

(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2011-240085

(P2011-240085A)

(43) 公開日 平成23年12月1日(2011.12.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-117451 (P2010-117451)
(22) 出願日 平成22年5月21日 (2010.5.21)

(71) 出願人 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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・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
Fターム(参考) 4C601 EE30 KK09 KK12

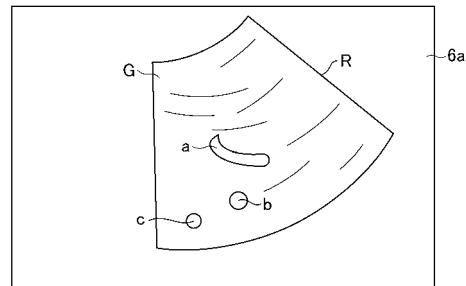
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】対象を観察しやすい超音波画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムを提供する。

【解決手段】所定の表示領域Rに超音波画像Gを表示する表示画面6aを有する表示部と、前記表示画面6aに表示領域Rを設定し、この表示領域Rに前記超音波画像Gを表示する表示画像制御部と、前記超音波画像Gの移動量を算出する移動量算出部と、を備え、前記表示画像制御部は、前記表示画面6aにおける前記表示領域Rを、前記移動量算出部で算出された移動量の分だけ移動することを特徴とする。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の表示領域に超音波画像を表示する表示画面を有する表示部と、
前記表示画面に前記表示領域を設定し、該表示領域に前記超音波画像を表示する表示画像制御部と、
前記超音波画像の移動量を算出する移動量算出部と、を備え、
前記表示画像制御部は、前記表示画面における前記表示領域を、前記移動量算出部で算出された移動量の分だけ移動することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示画像制御部は、前記超音波画像の移動に伴って移動した該超音波画像における生体組織が前記表示画面において移動前と同じ位置に表示されるように前記表示領域を移動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】

前記移動量算出部は、二つのフレーム間における超音波画像の移動量を算出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記移動量算出部は、最新フレームの超音波画像と、該最新フレームの一フレーム前のフレームである直前フレームの超音波画像の間の移動量を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動量算出部は、二つのフレーム間における超音波画像の相関を演算することにより移動量を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記移動量算出部によって相関を演算する対象となる領域が、超音波画像において移動する部分を少なくとも含むように設定される請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記移動量算出部は、前記最新フレームの超音波画像データと、前記直前フレームの超音波画像データとの相関を演算して移動量の算出を行なうことを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記移動量算出部は、前記直前フレームよりも前のフレームの超音波画像データを前記直前フレームの超音波画像データと位置合わせして合成した超音波画像データと、前記最新フレームの超音波画像データとの相関を演算して移動量の算出を行なうことを特徴とする請求項 4 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波の送信を行なってエコーを受信する超音波プローブの位置を検出するための位置センサと、
該位置センサの位置検出情報に基づいて、エコーデータの位置を算出する位置算出部と、を備え、
前記移動量算出部は、二つのフレームのエコーデータの位置情報に基づいて移動量を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示画像制御部は、前記移動量算出部によって超音波画像の移動が算出された場合に、算出された移動量の分だけ前記表示画面における前記表示領域を移動して超音波画像を表示する移動表示モードと、前記移動量算出部によって超音波画像の移動が算出された場合であっても、前記表示画面における前記表示領域を固定した状態で超音波画像を表示する非移動表示モードとを切り替えて、前記超音波画像を表示する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

コンピュータに、

所定の表示領域に超音波画像を表示する表示画面に前記表示領域を設定し、該表示領域に前記超音波画像を表示する表示画像制御機能と、

前記超音波画像の移動量を算出する移動量算出機能と、を執行させ、

前記表示画像制御機能にあっては、前記表示画面における前記表示領域を、前記移動量算出部で算出された移動量の分だけ移動する

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、表示画面に設定された表示領域に超音波画像を表示する超音波診断装置に関し、特に前記表示領域を移動することができる超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置においては、被検体の体表面に超音波プローブを当接して超音波の送受信を行い、得られたエコーデータに基づく超音波画像を、表示画面に設定された所定の表示領域に表示している（例えば、特許文献 1 参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010 - 42282 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波診断装置においては、前記超音波プローブを自由に移動させながら超音波の送受信を行なうことができる。ここで、前記表示画面においては、超音波画像の表示領域が固定されているため、超音波プローブが移動すると、これに伴って表示領域の中で超音波画像が移動する。このように超音波画像が移動すると、表示画面上において、臓器などの観察対象の位置関係が変わる。従って、超音波プローブを移動すると、観察対象の位置関係の把握が困難となったり、観察者の視線の移動が大きくなったりする。

