

(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2008-301969

(P2008-301969A)

(43) 公開日 平成20年12月18日(2008.12.18)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2007-150922 (P2007-150922)
(22) 出願日 平成19年6月6日(2007.6.6)(71) 出願人 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 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
(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

最終頁に続く

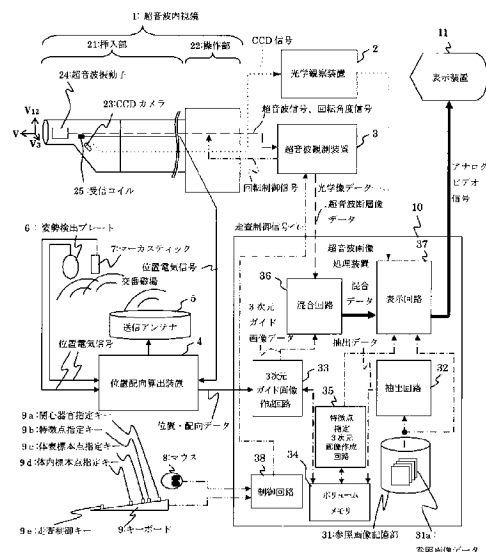
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】参照画像の特徴点を正確に指定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波信号から超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波画像の位置及び配向を示す位置情報を検出する位置配向算出装置4と、参照画像データを保持する参照画像記憶部31と、参照画像データから特徴点を指定するとともに特徴点に対応する被検体の標本点の位置を指定するキーボード9等と、検出された位置及び配向に基づき特徴点と標本点とを用いて超音波断層像の被検体における解剖学的なガイド画像を作成する3次元ガイド画像作成回路33と、を備える超音波診断装置において、参照画像データに基づき3次元画像を生成する特徴点指定3次元画像作成回路35をさらに設け、特徴点をこの3次元画像上において指定するようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送受して得られる超音波信号から超音波画像を生成して超音波断層像データとして出力する超音波断層像生成手段と、

前記超音波断層像の位置及び配向を示す位置情報を検出して位置情報データとして出力する位置検出手段と、

参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、

前記参照画像データから特徴点を指定する特徴点指定手段と、

前記特徴点に対応する被検体の標本点の位置を指定する標本点指定手段と、

前記位置検出手段により検出された位置と配向との少なくとも一方に基づき、前記特徴点と前記標本点とを用いて、前記超音波断層像の前記被検体における解剖学的なガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、

を備える超音波診断装置において、

前記参照画像データに基づき 3 次元画像を生成する画像処理手段をさらに備え、

前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上において前記特徴点を指定するように構成されたものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特徴点指定手段は、前記参照画像データから生体の特定の部位の画像部分を抽出する抽出手段を有しており、

前記画像処理手段は、前記抽出手段により抽出された部位の画像部分に基づき前記 3 次元画像を生成するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抽出手段は、前記生体の特定の部位の画像部分として該生体の骨格の画像部分を抽出するものであり、

前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上の骨格の画像部分に前記特徴点を指定するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記抽出手段は、前記生体の特定の部位の画像部分として該生体の血管の画像部分を抽出するものであり、

前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上の血管の画像部分に前記特徴点を指定するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記参照画像データは造影剤を用いて取得されたものであって、

前記抽出手段は、前記造影剤を用いて取得された参照画像データから前記生体の特定の部位の画像部分を抽出するものであり、

前記画像処理手段は、前記抽出手段により抽出された部位の画像部分に基づき 3 次元の造影画像を生成するものであり、

前記特徴点指定手段は、前記 3 次元の造影画像上において前記特徴点を指定するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記参照画像データは、X 線 CT 装置から得られた複数の断層像データであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記参照画像データは、MRI 装置から得られた複数の断層像データであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記参照画像データは、超音波診断装置から得られた複数の断層像データであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、生体に超音波を送波して生体組織からの反射波を受波するスキャンを行い、超音波画像を得る超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

生体内に超音波を送波し、生体組織からの反射波を受波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に観察するための医療用診断装置として普及している。術者は、超音波診断装置を用いる際に、予め生体内の各器官、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、現在観察している解剖学上の位置を推定して超音波画像を観察し、診断を行っている。このような診断を支援するために、超音波画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。

10

【 0 0 0 3 】

例えば特開 2 0 0 5 - 3 1 2 7 7 0 号公報に記載された超音波診断装置は、被検者の体内においてスキャンを行い該体内の 2 次元画像データを得るとともに該 2 次元画像データを得たスキャンの走査面の位置及び配向を検出し、該検出した位置及び配向と前記 2 次元画像データとをもとに前記体内の 2 次元超音波画像を生成し、人体の解剖学的な画像データとして予め記憶された解剖学的画像データをもとに、前記 2 次元超音波画像の解剖学的な位置及び配向に対応したガイド画像を生成する画像処理制御手段と、前記ガイド画像と前記 2 次元超音波画像とを含む各種画像を複数同時に表示出力する表示手段と、を備えている。

20

【 0 0 0 4 】

また、特開 2 0 0 6 - 1 4 9 4 8 1 号公報には、3 次元ガイド画像作成手段を備え、立体的な 3 次元ガイド画像を表示することにより、超音波断層像による観察位置をより分かり易く確認することができるようにした超音波診断装置が開示されている。

【 0 0 0 5 】

これら、特開 2 0 0 5 - 3 1 2 7 7 0 号公報及び特開 2 0 0 6 - 1 4 9 4 8 1 号公報に記載された超音波診断装置は、参照画像データとして、生体断面の解剖学的な画像データである複数のスライス画像データを記憶している。このスライス画像データは、スライス画像として表示装置に表示され、術者は、表示装置に表示されたスライス画像を確認しながら、特徴点を指定する構成になっている。そして、これらの超音波診断装置は、スライス画像上のこれらの特徴点に対して解剖学的に一致する点（以下、標本点）の位置を被検体上の体表上もしくは体腔内において指定するように構成されている。さらに、これらの超音波診断装置は、特徴点と標本点とを一致させることにより、ガイド画像として、2 次元超音波画像の解剖学的な位置及び配向に対応したガイド画像や、立体的な 3 次元ガイド画像を生成するように構成されている。

30

【 特許文献 1 】特開 2 0 0 5 - 3 1 2 7 7 0 号公報

【 特許文献 2 】特開 2 0 0 6 - 1 4 9 4 8 1 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

40

【 0 0 0 6 】

ところで、これら特徴点、標本点は、一般に、術者が指定し易いような解剖学的に特徴のある箇所が用いられることが多い。何故ならば、術者に依ることなく同じ箇所を客観的に標本点として指定することができるためである。例えば、体表上の場合には術者が触診で指定し易い骨格上の突起などが、また体内の場合には血管の分岐などが、客観的な特徴を有しているために標本点に用いられ易い。

【 0 0 0 7 】

しかし、2 次元の断層像であるスライス画像上において、解剖学的に特徴的な部位を示す点である特徴点を正確に指定することは難しい作業である。例えば、骨格上の突起をスライス画像上で特定して正確に指定することが難しいのは自明である。特に突起がどちら

50

の方向に向いているのかが正確にわからないような場合には、一層に難しい。また、血管の分岐もスライス画像上で特定して正確に指定することが難しいのは自明である。このように、特徴点をスライス画像上で正確に指定するには難しい場合があるために、参照画像データ上の特徴点と被検体上の標本点とが正確に一致しないことがある。

【 0 0 0 8 】

そして、このような特徴点と標本点との不一致が生じると、参照画像データから構築されるガイド画像と超音波断層像との間における位置や配向の乖離が大きくなり、どこを観察しているのかが分からなくなることがあるという課題があった。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、特徴点を正確に指定することができ、ガイド画像と超音波断層像との位置と配向との一致精度を向上す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している。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の目的を達成するために、第 1 の発明による超音波診断装置は、被検体に超音波を送受して得られる超音波信号から超音波画像を生成して超音波断層像データとして出力する超音波断層像生成手段と、前記超音波断層像の位置及び配向を示す位置情報を検出して位置情報データとして出力する位置検出手段と、参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、前記参照画像データから特徴点を指定する特徴点指定手段と、前記特徴点に対応する被検体の標本点の位置を指定する標本点指定手段と、前記位置検出手段により検出された位置と配向との少なくとも一方に基づき前記特徴点と前記標本点とを用いて前記超音波断層像の前記被検体における解剖学的なガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、を備える超音波診断装置において、前記参照画像データに基づき 3 次元画像を生成する画像処理手段をさらに備え、前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上において前記特徴点を指定するように構成されたものである。

【 0 0 1 1 】

また、第 2 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 の発明による超音波診断装置において、前記特徴点指定手段が、前記参照画像データから生体の特定の部位の画像部分を抽出する抽出手段を有しており、前記画像処理手段は、前記抽出手段により抽出された部位の画像部分に基づき前記 3 次元画像を生成するものである。

【 0 0 1 2 】

さらに、第 3 の発明による超音波診断装置は、上記第 2 の発明による超音波診断装置において、前記抽出手段が、前記生体の特定の部位の画像部分として該生体の骨格の画像部分を抽出するものであり、前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上の骨格の画像部分に前記特徴点を指定するものである。

【 0 0 1 3 】

第 4 の発明による超音波診断装置は、上記第 2 の発明による超音波診断装置において、前記抽出手段が、前記生体の特定の部位の画像部分として該生体の血管の画像部分を抽出するものであり、前記特徴点指定手段は、前記 3 次元画像上の血管の画像部分に前記特徴点を指定するものである。

【 0 0 1 4 】

第 5 の発明による超音波診断装置は、上記第 2 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データが造影剤を用いて取得されたものであって、前記抽出手段は、前記造影剤を用いて取得された参照画像データから前記生体の特定の部位の画像部分を抽出するものであり、前記画像処理手段は、前記抽出手段により抽出された部位の画像部分に基づき 3 次元の造影画像を生成するものであり、前記特徴点指定手段は、前記 3 次元の造影画像上において前記特徴点を指定するものである。

【 0 0 1 5 】

第 6 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 5 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データが、X 線 CT 装置から得られた複数の断層像データである。

【 0 0 1 6 】

第 7 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 5 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データが、MRI 装置から得られた複数の断層像データである。

【 0 0 1 7 】

第 8 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 5 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データが、超音波診断装置から得られた複数の断層像データである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明の超音波診断装置によれば、特徴点を正確に指定することができ、ガイド画像と超音波断層像との位置と配向との一致精度を向上することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 0 】

[第 1 の実施の形態]

図 1 から図 1 4 は本発明の第 1 の実施の形態を示したものであり、図 1 は超音波診断装置のシステム全体の構成を示すブロック図である。なお、この図 1 やその他の図面、あるいは以下の説明において、超音波内視鏡及び超音波診断装置に必要な一般的な構成の内の本発明に関連しない部分については、図示や説明を適宜省略する。

【 0 0 2 1 】

< 構成 >

この超音波診断装置は、超音波内視鏡 1 と、光学観察装置 2 と、超音波断層像生成手段たる超音波観測装置 3 と、位置検出手段たる位置配向算出装置 4 と、位置検出手段たる送信アンテナ 5 と、標本点指定手段たる姿勢検出プレート 6 と、標本点指定手段たるマーカスティック 7 と、特徴点指定手段たるマウス 8 と、キーボード 9 と、超音波画像処理装置 1 0 と、表示装置 1 1 と、を備えている。

【 0 0 2 2 】

超音波内視鏡 1 は、体腔内に挿入するための細長の挿入部 2 1 と、超音波内視鏡 1 を把持して操作を行うための操作部 2 2 と、各機器に接続するための図示しない接続コネクタと、を備えている。この超音波内視鏡 1 の挿入部 2 1 の先端部には、超音波振動子 2 4 が設けられており、この超音波振動子 2 4 は、超音波観測装置 3 に電氣的に接続されている。挿入部 2 1 の先端部におけるこの超音波振動子 2 4 の近傍には、位置検出手段であり標本点指定手段を兼ねた受信コイル 2 5 が設けられており、この受信コイル 2 5 は、位置配向算出装置 4 に電氣的に接続されている。さらに、挿入部 2 1 の先端部には、光学的な被検体像を撮像するための撮像装置として例えば CCD カメラ 2 3 が設けられており、この CCD カメラ 2 3 は、光学観察装置 2 に電氣的に接続されている。

【 0 0 2 3 】

位置配向算出装置 4 には、上述した超音波内視鏡 1 の他に、標本点指定手段である姿勢検出プレート 6 と、標本点指定手段であるマーカスティック 7 と、磁場を発生する送信アンテナ 5 と、が接続されている。

【 0 0 2 4 】

送信アンテナ 5 は、巻線軸の配向が互いに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収納して構成されたものである。この送信アンテナ 5 内に収納された複数の送信コイルは、位置配向算出装置 4 にそれぞれ電氣的に接続されている。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、超音波内視鏡 1 の挿入部 2 1 の先端部に配設された受信コイル 2 5 の様子を示す図である。この図 2 は、受信コイル 2 5 の構造と方向単位ベクトルとを説明するための図であるために、超音波内視鏡 1 を構成するその他の要素については図示を省略している。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

超音波内視鏡 1 の挿入部 2 1 の先端部の内部には、受信コイル 2 5 が固定されている。この受信コイル 2 5 は、互いに直交する 3 つの方向単位ベクトル V_a , V_b , V_c を巻線軸とする 3 個のコイルを一体にした構成のものとなっている。これら 3 個のコイルは、それぞれ両極から信号線を各延出しており、つまり 1 個のコイルに対して 2 本の信号線が延出されていることになるために、受信コイル 2 5 からは合計 6 本の信号線が延出されている。従って、図示しないコネクタには、これら 6 本の信号線に各対応する 6 個の電極が設けられている。これら 6 個の電極は、図示しないケーブルを介して、位置配向算出装置 4 と接続されている。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、姿勢検出プレート 6 の構成を示す斜視図である。

