

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5738507号
(P5738507)

(45) 発行日 平成27年6月24日 (2015. 6. 24)

(24) 登録日 平成27年5月1日 (2015. 5. 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 20 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2007-10283 (P2007-10283)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成19年1月19日 (2007. 1. 19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-86742 (P2008-86742A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成20年4月17日 (2008. 4. 17)	(73) 特許権者	510097747
審査請求日	平成22年1月8日 (2010. 1. 8)		国立研究開発法人国立がん研究センター
審査番号	不服2013-25374 (P2013-25374/J1)		東京都中央区築地五丁目 1 番 1 号
審査請求日	平成25年12月24日 (2013. 12. 24)	(74) 代理人	100108855
(31) 優先権主張番号	特願2006-11447 (P2006-11447)		弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成18年1月19日 (2006. 1. 19)	(74) 代理人	100109830
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 福原 淑弘
(31) 優先権主張番号	特願2006-242894 (P2006-242894)	(74) 代理人	100075672
(32) 優先日	平成18年9月7日 (2006. 9. 7)		弁理士 峰 隆司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブの軌跡表現装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の検査部位に超音波を送受信する超音波プローブの前記検査部位に対する経時的
位置情報を検出すると共に、前記超音波プローブの前記検査部位への接触の有無を検出
する検出手段と、

前記超音波プローブの前記被検体への接触開始を契機として、前記経時的位置情報を記
憶する記憶手段と、

前記接触開始ごとに記憶された、複数の前記経時的位置情報に基づいて、前記超音波プ
ローブが前記検査部位に接触して移動した軌跡を表現するための軌跡情報を複数生成する
軌跡情報作成手段と、

前記検査部位を模式的に示すボディマーク上の対応する位置に、前記複数の軌跡情報を
それぞれ重畳させて表現する軌跡表現手段と、

を具備していることを特徴とする超音波プローブの軌跡表現装置。

【請求項 2】

被検体の検査部位に超音波を送受信して、前記検査部位の各断面からエコー信号を取得
する超音波プローブと、

前記超音波プローブの前記検査部位に対する経時的位置情報を検出すると共に、前記超
音波プローブの前記検査部位への接触の有無を検出する検出手段と、

前記超音波プローブにより取得された各エコー信号に基づいて、前記各断面に関する超
音波画像を生成する画像生成手段と、

前記超音波プローブの前記被検体への接触開始を契機として、前記経時的な位置情報を記憶する記憶手段と、

前記接触開始ごとに記憶された、複数の前記経時的な位置情報に基づいて、前記超音波プローブが前記検査部位に接触して移動した軌跡を表現するための軌跡情報を複数生成する軌跡情報作成手段と、

前記検査部位を模式的に示すボディマーク上の対応する位置に、前記複数の軌跡情報をそれぞれ重畳させて表現する軌跡表現手段と、

を具備していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記軌跡表現手段は、前記軌跡情報と前記超音波プローブの現在の位置とを、前記検査部位を模式的に示すボディマーク上の対応する位置に重畳させて表現すると共に、前記超音波プローブの現在の位置に対応する超音波画像を表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記軌跡表現手段は、前記検出手段により検出された前記超音波プローブの位置もしくは移動に基づき、前記ボディマークに重畳され前記検査部位に対する前記超音波プローブの位置を表現するプローブマークを作成し、前記超音波プローブの現在の位置を前記プローブマークによって表現することを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

【請求項 5】

前記検出手段は、前記超音波プローブの位置を検出する測位システムを含むことを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記検出手段は、前記超音波プローブの移動方向と移動量とを検出するイメージセンサを含むことを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

【請求項 7】

前記検出手段は、前記超音波プローブが受信したエコー信号に基づいて、前記超音波プローブの前記検査部位への接触を検出することを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

【請求項 8】

前記軌跡表現手段は、対象とする検査部位の検査が開始されてから終了されるまでの期間に作成された全ての前記軌跡情報を一括し表示することを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記軌跡表現手段は、前記超音波プローブがある位置にあるときの、画像化領域を示すためのスキャン面マークを作成し、前記スキャン面マークを前記プローブマークとともに表示することを特徴とする請求項 2 に記載された超音波診断装置。

【請求項 10】

前記軌跡表現手段は、前記超音波画像の深度に対応して前記スキャン面マークを生成することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記軌跡表現手段は、前記超音波プローブからの超音波が送受信される開口に応じて前記スキャン面マークを生成することを特徴とする。請求項 9 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 12】

前記軌跡表現手段は、前記超音波プローブの種類に対応させて前記スキャン面マークを生成することを特徴とする。請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記軌跡表現手段は、前記ボディマークに重畳させて、格子、所定間隔の点又は目盛軸を表示することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記軌跡表現手段は、前記被検体の 3 次元形状を表現するための立体ボディマークを

50

生成し、前記立体ボディマークの記被検体の画像化された領域に対応する領域の色調、輝度及び透明度のいずれかを変更することによって前記軌跡情報を表現することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

操作者が前記超音波画像中の所定部位を指定するための指定手段と、

前記検出手段により検出された前記超音波プローブの位置に基づき、前記指定手段で指定した位置の座標を記録し、その値を画面上に表示する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記検出手段は、位置と磁場強度が所定の関係を有するように発せられた磁場の検出に基づいて位置を検出するセンサを含み、

特定の位置における磁場強度の検出結果と、前記所定の関係を比較して、前記検出手段で位置検出の誤差を補正する、誤差補正手段を更に有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記軌跡表現手段は、対象とする検査部位の検査が開始されてから終了されるまでの期間に作成された全ての前記軌跡情報を一括して表示する第 1 のモードと、最新の前記軌跡情報のみを表示する第 2 の表示モードとを備えることを特徴とする請求項 2 乃至 16 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記軌跡情報作成手段は、前記検査部位に対する前記超音波プローブの軌跡の相対位置及び相対角度を、前記ボディマークに対する前記超音波プローブの軌跡の相対位置及び相対角度に換算して前記軌跡情報を生成することを特徴とする請求項 2 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記軌跡情報作成手段は、前記超音波プローブと前記検査部位との複数の位置対応付けに基づいて、前記換算を実行することを特徴とする請求項 18 に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記軌跡表現手段は、前記超音波プローブが前記被検体から離れたことを契機として、前記軌跡情報を前記ボディマークから消去することを特徴とする請求項 2 乃至 19 のうちいずれか一項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、超音波プローブの移動の軌跡を表現できる超音波プローブの軌跡表現装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

取得された超音波画像に並べてボディマーク及びプローブマークが表示される超音波診断装置がある。プローブマークは、ボディマーク上に重畳され、ボディマークに対する位置によって、被検体上における超音波プローブの位置を表現している。したがって、操作者は、ボディマーク上におけるプローブマークの位置を見ることで、取得された超音波画像に対応した被検体のスキャン面を特定することができる。特に、乳房や四肢の検査では、超音波画像からスキャン面を特定することが難しいため、ボディマーク及びプローブマークの表示は、スキャン面を特定するのに非常に有効な手段となる。

【0003】

従来の超音波診断装置では、プローブマークを正確に表示するために、超音波プローブの位置をリアルタイムで検出することが可能な、いわゆる三次元測位システムが使用されることがある（例えば、特許文献 1、特許文献 2 を参照。 ）。

【特許文献 1】特開 2005 - 118142 号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開2005-169070号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、乳腺などの集団検診において、医師は、短時間で多くの被検者を検診しなければならない。そのため、近年の集団検診は、検査効率を向上させるために、一次検査と二次検査に分けられ、一次検査で異常所見が発見された場合にだけ、二次検査で異常所見の良性・悪性の判断がなされるようになっている。

【0005】

したがって、一時検査では、異常所見を見逃さないように、乳房全体をくまなくスキャンする必要がある。しかしながら、医師は、モニタに表示される超音波画像に集中しているため、超音波プローブを操作する手に意識を集中できず、スキャン漏れが生じることがある。

【0006】

また、一次検査では、取得された超音波画像を超音波プローブの連続操作ごとに動画として保存することがある。そのため、超音波診断装置のメモリには、超音波プローブの連続動作が実施されるごとに1つの動画が保存され、乳房全体が完全にスキャンされる頃には、多くの動画が保存されることになる。

【0007】

したがって、検査後になされる読影にあたり、医師は、多くの動画の中から、所望のスキャン面に関する超音波画像を検索する必要がある。この場合、医師は、サムネールとしてリストアップされた、動画の最後の超音波画像に付随するボディーマーク及びプローブマークを参照する。

