

(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2012-115348

(P2012-115348A)

(43) 公開日 平成24年6月21日 (2012.6.21)

(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 有 請求項の数 13 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2010-265868 (P2010-265868)  
(22) 出願日 平成22年11月30日 (2010.11.30)

(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 野崎 光弘  
東京都日野市旭ヶ丘4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

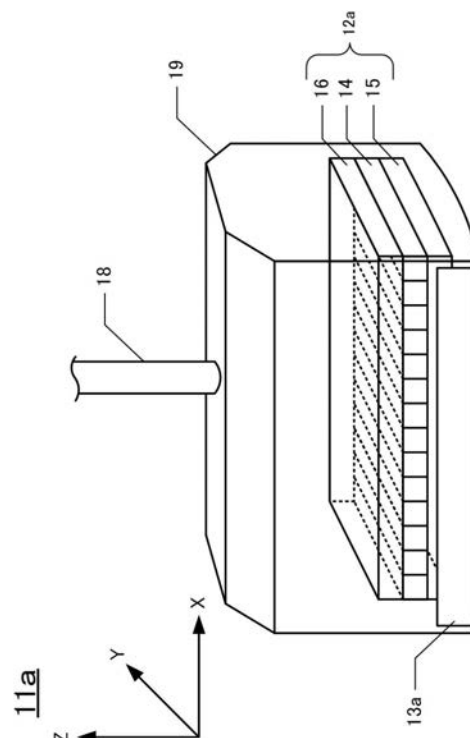
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ、位置表示装置及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像に対して特定情報を設定し、その特定情報が超音波プローブのどの位置であるかを認識できるようにする。

【解決手段】 超音波プローブ(11a)は、超音波画像を表示する画像表示部を有する超音波診断装置に接続される超音波プローブである。超音波プローブは、所定方向に並べられ被検体に超音波を送波し被検体から反射した超音波を受波する振動素子列(14)と、超音波プローブに取り付けられ所定方向に振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部(13a)と、画像表示部に表示された超音波画像に対して特定された特定情報に基づいて特定情報に対応する位置をプローブ表示部に表示させる表示制御部(50)と、を備える。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波画像を表示する画像表示部を有する超音波診断装置に接続される超音波プローブであって、

所定方向に並べられ、被検体に超音波を送波し前記被検体から反射した超音波を受波する振動素子列と、

前記超音波プローブに取り付けられ、前記所定方向に前記振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、

前記画像表示部に表示された前記超音波画像に対して特定された特定情報に基づいて、前記特定情報に対応する位置を前記プローブ表示部に表示させる表示制御部と、  
を備える超音波プローブ。

10

**【請求項 2】**

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の両端部であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記両端部の一方と他方とを区別して 2 点表示させる請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 3】**

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の幅であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅の領域を表示させる請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 4】**

超音波画像を表示する画像表示部を有する超音波診断装置に接続される超音波プローブに着脱可能に取り付けられる位置表示装置であって、

前記超音波プローブに取り付けられ、前記超音波プローブにおける振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、

前記画像表示部に表示された前記超音波画像に対して特定された特定情報に基づいて、前記特定情報に対応する位置をプローブ表示部に表示させる表示制御部と、を備え、

前記プローブ表示部は前記振動素子列の並べられた方向に前記振動素子列に対応するように前記超音波プローブに取り付けられる位置表示装置。

20

**【請求項 5】**

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の両端部であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記両端部の一方と他方とを区別して 2 点表示させる請求項 4 に記載の位置表示装置。

30

**【請求項 6】**

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の幅であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅の領域を表示させる請求項 4 に記載の位置表示装置。

**【請求項 7】**

超音波画像を表示する画像表示部と、

前記画像表示部に表示された前記超音波画像に対して所定方向の特定情報を入力する特定情報入力部と、

前記特定情報に関する信号を出力する出力部と、

前記所定方向に並べられ、被検体に超音波を送波し前記被検体から反射した超音波を受波する振動素子列を有する超音波プローブと、

前記超音波プローブに取り付けられ、前記所定方向に前記振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、

前記出力部から出力された信号に基づいて、前記特定情報に対応する位置を前記プローブ表示部に表示させる表示制御部と、

を備える超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記特定情報は第 1 特定情報と前記所定方向において前記第 1 特定情報と異なる第 2 特

50

定情報とを含み、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記第 1 特定情報と前記第 2 特定情報とを前記所定方向において識別可能に表示させる請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記特定情報は第 1 特定情報と前記所定方向に直交する直交方向において前記第 1 特定情報とは異なる第 2 特定情報とを含み、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記第 1 特定情報と前記第 2 特定情報とを前記直交方向において識別可能に表示させる請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記被検体の血流領域を検出する血流領域検出部を備え、

前記特定情報入力部は、前記血流領域検出部が検出した前記血流領域を前記特定情報として入力する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記特定情報入力部は、前記画面表示部の表面に取り付けられたタッチパネルを含む請求項 7 から請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の両端部であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記両端部の一方と他方とを区別して 2 点表示させる請求項 7 から請求項 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記特定情報は前記被検体の部位の前記所定方向の幅であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅の領域を表示させる請求項 7 から請求項 11 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、超音波診断装置によって表示された超音波画像に対して特定された特定領域が、超音波プローブの振動素子列のどの位置であるかを表示させる超音波プローブ、位置表示装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体の状態を画像表示部に B モード画像で表示させたりカラー Doppler 画像で表示させたりする。その画像表示部と超音波プローブの振動素子列との位置関係が特定できないと、オペレータは超音波プローブから見た被検体の部位の位置を容易かつ的確に把握することができない。このため、特許文献 1 に開示される超音波診断装置は、画像表示部と超音波プローブの振動素子列との位置関係を特定している。すなわち、特許文献 1 に開示される超音波診断装置は、超音波プローブのカバーの側面に一定間隔に配置された位置マークを形成しておき、画像表示部にその位置マークに対応する位置に一定間隔に配置された位置ガイドを表示させたりしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許 4489237 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、一定間隔に配置された位置マーク及び位置ガイドでは、画像表示部に表示された超音波画像の任意の箇所に対して大まかな位置がわかるだけで、超音波プローブの振動素子列と超音波画像の任意の箇所とを一対一に対応させるににくい。また、オペレータが手術のために被検体の表面に医療用ペンで手術箇所を特定する際には、超音波画面を拡大させ

10

20

30

40

50

て画像表示部に表示させていることが多く、その拡大画像の任意の箇所に対しても超音波プローブの振動素子列との位置関係が特定されることが好ましい。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、オペレータが画像表示部に表示された超音波画像に対して特定領域を設定することで、その特定領域が超音波プローブのどの位置であることを認識できるようにする超音波診断装置を提供する。また、その特定領域が超音波プローブのどの位置であることを表示できる超音波プローブ及び位置表示装置に関する。

【0006】

第1の観点の超音波プローブは、超音波画像を表示する画像表示部を有する超音波診断装置に接続される超音波プローブである。超音波プローブは、所定方向に並べられ被検体に超音波を送波し被検体から反射した超音波を受波する振動素子列と、超音波プローブに取り付けられ所定方向に振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、画像表示部に表示された超音波画像に対して特定された特定情報に基づいて特定情報に対応する位置をプローブ表示部に表示させる表示制御部と、を備える。

10

【0007】

第2の観点の超音波プローブにおいて、特定情報は被検体の部位の所定方向の両端部であり、表示制御部はプローブ表示部に両端部の一方と他方とを区別して2点表示させる。

第3の観点の超音波プローブにおいて、特定情報は被検体の部位の所定方向の幅であり、表示制御部はプローブ表示部に幅の領域を表示させる。

20

【0008】

第4の観点の位置表示装置は、超音波画像を表示する画像表示部を有する超音波診断装置に接続される超音波プローブに着脱可能に取り付けられる位置表示装置である。位置表示装置は、超音波プローブに取り付けられ超音波プローブにおける振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、画像表示部に表示された超音波画像に対して特定された特定情報に基づいて特定情報に対応する位置をプローブ表示部に表示させる表示制御部と、を備える。位置表示装置は、プローブ表示部は振動素子列の並べられた方向に振動素子列に対応するように超音波プローブに取り付けられる。

【0009】

第5の観点の位置表示装置において、特定情報は被検体の部位の所定方向の両端部であり、表示制御部はプローブ表示部に両端部の一方と他方とを区別して2点表示させる。

30

第6の観点の位置表示装置において、特定情報は被検体の部位の所定方向の幅であり、表示制御部はプローブ表示部に幅の領域を表示させる。

【0010】

第7の観点の超音波診断装置は、超音波画像を表示する画像表示部と、画像表示部に表示された超音波画像に対して所定方向の特定情報を入力する特定情報入力部と、特定情報に関する信号を出力する出力部と、所定方向に並べられ、被検体に超音波を送波し被検体から反射した超音波を受波する振動素子列を有する超音波プローブと、超音波プローブに取り付けられ所定方向に振動素子列の長さと同じ長さ又はより長い長さを有するプローブ表示部と、出力部から出力された信号に基づいて、特定情報に対応する位置をプローブ表示部に表示させる表示制御部と、を備える。

40

【0011】

第8の観点の超音波診断装置において、特定情報は第1特定情報と所定方向において第1特定情報と異なる第2特定情報とを含み、表示制御部はプローブ表示部に第1特定情報と第2特定情報とを所定方向において識別可能に表示させる。

第9の観点の超音波診断装置において、特定情報は第1特定情報と所定方向に直交する直交方向において第1特定情報とは異なる第2特定情報とを含み、表示制御部はプローブ表示部に第1特定情報と第2特定情報とを直交方向において識別可能に表示させる。

【0012】

第10の観点の超音波診断装置は、被検体の血流領域を検出する血流領域検出部を備え

50

、特定情報入力部は血流領域検出部が検出した血流領域を特定情報として入力する。

第 1 1 の観点の超音波診断装置において、特定情報入力部は画面表示部の表面に取り付けられたタッチパネルを含む。

【 0 0 1 3 】

第 1 2 の観点の超音波診断装置において、特定情報は被検体の部位の所定方向の両端部であり、表示制御部はプローブ表示部に両端部の一方と他方とを区別して 2 点表示させる。

第 1 3 の観点の超音波診断装置において、特定情報は被検体の部位の所定方向の幅であり、表示制御部はプローブ表示部に幅の領域を表示させる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 超音波診断装置 1 0 0 の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 リニア型超音波プローブ 1 1 a の斜視図である。

【 図 3 】 ( a ) は、腫瘍 T M から体表面へ垂直に刺入の経路 G L 1 を設定した図である。

( b ) は、腫瘍 T M から体表面へ、所定の角度を付けて刺入の経路 G L 2 を設定した図である。

【 図 4 】 二か所の腫瘍 T M に対して二か所に特定指標 M K 1、M K 2 を設定し、対応する二か所の表示指標 P P 1、P P 2 を示した図である。

【 図 5 】 ( a ) は、拡大した超音波画像 E G で特定指標 M K 1 を指定する例である。( b ) は、( a ) の超音波画像 E G を等倍にした図である。

20

【 図 6 】 ( a ) は、二か所の表示指標 P P 1、P P 2 を示した図であり、( b ) は、一か所の表示領域 P A を示した図である。

【 図 7 】 ( a ) は、体表面にマーキングした具体例を示した図である。( b ) は、( a ) における A - A 線の超音波画像 E G を示した模式図である。

【 図 8 】 ( a ) は、コンベックス型超音波プローブ 1 1 b にプローブ表示部 1 3 a を装着した模式図である。( b ) は、セクタ型超音波プローブ 1 1 c にプローブ表示部 1 3 a を装着した模式図である。

【 図 9 】 二次元型超音波プローブ 1 1 d の構成を示した斜視図である。

【 図 1 0 】 超音波画像 E G に動脈 B V a 及び静脈 B V b を検出した場合を示した図である。

30

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、添付図面を参照して、本発明にかかる超音波撮像装置を実施するための最良の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【 0 0 1 6 】

< 超音波診断装置の構成 >

図 1 は本明細書における超音波診断装置 1 0 0 の全体構成を示すブロック ( b l o c k ) 図である。

超音波診断装置 1 0 0 は、パラレルバス ( P a r a l l e l B u s ) P B に接続された送受信部 1 0、リニア型超音波プローブ 1 1 a、記憶部 2 0、CPU ( C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t ) 処理部 3 0、入力部 4 0、及び表示部 5 0 を有している。

40

【 0 0 1 7 】

パラレルバス P B は各種のデータを送受信する通信手段であり、シリアルバス等の他の通信手段を用いてもよい。CPU 3 0 は、画像処理部 3 1、指標入力部 3 2、位置出力部 3 3、及び血流領域検出部 3 9 を備える。CPU 3 0 は、超音波診断装置 1 0 0 の制御を行い各種のデータを処理する。

【 0 0 1 8 】

送受信部 1 0 は、着脱可能なリニア型超音波プローブ 1 1 a が接続されている。送受信部 1 0 は、リニア型超音波プローブ 1 1 a を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波

