

(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2013-255658

(P2013-255658A)

(43) 公開日 平成25年12月26日(2013.12.26)

(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 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-133271 (P2012-133271)
(22) 出願日 平成24年6月12日 (2012.6.12)(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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100159651
弁理士 高倉 成男
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

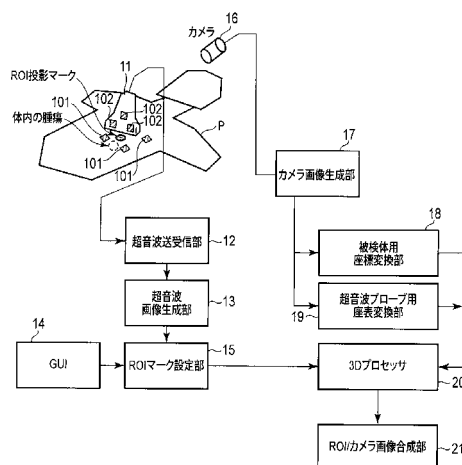
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波画像上の関心領域に対応する被検体の体表上の位置を容易に把握することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波送受信手段は、超音波プローブ11を介して被検体に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生する。超音波画像生成手段13は、エコー信号に基づいて超音波画像を生成する。設定手段は、超音波画像上の関心領域を設定する。カメラ16は、被検体の体表及び超音波プローブを撮影する。第1の検出手段は、カメラ画像における被検体の体表の位置を検出する。第2の検出手段は、画像における超音波プローブの位置を検出する。算出手段は、被検体の体表の位置及び超音波プローブの位置に基づいて、設定された関心領域に対応する被検体の体表上の位置を算出する。表示手段は、カメラによって撮影されたカメラ画像上の算出された位置にマークを表示する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信手段と、
前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、
検査者の操作に応じて、前記超音波画像上の関心領域を設定する設定手段と、
前記被検体の体表及び前記超音波プローブを撮影するカメラと、
前記カメラによって撮影されたカメラ画像における前記被検体の体表の位置を検出する第 1 の検出手段と、
前記カメラによって撮影されたカメラ画像における前記超音波プローブの位置を検出する第 2 の検出手段と、
前記第 1 の検出手段によって検出された前記被検体の体表の位置及び前記第 2 の検出手段によって検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記設定された関心領域に対応する前記被検体の体表上の位置を算出する第 1 の算出手段と、
前記カメラによって撮影されたカメラ画像上の前記算出された位置にマークを表示する表示手段と
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】

前記第 1 の検出手段は、前記カメラによって撮影されたカメラ画像に対する画像認識によって前記被検体の体表の位置を検出し、
前記第 2 の検出手段は、前記カメラによって撮影されたカメラ画像に対する画像認識によって前記超音波プローブの位置を検出する
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 3】

前記被検体の体表には、当該被検体の体表の位置を検出するための印が付されており、
前記第 1 の検出手段は、前記カメラによって撮影された画像に対する画像認識により前記被検体の体表に付されている印を抽出することによって、前記被検体の体表の位置を検出する
ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記超音波プローブの表面には、当該超音波プローブの位置を検出するための印が付されており、
前記第 2 の検出手段は、前記カメラによって撮影された画像に対する画像認識により前記超音波プローブに付されている印を抽出することによって、前記超音波プローブの位置を検出する
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 5】

検査者による前記超音波プローブの動きに応じて変化する超音波画像上において前記設定された関心領域の境界を抽出することによって、3 次元的な関心領域に対応する前記被検体の体表上の位置を算出する第 2 の算出手段を更に具備し、
前記表示されるマークは、前記 3 次元的な関心領域に基づく 3 次元的なマークを含む
ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記第 2 の検出手段は、前記超音波プローブに装着され、当該超音波プローブの位置を検出する位置センサを含む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 7】

前記カメラは、前記超音波プローブに固定され、前記被検体の体表を撮影し、
前記第 2 の検出手段は、前記カメラの位置に基づいて前記超音波プローブの位置を検出する

50

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 8】

前記表示手段は、検査者によって装着されるゴーグル型ディスプレイを含み、
前記カメラは、前記ゴーグル型ディスプレイに固定される
ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、被検体内部を超音波で走査して臓器の断層像を画像化する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像（超音波画像）を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置等の他の画像診断装置に比べ、安価で被曝がなく、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに適用されている。

