

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5908852号
(P5908852)

(45) 発行日 平成28年4月26日(2016.4.26)

(24) 登録日 平成28年4月1日(2016.4.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-21288 (P2013-21288)
 (22) 出願日 平成25年2月6日(2013.2.6)
 (65) 公開番号 特開2014-150870 (P2014-150870A)
 (43) 公開日 平成26年8月25日(2014.8.25)
 審査請求日 平成26年11月20日(2014.11.20)

(73) 特許権者 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 100137545

弁理士 荒川 聡志

(72) 発明者 橋本 浩

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

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波受信ビームを形成する受信ビーム形成部と、

前記超音波受信ビームに基づいて形成される超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御部と、

を備え、

前記画像は、前記穿刺針の刺入予定経路を示す穿刺ガイドラインであって、前記角度に応じて表示形態が異なる穿刺ガイドラインである

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記穿刺ガイドラインは、前記角度に応じて部分的に表示形態が異な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】

被検体内に送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波受信ビームを形成する受信ビーム形成部と、

前記超音波受信ビームに基づいて形成される超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御部と、

10

20

を備え、

前記画像は、前記穿刺針の刺入予定経路を示す穿刺ガイドラインであって、前記超音波受信ビームのビーム方向が前記穿刺針の刺入予定経路と略直交する部分とそれ以外の部分とで異なる表示形態で表示される穿刺ガイドラインである

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波受信ビームのビーム方向と前記刺入予定経路との角度は、前記超音波画像における前記超音波受信ビームの位置と前記刺入予定経路の位置とに基づいて特定されることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記受信ビーム形成部は、ビーム方向が異なる複数の超音波受信ビームを形成し、該複数の超音波受信ビームには、前記刺入予定経路に対して略直交する方向の超音波受信ビームが含まれ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】

コンピュータに、

被検体内に送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波受信ビームを形成する受信ビーム形成機能と、

前記超音波受信ビームに基づいて形成される超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御機能と、

を実行させ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って、

前記画像は、前記穿刺針の刺入予定経路を示す穿刺ガイドラインであって、前記角度に応じて表示形態が異なる穿刺ガイドラインである

ことを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体内に送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波受信ビームを形成する受信ビーム形成機能と、

前記超音波受信ビームに基づいて形成される超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御機能と、

を実行させ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って、

前記画像は、前記穿刺針の刺入予定経路を示す穿刺ガイドラインであって、前記超音波受信ビームのビーム方向が前記穿刺針の刺入予定経路と略直交する部分とそれ以外の部分とで異なる表示形態で表示される穿刺ガイドラインである

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】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波受信ビームのビーム方向と、被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像が表示される超音波診断装置及びその制御プログラム (program) に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、被検体の超音波画像をリアルタイム (real time) で表示することができる。このリアルタイム性を生かし、被検体内に穿刺針を刺入する時に、穿刺針の位置をリアルタイムの超音波画像によって確認している。

【0003】

例えば、特許文献 1 には、超音波画像において、被検体内に刺入された穿刺針と、体内組織とを容易に識別することを目的とした超音波診断装置が記載されている。この超音波

10

20

30

40

50

診断装置では、超音波ビームを穿刺針の刺入経路に対して略直交する方向に偏向させている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-208859号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記特許文献1に記載された超音波診断装置においては、刺入経路に対して略直交する方向に偏向させた超音波ビームに基づいて得られる超音波画像と、通常の超音波ビームに基づいて得られる超音波画像とを加算した画像を表示している。この加算画像において、偏向させた超音波ビームに基づいて得られる超音波画像が加算された部分は、穿刺針が明瞭に表示される。一方、前記加算画像において、通常の超音波ビームに基づいて得られる超音波画像のみの部分、すなわち偏向させた超音波ビームに基づく超音波画像が加算されていない部分については、偏向させた超音波画像が加算された部分と比べて、穿刺針が明瞭ではなく、この部分に、穿刺針が達しているか否かが分かりづらい。

10

【0006】

このように、超音波ビームのビーム方向と穿刺針との角度によって、超音波画像における穿刺針の見え方が異なる。超音波画像において、穿刺針が明瞭に見える部分と不明瞭な部分とが存在すると、不明瞭な部分に穿刺針が達していても、操作者は、明瞭な部分にしか穿刺針が達していないと判断するおそれもある。従って、穿刺針に対する超音波ビームの角度を知りたいという要望がある。

