

(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2005-296436
(P2005-296436A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 6/03	3 6 0 B 4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 5/05	3 8 0 4 C 6 0 1
G O 1 R 33/32	G O 1 N 24/02	5 2 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-118985 (P2004-118985)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22) 出願日	平成16年4月14日 (2004.4.14)	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
		(72) 発明者	荒井 修 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	三竹 毅 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	岩崎 隆雄 宮城県仙台市青葉区上杉三丁目9-21 最終頁に続く

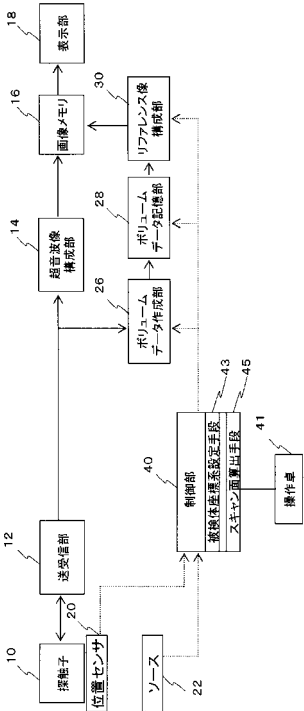
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 先に撮像された断層像と後に撮像された断層像の表示断面を容易に一致させる。

【解決手段】 超音波診断装置は、画像撮像装置により取得される被検体の断層像のボリュームデータを被検体に予め設定された被検体座標系Pに対応付けるボリュームデータ作成部26と、位置センサ20の検出値に基づいて超音波断層像のスキャン面の座標を被検体座標系Pに対応付けて算出するスキャン面算出手段45と、超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データをボリュームデータから抽出してリファレンス断層像を再構成するリファレンス像構成部30と、超音波断層像とリファレンス断層像を表示する表示部18を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像撮像装置により取得される被検体の断層像のボリュームデータを前記被検体に予め設定された被検体座標系に対応付けて記憶する記憶手段と、

超音波探触子の位置及び傾きを検出するセンサの検出値に基づいて、前記超音波探触子により撮像される超音波断層像のスキャン面の座標を前記被検体座標系に対応付けて算出する算出手段と、

前記超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データを前記ボリュームデータから抽出してリファレンス断層像を再構成する抽出手段と、

前記超音波断層像と前記リファレンス断層像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記被検体座標系は、前記被検体の特定部位を原点として設定され、前記超音波断層像の撮像を開始する際に、前記超音波探触子を前記特定部位に対応する位置に保持して前記被検体座標系と前記スキャン面の座標を対応づけ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】

前記リファレンス断層像は、前記超音波断層像のスキャン面の変化に従って表示断面がリアルタイムに変化することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ボリュームデータは、前記被検体の治療前に取得されるものとし、前記超音波断層像は、前記被検体の治療中又は治療後に撮像されることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。 20

【請求項 5】

前記画像撮像装置は、超音波撮像装置、X 線 CT 装置、磁気共鳴撮像装置のいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

超音波診断装置に係り、時間において撮像される同一部位の 2 つの断層像を対比して診断するのに好適な技術に関する。 30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、探触子を介し被検体との間で超音波を送受し、探触子から出力される反射エコー信号に基づき撮像部位の断層像を再構成して表示することにより、撮像部位を非侵襲的およびリアルタイムに診断する。

【0003】

このような超音波診断装置では、例えば、患部の治療効果を確認するために、治療前に撮像された患部の断層像（以下、治療前断層像という。）と、治療中又は治療後に撮像される患部の断層像（以下、治療後断層像という。）を対比させて表示し、これにより診断することが行われている。このような場合、通常の超音波走査においては探触子を手で把持して操作することから、治療中又は治療後の撮像の際に、治療前の撮像時と探触子の位置および傾きを同一に合わせることは難しい。その結果、治療後断層像と治療前断層像の表示断面の位置及び傾きを一致させることが困難となる。 40

【0004】

そこで、表示断面の位置ズレを低減するために、治療前断層像と治療後断層像のズレを相関指標として求め、求めた相関指標が小さくなるように探触子の位置や傾きを手動で調整することによって、治療後断層像の表示断面を治療前断層像の表示断面に一致させることが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開 2000 - 200557 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、特許文献1では、治療前断層像に治療後断層像を合わせるために探触子を手で調整するから、作業が煩雑になり時間がかかる。そこで、治療前断層像を三次元ポリウムデータ（以下、ポリウムデータという。）として取得し、取得したポリウムデータから治療後断層像のスキャン面に対応した治療前断層像をリアルタイムに抽出して表示する方法が考えられる。しかし、ポリウムデータと被検体との位置座標の対応関係について配慮されていないため、治療前断層像と治療後断層像の表示断面を一致させて表示することができない場合がある。

