

(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2008-188417

(P2008-188417A)

(43) 公開日 平成20年8月21日 (2008.8.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 9 6
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 19 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-1532 (P2008-1532)
 (22) 出願日 平成20年1月8日 (2008.1.8)
 (31) 優先権主張番号 特願2007-3742 (P2007-3742)
 (32) 優先日 平成19年1月11日 (2007.1.11)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (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
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (74) 代理人 100077757
 弁理士 猿渡 章雄
 (74) 代理人 100130731
 弁理士 河村 修

最終頁に続く

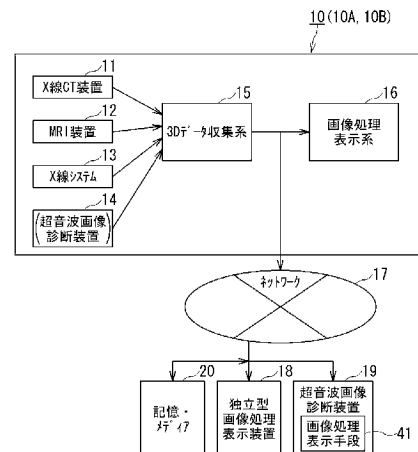
(54) 【発明の名称】 三次元画像診断システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 3D超音波画像と3D診断モダリティ画像との間で疾患部位を含む任意断面の断面比較を相補的に行ない、癌などの疾患部位の存在、大きさ、位置、内容を把握し、鑑別診断を効率的にかつ効果的に行なうことができる三次元画像診断システムを提供する。

【解決手段】 三次元画像診断システムは、被検体の疾患部位を含むボリュームデータの中から任意断面の3次元画像を収集し、表示可能な超音波画像診断装置19と、この超音波画像診断装置19以外の医用画像診断モダリティ11、12、13、14からのボリュームデータの中から任意断面の3次元画像と略同一断面の3次元画像を収集し、表示する。同一の医用画像診断モダリティ13(11、12)から時相の異なるボリュームデータ間における略同一断面の複数の3次元画像をそれぞれ同期的に表示可能とするものである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元画像の収集および表示を行なう三次元画像診断システムにおいて、

被検体の疾患部位を含むボリュームデータの中から任意断面の3次元画像を表示可能な超音波画像診断装置と、

この超音波画像診断装置以外の医用画像診断モダリティからのボリュームデータの中から前記任意断面の3次元画像と略同一断面の3次元画像を表示する3次元医用画像診断装置と、

前記両画像診断装置からの複数の3次元画像または同一の医用画像診断モダリティから時相の異なるボリュームデータ間における略同一断面の複数の3次元画像をそれぞれ同期的に表示可能な画像処理表示手段と、を有することを特徴とする三次元画像診断システム。

10

【請求項 2】

前記画像処理表示手段は、相互に対応する3次元画像の各断面を同期的に比較表示する際、前記疾患部位内に設定される中心点を少なくとも含む前記各断面が略同一画像となるように各断面を位置決め固定し、その位置でロックさせるロック手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の三次元画像診断システム。

【請求項 3】

前記ロック手段は、画像処理表示手段のモニタに比較表示される複数の前記3次元画像同士が同期的に連動して追従操作され、表示されるように、前記3次元画像同士が互いに追従移動するように連係させた請求項2記載の三次元画像診断システム。

20

【請求項 4】

前記画像処理表示手段は、複数の前記3次元画像同士のロック状態あるいは追従操作状態を解除するロック解除手段を備えた請求項2または3記載の三次元画像診断システム。

【請求項 5】

前記画像処理表示手段は、同期的に比較表示可能な3次元画像の各断面に表示される方向ベクトルの位置方向合せをするようにベクトル指定手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の三次元画像診断システム。

【請求項 6】

前記画像処理表示手段は、同期的に比較表示可能な3次元画像の各断面上に、上記各断面の回転中心を中心とする球状領域を表示する球状領域表示手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の三次元画像診断システム。

30

【請求項 7】

前記画像処理表示手段は、同期的に比較表示可能な3次元画像の各断面上に、これらの各断面と、上記各断面の回転中心を中心とする球状領域との交線を表示する交線表示手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の三次元画像診断システム。

【請求項 8】

前記超音波画像診断装置は、超音波診断装置本体に超音波プローブを接続して備え、前記超音波プローブに3次元位置センサを装着したことを特徴とする請求項1記載の三次元画像診断システム。

40

【請求項 9】

前記各断面に表示される方向ベクトルは、夫々独立した2つの方向ベクトルである、ことを特徴とする請求項5に記載の三次元画像診断システム。

【請求項 10】

前記画像処理表示手段は、前記各断面を位置決め固定するときに、前記各断面の画像の相関が最も高くなる位置に位置決めする、

ことを特徴とする請求項2に記載の三次元画像診断システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、３Ｄ医用画像を用いた画像診断技術に係り、特に３次元超音波画像と他の３Ｄ医用画像診断モダリティ画像とを相互補完させて疾患部位の存在、鑑別診断を行なう三次元画像診断システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

現在、国内における三大疾患の中で唯一癌疾患による死亡率が伸びており、診断のみならず治療への社会的要請が強い。この癌疾患の中で肝臓癌は約１０％を占めており、しかも残念ながら増加の傾向にある。

【０００３】

この肝臓癌の診断に関しては既に超音波診断装置、ＭＲＩ装置、Ｘ線ＣＴ装置等の医用画像診断モダリティの技術進歩により早期の段階で見つけ出すことができるようになってきている。

【０００４】

特に、Ｘ線ＣＴ装置では高速回転ヘリカルスキャンと８列、１６列、６４列などの並列検出器との組合せシステムによる３Ｄ撮像法が確立している。また、ＭＲＩ装置においては、傾斜磁場系、高周波磁場系、ＲＦコイル系の性能向上に伴う高速撮影法の性能アップにより息止め下の３Ｄ撮像法が確立している。３Ｄ撮像法は、従来の２Ｄ撮像に比べて格段に診断能力が向上してきている。この３Ｄ画像による診断は特に造影剤を用いた３ＤのダイナミックＣＴ（以下、３Ｄ－ＣＴと記す。）で顕著に進んでいる。

【０００５】

一方、肝臓癌の治療法としては、ａ）肝動脈内抗癌剤注入療法、ｂ）肝動脈塞栓療法、ｃ）低侵襲治療法、ｄ）開腹外科手術の４種類が知られており、中でも患者への負担が少ない等の理由から低侵襲治療法が最も多く施行されている。

【０００６】

低侵襲治療法には、経皮的エタノール注入法（ＰＥＩＴ：Ｐｅｒｃｕｔａｎｅｏｕｓ Ｅｔｈａｎｏｌ Ｉｎｊｅｃｔｉｏｎ Ｔｅｃｈｎｉｑｕｅ）やマイクロ波穿刺焼灼法があり、従来から超音波診断装置によるリアルタイム撮像下でその穿刺針をモニタリングして行なわれてきた。

【０００７】

最近では、焼灼治療法の１つとしてラジオ波焼灼法（ＲＦＡ：Ｒａｄｉｏ－Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ Ａｂｌａｔｉｏｎ）が脚光を浴び始め、臨床への適用がかなり進められている。このＲＦＡには単一針であるＣｏｏｌ Ｔｉｐや複数展開針のＲＩＴＡがあり、各々、現在臨床評価が進められている。これらの穿刺治療は多くの場合、経皮的穿刺によって行なわれるが、腹腔鏡下（ラパログラフィ）で上記と同一の穿刺治具を用いて直接肝臓表面を見ながら、あるいは肝臓表面から超音波プローブにて肝臓内部を見ながら穿刺治療を施す方法も臨床的に行なわれている。

【０００８】

このような３Ｄ撮像診断技術や穿刺治療技術の技術進歩の中で、現在、３Ｄ医用診断画像は穿刺治療の現場において、治療計画から治療中、治療フォローアップの段階で十分に活用されているとは言えない現況である。臨床サイドの超音波画像は局所的な医用診断画像であり、横隔膜などを含め肝臓全体および周辺を一度に観察することができないので、３Ｄ－ＣＴの３Ｄ立体画像上で安全な穿刺位置の探索を簡便に行ないたいという要望がある。

【０００９】

また、穿刺治療技術は、超音波撮像下での穿刺治療となるので、穿刺針を含む撮影時の超音波断面を想定した３Ｄ－ＣＴ断面画像（仮想超音波画像）を３Ｄ立体画像上に分かり易く表示したり、決定した穿刺位置を体表および骨との関係が分かるように表示したりしてほしい、というニーズがある。

【００１０】

近年、３Ｄ－ＣＴ画像上などで仮想超音波断面を探索する方法が、特許文献１や特許文

10

20

30

40

50

献 2 等に記載の如く種々提案されており、リアルタイム仮想超音波システムが製品化されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 1 1 2 9 9 8 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 1 6 9 0 7 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 1】