【0008】

しかしながら、サムネールに表示されるプローブマークは静止しているため、サムネールを見ても、医師は、それぞれの動画における超音波プローブの移動方向を特定することができない。したがって、所望のスキャン面に関する超音波画像が動画の途中に存在する場合、画像検索に多大な手間がかかり、診断効率が低下する原因となっていた。

【0009】

本発明は、前記事情を鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、検査部位のスキャン漏れを防止でき、高い診断精度とスループットが得られる超音波プローブの軌跡表現装置及び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】

【0010】

一実施形態に係る超音波プローブの軌跡表現装置は、被検体の検査部位に超音波を送受信する超音波プローブの前記検査部位に対する経時的な位置情報を検出すると共に、前記超音波プローブの前記検査部位への接触の有無を検出する検出手段と、前記超音波プローブの前記被検体への接触開始を契機として、前記経時的な位置情報を記憶する記憶手段と、前記接触開始ごとに記憶された、複数の前記経時的な位置情報に基づいて、前記超音波プローブが前記検査部位に接触して移動した軌跡を表現するための軌跡情報を複数生成する軌跡情報作成手段と、前記検査部位を模式的に示すボディーマーク上の対応する位置に、前記複数の軌跡情報をそれぞれ重畳させて表現する軌跡表現手段と、を具備するものである。

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の検査部位に超音波を送受信して、前記検査部位の各断面からエコー信号を取得する超音波プローブと、前記超音波プローブの前記検査部位に対する経時的な位置情報を検出すると共に、前記超音波プローブの前記検査部位への接触の有無を検出する検出手段と、前記超音波プローブにより取得された各エコー信号に基づいて、前記各断面に関する超音波画像を生成する画像生成手段と、前記超音波プローブの前記被検体への接触開始を契機として、前記経時的な位置情報を記憶する記憶手段と、前記接触開始ごとに記憶された、複数の前記経時的な位置情報に基づいて、前記超音波プローブが前記検査部位に接触して移動した軌跡を表現するための軌跡情報を複数生成す

10

20

30

40

50

る軌跡情報作成手段と、前記検査部位を模式的に示すボディマーク上の対応する位置に、前記複数の軌跡情報をそれぞれ重畳させて表現する軌跡表現手段と、を具備するものである。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、検査部位のスキャン漏れを防止でき、高い診断精度とスループットが得られる超音波プローブの軌跡表現装置及び超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

(第1の実施形態)

先ず、図1～図8を参照しながら、本発明の第1の実施形態について説明する。

【0014】

(超音波診断装置の構成)

先ず、図1を参照して、超音波診断装置の構成について説明する。

図1は本発明の第1の実施形態における超音波診断装置のブロック図である。

【0015】

図1に示すように、本実施形態における超音波診断装置は、超音波プローブ10、送受信部20、信号処理部30、表示処理部40、画像メモリ50、位置センサ60、位置座標計算部70、位置座標記憶部80、参照マーク生成部90、制御部110、操作パネル120、及び表示部130を具備している。

【0016】

超音波プローブ10は、被検体Sの検査部位に超音波を送受信するものであって、そのケース内には、超音波を送受信するための圧電振動子が配置されている。この圧電振動子は、複数の素子に分割されていて、それぞれの素子がいわゆるチャンネルの一部を構成している。なお、超音波プローブ10が2Dアレイ振動子を備えていれば、三次元データの取得も可能である。

【0017】

送受信部20は、パルサ回路、遅延回路、及びトリガ発生回路を具備している。パルサ回路は、所定のレート周波数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。遅延回路は、各レートパルスに対して、チャンネルごとに送信超音波をビーム状に収束して且つ超音波の送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。超音波プローブ10を基準とした超音波の送信方向は、遅延回路により与えられる遅延時間の調整によって制御される。トリガ発生回路は、遅延時間が調整されたレートパルスに基づき、所定のタイミングで超音波プローブ10に駆動パルスを印加する。

【0018】

送受信部20は、アンプ回路、A/D変換器、及び加算器を具備している。アンプ回路は、超音波プローブ10から取り込まれたエコー信号をチャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、チャンネルごとに増幅されたエコー信号に対して、超音波の受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、チャンネルごとに遅延時間が与えられたエコー信号を加算して受信信号を生成する。これにより、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る。

【0019】

信号処理部30は、Bモード処理ユニットとドブラ処理ユニットとを具備している。Bモード処理ユニットは、送受信部20から出力される受信信号に対して、対数増幅や法線検波処理などを実行して、受信信号の強度が輝度で表現される強度データを生成する。ドブラ処理ユニットは、送受信部20から出力される受信信号に基づき、血流、組織、及び造影剤バブルなどの速度情報を算出して、平均速度、分散、及びパワーなどの血流データを生成する。

【0020】

表示処理部40は、信号処理部30から出力される強度データもしくは血流データなど

10

20

30

40

50

の受信データを座標変換して、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列にする。これにより、被検体 S の組織形状に関する断層画像や、血流の速度に関する平均速度画像、分散画像、及びパワー画像などが生成される。以下の説明において、断層画像、平均速度画像、分散画像、及びパワー画像など、超音波スキャンに基づいて生成された画像を超音波画像 U I とする。

【 0 0 2 1 】

また、表示処理部 4 0 は、参照マーク生成部 9 0 により生成される、ボディーマーク B M、プローブマーク P B、及び軌跡マーク T M を重畳して参照マーク R M を生成する。そして、表示処理部 4 0 は、超音波スキャンによって取得された超音波画像 U I と、これに対応する、操作者もしくは医師が参照するための参照マーク R M とを合成して診断画像を生成する。

10

【 0 0 2 2 】

画像メモリ 5 0 は、表示処理部 4 0 により生成された超音波画像 U I と参照マーク R M からなる診断画像を保存する。これにより、操作者は、画像メモリ 5 0 に保存された診断画像を診断後に参照することができる。また、画像メモリ 5 0 は、表示処理部 4 0 により生成された軌跡マーク T M を超音波画像 U I と関連付けずに単独でも保存している。これにより、操作者は、画像メモリ 5 0 に蓄積された全ての軌跡マーク T M を一括して参照することができる。

【 0 0 2 3 】

位置センサ 6 0 は、いわゆる三次元測位システムと呼ばれるものであって、磁場発生装置 6 1 と磁場センサ 6 2 とで構成されている。磁場発生装置 6 1 は、被検体 S が設置される例えばベッドなどの近傍に固定されていて、超音波プローブ 1 0 の可動空間に対して所定強度の磁場を発生させている。磁場センサ 6 2 は、超音波プローブ 1 0 に固定されていて、磁場発生装置 6 1 から発生された磁場の強度を検出している。

20

【 0 0 2 4 】

位置座標計算部 7 0 は、位置センサ 6 0 により検出された磁場の強度に基づいて、所定時間おきに、超音波プローブ 1 0 の位置座標 (X、Y、Z、 x 、 y 、 z) を算出している。ここで、X、Y、Z は超音波プローブ 1 0 の所定部位の位置として算出され、 x 、 y 、 z は超音波プローブ 1 0 の鉛直方向に対する傾きとして算出される。つまり x 、 y 、 z によって、超音波プローブ 1 0 の超音波放射面が、どのような角度であるかを算出することができる。

30

【 0 0 2 5 】

位置座標記憶部 8 0 は、超音波プローブ 1 0 が被検体 S に接触すると同時に、超音波プローブ 1 0 が被検体 S に接触してから経過した時間と、それぞれの時間における超音波プローブ 1 0 の位置座標とを記憶しはじめる。これにより、位置センサ 6 0 が超音波プローブ 1 0 の位置検出を開始すると、被検体 S に接触してからの超音波プローブ 1 0 の位置に関する座標データが位置座標記憶部 8 0 に蓄積される。

【 0 0 2 6 】

参照マーク生成部 9 0 は、ボディーマーク生成部 9 1、プローブマーク生成部 9 2、及び軌跡マーク生成部 9 3、スキャン面マーク生成部 9 4 を具備している。ボディーマーク生成部 9 1 は、操作パネル 1 2 0 から事前に入力された被検体 S の情報に基づき、その検査部位に応じたボディーマーク B M を生成する。本実施形態では、検査部位が乳房 B であるため、乳房 B に模したボディーマーク B M が生成される。

40

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態では、被検体 S の情報が入力されるたびに、ボディーマーク B M が生成されているが、本発明は、これに限定されるものではない。例えば、事前に作成された複数のボディーマーク B M の中から、検査部位に応じたボディーマーク B M が選択されることもある。

