

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5511641号
(P5511641)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 16 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2010-265868 (P2010-265868)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年11月30日 (2010.11.30)		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2012-115348 (P2012-115348A)		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
(43) 公開日	平成24年6月21日 (2012.6.21)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成23年8月11日 (2011.8.11)		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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の超音波画像を表示する画像表示部を有し、前記画像表示部に表示された前記超音波画像の被検体に対して点又は直線を指定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、被検体に接するように設置され、前記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、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の被検体に対して、一方向の一端及び他端の2点を指定するか又は一方向の一端から他端までの直線を指定することにより特定された一端及び他端を含む特定情報に基づいて、前記特定情報に対応する一端及び他端を含む2点又は直線の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。

【請求項2】

前記プローブ表示部に表示される前記特定情報に対応する一端及び他端を含む位置は、前記超音波画像における前記被検体に対して指定された一端及び他端に対応する前記被検体の一端及び他端の位置から、前記所定方向に対して直角を含む所定角度を有する直線上に存在する前記プローブ表示部における一端及び他端を含む位置である請求項1に記載の超音波プローブ。

10

20

【請求項 3】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の両端部の2点であり、
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端及び他端のそれぞれに対応する2点を表示させる請求項1又は請求項2に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の幅であり、
前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅に対応する幅の領域を表示させる請求項1又は請求項2に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

被検体の超音波画像を表示する画像表示部を有し、前記画像表示部に表示された前記超音波画像の被検体に対して点又は直線を指定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の被検体に対して、一方向の一端及び他端の2点を指定するか又は一方向の一端から他端までの直線を指定することにより特定された一端及び他端を含む特定情報に基づいて、前記特定情報に対応する一端及び他端を含む2点又は直線の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、

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。

【請求項 6】

前記プローブ表示部に表示される前記特定情報に対応する一端及び他端を含む位置は、前記超音波画像における前記被検体に対して指定された一端及び他端に対応する前記被検体の一端及び他端の位置から、前記被検体に接するように設置された前記振動素子列の並べられた方向に対して直角を含む所定角度を有する直線上に存在する前記プローブ表示部における一端及び他端を含む位置である請求項5に記載の位置表示装置。

【請求項 7】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の両端部の2点であり、
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端及び他端のそれぞれに対応する2点を表示させる請求項5又は請求項6に記載の位置表示装置。

【請求項 8】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の幅であり、
前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅に対応する幅の領域を表示させる請求項5又は請求項6に記載の位置表示装置。

【請求項 9】

被検体の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の被検体に対して、一方向の一端及び他端の2点を指定するか又は一方向の一端から他端までの直線を指定することにより、その指定された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、
所定方向に並べられ、被検体に接するように設置され、前記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、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一端及び他端を含む2点又は直線の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。

【請求項 10】

前記プローブ表示部に表示される前記特定情報に対応する一端及び他端を含む位置は、前記超音波画像における前記被検体に対して指定された一端及び他端に対応する前記被検

10

20

30

40

50

体の一端及び他端の位置から、前記所定方向に対して直角を含む所定角度を有する直線上に存在する前記プローブ表示部における一端及び他端を含む位置である請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記特定情報は、一方向の一端及び他端を含む第 1 特定情報と、前記第 1 特定情報とは別に前記超音波画像の被検体に対して指定された第 2 特定情報であって一方向の一端及び他端を含む第 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 特定情報とを前記所定方向において識別可能に表示させる請求項 9 又は請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 2】

前記超音波プローブは、前記所定方向に並べられた振動素子列が前記所定方向に直交する直交方向にも並べられた 2 次元配列の振動素子列を有しており、

前記プローブ表示部は、前記直交方向に並べられた前記直交方向の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、前記直交方向に前記振動素子列の長さと同じ長さを有しており、

前記特定情報は、第 1 特定情報と、前記第 1 特定情報とは別に前記超音波画像の被検体に対して指定された第 3 特定情報であって前記直交方向における第 3 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おいて、前記所定方向に前記第 1 特定情報を表示させるとともに前記直交方向に前記第 3 特定情報を表示させる請求項 9 から請求項 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 1 3】

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 9 から請求項 1 2 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

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 9 から請求項 1 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の両端部の 2 点であり、

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端及び他端のそれぞれに対応する 2 点を表示させる請求項 9 から請求項 1 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 1 6】

前記特定情報は前記被検体の部位の一方向の幅であり、

前記表示制御部は前記プローブ表示部に前記幅に対応する幅の領域を表示させる請求項 9 から請求項 1 4 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。

40

【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

50

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個所を特定する際には、超音波画面を拡大させ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。

10

【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か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か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。

20

【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。

【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。

30

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。

【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。

40

【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。

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

50

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。

【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。

10

【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、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11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。

【0013】

第12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。

20

第13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】

【0014】

【図1】超音波診断装置100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11aの斜視図である。

【図3】(a)は、腫瘍TMから体表面へ垂直に刺入の経路GL1を設定した図である。

(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を設定した図である。

【図4】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、対応する二か所の表示指標PP1、PP2を示した図である。

30

【図5】(a)は、拡大した超音波画像EGで特定指標MK1を指定する例である。(b)は、(a)の超音波画像EGを等倍にした図である。

【図6】(a)は、二か所の表示指標PP1、PP2を示した図であり、(b)は、一か所の表示領域PA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EGを示した模式図である。

【図8】(a)は、コンバ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。(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。

40

【図9】二次元型超音波プローブ11dの構成を示した斜視図である。

【図10】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。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

<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100の全体構成を示すブロック

50

) 図である。

超音波診断装置 100 は、パラレルバス (Parallel Bus) PB に接続された送受信部 10、リニア型超音波プローブ 11a、記憶部 20、CPU (Central Processing Unit) 処理部 30、入力部 40、及び表示部 50 を有している。

【0017】

パラレルバス PB 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 30 は、画像処理部 31、指標入力部 32、位置出力部 33、及び血流領域検出部 39 を備える。CPU 30 は、超音波診断装置 100 の制御を行い各種のデータを処理する。

10

【0018】

送受信部 10 は、着脱可能なリニア型超音波プローブ 11a が接続されている。送受信部 10 は、リニア型超音波プローブ 11a を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波ビームを走査する。また、送受信部 10 はリニア型超音波プローブ 11a 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 11a は振動子ユニット 12a とプローブ表示部 13a とを有している。リニア型超音波プローブ 11a は振動子ユニット 12a 及びプローブ表示部 13a を内蔵し、振動子ユニット 12a 及びプローブ表示部 13a はパラレルバス PB 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 11a の詳細については後述する。

20

【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 EG (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。

30

【0021】

指標入力部 32 は表示部 50 に表示した超音波画像 EG (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 EG 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 MK1 (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 MA (図 6 ~ 図 7 を参照。)、または二か所の特定指標 MK1、MK2 (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 MK 及び複数の特定領域 MA 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。

