

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2012-24132
(P2012-24132A)

(43) 公開日 平成24年2月9日(2012.2.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-162707 (P2010-162707)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年7月20日 (2010.7.20)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	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	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	小笠原 勝
			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	赤木 和哉
			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

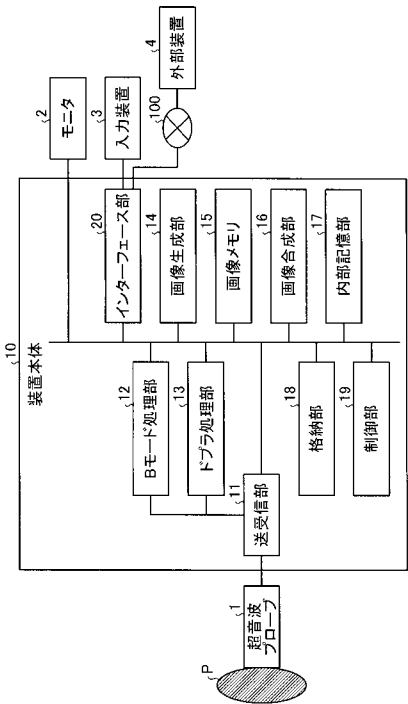
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像管理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 画像診断に有用な画像データを確実に保存すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置において、格納部18は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）から保存用画像として一つ又は複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）を選択し、当該選択した保存用画像を内部記憶部17に格納する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の超音波画像から保存用画像として一つ又は複数の超音波画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する格納部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記格納部は、超音波画像内の輝度が閾値以上となった超音波画像を前記保存用画像として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】

前記格納部は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度に基づいて算出された値を前記閾値として用い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】

前記格納部は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度を分析することで算出した値を前記閾値として用い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 5】

前記格納部は、超音波画像にて予め設定された範囲内の輝度を、前記閾値との比較対象とすることを特徴とする請求項 2～4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記格納部は、前記複数の超音波画像間での輝度の変化が第 2 閾値以上となった範囲内の輝度を、前記閾値との比較対象とすることを特徴とする請求項 2～4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記格納部による画像保存が実行されている旨、及び、前記格納部による画像保存が実行されている根拠となる情報を所定の表示部にて表示するように制御する表示制御部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1～6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記格納部は、前記保存用画像として選択した超音波画像群のうち、前記閾値より大きい閾値以上の輝度を有する超音波画像群を所定の割合にて間引いた上で、前記所定の記憶部に格納することを特徴とする請求項 2～7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記格納部による画像保存が間引き処理により実行されている旨を前記所定の表示部にて表示するように制御す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 10】

前記格納部は、前記複数の超音波画像の中で前記保存用画像が時系列に沿って分散して複数存在する場合、当該複数の保存用画像間に生成された超音波画像を保存対象から除外することを特徴とする請求項 1～9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記格納部は、前記複数の超音波画像の中で前記保存用画像が時系列に沿って分散して複数存在する場合、各保存用画像を個別のデータとして前記所定の記憶部に格納する、又は、各保存用画像の間に保存対象から除外された超音波画像が存在することを示す情報を付与したうえで、前記複数の保存用画像を一つのデータとして前記所定の記憶部に格納す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】

造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の医用画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の医用画像から保存用画像として一つ又は複数の医用画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する格納部を備えたことを特徴とする画像管理装置。

【請求項 13】

造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の医用画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の医用画像から保存用画像として一つ又は複数の医用画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する格納手順をコンピュータに実行させることを特徴とする画像管理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像管理装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置を用いた超音波検査においては、微小気泡を主成分とする造影剤により血流信号を増強することで、血流を高感度に映像化した造影画像を撮像する検査が行なわれている。また、造影画像の撮像法としては、「Re-Injection法」や、「再灌流法」等、様々な方法が提案されている。

【0003】

ここで、超音波診断装置は、操作者が静止画像や動画画像を保存するための保存用スイッチを備えている。操作者は、超音波診断装置がリアルタイムで生成表示する造影画像を参照しながら保存用スイッチを操作することで、画像診断に有用となる造影画像の静止画像や動画画像を超音波診断装置に保存することができる。

【0004】

また、血流により時々刻々と染影パターンが変化する造影画像の画像保存を補助する目的で、造影開始からの経過時間を表示するタイマ機能を有する超音波診断装置も知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平11-155858号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、操作者は、モニタ上に造影画像とともに、造影開始からの経過時間が表示されても、造影画像を注視する傾向があり、タイマ表示を見落とすことが多い。このため、上記した従来の技術では、結果的に画像診断に有用となる造影画像を保存することができない場合があった。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、格納部を備える。格納部は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の超音波画像から保存用画像として一つ又は複数の超音波画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、時系列に沿って生成される造影画像の輝度変化を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る格納部の平均輝度ヒストグラム及び閾値を用いた処理を説明するための図である。

【図5】図5は、範囲の設定法4を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る制御部の表示制御を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 8】図 8 は、第 2 の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る制御部の表示制御を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態に係る格納部の第 1 の格納法を説明するための図である。

10

【図 13】図 13 は、第 3 の実施形態に係る格納部の第 2 の格納法を説明するための図 (1) である。

【図 14】図 14 は、第 3 の実施形態に係る格納部の第 2 の格納法を説明するための図 (2) である。

【図 15】図 15 は、第 3 の実施形態に係る格納部が実行する第 1 の格納法を説明するためのフローチャートである。

【図 16】図 16 は、第 3 の実施形態に係る格納部が実行する第 2 の格納法を説明するためのフローチャートである。

【図 17】図 17 は、格納処理に用いられる閾値設定法の変形例を説明するための図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0010】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とを有する。また、装置本体 10 は、ネットワーク 100 を介して外部装置 4 と接続される。

30

【0011】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材などを有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0012】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、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反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0013】

入力装置 3 は、後述するインターフェース部 20 を介して装置本体 10 と接続される。入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、

50

入力装置 3 は、微小気泡を主成分とする造影剤（超音波造影剤）が投与された被検体 P の造影画像を撮像する造影モードの撮像（CHI：Contrast Harmonic Imaging）を開始する要求を操作者から受け付ける。

【0014】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像などを表示したりする。

【0015】

外部装置 4 は、後述する後述するインターフェース部 20 を介して装置本体 10 と接続される装置である。例えば、外部装置 4 は、各種の医用画像のデータを管理するシステムである PACS（Picture Archiving and Communication System）のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースなどである。

10

【0016】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図 1 に示すように、送受信部 11 と、B モード処理部 12 と、ドプラ処理部 13 と、画像生成部 14 と、画像メモリ 15 と、画像合成部 16 と、内部記憶部 17 と、格納部 18 と、制御部 19 とを有する。

【0017】

送受信部 11 は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、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。また、遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

20

【0018】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 19 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なリ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。

30

【0019】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A/D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

40

【0020】

このように、送受信部 11 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【0021】

B モード処理部 12 は、送受信部 11 からゲイン補正処理、A/D 変換処理及び加算処理が行われた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。

【0022】

ここで、B モード処理部 12 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯

50

域を変えることができる。また、Bモード処理部12は、一つの受信データに対して、二つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

【0023】

このBモード処理部12の機能を用いることにより、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、造影剤（微小気泡、バブル）を反射源とする反射波データと、被検体P内の組織を反射源とする反射波データとを分離することができる。すなわち、Bモード処理部12は、組織画像を生成するためのBモードデータとともに、造影画像を生成するためのBモードデータ（以下、造影モードデータと記載する）を生成することができる。その結果、後述する画像生成部14は、被検体P内を流動する造影剤を高感度に映像化した造影画像、及び組織を映像化した組織画像を生成することができる。

10

【0024】

ドプラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0025】

なお、Bモード処理部12やドプラ処理部13により生成されたデータは、生データと呼ばれる。

【0026】

画像生成部14は、Bモード処理部12が生成したBモードデータから反射波の強度を輝度にて表したBモード画像を生成する。すなわち、第1の実施形態に係る画像生成部14は、組織画像とともに造影画像を生成することができる。

