

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5202916号
(P5202916)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-255056 (P2007-255056)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成19年9月28日(2007.9.28)	(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
(65) 公開番号	特開2009-82365 (P2009-82365A)	(74) 代理人	100088720 弁理士 小川 眞一
(43) 公開日	平成21年4月23日(2009.4.23)	(74) 代理人	100118430 弁理士 中原 文彦
審査請求日	平成22年8月11日(2010.8.11)	(72) 発明者	赤木 和哉 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置およびその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、前記取得手段により取得された前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された前記超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において、

使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出手段を

備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項2】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、前記取得手段により取得された前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された前記超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において、

使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標及びプローブ表面位置座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出手段を

備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項3】

20

前記仮想原点座標は、リニアプローブ及びセクタープローブの場合にはプローブ表面に設定され、コンベックスプローブの場合にはプローブ内部に設定される

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記超音波画像上における前記対象部上の 2 点の位置座標から得られる代表座標に基づいて、前記対象部の深さ情報を算出する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記代表座標は、前記対象部の 2 点の位置座標の内、最も深い座標か最も浅い座標のいずれかとした

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記算出手段は、前記超音波画像上における前記対象部上のトレースラインから得られる代表座標に基づいて、前記対象部の深さ情報を算出する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記代表座標は、前記対象部上のトレースラインから得られる位置座標の内、トレースラインの重心座標、最も深い座標あるいは最も浅い座標のいずれかとした

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

前記算出手段は、オブリークスキャンを行う場合には、そのオブリーク角に合わせて深さ情報を補正する

ことを特徴とする請求項 1、2、4、6 のいずれかに 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記形状計測は距離計測あるいは面積計測であって、マーカ若しくはトレースラインの配置により、形状計測と、深さ計測の両方が行われ、形状計測により得られた形状情報及び深さ計測により得られた深さ情報の両方が表示されることを

特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 10】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、前記取得手段により取得された前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された前記超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において実行される制御プログラムであって、

使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出ステップを

含むことを特徴とする超音波画像診断装置の制御プログラム。

【請求項 11】

被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、前記取得手段により取得された前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、前記生成手段により生成された前記超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において実行される制御プログラムであって、

使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標及びプローブ表面位置座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出ステップを

含むことを特徴とする超音波画像診断装置の制御プログラム。

【請求項 12】

前記算出ステップは、前記超音波画像上における前記対象部上の 2 点の位置座標から得られる代表座標に基づいて、前記対象部の深さ情報を算出する

ことを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の超音波画像診断装置の制御プログラム

10

20

30

40

50

。_

【請求項 13】

前記算出ステップは、前記超音波画像上における前記対象部上のトレースラインから得られる代表座標に基づいて、前記対象部の深さ情報を算出することを特徴とする請求項 10 または 11 に記載の超音波画像診断装置の制御プログラム

。_

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置およびその制御プログラムに関し、特に、超音波画像上の対象部を計測する超音波画像診断装置およびその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波プローブを被検体である生体の体表に当接させて、生体内に超音波ビームを放射し、生体組織の境界で反射して生じる反射波を再び超音波プローブで受信し、診断に用いる生体内の超音波画像（断層画像）を再構成する超音波画像診断装置がある。

【0003】

医療技術のひとつとして、バイオプシと呼ばれる穿刺針を生体内に刺入して、腫瘍などの組織の採取等の検査や、薬剤の局所投与あるいは穿刺針からのマイクロ波やラジオ波の照射等の温熱治療などを行う穿刺術が行われている。このような穿刺術は、損傷により大出血を起こす危険性のある血管などを避けるために、または、対象部である腫瘍などの組織に対して確実に穿刺するために、超音波画像診断装置によって生成される超音波画像を参照しながら行われている。

【0004】

このような超音波画像を用いる穿刺術においては、確実に対象部に穿刺するために、刺入開始位置の体表（プローブ表面）から対象部（例えば腫瘍）までの距離（深さ）を算出する必要がある。例えば、図 13（a）に示すように、操作者が対象部 Z の大きさとして始点 S と終点 E の 2 点間を指定することにより距離 A が算出され、次に、図 13（b）に示すように、対象部 Z の代表点（例えば始点 S と終点 E を直線で結んだ中点）と体表位置 X を指定することにより距離 B（体表から対象部までの深さ）が算出される。なお、距離計測のための対象部の位置指定は、キャリパ C（図中における + 印）と呼ばれる計測用ノギスを超音波画像に重ねて表示させ、超音波画像診断装置に設けられているコントロールパネルを用いて、キャリパ C を画面上で対象部 Z まで移動させ、所定の位置で確定操作をすることにより行われる。