40

【0022】

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

【0023】

50

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 39 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。

10

【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。

20

【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 E G 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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 3 4 】

バッキング材 1 6 は、リニア型振動子 1 4 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。

【 0 0 3 5 】

プローブ表示部 1 3 a は、例えば有機 E L 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 1 4 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 1 3 a は、リニア型振動子 1 4 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 1 3 a は、超音波診断装置 1 0 0 の表示部 5 0 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 1 3 a はフラットパネルの表示素子に限られない。例えば、2 0 ~ 4 0 個ほどの 3 m m 径の L E D (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 1 3 a として L E D を使用する場合にも、L E D の配列の長さはリニア型振動子 1 4 の振動子の長さと同様または長く配置される。なお、L E D を使用する場合には、表示部 5 0 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。

10

【 0 0 3 6 】

< 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 5 0 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 5 0 に表示された超音波画像 E G とプローブ表示部 1 3 a とを並べて描いた図である。

20

【 0 0 3 7 】

< < 座標を指標で表示する例 > >

最初にオペレータが、入力部 4 0 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 3 2 が特定指標 M K 1 を表示させ、プローブ表示部 1 3 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。

【 0 0 3 8 】

指標入力部 3 2 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。

30

【 0 0 3 9 】

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 1 0 0 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 1 0 0 の表示部 5 0 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 3 2 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。

【 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。

40

【 0 0 4 1 】

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 4 0 を用いて、表示部 5 0 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 3 2 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

50

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。また指標入力部32は、刺入の経路GL1と体表面との交点を境界位置BP1として算出する。境界位置BP1は、プローブ表示部13aで表示する位置である。位置出力部33がその境界位置BP1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。図3において、プローブ表示部13a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13aには、特定指標MK1の指標の形状と同じ形状の表示指標PP1が、境界位置BP1に対応する位置で表示される。

【0042】

表示指標PP1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ーペンを使ってマーキング(marking)することが可能となる。

【0043】

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。

【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。

【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ーペンを使ってマーキング(marking)することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

図 4 は表示部 5 0 の超音波画像 E G 上の二か所の腫瘍 T M に対して二か所に特定指標 M K 1、M K 2 を設定し、プローブ表示部 1 3 a に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。

【 0 0 4 9 】

穿刺する腫瘍 T M が複数ある場合、オペレータは特定指標 M K を複数設定する。図 3 (a) と同様に、オペレータは入力部 4 0 を用いて 2 つの腫瘍 T M の中心を指定する。指標入力部 3 2 はその入力に基づいて特定指標 M K 1、M K 2 を設定する。表示指標 P P 1、P P 2 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 M K 1 は指標の形状として「 x 」印が選択され、特定指標 M K 2 は指標の形状として「 」印が選
10

【 0 0 5 0 】

次に、指標入力部 3 2 は設定された特定指標 M K 1、M K 2 と体表面とが垂直になるような刺入の経路 G L 1、G L 2 を算出し、経路 G L 1、G L 2 を超音波画像 E G 上に表示させる。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
20

【 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 (m a r k i n g) 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
30

【 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) で示されように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。

【 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
40

【 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
50

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。

【 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。

【 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 】

なお、表示部 5 0 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 1 3 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。

【 0 0 5 8 】

< < 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 1 3 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。



【 0 0 5 9 】

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 1 3 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。

【 0 0 6 0 】

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 1 3 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 1 3 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 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。

【 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。

10



20

30

40

50

【 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。

10

【 0 0 6 3 】

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 3 2 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 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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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。

40

【 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

50

【 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。

【 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 0 への表示を省いてもよい。

【 0 0 7 2 】

(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 1 3 a が位置表示装置として着脱式で構成されている。

【 0 0 7 3 】

超音波診断装置はプローブ表示部 1 3 a 及び位置表示処理部 3 4 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 1 2 0 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。

【 0 0 7 4 】

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りニア型超音波プローブ 1 1 a だけでなく、コンベックス型超音波プローブ 1 1 b またはセクタ型超音波プローブ 1 1 c 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 1 1 b 及び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 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 1 3 a 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。

【 0 0 7 5 】

超音波診断装置 1 2 0 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 1 3 a 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 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。

【 0 0 7 6 】

コンベックス型超音波プローブ 1 1 b は、超音波振動子 (不図示) が扇形形状で形成されているため、その超音波画像 E G も扇型形状で表示される。図 8 (a) で示されるように、超音波画像 E G は、コンベックス型超音波プローブ 1 1 b と体表面との接点から扇型形状で広がる断層像である。また、プローブ表示部 1 3 a は X 軸方向にコンベックス型超音波プローブ 1 1 b で取得可能な範囲で形成されている。

【 0 0 7 7 】

超音波診断装置の位置出力部 3 3 (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 1 1 b の情報から、扇型に広がる超音波画像 E G の特定指標 M K の座標を補正し、プローブ表示部 1 3 a 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 1 2 0 は、あらかじめ記憶部 2 0 (図 1 を参照) にコンベックス型超音波プローブ

10

20

30

40

50

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も扇型形状で表示される。

【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EG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MKについて説明したが、特定領域MAについても第一実施形態と同様にプローブ表示部13a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13a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11dは二次元型超音波プローブ11dの短軸方向(Y軸方向)にもプローブ表示部13bが備え付けられる。二次元型超音波プローブ11d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100に二次元型超音波プローブ11d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。

【0084】

本実施形態の二次元型超音波プローブ11dは二次元状に配置されたマトリクスアレイ振動子17を有する。図9は二次元型超音波プローブ11d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11dは、ケース19、振動子ユニット12b、プローブ表示部13a、13b、及びケーブル18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11dの内部構造がわかるように図示してある。

【0086】

二次元型超音波プローブ11dは内蔵する振動子ユニット12b及びプローブ表示部13a、13bが平行バスPBを介して送受信部10及びCPU30(図1を参照)と通信する。振動子ユニット12bは、図示されるように、マトリクスアレイ振動子17、整合層15、バッキング材16から構成されている。

【0087】

マトリクスアレイ振動子17は、X軸方向及びY軸方向の二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10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クスアレイ振動子17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クスアレイ振動子1

10

20

30

40

50

7によって受信される。送受信部10はマトリックスアレイ振動子17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31はマトリックスアレイ振動子17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50は画像処理部31で生成されたレンダリング画像を表示する。

【0088】

つまり、マトリックスアレイ振動子17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17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。

10

【0089】

プローブ表示部13a及びプローブ表示部13bは液晶パネルで構成されている。プローブ表示部13aは二次元型超音波フロー11dの長軸方向(X軸方向)に配置され、プローブ表示部13bは二次元型超音波フロー11dの短軸方向(Y軸方向)に配置されている。

【0090】

指標入力部32は、レンダリング画像から特定指標MKを設定し、位置出力部が特定指標MK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。

