

(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2011-167331

(P2011-167331A)

(43) 公開日 平成23年9月1日(2011.9.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 6
<b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-33392 (P2010-33392)  
 (22) 出願日 平成22年2月18日 (2010.2.18)

(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 伊藤 真由美  
 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

最終頁に続く

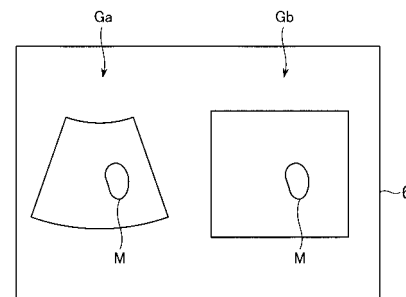
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】例えば病変部などが、一方の画像で見えているものの他方の画像では見えていないような場合であっても、病変部などを容易に特定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波画像 G a を表示部 6 に表示するとともに、超音波画像 G a の断面に対応する断面の医用画像 G b を前記表示部 6 に表示する表示画像制御部と、前記表示部 6 に表示された前記超音波画像 G a 又は前記医用画像 G b のいずれか一方において、操作者が関心領域を指定する指示を入力する操作部と、操作部の入力に基づいて、前記超音波画像 G a 又は前記医用画像 G b のいずれか一方の画像に関心領域を示すマーカ M を表示するとともに、他方の画像の対応する位置にも前記マーカ M を表示する表示設定部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図 7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体組織に対して超音波のスキャンを行ないエコー信号を取得する超音波プローブと、  
該超音波プローブの位置及び傾きを検出するプローブ検出部と、

前記超音波プローブで取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示部に表示するとともに、予め取得された三次元医用画像データに基づいて作成された医用画像であって、前記プローブ検出部で検出された前記超音波プローブの位置及び傾きに基づいて特定される前記超音波画像の断面に対応する断面の医用画像を前記表示部に表示する表示画像制御部と、

前記表示部に表示された前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方において、操作者が関心領域を指定する指示を入力する操作部と、

該操作部の入力に基づいて、前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方の画像に関心領域を示すマーカを表示するとともに、他方の画像の対応する位置にも前記マーカを表示する表示設定部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

生体組織に対して超音波のスキャンを行ないエコー信号を取得する超音波プローブと、  
該超音波プローブの位置及び傾きを検出するプローブ検出部と、

前記超音波プローブで取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示部に表示するとともに、予め取得された三次元医用画像データに基づいて作成された医用画像であって、前記プローブ検出部で検出された前記超音波プローブの位置及び傾きに基づいて特定される前記超音波画像の断面に対応する断面の医用画像を前記表示部に表示する表示画像制御部と、

前記表示部に表示された前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方において、操作者が二次元の関心領域を指定する指示を入力する操作部と、

該操作部によって複数断面について指定された二次元の関心領域に基づいて、該関心領域の三次元形状を求める三次元形状導出部と、

前記関心領域の三次元形状に基づいて所定断面についての二次元の関心領域を特定し、該二次元の関心領域を示すマーカを前記所定断面についての前記超音波画像及び前記医用画像に表示する表示設定部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記三次元形状導出部は、前記操作部によって関心領域の指定が行なわれた画像の座標系における前記関心領域の座標を求めて該関心領域の三次元形状を求め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】**

前記三次元形状導出部は、複数断面について指定された二次元の関心領域の座標を用いて補間処理を行ない、前記関心領域の三次元形状を求め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】**

前記表示設定部は、前記三次元形状導出部で求めた前記関心領域の座標のうち、前記超音波プローブによってスキャンが行なわれている所定断面に存在する座標を特定することによって前記二次元の関心領域を特定して前記マーカを表示することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記三次元医用画像データは、X線CT画像データ、MRI画像データ、又は前記超音波プローブの位置及び傾きの情報とともに取得された三次元超音波データであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記マーカによって示された関心領域の計測を行なう計測部を備えることを特徴とする

10

20

30

40

50

請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像と X 線 CT (Computed Tomography) 装置や MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などで得られた医用画像とを表示できる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像と同一断面の X 線 CT 画像や MRI 画像などを表示することができる超音波診断装置が、例えば特許文献 1 に開示されている。この超音波診断装置では、超音波のスキューンを行なう超音波プローブの位置や傾きを検出し、これらの検出情報に基づいて特定されるエコー信号の取得位置に対応する断面の X 線 CT 画像や MRI 画像などが、リアルタイムの超音波画像とともに表示されるようになっている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 3871747 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

ところで、リアルタイムの超音波画像が表示されるとともに、この超音波画像と同一断面の X 線 CT 画像や MRI 画像が表示されている場合に、いずれか一方の画像では病変部などが明瞭に見えていても他方の画像では明瞭に見えていない場合がある。従って、明瞭に見えていない他方の画像において、病変部などを容易に特定できるようにすることが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

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、生体組織に対して超音波のスキューンを行ないエコー信号を取得する超音波プローブと、該超音波プローブの位置及び傾きを検出するプローブ検出部と、前記超音波プローブで取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示部に表示するとともに、予め取得された三次元医用画像データに基づいて作成された医用画像であって、前記プローブ検出部で検出された前記超音波プローブの位置及び傾きに基づいて特定される前記超音波画像の断面に対応する断面の医用画像を前記表示部に表示する表示画像制御部と、前記表示部に表示された前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方において、操作者が関心領域を指定する指示を入力する操作部と、該操作部の入力に基づいて、前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方の画像に関心領域を示すマーカを表示するとともに、他方の画像の対応する位置にも前記マーカを表示する表示設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0006】