【 0 0 2 8 】

姿勢検出プレート 6 は、巻線軸が単軸のコイルからなる 3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c をプレート筐体 6 d に内蔵している。ここで、姿勢検出プレート 6 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 （表記上の理由から、明細書中においては、ベクトルおよび行列を、肉太文字を用いて表す代わりに、通常 of 文字を用いることにする。以下同様。）とを図 3 に示すように定義する。これら 3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の内、2 個のプレートコイル 6 a , 6 b は巻線軸が i の方向を向くように、1 個のプレートコイル 6 c は巻線軸が j の方向を向くように、姿勢検出プレート 6 に対してそれぞれ固定されている。ここで、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L を 3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の重心に定義することにする。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、マーカスティック 7 の構成を示す斜視図である。

【 0 0 3 0 】

マーカスティック 7 は、巻線軸が単軸のコイルからなるマーカコイル 7 a を 1 個内蔵している。このマーカコイル 7 a は、巻線軸がマーカスティック 7 の長軸方向を向くように該マーカスティック 7 に対して固定されている。ここで、マーカスティック 7 の基準位置 M をマーカスティック 7 の先端に定義することにする。

【 0 0 3 1 】

図 1 の説明に戻って、光学観察装置 2 と超音波観測装置 3 と位置配向算出装置 4 とは、超音波画像処理装置 1 0 にそれぞれ接続されていて、超音波画像処理装置 1 0 はさらに表示装置 1 1 に接続されている。

【 0 0 3 2 】

超音波画像処理装置 1 0 は、参照画像データ保持手段である参照画像記憶部 3 1 と、特徴点指定手段であり抽出手段たる抽出回路 3 2 と、ガイド画像作成手段である 3 次元ガイド画像作成回路 3 3 と、ポリウムメモリ 3 4 と、特徴点を指定するための特徴点指定 3 次元画像を作成する画像処理手段である特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 と、混合回路 3 6 と、表示回路 3 7 と、制御回路 3 8 と、を有して構成されている。

【 0 0 3 3 】

制御回路 3 8 は、超音波画像処理装置 1 0 内の各部や各回路に指令を出力することができるよう、各部や各回路と図示しない信号線を介して接続されている。また、制御回路 3 8 は、超音波観測装置 3、マウス 8、及びキーボード 9 と、それぞれ制御線を介して直接に接続されている。

【 0 0 3 4 】

参照画像記憶部 3 1 は、大容量のデータを保存することができるハードディスクドライブ等の記録媒体として構成されている。この参照画像記憶部 3 1 は、解剖学的な画像情報として、複数の参照画像データ 3 1 a を記憶している。図 5 は参照画像記憶部 3 1 に記憶されている参照画像データ 3 1 a の様子を模式的に示す図である。この図 5 に示すように、参照画像データ 3 1 a は、例えば人体を 1 mm ピッチで平行にスライスする方向に撮影

10

20

30

40

50

された一辺 60 cm の正方形の写真データを、さらに画素毎に器官別に分類した後に、分類毎に色分けして属性を変えて得た画像データである。ここで、写真データの一辺を 60 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であるためである。図 5 に示す参照画像記憶部 31 内の参照画像データ 31a 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 31a 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' とを、図 5 に示すように、参照画像データ 31a 上に定義する。ここに、直交座標軸 $O'-x'y'z'$ の原点 O' は、1 番の参照画像データ 31a の最も左下（左下角）に定義する。また、 x' 軸は 1 番の参照画像データ 31a の下辺に定義し、 y' 軸は 1 番の参照画像データ 31a の左辺に定義し、 z' 軸は参照画像データ 31a の厚み方向に定義する。

10

【0035】

ボリュームメモリ 34 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。このボリュームメモリ 34 の一部の記憶領域には、ボクセル空間が割り当てられている。図 6 は、ボクセル空間の様子を模式的に示す図である。この図 6 に示すように、ボクセル空間は、直交座標軸 $O'-x'y'z'$ に対応したアドレスをもつメモリセル（以下、ボクセル）から構成されている。

【0036】

キーボード 9 は、操作を行うための入力キーとして、特徴点指定手段たる関心器官指定キー 9a と、特徴点指定手段たる特徴点指定キー 9b と、標本点指定手段たる体表標本点指定キー 9c と、標本点指定手段たる体内標本点指定キー 9d と、走査制御キー 9e と、を備えている。

20

【0037】

< 作用 >

次に、このような超音波診断装置の作用について説明する。

【0038】

超音波観測装置 3 を操作することにより、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 の先端部に設けられた超音波振動子 24 によって超音波を送受する走査を行う。ここに、超音波の走査方法としては種々の方法があるが、例えば超音波内視鏡 1 の挿入方向に垂直な平面内を放射状に走査するラジアル走査が一般的な走査方法として知られている。

30

【0039】

超音波内視鏡 1 は、ラジアル走査を行うことによって受波したエコーを電気信号（以下、エコー信号）に変換して、超音波観測装置 3 に送信する。

【0040】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 1 から受信したエコー信号に、包絡線検波、対数増幅、A/D 変換、そして極座標系から直交座標系への変換等の処理を行い、一回のラジアル走査に対して一枚の超音波断層像データを作成する。なお、超音波断層像データの作成に関する詳細は公知であるために、ここでは説明を省略する。

【0041】

位置配向算出装置 4 は、送信アンテナ 5 の図示しない送信コイルを時分割で複数回励磁する。これにより送信アンテナ 5 は、受信コイル 25 を構成する巻線軸の異なる 3 個のコイルと、姿勢検出プレート 6 の 3 個のプレートコイル 6a, 6b, 6c と、マーカスティック 7 のマーカコイル 7a と、の分の計 7 回に分けて、空間に交番磁場を張る。

40

【0042】

受信コイル 25 に設けられた巻線軸が互いに直交する 3 個のコイルと、姿勢検出プレート 6 に設けられた 3 個のプレートコイル 6a, 6b, 6c と、マーカスティック 7 に設けられたマーカコイル 7a とは、送信アンテナ 5 から発生された交番磁場をそれぞれ検出して、検出した磁場を位置電気信号に変換し位置配向算出装置 4 へ出力する。

【0043】

位置配向算出装置 4 は、時分割に入力される各位置電気信号を基にして、受信コイル 2

50

5 の 3 個のコイルの位置と巻線軸の方向とを算出し、これらの算出値に基づいて受信コイル 25 の位置と配向とを算出する。ここで算出される受信コイル 25 の位置と配向とについては、後で詳細に説明する。

【 0 0 4 4 】

位置配向算出装置 4 は、時分割に入力される各位置電気信号を基にして、姿勢検出プレート 6 の 3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c 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 4 は、3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の位置の算出値から、3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の重心、すなわち姿勢検出プレート 6 の基準位置 L を算出する。さらに、位置配向算出装置 4 は、3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の巻線軸の方向の算出値から姿勢検出プレート 6 の配向を算出する。ここで算出される姿勢検出プレート 6 の基準位置 L と配向については、後で詳細に説明する。

10

【 0 0 4 5 】

位置配向算出装置 4 は、入力される各位置電気信号を基にして、マーカスティック 7 のマーカコイル 7 a の位置と巻線軸の方向とを算出する。マーカコイル 7 a とマーカスティック 7 先端との距離は予め設計値として決められており、位置配向算出装置 4 に記憶されている。そして、位置配向算出装置 4 は、算出したマーカコイル 7 a の位置および巻線軸の方向と、予め設計値として決められた前記距離とから、マーカコイル 7 a の基準位置 M を算出する。ここで算出されるマーカコイル 7 a の基準位置 M については、後で詳細に説明する。

【 0 0 4 6 】

位置配向算出装置 4 は、上述したように算出した、受信コイル 25 の位置及び配向と、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L 及び配向と、マーカコイル 7 a の基準位置 M と、を位置・配向データとして超音波画像処理装置 10 の 3 次元ガイド画像作成回路 33 へ出力する。

20

【 0 0 4 7 】

ここで、本実施の形態においては、原点 O を送信アンテナ 5 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 -xyz とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i , j , k とを図 7 に示すように定義する。ここに、図 7 は送信アンテナ 5 上に定義された直交座標軸 O -xyz とその正規直交基底とを示す図である。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説明するように定義する。ここで、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 25、姿勢検出プレート 6、マーカスティック 7 は、時間の経過と共に空間上を動き、その位置と配向の内容も時間 t により変化するためである。

30

【 0 0 4 8 】

位置・配向データの内容は、以下の通りである。

- ・受信コイル 25 の位置 $C(t)$ の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 O -xyz における各方向成分
- ・受信コイル 25 の第 1 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $Vc(t)$ の直交座標軸 O -xyz における各方向成分
- ・受信コイル 25 の第 2 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $Vb(t)$ の直交座標軸 O -xyz における各方向成分
- ・姿勢検出プレート 6 の基準位置 L (t) 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
- ・姿勢検出プレート 6 の配向を示す 3×3 (3 行 3 列) の回転行列 $T(t)$
- ・マーカスティック 7 の基準位置 M (t) の位置ベクトル $OM(t)$ の直交座標軸 O -xyz における各方向成分

40

【 0 0 4 9 】

なお、位置配向算出装置 4 は、ベクトル $Vc(t)$ の長さやベクトル $Vb(t)$ の長さを予め単位長に規格化してから（単位ベクトルにしてから）出力するようになっている。

【 0 0 5 0 】

50

また、回転行列 $T(t)$ は、図 7 に示す直交座標軸 O -xyz に対する姿勢検出プレート 6 の配向を示す行列である。この 3×3 の回転行列 $T(t)$ の (m, n) 成分 $t_{mn}(t)$ は、厳密には以下の数式 1 ~ 数式 3 に基づき定義される。なお、数式 2 に現れるベクトル i'' , j'' , k'' は、図 3 に示すように、姿勢検出プレート 6 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。また、原点 O'' は姿勢検出プレート 6 との位置関係が固定されていればどこに取っても構わないが、本実施の形態においては姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t)$ に取っている。ただし、図 3 においては、図示の都合上、わかり易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'' とを、姿勢検出プレート 6 とは離して図示している。数式 3 およびそれ以降の数式における記号「 $\cdot$ 」は、内積を意味している。

10

[数式 1]

$$\mathbf{e}_n = \begin{cases} \mathbf{i} & (n=1) \\ \mathbf{j} & (n=2) \\ \mathbf{k} & (n=3) \end{cases}$$

[数式 2]

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

20

[数式 3]

$$t_{mn}(t) = \mathbf{e}''_m \cdot \mathbf{e}_n$$

【 0 0 5 1 】

30

これら数式 1 ~ 数式 3 に示したように回転行列 $T(t)$ を定義すると、次の数式 4 が成り立つ。

[数式 4]

$$(\mathbf{i} \ \mathbf{j} \ \mathbf{k}) = (\mathbf{i}'' \ \mathbf{j}'' \ \mathbf{k}'')T(t)$$

【 0 0 5 2 】

また、一般に、回転行列 $T(t)$ は、所謂オイラー角 θ , φ , ψ を用いて、 z 軸の周りの角度 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 -xyz に対して施したときに、姿勢検出プレート 6 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（ただし、完全に一致するのは原点 O と原点 O'' が同一点となるときのことであり、空間の並進についてはここでは考えていない）ことを想定した行列であり、次の数式 5 によっても表現される。なお、被検者は時間とともに体位を変えるために、オイラー角 θ , φ , ψ は何れも時間 t の関数である。

40

[数式 5]

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

【 0 0 5 3 】

混合回路 3 6 は、超音波観測装置 3 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 3 3 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。

10

【 0 0 5 4 】

表示回路 3 7 は、この混合データまたは光学観察装置 2 からの光学像データまたは特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 からの特徴点指定 3 次元画像データをアナログビデオ信号に変換して、何れかの画像データのアナログビデオ信号を表示装置 1 1 に出力する。

【 0 0 5 5 】

表示装置 1 1 は、このアナログビデオ信号を基に表示を行うものであり、例えばモニタ等で構成されている。

【 0 0 5 6 】

超音波画像処理装置 1 0 内の参照画像記憶部 3 1、抽出回路 3 2、3 次元ガイド画像作成回路 3 3、特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5、混合回路 3 6、および表示回路 3 7 は、制御回路 3 8 からの指令に基づき制御されるようになっている。

20

【 0 0 5 7 】

次に、超音波内視鏡 1 を操作する際に 3 次元ガイド画像によるガイドを受けるためには、被検体と 3 次元ガイド画像との位置合わせを行う必要がある。この位置合わせは、3 次元ガイド画像を構成する元となる参照画像データ 3 1 a に特徴点を指定し、被検体に対してこの特徴点に解剖学的に対応する標本点を指定して、3 次元ガイド画像上の点と被検体上の点とを対応付けられるようにすることにより行われる。

【 0 0 5 8 】

まず、前者の特徴点を指定するのに先立って、術者は、特徴点を指定する器官を選択する。この選択は、以下のように行われる。

30

【 0 0 5 9 】

制御回路 3 8 は、表示回路 3 7 に参照画像記憶部 3 1 から参照画像データ 3 1 a を読み出させる。表示回路 3 7 は、参照画像データ 3 1 a をアナログビデオ信号に変換して、参照画像を表示装置 1 1 に出力する。これにより表示装置 1 1 は、参照画像を表示する。

【 0 0 6 0 】

術者は、表示装置 1 1 の表示画面上において、参照画像に特徴点を指定しようとしている器官（特徴点指定器官）が表示されているか否かを確認する。

【 0 0 6 1 】

ここで、特徴点指定器官が表示されていない場合には、術者は、次の参照画像データ 3 1 a を選択するようにキーボード 9 あるいはマウス 8 を用いて指示を行う。このような術者の操作によって、制御回路 3 8 は、1 番目から N 番目の参照画像データ 3 1 a を、順次に表示装置 1 1 に表示させる。