【 0 0 2 8 】

プローブマーク生成部 9 2 は、位置センサ 6 0 により検出された超音波プローブ 1 0 の

50

位置座標に基づき、超音波プローブ１０の圧電振動子面に模したプローブマークＰＭを生成する。軌跡マーク生成部９３は、位置座標記憶部８０に記憶されている座標データに基づき、超音波プローブ１０の軌跡を表現した軌跡マークＴＭを生成する。スキャン面マーク生成部は超音波プローブ１０が現時点において画像化している領域を示すスキャン面マークＳＭを生成する。

【００２９】

接触検出部１００は、送受信部２０からのエコー信号に基づき、超音波プローブ１０の被検体Ｓへの接触を検出する。

【００３０】

制御部１１０は、ソフトウェアによって動作するＣＰＵによって構成されていて、超音波診断装置の各部の動作を制御している。また、制御部１１０は、接触検出部１００の検出結果に基づき、軌跡マーク生成部９３に軌跡マークＴＭの生成を、スキャン面マーク生成部９４にスキャン面マークＳＭの生成を開始させる。

【００３１】

操作パネル１２０は、被検体ＳのＩＤや検査部位など、被検体Ｓに関する各種情報を入力するための入力スイッチ、後述するキャリブレーションにおいて超音波プローブ１０の位置座標を決定するための位置決定スイッチ、画像メモリ５０に蓄積された全ての軌跡マークＴＭを一括表示させるための軌跡表示スイッチなどを具備している。

【００３２】

表示部１３０は、図３に示すように、表示処理部４０によって生成された、超音波画像ＵＩと参照マークＲＭからなる診断画像を表示する。また、表示部１３０は、操作パネル１２０の軌跡表示スイッチによる指示に基づき、画像メモリ５０に蓄積された全ての軌跡マークＴＭを一括して表示する。

【００３３】

なお、本実施形態においては、すべての構成を、超音波診断装置の一構成として説明しているが、それぞれは外付け可能なユニットとして構成されてもよい。たとえば、位置センサ６０や位置座標計算部７０は、位置座標記憶部８０、参照マーク生成部等９０は超音波診断装置とは別ユニットとして、通常の超音波診断装置に増設可能なものとして構成されてもよい。位置座標計算部７０は、位置座標記憶部８０、参照マーク生成部等９０などは、制御部１１０のＣＰＵを用いて処理されるプログラムユニットとして構成できることもいうまでもない。

【００３４】

（超音波診断装置の動作）

次に、図２を参照して、超音波診断装置を使用した検査工程について説明する。

図２は同実施形態に係る超音波診断装置を使用した検査工程のフローチャートである。

【００３５】

まず、操作パネル１２０から被検体ＳのＩＤや検査部位など、被検体Ｓの各種情報が入力される（ステップＳ１）。すると、ボディーマーク生成部９１によって、検査部位に応じたボディーマークＢＭが生成される。本実施形態では、検査部位が乳房であるため、乳房を模したボディーマークＢＭが生成される。ボディーマーク生成部９１により生成されたボディーマークＢＭは、表示処理部４０に送られ、超音波スキャンにより生成された超音波画像ＵＩに合成される。

【００３６】

次に、位置座標記憶部８０に残っている、直前の被検体Ｓの検査で蓄積された超音波プローブ１０の座標データがクリアされる（ステップＳ２）。当然、対象とする被検体Ｓの診断前に、他の被検体の診断が実施されていない場合には、位置座標記憶部８０に超音波プローブ１０の座標データが記憶されていないはずである。

【００３７】

次に、位置センサ６０のキャリブレーションが実施される（ステップＳ３）。図４は同実施形態における位置センサ６０のキャリブレーションを説明するための概略図である。

【 0 0 3 8 】

このキャリブレーションでは、図 4 (a) に示すように、対象とする乳房 B の 5 つの部位 P 0 ~ P 5 に超音波プローブ 1 0 が接触される。そして、乳房 B の各部位 P 0 ~ P 5 に超音波プローブ 1 0 が接触されるたびに、操作パネル 1 2 0 の操作によって超音波プローブ 1 0 の位置決定がなされる。これにより、乳房 B の各部位 P 0 ~ P 4 の位置座標 (X 、 Y 、 Z) は、図 4 (b) に示すように、ボディーマーク B M 上に規定された各位置 P 0 ~ P 4 に対応づけられる。即ち、本実施形態におけるキャリブレーションでは、ボディーマーク B M と被検体 S の乳房 B との相対位置の校正と、超音波プローブ 1 0 と被検体 S の乳房 B との相対位置の校正とが同時に実行される。

【 0 0 3 9 】

ここで、各部位 P 1 ~ P 5 において得られた位置情報は、3 次元的な位置情報である。

【 0 0 4 0 】

このような位置情報を 2 次元であるボディーマークとの対応付けには種々の方法が考えられる。例えば、奥行き方向の 1 座標系を無視することにより、2 次元ボディーマークに反映させてもよいし、P 1 ~ P 4 から、の位置座標に平面をフィッティングし、その平面に P 0 ~ P 4 を投影した座標を用いるなどしてもよい。さらには、P 0 ~ P 5 から推測される乳房形状の表面積がなるべく保持されるように、立体形状を展開したものとしてボディーマーク B M を対応付けてもよい。

【 0 0 4 1 】

キャリブレーションの精度が悪いと、超音波画像 U I と参照マーク R M との対応にずれが生じるため、操作者は、超音波プローブ 1 0 をボディーマーク B M 上に規定された 5 つの位置 P 1 ~ P 5 に正確に一致させることが好ましい。したがって、プローブのどの部分をどのような方向で規定の位置に一致させるのかをあらかじめ定め、それに応じた位置情報の取得を行うなどしてもよい。

【 0 0 4 2 】

以上の工程を経て、位置センサ 6 0 のキャリブレーションが終了したら、位置センサ 6 0 によって超音波プローブ 1 0 の位置座標が検出される (ステップ S 4) 。なお、超音波プローブ 1 0 の位置座標の検出は、全ての検査工程が終了するまで継続される。

【 0 0 4 3 】

そして、超音波プローブ 1 0 の位置座標が検出されると、操作者は、図 5 に示すように、超音波プローブ 1 0 を被検体 S の乳房 B に接触させて、被検体 S の体軸に沿って移動させる。なお、このとき、操作者は、超音波プローブ 1 0 を被検体 S の乳頭を中心とする仮想のループに沿って移動させても良い。

【 0 0 4 4 】

そして、接触検出部 1 0 0 が超音波プローブ 1 0 の被検体 S への接触を検知したら (ステップ S 5 の Y e s) 、その時間を始点として、位置座標計算部 7 0 によって、所定時間おきに、超音波プローブ 1 0 の位置座標が算出される。超音波プローブ 1 0 の位置座標は、算出されるたびに、位置座標記憶部 8 0 に記憶される (ステップ S 6) 。これにより、位置座標記憶部 8 0 には、超音波プローブ 1 0 が被検体 S に接触してから経過した時間と、それぞれの時間における超音波プローブ 1 0 の位置座標とで構成される超音波プローブの座標データが記憶される。

【 0 0 4 5 】

次に、位置座標記憶部 8 0 に記憶されている座標データに基づき、プローブマーク生成部 9 2 がプローブマーク P M を生成する。このプローブマーク P M は、表示処理部 4 0 に送られ、既に作成されているボディーマーク B M 上に重畳され、図 6 に示すように、表示部 1 3 0 に表示される (ステップ S 7) 。

【 0 0 4 6 】

これと同時に、位置座標記憶部 8 0 に記憶されている座標データに基づき、軌跡マーク生成部 9 3 が軌跡マーク T M を生成する。位置座標記憶部 8 0 には、超音波プローブ 1 0 が被検体 S に接触してから現時点までの超音波プローブ 1 0 の位置座標が連続的に記憶さ

10

20

30

40

50

れている。したがって、この連続的な複数の超音波プローブ10の位置座標をもとに超音波プローブ10がどのように被検体上を移動してきたかを表す軌跡マークTMを生成する。具体的には、それぞれの位置座標から超音波プローブ10の被検体接触面の端部の座標をそれぞれ導出し、これらを座標平面上に配置することにより軌跡マークTMが生成される。

【0047】

また、超音波軌跡スキャン面マーク生成部94はスキャン面マークを生成する。スキャン面マーク生成部94は超音波プローブ10から送信される超音波のスキャン面を乳房上方を視点としたときの形状を図6のようにスキャン面マークSMとして生成する。これにより、体表方向にどの程度の広がりをもってスキャンされているかを示すことができる。

