

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第6139108号  
(P6139108)**

(45) 発行日 平成29年5月31日(2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日(2017.5.12)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 7 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-250150 (P2012-250150)                  (22) 出願日 平成24年11月14日(2012.11.14)                  (65) 公開番号 特開2014-97162 (P2014-97162A)                  (43) 公開日 平成26年5月29日(2014.5.29)                  審査請求日 平成27年10月1日(2015.10.1)</p>	<p>(73) 特許権者 594164542                  東芝メディカルシステムズ株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (74) 代理人 110000235                  特許業務法人 天城国際特許事務所                  (72) 発明者 米山 直樹                  栃木県大田原市下石上1385番地 東芝                  医用システムエンジニアリング株式会社内                   審査官 富永 昌彦</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブから超音波画像を生成する超音波画像生成部と、  
 前記超音波画像に対して観察領域を設定する観察領域設定部と、  
 前記超音波画像に対応する参照画像を、前記超音波プローブに接続された位置センサからの位置情報に基づいて生成する参照画像生成部と、  
 前記超音波画像を表示する表示画面上の前記観察領域以外の領域に前記参照画像が配置される表示レイアウト情報を記憶するレイアウト保存部と、  
 前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像および超音波画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置の少なくとも1つを含む画面情報を設定する画面情報設定部と、  
 前記参照画像および超音波画像を合成して表示する合成表示部と、  
 を有し、  
 前記画面情報設定部は、前記表示レイアウト情報に基づいて前記超音波画像を前記生成された際より大きく表示する前記超音波画像の画面情報を設定する超音波画像診断装置。

【請求項 2】

観察位置を取得する位置情報取得部をさらに有し、前記位置情報に基づいて前記参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、および画像中心位置の少なくとも1つを決定する請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

超音波プローブから超音波画像を生成する超音波画像生成部と、  
前記超音波画像に対して観察領域を設定する観察領域設定部と、  
前記超音波画像に対応する参照画像を、前記超音波プローブに接続された位置センサからの位置情報に基づいて生成する参照画像生成部と、  
前記超音波画像の前記観察領域以外の領域に前記参照画像が配置される表示レイアウト情報を記憶するレイアウト保存部と、

前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像および超音波画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置の少なくとも1つを含む画面情報を設定する画面情報設定部と、

前記参照画像および超音波画像を合成して表示する合成表示部と、  
を有し、

前記画面情報設定部は、前記超音波画像に対し、前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像の配置寸法が最も大きくなる領域に前記参照画像の画面情報を設定する超音波画像診断装置。

【請求項4】

超音波プローブから超音波画像を生成する超音波画像生成部と、  
前記超音波画像に対して観察領域を設定する観察領域設定部と、  
前記超音波画像に対応する参照画像を、前記超音波プローブに接続された位置センサからの位置情報に基づいて生成する参照画像生成部と、  
前記超音波画像の前記観察領域以外の領域に前記参照画像が配置される表示レイアウト情報を記憶するレイアウト保存部と、

前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像および超音波画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置の少なくとも1つを含む画面情報を設定する画面情報設定部と、

前記参照画像および超音波画像を合成して表示する合成表示部と、  
観察位置を取得する位置情報取得部と、

前記参照画像の前記画像倍率と前記画像中心位置を設定する倍率設定部と、  
を有し、

前記位置情報に基づいて前記参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、および画像中心位置の少なくとも1つを決定し、

前記倍率設定部は、観察部位を示すターゲット位置と前記観察位置間の距離を算出し、前記距離に基づいて前記参照画像の画像倍率と画像中心位置を設定する超音波画像診断装置。

【請求項5】

前記観察位置は、穿刺針の針先位置であり、前記超音波プローブがリニアプローブの場合は、観察中心位置である請求項4記載の超音波画像診断装置。

【請求項6】

超音波プローブから超音波画像を生成する超音波画像生成部と、  
前記超音波画像に対して観察領域を設定する観察領域設定部と、  
前記超音波画像に対応する参照画像を、前記超音波プローブに接続された位置センサからの位置情報に基づいて生成する参照画像生成部と、  
前記超音波画像の前記観察領域以外の領域に前記参照画像が配置される表示レイアウト情報を記憶するレイアウト保存部と、

前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像および超音波画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置の少なくとも1つを含む画面情報を設定する画面情報設定部と、

前記参照画像および超音波画像を合成して表示する合成表示部と、  
を有し、

モニタ解像度、モニタ画面寸法を含むモニタ情報を取得するモニタ情報取得部をさらに有し、前記超音波画像の画面情報と前記モニタ情報に基づいて、前記参照画像の配置位置

10

20

30

40

50

、配置寸法、および画像解像度の少なくとも1つを決定する超音波画像診断装置。

【請求項7】

観察位置を取得する位置情報取得部をさらに有し、前記位置情報に基づいて前記参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、および画像中心位置の少なくとも1つを決定する請求項6記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、参照画像を表示する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断装置は被爆のない無侵襲な診断装置であるため、診断からフォローアップまで幅広い臨床領域で用いられる。近年ではその性能向上とともに、初期の癌の確定診断のための生検やラジオ波焼灼療法のための穿刺ガイドなど、超音波画像のリアルタイム性を生かした用途への需要が高まっている。

【0003】

また、超音波画像診断装置では描出されない構造物を確認する目的で、MRI (Magnetic Resonance Imaging) やCT (Computed Tomography) 装置の三次元画像を参照画像とすることが行われる。この時、超音波プローブに取り付けられた、例えば磁気式的位置センサを用いてプローブの向きや位置を特定する技術により、診断中の超音波画像と同じ断面画像を参照画像として1対1 (Side by Side) に表示することが可能である。このように超音波画像と参照画像をSide by Sideで表示することで対比しやすい表示様式が採られている (例えば特許文献1参照)。