40

【 0 0 6 2 】

また、表示装置 1 1 の表示画面上に特徴点指定器官が表示されている場合には、術者は、その特徴点指定器官を表示画面上で指定する。この様子を図 8 に示す。図 8 は、参照画像記憶部 3 1 から参照画像データ 3 1 a を読み出して、表示装置 1 1 に表示し、マウスカーソル 1 1 b を用いて特徴点指定器官を選択するときの様子を示す図である。この図 8 に示す例では、表示装置 1 1 の表示画面 1 1 a に、n 番目の参照画像データ 3 1 a に対応する参照画像が表示されている。参照画像は、体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさで、かつ画素毎に器官別に色分けされて、表示画面 1 1 a 上に表示される。

50

【 0 0 6 3 】

術者は、特徴点を指定する器官の上にマウスカーソル 1 1 b を移動させて、関心器官指定キー 9 a を押し、関心器官としての特徴点指定器官を選択する。そして術者は、対象となる全ての特徴点指定器官を選択するまで、上述したような操作を繰り返して行う。

【 0 0 6 4 】

こうして、特徴点指定器官が選択されたら、次に、特徴点指定 3 次元画像を作成して表示する処理を以下のように行う。

【 0 0 6 5 】

抽出回路 3 2 は、1 番から N 番までの全ての参照画像データ 3 1 a から、指定された特徴点指定器官に対応する画素を抽出する。例えば、特徴点指定器官として骨格を指定した場合には、全ての参照画像データ 3 1 a から骨格を示す画素が抽出されることになる。

10

【 0 0 6 6 】

その後、抽出回路 3 2 は、ボクセル空間の全てのボクセルにデータを割り当てるように、参照画像データ 3 1 a 毎に抽出されたデータの補間を行う。この補間されたデータをまとめて、抽出データとする。

【 0 0 6 7 】

そして、抽出回路 3 2 は、抽出データをボリュームメモリ 3 4 内のボクセル空間へ書き出す。この際に、抽出回路 3 2 は、抽出データを各々の画素の直交座標 $O' - x'y'z'$ 上の座標に対応したアドレスを持つボクセル空間のボクセルへ書き出す。ここで、抽出回路 3 2 は、特徴点指定器官として抽出した画素に対応するボクセルにはその画素に応じた着色となる色データ（色を指定し得るデータであり、例えばカラーコード等。）を、また、特徴点指定器官として抽出した画素の間に相当するボクセルにはその画素を補間する際に得られた色データを、それ以外のボクセルには 0（透明）を、それぞれ割り当てる。こうして抽出回路 3 2 は、ボリューム空間の全てのボクセルにデータを割り当てて、稠密なデータを構築する。

20

【 0 0 6 8 】

特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 は、ボリュームメモリ 3 4 内のボクセル空間からデータを読み出す。そして、特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 は、読み出したデータを基に、陰影消去、陰影付加、視線変換に伴う座標変換等の公知の 3 次元画像処理を行い、特徴点指定 3 次元画像データを作成する。作成された特徴点指定 3 次元画像データは、特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 から表示回路 3 7 へ転送される。

30

【 0 0 6 9 】

表示回路 3 7 は、この特徴点指定 3 次元画像データをアナログビデオ信号に変換して、表示装置 1 1 に出力する。

【 0 0 7 0 】

このようにして特徴点指定 3 次元画像が表示装置 1 1 に表示されたら、この特徴点指定 3 次元画像上において、特徴点の指定を行う。ここでは、特徴点指定器官として骨格を選択し、特徴点を上前腸骨棘とした場合の特徴点指定方法を説明する。

【 0 0 7 1 】

図 9 は、表示装置 1 1 の表示画面 1 1 a に特徴点指定 3 次元画像が表示され、マウスカーソル 1 1 b を用いて特徴点を指定するときの様子を示す図である。

40

【 0 0 7 2 】

図 9 に示す例では、表示装置 1 1 に特徴点指定 3 次元画像が表示されている。ただし、必要に応じて、光学観察装置 2 からの光学像や、混合データに含まれる超音波観測装置 3 からの超音波断層像の表示に切り替えるようにしても良い。

【 0 0 7 3 】

特徴点指定 3 次元画像として表示されている特徴点指定器官である骨格は、術者がキーボード 9 やマウス 8 を操作することにより、自由に回転、拡大、縮小することができるようになっている。従って、上前腸骨棘がどの方向を向いているとしても、術者は上前腸骨棘を正確に指定することが可能である。ここに、上前腸骨棘は、下方大腿骨に由来する湾

50

曲と上方から来る湾曲との骨盤上における頂点である。

【 0 0 7 4 】

術者は、マウス 8 等を用いて、特徴点指定 3 次元画像上の上前腸骨棘にマウスカーソル 1 1 b を合わせる。上前腸骨棘にマウスカーソル 1 1 b が合ったところで、術者は、キーボード 9 の特徴点指定キー 9 b を押して、特徴点指定 3 次元画像上の上前腸骨棘を指定する。内視鏡検査では、被検者を左側臥位（左側を下にした体位）にすることが多いために、例えば、右骨盤の上前腸骨棘を指定する。

【 0 0 7 5 】

同様にして、全部で 4 つの特徴点を指定する。他の特徴点としては、例えば特徴点指定器官を骨格として、特徴点を剣状突起に指定することが挙げられる。また、例えば特徴点指定器官を十二指腸等の消化器官に指定して、特徴点を幽門と十二指腸乳頭とに指定することが挙げられる。

【 0 0 7 6 】

このようにして術者が指定した特徴点を、特徴点 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' とする。本実施の形態においては、説明の都合上、特徴点 P_0' が剣状突起、 P_1' が上前腸骨棘、 P_2' が幽門、 P_3' が十二指腸乳頭であるものとする。

【 0 0 7 7 】

抽出回路 3 2 は、特徴点が指定されるたびに、各々の特徴点毎に、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 $x_{P_0'}$ 、 $y_{P_0'}$ 、 $z_{P_0'}$ 、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 $x_{P_1'}$ 、 $y_{P_1'}$ 、 $z_{P_1'}$ 、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 $x_{P_2'}$ 、 $y_{P_2'}$ 、 $z_{P_2'}$ 、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 $x_{P_3'}$ 、 $y_{P_3'}$ 、 $z_{P_3'}$ をボリュームメモリ 3 4 に書き出す。各参照画像データ 3 1 a は、上述したように一辺 6 0 c m の正方形であって一定の大きさであり、かつ一定の 1 m m ピッチで平行であるために、抽出回路 3 2 は各方向成分を演算することができる。

【 0 0 7 8 】

直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を上述した通りに定義することができたために、以下の数式 6 ~ 数式 9 が成り立つ。

[数式 6]

$$O'P_0' = x_{P_0'}i' + y_{P_0'}j' + z_{P_0'}k'$$

[数式 7]

$$O'P_1' = x_{P_1'}i' + y_{P_1'}j' + z_{P_1'}k'$$

[数式 8]

$$O'P_2' = x_{P_2'}i' + y_{P_2'}j' + z_{P_2'}k'$$

[数式 9]

$$O'P_3' = x_{P_3'}i' + y_{P_3'}j' + z_{P_3'}k'$$

【 0 0 7 9 】

このようにして参照画像に係る特徴点が指定されたら、次に、被検者の標本点の位置を指定する処理を、以下に説明するように行う。

【 0 0 8 0 】

ここに、以下に説明する標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 は、特徴点 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' に解剖学的に対応する、被検者の体表もしくは体内の点である。本実施の形態にお

10

20

30

40

50

いては、標本点として、上述した特徴点に対応して、剣状突起、上前腸骨棘、幽門、十二指腸乳頭を指定する処理を例に挙げて説明する。

【 0 0 8 1 】

特徴点 $P0'$ と標本点 $P0$ は剣状突起、特徴点 $P1'$ と標本点 $P1$ は上前腸骨棘、特徴点 $P2'$ と標本点 $P2$ は幽門、特徴点 $P3'$ と標本点 $P3$ は十二指腸乳頭であるから、標本点 $P0$ 、 $P1$ は被検者の体表上の点であり、標本点 $P2$ 、 $P3$ は被検者の体内の点である。

【 0 0 8 2 】

術者は、先ず、被検者を左側を臥せた体位、所謂、左側臥位にする。そして、術者は、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L が被検者の肋骨の剣状突起の位置に重なるように、姿勢検出プレート 6 を付属のベルトを用いて被検者に貼る。さらに、術者は、触診により被験体の右骨盤にある上前腸骨棘にマークスティック 7 を置く。

【 0 0 8 3 】

ここで、術者は体表標本点指定キー 9 c を押す。術者が上前腸骨棘にマークスティック 7 を置いてから体表標本点指定キー 9 c を押した時刻を、時刻 t_1 と定義する。

【 0 0 8 4 】

このとき同時に（時刻 t_1 に）、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む。

【 0 0 8 5 】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、取り込んだ位置・配向データから、姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t_1)$ の位置ベクトル $OL(t_1)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、マークスティック 7 の基準位置 $M(t_1)$ の位置ベクトル $OM(t_1)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、を取得する。

【 0 0 8 6 】

剣状突起の位置 $P0$ の位置ベクトル $OP0(t_1)$ （その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分は $x_{P0}(t_1)$ 、 $y_{P0}(t_1)$ 、 $z_{P0}(t_1)$ ）は、位置ベクトル $OL(t_1)$ と同じであるために、次の数式 10 により表現することができる。

[数式 10]

$$OP_0(t_1) = x_{P0}(t_1)i + y_{P0}(t_1)j + z_{P0}(t_1)k = OL(t_1)$$

【 0 0 8 7 】

上前腸骨棘の位置 $P1$ の位置ベクトル $OP1(t_1)$ （その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分は $x_{P1}(t_1)$ 、 $y_{P1}(t_1)$ 、 $z_{P1}(t_1)$ ）は、位置ベクトル $OM(t_1)$ と同じであるために、次の数式 11 により表現することができる。

[数式 11]

$$OP_1(t_1) = x_{P1}(t_1)i + y_{P1}(t_1)j + z_{P1}(t_1)k = OM(t_1)$$

【 0 0 8 8 】

さらに、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込むと同時に（時刻 t_1 に）、位置配向算出装置 4 から姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_1)$ を取得する。この回転行列 T は、被検者の体位の変化による、各標本点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の位置の変化を補正するときに用いるために取得するものである。なお、補正の方法については後述する。

【 0 0 8 9 】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、ここまでの処理を行うことにより、この時刻 t_1 における、位置ベクトル $OP0(t_1)$ 、 $OP1(t_1)$ の直交座標軸 $O-xyz$ 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。

【 0 0 9 0 】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、こうして取得した、時刻 t_1 における $OP0(t_1)$

), $OP_1(t_1)$ の直交座標軸 O -xyz 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 34 に書き出す。

【0091】

次に、術者は、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 を体腔へ挿入して、光学像を観察しながら
標本点 (例えば幽門) を探索する。そして、術者は、光学像を観察しながら、超音波内視
鏡 1 の先端を標本点 (幽門) に接触させる。

【0092】

その後、術者は、体内標本点指定キー 9d を押す。術者が超音波内視鏡 1 の先端を標本
点 (幽門) に接触させてから体内標本点指定キー 9d を押した時刻を、時刻 t_2 と定義す
る。

10

【0093】

このとき同時に (時刻 t_2 に)、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置
4 から位置・配向データを取り込む。

【0094】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、取り込んだ位置・配向データから、超音波内視鏡 1
の先端部の受信コイル 25 の位置 $C(t_2)$ の位置ベクトル $OC(t_2)$ の直交座標軸 O -
xyz における各方向成分を取得する。

【0095】

幽門の位置 P_2 の位置ベクトル $OP_2(t_2)$ (その直交座標軸 O -xyz における各方向成
分は $x_{P_2}(t_2)$, $y_{P_2}(t_2)$, $z_{P_2}(t_2)$) は、位置ベクトル $OC(t_2)$ と同じ
であるために、次の数式 12 により表現することができる。

20

[数式 12]

$$OP_2(t_2) = x_{P_2}(t_2)i + y_{P_2}(t_2)j + z_{P_2}(t_2)k = OC(t_2)$$

【0096】

このとき同時に (時刻 t_2 に)、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置
4 から再び姿勢検出プレート 6 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 -xyz における各方向成分を取得する。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L は、剣状
突起に固定されていて、剣状突起の位置 $P_0(t_2)$ の位置ベクトル $OP_0(t_2)$ (その
直交座標軸 O -xyz における各方向成分は $x_{P_0}(t_2)$, $y_{P_0}(t_2)$, $z_{P_0}(t_2)$) は、
位置ベクトル $OL(t_2)$ と同じであるために、次の数式 13 により表現することがで
きる。

30

[数式 13]

$$OP_0(t_2) = x_{P_0}(t_2)i + y_{P_0}(t_2)j + z_{P_0}(t_2)k = OL(t_2)$$

【0097】

さらに同時に (時刻 t_2 に)、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4
から姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_2)$ を取得する。この回転行列 T は
、上述したように、被検者の体位の変化による、各標本点 P_0 , P_1 , P_2 , P_3 の位置の変
化を補正するときに用いるために取得するものであり、その補正の方法については後述す
る。

40

【0098】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、このような処理を行うことにより、この時刻 t_2 に
おける、位置ベクトル $OP_0(t_2)$, $OP_2(t_2)$ の直交座標軸 O -xyz 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。

【0099】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、こうして取得した、時刻 t_2 における $OP_0(t_2)$
, $OP_2(t_2)$ の直交座標軸 O -xyz における各方向成分と回転行列 $T(t_2)$ とを、

50

ボリュームメモリ 34 に書き出す。

【0100】

以上では、体内の標本点が幽門である場合を説明したが、本実施の形態においては、さらに十二指腸乳頭についても同様の作用を実施する。

【0101】

すなわち、術者は、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 を体腔へ挿入して、光学像を観察しながら標本点（例えば十二指腸乳頭）を探索する。そして、術者は、光学像を観察しながら、超音波内視鏡 1 の先端を標本点（十二指腸乳頭）に接触させる。