10

【0048】

スキャン面マーク生成部94は、制御部110が保持する照射領域に関する情報を取得して、スキャン面マークSMの形状に反映させる。例えば、操作者は操作パネル120を操作することなどにより、画像化する深度を調節することができるが、この深度に応じてスキャン面マークSMの形状も図7のように変化する。また、操作者は視野幅方向（超音波プローブ10の超音波放射面と平行な方向）にも画像化領域を変化させることができる。このような場合も、図8のように視野幅方向の変化に応じてスキャン面マークSMの形状も変化する。

【0049】

さらに本実施形態においては、リニアプローブを用いて、長方形領域のスキャンを行う場合を中心として説明しているが、これに限られない。スキャン面マークSMはプローブの種類によつてのスキャン領域の変化にも対応して生成される。例えば、台形領域のスキャンを行う場合には、図9のようにスキャン面マークSMが表示されることとなる。また、セクタ型やコンベックス型のプローブを用いた場合は扇形領域のスキャンを行うこととなるが、この場合は図10のようにスキャン面マークSMが表示されることとなる。なお、とくに図には示していないが、プローブマークPMもプローブ形状の変化に対応して変形すべきであることは言うまでもない。

20

【0050】

この軌跡マークTMおよびスキャン面マークSMは、表示処理部40に送られ、既に作成されているボディーマークBM上に重畳され、図11に示すように、表示部130に表示される（ステップS8）。

30

【0051】

ここで重要なのは、プローブマークPM、軌跡マークTM、スキャン面マークSMの生成にあたり、プローブマーク生成部92、軌跡マーク生成部93及びスキャン面マーク生成部94が、乳房Bに対する超音波プローブ10の軌跡の相対位置及び相対角度を、ボディーマークBMに対するプローブマークPM、軌跡マークTMとスキャン面マークSMの相対位置及び相対角度に換算していることである。従って、ボディーマークBMに対する相対位置及び相対角度は、乳房Bに対する超音波プローブ10の相対位置及び相対角度に対応している。これにより、操作者は、ボディーマークBMに重畳されたプローブマークPM、軌跡マークTMやスキャン面マークSMを見るだけで、乳房B上における超音波プローブ10位置や軌跡、画像化しているスキャン面の領域を確認することができる。なお、超音波プローブ10が被検体Sの乳頭を中心とする仮想のループに沿って移動した場合、軌跡マークTMは、図12に示すように、リング状になる。

40

【0052】

図3は同実施形態における表示部130に表示される診断画像の概略図である。図3に示すように、表示部130には、互いに対応する超音波画像UIと参照マークRMが並べて表示されている。したがって、操作者は、並べて表示されている参照マークRIを見れば、表示されている超音波画像UIが被検体Sの乳房Bのどの部分を反映しているかを確認することができる。

【0053】

50

そして、超音波プローブ10が被検体S上である程度の距離だけ移動したら、いったん被検体Sから超音波プローブ10が離される。そして、操作者は、超音波プローブ10を再び被検体Sの乳房Bに接触させて、被検体Sの体軸に沿って移動させる。このとき、既に超音波スキャンされた領域が再スキャンされないように、超音波プローブ10の位置がずらされる。

【0054】

図13は同実施形態における軌跡マークTMが一括して表示された参照マークRMの概略図である。超音波プローブ10の操作が何度か実行されたら、操作者は、操作パネル120の軌跡表示スイッチを押して、図13に示すように、それまでに生成された全ての軌跡マークTMをボディーマークBM上に一括して重畳表示させる。

10

【0055】

そして、ボディーマークBMに軌跡マークTMで覆われていない領域Rがあったら、操作者は、その領域Rが超音波スキャンされていないと判断して、超音波プローブ10を乳房Bの該当領域Rに接触させ、被検体Sの体軸に沿って移動させる（ステップS9のNo）。そして、最終的に、ボディーマークBMが軌跡マークTMで覆い尽くされていたら、操作者は、乳房B全体が超音波スキャンされたと判断して、乳房Bの検査を終了させる（ステップS9のYes）。

【0056】

なお、被検体Sから超音波プローブ10が離れると、接触検出部100によって、それまでボディーマークBM上に重畳表示されていた軌跡マークTMおよびスキャン面マークSMがクリアされる（ステップS10）。これにより、超音波プローブ10が被検体Sに接触している期間だけ、ボディーマークBM上に軌跡マークTM及びスキャン面マークSMが重畳表示される。

20

【0057】

（読影時の画像検索）

次に、例えば一次検診のあとで複数の動画から特定の超音波画像UIを検索する手順について説明する。

【0058】

例えば一次検診では、複数の超音波画像UIが1つの動画に纏められて保存されることがある。このような場合、医師は、サムネールとしてリストアップされた、各動画の最後の超音波画像UIに付随する参照マークRMを見て、一次検診にて異常所見が発見されたスキャン面を含む動画を特定する。そして、医師は、参照マークRMの軌跡マークTMおよびスキャン面マークSMを見ながら、動画を再生させて、異常所見が発見された特定のスキャン面に関する超音波画像UIを表示させる。

30

【0059】

（ボディマークBMと2次元グリッドの重畳表示）

また、ボディマークBMには、位置関係の把握を容易にするため、図14のように一定間隔の格子模様を重畳表示させてもよい。このような格子模様は操作者の操作により、表示/非表示を切り替えられることが好ましい。さらに、格子模様に限られず、目盛を付した軸をボディマークBMの近傍に配したり、ドットを所定間隔で表示したりしても同様の効果が得られる。

40

【0060】

これに加え、位置センサのキャリブレーションの結果に基づいて、格子模様等の間隔が実際の被検体乳房の大きさに基づいて決定されるようにしてもよい。また、格子模様の間隔を変化させずとも、グリッド間隔が何ミリに対応するのかを示す表示を行うことによっても同様の効果が得られる。

【0061】

（本実施形態による作用）

本実施形態では、対象とする乳房Bの検査が開始されてから生成された全ての超音波プローブ10の軌跡が軌跡マークTMとしてボディマークBM上に重畳表示される。その

50

ため、操作者は、ボディーマーク B M と軌跡マーク T M とを見るだけで、超音波プローブ 1 0 による超音波スキャンが実施されていない領域を確認することができる。その結果、必要最低限の時間で、乳房 B 全体にわたる完全な超音波スキャンが実行可能となるから、診断精度と診断効率が同時に向上する。

【 0 0 6 2 】

本実施形態では、特定時点において超音波プローブ 1 0 が画像化しているスキャン面がスキャン面マーク S M としてボディーマーク B M 上に重畳表示される。そのため、操作者は、ボディーマーク B M とスキャン面マーク S M とを見るだけで、特定時点において画像化している領域を確認することができる。したがって読影時において表示されている診断画像の実際の位置関係を容易に認識することができる。さらに、軌跡マーク T M と併せて観察できるため、超音波スキャンが実施された領域をより確実に確認することができ、乳房 B 全体にわたる完全な超音波スキャンが実行可能となる。これらのことより、診断精度と診断効率が同時に向上する。

10

【 0 0 6 3 】

本実施形態では、操作パネル 1 2 0 に配設された軌跡表示スイッチが押されたときだけ、軌跡マーク T M がボディーマーク B M 上に重畳表示される。そのため、乳房 B の検査中には、1 つの軌跡マーク T M だけがボディーマーク B M 上に重畳表示されるから、操作者の視認性が良好である。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、超音波プローブ 1 0 が被検体 S に接触しているときだけ、プローブマーク P M が生成される。そのため、超音波プローブ 1 0 が宙に浮いているときには、超音波プローブ 1 0 の軌跡マーク T M がボディーマーク B M 上に重畳されないから、ボディーマーク B M が不要な軌跡マーク T M によって荒らされることがない。

20

【 0 0 6 5 】

本実施形態では、動画として保存された超音波画像 U I を再生するときにも、超音波画像 U I の近傍に、軌跡マーク T M を含む参照マーク R M が表示される。そのため、例えば一次検査のあとで読影される場合であっても、医師は、超音波画像 U I に並べて表示されているボディーマーク B M と軌跡マーク T M を見るだけで、異常所見が存在するスキャン面を容易に特定することができる。

【 0 0 6 6 】

30

本実施形態では、格子模様、目盛軸やドットなどがボディマーク B M とともに表示される。そのため、ボディマーク B M、プローブマーク P M、軌跡マーク T M やスキャン面マーク S M の互いの位置関係の把握が容易となる。また、キャリブレーションの結果に基づいた乳房の実際の大きさを反映した格子模様等を表示することも可能である。そのため、操作者はボディマーク B M 上でのプローブマーク P M の位置、動作と、実際の乳房と超音波プローブ 1 0 の位置、動作をより正確かつ容易に対応させて把握することができる。

