

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5395396号
(P5395396)

(45) 発行日 平成26年1月22日 (2014. 1. 22)

(24) 登録日 平成25年10月25日 (2013. 10. 25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 18 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-266230 (P2008-266230)
 (22) 出願日 平成20年10月15日 (2008. 10. 15)
 (65) 公開番号 特開2010-94220 (P2010-94220A)
 (43) 公開日 平成22年4月30日 (2010. 4. 30)
 審査請求日 平成23年10月4日 (2011. 10. 4)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (72) 発明者 吉新 寛樹
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 神山 直久
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで複数フレームの超音波画像データを取得する画像取得手段と、

前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出手段と、

前記造影剤流入検出手段が、前記走査の範囲内に設定された第1関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点を基準時間として決定する基準時間決定手段と、

前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換手段と、

前記色相を表す画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記相対的な時間差は、前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との差の時間長であって、

前記色相変換手段は、前記時間長ごとに異なる色相が対応付けられた変換テーブルに基づいて、前記各領域へ割り当てる前記色相を決定する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記複数フレームの超音波画像データのいずれかに基づく画像上に前記第 1 関心領域を設定する手段を含む請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記色相変換手段は、

少なくとも 3 種類の前記色相のいずれかを、前記相対的な時間差に応じて前記各領域に割り当てる請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基準時間決定手段は、フレームごとに前記基準時間を決定し、

前記色相変換手段は、前記基準時間決定手段により新たに決定された基準時間に基づいて前記相対的な時間差を求めることで前記画像データを更新する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記走査の範囲内において前記第 1 関心領域が別の場所に設定されると、前記基準時間決定手段は、前記造影剤流入検出手段の検出結果を受けて、前記別の場所に設定された前記第 1 関心領域に前記造影剤が流入した時点を新たな基準時間として決定し、

前記色相変換手段は、前記新たな基準時間を基準にして、前記各領域に前記造影剤が流入した相対的な時間を新たに求め、前記各領域の色を前記新たな相対的な時間に応じた色相で表わす前記画像データを新たに生成し、

前記表示制御手段は、前記新たに生成された前記画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させる請求項 1 から請求項 4 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記造影剤流入検出手段は、前記各領域における前記信号強度が予め設定された閾値以上となる時点を、前記各領域への前記造影剤の流入として検出し、

前記基準時間決定手段は、前記第 1 関心領域における前記信号強度が予め設定された閾値以上となる時点を前記基準時点として決定し、

前記色相変換手段は、前記基準時間を基準にして、前記各領域における前記信号強度が予め設定された閾値以上となる相対的な時間を求め、前記各領域の色を前記相対的な時間に応じた色相で表わす前記画像データを生成する請求項 1 から請求項 4、請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

30

前記造影剤流入検出手段は、前記各領域における前記信号強度が最大となる時点を、前記各領域への前記造影剤の流入として検出し、

前記基準時間決定手段は、前記第 1 関心領域における前記信号強度が最大となる時点を前記基準時点として決定し、

前記色相変換手段は、前記基準時間を基準にして、前記各領域における前記信号強度が最大となる相対的な時間を求め、前記各領域の色を前記相対的な時間に応じた色相で表わす前記画像データを生成する請求項 1 から請求項 4、請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記基準時間決定手段は、前記造影剤流入検出手段が前記第 1 関心領域内において前記造影剤が流入したことを検出した画素数の割合が、予め設定された閾値以上となる時点を前記基準時間として決定する請求項 1 から請求項 4、請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記基準時間決定手段は、前記第 1 関心領域内における前記信号強度の平均値が最大となる時点を前記基準時間として決定する請求項 1 から請求項 4、請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記造影剤流入検出手段の検出結果に基づいて、前記第 1 関心領域内に含まれる各画素に前記造影剤が流入した時点を検出し、前記第 1 関心領域に含まれる前記各画素への前記

50

造影剤の流入時間に対する画素数の分布を示す第 1 ヒストグラムを求め、前記第 1 関心領域とは異なる場所に設定された第 2 関心領域内に含まれる各画素に前記造影剤が流入した時点を検出し、前記第 2 関心領域に含まれる前記各画素への前記造影剤の流入時間に対する画素数の分布を示す第 2 ヒストグラムを求めるヒストグラム算出手段を更に有し、

前記表示制御手段は、前記第 1 ヒストグラムと前記第 2 ヒストグラムとを前記表示手段に表示させる請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記ヒストグラム算出手段は、前記第 1 ヒストグラムの最頻度又は重心となる時間を前記第 1 関心領域への前記造影剤の流入時間として求め、前記第 2 ヒストグラムの最頻度又は重心となる時間を前記第 2 関心領域への前記造影剤の流入時間として求め、前記第 1 関心領域に係る前記流入時間と前記第 2 関心領域に係る流入時間との差を求め、

前記表示制御手段は、前記流入時間の差を前記表示手段に表示させる請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

所定の大きさを有する範囲内の全画素数のうち、前記信号強度が予め設定された閾値以上となる画素数の割合が所定割合以上となる箇所を特定し、前記特定された箇所に前記第 1 関心領域を設定する関心領域設定手段を更に有する請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記複数フレームの超音波画像データを対象にしてフレーム間の輝度値の差分を求めることで差分画像データを生成し、前記差分画像データにおいて所定の大きさを有する範囲内の全画素数のうち、前記差分が予め設定された閾値以上となる画素数の割合が所定割合以上となる箇所を特定し、前記特定された箇所に前記第 1 関心領域を設定する関心領域設定手段を更に有する請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記超音波画像データに表わされた組織の形態に基づいて特定部位を特定し、前記特定部位内に前記第 1 関心領域を設定することを特徴とする関心領域設定手段を更に有する請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記色相変換手段は、前記被検体の心拍数を受けて、前記基準時間を基準にして、前記各領域に前記造影剤が流入した相対的な心拍数を求め、前記各領域の色を前記相対的な心拍数に応じた色相で表わす前記画像データを生成する請求項 1 から請求項 15 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで取得された複数フレームの超音波画像データを記憶する記憶手段と、

前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出手段と、

前記造影剤流入検出手段が、前記走査の範囲内に設定された第 1 関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点を基準時間として決定する基準時間決定手段と、

前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換手段と、

前記色相を表す画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有する医用画像処理装置。

【請求項 18】

コンピュータに、

造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで取得された複数フレームの超音波画像データを受け付け、前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各

10

20

30

40

50

領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出機能と、

前記造影剤流入検出機能が、前記走査の範囲内に設定された第1関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点に基づき時間として決定する基準時間決定機能と、

前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換機能と、

前記色相を表す画像データに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させる医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波造影剤を用いて行う造影エコー法において、造影剤の流入が比較的早い領域とその他の領域との間における造影剤流入に関する相対的な時間情報を、診断情報として提示する超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表に当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行える。また、システムの規模がX線診断装置、X線CT装置、及びMRI装置などの他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していつかの検査も容易に行うことができ、簡便である。また、超音波診断装置は、装置が備える機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されている。さらに、超音波診断はX線などのように被曝の影響がないため、産科や住宅医療などにおいても使用することができる。

20

【0003】

静脈投与型の超音波造影剤（以下、単に「造影剤」と称する）が製品化され、超音波診断においては、「造影エコー法」が行われるようになってきている。この手法は、例えば、心臓や肝臓などの検査を行うときに、静脈から超音波造影剤を注入することで血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。多くの造影剤は、微小気泡（マイクロバブル）が反射源として機能するものである。例えば、「Sonazoid」と呼ばれる第二世代の超音波造影剤は、perfluorobutaneガスを内包し、リン脂質をシェルとする微小気泡であり、中低音圧の送信超音波で造影剤の環流の様子を安定して観察することが可能である。

