

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-314518
(P2006-314518A)

(43) 公開日 平成18年11月24日(2006.11.24)

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

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2005-139710 (P2005-139710)	(71) 出願人	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17年5月12日 (2005.5.12)	(71) 出願人	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
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	戸村 英輔 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 最終頁に続く

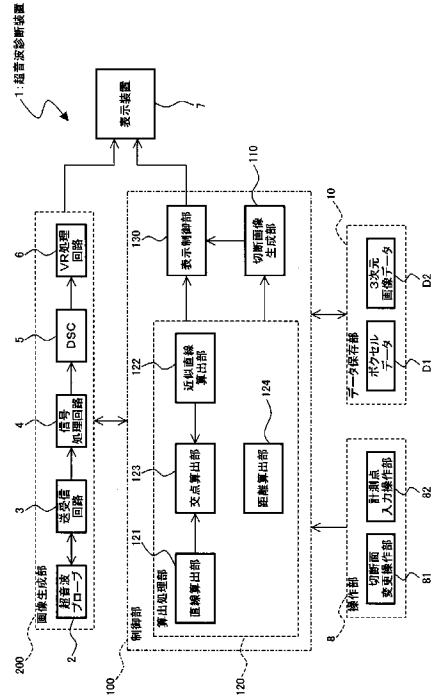
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 距離計測区間の指定操作を簡便かつ迅速に行える超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体の3次元画像Gを表示する表示装置7と、表示された3次元画像Gの切断位置を指定するための切断面変更操作部81と、指定された切断位置を切断面とする3次元切断画像G'を生成する切断画像生成部110と、表示された3次元切断画像G'の切断面上に計測点を入力するための計測点入力操作部82と、入力された2つの計測点により特定される被検体の2つの計測位置の間の距離を算出する距離算出部124とを備える。また、入力された2つの計測点を結ぶ直線を求める直線算出部121と、3次元切断画像G'の切断面とこの直線との交点を求める交点算出部123とを備え、表示装置7は、その交点の位置を示すマーカMを切断面上に表示する。

【選択図】 図2



【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に基づいてボクセルデータを生成し、前記ボクセルデータに基づいて 3 次元画像を生成する画像生成手段と、

前記生成された 3 次元画像を表示する表示手段と、

前記表示された 3 次元画像の切断位置を指定するための第 1 の操作手段と、

前記指定された前記切断位置にて切断された前記 3 次元画像からなる 3 次元切断画像を生成する切断画像生成手段と、

前記生成されて前記表示手段に表示された前記 3 次元切断画像の切断面上に計測点を入力するための第 2 の操作手段と、

前記入力された 2 つの前記計測点により特定される前記被検体の 2 つの計測位置の間の距離を算出する距離算出手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記切断画像生成手段は、前記第 1 の操作手段からの操作を受けて、前記表示された 3 次元画像の奥行方向における異なる位置を切断面とする複数の 3 次元切断画像を順次生成し、

前記表示手段は、前記順次生成された前記複数の 3 次元切断画像を順次表示する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の操作手段により入力された 2 つの前記計測点を結ぶ直線を求める直線算出手段と、

前記切断画像生成手段により生成された前記 3 次元切断画像の切断面と、前記求められた前記直線との交点を求める交点算出手段と、

を更に備え、

前記表示手段は、前記求められた前記交点の位置を示すマーカを前記切断面上に表示する、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記切断画像生成手段は、前記直線算出手段により求められた前記直線に直交し、かつ、前記 2 つの計測点の一方を含む切断面を有する 3 次元切断画像を生成し、

前記表示手段は、この生成された前記 3 次元切断画像を表示する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記切断画像生成手段は、前記第 1 の操作手段からの操作を受けて、前記直線上の異なる位置にて前記直線に直交する切断面を有する複数の 3 次元切断画像を順次生成し、

前記表示手段は、この順次生成された前記複数の 3 次元切断画像を順次表示する、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 3 次元切断画像の切断面上の前記マーカとは異なる位置に新たな前記計測点が前記入力された場合に、前記直線により結ばれる前記 2 つの計測点と前記新たな計測点とを含む 3 つ以上の計測点を近似する近似直線を求める近似直線算出手段を更に備え、

前記交点算出手段は、前記切断画像生成手段により生成された前記 3 次元切断画像の切断面と、前記求められた前記近似直線とが交わる新たな交点を求め、

前記表示手段は、前記求められた前記新たな交点の位置を示す新たなマーカを前記切断面上に表示する、

ことを特徴とする請求項 3 ないし請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記切断画像生成手段は、前記近似直線に直交する切断面を有し、かつ、前記 3 つ以上の計測点の内のいずれかを含む切断面を有する 3 次元切断画像を生成し、

50

前記表示手段は、この生成された前記 3 次元切断画像を表示する、
ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記切断画像生成手段は、前記第 1 の操作手段からの操作を受けて、前記近似直線上の異なる位置にて前記近似直線に直交する切断面を有する複数の 3 次元切断画像を順次生成し、

前記表示手段は、この順次生成された前記複数の 3 次元切断画像を順次表示する、
ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体に超音波を送信し、そのエコー信号に基づいて医用画像を形成する超音波診断装置に関し、特に、関心部位やその周辺部位の長さや厚みなど、被検体内の任意区間の距離を計測する機能を備えた超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、被検体の関心部位等の長さや厚みなどを計測する機能を備えた超音波診断装置が広く利用されている（たとえば特許文献 1 参照）。このような超音波診断装置は、2 次元の超音波画像上に計測の始点及び終点が指定されたことを受けて、その始点と終点とを結ぶ区間に対応する実際の距離を算出するコンピュータプログラムを搭載している。

20

【0003】

ところで、近年、超音波画像の 3 次元表示に関する技術が注目を集め、その普及が期待されている。超音波画像の 3 次元表示は、関心部位に対し 3 次元走査を行ってデータを収集し、その収集されたデータに基づく複数の断層画像から 3 次元画像を再構成し、この 3 次元画像を 2 次元の画面上に投影表示（レンダリング）することにより実施される。レンダリング処理としては、MPR（Multi-Planar Reconstruction / Reformation）法、MIP（Maximum Intensity Projection）法、VR（Volume Rendering）法などの技術が用いられる。

【0004】

30

特許文献 2 には、MPR 法を用いて 3 次元画像を表示する構成が開示されている。同文献の超音波診断装置は、関心部位等の 3 次元画像の異なる 3 つの断面を表す図（「三面図」などと呼ばれる。）を表示する機能を備えている。

【0005】

図 1 4 は、三面図の表示態様の一例を表している。表示画面 V 上には、関心部位 R 及びその周辺部位 S の 3 次元画像 G と、この 3 次元画像 G の異なる 3 つの断面画像 G 1 ~ G 3 が同時に表示される。断面画像 G 1 ~ G 3 は、3 次元画像 G の互いに直交する 3 つの断面に相当する。

【0006】

3 次元画像を表示できる従来の超音波診断装置においては、特許文献 1 と同様に 2 次元画像つまり三面図を用いて、関心部位の長さや厚みを計測していた。より詳しく説明すると、まず、3 次元画像の断面方向を変更しながら距離計測に適当な断面を探し出し、その断面画像を含む三面図を表示させる。図 1 4 における距離計測に適当な断面を断面画像 G 2 とする。次に、その断面画像 G 2 上に距離を計測する区間を指定する。区間の指定は、断面画像 G 2 上に計測点 a、b、c、d を指定することによりなされる。ここで、計測点 a、d は周辺部位 S 上に指定され、計測点 b、c は関心部位 R 上に指定されている。超音波診断装置は、これらの計測点 a ~ d の内の 2 つの計測点を直線で結んだ区間に対応する実際の距離、つまり 2 つの計測点により特定される被検体の位置（計測位置）の間の距離を算出する。図 1 4 のケースでは、区間 a b、c d に対応する周辺部位 S から関心部位 R の外周までの距離と、区間 b c の距離に対応する関心部位 R の差し渡し長さなどが算出され