20

【0007】

また、一方向の超音波ビームのみを形成する場合には、穿刺針を刺入する前に、穿刺針が明瞭に見えるビーム方向を選択して超音波画像を表示させたいという要望がある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体内に送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波受信ビームを形成する受信ビーム形成部と、前記超音波受信ビームに基づいて形成される超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0009】

上記観点の発明によれば、前記超音波画像に、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像が表示されるので、この画像を参照することにより、穿刺針の刺入予定経路に対する超音波受信ビームの角度を容易に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0010】

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

【図2】Bモード画像及び穿刺ガイドラインが表示された表示部を示す図である。

【図3】穿刺予定経路と超音波送受信ビームとの角度を説明する図である。

【図4】穿刺ガイドラインの拡大図である。

【図5】穿刺ガイドラインの他例を示す拡大図である。

【図6】穿刺ガイドラインの他例を示す拡大図である。

【図7】第二実施形態における超音波送受信ビームのビーム方向を示す図である。

【図8】第二実施形態における他の超音波送受信ビームのビーム方向を示す図である。

50

【図 9】第二実施形態における他の超音波送受信ビームのビーム方向を示す図である。

【図 10】合成画像が表示された表示部を示す図である。

【図 11】第二実施形態の第一変形例の表示部を示す図である。

【図 12】第二実施形態の第二変形例の表示部を示す図である。

【図 13】第二実施形態の第三変形例の表示部を示す図である。

【図 14】第三実施形態において、B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【図 15】第三実施形態において、他の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

。

【図 16】第三実施形態において、他の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

。

【図 17】第三実施形態の変形例において、B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【図 18】第三実施形態において、他の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

。

【図 19】第三実施形態において、他の B モード画像が表示された表示部を示す図である。

。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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 6 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、送受信ビームフォーマ 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、記憶部 9 を備える。

【0012】

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。本例では、前記超音波プローブ 2 は、コンベックス (convex) 型の超音波プローブである。ただし、前記超音波プローブ 2 は、セクタ (sector) 型の超音波プローブであってもよい。

【0013】

前記超音波プローブ 2 における超音波の照射面 2a の近傍には、穿刺ガイドアタッチメント 10 が着脱自在に取り付けられるようになっている。この穿刺ガイドアタッチメント 10 には穿刺針 11 が前進及び後退可能な状態で装着されるようになっている。前記穿刺針 11 は、前記穿刺ガイドアタッチメント 10 に設けられたガイド孔 (図示省略) に挿入されることにより、前記穿刺ガイドアタッチメント 10 に装着される。前記ガイド孔は、複数設けられていてもよい。複数の前記ガイド孔は、被検体に対する前記穿刺針 11 の刺入角度が異なってもよい。

【0014】

前記穿刺ガイドアタッチメント 10 に装着された前記穿刺針 11 は、前記超音波プローブ 2 に前記穿刺ガイドアタッチメント 10 が取り付けられた状態において、前記超音波プローブ 2 のアジマス (azimuth) 方向 (図 1 の x 軸方向) における端部に位置する。

【0015】

前記穿刺ガイドアタッチメント 10 を介して前記超音波プローブ 2 に取り付けられた前記穿刺針 11 は、超音波の送受信面 (走査面) に沿って、前進及び後退が可能となっている。

【0016】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、超音波送受信ビームを形成する (ビームフォーミング機能)。ここに、超音波送受信ビームとは、超音波送信ビームと超音波受信ビームとを含む概念である。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から所定の送信パラメータの超音波送信ビームを送信するための信号を、前記制御部8からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。

【 0 0 1 8 】

また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号に対して、A/D変換、遅延加算処理等の信号処理や、所定のゲイン(gain)で増幅を行なう信号処理などを行ない、超音波受信ビームを形成する。前記送受信ビームフォーマ3は、本発明における受信ビーム形成部の実施の形態の一例である。また、前記ビームフォーミング機能は、本発明における受信ビーム形成機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 1 9 】

前記送受信ビームフォーマ3は、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。

【 0 0 2 0 】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理を含むBモード処理を行なってBモードデータを作成する。

【 0 0 2 1 】

前記表示制御部5は、表示制御機能を実行する。具体的には、前記表示制御部5は、前記Bモードデータに対し、スキャンコンバータ(scan converter)による走査変換を行なって、Bモード画像データを作成する。前記表示制御部5は、前記Bモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。Bモード画像は、本発明における超音波画像の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 2 2 】

