

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6287257号
(P6287257)

(45) 発行日 平成30年3月7日 (2018.3.7)

(24) 登録日 平成30年2月16日 (2018.2.16)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-11054 (P2014-11054)
 (22) 出願日 平成26年1月24日 (2014.1.24)
 (65) 公開番号 特開2015-136563 (P2015-136563A)
 (43) 公開日 平成27年7月30日 (2015.7.30)
 審査請求日 平成29年1月6日 (2017.1.6)

(73) 特許権者 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号
 (74) 代理人 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (72) 発明者 村上 謙二
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

審査官 姫島 あや乃

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像形成装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブの実像に虚像を重ねて表示する表示部を含み、頭部に装着される頭部装着型表示装置と、

前記超音波プローブに設けられた3点及び姿勢を検出する検出手段と、

前記超音波プローブにて受信されたスキャン領域内の反射エコーに基づいて、超音波断層画像を生成する第1虚像形成部と、

前記3点の位置関係と前記姿勢に基づいて、予め記憶されたスキャン輪郭基本画像を変形してスキャン輪郭画像を形成する第2虚像形成部と、
 を有し、

前記表示部は、前記超音波プローブの位置に基づいて前記スキャン輪郭画像を前記超音波プローブの実像位置に合わせて表示し、かつ、前記超音波断層画像を、前記超音波プローブの実像及び前記スキャン輪郭画像に重ならない位置に表示し、

前記第2虚像形成部は、前記3点を結ぶ三角形と、前記3点のうちの一つの頂点と前記スキャン輪郭画像中の2点とを結ぶ三角形とが相似形であることを利用して、前記スキャン輪郭画像中の2点を特定することを特徴とする画像形成装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の画像形成装置と超音波プローブと、
 を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記超音波プローブは、把持部を除く領域の 3 か所にマーカーが形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像形成装置及び超音波診断装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の検査部位を画像診断する装置として、超音波を照射し、反射してくるエコーデータに基づいて超音波断層画像を形成する超音波診断装置が普及している。一般的な超音波診断装置は、大別して 2 つの装置で構成されている。一つは、被検体に対し超音波を照射し、生体から反射してきた反射波を受信する探触子(プローブ)である。もう一つは、取得した反射波を処理して超音波断層画像を生成する画像生成装置と、生成した超音波断層画像を操作者に提示する表示装置とを含む診断装置である。

10

【0003】

現状、画像生成装置と表示装置は所定の位置に設置され、プローブは被検体の検査部位に当てながら操作される。このとき、操作者は、表示装置の超音波断層画像を目視で確認しながら、プローブを操作する。この場合、超音波断層画像を見ながらプローブを操作すると、適切な検査部位にプローブを当てるのが困難となってしまう。逆に、被検体を見ながらプローブを操作すると、超音波断層画像を確認できないので、適切な診断を行うための超音波断層画像を取得することが困難となってしまう。

20

【0004】

これらのことから、プローブを操作しながら、適切な超音波断層画像を取得するためには、検査部位と表示装置とに交互に視線を移動させる必要がある。また、プローブと表示装置とに交互に視線を移動させるため、検査部位に対する超音波断層画像の解剖学的な位置関係を把握することが困難となってしまう。

【0005】

特許文献 1 は、超音波断層画像に加えて、ボディマークと探触子マークとを表示装置に表示している。特許文献 2 は、操作者の頭部に装着される透過型ゴーグルに設けられた撮像素子によりプローブを撮影し、プローブの位置情報を用いて、被検体に当てられたプローブの先端のスキャン領域に投影用超音波断層画像を重畳表示している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開平 10 - 137242 号公報

【特許文献 2】特開 2012 - 170747 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

40

特許文献 1 のように、疑似的なボディマークに対して探触子マークの位置と向きを表示しても、実際の被検体に対する探触子の位置と向きを認識することは困難である。この点、操作者の頭部に装着される透過型ゴーグルにより被検体を実像として視認できる特許文献 2 は、被検体に対するプローブの位置を正確に認識できる。しかし、表示される投影用超音波断層画像は、撮像素子により撮影されたプローブの位置情報により設定される変形パラメータに基づいて、プローブにより撮像された元の超音波断層画像を変形したものである。よって、プローブの向きによっては、投影用超音波断層画像がスキャン方向で圧縮されてしまい、画像として意味をなさないものとなってしまう。