40

50

ることとなる。

【0007】

【特許文献1】特開平6-125893号公報

【特許文献2】特開2003-265475号公報

【非特許文献1】(社)日本画像医療システム工業会編「医用画像・放射線機器ハンドブック」名古美術印刷株式会社、平成13年9月28日、p.225-228

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

このような従来の超音波診断装置による距離計測には、次のような問題点が指摘されていた。まず、距離計測に適当な断面を探し出すために様々な断面の三面図を表示させる作業が煩わしいという問題があった。更に、適当と思われた断面が実際は意に添わなかった場合には、適当な断面を再度探し出すために再び様々な断面の三面図を表示させてやる必要があるため、操作性に難があるとともに計測時間が長引くことがあった。

10

【0009】

また、距離計測は3次元画像を観察しながら実施できることが望ましいと考えられるが、従来の超音波診断装置ではそれは不可能であった。すなわち、操作者は、3次元画像を観察して距離計測区間を決定し、その決定した区間を画像上に指定して距離を計測する。したがって、3次元画像上に区間を指定できれば、距離計測を操作性良く行え、また計測時間も短縮される。しかし、従来の構成では、表示画面を3次元画像から三面図に切り換えなければ区間指定操作を行えなかったため、操作性、計測時間の双方について良好とはいえない難かった。

20

【0010】

また、三面図を構成する各断面画像は、表示画面を4分割した小さな領域に表示される(図14参照)。したがって、このような小さな断面画像の断面方向を変更しつつ適当な断面を見つけることは困難であった。なお、断面画像を拡大する方法や、計測を行う断面のみを表示させる方法もあるが、3次元画像の様々な方向の断面画像を表示させたり、その方向が適当か否かを判定したりする作業を省略することはできず、結局、計測区間の指定には手間と時間が少なからず必要であった。

【0011】

本発明は、そのような事情に鑑みてなされたもので、距離計測を行う区間の指定操作を簡便かつ迅速に行うことが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体を超音波で走査して得られる受信信号に基づいてボクセルデータを生成し、前記ボクセルデータに基づいて3次元画像を生成する画像生成手段と、前記生成された3次元画像を表示する表示手段と、前記表示された3次元画像の切断位置を指定するための第1の操作手段と、前記指定された前記切断位置にて切断された前記3次元画像からなる3次元切断画像を生成する切断画像生成手段と、前記生成されて前記表示手段に表示された前記3次元切断画像の切断面上に計測点を入力するための第2の操作手段と、前記入力された2つの前記計測点により特定される前記被検体の2つの計測位置の間の距離を算出する距離算出手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0013】

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記切断画像生成手段は、前記第1の操作手段からの操作を受けて、前記表示された3次元画像の奥行方向における異なる位置を切断面とする複数の3次元切断画像を順次生成し、前記表示手段は、前記順次生成された前記複数の3次元切断画像を順次表示する、ことを特徴とする。

【0014】

50

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置であって、前記第 2 の操作手段により入力された 2 つの前記計測点を結ぶ直線を求める直線算出手段と、前記切断画像生成手段により生成された前記 3 次元切断画像の切断面と、前記求められた前記直線との交点を求める交点算出手段と、を更に備え、前記表示手段は、前記求められた前記交点の位置を示すマーカを前記切断面上に表示する、ことを特徴とする。

【0015】

また、請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、前記切断画像生成手段は、前記直線算出手段により求められた前記直線に直交し、かつ、前記 2 つの計測点の一方を含む切断面を有する 3 次元切断画像を生成し、前記表示手段は、この生成された前記 3 次元切断画像を表示する、ことを特徴とする。

10

【0016】

また、請求項 5 に記載の発明は、請求項 4 に記載の超音波診断装置であって、前記切断画像生成手段は、前記第 1 の操作手段からの操作を受けて、前記直線上の異なる位置にて前記直線に直交する切断面を有する複数の 3 次元切断画像を順次生成し、前記表示手段は、この順次生成された前記複数の 3 次元切断画像を順次表示する、ことを特徴とする。

【0017】

また、請求項 6 に記載の発明は、請求項 3 ないし請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置であって、前記 3 次元切断画像の切断面上の前記マーカとは異なる位置に新たな前記計測点が前記入力された場合に、前記直線により結ばれる前記 2 つの計測点と前記新たな計測点とを含む 3 つ以上の計測点を近似する近似直線を求める近似直線算出手段を更に備え、前記交点算出手段は、前記切断画像生成手段により生成された前記 3 次元切断画像の切断面と、前記求められた前記近似直線とが交わる新たな交点を求め、前記表示手段は、前記求められた前記新たな交点の位置を示す新たなマーカを前記切断面上に表示する、ことを特徴とする。

20

【0018】

また、請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の超音波診断装置であって、前記切断画像生成手段は、前記近似直線に直交する切断面を有し、かつ、前記 3 つ以上の計測点の内のいずれかを含む切断面を有する 3 次元切断画像を生成し、前記表示手段は、この生成された前記 3 次元切断画像を表示する、ことを特徴とする。

【0019】

30

また、請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の超音波診断装置であって、前記切断画像生成手段は、前記第 1 の操作手段からの操作を受けて、前記近似直線上の異なる位置にて前記近似直線に直交する切断面を有する複数の 3 次元切断画像を順次生成し、前記表示手段は、この順次生成された前記複数の 3 次元切断画像を順次表示する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明に係る超音波診断装置は、操作者により指定された切断位置にて被検体の 3 次元画像を切断した形状の 3 次元切断画像を表示するように構成されている。操作者は、その 3 次元切断画像の切断位置を変更しつつ、つまり切断面を移動させつつ計測点を入力することにより、距離計測を行う区間の指定を行う。それにより、従来のように様々な断面の三面図を表示する必要がなく、所望の切断面を有する 3 次元切断画像を表示させるだけで区間を指定できる。また、適当と思われた断面が実際は意に添わなかった場合であっても、3 次元切断画像の切断面を変更してやるだけで適当な断面を探し出すことができる。したがって、本発明によれば、距離計測を行う区間の指定操作を簡便に、そして迅速に行うことができる。また、3 次元切断画像自体に計測点を入力して区間を指定できるので、操作の簡便化、迅速化を図ることができる。

40

【0021】

また、本発明に係る超音波診断装置によれば、表示画面に 3 次元切断画像のみを表示した状態で距離計測を行う区間を指定できるので、表示画面のサイズが同じである場合、表

50

示画面を複数に分割して複数の画像を表示する従来の三面図と比較して大きなサイズの画像を用いて区間指定操作を行え、操作性の向上及び操作の迅速化を図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

本発明に係る超音波診断装置の好適な実施の形態の一例について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0023】

〔装置構成〕

図1に示すブロック図は、本実施形態に係る超音波診断装置1の概略構成の一例を表している。この超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信回路3、信号処理回路4、
デジタルスキャンコンバータ(DSC)5、ボリュームレンダリング(VR)処理回路6、
表示装置7、操作部8、印刷装置9、データ保存部10及び制御部100を含んで構成されている。