50

ビームを走査する。また、送受信部 10 はリニア型超音波プローブ 11 a で受信したエコー信号を A / D 変換し音線データにする。音線データは画像処理部 31 に出力される。また、送受信部 10 から出力された音線データは記憶部 20 に記憶させてもよい。

【0019】

リニア型超音波プローブ 11 a は振動子ユニット 12 a とプローブ表示部 13 a とを有している。リニア型超音波プローブ 11 a は振動子ユニット 12 a 及びプローブ表示部 13 a を内蔵し、振動子ユニット 12 a 及びプローブ表示部 13 a はパラレルバス P B を介して送受信部 10 及び CPU 30 と通信する。なお、リニア型超音波プローブ 11 a の詳細については後述する。

【0020】

画像処理部 31 は音線データに対し、画像処理することで B モード画像またはドップラ (doppler) 画像などを作成する。画像処理部 31 は音線データを対数圧縮処理、包絡線検波処理等を施し、リアルタイムで B モード画像である超音波画像 E G (図 3 ~ 図 7 を参照。)を作成する。また、ドップラ画像は反射超音波エコー信号から位相変化情報を抽出し、リアルタイムで、周波数偏移の平均周波数値である平均速度、パワー (power) 値、分散等の血流情報を算出し、カラーで配色して B モード画像上に重ねて表示する。画像処理部 31 は、記憶部 20 に記憶された音線データに基づいて B モード画像及びドップラ画像を作成してもよい。

【0021】

指標入力部 32 は表示部 50 に表示した超音波画像 E G (図 3 ~ 図 7 を参照。)に対して、所望の位置に指標を入力することが可能である。指標入力部 32 は入力部 40 のトラックボール等の動きの信号を受け取って、超音波画像 E G の所望の位置に指標を移動させる。所望の位置はオペレータが一点を入力することで一か所の特定指標 M K 1 (図 3 ~ 図 5 を参照。)を示し、二点を指定することで一か所の特定領域 M A (図 6 ~ 図 7 を参照。)、または二か所の特定指標 M K 1、M K 2 (図 6 ~ 図 7 を参照。)を指定することが可能である。また、オペレータは三点以上の位置を指定することで、複数の特定指標 M K 及び複数の特定領域 M A を指定することが可能である。指標入力部 32 についての詳細は後述する。

【0022】

位置出力部 33 は指標入力部 32 で設定した特定指標 M K の信号をプローブ表示部 13 a に送る。位置出力部 33 は指標入力部 32 で設定された特定指標 M K をプローブ表示部 13 a の座標系にデコード (decode) する。デコードされた特定指標 M K の信号は、パラレルバスを通じてプローブ表示部 13 a に送られる。プローブ表示部 13 a は、所望の位置及び形状で表示させる。位置出力部 33 は特定領域 M A についても同様にプローブ表示部 13 a に表示させることが可能である。

【0023】

血流領域検出部 35 は、画像処理部 31 で算出されるドップラ情報を取得し、血流が流れている領域である血管を検出する。血流領域検出部 35 については第四実施形態で詳しく説明する。

【0024】

入力部 40 はトラックボール、マウス又はキーボード等の入力手段であり、後述する表示部 50 に設置されたタッチパネルを含む。

【0025】

記憶部 20 は、音線データ、超音波画像 E G、各種データ及び各種プログラムを記憶する記憶媒体を有している。各種データには後述する指標の位置等も含まれる。超音波画像 E G、指標の位置等の各種データ及び各種プログラムは、必要に応じて記憶と呼出とが行われる。記憶部 20 はネットワークで外部と接続されていてもよい。

【0026】

表示部 50 は、画像処理部 31 で作成した超音波画像 E G を表示する液晶画面等の画像表示装置である。なお、表示部 50 の画像表示装置はタッチパネルなどの入力手段を有し

10

20

30

40

50

ていてもよい。タッチパネルは入力部 40 として機能する。

【0027】

(第一実施形態)

第一実施形態について図 2 ~ 図 7 に基づいて説明する。第一実施形態の超音波診断装置はリニア (linear) 型超音波プローブ 11a を使用する場合について説明する。

【0028】

<リニア型超音波プローブの構成>

リニア型超音波プローブ 11a の詳細を説明する。図 2 は、リニア型超音波プローブ 11a の斜視図である。

【0029】

図 2 に示すように、リニア型超音波プローブ 11a は、振動子ユニット 12a、プローブ表示部 13a、ケーブル 18、並びに振動子ユニット 12a 及びプローブ表示部 13a を収めるケース 19 から構成されている。なお、図 2 は、理解を助けるため、リニア型超音波プローブ 11a の内部構造がわかるように図示してある。

【0030】

振動子ユニット 12a は超音波画像 EG を得るために被検体に走査される超音波ビームを送波し且つ受波する。リニア型超音波プローブ 11a は、振動子ユニット 12a 面を被検体の体表面に当接し、この振動子ユニット 12a 面を介して超音波ビームが送波又は受波される。

【0031】

振動子ユニット 12a は、図 2 で示されるように、複数の振動素子からなるリニア型振動子 14、リニア型振動子 14 と被検体とのインピーダンスを整合する整合層 15、及び被検体とは反対側の背面への振動を吸収して超音波ビームのパルス幅を短くするバッキング材 16 から構成されている。

【0032】

リニア型振動子 14 は被検体の体表面と接する面に、多数の短冊状の振動子が所定方向に配列して形成されており、電圧をかけることにより超音波ビームを送波させている。また、超音波ビームが被検体の生体組織に対して送波されると、振動子ユニット 12a はそのエコー信号を受波することができる。リニア型振動子 14 は配列に沿って電子的な走査を行う。リニア型振動子 14 は、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) セラミックスなどにより構成されており、電気信号を超音波ビームに変換して送波し、受波したエコー信号を電気信号に変換する。

【0033】

整合層 15 は、リニア型振動子 14 と生体との音響インピーダンスの大きな差を少なくし、リニア型振動子 14 への超音波ビームの反射を抑えるために、リニア型振動子 14 と被検体との中間のインピーダンスを有する材料で形成される。

【0034】

バッキング材 16 は、リニア型振動子 14 から背面に放射された音響エネルギーを吸収する働きを有し、例えば、減衰係数が大きく音響インピーダンスが小さいエポキシ樹脂等によって形成される。

【0035】

プローブ表示部 13a は、例えば有機 EL 又は液晶パネル等のフラットパネルの表示素子で構成されている。このフラットパネルの表示素子はリニア型振動子 14 の振動子が配列された所定方向と同じ方向に長い形状を有している。プローブ表示部 13a は、リニア型振動子 14 の振動子の長さと同様または長い表示領域を有している。プローブ表示部 13a は、超音波診断装置 100 の表示部 50 に表示された指標と同様な指標を表示することができる。プローブ表示部 13a はフラットパネルの表示素子に限られない。例えば、20 ~ 40 個ほどの 3mm 径の LED (Lazar Emitting Diode) を所定方向に一列に配置してもよい。プローブ表示部 13a として LED を使用する場合にも、LED の配列の長さはリニア型振動子 14 の振動子の長さと同様または長く配置される。なお、LED を使

10

20

30

40

50

用する場合には、表示部 50 に表示された指標の形状と同様な指標の形状を表示することはできず、対応する位置を表示したり色を変えて表示したりする。

【0036】

< 超音波画像 E G に指標の位置を入力する作業 >

以下は表示部 50 に表示された超音波画像 E G に指標の位置を入力する作業について、図 3 から図 7 を使って説明する。図 3 から図 7 は、理解を助けるため、表示部 50 に表示された超音波画像 E G とプローブ表示部 13 a とを並べて描いた図である。

【0037】

< 座標を指標で表示する例 >

最初にオペレータが、入力部 40 を使って超音波画像 E G に一点を指定し、それに基づいて指標入力部 32 が特定指標 M K 1 を表示させ、プローブ表示部 13 a に一か所の表示指標 P P 1 を設定する場合について説明する。

10

【0038】

指標入力部 32 に一点を入力する場合は、腫瘍 T M への穿刺、血管 B V などの管腔への穿刺、または神経ブロックの際の穿刺に使用される。腫瘍 T M への穿刺について具体的に図 3 を使って説明する。図 3 は、一点の特定指標 M K 1 と表示指標 P P 1 との関係を示した模式図である。

【0039】

例えば生体組織診断などではオペレータは超音波診断装置 100 を用いて腫瘍 T M への穿刺を行う。生体組織診断は被検体における腫瘍 T M に穿刺針を刺入し、この穿刺針から腫瘍 T M の組織を採取する。このような生体組織診断において、オペレータは超音波診断装置 100 の表示部 50 で腫瘍 T M の超音波画像 E G を観察しながら穿刺針を被検体の腫瘍 T M に刺入する。この場合、指標入力部 32 は超音波画像 E G 上に腫瘍 T M の位置と穿刺針の刺入の経路 G L とを設定する。

20

【0040】

刺入の経路 G L は体表面と垂直に設定可能な場合と、角度を付けて設定する場合がある。図 3 ( a ) は腫瘍 T M から体表面へ垂直に刺入の経路 G L を設定した場合を示した図である。図 3 ( a ) では、プローブ表示部 13 a の X 軸方向の座標と超音波画像 E G の X 軸方向の座標とが等倍で表示されている。

【0041】

図 3 ( a ) に示されるように、オペレータはタッチパネル又はマウス等の入力部 40 を用いて、表示部 50 の超音波画像 E G 上の腫瘍 T M の中心を指定する。指標入力部 32 は、腫瘍 T M の中心に特定指標 M K 1 を設定する。図 3 ( a ) では、特定指標 M K 1 は指標の形状として「x」印が選択されている。この特定指標 M K 1 はこのような指標の形状情報とともに、X, Z 軸方向の座標情報も有している。次に、指標入力部 32 は設定された特定指標 M K 1 と体表面とが垂直になるような刺入の経路 G L 1 を算出し、経路 G L 1 を超音波画像 E G 上に表示させる。また指標入力部 32 は、刺入の経路 G L 1 と体表面との交点を境界位置 B P 1 として算出する。境界位置 B P 1 は、プローブ表示部 13 a で表示する位置である。位置出力部 33 がその境界位置 B P 1 の座標をデコードして、プローブ表示部 13 a に対応する座標に変換する。図 3 において、プローブ表示部 13 a は一次元方向の表示しか行えないため、デコードされた座標は X 軸方向の座標位置だけでもよい。プローブ表示部 13 a には、特定指標 M K 1 の指標の形状と同じ形状の表示指標 P P 1 が、境界位置 B P 1 に対応する位置で表示される。

30

40

【0042】

表示指標 P P 1 は座標情報と指標の形状の情報とが含まれている。オペレータは、特定指標 M K 1 で設定した指標「x」と同じ形状の指標「x」がプローブ表示部 13 a で確認することができる。このため、オペレータは正確に穿刺針を刺入するに適した被検体の体表面の位置に医療用マーカーペンを使ってマーキング ( m a r k i n g ) することが可能となる。

【0043】

50

図3(b)は腫瘍TMから体表面へ、所定の角度を付けて刺入の経路GL2を設定した場合を示した図である。図3(b)はプローブ表示部13aのX軸方向の座標と超音波画像EGのX軸方向の座標とが等倍で表示されている。

【0044】

図3(b)に示されるように、オペレータはタッチパネル又はマウス等の入力部40を用いて、表示部50の超音波画像EG上の腫瘍TMの中心を指定する。指標入力部32は、腫瘍TMの中心に特定指標MK1を設定する。図3(b)でも、特定指標MK1は指標の形状として「x」印の形状が表示されている。そして指標入力部32は設定された特定位置MK1と体表面とが垂直になるような刺入の経路GL1を算出し、経路GL1を超音波画像EG上に表示させる。

10

【0045】

オペレータは刺入の経路GL1を観察し、刺入の経路GL1に血管BVなど穿刺を避けたい部位がある場合に、オペレータはそれを避けるように任意の角度で刺入の経路GL2を設定することができる。指標入力部32は被検体の体表面から任意の角度で特定指標MK1に到達するような刺入の経路GL2を算出し、経路GL2を超音波画像EG上に表示させる。被検体に穿刺針を刺入させる際には、穿刺ガイドアタッチメントがリニア型超音波プローブ11a等に取り付けられることがある。穿刺ガイドアタッチメントは穿刺針を刺入させる所定の角度が決められているため、指標入力部32は任意の角度でなく穿刺ガイドアタッチメントの角度で経路GL2を算出してもよい。

【0046】

また指標入力部32は、経路GL2と体表面との境界を境界位置BP2として算出する。境界位置BP2は、プローブ表示部13aで表示する位置であり、位置出力部33がその境界位置BP2の座標をデコードして、プローブ表示部13aに対応する座標に変換する。プローブ表示部13aには、特定指標MK1の指標の形状と同じ形状の表示指標PP2が、境界位置BP2に対応する位置で表示される。特に刺入させる角度が体表面に対して垂直でない場合には境界位置BPは重要であるが、刺入させる角度が体表面に対して垂直であれば、境界位置BP2の座標をデコードする代わりに特定指標MK1の座標をデコードすればよい。また必ずしも境界位置BPを超音波画像EG上に表示させる必要もない。

