

(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2011-120784

(P2011-120784A)

(43) 公開日 平成23年6月23日(2011.6.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-282037 (P2009-282037)
(22) 出願日 平成21年12月11日 (2009.12.11)(71) 出願人 000003078
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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

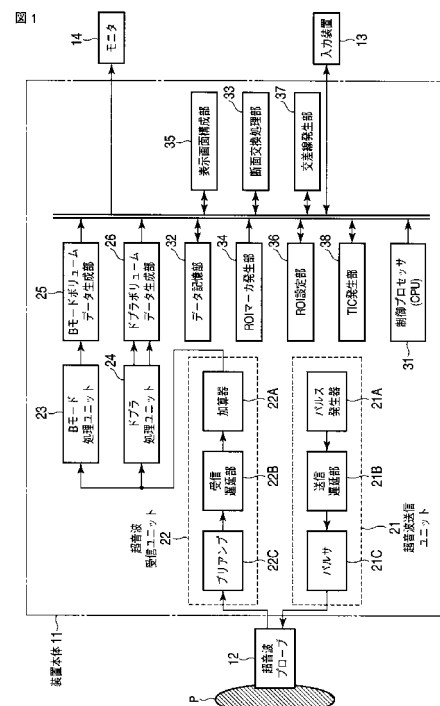
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元の超音波画像に対して、複数のROIマークを複数の関心部位に合わせる作業負担を軽減すること。

【解決手段】 被検体内の3次元領域を超音波で走査し、3次元の超音波画像を発生する超音波診断装置は、3次元の超音波画像から直交3断面の断面画像を発生する断面画像発生部33と、直交3断面の断面画像を表示する表示部14と、表示された断面画像上に重畳するためのROIマーカを発生するROIマーカ発生部34と、表示された断面画像に対して、確定されたROIマーカを断面画像に合成するROIマーカ合成部36とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の 3 次元領域を超音波で走査し、3 次元の超音波画像を発生する超音波診断装置において、

前記 3 次元の超音波画像から直交 3 断面の断面画像を発生する断面画像発生部と、

前記直交 3 断面の断面画像を表示する表示部と、

前記表示された断面画像上に重畳するための R O I マーカを発生する R O I マーカ発生部と、

前記表示された断面画像に対して、確定された R O I マーカを前記断面画像に合成する R O I マーカ合成部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記 R O I マーカは、前記表示される直交 3 断面の断面画像の各表示画面の中心に固定されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示される直交 3 断面の断面画像上に相互の位置を表す交差線が重畳され、前記交差線の交点は前記各表示画面の中心に位置されるように各断面位置が設定されることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示される断面画像上に重畳される R O I マーカは、操作者による移動操作に従って、前記表示される断面画像とは独立して表示画面を移動されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示される断面画像上に合成される R O I マーカは、操作者による移動操作に従って、前記断面画像とともに表示画面を移動されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 R O I マーカを合成された断面画像上に、他の R O I マーカが重畳されることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、3 次元の超音波画像上に複数の関心領域 (R O I) を設定する機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

時間輝度変化曲線 (T I C) は、2 次元の超音波画像上に設定された関心領域に関する輝度値又は輝度平均の時間変化を表した診断に有効な指標として提供される。関心領域は、2 次元の超音波画像上に円、四辺形、多角形などの R O I マーカをマウスやトラックボールで当該関心領域上に移動することで設定される。

【0003】

40

3 次元の超音波画像に対して、R O I マークを関心部位に合わせることは 2 次元超音波画像上でのそれに比べて困難である。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

本発明の目的は、3 次元の超音波画像に対して、複数の R O I マークを複数の関心部位に合わせる作業負担を軽減することにある。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

本発明のある局面は、被検体内の 3 次元領域を超音波で走査し、3 次元の超音波画像を

50

発生する超音波診断装置において、前記３次元の超音波画像から直交３断面の断面画像を発生する断面画像発生部と、前記直交３断面の断面画像を表示する表示部と、前記表示された断面画像上に重畳するためのＲＯＩマーカを発生するＲＯＩマーカ発生部と、前記表示された断面画像に対して、確定されたＲＯＩマーカを前記断面画像に合成するＲＯＩマーカ合成部とを具備する。