10

【0006】

また、ポリウムデータは、簡便性およびリアルタイム性の観点から探触子を走査させて取得されるが、取得されたデータは探触子の走査範囲内に限られたものになるため、探触子の走査範囲が狭いと、治療後断層像に対応した断層データをポリウムデータから抽出できないことがある。

【0007】

本発明の課題は、先に撮像された断層像と後に撮像された断層像の表示断面を容易に一致させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、画像撮像装置により取得される被検体の断層像のポリウムデータを被検体の予め設定された被検体座標系に対応付けて記憶する記憶手段と、超音波探触子の位置及び傾きを検出するセンサの検出値に基づいて、超音波探触子により撮像される超音波断層像（例えば、治療後断層像）のスキャン面を算出する算出手段と、超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データをポリウムデータから抽出してリファレンス断層像（例えば、治療前断層像）を再構成する抽出手段と、超音波断層像とリファレンス断層像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする。

20

【0009】

このように、記憶手段に記憶されるポリウムデータは、被検体座標系に対応付けられている。また、時間間隔をおいて超音波断層像を撮像する際に、その超音波断層像の被検体座標系を探触子の位置と傾きに基づいて特定できる。したがって、撮像された超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データをポリウムデータから抽出することが可能になる。その結果、リファレンス断層像と超音波断層像の表示断面を容易に一致させて表示することができる。

30

【0010】

この場合において、被検体座標系については、被検体の特定部位を原点として設定することができる。例えば、腹部の治療効果を判定するときは、剣状突起や肋骨を原点として設定すればよい。これにより、超音波探触子を原点に合わせ易くなる。そして、超音波断層像の撮像を開始する際に、超音波探触子を被検体座標系の原点に合わせることににより、ポリウムデータ取得時と超音波撮像時における被検体座標系を容易に一致させることができ、超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データの抽出処理が簡単になる。

40

【0011】

また、ポリウムデータを取得する画像撮像装置としては、簡便性およびリアルタイム性などの観点から超音波撮像装置を適用するのが望ましいが、広範囲のポリウムデータを取得するときは、X線CT装置や磁気共鳴撮像（MRI）装置を用いることができる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、先に撮像された断層像と後に撮像された断層像の表示断面を容易に一致させることができることから、治療前断層像と治療後断層像の断面を一致させて表示することにより、患部の治療効果を判定するなど、診断を効果的に行うことができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

(第1の実施形態) 本発明を適用した超音波診断装置の第1の実施形態について図1ないし図6を参照して説明する。図1は、本発明を適用した超音波診断装置の構成図である。

【0014】

図1に示すように、超音波診断装置は、超音波断層像を再構成する系統と、リファレンス断層像を再構成する系統に大別される。超音波断層像を再構成する系統は、被検体との間で超音波を送受する複数の振動子が例えば円弧状に配列された超音波探触子である探触子10と、探触子10に駆動信号を供給すると共に、探触子10から出力される反射エコー信号に対し増幅、アナログディジタル変換、整相加算などの処理を施す送受信部12と、送受信部12から出力される反射エコー信号に基づき超音波断層像を再構成する超音波像構成部14と、再構成された超音波断層像を記憶する画像メモリ16と、画像メモリ16から読み出される超音波断層像を表示する表示部18を有して構成されている。

【0015】

探触子10に位置センサ20が貼り付けられている。位置センサ20は、ベッドなどに取り付けられたソース22から発生する例えば磁気信号を検知する磁気センサを有して構成されている。位置センサ20により、ソース座標系Sにおける探触子10の三次元的な位置及び傾きが検出される。ソース座標系Sは、ソース22を原点S₀とする三次元直交座標系であり、X軸を被検体が横たわるベッドの短手方向、Y軸をベッドの長手方向、Z軸を鉛直方向に合わせられている。なお、ソース座標系Sは、三次元直交座標系に限らず、探触子10の位置を特定できるものであればよい。また、位置センサ20は、磁場を利用するものに限らず、例えば光を利用したものでもよい。