第 2 の観点の発明は、生体組織に対して超音波のスキューンを行ないエコー信号を取得する超音波プローブと、該超音波プローブの位置及び傾きを検出するプローブ検出部と、前記超音波プローブで取得されたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示部に表示するとともに、予め取得された三次元医用画像データに基づいて作成された医用画像であって、前記プローブ検出部で検出された前記超音波プローブの位置及び傾きに基づいて特定される前記超音波画像の断面に対応する断面の医用画像を前記表示部に表示する表示画像制御部と、前記表示部に表示された前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方において、操作者が二次元の関心領域を指定する指示を入力する操作部と、該操作部によって複数断面について指定された二次元の関心領域に基づいて、該関心領域の三次元形状を求める三次元形状導出部と、前記関心領域の三次元形状に基づいて所定断面についての

40

50

二次元の関心領域を特定し、該二次元の関心領域を示すマーカを前記所定断面についての前記超音波画像及び前記医用画像に表示する表示設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0007】

第3の観点の発明は、第2の観点の発明において、前記三次元形状導出部は、前記操作部によって関心領域の指定が行なわれた画像の座標系における前記関心領域の座標を求めて該関心領域の三次元形状を求めることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第4の観点の発明は、第3の観点の発明において、前記三次元形状導出部は、複数断面について指定された二次元の関心領域の座標を用いて補間処理を行ない、前記関心領域の三次元形状を求めることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0009】

第5の観点の発明は、第3又は4のいずれか一の観点の発明において、前記表示設定部は、前記三次元形状導出部で求めた前記関心領域の座標のうち、前記超音波プローブによってスキャンが行なわれている所定断面に存在する座標を特定することによって前記二次元の関心領域を特定して前記マーカを表示することを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第6の観点の発明は、第1～5のいずれか一の観点の発明において、前記三次元医用画像データは、X線CT画像データ、MRI画像データ、又は前記超音波プローブの位置及び傾きの情報とともに取得された三次元超音波データであることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0011】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、前記マーカによって示された関心領域の計測を行なう計測部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0012】

上記第1の観点の発明によれば、前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方の画像に関心領域が設定され前記マーカが表示されると、他方の画像の対応する位置にも前記マーカが表示されるので、例えば病変部などが、一方の画像で見えているものの他方の画像では見えていないような場合であっても、病変部などを容易に特定することができる。

30

【0013】

また、上記第2の観点の発明によれば、前記三次元形状導出部によって求められた関心領域の三次元形状に基づいて、所定断面についての二次元の関心領域を示すマーカが前記超音波画像及び前記医用画像に表示されるので、例えば病変部などが、一方の画像で見えているものの他方の画像では見えていないような場合であっても、病変部などを容易に特定することができる。また、関心領域の三次元形状が求められた後においては、関心領域を指定せずとも自動的に前記マーカが表示される。従って、表示される断面を変える度に関心領域を指定する必要がないので、操作者の負担を軽減させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

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

【図2】第一実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】超音波画像の座標系と医用画像の座標系との位置合わせを行う時の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部を示す図である。

【図5】超音波画像と医用画像とが表示された表示部を示す図である。

【図6】位置合わせが完了した後のフローチャートである。

【図7】超音波画像及び医用画像にマーカが表示された表示部を示す図である。

50

- 【図 8】マーカの一例を示す図である。
- 【図 9】マーカの他例を示す図である。
- 【図 10】マーカの他例を示す図である。
- 【図 11】医用画像において関心領域を指定する際の説明図である。
- 【図 12】第一実施形態の第一変形例の作用を示すフローチャートである。
- 【図 13】第一実施形態の第一変形例において、医用画像にマーカが表示された表示部を示す図である。
- 【図 14】第一実施形態の第一変形例において、医用画像のみならず超音波画像にもマーカが表示された表示部を示す図である。
- 【図 15】第一実施形態の第二変形例における表示制御部の構成を示すブロック図である。
- 【図 16】第二実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。
- 【図 17】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。
- 【図 18】関心領域を指定する対象の複数断面を示す概念図である。
- 【図 19】直交する二断面を示す概念図である。
- 【図 20】図 19 に示す二断面のうち一の断面の超音波画像及び医用画像が表示された表示部を示す図である。
- 【図 21】図 19 に示す二断面のうち他の断面の超音波画像及び医用画像が表示された表示部を示す図である。
- 【図 22】第二実施形態の変形例における作用を示すフローチャートである。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0015】
- 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 11 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、エコー処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8 及び記憶部 9、磁気発生部 10、磁気センサ 11 を備える。
- 【0016】
- 前記超音波プローブ 2 は、超音波のスキャンを行なってエコー信号を取得する。この超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。また、この超音波プローブ 2 には、磁気検出コイルからなる前記磁気センサ 11 が設けられている。そして、この磁気センサ 11 により、磁気発生コイルからなる前記磁気発生部 10 から発生する磁気を検出されるようになっている。前記磁気センサ 11 の検出信号は、前記表示制御部 5 へ入力されるようになっている。前記磁気センサ 11 の検出信号は、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 10 及び前記磁気センサ 11 は、本発明におけるプローブ検出部の実施の形態の一例である。
- 【0017】
- 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スキャンさせる。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。
- 【0018】
- 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処理部 4 へ出力する。
- 【0019】
- 前記エコー処理部 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ない、得られたデータを前記表示制御部 5 へ出力する。
- 【0020】

10

20

30

40

50

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように表示画像制御部 5 1 と表示設定部 5 2 とを有している。前記表示画像制御部 5 1 は、本発明における表示画像制御部の実施の形態である。具体的には、前記表示画像制御部 5 1 は、スキャンコンバータ (Scan Converter) などを含んで構成され、前記エコー処理部 4 で所定の処理がなされたデータを、前記表示部 6 に表示される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二次元の超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。超音波画像は、例えば B モード画像である。