【0005】

ところで、対象部 Z が超音波画像上で大きく表示されている場合には比較的位置合わせを行いやすいが、対象部 Z が超音波画像上で小さく表示されている場合には位置合わせを行うことが困難である。

【0006】

そこで、例えば、図 14（a）に示すように、対象部 Z を計測しやすいように拡大表示することで、容易に対象部 Z の大きさとして始点 S と終点 E の 2 点間を指定することができる。しかしながら、対象部 Z を拡大表示したことにより体表が表示されておらず、体表から対象部 Z までの距離を算出する際には、一度拡大率を変更して体表から対象部までを一画面で表示できるように操作する必要がある。そして、拡大率を変更した後に、図 14（b）に示すように、対象部 Z の代表点と体表位置 X を指定することにより距離 B が算出される。

【0007】

この計測精度をあげるために、特許文献 1 には、計測対象を拡大した象と、広範囲の像を同時表示することにより、全体像の把握と、計測対象への位置合わせを容易に行うこと

10

20

30

40

50

ができるようになされている。

【0008】

また、超音波プローブを回転させながら主走査を行うことにより3次元スキャンが行われる。これにより、例えば図15に示すように、超音波画像診断装置によって生成される3次元の超音波画像が取得される。しかしながら、超音波プローブを任意の方向に回転させている場合には、体表位置が必ずしも画面の上部ではないことがあり、体表位置を正しく認識することが困難である。図15の例において、ウィンドウW1は、ウィンドウW4に表示されている超音波画像上の対象部ZをK1でスライスした場合の超音波画像であり、ウィンドウW2は、ウィンドウW4に表示されている対象部ZをK2方向に観察した場合の超音波画像であり、ウィンドウW3は、ウィンドウW4に表示されている対象部ZをK3でスライスした場合の超音波画像である。

10

【特許文献1】特開平10-314167号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述したように、対象部の超音波画像が拡大表示されている場合や3次元超音波画像が表示されている場合には、体表位置を指定するのに拡大率を変更したり回転を任意の方向に戻す必要があり、操作が煩雑であった。

【0010】

本発明はこのような状況に鑑みてなされたものであり、超音波画像上の対象部の形状を計測した際に自動的に深さ情報を算出することができる超音波画像診断装置およびその制御プログラムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の実施の形態に係る第1の特徴は、被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、取得手段により取得された受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、生成手段により生成された超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において、使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出手段を備える。

30

【0012】

本発明の実施の形態に係る第2の特徴は、被検体を超音波で走査して得られる受信信号を取得する取得手段と、取得手段により取得された受信信号に基づいて超音波画像を生成する生成手段と、生成手段により生成された超音波画像を表示する表示手段とを有する超音波画像診断装置において実行される制御プログラムであって、使用される超音波プローブの種別に応じて得られる仮想原点座標と、被検体の対象部の形状計測の際に得られる対象部の位置座標とに基づいて、被検体の対象部の深さ情報を算出する算出ステップを含む。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波画像上の対象部の形状を計測した際に自動的に深さ情報を算出できるので、超音波画像の拡大率を変更するなどの煩わしい操作をすることがなくなり、検査効率が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0015】

図1は、本発明を適用した超音波画像診断装置1の構成例を示す図である。

50

【 0 0 1 6 】

図 1 に示す超音波画像診断装置 1 は、超音波を利用して被検体の内部を画像化するものであって、装置本体 2、超音波プローブ 3、コントロールパネル 4、およびモニタ 5 とで構成されている。

