

(11)特許出願公開番号

特開2008-284162

(P2008-284162A)

(43) 公開日 平成20年11月27日(2008.11.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2007-132008 (P2007-132008)

(22) 出願日 平成19年5月17日 (2007. 5. 17)

(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 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) 發明者 生熊 聰一

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](#)

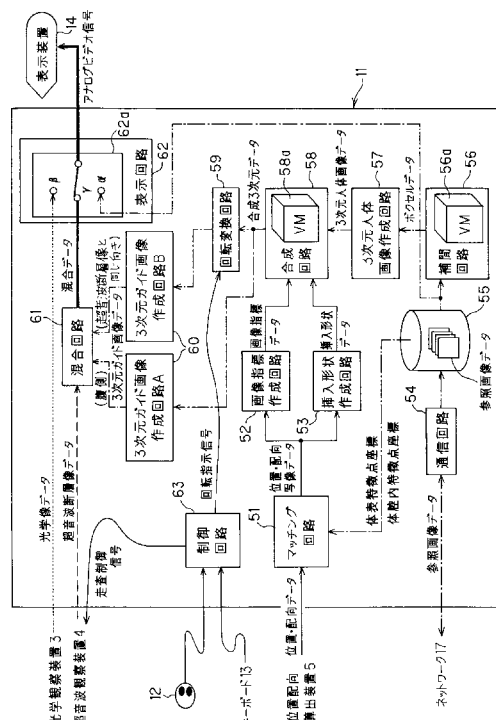
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】臓器・器官・組織等の関心領域の超音波断層像を観察する際に、関心領域自体が移動したり変形したりしても、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を正しく示すガイド画像を表示する。

【解決手段】参照画像記憶部５５に通常の脾臓の参照画像データと脾臓が回転や移動をした後の参照画像データとを記憶し、制御回路６３が参照画像データの何れを用いるかを判断する。補間回路５６は制御回路６３からの指令により参照画像データを再度読み直し、補間メモリ、合成メモリのボクセル空間がキーの組み合わせに対応して読み出された参照画像データで埋められる。これにより、術者によるキー操作に対して瞬時に３次元人体画像データおよびガイド画像が切り替えられ、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向とを正しく示すガイド画像を表示することができる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波断層像作成部と、

前記超音波断層像の位置および／または配向を検出する検出部と、

参照データを保持する参照データ保持部と、

前記位置および／または配向を用いて、前記参照データに基づき、前記超音波断層像の解剖学的な位置および／または配向のガイド画像を作成するガイド画像作成部と、

前記ガイド画像を表示する表示部と

を具備する超音波診断装置において、

前記参照データは、臓器もしくは器官もしくは組織を関心領域として、該関心領域の複数の状態の各々に対応した複数の画像データからなり、

前記複数の状態のうち、何れかの状態を選択する状態選択部を設け、

前記ガイド画像作成部は、前記状態選択部により選択された前記状態に対応した画像データを基に前記ガイド画像を作成する

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数の状態は、前記関心領域の位置もしくは形状もしくは配向が異なる複数の状態であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の状態は、前記関心領域である膵臓の位置もしくは形状もしくは配向が異なる複数の状態であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

生体の体腔内へ挿入し、超音波を走査して超音波断層像を作成するための超音波信号を得る細長の超音波プローブと、

前記超音波プローブの走査情報を選択する走査選択部とを備え、

前記状態選択部は、前記走査選択部で選択された走査情報に基づき前記状態を選択することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記走査情報は、前記超音波プローブの走査位置もしくは移動方向もしくは移動軌跡であることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記走査情報を選択するための条件を入力する条件入力部を備え、

前記走査選択部は、前記条件入力部から入力された前記条件によって走査情報を選択することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査位置は、食道と胃と十二指腸と十二指腸球部と十二指腸下降脚と十二指腸横行脚とのうちの何れか、若しくは、これらの何れかの特定の部分であることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記移動方向は、前記超音波プローブを前記生体の体腔で引き抜く方向もしくは押し込む方向であることを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記参照データは、前記関心領域を含む複数の部分モデル画像データから構成されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数の部分モデル画像データのうちの特定の部分モデル画像データが前記関心領域の複数の状態の各々に対応した複数の画像データからなり、

前記ガイド画像作成部は、前記特定の部分モデル画像データに前記状態選択部により選択された前記状態に対応する画像データを用い、この画像データを含む前記複数の部分モ

50

デル画像データから構成された参照データに基づき、前記ガイド画像を作成することを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

生体の体腔内へ挿入し、超音波を走査して超音波断層像を作成するための超音波信号を得る細長の超音波プローブを備え、

前記複数の状態が、前記超音波プローブにより生じる前記臓器の変形もしくは移動もしくは回転の前後の状態であり、

前記特定の部分モデル画像データが前記臓器の変形もしくは移動もしくは回転の前後の状態の各々に対応した複数の画像データであることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

生体の体腔内へ挿入し、超音波を走査して超音波断層像を作成するための超音波信号を得る細長の超音波プローブを備え、

前記複数の状態が前記超音波プローブにより生じる前記臓器の変形の前後の状態であり、

、

前記特定の部分モデル画像データが前記臓器の変形の前後の状態の各々に対応した複数の画像データであり、

前記臓器の前記変形の後の状態に対応した画像データが前記臓器の回転前の状態の画像データと回転後の状態の画像データとを合成した画像データであることを特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内へ超音波を送受して超音波断層像を取得する超音波診断装置に関する。