【0021】

また、前記表示画像制御部 5 1 は、前記磁気センサ 1 1 の検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 0 を原点とする三次元空間の座標系における前記超音波プローブ 2 の位置を算出する。また、前記表示画像制御部 5 1 は、前記磁気センサ 1 2 の検出信号に基づいて前記超音波プローブ 2 の傾きを算出する。前記超音波プローブ 2 の位置及び傾きの情報を、「プローブ情報」と云うものとする。

10

【0022】

さらに、前記表示画像制御部 5 1 は、前記プローブ情報に基づいて、前記超音波プローブ 2 によるエコー信号の取得領域の前記三次元空間における位置情報 I を算出するようになっている。算出された前記位置情報 I は、図示しない RAM (Random Access Memory) や ROM (Read Only Memory) 等のメモリや、HDD (Hard Disk Drive) などによって構成される前記記憶部 9 に記憶される。

20

【0023】

また、前記表示画像制御部 5 1 は、後述するように前記記憶部 9 に予め記憶された X 線 CT 画像データや MRI 画像データなどの他の画像診断装置で得られた三次元医用画像データに基づく二次元の医用画像を前記表示部 6 に表示するようになっている。すなわち、前記表示部 6 に表示される医用画像は、X 線 CT 画像又は MRI 画像である。表示画像制御部 5 1 は、前記位置情報 I に基づいて、前記超音波プローブ 2 のスキャン面に対応する断面 (同一断面) の医用画像を前記表示部 6 に表示する。詳細は後述する。前記表示画像制御部 5 1 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る。

【0024】

前記表示設定部 5 2 は、前記操作部 7 の入力に基づいて、前記超音波画像又は前記医用画像のいずれか一方の画像に関心領域を示すマーカ (marker) M (図 7 等参照) を表示するとともに、他方の画像の対応する位置にもマーカ M を表示する。前記表示設定部 5 2 は、後述のように、一方の画像において関心領域として指定された座標を他方の画像の座標に変換して、他方の画像にマーカ M を表示する。前記表示設定部 5 2 は、本発明における表示設定部の実施の形態の一例である。

30

【0025】

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) などによって構成され、前記超音波画像や前記医用画像などが表示される。

【0026】

前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのボタンや回転ツマミ、キーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。この操作部 7 の操作により、例えば後述するように関心領域を指定する指示が入力されるようになっている。この操作部 7 は、本発明における操作部の実施の形態の一例である。

40

【0027】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) で構成され、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、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。

【0028】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) などによって構成される。この記憶部 9 には、前記制御プログラムの他、前記エコー処理部 4 から出力されて、前

50

記スキャンコンバータで走査変換される前のデータが記憶されるようになっていてもよい。前記スキャンコンバータで走査変換される前のデータをローデータ (Raw Data) というものとする。前記記憶部 9 には、前記ローデータが記憶されていてもよいし、前記スキャンコンバータで走査変換された後の超音波画像データが記憶されていてもよい。

【0029】

ちなみに、前記ローデータや超音波画像データは、前記表示画像制御部 5 1 における前記メモリにも記憶される。

【0030】

また、前記記憶部 9 には、X線CT画像データやMRI画像データなどの他の画像診断装置で得られた三次元の医用画像データ (ボリュームデータ) が記憶されている。前記X線CT画像データ、前記MRI画像データは、本発明における三次元医用画像データの実施の形態の一例である。

10

【0031】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。前記超音波診断装置 1 では、同一断面の超音波画像と医用画像とを前記表示部 6 にともに表示させる。同一断面の超音波画像と医用画像とを前記表示部 6 に表示させるにあたっては、先ず超音波画像の座標系と、医用画像の座標系との位置合わせを行なう。ちなみに、本例では前記エコー信号の取得領域の位置情報 (座標) は、前記磁気発生部 1 0 を原点とする座標系における位置情報 (座標) なので、前記超音波画像 G a の座標系は、前記磁気発生部 1 0 を原点とする座標系である。ただし、このように磁気発生部 1 0 を原点とする座標系に限られるものではない。

20

【0032】

具体的に、前記位置合わせを行なう時のフローについて図 3 に基づいて説明する。先ず、ステップ S 1 では、前記超音波プローブ 2 によって被検体への超音波のスキャンを行なってエコー信号を取得する。そして、前記表示画像制御部 5 1 は、図 4 に示すように前記表示部 6 にリアルタイムの超音波画像 G a を表示する。前記超音波プローブ 2 によるスキャン時には、前記磁気センサ 1 1 の検出信号が前記表示画像制御部 5 1 へ入力される。この表示画像制御部 5 1 は、前記磁気センサ 1 1 から入力された検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 0 を原点とする座標系における前記エコー信号の取得領域の座標を算出する。

30

【0033】

次に、ステップ S 2 では、前記表示画像制御部 5 1 は、図 5 に示すように、前記記憶部 9 に記憶された医用画像データに基づく医用画像 G b を前記表示部 6 に表示する。前記表示画像制御部 5 1 は、前記医用画像 G b を、前記超音波画像 G a と並べるようにして前記表示部 6 に表示する。

【0034】

次に、ステップ S 3 では、操作者は超音波画像 G a の座標系と医用画像 G b の座標系との位置合わせを行なう。具体的には、操作者は前記表示部 6 に表示された超音波画像 G a と医用画像 G b とを見比べながら、前記操作部 7 を操作して、前記超音波画像 G a と同じ断面の医用画像 G b を表示させる。同一断面か否かは、例えば操作者が特徴的な部位を参照するなどして判断する。ちなみに、ここでは前記超音波プローブ 2 によるスキャン面は、医用画像 G b のスライス面と平行であるものとする。

