

(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2019-92543
(P2019-92543A)

(43) 公開日 令和1年6月20日(2019.6.20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-221799 (P2017-221799)	(71) 出願人	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成29年11月17日(2017.11.17)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	藤井 友和 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	大森 慈浩 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	丸山 敏江 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

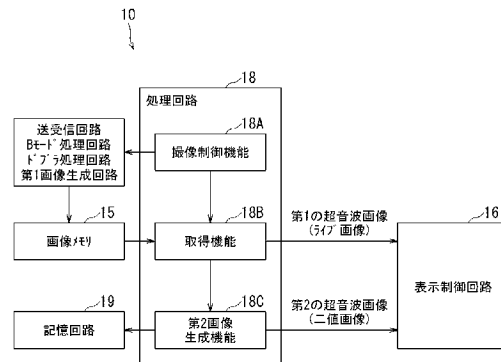
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像診断装置、及び医用画像生成プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 画像診断に適した超音波画像等の医用画像を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、取得手段18Bと、画像生成手段18Cとを有する。取得手段は、所定の輝度レンジで表現された第1の超音波画像を取得する。画像生成手段は、所定の輝度レンジ内であって、かつ、輝度レンジより狭い可変輝度レンジを設定し、第1の超音波画像において可変輝度レンジ内の輝度値を第1の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第2の輝度値に置換した第2の超音波画像を生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の輝度レンジで表現された第 1 の超音波画像を取得する取得手段と、
前記所定の輝度レンジ内であって、かつ、前記輝度レンジより狭い可変輝度レンジを設定し、前記第 1 の超音波画像において前記可変輝度レンジ内の輝度値を第 1 の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値に置換した第 2 の超音波画像を生成する画像生成手段と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波プローブを制御し、ライブ撮像を実行させる撮像制御手段を更に有し、
前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波画像を表示部に表示させ、前記第 1 の超音波画像の表示のフリーズ指示を受け付けると、前記フリーズ指示により表示された第 1 の超音波画像に基づいて、前記第 2 の超音波画像を生成する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記画像生成手段は、前記フリーズ指示により表示された第 1 の超音波画像に基づいて、前記第 2 の超音波画像として、1 個の可変輝度レンジに対応する 1 個の第 2 の超音波画像を生成する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記画像生成手段は、前記フリーズ指示により表示された第 1 の超音波画像に基づいて、前記第 2 の超音波画像として、複数の可変輝度レンジに対応する複数の第 2 の超音波画像を生成する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波画像の表示のフリーズ指示を受け付けると、前記第 1 の超音波画像の表示のフリーズ解除指示を受け付けるまでの間、前記複数の第 2 の超音波画像を表示部に切り替え表示させる、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記画像生成手段は、前記複数の第 2 の超音波画像を前記表示部に切り替え表示している間に切り替えの停止指示を受け付けると、前記切り替えを停止させる、

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波画像の表示のフリーズ指示を受け付けると、前記第 1 の超音波画像の単独表示を、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像の並列表示に切り替える一方、前記第 1 の超音波画像の表示のフリーズ解除指示を受け付けると、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像の並列表示を、前記第 1 の超音波画像の単独表示に切り替える、

請求項 2 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記画像生成手段は、撮像部位に応じて前記可変輝度レンジを設定する、
請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像とを関連付けて記憶部に記憶させる、

請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

所定の輝度レンジで表現された第 1 の医用画像を取得する取得手段と、
前記所定の輝度レンジ内であって、かつ、前記輝度レンジより狭い可変輝度レンジを設

50

定し、前記第 1 の医用画像において前記可変輝度レンジ内の輝度値を第 1 の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値に置換した第 2 の医用画像を生成する画像生成手段と、

有する医用画像診断装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

所定の輝度レンジで表現された第 1 の医用画像を取得する機能と、

前記所定の輝度レンジ内であって、かつ、前記輝度レンジより狭い可変輝度レンジを設定し、前記第 1 の医用画像において前記可変輝度レンジ内の輝度値を第 1 の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値に置換した第 2 の医用画像を生成する機能と、

10

を実現させる医用画像生成プログラム。

【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、医用画像診断装置、及び医用画像生成プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医用分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、超音波診断装置に接続された超音波プローブから被検体内に超音波を送信させ、反射波に基づくエコー信号を生成し、画像処理によって所望の超音波画像を得る。

20

【0003】

従来の超音波診断装置では、臓器等の構造を把握するために、エコー信号に基づいて B モード処理した超音波画像である B モード画像が利用されている。B モード画像は、所謂白黒画像であり、輝度値の差異によって構造物の違いを表現する画像である。B モード画像では、組織の違いにより音波の反射具合が異なることを利用しているため、大きく組織性状の異なる部分に関しては明瞭に境界等を描出できる。一方で、B モード画像では、腫瘍等の中には音響的に正常な部位と差が出にくい構造物を、検診等で見落とす可能性があるという問題がある。

30

【0004】

B モード画像のこのような問題は古いから知られており、超音波診断装置の製造社は、各社ともその改善を検討している。上述の問題を解決するため、一般的には、過去の検査結果に基づく学習（過去の検査結果から統計的に類似例との相関）等を行う。そのため、最終的に見逃しリスクを回避するか否かは、超音波診断装置や医療機関等で行われた検査の数に依存することになり、画像診断の結果にばらつきが生じる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2002 - 17685 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、画像診断に適した超音波画像等の医用画像を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、取得手段と、画像生成手段とを有する。取得手段は、所定の輝度レンジで表現された第 1 の超音波画像を取得する。画像生成手段は、所定の輝度レンジ内であって、かつ、輝度レンジより狭い可変輝度レンジを設定し、第 1 の超音

50

波画像において可変輝度レンジ内の輝度値を第 1 の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値に置換した第 2 の超音波画像を生成する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 2】図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図 3】図 3 は、実施形態に係る超音波診断装置の第 1 の動作をフローチャートとして示す図。

【図 4】図 4 は、実施形態に係る超音波診断装置による第 n フレームに係るライブ画像の単独表示例を示す模式図。

【図 5】図 5 (A) は、実施形態に係る超音波診断装置における可変輝度レンジを示す図であり、図 5 (B) は、実施形態に係る超音波診断装置による第 n フレームに係る二値画像の例を示す模式図。

【図 6】図 6 は、実施形態に係る超音波診断装置による第 n フレームに係るライブ画像及び二値画像の並列表示例を示す模式図。

【図 7】図 7 は、実施形態に係る超音波診断装置による第 n フレームに係るライブ画像及び二値画像の並列表示例を示す模式図。

【図 8】図 8 は、実施形態に係る超音波診断装置の第 2 の動作をフローチャートとして示す図。

【図 9】図 9 は、実施形態に係る超音波診断装置の第 3 の動作をフローチャートとして示す図。

【図 10】図 10 は、実施形態に係る医用画像診断装置の構成を示す概略図。

【図 11】図 11 は、実施形態に係る医用画像診断装置の機能を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら、超音波診断装置、医用画像診断装置、及び医用画像生成プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【0010】