20

【0091】

プローブ表示部13aは特定指標MK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13bは特定指標MK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13a及びプローブ表示部13bは、特定指標MKだけでなく特定領域MAも表示可能である。

【0092】

第三実施形態では、プローブ表示部13a及びプローブ表示部13bが二次元型超音波フロー11dに固定されているが、第二実施形態で示されたようにプローブ表示部13a及びプローブ表示部13bが着脱式に構成されてもよい。

【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。

30

【0094】

第一実施形態では超音波診断装置100において代表して腫瘍の穿刺について説明したが、血管BV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100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。

【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。

40

【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。

50

血流領域検出部 39 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。

【 0 0 9 7 】

血流領域検出部 39 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 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 13 a に伝達する。プローブ表示部 13 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。

10

【 0 0 9 8 】

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。

【 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 17 を具備した超音波プローブ 11 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 13 b にその血管 B V の位置を表示することが可能となる。

20

【 符号の説明 】

【 0 1 0 0 】

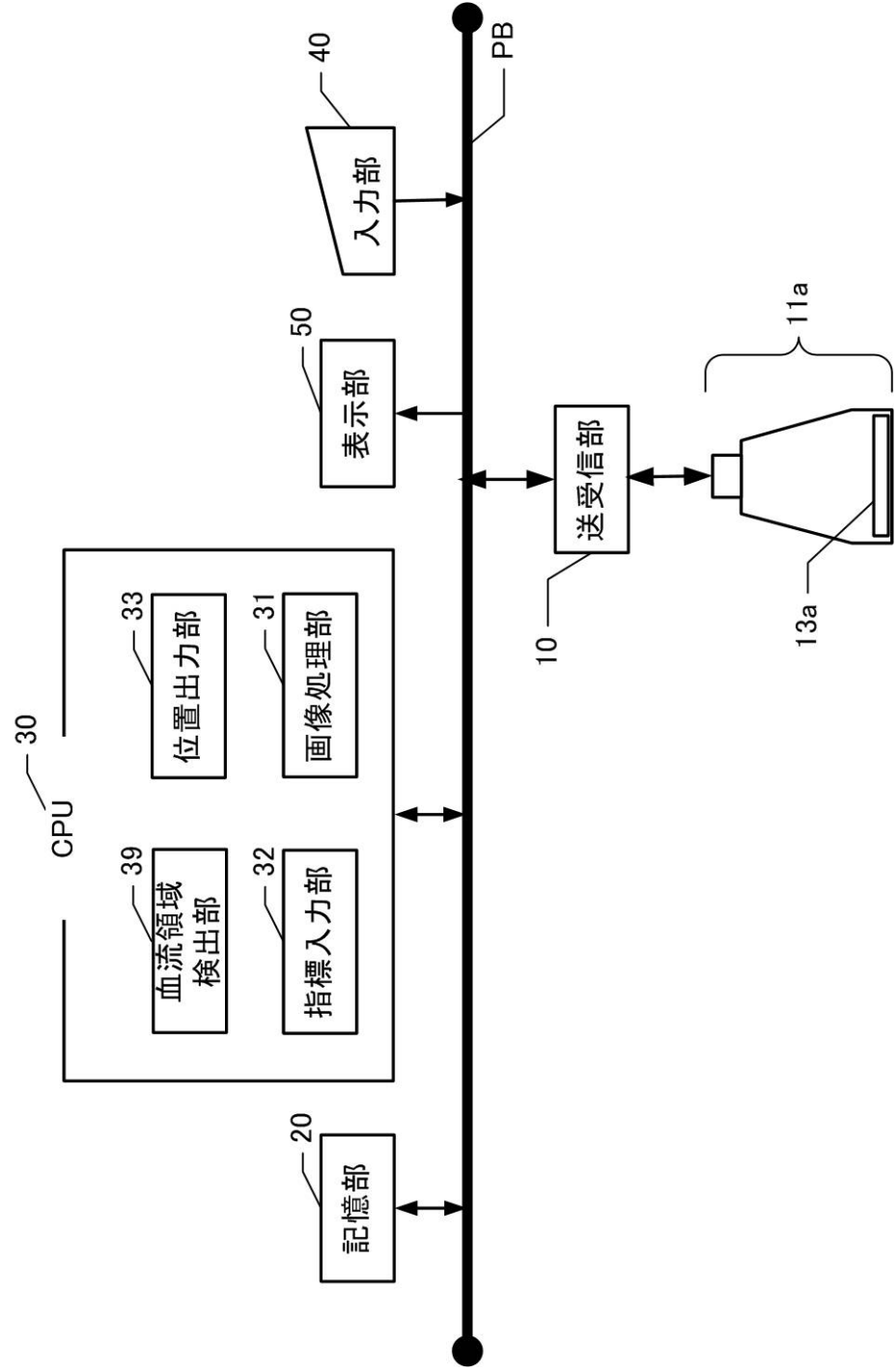
100、120 ... 超音波診断装置
 10 ... 送受信部
 11 ... プローブ（11 a ... リニア型超音波プローブ、11 b ... コンベックス型超音波プローブ、11 c ... セクタ型超音波プローブ、11 d ... 二次元型超音波プローブ）
 12 a、12 b ... 振動子ユニット
 13 a、13 b ... プローブ表示部
 14 ... リニア型振動子、15 ... 整合層
 16 ... バッキング材、17 ... マトリックスアレイ振動子
 18 ... ケーブル、19 ... ケース
 20 ... 記憶部
 30 ... CPU
 31 ... 画像処理部
 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
 B L ... 血管ライン
 B P 1、B P 2 ... 境界位置
 B V ... 血管
 C L ... 切開ライン
 E G ... 超音波画像
 G L 1、G L 2 ... 経路
 M A 1、M A 2 ... 特定領域