【発明の効果】

【０００６】

本発明によれば、３次元の超音波画像に対して、複数のＲＯＩマークを複数の関心部位に合わせる作業負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【０００７】

【図１】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図２】本実施形態による複数の関心領域に複数のＲＯＩマークを設定する処理手順を示す流れ図である。

【図３】図１の表示画面発生部による構成される表示画面例を示す図である。

【図４】図１のモニタに表示される初期画面を示す図である。

【図５】図２の工程Ｓ１５に対応する画面を示す図である。

【図６】図２の工程Ｓ１６に対応する第１ＲＯＩマーカを示す図である。

【図７】図２の工程Ｓ１９に対応する第１ＲＯＩマーカを示す図である。

【図８】図２の工程Ｓ１６に対応する確定された第１ＲＯＩマーカと第２ＲＯＩマーカを示す図である。

20

【図９】変形例において、図１のモニタに表示される初期画面を示す図である。

【図１０】変形例において、第１ＲＯＩマーカと交差線を示す図である。

【図１１】変形例において、移動された第１ＲＯＩマーカと交差線を示す図である。

【図１２】変形例において、確定された第１ＲＯＩマーカと第２ＲＯＩマーカを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。この超音波診断装置は、超音波診断装置本体１１と、超音波プローブ１２と、入力装置１３と、モニタ１４とを有する。超音波プローブ１２は、装置本体１１の超音波受信ユニット２１からの駆動信号を受けて超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子と、当該圧電振動子に設けられる整合層と、当該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ング材等を有している。電子的３次元走査可能なように複数の圧電振動子は２次元マトリクス状に配列される。

30

【０００９】

当該超音波プローブ１２から被検体Ｐに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１２に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

40

【００１０】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域（ＲＯＩ）の設定操作等を装置本体１１にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。モニタ１４は、超音波画像や関心領域設定画面等を表示するための表示部である。

【００１１】

装置本体１１は、超音波送信ユニット２１と、超音波受信ユニット２２と、Ｂモード処

50

理ユニット 2 3 と、ドブラ処理ユニット 2 4 と、B モードボリュームデータ生成部 2 5 と、ドブラボリュームデータ生成部 2 6 とを有する。超音波送信ユニット 2 1 は、パルス発生器 2 1 A、送信遅延部 2 1 B およびパルス 2 1 C を有している。パルス発生器 2 1 A は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延部 2 1 B は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束するとともに、3 次元走査のために 2 方向 (アジマス方向、エレベーション方向) に送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルス発生器 2 1 A は、各チャンネルごとにレートパルスに基づくタイミングでプローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

【0012】

超音波送信ユニット 2 2 は、プリアンプ 2 2 A、A/D 変換器 (図示せず)、受信遅延部 2 2 B、加算器 2 2 C 等を有している。プリアンプ 2 2 A は、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部 2 2 B は、増幅されたエコー信号に対し、3 次元走査のために 2 方向 (アジマス方向、エレベーション方向) に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器 2 2 C において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0013】

B モード処理ユニット 2 3 は、受信ユニット 2 2 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。B モードボリュームデータ生成部 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 からの出力データを、XYZ 座標系での表現に変換するとともに均等な解像度を得るために適宜補間処理をすることにより、B モードボリュームデータを生成する。

【0014】

ドブラ処理ユニット 2 4 は、受信ユニット 2 2 から受け取ったエコー信号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、パワー等の血流情報を多点について求める。ドブラボリュームデータ生成部 2 6 は、モード処理ユニット 2 3 からの出力データを、XYZ 座標系での表現に変換するとともに均等な解像度を得るために適宜補間処理をすることにより、ドブラボリュームデータを生成する。なお、以下、3 次元超音波画像データは、B モードボリュームデータ又はドブラボリュームデータを表すものと定義する。