【0008】

本発明の幾つかの態様は、被検体、プローブ、スキャン輪郭画像及び超音波断層画像を

50

一画面にて認識できるようにした画像形成装置及び超音波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】

【0009】

(1) 本発明の一態様は、被検体及び超音波プローブの実像に虚像を重ねて表示する表示部を含み、操作者に前記実像及び前記虚像を視認させる、前記操作者の頭部に装着される頭部装着型表示装置と、前記超音波プローブの位置及び姿勢を検出する検出手段と、前記超音波プローブにて受信されたスキャン領域内の反射エコーに基づいて、超音波断層画像を生成する第1虚像形成部と、前記超音波プローブの姿勢に基づいて、前記スキャン領域の輪郭を示すスキャン輪郭画像を形成する第2虚像形成部と、を有し、前記頭部装着型表示装置の前記表示部は、前記超音波プローブの位置に基づいて前記スキャン輪郭画像を前記超音波プローブの実像位置に合わせて表示し、かつ、前記超音波断層画像を、前記超音波プローブの実像及び前記スキャン輪郭画像に重ならない位置に表示する画像形成装置に関する。

10

【0010】

本発明の一態様によれば、頭部装着型表示装置の視野に、被検体及び超音波プローブの実像を重ねて、スキャン輪郭画像及び超音波断層画像の虚像を表示することができる。それにより、操作者は被検体に対する超音波プローブの位置、スキャン範囲及び超音波断層画像を一視野内で認識できる。その結果、検査部位に対する超音波断層画像の解剖学的な位置関係を把握しながら、適切な超音波断層画像を取得できる。

20

【0011】

(2) 本発明の一態様では、前記第2虚像形成部は、予め記憶されたスキャン輪郭基本画像を、前記超音波プローブの姿勢に基づいて変形して、前記スキャン輪郭画像を形成することができる。

【0012】

このように、スキャン輪郭基本画像を超音波プローブの姿勢に基づいて変形することで、スキャン輪郭画像の生成が容易となる。

【0013】

(3) 本発明の一態様では、前記検出手段は、前記超音波プローブに設けられた3点を検出し、前記第2虚像形成部は、検出された3点の位置関係に基づいて、前記スキャン輪郭基本画像を変形して前記スキャン輪郭画像を形成することができる。

30

【0014】

超音波プローブに設けられた3点を検出することにより、超音波プローブの姿勢を検出できる。それにより、超音波プローブの姿勢を反映する超音波プローブ上の3点の位置関係に基づいて、スキャン輪郭基本画像を変形して、スキャン輪郭画像を容易に生成することができる。

【0015】

(4) 本発明の一態様では、前記第2虚像形成部は、前記超音波プローブ上の3点を結ぶ三角形と、前記3点のうちの一つの頂点と前記スキャン輪郭画像中の2点とを結ぶ三角形とが相似形であることを利用して、前記スキャン輪郭画像中の2点を特定することができる。

40

【0016】

相似する2つの三角形の対応する各二辺間の長さの比率は一定である。つまり、 $a/b/c$ と $a/d/e$ とが相似の関係にあると、 $1/a/b/1/a/d = 1/a/c/1/a/e = 1/b/c/1/d/e =$ が成立する。このことから、超音波プローブ上の3点(a, b, c)を結ぶ三角形 $a/b/c$ の各辺の長さ、一定比率とを用いて、スキャン輪郭画像中の2点(d, e)を特定することができる。このように、2つの三角形の相似関係を利用すると、スキャン輪郭画像を容易に生成することができる。

【0017】

(5) 本発明の他の態様は、(1)～(4)のいずれかに記載の画像形成装置と、超音

50

波プローブと、を有する超音波診断装置を定義している。この超音波診断装置によれば、検査部位に対する超音波断層画像の解剖学的な位置関係を把握しながら、適切な超音波断層画像を取得できる。

【 0 0 1 8 】

(6) 本発明の他の態様では、前記超音波プローブは、把持部を除く領域の 3 か所にマーカーを形成することができる。それにより、超音波プローブの姿勢を反映する超音波プローブ上の 3 つのマーカーの位置関係に基づいて、スキャン輪郭画像を容易に生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【 図 2 】 図 1 に示す頭部装着型表示装置の一例を示す図である。