また、前記表示制御部5は、図2に示すように、前記表示部6に表示されたBモード画像BIに、前記穿刺針11の刺入予定経路を示す穿刺ガイドラインGLを表示させる。この穿刺ガイドラインGLは、前記穿刺ガイドアタッチメント10を用いて、被検体に前記穿刺針11を刺入した場合の刺入経路を示している。

【 0 0 2 3 】

前記穿刺ガイドアタッチメント10の種類や、前記穿刺ガイドアタッチメント10において穿刺針11を挿入するガイド孔の位置に応じて、前記Bモード画像BIにおける前記穿刺ガイドラインGLの位置が、前記記憶部9に記憶されている。

30

【 0 0 2 4 】

前記穿刺ガイドラインGLは、超音波送受信ビームとの角度に応じた表示形態で表示される。詳細は後述する。前記表示制御部5は、本発明における表示制御部の実施の形態の一例である。また、前記穿刺ガイドラインGLは、本発明において、前記超音波受信ビームのビーム方向と被検体内に刺入される穿刺針の刺入予定経路との角度に応じた表示形態を有する画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 5 】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などである。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。

40

【 0 0 2 6 】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)であり、前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記ビームフォーミング機能及び前記表示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。

【 0 0 2 7 】

50

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。

【0028】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。操作者は、前記超音波プローブ 2 によって超音波の送受信を行なって、前記表示部 6 に B モード画像 B I を表示させる。操作者は、前記操作部 7 を用いて、穿刺ガイドアタッチメント 10 の種類や穿刺針 11 を挿入するガイド孔の選択を行なう入力を行なう。この入力により、穿刺ガイドライン G L が特定され、前記表示制御部 5 は、穿刺ガイドライン G L を前記 B モード画像 B I に表示する。

【0029】

ここで、前記穿刺ガイドライン G L によって示される穿刺予定経路と、超音波送受信ビームとの角度について図 3 に基づいて説明する。図 3 において、符号 g l は穿刺予定経路、符号 B M は超音波送受信ビームを示している。前記超音波プローブ 2 において、音線順次で超音波の送受信が行われて、超音波送受信ビーム B M が順次形成される。各超音波送受信ビーム B M と穿刺予定経路 g l との角度 θ (符号省略) は異なっている。ただし、ここでは $\theta = 90^\circ$ と定義する。

【0030】

なお、図 3 において、超音波送受信ビーム B M は一部のみ図示されている。

【0031】

前記穿刺ガイドライン G L は、前記角度 θ に応じた表示形態で表示される。前記表示制御部 5 は、前記 B モード画像 B I における前記超音波受信ビーム B M の位置及び穿刺針 11 の刺入予定経路の位置に基づいて前記角度 θ を特定する。

【0032】

本例では、前記穿刺ガイドライン G L は破線であり、図 4 に拡大して示すように、前記角度 θ に応じた太さで表示される。前記穿刺ガイドライン G L は、第一部分 P 1、第二部分 P 2、第三部分 P 3、第四部分 P 4 及び第五部分 P 5 を有している。前記第一部分 P 1 が一番太く、前記第二部分 P 2 及び前記第三部分 P 3 が同じ太さで二番目に太い。次いで、前記第四部分 P 4 が三番目に太く、前記第五部分 P 5 が一番細い。

【0033】

前記第一部分 P 1 は、前記角度 θ がほぼ 90° の部分である。具体的には、前記第一部分 P 1 は、 $90 - \alpha < \theta < 90$ の部分である。例えば、 α は、前記角度 θ が、前記 B モード画像 B I において、前記穿刺針 11 が明瞭に見えると操作者等が判断する角度になるように設定される (例えば、 $\alpha < 0.5^\circ$)。前記第二部分 P 2 及び前記第三部分 P 3 は、 $90 - \beta < \theta < 90 - \alpha$ ($\alpha < \beta$) の部分である。前記第四部分 P 4 は、 $90 - \gamma < \theta < 90 - \beta$ ($\beta < \gamma$) の部分である。前記第五部分 P 5 は、 $90 - \delta < \theta < 90 - \gamma$ ($\gamma < \delta$) の部分である。

【0034】

前記角度 θ がほぼ 90° であれば、前記 B モード画像 B I において、前記穿刺針 11 は明瞭に表示される。一方、前記角度 θ が 90° よりも小さくなるほど、前記 B モード画像 B I において、前記穿刺針 11 は不明瞭になる。しかし、前記穿刺ガイドライン G L の太さを参照すれば、穿刺針 11 の刺入予定経路 g l に対する超音波送受信ビーム B M の角度を容易に把握することができ、穿刺ガイドライン G L が細い部分については、B モード画像 B I において穿刺針 11 が不明瞭であることを意識して B モード画像 B I を観察することができる。このように、角度 θ に応じた見え方を意識して穿刺針 11 を観察することができるので、穿刺針 11 が到達しているか否かを容易に判断することができる。