【0003】

ところで、超音波診断装置において乳腺などの腫瘍を診断した際には、当該腫瘍（関心領域）の位置を記録するため、当該腫瘍の位置を示すマークを被検体の体表にマジック等で書き込む場合がある。超音波診断装置において用いられる超音波プローブ、特にリニアスキャン型プローブの被検体の体表と接する部位にはマーキング用の目印が設けられており、検査者は、超音波画像とプローブ先端の目印との対応を考慮して、所望の位置にマークを書き込むことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 284154 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記したように超音波画像と超音波プローブの目印とから腫瘍等の位置を推測してマークを書き込む場合、当該マークを書き込む位置（体表上の部位）は超音波プローブの直下にあるため、超音波プローブを一度被検体の体表から離さなければならない。このように超音波プローブを体表から離してしまうと、超音波プローブの目印の位置に正確にマークを書き込むことは困難である。

【0006】

また、被検体の体表にマークを書き込むためには、超音波スキャン時に使用するエコーゼリーを除去しなければならず、このような作業を行った場合、正確な位置にマークを書き込むことがより困難となる。

【0007】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、超音波画像上の関心領域に対応する被検体の体表上の位置を容易に把握することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波送受信手段と、超音波画像生成手段と、設定手段と、カメラと、第 1 の検出手段と、第 2 の検出手段と、算出手段と、表示手段とを具備する。

【0009】

超音波送受信手段は、前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して

10

20

30

40

50

、走査面に関するエコー信号を発生する。

【0010】

超音波画像生成手段は、前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する。

【0011】

設定手段は、検査者の操作に応じて、前記超音波画像上の関心領域を設定する。

【0012】

カメラは、前記被検体の体表及び前記超音波プローブを撮影する。

【0013】

第1の検出手段は、前記カメラによって撮影されたカメラ画像における前記被検体の体表の位置を検出する。

10

【0014】

第2の検出手段は、前記カメラによって撮影されたカメラ画像における前記超音波プローブの位置を検出する。

【0015】

算出手段は、前記第1の検出手段によって検出された前記被検体の体表の位置及び前記第2の検出手段によって検出された前記超音波プローブの位置に基づいて、前記指定された関心領域に対応する前記被検体の体表上の位置を算出する。

【0016】

表示手段は、前記カメラによって撮影されたカメラ画像上の前記算出された位置にマークを表示する。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】図1に示す超音波診断装置における超音波診断処理の処理手順を示すフローチャート。

【図3】図1に示す超音波診断装置における画像認識処理の処理手順を示すフローチャート。

【図4】被検体Pの体表曲面の算出について簡略的に説明するための図。

【図5】超音波診断装置におけるROI投影マークの表示について概念的に説明するための図。

30

【図6】超音波診断装置におけるROI投影マークの表示について概念的に説明するための図。

【図7】超音波診断装置におけるROI投影マークの表示について概念的に説明するための図。

【図8】ROI投影マークが表示される際の具体的な表示画面の一例を示す図。

【図9】第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、各実施形態について説明する。

【0019】

40

（第1の実施形態）

まず、第1の実施形態について説明する。図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、超音波プローブ11、超音波送受信部12、超音波画像生成部13、GUI14、ROIマーク設定部15、カメラ16、カメラ画像生成部17、被検体用座標変換部18、超音波プローブ用座標変換部19、3Dプロセッサ20及びROI/カメラ画像合成部21を含む。

【0020】

超音波プローブ11は、超音波送受信部12からの駆動信号を受けて超音波を発生し、被検体P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

50

有している。この超音波プローブ 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。

【0021】

なお、被検体 P には、後述するように被検体 P の位置を検出するための印（以下、被検体用 A R マークと表記）101 が付されている。また、超音波プローブ 11 には、後述するように超音波プローブ 11 の位置を検出するための印（以下、超音波プローブ用 A R マークと表記）102 が付されている。被検体用 A R マーク 101 は、超音波プローブ用 A R マーク 102 とは異なる印である。

10

【0022】

超音波送受信部 12 は、超音波プローブ 11 を介して被検体 P に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生する。

【0023】

具体的には、超音波送受信部 12 は、図示しないパルス発生器、送信遅延部及びパルサ等を有している。パルス発生器は、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。送信遅延部は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し、かつ、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。パルス発生器は、チャンネル毎にレートパルスに基づくタイミングで超音波プローブ 11 に駆動パルスを印加する。

20

【0024】

また、超音波送受信部 12 は、図示しないプリアンプ、A/D 変換器、受信遅延部及び加算器等を有している。プリアンプは、超音波プローブ 11 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。受信遅延部は、増幅されたエコー信号に対し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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0025】

超音波画像生成部 13 は、上記したエコー信号に基づいて超音波画像（超音波断層像）を生成する。具体的には、超音波画像生成部 13 は、超音波送受信部 12 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。超音波画像生成部 13 は、このデータを、所定のルックアップテーブルにより反射波の強度を輝度にて表した B モード画像に変換する。なお、超音波画像生成部 13 によって生成された超音波画像（B モード画像）は、図示しないモニタ等に表示される。ここでは、説明の便宜上、B モードの処理について説明したが、例えばカラードブラモード、M モード、連続波ドブラ、パルス波ドブラモード等の他のモードの処理を、適宜、組み合わせてもよい。