。

【背景技術】

【0002】

従来より、消化管、胆膵管、血管等の体腔内へ超音波プローブを挿入して、超音波断層像を取得する超音波診断装置が周知である。

【0003】

例えば、特許文献 1（特開 2006-149481 号公報）や特許文献 2（国際出願 WO 2006/057296 号公報）には、超音波断層像の位置や配向を検出し、この位置や配向を用いて、予め保持しておいた 3D-C T データ等の参照画像データに基づき、超音波断層像の解剖学的な位置や配向のガイド画像を表示する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置では、超音波プローブの例として超音波内視鏡を採用している。

30

【0004】

また、特許文献 3（特開 2002-263101 号公報）には、生体内部の組織に対して超音波を送受波し、これにより受信信号を出力する超音波探触子と、前記受信信号に基づいて前記組織の超音波画像を形成する超音波画像形成手段と、生体内部を模式的に表す複数のイラストイメージを格納したイメージデータベースと、前記イメージデータベースから前記組織に対応したイラストイメージを選択するイメージ選択手段と、前記超音波画像とともに、前記選択されたイラストイメージを表示する表示手段とを含む超音波診断装置が開示されている。

40

【0005】

この特許文献 3 におけるイメージデータは、段落 [0045] に記載されているように、科目及びタイプによって区分され、各イメージデータ毎に座標情報が関連付けられている。例えば、科目として「腹部」が指定され、タイプとして「全体」が指定された場合には、それらによって特定されるファイル名をもったイメージデータが検索され、当該イメージデータが表示処理部へ出力される。

50

【特許文献1】特開2006-149481号公報

【特許文献2】国際出願WO2006/057296号公報

【特許文献3】特開2002-263101号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、生体の臓器・器官・組織等の関心領域に接近したり、関心領域全体を漏れなく観察する際には、リアルタイムの超音波断層像を観察しながら、超音波プローブを移動させたり変形させたり向きを変えたりすることが通例である。

【0007】

しかしながら、この超音波プローブの移動、変形、向きの変化が、臓器等の観察部位自体の移動や変形を引き起こすことがあり、前述の特許文献1～3の技術では、このような問題に対処することは困難である。

【0008】

すなわち、特許文献1（特開2006-149481号公報）及び特許文献2（国際出願WO2006/057296号公報）で開示されている超音波診断装置では、参照画像データ中の臓器と、超音波プローブで走査中の臓器との間で位置や形状が異なってしまう、ガイド画像が超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を示せない虞がある。

【0009】

また、特許文献3（特開2002-263101号公報）で開示されている超音波診断装置は、前述したように、「腹部」のような「科目」や、「全体」のような「タイプ」についての表現形態を選択することはできるが、臓器もしくは器官もしくは組織の自身の状態を選択することはできない。

【0010】

従って、前述の超音波プローブの移動、変形、向きの変化が、観察部位例えば臓器自体の移動や変形を引き起こすことにより、参照画像データ中の臓器と、超音波プローブで走査中の臓器との間で位置や形状が異なってしまう、ガイド画像が超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を示せないという課題は、依然として未解決のままである。

【0011】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、臓器・器官・組織等の関心領域の超音波断層像を観察する際に、関心領域自体が移動したり変形したりしても、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を正しく示すガイド画像を表示することの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】

【0012】

上記目的を達成するため、本発明による超音波診断装置は、生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波断層像作成部と、前記超音波断層像の位置および／または配向を検出する検出部と、参照データを保持する参照データ保持部と、前記位置および／または配向を用いて、前記参照データに基づき、前記超音波断層像の解剖学的な位置および／または配向のガイド画像を作成するガイド画像作成部と、前記ガイド画像を表示する表示部とを具備する超音波診断装置において、前記参照データは、臓器もしくは器官もしくは組織に関心領域として、該関心領域の複数の状態の各々に対応した複数の画像データからなり、前記複数の状態のうち、何れかの状態を選択する状態選択部を設け、前記ガイド画像作成部は、前記状態選択部により選択された前記状態に対応した画像データを基に前記ガイド画像を作成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、臓器・器官・組織等の関心領域の超音波断層像を観察する際に、超音波プローブの移動、変形、向きの変化等により、関心領域自体が移動したり変形したりしても、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を正しく示すガイド画像を表示するこ

10

20

30

40

50

とができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0015】

〔第1の実施の形態〕

図1～図23は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は体表検出用コイルを使用例で模式的に示す説明図、図3は体腔内接触プローブを示す側面図、図4は画像処理装置の構成を示すブロック図、図5は参照画像記憶部内に記憶される参照画像データを示す説明図、図6はボクセル空間を示す説明図、図7はキーボードのキー配列を示す説明図、図8は位置・配向データを表すために送信アンテナ上に原点を設定した直交基底を示す説明図、図9は被検体側の体腔内特徴点をボクセル空間へ写像する様子等を示す説明図、図10は画像指標作成回路により画像指標データが作成される様子を示す説明図、図11は挿入形状作成回路により作成される挿入形状データが作成される様子を示す説明図、図12は3次元人体画像データを示す説明図、図13は合成回路により画像指標データと挿入形状データとが合成メモリ内のボクセル空間に埋められていく様子を示す説明図、図14は被検体の腹側から観察した場合の3次元ガイド画像データを示す説明図、図15は超音波断層像と同じ向きから観察した場合の3次元ガイド画像データを示す説明図、図16は表示装置に表示される3次元ガイド画像及び超音波断層像を示す図、図17は全体的な処理内容を示すフローチャート、図18は図17における参照画像上での体表特徴点、体腔内特徴点指定処理の具体的な処理内容を示すフローチャート、図19は図17における補正值算出処理の具体的な処理内容を示すフローチャート、図20は図19における処理の説明図、図21は図17における超音波断層像・3次元ガイド画像作成／表示処理の具体的な処理内容を示すフローチャート、図22は3次元人体画像データの回転・移動を示す説明図、図23はキーの組み合わせと参照画像データとの対応を示す説明図である。