【 図 3 】 図 1 に示す超音波プローブの一例を示す図である。

【 図 4 】 頭部装着型表示装置にて視認される実像と虚像の一例を示す図である。

【 図 5 】 頭部装着型表示装置にて視認される実像と虚像の他の一例を示す図である。

【 図 6 】 超音波の送受信動作と超音波断層画像 (第 1 虚像) の生成動作を示すフローチャートである。

【 図 7 】 超音波プローブの実像とスキャン輪郭基本画像 (第 2 虚像) とを示す図である。

【 図 8 】 図 7 の姿勢から縦軸廻りに変位した超音波プローブの実像とスキャン輪郭画像 (第 2 虚像) との関係を示す図である。

【 図 9 】 図 7 の姿勢から横軸廻りに変位した超音波プローブの実像とスキャン輪郭画像 (第 2 虚像) との関係を示す図である。

【 図 1 0 】 図 7 の姿勢から任意軸廻りに変位した超音波プローブの実像とスキャン輪郭画像 (第 2 虚像) との関係を示す図である。

【 図 1 1 】 超音波プローブ上の 3 点のマーカーのうちの頂点を除く 2 点を仮想点とした時の超音波プローブの実像とスキャン輪郭画像 (第 2 虚像) との関係を示す図である。

【 図 1 2 】 動作フローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、添付図面を参照しつつ本発明の一実施形態を説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではなく、本実施形態で説明される構成の全てが本発明の解決手段として必須であるとは限らない。

【 0 0 2 1 】

(1) 超音波診断装置の全体概要

図 1 は超音波診断装置のブロック図である。図 1 において、超音波診断装置 1 は大別して、医師や看護師などの操作者 2 の頭部に装着される頭部装着型表示装置 (H M D : ヘッドマウントディスプレイ) 1 0 と、被検体 3 に当接される超音波プローブ 5 0 と、 H M D 1 0 及び超音波プローブ 5 0 に接続される診断装置本体 1 0 0 とを有する。なお、本明細書では、 H M D 1 0 と診断装置本体 1 0 0 とを総称して画像形成装置と称する。本実施形態の超音波診断装置 1 では、フラットパネルに代えて H M D 1 0 が用いられる。 H M D 1 0 装着した操作者 2 は、被検体 3 及び超音波プローブ 5 0 を含む実像に、超音波プローブ 5 0 のスキャン領域及び超音波断層画像の虚像を重ねて視認できるようになっている。

【 0 0 2 2 】

診断装置本体 1 0 0 は、制御を司るシステム制御部 1 0 1 を有する。システム制御部 1 0 1 には、 H M D 1 0 を制御する H M D 制御部 1 0 2 と、超音波プローブ 5 0 を制御するプローブ制御部 1 0 3 と、 H M D 1 0 及び超音波プローブ 5 0 から入力されるアナログ情報をデジタル情報に変換する A D 変換器 1 0 4 と、が接続されている。システム制御部 1 0 1 に接続されたその他の構成については後述する。

【 0 0 2 3 】

(2) 頭部装着型表示装置 (H M D)

HMD 10 は、図 2 に示すように、操作者 2 の頭部に装着される眼鏡本体 11 を有する。眼鏡本体 11 には、表示部 20 及び撮像素子 30 が設けられている。表示部 20 は、眼鏡本体 11 にて透視できる被検体 3 及び超音波プローブ 50（共に実像）に重畳させて、超音波プローブ 50 のスキャン領域及び超音波断層画像（共に虚像）を表示するものである。

【0024】

表示部 20 は、例えば LCD（液晶ディスプレイ）等の映像表示部 21、第 1 ビームスプリッター 22、第 2 ビームスプリッター 23、第 1 凹状反射ミラー 24、第 2 凹状反射ミラー 25、シャッター 26 及び凸状レンズ 27 等を含むことができる。第 1 ビームスプリッター 22 は、操作者の左眼の正面に配置され、映像表示部 21 からの光を部分透過及び部分反射させる。第 2 ビームスプリッター 23 は、操作者の右眼の正面に配置され、第 1 ビームスプリッター 22 からの部分透過光を部分透過及び部分反射させる。第 1 凹状反射ミラー 24 は第 1 ビームスプリッター 22 の正面に配置され、第 1 ビームスプリッター 22 の部分反射光を部分反射させて、第 1 ビームスプリッター 22 を透過させて操作者の左眼に導く。第 2 凹状反射ミラー 25 は第 2 ビームスプリッター 23 の正面に配置され、第 2 ビームスプリッター 23 の部分反射光を部分反射させて、第 2 ビームスプリッター 23 を透過させて操作者の右眼に導く。凸状レンズ 27 は、シャッター 26 が開放された時に第 2 ビームスプリッター 23 の部分透過光を HMD 10 の外部に導くものである。