20

【0047】

オペレータは、特定指標MK1で設定した指標「x」と同じ形状の指標「x」がプローブ表示部13aで確認することができる。このため、オペレータは正確に穿刺針を刺入するに適した被検体の体表面の位置に医療用マーカペンを使ってマーキング(marking)することが可能となる。

30

【0048】

図4は表示部50の超音波画像EG上の二か所の腫瘍TMに対して二か所に特定指標MK1、MK2を設定し、プローブ表示部13aに対応する二か所の表示指標PP1、PP2を示した図である。

【0049】

穿刺する腫瘍TMが複数ある場合、オペレータは特定指標MKを複数設定する。図3(a)と同様に、オペレータは入力部40を用いて2つの腫瘍TMの中心を指定する。指標入力部32はその入力に基づいて特定指標MK1、MK2を設定する。表示指標PP1、PP2には座標情報と指標の形状の情報とが含まれている。図4では、特定指標MK1は指標の形状として「x」印が選択され、特定指標MK2は指標の形状として「」印が選択されている。指標入力部32が複数の特定指標MKに対して、その指標の形状を全て異なる形状にすることにより、オペレータは同一な超音波画像EG上に三つ以上の特定指標MKを設定しても指標を間違えることがない。

40

【0050】

次に、指標入力部32は設定された特定指標MK1、MK2と体表面とが垂直になるような刺入の経路GL1、GL2を算出し、経路GL1、GL2を超音波画像EG上に表示

50

させる。また、指標入力部 3 2 は刺入の経路 G L 1、G L 2 と体表面との交点を境界位置 B P 1、B P 2 として算出する。境界位置 B P 1、B P 2 は、プローブ表示部 1 3 a に表示する位置である。位置出力部 3 3 がその特定指標 M K 1、M K 2 の座標をデコードして、プローブ表示部 1 3 a に対応する座標に変換する。プローブ表示部 1 3 a には、特定指標 M K 1 の指標の形状である「x」印と同じ形状の「x」印の表示指標 P P 1 が境界位置 B P 1 に対応する位置で表示される。また、特定指標 M K 2 の指標の形状である「 」印と同じ形状の「 」印の表示指標 P P 2 が境界位置 B P 2 に対応する位置で表示される。

【 0 0 5 1 】

オペレータは、特定指標 M K 1、M K 2 で設定した指標（「x」、「 」）と同じ形状の指標（「x」、「 」）をプローブ表示部 1 3 a で確認することができる。このため、オペレータは取り違えることなく、正確に穿刺針を刺入するに適した被検体の体表面の位置に医療用マーカーペンを使ってマーキング（marking）することが可能となる。なお、対応する特定指標 M K 1 と表示指標 P P 1 とが同じ指標の形状「x」で、特定指標 M K 2 と表示指標 P P 2 とが同じ指標の形状「 」であった。しかしこれに限られることなく、特定指標 M K と表示指標 P P とが同じ指標の形状であっても、異なる色彩にして区別できるようにしてもよい。

10

【 0 0 5 2 】

特に図示しないが、図 4 に示された体表面に垂直な経路 G L 1、G L 2 は、図 3（b）で示されよう角度を付けて設定することも可能である。図 3（a）、図 3（b）及び図 4 においては、プローブ表示部 1 3 a の X 軸方向の座標と超音波画像 E G の X 軸方向の座標とが等倍で表示されていた。次に超音波画像 E G が拡大される例を示す。

20

【 0 0 5 3 】

図 5（a）は、超音波画像 E G の一部を拡大表示させた超音波画像 E G である。図 5（a）は、この拡大表示された超音波画像 E G にプローブ表示部 1 3 a を並べて描いてある。

【 0 0 5 4 】

オペレータは、腫瘍 T M を詳細に観察する場合には、超音波画像 E G の一部（例えば、試料領域 5 2）を表示部 5 0 で拡大表示させる場合がある。そして、オペレータは拡大された超音波画像 E G 上の腫瘍 T M の中心を指定する。指標入力部 3 2 は、腫瘍 T M の中心に特定指標 M K 1 を設定する。このような場合でも、図 5（a）に示されるように、特定指標 M K 1 は指標の形状として「 」印の形状が表示される。そして指標入力部 3 2 は設定された特定位置 M K 1 と体表面とが垂直になるような刺入の経路 G L 1 を算出し、経路 G L 1 を超音波画像 E G 上に表示させる。指標入力部 3 2 は刺入の経路 G L 1 と体表面との交点を境界位置 B P 1 として算出するが、超音波画像 E G 上には表示されない。拡大された指定領域 5 2 に被検体の体表面が含まれていないからである。

30

【 0 0 5 5 】

位置出力部 3 3 は指定領域 5 2 の拡大率と特定指標 M K 1 の座標位置に基づいて表示指標 P P 1 の座標を算出する。そして、プローブ表示部 1 3 a には、特定指標 M K 1 の指標の形状である「 」印と同じ形状の「 」印の表示指標 P P 1 が境界位置 B P 1 に対応する位置で表示される。拡大した超音波画像 E G では、特定指標 M K 1 は超音波画像 E G のほぼ真ん中にあるが、表示指標 P P 1 はプローブ表示部 1 3 a の左側で表示されている。

40

【 0 0 5 6 】

図 5（b）は、図 5（a）に示されたように拡大された超音波画像 E G で特定指標 M K 1 が設定された後、超音波画像 E G を等倍で表示された例である。プローブ表示部 1 3 a の位置と超音波画像 E G との位置が等倍で表示されている場合には、特定指標 M K 1 の X 軸方向の位置と表示指標 P P 1 の X 軸方向の位置とが一致している。図 5（b）には指定領域 5 4 に他の腫瘍 T M が表示されている。オペレータは、図 5（b）に示された状態から指定領域 5 4 を拡大表示して腫瘍 T M の中心を指定してもよいし、図 5（b）に示された等倍状態のまま、指定領域 5 4 内の腫瘍 T M の中心を指定してもよい。

【 0 0 5 7 】

50

なお、表示部 50 は超音波画像 E G を任意に拡大及び縮小して表示可能である。超音波画像 E G を等倍で表示する以外は境界位置 B P 1 と表示指標 P P 1 とが異なる位置で表示される。オペレータが超音波画像 E G を拡大させて表示していた場合には、腫瘍 T M の位置がプローブ表示部 13 a のどの位置であるかが把握し難い。しかし、本実施形態では、拡大された超音波画像 E G を見ながら腫瘍 T M を指定する場合であっても、正確に穿刺針を刺入するに適した被検体の体表面の位置を把握することが可能となる。

#### 【0058】

<<領域(範囲)を指標で表示する例>>

腫瘍 T M または異物の摘出の際などに、座標(点)ではなくプローブ表示部 13 a に領域(範囲)を示す方が好ましい場合がある。オペレータは摘出しようとする腫瘍 T M の大きさ及び位置を被検体の体表面にマーキングすることで、切開する範囲を計画することができる。


#### 【0059】

超音波画像 E G に設計する範囲を設定する場合には、超音波画像 E G に二点の特定指標を設定し、プローブ表示部 13 a に二か所の表示指標を示す方法がある。また、超音波画像 E G に二点の特定指標を設定し一か所の表示領域を設定する方法がある。



#### 【0060】

図 6 は摘出する目的の腫瘍 T M を示した超音波画像 E G の模式図である。図 6 ( a ) はプローブ表示部 13 a に四か所の表示指標 P P 1 ~ P P 4 を示した図であり、図 6 ( b ) はプローブ表示部 13 a に二か所の表示領域 P A 1 ~ P A 2 を示した図である。図 6 ( a ) および ( b ) では、プローブ表示部 13 a の X 軸方向の座標と超音波画像 E G の X 軸方向の座標とが等倍で表示されている。

#### 【0061】

図 6 ( a ) に示されるように、オペレータがリニア型超音波プローブ 11 a を操作して摘出する腫瘍 T M の超音波画像 E G を表示部 50 に表示すると、腫瘍 T M が 2 箇所 ( T M 1、T M 2 ) で膨らんでいる例である。オペレータは体表面と平行な X 軸方向の腫瘍 T M の 4 か所の端部を入力部 40 で指定する。オペレータは入力部 40 を使って腫瘍 T M 1 の両方の端部の二点を指定し、また腫瘍 T M 2 の両方の端部の二点を指定する。指標入力部 32 は特定指標 M K 1 ~ M K 4 を設定し、Y 軸方向に同じ高さの特定指標 M K 1、M K 2 に同じ指標の形状「」を設定する。指標入力部 32 は特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 と体表面とが垂直になるよう四本の経路 G L 1 ~ G L 4 を算出し、経路 G L 1 ~ G L 4 を超音波画像 E G 上に表示させる。また、四本の経路 G L 1 ~ G L 4 と体表面との交点が四つの境界位置 B P 1 ~ B P 4 として算出される。

#### 【0062】

位置出力部 33 が四点の特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 の座標をデコードして、プローブ表示部 13 a に縮尺率を加味した座標に変換する。また図 6 ではプローブ表示部 13 a が Y 軸方向に幅があり二次元に表示できる大きさであるため、特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 の座標は X 軸方向だけでなく Y 軸方向の位置もデコードされる。算出された座標は特定指標 M K 1 ~ M K 4 に対応するように、表示指標 P P 1、P P 2 に同じ指標の形状「」を、そして Y 軸方向下側に表示指標 P P 3、P P 3 に同じ指標の形状「」を設定する。このため Y 軸方向に異なる高さで 2 箇所膨らんでいる腫瘍 T M の大きさを示すことができる。そして、オペレータは腫瘍 T M の範囲である四点の表示指標 P P 1 ~ P P 4 を体表面にマーキングすることができる。領域(範囲)を示す際には、対になる指標が同じ形状であると、オペレータは腫瘍 T M の領域を認識しやすい。

#### 【0063】

図 6 ( b ) で示されるように、四点の特定指標 M K 1 ~ M K 4 の代わりに二点の表示領域 P A 1、P A 2 を示してもよい。オペレータは体表面と平行な X 軸方向の腫瘍 T M 1 の端部から端部、腫瘍 T M 2 の端部から端部を指定する。指標入力部 32 は腫瘍 T M 1 の端部から端部への特定領域 M A 1 を設定し、腫瘍 T M 2 の端部から端部への特定領域 M A 2

10

20

30

40

50

を設定する。また、指標入力部 3 2 は特定領域 M A 1 と特定領域 M A 2 とを区別できるように、それらの色彩又は模様を自動または手動で設定する。

【 0 0 6 4 】

また図 6 ではプローブ表示部 1 3 a が Y 軸方向に幅があり二次元に表示できる大きさであるため、位置出力部 3 3 が特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 の座標をデコードして、プローブ表示部 1 3 a に対応する座標に変換する。そしてプローブ表示部 1 3 a には、異なる Y 軸方向の高際に腫瘍 T M 1、T M 2 の大きさを示す表示領域 P A 1、P A 2 が表示される。また、プローブ表示部 1 3 a は超音波画像 E G 上の特定領域 M A 1、M A 2 の色彩又は模様などの情報も同時に取得する。そのため、プローブ表示部 1 3 a は、特定領域 M A 1、M A 2 と同じ色彩又は模様の表示領域 P A 1、P A 2 が表示される。

10

【 0 0 6 5 】

オペレータは特定領域 M A 1、M A 2 の実寸大の大きさを認識することができ、正確に切開する範囲を被検体の体表面の位置に医療用マーカーペンを使ってマーキングすることが可能となる。

【 0 0 6 6 】

複数の特定領域 M A を設定する具体例として、腫瘍 T M の上部に避けたい部位がある場合を説明する。腫瘍 T M の形状及び範囲を被検体の体表面に医療用マーカーペンを使ってマーキングする場合において、そのマーキングは体表面に 2 次元的に描かれる。

【 0 0 6 7 】

図 7 ( a ) は、プローブ表示部 1 3 a を用いて体表面にマーキングした具体例を示した図である。オペレータは腫瘍 T M の超音波画像 E G の向きを変えながらマーキングしていくことで腫瘍 T M の輪郭として腫瘍ライン T L を体表面に描画できる。同時に避けたい血管 B V を血管ライン B L として体表面に描画できる。