30

【0026】

なお、超音波画像生成部 13 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。超音波画像生成部 13 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者（検査者）が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

40

【0027】

上記したように超音波画像生成部 13 によって生成された超音波画像が表示された場合、検査者は、GUI 14 を介して、当該超音波画像上で関心領域（ROI）を指定する操作を行うことができる。この場合、検査者は、例えばマウスのようなポインティングデバイスを有する入力装置を用いて関心領域を指定する操作を行う。なお、検査者は、関心領域として、例えば腫瘍等の病変部を指定することができる。

【0028】

50

R O I マーク設定部 15 は、上記した検査者の操作に応じて、超音波画像上の関心領域を設定する。この場合、R O I マーク設定部 15 は、超音波画像上において、検査者によって指定された関心領域を包含するようなマーク（以下、R O I マークと表記）を設定する。

【0029】

カメラ 16 は、被検体 P の体表（スキャン部）及び超音波プローブ 11 を撮影する。カメラ画像生成部 17 は、カメラ 16 から出力された信号を処理することによって、当該カメラ 16 によって撮影された画像（以下、カメラ画像と表記）を生成する。カメラ画像は、例えばモニタ等に表示される。

【0030】

被検体用座標変換部 18 は、カメラ画像に対する画像認識によって被検体 P の体表の位置を検出する。この場合、被検体用座標変換部 18 は、カメラ画像中の被検体用 A R マーク 101 を抽出し、当該被検体用 A R マーク 101 により被検体 P の体表の 3 D 座標情報及び当該被検体 P の体表の形状を近似した曲面（以下、被検体 P の体表曲面と表記）を算出する。

【0031】

超音波プローブ用座標変換部 19 は、カメラ画像に対する画像認識によって超音波プローブ 11 の位置を検出する。この場合、超音波プローブ用座標変換部 19 は、カメラ画像中の超音波プローブ用 A R マーク 102 を抽出し、当該超音波プローブ用 A R マーク 102 により超音波プローブ 11 の 3 D 座標情報を算出する。なお、超音波プローブ用座標変換部 19 によって算出された 3 D 座標情報によれば、超音波プローブ 11 の位置及び超音波スキャン面の方向等が特定される。

【0032】

3 D プロセッサ 20 は、R O I マーク設定部 15 によって設定された R O I マークの情報（超音波画像上における関心領域の位置等）と、被検体用座標変換部 18 によって算出された被検体 P の体表の 3 D 座標情報及び被検体 P の体表曲面と、超音波プローブ用座標変換部 19 によって算出された超音波プローブ 11 の 3 D 座標情報とに基づいて、R O I マーク（関心領域）に対応する被検体 P の体表上の位置を算出する。具体的には、3 D プロセッサ 20 は、R O I マークの 3 D 座標情報（3 D 位置）を算出し、当該算出された R O I マークの 3 D 座標情報に基づいて当該 R O I マークを被検体 P の体表へ投影した R O I 投影マークの位置を算出する。

【0033】

R O I / カメラ画像合成部 21 は、3 D プロセッサ 20 によって算出された R O I 投影マークの位置に基づいて、カメラ画像上に R O I 投影マークを重畳表示する。この場合、R O I 投影マークは、カメラ画像上において、上記したように G U I 14 を介して検査者によって指定された関心領域と空間的に対応する被検体 P の体表上の位置に表示される。

【0034】

なお、上記した超音波送受信部 12、超音波画像生成部 13、G U I 14 及び R O I マーク設定部 15 は、例えば超音波診断装置本体を構成する。一方、上記したカメラ画像生成部 17、被検体用座標変換部 18、超音波プローブ用座標変換部 19、3 D プロセッサ 20 及び R O I / カメラ画像合成部 21 は、例えば画像認識システムを構成する。

【0035】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置においては、超音波診断処理及び画像認識処理が関連して実行される。

【0036】

まず、図 2 のフローチャートを参照して、超音波診断処理の処理手順について説明する。この超音波診断処理は、主に超音波画像上の関心領域を設定するための処理であり、上記した超音波診断装置本体によって実行される。

【0037】

上述したように超音波送受信部 12 は、超音波プローブ 11 を介して被検体 P に対して

10

20

30

40

50

超音波を送受信する（ステップ S 1）。これにより、超音波送受信部 1 2 は、走査面に関するエコー信号を発生する。

【 0 0 3 8 】

超音波画像生成部 1 3 は、超音波送受信部 1 2 から発生されたエコー信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波画像生成部 1 3 によって生成された超音波画像は、検査者に対してモニタ等に表示される（ステップ S 2）。

