

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4700434号
(P4700434)

(45) 発行日 平成23年6月15日 (2011.6.15)

(24) 登録日 平成23年3月11日 (2011.3.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 3 (全 49 頁)

(21) 出願番号 特願2005-225676 (P2005-225676)
 (22) 出願日 平成17年8月3日 (2005.8.3)
 (65) 公開番号 特開2007-37790 (P2007-37790A)
 (43) 公開日 平成19年2月15日 (2007.2.15)
 審査請求日 平成20年5月30日 (2008.5.30)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 川島 知直
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 生熊 聡一
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 小室 雅彦
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス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】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内に超音波を送受して得られる超音波信号により超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、

前記超音波断層像の位置もしくは配向を検出する検出手段と、

前記生体に特徴点を指定する指定手段と、

参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、

前記指定手段が指定した特徴点と、前記参照画像データ上に設定された参照点との、解剖学上の位置を照合し、前記検出手段により検出された位置もしくは配向と、前記照合の結果とに基づき、前記超音波断層像の解剖学的な位置もしくは配向をガイドするガイド画像を作成するガイド画像作成手段とを具備し、

10

前記指定手段が、前記超音波断層像作成手段が作成した超音波断層像上で前記特徴点を指定し、

前記ガイド画像作成手段が、前記指定手段が指定した前記特徴点の前記超音波断層像上での位置と、前記検出手段が検出した前記超音波断層像の位置もしくは配向とを基に前記特徴点の前記生体内での位置を算出したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波断層像作成手段が、血流を検出する血流検出手段を備え、

前記超音波断層像作成手段が、血流が態様を変えて重畳された超音波断層像を作成し、

前記指定手段が、前記血流が重畳された超音波断層像上に前記特徴点を指定したこと、

20

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】

前記指定手段が、生体の体腔表面に直接接触して前記特徴点とは別の特徴点の位置を得る位置取得手段を備えたこと、

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に超音波を送受して得られる超音波信号により超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

生体内に超音波を送信し、生体組織からの反射波を受信して生体の状態を画像として観察する超音波診断装置は、生体内の様子をリアルタイムで観察できるため普及している。術者は、超音波診断装置を用いる際、あらかじめ生体内の各器官、各組織の既知の解剖学的な位置関係を念頭に置きながら、現在観察している超音波断層像の解剖学上の位置を推定して超音波断層像を観察し、診断を行っている。このような診断を支援するために、超音波断層像で観察している位置を案内するガイド画像を表示する超音波診断装置が提案されている。

【0003】

20

例えば特開平 10 - 151131 号公報で開示された超音波診断装置では、外部からボリューム画像を含む複数の画像を入力する画像データ入力装置を設け、体外の探触子（超音波プローブ）から超音波を照射することで特定診断部位の超音波断層像を得て、この超音波断層像に対応する位置の 2 次元画像（断層像）を画像データ入力装置からの画像より得て超音波断層像に並べて若しくは重ねて、又は一定時間で交互に表示させる画像位置関係付け表示手段を設けている。画像位置関係付け表示手段は、磁場を発信する発信器、または磁場を受信する受信器を探触子の側面や内部に設けている。この発信器や受信器は探触子が被検体のどの部位に位置しているかを知るために用いられる。この超音波診断装置を用いることで、検査中の超音波断層面に対応する X 線 CT 装置の断層像や MRI 装置の断層像と、超音波断層像とを比較しながら検査をすることができる。

30

【0004】

また、例えば特開 2004 - 113629 号公報で開示された超音波診断装置では、超音波を送受する部位の位置を検出するための超音波走査位置検出手段と、超音波信号を基に超音波断層像を生成する超音波画像生成手段と、超音波走査位置検出手段により得られる位置に対応する被検体の部位の解剖学的な模式図を人体の模式図データを有する画像情報保持手段より取得し、この模式図をガイド画像として超音波断層像と同一の画面に表示させる制御手段と、を設けている。この特開 2004 - 113629 号公報では、超音波断層像を得る手段として被検体内に挿入する細長で可撓性のある超音波プローブを設けており、この超音波プローブとして、挿入軸の周囲に超音波振動子群をアレイ状に設けた電子ラジアル走査型超音波内視鏡と、挿入軸の一方に超音波振動子群を扇状に設けた電子コンベックス型超音波内視鏡と、挿入軸を中心に超音波振動子片が回転する機械走査型超音波内視鏡を設けた超音波診断装置とが開示されている。これら超音波内視鏡は、通常、その体腔内への可撓部の先端に、体腔内に照明光を照射する照明窓と、体腔内の様子を観察するための観察窓とを設けているのが通例である。

40

【0005】

ところで、特開平 10 - 151131 号公報のように検査中の超音波断層面に対応する X 線 CT 装置の断層像や MRI 装置の断層像と超音波断層像とを比較したり、特開 2004 - 113629 号公報のように検査中の超音波断層像に対応した模式図と超音波断層像とを比較するためには、超音波断層像と異種の画像データとの位置関係を解剖学的に一致させる必要がある。

50

【 0 0 0 6 】

この方法について、上記公報には以下のように開示されている。

【 0 0 0 7 】

特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報の：「 X 線 C T 装置や M R I 装置等で得られた立体画像 ~ 中略 ~ 上記立体画像中の画素を探触子の原点となる位置で指し示し、空間内で対応する位置として記録しておく。このキャリブレーションを同一平面上にない 4 点以上について行えば、探触子の位置や超音波断層像上の画素と対応する上記立体画像中の画素を探し出すことができる。」

特開 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 号公報：特に明確な開示がない。

【 0 0 0 8 】

10

特開 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 号公報には開示がないので以下では触れず、特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報の一致方法についてのみ以下に述べる。特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報の記述でも立体画像中の画素を「探触子の原点」となる位置で指し示す具体的な方法は明確ではない。そのため、ひとまず、特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報の記述より、この方法を以下のように解釈する。

【 0 0 0 9 】

[1] 術者は、予め X 線装置や M R I 装置等で得られた立体画像の体表上に該当する 4 点を超音波診断装置に記録させる。

【 0 0 1 0 】

[2] 術者は、上記各 4 点に解剖学的に一致する被検者の実際の体表上の 4 点に探触子を順次接触させる。

20

【 0 0 1 1 】

[3] 画像位置関係付け表示手段は、探触子の側面または内部に設けられた発信器または受信器を用い、接触した各時刻で「探触子の原点」の位置を求め、上記解剖学的に一致する 4 点の被検者の実際の体表上の位置とする。

【 0 0 1 2 】

[4] 画像位置関係付け表示手段は、被検者の実際の体表上の 4 点の位置と、予め X 線装置や M R I 装置等で得られた立体画像の体表上に該当する 4 点の位置とを照合する。

【 0 0 1 3 】

[5] 術者は、探触子の走査を開始して、超音波診断装置に被検者の超音波断層像を表示させる。

30

【 0 0 1 4 】

[6] 超音波診断装置は、受信器からの出力を基にして超音波断層像の各画素の位置を求める。

【 0 0 1 5 】

[7] 超音波診断装置は、超音波断層像の各画素位置に一致する立体画像中の各画素を順次読み出し、二次元画像（断層像）に再構築し、画像として表示する。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 6 】

しかし、特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報で開示されている一致方法では、異種の画像データ（特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 号公報では立体画像）から超音波診断装置に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを解剖学的に正確に一致させることが難しい、という課題があった。

【 0 0 1 7 】

理由は以下の通りである。

【 0 0 1 8 】

(1) 術者の認識による不一致

50

術者が解剖学的に一致させるための点に探触子を順次接触させたので、この点は被検者の体表以外、特に体内深部には取ることができない。加えて、超音波診断装置が多く用いられる腹部の体表には、解剖学的に特徴のある客観的な点が少ない。そのため、異種の画像データから記録された点と、術者が探触子を接触させた被検者の体表の点との間の解剖学的な一致度には、術者の認識による差が生じる。例えば接触点として骨盤の端を例にとってみても、術者によって、端の認識には5 cm前後の差があり、探触子を接触させる点には術者による差が生じる。結局、異種の画像データから超音波診断装置に予め記録された骨盤の端と実際の接触点とは正確に一致しない。

【0019】

(2) 探触子の接触の仕方による不一致

10

術者は「探触子の原点」の位置を探触子の外見から認識できず、また探触子も無限小の点にはならない。そのため、異種の画像データから記録された点と、術者が探触子を接触させた被検者の体表の点との間の解剖学的な一致度には、探触子の接触の仕方による差が生じる。例えば、探触子の外装のうちで探触子の原点から遠い点を、被検者の体表の点に接触させてしまった場合には、前者の点と後者の点とは、原点から接触点までの距離だけ不一致が生じてしまう。

【0020】

そこで、本発明の目的は、異種の画像データから超音波診断装置に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを解剖学的に正確に一致させることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0021】

本発明による超音波診断装置は、生体内に超音波を送受して得られる超音波信号により超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、前記超音波断層像の位置もしくは配向を検出する検出手段と、前記生体に特徴点を指定する指定手段と、参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、前記指定手段が指定した特徴点と、前記参照画像データ上に設定された参照点との、解剖学上の位置を照合し、前記検出手段により検出された位置もしくは配向と、前記照合の結果とに基づき、前記超音波断層像の解剖学的な位置もしくは配向をガイドするガイド画像を作成するガイド画像作成手段とを具備し、前記指定手段が、前記超音波断層像作成手段が作成した超音波断層像上で前記特徴点を指定し、前記ガイド画像作成手段が、前記指定手段が指定した前記特徴点の前記超音波断層像上での位置と、前記検出手段が検出した前記超音波断層像の位置もしくは配向とを基に前記特徴点の前記生体内での位置を算出したことを特徴とする。

30

【0022】

前記超音波断層像作成手段は、図1又は図24における超音波観測装置400、400Aに対応する。前記検出手段は、図1又は図24における位置配向算出装置500に対応する。前記指定手段は、図1又は図24におけるキーボード720、マウス710及び位置検出プローブ530を含んで構成される。前記参照画像データ保持手段は、図1又は図24における参照画像記憶部610に対応する。前記ガイド画像作成手段は、図1又は図24における3次元ガイド画像作成回路630に対応する。

40

本発明の装置によれば、異種の画像データから超音波診断装置に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを解剖学的に正確に一致させることが可能となる。

【0023】

本発明において、前記超音波断層像作成手段が、血流を検出する血流検出手段を備え、前記超音波断層像作成手段が、血流が態様を変えて重畳された超音波断層像を作成し、前記指定手段が、前記血流が重畳された超音波断層像上に前記特徴点を指定したこと、を特徴とする。

【0024】

前記血流検出手段は、図24におけるカラーフローマッピング回路(CFM回路)41

50

0に対応する。

本発明によれば、腹腔動脈分岐のような血管分岐を体内深部の特徴点として指定する際には、より分かりやすく、正確に指定することが可能となる。

【0025】

本発明において、前記指定手段が、生体の体腔表面に直接接触して前記特徴点とは別の特徴点の位置を得る位置取得手段を備えたこと、を特徴とする。

前記位置取得手段は、図1又は図24における位置検出プローブ530に対応する。

【0026】

本発明によれば、特徴点を体内深部と体腔表面とのどちらにも指定することができ、関心領域に応じて適切な種々の特徴点を指定することができる。そのため、特徴点を関心領域の近傍に取る自由度が増し、超音波内視鏡の動きに伴って関心領域が動くときにも特徴点と一緒に動くことが想定でき、より正確な3次元ガイド画像を作成することができる。さらに、特に膵臓検査や肺の検査では関心領域の近傍で特徴点を取得することができ、特徴点に近いほど、また、特徴点でつくられた凸な三角錐に含まれる空間は三角錐の外側の空間より、超音波断層像マーカの位置と配向の算出が正確になることが予想されるから、特徴点を体腔内の関心領域の近傍の適切な場所に取得することでより正確な3次元ガイド画像を作成することができる。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、異種の画像データから超音波診断装置に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを解剖学的に正確に一致させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

[第1の実施の形態]

[構成]

図1は本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の構成を示している。なお、この実施の形態により本発明は限定されないことは勿論である。

【0029】

本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置100は、超音波プローブとしての超音波内視鏡200と、光学観察装置300と、超音波観測装置400と、位置配向算出装置500と、送信アンテナ510と、姿勢検出プレート520と、位置検出プローブ530と、超音波画像処理装置600と、マウス710と、キーボード720と、表示装置700とからなり信号線で接続されている。

【0030】

超音波内視鏡200は、体腔内に挿入されて用いられるよう、先端のステンレス等の硬質な材料で構成された硬性部210と、硬性部210より後端側に可撓性のある材料で構成された長尺の可撓部220と、可撓部220より後端側に硬質な材料で構成された操作部230とからなる。

【0031】

硬性部210は、カバーガラスでできた光学観察窓211と、レンズ212と、CCD(Charge Coupled Device)カメラ213と、体腔内に照明光を照射する図示しない照明光照射窓とを設けている。CCDカメラ213は光学観察装置300と信号線で接続している。図示しない照明光照射窓は照明光を照射し、体腔内を照明するように構成されている。体腔表面の像は光学観察窓211からレンズ212を経由してCCDカメラ213に結像し、CCDカメラ213からのCCD信号は信号線を経由して光学観察装置300へ出力されるよう構成されている。

【0032】

硬性部210は、超音波振動子214を設けている。操作部230は、モータ231と

10

20

30

40

50

、モータ231の回転軸に接続し回転角度を検出して出力するロータリーエンコーダ232とを設けている。超音波内視鏡200は、操作部230から可撓部220を経て硬性部210にかけて、一端をモータ231の回転軸にもう一端を超音波振動子214に固定された可撓性のあるフレキシブルシャフト221を設けている。モータ231は超音波観測装置400とは制御線250で接続している。ロータリーエンコーダ232は超音波観測装置400と信号線260で接続している。超音波振動子214はモータ231の回転により、図1のフレキシブルシャフト周囲に示した矢印方向に回転しながら超音波の送受を繰り返す、所謂ラジアル走査を実施するよう構成されている。超音波振動子214は、超音波内視鏡200の挿入軸に垂直な平面（以下、ラジアル走査面）の超音波断層像に必要な超音波信号を得て、フレキシブルシャフト221とモータ231とロータリーエンコーダ232とを経由して超音波観測装置400に超音波信号を出力するよう構成されている。ここで、硬性部210に固定した正規直交基底（各方向の単位ベクトル） V 、 V_3 、 V_{12} を図1のように定義する。後述するように、 V はラジアル走査面の法線方向ベクトル、 V_3 はラジアル走査面の3時方向ベクトル、 V_{12} はラジアル走査面の12時方向ベクトルである。

10

【0033】

位置配向算出装置500は、送信アンテナ510と、姿勢検出プレート520と、長尺の位置検出プローブ530とを信号線540、550、560で接続している。

【0034】

図2に位置検出プローブ530を示す。位置検出プローブ530は、可撓性のある材料で構成された外筒531を設け、外筒531内の先端に受信コイル532を固定して設け、後端にコネクタ533を設け、外筒531の表面に鉗子口マーカ534と12時方向マーカ535とを設けている。

20

【0035】

受信コイル532は、図2に示すように位置検出プローブ530に固定された直交する3つの方向単位ベクトル V_a と V_b と V_c を巻線軸とした3個のコイルを一体にしたものである。3個のコイルは、両極にそれぞれ2本ずつの計6本の信号線を設けている。コネクタ533は、図示しない6個の電極を設けている。6本の信号線はこの6個の電極に別々に接続している。電極はケーブル560を介して、位置配向算出装置500と接続している。

30

【0036】

図1に示すように、超音波内視鏡200は、操作部230から可撓部220を経て硬性部210にかけて、操作部230に第1の開口としての鉗子口201を備え、硬性部210に第2の開口としての突出口202を備えた、管状の鉗子チャンネル203を設けている。鉗子チャンネル203は位置検出プローブ530を鉗子口201から挿通し、突出口202から突出できるよう構成されている。突出口202の開口方向は、位置検出プローブ530が突出口202から突出したときに、位置検出プローブ530が光学観察窓211の光学視野範囲Rの内に入るよう向けられている。

【0037】

鉗子口マーカ534は、術者が鉗子口201から位置検出プローブ530を挿通する際、鉗子口マーカ534と鉗子口201の開口面との位置が一致したとき、位置検出プローブ530の先端の位置と突出口202の開口面の位置とが一致し、受信コイル532が超音波振動子214のラジアル走査の回転中心のごく近傍となるような外筒531の表面上の位置に、設けられている。このときには位置検出プローブ530の先端は、突出口202の開口面上に有り、突出しないことになる。

40

【0038】

操作部230は、位置検出プローブ530がその外筒に設けている12時方向マーカ535のほかに、操作部230自身も鉗子口201の周囲に12時方向マーカ536を設けている。位置検出プローブ530の外筒の表面に設けられた12時方向マーカ535と、操作部230の鉗子口付近に設けられた12時方向マーカ536とは、術者が鉗子口20

50

1 から位置検出プローブ 5 3 0 を挿通する際、図 2 のベクトル V_c を中心に、両 1 2 時方向マーカ 5 3 5 と 5 3 6 との位置が一致するまで位置検出プローブ 5 3 0 を回転させると、図 2 のベクトル V_c が図 1 のベクトル V と、図 2 のベクトル V_a が図 1 のベクトル V_3 と、図 2 のベクトル V_b が図 1 のベクトル V_{12} と、それぞれ一致するように、設けられている。