【 0 0 6 7 】

また、乳腺診断においては、X 線マンモグラフィなど、他のモダリティでの診断を併用することが多々ある。このような場合に、本実施形態によれば、他のモダリティとの診断上の位置の相関と異常部位の位置の特定が容易にできる。

40

【 0 0 6 8 】

(第 2 の実施形態)

次に、図 1 5、図 1 6 を参照しながら、第 2 の実施形態について説明する。

図 1 5 は本発明の第 2 の実施形態における超音波プローブ 1 0 の概略図である。

【 0 0 6 9 】

第 1 の実施形態における超音波診断装置では、超音波プローブ 1 0 の位置座標を検出するために、三次元測位システムを利用した位置センサ 6 0 が使用されていた。しかしながら、本実施形態における超音波診断装置では、図 1 5 に示すように、光学式マウスなどに代表されるイメージセンサを利用した位置センサ 6 0 A が使用される。

【 0 0 7 0 】

50

この位置センサ60Aは、超音波プローブ10に固定されていて、超音波プローブ10の移動距離と移動方向を検出する。したがって、本実施形態における位置センサ60Aは、第1の実施形態における位置センサ60のように、超音波プローブ10の座標位置を検出することはできない。しかしながら、磁気センサ62に比べて、比較的安価にできるばかりか、金属など磁気を乱すようなものに影響されないで、使用場所が限定されない。

【0071】

図16は本発明の同実施形態における位置センサ60Aのキャリブレーションを説明するための概略図である。

【0072】

図16に示すように、本実施形態における位置センサ60Aのキャリブレーションでは、10
先ず乳房Bの乳頭に超音波プローブ10が接触される。そして、図16(a)に示すように、乳房Bの周囲に配置された4つの部位Q1～Q4に向けて超音波プローブ10が移動される。これにより、乳房Bの乳頭を基準とした、乳房B周囲の4つの部位Q1～Q4までの距離L1～L4が測定される。なお、乳頭から乳房B周囲のそれぞれの部位Q1～Q4までの距離L1～L4が測定されるたびに、操作パネル120の操作によって距離入力が決定される。これにより、乳頭から乳房B周囲の各部位Q1～Q4までの距離L1～L4は、図16(b)に示すように、ボディーマークBM上で規定された各距離L1～L4に対応づけられる。即ち、本実施形態におけるキャリブレーションでは、ボディーマークBMと被検体Sの乳房Bとの相対位置だけが校正され、超音波プローブ10と被検体Sの乳房Bとの相対位置の校正が実行されない。20

【0073】

キャリブレーションの精度が悪いと、超音波画像UIと参照マークRMとの対応にずれが生じることがあるため、操作者は、超音波プローブ10の始点を乳房Bの乳頭に正確に一致させるとともに、超音波プローブ10を終点Q1～Q4に向けて正確に移動させる必要がある。

【0074】

なお、本実施形態において、操作者は、乳頭を始点として乳房Bの各部位Q1～Q4に向けて超音波プローブ10を移動させているが、乳房Bの各部位Q1～Q4を始点として、乳頭に向けて超音波プローブ10を移動させても構わない。

【0075】

以上の工程を経て、位置センサ60Aのキャリブレーションが終了したら、操作者は、超音波プローブ10を被検体Sの乳房Bに接触させたまま、乳房Bの各方向に移動させる。このとき、超音波プローブ10が乳房Bに接触するたびに、操作者は、操作パネル120を操作して、プローブマークPMにおける、超音波プローブ10が乳房Bに接触した位置に対応する位置に、ボディーマークBMを移動させる。これにより、超音波プローブ10が乳房B上で移動しても、ボディーマークBMに対するプローブマークPMの位置と、被検体Sの乳房Bに対する超音波プローブ10の位置が対応することになる。なお、本手続は、超音波プローブ10の始点を装置本体に教示するために行われるものであって、超音波プローブ10と被検体Sの乳房Bとの相対位置の校正が実行されない本実施形態に特有の手続である。30
40

【0076】

(第3の実施形態)

次に、図17を参照しながら、第3の実施形態について説明する。

【0077】

図17は、本発明の第2の実施形態におけるボディマークBM等の表示例を示すための概略図である。

【0078】

第1の実施形態における超音波診断装置では、ボディマークBMは2次的に表され、乳房の立体形状に対応するものではない。しかしながら、本実施形態における超音波診断装置では、ボディマークBMや軌跡マークTMを3次的に対応させて表示する。50

【 0 0 7 9 】

第一に、ボディマーク B M の生成について説明する。まず、乳房 B の各部位 P 1 ~ P 5 の位置座標 (X 、 Y 、 Z) は第 1 の実施形態と同様に取得される。これらは 3 次元上の位置を表しているため、これらの位置情報を基に乳房の 3 次元的形状を推定することができる。プローブマーク生成部 9 1 はこのような推定された乳房の 3 次元的形状を基に 3 次元形状を示すボディマーク B M を生成する。一例としては、図 1 7 (a) に示されるような乳房の斜視形態を模したものが挙げられる。(a) には特に示されていないが、このボディマーク B M は、立体的形状をより明確にあらわすため、ワイヤースケッチ表示にしたり、複数の立方体ブロックによって表すのが好適である。本実施形態においては、プローブマーク P M は、立方体ブロックの積み重なった状態によって表されるものとする。

10

【 0 0 8 0 】

次に、プローブマーク P M 、スキャン面マーク S M の生成について説明する。プローブマーク P M 、スキャン面マーク S M は、プローブマーク生成部 9 2 、スキャン面マーク生成部 9 4 によって、取得された位置情報に基づいて、乳房との位置関係が把握できるように表示される。図においては、プローブ全体の形状を模したものをプローブマーク P M として表示しているが、超音波放射面のみを線分で表すような単純なものでもよい。

【 0 0 8 1 】

次に、軌跡の表示について説明する。図 1 7 (b) および図 1 7 (c) は軌跡の表示を説明するための図であるが、この図においては、説明の便宜上、ボディマーク B M を立方体としている。しかし、実際には、乳房の形に模して、立方体が積み重なるようにして表示される。ここで、それぞれの立方体は乳房のボクセル領域マッピングに対応している。そして、超音波プローブ 1 0 の位置情報と送受信条件によって、画像化される 3 次元領域の把握が可能であるから、軌跡マーク生成部 9 3 は、これらの情報に基づき、画像化された領域に対応して表示されている立方体を削除する。つまり、検査開始当初は図 1 7 (b) のように表示されていた 画像化された領域に対応して表示されている立方体 (ボディマーク B M) が、超音波プローブ 1 0 の移動によって図 1 7 (c) のように削られ、最終的には、画像化された領域に対応して表示されている立方体 (ボディマーク B M) が完全に消えてしまう。画像化された領域に対応して表示されている立方体 (ボディマーク B M) が完全に消えてしまうことは、乳房の 3 次元領域全体を画像化したことを意味する。したがって、操作者は、画像化された領域に対応して表示されている立方体 (ボディマーク B M) が全部消えるように超音波プローブ 1 0 を移動させるのである。

20

30

【 0 0 8 2 】

また、画像化された領域に対応して表示されている立方体 (ボディマーク B M) は、プローブの移動によって色調や輝度を変化させるものであってもよい。このときにおいては、内側に隠れた非画像化領域に対応する立方体を視認可能とさせるため、画像化された領域に対応する立方体を半透明表示にしたり、辺のみからなる立方体フレームの表示にしたりする。

【 0 0 8 3 】

本実施形態によれば、3 次元的にプローブマーク P M やボディマーク B M が表示されるので、画像化領域の 3 次元的把握が容易となり、診断効率の向上、病症の確実な発見に寄与する。

40

【 0 0 8 4 】

さらに、本実施形態によれば、ボディマーク B M のうち画像化済みの領域に対応する部分が 3 次元的に削除されていくので、非画像化領域があるか否かが一目瞭然である。したがって、2 次元のボディマーク B M を用いる以上に、いわゆる撮り逃しがなく、乳房全体の超音波画像を取得することが容易となるため、診断効率の向上、病症の確実な発見に寄与する。

【 0 0 8 5 】

(第 4 の実施形態)

次に第 4 の実施形態について説明する。

50

【 0 0 8 6 】

本実施形態においては、超音波検査の際に腫瘍などの病症部位を発見したときの病症部位の位置を記録することにその特徴がある。以下、本実施形態における超音波診断装置の動作について説明する。

【 0 0 8 7 】

まず、操作者が表示部 1 3 0 に表示された超音波画像を観察することにより腫瘍をみつけるとする。その際、操作者は超音波画像上において、当該部位の中心位置を指定する。部位が指定されると、その画像上の位置情報 (X_i 、 Y_i) が制御部 1 1 0 が把握する。制御部 1 1 0 は当該部位が指定された超音波画像の取得時の超音波プローブ 1 0 の位置座標 (X 、 Y 、 Z 、 x 、 y 、 z) を取得する。制御部 1 1 0 はこれらの情報を基に、腫瘍部位の位置情報を図示しない記憶手段に記憶する。