【0035】

この第一実施形態において、前記穿刺ガイドライン G L は、前記角度 θ に応じて部分的に表示形態が異なっていればよく、上述の図 4 に示されたものに限られない。例えば、図 5 に示すように、実線と複数種類の破線とで表示されてもよい。図 5 では、前記第一部分 P 1 が実線である。また、前記第二部分 P 2、前記第三部分 P 3、前記第四部分 P 4 及び

10

20

30

40

50

前記第五部分 P 5 は、破線であり、前記角度 θ に応じて破線の種類が異なっている。

【 0 0 3 6 】

また、図 6 に示すように、前記穿刺ガイドライン G L は、前記第一部分とその他の部分（前記第二部分 P 2 ～前記第五部分 P 5）とで表示形態が異なってもよい。図 6 では、前記第一部分 P 1 の太さと第二部分 P 2 ～第五部分 P 5 の太さとが異なっている。このように、前記穿刺ガイドライン G L の表示形態が、前記第一部分 P 1 とその他の部分とで異なっていることによっても、前記角度 θ がほぼ 90° の部分とそれ以外の部分とを認識することができる。従って、B モード画像 B I において穿刺針 1 1 が不明瞭である部分を意識して B モード画像 B I を観察することができる。

【 0 0 3 7 】

また、上述の説明において、前記穿刺ガイドライン G L は、 $90 - \alpha - \theta < 90$ 、 $90 - \beta - \theta < 90 - \alpha$ 、 $90 - \gamma - \theta < 90 - \beta$ 、 $90 - \delta - \theta < 90 - \gamma$ の四つの範囲について異なる表示形態で表示されているが、表示形態が異なる角度 θ の範囲は、これに限られるわけではない。例えば、前記穿刺ガイドライン G L は、前記角度 θ が 1° 異なるごとに、異なる表示形態で表示されてもよい。

【 0 0 3 8 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態とは異なる事項について説明する。

【 0 0 3 9 】

本例の超音波診断装置 1 は、第一実施形態と同一の構成であるが、本例では、前記超音波プローブ 2 として、リニア（linear）型の超音波プローブを用いる例について説明する。

【 0 0 4 0 】

本例では、複数方向の超音波送受信ビームが形成され、各超音波受信ビームに基づいて得られる超音波画像が合成される。本例では、図 7 ～図 9 に示すように、三方向の超音波送受信ビーム B M 1 ～B M 3 が形成される。具体的には、図 7 に示された超音波送受信ビーム B M 1 は、前記超音波プローブ 2 の照射面 2 a に対して垂直なビーム方向になっている。また、図 8 に示された超音波送受信ビーム B M 2 及び図 9 に示された超音波送受信ビーム B M 3 は、前記超音波送受信ビーム B M 1 に対して、互いに異なる方向に同じ角度だけ傾いたビーム方向になっている。前記超音波送受信ビーム B M 2 と、穿刺針 1 1 の刺入予定経路 g 1 との角度 θ は、ほぼ 90° になっている。一方、前記超音波送受信ビーム B M 1、B M 3 と前記刺入予定経路 g 1 との角度 θ は、 90° よりも小さくなっている。

【 0 0 4 1 】

前記超音波プローブ 2 においては、例えば前記超音波送受信ビーム B M 1 を形成するための超音波の送受信を行なった後、前記超音波送受信ビーム B M 2 を形成するための超音波の送受信を行なう。そして、その後前記超音波送受信ビーム B M 3 を形成するための超音波の送受信を行なう。前記表示制御部 5 は、前記超音波送受信ビーム B M 1 に基づく B モード画像 B I 1 と、前記超音波送受信ビーム B M 2 に基づく B モード画像 B I 2 と、前記超音波送受信ビーム B M 3 に基づく B モード画像 B I 3 とを加算し、得られた合成画像 B I a d d を、図 10 に示すように前記表示部 6 に表示させる。なお、図 10 では、説明の便宜上、前記 B モード画像 B I 1 ～B I 3 の輪郭線が示されているが、実際の合成画像 B I a d d にはこのような輪郭線は表示されない。