【 0 0 3 9 】

操作部 2 3 0 は、位置検出プローブ 5 3 0 が挿入軸方向に動かないよう、また位置検出プローブ 5 3 0 が鉗子チャンネル 2 0 3 内でさらに不必要に回転しないよう、位置検出プローブ 5 3 0 を着脱可能に固定する図示しない固定治具を鉗子口 2 0 1 付近に設けている。

10

【 0 0 4 0 】

送信アンテナ 5 1 0 は巻線軸の配向の異なる複数の図示しない送信コイルを円筒形の筐体の中に一体に納めている。複数の送信コイルはそれぞれ位置配向算出装置 5 0 0 に接続している。

【 0 0 4 1 】

図 3 に姿勢検出プレート 5 2 0 を示す。

姿勢検出プレート 5 2 0 は、巻線軸が単軸のコイルからなるプレートコイル 5 2 0 a , 5 2 0 b , 5 2 0 c の 3 個を内蔵している。ここで、姿勢検出プレート 5 2 0 に固定した直交座標軸 $O - x - y - z$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i , j , k を図 3 のように定義する。3 個のプレートコイルのうち 2 個はその巻線軸が i 方向、1 個はその巻線軸が j 方向を向けられて固定されている。ここで、姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 L を 3 個のプレートコイルの重心に定義する。姿勢検出プレート 5 2 0 は基準位置 L が被検者の肋骨の剣状突起の位置に重なるよう、付属のベルトを用いて、図 3 の体表接触面 B_S で被検者に接触して固定される。

20

【 0 0 4 2 】

超音波画像処理装置 6 0 0 は、参照画像記憶部 6 1 0 と、抽出回路 6 2 0 と、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 と、ボリュームメモリ 6 4 0 と、混合回路 6 5 0 と、表示回路 6 6 0 と、制御回路 6 7 0 とを設けている。

【 0 0 4 3 】

表示回路 6 6 0 はその入力を切り替えるスイッチ 6 6 1 を設けている。スイッチ 6 6 1 は、入力端子 α と、入力端子 β と、入力端子 γ と、入力端子 δ と、1 個の出力端子 d を設けている。入力端子 α は、光学観察装置 3 0 0 の図示しない出力端子と接続している。入力端子 β は、参照画像記憶部 6 1 0 と接続している。入力端子 γ は、超音波観測装置 4 0 0 の図示しない出力端子と接続している。入力端子 δ は、混合回路 6 5 0 と接続している。出力端子 d は表示装置 7 0 0 と接続している。

30

【 0 0 4 4 】

制御回路 6 7 0 は超音波画像処理装置 6 0 0 内の各部、回路に指令を出力できるよう、各部、回路とは図示しない信号線で接続されている。制御回路 6 7 0 は超音波観測装置 4 0 0、マウス 7 1 0、キーボード 7 2 0 と制御線 a , b , c で直接接続している。

【 0 0 4 5 】

参照画像記憶部 6 1 0 は、大容量のデータを保存できるハードディスクドライブ等からなる。参照画像記憶部 6 1 0 は、解剖学的な画像情報として、複数の参照画像データ RD を記憶している。図 4 に示すように、参照画像データ RD は、被検者以外の凍結人体を 1 mm ピッチで平行にスライスして撮った一辺 6 0 cm の正方形の写真データを、さらに画素ごとに器官別に分類後、色分けで属性を変えて得た画像データである。写真データの一辺を 6 0 cm にしたのは、頭部から足にかけての体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさだからである。図 4 の参照画像記憶部 6 1 0 内の参照画像データ RD には説明の都合上、1 番から N 番までの番号が付されている。ここで、複数の参照画像データ RD に対して固定した直交座標軸 $O' - x' - y' - z'$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i' , j' , k' と、原点 O' とを図 4 のように 1 番の参照画像データの最も左下

40

50

に定義する。

【 0 0 4 6 】

ボリュームメモリ 6 4 0 は大容量のデータを格納することができるよう構成されている。ボリュームメモリ 6 4 0 の一部の記憶領域にはボクセル空間 VXS が割り当てられている。図 5 に示すように、ボクセル空間 VXS は、直交座標軸 $O' - x' y' z'$ に対応したアドレスを持つメモリセル（以下、ボクセル） VX からなっている。

【 0 0 4 7 】

キーボード 7 2 0 は、関心器官指定キー 7 2 1 と、参照点指定キー 7 2 2 と、体腔表面特徴点指定キー 7 2 3 と、体内深部特徴点指定キー 7 2 4 と、特徴点指定中止キー 7 2 5 と、走査制御キー 7 2 6 と、表示切換キー 7 2 7 としての、表示切換キー α と、表示切換キー β と、表示切換キー γ と、表示切換キー δ とを設けている。表示切換キー α もしくは β もしくは γ もしくは δ が押されると、制御回路 6 7 0 は表示回路 6 6 0 へスイッチ 6 6 1 を入力端子 α もしくは β もしくは γ もしくは δ へ切り換えるよう指令を出力する。スイッチ 6 6 1 は、表示切換キー α が押されたときには入力端子 α へ、表示切換キー β が押されたときには入力端子 β へ、表示切換キー γ が押されたときには入力端子 γ へ、表示切換キー δ が押されたときには入力端子 δ へ切り換える。

【 0 0 4 8 】

[作用]

図 1 の各矢印線は以下の通りの信号、データの流れを示す。

第 1 : 点線は光学像に関わる信号・データの流れ、

第 2 : 破線は超音波断層像に関わる信号・データの流れ、

第 3 : 実線は位置に関わる信号・データの流れ、

第 4 : 一点鎖線は参照画像データやそれを加工して作成されたデータの流れ、

第 5 : 太線は 3 次元ガイド画像データ（後述）と超音波断層像データ（後述）とを合成した最終的な表示画面に関わる信号・データの流れ、

第 6 : 曲線はそれ以外の制御に関わる信号・データの流れ。

【 0 0 4 9 】

第 1 の光学像に関わる信号・データの流れに沿って、本第 1 の実施の形態の作用を説明する。

【 0 0 5 0 】

硬性部 2 1 0 の図示しない照明光照射窓は光学視野範囲 R に照明光を照射する。CCD カメラ 2 1 3 は光学視野範囲 R の物体を撮像し、CCD 信号を出力する。光学観察装置 3 0 0 は CCD 信号を基にして光学視野範囲 R の画像のデータを作成し、このデータを光学像データとして超音波画像処理装置 6 0 0 内の表示回路 6 6 0 のスイッチ 6 6 1 の入力端子 α へ出力する。

【 0 0 5 1 】

第 2 の超音波断層像に関わる信号・データの流れに沿って、本第 1 の実施の形態の作用を説明する。

術者が走査制御キー 7 2 6 を押すと、制御回路 6 7 0 はラジアル走査のオン / オフ制御を指令するための走査制御信号を超音波観測装置 4 0 0 へ出力する。超音波観測装置 4 0 0 は走査制御信号を受けてモータ 2 3 1 に回転のオン / オフを制御する回転制御信号を出力する。モータ 2 3 1 は回転制御信号を受けて超音波振動子 2 1 4 を回転させる。超音波振動子 2 1 4 は、体腔内で回転しながら、超音波の送信と反射波の受信とを繰り返して、各反射波を電気的な超音波信号に変換する。すなわち、超音波振動子 2 1 4 は可撓部 2 2 0、硬性部 2 1 0 の挿入軸とは垂直な平面内で放射状に超音波の送受信を行う、所謂ラジアル走査を実施する。ロータリーエンコーダ 2 3 2 はモータ 2 3 1 の回転軸の角度を回転角度信号として超音波観測装置 4 0 0 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

この際、超音波観測装置 4 0 0 は超音波振動子 2 1 4 を駆動するとともに、超音波振動子 2 1 4 により反射波から変換された超音波信号と、ロータリーエンコーダ 2 3 2 からの

回転角度信号とから、超音波振動子 2 1 4 の 1 回転のラジアル走査に対し、可撓部 2 2 0 の挿入軸に垂直な 1 枚のデジタル化した超音波断層像データを作成し、超音波画像処理装置 6 0 0 内の混合回路 6 5 0 と表示回路 6 6 0 のスイッチ 6 6 1 の入力端子 y とへ出力する。超音波観測装置 4 0 0 が超音波断層像データの 1 2 時方向を超音波内視鏡 2 0 0 に対してどの方向に向けて超音波断層像データを作成するかは、このロータリーエンコーダ 2 3 2 からの回転角度信号が決定することになる。この回転角度信号により、ラジアル走査面の法線方向ベクトル V 、3 時方向ベクトル V_3 、1 2 時方向ベクトル V_{12} が定義される。

【0053】

第 3 の位置に関わる信号・データの流れに沿って、本第 1 の実施の形態の作用を説明する。

10

位置配向算出装置 5 0 0 は、送信アンテナ 5 1 0 の図示しない送信コイルを時分割で複数回励磁する。送信アンテナ 5 1 0 は、受信コイル 5 3 2 を構成する巻線軸の異なる 3 個のコイル、姿勢検出プレート 5 2 0 の 3 個のプレートコイル、のために計 6 回に分けて、空間に交番磁場を張る。受信コイル 5 3 2 を構成する巻線軸の異なる 3 個のコイル、3 個のプレートコイルは、交番磁場を検出し、検出した磁場を位置電気信号に変換して位置配向算出装置 5 0 0 へ出力する。

【0054】

位置配向算出装置 5 0 0 は、時分割に入力する各位置電気信号を基にして、受信コイル 5 3 2 の巻線軸が直交する 3 個のコイル位置と巻線軸の方向とを算出し、これら算出値から受信コイル 5 3 2 の位置と配向とを算出する。受信コイル 5 3 2 の位置と配向についての算出値の詳細は後述する。

20

【0055】

位置配向算出装置 5 0 0 は、時分割に入力する各位置電気信号を基にして、姿勢検出プレート 5 2 0 の 3 個のプレートコイルの位置と巻線軸の方向とを算出する。そして、位置配向算出装置 5 0 0 は、3 個のプレートコイルの位置の算出値から 3 個のプレートコイルの重心、すなわち姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 L を算出する。さらに、位置配向算出装置 5 0 0 は、3 個のプレートコイルの巻線軸の方向の算出値から姿勢検出プレート 5 2 0 の配向を算出する。姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置と配向についての算出値の詳細は後述する。

30

【0056】

位置配向算出装置 5 0 0 は、上記算出した、受信コイル 5 3 2 の位置と配向、姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 L と配向を位置・配向データとして超音波画像処理装置 6 0 0 の 3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 へ出力する。

ここで、本第 1 の実施の形態では、原点 O を送信アンテナ 5 1 0 上に定義して、術者が被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸 $O - x y z$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i 、 j 、 k を図 6 のように定義する。そして、位置・配向データの内容を時間 t の関数として以下に定義する。位置・配向データを時間 t の関数として定義したのは、受信コイル 5 3 2、姿勢検出プレート 5 2 0 は空間上を動くため、その位置と配向の内容も時間 t により変化するからである。なお、位置配向算出装置 5 0 0 は $V_c(t)$ と $V_b(t)$ の長さをあらかじめ単位長に規格化して出力する。

40

【0057】

受信コイル 5 3 2 の位置 $C(t)$ の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 5 3 2 の第 1 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_c(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 5 3 2 の第 2 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_b(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 $L(t)$ の位置ベクトル $OL(t)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

50

姿勢検出プレート 520 の配向を示す 3×3 の回転行列 $T(t)$

ここで、 $T(t)$ は図 6 の直交座標軸 $O - x y z$ に対する姿勢検出プレート 520 の配向を示す回転行列である。

【0058】

厳密には、 3×3 の回転行列 $T(t)$ の (m, n) 成分 $t_{mn}(t)$ は、下式で定義される。 i'' 、 j'' 、 k'' は図 3 に示す姿勢検出プレート 520 に固定された直交座標軸 $O'' - x'' y'' z''$ の正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル）である。原点 O'' は姿勢検出プレート 520 と位置関係が固定されていればどこに取っても良いが、本第 1 の実施の形態では姿勢検出プレート 520 の基準位置 $L(t)$ に取る。ただし、図 3 では説明の都合上、分かりやすいように直交座標軸 $O'' - x'' y'' z''$ とその正規直交基底 i'' 、 j'' 、 k'' は姿勢検出プレート 520 とは離して描いている。下式では「 $\cdot$ 」は内積を意味する。

【0059】

[数 1]

$$e_n = \begin{cases} i & (n=1) \\ j & (n=2) \\ k & (n=3) \end{cases} \quad \dots\dots (1)$$

$$e''_m = \begin{cases} i'' & (m=1) \\ j'' & (m=2) \\ k'' & (m=3) \end{cases} \quad \dots\dots (2)$$

$$t_{mn}(t) = e''_m \cdot e_n \quad \dots\dots (3)$$

このように $T(t)$ を定義すると、下式が成り立つ。

【0060】

[数 2]

$$(i \quad j \quad k) = (i'' \quad j'' \quad k'') T(t) \quad \dots\dots (4)$$

また、一般に、 $T(t)$ は所謂オイラー角 θ 、 ϕ 、 ψ を用い、 z 軸め周りの角度 ψ の回転、 y 軸の周りの角度 ϕ の回転、 x 軸の周りの角度 θ の回転をこの順序で、直交座標軸 $O - x y z$ に対して施したとき、姿勢検出プレート 520 上に仮想的に固定された直交座標軸 $O'' - x'' y'' z''$ と一致することを想定した行列であり下式でも表現される。被検者は時間とともに体位を変えるため、 θ 、 ϕ 、 ψ はいずれも時間 t の関数である。

【0061】

[数 3]

10

20

30

40

$$T(t) = \begin{pmatrix} \cos \phi \cos \psi & \cos \phi \sin \psi & -\sin \phi \\ \sin \theta \sin \phi \cos \psi - \cos \theta \sin \psi & \sin \theta \sin \phi \sin \psi + \cos \theta \cos \psi & \sin \theta \cos \phi \\ \cos \theta \sin \phi \cos \psi + \sin \theta \sin \psi & \cos \theta \sin \phi \sin \psi - \sin \theta \cos \psi & \cos \theta \cos \phi \end{pmatrix} \dots (5)$$

10

第4の参照画像データやそれを加工して作成されたデータの流については、超音波画像処理装置600の詳細の作用とともに後述する。

【0062】

第5の超音波断層像データと3次元ガイド画像データ（後述）とを合成した最終的な表示両面に関わる信号・データの流に沿って、本第1の実施の形態の作用を説明する。

【0063】

混合回路650は超音波観測装置400からの超音波断層像データと3次元ガイド画像作成回路630（後述）からの3次元ガイド画像データとを並べて表示用の混合データを作成する。

【0064】

表示回路660はこの混合データをアナログビデオ信号に変換する。

20

【0065】

表示装置700はこのアナログビデオ信号を基に超音波断層像と3次元ガイド画像とを並べて表示する。表示例を図23に示す。

【0066】

第6に制御に関わる信号・データの流に沿って、本第1の実施の形態の作用を説明する。

超音波画像処理装置600内の3次元ガイド画像作成回路630、混合回路650、参照画像記憶部610、表示回路660は制御回路670からの指令により制御される。制御の詳細は超音波画像処理装置600の詳細な作用とともに後述する。

30

【0067】

図7は本第1の実施の形態の超音波画像処理装置600、キーボード720、マウス710、表示装置700の作用の全体を説明するフローチャートである。

【0068】

図7に示すように、本第1の実施の形態のフローは、（S-1）関心器官抽出処理、（S-2）参照点指定処理、（S-3）体腔表面特徴点指定処理、（S-4）体内深部特徴点指定処理、（S-5）3次元ガイド画像作成・表示処理からなる。図8、図11、図13、図15、図18はその各々のフローチャートである。本第1の実施の形態ではこれらの処理がこの順番で実行される。以下、これらの処理の詳細を説明する。

【0069】

40

（S-1）関心器官抽出処理の説明

図8を参照して、関心器官抽出処理の詳細を説明する。本第1の実施の形態では関心器官として、脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸を抽出する処理を例にあげて説明する。

【0070】

（S-1-1）

術者は表示切換キーβを押す。表示回路660のスイッチ661は入力端子βに切り換わる。

（S-1-2）

制御回路670は表示回路660に参照画像記憶部610から参照画像データを読み出

50

させる。制御回路 670 は初回は 1 番の参照画像データを読み出させる。

【0071】

(S-1-3)

表示回路 660 は参照画像データをアナログビデオ信号に変換し、アナログビデオ信号を表示装置 700 に出力する。表示装置 700 は参照画像を表示する。

【0072】

(S-1-4)

術者は表示装置 700 の表示画面上で参照画像に関心器官が写っているかどうかを確認する。ここで、関心器官が写っていれば処理は (S-1-6) へ、写っていなければ処理は (S-1-5) へジャンプする。

【0073】

(S-1-5)

術者はキーボード 720 上の所定のキーを押すか画面上のメニューをマウス 710 でクリックし、表示すべき参照画像データを他の参照画像データに選択し直す。本第 1 の実施の形態では、例えば術者は次の番号の参照画像データを選択するよう指示する。この後、制御回路 670 は処理を (S-1-2) へジャンプさせ、処理を繰り返す。

【0074】

(S-1-6)

術者は表示装置 700 の表示画面上に写っている関心器官を指定する。この様子を図 9 に示す。図 9 では n 番の参照画像データに対応する参照画像が表示されている。表示画面上には、参照画像が体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさで、画素ごとに器官別に色分けされて表示されている。図 9 では脾臓は水色、大動脈は赤、上腸間膜静脈は紫、十二指腸は黄で表示されている。また、表示画面上には、マウス 710 で動かすことのできるカーソルが表示されている。術者は、関心のある脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸の上に、順次カーソルを移動させ、それぞれの上で関心器官指定キー 721 を押す。