【0025】

HMD 10 に設けられた撮像素子 30 は、例えば CCD カメラ等で形成される。撮像素子 30 は、操作者 2 の視線方向から前方画像を撮像する。本実施形態では、撮像素子 30 は、被検体 3 に当てられている超音波プローブ 50 を撮像して、超音波プローブ 50 の位置及び姿勢を認識するために用いられる。

【0026】

（3）超音波プローブ

超音波プローブ 50 は、被検体 3 の腹部等に当接され、診断装置本体 100 のプローブ制御部 103 に制御されて、被検体 3 に超音波を照射し、被検体 3 内からの反射エコーを受信するものである。図 3 に示すように、超音波プローブ 50 の表面の少なくとも 3 か所には、マーカー 51、52、53 が設けられている。マーカー 51、52、53 は、操作者 2 の手によって超音波プローブ 50 が把持される把持部 54 以外の領域に配置される。それにより、HMD 10 に設けられた撮像素子 30 は、操作者 2 の手によって把持されている超音波プローブ 50 の 3 つのマーカー 51～53 を撮像することができる。マーカー 51～53 は、線対称位置に配置することが好ましい。なお、マーカー 51～53 は超音波プローブ 50 の裏面にも設けることができる。

【0027】

（4）診断装置本体

診断装置本体 100 は、図 1 に示すように、HMD 10 に表示される画像を形成するための各部 120、130、131、140、150、160、170 が接続されている。この各部について、図 4 及び図 5 に示す実像及び虚像の画像例を参照して説明する。図 4 及び図 5 は、HMD 10 を頭部に装着した操作者により視認される画像例を示している。

【0028】

HMD 10 は眼鏡機能を有するため、外部光が両目に入力されて実像が結像される。図 4 及び図 5 に示すように、被検体 3 と、超音波プローブ 50 と、超音波プローブ 50 を把持する操作者 2 の手 2A は、それぞれ実像である。

【0029】

HMD 10 の表示部 20 は、これら実像 2A、3、50 に重ねて、虚像としてのスキャン領域の輪郭画像（表示範囲とも称する）200A（200B）と超音波断層画像 210A（210B）とを、操作者 2 が視認できるように表示している。特に、スキャン領域の輪郭画像 200A（200B）が表示される位置は、実像である超音波プローブ 50 の超音波送受波面に続く位置である。また、図 5 の超音波プローブ 50 の姿勢は、図 4 の超音

波プローブ50を図5に示す縦軸廻りに回転されている。そのため、操作者の視線方向から見て、図4のスキャン領域の輪郭画像200Aと、図5のスキャン領域の輪郭画像200Bとは、異なるように表示される。このように、スキャン領域の輪郭画像は、超音波プローブ50の姿勢により表示が異なり、図4の超音波プローブ50を縦軸廻りに90°回転させると、スキャン領域の輪郭画像は1本の線となる。以上のことから、スキャン領域の輪郭画像200A(200B)を表示するには、超音波プローブ50の位置と姿勢を検出する必要があることが分かる。撮像素子30は、超音波プローブ50の位置と姿勢を検出するために設けられている。

【0030】

超音波断層画像210A(210B)は、関心部位である超音波プローブ50の実像とスキャン領域の輪郭画像200A(200B)とに重ならない位置に表示される。関心部位は、HMD10の視野12の中心領域となることから、超音波断層画像210A(210B)は視野12の四隅のいずれかに表示されることが好ましい。

【0031】

(4-1)第1虚像生成部の動作

第1虚像生成部として、図1に示すようにシステム制御部101には超音波断層画像生成部110が接続されている。超音波断層画像生成部110は、超音波プローブ50からAD変換器104を介して入力される情報に基づいて、超音波断層画像210A(210B)を生成する。

【0032】

超音波断層画像210A(210B)の生成手順を図6に示す。まず、プローブ制御部103により制御される超音波プローブ50から超音波を送信する(ST1)。次に、送信された超音波が被検体3の内部にて反射した反射波を、超音波プローブ50にて受信する(ST2)。超音波断層画像生成部110は、受信された反射波の情報とともに、超音波送信からの経過時間を、AD変換器104及びシステム制御部101を介して取得する。超音波断層画像生成部110は、受信された反射波の強さは「輝度」に変換し(ST3)、超音波伝搬速度(体内:約1540m/s)から、経過時間は「距離」に変換する(ST4)。以上の動作は、超音波送受信を一方方向にスキャンしながら繰り返す必要がある。そこで、超音波断層画像210A(210B)を生成するための規定送信回数に達したか否かを判断し(ST5)、ST5での判断がYESとなるまでST1~ST4が繰り返し実行される。