図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0011】

図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置 10 を示す。また、図 1 は、超音波プローブ 20、入力手段（例えば、入力回路）30、及び表示手段（例えば、ディスプレイ）40 を示す。なお、超音波診断装置 10 に、超音波プローブ 20、入力回路 30、及びディスプレイ 40 の少なくとも 1 個を加えた装置を超音波診断装置と称する場合もある。以下の説明では、超音波診断装置 10 の外部に、超音波プローブ 20、入力回路 30、及びディスプレイ 40 の全てが備えられる場合について説明する。

【0012】

超音波診断装置 10 は、送受信手段（例えば、送受信回路）11、Bモード処理手段（例えば、Bモード処理回路）12、ドブラ処理手段（例えば、ドブラ処理回路）13、第 1 画像生成手段（例えば、第 1 画像生成回路）14、画像記憶手段（例えば、画像メモリ）15、表示制御手段（例えば、表示制御回路）16、ネットワーク接続手段（例えば、ネットワーク接続回路）17、処理手段（例えば、処理回路）18、及び記憶手段（例えば、記憶回路）19 を備える。回路 11 ~ 14 は、特定用途向け集積回路（ASIC: Application Specific Integrated Circuit）等によって構成されるものである。しかしながら、その場合に限定されるものではなく、回路 11 ~ 14 の機能の全部又は一部は、処理回路 18 がプログラムを実行することで実現されるものであってもよい。

【0013】

送受信回路 11 は、送信回路及び受信回路（図示省略）を有する。送受信回路 11 は、処理回路 18 による制御の下、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。なお、送受信回路 11 が超音波診断装置 10 に設けられる場合について説明するが

10

20

30

40

50

、送受信回路 11 は、超音波プローブ 20 に設けられても良いし、超音波診断装置 10 及び超音波プローブ 20 の両方に設けられても良い。

【0014】

送信回路は、パルス発生器、送信遅延回路、及びパルサ回路等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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。送信遅延回路は、超音波プローブ 20 の超音波振動子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、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、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、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

10

【0015】

受信回路は、アンプ回路、A/D (Analog to Digital) 変換器、及び加算器等を有し、超音波振動子が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を 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エコー信号の加算処理を行ってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、エコー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。

【0016】

B モード処理回路 12 は、処理回路 18 による制御の下、受信回路からエコーデータを受信し、対数増幅、及び包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (2 次元又は 3 次元データ) を生成する。このデータは、一般に、B モードデータと呼ばれる。

20

【0017】

ドブラ処理回路 13 は、処理回路 18 による制御の下、受信回路から受信したエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドブ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、パワー等の移動態情報を多点について抽出したデータ (2 次元又は 3 次元データ) を生成する。このデータは、一般に、ドブラデータと呼ばれる。

【0018】

第 1 画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、超音波プローブ 20 が受信したエコー信号に基づいて、所定の輝度レンジで表現された第 1 の超音波画像を画像データとして生成する。例えば、第 1 画像生成回路 14 は、第 1 の超音波画像として、B モード処理回路 12 によって生成された 2 次元の 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。また、第 1 画像生成回路 14 は、第 1 の超音波画像として、ドブラ処理回路 13 によって生成された 2 次元のドブラデータから移動態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カラードブラ画像を生成する。

30

【0019】

画像メモリ 15 は、1 フレーム当たり 2 軸方向に複数のメモリセルを備え、それを複数フレーム分備えたメモリである 2 次元画像メモリを含む。画像メモリ 15 としての 2 次元画像メモリは、処理回路 18 の制御による制御の下、第 1 画像生成回路 14 によって生成された 1 フレーム、又は、複数フレームに係る第 1 の超音波画像を 2 次元画像データとして記憶する。

40

【0020】

第 1 画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、画像メモリ 15 としての 2 次元画像メモリに配列された第 1 の超音波画像に対し、必要に応じて補間処理を行う 3 次元再構成を行うことで、画像メモリ 15 としての 3 次元画像メモリ内に第 1 の超音波画像を 3 次元画像データ (「ボリュームデータ」とも呼ばれる) として生成する。補間処理方法としては、公知の技術が用いられる。

50

【0021】

画像メモリ15は、3軸方向(X軸、Y軸、及びZ軸方向)に複数のメモリセルを備えたメモリである3次元画像メモリを含む場合もある。画像メモリ15としての3次元画像メモリは、処理回路18の制御による制御の下、第1画像生成回路14によって生成された第1の超音波画像を3次元画像データとして記憶する。

【0022】

表示制御回路16は、GPU(Graphics Processing Unit)及びVRAM(Video RAM)等を含む。表示制御回路16は、処理回路18の制御による制御の下、処理回路18から表示出力要求のあった第1の超音波画像(例えば、ライブ画像)や、後述する第2の超音波画像(例えば、二値画像)をディスプレイ40に表示させる。

10

【0023】

ネットワーク接続回路17は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信プロトコルを実装する。ネットワーク接続回路17は、この各種プロトコルに従って、超音波診断装置10と、外部の医用画像管理装置50及び医用画像診断装置60等の他の機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電氣的な接続等を適用することができる。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、無線/有線の病院基幹LAN(Local Area Network)やインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワーク及び衛星通信ネットワーク等を含む。

【0024】

また、ネットワーク接続回路17は、非接触無線通信の種々のプロトコルを実装しても良い。この場合、超音波診断装置10は、例えば超音波プローブ20と、ネットワークを介さず直接にデータ送受信することができる。

20

【0025】

処理回路18は、専用又は汎用のCPU(central processing unit)、MPU(micro processor unit)、又はGPU(Graphics Processing Unit)の他、ASIC、及び、プログラマブル論理デバイス等を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス(SPLD:simple programmable logic device)、複合プログラマブル論理デバイス(CPLD:complex programmable logic device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA:field programmable gate array)等が挙げられる。

30

【0026】

また、処理回路18は、単一の回路によって構成されても良いし、複数の独立した回路要素の組み合わせによって構成されても良い。後者の場合、記憶回路19は回路要素ごとに個別に設けられても良いし、単一の記憶回路19が複数の回路要素の機能に対応するプログラムを記憶するものであっても良い。

【0027】

記憶回路19は、RAM(random access memory)、フラッシュメモリ(flash memory)等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。記憶回路19は、USB(universal serial bus)メモリ及びDVD(digital video disk)等の可搬型メディアによって構成されても良い。記憶回路19は、処理回路18において用いられる各種処理プログラム(アプリケーションプログラムの他、OS(operating system)等も含まれる)や、プログラムの実行に必要なデータを記憶する。また、OSに、操作者に対するディスプレイ40への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力回路30によって行うことができるGUI(graphical user interface)を含めることもできる。

40

【0028】

超音波プローブ20は、被検体(例えば、受診者)に対して超音波の送受波を行う。超音波プローブ20は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行うものであり、1次元(1D)又は2次元(2D)に配列された複数個の微小な振動子(圧電

50

素子)をその先端部に有している。この振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、又、受信時には反射波を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。