30

【0005】

また、前記超音波プローブは動いていなくても、呼吸などによって観察対象である生体組織が動く場合もある。この場合にも、表示領域の中で超音波画像が移動し、観察対象の位置関係が変わる。

【0006】

このようなことから、対象を観察しやすい超音波画像を表示することができる超音波診断装置及びその制御プログラムが望まれている。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、所定の表示領域に超音波画像を表示する表示画面を有する表示部と、前記表示画面に前記表示領域を設定し、該表示領域に前記超音波画像を表示する表示画像制御部と、前記超音波画像の移動量を算出する移動量算出部と、を備え、前記表示画像制御部は、前記表示画面における前記表示領域を、前記移動量算出部で算出された移動量の分だけ移動することを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第 2 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記表示画像制御部は、前記超音波

50

画像の移動に伴って移動した該超音波画像における生体組織が前記表示画面において移動前と同じ位置に表示されるように前記表示領域を移動することを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

第3の観点の発明は、第1、2の観点の発明において、前記移動量算出部は、二つのフレーム間における超音波画像の移動量を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記移動量算出部は、最新フレームの超音波画像と、該最新フレームの一フレーム前のフレームである直前フレームの超音波画像の間の移動量を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0011】

第5の観点の発明は、第1～4のいずれか一の観点の発明において、前記移動量算出部は、二つのフレーム間における超音波画像の相関を演算することにより移動量を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記移動量算出部によって相関を演算する対象となる領域が、超音波画像において移動する部分を少なくとも含むように設定される超音波診断装置である。

20

【0013】

第7の観点の発明は、第4～6のいずれか一の観点の発明において、前記移動量算出部は、前記最新フレームの超音波画像データと、前記直前フレームの超音波画像データとの相関を演算して移動量の算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

第8の観点の発明は、第4～6のいずれか一の観点の発明において、前記移動量算出部は、前記直前フレームよりも前のフレームの超音波画像データを前記直前フレームの超音波画像データと位置合わせして合成した超音波画像データと、前記最新フレームの超音波画像データとの相関を演算して移動量の算出を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0015】

第9の観点の発明は、第1～4の観点の発明において、超音波の送信を行なってエコーを受信する超音波プローブの位置を検出するための位置センサと、該位置センサの位置検出情報に基づいて、エコーデータの位置を算出する位置算出部と、を備え、前記移動量算出部は、二つのフレームのエコーデータの位置情報に基づいて移動量を算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【0016】

第10の観点の発明は、第1～9のいずれか一の観点の発明において、前記表示画像制御部は、前記移動量算出部によって超音波画像の移動が算出された場合に、算出された移動量の分だけ前記表示画面における前記表示領域を移動して超音波画像を表示する移動表示モードと、前記移動量算出部によって超音波画像の移動が算出された場合であっても、前記表示画面における前記表示領域を固定した状態で超音波画像を表示する非移動表示モードとを切り替えて、前記超音波画像を表示することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0017】

第11の観点の発明は、コンピュータに、所定の表示領域に超音波画像を表示する表示画面に前記表示領域を設定し、該表示領域に前記超音波画像を表示する表示画像制御機能と、前記超音波画像の移動量を算出する移動量算出機能と、を実行させ、前記表示画像制御機能にあっては、前記表示画面における前記表示領域を、前記移動量算出部で算出された移動量の分だけ移動することを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

50

【0018】

上記観点の発明によれば、超音波画像が移動しても、この移動量の分だけ前記表示画面における前記表示領域が移動するので、移動した超音波画像における生体組織は表示画面において移動前の位置に表示される。これにより、対象を観察しやすい超音波画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】第一実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【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。