【0102】

その後、術者は、体内標本点指定キー 9d を押す。術者が超音波内視鏡 1 の先端を標本点（十二指腸乳頭）に接触させてから体内標本点指定キー 9d を押した時刻を、時刻 t_3 と定義する。

【0103】

このとき同時に（時刻 t_3 に）、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む。

【0104】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、取り込んだ位置・配向データから、超音波内視鏡 1 の先端部の受信コイル 25 の位置 $C(t_3)$ の位置ベクトル $OC(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。

【0105】

十二指腸乳頭の位置 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ （その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分は $x_{P_3}(t_3)$ 、 $y_{P_3}(t_3)$ 、 $z_{P_3}(t_3)$ ）は、位置ベクトル $OC(t_3)$ と同じであるために、次の数式 14 により表現することができる。

[数式 14]

$$OP_3(t_3) = x_{P_3}(t_3)\mathbf{i} + y_{P_3}(t_3)\mathbf{j} + z_{P_3}(t_3)\mathbf{k} = OC(t_3)$$

【0106】

このとき同時に（時刻 t_3 に）、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から再び姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t_3)$ の位置ベクトル $OL(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L は、剣状突起に固定されていて、剣状突起の位置 $P_0(t_3)$ の位置ベクトル $OP_0(t_3)$ （その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分は $x_{P_0}(t_3)$ 、 $y_{P_0}(t_3)$ 、 $z_{P_0}(t_3)$ ）は、 $OL(t_3)$ と同じであるために、次の数式 15 により表現することができる。

[数式 15]

$$OP_0(t_3) = x_{P_0}(t_3)\mathbf{i} + y_{P_0}(t_3)\mathbf{j} + z_{P_0}(t_3)\mathbf{k} = OL(t_3)$$

【0107】

さらに同時に（時刻 t_3 に）、3次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_3)$ を取得する。この回転行列 T は、上述したように、被検者の体位の変化による、各標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の位置の変化を補正するときに用いるために取得するものであり、その補正の方法については後述する。

【0108】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、このような処理を行うことにより、この時刻 t_3 における、位置ベクトル $OP_0(t_3)$ 、 $OP_3(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_3)$ と、を取得できたことになる。

【0109】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、こうして取得した、時刻 t_3 における $OP_0(t_3)$

10

20

30

40

50

), $OP3(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ 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 34 に書き出す。

【0110】

次に、3次元ガイド画像作成・表示処理の詳細を説明する。

【0111】

超音波内視鏡 1 の先端部に配設された受信コイル 25 は、超音波振動子 24 のラジアル走査の回転中心のごく近傍に位置していると考えることができる。つまり、受信コイル 25 は超音波振動子 24 の近傍に固定されるために、受信コイル 25 の位置ベクトル $OC(t)$ は、超音波振動子 24 の回転中心位置の位置ベクトルであると考えて、実使用上差し支えない。

10

【0112】

そして、受信コイル 25 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 と一致するために、方向単位ベクトル $V_c(t)$ は、超音波振動子 24 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 と同一視することができる。そこで、方向単位ベクトル $V_c(t)$ を、方向単位ベクトル $V(t)$ と書き換えることにする。

【0113】

また、受信コイル 25 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} と一致するために、方向単位ベクトル $V_b(t)$ は、超音波振動子 24 のラジアル走査面の 12 時方向を示すベクトル V_{12} と同一視することができる。そこで、方向単位ベクトル $V_b(t)$ を、方向単位ベクトル $V_{12}(t)$ と書き換えることにする。

20

【0114】

こうして、以下では、ベクトル V , V_{12} を、時間の関数 $V(t)$, $V_{12}(t)$ として、 $V_c(t)$ を $V(t)$ に、 $V_b(t)$ を $V_{12}(t)$ に、それぞれ書き換えて説明する。

【0115】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、ボリュームメモリ 34 から 4 つの特徴点 $P0'$, $P1'$, $P2'$, $P3'$ 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。また、3次元ガイド画像作成回路 33 は、ボリュームメモリ 34 から 4 つの標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列とを読み出す。

【0116】

30

そして、術者が走査制御キー 9e を押すと、超音波振動子 24 はラジアル走査を開始する。このラジアル走査に応じて、混合回路 36 には、超音波観測装置 3 から超音波断層像データが逐次入力される。

【0117】

超音波振動子 24 が 1 回のラジアル走査をして超音波観測装置 3 が超音波断層像データを作成し、作成された超音波断層像データが超音波観測装置 3 から混合回路 36 に入力されるたびに、制御回路 38 は、3次元ガイド画像作成回路 33 に指令を出す。

【0118】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、この指令を受けると、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む。位置配向算出装置 4 が位置・配向データを取り込んだときの時刻を、時刻 t_s と定義する。

40

【0119】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、取り込んだ位置・配向データから、以下の各データを取得する。

- ・受信コイル 25 の位置 $C(t_s)$ の位置ベクトル $OC(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分
- ・受信コイル 25 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 $O-xyz$ における各方向成分
- ・受信コイル 25 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 $O-xyz$ における各方向成分

50

- ・姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t s)$ の位置ベクトル $OL(t s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分
- ・姿勢検出プレート 6 の配向を示す 3×3 の回転行列 $T(t s)$

【 0 1 2 0 】

ここで、受信コイル 25 の位置および方向に係る各ベクトル $OC(t s)$, $V(t s)$, $V12(t s)$ を取得するのは、後述するように、3次元ガイド画像作成回路 33 がラジアル走査面の位置と方向との現在位置を常に正しく補正するためである。

【 0 1 2 1 】

また、姿勢検出プレート 6 に係る位置ベクトル $OL(t s)$ および回転行列 $T(t s)$ を取得するのは、後述するように、3次元ガイド画像作成回路 33 が被検者の体位変化により移動する標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の現在位置を常に正しく補正するためである。

【 0 1 2 2 】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、時刻 $t s$ における被検者の体位変化により移動する標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の現在位置を正しく補正する。ここに、被検者の体は伸縮したり歪んだりすることがなく、つまり $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の互いの位置関係は時間的に不変であると仮定すると、添字の k を 1, 2, 3 の何れかであるとし、 $t a$ を $t s$ 以前の任意の時刻であるとして、次の数式 16 に示すような補正式が成立する。なお、回転行列 $T(t s)$ の左肩の添え字「 t 」は、 $T(t s)$ の転置行列であることを意味している。また、この数式 16 の導出については省略する。

[数式 16]

$$\begin{pmatrix} x_{Pk}(ts) \\ y_{Pk}(ts) \\ z_{Pk}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} + {}^tT(ts)T(ta) \begin{pmatrix} x_{Pk}(ta) - x_{P0}(ta) \\ y_{Pk}(ta) - y_{P0}(ta) \\ z_{Pk}(ta) - z_{P0}(ta) \end{pmatrix}$$

【 0 1 2 3 】

3次元ガイド画像作成回路 33 は、数式 16 を用いて、ポリウムメモリ 34 から読み出した 4 つの標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列とから、時刻 $t s$ における標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の位置ベクトルとその直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分とを以下の数式 17 ~ 数式 23 に示すように正しく補正することができる。

【 0 1 2 4 】

すなわち、3次元ガイド画像作成回路 33 は、被検者の体位変化があっても、位置配向算出装置 4 から取得する姿勢検出プレート 6 の基準位置 L の位置ベクトル OL の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、姿勢検出プレート 6 の配向を示す 3×3 の回転行列 T とを用いて、時刻 $t s$ における標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の位置ベクトル $OP0$, $OP1$, $OP2$, $OP3$ とその直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分とを正しく演算することができることになる。

【 0 1 2 5 】

標本点 $P0$, $P1$, $P2$, $P3$ の補正は、以下のようになる。

(1) 標本点 $P0$ (剣状突起) の補正

[数式 17]

$$OP_0(ts) = x_{P0}(ts)\mathbf{i} + y_{P0}(ts)\mathbf{j} + z_{P0}(ts)\mathbf{k} = OL(ts)$$

【 0 1 2 6 】

(2) 標本点 $P1$ (上前腸骨棘) の補正

[数式 18]

10

20

30

40

50

$$\begin{pmatrix} x_{P1}(ts) \\ y_{P1}(ts) \\ z_{P1}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} + {}^t\mathbf{T}(ts)\mathbf{T}(t1) \begin{pmatrix} x_{P1}(t1) - x_{P0}(t1) \\ y_{P1}(t1) - y_{P0}(t1) \\ z_{P1}(t1) - z_{P0}(t1) \end{pmatrix}$$

[数式 1 9]

$$\mathbf{OP}_1(ts) = x_{P1}(ts)\mathbf{i} + y_{P1}(ts)\mathbf{j} + z_{P1}(ts)\mathbf{k}$$

10

【 0 1 2 7 】

(3) 標本点 P 2 (幽門) の補正

[数式 2 0]

$$\begin{pmatrix} x_{P2}(ts) \\ y_{P2}(ts) \\ z_{P2}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} + {}^t\mathbf{T}(ts)\mathbf{T}(t2) \begin{pmatrix} x_{P2}(t2) - x_{P0}(t2) \\ y_{P2}(t2) - y_{P0}(t2) \\ z_{P2}(t2) - z_{P0}(t2) \end{pmatrix}$$

20

[数式 2 1]

$$\mathbf{OP}_2(ts) = x_{P2}(ts)\mathbf{i} + y_{P2}(ts)\mathbf{j} + z_{P2}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 2 8 】

(4) 標本点 P 3 (十二指腸乳頭) の補正

[数式 2 2]

$$\begin{pmatrix} x_{P3}(ts) \\ y_{P3}(ts) \\ z_{P3}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{P0}(ts) \\ y_{P0}(ts) \\ z_{P0}(ts) \end{pmatrix} + {}^t\mathbf{T}(ts)\mathbf{T}(t3) \begin{pmatrix} x_{P3}(t3) - x_{P0}(t3) \\ y_{P3}(t3) - y_{P0}(t3) \\ z_{P3}(t3) - z_{P0}(t3) \end{pmatrix}$$

30

[数式 2 3]

$$\mathbf{OP}_3(ts) = x_{P3}(ts)\mathbf{i} + y_{P3}(ts)\mathbf{j} + z_{P3}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 2 9 】

以下では、図 1 0 および図 1 1 を参照しながら説明する。図 1 0 は標本点とラジアル走査面との位置関係を示す図、図 1 1 は特徴点と超音波断層像マーカとの位置関係を示す図である。

40

【 0 1 3 0 】

3 次元ガイド画像作成回路 3 3 は、ボクセル空間の中で抽出データとともに超音波断層像を示すべき指標 (以下では、超音波断層像マーカという。) の位置と配向とを算出する。ここに、図 1 2 は超音波断層像マーカ 4 1 を示す図である。超音波断層像マーカ 4 1 は、超音波振動子 2 4 の 1 回転のラジアル走査に対して超音波観測装置 3 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、ボクセル空間の中における指標である。

【 0 1 3 1 】

50

図 1 1 に示すように、超音波断層像マーカ 4 1 の中心位置を点 $C'(ts)$ 、超音波断層像マーカ 4 1 の法線方向ベクトルを $V'(ts)$ 、1 2 時方向ベクトルを $V_{12}'(ts)$ と定義する。すると、3 時方向ベクトルは $V_{12}'(ts) \times V'(ts)$ (ここに、 $V_{12}'(ts) \times V'(ts)$ は $V_{12}'(ts)$ と $V'(ts)$ との外積) となるために、超音波断層像マーカ 4 1 は、図 1 1 に示すように、位置ベクトルが次の数式 2 4 を満足する点 $R'(ts)$ の集合となる。なお、数式 2 4 において、 X' は点 $R'(ts)$ と点 $C'(ts)$ との間の 3 時方向の距離、 Y' は点 $R'(ts)$ と点 $C'(ts)$ との間の 1 2 時方向の距離である。

[数式 2 4]

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

10

【 0 1 3 2 】

以下では、

(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 4 1 上の点との対応関係

(2) 超音波断層像マーカ 4 1 の位置と配向としての、その中心位置、法線方向、1 2 時方向の算出方法

の原理について説明する。

【 0 1 3 3 】

20

3 次元ガイド画像作成回路 3 3 は、この原理の説明において最終的に得られる数式 4 1 と数式 4 2 とから中心位置 $C'(ts)$ の位置ベクトル $\mathbf{O'C'(ts)}$ とその直交座標軸 $\mathbf{O'-x'y'z'}$ における各方向成分とを算出するとともに、同様に最終的に得られる数式 4 8 または数式 5 2 と数式 5 3 とから超音波断層像マーカ 4 1 の 1 2 時方向ベクトル $\mathbf{V_{12}'(ts)}$ とその直交座標軸 $\mathbf{O'-x'y'z'}$ における各方向成分とを算出し、さらに最終的に得られる数式 6 5 と数式 6 6 とから超音波断層像マーカ 4 1 の法線方向ベクトル $\mathbf{V'(ts)}$ とその直交座標軸 $\mathbf{O'-x'y'z'}$ における各方向成分とを算出する。

【 0 1 3 4 】

(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 4 1 上の点との対応関係

30

図 1 0 に示すように、点 $R(ts)$ を直交座標軸 $\mathbf{O-xyz}$ にあるラジアル走査面上の任意点とする。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L すなわち点 P_0 と、点 $R(ts)$ と、の間の位置ベクトル $\mathbf{P_0R(ts)}$ は、適当な実数 a, b, c をとることにより以下の数式 2 5 に示すように表現することができる。なお、この数式 2 5 においては、全てのベクトルを時間の関数として扱っている。

[数式 2 5]

$$\mathbf{P_0R(ts)} = a\mathbf{P_0P_1(ts)} + b\mathbf{P_0P_2(ts)} + c\mathbf{P_0P_3(ts)}$$