【0075】

(S-1-7)

抽出回路 620 は 1 番から N 番までの全ての参照画像データにわたり、指定された関心器官に対応する画素を抽出する。例えば、(S-1-6) で脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸が関心器官として指定されていれば、全ての参照画像データにわたり水色、赤、紫、黄の画素が抽出される。

(S-1-8)

抽出回路 620 は、ボクセル空間 $V \times S$ の全てのボクセル $V \times$ にデータを割り当てるよう、参照画像データごとに抽出されたデータを補間する。この補間された画素のデータをまとめて、抽出データと呼ぶ。

【0076】

(S-1-9)

抽出回路 620 は、抽出データをボリュームメモリ 640 内のボクセル空間 $V \times S$ へ書き出す。この際、抽出回路 620 は、抽出データを各々の画素の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ 上の座標に対応したアドレスを持つボクセル空間 $V \times S$ のボクセル $V \times$ へ書き出す。ここで、抽出回路 620 は (S-1-7) で抽出した画素に対応するボクセル $V \times$ にはその画素の着色されたデータを、(S-1-7) で抽出した画素の間に相当するボクセル $V \times$ にはその画素を補間したデータを、それ以外のボクセル $V \times$ には 0 (透明) を割り当て、ボクセル空間 $V \times S$ の全てのボクセル $V \times$ にデータを割り当てて稠密なデータを構築する。

【0077】

ボクセル空間 $V \times S$ へ書き出された抽出データを図 10 に示す。図 10 は関心器官として脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸が関心器官として指定された場合の図である。図 10 では関心器官の形状が分かりやすいよう十二指腸は省略してある。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

(S - 2) 参照点指定処理の説明

図 1 1 を参照して、参照点指定処理の詳細を説明する。本第 1 の実施の形態では参照点として、剣状突起、十二指腸乳頭（総胆管の十二指腸への出口）、噴門（胃の入口）、幽門（胃の出口）、血管分岐を指定する処理を例にあげて説明する。血管分岐は、以下、本第 1 の実施の形態では腹腔動脈が総肝動脈と脾動脈とに分かれる分岐点（以下、腹腔動脈分岐）を例にとる。この腹腔動脈分岐に相当する領域は、被検者によらず「骨盤右端」などより小さい。さらに、短い腹腔動脈が大動脈とすぐつながっているため、被検者の体位によらず比較的動かない一定の位置に存在する。この分岐点は膀胱の背面すぐの体内深部に存在し、胃、十二指腸などの消化管には露出していない。

10

【 0 0 7 9 】

(S - 2 - 1) ~ (S - 2 - 3)

図 8 の (S - 1 - 1) ~ (S - 1 - 3) と同じである。

(S - 2 - 4)

術者は表示装置 7 0 0 の表示画面上で参照画像に参照点が写っているかどうかを確認する。ここで、参照点が写っていれば処理は (S - 2 - 6) へ、写っていなければ処理は (S - 2 - 5) へジャンプする。

(S - 2 - 5)

図 8 の (S - 1 - 5) と同じである。

【 0 0 8 0 】

(S - 2 - 6)

術者は表示装置 7 0 0 の表示画面上に写っている参照点を指定する。この様子を図 1 2 に示す。図 1 2 では m 番の参照画像データに対応する参照画像が表示されている。表示画面上には、参照画像が体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさで、画素ごとに器官別に色分けされて表示されている。図 1 2 では剣状突起が表示されている。また、表示画面上には、マウス 7 1 0 で動かすことのできるカーソルが表示されている。術者は、参照点として関心のある点（剣状突起）の上にカーソルを移動させ、その上で参照点指定キー 7 2 2 を押す。

20

【 0 0 8 1 】

(S - 2 - 7)

抽出回路 6 2 0 は指定された参照点の位置ベクトルの直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における方向成分をポリウムメモリ 6 4 0 に書き出す。

30

(S - 2 - 8)

制御回路 6 7 0 は、5 つの参照点の指定が終了している場合には参照点指定処理を終了させ、それ以外の場合には処理を (S - 2 - 2) へジャンプさせ、処理を繰り返す。

【 0 0 8 2 】

このようにして術者が指定した 5 参照点を、指定した順番に参照点 L' 、 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' とする。本第 1 の実施の形態では、以下、この参照点 L' は剣状突起、 P_0' は十二指腸乳頭、 P_1' は噴門、 P_2' は幽門、 P_3' は腹腔動脈分岐として説明する。

40

【 0 0 8 3 】

抽出回路 6 2 0 は、参照点が指定される順に、位置ベクトル $O' L'$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 (x_L' 、 y_L' 、 z_L') と、位置ベクトル $O' P_0'$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 (x_{p0}' 、 y_{p0}' 、 z_{p0}') と、位置ベクトル $O' P_1'$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 (x_{p1}' 、 y_{p1}' 、 z_{p1}') と、位置ベクトル $O' P_2'$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 (x_{p2}' 、 y_{p2}' 、 z_{p2}') と、位置ベクトル $O' P_3'$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 (x_{p3}' 、 y_{p3}' 、 z_{p3}') とをポリウムメモリ 6 4 0 に書き出す。各参照画像データは一辺 6 0 c m で一定の大きさであり、一定の 1 m m ピッチで平行であるため、抽出回路 6 2 0 は各方向成分を演算

50

できる。

直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分が上記の通り定義できたため、下式が成り立つ。

【 0 0 8 4 】

[数 4]

$$O'L' = x_L' i' + y_L' j' + z_L' k' \quad \dots\dots(6)$$

$$O'P_0' = x_{P_0'} i' + y_{P_0'} j' + z_{P_0'} k' \quad \dots\dots(7)$$

10

$$O'P_1' = x_{P_1'} i' + y_{P_1'} j' + z_{P_1'} k' \quad \dots\dots(8)$$

$$O'P_2' = x_{P_2'} i' + y_{P_2'} j' + z_{P_2'} k' \quad \dots\dots(9)$$

$$O'P_3' = x_{P_3'} i' + y_{P_3'} j' + z_{P_3'} k' \quad \dots\dots(10)$$

20

(S - 3) 体腔表面特徴点指定処理の説明

図 1 3 を参照して、体腔表面特徴点指定処理の詳細を説明する。以下に説明する「特徴点」 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 は、「参照点」 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' に解剖学的に対応する、被検者の体腔表面上もしくは体内深部の実際の点である。本第 1 の実施の形態では特徴点として、参照点のうち剣状突起を除く十二指腸乳頭、噴門、幽門、腹腔動脈分岐を指定する処理を例にあげて説明する。

【 0 0 8 5 】

参照点 P_0' と特徴点 P_0 は十二指腸乳頭、参照点 P_1' と特徴点 P_1 は噴門、参照点 P_2' と特徴点 P_2 は幽門、参照点 P_3' と特徴点 P_3 は腹腔動脈分岐であるから、特徴点 P_0 、 P_1 、 P_2 は被検者の体腔表面上の点、特徴点 P_3 は被検者の体内深部の点である。

30

従って、以下で説明する (S - 3) 体腔表面特徴点指定処理のフローの中では、被検者の体腔表面上の特徴点 P_0 の十二指腸乳頭、特徴点 P_1 の噴門、特徴点 P_2 の幽門を指定する処理のみ説明する。

【 0 0 8 6 】

(S - 3 - 1)

術者は表示切換キー α を押す。表示回路 6 6 0 のスイッチ 6 6 1 は入力端子 α に切り換わる。

40

(S - 3 - 2)

表示回路 6 6 0 は光学観察装置 3 0 0 からの光学像データをアナログビデオ信号に変換し、アナログビデオ信号を表示装置 7 0 0 に出力する。表示装置 7 0 0 は光学像を表示する。

【 0 0 8 7 】

(S - 3 - 3)

術者は硬性部 2 1 0 と可撓部 2 2 0 を被検者の体腔へ挿入し、光学像を観察しながら特徴点を探し、硬性部 2 1 0 を特徴点 (十二指腸乳頭) 近傍へ移動する。

【 0 0 8 8 】

(S - 3 - 4)

50

術者は光学像を観察しながら、位置検出プローブ 530 を鉗子口 201 から挿入し、突出口 202 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下で位置検出プローブ 530 の先端を特徴点（十二指腸乳頭）に接触させる。

この様子を図 14 に示す。図 14 は光学像の表示画面を示している。図 14 では表示画面に光学像が表示されている。光学像には十二指腸乳頭と位置検出プローブ 530 とが写っている。術者は光学像を見ながら、位置検出プローブ 530 の先端を十二指腸乳頭に接触させる。

【0089】

(S - 3 - 5)

術者は体腔表面特徴点指定キー 723 を押す。この時刻を t_0 と定義する。

10

(S - 3 - 6)

3次元ガイド画像作成回路 630 は位置配向算出装置 500 から位置・配向データを取り込む。

3次元ガイド画像作成回路 630 は位置・配向データより位置検出プローブ 530 先端の受信コイル 532 の位置 $C(t_0)$ の位置ベクトル $OC(t_0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

【0090】

十二指腸乳頭の位置 P_0 の位置ベクトル $OP_0(t_0)$ とその直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p0}(t_0)$ 、 $y_{p0}(t_0)$ 、 $z_{p0}(t_0)$ は、 $OP_0(t_0)$ が $OC(t_0)$ と同じであるから下式で表現できる。

20

【0091】

[数5]

$$OP_0(t_0) = x_{p0}(t_0) \mathbf{i} + y_{p0}(t_0) \mathbf{j} + z_{p0}(t_0) \mathbf{k} = OC(t_0) \dots\dots(11)$$

このとき、3次元ガイド画像作成回路 630 は位置配向算出装置 500 から同時に再び姿勢検出プレート 520 の基準位置 $L(t_0)$ の位置ベクトル $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

さらに、3次元ガイド画像作成回路 630 は位置配向算出装置 500 から同時に姿勢検出プレート 520 の基準点 $L(t_0)$ の配向を示す回転行列 $T(t_0)$ とを取得する。

30

位置ベクトル $OL(t_0)$ と回転行列 $T(t_0)$ とは被検者の体位の変化による、特徴点 P_0 の位置の変化を補正するとき用いる。

【0092】

3次元ガイド画像作成回路 630 はこの時刻 t_0 での $OP_0(t_0)$ 、 $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_0)$ とを取得できたことになる。

【0093】

(S - 3 - 7)

3次元ガイド画像作成回路 630 はこの時刻 t_0 での $OP_0(t_0)$ 、 $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_0)$ とをボリュームメモリ 640 に書き出す。

40

(S - 3 - 8)

制御回路 670 は、このステップまでに術者からの特徴点指定中止キー 725 への入力がある場合には体腔表面特徴点指定処理を終了させる。それ以外の場合には処理を (S - 3 - 3) ヘジャンプさせ、(S - 3 - 3) ~ (S - 3 - 7) までの処理を繰り返す。

【0094】

上記した (S - 3 - 3) ~ (S - 3 - 7) では体腔表面の特徴点を十二指腸乳頭として説明したが、本第 1 の実施の形態ではさらに (S - 3 - 3) ~ (S - 3 - 7) までの処理を繰り返す過程で、噴門、幽門の順で同様の作用を実施する。この作用を噴門での作用で

50

は (S - 3 - 3) ' ~ (S - 3 - 7) '、幽門での作用では (S - 3 - 3) " ~ (S - 3 - 7) " として以下に示す。図 1 3 からは省略する。

【 0 0 9 5 】

術者は十二指腸乳頭、噴門、幽門の 3 つの体腔表面特徴点を入力した後、特徴点指定中止キー 7 2 5 を押す。図 1 3 からは省略する。

繰り返しの 2 回目では以下の通りである。

【 0 0 9 6 】

(S - 3 - 3) '、

術者は硬性部 2 1 0 と可撓部 2 2 0 を被検者の体腔へ挿入し、光学像を観察しながら特徴点を探し、硬性部 2 1 0 を特徴点 (噴門) 近傍へ移動する。

(S - 3 - 4) '、

術者は光学像を観察しながら、位置検出プローブ 5 3 0 を鉗子口 2 0 1 から挿入し、突出口 2 0 2 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下で位置検出プローブ 5 3 0 の先端を特徴点 (噴門) に接触させる。

(S - 3 - 5) '、

術者は体腔表面特徴点指定キー 7 2 3 を押す。この時刻を t_1 と定義する。

【 0 0 9 7 】

(S - 3 - 6) '、

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から位置・配向データを取り込む。

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置・配向データより位置検出プローブ 5 3 0 先端の受信コイル 5 3 2 の位置 $C(t_1)$ の位置ベクトル $OC(t_1)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

十二指腸乳頭の位置 P_1 の位置ベクトル $OP_1(t_1)$ とその直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p1}(t_1)$ 、 $y_{p1}(t_1)$ 、 $z_{p1}(t_1)$ は、 $OP_1(t_1)$ が $OC(t_1)$ と同じであるから下式で表現できる。

【 0 0 9 8 】

[数 6]

$$OP_1(t_1) = x_{p1}(t_1) \mathbf{i} + y_{p1}(t_1) \mathbf{j} + z_{p1}(t_1) \mathbf{k} = OC(t_1) \quad \dots\dots(12)$$

このとき、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から同時に再び姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 $L(t_1)$ の位置ベクトル $OL(t_1)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

さらに、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から同時に姿勢検出プレート 5 2 0 の基準点 $L(t_1)$ の配向を示す回転行列 $T(t_1)$ とを取得する。

位置ベクトル $OL(t_1)$ と回転行列 $T(t_1)$ とは被検者の体位の変化による、特徴点 P_1 の位置の変化を補正するときに用いる。

【 0 0 9 9 】

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はこの時刻 t_1 での $OP_1(t_1)$ 、 $OL(t_1)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_1)$ とを取得できたことになる。

(S - 3 - 7) '、

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はこの時刻 t_1 での $OP_1(t_1)$ 、 $OL(t_1)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_1)$ とをボリュームメモリ 6 4 0 に書き出す。

繰り返しの 3 回目では以下の通りである。

【 0 1 0 0 】

(S - 3 - 3) "

術者は硬性部 2 1 0 と可撓部 2 2 0 を被検者の体腔へ挿入し、光学像を観察しながら特徴点を探し、硬性部 2 1 0 を特徴点（幽門）近傍へ移動する。

（ S - 3 - 4 ） ”

術者は光学像を観察しながら、位置検出プローブ 5 3 0 を鉗子口 2 0 1 から挿入し、突出口 2 0 2 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下で位置検出プローブ 5 3 0 の先端を特徴点（幽門）に接触させる。

（ S - 3 - 5 ） ”

術者は体腔表面特徴点指定キー 7 2 3 を押す。この時刻を t_2 と定義する。

【 0 1 0 1 】

（ S - 3 - 6 ） ”

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から位置・配向データを取り込む。

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置・配向データより位置検出プローブ 5 3 0 先端の受信コイル 5 3 2 の位置 $C(t_2)$ の位置ベクトル $OC(t_2)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

十二指腸乳頭的位置 P_2 の位置ベクトル $OP_2(t_2)$ とその直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p_2}(t_2)$ 、 $y_{p_2}(t_2)$ 、 $z_{p_2}(t_2)$ は、 $OP_2(t_2)$ が $OC(t_2)$ と同じであるから下式で表現できる。

【 0 1 0 2 】

[数 7]

$$OP_2(t_2) = x_{p_2}(t_2) \mathbf{i} + y_{p_2}(t_2) \mathbf{j} + z_{p_2}(t_2) \mathbf{k} = OC(t_2) \dots\dots (13)$$

このとき、3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から同時に再び姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 $L(t_2)$ の位置ベクトル $OL(t_2)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を取得する。

さらに、3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は位置配向算出装置 5 0 0 から同時に姿勢検出プレート 5 2 0 の基準点 $L(t_2)$ の配向を示す回転行列 $T(t_2)$ とを取得する。

位置ベクトル $OL(t_2)$ と回転行列 $T(t_2)$ とは被検者の体位の変化による、特徴点 P_2 の位置の変化を補正するときに用いる。

【 0 1 0 3 】

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はこの時刻 t_2 での $OP_2(t_2)$ 、 $OL(t_2)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_2)$ とを取得できたことになる。

（ S - 3 - 7 ） ”

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はこの時刻 t_2 での $OP_2(t_2)$ 、 $OL(t_2)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_2)$ とをボリュームメモリ 6 4 0 に書き出す。

【 0 1 0 4 】

（ S - 4 ）体内深部特徴点指定処理の説明

図 1 5 を参照して、体内深部特徴点指定処理の詳細を説明する。参照点 P_3' と特徴点 P_3 は腹腔動脈分岐であるから、特徴点 P_3 は被検者の体内深部の点である。

（ S - 4 - 1 ）

術者は位置検出プローブ 5 3 0 の鉗子口マーカ 5 3 4 と鉗子口 2 0 1 の開口面との位置を一致させる。このとき、位置検出プローブ 5 3 0 の先端の位置と突出口 2 0 2 の開口面の位置とが一致し、受信コイル 5 3 2 が超音波振動子 2 1 4 のラジアル走査の回転中心のごく近傍となる。

さらに術者は位置検出プローブ 5 3 0 の 1 2 時方向マーカ 5 3 5 と操作部 2 3 0 の鉗子口 2 0 1 周囲に設けられた 1 2 時方向マーカ 5 3 6 との位置が一致するまで位置検出プロ

10

20

30

40

50

ープ530を回転させる。このとき、図2のベクトル V_c が図1のベクトル V と、図2のベクトル V_a が図1のベクトル V_3 と、図2のベクトル V_b が図1のベクトル V_{12} と、それぞれ一致する。