10

【図3】実施形態の超音波診断装置における処理を示すフローチャートである。

【図4】超音波画像が表示された表示画面の一例を示す図である。

【図5】超音波画像の移動を説明する図である。

【図6】表示領域が移動した状態の表示画面の一例を示す図である。

【図7】超音波画像が移動したにもかかわらず、表示領域の位置が固定されている従来の表示画面を示す参考図である。

【図8】第一実施形態の変形例における超音波画像の一部の移動を説明する図である。

【図9】移動量の算出対象となる領域の一例を示す図である。

【図10】第一実施形態の変形例における表示画面の一例を示す図である。

【図11】第二実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

20

【図12】図11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。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図1～図7に基づいて説明する。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、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8及びHDD(ハードディスクドライブ: Hard Disk Drive)9を備える。

30

【0021】

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。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8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。

【0022】

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エコーデータ処理部4へ出力する。

40

【0023】

前記エコーデータ処理部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う。

【0024】

前記表示制御部5は、図2に示すように、表示画像作成部51、メモリ52、移動量算出部53、表示画像制御部54を有する。前記表示画像作成部51は、前記エコーデータ処理部4から出力されたエコーデータを、スキャンコンバータ(Scan Converter)によって超音波画像データに走査変換する。そして、この超音波画像データに基づく超音波画像(Bモード画像)が前記表示部6に表示される。

50

【0025】

前記メモリ52は、例えばRAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)などの半導体メモリ(Memory)で構成される。このメモリ52には、例えば前記エコーデータ処理部4から出力されて、前記表示画像作成部51において前記超音波画像データに変換される前のエコーデータなどが記憶される。前記超音波画像データに変換される前のデータを、ローデータ(Raw Data)と云うものとする。ローデータは、前記HDD9に記憶されるようになっていてもよい。

【0026】

前記移動量算出部53は、前記超音波画像の移動量を算出する(移動量算出機能)。本例では、前記移動量算出部53は、最新フレームF1の超音波画像データと、この最新フレームF1の一フレーム前のフレームである直前フレームF0の超音波画像データとの相関を演算して、前記直前フレームF0の超音波画像と、最新フレームF1の超音波画像の間の移動量を算出する。前記移動量算出部53は、本発明における移動量算出部の実施の形態の一例であり、前記移動量算出機能は本発明における移動量算出機能の実施の形態の一例である。

10

【0027】

前記表示画像制御部54は、表示画像制御機能を実行する。具体的には、前記表示画像制御部54は、前記表示部6の表示画面6a(図4参照)に表示領域Rを設定し、この表示領域Rに前記超音波画像データに基づく超音波画像Gを表示する。また、前記表示画像制御部54は、前記移動量算出部53で算出された移動量の分だけ前記表示画面6aにおける前記表示領域Rを移動する。詳細は後述する。前記表示画像制御部54は、本発明における表示画像制御部の実施の形態の一例であり、前記表示画像制御機能は本発明における表示画像制御機能の実施の形態の一例である。

20

【0028】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7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。

【0029】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)を有して構成される。この制御部8は、前記HDD9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記移動量算出機能及び前記表示画像制御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。

30

【0030】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図3のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップS1では、前記超音波プローブ2によって超音波の送受信を行ない、得られたエコーデータに基づいて、前記表示画像作成部51が超音波画像データを作成する。そして、前記表示画像制御部54は、図4に示すように前記表示部6の表示画面6aに表示領域Rを設定し、この表示領域Rに前記超音波画像データに基づくりアルタイムの超音波画像Gを表示する。また、前記超音波画像データは、前記メモリ52に記憶される。

40

【0031】

ちなみに、図4において、符合a, b, cは、超音波画像に表示された生体組織を示している(図5から図7においても同様)。

【0032】

次に、ステップS2では、最新フレームF1の超音波画像Gと、一フレーム前の直前フレームF0の超音波画像Gとの間で画像の移動があったか否かを判定する。この移動の有無の判定は、前記移動量算出部53が、前記最新フレームF1の超音波画像Gと前記直前フレームF0の超音波画像Gとの間の移動量を算出することにより行なう。前記移動量算