【0033】

(4-2)プローブ位置・姿勢の検出と第2虚像生成部の動作

上述した通り、HMD10に設けられた撮像素子30は、超音波プローブ50を撮像する。この撮像情報は、AD変換器104及びシステム制御部101を介して、プローブ位置・姿勢情報算出処理部120に入力される。プローブ位置・姿勢情報算出処理部120では、超音波プローブ50の撮像情報から、例えば、超音波プローブ50に設けられた3つのマーカー51~53の位置と、2つのマーカーを結ぶ線分と平行な超音波送受波面の位置(図4及び図5に示す超音波プローブ50の下辺の輪郭線55)が取得される。

【0034】

スキャン輪郭画像200A(200B)の基準データは、記憶装置160に予め格納されている。本実施形態の基準データは、例えばセクタスキャンの輪郭線であるが、リニアスキャン等、他のスキャン方式の輪郭画像を基準データとして保有していても良い。

【0035】

スキャン輪郭画像表示位置算出処理部130は、プローブ位置・姿勢情報算出処理部120からの超音波プローブ50の位置情報から、図4及び図5に示す視野12内での超音波プローブ50の下辺の輪郭線55の位置を算出する。HMD10の視野12と、そのHMD10に搭載された撮像素子30の撮像領域とは相関がある。このことから、撮像素子30の画像中の位置から、HMD10の視野12中の位置を指定することができる。これにより、スキャン輪郭画像200A(200B)の上辺の表示位置が特定される。

【 0 0 3 6 】

第2虚像生成部であるスキャン輪郭画像表示範囲算出処理部131は、撮像された3つのマーカー51～53より把握される超音波プローブ50の姿勢から、記憶装置160に格納されているスキャン輪郭画像の基本データを変形して表示範囲を設定し、スキャン輪郭画像200A(200B)を生成する。

【 0 0 3 7 】

ここで、3つのマーカー51～53に基づいて、スキャン輪郭画像の基本データを変形する具体的手法の一例を、図7～図12を参照して説明する。図7は、操作者2と正対する超音波プローブ50と、スキャン輪郭画像の基本画像(スキャン輪郭基本画像)200Aを示している。超音波プローブ50上の3つのマーカー51～53を結ぶ三角形を abc と定義する。超音波プローブ50の頂点a(マーカー51)と、スキャン輪郭基本画像200Aの下辺の2点d, eとを結ぶ三角形を ade と定義する。説明の便宜上、 abc と ade とが相似の関係にあるものとする。

【 0 0 3 8 】

abc と ade とが相似の関係にあると、

$$= lab / Lad = lac / Lae = lbc / Lde \dots (1)$$

が成立する。ただし、 lab は点a bを結ぶ線分の長さであり、 Lad は点a dを結ぶ線分の長さである。また、係数 l は、実際の超音波プローブ50の大きさとスキャン領域の輪郭画像(表示範囲)の大きさから、求まる値である。

【 0 0 3 9 】

図8は、図7に示す超音波プローブ50の姿勢から、図8中の縦軸Lの廻りに回転させた時の超音波プローブ50と、その回転角に従いスキャン輪郭基本画像200Aを変形させたスキャン輪郭画像200Bとを示している。この場合も、 $ab'c'$ と $ad'e'$ とが相似の関係にあることから、

$$= lab' / Lad' = lac' / Lae' = lbc' / Lde' \dots (2)$$

が成立する。

【 0 0 4 0 】

図9は、図7に示す超音波プローブ50の姿勢から、図9中の超音波プローブ50の下辺55の廻りに回転させた時の超音波プローブ50と、その回転角に従いスキャン輪郭基本画像200Aを変形させたスキャン輪郭画像200Cとを示している。この場合も、 $ab'c'$ と $ad'e'$ とが相似の関係にあることから、

$$= lab' / Lad' = lac' / Lae' = lbc' / Lde' \dots (3)$$

が成立する。

【 0 0 4 1 】

図10は、図7に示す超音波プローブ50の姿勢から、任意の軸廻りに回転させた時の超音波プローブ50と、その回転角に従いスキャン輪郭基本画像200Aを変形させたスキャン輪郭画像200Dとを示している。この場合も、 $ab'c'$ と $ad'e'$ とが相似の関係にあることから、

