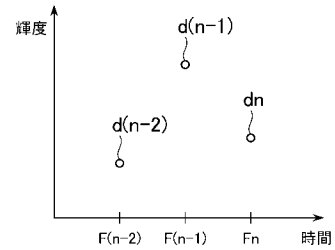
【図 4】



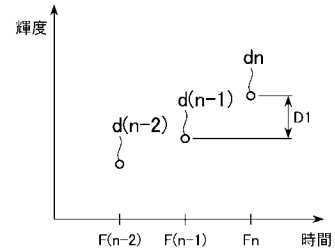
【図 3】



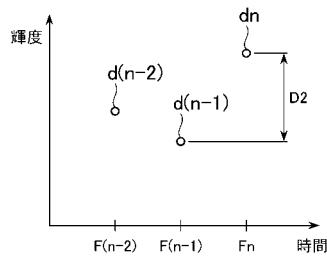
【図 5】



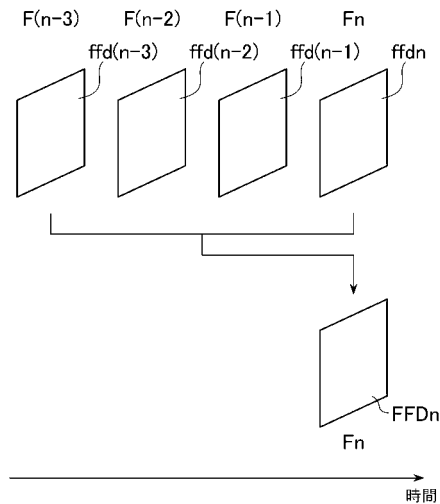
【図 6】



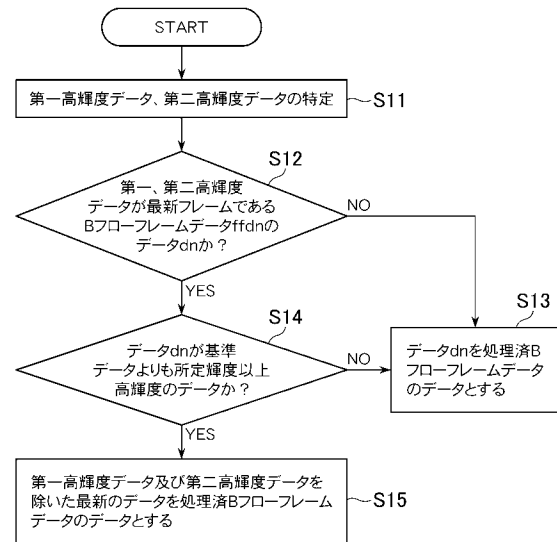
【図 7】



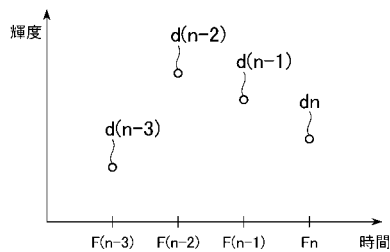
【図 8】



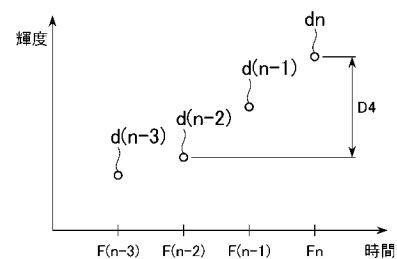
【図 9】



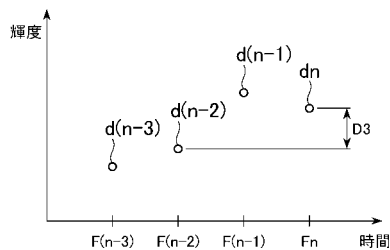
【図 10】



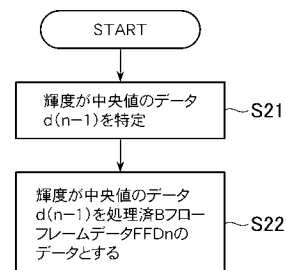
【図 12】



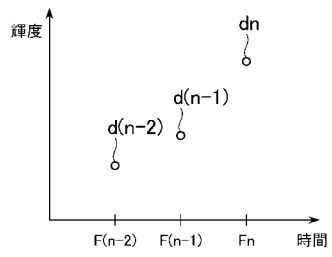
【図 11】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-079974(JP,A)
特開平05-277111(JP,A)
特開平04-086583(JP,A)
特開平04-236950(JP,A)
特開平09-220228(JP,A)
特開平10-075955(JP,A)
特開平10-305036(JP,A)
特開平11-267125(JP,A)
特開2004-000613(JP,A)
特表平10-511588(JP,A)
特表2003-528668(JP,A)
国際公開第2005/046478(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5085691B2	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	JP2010159470	申请日	2010-07-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	見山広二		
发明人	見山 広二		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/13 A61B8/5269		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/JB40 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/KK18		
代理人(译)	伊藤亲		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2012019917A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，限制显示瞬间显示高亮度，高血流速度和高血流功率的图像。解决方案：该设备包括B流处理部分，以产生B流帧数据 $ffd(n-2)$ ， $ffd(n-1)$ 和 ffd_n 包括基于通过在一个声线上多次发送和接收超声波而获得的回波信号对应于每个像素的亮度的数据，以及处理后的B流在B流帧数据 $ffd(n-2)$ ， ffd 中，使用除了错误数据之外的最新数据产生处理的B流帧数据 FFD_n 以产生处理的B流帧数据 FFD_n ，所述错误数据提供比相应像素的数据中的参考数据更高的亮度。 $n-1$)和 ffd_n 。