20

【 0 0 6 8 】

図 7 ( b ) は、図 7 ( a ) における A - A 線の超音波画像 E G を示した模式図である。図 7 ( a ) の A - A 線の超音波画像 E G の断面は、A - A 線状にリニア型超音波プローブ 1 1 a を配置することで取得できる。その超音波画像 E G は図 7 ( b ) に図示されるように、腫瘍 T M と血管 B V とが描出される。オペレータは、腫瘍 T M に特定領域 M A 1 を指定し、血管 B V に特定領域 M A 2 を指定する。特定領域 M A 1 と特定領域 M A 2 とは、プローブ表示部 1 3 a にそれぞれ表示領域 P A 1 及び表示領域 P A 2 として表示される。オペレータは表示領域 P A 1 及び表示領域 P A 2 を体表面にマーキングしていく。なお、紙面の都合上特定領域 M A 及び表示領域 P A の配色は、網掛けの種類の違いで表示してある。

30

【 0 0 6 9 】

オペレータはリニア型超音波プローブ 1 1 a の位置である A - A 線を Y 軸方向と平行に動かして得られる超音波画像 E G から表示領域 P A 1 及び表示領域 P A 2 を体表面にマーキングするか、A - A 線を回転方向に 1 8 0 度回転して得られる超音波画像 E G から表示領域 P A 1 及び表示領域 P A 2 を体表面にマーキングする。これにより、オペレータは、図 7 ( a ) に示されるような体表面に 2 次元の腫瘍ライン T L 及び血管ライン B L を描画することができる。これにより、オペレータは安全に手術が可能な切開の方向も切開ライン C L として描画することが可能となる。

40

【 0 0 7 0 】

図 6 及び図 7 においても、プローブ表示部 1 3 a の位置と超音波画像 E G との位置が等倍で表示されている。位置出力部 3 3 は、超音波画像 E G が拡大または縮小されると、その縮尺率に応じて、境界位置の座標をプローブ表示部 1 3 a の座標系に換算する。

【 0 0 7 1 】

図 6 において、二点の特定指標 M K 1、M K 2 と体表面とが垂直に交わる二本の経路 G L 1、G L 2 と二点の境界位置 B P 1、B P 2 とを算出して、超音波画像 E G に表示しているが、腫瘍 T M の範囲を体表面にマーキングする場合においては、経路 G L を傾ける必要がないため、二本の経路 G L 1、G L 2 と二点の境界位置 B P 1、B P 2 との表示部 5

50

0 への表示を省いてもよい。

【0072】

(第二実施形態)

第二実施形態の超音波診断装置は、第一実施形態で説明したプローブ表示部13aが位置表示装置として着脱式で構成されている。

【0073】

超音波診断装置はプローブ表示部13a及び位置表示処理部34を着脱式にしたことで、装着可能な超音波プローブの種類が増加する利点がある。超音波診断装置120の構成は第一実施形態で示した構成とほぼ同じであるため、同一な構成には同一な符号を用い、以下に、第一実施形態と異なる点についてのみ説明する。

【0074】

位置表示装置が装着可能な超音波プローブは、第一実施形態で示したリニア型超音波プローブ11aだけでなく、コンベックス型超音波プローブ11bまたはセクタ型超音波プローブ11cにおいても装着可能である。以下は、コンベックス型超音波プローブ11b及びセクタ型超音波プローブ11cにプローブ表示部13aが装着される場合について説明する。特に図示しないがプローブ表示部13aにクリップなどの装着装置を有するものが位置表示装置となる。

【0075】

超音波診断装置120は体表面に指標をマーキングしたい場合に、プローブ表示部13aを所定の超音波プローブに装着する。図8(a)はコンベックス型超音波プローブ11bにプローブ表示部13aを装着した模式図である。

【0076】

コンベックス型超音波プローブ11bは、超音波振動子(不図示)が扇形状で形成されているため、その超音波画像EGも扇形状で表示される。図8(a)で示されるように、超音波画像EGは、コンベックス型超音波プローブ11bと体表面との接点から扇形状で広がる断層像である。また、プローブ表示部13aはX軸方向にコンベックス型超音波プローブ11bで取得可能な範囲で形成されている。

【0077】

超音波診断装置の位置出力部33(図1を参照)は、装着されているコンベックス型超音波プローブ11bの情報から、扇型に広がる超音波画像EGの特定指標MKの座標を補正し、プローブ表示部13aの座標系に変換して実寸値にして出力する。なお、超音波診断装置120は、あらかじめ記憶部20(図1を参照)にコンベックス型超音波プローブ11bの超音波画像EGにおける座標の補正值が保存されている。

【0078】

プローブ表示部13aは、取得した特定指標MKの位置情報を指標の形状又は色彩等の付帯情報に基づいて表示指標PPとして表示する。

【0079】

図8(b)はセクタ型超音波プローブ11cにプローブ表示部13aを装着した模式図である。セクタ型超音波プローブ11cはコンベックス型超音波プローブ11bに比べ、超音波振動子(不図示)の幅が狭く形成され、超音波画像EGも扇形状で表示される。

【0080】

図示されるように、セクタ型超音波プローブ11cは、図8(a)で示されたコンベックス型超音波プローブ11bと比べ、体表面との接点が小さい形状である。また、描出される超音波画像EGはコンベックス型超音波プローブ11bと比べ、さらに扇型に広がる。

【0081】

この場合も同様に、超音波診断装置120の位置出力部33は装着されているセクタ型超音波プローブ11cの情報から、扇型に広がる超音波画像EGの特定指標MKの座標を補正し、プローブ表示部13aの座標系に変換して実寸値にして出力する。なお、超音波診断装置120は、あらかじめ記憶部20にセクタ型超音波プローブ11cの超音波画像

10

20

30

40

50

E Gにおける座標の補正值が保存されている。

【0082】

本実施形態では特定指標 M K について説明したが、特定領域 M A についても第一実施形態と同様にプローブ表示部 1 3 a に表示可能である。

(第三実施形態)

【0083】

第一実施形態及び第二実施形態で示されたプローブ表示部 1 3 a は超音波プローブの長軸方向 ( X 軸方向 ) の位置を示していた。第三実施形態の二次元型超音波プローブ 1 1 d は二次元型超音波プローブ 1 1 d の短軸方向 ( Y 軸方向 ) にもプローブ表示部 1 3 b が備え付けられる。二次元型超音波プローブ 1 1 d は、第一実施形態及び第二実施形態で示した超音波診断装置で使用される。以下は、第一実施形態の超音波診断装置 1 0 0 に二次元型超音波プローブ 1 1 d を装着した場合について説明する。また、同一な構成については同一な符号を用い、同一構成の説明を省く。

10

【0084】

本実施形態の二次元型超音波プローブ 1 1 d は二次元状に配置されたマトリックスアレイ振動子 1 7 を有する。図 9 は二次元型超音波プローブ 1 1 d の構成を示した斜視図である。

【0085】

図 9 に示されるように、二次元型超音波プローブ 1 1 d は、ケース 1 9、振動子ユニット 1 2 b、プローブ表示部 1 3 a、1 3 b、及びケーブル 1 8 から構成されている。なお、図 2 は、理解を助けるため、二次元型超音波プローブ 1 1 d の内部構造がわかるように図示してある。

20

【0086】

二次元型超音波プローブ 1 1 d は内蔵する振動子ユニット 1 2 b 及びプローブ表示部 1 3 a、1 3 b がパラレルバス P B を介して送受信部 1 0 及び C P U 3 0 ( 図 1 を参照 ) と通信する。振動子ユニット 1 2 b は、図示されるように、マトリックスアレイ振動子 1 7、整合層 1 5、パッキング材 1 6 から構成されている。

【0087】

マトリックスアレイ振動子 1 7 は、X 軸方向及び Y 軸方向の 2 次元に配列された多数の超音波振動子で構成される。送受信部 1 0 はあらかじめ設定された 3 次元空間の関心領域を走査する超音波ビームを発生するようにマトリックスアレイ振動子 1 7 を駆動する。送信された超音波ビームは被検体内で反射され、その反射波がマトリックスアレイ振動子 1 7 によって受信される。送受信部 1 0 はマトリックスアレイ振動子 1 7 で受信された信号の増幅、遅延の処理を行って、関心領域に対応する複数のビーム形成信号を生成する。画像処理部 3 1 はマトリックスアレイ振動子 1 7 で生成されたビーム形成信号を処理することにより、あらかじめ設定された視点を基準として、関心領域のレンダリング画像を生成する。表示部 5 0 は画像処理部 3 1 で生成されたレンダリング画像を表示する。

30

【0088】

つまり、マトリックスアレイ振動子 1 7 は三次元空間の複数の領域について超音波ビームで走査し、各走査領域について独立に視点を設定し、レンダリングにより得られた複数の画像を並行表示することにより、3 次元空間の複数の関心領域についてボリュームのレンダリング画像を得ることが可能となる。これにより、マトリックスアレイ振動子 1 7 は高速に 3 次元空間の複数の関心領域を走査することが可能となる。

40

【0089】

プローブ表示部 1 3 a 及びプローブ表示部 1 3 b は液晶パネルで構成されている。プローブ表示部 1 3 a は二次元型超音波プローブ 1 1 d の長軸方向 ( X 軸方向 ) に配置され、プローブ表示部 1 3 b は二次元型超音波プローブ 1 1 d の短軸方向 ( Y 軸方向 ) に配置されている。

【0090】

指標入力部 3 2 は、レンダリング画像から特定指標 M K を設定し、位置出力部が特定指

50

標 M K を実寸大の座標に変換し、それぞれ X 軸方向の位置及び Y 軸方向の位置に分割して出力する。

【 0 0 9 1 】

プローブ表示部 1 3 a は特定指標 M K の X 軸方向の位置を指標と共に表示する。プローブ表示部 1 3 b は特定指標 M K の Y 軸方向の位置を指標と共に表示する。なお、プローブ表示部 1 3 a 及びプローブ表示部 1 3 b は、特定指標 M K だけでなく特定領域 M A も表示可能である。

【 0 0 9 2 】

第三実施形態では、プローブ表示部 1 3 a 及びプローブ表示部 1 3 b が二次元型超音波プローブ 1 1 d に固定されているが、第 2 実施形態で示されたようにプローブ表示部 1 3 a 及びプローブ表示部 1 3 b が着脱式に構成されてもよい。

10

【 0 0 9 3 】

( 第四実施形態 )

第四実施形態の超音波診断装置 1 0 0 は、血管の範囲を検出して超音波プローブ 1 1 に表示することが可能である。以下は血流の領域を検出する血流領域検出部 3 5 について説明する。

【 0 0 9 4 】

第一実施形態では超音波診断装置 1 0 0 において代表して腫瘍の穿刺について説明したが、血管 B V に穿刺する場合においても用いることができる。第四実施形態では超音波診断装置 1 0 0 において血管穿刺モードをオペレータが選択した場合について説明する。

20

【 0 0 9 5 】

血管穿刺モードは入力部 4 0 で選択され、CPU 3 0 の血流領域検出部 3 5 ( 図 1 を参照 ) が作動する。血流領域検出部 3 5 はバックグラウンドで処理され、オペレータは血流領域検出部 3 5 の処理結果をその結果を超音波プローブ 1 1 のプローブ表示部 1 3 a で確認することが可能となる。血流領域検出部 3 5 は画像処理部 3 1 で算出されるドップラ情報を取得し血管 B V を検知する。そして血流領域検出部 3 5 はその座標信号を、自動的に位置出力部 3 3 に送ることができる。

【 0 0 9 6 】

図 1 0 は超音波画像 E G に動脈 B V a 及び静脈 B V b を検出した場合を示した図である。図示されるように、動脈 B V a 及び静脈 B V b の血管 B V は短軸像で表示させている。血流領域検出部 3 5 はドップラ情報から血管 B V を認識し、さらにその血管 B V が動脈 B V a または静脈 B V b であるかを認識すると、その領域を超音波画像 E G にカラー情報として超音波画像 E G に重ねて表示させる。例えば動脈 B V a を赤色で表示し、静脈 B V b を青色で表示することができる。

30

【 0 0 9 7 】

血流領域検出部 3 5 は、動脈 B V a 及び静脈 B V b のそれぞれの X 軸方向の範囲と、Y 軸方向の位置と、色情報とを取得し、位置出力部 3 3 に伝達する。位置出力部 3 3 は実寸大の短軸像 ( 血管径 ) の位置及び幅に変換して、プローブ表示部 1 3 a に伝達する。プローブ表示部 1 3 a は、動脈 B V a 及び静脈 B V b の位置をそれぞれ表示領域 P A 1 及び表示領域 P A 2 として表示させることができる。

40

【 0 0 9 8 】

超音波診断装置 1 0 0 は、血流領域検出部 3 5 を起動させている間、常に認識した血管 B V をプローブ表示部 1 3 a に表示することができるため、オペレータが血管 B V の短軸像から長軸像へ角度を変化させることで、所望の血管 B V が動脈 B V a か静脈 B V b かの確認を行うことができる。例えば、超音波プローブ 1 1 が動脈 B V a の長軸上にくると、プローブ表示部 1 3 a の全体が赤色となる。