【 0 0 1 7 】

装置本体 2 は、ベッドサイドでの診断ができるようにキャスタを備えており、内部には超音波プローブ 3 に駆動信号を印加するとともに、超音波プローブ 3 により取得されたエコー信号に基づいて受信信号を生成し、その受信信号に基づいて、被検体に関する超音波画像を生成する手段が備えられている。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 3 は、被検体の体表面にその先端面を接触させ超音波の送受波を行うものであり、複数個の圧電振動子を有しており、それらは 2 次元的に配列されている。この超音波プローブ 3 の形態は、図 2 (a) に示すように、z 方向に放射される超音波ビームで扇状の 2 次元領域を x 方向に走査し、いわゆるセクタスキャンを行う超音波プローブ 3 a、図 2 (b) に示すように、z 方向に放射される超音波ビームで扇面状の 2 次元領域を x 方向に走査し、いわゆるコンベックスキャンを行う超音波プローブ 3 b、図 2 (c) に示すように、z 方向に放射される超音波ビームを矩形形状の 2 次元領域を x 方向に走査し、いわゆるリニアスキャンを行う超音波プローブ 3 c であり、操作者により、これらの中から任意に選択される。

【 0 0 1 9 】

コントロールパネル 4 は、トラックボールやスイッチなどで構成されており、操作者により、撮像された超音波画像における対象部の大きさの計測、検査開始や終了、およびフリーズ操作などが行われる。モニタ 5 は、超音波プローブ 3 で受波され装置本体 2 で処理された超音波画像データを表示する。

【 0 0 2 0 】

図 3 は、超音波画像診断装置 1 の内部の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 2 1 】

装置本体 2 のコネクタ 2 a は、超音波プローブ 3 が装着されたとき、超音波プローブ 3 が固有に持つ ID を取得して送受信部 2 b に出力する。またコネクタ 2 a は、送受信部 2 b から受信した超音波駆動信号を超音波プローブ 3 に送信したり、超音波プローブ 2 b から受信した超音波受信信号を送受信部 2 b に送信する。

【 0 0 2 2 】

送受信部 2 b は、コネクタ 2 a より取得した ID に基づいて、超音波プローブ 3 がセクタスキャン、コンベックスキャン、あるいはリニアスキャンのいずれであるかを認識する。また送受信部 2 b は、超音波プローブ 3 から送信超音波を発生させるための超音波駆動信号を生成してコネクタ 2 a を介して超音波プローブ 3 に送信したり、コネクタ 2 a を介して超音波プローブ 3 の圧電振動子から得られる複数チャンネルの超音波受信信号に対して整相加算を行い、信号処理部 2 c に出力する。

【 0 0 2 3 】

信号処理部 2 c は、B モード処理部、ドブラ処理部、およびカラーモード処理部を有しており、送受信部 2 b から出力されたデータは、いずれかの処理部で所定の処理が施される。B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。ドブラ処理部は、ドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに FFT (Fast Fourier Transform) 処理などを施して血流情報を有するデータを生成する。カラーモード処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。

【 0 0 2 4 】

DSC (Digital Scan Converter) 2 d は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表されるデータに変換する (スキャンコンバージョン処理)。例えば、B モード処理部から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理

10

20

30

40

50

が施されると、被検体の組織形状を2次元情報として表わす断層像データが生成される。

【0025】

画像生成部2eは、断層像データからボクセルデータを生成し、さらにボリュームレンダリング処理を行って3次元超音波画像データなどを生成してモニタ5に表示させる。

【0026】

制御部2fは、例えばCPU(Central Processing Unit)からなり、コントロールパネル4からの入力信号に基づいて、図示せぬ記憶部に記憶されている制御プログラムなどを読み出して実行することにより各部の制御を行う。

【0027】

制御部2fの座標制御部2f-1は、コントロールパネル4からの入力信号に基づいて、操作者が設定した計測キャリパの位置座標を取得する。ここで、計測キャリパとは、対象部を計測するための計測用ノギスのことであり、超音波画像に重ねて表示される。この計測キャリパは、トラックボールなどの動きに従って画面上を移動するようになされており、操作者は、このキャリパを対象部に位置合わせし、確定操作を行うことで対象部の大きさ(例えば距離、周囲長、または面積)を得ることができる。

10

【0028】

キャリパの位置合わせは、例えば、図4(a)に示すように、キャリパCを対象部Zの所望位置に移動させ、図4(b)に示すように、所望位置(始点)で確定操作が行われた場合に、その位置座標S(x1, y1)が座標制御部2f-1で取得される。次に、図4(c)に示すように、キャリパCを対象部Zの対角まで移動させ、図4(d)に示すように、対象部Zの対角位置(終点)で確定操作が行われた場合に、その位置座標E(x2, y2)が座標制御部2f-1で取得される。