50

出部 5 3 は、算出された移動量が零であれば、超音波画像 G の移動がないと判定する（ステップ S 2 で NO）。一方、前記移動量算出部 5 3 は、算出された移動量が零でなければ、超音波画像 G の移動があると判定する（ステップ S 2 で YES）。

【0033】

前記移動量算出部 5 3 による超音波画像 G の移動量の算出について詳しく説明する。前記移動量算出部 5 3 は、前記最新フレーム F 1 の超音波画像データと前記直前フレーム F 0 の超音波画像データとの相関を演算して画像のマッチングを行ない超音波画像 G の移動量を算出する。前記移動量算出部 5 3 は、移動量として平行移動量と回転移動量の算出を行なう。前記移動量算出部 5 3 によって相関を演算する対象となる領域は、超音波画像 G の全領域であってもよいし、一部であってもよい。

10

【0034】

ここで、本例では図 5 に示すように、前記超音波プローブ 2 を実線で示す位置から二点鎖線で示す位置（超音波プローブ 2）へ移動し、エコーデータの取得領域 X が取得領域 X に移動することにより、超音波画像 G の移動が生じる。従って、本例では、超音波画像 G の移動は、エコーデータの取得領域の移動を意味する。

【0035】

ちなみに、図 4 における超音波画像 G（移動前の画像）は、前記取得領域 X についての画像であり、また後述の図 6 における超音波画像 G（移動後の画像）は、前記取得領域 X についての画像である。

【0036】

ステップ S 2 において超音波画像 G の移動がないと判定された場合、ステップ S 1 の処理を繰り返し、図 4 に示すように前記表示領域 R の位置を固定したまま前記超音波画像 G を表示する。一方、ステップ S 2 において超音波画像 G の移動があると判定された場合、ステップ S 3 へ移行する。このステップ S 3 では、前記表示画像制御部 5 4 が、前記移動量算出部 5 3 で算出された移動量の分だけ、図 6 に示すように前記表示領域 R を移動して超音波画像 G を表示する。

20

【0037】

ここで、従来のように、超音波画像 G の移動があっても、図 7 に示すように前記表示画面 6 a における表示領域 R の位置を固定したままであると、前記超音波画像 G の移動に伴って、例えば前記生体組織 a, b, c の位置が、表示画面 6 a において、二点鎖線で示す図 4 の位置から実線で示す位置に変わる。そこで、図 6 に示すように、前記移動量算出部 5 3 で算出された移動量の分だけ、前記表示領域 R を移動して前記超音波画像 G を表示することにより、表示画面 6 a において、移動前と同じ位置に前記生体組織 a, b, c が表示される。これにより、超音波画像 G が移動しても観察しやすい超音波画像 G を表示することができる。

30

【0038】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 8 に示すように、前記超音波プローブ 2 の位置は変わらないものの、呼吸などによって生体組織が動いた場合について説明する。この変形例では、超音波画像 G の移動は、生体組織の移動を意味する。図 8 においては、生体組織 a, b, c は実線の位置から二点鎖線の位置へ移動している。

40

【0039】

この変形例では、超音波画像 G の全体は移動せず、生体組織 a, b, c の部分を含む一部のみが移動する。すなわち、本発明における超音波画像の移動とは、表示領域に表示された超音波画像の全体が移動する場合のほか、超音波画像の一部が移動することにも含まれる。

【0040】

この変形例では、超音波画像 G の一部のみが移動するので、前記ステップ S 2 において前記移動量算出部 5 3 によって相関を演算する対象となる領域（移動量を算出する対象となる領域）を、超音波画像 G の一部とする。相関を演算する対象となる領域は、超音波画

50

像 G において移動する部分を含むように設定される。相関を演算する対象となる領域の具体例を図 9 に示す。超音波画像 G において移動する部分が主な観察対象である場合、この移動する部分が超音波画像 G における深さ方向の中央部分になるように撮影を行なうため、相関を演算する対象となる領域 T は、破線で示すように超音波画像 G における深さ方向の中央部分に設定される。