【0105】

そして、術者は位置検出プローブ530が鉗子チャンネル203で動かないよう固定する。

このように固定することで、位置・配向データの内容は以下のように解釈される。

【0106】

受信コイル532は超音波振動子214の近傍に固定されるため、受信コイル532の $OC(t)$ は超音波振動子214の回転中心位置の位置ベクトルと考えて実使用上差し支えない。

10

受信コイル532の第1の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル V_c が図1のベクトル V と一致するため、 $V_c(t)$ は超音波振動子214のラジアル走査面の法線方向、すなわち超音波断層像データの法線方向を示すベクトル V と考えて実使用上差し支えない。

【0107】

受信コイル532の第2の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_b(t)$ が図1のベクトル V_{12} と一致するため、 $V_b(t)$ は超音波振動子214のラジアル走査面の12時方向を示すベクトル V_{12} と考えて実使用上差し支えない。

以下、 V と V_{12} とを時間の関数 $V(t)$ 、 $V_{12}(t)$ とし、 $V_c(t)$ を $V(t)$ に、 $V_b(t)$ を $V_{12}(t)$ に置き換えて説明する。

20

【0108】

(S-4-2)

術者は表示切換キー y を押す。表示回路660のスイッチ661は入力端子 y に切り換わる。

(S-4-3)

術者は走査制御キー726を押す。超音波振動子214はラジアル走査を開始する。

(S-4-4)

表示回路660は超音波観測装置400からの超音波断層像データをアナログビデオ信号に変換し、超音波断層像を表示装置700に出力する。表示装置700は超音波断層像を表示する。

30

【0109】

(S-4-5)

術者は超音波断層像を観察しながら可撓部220、硬性部210を動かし、向きを変えて特徴点(腹腔動脈分岐)を探し、特徴点を超音波断層像上に描出する。

この様子を図16に示す。図16は超音波断層像の表示画面を示している。図16では表示画面に超音波断層像がカーソルを重畳されて表示されている。超音波断層像には大動脈、腹腔動脈、総肝動脈、脾動脈が写っている。腹腔動脈分岐は腹腔動脈が総肝動脈と脾動脈とへ枝分かれする部分である。図16では説明の都合上、腹腔動脈分岐は点線の仮想円で示されている。腹腔動脈分岐は実際の被検者の体内では直径1~2cm程度の円内に収まる領域である。

40

【0110】

(S-4-6)

術者はマウス710を用いて、図16の点線矢印で示すようにカーソルを動かし、腹腔動脈分岐の部分を指し示す。

図17に、このときの超音波断層像の表示画面を示している。術者がカーソルで指し示した画面中心からのアドレスを(-Q1, -Q2)で示している。アドレスは、縦は12時方向、横は3時方向が正である。

そして、術者は体内深部特徴点指定キー724を押す。この時刻を t_3 と定義する。

(S-4-7)

3次元ガイド画像作成回路630は位置配向算出装置500から位置・配向データを取

50

り込む。具体的には以下のデータである。

【 0 1 1 1 】

受信コイル 5 3 2 の位置 $C(t_3)$ の位置ベクトル $OC(t_3)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 5 3 2 の第 1 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V(t_3)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 5 3 2 の第 2 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V_{12}(t_3)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

姿勢検出プレート 5 2 0 の基準位置 $L(t_3)$ の位置ベクトル $OL(t_3)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

10

姿勢検出プレート 5 2 0 の配向を示す 3×3 の回転行列 $T(t_3)$

$OC(t_3)$ 、 $V(t_3)$ 、 $V_{12}(t_3)$ を取り込むのは、後述する通り、特徴点 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ とその直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p3}(t_3)$ 、 $y_{p3}(t_3)$ 、 $z_{p3}(t_3)$ を計算するためである。

【 0 1 1 2 】

$OL(t_3)$ と $T(t_3)$ を取り込むのは、後述する通り、3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 が常に被検者の体位変化により移動する特徴点 P_3 の現在位置を正しく補正するためである。

(S - 4 - 8)

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はアドレス (- Q_1 , - Q_2) を用いて、この時刻 t_3 での特徴点 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ を算出する。

20

超音波振動子 2 1 4 の回転中心位置、すなわち超音波断層像の中心は点 $C(t_3)$ で、その位置ベクトルは $OC(t_3)$ である。

【 0 1 1 3 】

超音波断層像の法線方向を示す方向単位ベクトルは $V(t_3)$ 、ラジアル走査面の 1 2 時方向を示す方向単位ベクトルは $V_{12}(t_3)$ であるから、超音波断層像の 3 時方向を示す方向単位ベクトルは $V_{12}(t_3) \times V(t_3)$ と書ける。これら 3 つのベクトル $V(t_3)$ 、 $V_{12}(t_3)$ 、 $V_{12}(t_3) \times V(t_3)$ と超音波断層像との位置関係は図 1 7 に示されている。ここで、 $V_{12}(t_3) \times V(t_3)$ は $V_{12}(t_3)$ と $V(t_3)$ との外積である。

30

特徴点 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ は図 1 7 より下式で求められる。

【 0 1 1 4 】

[数 8]

$$OP_3(t_3) = OC(t_3) - Q_1(V_{12}(t_3) \times V(t_3)) - Q_2 V_{12}(t_3) \dots\dots\dots (14)$$

$OC(t_3)$ 、 $V(t_3)$ 、 $V_{12}(t_3)$ はいずれも直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分で表現できるので、腹腔動脈分岐の位置 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p3}(t_3)$ 、 $y_{p3}(t_3)$ 、 $z_{p3}(t_3)$ は上式から求めることができる。 $OP_3(t_3)$ とその直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x_{p3}(t_3)$ 、 $y_{p3}(t_3)$ 、 $z_{p3}(t_3)$ とは以下の関係がある。

40

【 0 1 1 5 】

[数 9]

$$OP_3(t_3) = x_{p3}(t_3) i + y_{p3}(t_3) j + z_{p3}(t_3) k \dots\dots\dots (15)$$

(S - 4 - 9)

3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 はこの時刻 t_3 での $OP_3(t_3)$ 、 $OL(t_3)$ の

50

直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_3)$ とをボリュームメモリ 640 に書き出す。

(S - 4 - 10)

制御回路 670 は、このステップまでに術者からの特徴点指定中止キー 725 への入力がある場合には体内深部特徴点指定処理を終了させる。それ以外の場合には処理を (S - 4 - 5) ヘジャンプさせ、(S - 4 - 5) ~ (S - 4 - 9) までの処理を繰り返す。

【0116】

本第 1 の実施の形態では、体内深部の特徴点をこの腹腔動脈分岐 1 点として説明し、術者が腹腔動脈分岐を入力した後、特徴点指定中止キー 725 を押し、繰り返さない例として説明する。何故なら、特徴点は参照点と同じく 4 点必要であるが、既に十二指腸乳頭、噴門、幽門の 3 特徴点は体腔表面特徴点指定処理で指定済みであり、体内深部特徴点として残り 1 点があれば、特徴点として 4 点揃うからである。

【0117】

(S - 5) 3 次元ガイド画像作成・表示処理の説明

図 18 を参照して、3 次元ガイド画像作成・表示処理の詳細を説明する。

(S - 5 - 1)

(S - 4 - 1) と同じである。

(S - 5 - 2)、

術者は表示切換キー δ を押す。表示回路 660 のスイッチ 661 は入力端子 δ に切り換わる。

【0118】

(S - 5 - 3)

3 次元ガイド画像作成回路 630 はボリュームメモリ 640 から 5 つの参照点 L' 、 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' の位置ベクトルの直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を読み出す。そして、3 次元ガイド画像作成回路 630 はボリュームメモリ 640 から 4 つの特徴点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の位置ベクトルの直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分と、回転行列とを読み出す。

(S - 5 - 4)

術者は走査制御キー 726 を押す。超音波振動子 214 はラジアル走査を開始する。ラジアル走査に応じて、混合回路 650 には超音波観測装置 400 から逐次超音波断層像データが入力する。

【0119】

(S - 5 - 5)

超音波振動子 214 が 1 回のラジアル走査をして超音波観測装置 400 が超音波断層像データを作成し、超音波断層像データが超音波観測装置 400 から混合回路 650 に入力するたびに、制御回路 670 は 3 次元ガイド画像作成回路 630 に指令を出す。

3 次元ガイド画像作成回路 630 はこの指令により位置配向算出装置 500 から位置・配向データを取り込む。この時刻を t_s と定義する。

【0120】

3 次元ガイド画像作成回路 630 は位置・配向データより以下のデータを取得する。

【0121】

受信コイル 532 の位置 $C(t_s)$ の位置ベクトル $OC(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 532 の第 1 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

受信コイル 532 の第 2 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V_{12}(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

姿勢検出プレート 520 の基準位置 $L(t_s)$ の位置ベクトル $OL(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分

姿勢検出プレート 520 の配向を示す 3×3 の回転行列 $T(t_s)$

$OC(t_s)$ 、 $V(t_s)$ 、 $V12(t_s)$ を取得するのは、後述する通り、3次元ガイド画像作成回路630が常にラジアル走査面の位置と方向を正しく補正するためである。

【0122】

$OL(t_s)$ と $T(t_s)$ を取得するのは、後述する通り、3次元ガイド画像作成回路630が常に被検者の体位変化により移動する特徴点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の現在位置を正しく補正するためである。

(S-5-6)

3次元ガイド画像作成回路630は時刻 t_s における特徴点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の位置を、被検者の体位変化を考慮して正しく補正し算出する。このとき、被検者の体は伸縮したり歪んだりすることがなく、 L (剣状突起)、 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の互いの位置関係は時間的に不変と仮定する。

10

以下、時刻 t_s における特徴点 $P0$ の位置の算出方法を例にとり具体的に説明する。

【0123】

姿勢検出プレート520の、基準位置 L の位置ベクトル $OL(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、配向を示す回転行列 $T(t)$ とは、被検者の体位変化に応じて逐次変化する。

【0124】

(S-3-7)において、時刻 t_0 での $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_0)$ とは同時にボリュームメモリ640に書き出され、記憶されている。

20

(S-5-5)において、時刻 t_s での $OL(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_s)$ とは同時に3次元画像作成回路により取得されている。

従って、時刻 t_0 から t_s までの被検者の体位変化は、 $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と $OL(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分との変化、及び、回転行列 $T(t_0)$ と回転行列 $T(t_s)$ との変化とから算出することができる。

【0125】

(S-3-7)において、時刻 t_0 での特徴点 $P0$ の位置ベクトル $OP0(t_0)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{p0}(t_0)$ 、 $y_{p0}(t_0)$ 、 $z_{p0}(t_0)$ はボリュームメモリ640に書き出され、記憶されている。

30

【0126】

従って、時刻 t_s での特徴点 $P0$ の位置ベクトル $OP0(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{p0}(t_s)$ 、 $y_{p0}(t_s)$ 、 $z_{p0}(t_s)$ は、 $OL(t_0)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_0)$ と、 $OL(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_s)$ とを用い、 $x_{p0}(t_0)$ 、 $y_{p0}(t_0)$ 、 $z_{p0}(t_0)$ から求めることができる。

【0127】

すなわち、時刻 t_s における特徴点 $P0$ の位置は、(S-3-7)で既にボリュームメモリ640に記憶された値と、(S-5-5)で3次元ガイド画像作成回路630が取り込んだ位置・配向データとから、被検者の体位変化を考慮して正しく補正され算出される。

40

時刻 t_s における特徴点 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の位置の算出方法も同様である。結局、以下の値が被検者の体位変化を考慮して正しく補正され算出される。

【0128】

$OP0(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{p0}(t_s)$ 、 $y_{p0}(t_s)$ 、 $z_{p0}(t_s)$

$OP1(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{p1}(t_s)$ 、 $y_{p1}(t_s)$ 、 $z_{p1}(t_s)$

50

$OP2(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x p 2(t_s)$ 、 $y p 2(t_s)$ 、 $z p 2(t_s)$

$OP3(t_s)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分 $x p 3(t_s)$ 、 $y p 3(t_s)$ 、 $z p 3(t_s)$
 (S - 5 - 7)

以下、図19及び図20を参照して説明する。図19は特徴点とラジアル走査面631を示している。図20は参照点と超音波断層像マーカ632を示している。

【0129】

3次元ガイド画像作成回路630は、抽出データとともにボクセル空間 VXS の中で超音波断層像を示すべき指標（以下、超音波断層像マーカ）632の位置と配向とを算出する。図21に超音波断層像マーカ632を示す。超音波断層像マーカ632は、ボクセル空間 VXS の中で超音波振動子214の1回転のラジアル走査に対して超音波観測装置400が出力する超音波断層像データと解剖学的に位置と配向とが一致する模式図である。

【0130】

図20に示す通り、超音波断層像マーカ632の中心位置を点 $C'(t_s)$ 、超音波断層像マーカ632の法線方向ベクトルを $V'(t_s)$ 、12時方向ベクトルを $V_{12}'(t_s)$ と定義する。すると、3時方向ベクトルは $V_{12}'(t_s) \times V'(t_s)$ となるため、超音波断層像マーカ632は図19が示すように位置ベクトルが下式を満足する点 $R'(t_s)$ の集合となる。ここで、 $V_{12}'(t_s) \times V'(t_s)$ は $V_{12}'(t_s)$ と $V'(t_s)$ との外積である。 X' は点 $R'(t_s)$ と点 $C'(t_s)$ との間の3時方向の距離、 Y' は点 $R'(t_s)$ と点 $C'(t_s)$ との間の12時方向の距離である。

【0131】

[数10]

$$O'R'(ts) = O'C'(ts) + X'(V_{12}'(ts) \times V'(ts)) + Y'V_{12}'(ts)$$

.....(16)

以下、(1)超音波断層像データの平面上の任意点と超音波断層像マーカ632上の点との対応関係、(2)超音波断層像マーカ632の位置と配向として、その中心位置、法線方向、12時方向の算出方法の原理について説明する。

3次元ガイド画像作成回路630はこの原理の説明で最終的に得られる(33)式と(34)式とより中心位置 $C'(t_s)$ の位置ベクトル $O'C'(t_s)$ とその直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を、(40)式もしくは、(44)式と(45)式とで超音波断層像マーカ632の12時方向ベクトル $V_{12}'(t_s)$ とその直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を、(57)式と(58)式とで超音波断層像マーカ632の法線方向ベクトル $V'(t_s)$ とその直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を算出する。

【0132】

(1)超音波断層像データの平面上の任意点と超音波断層像マーカ632上の点との対応関係

点 $R(t_s)$ を直交座標軸 $O - x y z$ 上にあるラジアル走査面631上の任意点とする。点 $P0$ と点 $R(t_s)$ との間の位置ベクトル $P0R(t_s)$ は適当な実数 a 、 b 、 c をとって下式の通り表現することができる。なお、下式ではベクトルを全て時間の関数にして扱っている。

【0133】

[数11]

10

20

30

40

$$P_0R(ts) = a P_0P_1(ts) + b P_0P_2(ts) + c P_0P_3(ts) \dots\dots(17)$$

一方、参照画像データ上の参照点 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' は、各々特徴点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 に解剖学的に同じ位置として対応づけられている。さらに、人体の解剖学的な構造が人によらず凡そ同じであると考えられる。そのため、点 $R(ts)$ が特徴点を頂点とする三角錐 $P_0P_1P_2P_3$ に対して特定の位置にあるとすると、参照画像データ上の参照点を頂点とする三角錐 $P_0'P_1'P_2'P_3'$ に対して同等の位置にある点 $R'(ts)$ は点 $R(ts)$ と解剖学的に同じ器官、もしくは同じ組織上の点に相当すると仮定することができる。この仮定の下では、(17) 式の a 、 b 、 c を使って下式のように同様に表現できる直交座標軸 $O'-x'y'z'$ 上にある点 $R'(ts)$ が点 $R(ts)$ の解剖学的な対応点と言える。

【0134】

[数12]

$$P_0'R'(ts) = a P_0'P_1' + b P_0'P_2' + c P_0'P_3' \dots\dots(18)$$

20

ここで、点 $R(ts)$ の位置ベクトル $OR(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_R(ts)$ 、 $y_R(ts)$ 、 $z_R(ts)$ と定義し、点 $R'(ts)$ の位置ベクトル $O'R'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_{R'}(ts)$ 、 $y_{R'}(ts)$ 、 $z_{R'}(ts)$ と定義すると、下式が成り立つ。

【0135】

[数13]

$$OR(ts) = x_R(ts)i + y_R(ts)j + z_R(ts)k \dots\dots(19)$$

30

$$O'R'(ts) = x_{R'}(ts)i' + y_{R'}(ts)j' + z_{R'}(ts)k' \dots\dots(20)$$

以下では、これまでに出てきた式を基に、直交座標軸 $O-xyz$ 上にあるラジアル走査面上の任意点 $R(ts)$ の解剖学的な対応点 $R'(ts)$ の位置ベクトル $O'R'$ とその直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分 $x_{R'}(ts)$ 、 $y_{R'}(ts)$ 、 $z_{R'}(ts)$ とを求める。

まず、(17) 式より、下式が成り立つ。

【0136】

[数14]

$$OR(ts) - OP_0(ts) = a(OP_1(ts) - OP_0(ts)) + b(OP_2(ts) - OP_0(ts)) + c(OP_3(ts) - OP_0(ts))$$

...(21)