【0016】

先ず、本実施の形態における超音波診断装置の構成について説明する。図1に示すように、本実施の形態の超音波診断装置1は、超音波プローブとしての電子ラジアル走査型の超音波内視鏡2と、光学観察装置3と、超音波内視鏡2からの超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波断層像作成部としての超音波観測装置4と、超音波断層像の位置及び／又は配向を検出する検出部としての位置配向算出装置5と、送信アンテナ6と、体表検出用コイル7と、体腔内接触プローブ8と、A/Dユニット部9と、画像処理装置11と、マウス12と、キーボード13と、表示部としての表示装置14とを備え、これらは信号線で接続されている。

【0017】

超音波診断装置1の外部には、X線3次元ヘリカルCT装置(X-ray 3 dimensional computer tomography system)15、3次元MRI装置(3 dimensional magnetic resonance imaging system)16、それらを接続した光通信やADSL等の高速のネットワーク17がある。X線3次元ヘリカルCT装置15と3次元MRI装置16とは、ネットワーク17経由で本超音波診断装置1の画像処理装置11と接続している。

【0018】

超音波内視鏡2は、食道、胃、十二指腸などの体腔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21と、硬性部21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22と、可撓部22より後端側に硬質な材料で構成された操作部23とからなる。尚、硬性部21と可撓部22は、体腔内に挿入される挿入部を形成する。

【0019】

硬性部21には、カバーガラスで形成された光学観察窓24が設けてあり、この光学観察窓24の内側に光学像を結ぶ対物レンズ25と、その結像位置に配置された撮像素子と

して、例えばCCD(charge coupled device)26とが設けてある。また、この光学観察窓24に隣接して、体腔内に照明光を照射する図示しない照明光照射窓（照明窓）が設けられている。

【0020】

CCD26は、光学観察装置3と信号線27で接続されている。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構成されている。体腔表面の像は、光学観察窓24から対物レンズ25を経由してCCD26に結像され、CCD26からのCCD信号は、信号線27を経由して光学観察装置3へ出力される。

【0021】

硬性部21は、例えば円柱状の先端部分が短冊状に細かく切断され、挿入軸の周囲に環状でアレイ状に配列させた超音波振動子群が設けてあり、この超音波振動子群で超音波振動子アレイ29が形成されている。超音波振動子アレイ29を構成する各超音波振動子29aは、それぞれ信号線30を介して操作部23経由で超音波観測装置4と接続されている。超音波振動子アレイ29の環の中心は、後述するラジアル走査による超音波ビームの旋回中心である。

【0022】

ここで、硬性部21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。 V は硬性部21の長手方向（挿入軸方向）と平行なベクトルであり、後述するように、超音波断層像の法線方向ベクトルとなる。このベクトル V に直交する V_3 は3時方向ベクトル、 V_{12} は12時方向ベクトルである。

【0023】

硬性部21内には、超音波振動子アレイ29に対する画像位置配向検出用素子としての画像位置配向検出用コイル31が超音波振動子アレイ29の環の中心のごく近傍に固定して設けてある。画像位置配向検出用コイル31は、ベクトル V 及び V_3 の2つの方向（軸）を指向するように、2軸方向に巻かれたコイルが一体に形成され、ベクトル V 及び V_3 の両方向を検出できるように設定されている。

【0024】

可撓部22内には、超音波内視鏡2における挿入部を構成する可撓部22の挿入形状を検出するため、挿入軸に沿って、例えば一定間隔で複数の挿入形状検出用コイル32が設けてある。図1に示すように、挿入形状検出用コイル32は、1軸方向に巻かれたコイルで、その巻線軸方向が可撓部22の挿入軸方向と一致するよう可撓部22内部に固定されている。

【0025】

尚、硬性部21の位置と配向とは、画像位置配向検出用コイル31の位置から検出できる。また、可撓部22の先端付近には、湾曲自在の湾曲部が設けられることが多く、この湾曲部付近のみに複数の挿入形状検出用コイル32を設け、超音波内視鏡2の挿入部の先端側部分の挿入形状を検出するようにしても良い。

【0026】

本実施の形態においては、複数の挿入形状検出用コイル32を採用することにより、磁場を利用して挿入形状の検出を行う。これにより、挿入形状検出のために、術者及び患者（被検体）が放射線被曝を受けないようにできる。

【0027】

位置配向算出装置5は、画像位置配向検出用コイル31の位置及び配向及び複数の挿入形状検出用コイル32の位置等を検出するものであり、送信アンテナ6と、複数のA/Dユニット9a、9b、9cを有するA/Dユニット9と、画像処理装置11と信号線で接続されている。このうち、位置配向算出装置5と画像処理装置11とは、例えばRS-32C規格のケーブル33で接続されている。