【 0 0 9 9 】

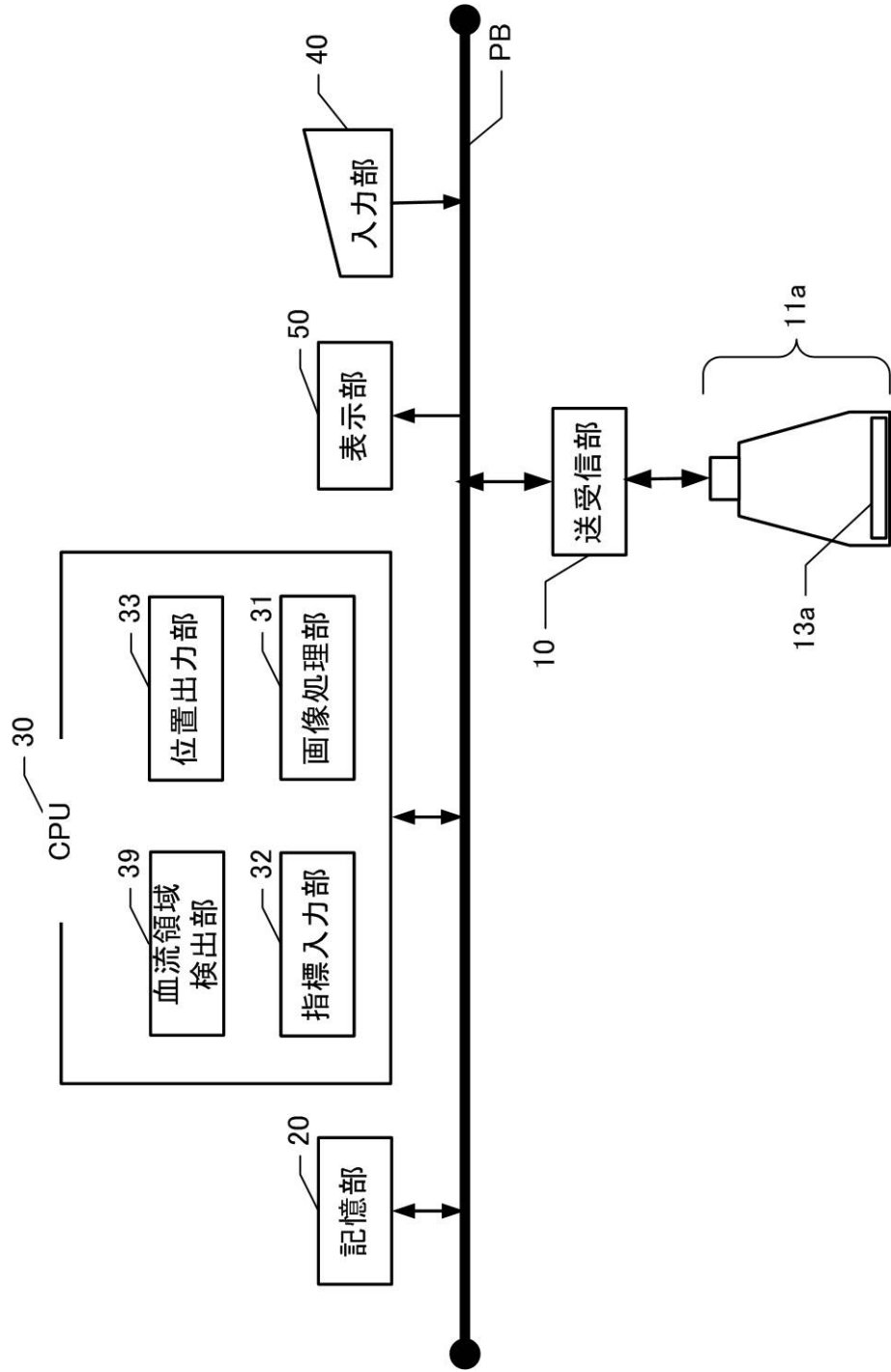
なお、第 4 実施形態で示されたマトリックスアレイ振動子 1 7 を具備した超音波プローブ 1 1 d においては、血管 B V の長軸像を撮影しても、プローブ表示部 1 3 b にその血管 B V の位置を表示することが可能となる。

50

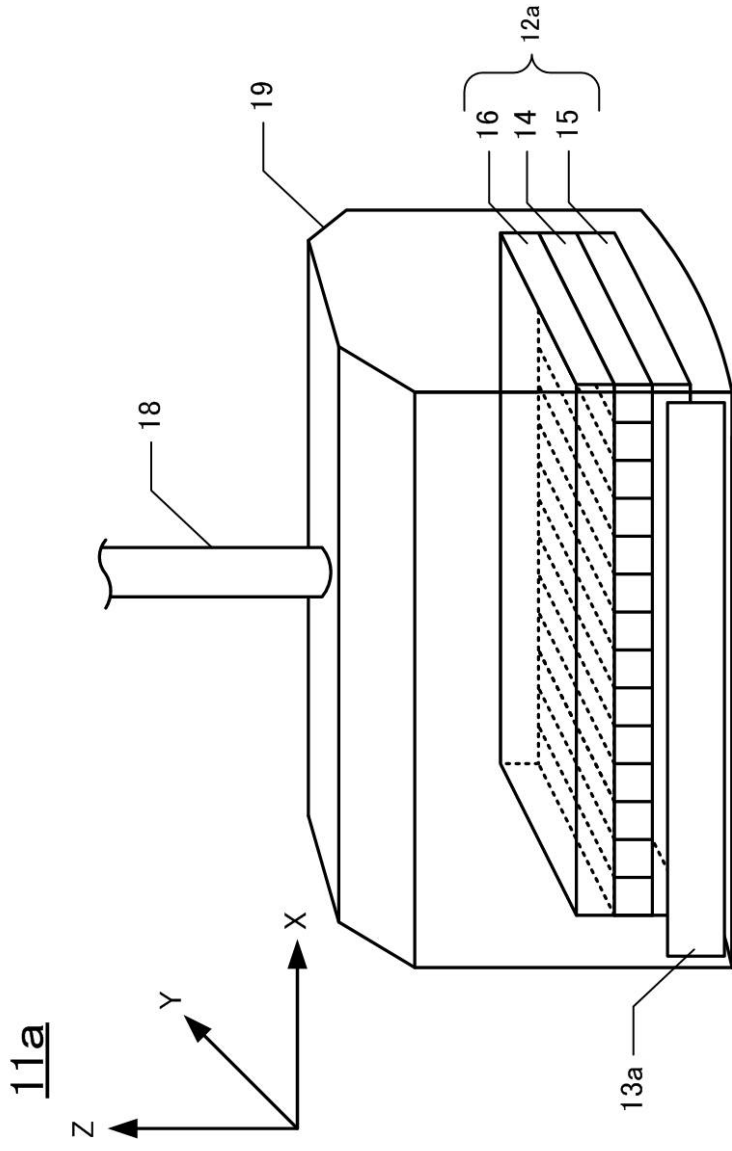
## 【符号の説明】

## 【0100】

100、120	...	超音波診断装置	
10	...	送受信部	
11	...	プローブ(11a ... リニア型超音波プローブ、11b ... コンベックス型超音波プローブ、11c ... セクタ型超音波プローブ、11d ... 二次元型超音波プローブ)	
12a、12b	...	振動子ユニット	
13a、13b	...	プローブ表示部	
14	...	リニア型振動子、15 ... 整合層	10
16	...	バッキング材、17 ... マトリックスアレイ振動子	
18	...	ケーブル、19 ... ケース	
20	...	記憶部	
30	...	CPU	
31	...	画像処理部	
32	...	指標入力部	
33	...	位置出力部	
39	...	血流領域検出部	
40	...	入力部	
50	...	表示部	20
BL	...	血管ライン	
BP1、BP2	...	境界位置	
BV	...	血管	
CL	...	切開ライン	
EG	...	超音波画像	
GL1、GL2	...	経路	
MA1、MA2	...	特定領域	
MK1、MK2	...	特定位置	
PA1、PA2	...	表示領域	
PB	...	パラレルバス	30
PP1、PP2	...	表示位置	
TL	...	腫瘍ライン	
TM	...	腫瘍	