30

【0004】

造影剤の投与後に診断部位（例えば肝臓がん）を撮影した場合、血流に乗って還流する造影剤の流入から流出までの信号強度の上昇と減少とを観察することが可能である。このような信号強度の経時変化の違いから、腫瘍性病変の良性又は悪性の鑑別診断や、「びまん性」の疾患などの診断が可能となることが研究されている。

40

【0005】

単なる形態情報とは異なり、上記のような信号強度の経時変化は、通常は動画像として記録又は読影される必要があり、一般的にはその読影のための所要時間は長くなる。そこで、動画で観察するような造影剤の流入時間情報を、一枚の静止画像上にマッピングするような手法も提案されている（例えば、特許文献1、特許文献2、及び特許文献3）。このような手法は、造影剤の信号のピーク時間の違いを、異なる色相で表現するものであり、断層面内の各所での流入時間が一目で把握することができる。

【0006】

【特許文献1】特許第2714329号公報

【特許文献2】特許第23495710号公報

50

【特許文献3】特開2004-321688号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来技術に係る造影剤流入時間のマッピングには、以下のような問題がある。

【0008】

第1の問題として、経時変化の基準時間（ゼロ点）を設定しにくいという問題がある。例えば特許文献1に記載の手法は、主にパワードブラ法において、過去に得られた信号強度と新たに得られた信号強度とを比較しながら、色彩を変えて2次元像に描画していくものである。超音波プローブを3次的に移動させれば、経時的な変化による色彩変化により、過去に得られた信号はあたかも後方に存在するように見える。また、超音波プローブを固定すれば、造影剤の流入による信号の経時変化が、異なる色彩で表現することが可能である。しかしながら、上記の色彩変化は、造影剤の投与時間とは無関係であり、色のみからは造影剤の到達時間などの絶対的又は相対的な時間情報を認識することは困難である。多くの施行例では、造影剤を静脈から注入開始する時刻を基準時間に設定することが多い。しかしながら、この設定では、静脈から心臓、肺、心臓、及び動脈を通して観察臓器に造影剤が至るまでの伝達時間の違いも考慮されてしまうため、計測結果の値は、観察中の臓器に対する経時変化としては好適ではない。

【0009】

第2の問題は、計測結果に含まれる細かなばらつきである。特許文献2に記載の手法は、造影剤の信号のピーク値が異なる2つ以上の血管に対して、異なる彩色を施すことで、例えば動脈と門脈血管とを分離するものである。特許文献1に記載の手法と同様に、比較的太い血管系に対しては、上記手法が適用可能かもしれないが、実際の造影エコー法では、腫瘍全体の流入時間と、腫瘍周囲の肝臓実質（正常部）の流入時間とを比較することなどが必要となる。例えば肝臓実質部分で到達時間のマッピングを行うと、すべてが同じ到達時間ではないため、色付きはモザイク状になることが予想される。そして、これらの値の平均値、又はばらつきの度合（分散）が診断的な意味を持つことがある。このような微小血流の診断には、特許文献2に記載の手法では好適に診断情報を提示することが困難である。

【0010】

また、特許文献3に記載の手法によると、微小血流の環流の理論的モデルによって、より詳細な演算を行うことで、造影剤の到達時間を提示することが可能となっている。しかしながら、特許文献3に記載の手法によっても、上記の第1の問題及び第2の問題を解決することが困難である。

【0011】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、複数の領域間の相対的な造影剤流入時間を視認しやすく提示することが可能な超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

請求項1に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで複数フレームの超音波画像データを取得する画像取得手段と、前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出手段と、前記造影剤流入検出手段が、前記走査の範囲内に設定された第1関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点を基準時間として決定する基準時間決定手段と、前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換手段と、前記色相を表す画像データに基づく画像を表示手段に表示させ

る表示制御手段と、を有する超音波診断装置である。

また、請求項 1 7 に記載の発明は、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで取得された複数フレームの超音波画像データを記憶する記憶手段と、前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出手段と、前記造影剤流入検出手段が、前記走査の範囲内に設定された第 1 関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点を基準時間として決定する基準時間決定手段と、前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換手段と、前記色相を表す画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する医用画像処理装置である。

10

また、請求項 1 8 に記載の発明は、コンピュータに、造影剤が投与された被検体の所定部位を超音波で走査することで取得された複数フレームの超音波画像データを受け付け、前記複数フレームの超音波画像データに表わされた各領域における信号強度に基づいて、前記造影剤が流入したことを検出した時点である前記各領域への前記造影剤の流入時間を前記各領域について検出する造影剤流入検出機能と、前記造影剤流入検出機能が、前記走査の範囲内に設定された第 1 関心領域に前記造影剤が流入したことを検出した時点を基準時間として決定する基準時間決定機能と、前記基準時間と、前記各領域への前記造影剤の流入時間との相対的な時間差を求め、前記相対的な時間差に応じた色相を前記各領域に割り当てた画像データを生成する色相変換機能と、前記色相を表す画像データに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させる医用画像処理プログラムである。

20

【発明の効果】

【0013】

この発明によると、関心領域が設定された領域を基準にして、各領域に造影剤が流入した相対的な時間を色相で表示することで、複数の領域間における造影剤の相対的な流入時間の差を視認しやすく提示することが可能となる。そのことにより、操作者は、複数の領域間における造影剤の相対的な流入時間の差を容易に把握することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一の符号を付す。

30

【0015】

この実施形態に係る超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12、装置本体 11、入力装置 13、及び、モニター 14 を備えている。装置本体 11 は、送受信部 21、B モード処理部 22、ドプラ処理部 23、画像生成部 24、制御部 25、内部記憶部 26、インターフェース 29、記憶部 30、処理部 40、及び表示制御部 50 を備えている。装置本体 11 に備えられている送受信部 21 などは、集積回路などのハードウェアで構成されても良いし、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムで構成されていても良い。

【0016】

40

超音波プローブ 12 は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられている整合層、及び、バックリング材を備えている。複数の圧電振動子は、送受信部 21 からの駆動信号に基づいて超音波を発生し、被検体 P からの反射波を電気信号に変換して送受信部 21 に出力する。バックリング材は、圧電振動子から後方への超音波の伝搬を防止する。超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波が送信されると、送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 12 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。なお、超音波プローブ 12 には、複数の圧電振動子が 1 列に

50

配置された１次元アレイプローブを用いても良いし、複数の圧電振動子が２次元的に配置された２次元アレイプローブを用いても良い。

【００１７】

入力装置１３は、図示しないトラックボール、各種スイッチ、ボタン、マウス、及びキーボードなどを備えている。入力装置１３は、装置本体１１に接続され、操作者からの各種指示、条件、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、及び画質条件設定指示などを受けて、装置本体１１に出力する。

【００１８】

モニター１４は、画像生成部２４からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や血流情報を画像として表示する。

10

【００１９】

送受信部２１は、図示しないパルサ回路、遅延回路、及びトリガ発生回路を備えている。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r （Hz）（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネルごとに超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するために必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ１２に駆動パルス印加する。

【００２０】

なお、送受信部２１は、制御部２５からの指示に従って、送信周波数、及び送信駆動電圧などを瞬時に変更できる機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更については、瞬時にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

20

【００２１】

また、送受信部２１は、図示しないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、及び加算器を備えている。アンプ回路は、超音波プローブ１２を介して入力されたエコー信号をチャンネルごとに増幅する。Ａ／Ｄ変換器は、増幅されたエコー信号に対して受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向から反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【００２２】

Bモード処理部２２は、送受信部２１からエコー信号を受け取り、対数増幅及び包絡線検波処理などを施すことで、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは画像生成部２４に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター１４に表示される。

30

【００２３】

ドブラ処理部２３は、送受信部２１から受け取ったエコー信号に周波数解析を施すことで、ドブラ効果による血流や組織や造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、及びパワーなどの血流情報を求める。得られた血流情報は画像生成部２４に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、又はこれらの組み合わせ画像としてモニター１４にカラーで表示される。