20

【0027】

また、画像生成部14は、ドプラ処理部13が生成したドプラデータから移動体情報を表す平均速度画像、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のドプラ画像を生成する。

【0028】

具体的には、画像生成部14は、超音波スキンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）することで、Bモードデータやドプラデータから表示用画像としての超音波画像を生成する。より具体的には、画像生成部14は、後述する制御部19の制御の下、生データが生成されるごとに、当該生データに対してベクタ座標変換、及び、操作者又は管理者により調整済みの画質パラメータに従って画質調整を行なうことで、表示用画像としての超音波画像（イメージデータ）に変換される。

30

【0029】

すなわち、生データは、イメージデータに変換される前の超音波画像であり、表示用の超音波画像を生成するための超音波画像である。したがって、造影モードデータ及び造影画像は、共に、造影モードの撮像により生成される超音波画像である。

【0030】

画像合成部16は、画像生成部14が生成した超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマークなどを合成した合成画像を生成する。また、画像合成部16は、後述する制御部19の制御の下、造影画像と組織画像とを合成した合成画像を生成することもできる、また、第1の実施形態に係る画像合成部16は、造影モードの撮像が実行されている際、後述する制御部19の制御の下、造影剤投与からの経過時間を造影画像に重畳した合成画像を生成することができる。

40

【0031】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した超音波画像（表示用の超音波画像）や、画像合成部16が生成した合成画像などを記憶するメモリである。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドプラ処理部13が生成した生データを記憶することも可能である。なお、画像メモリ15は、記憶しているデータの合計容量が自装置の記憶容量を超えた場合、例えば、生成時の古いデータから順次破棄する。

50

【0032】

内部記憶部17は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種ボディーマークなどの各種データを記憶する。例えば、内部記憶部17は、画像生成部14の処理に用いられる画質パラメータを記憶する。なお、画質パラメータとは、一例を挙げると、生データの輝度に応じて割り当てられる赤成分、緑成分、青成分の比率などである。

【0033】

また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ15が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部17が記憶するデータは、後述するインターフェース部20を経由して、外部の周辺装置（外部装置4）へ転送することができる。

10

【0034】

格納部18は、画像メモリ15に格納された超音波画像や生データから保存用の画像を選択し、内部記憶部17に格納する。なお、格納部18については、後に詳述する。

【0035】

制御部19は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部19は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部17から読んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部11、Bモード処理部12、ドプラ処理部13、画像生成部14及び画像合成部16の処理を制御したり、画像メモリ15が記憶する超音波画像や合成画像をモニタ2にて表示するように制御したりする。また、制御部19は、タイマ機能を有する。具体的には、制御部19は、造影モードの撮像が開始された場合、造影剤投与からの経過時間を画像合成部16に通知することで、超音波画像に経過時間が重畳された合成画像がモニタ2に表示されるように制御する。なお、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、タイマ機能を有さない場合であってもよい。

20

【0036】

インターフェース部20は、入力装置3、ネットワーク100及び外部装置4に対するインターフェースである。入力装置3が受け付けた操作者からの各種設定情報及び各種指示は、インターフェース部20により、制御部19に転送される。また、超音波診断装置により生成された超音波画像などの画像データや解析結果などは、インターフェース部20により、ネットワーク100を介して、外部装置4に転送可能である。

【0037】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、被検体Pに造影剤が投与されて造影モードの撮像開始要求を受け付けると、Bモード処理部12は、造影モードデータを時系列に沿って順次生成する。そして、画像生成部14は、造影モードデータから造影画像を時系列に沿って順次生成する。そして、モニタ2は、制御部19の制御の下、画像生成部14により時系列に沿って順次生成された造影画像をリアルタイムで表示する。

30

【0038】

しかし、操作者は、モニタ2上に造影画像とともに、タイマ機能により造影開始からの経過時間が表示されても、造影画像を注視する傾向があり、タイマ表示を見落とすことが多い。その結果、操作者は、例えば、入力装置3が有する静止画像や動画像を保存するための保存用スイッチを操作する時期を逸することがあり、画像診断に有用となる造影画像を保存することができない場合があった。

40

【0039】

このため、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、以下、詳細に説明する格納部18の処理により、画像診断に有用な画像データを確実に保存することを可能とする。

【0040】

まず、図2を用いて、時系列に沿って生成される造影画像の輝度変化について説明する。図2は、時系列に沿って生成される造影画像の輝度変化を説明するための図である。

【0041】

図2に示す元画像は、被検体Pに造影剤が投与された直後の診断部位の臓器を撮像した

50

造影画像である。そして、図 2 に示す一例では、1 秒～2 秒経過時点までの造影画像には、造影剤が診断部位の臓器に流入していない様子が示されており、3 秒経過時点の造影画像で、造影剤が診断部位の臓器に流入し始めた様子が示されている。そして、図 2 に示す一例では、4 秒～5 秒経過時点の造影画像で造影剤が診断部位の臓器に徐々に充満していく様子が示されている。すなわち、造影剤の流入により、診断部位の臓器を撮像した造影画像のコントラストは、徐々に高くなる。これは、イメージデータである造影画像の平均輝度が上昇することを示している。

【0042】

そして、図 2 に示す一例では、6 秒以降の造影画像は、造影剤が飽和状態にあることを示している。すなわち、造影剤が飽和状態にある 6 秒～9 秒経過時点の造影画像では、図 2 に示すように、画像コントラストに差異が略ない。これは、イメージデータである造影画像の平均輝度が略一定の状態になっていることを示している。ここで、図には示さないが、流入した造影剤は、血流により診断部位の臓器から流出される。すなわち、造影画像の平均輝度は、時間とともに減少する。

【0043】

なお、図 2 に示す一例では、1 秒間隔で生成された造影画像における平均輝度の変化について説明したが、実際の造影モードの撮像では、B モード処理部 12 による造影モードデータ及び画像生成部 14 による造影画像の生成レートは、制御部 19 の制御より任意に設定することが可能である。例えば、フレームレートを 60 と設定すると、B モード処理部 12 による造影モードデータ及び画像生成部 14 による造影画像の生成レートは、1 秒

【0044】

ここで、上記した造影画像における輝度変化の様相は、造影モードデータの輝度変化でも同様である。すなわち、造影画像、又は造影モードデータでは、血流による造影剤の流入及び流出により、造影剤投与後から輝度が上昇して飽和状態となり、その後、減少するといった変化が観察される。

【0045】

そこで、格納部 18 は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）から保存用画像として一つ又は複数の超音波画像（造影画像、又は造影モードデータ）を選択し、当該選択した保存用画像を内部記憶部 17 に格納する。

【0046】

なお、以下では、格納部 18 が造影画像の輝度の変化に応じて、時系列に沿って生成された複数の造影画像から保存用画像として一つ又は複数の造影画像を選択する場合について説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【0047】

格納部 18 は、「CHI ON」以降、順次生成される造影画像の輝度の変化から、例えば、図 3 に示すように、診断部位の臓器への造影剤流入開始状態となった造影画像が生成された時点から格納処理を開始する。そして、格納部 18 は、造影画像の輝度の変化から、例えば、図 3 に示すように、診断部位の臓器からの造影剤流出状態となった造影画像が生成された時点で格納処理を終了する。すなわち、格納部 18 は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の造影画像の中で、造影剤流入開始状態時点から造影剤流出状態となった時点の直前までに生成された造影画像を保存用画像として順次選択する。そして、格納部 18 は、保存用画像として選択した造影画像を、順次、内部記憶部 17 に格納する。