10

【 0 0 8 8 】

記録される腫瘍部位の位置情報としては、種々の形態が考えられる。まず、(X_i 、 Y_i) 及び、(X 、 Y 、 Z 、 x 、 y 、 z) の情報から腫瘍位置の絶対座標を取得することができる。ここで絶対座標とは、被検体を基準とした座標系、好適には乳頭部分を原点とした座標系を示すものとする。このようにすれば、保存されている全画像のうち腫瘍が表示されている部位にマークを付すなどの処理が可能であるし、再度腫瘍部位を診断する際に表示し、プローブ操作の案内とすることも可能である。また、超音波プローブ 1 0 の位置情報 (X 、 Y 、 Z 、 x 、 y 、 z) をそのまま記憶するものであっても良い。このようにすれば、再度腫瘍部位を診断する際に、(X 、 Y 、 Z 、 x 、 y 、 z) の表示にしたがって超音波プローブ 1 0 を動かせば、腫瘍画像を再現させることができる。

20

【 0 0 8 9 】

また、異常部位の摘出のための切開手術のときにも、この情報は有用である。この位置情報は乳頭からの座標として与えられるので、これを予め術者が把握しておけば、切開の際に、被検体に直にマーキング等をせずとも目算によって切開することが可能となる。

【 0 0 9 0 】

さらに、穿刺針による治療や生検のときにも有効である。超音波診断装置を用いたリアルタイムの超音波画像に穿刺針の刺入予定経路を重畳表示し、これを穿刺のガイドとする施術が広く行われている。ここで、刺入予定経路は超音波プローブに設けられた穿刺アダプタと非検体内の目的部位を結ぶものであるが、上述のような異常部位の位置情報があれば、刺入予定経路を設定したり、穿刺アダプタの針ガイド角度を設定したりするときの補助となるため、迅速かつ確実な診断に資する。

30

【 0 0 9 1 】

(第 5 の実施形態)

次に第 5 の実施形態について説明する。

【 0 0 9 2 】

上述の実施形態においては、超音波プローブ 1 0 の位置センサ 6 0 として、磁場を利用したものを例として説明している。このような磁場を利用したセンサは、理想的な環境下においては、一般的に十分高精度なものである。しかし、超音波診断装置が通常用いられる環境下においては、鉄製のベットなど、磁場を乱すものが多数存在しているのが実情である。本実施形態においては、このような磁場の乱れに起因する位置センサ 6 0 の誤差を補正する機能を有していることを特徴とする。以下、本実施形態における超音波診断装置の動作について説明する。

40

【 0 0 9 3 】

まず、操作者は検査開始前に、検査が行われる場所と同一の場所にて、磁場歪みを測定する。具体的には、操作者は、超音波プローブ 1 0 を上下左右に所定距離移動させて数点での磁場の強さを測定する。たとえば、すでに大きさのわかっている、棒、平板や直方体などの複数の端部に超音波プローブ 1 0 をあてた状態で、操作パネル 1 2 0 の所定のボタンを操作することにより、実際の位置関係がわかっている複数の位置での測定が可能である。

50

【 0 0 9 4 】

この測定により、位置センサ 6 0 が認識した磁場を制御部 1 1 0 が取得する。そして、制御部 1 1 0 は実際の超音波プローブの移動距離から算出される理想的に認識されるべき磁場と、位置センサ 6 0 が認識した磁場を比較する。

【 0 0 9 5 】

図 1 8 に実際に測定された理想的に認識されるべき磁場と実測の磁場を比較したグラフを示す。このように、得られる磁場は、距離方向に従った 2 次曲線あるいは 3 次曲線などとして近似することが可能である。制御部 1 1 0 は、このような関係を記憶しておき、実際の検査の際に測定空間の逆変換を行い、正確な位置情報を出力する。

【 0 0 9 6 】

10

(第 6 の実施形態)

次に、図 1 9 を参照しながら、第 6 の実施形態について説明する。

図 1 9 は本発明の第 5 の実施形態におけるプッシュスイッチ 1 0 0 A の概略図である。

【 0 0 9 7 】

第 1 の実施形態における超音波診断装置では、装置本体に内蔵された接触検出部 1 0 0 が超音波プローブ 1 0 の被検体 S への接触を検出すると同時に、超音波プローブ 1 0 の位置座標の位置座標記憶部 8 0 への記憶、即ちプローブマーク P M、軌跡マーク T M とスキャン面マーク S M の生成が開始される。しかしながら、本実施形態における超音波診断装置では、接触検出部 1 0 0 が使用される代わりに、プローブマーク P M、軌跡マーク T M とスキャン面マーク S M の生成を開始するきっかけとして、図 1 9 に示すように、手動式のプッシュスイッチ 1 0 0 A が使用されている。

20

【 0 0 9 8 】

このプッシュスイッチ 1 0 0 A は、超音波プローブ 1 0 に配設されていて、超音波プローブ 1 0 を把持している操作者が簡単に O N / O F F することが可能である。操作者の指によってプッシュスイッチ 1 0 0 A が O N にされると、超音波プローブ 1 0 の位置座標の位置座標記憶部 8 0 への記憶が開始され、O F F にされると、超音波プローブ 1 0 の位置座標の位置座標記憶部 8 0 への記憶が停止される。

【 0 0 9 9 】

以上のように、第 1 の実施形態における接触検出部 1 0 0 に比べると、本実施形態におけるプッシュスイッチ 1 0 0 A は、操作者による O N / O F F 操作が必要となるが、複雑な処理が必要となる接触検出部 1 0 0 に比べて、非常に簡単な手続でプローブマーク P M、軌跡マーク T M とスキャンマーク S M の生成が開始される。しかも、プッシュスイッチ 1 0 0 A が超音波プローブ 1 0 に配設されているから、O N / O F F 操作が非常に簡単である。

30

【 0 1 0 0 】

(第 7 の実施形態)

次に、図 2 0 を参照しながら、第 7 の実施形態について説明する。

図 2 0 は本発明の第 6 の実施形態におけるフットスイッチ 1 0 0 B の概略図である。

【 0 1 0 1 】

第 1 の実施形態における超音波診断装置では、装置本体に内蔵された接触検出部 1 0 0 が超音波プローブ 1 0 の被検体 S への接触を検出すると同時に、超音波プローブ 1 0 の位置座標の位置座標記憶部 8 0 への記憶、即ちプローブマーク P M、軌跡マーク T M とスキャン面マーク S M の生成が開始される。しかしながら、本実施形態における超音波診断装置では、接触検出部 1 0 0 が使用される代わりに、プローブマーク P M、軌跡マーク T M とスキャン面マーク S M の生成を開始するきっかけとして、図 2 0 に示すように、足踏み式のフットスイッチ 1 0 0 B が使用されている。

40

【 0 1 0 2 】

このフットスイッチ 1 0 0 B は、床上に配設されていて、超音波プローブ 1 0 を把持している操作者が簡単に O N / O F F することが可能である。操作者の足によってフットスイッチ 1 0 0 B が O N にされると、超音波プローブ 1 0 の位置座標の位置座標記憶部 8 0

50

への記憶が開始され、OFFにされると、超音波プローブ10の位置座標の位置座標記憶部80への記憶が停止される。

【0103】

以上のように、本実施形態のように、足踏み式のフットスイッチ100Bが使用されると、操作者は、ON/OFFする瞬間であっても、超音波プローブ10を把持していない手が空いているから、操作者の作業効率が上昇する。

【0104】

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

【図面の簡単な説明】

【0105】

【図1】本発明の第1の実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図2】同実施形態に係る超音波診断装置を使用した検査工程のフローチャート。