特許文献 1 では、3 次元ボリュームデータから穿刺超音波プローブの位置および角度に応じた断面画像を表示する穿刺支援装置が提案されているが、この支援装置では、穿刺針進入経路上あるいはその近傍に穿刺不適部位があるか否かの判断が難しいという問題がある。

10

【0 0 1 2】

また、3 D - C T 画像上などで仮想超音波断面を探索する方法では、治療対象が X 線 C T 画像上で見えても超音波診断画像上では見えないあるいは見え難いという問題や、治療対象が複数個ある場合には、実際に治療直前の対応が、術前計画で得た画像を参照するだけでは不十分であるという問題がある。

【0 0 1 3】

さらに、3 D - C T 画像上などで仮想超音波断面を探索する方法では、超音波穿刺治療の性格上、超音波診断装置側の超音波画像は 2 次元断面であり、超音波プローブで撮像できる位置からの撮像断面と概略同一の C T などの断面探索に限定されており、治療後に他のモダリティとの画像比較が難しいという問題があった。

20

【0 0 1 4】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、3 D 超音波画像と 3 D 診断モダリティ画像との間で任意断面での断面比較を、相補的に行ない、癌などの疾患部位の存在 / 鑑別診断を効果的にかつ効率よく行なうことができる三次元画像診断システムを提供することを目的とする。

【0 0 1 5】

本発明の他の目的は、超音波プローブで撮像できる位置からだけの撮像断面を用いる必要がなく、3 次元超音波画像を用いて任意断面での局所的な超音波画像と全体的な 3 D 診断モダリティ画像との相補的な断面比較を簡単かつ容易に行なうことができる三次元画像診断システムを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 6】

本発明に係る三次元画像診断システムは、上述した課題を解決するために、3 次元画像の収集および表示を行なう三次元画像診断システムにおいて、被検体の疾患部位を含むボリュームデータの中から任意断面の 3 次元画像を収集し、表示可能な超音波画像診断装置と、この超音波画像診断装置以外の医用画像診断モダリティからのボリュームデータの中から前記任意断面の 3 次元画像と略同一断面の 3 次元画像を収集し、表示する 3 次元医用画像診断装置と、前記両画像診断装置からの複数の 3 次元画像または同一の医用画像診断モダリティから時相の異なるボリュームデータ間における略同一断面の複数の 3 次元画像をそれぞれ同期的に表示可能な画像処理表示手段と、を有するものである。

40

【発明の効果】

【0 0 1 7】

本発明に係る三次元画像診断システムによれば、超音波画像診断装置を用いた 3 D 超音波画像の診断、あるいは、治療効果判定のように超音波画像診断装置以外の医用画像診断モダリティからの 3 D 医用モダリティ画像 (3 D 参照画像) を参照し、相補的役割を果たす 3 D 超音波画像と 3 D 参照画像とを共通の断面にて簡便に比較したり、時相的に異なる 3 D 医用モダリティ画像同士の間で共通断面を比較したりすることで、癌等の疾患部位の存在、大きさ、内容をより確実に効果的にかつ効率よく鑑別診断を行なうことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 8 】

本発明に係る三次元画像診断システムの実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【 0 0 1 9 】

[第 1 の実施形態]

図 1 は、本発明に係る三次元画像診断システムの第 1 実施形態を概略的に示す全体構成図である。

【 0 0 2 0 】

この三次元画像診断システム 10 は、X 線 C T 装置 11、磁気共鳴診断 (M R I) 装置 12 または X 線システム 13 または超音波診断装置 14 (以下、これらを総称して医用画像診断モダリティという。) から得られた診断対象部位の 3 次元ボリュームデータを収集する 3 D データ収集系 15 と、収集された 3 D ボリュームデータを処理して表示する画像処理表示系 16 とを有する。ここで、3 D ボリュームデータとは、3 次元撮像手法、或いはマルチスライス撮像手法によって得られる画像データである。3 D データ収集系 15 は、各医用画像診断モダリティ内に備えられてもよい。

10

【 0 0 2 1 】

各医用画像診断モダリティを用いて収集された 3 D ボリュームデータは、各診断モダリティ内の画像処理表示機能を利用して図示しないコンソールモニタ上に、あるいは画像処理表示系 16 の表示手段に、また、独立型画像処理表示装置 18 の表示手段や超音波画像診断装置 19 の表示手段に表示される。

20

【 0 0 2 2 】

第 1 実施形態に表わされる三次元画像診断システムでは、X 線 C T 装置 11、M R I 装置 12、X 線システム 13、超音波診断装置 14 の 3 D 医用モダリティ画像の中で 3 D - C T 画像を利用するものとして説明する。

【 0 0 2 3 】

3 D データ収集系 15 に収集された C T 3 D 画像は、直接医用画像表示系 16 に、または L A N 等のネットワーク 17 を介して、処理結果が例えば独立画像処理表示装置 18 の表示手段あるいは超音波画像診断装置 19 の表示手段に表示される。超音波画像診断装置 19 の表示手段は、被検体内に刺入された穿刺針の像をリアルタイムに表示することもできる。

30

【 0 0 2 4 】

なお、図 1 では、超音波画像診断装置 14 と 19 とをブロック図上で 2 つに分けた例を示したが、両者は一体化したものでもよい。

【 0 0 2 5 】

また、診断モダリティを用いて収集された 3 D 画像は、図 3 に示すように超音波画像診断装置 19 の表示手段としてのモニタ 32 上に表示される。上記 3 D ボリュームデータは D I C O M 等のフォーマットで各診断モダリティから超音波画像診断装置 19 に直接あるいは間接的に移送されて転送され、超音波画像診断装置 19 に備えられた C D - R , D V D - R などの記録メディアによって取り込まれる。

【 0 0 2 6 】

40

さらに、画像処理表示装置 18 は、例えば図 2 に示すように、ネットワーク 17 を介して得られた 3 次元のボリュームデータを記憶する 3 次元データ記憶部 21 と、この記憶部 21 に記憶された 3 次元データを処理し、3 次元データの再構成を行う 3 次元再構成処理部 22 と、この 3 次元再構成処理部 22 において再構成されたデータから 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成部 23 と、この 3 次元画像生成部 23 により生成されたデータに基づいて 3 次元画像を表示する 3 次元画像表示部 24 と、この 3 次元画像表示部 24 に表示される断面像上に患部が見えたとき医師等のユーザがその位置を特定するために 3 次元画像生成部 23 に患部位置情報を入力する患部位置特定部 25 と、穿刺プローブの位置を特定しその 3 D ボリュームデータを 3 次元画像情報生成部 23 に入力するプローブ位置特定部 26 とを備える。このうち、3 次元データ記憶部 21 は、半導体メモリ、ハードディス

50

ク、ＣＤ－ＲＯＭ、フレキシブルディスク、メモリカード等の記録メディアにより構成される。

【００２７】

この画像処理表示装置１８は、例えばワークステーションにより構成され、図示しないＣＰＵにより制御される。あるいは、斯かる画像処理表示機能を有する画像処理表示装置１８は超音波画像診断装置１９内に一体化して収納してもよい。

【００２８】

入力部２７は、ユーザが画像処理表示装置１８等の各種入力指示を行うインターフェイスであり、この入力部２７からは、後述するように、穿刺パスを設定するための種々の指示が入力される。この入力部２７は、画像処理表示装置１８がワークステーションで構成される場合は、例えば、キーボードやマウス等からなり、超音波画像診断装置１９内に一体化されている場合には、例えば、操作パネル、トラックボール、ＴＣＳ（Ｔｏｕｃｈ Command Screen）等からなる。

【００２９】

また、超音波画像診断装置１９は、穿刺時において、超音波プローブにより得られた被検体の患部や、穿刺針の位置を撮像し表示するモニタを備える。なお、本実施形態では、超音波画像診断装置１９を採用した例で説明しているが、穿刺に用い得るものであれば、Ｘ線ＣＴ装置或いはＭＲＩ装置であってもよい。

【００３０】

超音波画像診断装置１９は、図３に示すように概略的に構成され、ＣＰＵを備えた超音波診断装置本体３０と、この装置本体３０に付設される入力手段３１と、表示手段としてのモニタ３２と、超音波プローブ３３と、超音波プローブ３３の位置センサ受信手段５５とを備える。入力手段３１は、入力装置３１ａとしてのキーボード、トラックボールやタッチパネル等の操作パネル３１ｂを備える。なお、位置センサ受信手段５５は、後述する第２の実施形態で使用する構成品である。

【００３１】

超音波画像診断装置１９のモニタ３２に３Ｄボリュームデータである３Ｄ画像が表示される。この３Ｄボリュームデータは、ＤＩＣＯＭなどのフォーマットで医用画像診断モダリティ１１，１２または１３から超音波診断装置本体３０に直接あるいはＤＩＣＯＭサーバなどを通して間接的に転送され、超音波診断装置本体３０にＣＤ－Ｒ，ＤＶＤ－Ｒなどの記録メディアによって取り込まれる。