【0048】

図 3 に例示した格納処理を実行するため、格納部 18 は、超音波画像内の輝度が閾値以上となった超音波画像を保存用画像として選択する。

【0049】

具体的には、格納部 18 は、造影画像内にて設定される範囲内の輝度を、閾値との比較対象とする。より具体的には、格納部 18 は、画像メモリ 15 に造影画像が格納されるごとに、当該造影画像内にて設定される範囲を構成する全画素の赤成分、緑成分、及び、青成分を抽出する。そして、格納部 18 は、抽出した各成分を足し合わせたものを「3」で除算することで、造影画像の平均輝度を算出する。そして、格納部 18 は、造影画像の生成時間に応じて、当該造影画像から算出された平均輝度をプロットした平均輝度ヒストグラムを生成する。図 4 は、第 1 の実施形態に係る格納部の平均輝度ヒストグラム及び閾値を用いた処理を説明するための図である。

【0050】

すなわち、格納部 18 は、図 4 に示すように、平均輝度が閾値（TH1）以上となる造影画像を保存用画像として順次選択して、内部記憶部 17 に格納する。

【0051】

ここで、格納部 18 が用いる閾値（TH1）の設定法について説明する。具体的には、閾値の設定法としては、以下の 4 種類の方法が挙げられる。閾値の設定法 1 は、超音波診断装置の出荷時にて管理者が TH1 を予め設定する方法である。また、閾値の設定法 2 は、造影検査を行なう検査者である操作者が、検査開始前に、モニタ 2 に表示される GUI を用いて、入力装置 3 を用いて TH1 を予め設定する方法である。

【0052】

また、閾値の設定法 3 は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度に基づいて算出された値を TH1 として用いる方法である。例えば、格納部 18、又は制御部 19 は、操作者が過去に保存した造影画像を内部記憶部 17 から読み出し、読み出した造影画像内の輝度（平均輝度）を算出する。そして、格納部 18、又は制御部 19 は、算出した平均輝度の中で、例えば、最小値となる平均輝度を TH1 として設定する。

【0053】

また、閾値の設定法 4 は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度を分析することで算出した値を閾値として用いる方法である。例えば、操作者は、自身が過去の検査で保存した造影画像を内部記憶部 17 から読み出してモニタ 2 に表示させる。そして、操作者は、制御部 19 に実装された解析ツールを用いてモニタ 2 に表示された造影画像の平均輝度を計測することで TH1 を設定する。

【0054】

上記した閾値の設定法 1～4 により設定された閾値を用いることで、格納部 18 は、例えば、図 3 に示すように、造影剤流入開始の時点から造影剤流出直前の時点までに生成された造影画像を保存用画像として選択することができる。なお、閾値の設定によっては、格納部 18 は、造影剤が飽和状態にある造影画像のみを保存用画像として選択することも可能となる。

【0055】

また、格納部 18 が閾値との比較対象とされる超音波画像（造影画像）内の範囲は、以下に説明する 4 つの設定法により設定される。ここで、範囲の設定法 1～3 は、比較対象とされる造影画像内の範囲を、検査開始前に範囲を予め設定する方法である。具体的には、範囲の設定法 1 は、画像全体を平均輝度ヒストグラムの生成対象の範囲として設定する方法である。また、範囲の設定法 2 は、超音波診断装置の出荷時にて管理者が平均輝度ヒストグラムの生成対象の範囲を設定する方法である。また、範囲の設定法 3 は、例えば、造影検査前に生成された組織画像を参照した操作者が、入力装置 3 が有するトラックボールなどを用いて範囲を設定する方法である。範囲の設定法 3 では、組織画像内で設定された範囲の座標が造影画像にて設定されることで、平均輝度ヒストグラムの生成対象の範囲が設定される。

【0056】

また、範囲の設定法 4 は、造影検査開始後に範囲が自動設定される方法である。すなわち、範囲の設定法 4 は、複数の超音波画像間での輝度の変化が第 2 閾値（TH(k)）以上となった範囲内の輝度を、閾値との比較対象とする方法である。図 5 は、範囲の設定法

4を説明するための図である。

【0057】

例えば、格納部18、又は制御部19は、図5に示すように、造影検査開始後に順次生成される造影画像間に対応する画素間の輝度差分値がTH(k)以上となった範囲を平均輝度ヒストグラムの生成対象の範囲として設定する。

【0058】

以上で説明した設定法のいずれかにより設定された閾値及び範囲を用いて、格納部18は、格納処理を行なう。すなわち、格納部18は、順次生成される造影画像にて平均輝度ヒストグラムを生成する。そして、格納部18は、生成された平均輝度ヒストグラムと閾値との比較処理を行なうことで、新規に生成された造影画像を保存用画像として選択するか否かを判定する。そして、格納部18は、新規に生成された造影画像を保存用画像として選択すると判定した場合、当該造影画像を内部記憶部17に格納する。

10

【0059】

そして、制御部19は、格納部18による画像保存が実行されている旨、及び、格納部18による画像保存が実行されている根拠となる情報をモニタ2にて表示するように制御する。図6は、第1の実施形態に係る制御部の表示制御を説明するための図である。

【0060】

すなわち、制御部19は、最新の造影画像内に設定された範囲の平均輝度が閾値(TH1)を超えていることから、当該造影画像が内部記憶部17に保存中である場合、例えば、図6に示す合成画像を画像合成部16に生成させる。そして、制御部19は、図6に示す合成画像をモニタ2に表示させる。

20

【0061】

図6に示す一例では、画像合成部16は、最新の造影画像と、経過時間と、現時点(最新の造影画像が生成された時点)の平均輝度ヒストグラムにTH1及び「保存中です」の文字列を重畳した画像との合成画像を生成している。ここで、平均輝度ヒストグラム及びTH1は、画像保存が実行されている根拠となる情報であり、「保存中です」の文字列は、画像保存が実行されている旨を操作者に認識させるための情報となる。以下では、画像保存が実行されている旨及び画像保存が実行されている根拠となる情報を表す画像を「情報画像」と記載する。

【0062】

ここで、格納部18は、生成した平均輝度ヒストグラムを、例えば、内部記憶部17に格納する。そして、格納部18は、新規の造影画像が生成されるごとに、当該造影画像の平均輝度を算出して、内部記憶部17に格納されている平均輝度ヒストグラムを更新する。そして、画像合成部16は、内部記憶部17に格納されている最新の平均輝度ヒストグラムを用いて情報画像を生成する。

30

【0063】

なお、新規に生成された造影画像が保存用画像として選択されなかった場合、制御部19は、当該造影画像のみをモニタ2に表示させてもよいし、平均輝度ヒストグラムのみを当該造影画像とともにモニタ2に表示させてもよい。

【0064】

また、制御部19は、情報画像として表示される平均輝度ヒストグラム上に、各フレームの平均輝度の値を重畳させたり、各フレームの平均輝度の平均値を重畳されたりしてもよい。また、制御部19は、情報画像として表示される平均輝度ヒストグラム上に、現時点までの平均輝度の最大値及び最小値などを重畳させてもよい。

40

【0065】

なお、上記では、格納部18が、造影画像を用いて輝度の変化を解析した結果、保存用画像として造影画像を選択して格納処理を行なう場合について説明した。しかし、第1の実施形態に係る格納部18は、造影画像を用いて輝度の変化を解析した結果、保存用画像として造影画像とともに当該造影画像の生成元となった造影モードデータを保存用画像として選択する場合であってもよい。また、第1の実施形態に係る格納部18は、造影画像

50

を用いて輝度の変化を解析した結果、保存用画像として選択された造影画像の生成元となった造影モードデータのみを内部記憶部 17 に格納する場合であってもよい。

【0066】

また、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、造影モードデータの輝度の変化に応じて、時系列に沿って生成された複数の造影モードデータから保存用画像として一つ又は複数の造影モードデータを選択する場合であってもよい。造影モードデータを用いる場合、閾値は、造影モードデータを構成する信号の輝度に応じて設定される。また、造影モードデータを用いる場合、範囲は、例えば、超音波ビームのスキャンラインの番号や超音波ビームの深さ方向を用いて設定される。