30

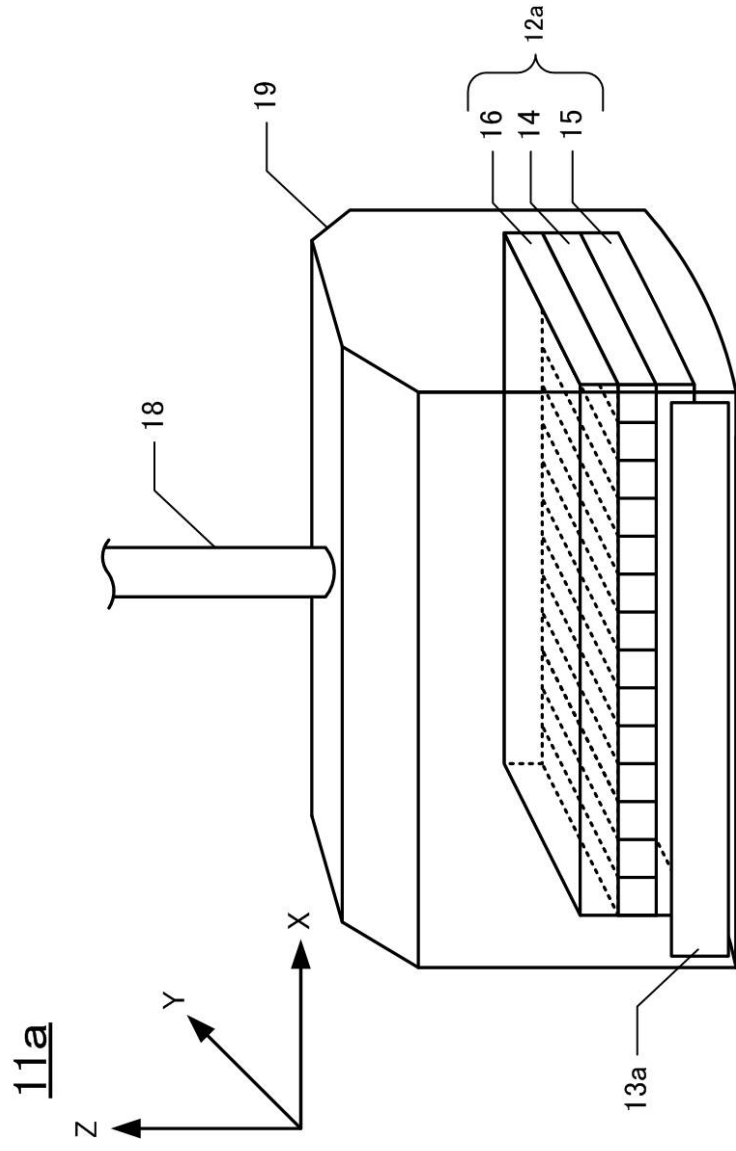
40

50

M K 1、M K 2 ... 特定位置
P A 1、P A 2 ... 表示領域
P B ... パラレルバス
P P 1、P P 2 ... 表示位置
T L ... 腫瘍ライン
T M ... 腫瘍