(21) 式に (19) 式と、(S-5-6) で算出した $OP_0(ts)$ 、 $OP_1(ts)$ 50

)、 $OP2(ts)$ 、 $OP3(ts)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分($x_{p0}(ts)$ 、 $y_{p0}(ts)$ 、 $z_{p0}(ts)$)と、($x_{p1}(ts)$ 、 $y_{p1}(ts)$ 、 $z_{p1}(ts)$)と、($x_{p2}(ts)$ 、 $y_{p2}(ts)$ 、 $z_{p2}(ts)$)と、($x_{p3}(ts)$ 、 $y_{p3}(ts)$ 、 $z_{p3}(ts)$)とを代入して、下式が成り立つ。

【0137】

[数15]

$$\begin{pmatrix} x_R(ts) \\ y_R(ts) \\ z_R(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{p0}(ts) \\ y_{p0}(ts) \\ z_{p0}(ts) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_{p1}(ts) - x_{p0}(ts) & x_{p2}(ts) - x_{p0}(ts) & x_{p3}(ts) - x_{p0}(ts) \\ y_{p1}(ts) - y_{p0}(ts) & y_{p2}(ts) - y_{p0}(ts) & y_{p3}(ts) - y_{p0}(ts) \\ z_{p1}(ts) - z_{p0}(ts) & z_{p2}(ts) - z_{p0}(ts) & z_{p3}(ts) - z_{p0}(ts) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (22)$$

ここで、以降の式を簡単に表現するために 3×3 行列 $Q(ts)$ を下式で定義する。

[数16]

$$Q(ts) = \begin{pmatrix} x_{p1}(ts) - x_{p0}(ts) & x_{p2}(ts) - x_{p0}(ts) & x_{p3}(ts) - x_{p0}(ts) \\ y_{p1}(ts) - y_{p0}(ts) & y_{p2}(ts) - y_{p0}(ts) & y_{p3}(ts) - y_{p0}(ts) \\ z_{p1}(ts) - z_{p0}(ts) & z_{p2}(ts) - z_{p0}(ts) & z_{p3}(ts) - z_{p0}(ts) \end{pmatrix} \quad (23)$$

(23)式を(22)式に代入して

[数17]

$$\begin{pmatrix} x_R(ts) \\ y_R(ts) \\ z_R(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} = Q(ts) \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad \dots\dots\dots(24)$$

10

故に下式が成り立つ。ここで $Q(ts)^{-1}$ は $Q(ts)$ の逆行列を意味する。

【 0 1 3 8 】

[数 1 8]

$$\begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} = Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R(ts) \\ y_R(ts) \\ z_R(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad \dots\dots\dots(25)$$

20

一方、(1 8) 式からも (2 1) 式と同様な式が導かれる。

[数 1 9]

$$O'R'(ts) - O'P_0' = a(O'P_1' - O'P_0') + b(O'P_2' - O'P_0') + c(O'P_3' - O'P_0')$$

30

.....(26)

(2 1) 式に (1 9) 式と、(S - 5 - 6) で算出した $OP_0(ts)$ 、 $OP_1(ts)$ 、 $OP_2(ts)$ 、 $OP_3(ts)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分とを代入して (2 2) 式が導かれたのと同様に、(2 6) 式に (7) ~ (1 0) 式と (2 0) 式とを代入して下式が成り立つ。

【 0 1 3 9 】

[数 2 0]

40

$$\begin{pmatrix} x_R'(ts) \\ y_R'(ts) \\ z_R'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}' \\ y_{P0}' \\ z_{P0}' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P1}' - x_{P0}' & x_{P2}' - x_{P0}' & x_{P3}' - x_{P0}' \\ y_{P1}' - y_{P0}' & y_{P2}' - y_{P0}' & y_{P3}' - y_{P0}' \\ z_{P1}' - z_{P0}' & z_{P2}' - z_{P0}' & z_{P3}' - z_{P0}' \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad \dots\dots(27)$$

10

ここで、以降の式を簡単に表現するために 3×3 行列 Q' を下式で定義する。

[数 2 1]

$$Q' = \begin{pmatrix} x_{P1}' - x_{P0}' & x_{P2}' - x_{P0}' & x_{P3}' - x_{P0}' \\ y_{P1}' - y_{P0}' & y_{P2}' - y_{P0}' & y_{P3}' - y_{P0}' \\ z_{P1}' - z_{P0}' & z_{P2}' - z_{P0}' & z_{P3}' - z_{P0}' \end{pmatrix} \quad \dots\dots(28)$$

20

(2 8) 式を (2 7) 式に代入して下式を得る。

【 0 1 4 0 】

[数 2 2]

$$\begin{pmatrix} x_R'(ts) \\ y_R'(ts) \\ z_R'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}' \\ y_{P0}' \\ z_{P0}' \end{pmatrix} = Q' \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad \dots\dots(29)$$

30

(2 5) 式で、 a 、 b 、 c が求まっているから、これを (2 9) 式へ代入して、下式を得る。

[数 2 3]

$$\begin{pmatrix} x_R'(ts) \\ y_R'(ts) \\ z_R'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}' \\ y_{P0}' \\ z_{P0}' \end{pmatrix} = Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R(ts) \\ y_R(ts) \\ z_R(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad 10$$

.....(30)

故に、下式を得る
[数 2 4]

$$\begin{pmatrix} x_R'(ts) \\ y_R'(ts) \\ z_R'(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}' \\ y_{P0}' \\ z_{P0}' \end{pmatrix} + Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R(ts) \\ y_R(ts) \\ z_R(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad 20$$

.....(31)

こうして、(20)式と(31)式とで直交座標軸 $O - x y z$ 上にあるラジアル走査面 631 上の任意点 $R(ts)$ の解剖学的な対応点 $R'(ts)$ の位置ベクトル $O'R'(ts)$ とその直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分 $x_R'(ts)$ 、 $y_R'(ts)$ 、 $z_R'(ts)$ とを求めることができた。つまり、ラジアル走査面 631 上の任意点 $R(ts)$ に対し、3次元ガイド画像作成回路 630 が (S-5-3) でボリュームメモリ 640 から読み出した 5 つの参照点と 4 特徴点の位置ベクトルの方向成分と回転行列とを用い、(20)式と(31)式とで計算できる点 $R'(ts)$ の集合こそが超音波断層像マーカ 632 なのである。

【0141】

(2) 超音波断層像マーカ 632 の中心位置、法線方向、12時方向の算出方法

(31)式で直交座標軸 $O - x y z$ 上にあるラジアル走査面 631 上の任意点 $R(ts)$ と、直交座標軸 $O' - x' y' z'$ 上にある解剖学的な対応点 $R'(ts)$ との対応関係を求めることができた。

以下、超音波断層像マーカ 632 の中心位置 $C'(ts)$ 、法線方向ベクトル $V'(ts)$ 、12時方向ベクトル $V_{12}'(ts)$ の算出方法について、それぞれ述べる。

【0142】

(2) - 1: 超音波断層像マーカの中心位置 $C'(ts)$ の算出

受信コイル 532 の位置 $C(ts)$ の解剖学上の対応点を $C'(ts)$ とする。点 $C(ts)$ は超音波振動子 214 の回転中心であるため、結局ラジアル走査面 631 の中心である。故に、点 $C'(ts)$ は超音波断層像マーカ 632 の中心である。

【0143】

$OC(ts)$ の直交座標軸 $O - x y z$ における各方向成分を $x_c(ts)$ 、 $y_c(ts)$ 、 $z_c(ts)$ とすれば下式が成り立つ。

【0144】

10

20

30

40

50

[数 2 5]

$$OC(ts)=xc(ts)i+yc(ts)j+zc(ts)k \quad \dots\dots(32)$$

$O'C'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $xc'(ts)$ 、 $yc'(ts)$ 、 $zc'(ts)$ とすれば下式が成り立つ。

【 0 1 4 5 】

[数 2 6]

10

$$O'C'(ts)=xc'(ts)i'+yc'(ts)j'+zc'(ts)k' \quad \dots\dots(33)$$

(31) 式では点 $R(ts)$ がラジアル走査面 631 上の任意点であったため、点 $R(ts)$ を点 $C(ts)$ 、点 $R'(ts)$ を点 $C'(ts)$ と考えれば、下式が成り立つ。

【 0 1 4 6 】

[数 2 7]

$$\begin{pmatrix} xc'(ts) \\ yc'(ts) \\ zc'(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} xp0' \\ yp0' \\ zp0' \end{pmatrix} + Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} xc(ts) \\ yc(ts) \\ zc(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} xp0(ts) \\ yp0(ts) \\ zp0(ts) \end{pmatrix} \right\}$$

20

.....(34)

30

(33) 式、(34) 式より参照画像データ上における超音波断層像マーカ 632 の中心位置 $C'(ts)$ が求められた。

【 0 1 4 7 】

(2) - 2 : 超音波断層像マーカ 632 の 12 時方向ベクトル $V12'(ts)$ の算出
ラジアル走査面 631 上で、平面の中心 $C(ts)$ から 12 時方向へ単位距離にある点を $R12(ts)$ とする。点 $R12(ts)$ は図示されていない。点 $R12(ts)$ の解剖学上の対応点を点 $R12'(ts)$ とする。

$OR12(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $xR12(ts)$ 、 $yR12(ts)$ 、 $zR12(ts)$ とすれば下式が成り立つ。

【 0 1 4 8 】

[数 2 8]

40

$$OR_{12}(ts)=x_{R12}(ts)i+y_{R12}(ts)j+z_{R12}(ts)k \quad \dots\dots(35)$$

$O'R12'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $xR12'(ts)$ 、 $yR12'(ts)$ 、 $zR12'(ts)$ とすれば下式が成り立つ。

[数 2 9]

$$O'R_{12}'(ts)=x_{R12}'(ts)i'+y_{R12}'(ts)j'+z_{R12}'(ts)k' \quad \dots\dots(36)$$

(31)式では点R(ts)がラジアル走査面631上の任意点であったため、点R(ts)を点R12(ts)、点R'(ts)を点R12'(ts)と考えれば(31)式より以下の式を得る。

【0149】

[数30]

$$\begin{pmatrix} x_{R12}'(ts) \\ y_{R12}'(ts) \\ z_{R12}'(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}' \\ y_{P0}' \\ z_{P0}' \end{pmatrix} + Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R12}(ts) \\ y_{R12}(ts) \\ z_{R12}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad \dots\dots(37)$$

(36)式、(37)式よりラジアル走査面631の中心C(ts)から12時方向へ単位距離にある点R12(ts)の解剖学上の対応点R12'(ts)が求められた。

【0150】

このとき、点R12(ts)の位置ベクトルについて、超音波断層像の12時方向ベクトルV12(ts)を用いると下式が成り立つ。

[数31]

$$OR_{12}(ts)=OC(ts)+V_{12}(ts) \quad \dots\dots(38)$$

すなわち、

$$V_{12}(ts)=OR_{12}(ts)-OC(ts) \quad \dots\dots(39)$$

(39)式より、O'R12'(ts)-O'C'(ts)の方向が超音波断層像マーカ632の12時方向ベクトルV12'(ts)の方向であり、12時方向ベクトルV12'(ts)を求めるにはこれを単位長に規格化すれば良い。すなわち、下式が成り立つ。

【0151】

[数32]

$$V_{12}'(ts) = (O'R_{12}'(ts) - O'C'(ts)) / |O'R_{12}'(ts) - O'C'(ts)| \quad \dots\dots(40)$$

(33)式と(34)式とで $O'C'(ts)$ が、(36)式と(37)式とで $O'R_{12}'(ts)$ が既に求められているため、(40)式で $V_{12}'(ts)$ が求められたことになる。

ここで、より明快に $V_{12}'(ts)$ を求める方法を述べておく。

因みに、(34)式と(37)式とを両辺差し引くと、下式が成り立つ。この左辺は $O'R_{12}'(ts) - O'C'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分である。右辺の $\{ \}$ の中は $O'R_{12}(ts) - OC(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分である。

【0152】

[数33]

$$\begin{pmatrix} x_{R12}'(ts) \\ y_{R12}'(ts) \\ z_{R12}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_c'(ts) \\ y_c'(ts) \\ z_c'(ts) \end{pmatrix} = Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R12}(ts) \\ y_{R12}(ts) \\ z_{R12}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_c(ts) \\ y_c(ts) \\ z_c(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad \dots\dots(41)$$

さらに右辺の $\{ \}$ の中は、(39)式より $V_{12}(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分であり、3次元ガイド画像作成回路630は位置配向算出装置500からこの各方向成分を(S-5-5)で取得している。 $V_{12}(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_{V12}(ts)$ 、 $y_{V12}(ts)$ 、 $z_{V12}(ts)$ とすれば、(41)式より下式を得る。

[数34]

$$V_{12}(ts) = x_{V12}(ts)i + y_{V12}(ts)j + z_{V12}(ts)k \quad \dots\dots(42)$$

$$\begin{pmatrix} x_{R12}'(ts) \\ y_{R12}'(ts) \\ z_{R12}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_c'(ts) \\ y_c'(ts) \\ z_c'(ts) \end{pmatrix} = Q'Q(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{V12}(ts) \\ y_{V12}(ts) \\ z_{V12}(ts) \end{pmatrix} \quad \dots\dots(43)$$

結局、これを(40)式のように規格化して、超音波断層像マーカ632の12時方向ベクトル $V_{12}'(ts)$ が求められる。なお、こで $V_{12}'(ts)$ の直交座標軸 O'

- x' y' z' における各方向成分を $x_{v12}'(ts)$ 、 $y_{v12}'(ts)$ 、 $z_{v12}'(ts)$ とする。

【 0 1 5 3 】

[数 3 5]

$$V_{12}'(ts) = x_{v12}'(ts)i' + y_{v12}'(ts)j' + z_{v12}'(ts)k' \quad \dots\dots(44)$$

$$\begin{pmatrix} x_{v12}'(ts) \\ y_{v12}'(ts) \\ z_{v12}'(ts) \end{pmatrix} = \frac{Q'Q(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{v12}(ts) \\ y_{v12}(ts) \\ z_{v12}(ts) \end{pmatrix}}{\left| Q'Q(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{v12}(ts) \\ y_{v12}(ts) \\ z_{v12}(ts) \end{pmatrix} \right|} \quad \dots\dots(45)$$

(2) - 3 : 超音波断層像マーカ 6 3 2 の法線方向ベクトル $V'(ts)$ の算出
 超音波断層像マーカ 6 3 2 の法線方向ベクトルを $V'(ts)$ とすると、 $V'(ts)$ は結局、超音波断層像マーカ 6 3 2 上の如何なるベクトルとも直交すれば良い。

【 0 1 5 4 】

ところで、点 $R1'(ts)$ 、点 $R2'(ts)$ を超音波断層像マーカ 6 3 2 上の任意点とする。

【 0 1 5 5 】

点 $R1'(ts)$ 、点 $R2'(ts)$ にはもともとラジアル走査面 6 3 1 上に解剖学上の対応点があったはずなのでそれらを点 $R1(ts)$ 、点 $R2(ts)$ とする。

【 0 1 5 6 】

点 $R1(ts)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分を $x_{R1}(ts)$ 、 $y_{R1}(ts)$ 、 $z_{R1}(ts)$ 、点 $R2(ts)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分を $x_{R2}(ts)$ 、 $y_{R2}(ts)$ 、 $z_{R2}(ts)$ とする。このとき下式が成り立つ。

【 0 1 5 7 】

[数 3 6]

10

20

30

40

$$OR_1(ts) = x_{R1}(ts)i + y_{R1}(ts)j + z_{R1}(ts)k \quad \dots\dots(46)$$

$$OR_2(ts) = x_{R2}(ts)i + y_{R2}(ts)j + z_{R2}(ts)k \quad \dots\dots(47)$$

点 $R1'(ts)$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を $x_{R1'}(ts)$ 、 $y_{R1'}(ts)$ 、 $z_{R1'}(ts)$ 、点 $R2'(ts)$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を $x_{R2'}(ts)$ 、 $y_{R2'}(ts)$ 、 $z_{R2'}(ts)$ とする。このとき下式が成り立つ。

10

[数 3 7]

$$OR_1'(ts) = x_{R1'}(ts)i' + y_{R1'}(ts)j' + z_{R1'}(ts)k' \quad \dots\dots(48)$$

$$OR_2'(ts) = x_{R2'}(ts)i' + y_{R2'}(ts)j' + z_{R2'}(ts)k' \quad \dots\dots(49)$$

20

(31) 式より点 $R1(ts)$ と点 $R1'(ts)$ 、点 $R2(ts)$ と点 $R2'(ts)$ には下式の関係がある。

【 0 1 5 8 】

[数 3 8]

$$\begin{pmatrix} x_{R1'}(ts) \\ y_{R1'}(ts) \\ z_{R1'}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0'} \\ y_{P0'} \\ z_{P0'} \end{pmatrix} + Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad \dots\dots(50)$$

30

$$\begin{pmatrix} x_{R2'}(ts) \\ y_{R2'}(ts) \\ z_{R2'}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0'} \\ y_{P0'} \\ z_{P0'} \end{pmatrix} + Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad \dots\dots(51)$$

40

50

(50)式と(51)式とを両辺差し引くと、下式が成り立つ。

【0159】

[数39]

$$\begin{pmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{pmatrix} = Q'Q(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad 10$$

.....(52)

両辺に左から $Q(ts)Q'^{-1}(ts)$ をかけると下式が成り立つ。

[数40]

$$\begin{pmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{pmatrix} = Q(ts)Q'^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{pmatrix} \right\} \quad 20$$

.....(53)

ここでラジアル走査面631の法線方向ベクトル $V(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_v(ts)$ 、 $y_v(ts)$ 、 $z_v(ts)$ とすれば下式を得る。