【0004】

しかし、Side by Sideの画像表示では、画面表示の制約から画像左右の領域が切り落とされて表示されるため画像情報が欠落する。超音波画像上で構造物を確定し穿刺による細胞診が実施される場合や、体表付近に存在する構造物を確認するためにリニアプローブを用いた診断などでは、欠落する画像情報があることは医療過誤の原因に繋がるため好ましくないという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-11001号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、上記問題を解決し、超音波画像情報の欠落を防止しながら、操作者に操作負担をかけない方法で、参照画像を表示する超音波画像診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を達成するために、本実施形態の超音波画像診断装置は、超音波プローブから超音波画像を生成する超音波画像生成部と、前記超音波画像に対して観察領域を設定する観察領域設定部と、前記超音波画像に対応する参照画像を、前記超音波プローブに接続された位置センサからの位置情報に基づいて生成する参照画像生成部と、前記超音波画像を表示する表示画面上の前記観察領域以外の領域に前記参照画像が配置される表示レイアウト情報を記憶するレイアウト保存部と、前記表示レイアウト情報に基づいて前記参照画像および超音波画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置の少なくとも1つを含む画面情報を設定する画面情報設定部と、前記参照画像および超音波画像を合成して表示する合成表示部と、を有し、前記画面情報設定部は、前記表示レイアウト情

10

20

30

40

50

報に基づいて前記超音波画像を前記生成された際より大きく表示する前記超音波画像の画面情報を設定する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施形態における超音波画像診断装置の全体図。

【図2】第1の実施形態におけるモード変更処理部のブロック構成図。

【図3】同実施形態における医用画像表示処理を示すフローチャート図。

【図4】超音波画像と参照画像のSide by Side表示画面。

【図5】「BIOSPY」モードにおける超音波画像と参照画像の表示画面。

【図6】レイアウトテーブルの例。

10

【図7】「リニア」モードにおける超音波画像と参照画像の表示画面。

【図8】第2の実施形態におけるモード変更処理部のブロック構成図。

【図9】同実施形態における医用画像表示処理を示すフローチャート図。

【図10】「BIOSPY」モードにおける第1のレイアウト表示例。

【図11】「BIOSPY」モードにおける第2のレイアウト表示例。

【図12】「リニア」モードにおける第1のレイアウト表示例。

【図13】「リニア」モードにおける第2のレイアウト表示例。

【図14】第3の実施形態におけるモード変更処理部のブロック構成図。

【図15】同実施形態における医用画像表示処理を示すフローチャート図。

【図16】モニタのアスペクト比が4：3の場合のレイアウト表示例。

20

【図17】モニタのアスペクト比が16：9の場合のレイアウト表示例。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態について図1から図17を参照しながら詳細に説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0010】

(装置構成)

図1に示す本実施形態の超音波画像診断装置は、超音波プローブ1、操作卓2、モード入力判断部3、医用画像データベース4、参照画像生成部5、超音波画像生成部6、レイアウト保存部7、モード変更処理部8、合成表示部9、モニタ10を有する。また、本実施形態の超音波画像診断装置はプロセッサにより統合的に制御され、制御ソフトウェアもしくはハードウェアによってその機能が達成される。

30

【0011】

超音波プローブ1は、プローブ部11、位置センサ部12、穿刺部13で構成されている。プローブ部11は、送信した超音波の生体内のエコーを受信する。プローブ形状としてはコンベックス型・リニア型・セクタ型などの他、穿刺や体腔等で使用する特殊プローブ等がある。位置センサ部12は、プローブ部11と一体になるように磁気センサユニットが取り付けられ、超音波プローブ1の空間的位置やスキャン面の角度などの位置情報を取得できる。また、この磁気センサユニットは、プローブ操作の妨げにならない場所に取り付けられるため、通常の検査と同じ操作でスキャンが可能である。穿刺部13は、穿刺針、穿刺を行う場合にプローブ部11に取り付けられる穿刺アダプタ、さらに好ましくは穿刺針先端の位置情報を取得できるユニットを含む。この穿刺アダプタは、細胞などの採取、薬剤の局所投与などを目的とする穿刺術を行う時に使用し、穿刺針がおおむね目的の部位に進むように、穿刺針を超音波画像観察下でガイドするものである。

40

操作卓2には、穿刺ガイドラインを表示させるための「Biopsy」モードや、プローブの種類をリニアプローブに交換した時の「リニア」モードなど、各種「診断モード」を切り替えるボタンやスイッチなどが配置されている。操作者がこの「診断モード」を切り替えることで本実施形態のモード変更処理のきっかけ(イベント)となる。また、操作卓2には、マウス、トラックボール、キーボードなどのユーザインタフェースデバイスが

50

接続される。なお、このユーザインタフェースデバイスにはモニタ 10 上に配置されたタッチパネルなども含んでいる。

【0012】

モード入力判断部 3 は、操作卓 2 で押下されたボタンなどの各種操作に対してどのような処理機能を実施するかを判断する。「診断モード」変更では、押下された「診断モード」の種類と、各「診断モード」に関する付帯情報をモード変更処理部 8 へ出力する。

【0013】

医用画像データベース 4 は、図示しないネットワークを介して、他の MRI 装置、CT 装置などのモダリティや PACS (Picture Archiving and Communication Systems) などから過去に保存された 3 次元ボリュームデータを取得する。またネットワークを介することなく、HDD (Hard Drive Disk)、MO (Magneto-Optical disk)、DVD (Digital Versatile Disk) などの蓄積メディアを利用し、自装置内に医用画像データベースまたは外部入出力装置を構成してもよい。

10

【0014】

参照画像生成部 5 は、医用画像データベース 4 から 3 次元ボリュームデータを取得し、位置センサ部 12 から得られるプローブ部 11 の位置情報をもとに、診断中の超音波画像に対応する断面画像をリアルタイムに計算し、生成する。

【0015】

一方、超音波画像生成部 6 は、超音波エコーを受信したプローブ部 11 からの出力信号をもとに、超音波画像を生成する。

20

【0016】

レイアウト保存部 7 は、従来の超音波画像の表示レイアウト情報の他に、「診断モード」ごとに規定される超音波画像と参照画像との表示レイアウト情報が格納される。この表示レイアウト情報には、少なくとも各「診断モード」に設定される観察領域や初期的 (デフォルト) なレイアウト情報が含まれている。この表示レイアウト情報とは、超音波画像に設定される観察領域と干渉しない位置に参照画像を配置するためのレイアウト情報である。さらにこの表示レイアウト情報は、超音波プローブ 1 の操作や穿刺針の位置などの観察対象位置に対応して、超音波画像および参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、および画像中心位置など画面情報の詳細が同時に格納されていてもよい。