40

【 0 1 3 5 】

一方、参照画像データ 3 1 a 上の特徴点 P_0', P_1', P_2', P_3' は、各々標本点 P_0, P_1, P_2, P_3 に解剖学的に同じ位置として対応付けられている。さらに、人体の解剖学的な構造は、人によらずおおよそ同じであると考えられる。このために、点 $R(ts)$ が標本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 3 1 a 上の特徴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、数式 2 5 の a, b, c を用いて次の数式 2 6 に示すように表現することができる直交座標軸 $\mathbf{O'-x'y'z'}$ の点 $R'(ts)$ こそが、点 $R(ts)$ の解剖学的な対応点であると言える。

50

[数式 2 6]

$$\mathbf{P}_0'\mathbf{R}'(ts) = a\mathbf{P}_0'\mathbf{P}_1' + b\mathbf{P}_0'\mathbf{P}_2' + c\mathbf{P}_0'\mathbf{P}_3'$$

【 0 1 3 6 】

ここで、点 $R(ts)$ の位置ベクトル $\mathbf{OR}(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_R(ts)$, $y_R(ts)$, $z_R(ts)$ と定義して、さらに点 $R'(ts)$ の位置ベクトル $\mathbf{O'R'}(ts)$ 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、次の数式 2 7 および数式 2 8 が成り立つ。

10

[数式 2 7]

$$\mathbf{OR}(ts) = x_R(ts)\mathbf{i} + y_R(ts)\mathbf{j} + z_R(ts)\mathbf{k}$$

[数式 2 8]

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

【 0 1 3 7 】

以下では、これまでに出てきた数式を基に、直交座標軸 $O-xyz$ により記述され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 $\mathbf{O'R'}(ts)$ と、その直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_{R'}(ts)$, $y_{R'}(ts)$, $z_{R'}(ts)$ と、を求める。

20

【 0 1 3 8 】

まず、数式 2 5 から、次の数式 2 9 が成り立つ。

[数式 2 9]

$$\begin{aligned} \mathbf{OR}(ts) - \mathbf{OP}_0(ts) \\ = a(\mathbf{OP}_1(ts) - \mathbf{OP}_0(ts)) + b(\mathbf{OP}_2(ts) - \mathbf{OP}_0(ts)) + c(\mathbf{OP}_3(ts) - \mathbf{OP}_0(ts)) \end{aligned}$$

30

【 0 1 3 9 】

次に、数式 2 7、数式 2 9、及び数式 1 7 ~ 数式 2 3 から、次の数式 3 0 が成り立つ。

[数式 3 0]

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

40

【 0 1 4 0 】

ここで、以降の数式の表現を簡単にするために、 3×3 の行列 $Q(ts)$ を次の数式 3 1 により定義する。

[数式 3 1]

$$\mathbf{Q}(ts) = \begin{pmatrix} x_{P1}(ts) - x_{P0}(ts) & x_{P2}(ts) - x_{P0}(ts) & x_{P3}(ts) - x_{P0}(ts) \\ y_{P1}(ts) - y_{P0}(ts) & y_{P2}(ts) - y_{P0}(ts) & y_{P3}(ts) - y_{P0}(ts) \\ z_{P1}(ts) - z_{P0}(ts) & z_{P2}(ts) - z_{P0}(ts) & z_{P3}(ts) - z_{P0}(ts) \end{pmatrix}$$

【 0 1 4 1 】

この数式 3 1 を数式 3 0 に代入すれば、以下の数式 3 2 が得られる。

[数式 3 2]

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

10

【 0 1 4 2 】

数式 3 2 の両辺に、行列 $\mathbf{Q}(ts)$ の逆行列（逆行列であることを、右肩の添え字「⁻¹」により示している。）を左から行列演算することにより、次の数式 3 3 が得られる。

[数式 3 3]

20

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

【 0 1 4 3 】

一方、数式 2 6 から数式 2 9 と同様な次の数式 3 4 が導かれる。

[数式 3 4]

$$\mathbf{O}'\mathbf{R}'(ts) - \mathbf{O}'\mathbf{P}_0' = a(\mathbf{O}'\mathbf{P}_1' - \mathbf{O}'\mathbf{P}_0') + b(\mathbf{O}'\mathbf{P}_2' - \mathbf{O}'\mathbf{P}_0') + c(\mathbf{O}'\mathbf{P}_3' - \mathbf{O}'\mathbf{P}_0')$$

30

【 0 1 4 4 】

数式 2 9、数式 2 7、及び数式 1 7 ~ 数式 2 3 から数式 3 2 が導かれたのと同様に、数式 3 4、数式 2 8、及び数式 6 ~ 数式 9 から次の数式 3 5 を導くことができる。

[数式 3 5]

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

40

【 0 1 4 5 】

ここで、以降の数式の表現を簡単にするために、 3×3 の行列 $\mathbf{Q}'$ を次の数式 3 6 により定義する。

[数式 3 6]

$$\mathbf{Q}' = \begin{pmatrix} x_{P1}' - x_{P0}' & x_{P2}' - x_{P0}' & x_{P3}' - x_{P0}' \\ y_{P1}' - y_{P0}' & y_{P2}' - y_{P0}' & y_{P3}' - y_{P0}' \\ z_{P1}' - z_{P0}' & z_{P2}' - z_{P0}' & z_{P3}' - z_{P0}' \end{pmatrix}$$

【 0 1 4 6 】

この数式 3 6 を数式 3 5 に代入すれば、以下の数式 3 7 が得られる。

[数式 3 7]

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

10

【 0 1 4 7 】

a , b , c は数式 3 3 により既に求められているために、これを数式 3 7 へ代入することにより、次の数式 3 8 が得られる。

[数式 3 8]

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

20

【 0 1 4 8 】

故に次の数式 3 9 を得る。

[数式 3 9]

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

30

【 0 1 4 9 】

こうして、数式 2 8 と数式 3 9 とにより、直交座標軸 O -xyz により記述されるラジアル走査面上の任意点 R (ts) (図 1 0 参照) の解剖学的な対応点 R ' (ts) (図 1 1 参照) 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 xR' (ts) , yR' (ts) , zR' (ts) とを求めることができた。つまり、ラジアル走査面上の任意点 R (ts) に対して、3 次元ガイド画像作成回路 3 3 がボリュームメモリ 3 4 から読み出した 4 特徴点と 4 標本点の位置ベクトルの方向成分と回転行列とを用いて、数式 2 8 と数式 3 9 とにより計算することができる点 R ' (ts) の集合こそが、超音波断層像マーカ 4 1 なのである。

40

【 0 1 5 0 】

(2) 超音波断層像マーカ 4 1 の中心位置、法線方向、1 2 時方向の算出方法

数式 3 9 により、直交座標軸 O -xyz により記述されるラジアル走査面上の任意点 R (ts) と、直交座標軸 O ' -x'y'z' により記述され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。

【 0 1 5 1 】

以下では、超音波断層像マーカ 4 1 の、中心位置 C ' (ts) と、法線方向ベクトル V

50

' (t s) と、 1 2 時方向ベクトル $V_{12}' (t s)$ と、の算出方法についてをそれぞれ述べる。

【 0 1 5 2 】

(2 - 1) 超音波断層像マーカ 4 1 の中心位置 $C' (t s)$ の算出

受信コイル 2 5 の位置 $C (t s)$ の解剖学上の対応点を $C' (t s)$ とする。点 $C (t s)$ は超音波振動子 2 4 の回転中心であるために、結局ラジアル走査面の中心である。故に、点 $C' (t s)$ は超音波断層像マーカ 4 1 の中心である。

【 0 1 5 3 】

$O C (t s)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分を $x_c (t s)$, $y_c (t s)$, $z_c (t s)$ とすれば、次の数式 4 0 が成り立つ。

10

[数式 4 0]

$$OC(ts) = x_c(ts)\mathbf{i} + y_c(ts)\mathbf{j} + z_c(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 5 4 】

また、 $O' C' (t s)$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を $x_{c'} (t s)$, $y_{c'} (t s)$, $z_{c'} (t s)$ とすれば、次の数式 4 1 が成り立つ。

[数式 4 1]

$$O'C'(ts) = x_{c'}(ts)\mathbf{i}' + y_{c'}(ts)\mathbf{j}' + z_{c'}(ts)\mathbf{k}'$$

20

【 0 1 5 5 】

数式 3 9 においては点 $R (t s)$ がラジアル走査面上の任意点であったために、点 $R (t s)$ を点 $C (t s)$ 、点 $R' (t s)$ を点 $C' (t s)$ と考えれば、数式 3 9 から以下の数式 4 2 を得る。

[数式 4 2]

$$\begin{pmatrix} x_{c'}(ts) \\ y_{c'}(ts) \\ z_{c'}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{p0}' \\ y_{p0}' \\ z_{p0}' \end{pmatrix} + \mathbf{Q}'\mathbf{Q}(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_c(ts) \\ y_c(ts) \\ z_c(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{p0}(ts) \\ y_{p0}(ts) \\ z_{p0}(ts) \end{pmatrix} \right\}$$

30

【 0 1 5 6 】

これら数式 4 1 、数式 4 2 により、参照画像データ 3 1 a 上における超音波断層像マーカ 4 1 の中心位置 $C' (t s)$ が求められた。

【 0 1 5 7 】

(2 - 2) 超音波断層像マーカ 4 1 の 1 2 時方向ベクトル $V_{12}' (t s)$ の算出

ラジアル走査面上において、平面の中心 $C (t s)$ から 1 2 時方向へ単位距離にある点を $R_{12} (t s)$ とする (図 1 0 参照) 。また、点 $R_{12} (t s)$ の解剖学上の対応点を $R_{12}' (t s)$ とする (図 1 1 参照) 。

40

【 0 1 5 8 】

$O R_{12} (t s)$ の直交座標軸 $O - xyz$ における各方向成分を $x_{R12} (t s)$, $y_{R12} (t s)$, $z_{R12} (t s)$ とすれば、次の数式 4 3 が成り立つ。

[数式 4 3]

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

【 0 1 5 9 】

また、 $O' R_{12}' (t s)$ の直交座標軸 $O' - x' y' z'$ における各方向成分を $x_{R12}' (t s)$, $y_{R12}' (t s)$, $z_{R12}' (t s)$ とすれば、次の数式 4 4 が成り立つ。

50

[数式 4 4]

$$\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts) = x_{R12}'(ts)\mathbf{i}' + y_{R12}'(ts)\mathbf{j}' + z_{R12}'(ts)\mathbf{k}'$$

【 0 1 6 0 】

数式 3 9 においては点 R (t s) がラジアル走査面上の任意点であったために、点 R (t s) を点 R12 (t s)、点 R ' (t s) を点 R12 ' (t s) と考えれば、数式 3 9 から以下の数式 4 5 を得る。

[数式 4 5]

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

10

【 0 1 6 1 】

これら数式 4 4、数式 4 5 より、ラジアル走査面の中心 C (t s) から 1 2 時方向へ単位距離にある点 R12 (t s) の解剖学上の対応点 R12 ' (t s) が求められた。

【 0 1 6 2 】

このとき、点 R12 (t s) の位置ベクトルについて、超音波断層像の 1 2 時方向ベクトル V12 (t s) を用いると、次の数式 4 6 すなわち数式 4 7 が成り立つ。

20

[数式 4 6]

$$\mathbf{OR}_{12}(ts) = \mathbf{OC}(ts) + \mathbf{V}_{12}(ts)$$

[数式 4 7]

$$\mathbf{V}_{12}(ts) = \mathbf{OR}_{12}(ts) - \mathbf{OC}(ts)$$

30

【 0 1 6 3 】

数式 4 7 から、 $\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts) - \mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)$ の方向が超音波断層像マーカ 4 1 の 1 2 時方向ベクトル V12 ' (t s) の方向であり、1 2 時方向ベクトル V12 ' (t s) を求めるにはこれを単位長に規格化すれば良いことがわかる。すなわち、次の数式 4 8 が成り立つ。

[数式 4 8]

$$\mathbf{V}_{12}'(ts) = \frac{\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}' - \mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)}{|\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}' - \mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)|}$$

40

【 0 1 6 4 】

数式 4 1 と数式 4 2 とにより $\mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)$ が、数式 4 4 と数式 4 5 とにより $\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts)$ が、それぞれ既に求められているために、この数式 4 8 により 1 2 時方向ベクトル V12 ' (t s) が求められたことになる。

【 0 1 6 5 】

ここで、より明快に 1 2 時方向ベクトル V12 ' (t s) を求める方法を述べておく。

【 0 1 6 6 】

因みに、数式 4 2 と数式 4 5 とを両辺それぞれ差し引くと、次の数式 4 9 が成り立つ。この数式 4 9 の左辺は、 $\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts) - \mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)$ の直交座標軸 $\mathbf{O}' - x'$

50

$y'z'$ における各方向成分である。また、数式49の右辺の $\{ \}$ の中は、 $OR12(ts) - OC(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分である。

[数式49]

$$\begin{pmatrix} x_{R12}'(ts) \\ y_{R12}'(ts) \\ z_{R12}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_C'(ts) \\ y_C'(ts) \\ z_C'(ts) \end{pmatrix} = \mathbf{Q}'\mathbf{Q}(ts)^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R12}(ts) \\ y_{R12}(ts) \\ z_{R12}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_C(ts) \\ y_C(ts) \\ z_C(ts) \end{pmatrix} \right\}$$

【0167】

10

さらに数式49の右辺の $\{ \}$ の中は、数式47から $V12(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分であることがわかり、3次元ガイド画像作成回路33は、位置配向算出装置4からこの各方向成分を既に取り得している。 $V12(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $xV12(ts)$ 、 $yV12(ts)$ 、 $zV12(ts)$ とすれば、数式49から次の数式50、数式51を得る。

[数式50]

$$\mathbf{V}_{12}(ts) = x_{V12}(ts)\mathbf{i} + y_{V12}(ts)\mathbf{j} + z_{V12}(ts)\mathbf{k}$$