【００３２】

超音波画像診断装置１９の装置本体３０には、超音波画像に関わる超音波送受信の制御、処理あるいは３Ｄレンダリング処理を含む画像表示機能を行うＣＰＵがある。この超音波診断装置本体３０に超音波プローブ３３および入力手段３１がそれぞれ接続されており、超音波画像および超音波以外の他モダリティ画像はモニタ３２に表示される。超音波画像診断装置１９は、装置本体３０、入力手段３１、超音波プローブ３３および表示手段としてのモニタ３２から画像処理表示手段４１を構成している。この画像処理表示手段４１は画像処理表示系１６や独立型画像処理表示装置１８に、同様にして構成してもよい。

【００３３】

ここにおいて、超音波プローブ３３には、通常１次元アレイプローブ、１次元アレイプローブ部分を機械的に揺動させて複数の超音波断面を収集するメカニカル３Ｄプローブ、あるいは圧電振動子の二次元（マトリクス）アレイによるリアルタイム３Ｄプローブを含む。

【００３４】

次に、三次元画像診断システム１０の代表的なワークフローを、図３を参照して説明する。

【００３５】

まず、例えばＸ線ＣＴ装置１１の医用画像診断モダリティにて３ＤのＣＴ画像（以下、３Ｄ参照画像、３Ｄ診断モダリティ画像）が撮像され、この３Ｄ参照画像の３次元ボリュ

10

20

30

40

50

ームデータは3Dデータ収集系15に一旦収集される(ステップ1)。

【0036】

3D参照画像のボリュームデータは、X線CT装置11あるいは3Dデータ収集系15からDICOMなどのフォーマットで直接に、あるいはDICOMサーバなどを通して間接的に超音波画像診断装置19に転送される。または、MO、CD-RやDVD-Rなどの記録メディア20によって予め記録された3D参照画像が超音波画像診断装置19に取り込まれる。超音波画像診断装置19に取り込まれた3Dボリュームデータは、ボリュームレンダリング(VR)法によって超音波診断装置本体30のモニタ32上に、例えばその右側に3DCT画像として3D表示される(ステップ2)。

【0037】

また、超音波画像診断装置19は、超音波1次元アレイプローブ、メカニカル3Dプローブあるいはリアルタイム3Dプローブの超音波プローブ33を備えており、この超音波プローブ33を用いて疾患部位をBモード、またはBモード画像を含むドプラモードの3D超音波撮像手法にて撮像される。撮像された3D超音波撮像画像の中の3Dボリュームデータが超音波画像診断装置本体30に取り込まれ、収集される。超音波診断装置本体30で収集された3Dボリュームデータはボリュームレンダリング(VR)法を用いてモニタ32上に、例えばその左側に超音波3次元画像が3D表示される(ステップ3)。

【0038】

本実施形態の三次元画像診断システム10は、超音波画像診断装置19のモニタ32上に、例えばその右側に3D参照画像(3DCT画像:3D診断モダリティ画像)が表示され、その左側に超音波画像診断装置19による3D超音波画像36が3D表示される。超音波画像診断装置19のモニタ32上に表示される3D参照画像および3D超音波画像は、独立型画像処理表示装置18の3次元画像表示部24に同様に3D表示できる構成としてもよい。

【0039】

今、超音波画像診断装置19の3D超音波画像に着目する。超音波画像診断装置19は、超音波プローブ33の操作により、図4(A)に示す疾患部位を予想した局所的な3D超音波画像36が得られ、得られた3D超音波画像36はモニタ32の例えば左側に表示される。3D超音波画像36は、医用画像診断モダリティの超音波診断装置14側から得てもよい。この3D超音波画像36上に任意断面を選択してプレーンカット(PC)面表示を図4(B)に示すように行なう。)超音波3D画像36上の位置合せ断面として適当な断面を、入力手段31の回転・シフト操作にて超音波診断装置本体30のCPUにより、モニタ32上にPC面37を表示する。このPC面37は疾患部(疾患陰影部)38が含まれている面を位置合せ断面として選択される。診断効率を上げるために、図4(C)に示すように、疾患部38の任意の1点(通常は、計画したい穿刺針の針先の位置)を中心ロック点として指定する(ステップ4)。

【0040】

ここでは、図4(C)に示すように疾患陰影部38に指定した中心ロック点39を中心点として、入力手段31の回転操作により、超音波3D画像36のPC面37を回転させ、位置合せ画像(超音波診断画像)として適当な一断面のPC面画像を表示させる(ステップ5)。

【0041】

このとき、図4(C)に示すように、3D超音波画像36のPC面37にある回転中心39とは別の特徴構造を特徴ポイント40に選定する。例えば肝静脈の分岐部などのポイントを選択して設定し、このポイントの特徴ポイント40と入力手段31で設定する。そして、入力手段31の操作で回転中心点39と特徴ポイント40とを結ぶ線をモニタ32のモニタ画面座標上で方向ベクトル線Aとしてグラフィック表示する(ステップ6)。

【0042】

一方、医用画像診断モダリティのX線CT装置11で撮像された3DのCT画像43はボリュームレンダリング(VR)法により処理され、超音波画像診断装置19のモニタ3

10

20

30

40

50

2 上に図 5 に示すように表示される。3 D C T 画像 4 3 は被検体の疾患部位を含む全体が、例えば特徴的な周辺構造を含む全体領域が表示される。被検体の 3 D の C T 画像は、骨を表わす C T 値の領域 4 4 とそれ以外の領域 4 5 が同時に表示されるようにボリュームレンタリングにおける透明度を調整するか、あるいは 2 つの領域 4 4 , 4 5 を別ボリュームとして 2 ボリュームの同時表示を行なうことができる (ステップ 7)。符号 4 7 は暫定的な断面位置を示すプレーンカット面 (P C 面) である。

【0043】

続いて、医師等のユーザが、図 3 に示す入力手段 3 1 のマウス、トラックボールなどのポインティングデバイスを移動または回転させて、移動量や移動方向または回転量や回転方向の情報を入力すると、超音波画像診断装置本体 3 0 の C P U は、3 次元ボリュームの画像を表示する V R 画像 (3 D 参照画像; 3 D C T 画像) を表示する P C 面 4 7 を所望の量および方向に回転移動させたり、平行移動させて P C 面表示される。

10

【0044】

超音波画像診断装置 1 9 のモニタ 3 2 上に、例えばその右側に表示される V R による 3 D 参照画像 (3 D C T 画像) は、P C 面表示にて P C 面のシフト・回転操作により、図 5 (A) に示す状態から図 5 (B) に示す状態に位置シフトさせ、疾患部 (疾患陰影部) 4 8 を探索し、疾患陰影部 4 8 を表示する (ステップ 8)。

【0045】

図 5 (B) に示す V R による 3 D 参照画像の P C 面 4 7 に表示される疾患部 4 8 の中の任意の 1 点 (ここでは、前述の超音波画像上で指定した中心ロック点 3 9 とほぼ同一点とする) を指定し、その指定点を中心ロック点 4 9 として位置決めし、V R の 3 D 参照画像の P C 面 4 7 を図 5 (C) に示すように表示する (ステップ 9)。続いて、図 5 (C) に示す V R の 3 D 参照画像の P C 面 4 7 の中心点 4 9 を中心点として P C 回転させ、図 4 (C) に示された 3 D 超音波画像の P C 面 3 7 と同じ構造を有する特徴ポイント 5 0 を有する V R 画像 (3 D 参照画像) の P C 面 4 7 を図 5 (D) に示すように断面表示する。

20

【0046】

図 5 (D) には、V R による 3 D 参照画像の P C 面 4 7 上に、図 4 (C) の特徴ポイント 4 0 と同一構造を含む断面を表示する。この点、特徴ポイント 4 0 に対応するポイント 5 0 を V R 画像 (3 D 参照画像; 3 D C T 画像) の特徴ポイント 5 0 に設定し、回転中心 (中心ロック点) 4 9 と特徴ポイント 5 0 を結ぶ線を、V R 画像 (3 D C T 画像) の方向ベクトル線 B としてグラフィック表示する (ステップ 10)。

30

【0047】

超音波画像診断装置 1 9 の入力手段 3 1 による各 P C 面 3 7 , 4 7 のシフト・回転操作により、図 4 および図 5 に示すように、超音波 3 D 画像の P C 面 3 7 および V R による 3 D 参照画像の P C 面 4 7 と、各方向ベクトル線 A , B が、超音波画像診断装置 1 9 のモニタ 3 2 の左右に表示された段階で、位置合せされ、共通の断面表示を行なうこととなる (ステップ 11)。各中心ロック点 3 9 , 4 9 と方向ベクトル線 A , B とが互いに位置合せされ、共通断面が表示されると、超音波診断装置本体に格納されたロック手段 (図示せず) により、各中心ロック点 3 9 , 4 9 が位置決め固定され、3 D 超音波画像 3 6 と 3 D 参照画像 4 3 は互いに自動的に追従可能に設定される。以後は、一方の 3 次元画像の操作により他方の 3 次元画像は同期的に追従回転移動操作される。