【0017】

30

モード変更処理部 8 は、癌などの位置を示すターゲット位置と、「診察モード」の状態情報 (付帯情報) を有する。さらにレイアウト保存部 7 の表示レイアウト情報に基づき、超音波画像と参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置を含む画面情報を診断に適するように計算し、モニタ 10 に表示する詳細なレイアウト構成を行う。モード変更処理部 8 によるレイアウト構成については後述の実施形態で具体的に説明する。

【0018】

合成表示部 9 は、モード変更処理部 8 において計算されたレイアウト構成に従い、超音波画像と参照画像を合成し、モニタ 10 で表示可能な映像信号を出力する。

【0019】

40

モニタ 10 は、合成表示部 9 から出力される映像信号を表示する。これによりプローブ操作や穿刺位置が変化する超音波画像に対し、観察領域に干渉しない領域にリアルタイムに参照画像を表示することができる。

【0020】

(第 1 の実施形態)

図 2 は、本実施形態のモード変更処理部 8 のブロック構成である。モード変更処理部 8 は点線で囲った部分であり、情報の流れを示すために、操作卓 2、モード入力判断部 3、およびレイアウト保存部 7 も同時に示している。モード変更処理部 8 は、観察領域設定部 21 と画面情報設定部 22 を有する。

【0021】

50

観察領域設定部 2 1 は、観察領域の位置情報を設定するとともに、さらに治療、診断すべき患部に設定したターゲットの位置情報を取得して、患部が超音波画像および参照画像上のどこにあるかが表示できるようにする。

#### 【 0 0 2 2 】

ここで観察領域設定部 2 1 における観察領域とは、観察中の超音波画像に対して設定されるものであり、通常は操作卓 2 で選択された「診断モード」ごとに、異なる観察領域が設定される。例えば、穿刺を行う「B i o s p y」モードでは、観察領域は、穿刺ガイドラインに沿った長方形で設定され、リニアプローブを使用した「リニアモード」における診断では、解像度の高い超音波画像の上部に設定される。また、コンベックス型プローブを使用した診断では、コンベックス形状を示す超音波画像のアウトラインに略一致する領域が設定される。

10

#### 【 0 0 2 3 】

この観察領域の設定方法は、あらかじめレイアウト保存部 7 に記憶させておき、「B i o s p y」モードなどの「診断モード」が選択された時に自動的に設定されてもよいし、操作卓 2 に接続されるマウスなどのユーザインタフェースを用いて任意形状の観察領域を設定してもよい。

#### 【 0 0 2 4 】

画面情報設定部 2 2 は、レイアウト保存部 7 から取得した初期的なレイアウト情報と、観察領域設定部 2 1 から取得した観察領域情報とターゲット位置情報とを用いて、超音波画像と参照画像の配置位置、配置寸法、画像解像度、画像倍率、画像中心位置を含む画面情報を求め、詳細なレイアウト構成を設定する、

20

本実施形態では、情報欠落のない超音波画像上において診断を行うと仮定し、同一の配置位置、配置寸法、画像解像度を有する超音波画像に対して参照画像の画面情報を設定する場合について説明する。

#### 【 0 0 2 5 】

以上のように構成された超音波画像診断装置の医用画像表示処理について図 3 のフローチャートを用いて説明する。以下のクリニカルケースでは、C T 装置で取得した C T 画像を参照画像としながら、超音波画像診断装置で早期の原発性肝臓癌を確認し、更に超音波画像診断装置を使用して細胞を採取する生検を実施する手順に沿って説明を行う。この時、生検を実施し採取された細胞に癌細胞が含まれた場合に癌であると確定される。

30

#### 【 0 0 2 6 】

まず、ステップ S T 3 0 1 では、操作者の理解しやすさの観点から、診断の初期段階では C T 画像（参照画像）4 1 と超音波画像 4 2 は図 4 に示すように Side by Side で表示される。ここで、左側に表示される C T 画像 4 1 は、位置センサ部 1 2 が認識した超音波プローブ 1 の位置情報およびスキャン面の角度情報に従い、C T 装置の三次元ボリュームデータから超音波画像の表示に相当する二次元の画像を生成しリアルタイムに表示することが行われている。操作者は超音波プローブ 1 を被検者上で動かすことにより、C T 画像 4 1 上で検出されている癌を超音波画像診断装置上でも描出することが可能である。

#### 【 0 0 2 7 】

癌が超音波画像 4 2 上に描出されたら、次に、それが癌であるのか良性の腫瘍であるのか確定させるために穿刺針を用いて細胞を採取する。この時、超音波画像を用いるのは、被検者および操作者(術者)が X 線の被爆を受けないようにすることができ、しかも超音波画像診断装置ではリアルタイムに画像を表示できるため、穿刺針の位置を確認しながら確実な細胞取得作業が行えるからである。ここで、癌を示す位置をターゲット位置 T G ( × 印で示す)として設定する。

40

#### 【 0 0 2 8 】

ステップ S T 3 0 2 では、操作者は穿刺作業を行うために穿刺針が通る経路をガイドするマークを表示する目的で、操作卓 2 上の「B I O P S Y」という名称が記載された「診断モード」ボタンを押す。この時、押されたボタンの種類はレイアウト変更処理が必要な「診断モード」であるか否かが、モード入力判断部 3 により判断され ( S T 3 0 3 : Y e

50

s)、この場合、穿刺ガイドラインを表示する「BIOPSY」モードに遷移する操作であることが制御ソフトウェアに伝えられる。レイアウト変更処理が不必要な「診断モード」変更であれば(ST303:No)、ステップST308に進む。

#### 【0029】

次に、ステップST304では、「診断モード」に対応するレイアウト変更処理のための付帯情報、すなわち「BIOPSY」モードでは、穿刺ガイドマークの表示、ターゲット位置、観察領域を取得するよう指示がされる。

#### 【0030】

図5は、「BIOPSY」モードにおける超音波画像51と参照画像52の表示画面を示している。ステップST305では、モード変更処理部8は、図5に示す穿刺ガイドライン53を表示する。さらにレイアウト保存部7に設定されている表示レイアウト情報を取得することで観察領域54が表示される。操作者は、超音波画像51上に、穿刺ガイドライン53に沿うように観察領域54が設定されていることを確認する。観察領域54を修正変更したい場合は、操作卓2に接続されるマウスなどで再設定してもよい。