40

【0035】

操作者は、同一断面の超音波画像 G a と医用画像 G b とが表示されると、前記操作部 7 のトラックボール等を用いて、超音波画像 G a の任意の点を前記表示部 6 上において指定する。また、操作者は、前記超音波画像 G a において指定された点と同一位置と思われる点を、前記医用画像 G b においても指定する。ここで、X線CT画像及びMRI画像などの医用画像データは位置情報を有している。従って、上述のように、前記超音波画像 G a と前記医用画像 G b とで同一位置と思われる点を指定すると、これら超音波画像 G a の座標系と医用画像 G b の座標系の対応位置が特定され、両座標系の座標変換が可能になる。

50

## 【 0 0 3 6 】

ちなみに、前記超音波画像 G a における任意の点の指定は、前記ステップ S 1 において前記超音波画像 G a が表示された時に行ってもよい。この場合には、ステップ S 1 において任意の点が指定された超音波画像 G a の断面と同じ断面の医用画像 G b を、前記ステップ S 3 において表示し、この医用画像 G b において同一点の指定を行なう。

## 【 0 0 3 7 】

以上の位置合わせが完了すると、現在のスキャン面と同一断面の医用画像が自動的に表示されるようになる。位置合わせが完了した後のフローについて図 6 に基づいて説明する。まず、ステップ S 10 では、前記超音波プローブ 2 によるスキャンを行なってエコー信号が取得されると、前記表示画像制御部 5 1 は、スキャン面についてリアルタイムの超音波画像 G a を表示する。また、前記表示画像制御部 5 1 は、前記磁気センサ 1 1 からの検出信号に基づいて、前記磁気発生部 1 0 を原点とする座標系における前記エコー信号の取得領域の座標を算出し、算出された座標を医用画像データの座標系に座標変換して、前記スキャン面（前記超音波画像 G a の断面）と同一断面の医用画像 G b を表示する。前記超音波画像 G a と前記医用画像 G b は前記表示部 6 に並べて表示される。

10

## 【 0 0 3 8 】

次に、ステップ S 11 では、前記超音波画像 G a 又は前記医用画像 G b のいずれか一方の画像において、操作者が前記操作部 7 によって関心領域を指定する指示を入力し、図 7 に示すように、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に前記マーカ M を表示させる。

## 【 0 0 3 9 】

前記関心領域は例えば腫瘍などの病変部であり、操作者は病変部の輪郭に沿ってこの病変部を囲むようにして前記マーカ M を表示させる。操作者は、前記超音波画像 G a 又は前記医用画像 G b のうち、病変部が明瞭に表示されている画像において関心領域を指定する。

20

## 【 0 0 4 0 】

本例では、前記医用画像 G b において関心領域の指定を行なうものとする。関心領域の指定の手法及び前記マーカ M の具体例について説明する。ただし、以下の説明は一例であり、これに限定されるものではない。例えば、前記マーカ M としては、図 8 に示すように二つのカーソル C 1 , C 2 を長軸とする楕円 X や、図 9 に示すように、前記カーソル C 1 , C 2 を直径とする円 Y が挙げられる。前記楕円 X は、前記操作部 7 を操作して先ず前記カーソル C 1 , C 2 を前記医用画像 G b に表示してその位置を固定した後に、前記操作部 7 の回転ツマミを回すなどしてこれらカーソル C 1 , C 2 を結ぶ二本の曲線 L 1 , L 2 を変化させて所望の形状にすることによって設定される。また、前記円 Y は、前記医用画像 G b において、楕円 X の設定と同様にして楕円 X の形状を変化させて真円とすることによって設定される。

30

## 【 0 0 4 1 】

また、前記マーカ M は、前記操作部 7 のトラックボールを用いて、前記医用画像 G b において、病変部の輪郭をなぞるようにしてカーソル C を移動させることにより設定されてもよい。この場合には、図 10 に示すように、前記カーソル C の軌跡 T が前記マーカ M となる。

40

## 【 0 0 4 2 】

ちなみに、前記楕円 X や前記円 Y、前記カーソル C の軌跡 T を表示させるための前記操作部 7 における指示入力、関心領域を指定するための指示入力である。

## 【 0 0 4 3 】

上述の各例のようにして操作者が前記操作部 7 を操作して前記医用画像 G b において関心領域を指定すると、前記表示設定部 5 2 は、前記超音波画像 G a の対応位置にも前記マーカ M を表示する。具体的には、前記表示設定部 5 2 は、前記医用画像 G b において前記操作部 7 の指示入力によって指定された座標を、前記超音波画像 G a の座標系に座標変換して、この超音波画像 G a に前記マーカ M を表示する。

## 【 0 0 4 4 】

50

例えば、図 1 1 に示すように、前記医用画像 G b において前記カーソル C を移動させると、このカーソル C の軌跡が前記マーカ M として前記医用画像 G b に表示されるとともに、前記超音波画像 G a の対応位置にも前記マーカ M が表示される。前記超音波画像 G a におけるマーカ M の表示位置は、前記医用画像 G b における前記マーカ M の表示位置と対応する位置になっている。前記表示設定部 5 2 は、前記医用画像 G b の座標系における前記カーソル C の軌跡の座標を、前記超音波画像 G a の座標系に座標変換して、前記超音波画像 G a に前記マーカ M を表示する。

【 0 0 4 5 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、病変部が明瞭に現れている前記医用画像 G b において関心領域を指定することにより、この医用画像 G b とともに前記超音波画像 G a にも、関心領域を示すマーカ M が表示されるので、前記超音波画像 G a においても病変部を容易に特定することができる。

10

【 0 0 4 6 】

また、仮に超音波画像 G a の断面と医用画像 G b の断面とが同一でない場合には、両画像における病変部の大きさや形状が異なっている。従って、前記マーカ M を目印に前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に現れた病変部を観察することにより、これら超音波画像 G a 及び医用画像 G b の断面がずれていないか否かを確認することができる。