10

【0024】

超音波プローブ2は、超音波を送受信する複数の圧電素子が例えばマトリックス(格子)状に配列された2次元超音波プローブからなる。この超音波プローブ2から送信される超音波を走査(スキャン)することで、超音波プローブ2の送受信面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。なお、この超音波プローブ2として1次元超音波プローブを用いることも可能である。その場合、その超音波プローブ2自体を機械的に走査することにより3次元データの収集が実行される。

20

【0025】

送受信回路3は、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波信号を発生させる送信部と、超音波プローブ2が受信した被検体からのエコー信号を受信する受信部とを備えている。

【0026】

送受信回路3内の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、パルサ回路等を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、所定の圧電素子に供給する電気信号に遅延を掛けることにより、送信される超音波信号をフォーカスさせる回路である。パルサ回路は、超音波プローブ2の各圧電素子毎の個別経路(チャンネル)の個数に応じたパルサを備え、送信遅延回路による遅延に応じたタイミングで電気信号(駆動パルス)を発生して各圧電素子に供給する回路である。

30

【0027】

また、送受信回路3の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、受信遅延・加算回路等を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ2の各圧電素子から出力されるエコー信号を受信チャンネル毎に増幅する回路である。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する回路である。受信遅延・加算回路は、A/D変換されたエコー信号に対して受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与えるとともに加算処理を行う回路である。それにより、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

40

【0028】

信号処理回路4は、例えばBモード処理回路、Mモード処理回路、ドプラ処理回路、カラーモード処理回路など、表示モード毎の処理回路を備えている。なお、信号処理回路4には、これら以外にも任意の表示モードに応じた処理回路を適宜設けることができる。送受信回路3から出力されたエコー信号には、信号処理回路4内のいずれかの処理回路によって以下のような処理が施される。

【0029】

Bモード処理回路は、エコーの振幅情報を映像化する回路であり、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処理を行う。より具体的には、エコー信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、その検波されたデータ

50

に対して対数変換による圧縮処理を施す。その他、エッジ強調等の処理を行う場合もある。

【0030】

Mモード処理回路は、エコーの時間的位置変化を映像化する回路であり、生体深度毎のエコー信号を輝度変調することにより、反射源の時間変化を表す運動曲線を取得するものである。

【0031】

ドブラ処理回路は、位相検波回路、FFT（高速フーリエ変換）演算回路等を含んで構成され、エコー信号からドブラ変位周波数成分を抽出するとともにFFT処理等を施すことにより、被検体内の血流情報を表すデータを生成する。

10

【0032】

カラーモード処理回路は、被検体内の血流情報を映像化する回路であり、エコー信号からカラー超音波ラスタデータを生成する処理を行う。血流情報には、血流速度、分散、パワー等の情報がある。この血流情報は2値化情報として得られる。より具体的には、カラーモード処理回路は、位相検波回路、MTI（Moving Target Indicating）フィルタ、自己相関器、流速・分散演算器などを含んで構成され、エコー信号からドブラ変位周波数成分を抽出し、MTIフィルタ処理（ハイパスフィルタ処理）により組織信号と血流信号とを分離し、自己相関処理により血流信号から血流速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減させるための非線形処理等を行う場合もある。

20

【0033】

DSC5は、信号処理回路4からの超音波ラスタデータを直交座標で表されるボクセルデータに変換する処理を行う回路である。このDSC5は、信号処理回路4から出力される走査線信号列で表されるデータを直交座標系のデータに変換する（スキャンコンバージョン処理）。すなわち、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示装置7で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式の変換を行うものである。

【0034】

ボリュームレンダリング（VR）処理回路6は、DSC5から出力されたボクセルデータにボリュームレンダリング処理を施して、表示装置7に表示させる3次元画像を生成する。ボリュームレンダリング処理は、ボクセルデータに対して所定の視線方向（投影光線の投影方向）を決定し、任意の視線から光線追跡処理を行い、視線上のボクセル値（輝度値等）を積分あるいは重み付き累積加算などして投影面上の画像ピクセルに対応付けることにより、臓器等を立体的に抽出して3次元画像を形成する処理である。

30

【0035】

また、このVR処理回路6は、超音波画像を取得すべき領域（関心領域；ROI）が操作者により設定された場合に、ROIよりも手前位置に存在する遮蔽物を除去するためのクリッピング処理を施してROIに対応するデータを抽出して3次元画像を生成するように動作する。

【0036】

VR処理回路6により生成された3次元画像は、CRTやLCD等からなる表示装置7によって表示される。この表示装置7は、本発明の「表示手段」の一例に相当するものである。

40

【0037】

操作部8は、装置を起動／終了させるためのスイッチや、キーボード、マウス、ジョイスティック、トラックボール、TCS（Touch Command Screen）等の各種入力機器によって構成されている。操作者は、この操作部8を操作して、ROIの設定やボクセルデータに対する投影光線の投影方向（視線方向）の設定、更には、被検者の患者ID等の入力などを行う。

【0038】

50

印刷装置 9 は、超音波診断装置 1 により取得された画像データや計測データを記録用紙上に印刷して出力するプリンタを含んで構成される。この印刷装置 9 は、超音波診断装置 1 に内蔵されていてもよいし、外部接続されたものであってもよい。

【0039】

データ保存部 10 は、信号処理回路 4、DSC 5、VR 処理回路 6 等により生成されたデータや、制御部 100 等により処理されたデータなど、当該超音波診断装置 1 により処理される各種データを保存するものである。これらのデータは、たとえば、検索可能な各患者毎のファイル（患者ファイル）として整理された状態でデータ保存部 10 に記憶される。

【0040】

データ保存部 10 に含まれる記憶装置としては、DRAM やハードディスクドライブなどの大容量の記憶装置を用いることができる。また、当該記憶装置として、DVD-RAM、CD-R、MO 等の記録媒体に対するデータの書き込み及び読み出しを行うドライブ装置を適用することもできる。

【0041】

また、データ保存部 10 は、超音波診断装置 1 に内蔵されていてもよいし、外付けされていてもよい。更に、データ保存部 10 として、LAN 等のネットワークを介して超音波診断装置 1 に接続されたサーバ（DICOM サーバ）やデータベースを適用することも可能である。

【0042】

制御部 100 は、超音波診断装置 1 の各部の制御や各種演算処理を実行する CPU（中央処理装置）等のプロセッサを含んで構成される。この制御部 100 は、特に、送受信回路 3、信号処理回路 4、DSC 5、VR 処理回路 6 などの処理回路の制御や、表示装置 7 による各種画面や画像の表示処理の制御や、印刷装置 9 による印刷処理の制御や、データ保存部 10 に対するデータ保存処理及びデータ保存部 10 からのデータ読出処理などを実行する。制御部 100 は、ROM やハードディスクドライブ等の不揮発性記憶装置（図示せず）にあらかじめ格納されたプログラムにしたがって各種の処理を実行するようになっている。この制御部 100 の構成については、以下の〔制御系の構成〕において詳細に説明する。

【0043】

〔制御系の構成〕

次に、本実施形態の超音波診断装置 1 の制御系の構成について、図 2 に示すブロック図を参照して説明する。この図 2 は、図 1 に示した超音波診断装置 1 の全体構成のうち、本発明の作用効果の実現に寄与する構成部分を中心に表している。

【0044】

画像生成部 200 は、超音波プローブ 2、送受信回路 3、信号処理回路 4、DSC 5、及び VR 処理回路 6 を含んで構成され、前述のように、被検体を超音波で走査して得られる受信信号に基づいてボクセルデータを生成し、このボクセルデータに基づいて 3 次元画像を生成する。この 3 次元画像は、所定の 3 次元直交座標（x、y、z）を用いて定義されている。この画像生成部 200 は、本発明の「画像生成手段」に相当する。