40

【００２４】

画像生成部２４は、超音波による走査によって得られた走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換することで、表示用画像としての超音波画像データを生成する。画像生成部２４は、画像データを記憶するメモリを備えており、例えば診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を読み出すことが可能となっている。なお、画像生成部２４に入力される前のデータは、「生データ」と称される場合がある。

【００２５】

画像生成部２４は、信号処理部２４Ａ、スキャンコンバータ２４Ｂ、及び画像処理部２４Ｃを備えている。信号処理部２４Ａは、超音波スキャンにおける走査線レベルで画質を

50

決定するようなフィルタリングを行う。信号処理部 24 A からの出力は、スキャンコンバータ 24 B に送られ、さらに、画像記憶部 30 A に記憶される。スキャンコンバータ 24 B は、超音波による走査によって得られた走査線信号列を、一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換することで、表示用画像としての超音波画像データを生成し、画像処理部 24 C に出力する。画像処理部 24 C は、輝度調整やコントラスト調整や空間フィルタなどの画像処理を超音波画像データに施したり、種々の設定パラメータの文字情報や目盛などを超音波画像データに合成したりする。そして、画像処理部 24 C は、超音波画像データをビデオ信号として表示制御部 50 に出力する。表示制御部 50 は、超音波画像データに基づく超音波画像をモニター 14 に表示させる。これにより、被検体の組織形状を表す断層像がモニター 14 に表示される。なお、スキャンコンバータ 24 B によって生成された超音波画像データ（断層像データ）や、画像処理部 24 C によって画像処理が施された超音波画像データを画像記憶部 30 A に記憶しても良い。

10

【0026】

なお、超音波プローブ 12、送受信部 21、B モード処理部 22、及び、画像生成部 24 によって、この発明の「画像取得手段」の 1 例を構成する。

【0027】

制御部 25 は、情報処理装置としての機能を有し、装置本体 11 の動作を制御する。例えば、制御部 25 は CPU で構成され、超音波の送受信、画像生成、及び画像表示などを実行するための制御プログラムを読み出してソフトウェア記憶部 30 B に一時的に記憶させて、各種処理に関する演算や制御などを実行する。

20

【0028】

内部記憶部 26 は、超音波の送受信、画像生成及び画像表示を実行するための制御プログラムや、患者 ID や医師の所見などを含む情報、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群を記憶している。また、内部記憶部 26 は、画像記憶部 30 A に記憶されている画像データを記憶しても良い。内部記憶部 26 に記憶されているデータは、インターフェース 29 を経由して外部の装置に転送することも可能となっている。

【0029】

インターフェース 29 は、入力装置 13、ネットワーク、及び、外部の記憶装置（図示しない）に関するインターフェースである。超音波診断装置 10 によって得られた超音波画像などのデータや解析結果などは、インターフェース 29 によって、ネットワークを介して他の装置に転送することが可能である。

30

【0030】

画像記憶部 30 A は、画像生成部 24 から受けた画像データを記憶する。この画像データは、診断の後に、操作者が読み出すことが可能となっており、静止画的、又は、複数のフレームの画像データを使って動的に再生することが可能である。また、画像記憶部 30 A は、送受信部 21 から出力された信号（「RF (radio frequency) 信号」と称される）、その他の生データ、又は、ネットワークを介して取得された画像データなどを記憶しても良い。

【0031】

（診断情報抽出機能）

40

この実施形態では、被検体 P に造影剤を投与した状態で超音波によって撮影を行う。上述した特許文献 3 に記載されている診断情報抽出機能によって、血流画像（毛細血管レベルを含む血流画像）と、血流画像から得られる血流の組織学的な物理量とを含む診断情報を抽出することができる。特許文献 3 に記載されているように、時間的に連続する複数フレームの超音波画像データに対して最大値保持処理及び重み付け更新処理、その他の輝度保持演算を利用することで、造影剤マイクロバブル 1 個の動きを軌跡としてトレースすることができ、結果的に微細な血管の構造を映像化することが可能となる。さらに、特許文献 1 及び特許文献 2 に記載のように、造影剤の流入時間の異なる血管や組織を、色相を変えて表示することができる。この色相変換処理は、操作者が予め指定した時間区間ごとに、異なる彩色表示を行うことで、最終的に表示された画像中のある輝度が、どの時間区間

50

に属するのかが視認可能となる。この色相表示処理によれば、最大値保持処理や重み付け更新処理などの輝度値保持演算を実行した場合であっても、時間情報を失うことなく、操作者に観察しやすい状態で、毛細血管レベルの情報を含む血流画像を提供することができる。

【 0 0 3 2 】

臨床においては、超音波による走査断面内に複数の関心領域を設定し、複数の関心領域間における造影剤の相対的な到達時間差を把握したい場合がある。例えば、肝臓と腎臓との間の造影剤の相対的な到達時間差や、肝腫瘍と肝臓実質との間の造影剤の相対的な到達時間差を把握したい場合がある。しかしながら、特許文献 1 及び特許文献 2 に記載された色相変換処理においては、色相表示するための基準となる時間 ($t = 0$) は操作者が予め設定するため、色相変換処理の結果において、注目する関心領域間の相対的な到達時間差を把握しにくい場合がある。例えば、腎臓実質部への流入時間 t_1 と肝臓実質部への流入時間 t_2 との間に、5 秒の到達時間の差が存在したとしても、操作者が設定する基準時間が異なれば、 $(t_1, t_2) = (8, 13)$ となる場合もあれば、 $(t_1, t_2) = (15, 20)$ となる場合もある。このように従来技術に係る色相表示では、時間の絶対値に依存するため、時間の絶対値によって各関心領域の色相は変わってしまい、そこから改めて「時間差が 5 秒」という情報を読み取ることは困難であり、煩雑でもある。

【 0 0 3 3 】

(関心領域の設定)

そこで、この実施形態では、各領域間への造影剤の相対的な到達時間を求めて、その相対的な到達時間に基づいて色相変換処理を行う。まず、表示制御部 50 は、関心領域 (ROI (Region of interest)) を表す ROI マーカを断層像に重ねてモニター 14 に表示させる。操作者は、入力装置 13 を用いて、ROI マーカを断層像上で任意の位置に移動させることができる。ここで、ROI マーカの設定例について図 2 を参照して説明する。図 2 は、関心領域の設定と色相変換処理とを説明するための図である。画像生成部 24 によって断層像データが生成されると、表示制御部 50 は、その断層像データに基づく断層像 100 をモニター 14 に表示させる。さらに、表示制御部 50 は、関心領域を指定するための ROI マーカ 110 を断層像 100 に重ねてモニター 14 に表示させる。ROI マーカ 110 は、任意の範囲を囲む形状を有している。操作者は入力装置 13 を用いて、断層像 100 上の任意の位置に ROI マーカ 110 を移動させることができ、ROI マーカ 110 の形状を任意の形状に変更することができる。例えば、肝臓疾患を観察する場合、疾患によって影響を受けない門脈などの大血管や、腎臓実質などの別の臓器に設定すれば良い。

【 0 0 3 4 】

(関心領域への造影剤流入の検出と色相変換開始の時間)

被検体 P に造影剤が投与されて超音波による撮影が行われて、画像生成部 24 によって複数フレームの断層像データが生成されると、複数フレームの断層像データは表示制御部 50 と処理部 40 とに出力される。表示制御部 50 は、図 2 に示すように、各フレームの断層像 100 を時間順にモニター 14 に表示させ、ROI マーカ 110 を断層像 100 に重ねてモニター 14 に表示させる。操作者は入力装置 13 を用いて、ROI マーカ 110 を断層像 100 上において所望の位置に移動させる。ROI マーカ 110 によって指定された関心領域の座標情報が、表示制御部 50 から処理部 40 に出力される。