$$= lab' / Lad' = lac' / Lae' = lbc' / Lde' \dots (4)$$

が成立する。

【 0 0 4 2 】

従って、超音波プローブ50の3点(マーカー51～53)間の距離が解れば、図10に示すように任意軸廻りに回転された姿勢の超音波プローブ50の頂点a'を含む三角形 $ad'e'$ の3点間の距離は、

$$La'd' = (lab' / lab) \times Lad = lab' /$$

$$La'e' = (lac' / lac) \times Lae = lac' /$$

$$Ld'e' = (lbc' / lbc) \times Lde = lbc' /$$

$$\dots (5)$$

で求めることができる。

それにより、スキャン輪郭基本画像 200A から変形されたスキャン輪郭画像 200B ~ 200D を特定することができる。

【0043】

なお、図 11 に示すように 3 点マーカーにより形成される abc と ade とが相似形とならない場合がある。この場合であっても、図 11 に示すようにマーカーの 2 点 b, c を結ぶ延長線上に仮想点 b', c' を算出することで、スキャン輪郭画像 200E を上記の算出方法を利用して算出することができる。

【0044】

以上のアルゴリズムを用いると、スキャン輪郭画像表示位置算出処理部 130 は図 12 に示す操作手順によりスキャン輪郭基本画像 200A からスキャン輪郭画像 200B ~ 200E を生成することができる。10
まず、超音波プローブ 50 上の 3 点 (a, b, c) 間の距離 l と、プローブ頂点 a から表示範囲 200A を含む 3 点 (a, d, e) 間の距離 L の比率 ($= l / L$: 式 (1) 参照) を算出する (ST11)。次に、プローブ撮影画像から、例えば図 10 に示す超音波プローブ 50 上の 3 点 (a', b', c') 間の距離 l' を算出する (ST12)。さらに、プローブ頂点 a' から表示範囲 200E を含む 3 点 (a', d', e') 間の距離 L' を、 $L' = l' \times (L / l) = l' /$ の式 (5) により算出する (ST13)。次に、プローブ頂点 a' からプローブ上の他の 2 (b', c') の延長線上に、上記で算出した距離に応じ、表示範囲 200E の点 (d', e') の位置を算出する (ST14)。最後に、プローブ撮影画像からの 2 点 (b', c') と、上記で算出した表示範囲 200E の 2 点 (d', e') を用い、表示範囲 200E の画像情報を生成20
する (ST15)。

【0045】

図 1 に示す合成画像生成処理部 140 は、図 4 及び図 5 に示す虚像であるスキャン輪郭画像 200A (200B ~ 200E) と超音波断層画像 210A (210B) とを、上述した表示位置に設定した合成画像を生成する。HMD 制御部 102 は、合成画像生成処理部 140 からの合成画像を HMD 10 の表示部 20 にて表示制御することで、図 4 及び図 5 に示すように操作者 2 は実像に虚像を重ねて視認することができる。

【0046】

なお、図 1 に示す操作用 I / F 制御部 150 は、図示しない操作用 I / F を制御して、操作入力情報を取り込み制御する。また、機器表示用情報変換処理部 170 は、HMD 10 の表示部 20 に表示される機器表示用情報を変換処理する。30

【0047】

以上の通り、本実施形態によれば被検体 3 の部位と接触している超音波プローブ 50 の位置関係を、超音波断層画像 210A (210B) を見ながら把握できる。そのため、解剖学の知識による被検体 3 の部位/断面と超音波断層画像の把握が行い易くなる。また、操作者 2 の視線に対する超音波プローブ 50 の位置や姿勢を考慮してスキャン輪郭画像 200A ~ 200E の画像表示を行なうことにより、超音波プローブ 50 と超音波断層画像 210A (210B) との位置関係を容易に把握することが可能となる。また、被検体 3 の体表面の状況などを観察しつつ、超音波断層画像 210A (210B) を見ることができ40

【0048】

本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。したがって、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれる。例えば、明細書または図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語とともに記載された用語は、明細書または図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えられることができる。また、HMD 10、超音波プローブ 50、診断装置本体 100 の構成および動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形が可能である。

【0049】

例えば、使用される超音波プローブは、二次元超音波断層画像を表示ためのものではな50

く、三次元超音波断層画像を表示するものを使用しても良い。この場合、表示している二次元断層の表示範囲を複数表示することで、三次元超音波断層画像の断面を把握することができる。