【0045】

〔操作部〕

操作部 8 は、前述した各種入力機器によって構成され、特に切断面変更操作部 81 と計測点入力操作部 82 とを備えている。

【0046】

切断面変更操作部 81 は、本発明の「第 1 の操作手段」に相当し、表示装置 7 に表示される 3 次元画像の切断位置を指定するために操作者により操作される。

【0047】

ここで、3 次元切断画像とは、画像生成部 200 により生成される被検体の 3 次元画像の一部が切断された形状の画像を意味するものとする。たとえば図 3 に示す 3 次元切断画

10

20

30

40

50

像 G' は、表示装置 7 の表示画面 7 A に表示される画像であって、平面によりその一部が切断された形状の 3 次元画像 G によって形成される。この 3 次元切断画像 G' の切断面 G a は平面になっている。なお、3 次元切断画像 G' の生成処理の詳細については後述する。

【0048】

操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作することにより、3 次元切断画像の切断位置を変更することができる。すなわち、異なる切断面を有する 3 次元切断画像を表示させることができる。切断位置は、たとえば表示された 3 次元画像（3 次元切断画像）の奥行き方向に沿って変更され、操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作することで、表示される切断面の位置を前進／後退させることができる。切断面変更操作部 8 1 はトラックボール等によって構成され、トラックボールをたとえば前方側に操作すると切断面が 3 次元切断画像の奥行き方向に移動され、手前側に操作すると切断面が手前方向に移動される。

10

【0049】

操作部 8 の計測点入力操作部 8 2 は、本発明の「第 2 の操作手段」に相当し、3 次元切断画像 G' の切断面 G a 上に計測点を入力するために操作される。計測点は、距離計測を行う区間の端点を 3 次元画像 G に指定するために入力される。

【0050】

計測点入力操作部 8 2 は、たとえばジョイスティックによって構成される。表示画面 7 A 上には、計測点の入力位置を決定するためのターゲットが表示され、ジョイスティックを前後左右に傾倒させることによりターゲットを移動させることができる。操作者は、ジョイスティックを操作して、切断面 G a 上の所望の位置にターゲットを移動させるとともに、ジョイスティック先端のボタンを押下して、当該位置を計測点として指定入力する。

20

【0051】

〔データ保存部〕

データ保存部 1 0 には、ボクセルデータ D 1 や 3 次元画像データ D 2 を含む各種のデータが格納される。ボクセルデータ D 1 は、前述のように画像生成部 2 0 0 の D S C 5 によって生成される。また、3 次元画像データ D 2 は、前述のように V R 処理回路 6 によって生成される 3 次元画像の画像データや、制御部 1 0 0 にて生成される 3 次元切断画像の画像データなど、被検体への超音波スキャンによって収集されたデータに基づいて生成される 3 次元の画像データである。

30

【0052】

〔制御部〕

制御部 1 0 0 には、図 3 に示したような 3 次元切断画像を生成する切断画像生成部 1 1 0 と、各種の算出処理を実行する算出処理部 1 2 0 と、表示装置 7 による画像表示処理を制御する表示制御部 1 3 0 とが設けられている。

【0053】

（切断画像生成部）

切断画像生成部 1 1 0 は、画像生成部 2 0 0 により生成された被検体の 3 次元画像の一部が切断された形状を有する 3 次元切断画像を生成する、本発明の「切断画像生成手段」に相当する。切断画像生成部 1 1 0 により生成される 3 次元切断画像は、被検体の 3 次元画像と同じ 3 次元直交座標（x、y、z）により定義されている。

40

【0054】

切断面変更操作部 8 1 により切断位置が指定されると、切断画像生成部 1 1 0 は、指定された切断面に相当する断層画像を、被検体の 3 次元画像の 3 次元画像データ D 2 に M P R 法を適用して生成する。更に、切断画像生成部 1 1 0 は、当該切断面によって分割される 3 次元画像の 2 つの部分のうち、所定の一方の部分を表示させるとともに、M P R 法で生成した断層画像を当該切断面の位置に合成した画像、すなわち 3 次元切断画像を生成する。なお、操作者は、切断面の状態を考慮して距離計測に係る計測点を入力するので、上記「所定の一方の部分」は、図 3 に示すように切断面よりも奥側に位置する方の部分とされる。それにより、指定された切断面の方向から被検体の 3 次元画像を見た場合に相当す

50

る 3 次元切断画像が生成されて表示されることとなる。

【 0 0 5 5 】

切断画像生成部 1 1 0 は、切断面変更操作部 8 1 が操作される度毎に、指定された切断位置に切断面を有する 3 次元切断画像を順次生成する。この順次生成された 3 次元切断画像は、表示制御部 1 3 0 により表示装置 7 に送られて順次表示される。それにより、操作者は、3 次元画像の所望の切断面を観察することができる。

【 0 0 5 6 】

また、詳細については後述するが、切断画像生成部 1 1 0 は、算出処理部 1 2 0 により算出された直線（近似直線）の方向に直交する切断面を有する 3 次元切断画像についても同様の処理によって生成するようになっている。

10

【 0 0 5 7 】

本実施形態の超音波診断装置 1 においては、MPR 法を用いて 3 次元切断画像を生成する構成を採用しているが、同様の 3 次元切断画像を生成できる任意の手法を用いることが可能である。たとえば、超音波スキャンにより得られる複数の断層画像をデータ保存部 1 0 に保存しておき、指定された切断面の位置に対応する断層画像を選択して 3 次元画像に合成することにより、3 次元切断画像を生成することができる。このとき、指定された切断面の位置が 2 つの断層画像の間の位置である場合には、当該切断面の位置に対応する断層画像を補間処理により形成して当該切断面の画像として使用することができる。また、複数の断層画像のスライス方向と異なる方向に切断面が指定された場合、これら複数の断層画像からスライス方向と異なる方向の断層画像を形成する公知の方法を用いて、当該切断面の画像を取得することができる。

20

【 0 0 5 8 】

（算出処理部）

算出処理部 1 2 0 は、直線算出部 1 2 1、近似直線算出部 1 2 2、交点算出部 1 2 3 及び距離算出部 1 2 4 を含んで構成されている。

【 0 0 5 9 】

（直線算出部）

直線算出部 1 2 1 は、本発明の「直線算出手段」に相当し、計測点入力操作部 8 2 により 3 次元切断画像の切断面上に入力された 2 つの計測点を結ぶ直線を求める、つまり、その直線を表す式を算出する。ここで、当該直線の式は、被検体の 3 次元切断画像と同じ 3 次元直交座標（ x 、 y 、 z ）によって定義される。より詳細に説明すると、入力された 2 つの計測点 P_1 、 P_2 を 3 次元直交座標（ x 、 y 、 z ）を用いて $P_1 = (x_1, y_1, z_1)$ 、 $P_2 = (x_2, y_2, z_2)$ と表し、周知の公式により計測点 P_1 、 P_2 を結ぶ直線の式を算出する。なお、2 つの計測点は、単一の切断面上に入力されたものであってもよいし、異なる 2 つの切断面上に入力されたものであってもよい。

30

【 0 0 6 0 】

（近似直線算出部）

近似直線算出部 1 2 2 は、本発明の「近似直線算出手段」に相当するもので、計測点入力操作部 8 2 により 3 次元切断画像の切断面上に 3 つ以上の計測点が入力されたときに動作し、これら 3 つ以上の計測点を近似する直線を求める（当該直線の式を算出する）。ここで、3 つ以上の計測点に基づいて求められる当該直線を、2 つの計測点を結ぶ直線と区別するために「近似直線」と呼ぶこととする。この近似直線の式は、被検体の 3 次元切断画像と同じ 3 次元直交座標（ x 、 y 、 z ）によって定義される。なお、3 つ以上の点が一直線上に入力された場合には、この近似直線は、直線算出部 1 2 1 が求める直線と同じになる。