【0028】

送信アンテナ6は、巻線軸の配向の異なる複数の図示しない送信コイルにより構成され、これらの送信コイルは、例えば直方体の筐体の中に一体に収納されている。複数の送信

10

20

30

40

50

コイルは、それぞれ位置配向算出装置 5 に接続されている。

【0029】

A/D ユニット 9 a, 9 b, 9 c の各々は、入力されるアナログ信号を増幅する図示しないアンプと、増幅された信号をサンプリングしてデジタルデータへ変換する図示しないアナログデジタル変換回路とを備えている。A/D ユニット 9 a は、画像位置配向検出用コイル 3 1 と、複数の挿入形状検出用コイル 3 2 の各々と、個別に信号線 3 4 で接続されている。A/D ユニット 9 b は、長尺の体腔内接触プローブ 8 と信号線 3 5 で接続されている。A/D ユニット 9 c は、複数の体表検出用コイル 7 の各々と個別に信号線 3 6 で接続されている。

【0030】

図 2 に示すように、体表検出用コイル 7 は、各々 1 軸方向に巻かれた 4 個のコイルからなり、各々のコイルがテープ、ベルト、バンドなどで、被検体 3 7 の体表、具体的には腹部体表の特徴のある点(以下、単に体表特徴点)に着脱可能に固定され、その体表特徴点の磁場を用いた位置検出に利用される。通常の上部内視鏡検査では、被検体 3 7 は左側を下にしてベッド 3 8 上で横になるいわゆる左側臥位の姿勢をとって、内視鏡を口から挿入されるので、図 2 もその姿勢で描いている。

【0031】

本実施の形態では、体表特徴点を、骨格上の特徴のある箇所「剣状突起」(xiphoid process)、骨盤(pelvis)の左側の「左上前腸骨棘」(left anterior superior iliac spine)、骨盤の右側の「右上前腸骨棘」(right anterior superior iliac spine)、左右の上前腸骨棘の中間で脊椎上の「腰椎椎体棘突起」(spinous process of vertebral body)の 4 点にとって説明する。この 4 点は術者が触診で位置を特定できる。また、この 4 点は同一平面状になく、剣状突起を原点として他の特徴点へ向かう 3 本のベクトルを基本ベクトルとする斜交座標系(un-orthogonal reference frame)を形成する。この斜交座標系を図 2 に太線で示す。

【0032】

図 3 は体腔内接触プローブ 8 を示す。体腔内接触プローブ 8 は、可撓性のある材料で構成された外筒 4 1 を有する。この外筒 4 1 内におけるその先端には、体腔内検出用コイル 4 2 が固定して設けられ、この外筒 4 1 の後端にはコネクタ 4 3 が設けてある。

【0033】

図 3 に示すように、体腔内検出用コイル 4 2 は、1 軸方向に巻かれたコイルで、体腔内接触プローブ 8 の先端に固定されている。体腔内検出用コイル 4 2 は、その巻線軸方向が体腔内接触プローブ 8 の挿入軸方向と一致するように固定されている。そして、この体腔内検出用コイル 4 2 は、体腔内接触プローブ 8 の先端が接触された体腔内の関心部位等の位置検出に利用される。

【0034】

図 1 に示すように、超音波内視鏡 2 は、操作部 2 3 から可撓部 2 2 を経て硬性部 2 1 にかけて、操作部 2 3 に第 1 の開口として、鉗子等を挿入する処置具挿入口(以下では、簡単化のため鉗子口と略記) 4 4 を備え、硬性部 2 1 に第 2 の開口としての突出口 4 5 を備えた、管状の処置具チャンネル 4 6 が設けてある。

【0035】

この処置具チャンネル 4 6 は、体腔内接触プローブ 8 を鉗子口 4 4 から挿通し、突出口 4 5 から突出できるよう構成されている。突出口 4 5 の開口方向は、体腔内接触プローブ 8 が突出口 4 5 から突出したときに、体腔内接触プローブ 8 が光学観察窓 2 4 の光学視野範囲の内に入るよう向けられている。

【0036】

図 4 に示すように、画像処理装置 1 1 は、マッチング回路 5 1 と、画像指標作成回路 5 2 と、挿入形状作成回路 5 3 と、通信回路 5 4 と、参照データを保持する参照データ保持部としての参照画像記憶部 5 5 と、補間回路 5 6 と、3 次元人体画像作成回路 5 7 と、合成回路 5 8 と、回転変換回路 5 9 と、異なる 2 つの視線方向の 3 次元ガイド画像を作成す

10

20

30

40

50

るガイド画像作成部としての３次元ガイド画像作成回路６０（以下、３次元ガイド画像作成回路Ａと３次元ガイド画像作成回路Ｂと記載）と、混合回路６１と、表示回路６２と、制御回路６３とを有している。通信回路５４は、大容量で高速の通信モデムを内部に設けており、Ｘ線３次元ヘリカルＣＴ装置１５と３次元ＭＲＩ装置１６とネットワーク１７経由で接続している。

【００３７】

マッチング回路５１は、位置配向算出装置５から出力される位置・配向データが入力され、後述するように、直交座標軸 $0-xyz$ において算出された位置・配向データを、所定の変換式に従って写像し、直交座標軸 $0'-x'y'z'$ における新たな位置・配向データを算出する。そして、マッチング回路５１は、この新たな位置・配向データを、位置・配向写像データとして、画像指標データを作成する画像指標作成回路５２と、挿入形状データを作成する挿入形状作成回路５３とへ出力する。

10

【００３８】

参照画像記憶部５５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５５は、解剖学的な画像情報として、複数の参照画像データを記憶している。図５に示すように、参照画像データは、Ｘ線３次元ヘリカルＣＴ装置１５もしくは３次元ＭＲＩ装置１６からネットワーク１７経由で得られた被検体３７の断層像のデータである。