【0016】

一方、本発明に係るリファレンス断層像を再構成する系統は、探触子10を超音波スキャン面に対して垂直方向に走査させたときに送受信部12から出力される3次元ボリュームデータ(以下、ボリュームデータという。)を被検体に予め設定された被検体座標系Pに対応付けるボリュームデータ作成部26と、ボリュームデータ作成部26から出力されるボリュームデータを記憶する記憶手段としてのボリュームデータ記憶部28と、ボリュームデータ記憶部28のボリュームデータから所定の断層像データを抽出してリファレンス断層像を再構成し、再構成したリファレンス断層像を画像メモリ16に出力する抽出手段であるリファレンス像構成部30などを有している。

【0017】

被検体座標系Pについては、被検体の特定部位が原点P₀として予め設定されている。例えば、腹部の治療効果を判定するときは、剣状突起や肋骨を原点P₀として設定することができる。また、リファレンス像構成部30により抽出される所定の断層像データとは、走査中の探触子10の位置及び傾きを検出する位置センサ20の検出値に基づいて算出される超音波断層像のスキャン面に対応したデータである。なお、ボリュームデータ記憶部28に入力するボリュームデータについては、別の超音波撮像装置により被検体座標系の位置データに対応付けられたボリュームデータを取得し、取得したボリュームデータをネットワークを介して入力したり、あるいは、取得したボリュームデータを光磁気ディスクなどの可搬性記憶媒体を経由して入力してもよい。また、ボリュームデータ作成部26に、送受信部12から出力される反射エコー信号を入力することに代えて、超音波像構成部14から出力される断層像データを入力してもよい。要するに、超音波断層像に相關するデータと被検体の位置座標を対応付ければよい。

【0018】

また、超音波断層像を再構成する系統を構成する各部、およびリファレンス断層像を再構成する系統を構成する各部を制御する制御部40が設けられている。なお、図1では、説明の便宜上、本発明に係る指令の流れを中心に破線で示す。制御部40は、被検体の特定部位を原点とする被検体座標系Pを設定する座標系設定手段43と、探触子10の位置

10

20

30

40

50

センサ 20 の検出値に基づき、探触子 10 により撮像される超音波断層像のスキャン面の座標を被検体座標系 P に対応付けて算出するスキャン面算出手段 45 を有している。また、制御部 40 に操作卓 41 からの指令が入力されるようになっている。例えば、操作卓 41 に指令を入力することにより、患部を治療する前においてはリファレンス断層像を再構成する系統を中心に作動させる一方、治療中又は治療後においては超音波断層像を再構成する系統を中心に作動させるなど、必要に応じて処理系を切り替えることができる。

【0019】

ここで、本発明に係る処理について図 2 ないし図 4 を参照して説明する。なお、患部の治療効果を判定する例を説明するが、要は、時間をおいて撮像される同一部位の 2 つの断層像を対比して診断する場合に本発明を適用することができる。図 2 は、超音波撮像により取得されたボリュームデータに位置データを対応づける治療前の処理を示すフローチャートである。図 3 は、超音波撮像により撮像される超音波断層像のスキャン面に対応したリファレンス画像を表示する治療後の処理を示すフローチャートである。図 4 は、図 2 及び図 3 の処理を説明するための概念図である。

10

【0020】

図 2 及び図 4 を用いて患部（例えば、腹部の腫瘍）を治療する前の処理について説明する。まず、被検体に被検体座標系 P が初期設定される。例えば、探触子 10 を被検体の体表に接触させて走査することにより、超音波断層像がリアルタイムに表示部 18 に表示される。表示された超音波断層像に被検体の特定部位（例えば、剣状突起）が描出されたとき、描出されたときの探触子 10 のソース座標系 S における位置および傾きが、位置センサ 20 により検出される（S102）。なお、剣状突起が描出されたときに操作卓 41 の入力キーを押すことによって位置センサ 20 の検出値を固定してもよいし、超音波断層像の輝度分布に基づいて検出値を自動取込してもよい。検出された探触子 10 の位置および傾きを原点 P_o （ P_x 、 P_y 、 P_z ）として、制御部 40 により被検体座標系 P が初期設定される（S104）。要するに、被検体の特定部位を客観的な基準とする被検体座標系 P が設定されることになる。