【0015】

データ記憶部 3 2 は、3 次元超音波画像データ、後述の断面変換処理部 3 3 により再構成される断面画像データを記憶するために設けられる。断面変換処理部 3 3 は、3 次元超音波画像データから制御プロセッサ 3 1 により指示された直交 3 断面に関する 3 つの断面画像を再構成する。断面変換処理部 3 3 で再構成された直交 3 断面に関する 3 つの断面画像は、モニタ 1 4 に表示される。モニタ 1 4 の表示画面は、表示画面構成部 3 5 により構成される。表示画面構成部 3 5 は、図 3 に例示するように、表示画面を 3 つの表示エリア A, B, C に分割する。3 つの表示エリア A, B, C には直交 3 断面に関する 3 つの断面画像がそれぞれ配置される。ROI マーカ発生部 3 4 は、制御プロセッサ 3 1 の制御のもとで、入力装置 1 3 から指示された位置、形状及び大きさに対応する ROI マーカデータを発生する。この ROI マーカは、表示画面構成部 3 5 において、表示エリア A, B, C に配置される断面画像上に重畳される。交差線発生部 3 7 は、3 つの表示エリア A, B, C に配置される 3 つの断面画像の相互の位置を表す交差線 A, B, C のデータを発生する。交差線 A, B, C は、表示画面構成部 3 5 において、表示エリア A, B, C に配置される断面画像上に重畳される。ROI 設定部 3 6 は、入力装置 1 3 を介して確定された ROI マーカが規定する範囲に関心領域 (ROI) を設定する。TIC 発生部 3 8 は、設定された関心領域内の画素値に基づいて、時間輝度変化曲線 (TIC) を発生する。

【0016】

本実施形態は、3 次元の超音波画像に対して、複数の ROI マークを複数の関心部位に

10

20

30

40

50

合わせる作業負担を軽減することを実現するものであり、以下その詳細な動作について説明する。この動作は制御プロセッサ 31 の制御のもと実行される。

【0017】

図 2 には、本実施形態による複数の関心領域に複数の ROI マークを設定する処理手順が示されている。ここでは 2 つの第 1、第 2 ROI マークを用いて 2 つの関心部位 a, b に関心領域を設定する処理を例に説明する。

【0018】

入力装置 13 を介して ROI 設定作業の開始指示にしたがって制御プロセッサ 31 は ROI 設定アルゴリズムを起動する (S11)。により、初期的には超音波走査された 3 次元領域の中心点で交差するように 3 断面が設定される。3 次元超音波画像データから制御プロセッサ 31 により指示された直交 3 断面に関する 3 つの断面画像が再構成され (S12)、図 4 に例示するようにモニタ 14 に表示される。

【0019】

ROI マーク発生部 34 により 3 つの断面画像に対応する 3 つの ROI マークが発生され、交差線発生部 37 により 3 つの断面画像の相互の位置を表す 3 本の交差線 A, B, C が発生される (S13)。3 つの ROI マークは 3 次元座標形上ではもちろん同一位置に対応する。3 つの ROI マーク及び 3 本の交差線 A, B, C は、表示画面構成部 35 において、3 つの断面画像に重畳 (SUPERIMPOSE) され (S14)、図 5 に示すように 3 つの断面画像上に表示される (S15)。なお、断面画像に重畳された ROI マークは断面画像とは独立して移動され得る。後述する断面画像に合成された ROI マークは断面画像に從属して断面画像とともに移動される。

【0020】

3 つの表示エリア A, B, C それぞれには交差線 A, B, C のうち他の 2 断面位置を表す 2 本の交差線が配置される。2 本の交差線が 3 つの表示エリア A, B, C それぞれの中心で交差するように 3 つの断面画像は 3 つの表示エリア A, B, C 内に配置される。また 3 つの ROI マークの中心は 3 つの表示エリア A, B, C それぞれの中心に配置され、その位置で固定される。

【0021】

ROI マーク及び交差線の交点が表示エリア A, B, C それぞれの中心で固定された状態で、入力装置 13 からの典型的にはドラッグによる移動操作に従って表示エリア A, B, C 内で断面画像が移動される (S16)。図 6 に示すように操作者は ROI マークが関心部位 a を包含するように入力装置 13 を操作して、断面画像を移動し、ROI マークの形状及びサイズを調整する (S17)。ROI マークが関心部位 a を包含するとき、操作者は確定指示を入力する (S18)。それにより ROI 設定部 38 により関心部位 a を包含する ROI マークの位置及び範囲に関心領域が設定される。