40

【0048】

モニタ 3 2 上で超音波 3 D 画像と 3 D 参照画像 (3 D C T 画像; V R 画像) が共通の P C 面 3 7 , 4 7 表示が同期的に比較表示された段階で、入力手段 3 1 を操作して超音波診断装置本体 3 0 に備えられた同時表示・操作機能をアクティブにすると、両 3 次元画像はほぼ一体の動きとなって同期的に追従回転移動せしめられる。この同期的な追従操作では、図 6 に示すように方向ベクトル線 A , B の向きが一致するように、例えば 3 D 参照画像側のボリューム画像全体が図 6 (B) から (C) に示すように追従して回転し、全体を表わす 3 D C T 画像 (3 D 参照画像) の P C 面 4 7 が局所的な 3 D 超音波画像の P C 面 3 7 と同一方向を向くように追従移動して位置決めセットされる (ステップ 12)。

50

【 0 0 4 9 】

このセット後には、３Ｄ超音波画像３６と３Ｄ参照画像（３ＤＣＴ画像）４３上の操作は、ロック手段を介して相互に追従関係を保って行なわれ、入力手段３１の操作により両画像３６，４３は相互に同期して連動するように、超音波診断装置本体３０の追従または調節制御が行なわれる（ステップ１３）。両３Ｄ画像は、同期的に連動して連係操作されるので、入力手段３１は、セット後に３Ｄ超音波画像３６および３ＤＣＴ画像（ＶＲ画像、３Ｄ参照画像）の一方を操作するだけでよい。

【 0 0 5 0 】

具体的には、片方の３Ｄ画像におけるＰＣ面３７または４７の回転・シフト操作、３Ｄ画像への各種クリッピング操作が、他方の３Ｄ画像におけるＰＣ面４７または３７の回転・シフト操作、３Ｄ画像への各種クリッピング操作として相互に同期し、両３Ｄ画像同士が同期して連動表示される。

【 0 0 5 1 】

また、入力手段３１のロック解除操作によりロック手段のアクティブ性を解除すると、ロック手段は解消され、３Ｄ超音波画像３６と３Ｄ参照画像（３ＤＣＴ画像）４３の追従連動動作が解除され、３Ｄ超音波画像３６と３Ｄ参照画像４３は互いに独立してシフト・回転操作が実施される。入力手段３１はロック手段を解除するロック解除手段としての機能を有する。

【 0 0 5 2 】

本実施形態の三次元画像診断システム１０においては、超音波画像診断装置１９のモニタ３２の左右に、疾患部を含む局所的な３Ｄ超音波画像３６と測定領域全体を示す３ＤＣＴ画像（３Ｄ画像診断モダリティ画像；３Ｄ参照画像）４３とをそれぞれ表示し、全体的な３ＤＣＴ画像４３を確認しながら局所的な３Ｄ超音波画像３６を観察して、穿刺位置を決定し、観察診断を実施することができる。低侵襲治療時に穿刺位置をモニタリングしながら、被検体の体表および骨、また、例えば横隔膜などを含めた肝臓全体や周辺の組織全体を一度に観察することができ、３ＤＣＴ画像の３Ｄ立体画像上で安全な穿刺位置の探索を簡便に行なうことができる。

【 0 0 5 3 】

この三次元画像診断システム１０では、超音波画像診断装置を用いた診断、あるいは治療効果判定のために事前に収集された他画像診断モダリティの３Ｄモダリティ画像を参照し、相補的役割となり得る３Ｄ超音波画像と３Ｄ参照画像（３Ｄモダリティ画像）とを共通断面にて簡便に比較することで、より確実に疾患部の存在、大きさ、位置、内容を把握し、癌等の疾患部の鑑別診断を効率よく効果的に行なうことができる。

【 0 0 5 4 】

また、本発明に係る三次元画像診断システムにおいては、超音波画像診断装置１９のモニタ３２に、基準３Ｄ画像となる疾患部位を含む局所的な３Ｄ超音波画像３６と疾患部位を含む組織の全体的な３ＤＣＴ画像（３Ｄ画像診断モダリティ画像）４３とを左右 上下でもよい に並列表示し、疾患部位を含む局所的な３Ｄ超音波画像３６の任意断面を基準に３ＤＣＴ画像を選択できる。図４（Ｃ）に示す疾患部位３８や特徴ポイント（特徴的周辺構造を表わす門脈や静脈分岐部のポイント）４０を表わすＰＣ面３７を備えた３Ｄ超音波画像３６を基準として、全体的な３ＤＣＴ画像（３Ｄ参照画像；ＶＲ画像；３Ｄ画像診断モダリティ画像）のシフト・回転操作を行なって図５（Ｄ）に示すように位置決めセットさせる。

【 0 0 5 5 】

疾患部位を含む領域の組織を全体的に表わす３ＤＣＴ画像（３Ｄ画像診断モダリティ画像）４３を図６（Ｃ）に示すようにシフト・回転操作させることで、超音波画像診断装置１９のモニタ３２に、図６（Ａ）に示す３Ｄ超音波画像３６と図６（Ｃ）に示す３ＤＣＴ画像４３とを、ＰＣ面３７，４７を略対応させた状態で表示できる。この画像表示は、超音波画像診断装置１９のモニタ３２だけでなく、例えば、三次元画像診断システム１０の画像処理表示系１６や独立型画像処理表示装置１８の各表示手段にも同様にして表示する

10

20

30

40

50

ことができる。

【 0 0 5 6 】

また、この三次元画像診断システムは、3 D 超音波画像 3 6 と 3 D C T 画像 4 3 とをモニタ 3 2 に表示する例を示したが、同一の画像診断モダリティ、例えば同一の超音波画像診断装置 1 9 (1 4) に時相の異なる (時間を異にする) 3 D 超音波画像同士を入力する。時相の異なる複数、例えば 2 つの 3 D 超音波画像 (3 D 診断画像モダリティ画像) を入力し、モニタ 3 2 等の表示手段に時相の異なる複数の 3 D 超音波画像同士を左右あるいは上下に表示させてもよい。時相の異なる 3 D 超音波画像同士をモニタ 3 2 等の表示手段の左右 (上下) に並べて比較表示することで、例えば術前・術後のように時相の異なる P C 面の 3 D 超音波画像を比較表示できる。

10

【 0 0 5 7 】

すなわち、同一の医用画像診断モダリティから時相の異なる複数の 3 次元画像をモニタ等の表示手段に同期的に並べて表示し、各 3 次元画像における共通の P C 面を観察して癌などの疾患部位とその周辺の治療前後における変性を正確に精度よく把握することができ、治療効果判定を正確にかつ効率よく行なうことができる。

【 0 0 5 8 】

なお、三次元画像診断システム 1 0 において、疾患部位 3 8 , 4 8 を有する 3 D 超音波画像 3 6 と 3 D C T 画像 4 3 の同期連動表示において、図 7 (A) および (B) に示すように、P C 面 3 7 , 4 7 に球状領域 7 0 , 7 1 を表示するようにしてもよい。

20

【 0 0 5 9 】

モニタ 3 2 等の表示手段に、図 7 (A) および (B) に示すように表される球状領域 7 0 , 7 1 は焼灼計画領域を表わすものであり、焼灼計画領域を予め表示しておく、疾患部位が十分に焼灼領域に入っているかどうかや、焼灼領域周辺臓器である例えば心臓、肺、胆のうなどへの影響リスク評価を正確に行なう上で利便性が高い。一般にエネルギーは球状に拡散するので、焼灼領域に至る球を球状領域 7 0 , 7 1 としてグラフィック表示するのに意義があり、両 3 次元画像から疾患部位の全体把握から、生体組織に悪影響を与えないように、局所的な観察で、鑑別判断を行なうものである。

【 0 0 6 0 】

また、図 7 (A) , (B) に示す球状領域 7 0 , 7 1 と P C 面 3 7 , 4 7 との交線 7 0 a , 7 1 a を同様な趣旨で図 8 (A) , (B) に示すように円形表示してもよい。

30

【 0 0 6 1 】

[第 1 の実施形態の変形例]