20

【0021】

なお、被検体座標系 P は、三次元直交座標系であり、X 軸を被検体が横たわるベッドの短手方向、Y 軸をベッドの長手方向、Z 軸を鉛直方向に合わせられる。ただし、三次元直交座標系に限らず、探触子 10 の位置を特定できる座標系であればよい。設定された被検体座標系 P は、制御部 40 の記憶手段に保持される。

30

【0022】

次に、ボリュームデータが取得される。例えば、腹部近傍の体表に探触子 10 を接触させる。そのときの探触子 10 の位置や傾きが位置センサ 20 により検出される。検出された位置をボリュームデータ領域の原点 V_o （ V_x 、 V_y 、 V_z ）として、制御部 40 によりボリューム座標系 V が設定される（S106）。すなわち、探触子 10 の走査開始点を原点 V_o とするボリューム座標系 V が設定されることになる。ここで、ボリューム座標系 V を被検体座標系 P と同様な直交座標系とするのが望ましいが、これに限られるものではない。また、被検体座標系 P の原点 P_o からボリューム座標系 V の原点 V_o までの位置ベクトル（以下、位置データ PV という。）が算出されて制御部 40 の記憶手段に記憶される。

40

【0023】

次に、原点 V_o に位置した探触子 10 を超音波スキャン面に対し垂直な方向に走査する。これによって、各走査ラインで反射エコー信号が取得される。取得された反射エコー信号は、探触子 10 の位置及び傾きに基づき三次元ボリュームデータ（以下、ボリュームデータという。）として送受信部 12 からボリュームデータ作成部 26 に出力される（S108）。そのときの探触子 10 の走査範囲が、ボリュームデータ領域（SizeX、SizeY、SizeZ）として設定される。なお、探触子 10 が蛇行して走査されたときでも、位置センサ 20 の検出値を用いることにより、ボリューム座標系 V の各座標に対応させてボリュームデータを取得することができる。取得されたボリュームデータは、患部（例えば、腹部

50

の腫瘍)に対応したデータを含んでいる。また、取得したボリュームデータのデータ数が少ないときは、重み付け係数などに基づいて補間処理を施すことにより、データ数を増大させることができる。

【0024】

次に、ボリュームデータが被検体座標系Pの位置データに対応付けられる(S110)。例えば、ボリュームデータ作成部26は、制御部40から出力されるボリュームデータ座標系Vの位置データ(x、y、z)と位置データPVを用いて、S108の処理により取得されたボリュームデータをボクセルごとに被検体座標系Pの各座標に対応付ける。対応付けられたボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部28に格納される(S112)。

10

【0025】

図3及び図4を用いて腹部の腫瘍を治療した後の処理について説明する。なお、本処理については、治療中に実行するようにしてもよい。まず、S102の処理と同様に、被検体の剣状突起の位置を探触子10を走査することにより、S104の処理で設定された被検体座標系Pの原点Poに探触子10を位置させる(S202)。これによって、治療後の座標系を被検体座標系Pに再び合わせる(S204)。このとき、被検体の位置を示すボディーマークが、被検体座標系Pに対応付けられて表示部18に表示される。表示されたボディーマーク上に、S108の処理で設定されたボリュームデータ領域も表示される(S206)。表示されたボリュームデータは、被検体座標系Pに対応しており、例えば色づけされる。また、探触子10の位置も、位置センサ20の検出値に従って随時移動して表示される。これにより、検者は、表示画面を参照しながら、探触子10を患部の近傍に速やかに移動させることができる。なお、ボディーマークなどが表示されないときは、検者の判断によって探触子10を患部の近傍に移動させればよい。

20

【0026】

次に、ボリュームデータ領域に対し探触子10より超音波走査が行われる(S208)。超音波走査により超音波断層像(例えば、治療後断層像という。)が表示される(S209)。表示された超音波断層像に患部が描出されたとき、その治療後断層像のスキャン面が制御部40により算出される(S210)。例えば、操作卓41を介して又は自動的に、腫瘍を描出させたときの探触子10の位置や傾きが制御部40に取り込まれる。取り込まれた位置や傾きに基づいて治療後断層像のスキャン面の被検体座標系Pにおける座標位置が算出される。算出されたスキャン面に対応する断層像データが、ボリュームデータ記憶部28のボリュームデータから抽出される(S212)。抽出された断層像データが、リファレンス像構成部30によりリファレンス断層像(例えば、治療前断層像という。)として再構成される(S214)。再構成された治療前断層像は、S210の処理で表示された治療後断層像と並べて同一画面に同一時に表示部18に表示される(S216)。