[数41]

$$V(ts) = x_v(ts)i + y_v(ts)j + z_v(ts)k \quad 30$$

.....(54)

ここで、 $V(ts)$ はラジアル走査面631の法線方向ベクトルだから、点 $R2(ts)$ を始点とし $R1(ts)$ を終点とするベクトル $R2R1(ts)$ とは直交する。従って、下式が成り立つ。

【0160】

[数42]

$$0 = V(ts) \cdot R_2 R_I(ts) = \begin{bmatrix} xv(ts) & yv(ts) & zv(ts) \end{bmatrix} \left\{ \begin{bmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{bmatrix} \right\}$$

10

.....(55)

右辺の { } の中に (5 3) 式を代入して、下式を得る。
[数 4 3]

$$\begin{bmatrix} xv(ts) & yv(ts) & zv(ts) \end{bmatrix} Q(ts) Q'^{-1} \left\{ \begin{bmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{bmatrix} \right\} = 0$$

20

.....(56)

ここで、 $V'(ts)$ の直交座標軸 $O' - x' - y' - z'$ における各方向成分を $xv'(ts)$ (30
 $ts)$ 、 $yv'(ts)$ 、 $zv'(ts)$ とすれば下式を得る。
[数 4 4]

$$V'(ts) = xv'(ts)i' + yv'(ts)j' + zv'(ts)k' \quad \text{.....(57)}$$

さらに各方向成分を以下のように定義する。
【 0 1 6 1 】
[数 4 5]

40

$$\begin{bmatrix} xv'(ts) & yv'(ts) & zv'(ts) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} xv(ts) & yv(ts) & zv(ts) \end{bmatrix} Q(ts) Q'^{-1} \quad \text{.....(58)}$$

このように定義して、(5 6) 式に代入すると下式が得られる。
[数 4 6]

50

$$\begin{pmatrix} \mathbf{xv}'(ts) & \mathbf{yv}'(ts) & \mathbf{zv}'(ts) \end{pmatrix} \left\{ \begin{pmatrix} \mathbf{x}_{R1}'(ts) \\ \mathbf{y}_{R1}'(ts) \\ \mathbf{z}_{R1}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \mathbf{x}_{R2}'(ts) \\ \mathbf{x}_{R2}'(ts) \\ \mathbf{z}_{R2}'(ts) \end{pmatrix} \right\} = 0 \quad \dots\dots(59)$$

10

すなわち、下式が得られる。

[数 4 7]

$$\mathbf{V}'(ts) \cdot \mathbf{R}_2' \mathbf{R}_1'(ts) = 0 \quad \dots\dots(60)$$

(6 0) 式は結局、 $\mathbf{V}'(ts)$ が超音波断層像マーカ 6 3 2 上の任意の 2 点を結ぶベクトルに常に直交するということを意味しているから、(5 7) 式、(5 8) 式で与えられる $\mathbf{V}'(ts)$ は超音波断層像マーカ 6 3 2 の法線方向ベクトルである。このようにして (5 7) 式と (5 8) 式とで超音波断層像マーカ 6 3 2 の法線方向ベクトル $\mathbf{V}'(ts)$ が求められた。

20

【 0 1 6 2 】

(S - 5 - 8)

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は (S - 5 - 7) で求めた超音波断層像マーカ 6 3 2 の位置と配向 (中心位置、法線方向、1 2 時方向) とを基に、図 2 1 に示す 1 2 時方向マーカ 6 3 3 を付した平行四辺形の超音波断層像マーカ 6 3 2 を作成する。そして、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は、超音波断層像マーカ 6 3 2 をその位置と配向とを基にして、ボリュームメモリ 6 4 0 内のボクセル空間 $V \times S$ の対応するボクセル $V \times$ へ書き出す。ボクセル空間 $V \times S$ 内には既に抽出回路 6 2 0 が抽出して補間した抽出データが書き出されているので、超音波断層像マーカ 6 3 2 と抽出データとは合成されたデータ (以下、合成データ) となる。図 2 2 に合成データを示す。

30

【 0 1 6 3 】

十二指腸は図 1 0 では省略していたが、図 2 2 の超音波断層像マーカ 6 3 2 の中に十二指腸壁を示す指標を重畳している。

(S - 5 - 9)

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は、ボリュームメモリ 6 4 0 内のボクセル空間 $V \times S$ から合成データを読み出す。3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は、読み出した直後、ボクセル空間 $V \times S$ から超音波断層像マーカ 6 3 2 を消去しておく。

40

(S - 5 - 1 0)

3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は、合成データを基に、陰面消去、陰影付加、視線変換に伴う座標変換等の公知の 3 次元画像処理を加え、3 次元ガイド画像データを作成する。そして、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 は、3 次元ガイド画像データを混合回路 6 5 0 へ出力する。

【 0 1 6 4 】

(S - 5 - 1 1)

混合回路 6 5 0 は、超音波観測装置 4 0 0 から入力する超音波断層像データと、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 0 から入力する 3 次元ガイド画像データとを並べて、混合データとして表示回路 6 6 0 へ出力する。表示回路 6 6 0 は混合データをアナログビデオ信号に

50

変換し、表示装置 700 に出力する。図 23 は 3 次元ガイド画像 701 と超音波断層像 702 を並べて表示した表示例を示している。表示装置 700 は図 23 に示すように、超音波断層像 702 と、3 次元ガイド画像 701 とを並べて表示する。3 次元ガイド画像 701 上で表現される各器官は、もともと参照画像データで器官別に色分けされた色で表示される。図 23 の 3 次元ガイド画像 701 上において脾臓は水色、大動脈は赤、上腸間膜静脈は紫、十二指腸は黄で表示されている。矢印 A は超音波断層像マーカ 632 がラジアル走査面 631 の移動に連動して移動することを表している。

【0165】

(S - 5 - 12)

制御回路 670 は、(S - 5 - 5) から (S - 5 - 11) の間、術者が再び走査制御キーを押すか否かを確認している。

10

術者が再び走査制御キー 726 を押した場合には、ここで上記の処理を終了させ、ラジアル走査の制御オフ (OFF) を指令するための走査制御信号を超音波観測装置 400 へ出力する。超音波観測装置 400 は走査制御信号を受けてモータ 231 に回転をオフに制御する回転制御信号を出力する。モータ 231 は回転制御信号を受けて超音波振動子 214 の回転を停止させる。

術者が術者が再び走査制御キー 726 を押していなかった場合には、処理は (S - 5 - 5) ヘジャンプする。

【0166】

このようにして、(S - 5 - 5) から (S - 5 - 11) で述べた処理を繰り返すことで、超音波振動子 214 が 1 回のラジアル走査をして超音波観測装置 400 が超音波断層像データを作成し、超音波断層像データが超音波観測装置 400 から混合回路 650 に入力するたびに、新たな 3 次元ガイド画像 701 が作成され、新たな超音波断層像 702 とともに表示装置 700 の表示両面にリアルタイムに更新されつつ表示される。すなわち、術者の可撓部 220、硬性部 210 の手動的な操作に伴うラジアル走査面 631 の移動とともに、3 次元ガイド画像 701 の超音波断層像マーカ 632 が抽出データに対して移動していく。

20

【0167】

< 効果 >

本第 1 の実施の形態によれば、超音波観測装置 400 が作成した超音波断層像 702 上で、術者がキーボード 720 とマウス 710 とを用いて腹腔動脈分岐の位置を入力し、3 次元ガイド画像作成回路 630 が腹腔動脈分岐の位置を位置・配向データに基づき算出するよう構成したため、「骨盤の端」などより小さい腹腔動脈分岐を特徴点に選ぶことができ、異種の画像データから超音波診断装置 100 に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを被検者によらずに解剖学的に正確に一致させることができる。さらに、腹腔動脈分岐は短い腹腔動脈が大動脈と直ぐにつながっており、被検者の体位によらず比較的動かない一定の位置に存在するため、上記一致を一層正確にすることができる。さらに、腹腔動脈分岐は超音波断層像 702 の描出が脾臓等より比較的容易で術者の習熟度によらないので、こういった体内深部の点をガイド画像を作成するための特徴点として採用することには合理性がある。

30

40

【0168】

また、超音波診断装置 100 のうち、とくに被検者の体腔内に挿入する可撓性のある材料でつくられた超音波内視鏡 200 は、術者が体腔内での走査面の位置を直視できないため、病変部を推定して超音波画像に映し出しており、これを読映するにはかなりの熟練度が要求され、超音波内視鏡 200 の普及の妨げとなっていた。本第 1 の実施の形態によれば、被検者の体腔内に挿入する可撓性のある材料でつくられた可撓部 220 を設けた超音波内視鏡 200 を用い、参照画像データ上の関心器官の配置と実際の被検者の器官の配置は同じであると仮定し、特徴点から補正した超音波断層像 702 の観察位置を、計算式により参照画像データより構築した 3 次元ガイド画像 701 上に超音波断層像マーカ 632 として重畳するよう構成、作用させたため、超音波断層像 702 による観察位置を、より

50

分かりやすい３次元ガイド画像７０１で表示することができる。例えば術者は器官別に色分けされた３次元ガイド画像７０１を観察して、現在、超音波断層像７０２で解剖学的に被検者のどの位置を観察しているのかを認識しながらより正確に診断を行うことができる。このことは、被検者の体外から照射するタイプの超音波診断装置１００よりも医学的な有用性ははるかに大きく、特に検査時間の短縮と初心者の学習時間の軽減に寄与が大きい。

【０１６９】

また、本第１の実施の形態によれば、４つの特徴点、４つの参照点で生成される三角錐に対して、同じ位置関係にあれば解剖学的に対応すると仮定して３次元ガイド画像７０１を作成するよう構成、作用させたため、被検者の体位の変化や、体格の差も自動的に補正することができ、３次元ガイド画像７０１がより正確に作成される。

10

【０１７０】

また、本第１の実施の形態によれば、ラジアル走査中に自動で、リアルタイムで、超音波画像と３次元ガイド画像７０１を合せて観察できるよう構成、作用させたため、術者はいま見ている超音波断層像７０２が解剖学的に生体のどこに相当しているのかがわかり、術者は３次元ガイド画像７０１を見ながら超音波内視鏡２００の走査面を様々な角度に変えても３次元ガイド画像７０１を用いて関心領域を正確に観察することができる。

【０１７１】

また、本第１の実施の形態によれば、３次元ガイド画像７０１を走査面の位置だけでなく配向も検出して３次元ガイド画像７０１を作成する構成、作用にしたため、ラジアル走査の走査面の配向を変えると超音波断層像マーカ６３２の配向も変わり、３次元ガイド画像７０１がより正確に作成される。そのため、術者は３次元ガイド画像７０１を見ながら超音波内視鏡２００の走査面を関心領域の近傍で様々な角度に変えても３次元ガイド画像７０１を用いて関心領域を正確に観察することができる。

20

【０１７２】

また、本第１の実施の形態によれば、参照画像データとして膵臓、膵管、総胆管、門脈など器官をあらかじめ色分け等で属性を変えて得た参照画像データを用い、３次元ガイド画像７０１として器官別に色分けされた画像を表示するよう構成、作用させたため、３次元ガイド画像７０１上の指標となる器官を分かりやすい態様で観察することができ、３次元ガイド画像７０１を見ながら体腔内で超音波内視鏡２００の走査面を変更させることができる。このことは、病変等関心領域へのアプローチを早くすることにつながり、やはり検査時間の短縮に寄与する。

30

【０１７３】

また、本第１の実施の形態によれば、位置検出プローブ５３０を体内深部での特徴点とは別の特徴点に接触させ、この別の特徴点の位置を取得するよう構成したため、特徴点を体内深部と体腔表面とのどちらにも指定することができ、関心領域に応じて適切な種々の特徴点を指定することができる。そのため、特徴点を関心領域の近傍に取る自由度が増し、超音波内視鏡２００の動きに伴って関心領域が動くときにも特徴点と一緒に動くことが想定でき、より正確な３次元ガイド画像７０１を作成することができる。さらに、特に膵臓検査や肺の検査では関心領域の近傍で特徴点を取得することができ、特徴点に近いほど、また、特徴点でつくられた凸な三角錐に含まれる空間は三角錐の外側の空間より、超音波断層像マーカ６３２の位置と配向の算出が正確になることが予想されるから、特徴点を体腔内の適切な場所に取得することで関心領域の近傍でより正確な３次元ガイド画像７０１を作成することができる。

40

【０１７４】

本第１の実施の形態では十二指腸乳頭、噴門、幽門、腹腔動脈分岐で参照点、特徴点を設定した。しかし、本第１の実施の形態によれば、参照点も特徴点もマウス７１０、キーボード７２０からの指示と位置配向算出装置５００の出力を通じて設定できるよう構成、作用させたため、参照点、特徴点として胆管と主膵管との分岐点を加えたり、術前に関心領域が分かっている場合には、関心領域に近い参照点、特徴点に設定することが容易であ

50

る。特徴点に近いほど、また、特徴点でつくられた凸な三角錐に含まれる空間は三角錐の外側の空間より超音波断層像マーカ632の位置と配向の算出が正確になることが予想されるから、関心領域の近傍でより正確な3次元ガイド画像701を作成することができる。また、超音波断層像702で描出しやすい点を特徴点に変更して採用することも容易である。

【0175】

また、本第1の実施の形態によれば、姿勢検出プレート520の基準位置を剣状突起に重なるよう被検者に固定し、常に姿勢検出プレート520の位置と配向の変化を取得し、特徴点を補正し、3次元ガイド画像701を作成する構成、作用にしたため、特徴点取得中やラジアル走査中に被検者に体位の変化があっても、より正確な3次元ガイド画像701を作成することができる。

10

【0176】

従来の技術として述べた特開2004-113629号公報で開示されている超音波診断装置をはじめ、これまで公知となっている超音波診断装置では外部からの画像と超音波画像とで位置や配向を照合するための特徴点の指定方法が不明瞭であった。特に超音波内視鏡のような可撓性のある超音波プローブを体腔内へ挿入する形態の超音波診断装置では、超音波プローブの操作自体で関心器官を移動させてしまう場合があり、特徴点として体表のみの点だけを参照し、参照画像との位置を照合させているとガイド画像が不正確になるという課題があった。しかし、本第1の実施の形態によれば、超音波内視鏡200に鉗子チャンネルを設け、位置検出プローブ530を鉗子チャンネル203の鉗子口201から挿入し、突出口202から突出させ、光学像視野下で位置検出プローブ530の先端を特徴点に接触させることで体腔表面の特徴点を指定するよう構成したので、光学像視野下で正確に体腔表面の特徴点を指定し、正確なガイド画像を作成することができる。

20

【0177】

<変形例>

本第1の実施の形態では、体腔表面の参照点、特徴点として十二指腸乳頭、噴門、幽門の3点を、体内深部の参照点、特徴点として腹腔動脈分岐の1点を例にとったが、参照点と特徴点との例はこれに限らない。例えば、体腔表面の参照点、特徴点として十二指腸乳頭と幽門との2点と、体内深部の参照点、特徴点として腹腔動脈分岐と他の脈管分岐（例えば胆管と主膵管との合流部）との2点との計4点を指定しても良い。このときには、体腔表面特徴点指定処理の(S-3-3)～(S-3-7)の処理を2回、体内深部特徴点指定処理の(S-4-5)～(S-4-9)の処理を2回繰り返すことになる。

30

【0178】

また、本第1の実施の形態では、鉗子チャンネル203を備えた超音波内視鏡200と、鉗子チャンネル203に挿通する位置検出プローブ530を設けて構成したが、構成はこれに限らない。鉗子チャンネル203を設けずに硬性部210に受信コイル532を内蔵した専用の超音波内視鏡を設けた構成にしても良い。

また、本第1の実施の形態では、術者が参照点をマウス710、キーボード720からの指示を通じて設定できるよう構成、作用させたが、あらかじめ検査の関心領域やプロトコールが決まっていれば、工場出荷時等に数種類の参照点のセットをデフォルトで参照画像記憶部に記憶させておき、マウス710、キーボード720から制御回路を介した術者からの指示により特徴点取得前に参照画像記憶部610から適切なセットを読み出すよう構成、作用させても良い。

40

【0179】

また、本第1の実施の形態では、参照点を設定する際に、術者が、順次、キーボード720上の所定のキーを押すか画面上のメニューをマウス710でクリックしていき、参照画像データが1番から番号の少ない順に2番、3番、4番・・・と表示装置700の画面上に表示されるよう構成、作用させたが、これは一度に複数の参照画像データを読み込み、表示装置700に一度に並べて一覧表示させるよう構成、作用させても良い。

また、本第1の実施の形態では、超音波断層像マーカ632をその中心位置、法線方向

50

、 12 時方向を求めて、それを基に超音波断層像マーカ 632 を求めるよう構成、作用させた。しかし、超音波断層像データの 4 隅の点をそれぞれ変換式 (31) で解剖学的に対応させた 4 つの対応点を求め、それを基に超音波断層像マーカ 632 を求めるよう構成、作用させても良い。また、3 次元ガイド画像 701 の大きさを、超音波断層像データの 4 隅の点から決めるのではなく、3 次元ガイド画像 701 の大きさを、表示サイズおよび表示倍率を勘定に置いて、予め術者がキーボード 720 から大きさを数値で入力するか、マウス 710 で画面上の大きさメニューを選択することで指定しても良い。

【0180】

また、本第 1 の実施の形態では、位置検出手段として送信アンテナ 510 と受信コイル 532 とを用い、磁場で位置と配向とを検出するよう構成、作用させたが、送受は逆でも