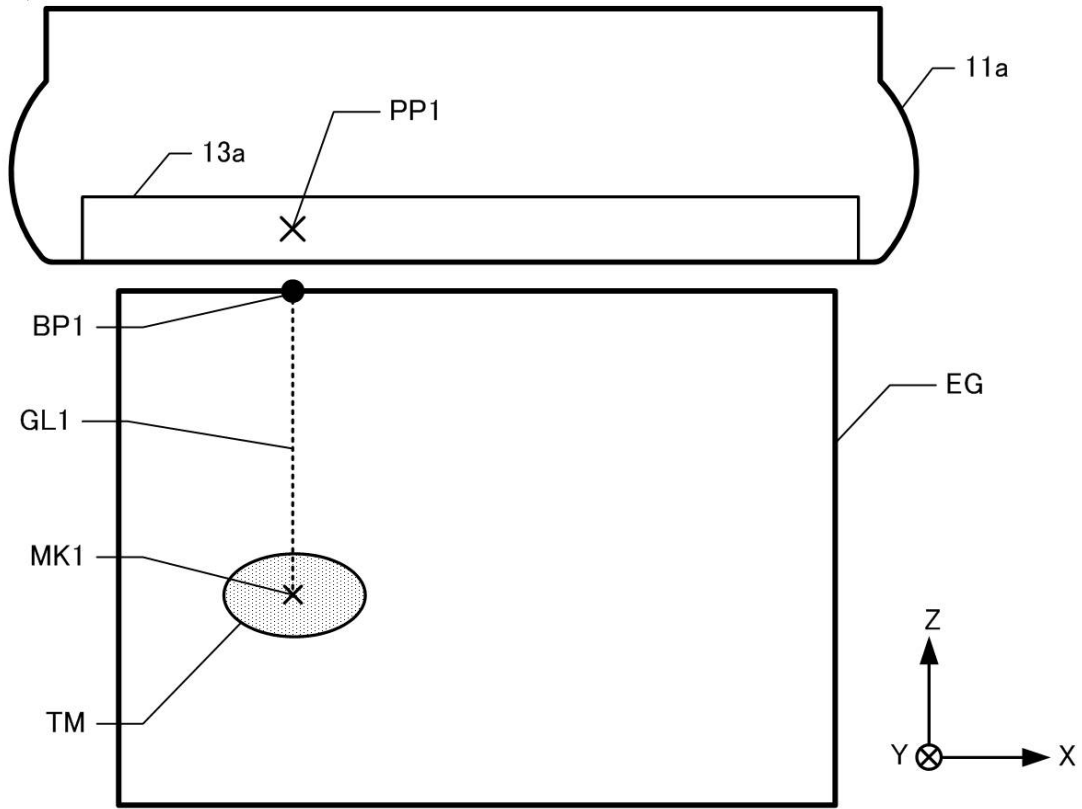


【 図 2 】

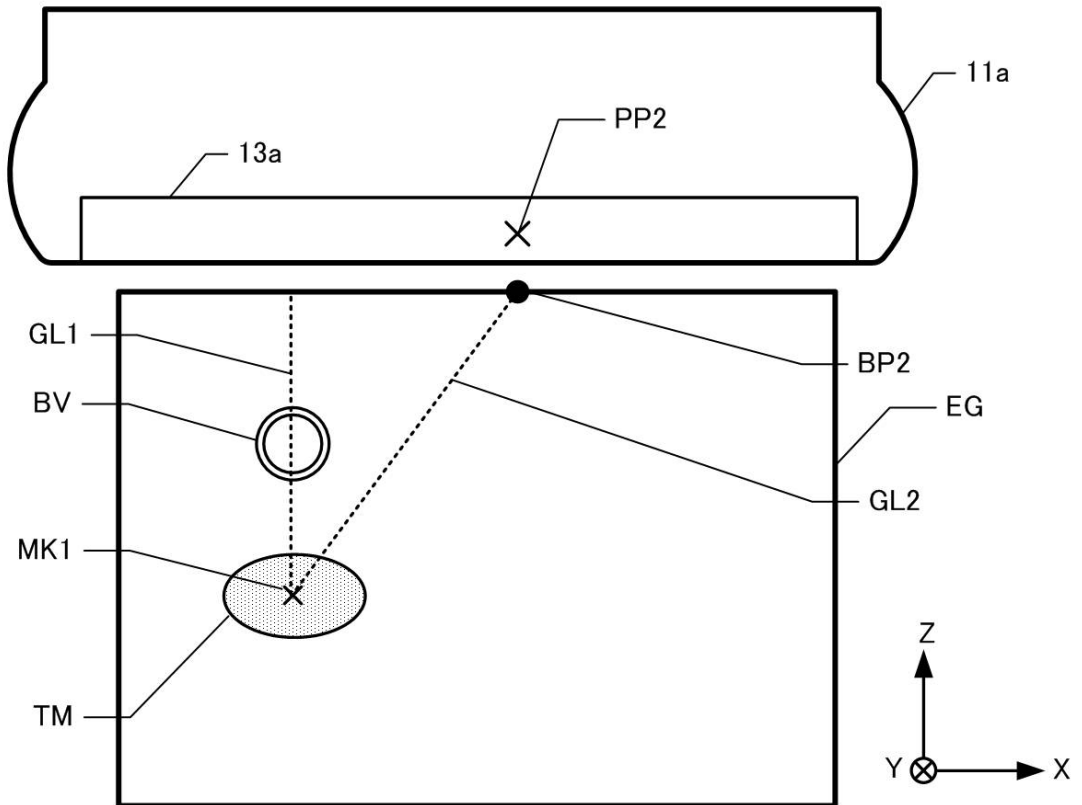


【図3】

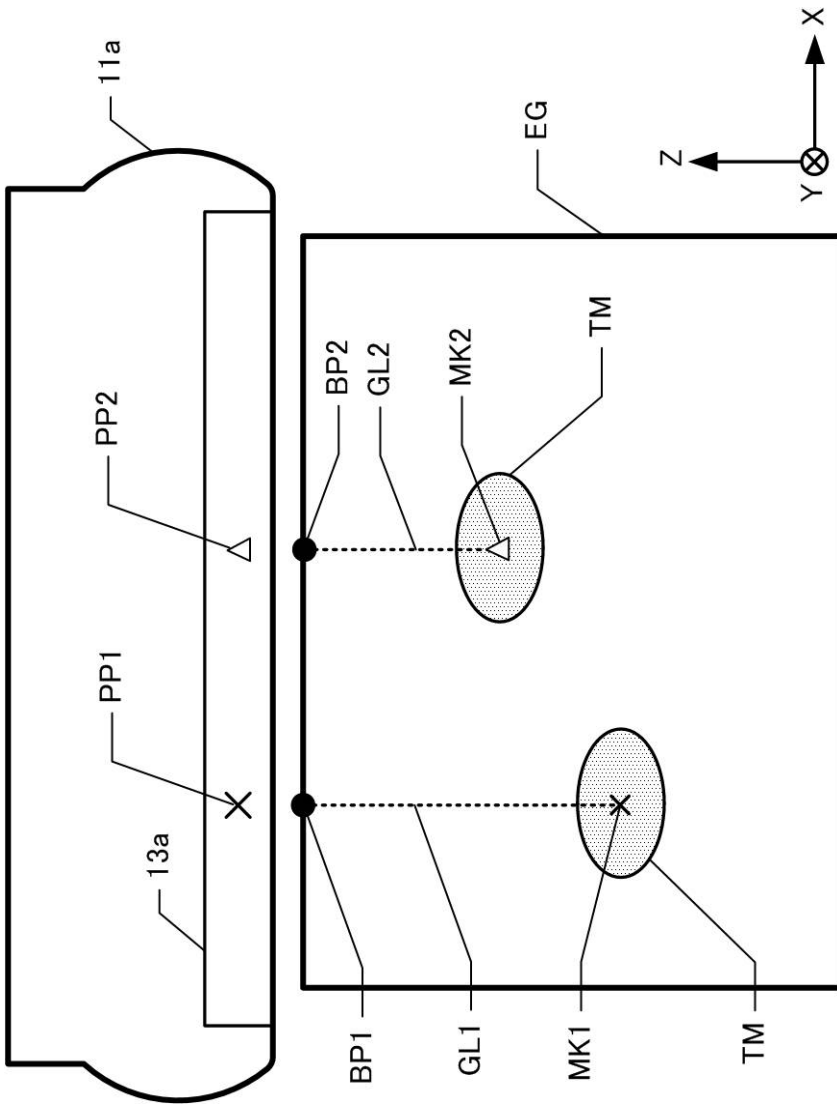
(a)



(b)

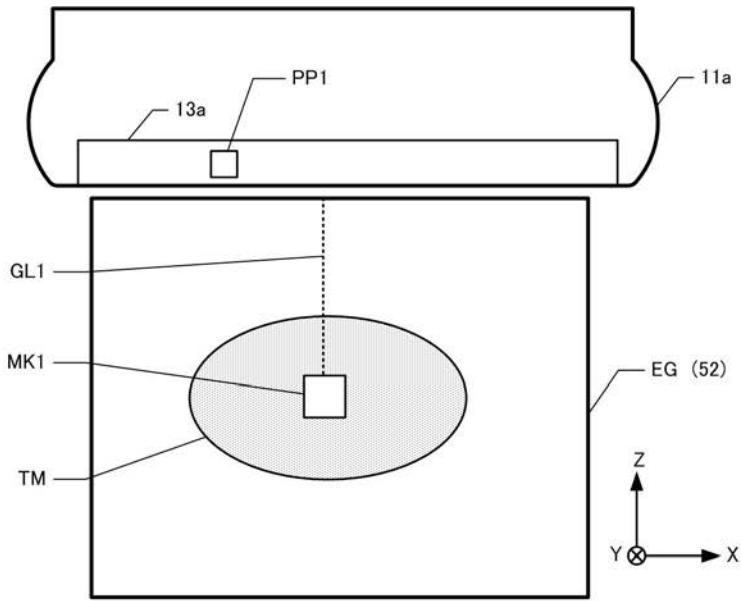


【 図 4 】

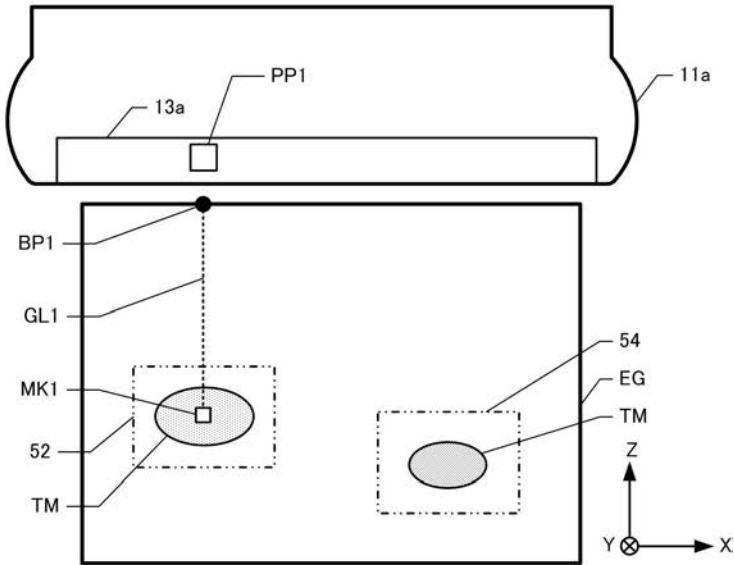


【図5】

(a)

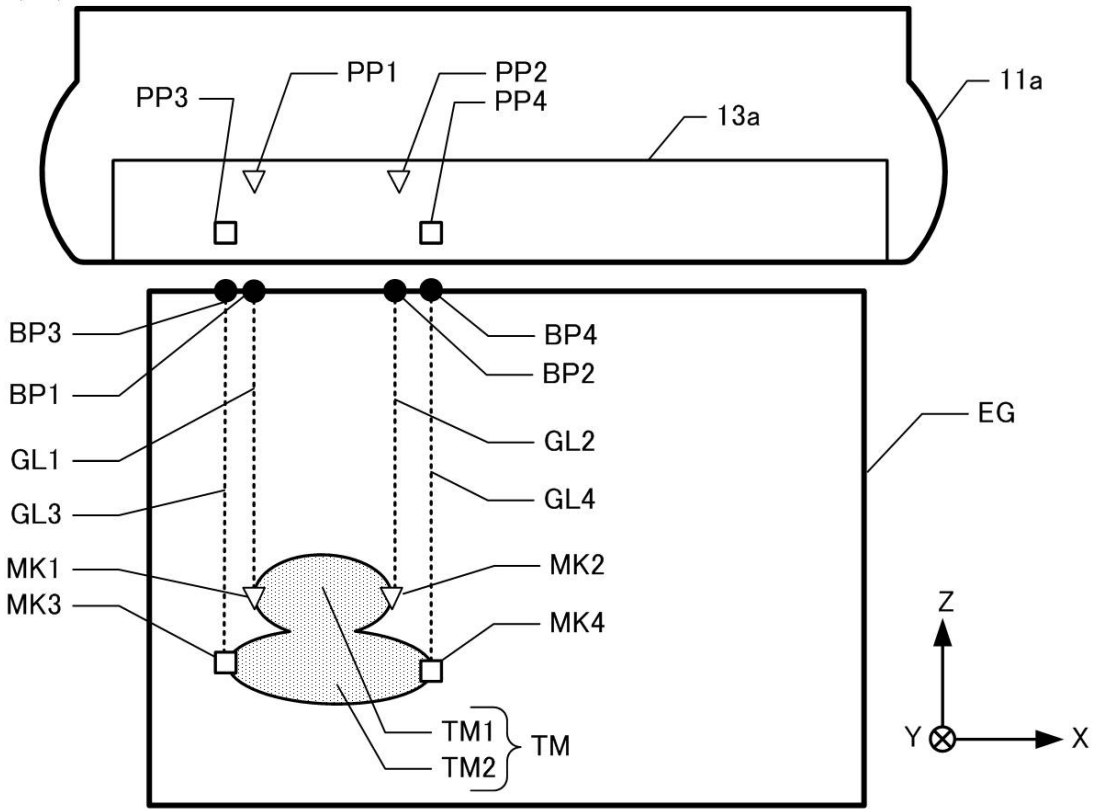


(b)

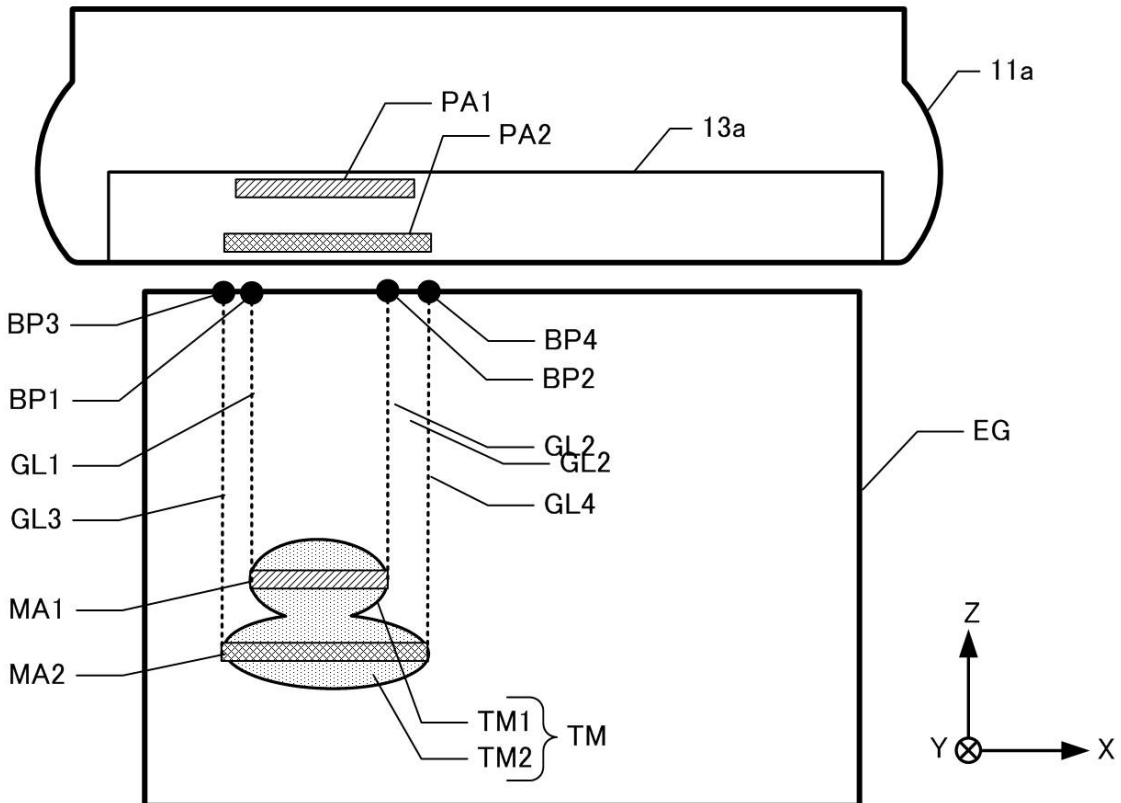


【図6】

(a)