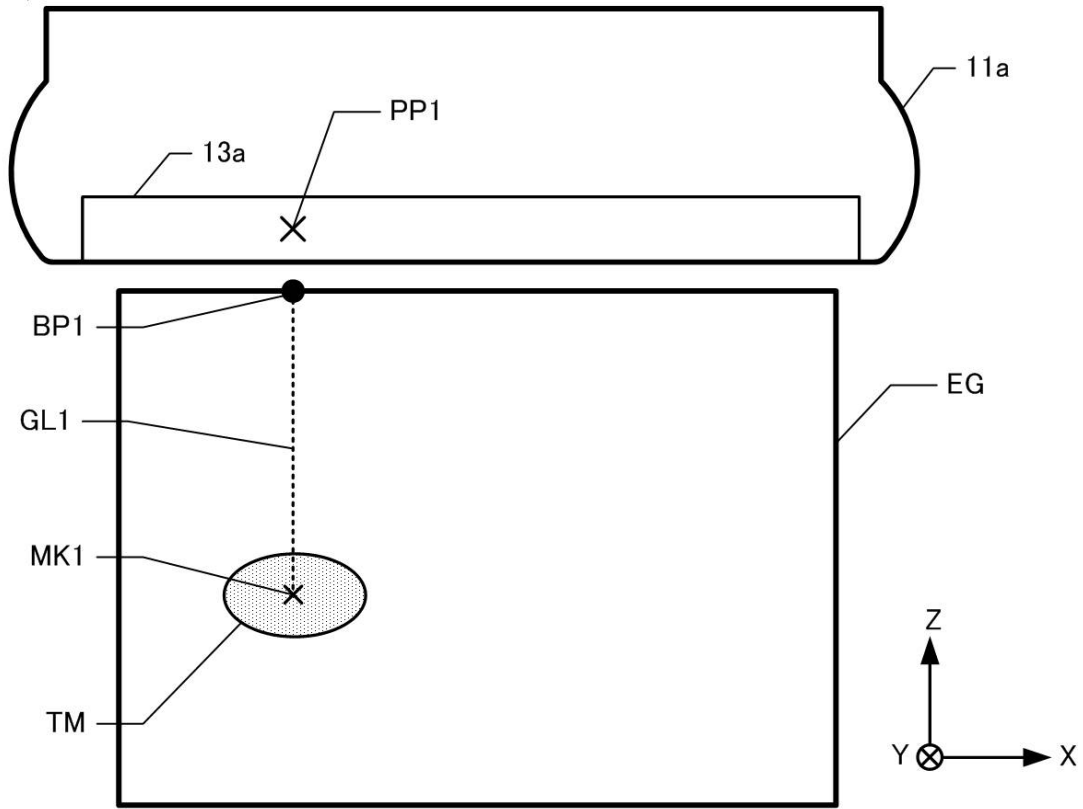


【 図 2 】

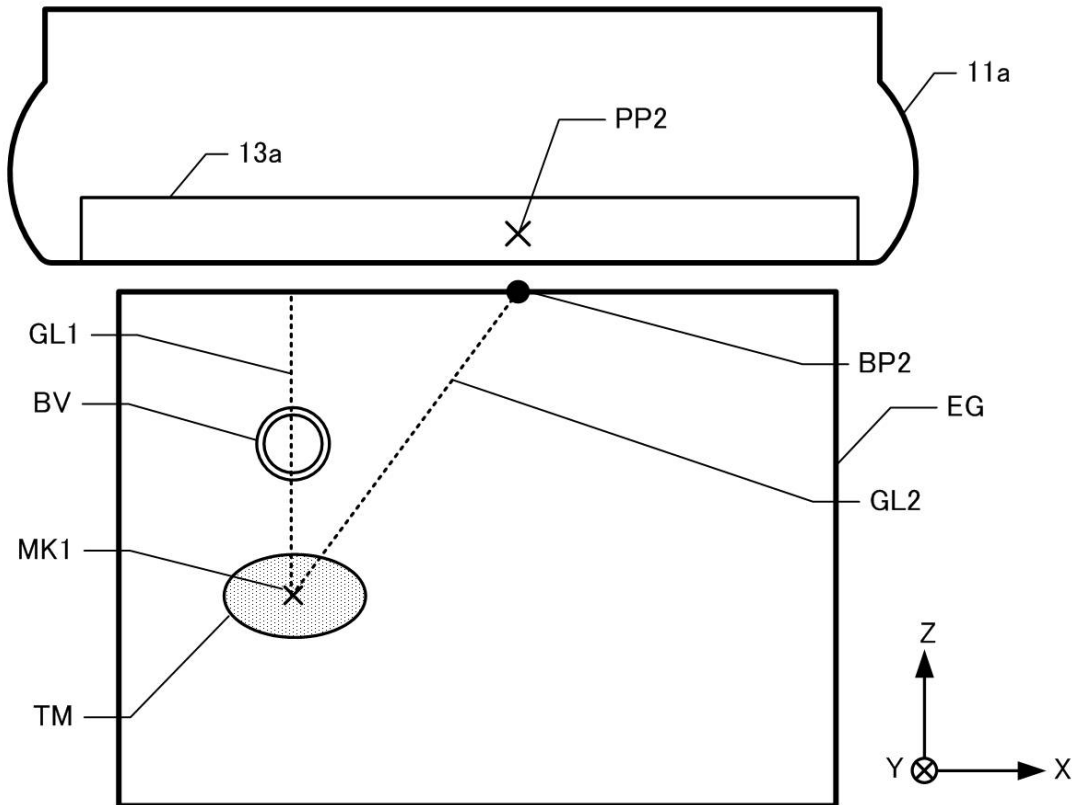


【図3】

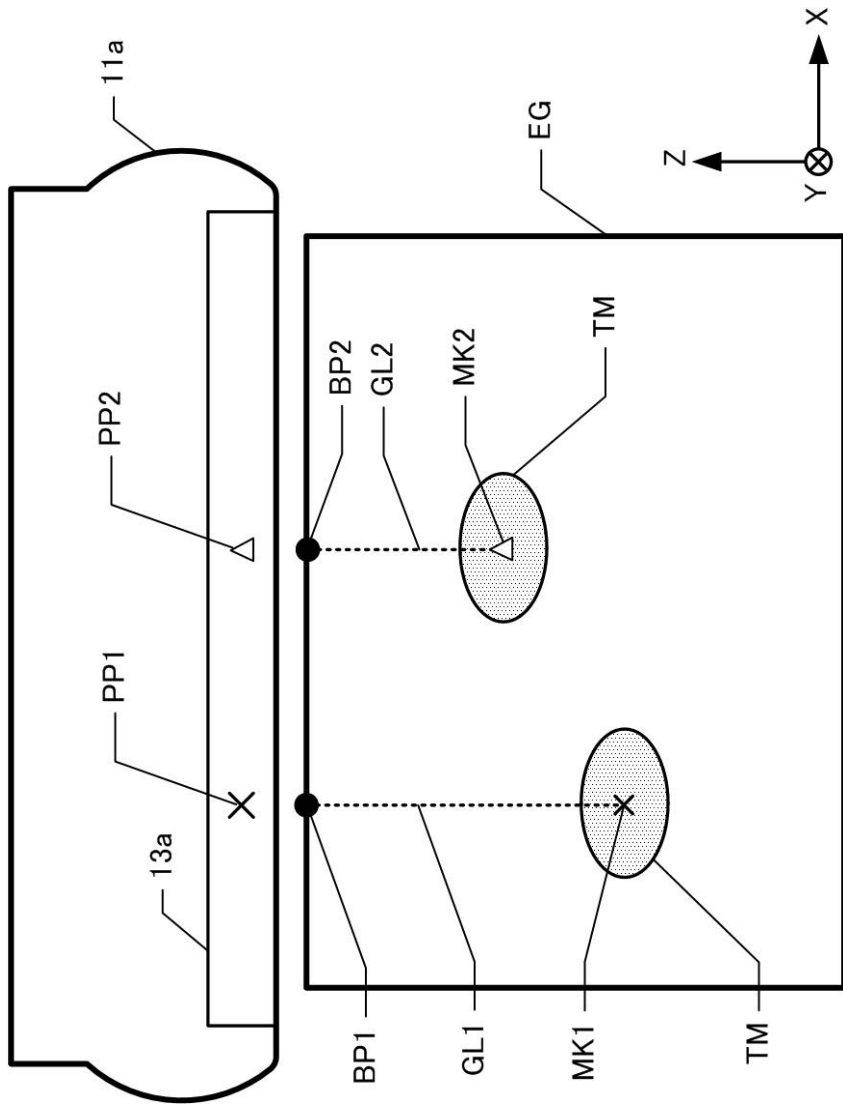
(a)



(b)