【 0 0 4 7 】

次に、上記実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。この第一変形例では、上記実施形態と作用が異なっている。図 1 2 に基づいて、本例の作用について説明すると、先ずステップ S 2 0 では、前記表示画像制御部 5 1 は、前記表示部 6 に医用画像 G b を表示する。そして、ステップ S 2 1 では、図 1 3 に示すように、操作者が前記医用画像 G b において関心領域を指定し前記マーカ M を表示させる。

20

【 0 0 4 8 】

次に、ステップ S 2 2 では、超音波画像 G a と医用画像 G b とを表示させた状態で、上記実施形態のステップ S 3 と同様にして超音波画像 G a の座標系と医用画像 G b の座標系との位置合わせを行う。この時、前記マーカ M が表示された医用画像 G b の断面と同一断面について前記超音波プローブ 2 によるスキャンを行なって超音波画像 G a を表示させて位置合わせを行なう。そして、位置合わせが終了すると、ステップ S 2 3 では、前記表示設定部 5 2 が、図 1 4 に示すようにマーカ M を、前記超音波画像 G a において前記医用画像 G b の表示位置と対応する位置に表示する。

30

【 0 0 4 9 】

次に、第二変形例について説明する。図 1 5 に示すように、本例の表示制御部 5 は、前記表示画像制御部 5 1 及び前記表示設定部 5 2 のほか、計測部 5 3 を有している。この計測部 5 3 は、前記マーカ M で指定された領域について各種の計測を行なう。例えば、前記計測部 5 3 は前記マーカ M で囲まれた領域の面積を算出する。そして、前記計測部 5 3 で算出された算出値は、特に図示しないが前記表示部 6 に表示される。

【 0 0 5 0 】

( 第二実施形態 )

次に、第二実施形態について説明する。本例の超音波診断装置 1 の基本構成は、第一実施形態と同様に図 1 に示す構成になっているが、前記表示制御部 5 の構成は図 1 6 に示す構成になっている。以下、第一実施形態と異なる構成について説明し、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。

40

【 0 0 5 1 】

図 1 6 に示すように、前記表示制御部 5 は、前記表示画像制御部 5 1 及び前記表示設定部 5 2 のほか、三次元形状導出部 5 4 を有している。この三次元形状導出部 5 4 は、後述するように、超音波画像 G a 又は医用画像 G b のうちいずれか一方の画像において、複数断面について指定された二次元の関心領域に基づいて、この関心領域の三次元形状を求めようになっている。

【 0 0 5 2 】

50

この第二実施形態の作用について説明する。本例では、先ず第一実施形態のステップ S 1 ~ S 3 と同様の処理を行なって超音波画像 G a の座標系と医用画像 G b の座標系との位置合わせを行った後、図 17 に示すフローチャートにおける各ステップの処理を行なう。具体的には、先ずステップ S 30 では、ここでは特に図示しないが前記表示部 6 に表示された二次元の前記超音波画像 G a 又は前記医用画像 G b のいずれか一方の画像において、操作者が前記操作部 7 によって二次元の関心領域を指定する指示を入力し、前記マーカ M を表示させる。そして、このステップ S 30 では、操作者は、図 18 に示すように、複数断面 P 1 , P 2 , . . . , P N について関心領域の指定を行なう。

【 0 0 5 3 】

ここで、前記表示部 6 には、第一実施形態と同様に、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b の両方の画像が表示され、いずれか一方の画像において関心領域が指定されると、両方の画像に前記マーカ M が表示されるようになっていてもよい。また、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b の両方の画像が表示され、いずれか一方の画像において関心領域が指定されると、いずれか一方の画像にのみ、前記マーカ M が表示されるようになっていてもよい。

10

【 0 0 5 4 】

また、前記表示部 6 には、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b のうち、関心領域の指定を行なう一方の画像のみが表示され、この一方の画像に前記マーカ M が表示されるようになっていてもよい。

【 0 0 5 5 】

次に、ステップ S 31 では、前記三次元形状導出部 5 4 が、ステップ S 30 において複数断面について指定された二次元の関心領域に基づいて、この関心領域の三次元形状を求める。ここで、「三次元形状を求める」とは、三次元形状からなる関心領域の座標を算出することをいい、この座標とは、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b のうち、二次元の関心領域の指定を行なった画像の座標系における座標をいう。

20

【 0 0 5 6 】

前記関心領域の座標として、前記三次元形状導出部 5 4 は、前記各断面 P 1 ~ P N において指定された関心領域の輪郭の座標と、関心領域内の任意の点の座標を求める。前記関心領域の輪郭の座標は、前記操作部 7 によって指示入力された座標である。また、前記三次元形状導出部 5 4 は、前記指示入力された座標で囲まれる領域の中から任意の点の座標

30

【 0 0 5 7 】

また、同様に前記関心領域の座標として、前記三次元形状導出部 5 4 は、二次元の関心領域の指定を行なった前記各断面 P 1 ~ P N 以外の断面については、これら各断面 P 1 ~ P N について求めた座標を用いて補間処理を行なって、関心領域の座標を求める。これにより、三次元形状からなる関心領域の座標が求まる。得られた関心領域の座標は、図示しない前記メモリや前記記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 5 8 】

次に、ステップ S 32 では、超音波画像 G a 及び医用画像 G b に前記マーカ M が自動的に表示される。具体的には、前記表示設定部 5 2 は、所定断面（スキャン面）についてのリアルタイムの超音波画像 G a に前記マーカ M を表示するとともに、前記所定断面についての医用画像 G b に前記マーカ M を表示する。前記表示設定部 5 2 は、前記関心領域の三次元形状に基づいて前記所定断面についての二次元の関心領域を特定し、この関心領域を示すマーカ M を前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に表示する。