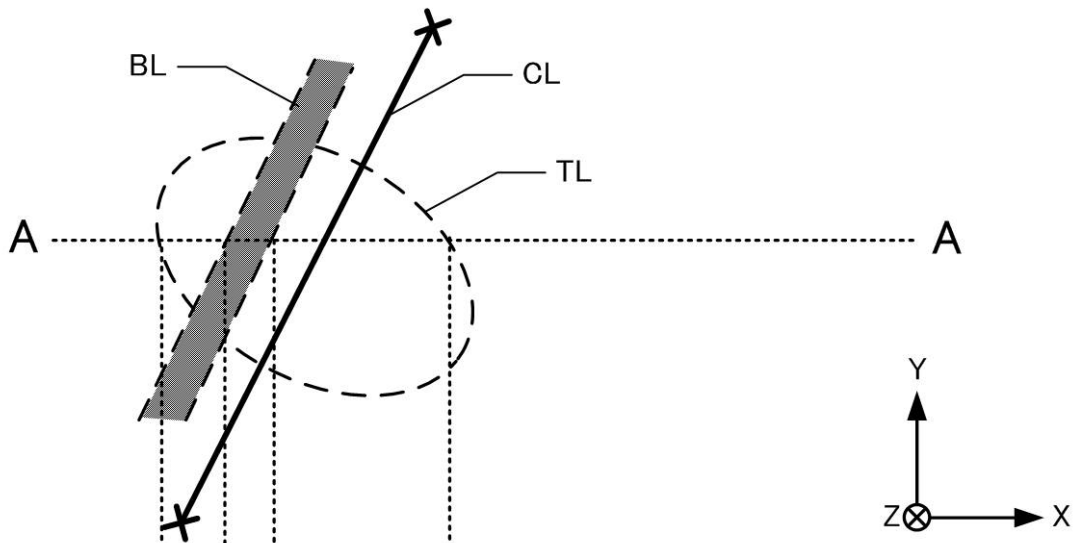


(b)

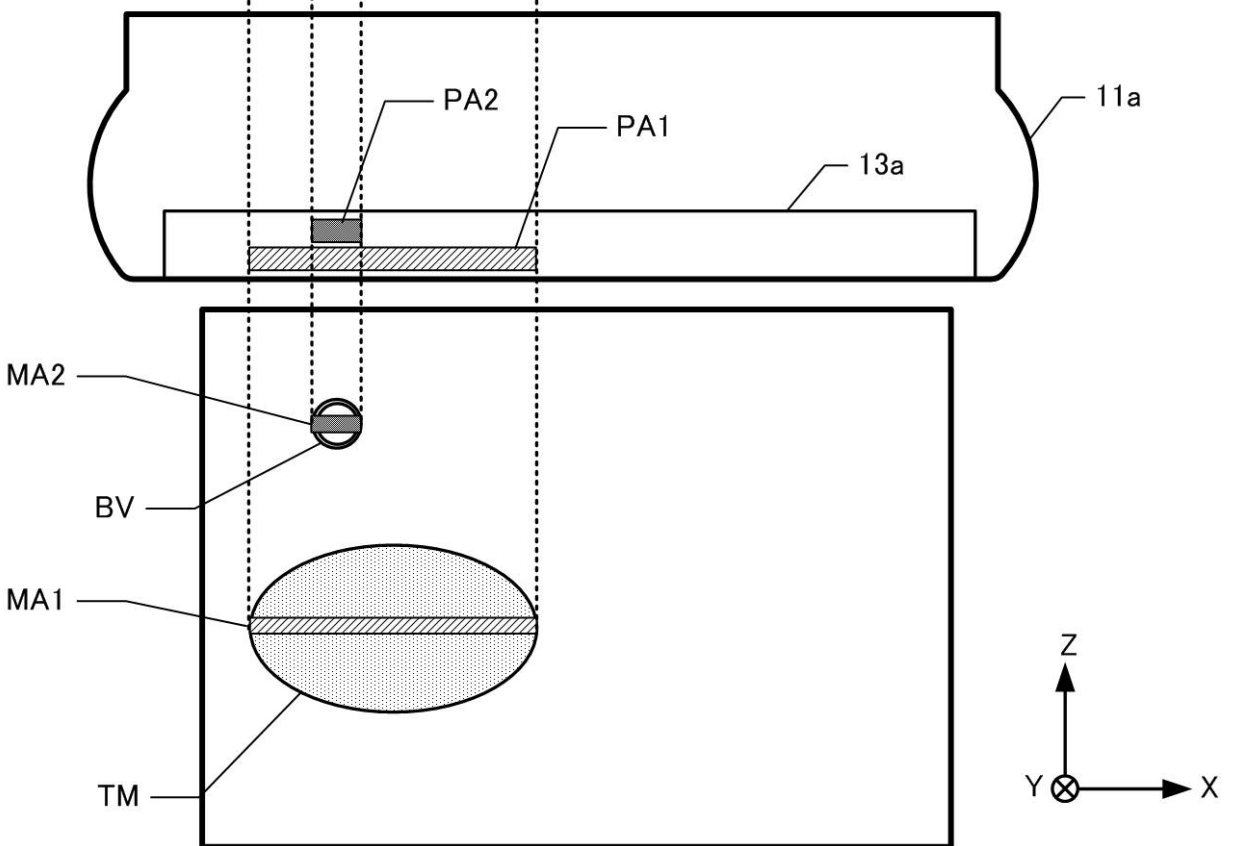


【図7】

(a)

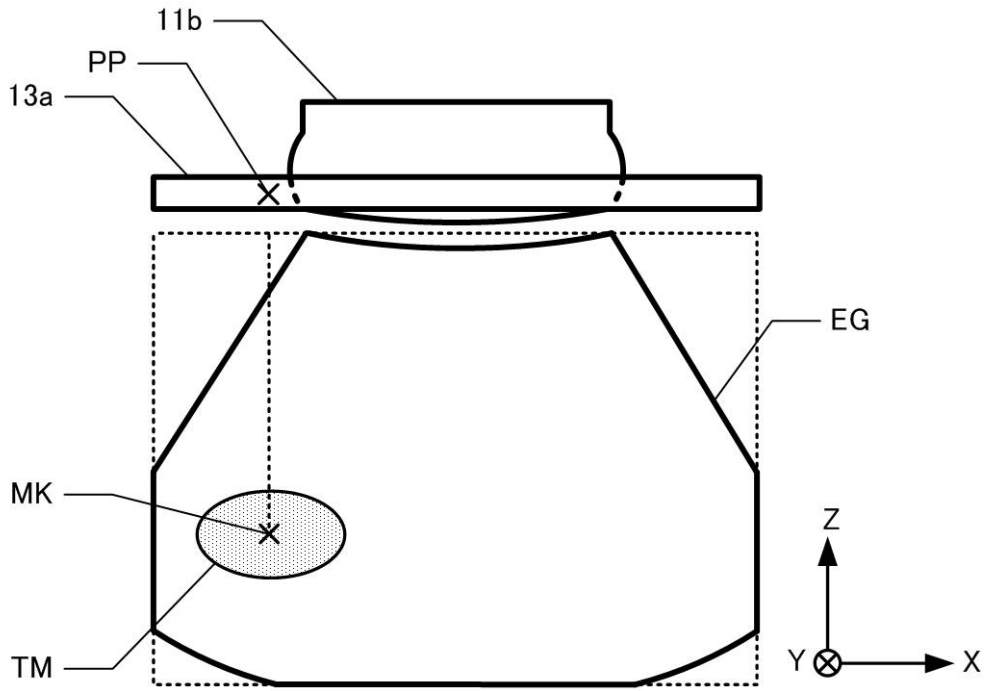


(b)

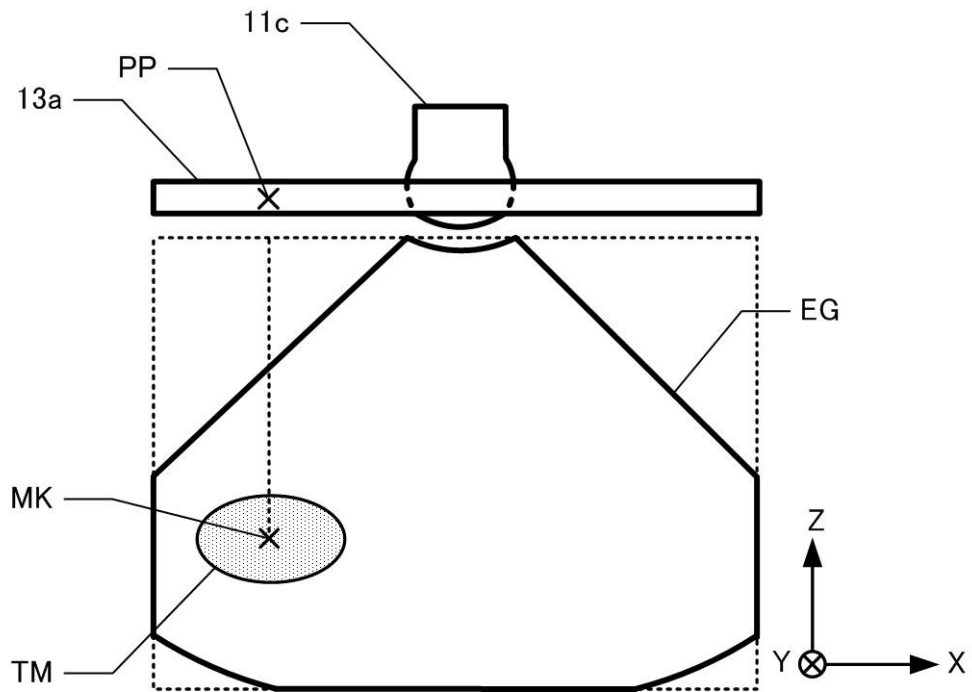


【 図 8 】

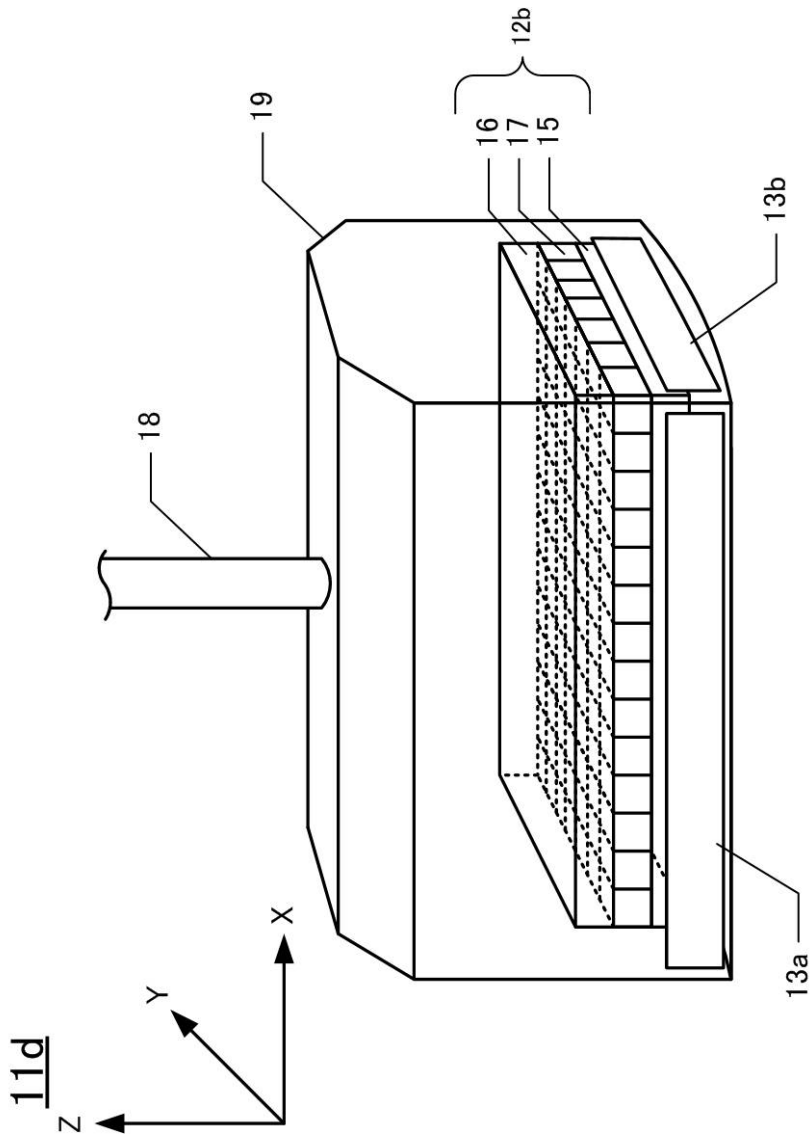
(a)