【0067】

また、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、造影モードデータを用いて輝度の変化を解析した結果、保存用画像として造影モードデータとともに当該造影モードデータから生成された造影画像を選択する場合であってもよい。また、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、造影モードデータを用いて輝度の変化を解析した結果、保存用画像として選択された造影モードデータから生成された造影画像のみを内部記憶部 17 に格納する場合であってもよい。

【0068】

また、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、保存用画像として、造影モードデータや造影画像と同時に生成された組織画像やドプラ画像も選択する場合であってもよい。

【0069】

なお、閾値の設定に依存して、保存用画像は、一つである場合もあり、複数である場合もある。すなわち、保存用画像が一つである場合、格納部 18 は、静止画像を内部記憶部 17 に格納することとなり、保存用画像が複数である場合、格納部 18 は、動画像を内部記憶部 17 に格納することとなる。また、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、保存用画像が複数である場合、当該複数の保存用画像から設定情報に応じて、一つの保存画像をさらに選択して内部記憶部 17 に格納する場合であってもよい。例えば、第 1 の実施形態に係る格納部 18 は、複数の保存用画像から平均輝度が最大値である保存用画像の一つを選択する場合であってもよいし、複数の保存用画像それぞれの平均輝度の平均値に略一致する平均輝度が算出された保存用画像の一つを選択する場合であってもよい。

【0070】

次に、図 7 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0071】

図 7 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、操作者から造影モードの撮像開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。ここで、造影モードの撮像開始要求を受け付けない場合（ステップ S 101 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0072】

一方、造影モードの撮像開始要求を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、格納部 18 は、超音波画像（造影画像）が画像メモリ 15 に格納されたか否かを判定する（ステップ S 102）。ここで、超音波画像（造影画像）が画像メモリ 15 に格納されていない場合（ステップ S 102 否定）、格納部 18 は、待機状態となる。

【0073】

一方、超音波画像（造影画像）が画像メモリ 15 に格納された場合（ステップ S 102 肯定）、格納部 18 は、ステップ S 102 にて格納された画像における範囲内の平均輝度が閾値（TH1）以上であるか否かを判定する（ステップ S 103）。ここで、範囲内の平均輝度が TH1 より小さい場合（ステップ S 103 否定）、モニタ 2 は、制御部 19 の制御の下、ステップ S 102 にて格納された超音波画像（造影画像）を表示する（ステップ S 106）。なお、モニタ 2 は、制御部 19 の制御の下、ステップ S 102 にて格納さ

10

20

30

40

50

れた超音波画像（造影画像）を平均輝度ヒストグラムとともに表示してもよい。

【0074】

一方、範囲内の平均輝度がTH1以上である場合（ステップS103肯定）、格納部18は、ステップS102にて格納された超音波画像（造影画像）を保存用画像として選択して、当該超音波画像を内部記憶部17に格納する（ステップS104）。

【0075】

そして、モニタ2は、制御部19の制御の下、超音波画像（造影画像）と情報画像との合成画像を表示する（ステップS105、図6を参照）。

【0076】

そして、制御部19は、造影モードの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS107）。ここで、造影モードの撮像終了要求を受け付けない場合（ステップS107否定）、制御部19の制御の下、格納部18は、ステップS102に戻って、新規の超音波画像（造影画像）が格納されたか否かを判定する。

【0077】

一方、造影モードの撮像終了要求を受け付けた場合（ステップS107肯定）、超音波診断装置は、格納処理を終了する。なお、範囲の設定法4により範囲が設定される場合、ステップS102とステップS103との間で超音波画像間の輝度差分値を用いて範囲設定が行なわれる。そして、「範囲」が設定された後、ステップS103の処理が開始することとなる。

【0078】

上述してきたように、第1の実施形態では、格納部18は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の超音波画像から保存用画像として一つ又は複数の超音波画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する。

【0079】

したがって、第1の実施形態では、従来では操作者の手動により行なわれていた画像データの静止画保存又は動画保存を自動的に行なうことができ、画像診断に有用な画像データを確実に保存することが可能となる。また、第1の実施形態では、操作者が所望する画像を自動的に保存するので、操作者が診断に注力することができ、超音波診断装置の操作性を向上させることが可能となる。また、第1の実施形態では、操作者が所望する画像を自動的に保存するので、再検査を行なうことが回避できる。その結果、第1の実施形態では、患者及び操作者双方の負担を軽減することができ、診断効率を向上することが可能となる。

【0080】

また、第1の実施形態では、格納部18は、超音波画像内の輝度が閾値以上となった超音波画像を保存用画像として選択する。したがって、第1の実施形態では、出荷時や検査前に調整された閾値を用いることで、操作者が所望する画像データを容易に保存することが可能となる。

【0081】

また、第1の実施形態では、格納部18は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度に基づいて算出された値を閾値として用いることもできる。また、第1の実施形態では、格納部18は、操作者が過去に保存した超音波画像内の輝度を分析することで算出した値を閾値として用いることもできる。これにより、第1の実施形態では、操作者が過去に画像診断をするうえで有用であると判断した画像データの輝度に基づいて閾値を自動又は手動により設定することができ、画像診断に有用な画像データをより確実に保存することが可能となる。

【0082】

また、第1の実施形態では、格納部18は、超音波画像にて予め設定された範囲内の輝度を、閾値との比較対象とする。これにより、第1の実施形態では、超音波画像内の関心領域（診断部位の臓器など）の大きさに応じて、閾値との比較対象となる範囲を操作者な

10

20

30

40

50

どが任意に変更することができる。或いは、第 1 の実施形態では、格納部 18 は、複数の超音波画像間での輝度の変化が第 2 閾値以上となった範囲内の輝度を、閾値との比較対象とすることもできる。したがって、第 1 の実施形態では、例えば、関心領域に造影剤が流入することで輝度が急激に上昇した範囲を自動的に閾値との比較対象とすることができ、格納処理における操作者の負担を軽減することが可能となる。

【0083】

また、第 1 の実施形態では、制御部 19 は、格納部 18 による画像保存が実行されている旨、及び、格納部 18 による画像保存が実行されている根拠となる情報をモニタ 2 にて表示するように制御する。したがって、第 1 の実施形態では、操作者は、所望の画像データが保存されていることを、超音波画像を参照しながらも把握することが可能となる。

10

【0084】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態では、画像保存が間引き処理により実行される場合について図 8 などを用いて説明する。図 8 は、第 2 の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【0085】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成からなるが、格納部 18 の処理が第 1 の実施形態と異なる。すなわち、第 2 の実施形態に係る格納部 18 は、保存用画像として選択した超音波画像群のうち、閾値 (TH1) より大きい閾値 (TH2) 以上の輝度を有する超音波画像群を所定の割合にて間引いた上で、内部記憶部 17 に格納する。

20

【0086】

例えば、TH2 は、造影剤が飽和状態となって造影画像の平均輝度が略一定の状態となっていることを示す値として設定される。なお、TH2 は、TH1 と同様に、各種の設定法 (閾値の設定法 1 ~ 4) に設定される。

【0087】

これにより、第 2 の実施形態に係る格納部 18 は、図 8 に示すように、平均輝度が TH1 以上であることから保存用画像として選択され得る造影画像であっても、平均輝度が TH2 以上となる「飽和状態区間」の造影画像群については、間引き処理を実行する。

【0088】

例えば、フレームレートが 60 fps (frame per second) である場合、格納部 18 は、TH2 以上となる造影画像群については、0.5 秒間隔で保存処理を行なう。換言すると、格納部 18 は、「飽和状態区間」の造影画像群を「30 分の 1」の割合にて間引き処理を行なう。なお、間引きの割合は、操作者により任意に変更することができる。

30

【0089】

そして、第 2 の実施形態に係る制御部 19 は、格納部 18 による画像保存が間引き処理により実行されている旨をモニタ 2 にて表示するように制御する。図 9 は、第 2 の実施形態に係る制御部の表示制御を説明するための図である。