【 0 0 3 5 】

処理部 40 は、複数フレームの断層像データと、ROI マーカによって指定された関心領域の座標情報とを受けて、関心領域内における各画素の信号強度 (輝度値) を監視することで、関心領域内への造影剤の流入を監視する。そして、処理部 40 は、関心領域内への造影剤の到達時間を求め、関心領域内への到達時間を基準時間として、他の領域への造影剤の到達時間を求める。つまり、処理部 40 は、関心領域内への造影剤の到達時間を基準にして、各領域への造影剤の相対的な到達時間を求める。そして、処理部 40 は、断層像データの各画素の色相を相対的な到達時間に応じた色相に変換し、表示制御部 50 は色

相変換された画像をモニター 14 に表示させる。以下、処理部 40 における具体的な処理内容について説明する。

【0036】

処理部 40 は、造影剤流入検出部 40A と、基準時間決定部 40B と、色相変換部 40C と、ヒストグラム算出部 40D と、関心領域設定部 40E とを備えている。

【0037】

造影剤流入検出部 40A は、取得された時間がそれぞれ異なる複数フレームの断層像データを画像生成部 24 から受けて、各画素における信号強度（輝度値）を監視し、信号強度が予め設定された閾値以上になった時点を検出する。この検出された時点が、各画素に対応する領域に造影剤が流入した時間に相当する。例えば、造影剤を被検体 P に投与して撮影を開始した時点を初期時間とし、造影剤流入検出部 40A は、その初期時間から造影剤の流入が検出された時点までの時間を、各画素について計測する。例えば、造影剤を被検体 P に投与して撮影を開始するとき、操作者が入力装置 13 を用いて撮影開始の指示を与えると、その指示が与えられた時点が初期時間として処理部 40 に設定される。造影剤流入検出部 40A は、初期時間から造影剤の流入が検出された時点までの時間を、各画素への造影剤の到達時間として計測する。造影剤流入検出部 40A は、各画素の座標情報と、各画素に造影剤が到達した時間（到達時間）とを、基準時間決定部 40B、色相変換部 40C、及びヒストグラム算出部 40D に出力する。

【0038】

基準時間決定部 40B は、各フレームの断層像データにおける関心領域（ROI）内の画素を監視し、関心領域内に造影剤が流入した画素数を監視し、色相変換処理の開始の基準時間を決定する。ここで、基準時間を決定する方法について図 4 を参照して説明する。図 4 は、色相変換処理の開始の基準時間を決定する方法を示すグラフである。例えば、基準時間決定部 40B は、関心領域内の全画素数を求める。そして、基準時間決定部 40B は、各画素の座標情報と各画素への造影剤の到達時間とを造影剤流入検出部 40A から受けて、関心領域内の全画素数のうち造影剤が到達した画素数の割合を求める。そして、図 4（a）に示すように、基準時間決定部 40B は、関心領域内の全画素数に占める造影剤の到達画素数の割合が、予め設定された閾値以上（所定割合以上）になった時点を求め、閾値以上になった時点を色相変換処理の開始の基準時間に決定する。そして、基準時間決定部 40B は、色相変換処理の開始の基準時間を色相変換部 40C に出力する。

【0039】

または、基準時間決定部 40B は、関心領域内の全画素における信号強度（輝度値）の平均値を求め、その平均値に基づいて基準時間を決定しても良い。例えば図 4（b）に示すように、基準時間決定部 40B は、関心領域内の全画素における信号強度の平均値が最大値となる時点を、色相変換処理開始の基準時間に決定しても良い。または、基準時間決定部 40B は、信号強度の平均値が予め設定された閾値以上となる時点を、色相変換処理開始の基準時間に決定しても良い。

【0040】

（色相変換処理）

色相変換部 40C は、各画素の座標情報と各画素への造影剤の到達時間とを造影剤流入検出部 40A から受けて、基準時間を基準時間決定部 40B から受けて、基準時間を基準にして、各画素に対応する各領域に造影剤が流入した相対的な到達時間を求める。すなわち、色相変換部 40C は、基準時間をゼロとして、各画素に対応する各領域に造影剤が流入した相対的な到達時間を求める。そして、色相変換部 40C は、断層像データの各画素の色相を、相対的な到達時間に応じた色相に変換する。色相変換部 40C は、色相変換された断層像データを表示制御部 50 に出力する。表示制御部 50 は、色相変換された断層像をモニター 14 に表示させる。例えば、相対的な到達時間と色相とを対応付けた変換テーブルを色相変換部 40C に予め設定しておく。色相変換部 40C は、変換テーブルを参照して、相対的な到達時間に対応する色相を決定し、各画素の色相を変換する。

【0041】

ここで、色相変換処理が施された画像を図2に示す。例えば、色相変換部40Cは、基準時間を時間 $t = 0$ として、到達時間が第1時間区間($t = \sim 0$)に含まれる画素の色相を赤色に色相変換し、到達時間が第2時間区間($t = 0 \sim t_1$)に含まれる画素を緑色に色相変換し、到達時間が第3時間区間($t = t_1 \sim t_2$)に含まれる画素を青色に色相変換する。表示制御部50は、このように色相変換された断層像200をモニター14に表示させる。これにより、関心領域が設定された領域A(例えば腎臓)が基準となる色相(赤色)で表示され、その他の領域(肝臓など)が造影剤の相対的な到達時間に応じた色相で表示される。例えば、断層像200において、領域Aとは異なる領域Bが緑色で表示され、領域Cが青色で表示される。また、表示制御部50は、相対的な到達時間と色相との関係を表すカラーバー210をモニター14に表示させても良い。

10

【0042】

以上のように、関心領域が設定された領域A(例えば腎臓)を基準にして、各領域への造影剤の相対的な到達時間を色相で表示することで、基準となる領域Aと、その他の領域(肝臓など)との間における造影剤の相対的な到達時間差を視認しやすくなる。そのことにより、操作者は、臨床で必要な診断情報をより簡便かつ定量的に把握することが可能となる。

【0043】

さらに、画像データを取得した後に、関心領域を設定する位置を変えて色相変換処理を行っても良い。関心領域の設定位置を変える場合について図3を参照して説明する。図3は、関心領域の設定と色相変換処理とを説明するための図である。図3に示すように、色相変換された断層像200がモニター14に表示されている状態で、操作者が入力装置13を用いてROIマーカ110を所望の位置に移動させる。図3に示す例では、ROIマーカ110を領域Aから領域B内に移動させる。これにより、領域B内に関心領域が新たに設定され、新たに設定された関心領域の座標情報が処理部40に出力される。

20

【0044】

上述した処理と同様に、基準時間決定部40Bは、各フレームの断層像データにおける関心領域内の画素を監視し、関心領域内に造影剤が流入した画素数を監視して、色相変換処理の開始の基準時間を決定する。図3に示す例では、基準時間決定部40Bは、領域B内に設定された関心領域内の全画素数に占める造影剤の到達画素数の割合が、予め設定された閾値以上(所定割合以上)になった時点を求め、閾値以上になった時点を基準時間に決定する。または、基準時間決定部40Bは、領域B内に設定された関心領域内の全画素における信号強度(輝度値)の平均値が最大値となる時点、又は、平均値が閾値以上となる時点を、基準時間に決定しても良い。

30

【0045】

色相変換部40Cは、新たに求められた基準時間を基準にして、各画素に対応する各領域に造影剤が流入した相対的な到達時間を求める。すなわち、色相変換部40Cは、新たに求められた基準時間をゼロにして、各画素に対応する各領域に造影剤が流入した相対的な到達時間を求める。そして、色相変換部40Cは、断層像データの各画素の色相を、新たに求められた相対的な到達時間に応じた色相に変換する。