ところで、上述した第 1 の実施形態では、図 9 に示したように、超音波 3 D 画像におけるベクトル A (中心ロック点 3 9 と特徴ポイント 4 0 とを結ぶベクトル) と 3 D C T 画像におけるベクトル B (中心ロック点 4 9 と特徴ポイント 5 0 とを結ぶベクトル) とを一致させ、その後、ベクトル B 軸を中心にして 3 D C T 画像の P C 面を微調整 (回転による調整) して 3 D C T 画像の P C 面と超音波 3 D 画像の P C 面の画像を一致させるという操作が必要である。この回転操作は 3 D C T 画像の P C 面がベクトル B に拘束されているため、ユーザの操作負担とならず、比較的簡単に画像の一致をさせることができる。互いの P C 面が一致したところでロックさる。このロック機能によって互いの P C 面が連動して変化するため、以降は 3 D C T 画像と超音波 3 D 画像の P C 面は常に同じ面として同期させて表示することができる。

40

【 0 0 6 2 】

以下に示す変形例はさらに進めて、3 D C T 画像の P C 面の微調整操作を不要とするものである。

【 0 0 6 3 】

[第 1 の実施形態の第 1 の変形例]

図 1 0 は、第 1 の変形例の動作概念を示す図である。第 1 の変形例では、ベクトル A とベクトル B を一致させた後、3 D C T 画像の P C 面をベクトル B の軸中心に順次回転させながら、超音波 3 D 画像の P C 面との相関を順次演算する。そして相関が最も強い 3 D C

50

T 画像の P C 面を一致した画面として設定する。以降の処理は第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 6 4 】

[第 1 の実施形態の第 2 の変形例]

図 1 1 は、第 2 の変形例の動作概念を示す図である。第 2 の変形例は、第 1 の変形例をさらに一步進め、ベクトル A、B の一致ではなく中心ロック点 3 9 と中心ロック点 4 9 だけを一致させる。その後、3 D C T 画像の中心ロック点 4 9 を回転中心として 3 D C T 画像の P C 面を順次回転させながら（この場合、独立した 2 軸の回転となる）、超音波 3 D 画像の P C 面との相関を順次演算する。そして相関が最も強い 3 D C T 画像の P C 面を一致した画面として設定する。以降の処理は第 1 の実施形態と同様である。演算負荷は第 1

10

【 0 0 6 5 】

[第 1 の実施形態の第 3 の変形例]

図 1 2 は、第 3 の変形例の動作概念を示す図である。第 3 の変形例は、ベクトル A とベクトル B の一致に加えて、ベクトル C とベクトル D の一致を最初に行う。ベクトル C とベクトル D は、中心ロック点 3 9（4 9）から第 2 の特徴点 4 0 a（5 0 a）に向かうベクトルである。同一面内にある 2 つのベクトル同士を一致させることにより、超音波 3 D 画像の P C 面と 3 D C T 画像の P C 面とを完全に一致させることができる。

20

【 0 0 6 6 】

第 3 の変形例は 2 つのベクトル同士を一致させているためユーザの操作負担はやや大きくなるものの、相関処理は不要となる。

【 0 0 6 7 】

[第 2 の実施形態]

図 1 3 は、本発明に係る三次元画像診断システムの第 2 実施形態を示すものである。

【 0 0 6 8 】

この三次元画像診断システム 1 0 A の全体的構成は、図 1 ないし図 3 に示される三次元画像診断システム 1 0 とその構成および作用を同じくするので、同じ構成には同一符号を付して説明を簡素化あるいは省略する。

【 0 0 6 9 】

第 2 実施形態に示された三次元画像診断システム 1 0 A は、超音波画像診断装置 1 9 の超音波プローブ 3 3 に位置センサレシーバ（位置センサ受信手段）5 5 を付設し、この位置センサレシーバ 5 5 を介して超音波プローブ 3 3 の 3 次元位置を位置センサトランスミッタ 5 6 により基準となるベッド 5 7 上で自動的に検出できるようにしたものである。

30

【 0 0 7 0 】

超音波画像診断装置 1 9 の位置センサトランスミッタ 5 6 は基準となるベッド 5 7 で 3 D X_T - Y_T - Z_T の位置センサトランスミッタ座標系 5 8 を構成している。超音波プローブ 3 3 の 3 D 位置は X_P - Y_P - Z_P のプローブ座標系 5 9 で把握され、この超音波プローブ 3 3 に取り付けられる位置センサレシーバ 5 5 の 3 D 位置は X_R - Y_R - Z_R の位置センサレシーバ座標系 6 0 で把握される。超音波プローブ 3 3 で得られるプローブ画像は、X_I - Y_I - Z_I の画像座標系 6 1 に変換され、超音波プローブ 3 3 のシフト・回転操作により得られる 3 D C T 画像は、プローブ座標系 5 9 から位置センサレシーバ座標系 6 0、位置センサトランスミッタ座標系 5 8 を経て 3 D C T 画像（撮像）座標系 6 1 で把握される。

40

【 0 0 7 1 】

3 D C T 画像上の特徴ポイント P は画像座標系 6 2 からプローブ座標系 5 9、位置センサレシーバ座標系 6 0、および位置センサトランスミッタ座標系 5 8 を経て 3 D C T 画像座標系 6 1 にて把握される。画像座標系 6 2、プローブ座標系 5 9、位置センサレシーバ座標系 6 0、位置センサトランスミッタ座標系 5 8 および 3 D C T 画像（撮像）座標系 6 1 は、超音波診断装置本体 3 0 内で変換処理される。

50

【 0 0 7 2 】

超音波画像診断装置 19 に備えられる超音波プローブ（１次元アレイプローブ、４Ｄメカプローブあるいはリアルタイム３Ｄプローブ）には、図 9 に示すように３Ｄ位置センサ手段としての位置センサレシーバ 55 が取り付けられている。

【 0 0 7 3 】

３Ｄ位置センサ手段を装着した三次元画像診断システム 10 A は、代表的なワークフローは、第 1 実施形態に示された三次元画像診断システム 10 のワークフローとステップ 3 ～ステップ 10 の内容を基本的に異にするだけである。

【 0 0 7 4 】

第 1 実施形態の三次元画像診断システム 10 のモニタ 32 上に、例えばその左側に 3 D 超音波画像 36（図 4（A）参照）を収集し、表示する直前あるいは直後に、超音波の通常撮像であるリアルタイム 2 D 撮像にて、位置合せ断面として適当な、超音波画像の一断面画像を撮像し、表示させる。この超音波断面の 3 D C T 画像の撮像空間における位置および回転方向を、超音波プローブ 33 に装着された位置センサレシーバ（受信コイル）55（図 13 参照）からの 3 D 位置センサ情報により、超音波診断装置本体 30 の演算制御手段により自動的に算出する。

【 0 0 7 5 】

超音波画像の位置合せ断面の位置および回転方向の算出に際しては、図 9 に示す如く、３Ｄ位置センサ計測座標空間と 3 D C T 撮像座標空間との関係（３Ｄ座標間の変換マトリクス ${}^C{}^T T_T$ ）が予め知られており、両 3 D 座標空間の相互の関係は既知であることが前提条件となる。

【 0 0 7 6 】

簡略的には、例えば 3 D 位置センサ 55 の空間（３Ｄ）座標を決める送信系の基準ベッド 57 との相対位置関係を予め決めておくことで、変換マトリクス ${}^C{}^T T_T$ は固定値として利用できる。

【 0 0 7 7 】

続いて、超音波画像の位置合せ断面の位置および回転方向に基づいて、超音波断面側の C T 断面に対する方向ベクトルが算出される。C T 断面に対する方向ベクトルの方向と位置から超音波断面と略同一の C T 断面画像が得られ、自動的に表示することができる。

【 0 0 7 8 】

超音波断面画像と C T 断面画像の 2 画面が、超音波画像診断装置 19 のモニタ 32 の左右に表示された段階で診断中心の回転中心と特徴ポイントとを結ぶ線を方向ベクトル線としてグラフィック表示を行い、以後のステップは、第 1 実施形態のステップ 11 以降と同様にして画像処理される。このように、３Ｄ超音波画像と 3 D C T 画像あるいは 3 D M R I 画像と断面比較を相対的にかつ較べながら行なうことで、癌などの疾患部位の存在 / 鑑別診断を効率的にかつ効果的に行なうことができる。

【 0 0 7 9 】

〔 第 2 の実施形態の変形例 〕

次に本発明に係る三次元画像診断システムの第 2 実施形態における変形例について説明する。

【 0 0 8 0 】

この変形例に示された三次元画像診断システム 10 B は、超音波画像診断装置 19 の超音波プローブ 33 に 3 D 方向センサ 65 が装着された場合の例である。他の構成および作用は第 2 実施形態に示された三次元画像診断システム 10 A と異ならないので、同じ構成には、同一符号を付して説明を簡素化あるいは省略する。

【 0 0 8 1 】

この変形例の三次元画像診断システム 10 B の全体的構成は、図 1 ないし図 3 に示された三次元画像診断システム 10 と異ならない。三次元画像診断システム 10 B は図 9 に示された三次元画像診断システム 10 A の超音波画像診断装置 19 の超音波プローブ 33 に 3 D 方向センサ 65 を装着したものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 2 】