40

【 0 0 6 1 】

近似直線算出部 1 2 2 は、たとえば次のいずれかの方法で近似直線を求める。（１）入力された 3 つ以上の計測点に対して最小二乗法を適用して、各計測点との誤差の総計（二乗和）が最小となる直線を求め、それを近似直線とすることができる。（２）入力された 3 つ以上の計測点の全てのペアの間の距離を比較し、その距離が最大となる 2 つの計測点

50

を結ぶ直線を求めて近似直線とすることができる。すなわち、この第2の方法は、3つ以上の計測点のうち最も距離の大きな2つの計測点（最も離れた2つの計測点）を結ぶ直線を近似直線として採用する方法である。（3）入力された3つ以上の計測点のうち最初に入力された計測点と最後に入力された計測点とを結ぶ直線を求めて近似直線とすることができる。（4）入力された3つ以上の計測点のうち最後に入力された計測点と最後から2番目に入力された計測点とを結ぶ直線を求めて近似直線とすることができる。なお、これら4つの方法以外の任意の方法を用いて近似直線を求めることも当然に可能である。

【0062】

（交点算出部）

交点算出部123は、本発明の「交点算出手段」に相当し、切断画像生成部110により生成された3次元切断画像の切断面と、直線算出部121により求められた直線との交点を求める処理を行う。また、交点算出部123は、3次元切断画像の切断面と、近似直線算出部122により求められた近似直線との交点を求める処理を行う。

10

【0063】

3次元切断画像の切断面は、前述の3次元直交座標（ x 、 y 、 z ）を用いた平面の式として定義される。また、直線の式も同じ3次元直交座標（ x 、 y 、 z ）を用いた直線の式として定義される。交点算出部123は、当該切断面を定義する式で表される平面と、当該直線との交点の座標を、周知の公式を用いて算出する。切断面と近似直線との交点を求める場合も同様である。

【0064】

（距離算出部）直線算出とは独立で距離を求める。直線（線分）の長さから求めてもOK

20

距離算出部124は、本発明の「距離算出手段」に相当し、計測点入力操作部82を用いて3次元切断画像に入力された2つの計測点により特定される被検体の2つの計測位置の間の距離を算出する処理を行う。入力された2つの計測点を $P1 = (x1, y1, z1)$ 、 $P2 = (x2, y2, z2)$ とすると、この $P1$ と $P2$ との間の距離 D は、周知の公式 $D = \{ (x1 - x2)^2 + (y1 - y2)^2 + (z1 - z2)^2 \}^{1/2}$ によって求められる。

【0065】

ここで、3次元画像や3次元切断画像をデータ処理するときに使用される3次元直交座標（ x 、 y 、 z ）について説明を加えておく。この3次元直交座標（ x 、 y 、 z ）の x 座標、 y 座標、 z 座標のそれぞれには、当該3次元直交座標のスケールを実空間（被検体を実際に存在する3次元空間）のスケールに対応させるように、実空間の単位距離（たとえば1mmや1cmなど）に対応する単位距離が設定されている。3次元画像や3次元切断画像は、実際の被検体における対応部位を拡大/縮小した画像として表示され、画像上の距離と実空間における距離とは画像の拡大倍率/縮小倍率により対応付けられている。なお、各座標の単位距離は、目盛として座標上に表示させてもよいし、表示させなくてもよい。

30

【0066】

〔動作〕

以上に説明したような構成を有する超音波診断装置1の動作について、図4～図13を参照して説明する。図4は、超音波診断装置1の動作の順序の一例を表すフローチャートである。この図4のフローチャートには、第4の計測点を入力するまでの動作が示されている。また、図5～図13は、図4のフローチャートに示す動作手順にしたがって表示装置7に表示される画面を説明するための図である。図5(A)～図13(A)は、表示装置7の表示画面7Aに表示される画面の一例を表している。また、図5(B)～図13(B)は、表示される画面を説明するための被検体の3次元画像の側方断面図である。

40

【0067】

まず、被検体の関心部位等に対し超音波スキャンを行い、当該関心部位等の3次元画像Gを生成して表示装置7により表示する（S1）。この3次元画像Gには、前述の3次元

50

直交座標 (x 、 y 、 z) が設定されている。

【 0 0 6 8 】

操作者は、操作部 8 を操作して 3 次元画像 G を回転させたり、拡大 / 縮小させたりして、表示される 3 次元画像 G を距離計測に適当な配置にする (S 2)。この 3 次元画像 G の配置を「正面」と呼ぶこととし、図 5 (A) に正面配置の 3 次元画像 G を示す。図 5 (B) は、図 5 (A) 中の断面 A における 3 次元画像 G の側方断面図である。なお、3 次元画像 G の回転や拡大 / 縮小に応じて、3 次元直交座標 (x 、 y 、 z) の向きやスケールが変換される。

【 0 0 6 9 】

操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作して、所望の切断位置 (スライス面のスライス位置) における 3 次元切断画像を表示させる (S 3)。図 6 (A) は、切断位置 u_1 における切断面 G_{a1} を有する 3 次元切断画像 G' の表示態様を示す。図 6 (B) は、切断位置 u_1 の態様を表している。 10

【 0 0 7 0 】

表示画面 7 A には、計測点の入力位置を決定するためのターゲット T が表示される。操作者は、計測点入力操作部 8 2 を操作してターゲット T を移動させ、切断面 G_{a1} 上の所望の位置に第 1 の計測点 P 1 を入力する (S 4)。図 7 (A) は、第 1 の計測点 P 1 が入力されたときの表示態様を示す。入力された第 1 の計測点 P 1 の座標 (x_1 、 y_1 、 z_1) はデータ保存部 1 0 に記憶される。

【 0 0 7 1 】

次に、操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作して 3 次元切断画像 G' の切断位置を所望の位置まで移動させる (S 5)。切断位置は、たとえば図 8 (B) に示すように一定方向に移動されるようになっていく (つまり、切断面が平行に移動される。)。図 8 (A) は、切断位置が切断位置 u_2 まで移動されたときの表示態様を表しており、この切断位置 u_2 における切断面 G_{a2} を有する 3 次元切断画像 G' を示している。 20

【 0 0 7 2 】

操作者は、計測点入力操作部 8 2 を操作してターゲット T を移動させ、切断面 G_{a2} 上の所望の位置に第 2 の計測点 P 2 を入力する (S 6)。図 9 (A) は、第 2 の計測点 P 2 が入力された状態を表す。入力された第 2 の計測点 P 2 の座標 (x_2 、 y_2 、 z_2) はデータ保存部 1 0 に記憶される。 30

【 0 0 7 3 】

距離算出部 1 2 4 は、切断面 G_{a1} 上に入力された第 1 の計測点 P 1 の座標 (x_1 、 y_1 、 z_1) と、切断面 G_{a2} 上に入力された第 2 の計測点 P 2 の座標 (x_2 、 y_2 、 z_2) とに基づいて、第 1 の計測点 P 1 と第 2 の計測点 P 2 とにより特定される被検体の 2 つの計測位置の間の距離を算出する (S 7)。

【 0 0 7 4 】

また、直線算出部 1 2 1 は、第 1 の計測点 P 1 の座標 (x_1 、 y_1 、 z_1) と、第 2 の計測点 P 2 の座標 (x_2 、 y_2 、 z_2) とに基づいて、これらの計測点 P 1、P 2 を結ぶ直線 L 1 の式を算出する (S 8)。