【0022】

確定された ROI マークは制御プロセッサ 31 の制御のもとで断面画像上の確定された位置に合成 (COMPOSITE) される (S19)。合成された ROI マークは断面画像に対して固定され、断面画像を移動操作したときその断面画像とともに表示画面を移動される。

【0023】

設定する予定の他の関心領域があるとき (S20)、工程 S12 に戻り、工程 S12 - S19 と同じ処理が繰り返される。図 7、図 8 に示すように、新たな第 2 ROI マークは断面画像に重畳される。この断面画像には、確定された第 1 ROI マークが関心部位 a 上に合成され、断面画像とともに移動する。

【0024】

このように ROI マーク及び交差線 (断面線) の交点は表示エリアの中心に固定され、断面画像が移動されるので、ROI マークが断面画像上から遺失することなく、ROI マークを表示エリアの中心で常時補足しながら関心部位上に移動することができる。また確定された ROI のマークは断面画像に合成されて表示されるので、次の ROI 設定作業で常時参照できる。それにより 3 次元の超音波画像に対して、複数の ROI マークを複数の

10

20

30

40

50

関心部位に合わせる作業負担を軽減することができる。

【 0 0 2 5 】

図 9、図 10、図 11、図 12 には他の R O I 設定手順を示している。上記 R O I 設定手順と他の R O I 設定手順とは制御プロセッサ 31 で操作者の選択指示のもと選択的に用いることができる。

【 0 0 2 6 】

図 9 に示すように、3 次元超音波画像を 3 断面画像から確認できる状態で関心部位 a , b が存在している。関心領域設定が開始されると、図 10 に示すように、3 断面画像上に R O I マーカ (第 1 R O I マーカ) が重畳される。その第 1 R O I マーカ内に関心部位 a が位置合わせされるように操作者は、第 1 R O I マーカ又は交点を各断面画像上で移動する。R O I マーカの中心は交点に常に一致するように制御される。図 11 に示すように、関心部位 a の大きさに合わせて第 1 R O I マーカの大きさも変化される。操作者が関心領域を確定後、次の関心領域の設定に移行する。図 12 に示すように、関心部位 b に関心領域を設定するために第 2 R O I マーカが断面画像上に重畳されるとき、確定された第 1 R O I のマーカは関心部位 a 上に合成され、断面画像の移動とともに移動する。第 2 R O I マーカ内に関心部位 b が位置合わせされるように操作者は、第 2 R O I マーカ又は交点を各断面画像上で移動する。第 2 R O I マーカの中心も交点に常に一致するように制御される。

10

【 0 0 2 7 】

この例では、上記例と異なり、R O I マーカは表示エリア内の任意の位置に移動され得る。断面画像の位置を設定する交差線も R O I マーカとともに表示エリア内の任意の位置に設定され得る。操作者は交差線を移動しながら適当な 3 断面画像を表示させることができる。その 3 断面画像上で R O I マーカを任意に移動できる。先の例と同様に、確定された R O I のマーカは断面画像に合成されて表示されるので、次の R O I 設定作業で常時参照できる。それにより 3 次元の超音波画像に対して、複数の R O I マークを複数の関心部位に合わせる作業負担を軽減することができる。