【0029】

超音波プローブ20は小型、軽量に構成されており、ケーブル(又は無線通信)を介して超音波診断装置10に接続される。超音波プローブ20の種類としては、1Dアレイプローブや、メカ4Dプローブや、2Dプローブ等が挙げられる。1Dアレイプローブは、複数の振動子が1次元的に配列された構成を有する。ここで、1Dアレイプローブは、エレベーション方向に少数の振動子が配列された構成も含む。

【0030】

入力回路30は、例えばキーボード、タッチパネル、フリーズボタン、及びテンキー等の一般的な入力装置により構成される。入力回路30は、操作者による操作に対応した操作入力信号を処理回路18に出力する。

【0031】

ディスプレイ40は、例えば液晶ディスプレイやOLED(Organic Light Emitting Diode)ディスプレイ等の一般的な表示出力装置により構成される。ディスプレイ40は、処理回路18の制御に従って各種情報を表示する。

【0032】

また、図1は、超音波診断装置10の外部機器である医用画像管理装置50及び医用画像診断装置60を示す。医用画像管理装置50は、例えば、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)サーバであり、ネットワークNを介してデータ送受信可能に超音波診断装置10等の機器に接続される。医用画像管理装置50は、超音波診断装置10によって生成された第1及び第2の超音波画像等の医用画像をDICOMファイルとして管理する。

【0033】

医用画像診断装置60は、ネットワークNを介してデータ送受信可能に超音波診断装置10や医用画像管理装置50等の機器に接続される。医用画像診断装置60としては、例えば、超音波診断装置10以外の画像生成装置(例えば、X線CT(Computed Tomography)装置及びMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置)や、DICOMビューアや、一般的なパーソナルコンピュータや、超音波診断装置10によって生成された第1及び第2の超音波画像等の医用画像に対して各種画像処理を施すワークステーションや、タブレット端末等の携帯型情報処理端末等が挙げられる。

【0034】

続いて、超音波診断装置10の機能について説明する。

【0035】

図2は、超音波診断装置10の機能を示すブロック図である。

【0036】

処理回路18は、記憶回路19に記憶された、又は、処理回路18内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、撮像制御手段(例えば、撮像制御機能)18A、取得手段(例えば、取得機能)18B、及び第2画像生成手段(例えば、第2画像生成機能)18Cとして機能する。以下、機能18A~18Cがソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能18A~18Cの全部又は一部は、超音波診断装置10にASIC等の回路として設けられるものであっても良い。

【0037】

撮像制御機能18Aは、回路等11~17,19の処理動作を統括的に制御して超音波の送受信によるライブ撮像(「ライブスキャン」とも呼ばれる)を実行させることで、第1の超音波画像(例えば、ライブ画像)の生成と、第1の超音波画像の画像メモリ15への記憶とを制御する機能である。ここで、第1の超音波画像は、所定の輝度レンジ(例えば、輝度階調「0~255」)によって表現された画像である。

【0038】

10

20

30

40

50

取得機能 18B は、撮像制御機能 18A の制御により第 1 画像生成回路 14 によって生成され画像メモリ 15 に記憶された第 1 の超音波画像を画像メモリ 15 から取得する、つまり、第 1 の超音波画像を画像メモリ 15 から読み出す機能である。

【0039】

第 2 画像生成機能 18C は、取得機能 18B によって取得された第 1 の超音波画像を表現する所定の輝度レンジ内であって、かつ、当該輝度レンジより狭い輝度レンジ（以下、「可変輝度レンジ」という）を設定する機能である。また、第 2 画像生成機能 18C は、第 1 の超音波画像において可変輝度レンジ内の輝度値を第 1 の輝度値に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値に置換した第 2 の超音波画像（例えば、二値画像）を生成する機能である。第 2 画像生成機能 18C は、第 1 の超音波画像の全領域又は一部領域（例えば、関心領域）について、第 2 の超音波画像を生成する。

10

【0040】

第 2 画像生成機能 18C は、第 1 の超音波画像と、それに基づく第 2 の超音波画像とを関連付けて記憶回路 19 に記憶させる機能を含むこともできる。また、第 2 画像生成機能 18C は、第 1 の超音波画像と、それに基づく第 2 の超音波画像とを表示制御回路 16 を介してディスプレイ 40 に表示させる機能を含むこともできる。

【0041】

なお、機能 18A ~ 18C の機能の詳細については、図 3 ~ 図 9 を用いて後述する。

【0042】

続いて、超音波診断装置 10 の動作について説明する。

20

【0043】

図 3 は、超音波診断装置 10 の第 1 の動作をフローチャートとして示す図である。図 3 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。図 3 に示すフローチャートは、腹部の集団検診等の場合に採用されるライブ撮像を想定したものである。

【0044】

撮像制御機能 18A は、入力回路 30 からの入力、又は、外部機器からの検査オーダの内容に従って、受診者の撮像部位を設定する（ステップ ST1）。ステップ ST1 によって腹部が設定された場合、超音波プローブ 20 の操作により、受診者の肝臓、胆臓、膵臓、脾臓、及び腎臓が表れる B モードのライブ画像が生成及び表示されることになる。

30

【0045】

撮像制御機能 18A は、入力回路 30 からの入力に従って、回路等 11 ~ 17, 19 の処理動作を統括的に制御して超音波プローブ 20 に対して超音波の送受信を開始させ、B モードのライブ画像の生成及び表示、つまり、ライブ撮像を開始させる（ステップ ST2）。

【0046】

撮像制御機能 18A は、回路等 11 ~ 17, 19 の処理動作を統括的に制御して、第 1 の超音波画像として、第 n ($n = 1, 2, \dots$) フレームに係る B モードのライブ画像を生成して画像メモリ 15 に記憶させる（ステップ ST3）。撮像制御機能 18A は、表示制御回路 16 を制御して、ステップ ST3 によって生成された第 n フレームに係るライブ画像をディスプレイ 40 に表示させる（ステップ ST4）。ステップ ST3 によって生成される第 n フレームに係るライブ画像は、所定の輝度レンジによって表現された画像である。

40

【0047】

図 4 は、超音波診断装置 10 による第 n フレームに係るライブ画像の単独表示例を示す模式図である。

【0048】

図 4 の上段は、ライブ画像上における 5 個の組織を模擬した 5 個の円を示す。また、図 4 の下段は、ライブ画像上における 1 個の組織を模擬した 1 個の円を示す。

【0049】

50

血管腫や嚢胞、結石のような組織であれば、正常な組織との輝度値の差が大きくなるため、超音波プローブ 20 の操作者や画像診断を行う診断者は、図 4 に示す B モードのライブ画像から容易にその組織の存在（例えば、上段の 5 個の円）を認識できる。しかし、脂肪肝等の肝実質の場合や、腫瘍の大きさ等の理由から、腫瘍と実質部とで大きな音響特性の差が出ない場合には、超音波プローブ 20 の操作者や診断者は、B モードのライブ画像から腫瘍の存在（例えば、下段の 1 個の円）を認識することが困難である。