【００３９】

本実施の形態においては、説明の都合上、以下、参照画像データを、複数の被検体のうち特定の１被検体から得た、体軸（頭から足に抜ける軸）に垂直で、 $0.5\text{mm} \sim \text{数mm}$ ピッチ、一辺数十 cm の正方形の断層像のデータとする。図５の参照画像記憶部５５内の参照画像データには、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、図５のように、複数の参照画像データに対して固定した直交座標軸 $0'-x'y'z'$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i', j', k' を、原点 $0'$ を１番の参照画像データの最も左下に定義して、参照画像データ上に定義する。

20

【００４０】

図４に示すように補間回路５６と合成回路５８とは、それぞれボリュームメモリ VM を内蔵している。説明の都合上、以下、補間回路５６に設けられたボリュームメモリ VM を補間メモリ５６ a 、合成回路５８に設けられたボリュームメモリ VM を合成メモリ５８ a と呼ぶ。

30

【００４１】

ボリュームメモリ VM 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 VM 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に示すように、ボクセル空間は、直交座標軸 $0'-x'y'z'$ に対応したアドレスを持つメモリセル（以下、ボクセル）からなっている。

【００４２】

図４に示す３次元人体画像を作成する３次元人体画像作成回路５７と回転変換を行う回転変換回路５９は、輝度によるボクセルや画素の抽出、回転変換、相似変換、平行移動等の画像処理を高速に行う図示しない高速プロセッサを内蔵している。

40

【００４３】

表示回路６２は、その入力を切り替えるスイッチ６２ a を有している。スイッチ６２ a は、入力端子 α と、入力端子 β と、入力端子 γ と、１個の出力端子を有する。入力端子 α は、参照画像記憶部５５と接続されている。入力端子 β は、光学観察装置３の図示しない出力端子と接続されている。入力端子 γ は、混合回路６１と接続されている。出力端子は、光学像、超音波断層像及び３次元ガイド画像等を表示する表示装置１４と接続されている。

【００４４】

制御回路６３は、画像処理装置１１内の各部、各回路に指令が出力できるよう、各部、各回路とは図示しない信号線で接続されている。制御回路６３は、超音波観測装置４、マ

50

ウス 1 2、キーボード 1 3 と制御線で直接接続されている。

【0045】

図 7 に示すように、キーボード 1 3 は、体腔内特徴点指定キー 6 5、走査制御キー 6 6、表示切換キー 1 3 α、表示切換キー 1 3 β、表示切換キー 1 3 γ、超音波内視鏡走査部位キーとしての胃・十二指腸球部キー 1 8 a と十二指腸下降脚キー 1 8 b、超音波内視鏡走査情報キーとしての P U S H キー 1 9 a と P U L L キー 1 9 b を備えている。

【0046】

表示切換キー 1 3 α もしくは 1 3 β もしくは 1 3 γ が押されると、制御回路 6 3 は、表示回路 6 2 ヘスイッチ 6 2 a を入力端子 α もしくは β もしくは γ ヘ切り換えるよう指令を出力する。スイッチ 6 2 a は、表示切換キー 1 3 α が押されたときには入力端子 α へ、表示切換キー 1 3 β が押されたときには入力端子 β へ、表示切換キー 1 3 γ が押されたときには入力端子 γ へ切り換える。

10

【0047】

次に、以上の構成を有する本実施の形態の超音波診断装置 1 の機能について、図 1、図 4 に基づいて説明する。図 1 及び図 4 の各矢印線は、以下の通りの信号・データの流れを示している。

(a) 第 1：点線で示す光学像に関わる信号・データの流れ

(b) 第 2：破線で示す超音波断層像に関わる信号・データの流れ

(c) 第 3：実線で示す位置に関わる信号・データや、それらを加工して作成されたデータの流れ

20

(d) 第 4：一点鎖線で示す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

(e) 第 5：太線で示す超音波断層像データ(後述)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画面に関わる信号・データの流れ

(f) 第 6：流曲線で示すそれ以外の制御に関わる信号・データの流れ

【0048】

以下、図 1、図 4 に示す信号・データの流れに沿って順次説明する。

【0049】

(a) 光学像に関わる信号・データの流れ

硬性部 2 1 の図示しない照明光照射窓は、光学視野範囲側に照明光を照射する。C C D 2 6 は、光学視野範囲の物体を撮像し、光電変換して C C D 信号を光学観察装置 3 に出力する。光学観察装置 3 は、入力された C C D 信号を基にして光学視野範囲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画像処理装置 1 1 内の表示回路 6 2 のスイッチ 6 2 a の入力端子 β へ出力する。

30

【0050】

(b) 超音波断層像に関わる信号・データの流れ

術者が走査情報を選択するための条件を入力する条件入力部としての走査制御キー 6 6 を押すと、制御回路 6 3 は後述するラジアル走査の ON/OFF 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 へ出力する。この走査制御信号を受けた超音波観測装置 4 は、超音波振動子アレイ 2 9 を構成する超音波振動子 2 9 a のうち、一部かつ複数の超音波振動子 2 9 a を選択してパルス電圧状の励起信号を送信する。この一部かつ複数の超音波振動子 2 9 a は、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。

40

【0051】

この際、超音波観測装置 4 は、各励起信号が各超音波振動子 2 9 a に到着する時刻が異なるよう、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 2 9 a が励起する超音波が被検体 3 7 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その値(遅延量)が調整されている。

【0052】

超音波ビームは、超音波内視鏡 2 外部へと照射され、被検体 3 7 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 2 9 a へ戻る。各超音波振動子 2 9 a 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 へ伝達す