【0046】

40

表示制御部50は、新たに色相変換された断層像をモニター14に表示させる。このように、関心領域の設定位置を領域Aから領域Bに変更すると、変更された関心領域において検出された造影剤の到達時間が新たな基準時間に設定され、新たな基準時間を基準にして各領域が色相変換されて表示される。例えば図3に示すように、新たに色相変換された断層像300がモニター14に表示される。新たに設定された関心領域が属する領域Bへの造影剤の到達時間が第1時間区間($t = \sim 0$)になるため、色相変換部40Cは、領域Bに属する画素の色相を赤色に変換する。これにより、領域Bが赤色に変換されて表示される。領域Bよりも造影剤の到達時間が早い領域Aについては、色相変換しないか、基準となる領域Bと同じ赤色に色相変換するか、又は、負の時間として別の色相に変換して表示しても良い。

50

【 0 0 4 7 】

例えば、色相変換部 4 0 C は、各画素への造影剤の到達時間と基準時間とを比べて、基準時間よりも早い時間に造影剤が到達する画素の色相を、第 1 時間区間 ($t = \sim 0$) に係る色相 (赤色) に変換する。図 3 に示す例では、色相変換部 4 0 C は、基準時間よりも早い時間に造影剤が到達する領域 A の色相を、赤色に変換する。これにより、領域 A が赤色に変換されて表示される。また、色相変換部 4 0 C は、各画素への造影剤の到達時間と基準時間とを比べて、基準時間よりも早い時間に造影剤が到達する画素の色相を、負の時間として別の色相 (黄色など) に変換しても良い。

【 0 0 4 8 】

以上の方法により、走査断面内の任意の位置に設定された関心領域 (基準領域) と、その他の領域との造影剤の相対的な到達時間の差を視認しやすくなる。その結果、臨床的に有用な診断情報をより簡便に提供することが可能となる。すなわち、操作者は、時間の絶対値に基づいて変換された色相ではなく、各領域間における相対的な時間関係に基づいて変換された色相を観察することが可能となるため、造影剤の相対的な到達時間の差を容易に認識することが可能となる。これにより、注目している臓器間への造影剤の相対的な到達時間の差を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

また、各領域への造影剤の到達時間に基づいて色相変換を行う代わりに、造影剤流入による信号強度 (輝度値) が最大となる時間を求めて、色相変換を行っても良い。この場合、造影剤流入検出部 4 0 A は、各フレームの断層像データを受けて、各画素における信号強度 (輝度値) を監視し、信号強度が最大となる時点 (最大強度時間) を画素ごとに検出する。基準時間決定部 4 0 B は、関心領域内の全画素数に占める信号強度 (輝度値) が最大となる画素数の割合が、予め設定された閾値以上 (所定割合以上) になった時点を探し、その時点を基準時間に決定する。色相変換部 4 0 C は、基準時間を基準にして、各画素における信号強度 (輝度値) が最大となる相対的な最大強度時間を画素ごとに求める。すなわち、色相変換部 4 0 C は、基準時間をゼロにして、各画素における信号強度が最大となる相対的な最大強度時間を求める。そして、色相変換部 4 0 C は、断層像データの各画素の色相を、相対的な最大強度時間に応じた色相に変換する。このように、信号強度が最大となる時間に基づいて色相変換を行っても、操作者は、複数の領域間における造影剤流入に関する相対的な時間差を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

なお、この実施形態では 3 つの時間区間を例にして色相変換処理について説明したが、任意の数の時間区間に対して色相変換を行っても良い。

【 0 0 5 1 】

(ヒストグラムを用いた定量)

上記色相変換処理により得られた画像に基づいて、複数の関心領域間の造影剤到達時間の差を定量的に求めても良い。例えば、腎臓、肝臓、及び肝疾患部位の間における造影剤の到達時間の差を数値として求める。臓器実質など比較的広い領域への造影剤の到達時間は、臓器内においてすべて均一になるとは限らない。同じ部位内においても場所によって到達時間にばらつきがある場合、表示される色もモザイク状になるため、相対的な到達時間を直感的に把握することが困難になる。また、造影剤の到達時間が比較的均一か、ばらつきが大きいかといった情報も、びまん性疾患や腫瘍の良悪性鑑別に寄与できる可能性がある。このように、ある領域における造影剤の到達時間の平均値や分散値を簡便に提示することが要求されている。

【 0 0 5 2 】

この実施形態では、複数の関心領域を断層像上の任意の位置に設定する。ここでは、3 つの関心領域を設定する場合について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、複数の関心領域が設定された断層像と、各関心領域における造影剤の流入時間のヒストグラムとを示す図である。

【 0 0 5 3 】

例えば図 5 に示すように、表示制御部 50 は断層像 400 をモニター 14 に表示させる。さらに、表示制御部 50 は、関心領域を設定するための ROI マーカ 110、111、112 を断層像 400 に重ねてモニター 14 に表示させる。操作者は、入力装置 13 を用いて ROI マーカ 110、111、112 を所望の位置に移動させることで、3 箇所に関心領域を設定する。例えば、領域 A 内に ROI マーカ 110 を移動させ、領域 B 内に ROI マーカ 111 を移動させ、領域 C 内に ROI マーカ 112 を移動させることで、それぞれの領域に関心領域を設定する。ROI マーカ 110、111、112 によってそれぞれ指定された関心領域の座標情報が、表示制御部 50 から処理部 40 に出力される。

【0054】

処理部 40 のヒストグラム算出部 40D は、各画素の座標情報と各画素への造影剤の到達時間とを造影剤流入検出部 40A から受けて、造影剤の到達時間に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求める。例えば、ヒストグラム算出部 40D は、ROI マーカ 110 で指定された第 1 関心領域 α に属する各画素への造影剤の到達時間に基づいて、造影剤の到達時間に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求める。同様に、ヒストグラム算出部 40D は、ROI マーカ 111 で指定された第 2 関心領域 β に属する各画素への造影剤の到達時間に基づいて、造影剤の到達時間に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求める。同様に、ヒストグラム算出部 40D は、ROI マーカ 112 で指定された第 3 関心領域 γ に属する各画素への造影剤の到達時間に基づいて、造影剤の到達時間に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求める。このように各関心領域への造影剤の到達時間に対する画素数の分布を示すヒストグラムが求められると、表示制御部 50 はヒストグラム 500、510、520 をモニター 14 に表示させる。

【0055】

また、ヒストグラム算出部 40D は、ヒストグラムに基づいて、最頻値（ピーク値）の時間、ヒストグラムの重心となる時間、又は分散を求めて、ピーク値の時間や重心の時間を造影剤の到達時間としても良い。例えば、ヒストグラム算出部 40D は、ヒストグラム 500 のピーク値の時間を求め、その時間を第 1 関心領域 α への造影剤の到達時間に決定する。同様に、ヒストグラム算出部 40D は、ヒストグラム 510 のピーク値の時間を求め、その時間を第 2 関心領域 β への造影剤の到達時間に決定する。同様に、ヒストグラム算出部 40D は、ヒストグラム 520 のピーク値の時間を求め、その時間を第 3 関心領域 γ への造影剤の到達時間に決定する。そして、表示制御部 50 は、各ヒストグラムのピーク値の時間を、造影剤が到達した時間としてモニター 14 に表示させる。また、ヒストグラム算出部 40D は、各ヒストグラムの重心となる時間や分散を求めて、表示制御部 50 は、重心となる時間や分散をモニター 14 に表示させても良い。

【0056】

さらに、ヒストグラム算出部 40D は、ヒストグラムのピーク値や重心から求められた各関心領域への造影剤の到達時間の差を求めても良い。例えば、第 1 関心領域 α への造影剤の到達時間が最も早い場合、ヒストグラム算出部 40D は、第 1 関心領域 α に係るヒストグラム 500 から求められた到達時間を基準時間にする。そして、ヒストグラム算出部 40D は、第 1 関心領域 α への到達時間と第 2 関心領域 β への到達時間との差を求め、第 1 関心領域 α への到達時間と第 3 関心領域 γ への到達時間との差を求める。表示制御部 50 は、関心領域間の到達時間の差をモニター 14 に表示させる。