【 0 0 5 0 】

また、超音波プローブ 5 0 に超音波画質調整などを行なう操作機能を付加しても良い。この場合、操作者 2 の視線上に、画像品質の調整を行う操作機能があることから、操作性の向上につながるものと考えられる。視界上の超音波断層画像を表示していない領域に、画像品質の設定値やその他の情報(距離のメモリなど)を表示しても良い。視野 1 2 の領域と比較して、超音波断層画像 2 1 0 A (2 1 0 B) の表示範囲は小さい場合がある。超音波断層画像の表示範囲以外に、さまざまな情報を表示しても、診断作業には、大きな影響を及ぼさないものと考えられる。

10

【 0 0 5 1 】

視野 1 2 の領域と比較して、超音波断層画像 2 1 0 A (2 1 0 B) の表示範囲が非常に大きい場合であっても、着目している中央付近の領域(関心領域)以外であれば、さまざまな情報を表示しても影響は少ない。

【 0 0 5 2 】

操作者 2 以外が断層画像 2 1 0 A (2 1 0 B) を見るように、HMD 1 0 のみではなく、通常のディスプレイなどの表示装置を同時に使用しても良い。HMD 1 0 のみの表示であれば、他の医師と共有することができず、また診断を行っている超音波断層画像を基に被検査者(被検体) 3 への状況を説明することが困難となるからである。

20

【 0 0 5 3 】

また、超音波プローブ 5 0 上の 3 点(5 1 ~ 5 3)の検出手段として、撮像素子 3 0 以外に、例えば超音波や赤外線等を用いても良い。

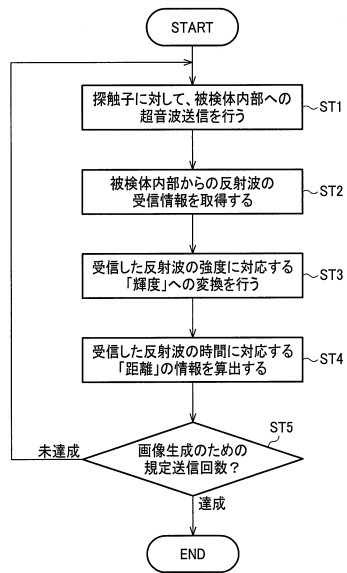
【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

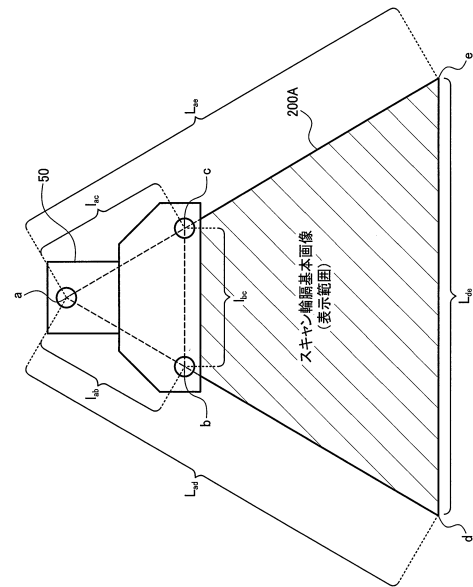
1 超音波診断装置、2 操作者、3 被検体、1 0 頭部装着型表示装置(HMD)、1 1 眼鏡本体、1 2 視野、2 0 表示部、2 1 映像表示部、2 2 第 1 ビームスプリッター、2 3 第 2 ビームスプリッター、2 4 第 1 凹状反射ミラー、2 5 第 2 凹状反射ミラー、2 6 シャッター、2 7 凸状レンズ、3 0 撮像素子、5 0 超音波プローブ、5 1 第 1 マーカー、5 2 第 2 マーカー、5 3 第 3 マーカー、5 4 把持部、5 5 プローブ下面(超音波送受波面)、1 0 0 診断装置本体、1 0 1 システム制御部、1 0 2 HMD 制御部、1 0 3 プローブ制御部、1 0 4 A/D 変換部、1 1 0 超音波断層画像生成処理部(第 2 虚像生成部)、1 2 0 プローブ位置・姿勢情報算出処理部、1 3 0 スキャン輪郭画像表示位置算出処理部、1 3 1 スキャン輪郭画像表示範囲算出処理部(第 1 虚像生成部)、1 4 0 合成画像生成処理部、1 5 0 操作用 I/F 制御部、1 6 0 記憶装置、1 7 0 機器表示用情報変換処理部