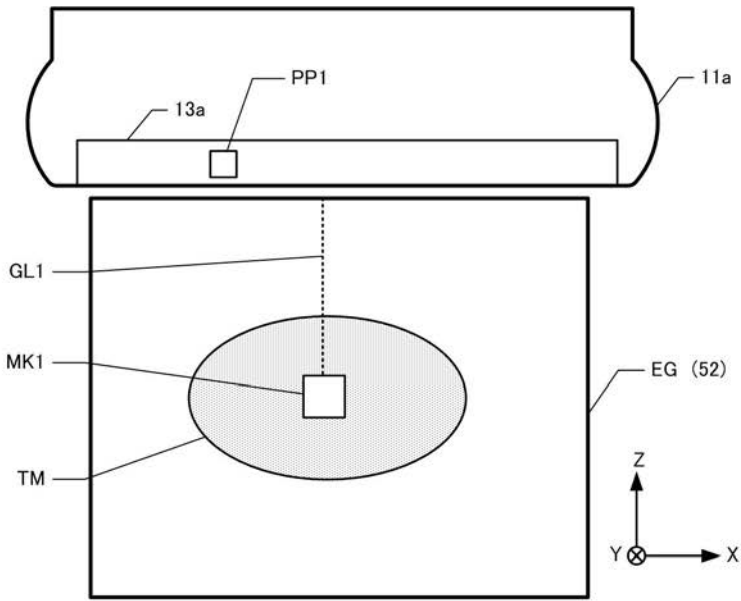


【 図 4 】

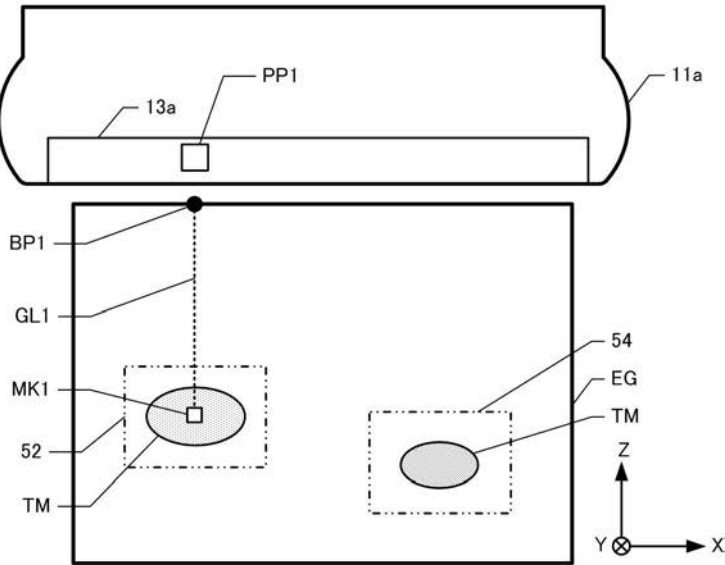


【 図 5 】

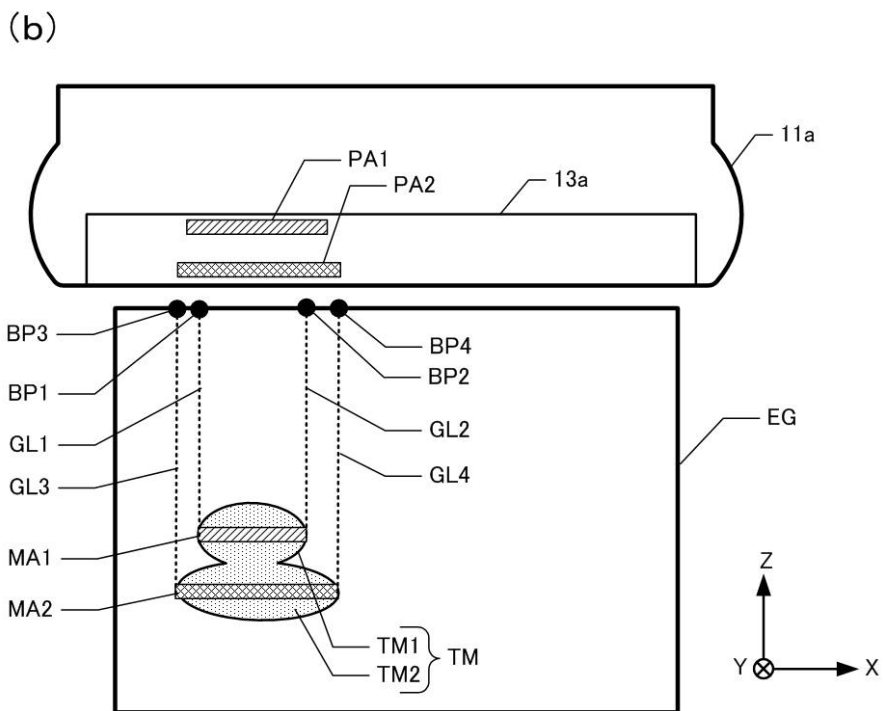
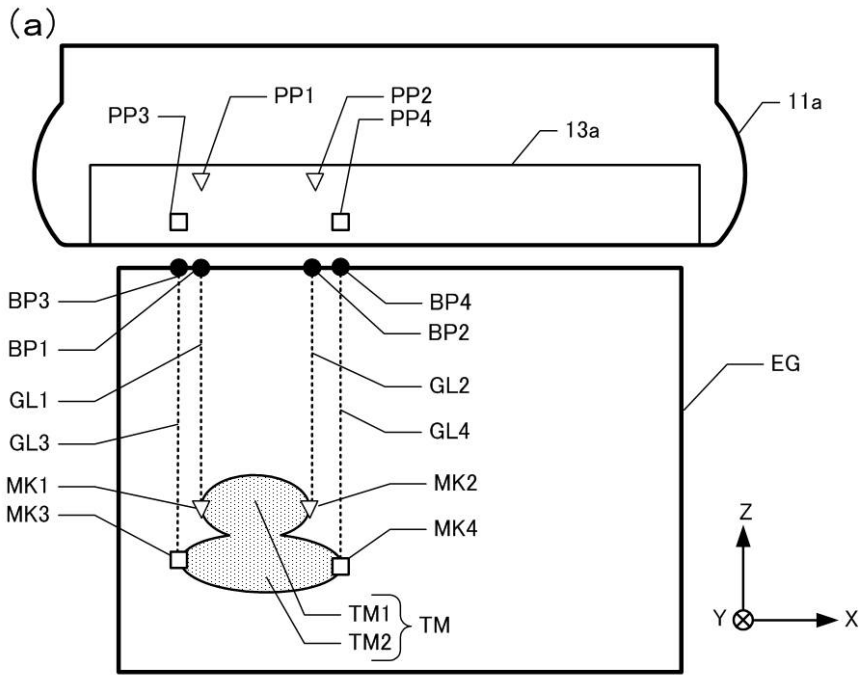
(a)



(b)