【0050】

特に集団検診の場合、短時間で多くの受診者に対応する必要があるため 1 人当たりの検査時間は短くなるので、図 4 に示す B モードのライブ画像上で輝度値に明確な差が無い組織の認識は容易ではない。そこで、超音波診断装置 10 は、図 3 に示すステップ S T 8 , S T 9 において、第 2 の超音波画像を生成して超音波プローブ 20 の操作者や診断者に提供する。

10

【0051】

図 3 の説明に戻って、撮像制御機能 18 A は、第 n フレームに係るライブ画像の表示のフリーズ指示を受け付けたか否かを判断する（ステップ S T 5）。ステップ S T 5 の判断にて Y E S、即ち、第 n フレームに係るライブ画像の表示のフリーズ指示を受け付けたと判断された場合、撮像制御機能 18 A は、第 n フレームに係るライブ画像の表示をフリーズする（ステップ S T 6）。ここで、超音波プローブ 20 の操作者は、連続的に表示される複数のライブ画像を観察しながら怪しい何かを見つけた場合には、入力回路 30 のフリーズボタンを押圧することで、処理回路 18 に第 n フレームに係るライブ画像のフリーズ指示を行うことができる。

20

【0052】

一方で、ステップ S T 5 の判断にて N O、即ち、第 n フレームに係るライブ画像の表示のフリーズ指示を受け付けていないと判断された場合、ステップ S T 11 に進む。

【0053】

ステップ S T 6 に続き、取得機能 18 B は、ステップ S T 3 によって画像メモリ 15 に記憶され、フリーズされた第 n フレームに係るライブ画像を画像メモリ 15 から取得する（ステップ S T 7）。第 2 画像生成機能 18 C は、ステップ S T 7 によって取得された第 n フレームに係るライブ画像に基づいて、第 2 の超音波画像として、第 n フレームに係る多値画像、例えば、二値画像を生成する（ステップ S T 8）。多値画像は、二値画像に限定されるものではなく、三値画像等であっても良い。以下、多値画像が二値画像である場合を例にとって説明する。

30

【0054】

ステップ S T 8 によって生成される第 n フレームに係る二値画像は、フリーズされた第 n フレームに係るライブ画像に基づいて生成された画像であり、第 n フレームに係るライブ画像において可変輝度レンジ内の輝度値を有する画素の輝度値を第 1 の輝度値（例えば、「白色」相当）に置換し、それ以外の輝度値を第 2 の輝度値（例えば、「黒色」相当）に置換した画像である。

【0055】

第 2 画像生成機能 18 C は、ステップ S T 7 によって画像メモリ 15 から取得された第 n フレームに係るライブ画像と、ステップ S T 8 によって生成された第 n フレームに係る二値画像とを関連付けて記憶回路 19 に記憶させると共に、表示制御回路 16 を制御して、ステップ S T 8 によって生成された第 n フレームに係る二値画像をディスプレイ 40 に表示させる（ステップ S T 9）。

40

【0056】

ここで、ステップ S T 9 において、第 2 画像生成機能 18 C は、例えば、二値画像を含む D I C O M ファイルのプライベートタグに、対応するライブ画像の識別子を記述することで、ライブ画像及び二値画像を関連付けて記憶回路 19 に記憶させることができる。第 2 画像生成機能 18 C は、関連付けられたライブ画像及び二値画像を医用画像管理装置 50 に送ることで、医師等の診断者は、医用画像診断装置 60 としての D I C O M ビューア

50

でライブ画像を閲覧する際に、ライブ画像と共に、関連付けられた二値画像を表示して画像診断を行うことができる。即ち、第2画像生成機能18Cによる二値画像の提供は、DICOMビューアで行われる超音波画像による画像診断の精度を向上させることができる。

【0057】

図5(A)は、超音波診断装置10における可変輝度レンジを示す図である。図5(B)は、超音波診断装置10による第nフレームに係る二値画像の例を示す模式図である。

【0058】

図5(A)は、第nフレームに係るライブ画像を表現する所定の輝度レンジRと、輝度レンジR内であって、かつ、輝度レンジRより狭い可変輝度レンジR1とを示す可変輝度レンジ情報Vを示す。

【0059】

図5(B)は、図5(A)に示す輝度レンジ情報Vの可変輝度レンジR1に従って、フリーズされたライブ画像(図4に図示)から生成された二値画像を示す。二値画像は、フリーズされたライブ画像に対して、可変輝度レンジR1内の輝度値を「白色」に相当する輝度値に置換する一方で、それ以外の輝度値を「黒色」に相当する輝度値に置換した場合の画像である。

【0060】

例えば、フリーズされたライブ画像が表現される輝度レンジの輝度階調を「0~255」とする場合、可変輝度レンジR1内の輝度値「100~110」のみを高輝度値(例えば、輝度値「255」)に置換し、それ以外の輝度値「0~99」及び「111~255」を低輝度値(例えば、輝度値「0」)に置換することで二値画像が生成される。図5(B)に示すように、二値画像上にはライブ画像の一部の組織だけが「白色」で表現されることになる。

【0061】

ここで、ライブ画像のフレーム単位でm(m=1, 2, ...)個の可変輝度レンジR1が設定されることで、フリーズされた1個のライブ画像に対して、m個の二値画像が生成される。例えば、m=1、つまり、ライブ画像のフレーム単位で1個の可変輝度レンジR1が設定されることで、フリーズされた1個のライブ画像に対して、1個の二値画像が生成されて表示される(図6に図示)。また、例えば、m=6、つまり、ライブ画像のフレーム単位で6個の可変輝度レンジR1が設定されることで、フリーズされた1個のライブ画像に対して、6個の二値画像が生成されて切り替え表示される(図7(A)~(F)に図示)。

【0062】

図6は、超音波診断装置10による第nフレームに係るライブ画像及び二値画像の並列表示例を示す模式図である。

【0063】

図6は、図4に示す第nフレームに係るライブ画像の単独表示においてフリーズ指示がなされた直後の並列表示例を示す。図6の左側は、フリーズされた第nフレームに係るライブ画像を示し、同右側は、左側のライブ画像に基づいて生成された1個の二値画像を示す。また、二値画像の周辺には、二値画像の生成に寄与した可変輝度レンジR1を示す可変輝度レンジ情報Vを表示することもできる。

【0064】

また、第2画像生成機能18Cは、m個、例えば6個の可変輝度レンジR1を設定することもできる。

【0065】

図7(A)~(F)のそれぞれは、超音波診断装置10による第nフレームに係るライブ画像及び二値画像の並列表示例を示す模式図である。

【0066】

図7(A)~(F)は、図6の変形例である。図7(A)は、図4に示す第nフレーム

10

20

30

40

50

に係るライブ画像の単独表示においてフリーズ指示がなされた直後の並列表示例を示す。また、図4に示す第nフレームに係るライブ画像の単独表示においてフリーズ指示がなされると、図7(A)~(F)が順に切り替え表示され、必要に応じて表示がループされる。また、第2画像生成機能18Cは、切り替え表示している間に入力回路30から切り替えの停止指示を受け付けると、切り替えを停止させることも可能である。ここで、超音波プローブ20の操作者は、切り替え表示される6個の二値画像を観察しながら怪しい何かを見つけた場合には、入力回路30の切り替えの停止指示ボタンを押圧することで、処理回路18に二値画像の切り替え停止指示を行うことができる。