【0090】

例えば、制御部 19 は、最新の造影画像内に設定された範囲の平均輝度が TH2 以上であることから、画像保存が間引き処理により実行されている場合、図 9 に示す合成画像を画像合成部 16 に生成させて、当該合成画像をモニタ 2 に表示させる。図 9 に示す一例では、画像合成部 16 は、最新の造影画像と、経過時間と、現時点 (最新の造影画像が生成された時点) の平均輝度ヒストグラムに閾値 (TH1 及び TH2) 及び「間引き処理により保存中です」の文字列を重畳した画像との合成画像を生成している。すなわち、画像合成部 16 は、制御部 19 の制御の下、格納部 18 による画像保存が間引き処理により実行されている旨を操作者に認識させるために、「間引き処理により保存中です」の文字列を重畳させた情報画像を生成する。

40

【0091】

なお、第 2 の実施形態に係る格納部 18 は、第 1 の実施形態と同様に、造影モードデータを用いて処理を行なってもよい。

50

【0092】

次に、図10を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理について説明する。図10は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0093】

図10に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、操作者から造影モードの撮像開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS201）。ここで、造影モードの撮像開始要求を受け付けない場合（ステップS201否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0094】

一方、造影モードの撮像開始要求を受け付けた場合（ステップS201肯定）、格納部18は、超音波画像（造影画像）が画像メモリ15に格納されたか否かを判定する（ステップS202）。ここで、超音波画像（造影画像）が画像メモリ15に格納されていない場合（ステップS202否定）、格納部18は、待機状態となる。

【0095】

一方、超音波画像（造影画像）が画像メモリ15に格納された場合（ステップS202肯定）、格納部18は、ステップS202にて格納された画像における範囲内の平均輝度がTH1以上であるか否かを判定する（ステップS203）。ここで、範囲内の平均輝度がTH1より小さい場合（ステップS203否定）、モニタ2は、制御部19の制御の下、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を表示する（ステップS208）。なお、モニタ2は、制御部19の制御の下、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を平均輝度ヒストグラムとともに表示してもよい。

【0096】

一方、範囲内の平均輝度がTH1以上である場合（ステップS203肯定）、格納部18は、範囲内の平均輝度がTH2以上であるか否かを判定する（ステップS204）。ここで、範囲内の平均輝度がTH2より小さい場合（ステップS204否定）、格納部18は、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を保存用画像として選択して、当該超音波画像を内部記憶部17に格納する（ステップS205）。そして、モニタ2は、制御部19の制御の下、超音波画像（造影画像）と情報画像との合成画像を表示する（ステップS205）。なお、ステップS204否定の場合に生成される情報画像における文字列は、例えば、「保存中です」となる。

【0097】

一方、範囲内の平均輝度がTH2以上である場合（ステップS204肯定）、格納部18は、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）が間引き対象である否かを判定する（ステップS207）。ここで、間引き対象である場合（ステップS207肯定）、格納部18による格納処理は実行されず、モニタ2は、制御部19の制御の下、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を表示する（ステップS208）。かかる場合でも、モニタ2は、制御部19の制御の下、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を平均輝度ヒストグラムとともに表示してもよい。あるいは、モニタ2は、制御部19の制御の下、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）及び平均輝度ヒストグラムとともに「保存中ですが間引かれています」といった文字列を表示してもよい。

【0098】

一方、間引き対象でない場合（ステップS207否定）、格納部18は、ステップS202にて格納された超音波画像（造影画像）を保存用画像として選択して、当該超音波画像を内部記憶部17に格納する（ステップS205）。そして、モニタ2は、制御部19の制御の下、超音波画像（造影画像）と情報画像との合成画像を表示する（ステップS206）。なお、ステップS207否定の場合に生成される情報画像における文字列は、例えば、「間引き処理にて保存中です」となる。

【0099】

ステップ S 2 0 6、又はステップ S 2 0 8 の処理の後、制御部 1 9 は、造影モードの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 2 0 9）。ここで、造影モードの撮像終了要求を受け付けない場合（ステップ S 2 0 9 否定）、制御部 1 9 の制御の下、格納部 1 8 は、ステップ S 2 0 2 に戻って、新規の超音波画像（造影画像）が格納されたか否かを判定する。

【0100】

一方、造影モードの撮像終了要求を受け付けた場合（ステップ S 2 0 9 肯定）、超音波診断装置は、格納処理を終了する。

【0101】

上述してきたように、第 2 の実施形態では、格納部 1 8 は、保存用画像として選択した超音波画像群のうち、閾値（TH1）より大きい閾値（TH2）以上の輝度を有する超音波画像群を所定の割合にて間引いた上で、内部記憶部 1 7 に格納する。

【0102】

したがって、第 2 の実施形態では、例えば、造影剤が飽和状態にあることから、略同様の染影パターンとなっている画像群を間引いた上で、画像の保存処理を行なうことができ、保存される画像データの容量を低減することが可能となる。

【0103】

また、第 2 の実施形態では、制御部 1 9 は、格納部 1 8 による画像保存が間引き処理により実行されている旨をモニタ 2 にて表示するように制御する。したがって、第 2 の実施形態では、操作者は、間引き処理により格納処理が実行されていることを、超音波画像を参照しながらも把握することが可能となる。

【0104】

（第 3 の実施形態）

第 3 の実施形態では、第 2 の実施形態とは異なる間引き処理が行なわれる場合について図 1 1 などを用いて説明する。図 1 1 は、第 3 の実施形態に係る格納部を説明するための図である。

【0105】

第 3 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成からなるが、格納部 1 8 の処理が第 1 や第 2 の実施形態と異なる。すなわち、第 3 の実施形態に係る格納部 1 8 は、複数の超音波画像の中で保存用画像が時系列に沿って分散して複数存在する場合、当該複数の保存用画像間に生成された超音波画像を保存対象から除外する。

【0106】

例えば、肝腫瘍の検査においては、造影剤を投与して後期相に達した後に、再度 2 回目の造影剤投与を行い、後期相の造影剤分布に新たに動脈相の造影剤分布が重畳表示された造影像を撮像する「Re-Injection法」が行なわれる。

【0107】

また、造影画像の画質を向上させるために、造影剤の微小気泡が音圧によって崩壊するという特徴を利用した再灌流法が行なわれる。再灌流法は、まず、低音圧照射下でスキャン断面に充満していく微小気泡の動態を観察し、そののち、照射音圧を高音圧に切り替えて、スキャン断面内（厳密には、超音波の照射範囲内）の微小気泡を崩壊させ、再びスキャン断面内に流入していく微小気泡の様子を観察する手法である。

【0108】

「Re-Injection法」や再灌流法では、図 1 1 に示すように、平均輝度が TH1 以上となる複数の造影画像からなるグループ 1 が出現した後、造影モードの撮像終了要求を受け付けない状態で、再度、平均輝度が TH1 以上となる複数の造影画像からなるグループ 2 が出現することとなる。

【0109】

そこで、第 3 の実施形態に係る格納部 1 8 は、例えば、図 1 1 に示すように、グループ 1 とグループ 2 との間に生成された造影画像を保存対象から除外する。

【0110】

そして、第3の実施形態に係る格納部18は、複数の超音波画像の中で保存用画像が時系列に沿って分散して複数存在する場合、以下に説明する2つの格納法のいずれかによる処理を行なう。

【0111】

第1の格納法を実行する場合、格納部18は、各保存用画像を個別のデータとして内部記憶部17に格納する。図12は、第3の実施形態に係る格納部の第1の格納法を説明するための図である。例えば、図12に示すように、格納部18は、診断用動画画像であるグループ1及びグループ2を個別のデータとして、「検査ID：5」に対応付けて、内部記憶部17に格納する。

10

【0112】

また、第2の格納法を実行する場合、格納部18は、各保存用画像の間に保存対象から除外された超音波画像が存在することを示す情報を付与したうえで、複数の保存用画像を一つのデータとして内部記憶部17に格納する。図13及び14は、第3の実施形態に係る格納部の第2の格納法を説明するための図である。