超音波プローブ 3 3 には、一次元アレイプローブ、4 D メカプローブあるいはリアルタイム 3 D プローブが用いられ、この超音波プローブ 3 3 に 3 D 位置センサ 5 5 に代えて 3 D 方向センサ 6 5 が装着され、取り付けられる。

【 0 0 8 3 】

3 D 方向センサ 6 5 を装着した三次元画像診断システム 1 0 B の代表的なワークフローは、第 1 実施形態に示された三次元画像診断システム 1 0 のワークフローとステップ 3 ~ 1 0 の内容を異にし、他のステップは内容を同じくし異なる。

【 0 0 8 4 】

第 1 実施形態の三次元画像診断システム 1 0 のステップ 3 で示す超音波画像診断装置 1 9 のモニタ 3 2 上に、3 D 超音波画像の収集・表示の直前あるいは直後に超音波の通常撮像であるリアルタイム 2 D 撮像の超音波画像を表示し、位置合せ断面として適当な超音波画像の一面面画像を撮像し、表示される。

10

【 0 0 8 5 】

この超音波画像の超音波断面に対応する 3 D C T 画像撮像空間における回転方向を、超音波プローブ 3 3 に装着された 3 D 方向センサ 6 5 からの 3 D 方向センサ情報により自動的に算出する。

【 0 0 8 6 】

超音波画像の位置合せ断面の回転方向の算出に際しては、3 D 方向センサ計測座標空間と 3 D C T 撮像座標空間との関係 (3 D 座標間の回転マトリクス) が既知であることを前提とする。この前提条件にて、3 D 位置センサ 6 5 の空間 (3 D) 座標を決める送信系のベッド 5 7 との相対関係を予め決めておくことで、回転マトリクスを固定値として利用できる。

20

【 0 0 8 7 】

超音波画像の位置合せ断面の回転方向に基づいて、超音波画像断面側の 3 D C T 断面に対する方向ベクトルが算出されるので、その方向ベクトルの方向から超音波断面と略同一方向の 3 D C T 断面画像を自動的に表示することができる。

【 0 0 8 8 】

また、3 D C T 画面のシフト操作を行なうことで、超音波断面画像とほぼ同一の 3 D C T 断面画像を探索することができる。

30

【 0 0 8 9 】

超音波断面画像と C T 断面画像の 2 画面が、超音波画像診断装置 1 9 のモニタ 3 2 の左右に表示された段階で、診断中心の回転中心と特徴ポイントとを結ぶ線を方向ベクトル線としてグラフィック表示を行なうことができる。以後のステップは、第 1 実施形態のステップ 1 1 以降と同様にして画像処理が行なわれる。

【 0 0 9 0 】

このように、3 D 超音波画像と 3 D C T 画像 (あるいは 3 D M R I 画像) との断面比較を相補的に行なうことで、癌などの疾患部位の存在 / 鑑別診断を効率的にかつ効果的に行なうことができる。

【 0 0 9 1 】

40

なお、本発明の実施形態および変形例では、比較する 2 つの 3 D 画像の一方は 3 D 超音波画像であり、他方は他の医用診断モダリティの 3 D 画像、例えば 3 D C T 画像、3 D M R I 画像の場合を示した。しかし、同一の医用モダリティ、例えば同一の超音波画像診断装置で時間的に異なる 3 D 画像間を比較の対象としてもよい。

【 0 0 9 2 】

例えば、1 つの医用診断検査内で連続的に造影超音波 3 D 画像を撮像する場合、R F A などの治療効果判定を目的として治療前の造影超音波 3 D 画像と治療後の造影超音波 3 D 画像とを比較の対象とし、疾患部位の存在 / 鑑別診断をより効果的にかつ効率的に行なってもよい。

【 0 0 9 3 】

50

本発明に係る三次元画像診断システムにおいては、

１．連続的に造影超音波３Ｄ画像撮像を行い、それら複数の３Ｄ画像を記録メディア２０に一時保存し、その中で２つの時相ボリュームを同時表示する。

２．一方のＶＲ画像（３ＤＣＴ画像や３ＤＭＲＩ画像）のＰＣ面上で疾患陰影から１点を指定しその指定点を中心点としてＰＣ断面を回転させ、診断画像として適当な断面画像を表示させる。

３．この後、同期表示・操作機能をアクティブにして二つの時相の造影超音波３Ｄ画像上の操作は相互に同期して連動させ、疾患部位の存在や鑑別診断をより効果的にかつ効率的に行なうようにしてもよい。

【００９４】

10

なお、特許文献２には、超音波２Ｄ画像と３Ｄ画像（例えば３ＤＣＴ画像）とを対応付けて表示させる技術が開示されている。この技術では、超音波２Ｄ画像と３Ｄ画像とを対応付けるために、画像同士の位置あわせ操作が必要である他、超音波プローブの位置と姿勢を検出する位置センサが必要となる。これに対して、本発明の第１の実施形態に係る三次元画像診断システムでは、ベクトルＡ、Ｂの位置合わせと画像の微調整の操作は行わが位置センサは不要である。また、本発明の第２の実施形態に係る三次元画像診断システムでは、位置センサを用いているものの、ベクトルＡ、Ｂの設定だけで十分であり、ベクトルＡ、Ｂの位置合わせ操作は不要である。

【００９５】

以上説明してきたように、上記各実施形態に係る三次元画像診断システムによれば、３次元超音波画像を用いて任意断面での局所的な超音波画像と全体的な３Ｄ診断モダリティ画像との相補的な断面比較を簡単かつ容易に行なうことができる。

20

【００９６】

なお、本発明は上記の各実施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できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の実施形態を形成できる。例えば、実施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、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。

【図面の簡単な説明】

【００９７】

30

【図１】本発明に係る三次元画像診断システムの第１実施形態を示す全体的構成図。

【図２】図１の三次元画像診断システムに組み込まれる独立型画像処理表示装置のブロック構成を示す図。

【図３】図１の三次元画像診断システムに組み込まれる超音波画像診断装置の構成を示す図。

【図４】（Ａ）、（Ｂ）および（Ｃ）は、超音波画像診断装置で撮像された３Ｄ超音波画像およびその画像処理例をそれぞれ示す図。

【図５】（Ａ）、（Ｂ）、（Ｃ）および（Ｄ）は、医用画像診断モダリティで撮像されたＶＲ画像（３ＤＣＴ画像、３Ｄ参照画像）およびその画像処理例をそれぞれ示す図。

【図６】（Ａ）、（Ｂ）および（Ｃ）は、超音波診断装置のモニタ（あるいは独立型画像表示装置の３次元画像表示部）の左右にそれぞれ表示される３Ｄ超音波画像と３ＤＣＴ画像とを比較して示す図。

40

【図７】（Ａ）および（Ｂ）は、超音波診断装置のモニタの左右に表示される３Ｄ超音波画像と３ＤＣＴ画像との球状領域への同期表示例を示す図。

【図８】（Ａ）および（Ｂ）は、超音波診断装置のモニタの左右に表示される３Ｄ超音波画像と３ＤＣＴ画像との円状領域への同期表示例を示す比較図。

【図９】本発明に係る三次元画像診断システムの第１実施形態の動作概念を示す図。

【図１０】本発明に係る三次元画像診断システムの第１実施形態における第１の変形例の動作概念を示す図。

【図１１】本発明に係る三次元画像診断システムの第１実施形態における第２の変形例の

50

動作概念を示す図。

【図 1 2】本発明に係る三次元画像診断システムの第 1 実施形態における第 3 の変形例の動作概念を示す図。

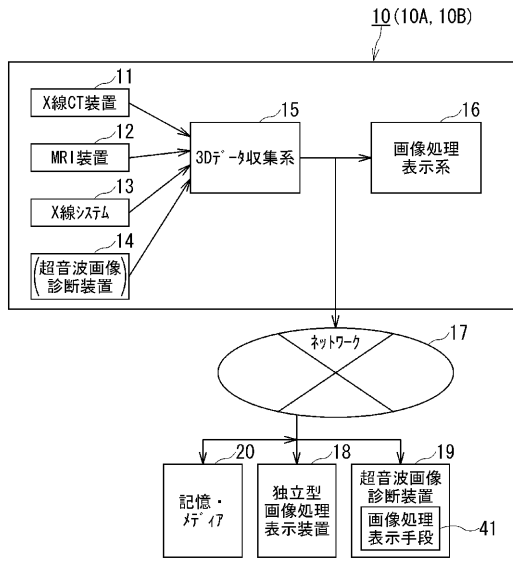
【図 1 3】本発明に係る三次元画像診断システムの第 2 実施形態を示すもので、3 D 位置センサを用いた超音波断面と 3 D C T 撮像空間座標との関係図。