10

#### 【0031】

ここで、図6を用いてレイアウト保存部7に格納されるレイアウトテーブルの例について説明する。レイアウトテーブル60は、診断モード、観察領域角度、観察領域範囲、および初期レイアウト構成のフィールド項目を有している。

#### 【0032】

レイアウトテーブル60における「診断モード」には、穿刺を行う「BIOPSY」モード、リニア型プローブを用いる「リニア」モード、コンベックス型プローブを用いる「コンベックス」モードなどがある。

20

#### 【0033】

「BIOPSY」モードでは、縦A1、横B1の観察領域54が穿刺ガイドライン53と同じ角度1で設定されることが示されている。また、初期的レイアウトL1は、「観察領域54と干渉しない領域で、角度1以内の領域(この場合、観察領域54の右下)にレイアウトする」などと定義される。

#### 【0034】

「リニア」モードでは、通常体表部の比較的深度の浅い領域を観測することから、画像上部から縦A2、横B2の観察範囲が角度2(通常は $2=0$ )で配置され、初期的レイアウトL2は、「観察領域54と干渉しない画面下部にレイアウトする」など定義される。

30

#### 【0035】

「コンベックス」モードでは、超音波画像はコンベックス形状となるため、観察領域としては超音波画像のアウトラインに略一致する領域Area A3が設定され、L3では「Area A3以外の領域に参照画像を配置する」などと定義される。

#### 【0036】

なお、穿刺の場合は、「BIOPSY」モードと「コンベックス」モードと組み合わせることができ、コンベックス形状のアウトラインと参照画像が重ならないようにすることもできる。

40

#### 【0037】

ステップST306では、以上のレイアウト情報に基づき、超音波画像の表示設定を行う。超音波画像診断装置上で行う超音波画像については、診断に最適な高解像度(通常は、診断中の画面解像度)および画面寸法が設定されるが、画像両端などが表示されないことのないように画面位置を設定する。

#### 【0038】

一方、ステップST307において、レイアウト保存部7の初期的表示レイアウト情報に基づき、観察領域54以外の領域に参照画像52の画面寸法が大きく配置されるように設定される。なお、この時、参照画像52の大きさは、Side by Side表示より画面の縦寸法が小さくなるため、それに応じて画像の倍率(縮尺)を小さくして超音波画像に対応す

50

る領域全体が表示されるように設定する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S T 3 0 8 では、合成表示部 9 はモニタ 1 0 に適合する映像信号を生成してモニタ 1 0 に表示する。図 5 に示すように、超音波画像 5 1 の観察領域 5 4 と干渉しない領域に参照画像 5 2 が表示される。これにより穿刺の可能性を含む領域を出来るだけ大きく表示できるようなレイアウトで参照画像 5 2 を表示可能である。

【 0 0 4 0 】

図 7 は「リニア」モードにおける超音波画像 7 1 と参照画像 7 2 の表示画面である。レイアウトテーブル 6 0 に対応して超音波画像 7 1 の上部には、観察領域 7 3 が設定され、観察領域 7 3 の下部に参照画像 7 2 が表示される。これにより、観察中の体表部の超音波画像 7 1 には干渉せずに、参照画像 7 2 を表示可能である。

10

【 0 0 4 1 】

以上述べたように、第 1 の実施形態によれば、超音波画像に対し、前記初期的表示レイアウト情報に基づいて参照画像の配置寸法が最も大きくなる領域に参照画像を表示することが可能となる。これにより、Side by Side 表示で生じる超音波画像および参照画像の画面両端に生じる画像情報の欠落を防止することができる。

【 0 0 4 2 】

( 第 2 の実施形態 )

本実施形態では、超音波画像上で行う医療・診察行為の位置 ( 観察位置情報 ) を取得することによって、超音波画像に対する参照画像の配置位置、配置寸法、画面解像度、画像倍率、および画像中心位置などの画面情報を動的に変更して参照画像を表示する場合について説明する。

20

【 0 0 4 3 】

図 8 は、本実施形態におけるモード変更処理部 8 のブロック構成図を示す。本実施形態では、図 2 に加え位置情報取得部 8 1 と、倍率設定部 8 2 が追加されている。

【 0 0 4 4 】

位置情報取得部 8 1 は、位置センサ部 1 2 から超音波プローブ 1 の位置情報と、穿刺の場合においては穿刺部 1 3 から穿刺針の針先位置情報を取得する。画面情報設定部 2 2 は、超音波画像上で行う医療・診察行為の位置 ( 観察位置 ) と患部を示すターゲット位置に基づいて、参照画像に対する新たな画面情報を設定する。

30

【 0 0 4 5 】

例えば、倍率設定部 8 2 では、観察位置とターゲット位置との距離が算出され、この距離に応じて参照画像の画像倍率を設定する。そして画面情報設定部 2 2 では、画像倍率を上げた場合には、少なくともターゲットが参照画像内に表示されるように、画像中心位置も移動するような画面情報の設定がなされる。

【 0 0 4 6 】

図 9 は、本実施形態における医用画像表示処理を示すフローチャート図である。図 3 に加え、ステップ S T 9 0 1、S T 9 0 2、および S T 9 0 3 が追加されている。ステップ S T 3 0 1 から S T 3 0 8 については、図 3 と同様であるため、重複する点については説明を省略する。

40

【 0 0 4 7 】

ステップ S T 3 0 5 において取得した初期的表示レイアウトに対し、ステップ S T 9 0 1 ではさらに、超音波プローブ 1 の位置センサ部 1 2 からプローブの位置情報や、穿刺の場合における穿刺針の針先位置情報などを含む各種位置情報を取得する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S T 9 0 2 においては、各種位置情報に基づき、モニタ 1 0 に表示するための詳細なレイアウト構成を再計算する。そしてステップ S T 3 0 6 から S T 3 0 8 を処理し、超音波画像と参照画像をモニタ 1 0 に表示する。詳細なレイアウト構成の具体的な例については後述する。

【 0 0 4 9 】

50

ステップST903においては、位置情報が変化したかどうかを判断する。位置情報の変化がある場合には(ステップST903: Yes)、ステップST901に戻り、新たな位置情報でのレイアウト構成を算出して再表示する。位置情報に変化がない場合には(ステップST903: No)、終了ステップに進む、もしくは位置情報が変化するまで待機する。