【0057】

以上のように各関心領域に係るヒストグラムを求めることで、各部位における造影剤の到達時間の差を定量的に評価することが可能となる。例えば、第 1 関心領域 α を腎臓に設定し、第 2 関心領域 β を肝臓に設定し、第 3 関心領域 γ を肝疾患部位に設定することで、それぞれの部位における造影剤の到達時間の差を定量的に把握することが可能となる。

【0058】

関心領域の内部に、造影剤の流入が比較的早い血管や、比較的遅い実質が含まれる場合がある。その場合には、手動で関心領域を移動させたり、関心領域の大きさを変えたり、ヒストグラムの最頻値を採用したりすることで、造影剤の流入が比較的早い血管のように

10

20

30

40

50

、特異的に周囲の組織と流入の程度が異なる領域の影響を軽減することができる。

【 0 0 5 9 】

また、色相変換中にヒストグラムをリアルタイムでモニター 1 4 に表示しても良い。この実施形態では、3つの関心領域を設定する場合について説明したが、任意の数の関心領域を設定しても良い。なお、ヒストグラムを求めない場合には、ヒストグラム算出部 4 0 Dを処理部 4 0 に設けなくても良い。

【 0 0 6 0 】

(変形例)

上述した実施形態においては、超音波の走査断面内に関心領域を手動で設定しているが、関心領域を自動で設定しても良い。関心領域の自動設定は、処理部 4 0 の関心領域設定部 4 0 Eが行う。なお、関心領域を手動で設定する場合には、関心領域設定部 4 0 Eを処理部 4 0 に設けなくても良い。変形例に係る処理について図 6 を参照して説明する。図 6 は、関心領域を自動的に設定する処理を説明するための画像の図である。

【 0 0 6 1 】

関心領域設定部 4 0 E は、複数フレームの断層像データを受け付けて、連続するフレーム間の差分を求めることで、差分画像データを生成する。例えば図 6 に示すように、関心領域設定部 4 0 E は、第 (N + 1) 番目のフレームの断層像 7 1 0 と、第 N 番目のフレームの断層像 7 0 0 との差分を求めることで、差分画像 7 2 0 を生成する。そして、関心領域設定部 4 0 E は、予め設定された所定の大きさを有する関心領域 (R O I) を、差分画像 7 2 0 上で所定間隔おきに移動させながら、各位置において、関心領域内に含まれる画素の信号強度 (輝度値) を監視する。具体的には、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域内の画素において、信号強度 (輝度値) が閾値以上となる画素を検出する。すなわち、関心領域設定部 4 0 E は、信号強度が閾値以上となる画素に対応する領域には、造影剤が流入していると判断して、信号強度が閾値以上となる画素を検出する。これにより、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域内において造影剤が流入している領域を検出する。

【 0 0 6 2 】

そして、関心領域設定部 4 0 E は、差分画像 7 2 0 上で関心領域を徐々に移動させながら、関心領域において信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、関心領域内の全画素数のうち所定割合以上となる箇所を、差分画像 7 2 0 上において特定する。例えば、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域において信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、関心領域内の全画素数のうち 8 0 % 以上となる箇所を特定する。関心領域設定部 4 0 E は、所定割合以上となる箇所に関心領域を設定する。例えば、領域 A において、関心領域において信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、関心領域内の全画素数の 8 0 % 以上となる場合、関心領域設定部 4 0 E は、領域 A 内に関心領域を設定する。

【 0 0 6 3 】

また、関心領域内の輝度値に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求めることで、関心領域を設定する位置を特定しても良い。この場合、関心領域設定部 4 0 E は、予め設定された所定の大きさを有する関心領域を、差分画像 7 2 0 上で徐々に移動させながら、関心領域内に含まれる画素の信号強度 (輝度値) を監視する。そして、関心領域設定部 4 0 E は、輝度値に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求める。そして、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域において輝度値が閾値以上となる画素数の割合が、所定割合以上 (例えば 8 0 % 以上) となる箇所を特定し、その箇所に関心領域を設定する。

【 0 0 6 4 】

また、差分画像を用いずに、各フレームの断層像データに基づいて関心領域を自動的に設定しても良い。具体的には、関心領域設定部 4 0 E は、各フレームの断層像上において、所定の大きさを有する関心領域を徐々に移動させながら、関心領域内の画素において、信号強度 (輝度値) が閾値以上となる画素を検出する。これにより、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域内において造影剤が流入している領域を検出する。そして、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域において信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、関心領域内の全画素数のうち所定割合以上 (例えば 8 0 % 以上) となる箇所を特定し、その箇所に関心

領域を設定する。

【 0 0 6 5 】

また、関心領域設定部 4 0 E は、所定の大きさ有する関心領域を、各フレームの断層像上で移動させながら、輝度値に対する画素数の分布を示すヒストグラムを求めても良い。そして、関心領域設定部 4 0 E は、関心領域において輝度値が閾値以上となる画素数の割合が所定割合以上となる箇所を特定し、その箇所に関心領域を設定する。

【 0 0 6 6 】

以上のように、関心領域を自動的に設定した後は、上述した実施形態と同様に、基準時間の決定、及び色相変換処理などを実行することで、色相変換された断層像を生成して表示する。

10

【 0 0 6 7 】

なお、画像上で関心領域を移動させる範囲を制限しても良い。例えば、操作者が入力装置 1 3 を用いて、画像内において、関心領域を特定するための所望の範囲を指定する。関心領域設定部 4 0 E は、操作者によって指定された範囲の座標情報を受けて、指定された範囲内で関心領域を徐々に移動させながら、関心領域において信号強度が閾値以上となる画素数の割合が所定割合以上となる箇所を特定し、その箇所に関心領域を特定する。このように、関心領域を特定するために関心領域を移動させる範囲を制限することで、関心領域を特定するための時間を削減することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

また、別の方法によって関心領域を自動的に設定しても良い。例えば、造影剤が比較的早く臓器全体に流入する腎臓に関心領域を設定する場合、関心領域設定部 4 0 E は、差分画像において閾値以上の差分値が、第 1 の大きさをもって密に分布する領域に関心領域を設定する。例えば、関心領域設定部 4 0 E は、信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、所定割合以上（例えば 8 0 % 以上）となる領域であって、第 1 の大きさを有する領域に関心領域を設定する。これにより、腎臓内に関心領域が設定される。

20

【 0 0 6 9 】

また、腎臓に比べて造影剤の流入が比較的遅く、動脈などの血管から造影剤が流入してくる肝臓に関心領域を設定する場合、関心領域設定部 4 0 E は、差分画像において閾値以上の差分値が、腎臓における分布に比べて小さく分布する領域に関心領域を設定する。例えば、関心領域設定部 4 0 E は、信号強度が閾値以上となる画素数の割合が、所定割合以上となる領域であって、第 1 の大きさよりも小さい第 2 の大きさを有する領域に関心領域を設定する。これにより、肝臓内に関心領域が設定される。

30

【 0 0 7 0 】

さらに、肝臓の場合は、動脈などの血管を避けて肝実質に関心領域を設定したい場合がある。その場合、関心領域設定部 4 0 E は、肝臓内部において、検出された動脈 7 2 1 を避けて、関心領域を設定すれば良い。動脈 7 2 1 は、差分値が閾値以上となっているため、閾値以上となっている箇所を避けて関心領域を設定すれば良い。

【 0 0 7 1 】

また、基本波画像に基づく生体構造情報を利用することで関心領域を自動的に設定しても良い。例えば、関心領域設定部 4 0 E は断層像データを受けて、パターンマッチングなどの画像認識を行うことで腎臓や肝臓などの特定の臓器を特定し、その臓器に対して関心領域を設定しても良い。1 例として、腎臓内に関心領域を設定する場合は、関心領域設定部 4 0 E は画像認識によって断層像に表わされた腎臓を特定し、その腎臓内に関心領域を設定する。