【符号の説明】

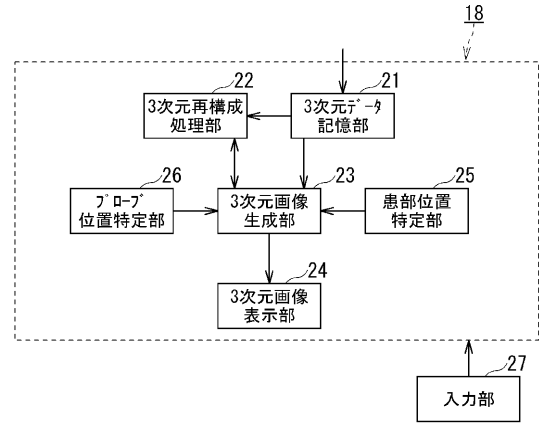
【 0 0 9 8 】

1 0、1 0 A、1 0 B	三次元画像診断システム	
1 1	X 線 C T 装置	
1 2	M R I 装置	10
1 3	X 線システム	
1 4	超音波画像診断装置	
1 5	3 D データ収集系	
1 6	画像処理表示系	
1 7	ネットワーク	
1 8	独立型画像処理表示装置	
1 9	超音波画像診断装置	
2 0	記録メディア（記憶媒体）	
2 4	3 次元画像表示部	
3 0	超音波診断装置本体	20
3 1	入力手段	
3 1 a	入力装置	
3 1 b	操作パネル	
3 2	モニタ	
3 3	超音波プローブ	
3 5	入力装置	
3 6	3 D 超音波画像	
3 7、4 7	プレーンカット（P C）面	
3 8、4 8	疾患部位（疾患陰影部）	
3 9、4 9	中心ロック点（回転中心）	30
4 0、5 0	特徴ポイント	
4 1	画像処理表示手段	
4 3	3 D 参照画像（3 D C T 画像，3 D 診断処理モダリティ画像）	
4 4	骨を表わす領域	
4 5	それ以外の領域	
5 5	3 D 位置センサ（位置センサレシーバ、位置センサ受信手段）	
5 6	位置センサトランスミッタ	
5 7	ベッド（基準値）	
5 8	位置センサトランスミッタ座標系	
5 9	プローブ座標系	40
6 0	位置センサレシーバ座標系	
6 1	3 D C T 画像座標系	
6 2	画像座標系	