#### 【0050】

図10、図11により、「BIOSPY」モードでのレイアウト表示例を説明する。穿刺針の針先位置情報を取得する手段としては、例えば穿刺針の挿入方向と挿入深度を検出して求める方法や、穿刺針の根元に位置センサを取り付け、このセンサから直角方向にある針先までの距離を算出する方法などが考えられるが、ここでは針先位置情報が取得できる方法であればどのようなものでも構わない。

10

#### 【0051】

図10、図11において、TGがターゲット位置、P1およびP2が穿刺針の針先位置を示す。また符号100が超音波画像、符号101~103が参照画像を示している。図10は、「BIOSPYモード」において、穿刺位置にかかわらず参照画像の倍率を一定とする場合のレイアウト表示例であり、図11は、観察位置とターゲット位置間の距離に応じて、参照画像の画像倍率と画面中心位置をリアルタイムに変更して表示する例である。

#### 【0052】

図10において、点線で示す穿刺ガイドライン53に沿って、図示しない穿刺針がP1からP2、TGへと進むものと仮定する。穿刺針がP1の位置にある場合には、観察領域54と干渉しない位置で、かつP1に近い領域に参照画像101が表示されるように、画像配置位置、配置寸法を決定する。そして画像倍率に関しては、穿刺針P1に対応する参照画像位置P1Sと、ターゲット位置TGに対応する参照画像位置TGSが、参照画像101の画面寸法内に表示できる倍率を設定する。

20

#### 【0053】

穿刺針が進んでP2の位置に到達した場合には、同様に観察領域54と干渉しない位置でかつP2に近い領域に参照画像102の配置位置、配置寸法を決定する。この場合は、配置寸法が参照画像101に比べて大きくすることができる。しかし、この例では参照画像102の画像倍率に関しては、参照画像101と同じとする。また、別の実施形態では、画像配置寸法の増減に応じてP1SとTGSが画面の配置寸法内に表示できる画像倍率に変更して設定してもよい。

30

#### 【0054】

図11に示すように、穿刺針が進んでP2の位置に到達した場合には、図10と同様に観察領域54と干渉しない位置で、かつP2に近い領域に参照画像102の配置位置、配置寸法を決定する。この時、倍率設定部82で算出した穿刺針先位置(観察位置)P2とターゲット位置TG間との距離に基づき、参照画像103の画像倍率を変化させる。

#### 【0055】

参照画像103では、穿刺針先がターゲット位置TGに近付いているため、画像倍率を上げる。すなわち、P2に対応する参照画像位置P2SとTGに対応する参照画像位置P2Sが適切に表示される倍率まで上昇させる。また、ターゲットTGについては、なるべく画面中央に入るように画面中央位置を変化させる。

40

#### 【0056】

また、図12、図13により、「リニア」モードでのレイアウト表示例を説明する。TGはターゲット位置を示し、Oがリニアプローブでの観察中心を示している。超音波画像をそれぞれ符号121、123で示し、参照画像を符号122、124に示している。図12はリニアプローブの観察中心Oがターゲット位置TGと大幅にずれている場合を示し、図13は、リニアプローブの観察中心Oがターゲット位置TGに比較的近い場合を示している。

#### 【0057】

50

図12に示すように、リニアプローブの観察中心Oがターゲット位置TGと大きくずれている場合には、参照画像122の画像倍率は縮小され、観察中心Oに対応する参照画像位置OSとターゲットTGに対応する参照画像位置TGSが適切に表示される倍率に設定される。そして、図13に示すように、超音波プローブ1を動かしてターゲットTGが観察中心Oに近づくに従って、参照画像124の画像倍率を上昇させる。この自動倍率設定により、ターゲットを見失うことがなく患部を観察することが可能である。また、観察位置が患部に近づくに従って参照画像の解像度を高くすることができる。

【0058】

以上述べたように、第2の実施形態によれば、超音波画像上で行う医療・診察行為の観察位置とターゲット位置との位置関係によって、参照画像の画像倍率、および画像中心位置などを動的に変更して表示することができる。なお、上記説明では表示レイアウトの更新時間をリアルタイムに設定したが、見やすさの観点から任意の時間に調整し、一定の時間間隔で更新することも可能である。

【0059】

(第3の実施形態)

本実施形態は、モニタの解像度、画面寸法などのモニタ情報を取得し、参照画像の配置位置、配置寸法、および画像解像度を決定する。

【0060】

最近では、液晶モニタなどのフラットディスプレイの高解像度化が進み、ハイビジョン対応モニタ、フルハイビジョンモニタさらには、フルハイビジョンの約4倍の解像度を有する、いわゆる4Kモニタが開発されている。画像診断装置においても診断画像の高解像度化と、この画像診断装置に搭載されるモニタ解像度の高解像度化が進むものと考えられる。したがって、使用するモニタの解像度と、表示する超音波画像および参照画像の解像度を考慮し、診断に適した超音波画像と参照画像の表示レイアウトを設定する必要がある。

【0061】

図14は、第3の実施形態におけるモード変更処理部のブロック構成図である。本実施形態では、図8に加えモニタ情報取得部141が追加されている。

【0062】

図14に示すモニタ情報取得部141は、モニタの画面寸法(例えば22インチワイドなど)、およびモニタ解像度(水平画素数、垂直画素数)などのモニタ情報を取得し、これを画面情報設定部22に入力する。

【0063】

画面情報設定部22では、このモニタ情報に基づき、最適な超音波画像の画面寸法、画面配置位置、画像解像度を設定する。その後、この超音波画像に対して設定される各診断モードに対する観察領域と干渉しない領域に、参照画像をレイアウトする。このレイアウトは、レイアウト保存部7のレイアウトテーブルに記載される表示レイアウト情報に従うものとする。

【0064】

図15は、本実施形態における医用画像表示処理を示すフローチャート図である。このフローチャートは図9のステップST902(レイアウト構成の再計算)に対応するものである。また、フローチャートを説明において、「診断モード」は「BIOSPY」モードとし、図16、図17を参照する。図16は、アスペクト比が4:3のモニタ160(10)に対するレイアウト表示例であり、図17は、アスペクト比が16:9のモニタ170(10)に対するレイアウト表示例である。この例では、モニタ10の垂直方向の解像度(垂直画素数)は図16と図17の場合において等しいものとして説明する。