【0113】

例えば、図13に示すように、格納部18は、診断用動画画像であるグループ1及びグループ2の間に「チャプター」を付与したうえで、診断用動画画像であるグループ1及びグループ2を一つのデータとして、「検査ID：5」に対応付けて、内部記憶部17に格納する。

20

【0114】

第2の格納法が実行された場合、操作者は、チャプターを利用して図14に示す操作を行なうことができる。制御部19は、「検査ID：5」の診断用動画画像の表示要求を受け付けた場合、例えば、図14に示すように、「巻き戻し」、「停止」、「再生」及び「早送り」とともに、「スキップ」を行なうためのタッチパネルが配置された動画画像再生用の画面をモニタ2に表示させる。操作者は、「再生」を押下することで、図14に示すように「グループ1」の動画画像を観察することができる。

【0115】

そして、操作者は、「スキップ」を押下することで、図14に示すように「グループ1」から瞬時にチャプターの直後に存在する「グループ2」の動画画像を観察することができる。また、操作者は、動画画像再生用の画面にて、まず、「スキップ」を押下することで、「グループ2」の動画画像から観察することができる。

30

【0116】

なお、第1の格納法、又は第2の格納法のいずれを実行するかについては、操作者により任意に変更可能である。また、格納部18は、操作者の要求により、第2の格納法により保存されたデータを、チャプターを参照して、分離して内部記憶部17に再格納することも可能である。

【0117】

次に、図15及び16を用いて、第3の実施形態に係る格納部18の処理について説明する。図15は、第3の実施形態に係る格納部が実行する第1の格納法を説明するためのフローチャートであり、図16は、第3の実施形態に係る格納部が実行する第2の格納法を説明するためのフローチャートである。

40

【0118】

第1の格納法を実行する場合、格納部18は、平均輝度がTH1より小さくなったか否かを判定することで、格納終了条件となったか否かを判定する（ステップS301）。ここで、平均輝度がTH1以上であることから、格納終了条件となっていない場合（ステップS301否定）、格納部18は、格納処理を継続した状態にて、再度、ステップS301の判定処理を行なう。

【0119】

一方、格納終了条件となった場合（ステップS301肯定）、格納部18は、造影モー

50

ドの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS302）。ここで、造影モードの撮像終了要求を受け付けた場合（ステップS302肯定）、格納部18は、格納処理を終了する。

【0120】

一方、造影モードの撮像終了要求を受け付けていない場合（ステップS302否定）、格納部18は、平均輝度がTH1以上となったか否かを判定することで、格納開始条件となったか否かを判定する（ステップS303）。ここで、平均輝度がTH1より小さいことから、格納開始条件となっていない場合（ステップS303否定）、格納部18は、ステップS302に戻って、造影モードの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する。

【0121】

一方、平均輝度がTH1以上となったことから、格納開始条件となった場合（ステップS303肯定）、格納部18は、前回の格納済みデータと分離して格納処理を開始し（ステップS304）、ステップS301に戻って、格納終了条件となったか否かを判定する。なお、ステップS304において、格納部18は、前回の格納済みデータと同一の検査IDを対応付けた上で、新規のデータ格納処理を開始する。

【0122】

また、第2の格納法を実行する場合、格納部18は、格納終了条件となったか否かを判定する（ステップS401）。ここで、格納終了条件となっていない場合（ステップS401否定）、格納部18は、格納処理を継続した状態にて、再度、ステップS401の判定処理を行なう。

【0123】

一方、格納終了条件となった場合（ステップS401肯定）、格納部18は、造影モードの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS402）。ここで、造影モードの撮像終了要求を受け付けた場合（ステップS402肯定）、格納部18は、格納処理を終了する。

【0124】

一方、造影モードの撮像終了要求を受け付けていない場合（ステップS402否定）、格納部18は、格納開始条件となったか否かを判定する（ステップS403）。ここで、格納開始条件となっていない場合（ステップS403否定）、格納部18は、ステップS402に戻って、造影モードの撮像終了要求を受け付けたか否かを判定する。

【0125】

一方、格納開始条件となった場合（ステップS403肯定）、格納部18は、前回の格納済みデータの末尾にチャプターを挿入して格納処理を開始し（ステップS404）、ステップS401に戻って、格納終了条件となったか否かを判定する。

【0126】

上述してきたように、第3の実施形態では、格納部18は、複数の超音波画像の中で保存用画像が時系列に沿って分散して複数存在する場合、当該複数の保存用画像間に生成された超音波画像を保存対象から除外する。したがって、第3の実施形態では、関心領域に対して造影剤の流入及び流出が複数回繰り返される場合に、画像診断に不必要な画像データを間引くことができ、保存される画像データの容量を低減することが可能となる。

【0127】

また、第3の実施形態では、格納部18は、各保存用画像を個別のデータとして内部記憶部17に格納する（第1の格納法）。又は、格納部18は、各保存用画像の間に保存対象から除外された超音波画像が存在することを示す情報を付与したうえで、複数の保存用画像を一つのデータとして内部記憶部17に格納する（第2の格納法）。したがって、第3の実施形態では、操作者が要望する形式にて画像データを保存することができる。

【0128】

なお、上記した第1の実施形態～第3の実施形態では、保存用画像が内部記憶部17に格納される場合について説明した。しかし、保存用画像が格納される記憶装置は、超音波診断装置内に別途設置された記憶装置であっても、ネットワーク100を介して接続され

10

20

30

40

50

る外部装置 4 内の記憶装置であってもよい。

【0129】

また、上記した第 1 の実施形態～第 3 の実施形態では、超音波診断装置が画像生成とともにリアルタイムで格納処理を実行する場合について説明した。しかし、上記した第 1 の実施形態～第 3 の実施形態で説明した画像の格納処理は、造影検査が終了した後に、後処理として実行される場合であってもよい。

【0130】

例えば、格納部 18 は、TH1、又は、TH1 及び TH2 を用いた格納処理を、画像メモリ 15 に格納済みの全造影画像（又は、全造影モードデータ）の平均輝度を算出することで実行してもよい。また、TH1 や TH2 は、格納部 18 が画像メモリ 15 に格納済みの全造影画像（又は、全造影モードデータ）を用いて生成した平均輝度ヒストグラムを参照した操作者により、改めて設定される場合であってもよい。図 17 は、格納処理に用いられる閾値設定法の変形例を説明するための図である。

【0131】

例えば、制御部 19 は、図 17 に示すように、平均輝度ヒストグラムとともに、閾値設定用のスライドバーをモニタ 2 に表示させる。そして、操作者は、スライドバーを入力装置 3 が有するマウスなどを用いて調整することで、TH1 や TH2 を設定する。

【0132】

なお、図 17 を用いて説明した TH1 や TH2 の調整は、リアルタイムで格納処理が行なわれた後に、実行することも可能である。すなわち、格納部 18 は、保存後に調整された閾値を用いて、再度、保存用画像を選択して、選択した保存用画像を内部記憶部 17 に再格納することもできる。

【0133】

例えば、第 2 の実施形態で説明した TH2 を用いた間引き処理は、TH1 を用いた格納処理後に、実行される場合であってもよい。すなわち、格納部 18 は、操作者から TH2 を用いた再保存要求を受け付けた場合、TH1 を用いて格納済みの複数の保存用画像から TH2 以上となる保存画像群を所定の割合で間引く。そして、格納部 18 は、間引き処理を行なった保存画像群を、内部記憶部 17 に再格納する。