20

【0029】

図3の説明に戻る。計算処理部2f-2は、座標制御部2f-1から取得した位置座標から代表座標を算出する。例えば、計算処理部2f-2は、対象部を距離計測した場合、図5(a)に示すように、位置座標M1と位置座標M2の中間点M3を代表座標として算出するか、図5(b)に示すように、位置座標M1と位置座標M2のうちの深いほうの位置座標M1を代表座標として算出するか、あるいは、図5(c)に示すように、位置座標M1と位置座標M2のうちの浅いほうの位置座標M2を代表座標として算出する。また例えば、計算処理部2f-2は、対象部を面積計測した場合、図6(a)に示すように、対象部上のトレースラインLの重心座標Mを代表座標として算出するか、図6(b)に示すように、対象部上のトレースラインLの周囲点のうち、深い方の位置座標Mを代表座標として算出するか、あるいは、図6(c)に示すように、対象部上のトレースラインLの周囲点のうち、浅いほうの位置座標Mを代表座標として算出する。

30

【0030】

次に、計算処理部2f-2は、データ格納部2gから、現在装着されている超音波プローブ3に関するプローブ情報を取得する。データ格納部2gには、例えば図7に示すように、超音波プローブ3のIDに対応付けて、超音波画像上における超音波ビームの放射開始位置としての仮想原点座標およびプローブ表面位置(被検体の体表位置)からなるプローブ情報が格納されている。図7の例では、1のIDに対応付けてセクタスキャンのプローブ情報が格納され、2のIDに対応付けてコンベックスキャンのプローブ情報が格納され、3のIDに対応付けてリニアスキャンのプローブ情報が格納されている。

40

【0031】

例えば、セクタスキャンを行う超音波プローブ3aが装着されている場合、計算処理部2f-2は、セクタスキャンを表わす1のIDに対応付けられたプローブ情報を取得する。これにより、図8(a)に示すような仮想原点座標Oが取得される(セクタスキャンを行う超音波プローブ3aの場合、仮想原点座標とプローブ表面位置は同じである)。また例えば、コンベックスキャンを行う超音波プローブ3bが装着されている場合、計算処理部2f-2は、コンベックスキャンを表わす2のIDに対応付けられたプローブ情報を取得する。これにより、図8(b)に示すような仮想原点座標Oおよびプローブ表面位

50

置 T が取得される。また例えば、リニアスキャンを行う超音波プローブ 3 c が装着されている場合、計算処理部 2 f - 2 は、リニアスキャンを表わす 3 の ID に対応付けられたプローブ情報を取得する。これにより、図 8 (c) に示すような仮想原点座標 O_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) およびプローブ表面位置 T が取得される。

【 0 0 3 2 】

次に、代表座標 M と仮想原点座標 O を直線で結んだ際のプローブ表面位置上の交点座標 X を取得する。例えば、コンベックススキャンを行う超音波プローブ 3 b が装着されている場合、図 8 (b) に示すような交点座標 X が取得され、リニアスキャンを行う超音波プローブ 3 c が装着されている場合、図 8 (c) に示すような交点座標 X が取得される。なお、セクタスキャンを行う超音波プローブ 3 a の場合、仮想原点座標とプローブ表面位置は同じであるため、仮想原点座標が交点座標 X となる。さらに計算処理部 2 f - 2 は、代表座標 M とプローブ表面位置上の交点座標 X の 2 点間の距離 D を深さ情報として算出する。

10

【 0 0 3 3 】

結果表示部 2 f - 3 は、計算処理部 2 f - 2 で算出された深さ情報を、断層像や 3 次元画像などとともにモニタ 5 に表示させる。

【 0 0 3 4 】

次に、図 9 のフローチャートを参照して、超音波画像診断装置 1 が実行する深さ情報算出処理について説明する。なお、装置本体 2 にはコンベックススキャンを行う超音波プローブ 3 b が装着されているものとして説明する。

20

【 0 0 3 5 】

ステップ S 1 において、座標制御部 2 f - 1 は、操作者によりコントロールパネル 4 が操作され計測キャリパが設定されたか否かを判定し、計測キャリパが設定されるまで待機する。待機中、座標制御部 2 f - 1 は、コントロールパネル 4 からの入力信号に基づいて、座標位置を更新する。ここで、座標位置の更新とは、コントロールパネル 4 に設けられたトラックボールなどの動きに従って、キャリパ C が画面上を移動するようになされており、このキャリパ C の移動により遷移する座標位置が計算されることである。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 1 において、計測キャリパが設定されたと判定されると、ステップ S 2 に進み、座標制御部 2 f - 1 は、コントロールパネル 4 からの入力信号に基づいて、操作者が設定した計測キャリパの位置座標を取得する。これにより、例えば、図 1 0 に示すように、対象部 Z の始点 S と終点 E の位置座標が取得される。