10

良く、また、磁場ではなく加速度や他の手段で位置と配向とを検出するよう構成、作用させても良い。

また、本第 1 の実施の形態では、原点 0 を受信コイル 532 の特定の位置に設定するよう構成したが、受信コイル 532 と位置関係の変わらない他の場所に設定するよう構成しても良い。

【0181】

また、本第 1 の実施の形態では、超音波内視鏡 200 としてラジアル走査型の超音波内視鏡を設けて構成したが、ラジアル走査型の超音波内視鏡の代わりに、従来技術として述べた特開 2004 - 113629 号公報で開示されているような、挿入軸の一方に超音波振動子群を扇状に設けた電子コンベックス型超音波内視鏡を設けても良く、超音波の走査

20

方式には限定されない。

また、本第 1 の実施の形態では、参照画像データを画素ごとに器官別に分類後、色分けで属性を変えて得た画像データとしたが、属性として色に限らず、輝度値や他の態様でも良い。

また、本第 1 の実施の形態では、3 次元ガイド画像 701 上の各器官を、器官別に色分けして表示されるよう構成したが、色分けの態様に限らず、輝度、明度、彩度等、他の態様でも良い。

【0182】

[第 2 の実施の形態]

< 構成 >

30

図 24 は本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の構成を示す図である。

本第 2 の実施形態の超音波診断装置 100A では、図 1 に示す第 1 の実施の形態の超音波診断装置 100 とは以下の点が異なる。

第 1 の実施の形態では、超音波内視鏡 200 の可撓部 220 にフレキシブルシャフト 221、操作部 230 にモータ 231、ロータリーエンコーダ 232 とを設けたが、本第 2 の実施形態ではそれらを設けずに超音波内視鏡 200A として電子ラジアル走査型の超音波内視鏡を用いている。図 24 に示す通り、本第 2 の実施形態の超音波内視鏡 200A の硬性部 210A には超音波振動子を短冊状に細かく切断し、挿入軸の周囲に環状のアレイとして配列させている (以下、超音波振動子アレイ 215)。超音波振動子アレイ 215 を構成する各超音波振動子はそれぞれ信号線を介して操作部 230A 経由で超音波観測装置 400A と接続している。

40

【0183】

本第 2 の実施形態の超音波観測装置 400A は、血流検出手段としてのカラーフローマッピング回路 (以下、CFM 回路) 410 を搭載している。

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【0184】

< 作用 >

本第 2 の実施形態は第 1 の実施の形態とは超音波断層像 702 を取得する作用、特にラジアル走査と血流検出との作用が異なる。以下、異なる個所のみ説明する。

【0185】

50

超音波振動子アレイ 2 1 5 を構成する超音波振動子のうち、一部かつ複数の超音波振動子は、超音波観測装置 4 0 0 A からのパルス電圧状の励起信号を受け取って媒体の疎密波である超音波に変換する。この際、各励起信号が各超音波振動子に到着する時刻が異なるよう、超音波観測装置 4 0 0 A が各励起信号に遅延をかけている。この遅延は、各超音波振動子が励起する超音波が被検者内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビームを形成するようにかけられる。超音波ビームは超音波内視鏡 2 0 0 A 外部へと照射され、被検者内からの反射波が超音波ビームとは逆の経路を辿って各超音波振動子へ戻る。各超音波振動子は反射波を電氣的なエコー信号に変換して励起信号とは逆の経路で超音波観測装置 4 0 0 A へ伝達する。

【 0 1 8 6 】

10

超音波観測装置 4 0 0 A は、超音波ビームが可撓部 2 2 0 A に垂直な平面（以下、ラジアル走査面 6 3 1 ）内を第 1 の実施の形態と同様の方向へ旋回するラジアル走査をするよう、超音波ビームの形成に關与する複数の超音波振動子を選択し直し、再び励起信号を送信する。このようにして超音波ビームの送信角度が変わっていく。これを反復的に繰り返すことにより、いわゆる電子ラジアル走査が実現する。

第 1 の実施の形態では、超音波観測装置 4 0 0 A が超音波断層像データの 1 2 時方向を超音波内視鏡に対してどの方向に向けて超音波断層像データを作成するかは、ロータリーエンコーダ 2 3 2 からの回転角度信号により決定していたが、本第 2 の実施形態では、超音波観測装置 4 0 0 A が超音波ビームの形成に關与する複数の超音波振動子を選択し直し、再び励起信号を送信するため、超音波観測装置 4 0 0 A が 1 2 時方向としてどの超音波振動子を選択するかで決定することになる。

20

【 0 1 8 7 】

さらに、超音波観測装置 4 0 0 A の C F M 回路 4 1 0 は、エコー信号にドップラー効果を応用した公知の処理を施し、移動体、特に赤血球の移動を検出することで、血流を検出し、血流の速度に応じた例えば赤の色相の着色データを作成する。

超音波観測装置 4 0 0 A は、超音波振動子アレイ 2 1 5 の 1 回の電子ラジアル走査に対し、可撓部 2 2 0 A の挿入軸に垂直な 1 枚のデジタルの超音波断層像データを作成する。この際、超音波観測装置 4 0 0 A は、超音波断層像データの血流部分に着色データを重畳する。超音波観測装置 4 0 0 A は、この超音波断層像データを、超音波画像処理装置 6 0 0 内の混合回路 6 5 0 と表示回路 6 6 0 のスイッチ 6 6 1 の入力端子 y とへ出力する。

30

【 0 1 8 8 】

本第 2 の実施形態では、第 1 の実施の形態の（ S - 4 - 6 ）で説明した腹腔動脈分岐を体内深部の特徴点に指定する処理の際、大動脈、腹腔動脈、総肝動脈、脾動脈が着色される。この様子を図 2 5 に示す。図 2 5 は超音波断層像の表示画面を示している。図 2 5 のハッチングされた部分が超音波観測装置 4 0 0 A により血流として着色された血管である。

その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 8 9 】

< 効果 >

本第 2 の実施形態では、C F M 回路 4 1 0 が血流を検出し、超音波観測装置 4 0 0 A が超音波断層像データの血流部分に着色データを重畳し、術者がキーボード 7 2 0 とマウス 7 1 0 とを用いて血管が着色された超音波断層像 7 0 2 上で腹腔動脈分岐の位置を入力し、3次元ガイド画像作成回路 6 3 0 が腹腔動脈分岐の位置を位置・配向データに基づき算出するよう構成したため、腹腔動脈分岐のような血管分岐を体内深部の特徴点として指定する際にはよりわかりやすく、正確に指定することができる。

40

【 0 1 9 0 】

また、第 1 の実施の形態では、超音波振動子を回転させる機械式ラジアル走査を採用しているため、フレキシブルシャフト 2 2 1 のねじれが生じる可能性がある。そして、フレキシブルシャフト 2 2 1 のねじれに起因して、ロータリーエンコーダ 2 3 2 の角度出力と実際の超音波振動子との間に角度ずれが生じる可能性があり、これが元になって超音波断

50

層像 702 と 3 次元ガイド画像 701 の 12 時方向が互いにずれる可能性がある。しかし、本第 2 の実施形態によれば、超音波内視鏡 200A として電子ラジアル走査を行う超音波内視鏡を採用し、超音波断層像 702 の 12 時方向は超音波観測装置 400A が 12 時方向としてどの超音波振動子を選択するかで決定する構成にしたため、この 12 時方向のずれが生じることを防ぐことができ、表示装置 700 の表示画面に表示される 3 次元ガイド画像 701 の超音波断層像マーカ 632 やその 12 時方向マーカと、超音波断層像との間で 12 時方向にずれが少なく、正確な 3 次元ガイド画像 701 を構築することができる。

【0191】

その他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

10

【0192】

<変形例>

本第 2 の実施形態では、超音波内視鏡 200A の可撓部 220A 先端において超音波振動子を短冊状に細かく切断し、可撓部 220A の周囲に環状のアレイとして配列させたが、超音波振動子アレイ 215 は 360° 全周に設けても、それより欠けても良い。例えば 270° や 180° のように可撓部 220A の周囲の一部に設けても良い。

その他の変形例は第 1 の実施の形態と同じである。

【0193】

以上述べた述べた本発明の超音波診断装置によれば、異種の画像データから超音波診断装置に予め記録された点と、この点に解剖学的に一致すると考えられる被検者の点とを解剖学的に正確に一致させることが可能となる。

20

【産業上の利用可能性】

【0194】

本発明は、超音波診断装置に広く応用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0195】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の構成を示す図。

【図 2】図 1 の位置検出プローブの構成を示す斜視図。

【図 3】図 1 の姿勢検出プレートの構成を示す斜視図。

【図 4】図 1 の参照画像記憶部の構成を説明する斜視図。

30

【図 5】ボクセル空間及びボクセルを示す図。

【図 6】原点 O を受信コイル上に、術者が被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸 O - x y z とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル）i、j、k を定義する場合の説明図。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態の超音波画像処理装置、キーボード、マウス、表示装置の作用を説明するフローチャート。

【図 8】図 7 における関心器官抽出処理の詳細を説明するフローチャート。

【図 9】参照画像記憶部における n 番の参照画像データに対応する参照画像が表示された状態を示す図。

【図 10】ボクセル空間へ書き出された抽出データを示す図。

40

【図 11】図 7 における参照点推定処理の詳細を説明するフローチャート。

【図 12】参照画像記憶部における m 番の参照画像データに対応する参照画像が表示された状態を示す図。

【図 13】図 7 における体腔表面特徴点指定処理の詳細を説明するフローチャート。

【図 14】光学像の表示画面を示す図。

【図 15】図 7 における体内深部特徴点指定処理の詳細を説明するフローチャート。

【図 16】超音波断層像の表示画面を示す図。

【図 17】超音波断層像の表示画面を示す図。

【図 18】図 7 における 3 次元ガイド画像作成・表示処理の詳細を説明するフローチャート。

50

【図 19】特徴点とラジアル走査面を示す図。

【図 20】参照点と超音波断層像マーカを示す図。

【図 21】超音波断層像マーカをに示す図。

【図 22】超音波断層像マーカと抽出データとが合成されたデータを示す図。

【図 23】超音波断層像と 3 次元ガイド画像とを並べて表示した表示例を示す図。

【図 24】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の構成を示す図。

【図 25】血流が検出された超音波断層像の表示画面を示す図。

【符号の説明】

【0196】

100, 100A ... 超音波診断装置

10

200, 200A ... 超音波内視鏡

214 ... 超音波振動子

215 ... 超音波振動子アレイ

400, 400A ... 超音波観測装置 (超音波断層像作成手段)

410 ... CFM 回路 (血流検出手段)

500 ... 位置配向算出装置 (検出手段)

520 ... 姿勢検出プレート

530 ... 位置検出プローブ (位置取得手段)

610 ... 参照画像記憶部 (参照画像データ保持手段)

630 ... 3 次元ガイド画像作成回路 (ガイド画像作成手段)

20

660 ... 表示回路

700 ... 表示装置

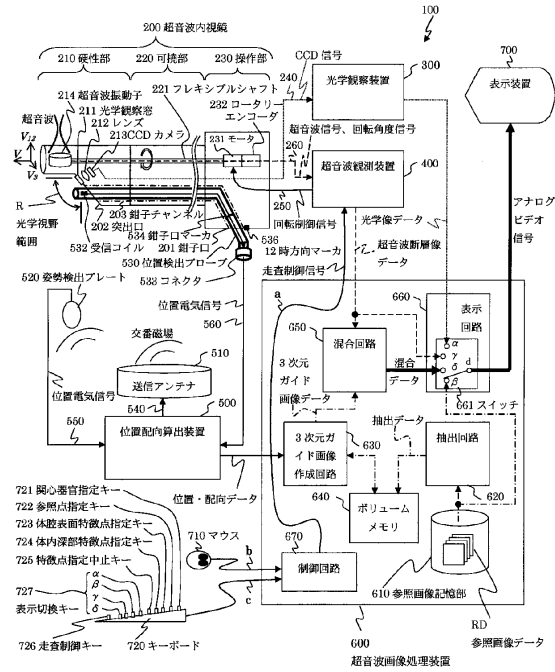
710 ... マウス (指定手段)

720 ... キーボード (指定手段)