【 0 0 4 2 】

また、前記表示制御部 5 は、図 10 に示すように、前記表示部 6 に表示された合成画像 B I a d d に、穿刺ガイドライン G L を表示させる。本例でも、操作者による前記操作部 7 の入力によって、前記穿刺ガイドライン G L が表示される。

【 0 0 4 3 】

本例においても、前記穿刺ガイドライン G L は、超音波送受信ビーム B M と前記穿刺予定経路 g 1（穿刺ガイドライン G L）との角度 θ に応じた表示形態で表示される。本例で

10

20

30

40

50

は、前記穿刺ガイドライン G L は、前記超音波送受信ビーム B M 2 が形成された領域 R a と、それ以外の領域 R b とで、破線の種類が異なっている。

【 0 0 4 4 】

前記超音波送受信ビーム B M 2 が形成された領域 R a は、前記 B モード画像 B I 2 と前記 B モード画像 B I 1 の一部とが加算された領域及び前記 B モード画像 B I 2 のみの領域である（平行四辺形の領域）。ちなみに、この領域 R a においては、前記超音波送受信ビーム B M 2 と穿刺ガイドライン G L との角度 θ は、ほぼ 90° であり、前記合成画像 B I a d d において、前記穿刺針 1 1 は明瞭に表示される。

【 0 0 4 5 】

前記超音波送受信ビーム B M 2 が形成された領域以外の領域 R b、すなわち前記超音波送受信ビーム B M 1 のみが形成された領域、前記超音波送受信ビーム B M 1、B M 3 の両者が形成された領域及び前記超音波ビーム B M 3 が形成された領域は、前記 B モード画像 B I 1 のみの領域、前記 B モード画像 B I 1 と前記 B モード画像 B I 3 とが加算された領域及び前記 B モード画像 B I 3 のみの領域である（三角形の領域）。

【 0 0 4 6 】

複数の超音波送受信ビーム B M が形成されている部分については、前記角度 θ として、例えば大きい方の角度を用いる。例えば、前記領域 R a は、前記超音波送受信ビーム B M 1 が形成された部分を含むが、この超音波送受信ビーム B M 1 と穿刺予定経路 g 1 との角度よりも、前記超音波送受信ビーム B M 2 と穿刺予定経路 g 1 との角度の方が大きい。従って、前記角度 θ として、前記超音波送受信ビーム B M 2 と穿刺予定経路 g 1 との角度を用いて、前記領域 R a における前記穿刺ガイドライン G L の表示形態を決定する。

【 0 0 4 7 】

本例によれば、前記角度 θ が、ほぼ 90° の領域と、それ以外の領域とで、前記穿刺ガイドライン G L の表示形態が異なっている。従って、第一実施形態と同様に、B モード画像 B I において穿刺針 1 1 が不明瞭である部分を意識して B モード画像 B I を観察することができる。

【 0 0 4 8 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。第一変形例では、前記表示制御部 5 は、図 1 1 に示すように、前記超音波受信ビーム B M 2 が形成された領域 R a を示す輪郭線 O L を前記表示部 6 に表示させる。前記輪郭線 O L は、同じ方向に形成される超音波受信ビームの領域を示す領域指示画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 9 】

この第一変形例においても、前記輪郭線 O L により、前記 B モード画像 B I において、超音波送受信ビーム B M が穿刺針 1 1 の刺入予定経路 g 1 と直交する領域とそれ以外の領域とを識別しうるので、穿刺針 1 1 が明瞭である部分と不明瞭である部分とを意識して B モード画像 B I を観察することができる。

【 0 0 5 0 】

この第一変形例において、特に図示しないが、前記領域 R a ではなく、前記領域 R b に前記輪郭線 O L が表示されてもよい。前記領域 R b に前記輪郭線 O L が表示されることによって、超音波送受信ビーム B M が穿刺針 1 1 の刺入予定経路 g 1 と直交する領域とそれ以外の領域とを識別しうる。

【 0 0 5 1 】

次に、第二変形例について説明する。本例では、図 1 2 に示すように、前記超音波送受信ビーム B M 2 が形成された領域 R a とそれ以外の領域 R b とで、前記穿刺ガイドライン G L の表示形態が異なる。また、前記領域 R b において、領域 R b 1 と領域 R b 2 とで、前記穿刺ガイドライン G L の表示形態が異なる。図 1 2 では、前記穿刺ガイドライン G L は、前記領域 R a と前記領域 R b 1 と前記領域 R b 2 とで、破線の種類が異なっている。