【0134】

ところで、上記した第 1 の実施形態～第 3 の実施形態では、超音波診断装置において画像格納処理が行なわれる場合について説明した。しかし、超音波診断装置とは独立に設置された画像管理装置により、上述した画像格納処理が行なわれる場合であってもよい。具体的には、格納部 18 の機能を有する画像管理装置が、超音波診断装置、又は PACS のデータベースや、電子カルテシステムのデータベースから、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の超音波画像（造影画像又は造影モードデータ）を受信して上述した画像格納処理を行なう場合であってもよい。なお、画像管理装置が保存用画像を格納する記憶装置は、自装置が有する記憶装置であってもよいし、他の装置が有する記憶装置であってもよい。

【0135】

また、画像管理装置が画像格納処理を行なう対象は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された超音波画像に限定されるものではなく、例えば、造影剤投与後に時系列に沿って生成された X 線 CT 画像や X 線画像、又は MRI 画像などの医用画像であってもよい。すなわち、画像管理装置は、造影剤投与後に時系列に沿って生成された複数の医用画像それぞれの輝度の変化に応じて、当該複数の医用画像から保存用画像として一つ又は複数の医用画像を選択し、当該選択した保存用画像を所定の記憶部に格納する。

【0136】

なお、本実施例で説明した画像格納方法は、あらかじめ用意された画像格納プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像格納プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像格納プログラムは、ハードディスク

、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVDなどのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0137】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第3の実施形態によれば、画像診断に有用な画像データを確実に保存することが可能となる。

【0138】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

【符号の説明】

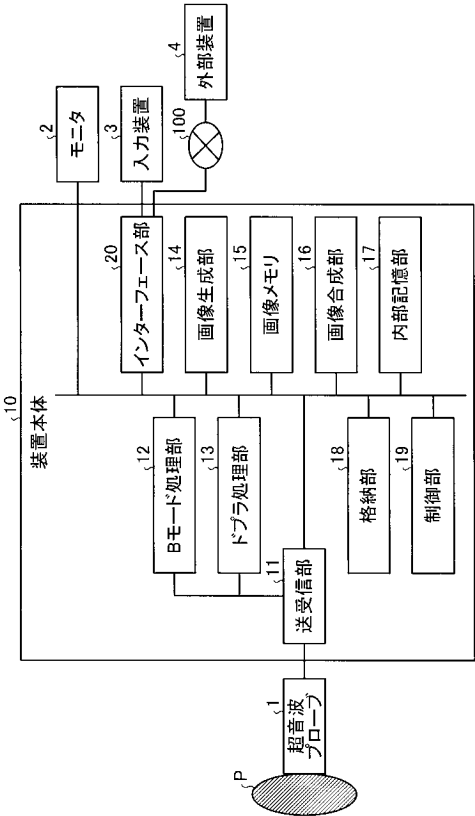
【0139】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 4 外部装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 13 ドプラ処理部
- 14 画像生成部
- 15 画像メモリ
- 16 画像合成部
- 17 内部記憶部
- 18 格納部
- 19 制御部
- 20 インターフェース部
- 100 ネットワーク