【 0 0 3 9 】

次に、検査者は、GUI 1 4 を介して、超音波画像上の関心領域を指定する操作を行うことができる。この場合、検査者は、例えばポインティングデバイスを用いて、関心領域の位置（境界）を指定する。ROI マーク設定部 1 5 は、検査者の操作に応じて、当該検査者によって指定された関心領域を包含するような ROI マークを超音波画像上に設定する（ステップ S 3）。

10

【 0 0 4 0 】

なお、ROI マーク設定部 1 5 によって設定された ROI マークの情報（ROI マークの位置等）は 3 D プロセッサ 2 0 に渡され、ここで説明した超音波診断処理と関連して実行される画像認識処理において用いられる。

【 0 0 4 1 】

次に、図 3 のフローチャートを参照して、画像認識処理の処理手順について説明する。この画像認識処理は、主にカメラ画像上において ROI 投影マークを表示するための処理であり、上記した画像認識システムによって実行される。

20

【 0 0 4 2 】

本実施形態において、被検体 P の体表には、被検体 P の体表の位置（及び向き等）を検出可能なように少なくとも 3 つの被検体用 AR マーク 1 0 1 が付されているものとする。同様に、超音波プローブ 1 1 には、超音波プローブ 1 1 の位置（及びスキャン面の方向等）を検出可能なように少なくとも 3 つの超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2 が付されているものとする。また、被検体用 AR マーク 1 0 1 及び超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2 は、異なるマークである。

【 0 0 4 3 】

なお、上記した被検体用 AR マーク 1 0 1 及び超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2 は、被検体 P の体表の位置及び超音波プローブ 1 1 の位置が検出可能な態様であればよい。具体的には、被検体用 AR マーク 1 0 1 及び超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2 はそれぞれ 4 つ以上付されていてもよい。また、複数の被検体用 AR マーク 1 0 1 がそれぞれ異なるマークであってもよいし、同様に、複数の超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2 がそれぞれ異なるマークであってもよい。

30

【 0 0 4 4 】

また、カメラ 1 6 は、被検体 P の体表（被検体用 AR マーク 1 0 1）及び超音波プローブ 1 1（超音波プローブ用 AR マーク 1 0 2）を含む領域を撮影可能な位置に配置されているものとする。

【 0 0 4 5 】

まず、カメラ画像生成部 1 7 は、カメラ 1 6 から出力された信号を処理することによってカメラ画像を表示する（ステップ S 1 1）。なお、カメラ画像は、被検体用座標変換部 1 8 及び超音波プローブ用座標変換部 1 9 に渡される。

40

【 0 0 4 6 】

被検体用座標変換部 1 8 は、カメラ画像生成部 1 7 から渡されたカメラ画像中の被検体用 AR マーク（位置）1 0 1 を画像認識により抽出（認識）する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 4 7 】

被検体用座標変換部 1 8 は、抽出された被検体用 AR マーク 1 0 1 に基づいて、被検体 P の体表（超音波プローブ 1 1 によるスキャン部付近）の 3 D 座標情報及び当該被検体 P の体表曲面を算出する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 4 8 】

50

なお、被検体 P の体表曲面の算出においては、図 4 に示すように、例えば被検体 P の体表の形状をおおまかに仮定して、被検体用 A R マーク 1 0 1 から妥当な近時曲面を設定する。例えば乳房を観察している場合は、球や楕円球等の基本モデルを仮定して、被検体 P の体表の形状を被検体用 A R マーク 1 0 1 から推定する。

【 0 0 4 9 】

再び図 3 に戻ると、超音波プローブ用座標変換部 1 9 は、カメラ画像生成部 1 7 から渡されたカメラ画像中の超音波プローブ用 A R マーク (位置) 1 0 2 を画像認識により抽出 (認識) する (ステップ S 1 4) 。

【 0 0 5 0 】

超音波プローブ用座標変換部 1 9 は、抽出された超音波プローブ用 A R マーク 1 0 2 に基づいて、超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報 (超音波プローブ 1 1 の位置及び超音波スキャン面の方向等) を算出する (ステップ S 1 5) 。

【 0 0 5 1 】

上記したステップ S 1 3 において算出された被検体 P の体表の 3 D 座標情報及び当該被検体 P の体表曲面と、ステップ S 1 5 において算出された超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報は、3 D プロセッサ 2 0 に渡される。なお、ここで 3 D プロセッサ 2 0 に渡される情報は、上記した超音波診断処理において R O I マークが設定されたときの被検体 P の体表の 3 D 座標情報及び当該被検体 P の体表曲面、超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報である。