【 0 0 4 1 】

前記移動量算出部 5 3 により、前記領域 T を対象にして、前記最新フレーム F 1 の超音波画像データと前記直前フレーム F 0 の超音波画像データとの相関を演算して超音波画像 G の移動量が算出されると、この移動量の分だけ、図 1 0 に示すように前記表示領域 R を移動して超音波画像 G を表示する（ステップ S 3）。これにより、超音波画像 G において移動した部分が、前記表示画面 6 a において移動前と同じ位置に表示される。

10

【 0 0 4 2 】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記移動量算出部 5 3 は、前記直前フレーム F 0 よりも前のフレームの超音波画像データを前記直前フレーム F 0 の超音波画像データと位置合わせして合成した超音波画像データと、前記最新フレーム F 1 の超音波画像データとの間で移動量の算出を行なってもよい。

【 0 0 4 3 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。図 1 1 には第二実施形態の超音波診断層 2 0 の概略構成が示されている。図 1 1 において第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して説明を省略する。

20

【 0 0 4 4 】

本例の超音波診断装置 2 0 は、磁気発生部 2 1 及び磁気センサ 2 2 を備えている。前記磁気センサ 2 2 は、前記超音波プローブ 2 に設けられており、例えばホール素子などで構成されている。そして、この磁気センサ 2 2 により、例えば磁気発生コイルなどで構成される前記磁気発生部 2 1 から発生する磁気を検出されるようになっていいる。前記磁気センサ 2 2 における検出信号は、前記表示制御部 5 へ入力されるようになっていいる。前記磁気センサ 2 2 における検出信号は、図示しないケーブルを介して前記表示制御部 5 へ入力されてもよいし、無線で前記表示制御部 5 へ入力されてもよい。前記磁気発生部 2 1 及び前記磁気センサ 2 2 は、本発明における位置センサの実施の形態の一例である。

30

【 0 0 4 5 】

本例では、前記表示制御部 5 は、図 1 2 に示すように、前記表示画像作成部 5 1、前記メモリ 5 2、前記移動量算出部 5 3 及び前記表示画像制御部 5 4 のほか、位置算出部 5 5 を有する。この位置算出部 5 5 は、前記磁気センサ 2 2 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 2 1 を原点とする三次元空間における前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きの情報（以下、「プローブ位置情報」と云う）を算出する。さらに、前記位置算出部 5 5 は、前記プローブ位置情報に基づいてエコーデータの前記三次元空間における位置情報を算出する。前記位置算出部 5 5 は、本発明における位置算出部の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 6 】

本例の超音波診断装置 1 の作用は、第一実施形態と基本的に同一であるが、ステップ S 2 における前記移動量算出部 5 3 による移動量の算出方法が第一実施形態と異なる。具体的には、前記移動量算出部 5 3 は、前記最新フレーム F 1 のエコーデータ（ローデータ）の位置情報と前記直前フレーム F 0 のエコーデータ（ローデータ）の位置情報とに基づいて超音波画像 G の移動量を算出する。ここでは、前記超音波プローブ 2 を移動することによる超音波画像 G の移動が算出される。

40

【 0 0 4 7 】

なお、ステップ S 1、S 3 については第一実施形態と同一であり、説明を省略する。

【 0 0 4 8 】

以上説明した第二実施形態によっても、第一実施形態と同一の効果を得ることができる

50

。

【 0 0 4 9 】

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。例えば、前記移動量算出部 5 3 によって超音波画像 G の移動が算出された場合に、上述のように算出された移動量の分だけ前記表示画面 6 a における前記表示領域 R を移動して超音波画像 G を表示する移動表示モードと、前記移動量算出部 5 3 によって超音波画像 G の移動が算出された場合であっても、前記表示画面 6 a における前記表示領域 R を移動せずに固定した状態で超音波画像 G を表示する非移動表示モードとを切り替えることができるようになっていてもよい。移動表示モードと非移動表示モードは、例えば前記操作部 7 からの指示入力により切り替えられる。