【0067】

図7(A)は、第nフレームに係るライブ画像と、6個の二値画像の中の第1の二値画像とを示す。第1の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最小輝度値側の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

10

【0068】

図7(B)は、図7(A)と同様の第nフレームに係るライブ画像と、6個の二値画像の中の第2の二値画像とを示す。第2の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最小輝度値側から2番目の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

【0069】

図7(C)は、図7(A)と同様の第nフレームに係るライブ画像と、6個の二値画像の中の第3の二値画像とを示す。第3の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最小輝度値側から3番目の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

20

【0070】

図7(D)は、図7(A)と同様の第nフレームに係るライブ画像と、6個の二値画像の中の第4の二値画像とを示す。第4の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最大輝度値側から3番目の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

【0071】

図7(E)は、図7(A)と同様の第nフレームに係るライブ画像と、6個の二値画像の中の第5の二値画像とを示す。第5の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最大輝度値側から2番目の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

30

【0072】

図7(F)は、図7(A)と同様の第nフレームに係るライブ画像と、第6の二値画像とを示す。第6の二値画像は、可変輝度レンジ情報Vに示すように、ライブ画像において最大輝度値側の輝度レンジ内の輝度値を有する画素が高輝度化された画像である。

【0073】

ここで、第2画像生成機能18Cは、可変輝度レンジR1の設定、つまり、可変輝度レンジR1の数(m)や輝度値幅について、任意に設定することができる。例えば、第2画像生成機能18Cは、図5(A)に示す可変輝度レンジR1を、輝度値幅「10」の輝度値「0~9」、「10~19」、...、「250~255」と設定することができる。元々想定している状況は、m個の二値画像の切り替え表示(図7(A)~(F)に図示)により、超音波プローブ20の操作者に、ライブ画像上の正常組織に埋もれた異常組織の存在の可能性を視認させることである。よって、m個の可変輝度レンジR1によりm個の二値画像の切り替え表示を行うと、正常組織と思われていた部分の中に、他の部分とは僅かに異なる輝度値の特性を持つ組織を表示上分離できる。その結果、超音波プローブ20の操作者は、分離された組織が何であるかは分からなくとも、フリーズされたライブ画像に、再度検査すべき組織が隠れていることをm個の二値画像で認識できる。

40

【0074】

なお、ステップST1によって設定される撮像部位によりライブ画像の視認性は変わる

50

ことから、第2画像生成機能18Cは、可変輝度レンジR1の輝度値幅や、切り替え表示の順番（輝度値「100～109」を先に表示するのか、輝度値「150～159」を先に表示するのか）については、撮像部位ごとの初期設定を行うことが望ましい。また、例えば、m個の可変輝度レンジR1の輝度値幅を「10」と固定すると、輝度値の差が「5」である2個の組織が同一輝度値に置換される可能性がある。そのため、第2画像生成機能18Cは、ライブ撮像中に、超音波プローブ20の操作者により、予め設定された可変輝度レンジR1の輝度値幅を任意に変更することができる。

【0075】

また、第2画像生成機能18Cは、可変輝度レンジR1の輝度値幅を「10」とする場合、ライブ撮像中に輝度値が重ならないように、可変輝度レンジR1の輝度値を「0～9」

10

【0076】

さらに、第2画像生成機能18Cは、m個の二値画像の切り替え表示の切り替えを、最低輝度値側の二値画像から最高輝度値側の二値画像まで自動的に切り替わるようにしても良いし、超音波プローブ20の操作者により手動的に切り替えわるようにしても良い。m個の二値画像の切り替え表示の切り替えを自動的に行う場合、第2画像生成機能18Cは、切り替え表示の切り替えのタイミングを、0.5秒間隔程度とすれば良い。また、第2画像生成機能18Cは、切り替え表示の切り替え速度を、低速から高速まで自由に変更することで、検査の内容や、超音波プローブ20の操作者の技量等に合わせて最適化できる

20

【0077】

このように、図6及び図7(A)～(F)の表示例によれば、ライブ撮像中に、可変輝度レンジR1内であるか否かに基づいて、目的組織を認識する上でコントラストに優れた画像を提供することができる。目的組織の輝度値の範囲が予め分かっている場合、当該輝度値の範囲を可変輝度レンジR1として設定することで、目的組織を視認するためのコントラストに優れた画像を提供することができる。

【0078】

図3の説明に戻って、第2画像生成機能18Cは、フリーズ解除指示を受け付けるまで待機する（ステップST10）。フリーズ解除指示を受け付けると、第2画像生成機能18Cは、並列表示（図6及び図7）を単独表示（図4に図示）に切り替えると共に、第1の超音波画像として、第nフレームの次のフレームに係るライブ画像を生成するか否か、つまり、ライブ撮像の終了指示を受け付けたか否かを判断する（ステップST11）。

30

【0079】

ステップST11の判断にてYES、即ち、ライブ撮像の終了指示を受け付けたと判断された場合、撮像制御機能18Aは、ライブ撮像を終了させる（ステップST12）。一方で、ステップST11の判断にてNO、即ち、ライブ撮像の終了指示を受け付けていないと判断された場合、撮像制御機能18Aは、回路等11～17, 19の処理動作を統括的に制御して、第1の超音波画像として、第nフレームの次のフレームに係るライブ画像を生成して画像メモリ15に記憶させる（ステップST3）。

40

【0080】

以上のように、超音波診断装置10によると、ライブ撮像中に、第nフレームに係るライブ画像の表示のフリーズ状態で二値画像、つまり、1個の二値画像（図6に図示）、又は、複数の二値画像（図7(A)～(F)に図示）をディスプレイ40に表示させることで、過去の検査結果に基づく学習に因らず、画像診断に適した超音波画像を提供することができる。

【0081】

なお、超音波診断装置10によるライブ撮像中に第2の超音波画像を生成して表示するものとして説明した。しかしながら、その場合に限定されるものではない。既に収集済みの1フレームに係る第1の超音波画像に基づいて第2の超音波画像を生成することもでき

50

るし（後述する図 8）、既に収集済みの複数フレームに係る第 1 の超音波画像から選択された画像に基づいて第 2 の超音波画像を生成することもできる（後述する図 9）。

【0082】

図 8 は、超音波診断装置 10 の第 2 の動作をフローチャートとして示す図である。図 8 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。図 8 に示すフローチャートは、既に収集済みの 1 フレームに係る第 1 の超音波画像に基づく診断の場合を想定している。

【0083】

取得機能 18B は、画像メモリ 15 に記憶された第 1 の超音波画像を画像メモリ 15 から取得する（ステップ ST 21）。第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 21 によつて取得された第 1 の超音波画像に関する撮像部位を特定する（ステップ ST 22）。第 1 の超音波画像が対象とする撮像部位に関する情報は、第 1 の超音波画像を含む DICOM ファイルに予め記述されている。