【 0 0 7 5 】

切断画像生成部 1 1 0 は、算出された直線 L 1 に直交する平面であって、第 2 の計測点 P 2 を含む平面の式を求め、当該平面を切断面とする 3 次元切断画像 G' を生成する (S 9)。当該平面は、図 1 0 (B) に示す切断位置 v_1 に相当し、当該切断面は、図 1 0 に示す切断面 G_{a2}' に相当する。 40

【 0 0 7 6 】

操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作してこの 3 次元切断画像 G' の切断位置を所望の位置まで移動させる (S 1 0)。切断位置は、図 1 1 (B) に示すように一定方向に移動される。

【 0 0 7 7 】

このとき、交点算出部 1 2 3 は、ステップ S 8 にて求められた直線 L 1 と、切断面変更 50

操作部 8 1 により変更される各切断面との交点の座標を算出し (S 1 1)、逐次変更される切断面上に、当該切断面と直線 L 1 との交点の位置を示すマーカ M を表示させる (S 1 2)。

【 0 0 7 8 】

図 1 1 (A) は、切断位置が切断位置 v 2 まで移動されたときの表示態様を表しており、この切断位置 v 2 における切断面 G a 3 を有する 3 次元切断画像 G ' を示している。この 3 次元切断画像 G ' の切断面 G a 3 には、マーカ M とともにターゲット T が表示されている。

【 0 0 7 9 】

操作者は、計測点入力操作部 8 2 を操作してターゲット T を移動させ、切断面 G a 3 上の所望の位置に第 3 の計測点 P 3 を入力する (S 1 3)。図 1 2 (A) は、第 3 の計測点 P 3 が入力された状態を表す。入力された第 3 の計測点 P 3 の座標 (x 3、y 3、z 3) はデータ保存部 1 0 に記憶される。

【 0 0 8 0 】

距離算出部 1 2 4 は、切断面 G a 2 上に入力された第 2 の計測点 P 2 の座標 (x 2、y 2、z 2) と、切断面 G a 3 上に入力された第 3 の計測点 P 3 の座標 (x 3、y 3、z 3) とに基づいて、第 2 の計測点 P 2 と第 3 の計測点 P 3 とにより特定される被検体の 2 つの計測位置の間の距離を算出する (S 1 4)。このとき、第 1 の計測点 P 1 の座標 (x 1、y 1、z 1) と第 3 の計測点 P 3 の座標 (x 3、y 3、z 3) とに基づき、第 1 の計測点 P 1 と第 3 の計測点 P 3 とにより特定される被検体の 2 つの計測位置の間の距離も算出するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

制御部 1 0 0 は、第 3 の計測点 P 3 の座標と切断面 G a 3 上のマーカ M の座標とを比較して、第 3 の計測点 P 3 がマーカ M 上に入力されたか否かを判断する (S 1 5)。

【 0 0 8 2 】

第 3 の計測点 P 3 がマーカ M 上に入力された場合 (S 1 5 ; Y)、操作者が切断面変更操作部 8 1 を操作すると、切断位置はそのまま切断位置 v 1 ~ v 2 と同じ方向に移動され、第 4 の計測点 P 4 の入力が行われる (S 1 8)。

【 0 0 8 3 】

一方、マーカ M とは異なる位置に第 3 の計測点 P 3 が入力された場合 (S 1 5 ; N)、近似直線算出部 1 2 2 は、第 1 の計測点 P 1 の座標 (x 1、y 1、z 1) と、第 2 の計測点 P 2 の座標 (x 2、y 2、z 2) と、第 3 の計測点 P 3 の座標 (x 3、y 3、z 3) とに基づいて、これら 3 つの計測点 P 1、P 2、P 3 を近似する近似直線 L 2 の式を算出する (S 1 6)。図 1 3 (B) に示す近似直線 L 2 は、これら 3 つの計測点 P 1、P 2、P 3 2 対して最小二乗法を適用して求められる直線である。

【 0 0 8 4 】

切断画像生成部 1 1 0 は、算出された近似直線 L 2 に直交する平面であって、第 3 の計測点 P 3 を含む平面の式を求め、当該平面を切断面とする 3 次元切断画像 G ' を生成する (S 1 7)。なお、当該平面は、図 1 3 (B) に示す切断位置 w 1 に相当する。

【 0 0 8 5 】

操作者は、切断面変更操作部 8 1 を操作してこの 3 次元切断画像 G ' の切断位置 (w 1 と平行) を所望の位置まで移動させ、第 4 の計測点 P 4 の入力を行う (S 1 8)。このとき、移動される切断面上には、近似直線 L 2 と当該切断面との交点の位置を示すマーカが表示される。

【 0 0 8 6 】

第 4 の計測点 P 4 以降の入力に伴う処理は、第 3 の計測点 P 3 に対する処理と同様である (ステップ S 1 3 ~ S 1 7)。

【 0 0 8 7 】

[作用効果]

以上のような動作を実行する本実施形態の超音波診断装置 1 が奏する作用効果について

10

20

30

40

50

説明する。

【0088】

本実施形態の超音波診断装置1によれば、距離計測を行う区間を指定するときに、従来のように三面図を表示する代わりに、被検体の関心部位の3次元画像を加工した画像が表示される。より詳しくは、関心部位の3次元画像の一部を切断した形状の3次元切断画像を表示し、その切断位置を移動させながら、すなわち切断面を変更させながら複数の計測点を入力することにより、距離計測を行う区間を指定するようになっている。

【0089】

このような本実施形態の構成を従来の構成と比較すると、従来は、距離計測に適当な断面を探し出すために様々な三面図を表示させる必要があったが、本実施形態によれば、3次元切断画像の切断面を変更するだけで適当な断面を探し出すことができる。また、適当と思われた断面が実際は意に添わなかった場合であっても、3次元切断画像の切断面を変更してやるだけで適当な断面を探し出すことができる。それにより、本実施形態によれば、距離計測を行う区間の指定操作を簡便かつ迅速に行えるという利点がある。

10

【0090】

また、本実施形態によれば、取得された3次元画像（を加工した3次元切断画像）上にそのまま区間を指定できるので、距離計測における操作性が良好であり、計測時間も短縮することができる。

【0091】

また、同じ画面サイズの表示装置を搭載している場合、表示画面を分割して画像を表示する従来の三面図よりも大きなサイズの画像を用いて区間の指定操作を行うことができるので、操作性の向上及び操作の迅速化を図ることが可能である。また、大きく詳細な画像上に区間指定用の計測点を入力できるので、計測精度の向上も図ることができる。

20

【0092】

また、本実施形態によれば、3次元切断画像の切断位置を移動させるときに、その切断面と直線（又は近似直線）との交点の位置を示すマーカが切断面上に表示される。それにより、先に入力した計測点の延長上にある位置を操作者に明示することができるので、新たな計測点の入力位置の決定が容易になり、距離計測を行う区間の指定操作の簡便化、迅速化を図ることができる。

【0093】

また、本実施形態によれば、第2の計測点が入力されたことに対応して、表示される3次元切断画像の切断面の向きが、第1、2の計測点を結ぶ直線に直交する方向に変更される。また、3次元切断画像の切断位置の移動方向についても当該直線の変換方向に変更される。それにより、操作者は、距離計測を行おうとする方向に直交する切断面を観察して新たな計測点を入力することができるとともに、距離計測を行おうとする方向に切断位置を移動させることができる。したがって、新たな計測点の入力位置の決定が容易になり、区間の指定操作を簡便にかつ迅速に行うことができる。