40

【 0 0 5 9 】

前記マーカ M の表示について具体的に説明する。前記表示設定部 5 2 は、先ず前記ステップ S 31 で求めた関心領域の座標のうち、前記所定断面に存在する前記関心領域の座標を特定する。これにより、前記所定断面についての二次元の関心領域が特定される。ちなみに、前記所定断面については、前記プローブ情報に基づいて超音波画像 G a の座標系における前記所定断面の座標が求められ、またこの超音波画像 G a の座標系における座標を

50

座標変換して前記医用画像 G b の座標系における前記所定断面の座標が求められる。

【 0 0 6 0 】

前記所定断面についての二次元の関心領域の特定について、もう少し詳しく説明すると、前記表示設定部 5 2 は、前記超音波画像 G a の座標系と前記医用画像 G b の座標系のそれぞれにおいて、所定断面についての二次元の関心領域を特定する。具体的には、前記ステップ S 3 1 で求めた関心領域の座標が、前記医用画像 G b の座標系である場合、前記表示設定部 5 2 は、先ずこの医用画像 G b の座標系における前記所定断面に存在する前記関心領域の座標を特定する。また、前記表示設定部 5 2 は、前記医用画像 G b の座標系における前記関心領域の座標を前記超音波画像 G a の座標系に座標変換することによって、この超音波画像 G b の座標系における前記所定断面に存在する前記関心領域の座標を特定する。一方、前記ステップ S 3 1 で求めた関心領域の座標が、前記超音波画像 G a の座標系である場合、前記表示設定部 5 2 は、先ずこの超音波画像 G a の座標系における前記所定断面に存在する前記関心領域の座標を特定する。また、前記表示設定部 5 2 は、前記超音波画像 G a の座標系における前記関心領域の座標を前記医用画像 G b の座標系に座標変換することによって、この医用画像 G b の座標系における前記所定断面に存在する前記関心領域の座標を特定する。

10

【 0 0 6 1 】

以上のようにして前記所定断面に存在する前記関心領域の座標が特定されると、前記表示設定部 5 2 は、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に前記マーカ M を表示する。前記表示設定部 5 2 は、上述のようにして特定された関心領域の輪郭部分にマーカ M を表示する。

20

【 0 0 6 2 】

ここで、前記超音波プローブ 2 によるスキャン面が変わると、前記表示画像制御部 5 1 は、新たなスキャン面と同一面の医用画像 G b を表示し、また前記表示設定部 5 2 は、新たなスキャン面に応じた前記マーカ M を前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に表示する。例えば、図 1 9 に示すように、断面 P についてスキャンを行なった後、この断面 P と直交する断面 P についてスキャンを行なう場合を例にして説明する。断面 P についてスキャンを行なった場合に、超音波画像 G a 及び医用画像 G b に、図 2 0 に示すようなマーカ M が表示されたとする。その後、断面 P についてスキャンを行なうと、超音波画像 G a 及び医用画像 G b に表示されていたマーカ M の形状が変化してマーカ M が表示される。前記表示設定部 5 2 は、前記三次元形状の関心領域に基づいて、新たな断面についての二次元の関心領域を特定して、前記マーカ M を表示する。

30

【 0 0 6 3 】

ちなみに、医用画像データのスライス面とは平行でない断面のスキャンを行なった場合、前記表示画像制御部 5 1 は、前記算出されたエコー信号の取得領域の座標に基づいてスキャン面と同一面の医用画像 G b を作成し、表示する。すなわち、前記表示画像制御部 5 1 は、前記超音波画像 G a の座標系におけるエコー信号の取得領域の座標を算出し、算出された座標を医用画像データの座標系に座標変換して、スキャン面と同一断面の医用画像データを前記記憶部 9 に記憶された三次元の医用画像データに基づいて作成して医用画像 G b を表示する。

40

【 0 0 6 4 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、第一実施形態と同一の効果を得ることができるほか、ステップ S 3 1 で関心領域の三次元形状が求められた後においては、関心領域を指定せずとも自動的に前記マーカ M が表示されるので、表示される断面を変える度に関心領域を指定する必要がないので、操作者の負担を軽減させることができる。

【 0 0 6 5 】

次に、第二実施形態の変形例について図 2 2 に基づいて説明する。この図 2 2 において、ステップ S 4 0 では、超音波画像 G a 及び医用画像 G b のうち、いずれか一方の画像において、操作者が前記操作部 7 によって二次元の関心領域を指定する指示を入力し、前記マーカ M を表示させる。このステップ S 4 0 においても、上記実施形態のステップ S 3 0

50

と同様に、複数断面 P 1 , P 2 , . . . , P N について関心領域の指定を行なう。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 4 1 では、前記ステップ S 3 1 と同様にして関心領域の三次元形状が求められ、その座標が記憶される。次にステップ S 4 2 では、超音波画像 G a と医用画像 G b とを表示させた状態で、第一実施形態の前記ステップ S 3 , S 2 2 と同様にして前記超音波画像 G a の座標系と前記医用画像 G b の座標系との位置合わせを行なう。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 4 3 では、上述のステップ S 3 2 と同様に、前記超音波画像 G a 及び前記医用画像 G b に前記マーカ M が表示される。