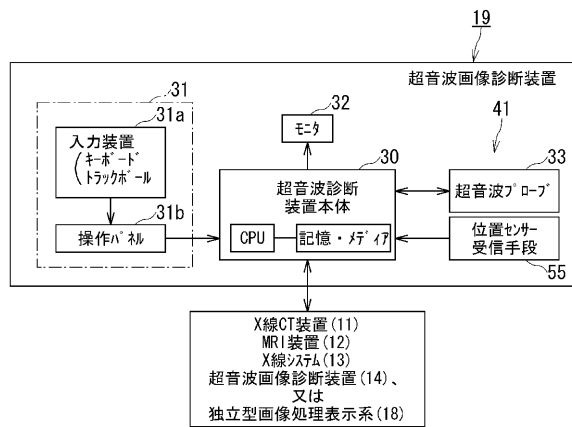
【図 1】



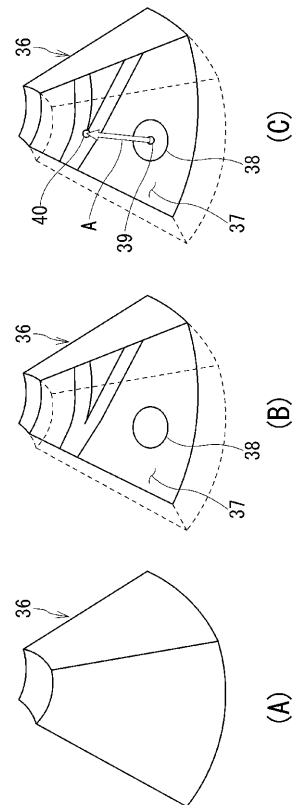
【図 2】



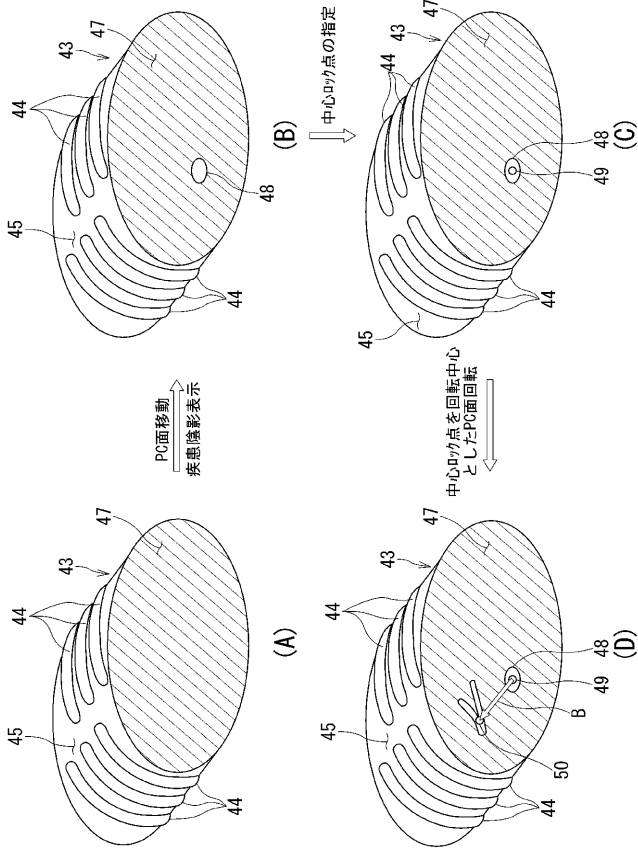
【図 3】



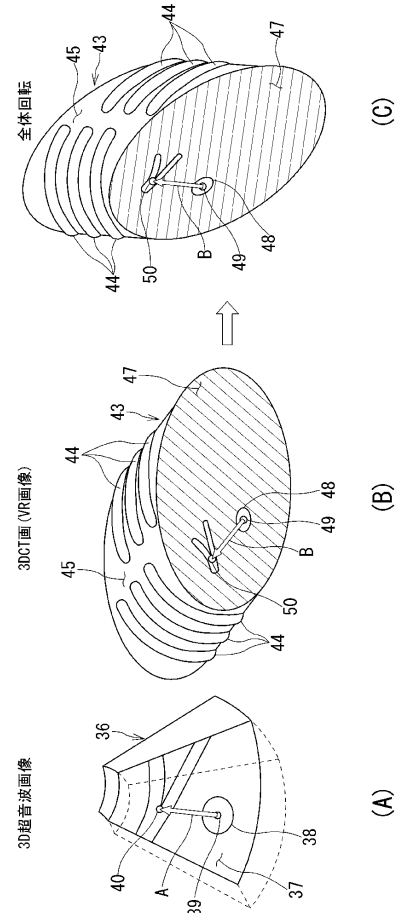
【図 4】



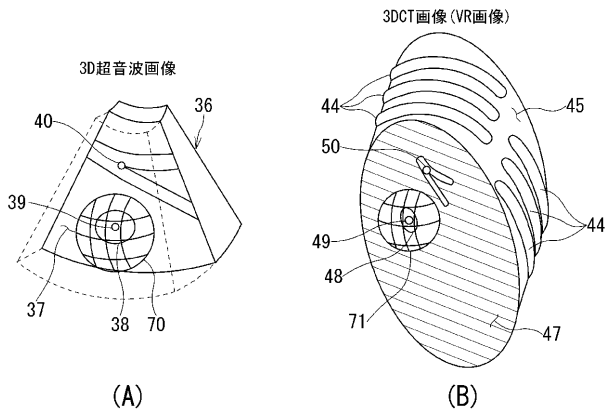
【図5】



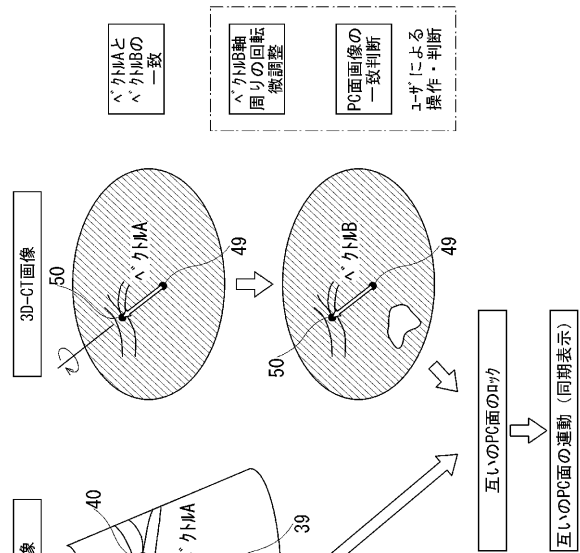
【図6】



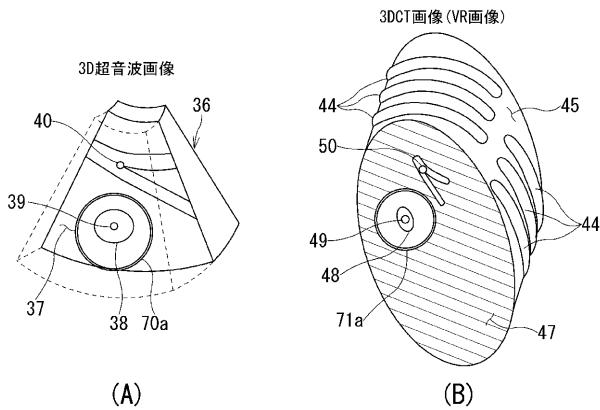
【図7】



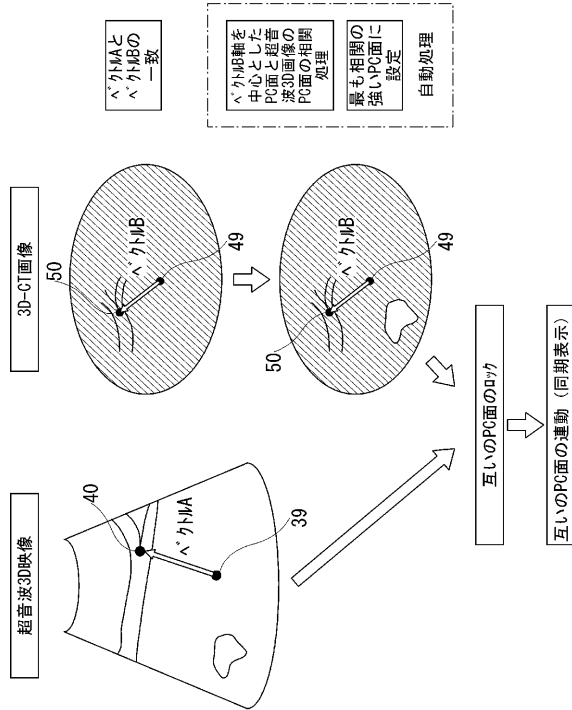
【図9】



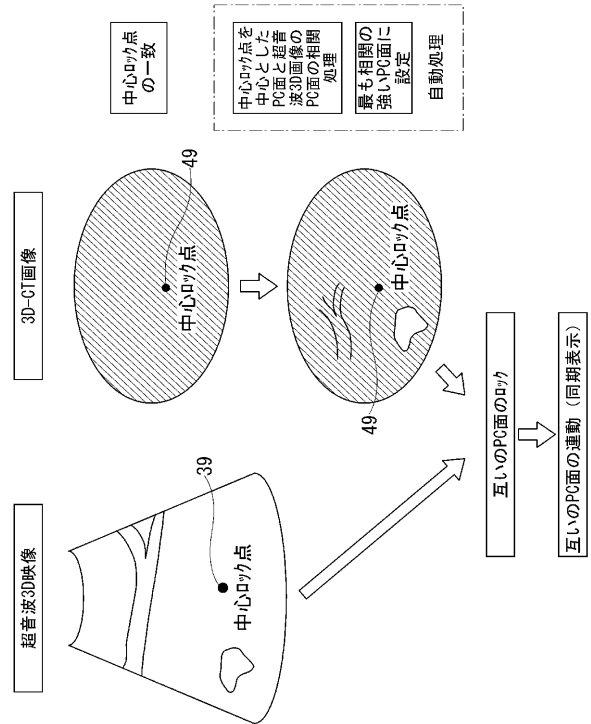
【図8】



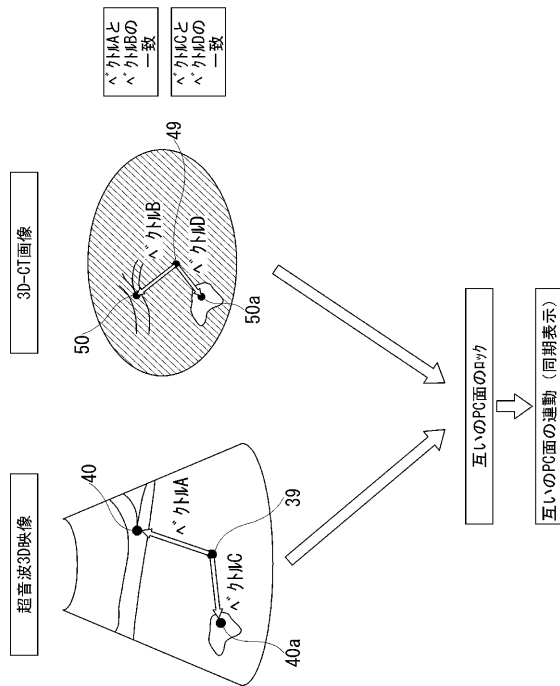
【 図 1 0 】



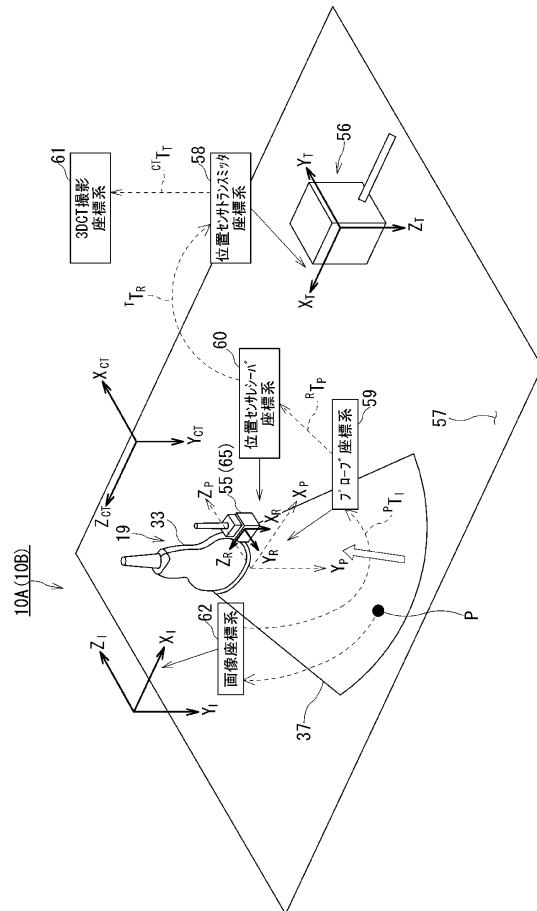
【 図 1 1 】



【 ㄗ 1 2 】



【 ㊦ 1 3 】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 山形 仁

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA25 CA18 CA21 DA02 FA35 FA46 FA52 FF35 FF37
FF42 FF46
4C096 AA18 AB36 AD14 AD15 DC33 DC36 DD13
4C117 XA07 XB09 XE44 XE45 XE46 XG38 XJ01 XJ11 XK05 XK12
XK19 XK24 XQ07 XR07 XR08 XR09
4C601 BB03 GA18 GA21 JC21 JC33 KK21 KK25 LL33

专利名称(译)	3D图像诊断系统		
公开(公告)号	JP2008188417A	公开(公告)日	2008-08-21
申请号	JP2008001532	申请日	2008-01-08
[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		
[标]发明人	山形仁		
发明人	山形 仁		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/12 A61B6/466 A61B6/5247 A61B8/0833 A61B8/13 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/483 A61B8/5238 G01S7/52074 G01S7/52084 G01S15/8915 G01S15/8929 G01S15/899 G01S15/8993 G06T19/00 G06T2219/028 G06T2219/2004 G16H30/20 G16H50/20		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/00.G A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B5/05.380 A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA18 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/FA35 4C093/FA46 4C093/FA52 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FF46 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD13 4C117/XA07 4C117/XB09 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XG38 4C117/XJ01 4C117/XJ11 4C117/XK05 4C117/XK12 4C117/XK19 4C117/XK24 4C117/XQ07 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/BB03 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
优先权	2007003742 2007-01-11 JP		
其他公开文献	JP5184895B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：对3D超声图像和3D诊断模式图像之间包括患病部位的任意横截面进行互补的横截面比较，以掌握患病部位（例如癌症）的存在，大小，位置和内容，并对其进行区分。能够有效地进行诊断的三维图像诊断系统。解决方案：三维图像诊断系统从包括对象的患病部位在内的体数据中收集并显示任意横截面的三维图像，以及超声图像诊断设备19和超声图像诊断设备。从来自除19以外的医学图像诊断模式11、12、13和14的体数据中，收集并显示与任意部分的3D图像相同的部分的3D图像。从相同的医学图像诊断模式13（11、12）可以在具有不同时间相位的体数据之间同步显示基本相同横截面的多个三维图像。[选型图]图1