10

【0084】

第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 21 によつて取得された第 1 の超音波画像に基づいて、第 2 の超音波画像を生成する（ステップ ST 23）。ステップ ST 23 の動作は、図 3 に示すステップ ST 8 の動作と同等であるので説明を省略する。また、第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 21 によつて画像メモリ 15 から取得された第 1 の超音波画像と、ステップ ST 23 によつて生成された第 2 の超音波画像とを関連付けて記憶回路 19 に記憶させると共に、表示制御回路 16 を制御して、ステップ ST 23 によつて生成された第 2 の超音波画像をディスプレイ 40 に表示させる（ステップ ST 24）。ステップ ST 24 の動作は、図 3 に示すステップ ST 9 の動作と同等であるので説明を省略する。

20

【0085】

以上のように、超音波診断装置 10 によると、ライブ撮像終了後に、二値画像、つまり、1 個の二値画像（図 6 に図示）、又は、複数の二値画像（図 7（A）～（F）に図示）をディスプレイ 40 に表示させることで、過去の検査結果に基づく学習に因らず、画像診断に適した超音波画像を提供することができる。

【0086】

図 9 は、超音波診断装置 10 の第 3 の動作をフローチャートとして示す図である。図 9 において、「ST」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。図 8 に示すフローチャートは、既に収集済みの複数フレームに係る第 1 の超音波画像に基づく診断の場合を想定している。

30

【0087】

取得機能 18B は、画像メモリ 15 に記憶された複数フレームに係る第 1 の超音波画像を取得する（ステップ ST 31）。第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 31 によつて取得された複数フレームに係る第 1 の超音波画像に関する撮像部位を特定する（ステップ ST 32）。複数フレームに係る第 1 の超音波画像が対象とする撮像部位に関する情報は、第 1 の超音波画像を含む DICOM ファイルに予め記述されている。

40

【0088】

第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 31 によつて取得された複数フレームに係る第 1 の超音波画像から、第 n フレームに係る第 1 の超音波画像を選択する（ステップ ST 33）。ステップ ST 33 において、第 2 画像生成機能 18C は、複数フレームに係る第 1 の超音波画像を順にディスプレイ 40 表示（再生）し、入力回路 30 を用いた入力信号に基づいて、第 n フレームに係る第 1 の超音波画像を選択する。

【0089】

第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 33 によつて選択された第 n フレームに係る第 1 の超音波画像に基づいて、第 2 の超音波画像を生成する（ステップ ST 34）。ステップ ST 34 の動作は、図 3 に示すステップ ST 8 の動作と同等であるので説明を省略する。また、第 2 画像生成機能 18C は、ステップ ST 33 によつて選択された第 1 の超音

50

波画像と、ステップ S T 3 4 によって生成された第 2 の超音波画像とを関連付けて記憶回路 1 9 に記憶させると共に、表示制御回路 1 6 を制御して、ステップ S T 3 4 によって生成された第 n フレームに係る第 2 の超音波画像をディスプレイ 4 0 に表示させる（ステップ S T 3 5）。ステップ S T 3 5 の動作は、図 3 に示すステップ S T 9 の動作と同等であるので説明を省略する。

【 0 0 9 0 】

第 2 画像生成機能 1 8 C は、入力回路 3 0 からの指示に従って、再度、第 1 の超音波画像の選択を行わないか否かを判断する（ステップ S T 3 6）。ステップ S T 3 6 の判断にて Y E S、即ち、再度、第 1 の超音波画像の選択を行わないと判断される場合、第 2 画像生成機能 1 8 C は、動作を終了する。一方で、ステップ S T 3 6 の判断にて N O、即ち、再度、第 1 の超音波画像の選択を行うと判断される場合、第 2 画像生成機能 1 8 C は、ステップ S T 3 1 によって取得された複数フレームに係る第 1 の超音波画像から、第 n フレームに係る第 1 の超音波画像を選択する（ステップ S T 3 3）。

10

【 0 0 9 1 】

以上のように、超音波診断装置 1 0 によると、ライブ撮像終了後に、二値画像、つまり、1 個の二値画像（図 6 に図示）、又は、複数の二値画像（図 7（A）～（F）に図示）をディスプレイ 4 0 に表示させることで、過去の検査結果に基づく学習に因らず、画像診断に適した超音波画像を提供することができる。

【 0 0 9 2 】

ここまで、超音波診断装置 1 0 が第 1 の超音波画像に基づいて第 2 の超音波画像を生成して表示する例について説明したが、その場合に限定されるものではない。超音波診断装置 1 0 以外の画像生成装置（例えば、X 線 C T 装置及び M R I 装置）や、一般的なパーソナルコンピュータや、ワークステーションや、タブレット端末等の携帯型情報処理端末等の医用画像診断装置 6 0 が、第 1 の医用画像に基づいて第 2 の医用画像を生成して表示しても良い。

20

【 0 0 9 3 】

図 1 0 は、実施形態に係る医用画像診断装置の構成を示す概略図である。

【 0 0 9 4 】

図 1 0 は、実施形態に係る医用画像診断装置 6 0、例えばワークステーションを示す。ワークステーション 6 0 は、処理手段（例えば、処理回路）6 1、記憶手段（記憶回路）6 2、入力手段（例えば、入力回路）6 3、表示制御手段（表示制御回路）6 4、及び表示手段（例えば、ディスプレイ）6 5 を備える。

30

【 0 0 9 5 】

処理回路 6 1 は、図 1 に示す処理回路 1 8 と同等の構成を有するものであるので、構成の説明を省略する。記憶回路 6 2 は、図 1 に示す記憶回路 1 9 と同等の構成を有するものであるので、構成の説明を省略する。入力回路 6 3 は、図 1 に示す入力回路 3 0 と同等の構成を有するものであるので、構成の説明を省略する。表示制御回路 6 4 は、図 1 に示す表示制御回路 1 6 と同等の構成を有するものであるので、構成の説明を省略する。ディスプレイ 6 5 は、図 1 に示すディスプレイ 4 0 と同等の構成を有するものであるので、構成の説明を省略する。

40

【 0 0 9 6 】

図 1 1 は、ワークステーション 6 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 9 7 】

処理回路 6 1 は、記憶回路 6 2 に記憶された、又は、処理回路 6 1 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、取得手段（例えば、取得機能）6 1 B 及び第 2 画像生成手段（例えば、第 2 画像生成機能）6 1 C として機能する。以下、機能 6 1 B、6 1 C がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 6 1 B、6 1 C の全部又は一部は、ワークステーション 6 0 に回路等のハードウェアとして設けられるものであっても良い。

【 0 0 9 8 】

50

取得機能 6 1 B は、取得機能 1 8 B (図 2 に図示) と同様に、記憶回路 6 2 に記憶された第 1 の医用画像 (例えば、第 1 の超音波画像) を記憶回路 6 2 から取得する、つまり、第 1 の医用画像を記憶回路 6 2 から読み出す機能である。