30

【0027】

このように本実施形態では、治療前にボリュームデータ記憶部28に記憶されるボリュームデータは、被検体座標系Pに対応付けられている。また、治療後断層像を撮像する際に、その治療後断層像の被検体座標系Pを探触子10の位置と傾きに基づいて特定できる。したがって、撮像された治療後断層像のスキャン面に対応した断層像データをボリュームデータから抽出することが可能になる。その結果、治療前断層像と治療後断層像の表示断面を容易に一致させて表示することができる。すなわち、先に撮像された断層像と、時間間隔をおいて後に撮像された断層像の表示断面を容易に一致させることができるから、患部の治療効果を判定するなど、診断を効果的に行うことができる。

40

【0028】

また、本実施形態では、被検体座標系Pは、被検体の特定部位(例えば、剣状突起)を原点として設定されている。したがって、治療前だけでなく例えば時間間隔をおいた治療中又は治療後でも、探触子10を原点Poに合わせることが容易になり、被検体座標系Pを正確に特定することができる。これにより、ボリュームデータ取得時(例えば、治療前

50

）と超音波撮像時（例えば、治療中又は治療後）における被検体座標系 P を一致させることができ、超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データを抽出する処理が簡単になる。

【0029】

なお、原点 P o として設定する被検体の特定部位は、剣状突起のほか、肋骨などでもよく、要は、ボリュームデータと被検体との位置座標の対応関係を定める客観的な基準となる部位であればよい。また、治療前後の超音波断層像を対比する例を説明したが、治療前後のカラーフローマッピング像（CFM 像）を対比するようにしてもよい。

【0030】

図 5 は、本実施形態の効果を説明する表示画面の比較例である。図 5（A）は、従来の表示例であり、図 5（b）は本実施形態の表示例である。図 5（A）に示すように、従来では、治療前に取得されるボリュームデータと被検体との位置関係が対応付けられていないため、治療前断層像 4 2 と治療後断層像 4 4 の表示断面がずれて表示される。この点、本実施形態によれば、図 5（B）に示すように、治療前断層像 4 6 と治療後断層像 4 8 の表示断面を一致して表示させることができるから、患部の治療効果を判定するなど、診断を効果的に行うことができる。

【0031】

また、図 5（A）に示す治療前断層像 4 2 は、静止画像として表示されるのに対し、図 5（B）に示す治療前断層像 4 6 は、治療後断層像 4 8 のスキャン面の変化に追従して表示断面がリアルタイムに変化する動画像として表示される。したがって、本実施形態によれば、治療効果を判定できることに加えて、装置の使い勝手が向上するという効果もある。なお、本実施形態では、複数の振動子が円弧状に配列されたコンベックス型の探触子 1 0 を用いているため、図 5 の各断層像は扇形に表示されているが、リニア型やセクタ型の探触子を用いたときでも同様の効果を得ることができる。

【0032】

図 6 は、グラフィカルユーザインターフェース（GUI）の一例である。図 6 に示すように、GUI は、被検体の特定部位の検出処理の開始又は終了を指示するレジストレーションボタンと、ボリュームデータを取得するために処理系統として超音波断層像を再構成する系統からリファレンス断層像を再構成する系統に切り替える切替えボタンと、ボリュームデータの保存又は取得を指示するボリューム読込ボタンと、超音波撮像を開始するスタートボタンと、リアルタイムにスキャン面が変わる治療後断層像 5 4 を所望のスキャン面で停止させるフリーズボタンを有している。これにより、検者は、表示された GUI を介してインタラクティブに治療前にボリュームデータを取得できたり、あるいは、治療後断層像を撮像できるため、装置の使い勝手が向上する。また、ボリュームデータ領域を ROI 情報として位置やサイズを表示してもよい。

【0033】

（第 2 の実施形態） 本発明を適用した超音波診断装置の第 2 の実施形態について図 7 を参照して説明する。本実施形態が第 1 の実施形態と異なる点は、治療前にボリュームデータを超音波走査により取得することに代えて、X 線 CT 装置や磁気共鳴撮像（MRI）装置を用いてボリュームデータを取得することにある。したがって、第 1 の実施形態と同一の部分については説明を省略し、相違点について説明する。