【 0 0 5 2 】

3 D プロセッサ 2 0 は、例えば上記した超音波診断処理において設定された R O I マークの情報と超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報とに基づいて、当該 R O I マークの 3 D 座標情報 (3 D 位置) を算出する (ステップ S 1 6) 。

【 0 0 5 3 】

次に、3 D プロセッサ 2 0 は、算出された R O I マークの 3 D 位置と、被検体 P の体表の 3 D 座標情報及び当該被検体 P の体表曲面と、超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報とに基づいて、当該 R O I マークを当該被検体 P の体表に投影した R O I 投影マークの位置を算出する (ステップ S 1 7) 。ここで算出される R O I 投影マークの位置は、例えば R O I マークの 3 D 位置からカメラ方向に投影した際の体表上の位置 (つまり、検査者によって指定された関心領域に対応する被検体 P の体表上の位置) である。

【 0 0 5 4 】

R O I / カメラ画像合成部 2 1 は、カメラ画像上の 3 D プロセッサによって算出された R O I 投影マークの位置に当該 R O I 投影マークを重ね合わせる。これにより、R O I / カメラ画像合成部 2 1 は、R O I 投影マークをカメラ画像上に表示する (ステップ S 1 8) 。

【 0 0 5 5 】

ここで、図 5 ~ 図 7 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置における R O I 投影マークの表示について概念的に説明する。

【 0 0 5 6 】

まず、図 5 に示すように、超音波プローブ 1 1 を介して被検体 P に対して超音波を送受信して、走査面に関するエコー信号を発生し、当該エコー信号に基づいて生成された超音波画像が表示される。

【 0 0 5 7 】

この際、検査者の関心領域を指定する操作に応じて、超音波画像上で R O I マーク 1 0 3 が設定される。

【 0 0 5 8 】

このように R O I マーク 1 0 3 が設定された際には、上述した画像認識処理によって被検体 P の体表の位置 (3 D 座標情報及び体表曲面) 及び超音波プローブ 1 1 の位置 (3 D 座標情報) が検出される。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

次に、ROIマーク103の情報（超音波画像上のROIマーク103の位置等）と、被検体Pの体表及び超音波プローブ11の位置関係とに応じて、ROIマーク103の3D位置が算出され、ROI投影マークの位置（ROIマーク103を被検体Pの体表に投影した際の当該体表上の位置）が算出される。この場合、図6に示すように、算出されたROI投影マークの位置に基づいて、カメラ画像上にROI投影マーク104が表示される。

【0060】

カメラ画像上でROI投影マーク104（の位置）に超音波プローブ11が重なる場合には、図7に示すように、当該ROI投影マーク104の全てを表示するのではなく、超音波プローブ11と重ならない部分のみを表示することも可能である。

10

【0061】

なお、図8は、ROI投影マークが表示される際の具体的な表示画面の一例を示す。図8に示す例では、表示画面には、超音波画像201及びカメラ画像202が並べて表示されている。

【0062】

この場合、超音波画像201上では、上記したように検査者の関心領域を指定する操作に応じて、ROIマーク103が設定される。このように超音波画像201上でROIマーク103が設定されると、上記したような画像認識処理により、カメラ画像202上にはROI投影マーク104が表示される。

【0063】

検査者は、このような画面を確認することにより、超音波画像201上で腫瘍等を含む関心領域を指定しながら、当該関心領域に対応する被検体Pの体表上の位置（つまり、ROI投影マーク104の位置）を確認することができる。

20

【0064】

上記したように本実施形態においては、超音波プローブ11を介した被検体Pに対する超音波の送受信によって発生したエコー信号に基づいて超音波画像を生成し、検査者の操作に応じて当該超音波画像上の関心領域を設定し、カメラ16によって撮影されたカメラ画像における被検体Pの体表の位置及び超音波プローブ11の位置を検出し、当該被検体Pの体表の位置及び当該超音波プローブ11の位置に基づいて、当該カメラ画像上の関心領域に対応する被検体Pの体表上の位置にマーク（ROI投影マーク）を表示する構成により、検査者は、超音波画像上の関心領域に対応する被検体Pの体表上の位置をカメラ画像上で容易に把握することが可能となる。

30

【0065】

つまり、本実施形態においては、超音波画像上で観測された病変部（腫瘍等）の位置をマジック等で直接被検体Pの体表に書くことなく、カメラ画像上で被検体Pの体表の正確な位置にマーキングすることが可能となるため、例えば超音波プローブ11を被検体Pの体表から離れた場合であっても、カメラ画像上のROI投影マークを確認して被検体Pの体表上の正確な位置に実際にマジック等でマーキングすること等が可能となる。