50

る。

【0053】

超音波観測装置4は、超音波ビームが、超音波振動子アレイ29の環の中心を含み、硬性部21および可撓部22に垂直な平面(以下、ラジアル走査面)内で旋回するよう、超音波ビームの形成に関与する複数の超音波振動子29a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、いわゆるラジアル走査が実現する。

【0054】

この際、超音波観測装置4は、超音波振動子29aが反射波から変換したエコー信号から、超音波振動子アレイ29の1回のラジアル走査に対し、硬性部21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、画像処理装置11の混合回路61へ出力する。この際、超音波観測装置4は、超音波断層像データを正方形に加工して作成する。

【0055】

このように本実施の形態では、超音波観測装置4が超音波ビームの形成に関与する複数の超音波振動子29aを選択し直し、再び励起信号を送信するため、正方形の超音波断層像の例えば12時方向は、超音波観測装置4が12時方向としてどの超音波振動子29aを選択して励起信号を送信するかで決定される。こうして、超音波断層像の法線方向ベクトル V 、3時方向ベクトル V_3 、12時方向ベクトル V_{12} が定義される。さらに、超音波観測装置4は、超音波断層像データを、法線ベクトル V の反対方向 $-V$ から観察した方向で作成する。

【0056】

超音波振動子アレイ29によるラジアル走査と、超音波観測装置4による超音波断層像データの作成と混合回路61への出力はリアルタイムに行われる。

【0057】

(c) 位置に関わる信号・データやそれを加工して作成されたデータの流れ

位置配向算出装置5は、送信アンテナ6の図示しない送信コイルを励磁する。送信アンテナ6は、空間に交番磁場を張る。

【0058】

画像位置配向検出用コイル31を構成するベクトル V と V_3 との方向に巻かれた巻線軸が互いに直交する2個のコイルと、複数の挿入形状検出用コイル32と、体腔内検出用コイル42と、体表検出用コイル7とは、それぞれ交番磁場を検出し、交番磁場を各々の位置電気信号に変換してA/Dユニット9a、9b、9cへ出力する。

【0059】

A/Dユニット9a、9b、9cは、位置電気信号をアンプで増幅し、アナログデジタル変換回路でサンプリングしてデジタルデータへ変換し、デジタルデータを位置配向算出装置5へ出力する。

【0060】

次に、位置配向算出装置5は、A/Dユニット9aからのデジタルデータを基にして、画像位置配向検出用コイル31の位置とその直交する巻線軸の方向、つまりベクトル V と V_3 とを算出する。次に、位置配向算出装置5は、直交する巻線軸の方向のベクトル V と V_3 の外積 $V \times V_3$ を算出することで、残りの直交方向である12時方向のベクトル V_{12} を算出する。このようにして、位置配向算出装置5は直交する3方向、つまりベクトル V 、 V_3 、 V_{12} を算出する。

【0061】

次に、位置配向算出装置5は、A/Dユニット9a～9cからのデジタルデータを基にして、複数の挿入形状検出用コイル32の各々の位置と、体表検出用コイル7の各々の位置と、体腔内検出用コイル42の位置とを算出する。そして、位置配向算出装置5は、画像位置配向検出用コイル31の位置及び配向と、複数の挿入形状検出用コイル32の各々の位置と、4個の体表検出用コイル7の各々の位置と、体腔内検出用コイル42の位

置とを、位置・配向データとして画像処理装置 11 のマッチング回路 51 へ出力する。

【0062】

以下、位置・配向データの詳細について述べる。

本実施の形態では、図 8 のように原点 0 を送信アンテナ 6 上に定義して、術者が被検体 37 を検査する実際の空間上に直交座標軸 0-xyz 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。画像位置配向検出用コイル 31 の位置を 0" とする。画像位置配向検出用コイル 31 は、超音波振動子アレイ 29 の環の中心のごく近傍に固定されているので、位置 0" は、ラジアル走査の中心かつ超音波断層像の中心に一致する。

【0063】

ここで、位置・配向データを、以下のように定義する。

直交座標軸 0-xyz における画像位置配向検出用コイル 31 の位置 0" の位置ベクトル 00" の各方向成分：

$$(x_0, y_0, z_0)$$

直交座標軸 0-xyz に対する画像位置配向検出用コイル 31 の配向を示すオイラー角(後述)の各角度成分：

$$(\psi, \theta, \phi)$$

直交座標軸 0-xyz における複数個の挿入形状検出用コイル 32 の各々の位置ベクトルの各方向成分：

$$(x_i, y_i, z_i) \quad (i \text{ は } 1 \text{ から挿入形状検出用コイル } 32 \text{ の総数までの自然数})$$

直交座標軸 0-xyz における 4 個の体表検出用コイル 7 の各々の位置ベクトルの各方向成分：

$$(x_a, y_a, z_a), (x_b, y_b, z_b), (x_c, y_c, z_c), (x_d, y_d, z_d)$$

直交座標軸 0-xyz における体腔内検出用コイル 42 の位置ベクトルの各方向成分：

$$(x_p, y_p, z_p)$$

【0064】

ここで、オイラー角とは、図 8 の直交座標軸 0-xyz に、z 軸の周りの回転、y 軸の周りの回転、再び z 軸の周りの回転をこの順で加えて、以下の通りに各軸の方向が一致するような角度である。