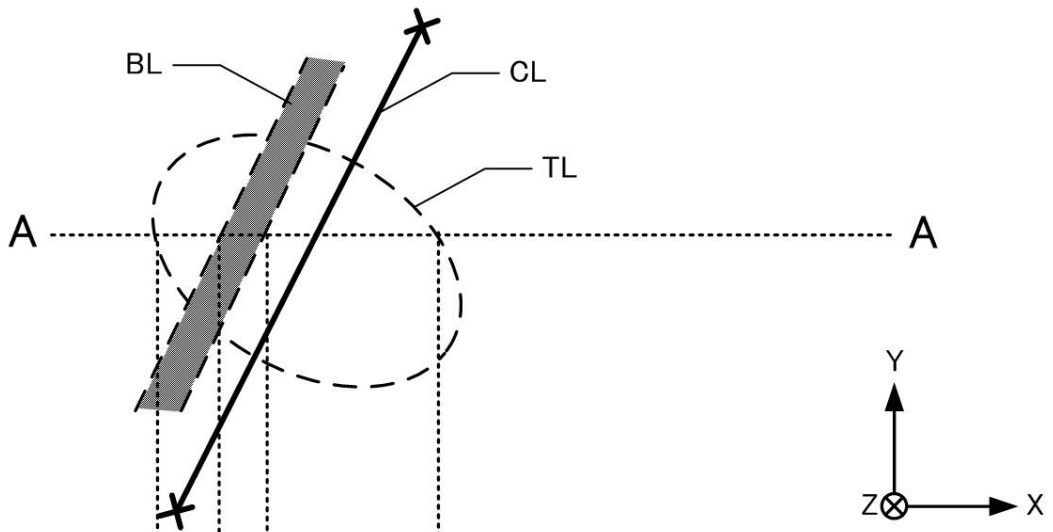


【図6】

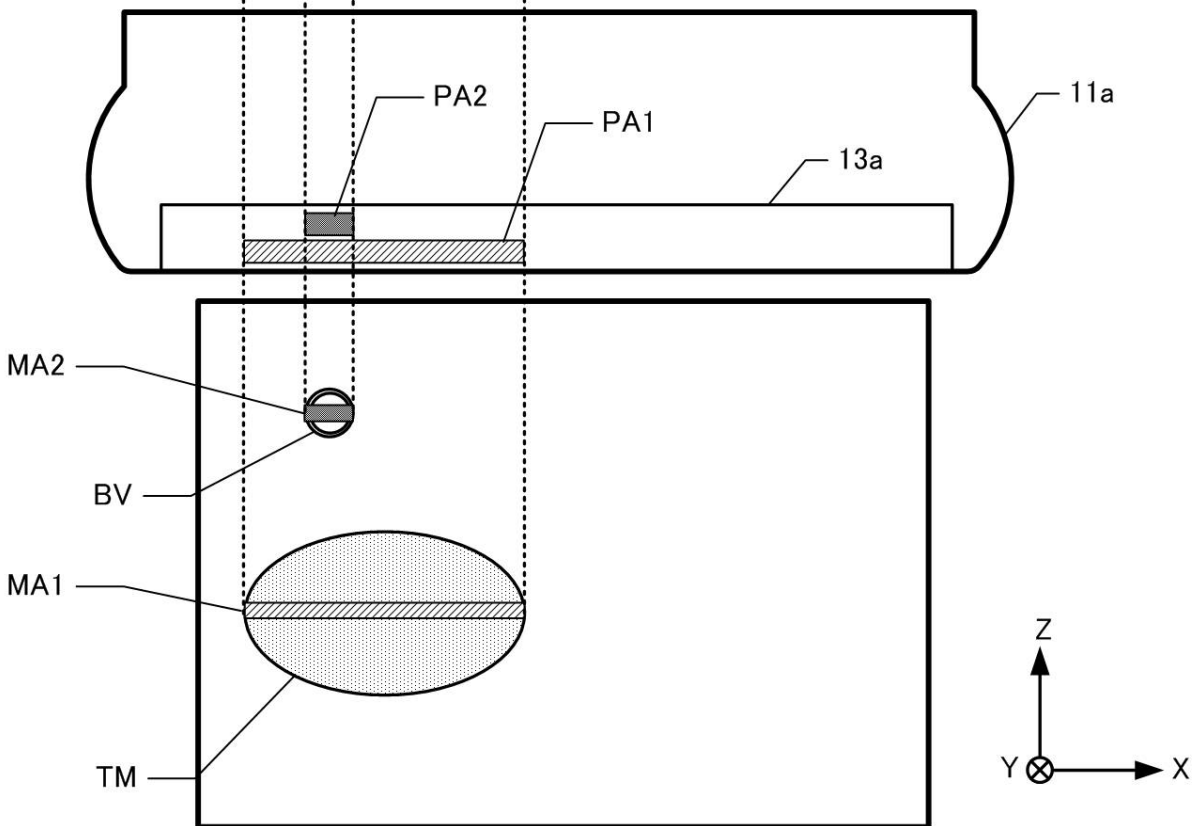


【図7】

(a)

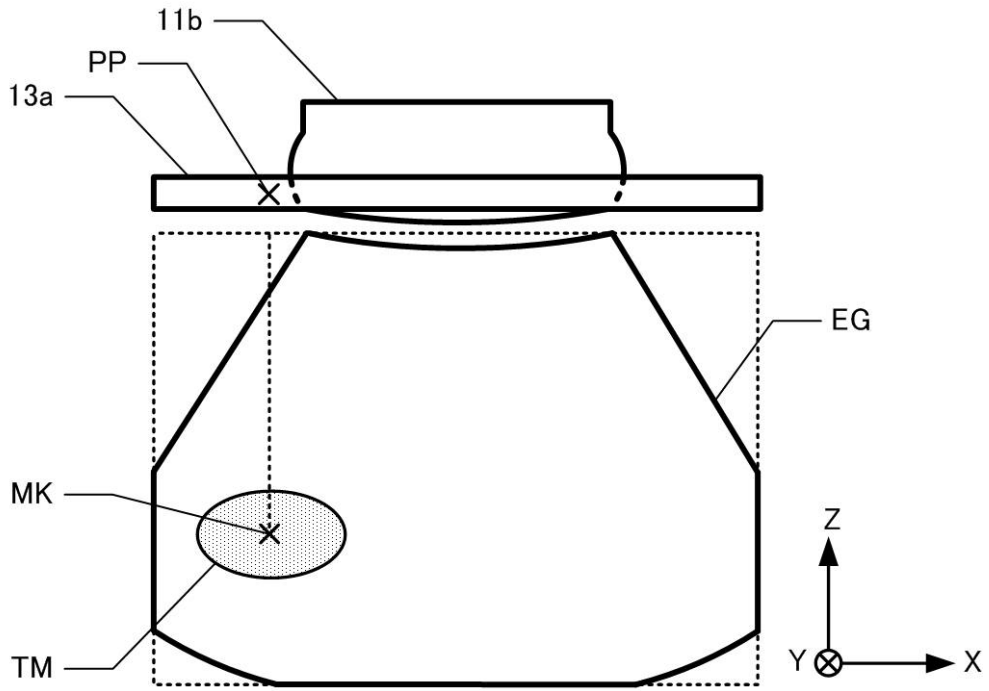


(b)