【 0 0 6 8 】

ちなみに、この第二実施形態においても、第一実施形態の第二変形例と同様に、マーカ M で囲まれた領域の面積などを算出する計測部を備えていてもよい。

【 0 0 6 9 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、これに限られるものではなく、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、前記記憶部 9 には、前記超音波プローブ 2 によって前記プローブ情報とともに取得された三次元のローデータや超音波画像データが記憶されていてもよい。ローデータや超音波画像データは、前記プローブ情報又はこのプローブ情報に基づいて算出される前記位置情報 I とともに前記記憶部 9 に記憶される。そして、前記ローデータ及び前記超音波画像データに基づく画像を前記医用画像 G b として表示するようにしてもよい。この場合、前記医用画像 G b の座標系は、前記磁気発生部 1 0 を原点とする座標系であり、前記超音波画像 G a (リアルタイム画像)の座標系と同じ座標系である。従って、前記ステップ S 3 , S 2 2 , S 4 2 における超音波画像 G a の座標系と医用画像 G b の座標系との位置合わせは行わずとも、前記表示画像制御部 5 1 は、前記プローブ情報に基づいて、リアルタイムの超音波画像 G a と同一断面の医用画像 G b を表示させることが可能である。前記ローデータ及び前記超音波画像データは、本発明における三次元医用画像データ及び三次元超音波データの実施の形態の一例である。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 7 操作部
- 1 0 磁気発生部
- 1 1 磁気センサ
- 5 1 表示画像制御部
- 5 2 表示設定部
- 5 3 計測部
- 5 4 三次元形状導出部
- M マーカ
- G a 超音波画像
- G b 医用画像