【0065】

ステップST151では、モニタ情報取得部141は、モニタ10のモニタ解像度、モニタ画面寸法を含むモニタ情報を取得する。

【0066】

10

20

30

40

50

そしてステップST152では、このモニタ情報に応じて、診断に適した超音波画像161、162の画面情報（画像寸法、画像配置位置、画像解像度）の設定を行う。

【0067】

そしてステップST153では、「診断モード」に対する観察領域54の情報を取得し、続くステップST154では、モニタ画面寸法から観察領域54を除いた領域を自動計算し、観察領域54と干渉しない最大の参照画像の画像寸法、画像配置位置を求める（ステップST155）。

【0068】

そしてステップST156では、参照画像と超音波画像の重なり領域を求める。ステップST157では、この重なり領域を各モニタ情報に応じて定義される所定値と比較し、この重なり領域が所定値以上であれば（ステップST157：No）、ステップST155に戻り、参照画像の画面寸法を小さくするなどの画面情報設定を再び行う。重なり領域が所定値より小さくなれば（ステップST157：Yes）、ステップST902を終了する。

【0069】

これにより、参照画像162、172が観察領域54と干渉しないことに加え、超音波画像161、171と参照画像162、172の重なり（干渉）領域を制限することができる。また、重なり領域は面積でも幅でもよい。図16、17の例では、超音波画像161、171と参照画像162、172の重なる横幅Wが等しい場合について図示している。

【0070】

重なり領域を制限するための所定値は、モニタ情報や診断モードに関連付けられるが、これらは、レイアウト保存部7のレイアウトテーブルに格納されるようにしてもよい。

【0071】

このフローチャートの処理により、図16ではモニタ160に参照画像162が配置され、図17ではモニタ170に参照画像172が配置されて表示される。アスペクト比が16：9のモニタ170に表示される参照画像172はモニタ160の参照画像162に比べ大きく表示される。

【0072】

以上述べたように、モニタの解像度、モニタの画面寸法を含むモニタ情報を取得し、これに応じて、超音波画像と参照画像の適切な画面配置が行える。画像診断装置の性能向上や、モニタの性能向上に対しても柔軟に適用できる超音波画像診断装置が実現可能である。また、本実施形態は第1および第2の実施形態と同時に実行できることは言うまでもない。

【0073】

以上示した実施形態によれば、Side by Side表示で問題となる超音波画像情報の欠落を防止すると同時に、超音波画像と参照画像を診断に最適なレイアウトで自動的に表示することが可能である。したがって操作者に操作負担を強いることが大幅に低減される。

【0074】

また、同一解像度の画像データを高解像度のモニタを使用して表示させる場合には、画像寸法が小さく表示されてしまう。このため観察に最適な大きさまで超音波画像の画像寸法を大きくする必要が生じる。この時、見掛け上の解像度を上げる必要があるため、隣接する画素値を用い補間処理などをしてよい。

【0075】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。

【0076】

実施形態では、早期の原発性肝臓癌の確定診断を主例として説明した。しかし適用される診断は、早期の原発性肝臓癌に限定しない。また確定診断する手順においても、上述したフローチャートに限定するものではない。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

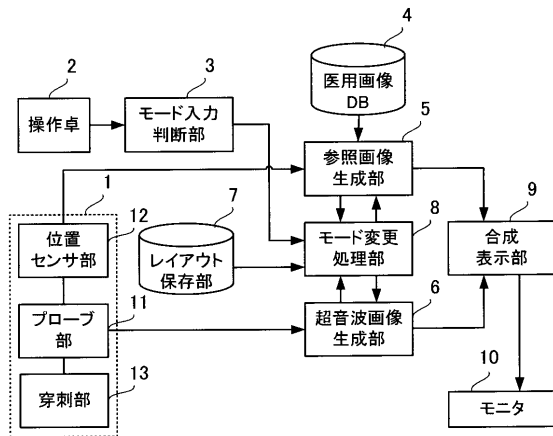
【 0 0 7 8 】

- 1 ... 超音波プローブ、
- 2 ... 操作卓、
- 3 ... モード入力判断部、
- 4 ... 医用画像データベース、
- 5 ... 参照画像生成部、
- 6 ... 超音波画像生成部、
- 7 ... レイアウト保存部、
- 8 ... モード変更処理部、
- 9 ... 合成表示部、
- 10 ... モニタ、
- 21 ... 観察領域設定部、
- 22 ... 画面情報設定部、
- 81 ... 位置情報取得部、
- 82 ... 倍率設定部、
- 141 ... モニタ情報設定部。