30

【 0 0 3 7 】

ステップ S 3 において、計算処理部 2 f - 2 は、ステップ S 2 の処理で取得された位置座標から代表座標を算出する。図 1 0 の例では、始点 S と終点 E の中点 M が代表座標として算出される。そして、計算処理部 2 f - 2 は、ステップ S 4 において、スキャン（走査）ごとに有する仮想原点座標をデータ格納部 2 g から取得し、ステップ S 5 において、スキャンごとに有するプローブ表面位置をデータ格納部 2 g から取得する。図 1 0 の例では、コンベックススキャンの仮想原点座標 O とプローブ表面位置 T が取得される。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 6 において、計算処理部 2 f - 2 は、代表座標から仮想原点座標に向かってプローブ表面位置までの距離を算出し、この値を深さ情報とする。図 1 0 の例では、代表座標 M と仮想原点座標 O を直線で結んだ際のプローブ表面位置 T 上の交点座標 X が取得され、この交点座標 X と代表座標 M の 2 点間の距離 D が算出される。ステップ S 7 において、結果表示部 2 f - 3 は、ステップ S 6 の処理で算出された深さ情報を、断層像や 3 次元画像などとともにモニタ 5 に表示させる。

40

【 0 0 3 9 】

以上の処理によって、操作者により設定された計測キャリパ情報と装置本体 2 が持つプローブ情報から、自動的に深さ情報を算出することが可能となり、検査効率が向上する。また、体表位置を設定する必要がないため、断層像が拡大され体表位置が画像上に表示さ

50

れていない場合でも容易に深さ情報を算出することが可能となる。さらに、3次元画像の場合など、体表方向が必ずしも一定ではなく、深さの計測がし難い場合でも容易に深さ情報を算出することが可能となる。

【0040】

ところで、リニアスキャンを行う超音波プローブ3cを斜めに走査(オプリークスキャン)した場合には、図11に示すように、代表座標Mとプローブ表面位置T上の交点座標Xの2点間の距離Lを算出し、次式(1)に従って、深さ情報Dを算出する(はオプリーク角)。これにより、垂直に走査した場合と同様の深さ情報を得ることができる。

【0041】

$$D = L \cdot \cos$$

・・・(1)

10

以上においては、代表座標Mから仮想原点方向のプローブ表面位置T上の交点座標Xとの距離Dを深さ情報として算出するようにしたが、本発明はこれに限らず、例えば、図12に示すように、代表座標Mからプローブ表面位置T上の座標をサーチし、代表座標Mからの距離が最も短くなるものを深さ情報として算出するようにしてもよい。

【0042】

なおこの発明は、上記実施の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したり、上記実施の形態に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることにより種々の発明を形成できる。例えば、実施の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、異なる実施の形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明を適用した超音波画像診断装置の構成例を示す図である。