【0066】

また、本実施形態においては、カメラ画像上にROI投影マークのみが重畳表示されるものとして説明したが、例えば当該ROI投影マークに加えて、例えば当該ROI投影マークの周辺に術式で実際にメスを入れる箇所などを表すマーク（任意のマーク）等が表示されても構わない。この任意のマークが表示される箇所は、カメラ画像上で、例えば検査者等によって指定されればよい。また、カメラ画像上には、マーク以外の例えば文字情報（メモ等）が表示されても構わない。

40

【0067】

また、例えばROIマークの位置情報（3D座標情報）と被検体Pの体表の位置情報（3D座標情報）を記憶しておくことで、再度超音波検査をすることなく、被検体Pの体表に付された被検体用ARマーク101を標識として任意の方向から被検体Pを撮影した場合にもROI投影マークを表示することが可能となる。

50

【 0 0 6 8 】

更に、本実施形態において、カメラ 1 6 が例えば検査者が装着するゴーグル型ディスプレイに固定されるような構成であっても構わない。この場合、超音波画像及びカメラ画像は検査者が装着するゴーグル型ディスプレイに表示される。これにより、検査者は、実際に見ている被検体 P と R O I 投影マークとを重ねて見る事が可能となる。なお、R O I 投影マークの位置は、検査者が被検体 P を見る角度に追従して調整される。

【 0 0 6 9 】

また、カメラ 1 6 が超音波プローブ 1 1 に固定され、当該カメラ 1 6 の位置に基づいて超音波プローブ 1 1 の位置が検出される構成であっても構わない。この場合、被検体 P の体表の絶対的位置は測定できないが、超音波プローブ 1 1 との相対位置からカメラ 1 6 によって撮影される部位に R O I 投影マークを表示することができる。

10

【 0 0 7 0 】

更に、本実施形態においては、超音波プローブ 1 1 に付されている超音波プローブ用 A R マーク 1 0 2 によって当該超音波プローブ 1 1 の位置が検出されるものとして説明したが、例えば超音波プローブ 1 1 に組み込まれた磁気式位置センサによって超音波プローブ 1 1 の位置が検出されるような構成とすることも可能である。なお、被検体 P の体表の位置は、上記したように当該被検体 P の体表に付されている被検体用 A R マーク 1 0 1 により検出されればよい。

【 0 0 7 1 】

(第 2 の実施形態)

20

次に、第 2 の実施形態について説明する。図 9 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す。なお、前述した図 1 と同様の部分には同一参照符号を付してその詳しい説明を省略する。ここでは、前述した第 1 の実施形態と異なる部分について主に述べる。

【 0 0 7 2 】

本実施形態においては、超音波プローブ 1 1 の動きに応じて自動的に関心領域 (病変部) の境界を抽出する点が、前述した第 1 の実施形態とは異なる。

【 0 0 7 3 】

図 2 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、R O I 自動検出部 2 2 、3 D プロセッサ 2 3 及び R O I / カメラ画像合成部 2 4 を含む。

【 0 0 7 4 】

30

R O I 自動検出部 2 2 は、R O I マーク設定部 1 5 によって R O I マークが設定された (検査者によって関心領域が指定された) 後に、超音波プローブ 1 1 の動き (移動) に応じて変化する超音波画像上において当該関心領域の境界を自動的に抽出する。これにより、R O I 自動検出部 2 2 は、3 次元的な関心領域 (の輪郭) の情報を検出することができる。

【 0 0 7 5 】

3 D プロセッサ 2 3 は、R O I 自動検出部 2 2 によって検出された 3 次元的な関心領域の情報と、超音波プローブ 1 1 の 3 D 座標情報とに基づいて、当該 3 次元的な関心領域の位置を得る。3 D プロセッサは、得られた 3 次元的な関心領域の位置に基づいて、当該 3 次元的な関心領域を被検体 P の体表へ投影した R O I 投影マークの位置 (被検体 P の体表上の位置) を算出する。

40

【 0 0 7 6 】

R O I / カメラ画像合成部 2 4 は、3 D プロセッサ 2 3 によって算出された R O I 投影マークの位置 (被検体 P の体表へ投影した 3 次元的な関心領域の位置) に基づいて、カメラ画像上に 3 次元的なマーク (R O I 投影マーク) を表示する。

【 0 0 7 7 】

なお、R O I 自動検出部 2 2 によって 3 次元的な関心領域の情報が検出され、R O I / カメラ画像合成部 2 4 によって 3 次元的なマークが表示される点以外の動作 (処理) については、前述した第 1 の実施形態と同様であるため、その詳しい説明を省略する。