【図3】同実施形態におけるモニタに表示される診断画像の概略図。

【図4】同実施形態における位置センサのキャリブレーションを説明するための概略図。

【図5】同実施形態における被検体に接触された超音波プローブの概略図。

【図6】本発明の第1の実施形態におけるスキャン面マークが重畳された参照マークの概略図。

【図7】本発明の第1の実施形態における画像化深度を変化させたときの参照マークの概略図。

【図8】本発明の第1の実施形態における画像化領域の視野幅方向を変化させたときの参照マークの概略図。

【図9】本発明の第1の実施形態における台形領域のスキャンを行う場合の参照マークの概略図。

【図10】本発明の第1の実施形態におけるコンベックスプローブまたはセクタプローブを用いた場合の参照マークの概略図。

【図11】同実施形態における超音波プローブが被検体の体軸に沿って移動されたときの参照マークの概略図。

【図12】同実施形態における超音波プローブが被検体の乳頭を中心とする仮想ループに沿って移動したときの参照マークの概略図。

【図13】同実施形態における軌跡マークが一括して表示された参照マークの概略図。

【図14】本発明の第1の実施形態における格子模様を表示させた場合の参照マークの概略図。

【図15】本発明の第2の実施形態における超音波プローブの概略図。

【図16】同実施形態における位置センサのキャリブレーションを説明するための概略図。

。

【図17】本発明の第3の実施形態における参照マークの概略図。

【図18】本発明の第5の実施形態における磁場補正を説明するための概念図。

【図19】本発明の第6の実施形態における超音波プローブの概略図。

【図20】本発明の第7の実施形態におけるフットスイッチの概略図。

【符号の説明】

【0106】

10...超音波プローブ

20...表示処理部

30...信号処理部

40...表示処理部

50...画像メモリ

10

20

30

40

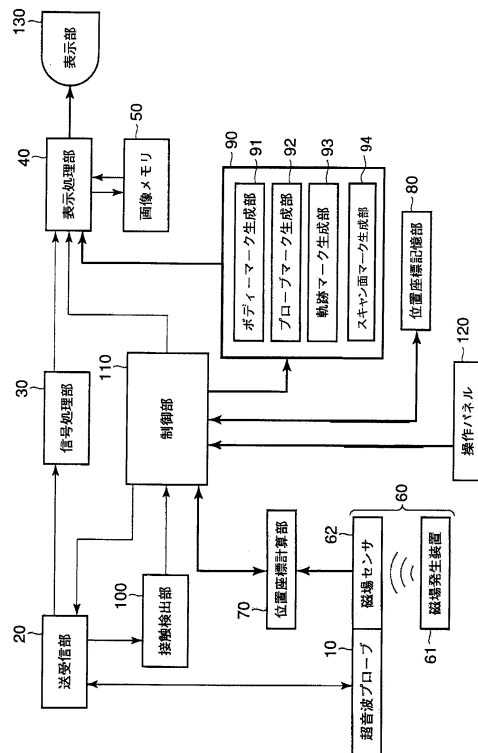
50

6 0 ... 位置センサ
 6 1 ... 磁場発生装置
 6 2 ... 磁場センサ
 7 0 ... 位置座標計算部
 8 0 ... 位置座標記憶部
 9 0 ... 参照マーク生成部
 9 1 ... ボディマーク生成部
 9 2 ... プローブマーク生成部
 9 3 ... 軌跡マーク生成部
 9 4 ... スキャン面マーク生成部
 1 0 0 ... 接触検出部
 1 0 0 A ... プッシュスイッチ
 1 0 0 B ... フットスイッチ
 1 0 0 ... 接触検出部
 1 1 0 ... 制御部
 1 3 0 ... 表示部
 S ... 被検体
 B ... 乳房
 U I ... 超音波画像
 R M ... 参照マーク
 B M ... ボディマーク
 P M ... プローブマーク
 T M ... 軌跡マーク
 S M ... スキャン面マーク