10

【 0 0 5 0 】

また、上述の各実施形態ではリアルタイムの超音波画像を対象としているが、前記 HDD 9 や前記メモリ 5 2 に記憶されたエコーデータ（ローデータ）や超音波画像データに基づく超音波画像を対象にしてもよい。すなわち、前記 HDD 9 や前記メモリ 5 2 に記憶されたエコーデータ（ローデータ）や超音波画像データに基づく超音波画像を表示する際に、超音波画像の移動量の分だけ表示領域を移動させて表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

さらに、前記表示部 6 の表示画面 6 a に表示される超音波画像 G は、移動量の算出に用いる超音波画像データに基づく画像でなくてもよい。例えば、前記最新フレーム F 1 の超音波画像データを、この最新フレーム F 1 以前のフレームの超音波画像データと合成して得られた超音波画像データに基づく超音波画像 G が、最新フレーム F 1 の画像として表示されてもよい。

20

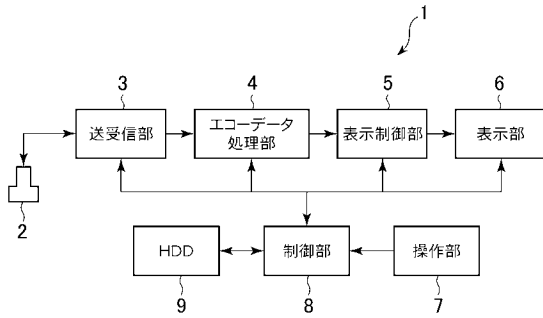
【 符号の説明 】

【 0 0 5 2 】

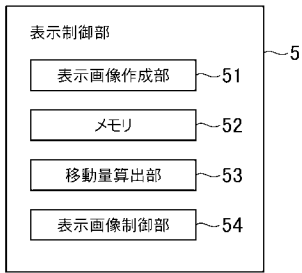
- 1, 2 0 超音波診断装置
- 2、2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 6 a 表示画面
- 2 1 磁気発生部（位置センサ）
- 2 2 磁気センサ（位置センサ）
- 5 3 移動量算出部
- 5 4 表示画像制御部
- 5 5 位置算出部
- R 表示領域
- G 超音波画像