30

【0094】

同様に、第3の計測点が入力されたことに対応して、表示される3次元切断画像の切断面の向きが、第1～第3の計測点を近似する近似直線の変換方向に変更され、また、3次元切断画像の切断位置の移動方向についてもこの近似直線の変換方向に変更されるので、新たな計測点の入力位置の決定が容易になる。したがって、区間の指定操作の簡便化、迅速化を図ることが可能となる。

40

【0095】

以上に詳述した構成は、本発明に係る超音波診断装置を好適に実施するための一例に過ぎないものである。したがって、本発明の要旨の範囲内における任意の変形を適宜実施することが可能である。

【0096】

たとえば、上記の実施形態では、3次元切断画像の切断位置が変更されたことに対応して、その変更された切断位置に切断面を有する3次元切断画像を生成するようになっている

50

るが、３次元切断画像を生成するタイミングはこれに限定されるものではない。たとえば、切断位置の移動方向が決定されたとき、すなわち、（１）第２の計測点の入力前においては移動方向は事前に決定されている、（２）第２の計測点の入力後かつ第３の計測点の入力前においては第１、第２の計測点を結ぶ直線が求められたとき、（３）第３の計測点以降の計測点が入力された後においては近似直線が求められたとき、その決定された移動方向に直交する多数の切断面の画像をバックグラウンドで生成しておき、切断面が移動されたときに、その切断面の画像と３次元画像とを合成して３次元切断画像を生成するように構成することができる。それにより、３次元切断画像の生成に掛かる時間を短縮することができる。

【００９７】

10

また、上記の実施形態では、異なる切断面上に入力された２つの計測点により特定される被検体の計測位置の間の距離を算出する場合についてのみ説明したが、一つの切断面上に入力された２つの計測点に対応する距離を算出することも同様に可能である。

【図面の簡単な説明】

【００９８】

【図１】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の全体構成の一例を表すブロック図である。

【図２】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の制御系の構成の一例を表すブロック図である。

【図３】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される３次元切断画像の一例を表す概略図である。

20

【図４】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図５】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図５（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図５（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図６】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図６（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図６（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図７】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図７（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図７（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

30

【図８】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図８（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図８（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図９】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図９（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図９（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図１０】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図１０（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図１０（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

40

【図１１】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図１１（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図１１（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図１２】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図１２（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図１２（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

【図１３】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態により表示される画面を説明するための図である。図１３（Ａ）は、表示画面の一例を表している。図１３（Ｂ）は、その表示画面を説明するための３次元画像の側方断面図である。

50

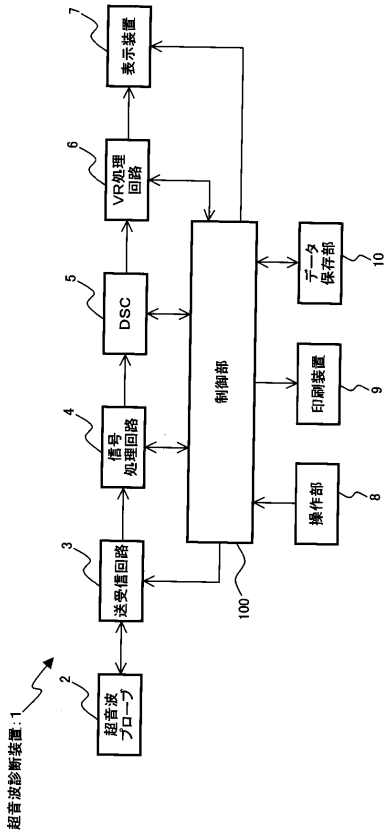
【図 1 4】従来の超音波診断装置により表示される三面図の一例を表す概略図である。

【符号の説明】

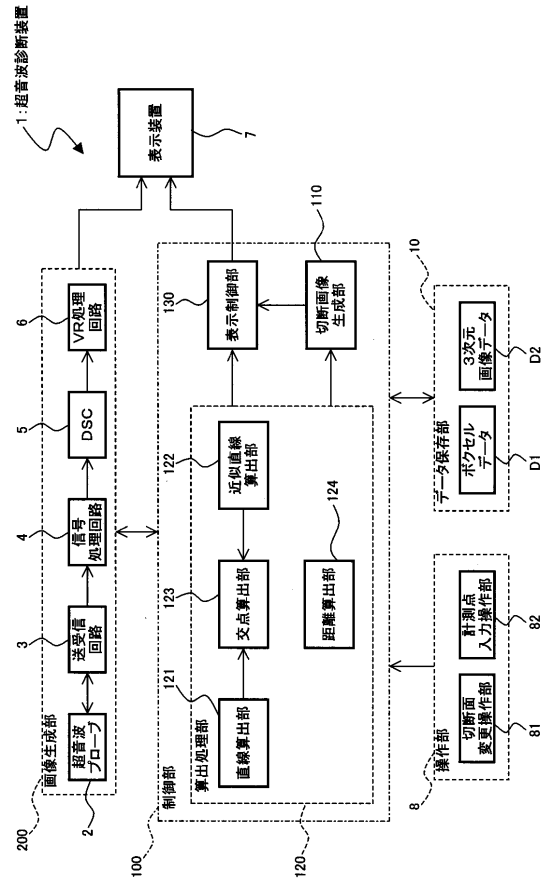
【 0 0 9 9 】

1	超音波診断装置	
2	超音波プローブ	
3	送受信回路	
4	信号処理回路	
5	D S C (デジタルスキャンコンバータ)	
6	V R (ボリュームレンダリング) 処理回路	
7	表示装置	10
7 A	表示画面	
8	操作部	
8 1	切断面変更操作部	
8 2	計測点入力操作部	
9	印刷装置	
1 0	データ保存部	
D 1	ボクセルデータ	
D 2	3次元画像データ	
1 0 0	制御部	
1 1 0	切断画像生成部	20
1 2 0	算出処理部	
1 2 1	直線算出部	
1 2 2	近似直線算出部	
1 2 3	交点算出部	
1 2 4	距離算出部	
1 3 0	表示制御部	
G	3次元画像	
G '	3次元切断画像	
G a、G a 1、G a 2、G a 2 '、G a 3	切断面	
u 1、u 2、v 1、v 2、w 1	切断位置	30
P 1、P 2、P 3	計測点	
L 1	直線	
L 2	近似直線	
T	ターゲット	