20

【 0 0 2 8 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 2 9 】

本発明は、3 次元の超音波画像に対して、複数の R O I マークを複数の関心部位に合わせる分野に利用可能性がある。

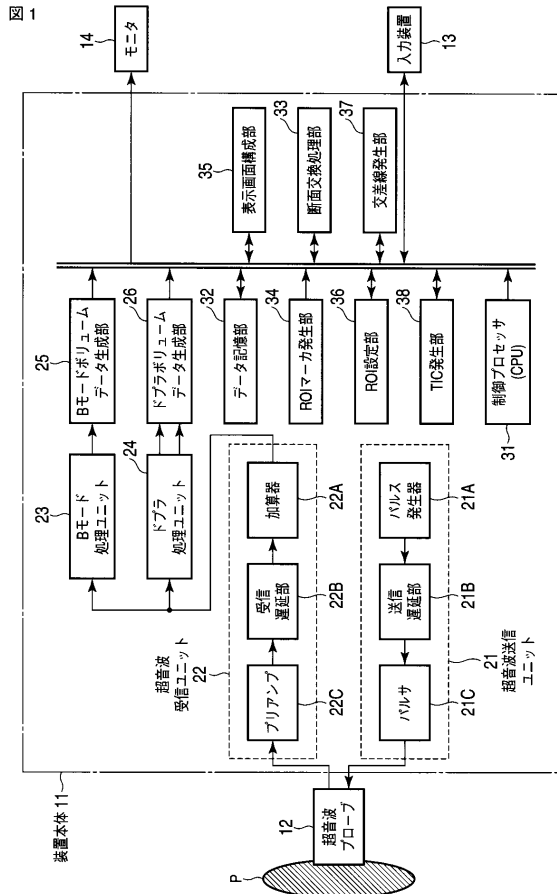
【 符号の説明 】

【 0 0 3 0 】

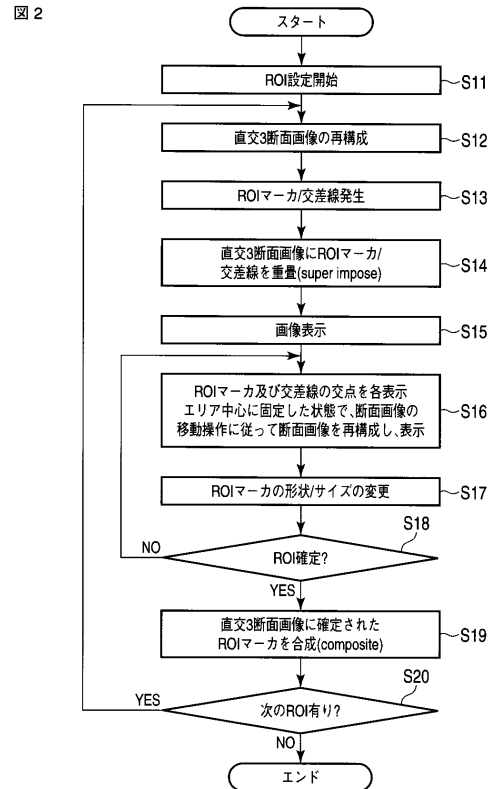
1 1 ... 超音波診断装置本体、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニタ、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドブラ処理ユニット、2 5 ... B モードボリュームデータ生成部、2 6 ... ドブラボリュームデータ生成部、3 1 ... 制御プロセッサ、3 2 ... データ記憶部、3 3 ... 断面変換処理部、3 4 ... R O I マーカ発生部、3 5 ... 表示画面構成部、3 6 ... R O I 設定部、3 7 ... 交差線発生部、3 8 ... T I C 発生部。