30

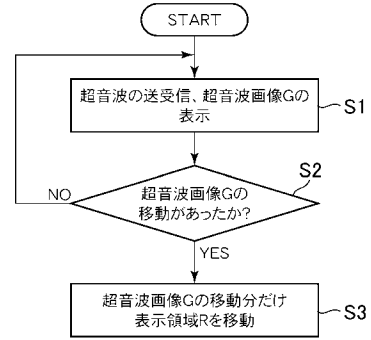
【図1】



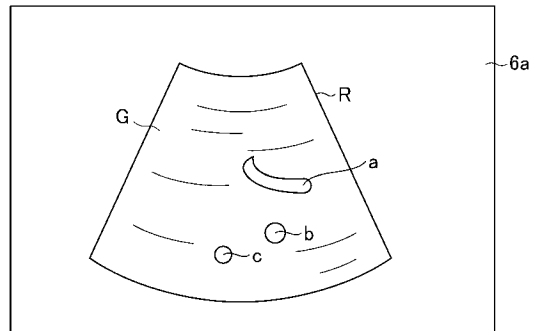
【図2】



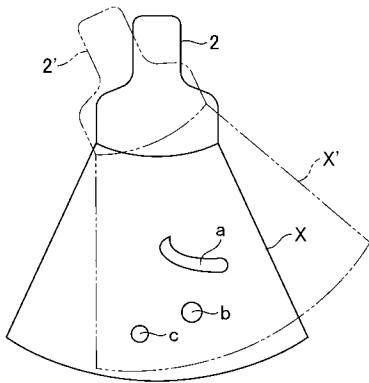
【図3】



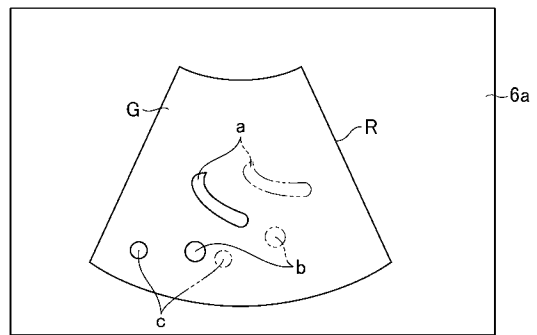
【図4】



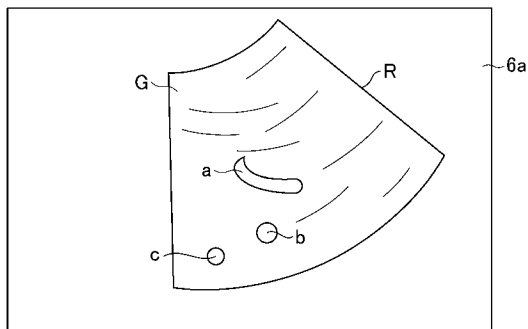
【図5】



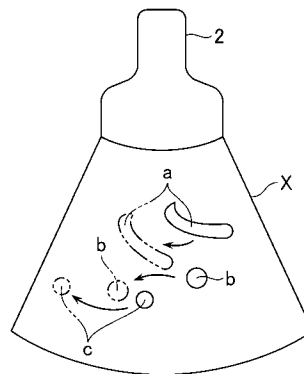
【図7】



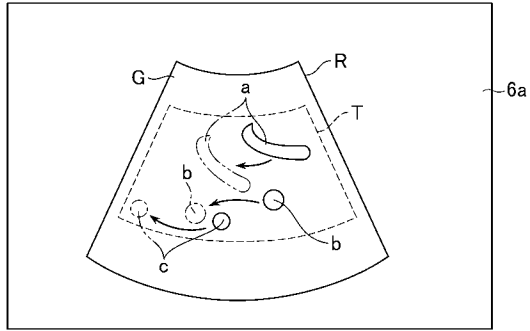
【図6】



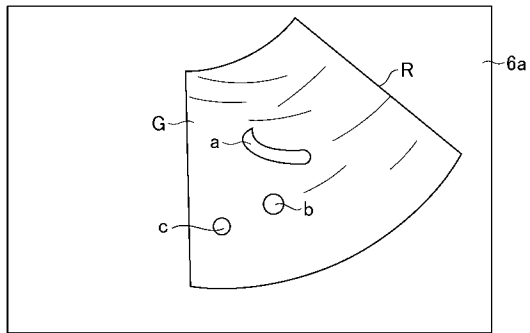
【図8】



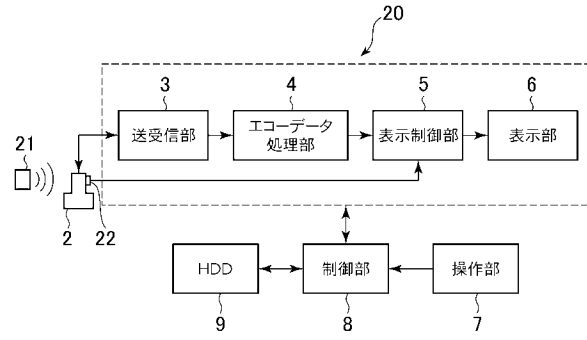
【図 9】



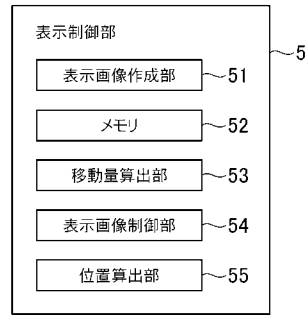
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2011240085A	公开(公告)日	2011-12-01
申请号	JP2010117451	申请日	2010-05-21
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	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/KK09 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5574822B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供显示超声图像的超声波图像，其允许容易观察物体，并提供超声波检查仪的控制程序。解决方案：超声波检查仪包括：具有显示超声波的显示屏6a的显示部分图像G在预定的显示区域R上；显示图像控制部分，其在显示屏6a中设置显示区域R并在显示区域R上显示超声图像G；移动量计算部分用于计算超声波图像G的移动量。显示图像控制部分在显示屏6a上移动显示区域R与由移动量计算部分计算的移动量一样多。