回転後の $i = V_3$ 、回転後の $j = V_{12}$ 、回転後の $k = V$

また、 ψ は、最初の z 軸の周りの回転角度、 θ は y 軸の周りの回転角度、 ϕ は再びの z 軸の周りの回転角度である。

【0065】

図 8 の H は、位置 0" から xy 平面へ下ろした垂線と、xy 平面との交点である。このオイラー角の各角度成分 (ψ, θ, ϕ) が画像位置配向検出用コイル 31 の配向、すなわち超音波断層像データの配向に相当する。

【0066】

マッチング回路 51 は、以下の第 1 と第 2 と第 3 と第 4 とのデータ群から、直交座標軸 0-xyz 上で表現された位置・配向を、直交座標軸 0'-x'y'z' 上で表現されたボクセル空間内の位置・配向へ写像する変換式を算出する。この算出の方法は後述する。また、下記第 1 と第 2 で説明する位置・配向データは、被検体 37 の体動によって変化が生じる。変換式も被検体 37 の体動の変化とともに新たに作成される。この変換式の新たな作成も後述する。

【0067】

第 1 のデータ群は、位置・配向データのうち、被検体 37 の剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起の各々に取り付けた体表検出用コイル 7 の直交座標軸 0-xyz における位置ベクトルの各方向成分 $(x_a, y_a, z_a), (x_b, y_b, z_b), (x_c, y_c, z_c), (x_d, y_d, z_d)$ である。図 9 に、これらに取り付けられた体表検出用コイル 7 を示す。

【0068】

第 2 のデータ群は、位置・配向データのうち、直交座標軸 0-xyz における体腔内検出用コイル 42 の位置ベクトルの各方向成分 (x_p, y_p, z_p) である。図 9 において体腔内検出用コ

10

20

30

40

50

イル 4 2 を先端に固定して内蔵した体腔内接触プローブ 8 を太い点線で示す。

【 0 0 6 9 】

第 3 のデータ群は、1～N 番までの参照画像データの何れかの上の、剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起の各々について、これら各々から最も体表に近い画素の直交座標軸 $0'-x'y'z'$ における座標 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') である。これらの画素は、予め術者が 1～N 番までの参照画像データの何れかの上で指定する。この指定の方法は後述する。

【 0 0 7 0 】

図 9 は、これらの画素を黒丸●と白丸○とで示す。 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') は、図 4 に示すように体表特徴点座標として、参照画像記憶部 5 5 からマッチング回路 5 1 へ読み出される。

10

【 0 0 7 1 】

第 4 のデータ群は、1～N 番までの参照画像データの何れかの上の、十二指腸乳頭に相当する画素の直交座標軸 $0'-x'y'z'$ における座標 (x_p'', y_p'', z_p'') である。これらの画素は、予め術者が 1～N 番までの参照画像データの何れかの上で指定する。この指定の方法は後述する。

【 0 0 7 2 】

図 9 において、この画素を P'' で示す。第 4 の画素の座標 (x_p'', y_p'', z_p'') は、図 4 に示すように体腔内特徴点座標として、参照画像記憶部 5 5 からマッチング回路 5 1 へ読み出される。

20

【 0 0 7 3 】

次に、マッチング回路 5 1 は、直交座標軸 $0-xyz$ において算出された位置・配向データを、上記変換式に従って写像し、直交座標軸 $0'-x'y'z'$ における新たな位置・配向データを算出する。そして、マッチング回路 5 1 は、この新たな位置・配向データを、位置・配向写像データとして、画像指標作成回路 5 2 と挿入形状作成回路 5 3 とへ出力する。

【 0 0 7 4 】

画像指標作成回路 5 2 は、直交座標軸 $0-xyz$ における画像位置配向検出用コイル 3 1 の位置 $0''$ の位置ベクトル $00''$ の各方向成分 (x_0, y_0, z_0) と、直交座標軸 $0-xyz$ に対する画像位置配向検出用コイル 3 1 の配向を示すオイラー角の各角度成分 (ψ, θ, ϕ) との計 6 自由度の位置・配向写像データから画像指標データを作成し、合成回路 5 8 へ出力する。

30

【 0 0 7 5 】

この様子を図 1 0 に示す。つまり、図 1 0 の上側の位置・配向写像データから、図 1 0 の下側に示すように画像指標データが作成される。この画像指標データは、平行四辺形の超音波断層像マーカ M_u に、例えば青色の先端方向マーカ M_d (図 1 0 中で青と表記) と黄緑色の矢印状の 6 時方向マーカ M_t (図 1 0 中に黄緑と表記) とを合成した直交座標軸 $0'-x'y'z'$ 上における画像データである。

【 0 0 7 6 】

挿入形状作成回路 5 3 は、画像位置配向検出用コイル 3 1 の位置 $0''$ の位置ベクトル $00''$ の各方向成分 (x_0, y_0, z_0) と、直交座標軸 $0-xyz$ における複数の挿入形状検出用コイル 3 2 の各々の位置ベクトルの各方向成分 (x_i, y_i, z_i) との位置・配向写像データから、(補間及びマーカ作成処理により) 挿入形状データを作成し、合成回路 5 8 へ出力する。

40

【 0 0 7 7 】

この様子を図 1 1 に示す。挿入形状データは、画像位置配向検出用コイル 3 1 と複数の挿入形状検出用コイル 3 2 の各々の位置を順につないで補間したひも状の挿入形状マーカ M_s と、各コイル位置を示すコイル位置マーカ M_c とを合成した直交座標軸 $0'-x'y'z'$ 上における画像データである。

【 0 0 7 8 】

(d) 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

術者は、キーボード 1 3 の所定のキーを押すか、画面上のメニューをマウス 1 2 で選択して、参照画像データの取得を指示する。このとき同時に術者は、入手先も指示する。こ