【 0 0 5 2 】

前記領域 R b 1 は、前記領域 R b のうち、前記超音波送受信ビーム B M 1 が形成された

10

20

30

40

50

領域であり、前記Bモード画像B I 1のみの領域及び前記Bモード画像B I 1と前記Bモード画像B I 3とが加算された領域である。また、前記領域R b 2は、前記領域R bのうち、前記超音波送受信ビームB M 3のみが形成された領域であり、前記Bモード画像B I 3のみの領域である。

【0053】

本例によれば、前記角度 θ に応じて、前記穿刺ガイドラインG Lは、三種類の破線で表示され、部分的に表示形態が異なっているので、前記角度 θ に応じた見え方を意識して穿刺針11を観察することができる。

【0054】

次に、第三変形例について説明する。本例では、図13に示すように、前記領域R aの輪郭線O L a、前記領域R b 1の輪郭線O L b 1及び前記領域R b 2の輪郭線O L b 2が表示される。前記輪郭線O L a、O L b 1、O L b 2は、互いに表示形態が異なっている。図13では、前記輪郭線O L aは実線である。また、前記輪郭線O L b 1、O L b 2は、種類が異なる破線である。

10

【0055】

ちなみに、他の図において、説明の便宜上示されている、前記Bモード画像B I 1及び前記Bモード画像B I 3の輪郭線は、図13では図示省略されている。

【0056】

本例によれば、前記角度 θ に応じて、表示形態が異なる輪郭線O L a、O L b 1、O L b 2が表示されるので、前記角度 θ に応じた見え方を意識して穿刺針11を観察することができる。

20

【0057】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態とは異なる事項について説明する。

【0058】

本例においても、第二実施形態と同様に、リニア型の超音波プローブを用いた超音波の送受信が行われ、前記超音波送受信ビームB M 1～B M 3が形成される。ただし、第二実施形態とは異なり、前記Bモード画像B I 1～B I 3が加算された合成画像B I a d dは作成されない。本例では、前記超音波送受信ビームB M 1を形成するための超音波の送受信、前記超音波送受信ビームB M 2を形成するための超音波の送受信、前記超音波送受信ビームB M 3を形成するための超音波の送受信が切り替えて行われ、前記超音波送受信ビームB M 1～B M 3のいずれかに基づくBモード画像B Iが表示される。前記超音波送受信ビームB M 1～B M 3の切り替えは、操作者による前記操作部7の入力に基づいて行われる。

30

【0059】

図14～図16に示すように、Bモード画像B I 1～Bモード画像B I 3には、前記角度 θ に応じた表示形態の穿刺ガイドラインG Lが表示される。本例でも、前記穿刺ガイドラインG Lは破線であり、前記角度 θ に応じて、破線の種類が異なっている。

【0060】

40

本例によれば、操作者は、穿刺針11を刺入する前に、前記超音波送受信ビームB Mのビーム方向を切り替えて、前記Bモード画像B I 1～B I 3のいずれかを表示させる。Bモード画像B I 1～B I 3には、前記角度 θ に応じた表示形態の前記穿刺ガイドラインG Lが表示されるので、穿刺針11が最も明瞭に見えるビーム方向を容易に把握することができる。従って、操作者は、穿刺針11を刺入する前に、穿刺針11が最も明瞭に見えるビーム方向を容易に選択することができる。

【0061】

本例では、前記超音波送受信ビームB M 2のビーム方向が、穿刺針11が最も明瞭に見える方向である。従って、操作者は、前記超音波送受信ビームB M 2のビーム方向を選択してBモード画像B I 2を表示させた後、穿刺針11を刺入する。

50

【 0 0 6 2 】

次に、第三実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 1 7 ~ 図 1 9 に示すように、B モード画像 B I 1 ~ B I 3 の輪郭に、前記角度 θ に応じた表示形態を有する輪郭線 O L 1 , O L 2 , O L 3 が表示される。本例では、前記輪郭線 O L 1 , O L 2 , O L 3 は破線であり、破線の種類が異なっている。

【 0 0 6 3 】

以上、本発明を前記各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、前記穿刺ガイドライン G L の表示形態は、上述のものに限られず、前記角度 θ に応じて色が異なってもよい。また、前記輪郭線 O L も、前記角度 θ に応じて色が異なってもよい。