【 0 0 7 8 】

50

上記したように本実施形態においては、超音波プローブ 11 の動き（移動）に応じて変化する超音波画像上において関心領域の境界を自動的に抽出することによって 3 次元的な関心領域の情報を検出し、当該 3 次元的な関心領域に対応する被検体 P の体表上の位置に 3 次元的なマークを表示する構成により、前述した第 1 の実施形態と比較して、関心領域に対応するより正確な被検体 P の体表上の位置を把握することが可能となる。

【0079】

なお、前述した第 1 の実施形態においては、1 つの超音波画像上に設定された ROI マークに基づいて平面的なマーク（ROI 投影マーク）が表示されるものとして説明したが、例えば超音波プローブ 11 の動きに応じて変化する複数の超音波画像上で同様に観察される例えば腫瘍等の病変部を含む関心領域の輪郭をそれぞれ検査者が指定することで、3 次元的な関心領域（病変部）の輪郭を検出することも可能である。この場合には、前述した第 1 の実施形態においても、本実施形態と同様に、3 次元的なマークを表示することが可能である。

10

【0080】

以上説明した実施形態によれば、超音波画像上の関心領域に対応する被検体の体表上の位置を容易に把握することが可能な超音波診断装置を提供することが可能となる。

【0081】

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。

20

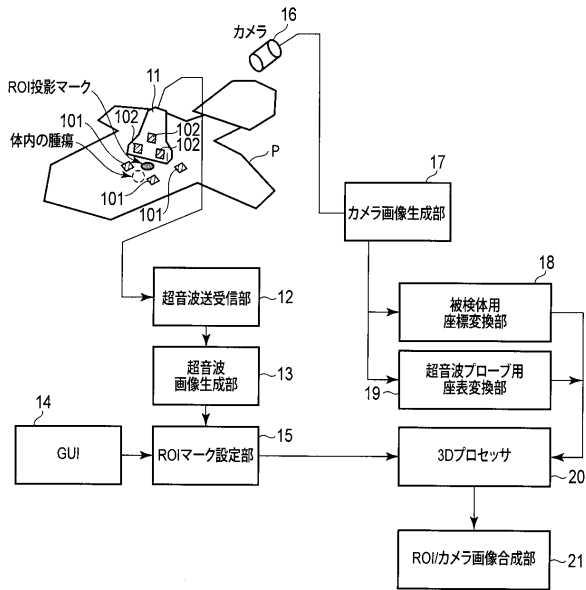
【符号の説明】

【0082】

11 ... 超音波プローブ、12 ... 超音波送受信部、13 ... 超音波画像生成部、14 ... GUI、15 ... ROI マーク設定部、16 ... カメラ、17 ... カメラ画像生成部、18 ... 被検体用座標変換部、19 ... 超音波プローブ用座標変換部、20, 23 ... 3D プロセッサ、21, 24 ... ROI / カメラ画像合成部、22 ... ROI 自動検出部。