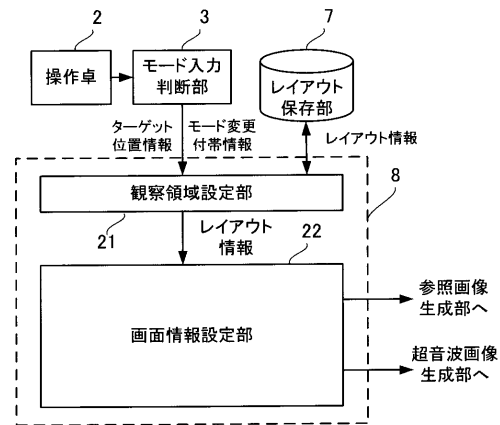
10

20

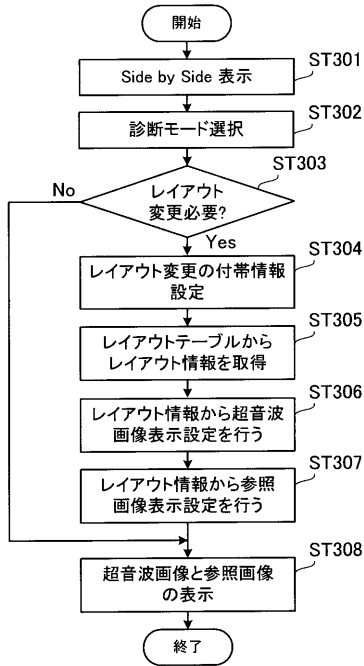
【 図 1 】



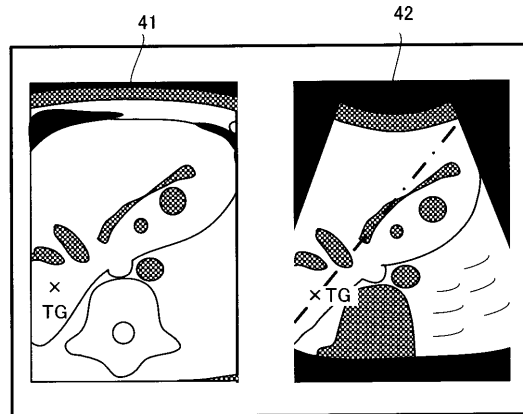
【 図 2 】



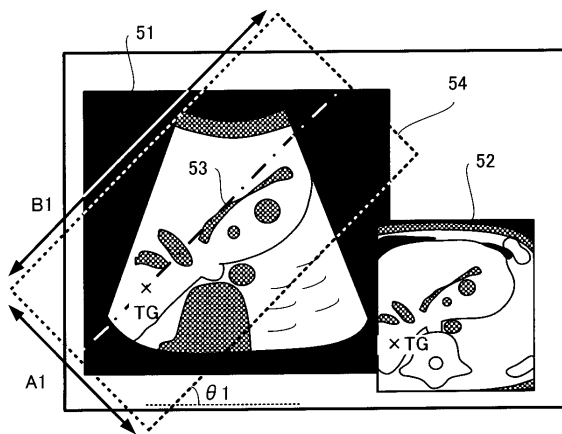
【図3】



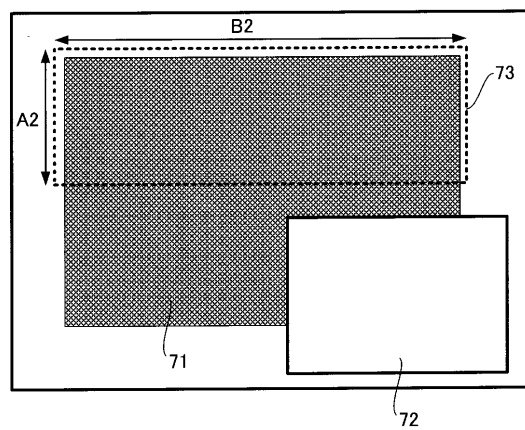
【図4】



【図5】



【図7】

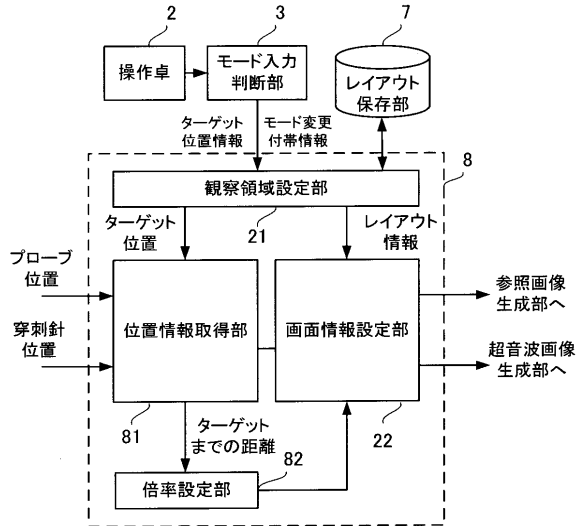


【図6】

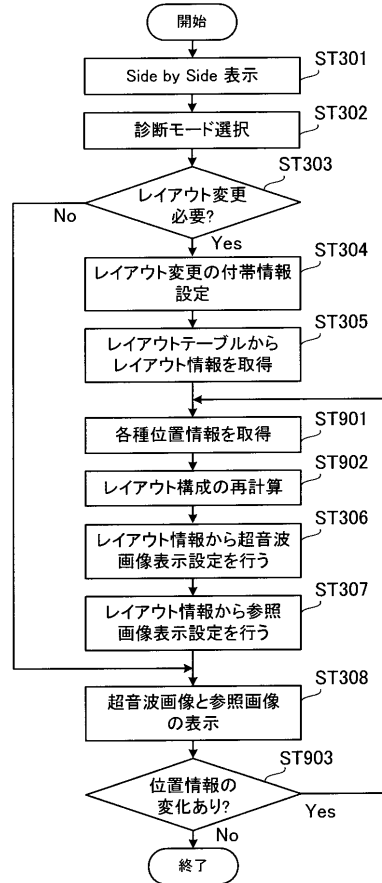
60

診断モード	観察領域角度	観察領域範囲	初期レイアウト構成
BIOSPY	$\theta 1$	A1 × B1	L1
リニア	$\theta 2$	A2 × B2	L2
コンベックス	...	Aria A3	L3