10

【 0 0 6 4 】

また、前記領域 R a や前記領域 R b , R b 1 , R b 2 を示す画像は、前記輪郭線 O L , O L a , O L b 1 , O L b 2 に限られず、例えば前記領域 R a や前記領域 R b , R b 1 , R b 2 に、色を付してもよい。この場合、前記角度 θ に応じて異なる色とする。ただし、色を付す場合には、背景の B モード画像 B I を透過させる。

【 0 0 6 5 】

また、例えば超音波送信ビームのフォーカスを形成しない場合には、前記角度 θ は、超音波受信ビームのビーム方向と穿刺予定経路 g 1 との角度とする。

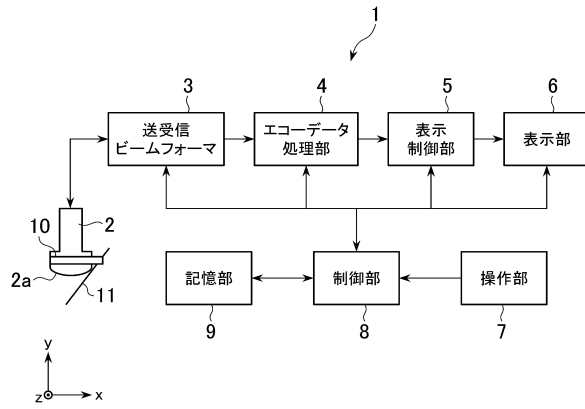
【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

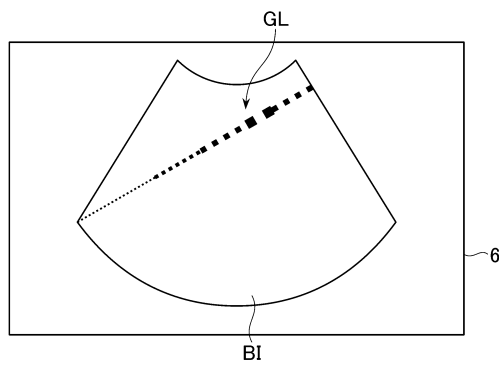
20

- 1 超音波診断装置
- 3 送受信ビームフォーマ（受信ビーム形成部）
- 5 表示制御部
- 1 1 穿刺針
- G L 穿刺ガイドライン
- g 1 刺入予定経路
- O L 輪郭線