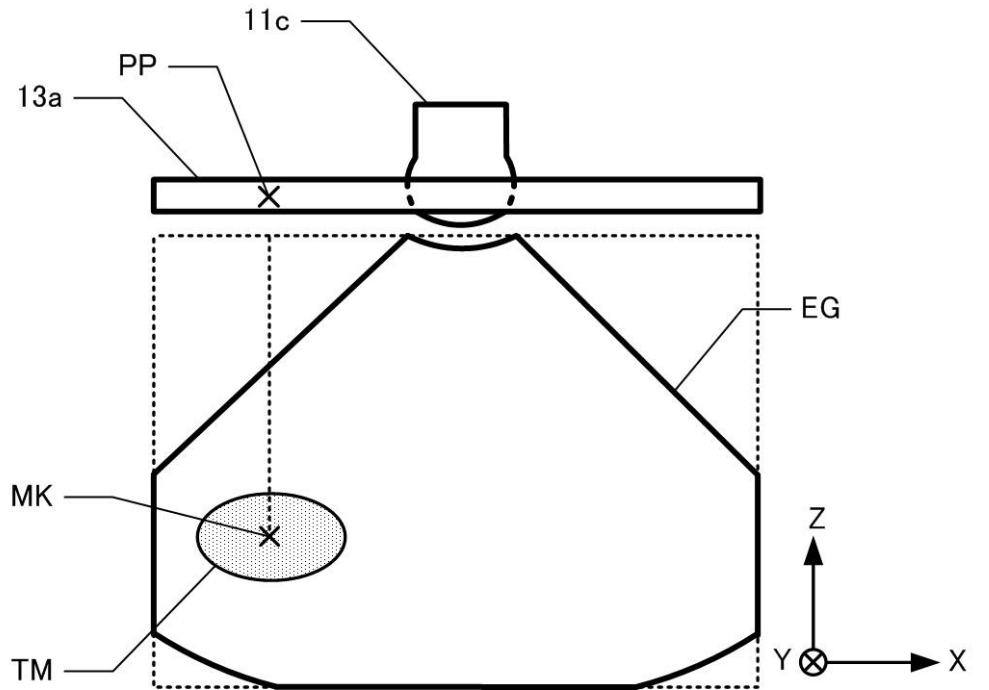


【 図 8 】

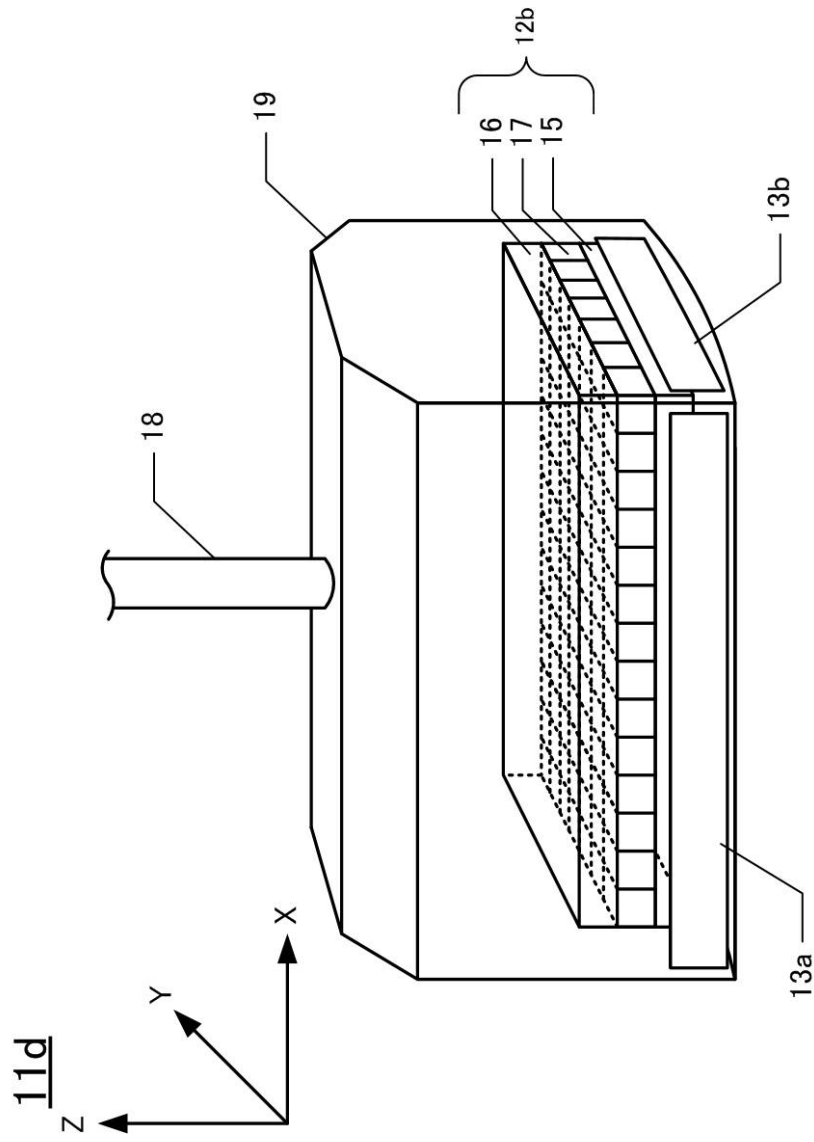
(a)

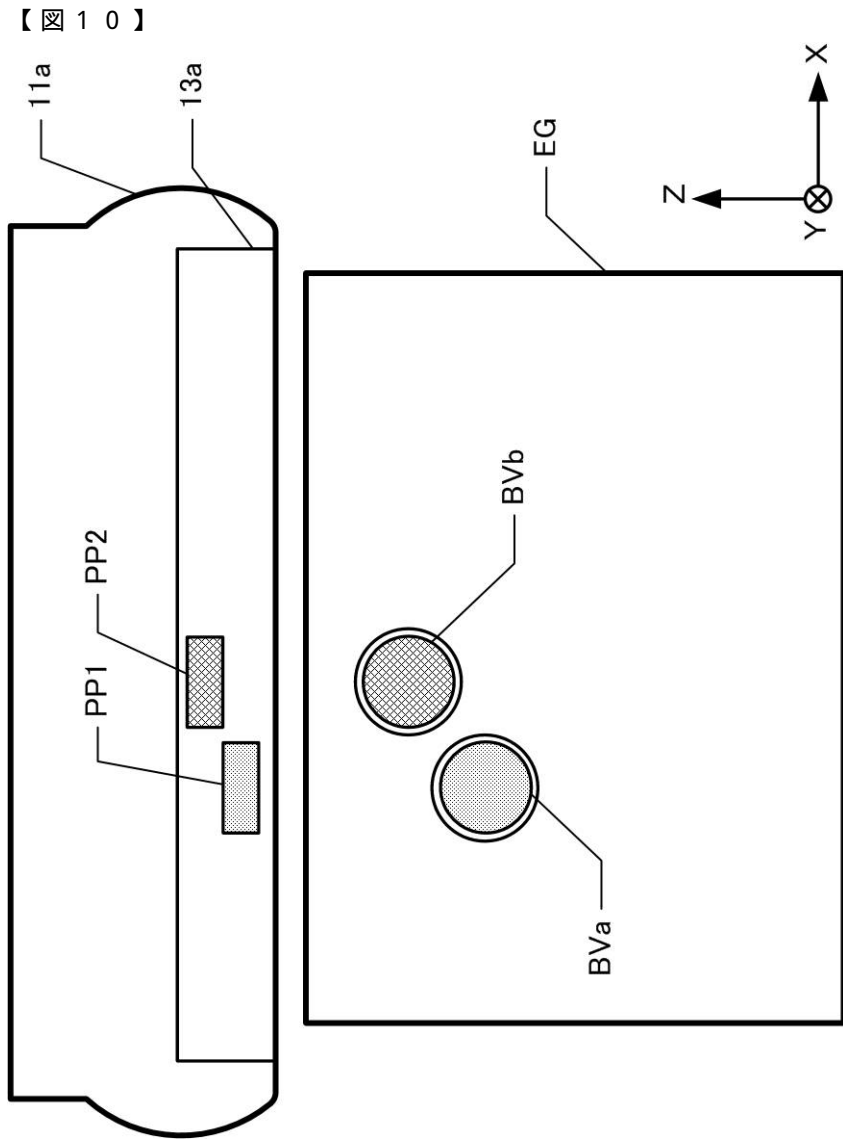


(b)



【図9】





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

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開2003-169798(JP,A)
特開平11-299778(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
A61B 5/00

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	JP5511641B2	公开(公告)日	2014-06-04
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		
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	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	JP2012115348A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：将特定信息设置到超声图像，并且允许识别对应于特定信息的超声探头的位置。解决方案：该超声探头（11a）连接到具有图像显示的超声诊断设备显示超声图像的部分。超声波探头包括：振动器线（14），其沿指定方向对准，将超声波发射到测试对象，并接收从测试对象反射的超声波；探头显示部分（13a），安装在超声波探头上，其长度等于或长于规定方向上的振动线的长度；并且，基于对图像显示部上显示的超声波图像指定的特定信息，在探头显示部上显示使与特定信息对应的位置的显示控制部（50）。