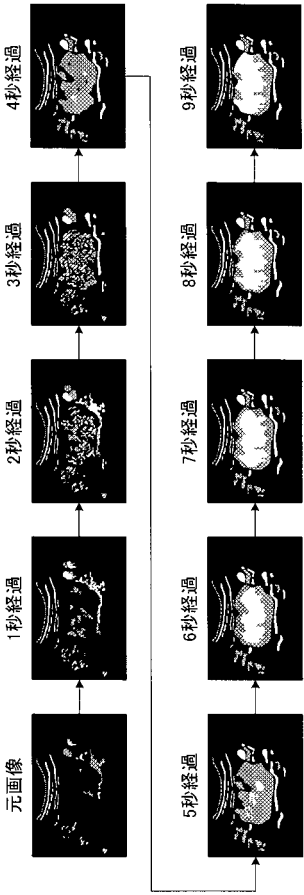
20

30

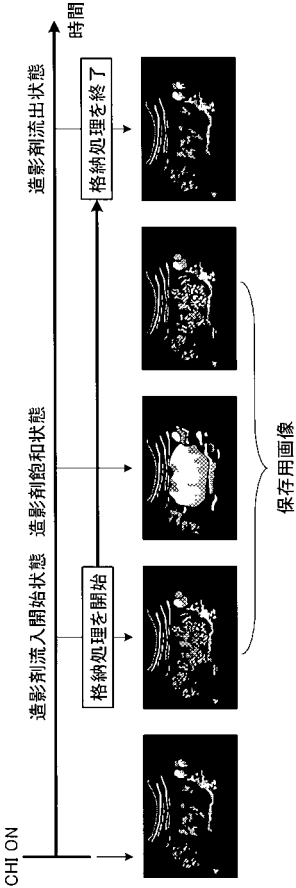
【図 1】



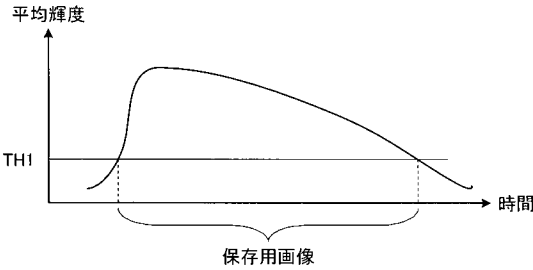
【図 2】



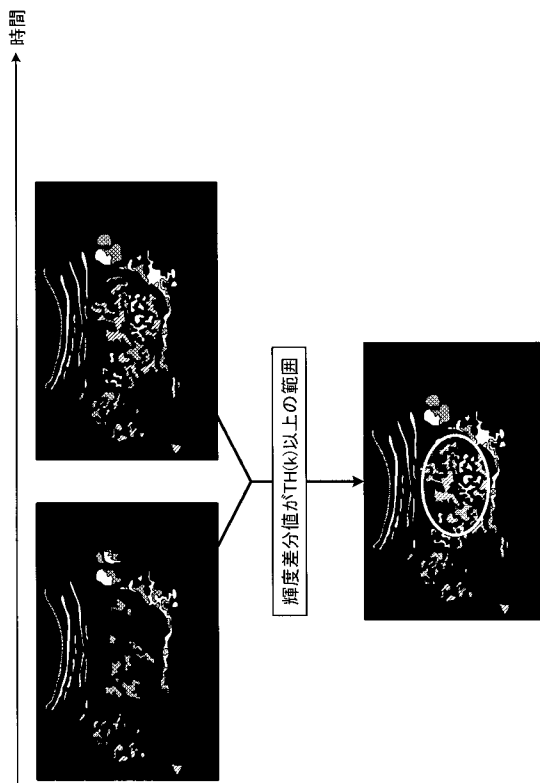
【図 3】



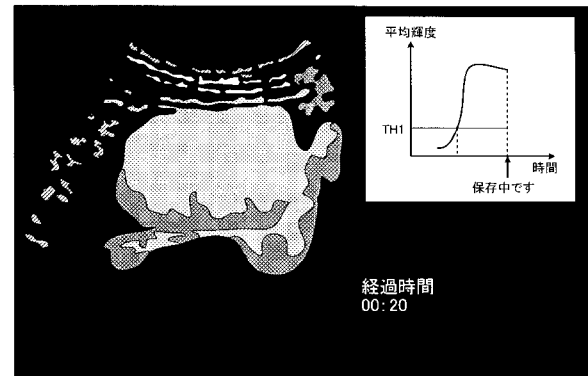
【図 4】



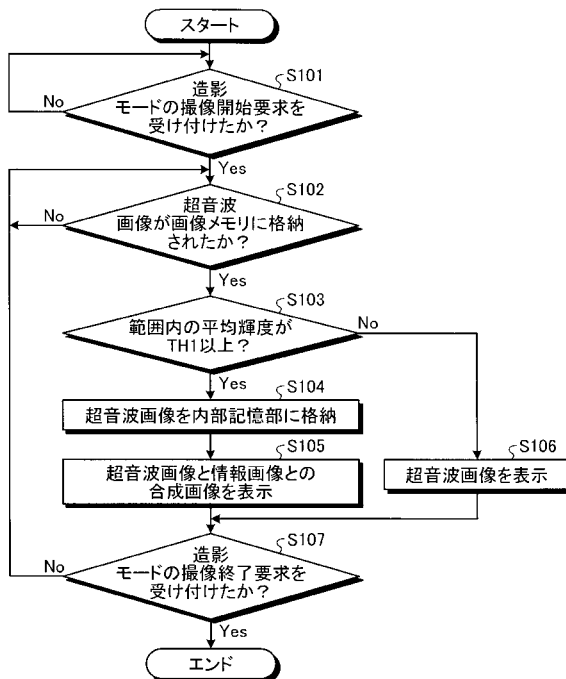
【図 5】



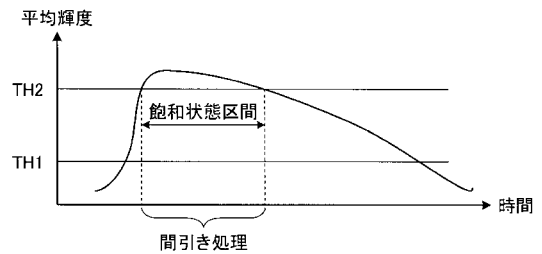
【図 6】



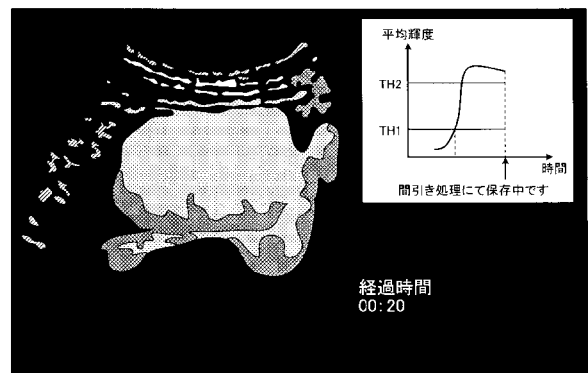
【図 7】



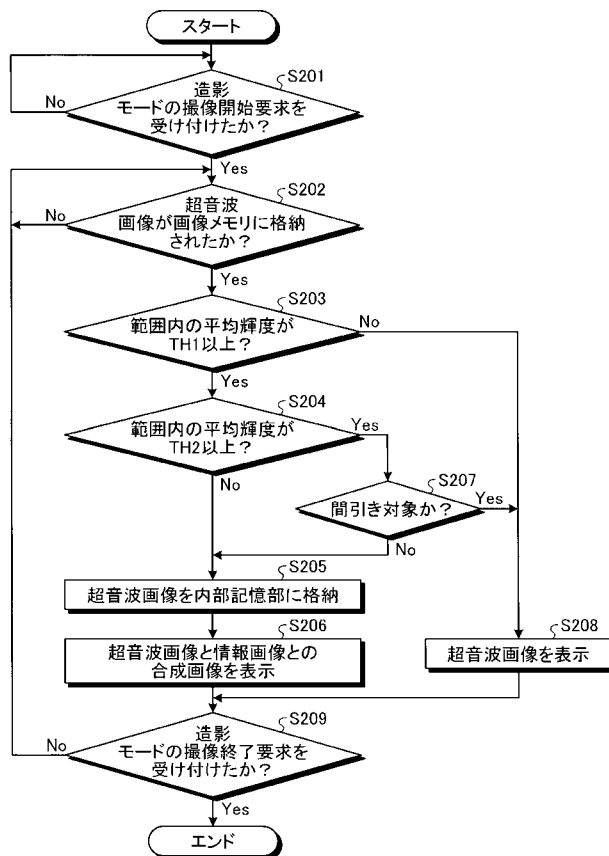
【図 8】



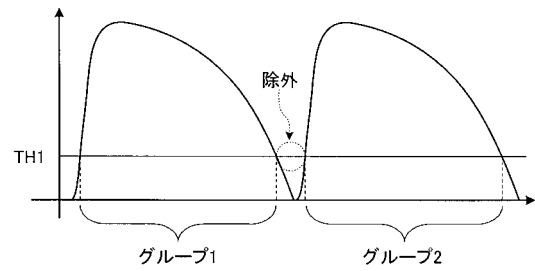
【図 9】



【図 10】



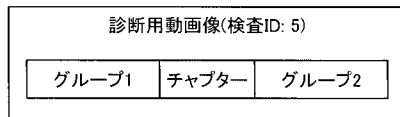
【図 11】



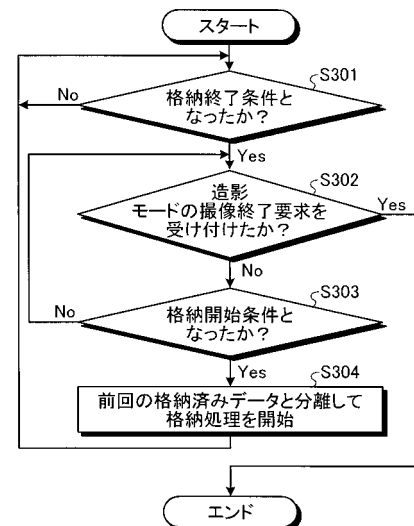
【図 12】

検査ID	診断用動画像
5	グループ1
	グループ2

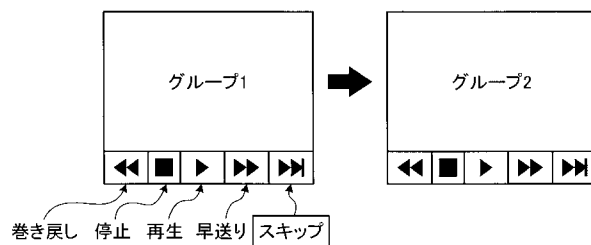
【図 13】



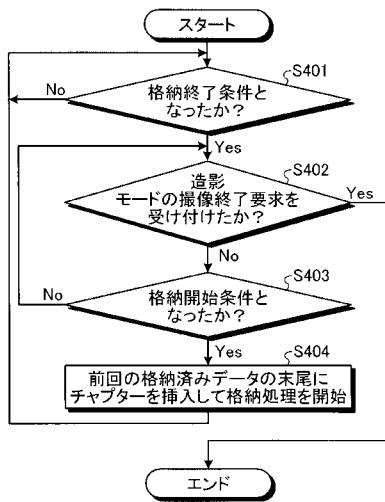
【図 15】



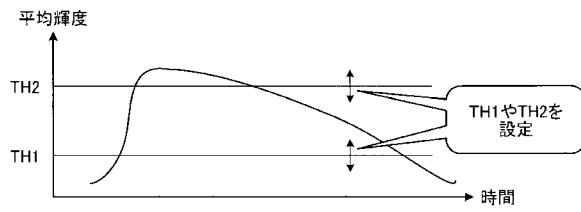
【図 14】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 豊

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

(72)発明者 郡司 隆之

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

(72)発明者 松永 智史

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

F ターム(参考) 4C601 DE06 DE10 JC11 JC16 KK07 KK12 KK25 KK31 KK47 LL04
LL38

专利名称(译)	超声诊断设备，图像管理设备和程序		
公开(公告)号	JP2012024132A	公开(公告)日	2012-02-09
申请号	JP2010162707	申请日	2010-07-20
[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		
[标]发明人	小笠原勝 赤木和哉 小林豊 郡司隆之 松永智史		
发明人	小笠原 勝 赤木 和哉 小林 豊 郡司 隆之 松永 智史		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK47 4C601/LL04 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题要可靠地存储对图像诊断有用的图像数据。 解决方案：在该实施例的超声诊断设备中，存储单元18存储在施用造影剂之后沿时间序列产生的多个超声图像（对比成像图像或造影剂模式数据）中的每一个的亮度变化。作为响应，从多个超声图像（对比图像或对比度模式数据）和所选存储图像中选择一个或多个超声图像（对比图像或造影剂模式数据）作为存储图像。在内部存储单元17中。 点域1