【0034】

図 7 は、本実施形態の超音波診断装置の構成図である。図 7 に示すように、画像診断装置 6 0 によりボリュームデータを取得し、取得したボリュームデータをボリュームデータ作成部 2 6 に出力している。画像診断装置 6 0 として、例えば X 線 CT 装置や磁気共鳴撮像（MRI）装置などを用いることができる。

【0035】

このように超音波撮像装置に代えて、例えば X 線 CT 装置や MRI 装置などを適用した場合、図 2 の S 1 0 2 の処理においては、表示画像を参照して剣状突起を検出できる。例えば、X 線 CT 装置により被検体の診断画像が撮像される。撮像された診断画像上に剣状

10

20

30

40

50

突起が描出されたとき、描出された剣状突起の位置を例えば操作卓 4 1 のポインティングデバイスで指示することにより、剣状突起の位置が特定される。そして、特定された剣状突起を原点 P o とする被検体座標系 P が設定される。設定された被検体座標系 P の座標位置にボリュームデータの各ボクセルが対応付けられる。他の処理については、基本的に第 1 の実施形態と同様である。なお、剣状突起の座標位置の検出については、画像の輝度分布に基づく画像処理により自動検出してもよい。

【 0 0 3 6 】

本実施形態によれば、治療前に取得するボリュームデータの領域は、例えば超音波走査により取得するときよりも広範囲にできる。したがって、例えば患部が被検体の複数部位にわたるときでも、ボリュームデータが被検体の広範囲の部位に対応付けられているから、各患部について治療後断層像に対応する治療前断層像を的確に再構成でき、しかも表示断面を一致させることができる。したがって、第 1 の実施形態の効果に加えて、診断をより一層効果的に行うことができる。また、各患部についての治療前後の断層像を表示部 1 8 の表示画面に並べて同一時に表示することにより、各患部の治療効果の差異を比較することができる。

10

【 0 0 3 7 】

以上、第 1 及び第 2 の実施形態に基づいて本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば腹部の腫瘍の治療効果を判定する例を説明したが、様々な患部の治療効果判定に本発明を適用できる。また、治療効果の判定に限らず、例えば時間をおいて病症の進行具合を比較するときなど、先に撮像された断層像と後に撮像された断層像の表示断面を一致させるときに本発明を適用することができる。

20

【 0 0 3 8 】

また、動きを伴う部位（例えば、心臓や血管）の治療効果を判定する場合は、ボリュームデータの各ボクセルに被検体の座標位置を対応付けることに加えて、各ボクセルに動き情報（例えば、心時相データ、脈波）を関連付けることが望ましい。これにより、患部の形状が時間的に変化するときでも、同一時相又は同一脈波における治療前後の断層像を表示することができる。

【 0 0 3 9 】

また、治療前断層像と治療後断層像を並べて表示することに代えて、治療前断層像と治療後断層像の差分を求め、求めた差分を表示したり、あるいは、求めた差分に対応する画像を色づけして表示してもよい。また、一方の断層像の色相データを変えて半透明の断層像とし、半透明の断層像を他の断層像に重ねて表示することもできる。これにより、治療効果の判定が一層容易になる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 0 】

【 図 1 】 本発明を適用した一実施形態の超音波診断装置の構成図である。

【 図 2 】 超音波撮像により取得されたボリュームデータに位置データを対応づける治療前の処理を示すフローチャートである。

【 図 3 】 超音波撮像により撮像される超音波断層像のスキャン面に対応したリファレンス画像を表示する治療後の処理を示すフローチャートである。

40

【 図 4 】 図 2 及び図 3 の処理を説明するための概念図である。

【 図 5 】 従来の表示例と本発明を適用した実施形態の表示例である。

【 図 6 】 グラフィカルユーザインターフェース（ G U I ）の例である。

【 図 7 】 本発明を適用した他の実施形態の超音波診断装置の構成図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 1 】