40

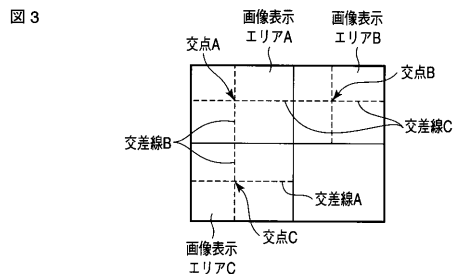
【図 1】



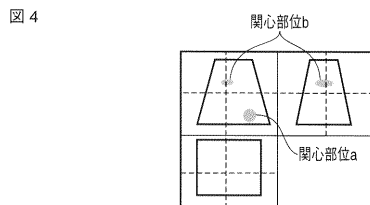
【図 2】



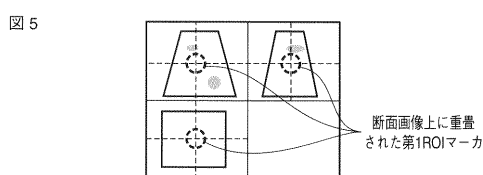
【図 3】



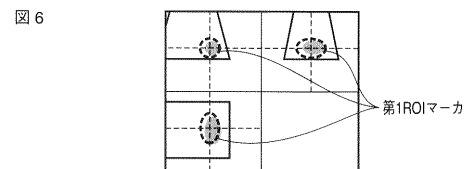
【図 4】



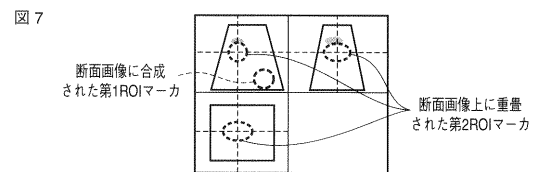
【図 5】



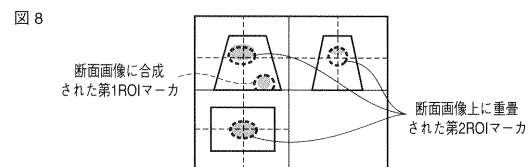
【図 6】



【図 7】

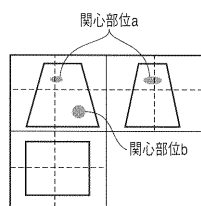


【図 8】



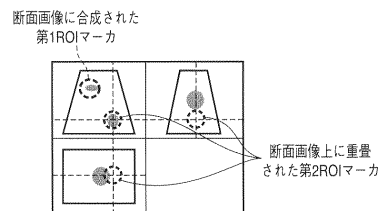
【図 9】

図 9



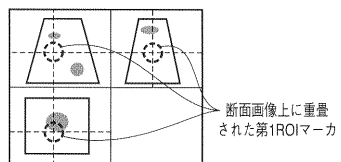
【図 12】

図 12



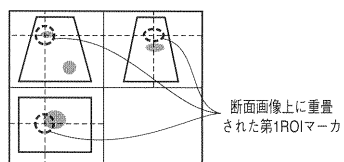
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



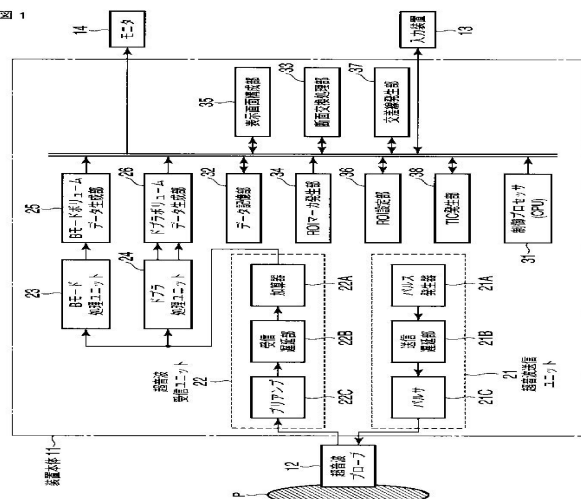
フロンツページの続キ

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 安藤 広治
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 中内 章一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 杉尾 武
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 増田 貴志
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 EE11 JC37 KK21 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011120784A	公开(公告)日	2011-06-23
申请号	JP2009282037	申请日	2009-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	安藤広治 中内章一 杉尾武 増田貴志		
发明人	安藤 広治 中内 章一 杉尾 武 増田 貴志		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/466 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 G06T19/003 G06T2210/41 G06T2219/004 G06T2219/028		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK09		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP2011120784A5 JP5508829B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为了减少相对于三维超声图像将多个ROI标记与多个感兴趣区域匹配的工作负担。 用于利用超声波扫描对象中的三维区域以生成三维超声图像的超声诊断设备包括用于从三维超声图像生成三个正交截面的截面图像的部分图像生成单元33，用于显示三个正交截面的截面图像的显示单元14，ROI标记生成单元34，用于生成要叠加在显示的截面图像上的ROI标记，以及ROI标记合成单元36，用于将确定的ROI标记与横截面图像组合。 点域1



EX 1