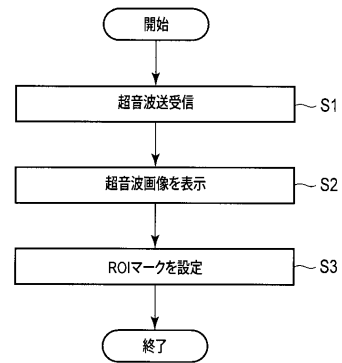
【図 1】

図 1



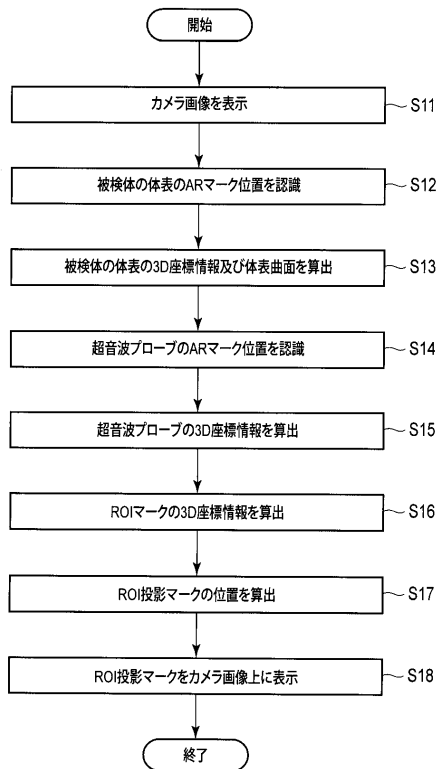
【図 2】

図 2



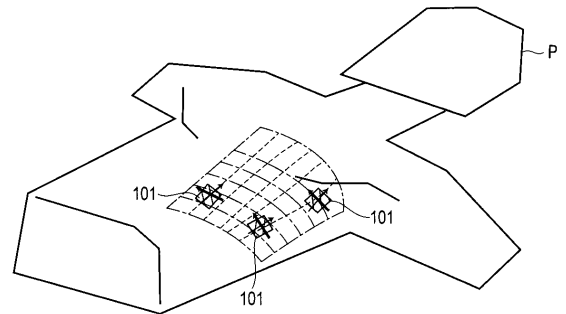
【図 3】

図 3



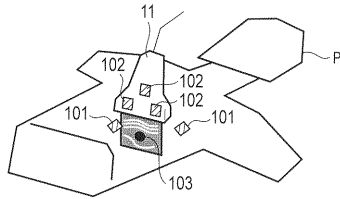
【図 4】

図 4



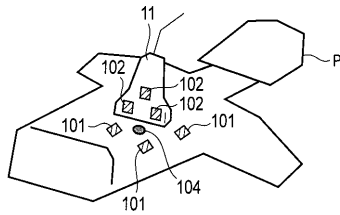
【図 5】

図 5



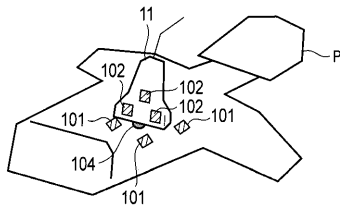
【図 6】

図 6



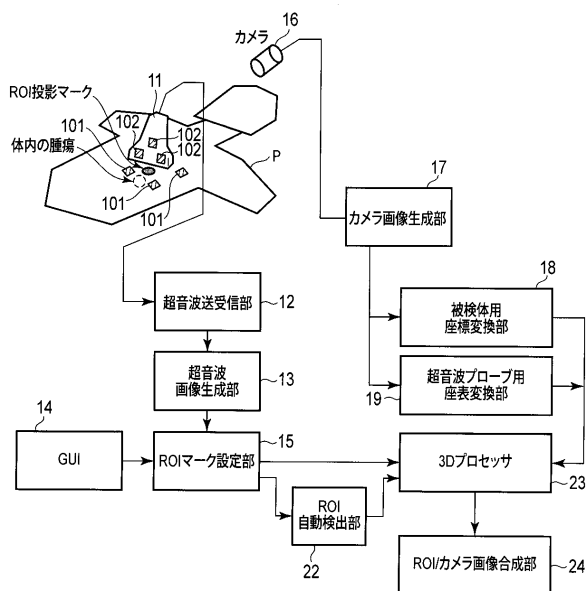
【図 7】

図 7



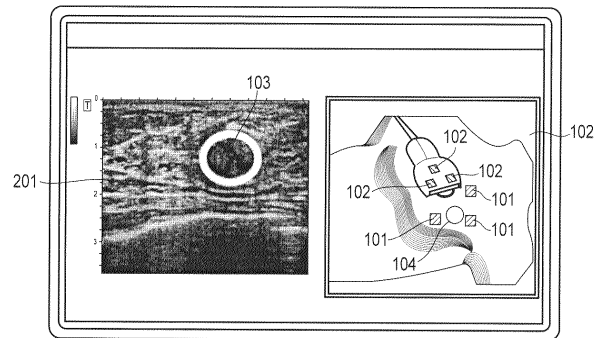
【図 9】

図 9



【図 8】

図 8



フロンツページの続き

- (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 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 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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
- (72)発明者 都築 健太郎
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本社内
- (72)発明者 神山 直久
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本社内
- (72)発明者 尾名 康裕
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本社内
- (72)発明者 芝本 弘一
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本社内
- (72)発明者 岡田 健吾
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 GA06 GA18 GA21 JC37

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013255658A	公开(公告)日	2013-12-26
申请号	JP2012133271	申请日	2012-06-12
[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	都築健太郎 神山直久 尾名康裕 芝本弘一 岡田健吾		
发明人	都築 健太郎 神山 直久 尾名 康裕 芝本 弘一 岡田 健吾		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC37		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：提供一种超声波诊断装置，能够容易地识别与超声波图像上的关心区域对应的被检体的体表的位置。解决方案：超声波发送/接收装置通过超声波探头11向/从对象发送和接收超声波，并产生与扫描平面相关的回波信号。超声波图像生成单元13基于回波信号生成超声波图像。设置装置在超声图像上设置感兴趣区域。照相机16拍摄被检体的体表和超声波探头。第一检测装置检测摄像机图像中的被摄体的体表的位置。第二检测装置检测图像中的超声波探头的位置。计算装置基于被检体的体表的位置和超声波探头的位置，计算与设定的关注区域相对应的被检体的体表面上的位置。显示装置在由相机拍摄的相机图像上的计算出的位置处显示标记。