【図2】超音波プローブの形態を説明する図である。

【図3】超音波画像診断装置の内部の構成例を示すブロック図である。

【図4】キャリアの位置合わせを説明する図である。

【図5】2点間の距離計測における代表座標を算出する例を示す図である。

【図6】面積計測における代表座標を算出する例を示す図である。

【図7】データ格納部に格納されている情報を説明する図である。

【図8】スキャンごとに有する仮想原点座標とプローブ表面位置を説明する図である。

30

【図9】深さ情報算出処理を説明するフローチャートである。

【図10】深さ情報算出処理を説明する図である。

【図11】リニアスキャンのプローブを斜め走査した場合の深さ情報の算出処理を説明する図である。

【図12】仮想原点を用いずに深さ情報を算出する例を説明する図である。

【図13】超音波画像の表示例を示す図である。

【図14】対象部を拡大した場合の超音波画像の表示例を示す図である。

【図15】3次元の超音波画像の表示例を示す図である。

【符号の説明】

【0044】

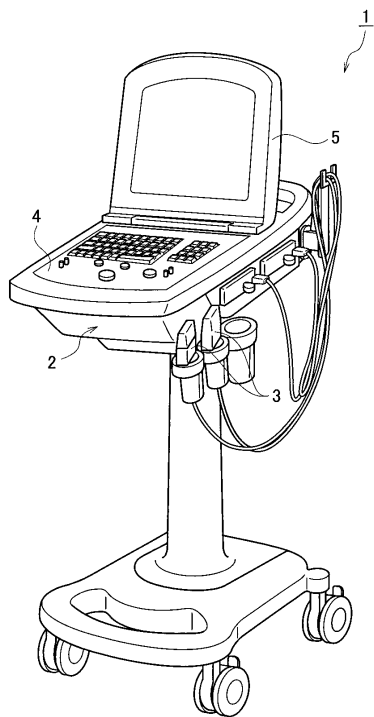
40

- 1 超音波画像診断装置
- 2 装置本体
- 2 b 送受信部
- 2 f 制御部
- 2 f - 1 座標制御部
- 2 f - 2 計算処理部
- 2 f - 3 結果表示部
- 2 g データ格納部
- 3 超音波プローブ
- 4 コントロールパネル