30

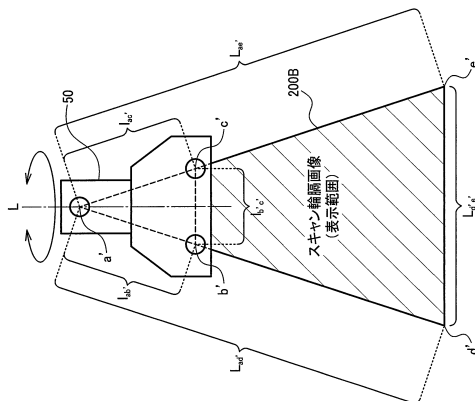
【図 6】



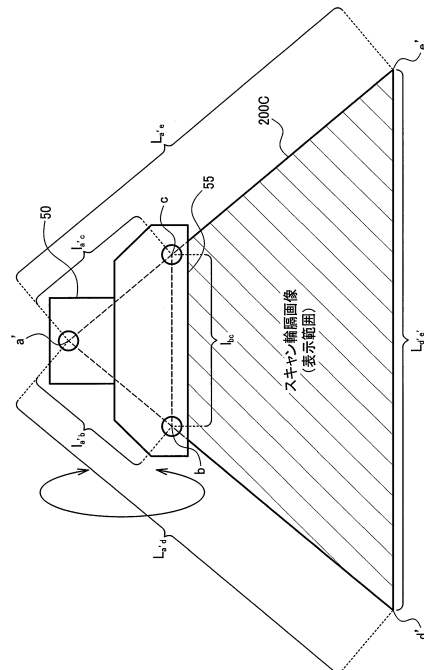
【図 7】



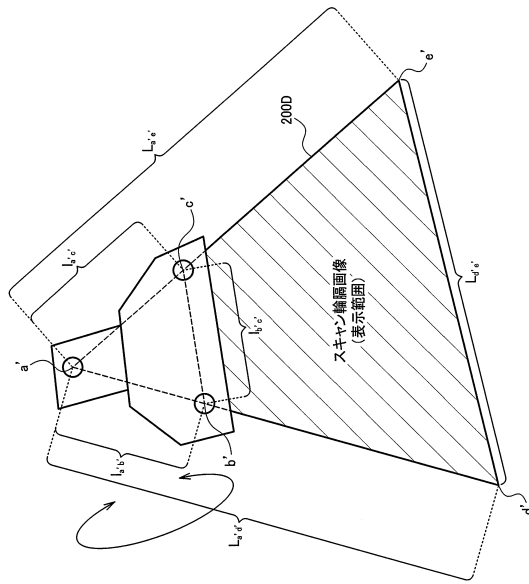
【図 8】



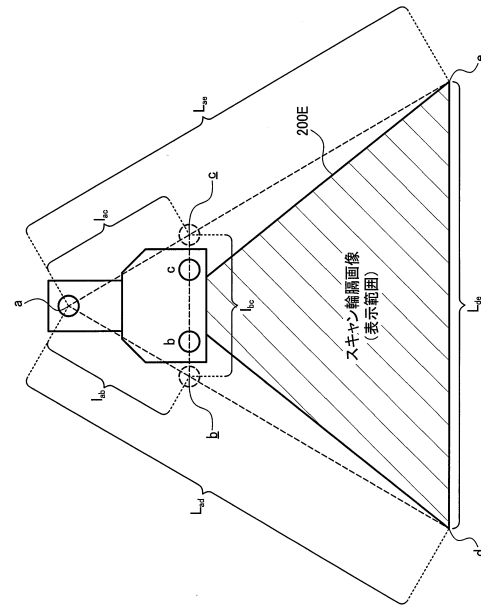
【図 9】



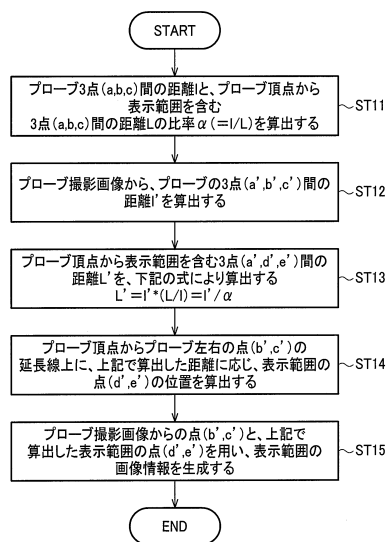
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 1 7 0 7 4 7 (J P , A)
米国特許第 0 7 1 4 2 9 0 5 (U S , B 2)
特開 2 0 1 3 - 2 5 5 6 5 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0