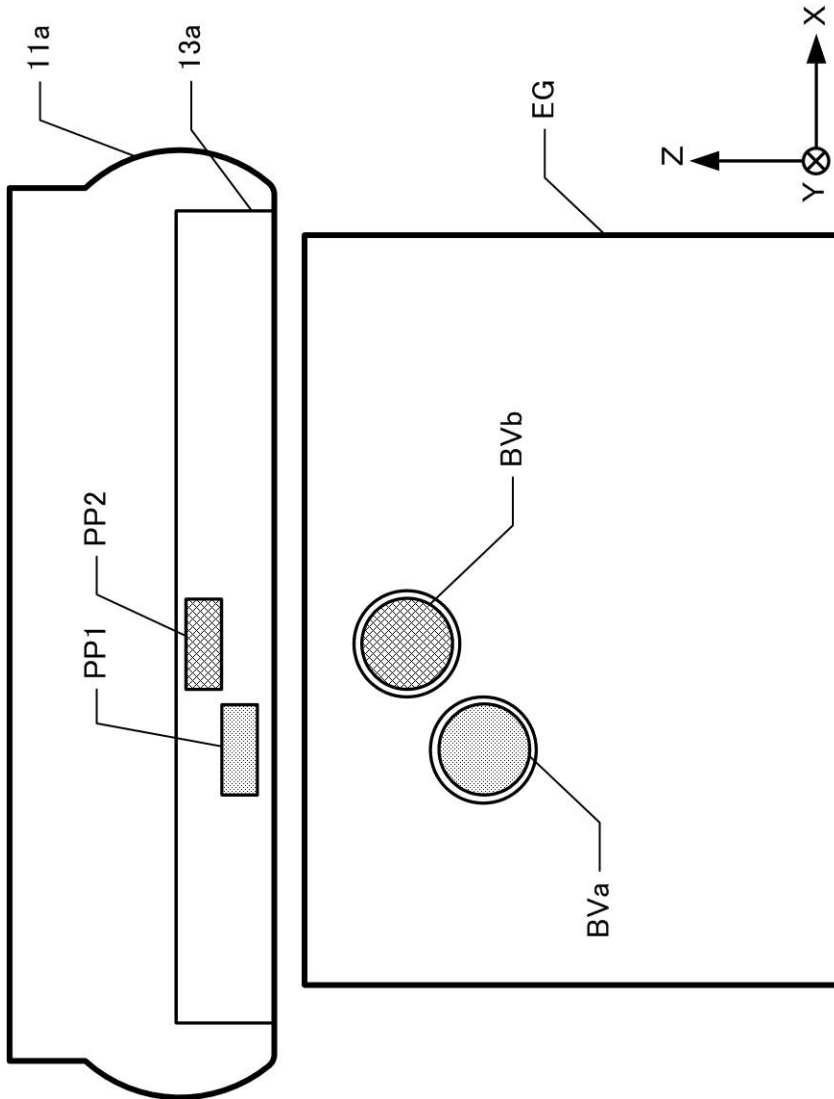
(b)



【 図 9 】



【図 10】



## 【手続補正書】

【提出日】平成23年4月26日(2011.4.26)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

位置出力部 33 は指標入力部 32 で設定した特定指標 M K の信号をプローブ表示部 13 a に送る。位置出力部 33 は指標入力部 32 で設定された特定指標 M K をプローブ表示部 13 a の座標系にデコード ( d e c o d e ) する。デコードされた特定指標 M K の信号は、パラレルバスを通じてプローブ表示部 13 a に送られる。プローブ表示部 13 a は、デコードされた特定指標 M K の信号を、所望の位置及び形状で表示させる。位置出力部 33 は特定領域 M A についても同様にプローブ表示部 13 a に表示させることが可能である。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 2 3 】

血流領域検出部 3 9 は、画像処理部 3 1 で算出されるドップラ情報を取得し、血流が流れている領域である血管を検出する。血流領域検出部 3 9 については第四実施形態で詳しく説明する。

## 【 手続補正 3 】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 4 0

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 4 0 】

刺入の経路 G L は体表面と垂直に設定可能な場合と、角度を付けて設定する場合がある。図 3 ( a ) は腫瘍 T M から体表面へ垂直に刺入の経路 G L 1 を設定した場合を示した図である。図 3 ( a ) では、プローブ表示部 1 3 a の X 軸方向の座標と超音波画像 E G の X 軸方向の座標とが等倍で表示されている。

## 【 手続補正 4 】



【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 6 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 6 1 】

図 6 ( a ) に示されるように、オペレータがリニア型超音波プローブ 1 1 a を操作して摘出する腫瘍 T M の超音波画像 E G を表示部 5 0 に表示すると、腫瘍 T M が 2 箇所 ( T M 1、T M 2 ) で膨らんでいる例である。オペレータは体表面と平行な X 軸方向の腫瘍 T M の 4 か所の端部を入力部 4 0 で指定する。オペレータは入力部 4 0 を使って腫瘍 T M 1 の両方の端部の二点を指定し、また腫瘍 T M 2 の両方の端部の二点を指定する。指標入力部 3 2 は特定指標 M K 1 ~ M K 4 を設定し、Z 軸方向に同じ高さの特定指標 M K 1、M K 2 に同じ指標の形状「」を、Z 軸方向に同じ高さの特定指標 M K 3、M K 4 に同じ指標の形状「」を設定する。指標入力部 3 2 は特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 と体表面とが垂直になるよう四本の経路 G L 1 ~ G L 4 を算出し、経路 G L 1 ~ G L 4 を超音波画像 E G 上に表示させる。また、四本の経路 G L 1 ~ G L 4 と体表面との交点が四つの境界位置 B P 1 ~ B P 4 として算出される。

## 【 手続補正 5 】



【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 6 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

## 【 0 0 6 2 】

位置出力部 3 3 が四点の特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 の座標をデコードして、プローブ表示部 1 3 a に縮尺率を加味した座標に変換する。また図 6 ではプローブ表示部 1 3 a が Y 軸方向に幅があり二次元に表示できる大きさであるため、特定指標 M K 1 ~ 特定指標 M K 4 の座標は X 軸方向だけでなく Z 軸方向の位置もデコードされる。算出された座標は特定指標 M K 1 ~ M K 4 に対応するように、表示指標 P P 1、P P 2 に同じ指標の形状「」を、そして Y 軸方向下側に表示指標 P P 3、P P 3 に同じ指標の形状「」を設定する。このため Z 軸方向に異なる高さで 2 箇所膨らんでいる腫瘍 T M の大きさを示すことができる。そして、オペレータは腫瘍 T M の範囲である四点の表示指標 P P 1 ~ P P 4 を体表面にマーキングすることができる。領域 ( 範囲 ) を示す際には、対になる指標が同じ形状であると、オペレータは腫瘍 T M の領域を認識しやすい。

## 【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0093

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0093】

(第四実施形態)

第四実施形態の超音波診断装置100は、血管の範囲を検出して超音波プローブ11に表示することが可能である。以下は血流の領域を検出する血流領域検出部39について説明する。

## 【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0095

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0095】

血管穿刺モードは入力部40で選択され、CPU30の血流領域検出部39(図1を参照)が作動する。血流領域検出部39はバックグラウンドで処理され、オペレータは血流領域検出部39の処理結果をその結果を超音波プローブ11のプローブ表示部13aで確認することが可能となる。血流領域検出部39は画像処理部31で算出されるドップラ情報を取得し血管BVを検知する。そして血流領域検出部39はその座標信号を、自動的に位置出力部33に送ることができる。

## 【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0096

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0096】

図10は超音波画像EGに動脈BVa及び静脈BVbを検出した場合を示した図である。図示されるように、動脈BVa及び静脈BVbの血管BVは短軸像で表示させている。血流領域検出部39はドップラ情報から血管BVを認識し、さらにその血管BVが動脈BVaまたは静脈BVbであるかを認識すると、その領域を超音波画像EGにカラー情報として超音波画像EGに重ねて表示させる。例えば動脈BVaを赤色で表示し、静脈BVbを青色で表示することができる。

## 【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0097

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0097】

血流領域検出部39は、動脈BVa及び静脈BVbのそれぞれのX軸方向の範囲と、Y軸方向の位置と、色情報とを取得し、位置出力部33に伝達する。位置出力部33は実寸大の短軸像(血管径)の位置及び幅に変換して、プローブ表示部13aに伝達する。プローブ表示部13aは、動脈BVa及び静脈BVbの位置をそれぞれ表示領域PA1及び表示領域PA2として表示させることができる。

## 【手続補正 10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0098

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0098】

超音波診断装置 100 は、血流領域検出部 39 を起動させている間、常に認識した血管 B V をプローブ表示部 13 a に表示することができるため、オペレータが血管 B V の短軸像から長軸像へ角度を変化させることで、所望の血管 B V が動脈 B V a か静脈 B V b かの確認を行うことができる。例えば、超音波プローブ 11 が動脈 B V a の長軸上にくると、プローブ表示部 13 a の全体が赤色となる。

## 【手続補正 11】

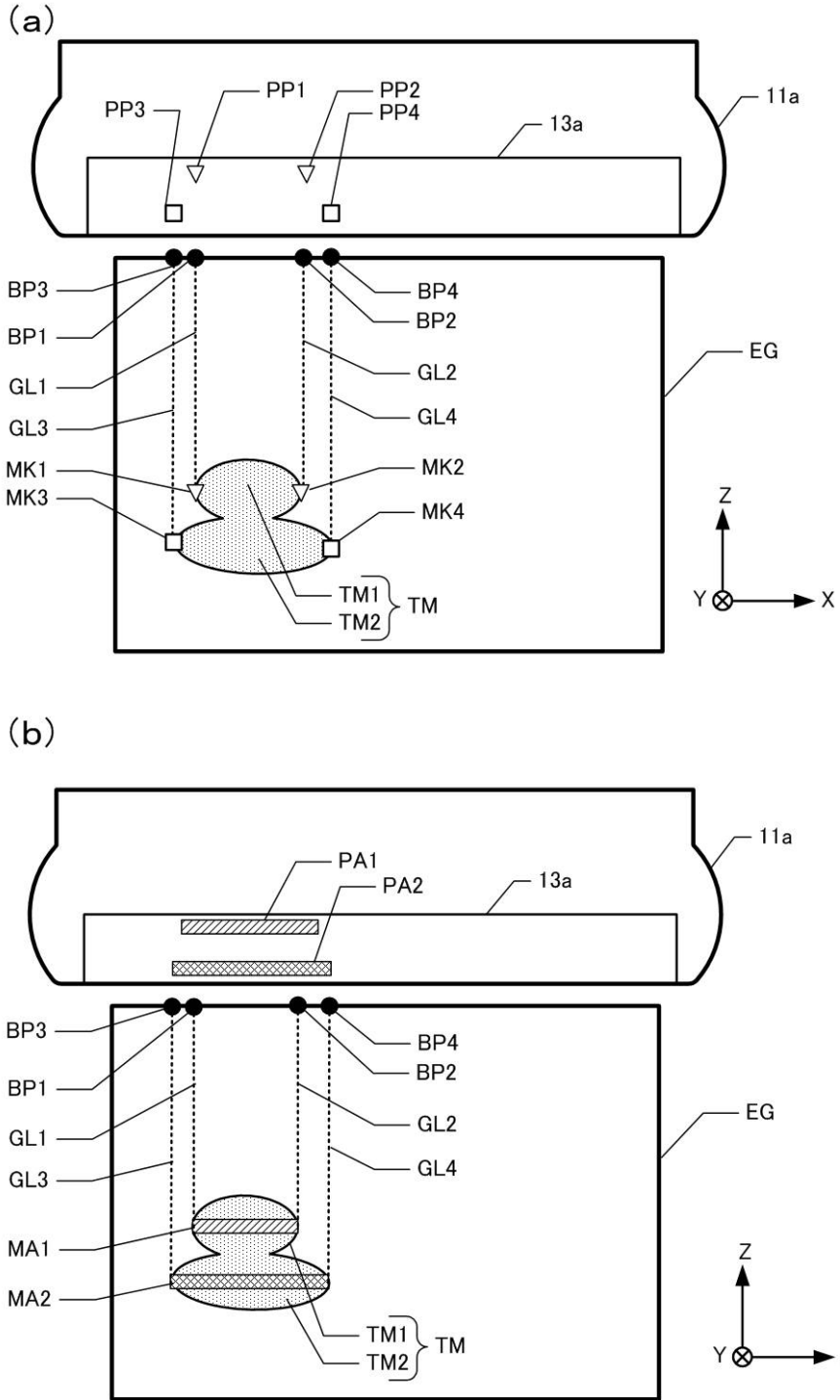
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 6 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 小笠原 正文

東京都日野市旭ヶ丘4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 BB06 EE09 GA06 GB04 GB06 KK02 KK31 KK41 KK43 KK44

KK45

专利名称(译)	超音波プローブ、位置表示装置及び超音波診断装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012115348A</a>	公开(公告)日	2012-06-21
申请号	JP2010265868	申请日	2010-11-30
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	野崎光弘 小笠原正文		
发明人	野崎 光弘 小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4263 A61B8/462 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5292		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/GA06 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/KK41 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/KK45		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5511641B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：设置超声图像的特定信息并识别特定信息在超声探头上的位置。超声波探头（11a）是与具有显示超声波图像的图像显示部的超声波诊断装置连接的超声波探头。超声波探头沿预定方向布置，并且将超声波发射到被检体并接收从被检体（14）反射的超声波，并且超声探头被附接到超声波探头并沿预定方向振动。探测具有与探测器的长度相同或更长的长度的探测器显示单元（13a），并且探测基于与针对为在图像显示单元上显示的超声图像而指定的特定信息的特定信息相对应的位置。显示控制单元（50），用于在显示单元上显示。[选择图]图2