【 0 0 9 9 】

第 2 画像生成機能 6 1 C は、第 2 画像生成機能 1 8 C (図 2 に図示) と同様に、可変輝度レンジを設定し、第 2 の医用画像 (例えば、第 2 の超音波画像) を生成する機能である。第 2 画像生成機能 6 1 C は、第 1 の医用画像の全領域又は一部領域 (例えば、関心領域) について、第 2 の医用画像を生成する。

【 0 1 0 0 】

なお、機能 6 1 B , 6 1 C の機能の詳細については、図 8 , 図 9 を用いて説明したとおりであるので説明を省略する。

10

【 0 1 0 1 】

以上のように、ワークステーション 6 0 等の医用画像診断装置によると、撮像終了後に、二値画像、つまり、1 個の二値画像 (図 6 に図示) 、又は、複数の二値画像 (図 7 (A) ~ (F) に図示) をディスプレイ 4 0 に表示させることで、過去の検査結果に基づく学習に因らず、画像診断に適した医用画像を提供することができる。

【 0 1 0 2 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、画像診断に適した超音波画像等の医用画像を提供することができる。

【 0 1 0 3 】

なお、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。これら新規な実施形態は、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ともに、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。

20

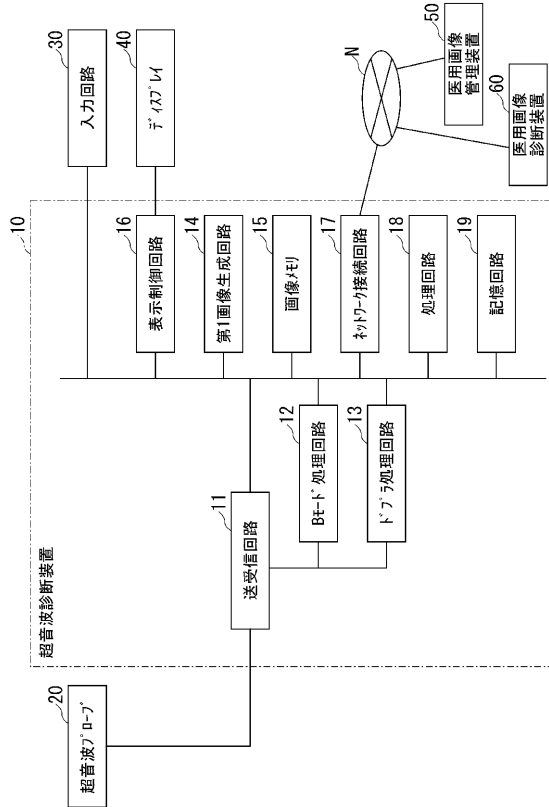
【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

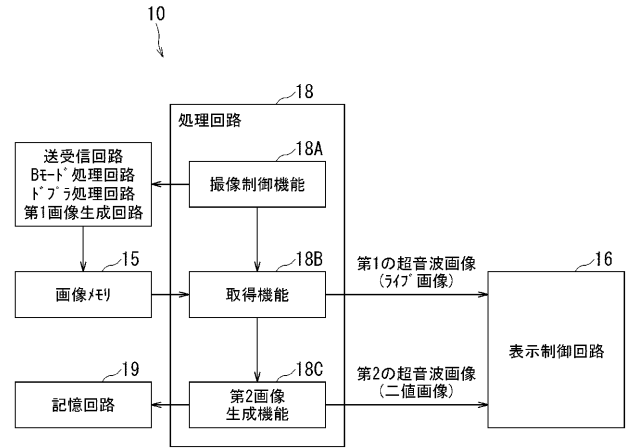
- 1 0 超音波診断装置
- 1 8 , 6 1 処理回路
- 1 8 A 撮像制御機能
- 1 8 B , 6 1 B 取得機能
- 1 8 C , 6 1 C 第 2 画像生成機能
- 2 0 超音波プローブ
- 4 0 , 6 5 ディスプレイ
- 6 0 医用画像診断装置