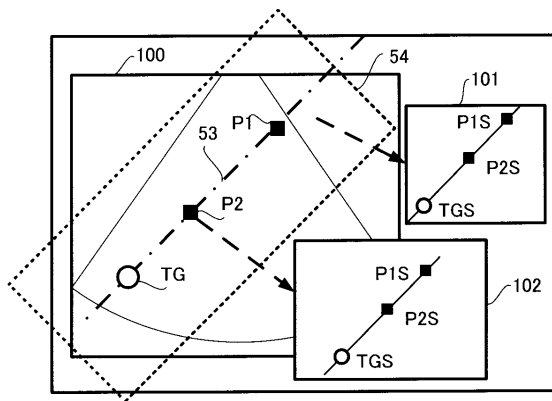
【図 8】



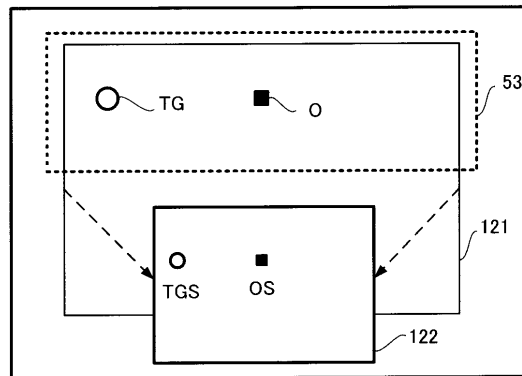
【図 9】



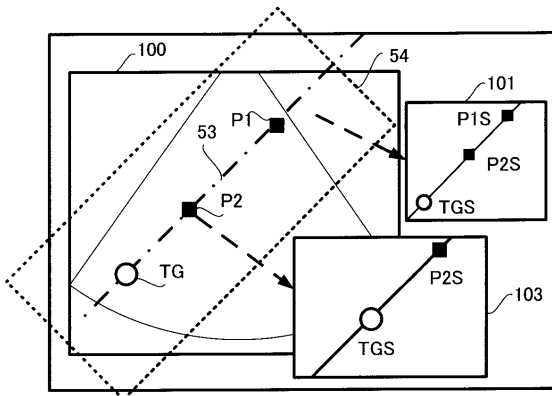
【図 10】



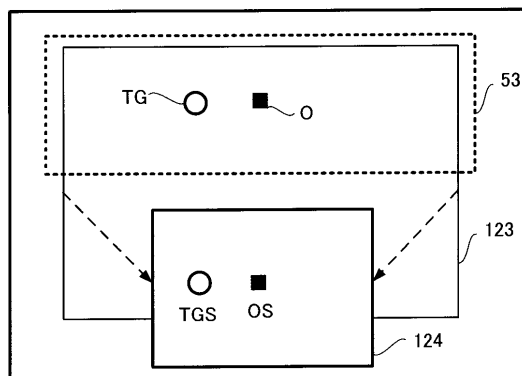
【図 12】



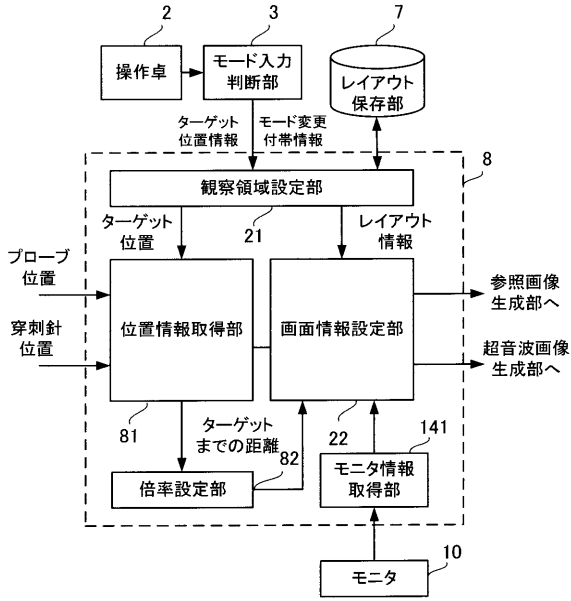
【図 11】



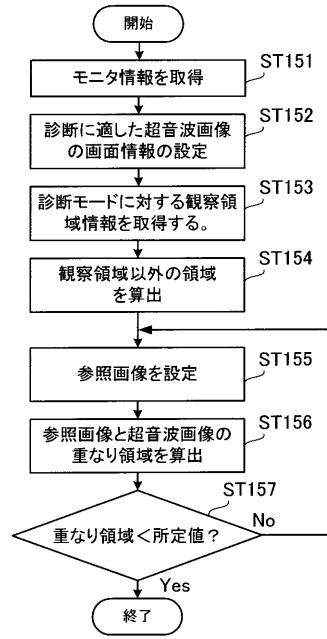
【図 13】



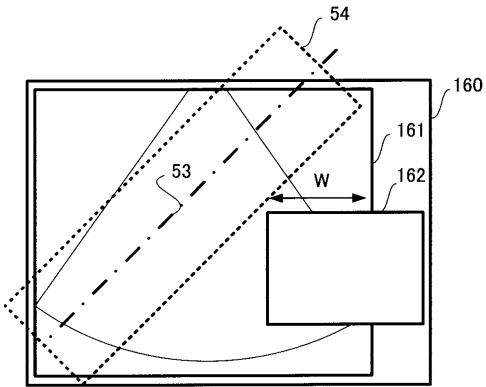
【図14】



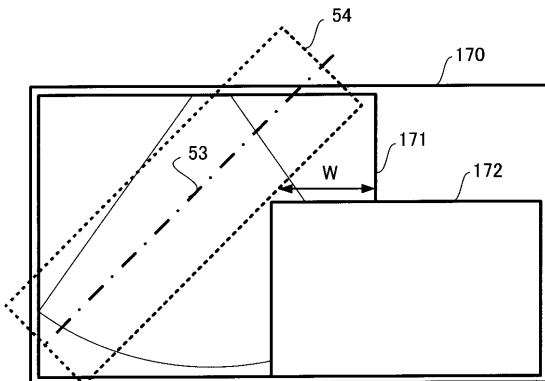
【図15】



【図16】



【図17】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-031081(JP,A)  
特開2007-215672(JP,A)  
特開2006-167267(JP,A)  
特開2005-160616(JP,A)  
特開平09-024034(JP,A)  
特開2005-312774(JP,A)  
特開2009-105645(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP6139108B2</a>	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	JP2012250150	申请日	2012-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	米山直樹		
发明人	米山 直樹		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK42 4C601/KK48		
其他公开文献	JP2014097162A5 JP2014097162A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

甲同时防止在不投入运行负担对操作，以提供用于显示的参考图像的超声系统的方式的超声波图像数据的丢失。本实施方式的超声波诊断装置，超声波图像生成部，其从所述超声波探头生成的超声波图像，并观察区域设定单元，用于相对于设置观察区域的超声图像，其中对应于所述超声图像，所述参考图像，其中，所述基准图像生成单元，其生成基于来自连接到所述超声波探头中，比所述超声图像的观察区域以外的参考区域中的位置传感器的位置信息布局存储单元，其存储显示布局信息图像被布置，基于显示布局信息，布局尺寸，图像分辨率，图像倍率的参考图像的布置位置和所述超声波图像，屏幕信息，包括图像中心位置以及用于合成和显示参考图像和超声图像的复合显示单元。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6139108号 (P6139108)
(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)	(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) F1 A61B 8/14		
請求項の数 7 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-250150 (P2012-250150)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地	
(22) 出願日 平成24年11月14日 (2012.11.14)	(74) 代理人 110000235 特許業務法人 天城国際特許事務所	
(65) 公開番号 特開2014-97162 (P2014-97162A)	(72) 発明者 米山 直樹 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内	
(43) 公開日 平成26年5月29日 (2014.5.29)	審査官 藤永 昌彦	
審査請求日 平成27年10月1日 (2015.10.1)		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置