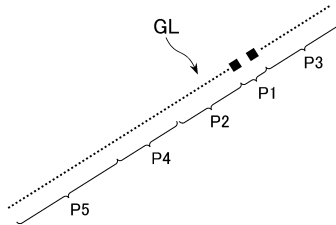
【図 1】



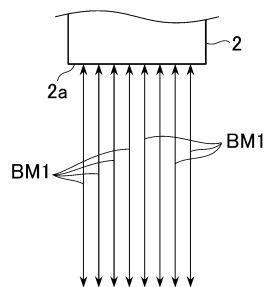
【図 2】



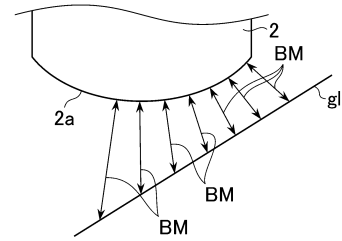
【図 6】



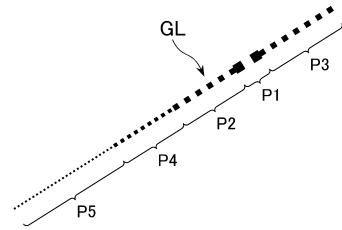
【図 7】



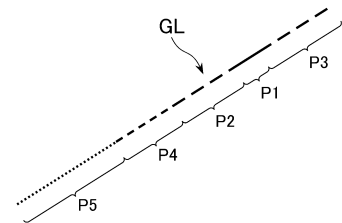
【図 3】



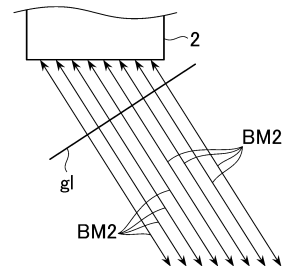
【図 4】



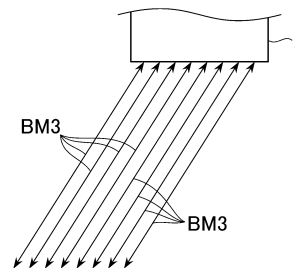
【図 5】



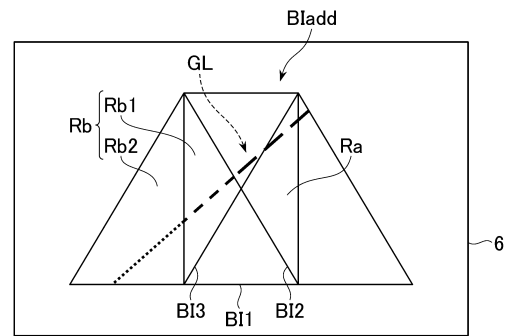
【図 8】



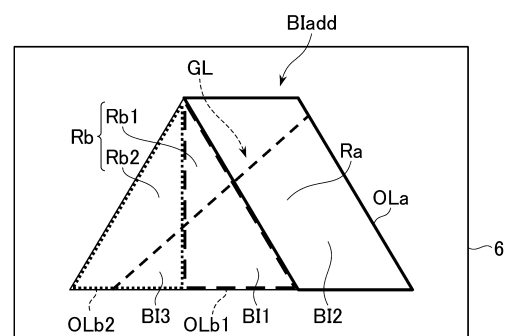
【図 9】



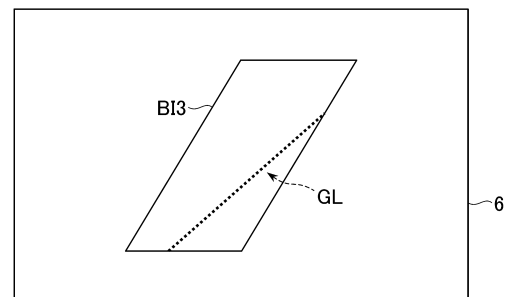
【 図 1 2 】



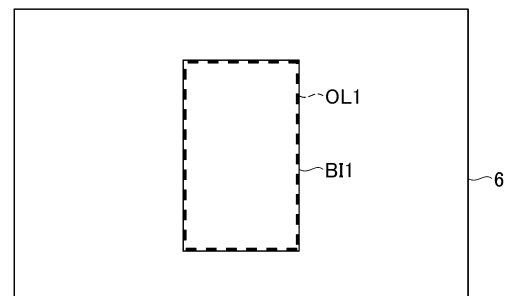
【 図 1 3 】



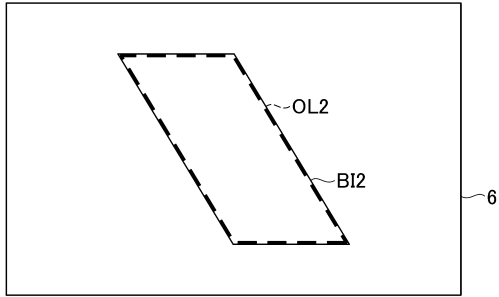
【 図 1 6 】



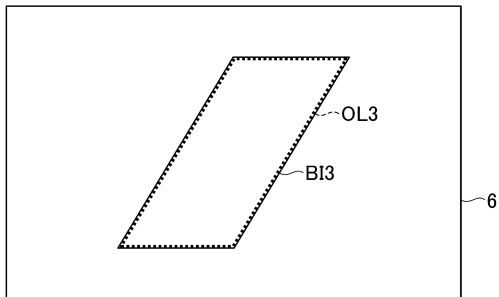
【圖 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2011/127191(WO,A1)
特表2013-523343(JP,A)
特開2007-236767(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0137904(US,A1)
国際公開第2014/124088(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5908852B2	公开(公告)日	2016-04-26
申请号	JP2013021288	申请日	2013-02-06
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/HH31 4C601/KK12 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2014150870A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够知道超声波接收光束相对于穿刺针的计划插入路径的角度的超声波诊断装置。接收波束形成单元，基于发送到对象的超声波的回波信号形成超声波接收波束;基于超声波接收波束形成的B模式图像bl;并且显示控制部分用于显示穿刺引导线GL，该穿刺引导线GL具有与超声波接收束的束方向和插入到对象中的穿刺针11的预期插入路径之间的角度对应的显示形式到。例如，穿刺引导线GL由具有与该角度对应的厚度的虚线表示。 .The

(21) 出願番号	特願2013-21288 (P2013-21288)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成25年2月6日 (2013. 2. 6)		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
(65) 公開番号	特開2014-150870 (P2014-150870A)		
(43) 公開日	平成26年8月25日 (2014. 8. 25)		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・ブールバード・ダブリュー・710・3000
審査請求日	平成26年11月20日 (2014. 11. 20)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	橋本 浩 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
		審査官	伊藤 幸仙
			最終頁に続く