30

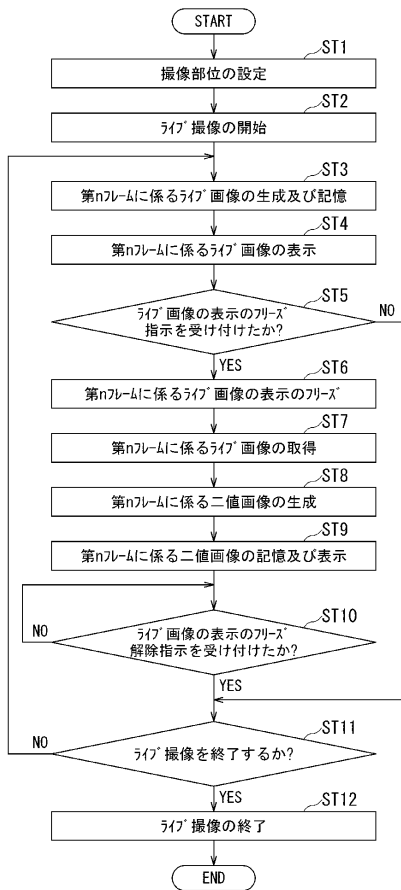
【図1】



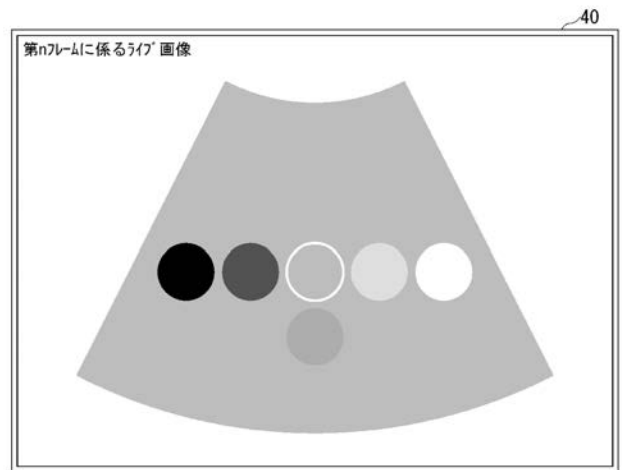
【図2】



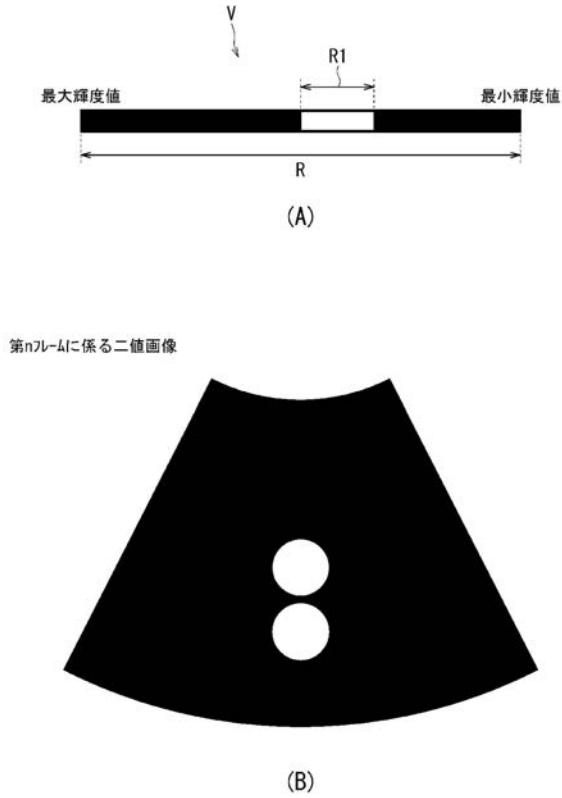
【図3】



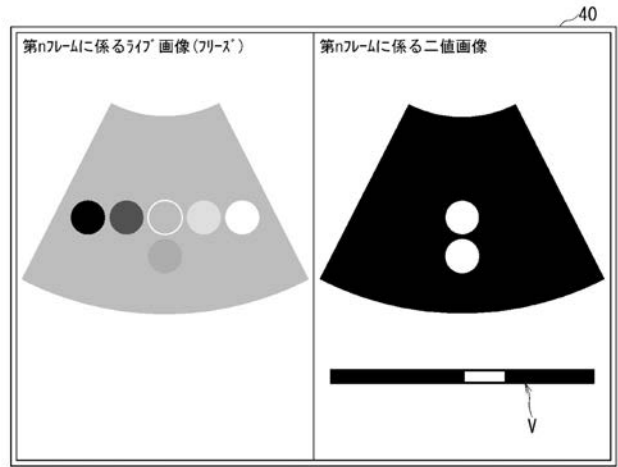
【図4】



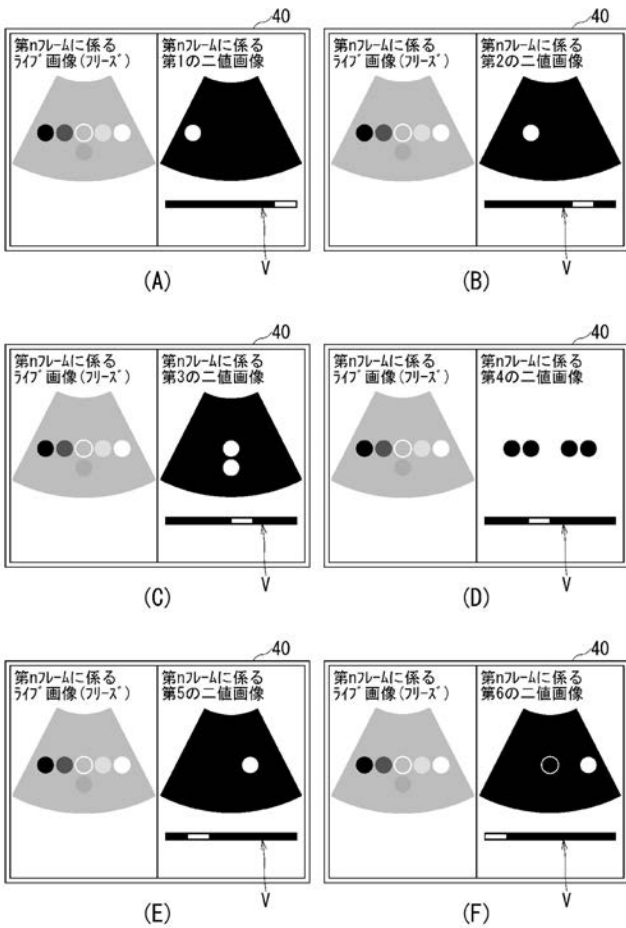
【 図 5 】



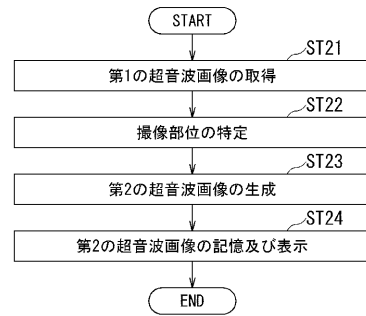
【 図 6 】



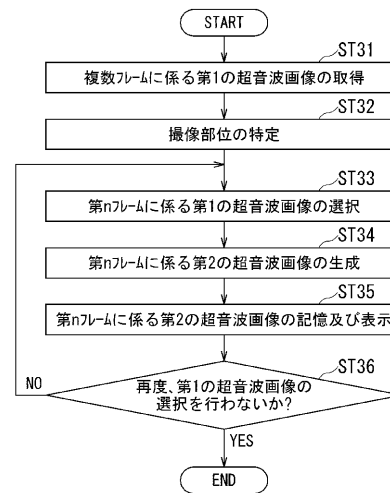
【 図 7 】



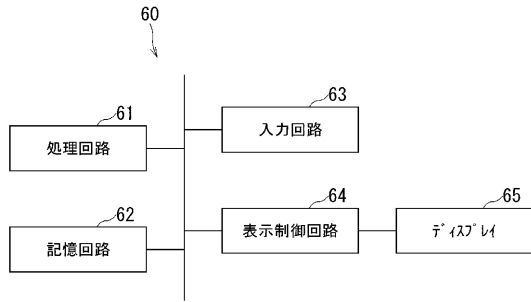
【 図 8 】



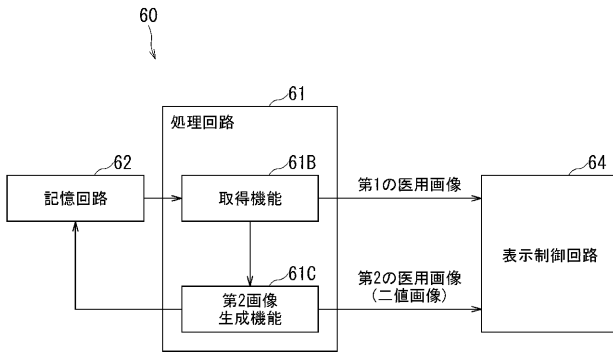
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 4C601 EE09 EE10 JC11 JC12 KK01 KK03 KK12 KK25 KK27 KK31
LL02 LL14 LL20

专利名称(译)	超声波诊断装置，医用图像诊断装置以及医用图像生成程序		
公开(公告)号	JP2019092543A	公开(公告)日	2019-06-20
申请号	JP2017221799	申请日	2017-11-17
[标]发明人	藤井友和 大森慈浩 丸山敏江 郡司隆之		
发明人	藤井 友和 大森 慈浩 丸山 敏江 郡司 隆之		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/KK01 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/KK31 4C601/LL02 4C601/LL14 4C601/LL20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种医学图像，例如适用于图像诊断的超声图像。超声诊断设备包括获取单元和图像生成单元。获取装置获取在预定亮度范围内表示的第一超声图像。图像生成装置设置在预定亮度范围内并且比亮度范围窄的可变亮度范围，并且将可变亮度范围中的亮度值替换为第一超声图像中的第一亮度值。和第二超声图像，其中其他亮度值被第二亮度值替换。[选择图]图2