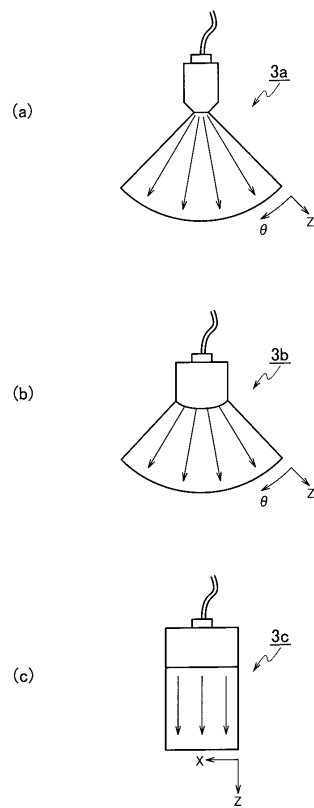
50

5 モニタ

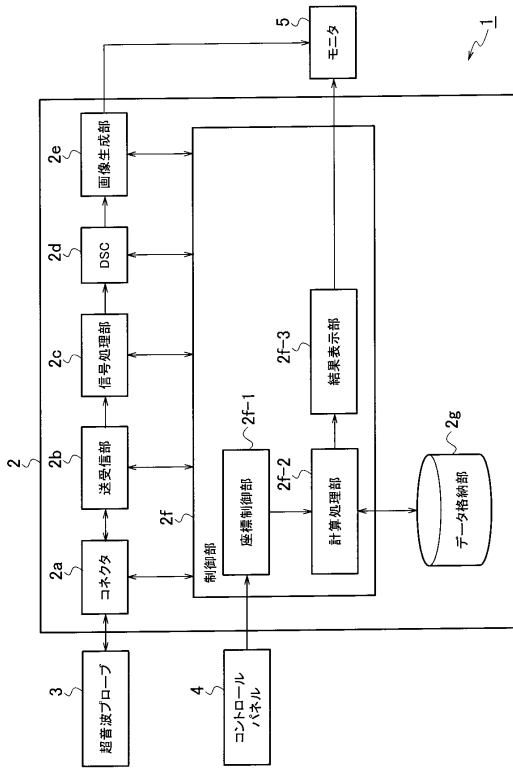
【図1】



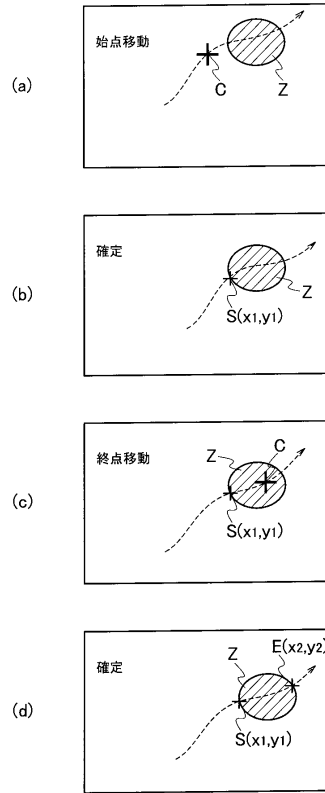
【図2】



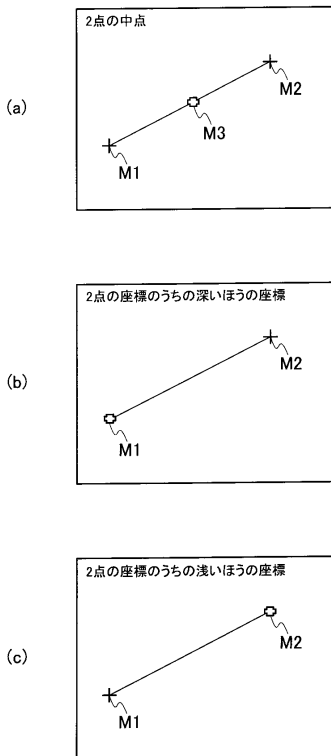
【図3】



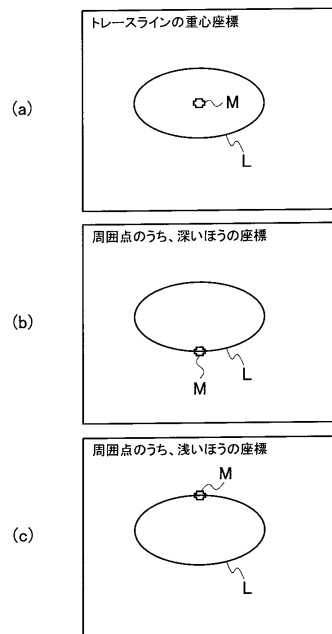
【図4】



【図5】



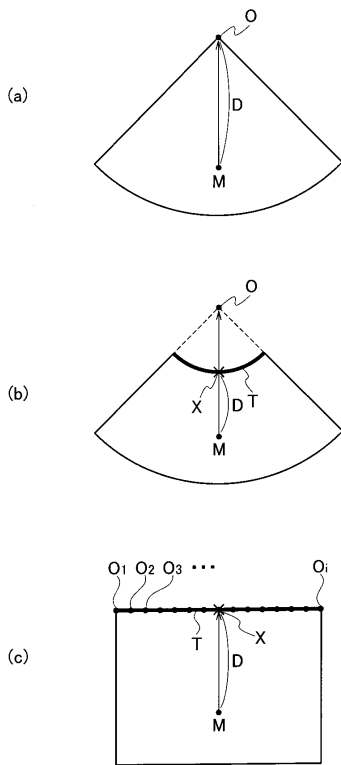
【図6】



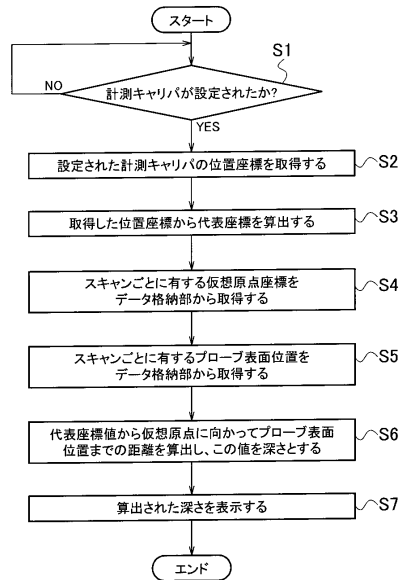
【図7】

ID	格納情報
1	セクタスキャンのプロープ情報
2	コンベックスキャンのプロープ情報
3	リニアスキャンのプロープ情報

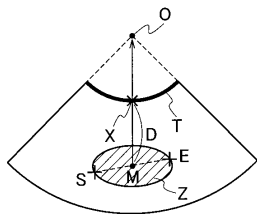
【図 8】



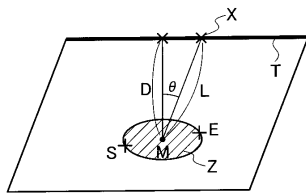
【図 9】



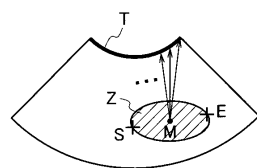
【図 10】



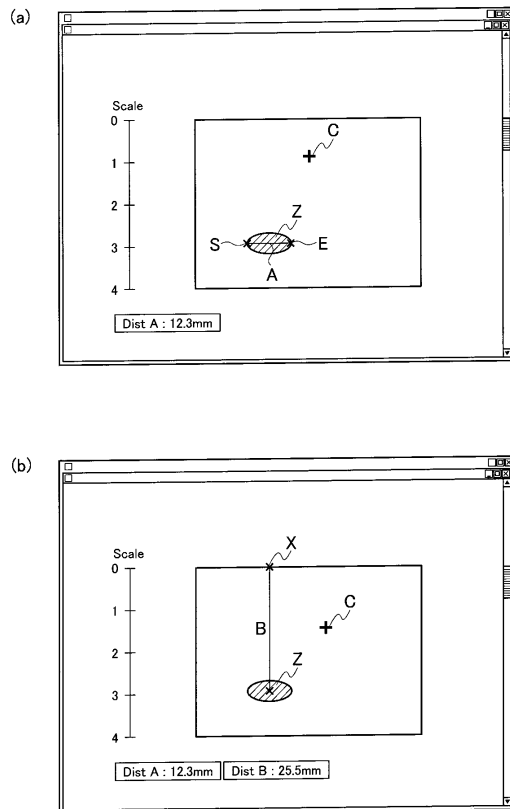
【図 11】



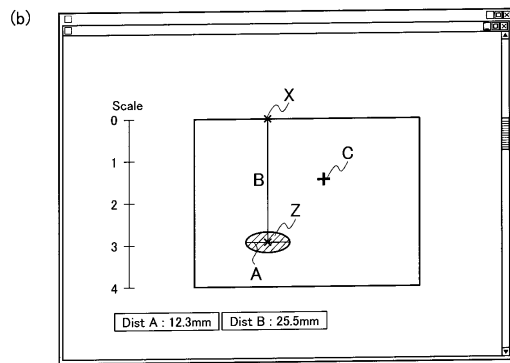
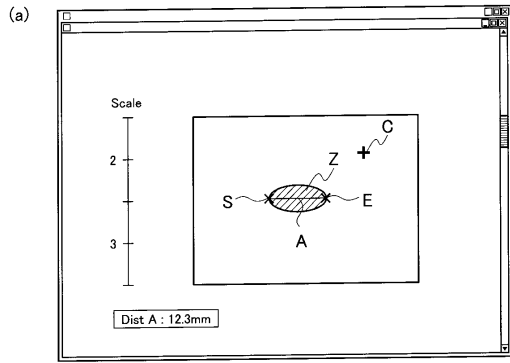
【図 12】



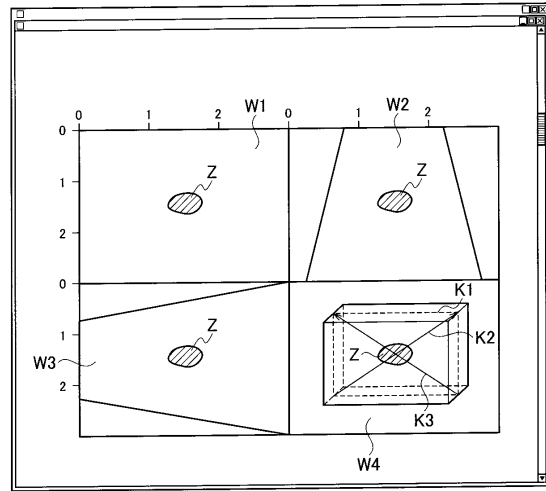
【図 13】



【 14 】



【 15 】



フロントページの続き

- (72)発明者 吉岡 嘉尚
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 大貫 真人
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 小林 豊
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 大森 慈浩
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開平05-103784(JP,A)
特開2004-305236(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声图像诊断设备及其控制程序		
公开(公告)号	JP5202916B2	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	JP2007255056	申请日	2007-09-28
[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)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	赤木和哉 吉岡嘉尚 大貫真人 小林豊 大森慈浩		
发明人	赤木 和哉 吉岡 嘉尚 大貫 真人 小林 豊 大森 慈浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD01 4C601/EE11 4C601/GA17 4C601/KK28 4C601/KK29 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL38		
代理人(译)	希尼奇·奥格瓦		
其他公开文献	JP2009082365A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于在测量目标部分的形状时获得的坐标自动计算深度信息。坐标控制单元基于来自控制面板的输入信号获取由操作者设置的超声图像上的目标部分的位置坐标。计算处理单元2f-2根据从坐标控制单元2f-1获取的位置坐标计算代表坐标，并从数据存储单元2g获取关于当前安装的超声探头3的探测信息。计算处理单元2f-2根据代表坐标和探测信息计算深度信息。点域