20

[数式51]

$$\begin{pmatrix} x_{R12}'(ts) \\ y_{R12}'(ts) \\ z_{R12}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_C'(ts) \\ y_C'(ts) \\ z_C'(ts) \end{pmatrix} = \mathbf{Q}'\mathbf{Q}(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{V12}(ts) \\ y_{V12}(ts) \\ z_{V12}(ts) \end{pmatrix}$$

【0168】

30

この数式51を上述した数式48と同様に規格化すれば、超音波断層像マーカ41の12時方向ベクトル $V12'(ts)$ が、結局、次の数式53に示すように求められることになる。なお、ここで12時方向ベクトル $V12'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を、次の数式52に示すように、 $xV12'(ts)$ 、 $yV12'(ts)$ 、 $zV12'(ts)$ とする。

[数式52]

$$\mathbf{V}_{12}'(ts) = x_{V12}'(ts)\mathbf{i}' + y_{V12}'(ts)\mathbf{j}' + z_{V12}'(ts)\mathbf{k}'$$

[数式53]

40

$$\begin{pmatrix} x_{V12}'(ts) \\ y_{V12}'(ts) \\ z_{V12}'(ts) \end{pmatrix} = \frac{\mathbf{Q}'\mathbf{Q}(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{V12}(ts) \\ y_{V12}(ts) \\ z_{V12}(ts) \end{pmatrix}}{\left\| \mathbf{Q}'\mathbf{Q}(ts)^{-1} \begin{pmatrix} x_{V12}(ts) \\ y_{V12}(ts) \\ z_{V12}(ts) \end{pmatrix} \right\|}$$

50

【 0 1 6 9 】

(2 - 3) 超音波断層像マーカ 4 1 の法線ベクトル $V'(ts)$ の算出

超音波断層像マーカ 4 1 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 4 1 上のいかなるベクトルとも直交すれば良い。

【 0 1 7 0 】

ところで、点 $R1'(ts)$ と点 $R2'(ts)$ とを超音波断層像マーカ 4 1 上の任意点とする。さらに、これらの点 $R1'(ts)$ 、点 $R2'(ts)$ には、もともと超音波断層像マーカ 4 1 上に解剖学上の対応点があったはずであるために、それらを点 $R1(ts)$ 、点 $R2(ts)$ とする。

【 0 1 7 1 】

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。このとき次の数式 5 4、数式 5 5 が成り立つ。

[数式 5 4]

$$\mathbf{OR}_1(ts) = x_{R1}(ts)\mathbf{i} + y_{R1}(ts)\mathbf{j} + z_{R1}(ts)\mathbf{k}$$

[数式 5 5]

$$\mathbf{OR}_2(ts) = x_{R2}(ts)\mathbf{i} + y_{R2}(ts)\mathbf{j} + z_{R2}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 7 2 】

点 $R1'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_{R1}'(ts)$ 、 $y_{R1}'(ts)$ 、 $z_{R1}'(ts)$ とし、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。このとき次の数式 5 6、数式 5 7 が成り立つ。

[数式 5 6]

$$\mathbf{OR}_1'(ts) = x_{R1}'(ts)\mathbf{i}' + y_{R1}'(ts)\mathbf{j}' + z_{R1}'(ts)\mathbf{k}'$$

[数式 5 7]

$$\mathbf{OR}_2'(ts) = x_{R2}'(ts)\mathbf{i}' + y_{R2}'(ts)\mathbf{j}' + z_{R2}'(ts)\mathbf{k}'$$

【 0 1 7 3 】

数式 3 9 から、点 $R1(ts)$ と点 $R1'(ts)$ には次の数式 5 8 に示す関係が、点 $R2(ts)$ と点 $R2'(ts)$ には次の数式 5 9 に示す関係が、それぞれある。

[数式 5 8]

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

[数式 5 9]

10

20

30

40

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

【 0 1 7 4 】

数式 5 8 と数式 5 9 とを両辺それぞれ差し引くと、次の数式 6 0 が得られる。

[数式 6 0]

10

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

【 0 1 7 5 】

この数式 6 0 の両辺に [$\mathbf{Q}' \{ \mathbf{Q}(ts)$ の逆行列 }] の逆行列である、 $\mathbf{Q}(ts) \{ \mathbf{Q}'$ の逆行列 } を左から行列演算すると、次の数式 6 1 が得られる。

[数式 6 1]

20

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

【 0 1 7 6 】

ここでラジアル走査面の法線方向ベクトル $\mathbf{V}(ts)$ 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、次の数式 6 2 が成り立つ。

[数式 6 2]

30

$$\mathbf{V}(ts) = x_V(ts)\mathbf{i} + y_V(ts)\mathbf{j} + z_V(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 7 7 】

ここで、 $\mathbf{V}(ts)$ はラジアル走査面の法線方向ベクトルであるから、点 $R1(ts)$ を始点とし点 $R2(ts)$ を終点とするベクトル $\mathbf{R2R1}(ts)$ とは直交する。従って、次の数式 6 3 が成り立つ。

[数式 6 3]

$$0 = \mathbf{V}(ts) \cdot \mathbf{R2R1}(ts) = \begin{pmatrix} x_V(ts) & y_V(ts) & z_V(ts) \end{pmatrix} \cdot \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{pmatrix} \right\}$$

40

【 0 1 7 8 】

この数式 6 3 の右辺に数式 6 1 を適用すれば、次の数式 6 4 が得られる。

[数式 6 4]

$$(x_V(ts) \ y_V(ts) \ z_V(ts))\mathbf{Q}(ts)\mathbf{Q}^{t-1}\left\{\begin{pmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{pmatrix}-\begin{pmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{pmatrix}\right\}=0$$

【 0 1 7 9 】

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 $x_V'(ts)$ 、 $y_V'(ts)$ 、 $z_V'(ts)$ とすれば、次の数式 6 5 が成り立つ。

[数式 6 5]

10

$$\mathbf{V}'(ts)=x_V'(ts)\mathbf{i}'+y_V'(ts)\mathbf{j}'+z_V'(ts)\mathbf{k}'$$

【 0 1 8 0 】

さらに、各方向成分を次の数式 6 6 に示すように定義する。

[数式 6 6]

$$(x_V'(ts) \ y_V'(ts) \ z_V'(ts))=(x_V(ts) \ y_V(ts) \ z_V(ts))\mathbf{Q}(ts)\mathbf{Q}^{t-1}$$

20

【 0 1 8 1 】

このような定義に基づけば、数式 6 4 は次の数式 6 7 のように書き換えられる。

[数式 6 7]

$$(x_V'(ts) \ y_V'(ts) \ z_V'(ts))\left\{\begin{pmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{pmatrix}-\begin{pmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{pmatrix}\right\}=0$$

30

【 0 1 8 2 】

この数式 6 7 は、すなわち、次の数式 6 8 である。

[数式 6 8]

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

【 0 1 8 3 】

この数式 6 8 は、結局、 $V'(ts)$ が超音波断層像マーカ 4 1 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ために、数式 6 5、数式 6 6 で与えられる $V'(ts)$ は、超音波断層像マーカ 4 1 の法線方向ベクトルである。このようにして、数式 6 5、数式 6 6 により超音波断層像マーカ 4 1 の法線方向ベクトル $V'(ts)$ が求められた。

40

【 0 1 8 4 】

3次元ガイド画像作成回路 3 3 は、既に求めた超音波断層像マーカ 4 1 の位置と配向（中心位置、法線方向、12時方向）とを基に、図 1 2 に示すような12時方向マーカ 4 1 aを付した平行四辺形の超音波断層像マーカ 4 1を作成する。そして、3次元ガイド画像作成回路 3 3 は、作成した超音波断層像マーカ 4 1を、その位置と配向とを基にして、ボリュームメモリ 3 4 内のボクセル空間の対応するボクセルへ書き出す。ここで、術者は、マウス 8 やキーボード 9 の関心器官指定キー 9 aなどを用いて、特徴点及び標本点を指定する関心器官（特徴点指定器官）とは別に、超音波内視鏡 1 のガイドとして適した関心器

50

官を３次元ガイド用器官として改めて指定する。なぜならば、関心器官（特徴点指定器官）として骨格を指定して特徴点及び標本点として指定した上前腸骨棘は、下半身にあって体表面にも近いために、上部消化管である胃周辺を診断する場合のガイドには適さないからである。関心器官は、特徴点及び標本点を指定する場合（特徴点指定器官）と、超音波内視鏡１のガイドとして表示する場合（３次元ガイド用器官）と、のそれぞれに適した器官を指定しておく。

【０１８５】

術者が超音波内視鏡１のガイド用に関心器官（３次元ガイド用器官）を設定した後に、抽出回路３２は、指定された関心器官を改めて抽出しておく。抽出回路３２は、前記特徴点指定器官を抽出したときと同様に、抽出した３次元ガイド用器官をボリュームメモリ３４内のボクセル空間に書き出しておく。ボクセル空間内には既に抽出回路３２が抽出して補間した抽出データが書き出されているために、超音波断層像マーカ４１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１３は超音波断層像マーカと抽出データとの合成データを示す図である。ここに図１３は、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例を示している。

10

【０１８６】

３次元ガイド画像作成回路３３は、ボリュームメモリ３４内のボクセル空間から合成データを読み出す。そして、３次元ガイド画像作成回路３３は、合成データを読み出した直後に、ボクセル空間から超音波断層像マーカ４１を消去する。

【０１８７】

次に、３次元ガイド画像作成回路３３は、読み出した合成データを基に、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て、３次元ガイド画像データを作成する。その後、３次元ガイド画像作成回路３３は、３次元ガイド画像データを混合回路３６へ出力する。

20

【０１８８】

混合回路３６は、超音波観測装置３から入力される超音波断層像データと、３次元ガイド画像作成回路３３から入力される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３７へ出力する。

【０１８９】

表示回路３７は、混合データをアナログビデオ信号に変換して、表示装置１１に出力する。

30

【０１９０】

表示装置１１は、図１４に示すように、３次元ガイド画像と超音波断層像とを並べて表示する。ここに図１４は、表示装置１１の表示画面１１ａに３次元ガイド画像１１ａ１と超音波断層像１１ａ２とが並べて表示されている様子を示す図である。

【０１９１】

３次元ガイド画像１１ａ１上で表現される各器官は、もともと参照画像データ３１ａにおいて器官別に色分けされている色により、表示される。この図１４に示す例では、脾臓は水色、大動脈は赤、上腸間膜静脈は赤、十二指腸は黄で、それぞれ表示されている。

【０１９２】

制御回路３８は、術者が再び走査制御キー９ｅを押すか否かを確認している。

40

【０１９３】

そして、術者が再び走査制御キー９ｅを押した場合には、ここで上述したような処理を終了させて、ラジアル走査の制御オフを指令するための走査制御信号を超音波観測装置３へ出力する。

【０１９４】

超音波観測装置３は、走査制御信号を受けると、超音波振動子２４を回転させるためのモータへ、回転をオフに制御する回転制御信号を出力する。モータは、この回転制御信号を受けると、超音波振動子２４の回転を停止させる。

【０１９５】

50

一方、術者が再び走査制御キー 9 e を押していなかった場合には、3 次元ガイド画像作成回路 3 3 は、位置配向算出装置 4 から新たに位置・配向データを取り込む。

【0196】

このようにして、位置・配向データ更新処理を繰り返すことにより、超音波振動子 2 4 が 1 回のラジアル走査をして超音波観測装置 3 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 3 から混合回路 3 6 に入力するたびに、新たな 3 次元ガイド画像が作成され、新たな超音波断層像とともに表示装置 1 1 の表示画面 1 1 a にリアルタイムに更新されつつ表示される。すなわち、術者による挿入部 2 1 の手動的な操作に伴うラジアル走査面の移動とともに、3 次元ガイド画像の超音波断層像マーカ 4 1 が図 1 4 の矢印 4 3 に示すように抽出データに対して移動していく。

10

【0197】

< 効果 >

このような第 1 の実施の形態によれば、超音波断層像により観察している位置を案内するためのガイド画像が 3 次元ガイド画像である超音波診断装置において、2 次元の参照画像上で特徴点を指定するのではなく、2 次元の参照画像から構築した 3 次元の画像上で特徴点を指定することができるために、特徴点をより正確に指定することが可能となる。

【0198】

例えば特徴点を骨格の骨盤にある上前腸骨棘にした場合には、下方大腿骨に由来する湾曲と上方から来る湾曲との骨盤上の頂点が 3 次元画像上で判別し易くなるために、正確に指定することができる。なお、この上前腸骨棘は、触診でもわかり易いために、被検体に直接マーカスティック 7 を接触させることにより被検者体表上の標本点として正確に指定することができる。よって、上前腸骨棘に係る特徴点と標本点とは解剖学的により正確に一致することになり、従来の超音波診断装置に比して、ガイド画像と超音波断層像との位置および配向の一致精度が向上する。

20

【0199】

このように、ガイド画像により超音波断層像の位置を案内するこれまでの超音波診断装置に比して、本実施形態の超音波診断装置は、ガイド画像と超音波断層像との位置および配向の一致精度が向上する。このことは、病変部等の関心領域へのアプローチを早くすることにつながるために、検査時間の短縮に寄与することができる。

【0200】

30

< 変形例 >

次に本実施の形態の変形例について説明する。

本実施の形態においては、超音波内視鏡 1 の先端部に受信コイル 2 5 を内蔵する構成であったが、このような構成に限るものではない。例えば、鉗子チャンネルを備えた超音波内視鏡 1 と、鉗子チャンネルに挿通可能であり先端部に受信コイル 2 5 を備えた位置検出プローブと、を組み合わせる構成であっても構わない。