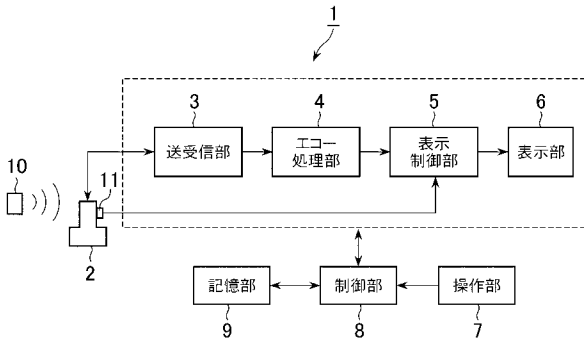
10

20

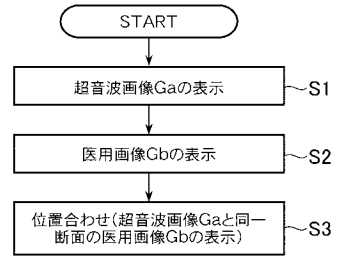
30

40

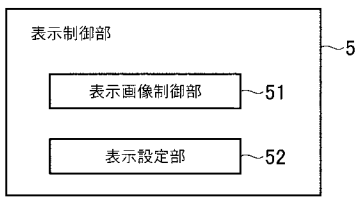
【 図 1 】



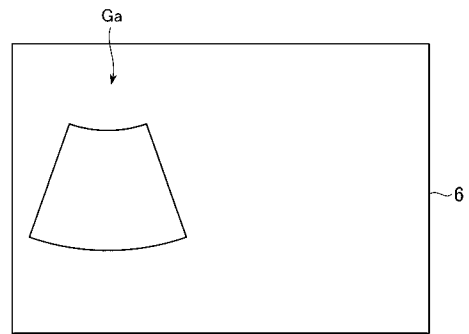
【 図 3 】



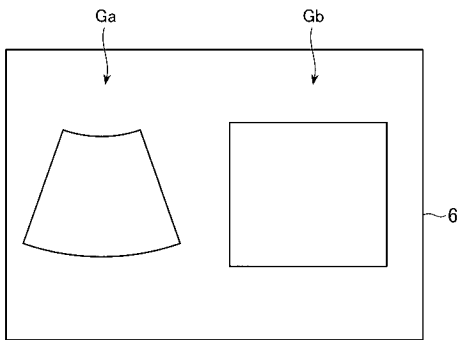
【 図 2 】



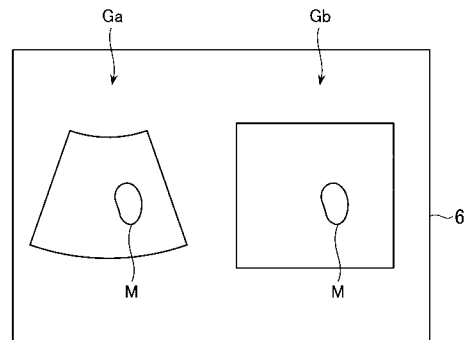
【 図 4 】



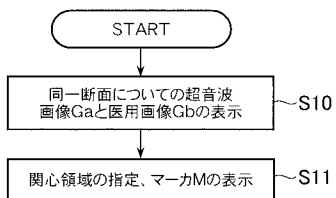
【 図 5 】



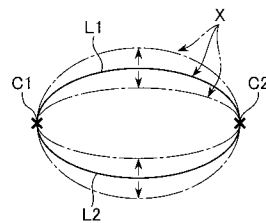
【 図 7 】



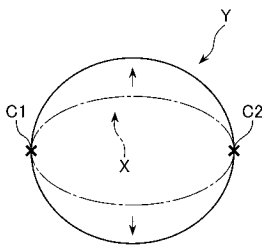
【 図 6 】



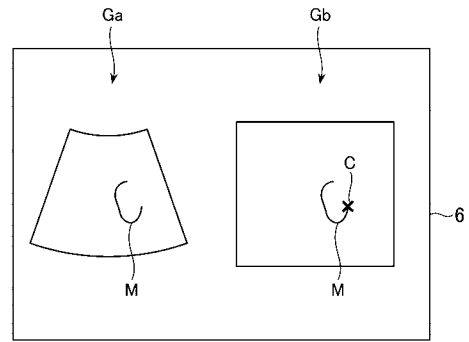
【 図 8 】



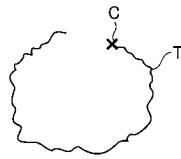
【図9】



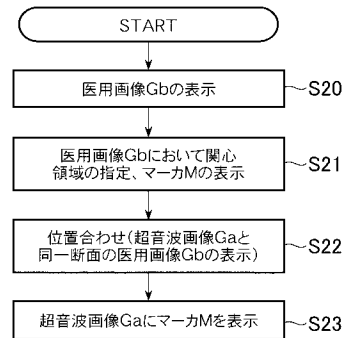
【図11】



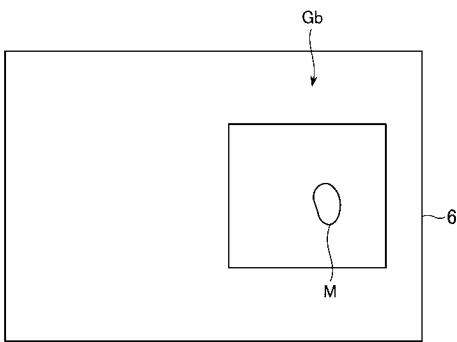
【図10】



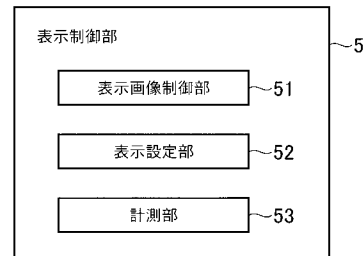
【図12】



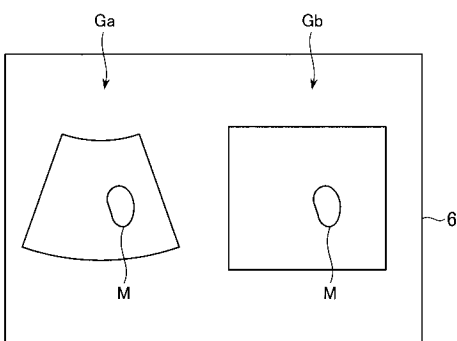
【図13】



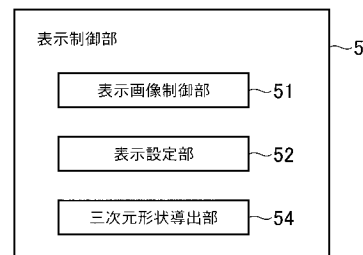
【図15】



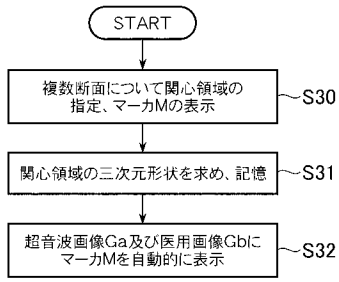
【図14】



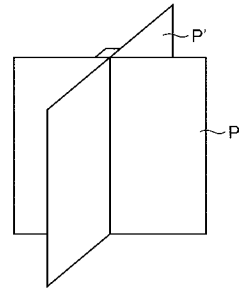
【図16】



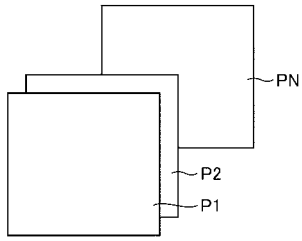
【図 17】



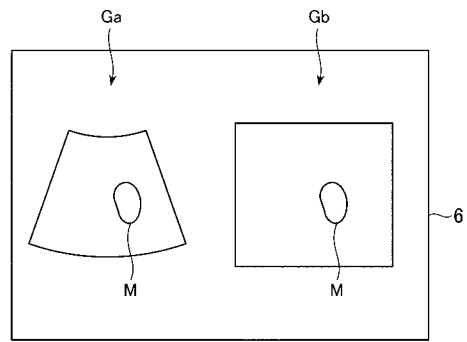
【図 19】



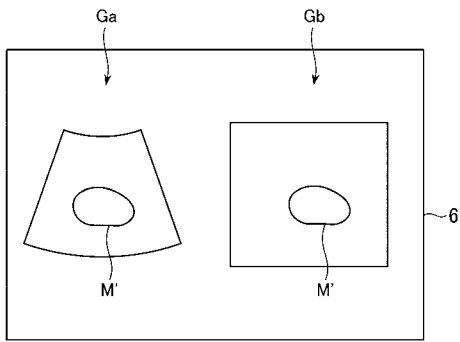
【図 18】



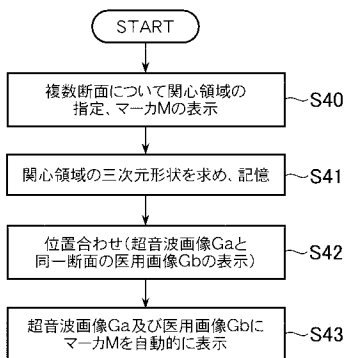
【図 20】



【図 21】



【図 22】



---

フロントページの続き

(72)発明者 船矢 晴二

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) 4C093 AA22 FF28 FF42 FF46 FG05 FG13

4C096 AA18 AB50 DC28 DC36 DC37 DD05 DD09 DD13

4C601 BB03 GA18 GA25 JC33 JC37 KK25 KK28 KK31 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011167331A</a>	公开(公告)日	2011-09-01
申请号	JP2010033392	申请日	2010-02-18
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	伊藤真由美 船矢晴二		
发明人	伊藤 真由美 船矢 晴二		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	A61B5/055 A61B6/03 A61B8/14 G01N29/24		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B5/05.390 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/FF28 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG05 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DD05 4C096/DD09 4C096/DD13 4C601/BB03 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5574742B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地指定患部的超声波诊断装置，即使可以在一个图像中看到受影响的部分而不能在另一个图像中看到。解决方案：超声波诊断装置包括：显示图像控制部分，其中超声图像Ga显示在显示部分6中，同时对应于超声图像Ga的横截面的医学图像Gb显示在显示部分6中；操作部，其中操作者基于操作部的输入，在显示部6中显示的超声图像Ga或医学图像Gb中输入用于设计关注区域的方向；显示设定部分，用于在超声图像Ga或医学图像Gb中显示表示感兴趣区域的标记M，同时在对应用于另一图像的位置上显示标记M。