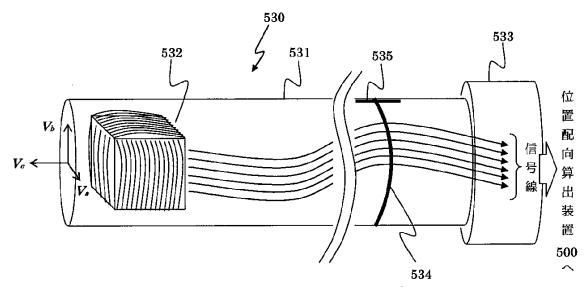
723 ... 体腔表面特徴点指定キー

724 ... 体内深部特徴点指定キー

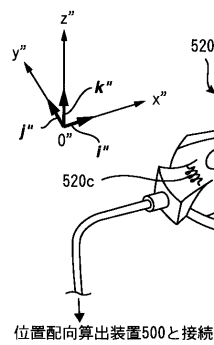
【図 1】



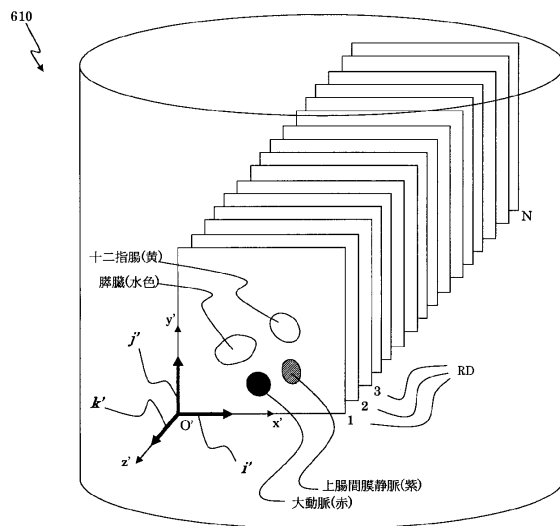
【図 2】



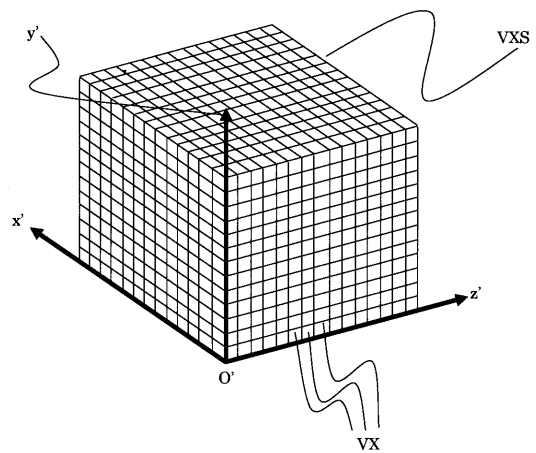
【図 3】



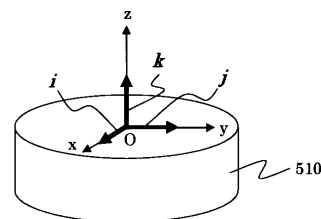
【図 4】



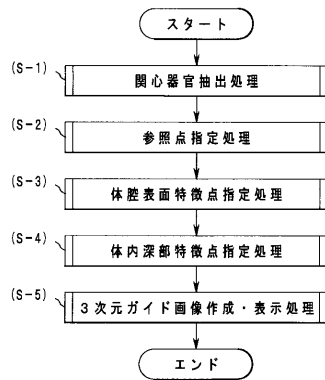
【図 5】



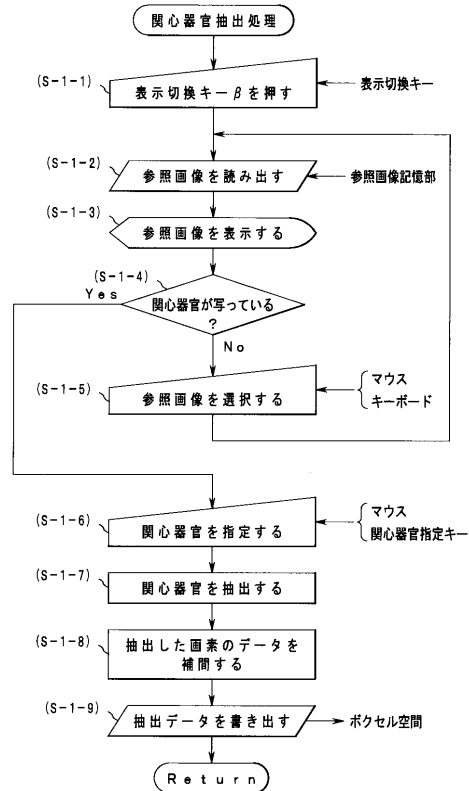
【図 6】



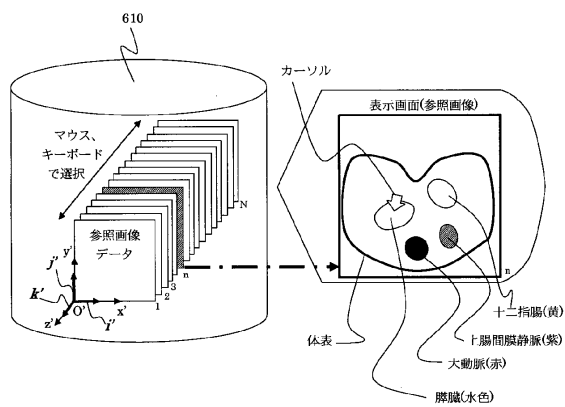
【図 7】



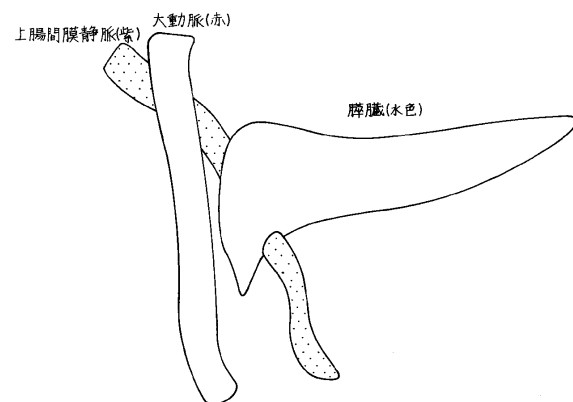
【図 8】



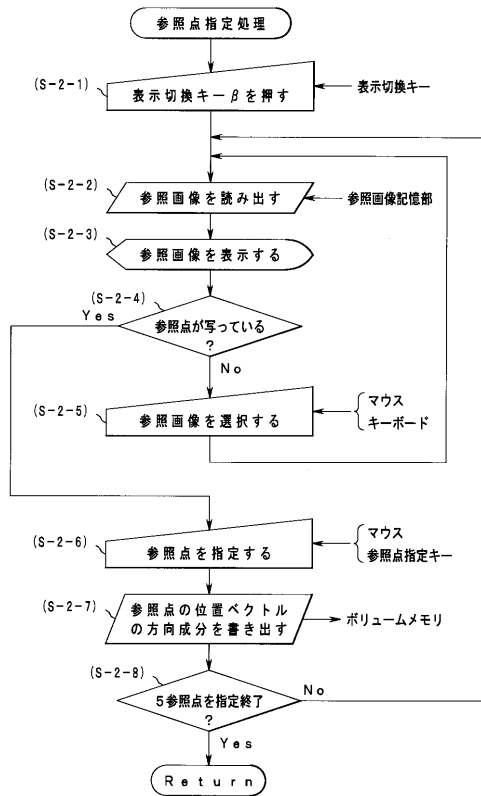
【図 9】



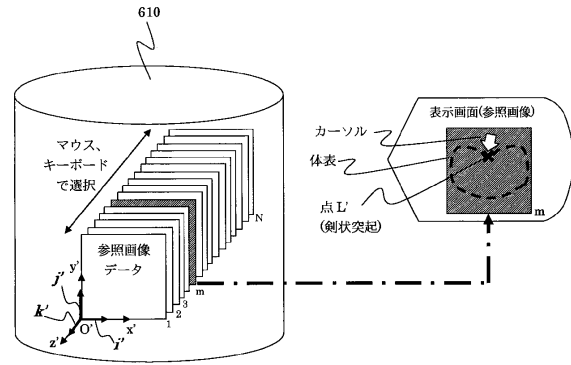
【図 10】



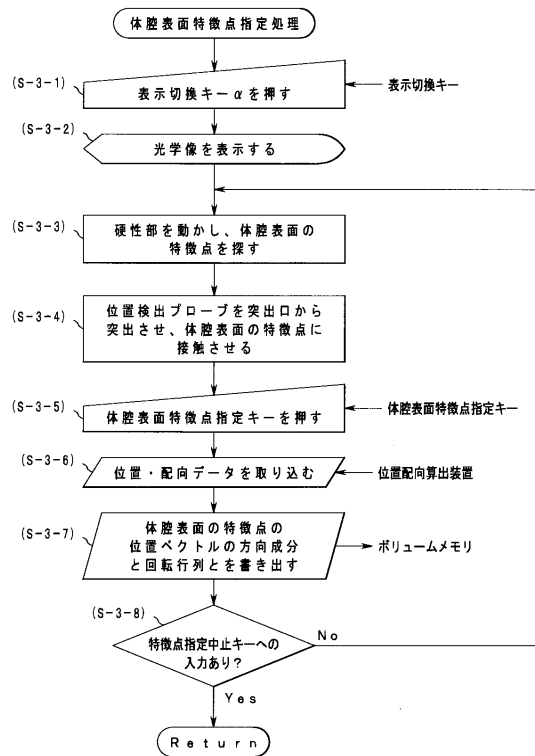
【図 1 1】



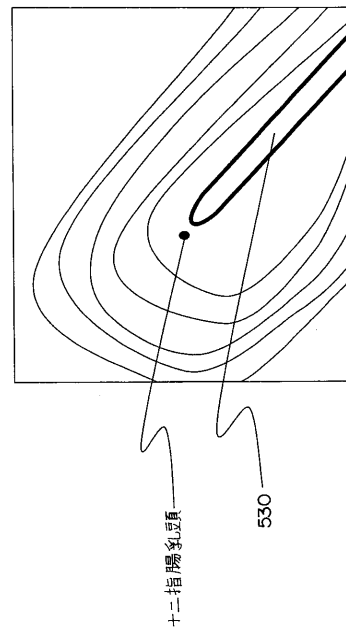
【図 1 2】



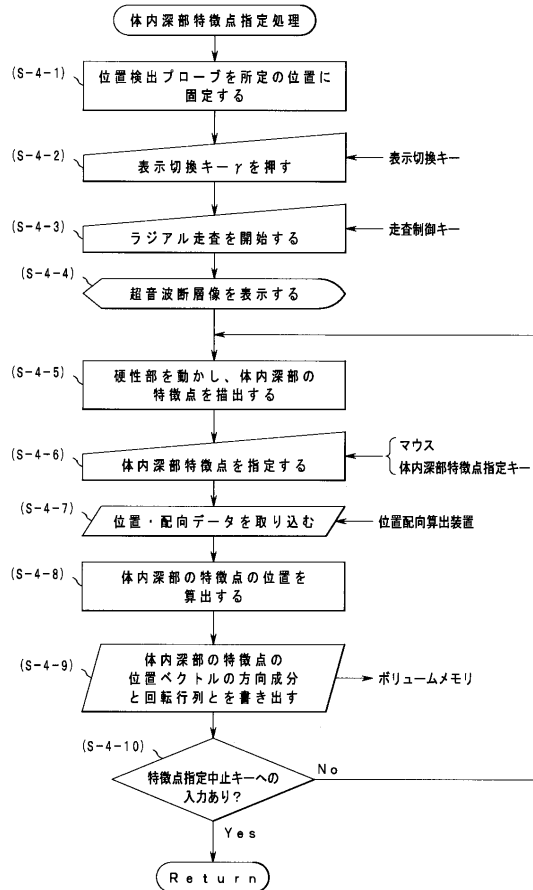
【図 1 3】



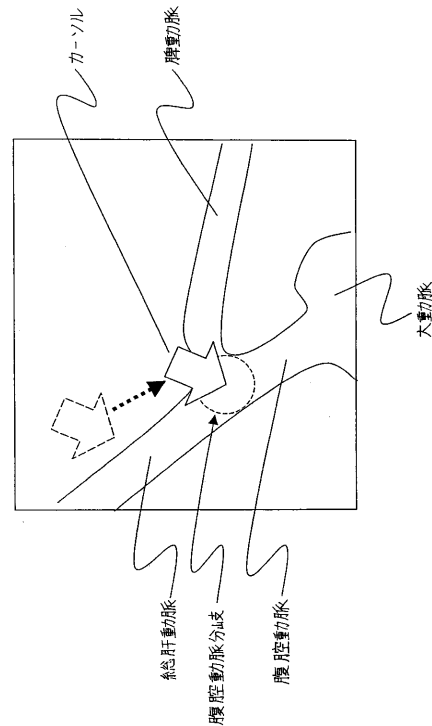
【図 1 4】



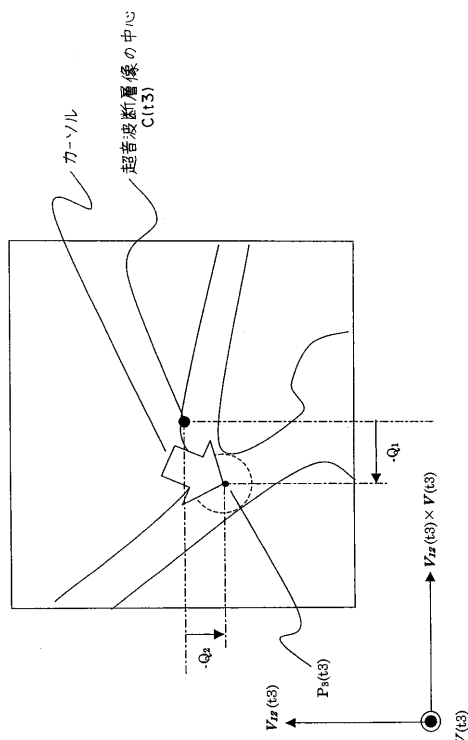
【図 15】



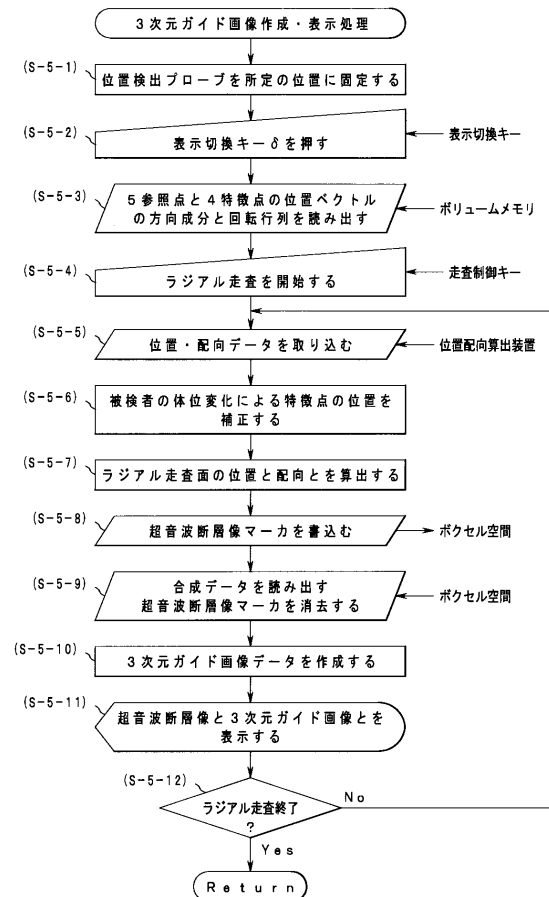
【図 16】



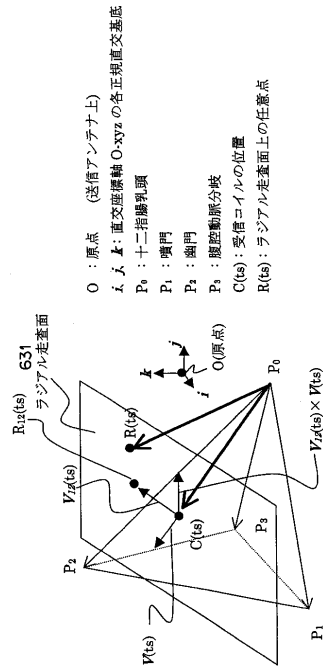
【図 17】



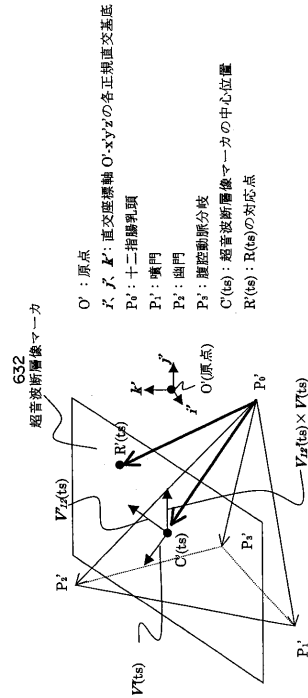
【図 18】



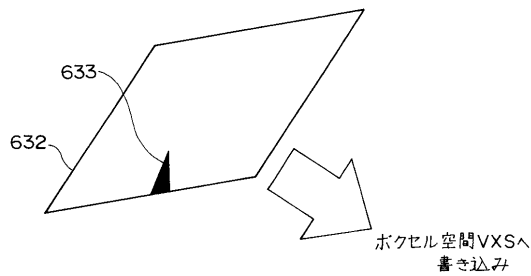
【図 19】



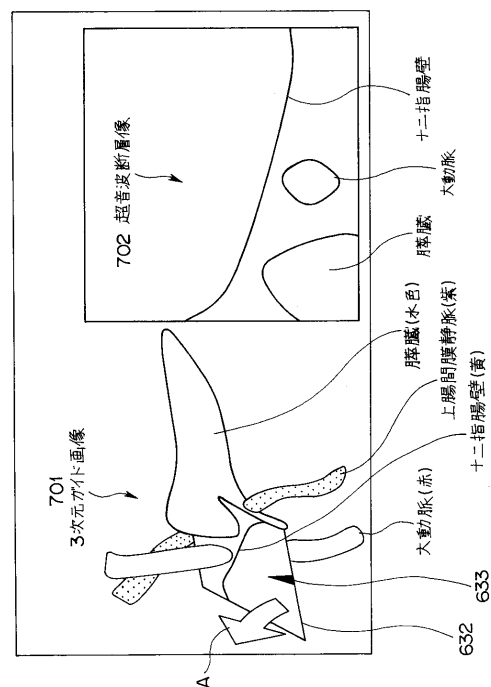
【図 20】



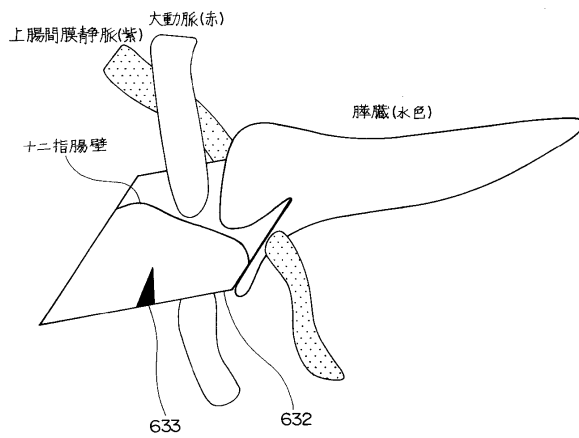
【図 21】



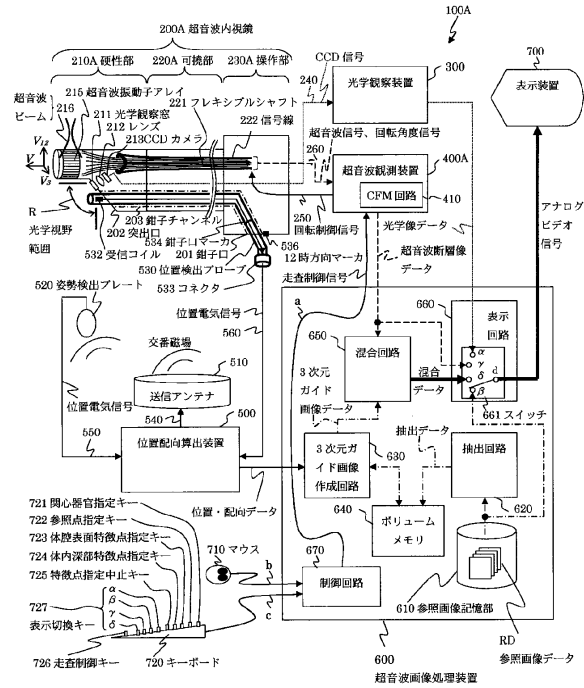
【図 23】



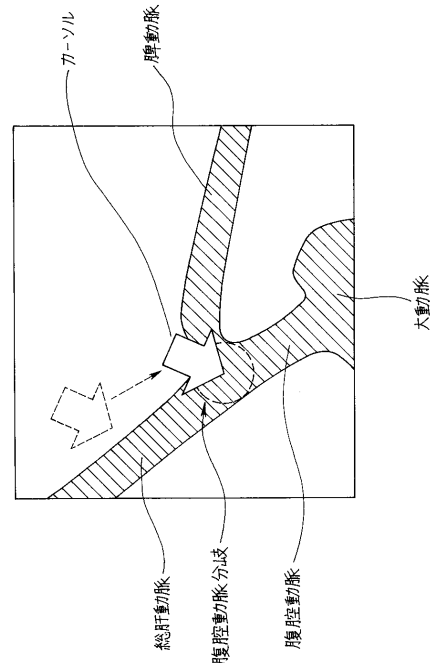
【図 22】



【図24】



【図25】



フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 4 9 4 8 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 2 1 4 8 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 6 3 1 0 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4700434B2	公开(公告)日	2011-06-15
申请号	JP2005225676	申请日	2005-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	川島知直 生熊聡一 小室雅彦		
发明人	川島 知直 生熊 聡一 小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC06 4C601/JC15 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2007037790A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在解剖学上精确地确定超声诊断设备上的预先记录的点来自异质图像数据，其中受试者的点应该在解剖学上符合该点。

ŽSOLUTION：该超声波诊断设备具有：超声波断层图像形成装置，通过在生物体内发送/接收的超声波信号形成超声波断层图像;检测装置检测超声波断层图像的位置或方向;规范是指指定生物体上的特征点;参考图像数据保持装置;引导图像形成装置将指定特征点的解剖位置与参考图像数据上的参考点进行比较，并基于检测到的位置或方向和参考结果形成引导超声波断层图像的解剖位置或取向的图像。指定装置指定超声波断层图像上的特征点，并且引导图像形成装置基于超声波断层图像上的指定特征点的位置和检测到的超声波的位置或取向来计算活体中的特征点的位置。X线断层。Ž