【0201】

また、本実施の形態においては、術者がマウス 8、キーボード 9 からの指示を通じて特徴点を設定できるように構成、作用させたが、これに限るものでもない。例えば、予め検査の関心領域やプロトコルが決まっている場合には、工場出荷時等に数種類の特徴点のセットをデフォルトで参照画像記憶部 3 1 に記憶させておき、術者からのマウス 8、キーボード 9 を介した指示により、制御回路 3 8 が制御して、標本点取得前に参照画像記憶部 3 1 から適切な特徴点のセットを読み出すように構成、作用させても良い。

40

【0202】

さらに、本実施の形態においては、姿勢検出プレート 6 やマーカスティック 7 を被検者の剣状突起や骨盤などの予め決まった複数の位置に取り付けて、被検者の体位の変化や、体格の差を補正した後に、1 個の姿勢検出プレート 6 のみを残してマーカスティック 7 を取り外し、残した姿勢検出プレート 6 により検査中の被検者の体位の変化を補正するように構成している。しかしこれに限るものでもない。例えば、検査直前に被検者に麻酔をかけて、その後に被検者の体位の変化がなくなったのを見計らってから、1 個のマーカステ

50

ィック 7 のみを用いて複数点の位置を順次計測するようにしても良い。あるいは、姿勢検出プレート 6 の他にもマークスティック 7 を検査中に常時被検者に取り付けておき、被検者の体位の変化を補正するようにしても良い。このようなマークスティック 7 を適切な場所に取り付ける構成を採用すれば、より正確な 3 次元ガイド画像を構築することが可能となる。

【 0 2 0 3 】

そして、本実施の形態においては、位置検出手段として送信アンテナ 5 と受信コイル 2 5 とを用いて、磁場を介して位置と配向とを検出するように構成、作用させたが、送受はこの逆でも良い。さらに、磁場により検出を行うのではなく、加速度やその他の手段により位置と配向とを検出するように構成、作用させても構わない。

10

【 0 2 0 4 】

加えて、本実施の形態においては、原点 O を送信アンテナ 5 の特定の位置に設定するようにしたが、送信アンテナ 5 と位置関係の変わらないその他の場所に設定するようにしてももちろん構わない。

【 0 2 0 5 】

なお、本実施の形態においては、3 次元ガイド画像作成回路 3 3 と特徴点指定 3 次元画像作成回路 3 5 とが別の回路であるものとして説明したが、これらは類似した画像処理を行うものであるために、同一の画像処理回路がこれら 2 つの回路の機能を兼用するように構成しても構わない。

【 0 2 0 6 】

20

また、本実施の形態においては、超音波内視鏡 1 の走査方式について特に言及していないが、機械式の走査方式であっても電子式の走査方式であっても構わず、走査方式の種類に限定されるものではない。さらに、走査方向に関しても、ラジアル走査であってもコンベックス走査であっても構わず、走査方向の種類に限定されるものでもない。

【 0 2 0 7 】

さらに、本実施の形態においては、参照画像データ 3 1 a を、画素毎に器官別に分類した後、色分けして属性を変えて得た画像データとしたが、属性としては色に限るものではなく、輝度値であっても良いし、その他の態様であっても構わない。

【 0 2 0 8 】

そして、本実施の形態においては、3 次元ガイド画像上の各器官を、器官別に色分けして表示するように構成したが、色分けの態様に限らず、輝度、明度、彩度もしくはこれらの組み合わせ等の、他の態様であっても良い。

30

【 0 2 0 9 】

加えて、参照画像データ 3 1 a は、X 線 CT 装置により得られた画像データ（複数の断層像データ）、MRI 装置により得られた画像データ（複数の断層像データ）、超音波診断装置により得られた画像データ（複数の断層像データ）等の何れでも構わず、画像データの種類に限定されるものではない。

【 0 2 1 0 】

[第 2 の実施の形態]

図 1 5 は本発明の第 2 の実施の形態を示したものであり、表示装置の表示画面に 3 次元ガイド画像と超音波断層像とが並べて表示されている様子を示す図である。この第 2 の実施の形態において、上述の第 1 の実施の形態と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

40

【 0 2 1 1 】

なお、この図 1 5 に示す例においては、超音波断層像とともに表示されている 3 次元ガイド画像は、腹腔動脈分岐を含んでいる。

【 0 2 1 2 】

< 構成 >

第 2 の実施の形態の構成は、第 1 の実施の形態の構成とほぼ同様となっている。ただし、この第 2 の実施の形態の参照画像データ 3 1 a は、例えば人体を 1 mm ピッチで平行に

50

スライスする方向に撮影された一辺 60 cm の正方形の写真データであって、かつ、造影剤によって特定の器官を造影した画像データである。ここでは特に、血管造影剤によって血管が造影された写真データであるものとする。

【0213】

< 作用 >

次に、この第 2 の実施の形態の作用の内の、上述した第 1 の実施の形態の作用と異なる部分のみを説明する。

【0214】

特徴点指定器官として血管を選択して、特徴点を腹腔動脈分岐部とした場合の、特徴点指定方法を説明する。ここに、腹腔動脈は、腹膜腔において大動脈から分岐して、その後

10

【0215】

まず、本実施の形態の特徴点指定 3 次元画像の構築の方法は、上述した第 1 の実施の形態と同様である。ただし、参照画像データが造影剤を用いて取得された画像データであるために、3 次元の造影画像が生成される。そして、構築された特徴点指定 3 次元画像が、表示装置 11 の表示画面 11a に表示される。

【0216】

術者は、特徴点指定 3 次元画像上に 3 次元の造影画像として表示されている腹腔動脈分岐部にマウスカーソル (図 15 に示すマウスカーソル 11b 参照) を置いて、その後

20

【0217】

次に、腹腔動脈分岐部の標本点を指定する方法を説明する。

【0218】

第 1 の実施の形態で説明した標本点は、全て体表部あるいは体腔内表面部であったので、肉眼あるいは内視鏡による光学観察により確認することができた。しかし、腹腔動脈分岐部は体腔内部であるために、超音波断層像で確認する必要がある。

【0219】

そこで先ず、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 を被検者に挿入して、超音波によるラジアル走査を行う。これにより、図 15 の右側に示すような超音波断層像 11a2 が表示される (なお、この時点では、標本点の幾つかはまだ指定されていないために、3 次元ガイド画像 11a1 はまだ表示されないか、またはおおざっぱな位置を示す参考程度にしか表示されない。)。術者は、図 15 の右画面に表示される超音波断層像を観察しながら、腹腔動脈分岐部が描出されるようにする。この腹腔動脈分岐部は、太い動脈血管が分岐する部分であるために、特徴があって画面上で認識し易い。

30

【0220】

超音波断層像 11a2 に腹腔動脈分岐部が描出されたら、この腹腔動脈分岐部にマウスカーソル 11b を置いて、体内標本点指定キー 9d を押す。この時刻を時刻 t4 と定義する。

40

【0221】

これと同時に (時刻 t4 に)、3 次元ガイド画像作成回路 33 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む。

【0222】

3 次元ガイド画像作成回路 33 は、取り込んだ位置・配向データから、超音波内視鏡 1 の先端部の受信コイル 25 の位置ベクトル OC (t4) (つまり、超音波断層像上の中心位置の位置ベクトル) を取得する。

【0223】

制御回路 38 は、超音波断層像上の中心位置からマウスカーソル 11b が置かれた腹腔動脈分岐部までの距離と角度とを算出し、位置ベクトルを M (t4) とする。

50

【 0 2 2 4 】

すると、腹腔動脈分岐部の位置 P_4 の時刻 t_4 における位置ベクトル $OP_4(t_4)$ は、次の数式 69 により表現することができる。

[数式 69]

$$OP_4(t_4) = OC(t_4) + M(t_4)$$

【 0 2 2 5 】

なお、その他の標本点に、体表部の標本点がある場合には、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 を被検者に挿入する前に指定を行う。また、その他の標本点に体腔内表面部の標本点がある場合には、超音波内視鏡 1 の挿入部 21 を被検者に挿入した後の適宜の時点で指定を行う。このようにして、他の標本点についても全て指定する。

10

【 0 2 2 6 】

その後の作用は、上述した第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 2 2 7 】

< 効果 >

このような第 2 の実施の形態によれば、上述した第 1 の実施の形態とほぼ同様の効果を奏するとともに、さらに以下のような効果を奏することができる。

【 0 2 2 8 】

例えば、X 線造影剤を用いて撮影された参照画像データ 31a、つまり、血管や、血管を多く含む器官が周囲組織よりも高輝度になる参照画像データ 31a を用いることにより、血管等の器官を描出し易くなり、器官の境界が明瞭でわかり易くなって、体表または体腔表面のみならず、体内においても正確な特徴点を指定することが可能となる。従って、ガイド画像と超音波断層像との位置および配向の一致精度をさらに向上することができる。

20

【 0 2 2 9 】

< 変形例 >

次に本実施の形態の変形例について説明する。

本実施の形態においては、造影剤として血管造影剤を例に挙げて説明したが、これに限るものではない。使用する造影剤としては、例えば、消化管造影剤等でも良い。このように、描出を強調する器官の部位に限定されるものではない。また、使用する造影剤としては、例えば X 線 CT 装置を使用する際に用いられる X 線造影剤、MRI 装置を使用する際に用いられる MRI 造影剤、超音波診断装置を使用する際に用いられる超音波造影剤等の何れでも良く、診断装置の種類に限定されるものでもない。

30

【 0 2 3 0 】

本実施の形態におけるその他の変形例は、上述した第 1 の実施の形態における変形例と同様である。

【 0 2 3 1 】

なお、本発明は上述した実施の形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施の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、種々の発明を形成することができる。例えば、実施の形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても良い。さらに、異なる実施の形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 2 3 2 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置のシステム全体の構成を示すブロック図。

【図 2】上記第 1 の実施の形態において、超音波内視鏡の挿入部の先端部に配設された受

50

信コイルの様子を示す図。

【図 3】上記第 1 の実施の形態における姿勢検出プレートの構成を示す斜視図。

【図 4】上記第 1 の実施の形態におけるマークスティックの構成を示す斜視図。

【図 5】上記第 1 の実施の形態において、参照画像記憶部に記憶されている参照画像データの様子を模式的に示す図。

【図 6】上記第 1 の実施の形態におけるボクセル空間の様子を模式的に示す図。

【図 7】上記第 1 の実施の形態において、送信アンテナ上に定義された直交座標軸 O-xyz とその正規直交基底とを示す図。

【図 8】上記第 1 の実施の形態において、参照画像記憶部から参照画像データを読み出して表示装置に表示し、マウスカーソルを用いて特徴点指定器官を選択するときの様子を示す図。

【図 9】上記第 1 の実施の形態において、表示装置の表示画面に特徴点指定 3 次元画像が表示され、マウスカーソルを用いて特徴点を指定するときの様子を示す図。

【図 10】上記第 1 の実施の形態における標本点とラジアル走査面との位置関係を示す図。

【図 11】上記第 1 の実施の形態における特徴点と超音波断層像マーカとの位置関係を示す図。

【図 12】上記第 1 の実施の形態における超音波断層像マーカを示す図。

【図 13】上記第 1 の実施の形態における超音波断層像マーカと抽出データとの合成データを示す図。

【図 14】上記第 1 の実施の形態において、表示装置の表示画面に 3 次元ガイド画像と超音波断層像とが並べて表示されている様子を示す図。

【図 15】本発明の第 2 の実施の形態において、表示装置の表示画面に 3 次元ガイド画像と超音波断層像とが並べて表示されている様子を示す図。

【符号の説明】

【0233】

- 1 ... 超音波内視鏡
- 2 ... 光学観察装置
- 3 ... 超音波観測装置（超音波断層像生成手段）
- 4 ... 位置配向算出装置（位置検出手段）
- 5 ... 送信アンテナ（位置検出手段）
- 6 ... 姿勢検出プレート（標本点指定手段）
- 6 a , 6 b , 6 c ... プレートコイル
- 6 d ... プレート筐体
- 7 ... マークスティック（標本点指定手段）
- 7 a ... マーカコイル
- 8 ... マウス（特徴点指定手段）
- 9 ... キーボード
- 9 a ... 関心器官指定キー（特徴点指定手段）
- 9 b ... 特徴点指定キー（特徴点指定手段）
- 9 c ... 体表標本点指定キー（標本点指定手段）
- 9 d ... 体内標本点指定キー（標本点指定手段）
- 9 e ... 走査制御キー

10 ... 超音波画像処理装置

11 ... 表示装置

11 a ... 表示画面

11 a 1 ... 3 次元ガイド画像

11 a 2 ... 超音波断層像

11 b ... マウスカーソル

21 ... 挿入部

10

20

30

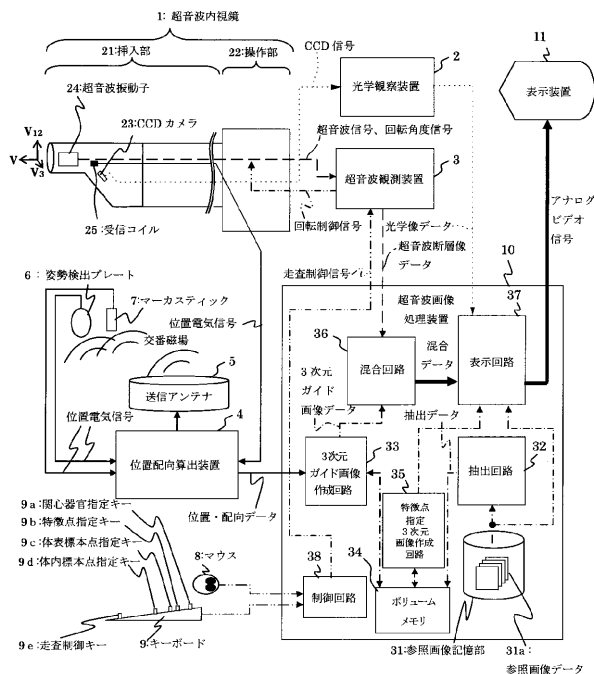
40

50

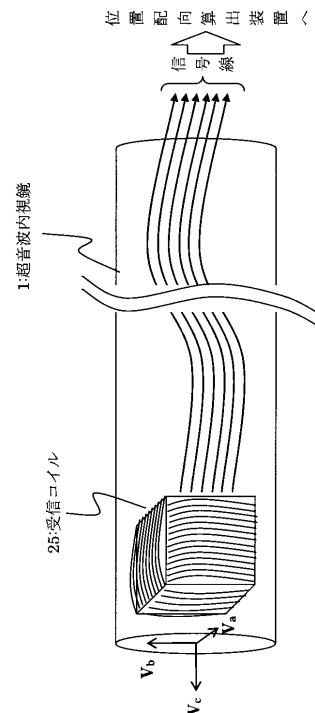
- 2 2 ... 操作部
- 2 3 ... C C D カメラ
- 2 4 ... 超音波振動子
- 2 5 ... 受信コイル（位置検出手段、標本点指定手段）
- 3 1 ... 参照画像記憶部（参照画像データ保持手段）
- 3 1 a ... 参照画像データ
- 3 2 ... 抽出回路（特徴点指定手段、抽出手段）
- 3 3 ... 3次元ガイド画像作成回路（ガイド画像作成手段）
- 3 4 ... ポリ्यूームメモリ
- 3 5 ... 特徴点指定3次元画像作成回路（画像処理手段）
- 3 6 ... 混合回路
- 3 7 ... 表示回路
- 3 8 ... 制御回路
- 4 1 ... 超音波断層像マーカ
- 4 1 a ... 1 2 時方向マーカ