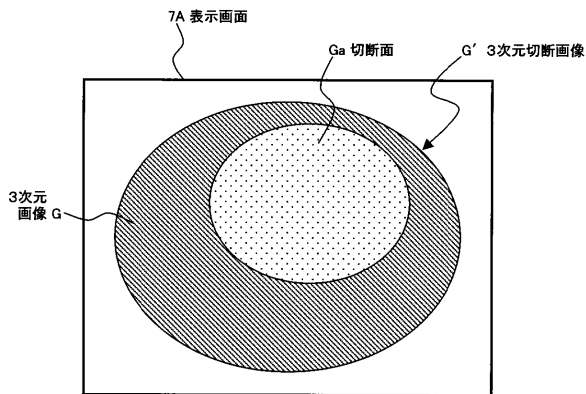
【図 1】



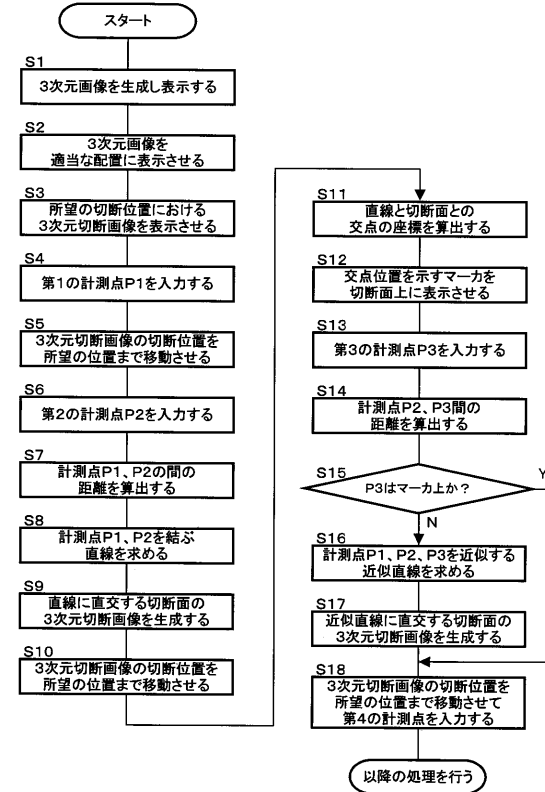
【図 2】



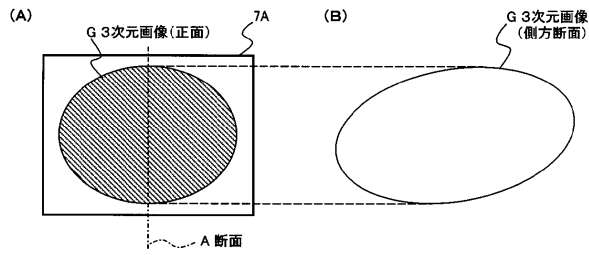
【図 3】



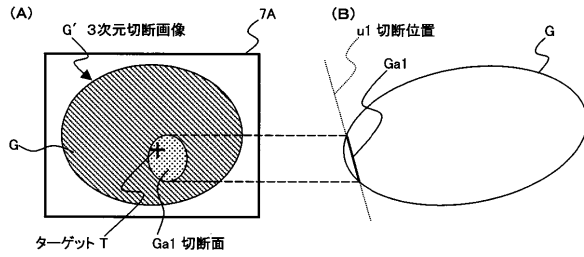
【図 4】



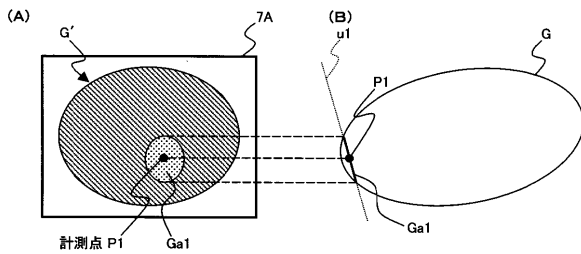
【図 5】



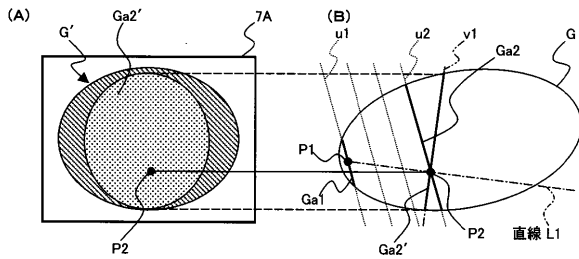
【図 6】



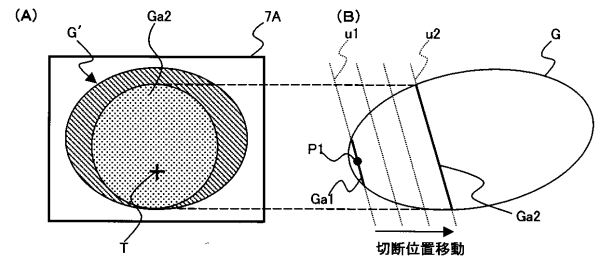
【図 7】



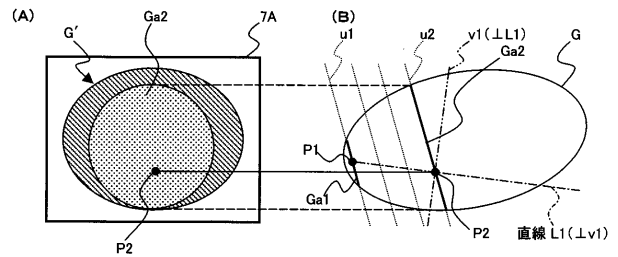
【図 10】



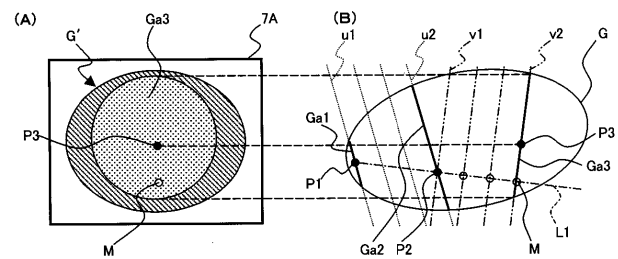
【図 8】



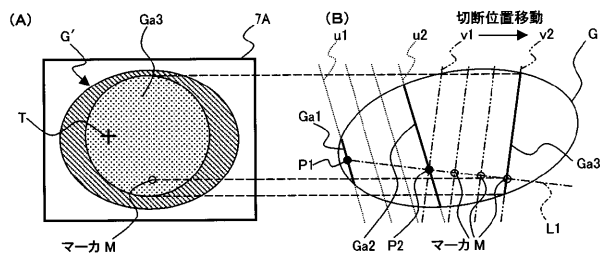
【図 9】



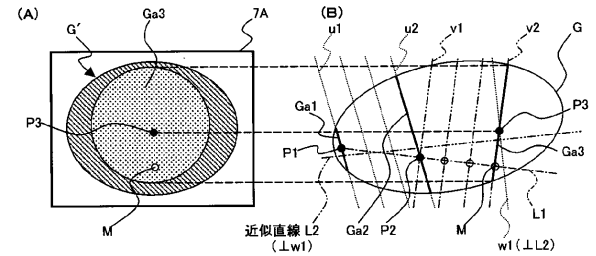
【図 12】



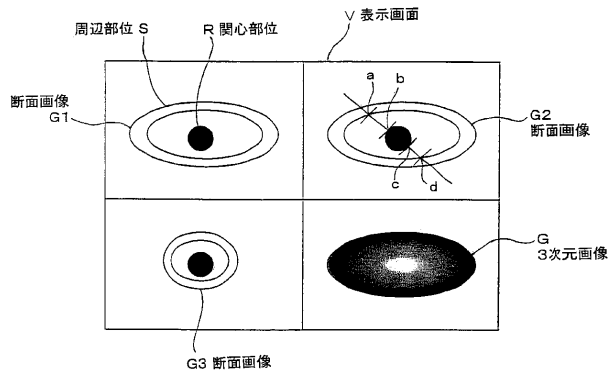
【図 11】



【図 13】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE07 EE11 JC26 JC33 JC37 KK12 KK21 KK25 KK28
KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006314518A	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2005139710	申请日	2005-05-12
[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		
[标]发明人	戸村英輔		
发明人	戸村 英輔		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够简单且快速地指定距离测量部分。显示装置（7），其用于显示被检体的三维图像（G）；切割面改变操作部（81），其用于指定所显示的三维图像（G）的切割位置；以及切割面，用于指定所指定的切割位置。并且，测量点输入操作单元82用于在所显示的三维切割图像G的切割面上输入测量点。距离计算单元124计算由两个测量点指定的被摄体的两个测量位置之间的距离。此外，显示装置7包括：直线计算单元121，其获得连接两个输入测量点的直线；以及交点计算单元123，其获得三维切割图像G的切割面与该直线的交点。表示交点位置的标记M显示在切割面上。[选择图]图2