1 0 探触子

1 2 送受信部

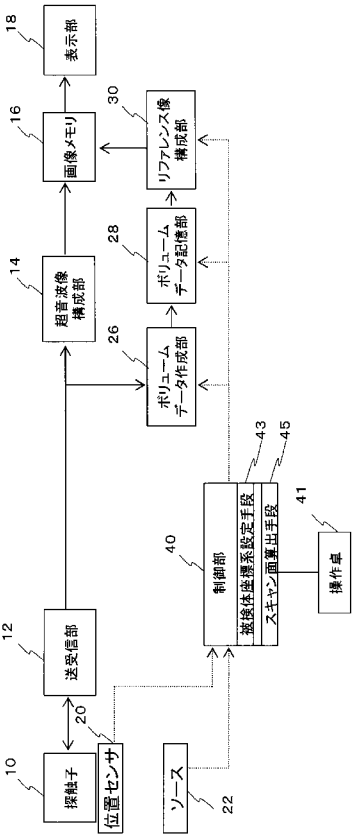
1 4 超音波像構成部

1 6 画像メモリ

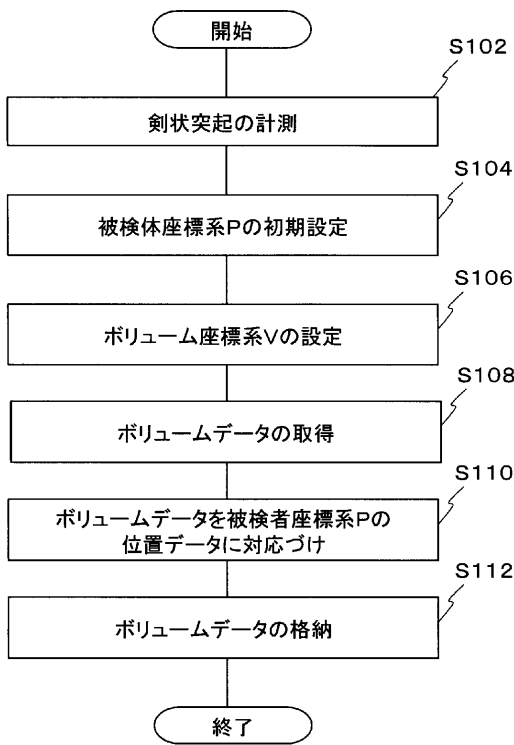
50

- 18 表示部
- 20 位置センサ
- 26 ボリュームデータ作成部
- 28 ボリュームデータ記憶部
- 30 リファレンス像構成部
- 40 制御部

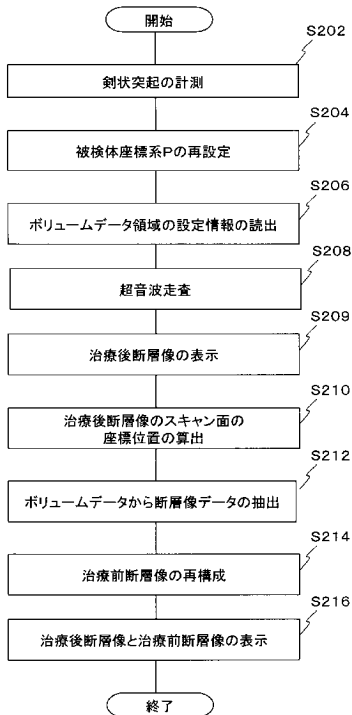
【図1】



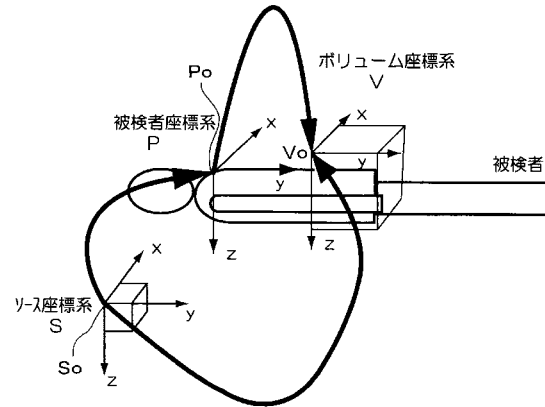
【図2】



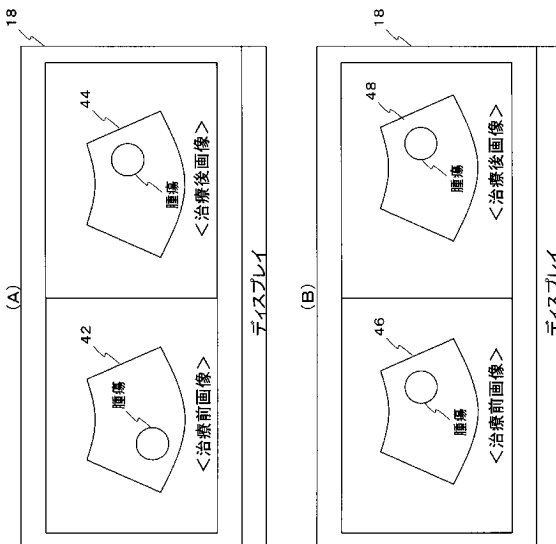
【図 3】



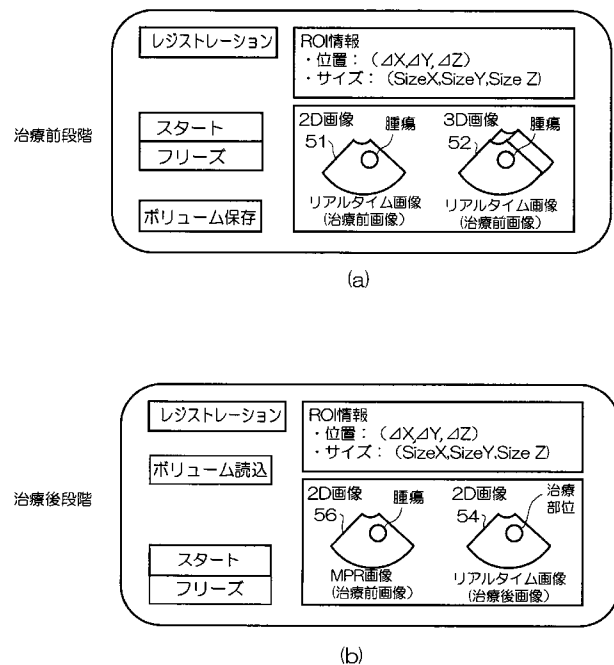
【図 4】



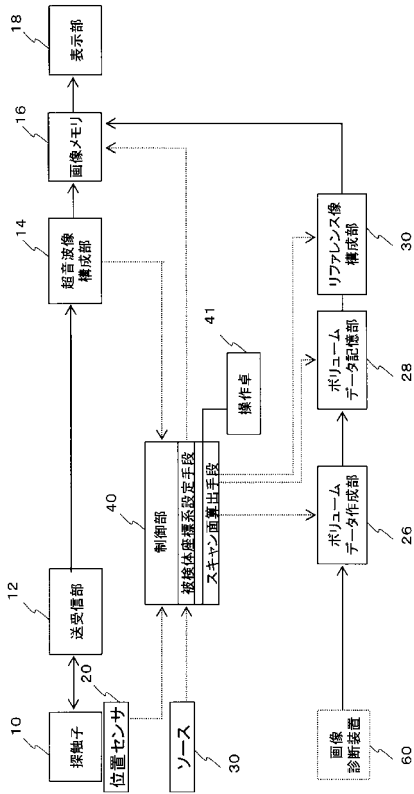
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA15 CA50 FF45
4C096 AA18 AB38 AB50 AD14 DC31 DC37
4C601 BB03 EE11 FF08 GA18 GA25 JC16 JC18 JC33 KK12 KK18
KK24 KK25 LL04 LL14 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005296436A	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2004118985	申请日	2004-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	荒井修 三竹毅 岩崎隆雄		
发明人	荒井 修 三竹 毅 岩崎 隆雄		
IPC分类号	G01R33/32 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.360.B A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 A61B8/14 G01N24/00.520.Y G01R33/32		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/CA50 4C093/FF45 4C096/AA18 4C096/AB38 4C096/AB50 4C096/AD14 4C096/DC31 4C096/DC37 4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC16 4C601/JC18 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL04 4C601/LL14 4C601/LL33		
其他公开文献	JP4677199B2 JP2005296436A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：要轻松匹配首先捕获的断层图像和之后捕获的断层图像的显示横截面。 超声波诊断装置包括：体积数据生成单元（26），该体积数据创建单元（26）将由图像捕获装置获取的对象断层图像的体积数据与预设于对象中的对象坐标系（P）相关联；以及位置传感器（20）。用于基于被摄体坐标系P的检测值来计算超声波断层图像的扫描面的坐标的扫描面计算单元45，与超声波断层图像的扫描面对应的断层图像数据为体数据。 通过从图像中提取参考图像来重建参考断层图像的参考图像构建单元30，以及显示超声断层图像和参考断层图像的显示单元18。 [选型图]图1