10

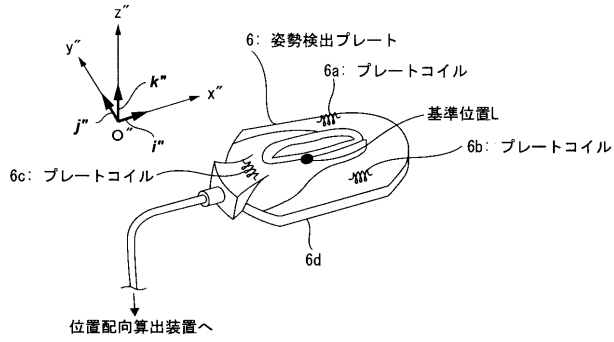
【 図 1 】



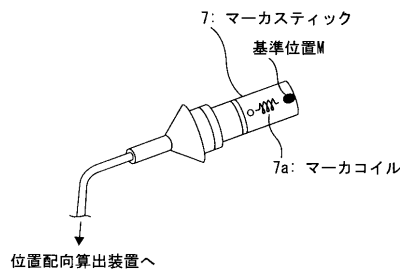
【 図 2 】



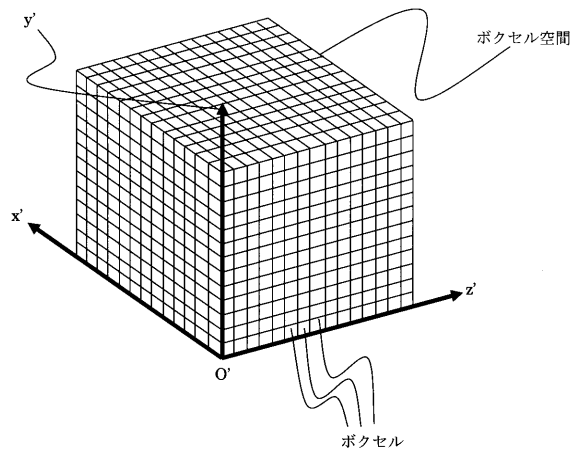
【図 3】



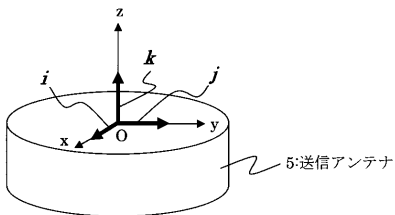
【図 4】



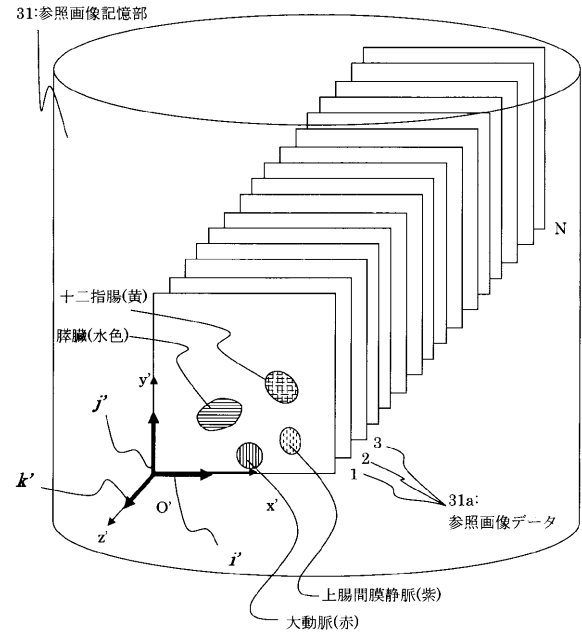
【図 6】



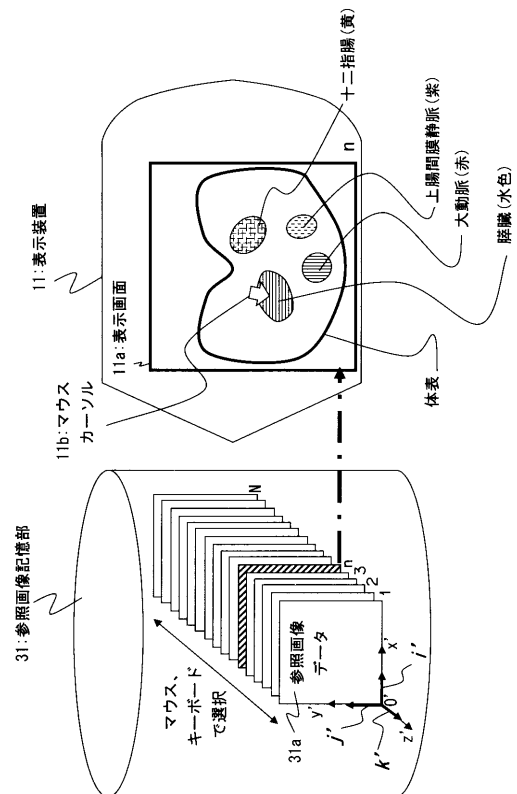
【図 7】



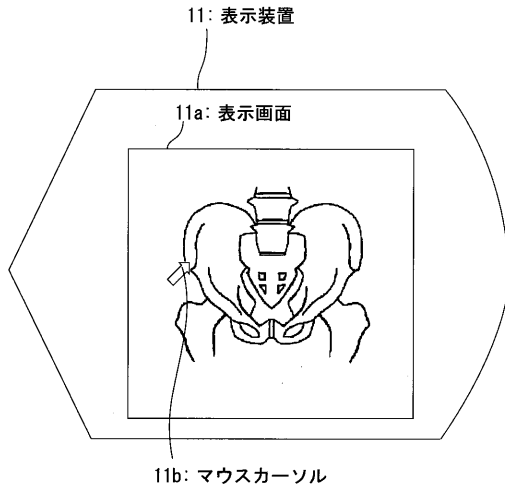
【図 5】



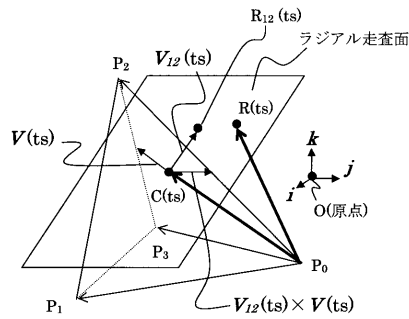
【図 8】



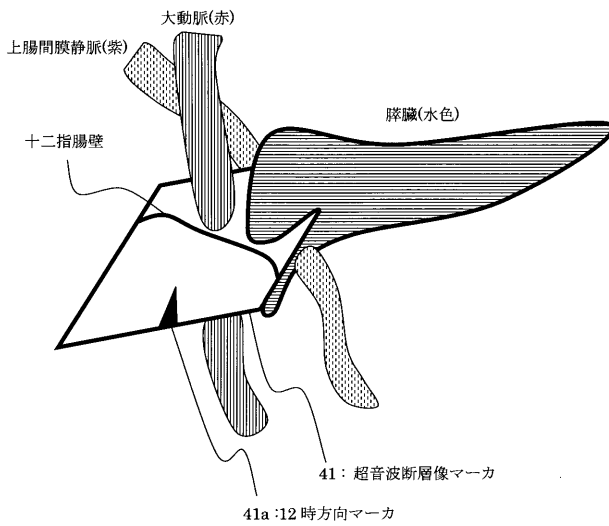
【図 9】



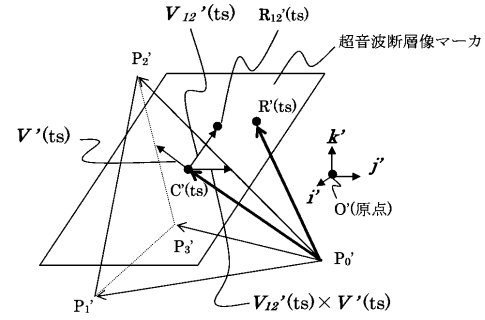
【図 10】



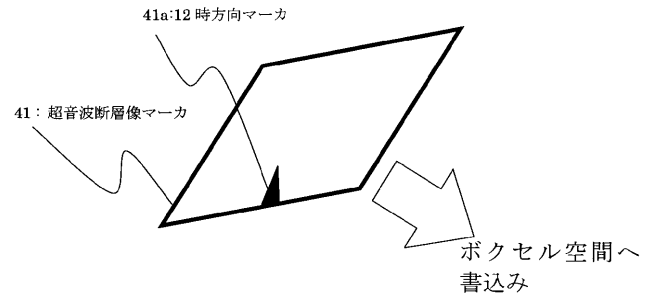
【図 13】



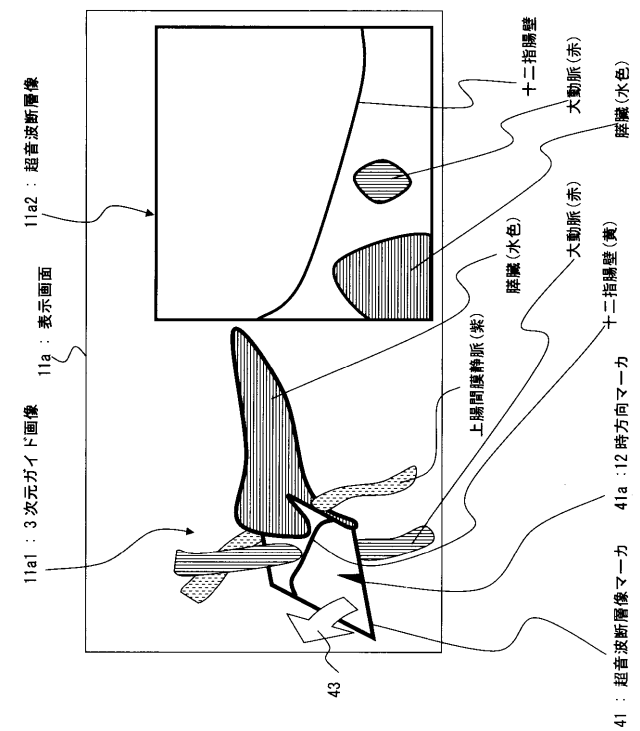
【図 11】



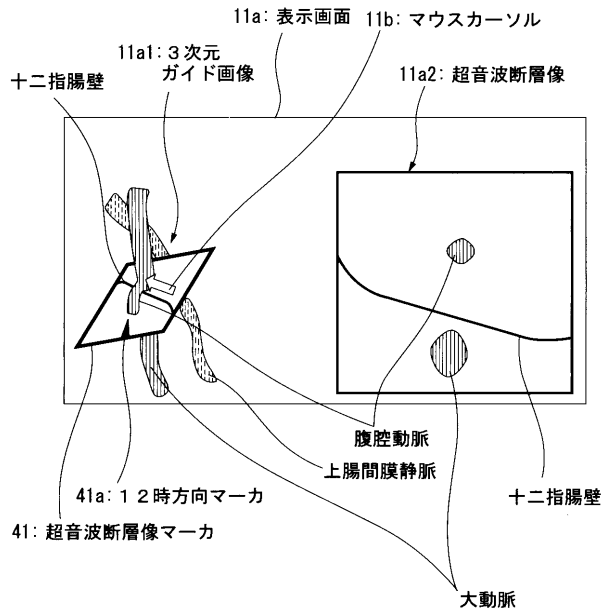
【図 12】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB14 BB24 DE06 EE09 EE11 FE02 GA19 GA21 GA25
JC03 JC08 JC29 JC32 JC33 JC37 KK02 KK09 KK10 KK22
KK25 KK31 KK32 KK43 LL04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008301969A	公开(公告)日	2008-12-18
申请号	JP2007150922	申请日	2007-06-06
[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		
[标]发明人	小室雅彦 川島知直 生熊聡一		
发明人	小室 雅彦 川島 知直 生熊 聡一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/JC03 4C601/JC08 4C601/JC29 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK43 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够精确指定参考图像的特征点的超声诊断设备。

一种超声波观测装置3，其从A超声波信号生成超声波图像，用于检测指示的超声波图像的位置和方向，用于保持参考图像数据中的参考图像的位置信息的位置姿势计算单元4一个存储单元31，键盘9等来指定对应于该特征点的对象的采样点的位置，以及基于所述检测到的位置和方向的参考图像数据，特征点和所述采样点指定所述特征点并且三维引导图像创建电路33用于通过使用特征点指定来创建超声波断层图像的对象解剖学引导图像还提供三维图像创建电路35，并且在三维图像上指定特征点。点域1