40

【 0 0 7 2 】

以上のように関心領域を自動的に設定した後は、上述した実施形態に係る処理と同様に、基準時間を決定し、色相変換処理を実行する。また、ヒストグラムを算出したり、関心領域の位置を変更したりしても良い。

【 0 0 7 3 】

（色相変換するパラメータ）

50

色相変換するパラメータについて図7を参照して説明する。図7は、色相変換するパラメータを示す図である。上述した実施形態では、図7(a)に示すように、造影剤の相対的な到達時間を色相変換するパラメータとして用いている。色相変換するパラメータは、到達時間に限らない。例えば図7(b)に示すように、造影剤が各領域に到達するまでの心拍数をパラメータとして、各画素を色相変換しても良い。例えば、心電計を用いて被検体Pの心電図を取得する。色相変換部40Cは、基準時間取得された心拍をゼロ心拍とする。そして、色相変換部40Cは、ゼロ心拍を基準として、到達時間が第1心拍区間(～0心拍)に含まれる画素の色相を赤色に変換し、到達時間が第2心拍区間(0心拍～1心拍)に含まれる画素の色相を緑色に変換し、到達時間が第3心拍区間(1心拍～2心拍)に含まれる画素の色相を青色に変換する。表示制御部50は、このように色相変換された断層像をモニター14に表示させる。

10

【0074】

なお、心電計を用いる代わりに、画像に表わされた組織の周期的な動きに基づいて心拍を特定しても良い。例えば、色相変換部40Cは、各フレームの断層像データに表わされた周期的な動きをする組織の動きに基づいて、1周期を1心拍として特定する。また、血流情報から心拍を特定しても良い。例えば、ドブラ情報を取得して心拍を特定しても良いし、血管の拍動に基づいて心拍を特定しても良い。

【0075】

処理部40は、情報処理装置(CPU)と、ROM、RAM、HDDなどの記憶装置(図示しない)とを備えている。記憶装置には、処理部40の各部の機能を実行するための処理プログラムが記憶されている。その処理プログラムには、造影剤流入検出部40Aの機能を実行するための造影剤流入検出プログラム、基準時間決定部40Bの機能を実行するための基準時間決定プログラム、色相変換部40Cの機能を実行するための色相変換プログラム、ヒストグラム算出部40Dの機能を実行するためのヒストグラム算出プログラム、及び、関心領域設定部40Eの機能を実行するための関心領域設定プログラムが含まれている。そして、情報処理装置(CPU)が各プログラムを実行することにより、造影剤の到達時間の検出、基準時間の決定、色相変換処理、ヒストグラムの算出、及び、関心領域の自動設定を実行する。また、表示制御部50は、情報処理装置(CPU)と、記憶装置とを備えている。記憶装置には、表示制御部50の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。情報処理装置が表示制御プログラムを実行することにより、断層像や色相変換された画像をモニター14に表示させる。

20

30

【0076】

なお、この実施形態に係る造影剤流入検出プログラム、基準時間決定プログラム、色相変換プログラム、及び表示制御プログラムが、この発明の「医用画像処理プログラム」の1例に相当する。

【0077】

(医用画像処理装置)

また、処理部40の機能を有する医用画像処理装置によって、上述した実施形態に係る処理を行っても良い。この医用画像処理装置は、処理部40と、表示制御部50と、モニター14と、入力装置13とを備えている。例えば、超音波診断装置によって造影剤が投与された被検体を撮影することで、複数フレームの断層像データを取得する。医用画像処理装置は、超音波診断装置から複数フレームの断層像データを受けて、それら複数フレームの断層像データを記憶装置に記憶させる。医用画像処理装置は、それら複数フレームの断層像データに基づいて、造影剤の到達時間の検出、基準時間の決定、及び、色相変換処理を行うことで、造影剤の相対的な流入情報を色相で表わす画像を生成して表示する。また、医用画像処理装置は、造影剤到達時間のヒストグラムを算出したり、関心領域を自動的に設定したりしても良い。このような医用画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置10と同様に、操作者は、複数の領域間における造影剤の相対的な到達時間の差を容易に認識することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 7 8 】

【図 1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】関心領域の設定と色相変換処理とを説明するための図である。