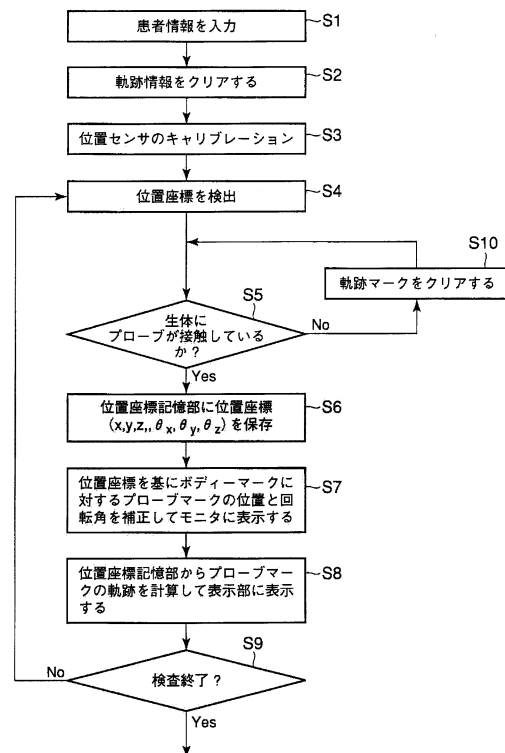
10

20

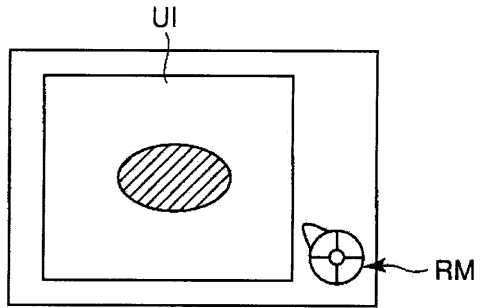
【図 1】



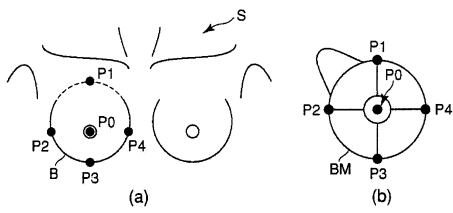
【図 2】



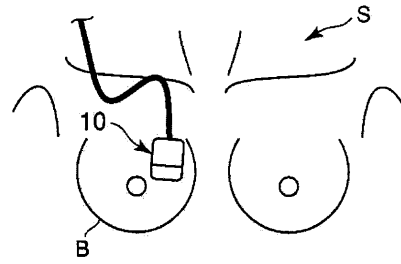
【図 3】



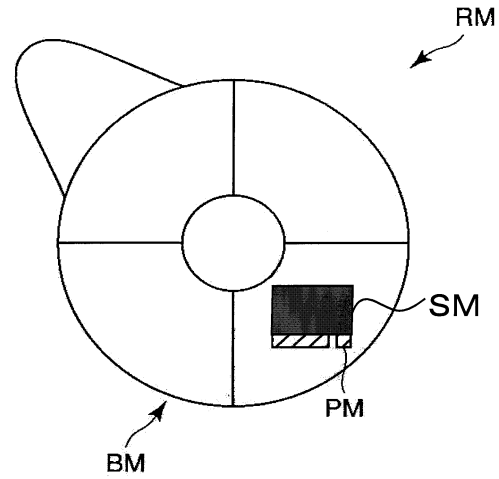
【図 4】



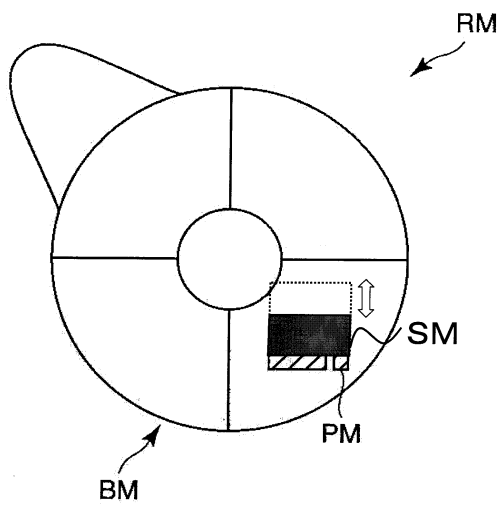
【図 5】



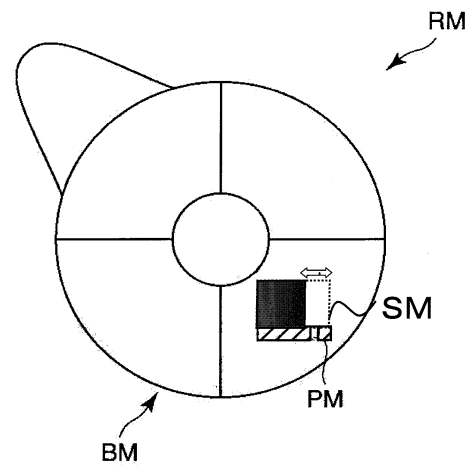
【図 6】



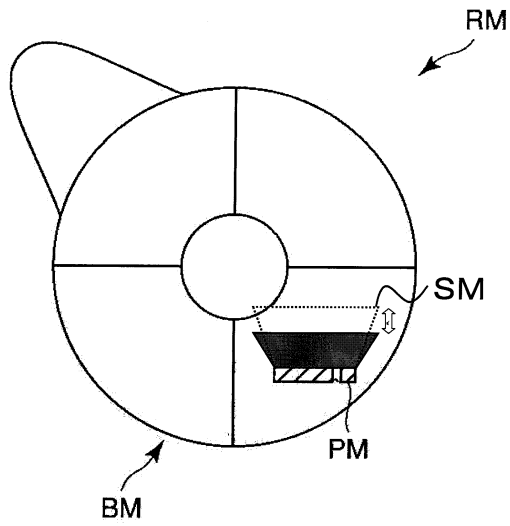
【図 7】



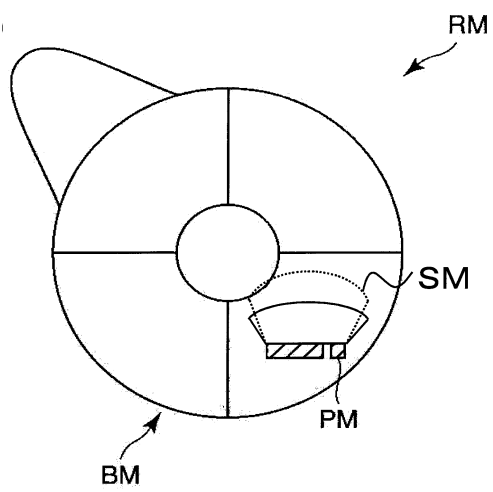
【図 8】



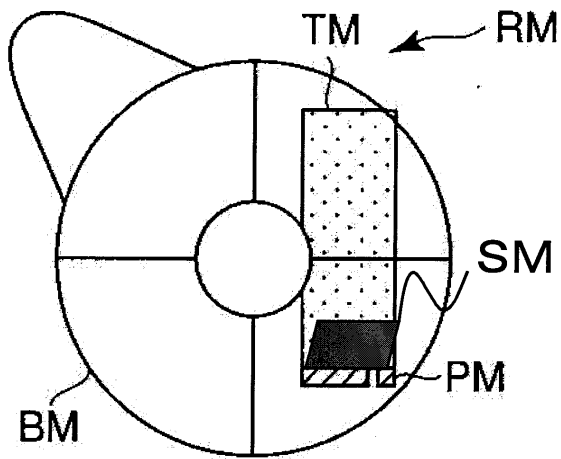
【図 9】



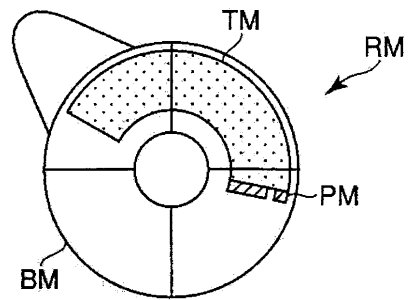
【図 10】



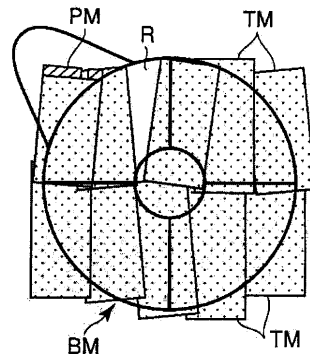
【図 11】



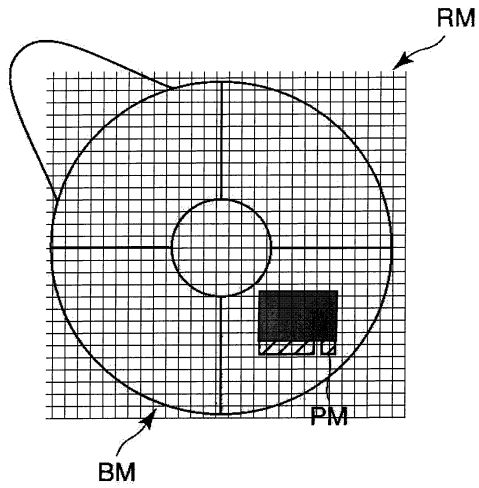
【図 12】



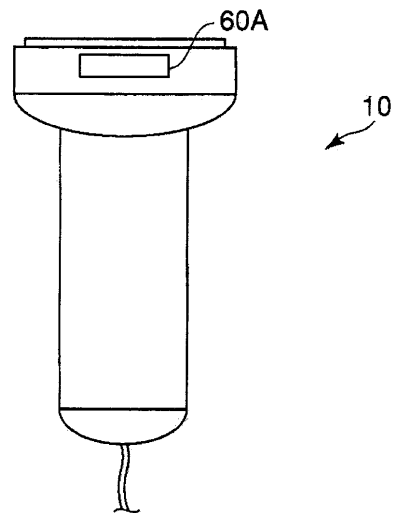
【図 13】



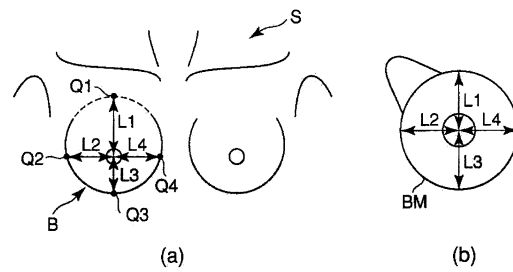
【図 14】



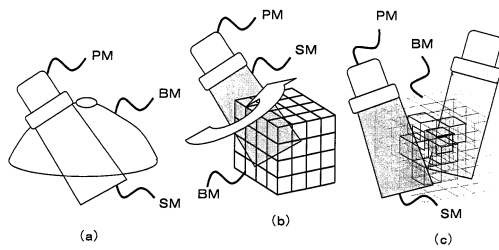
【図 15】



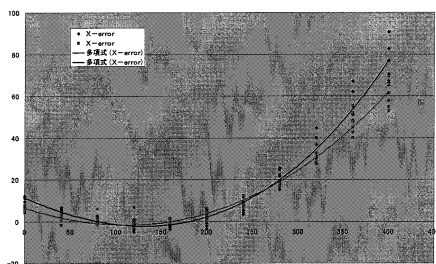
【図 16】



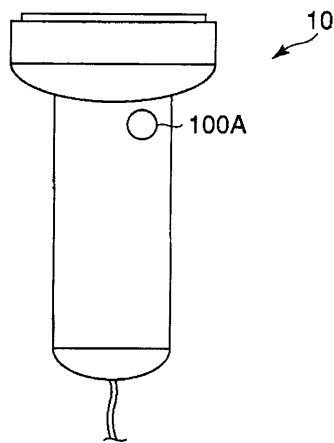
【図 17】



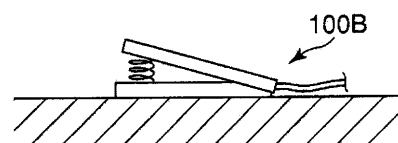
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (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 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
- (72)発明者 掛江 明弘
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内
- (72)発明者 矢野 雅彦
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内
- (72)発明者 森山 紀之
東京都中央区築地五丁目 1 番 1 号 国立がんセンター内
- (72)発明者 内山 菜智子
東京都中央区築地五丁目 1 番 1 号 国立がんセンター内
- (72)発明者 町田 稔
東京都中央区築地五丁目 1 番 1 号 国立がんセンター内

合議体

審判長 森林 克郎
審判官 三崎 仁
審判官 平田 佳規

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 2 1 4 8 8 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 0 1 4 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 0 0 4 0 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 1 8 1 4 2 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 1 6 1 6 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 1 0 3 1 7 4 (W O , A 1)
特表 2 0 0 0 - 5 1 2 1 8 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 0 5 1 7 8 (J P , A)
米国特許第 5 5 2 4 6 2 7 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声探头轨迹表示装置和超声诊断装置		
公开(公告)号	JP5738507B2	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	JP2007010283	申请日	2007-01-19
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 国家研究与发展研究所国家癌症研究中心		
[标]发明人	掛江明弘 矢野雅彦 森山紀之 内山菜智子 町田稔		
发明人	掛江 明弘 矢野 雅彦 森山 紀之 内山 菜智子 町田 稔		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GA33 4C601/KK02 4C601/KK06 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK29 4C601/KK32 4C601/KK34		
代理人(译)	河野直树 冈田隆		
优先权	2006011447 2006-01-19 JP 2006242894 2006-09-07 JP		
其他公开文献	JP2008086742A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止错过扫描检查现场，并获得高诊断准确性和吞吐量 提供了一种超声波探头和超声波诊断装置的轨迹表示装置。 解决方案：超声波探头向/从受试者的检查部位发送/接收超声波的位置或移动 检测装置，用于检测由检测装置检测到的超声波探头的移动；基于超声探头的放置或移动，超声探头在检查部位的轨迹 并且轨迹表示装置用于表达轨迹。 .The 11

【 図 2 】