【図 3】関心領域の設定と色相変換処理とを説明するための図である。

【図 4】色相変換処理の開始の基準時間を決定する方法を示すグラフである。

【図 5】複数の関心領域が設定された断層像と、各関心領域における造影剤の流入時間のヒストグラムとを示す図である。

【図 6】関心領域を自動的に設定する処理を説明するための画像の図である。

【図 7】色相変換するパラメータを示す図である。

【符号の説明】

10

【 0 0 7 9 】

1 0 超音波診断装置

1 1 装置本体

1 2 超音波プローブ

1 3 入力装置

1 4 モニター

2 1 送受信部

2 2 Bモード処理部

2 3 ドブラ処理部

2 4 画像生成部

20

2 4 A 信号処理部

2 4 B スキャンコンバータ

2 4 C 画像処理部

2 5 制御部

2 6 内部記憶部

3 0 記憶部

3 0 A 画像記憶部

3 0 B ソフトウェア記憶部

4 0 処理部

4 0 A 造影剤流入検出部

30

4 0 B 基準時間決定部

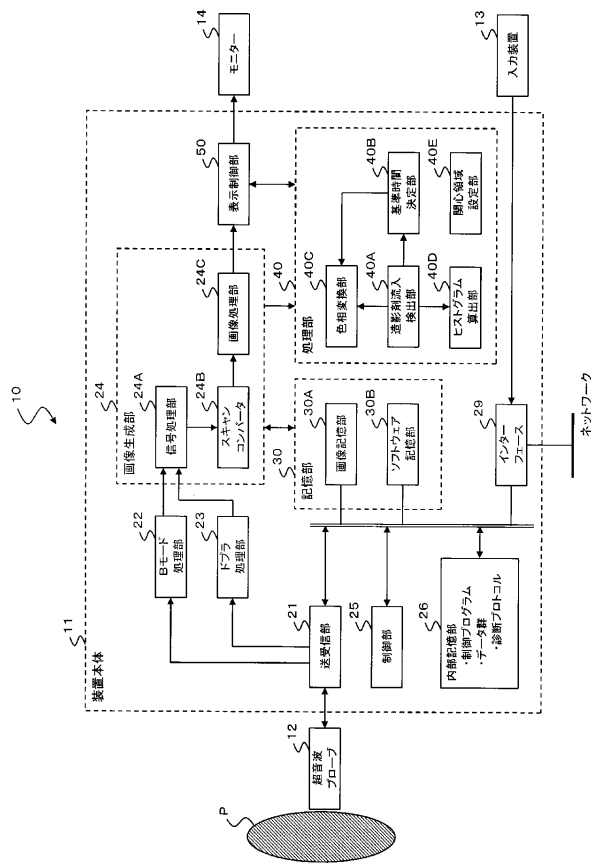
4 0 C 色相変換部

4 0 D ヒストグラム算出部

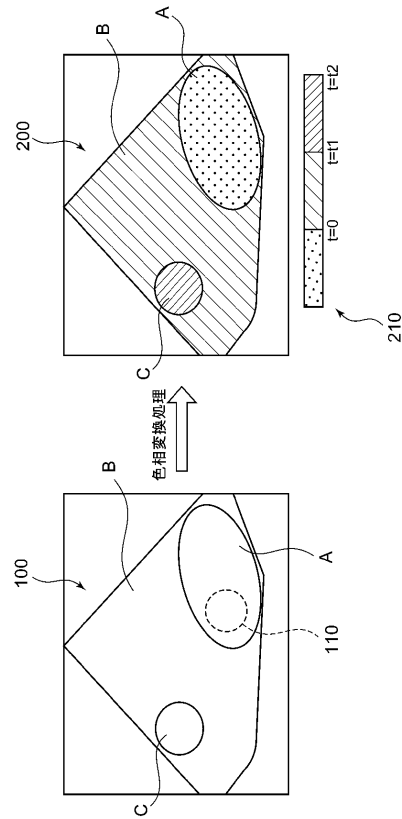
4 0 E 関心領域設定部

5 0 表示制御部

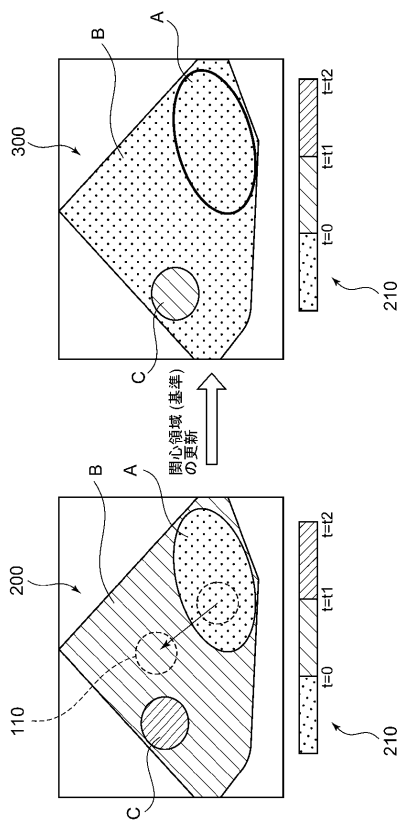
【 図 1 】



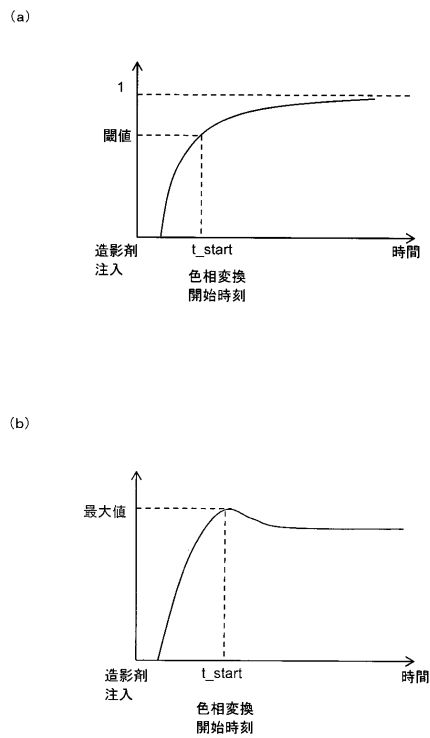
【 図 2 】



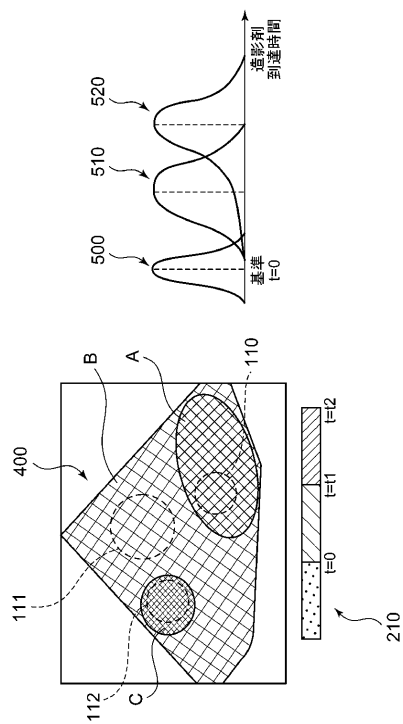
【圖 3】



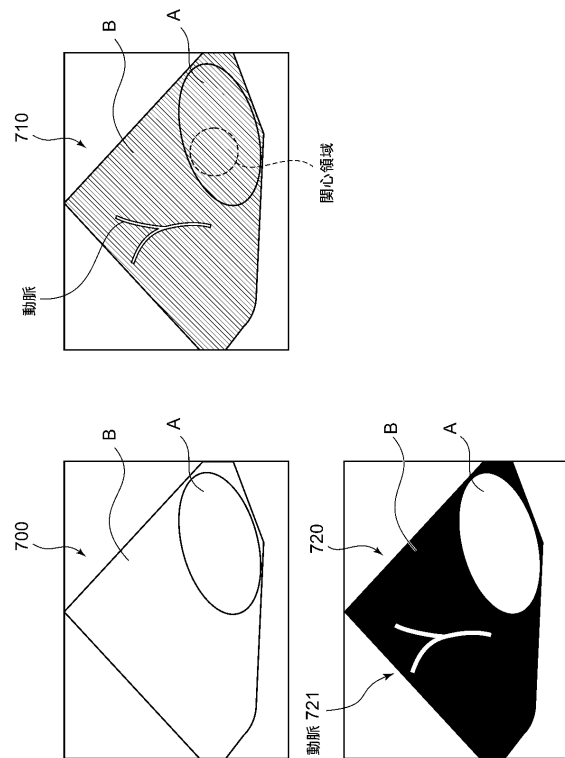
【 図 4 】



【図 5】

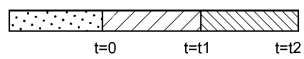


【図 6】

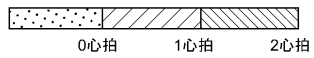


【図 7】

(a) 造影剤の到着時間の色相変換



(b) 造影剤の到達心拍の色相変換



フロントページの続き

(72)発明者 吉田 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 3 3 3 9 5 6 (J P , A)

特開 2 0 0 9 - 0 2 8 1 9 4 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 2 9 6 2 5 4 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 0 0 0 7 3 9 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 1 1 8 6 0 0 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 2 7 2 7 4 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

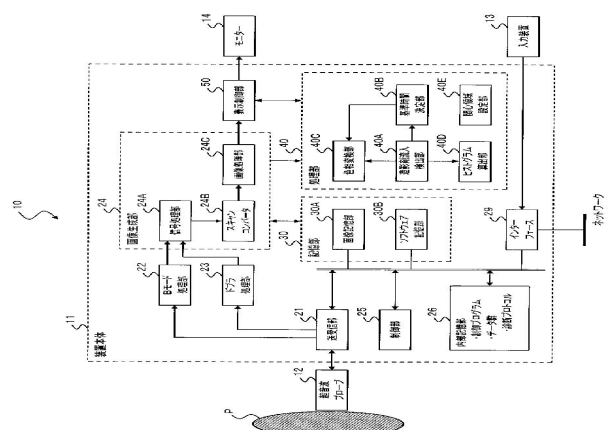
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置，医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP5395396B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2008266230	申请日	2008-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	吉新寛樹 神山直久 吉田哲也		
发明人	吉新 寛樹 神山 直久 吉田 哲也		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/08 A61B8/469 A61B8/481 G01S7/52063 G01S7/52071		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD04 4C601/DD05 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JC11 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK19		
其他公开文献	JP2010094220A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在多个区域之间呈现相对造影剂流入时间且易于观察的超声波诊断装置。 解决方案：造影剂流入检测器40A接收通过扫描已经施用造影剂的对象获取的多个帧的超声图像数据，并计算超声图像数据的每个区域中的信号强度。基于该检测，检测造影剂流入每个区域。参考时间确定单元40B确定造影剂流入在超声图像上设置的关注区域作为参考时间的时间点。色调转换单元40C参考参考时间获得造影剂流入每个区域的相对时间，并生成表示具有与相对时间对应的色调的每个区域的颜色图像数据。显示控制单元50在监视器14上显示表示色调的图像。点域1

【 图 1 】



【 图 3 】