50

の指示により、制御回路 6 3 は、通信回路 5 4 に対して参照画像データの取り込みとその入手先を指令する。

【0079】

例えば、入手先が X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 1 5 であった場合には、通信回路 5 4 は、参照画像データとしてネットワーク 1 7 から複数枚の 2 次元 CT 画像を取り込み、参照画像記憶部 5 5 へ記憶させる。X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 1 5 で撮像する際には、撮像前に X 線造影剤を被検体 3 7 の血管から注入し、大動脈(aorta)、上腸間膜静脈(superior mesenteric vein)等の血管（広義には脈管）や、血管を多く含む器官が、2 次元 CT 画像上、高輝度や中輝度で表示されるようにし、周囲の組織とは輝度差がつきやすくしておく。

10

【0080】

また、例えば、入手先が 3 次元 MRI 装置 1 6 であった場合には、通信回路 5 4 は、参照画像データとしてネットワーク 1 7 から複数枚の 2 次元 MRI 画像を取り込み、参照画像記憶部 5 5 へ記憶させる。3 次元 MRI 装置 1 6 で撮像する際には、撮像前に核磁気共鳴の感度の高い MRI 用造影剤を被検体 3 7 の血管から注入し、大動脈、上腸間膜静脈等の血管や、血管を多く含む器官が、2 次元 MRI 画像上、高輝度や中輝度で表示されるようにし、周囲の組織とは輝度差がつきやすくしておく。

【0081】

以下、術者が入手先として X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 1 5 を選択した場合と 3 次元 MRI 装置 1 6 を選択した場合は、作用が同様であるので、入手先として X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 1 5 を選択し、通信回路 5 4 が参照画像データとして複数枚の 2 次元 CT 画像を取り込んだ場合についてのみの作用を説明する。

20

【0082】

図 5 に参照画像記憶部 5 5 へ記憶された参照画像データの例を示す。X 線造影剤の作用により、大動脈、上腸間膜静脈等の血管は高輝度に、膵臓(pancreas)等の末梢血管を多く含む器官は中輝度に、十二指腸(duodenum)等は低輝度に造影されている。

【0083】

補間回路 5 6 は、参照画像記憶部 5 5 より 1 番から N 番までの全ての参照画像データを読み出す。次に、補間回路 5 6 は、読み出した参照画像データを補間メモリ 5 6 a のボクセル空間へ埋めていく。具体的には、参照画像データの各画素の輝度を、画素に対応するアドレスを持つボクセルへ出力していく。次に補間回路 5 6 は、隣接する参照画像データの輝度値を基に補間して、空いているボクセルをデータで埋めていく。このようにして、ボクセル空間内の全てのボクセルが参照画像データを基にしたデータ(以下、ボクセルデータ)で満たされる。

30

【0084】

3 次元人体画像作成回路 5 7 は、補間回路 5 6 から高輝度値のボクセル(主に血管)、中輝度値のボクセル(主に膵臓など末梢血管を多く含む器官)をそれぞれ輝度値域別に抽出し、輝度別に分類して着色する。次に、3 次元人体画像作成回路 5 7 は、抽出したボクセルを 3 次元人体画像データとして、合成回路 5 8 の合成メモリ 5 8 a のボクセル空間へ埋めていく。このとき、3 次元人体画像作成回路 5 7 は、抽出したボクセルの補間メモリ 5 6 a 内のボクセル空間のアドレスと、合成メモリ 5 8 a 内のボクセル空間のアドレスとが同じになるように埋めていく。

40

【0085】

図 1 2 に 3 次元人体画像データの例を示す。図 1 2 に示す例では、3 次元人体画像データは、高輝度の血管である大動脈と上腸間膜静脈、中輝度の器官である膵臓とが抽出されたものであり、血管は赤、膵臓は緑で着色され、被検体 3 7 の頭側を右側に足側を左側にして腹側から観察した 3 次元データとして示されている。

【0086】

合成回路 5 8 は、画像指標データと挿入形状データとを、合成メモリ 5 8 a 内のボクセル空間に埋めていく。この様子を図 1 3 に示す。図 1 3 においては、説明の都合上、ボク

50

セル空間に存在する 3 次元人体画像データを省略している（3 次元人体画像データを省略しない場合は図 1 4 等で示す）。このようにして、合成回路 5 8 は、同じボクセル空間内に 3 次元人体画像データと、画像指標データと、挿入形状データとを同じ合成メモリ内に埋めていくことで、これらを一組のデータ（以下、合成 3 次元データ）として合成する。

【0087】

3 次元ガイド画像作成回路 A は、合成 3 次元データに陰面消去、陰影付け等のレンダリング処理を施し、画面に出力可能な画像データ（以下、3 次元ガイド画像データ）を作成する。3 次元ガイド画像データのデフォルトの向きは、人体の腹側からの向きとする。従って、3 次元ガイド画像作成回路 A は、被検体 3 7 の腹側からの方向で観察した 3 次元ガイド画像データを作成する。

10

【0088】

尚、3 次元ガイド画像データのデフォルトの向きとしては、人体の腹側からの向きとしているが、背側からの向きの 3 次元ガイド画像データを作成するようにしても良い。また、その他の方向からの 3 次元ガイド画像データを作成するようにしても良い。

【0089】

次に、3 次元ガイド画像作成回路 A は、被検体腹側から観察した 3 次元ガイド画像データを混合回路 6 1 へ出力する。この 3 次元ガイド画像データを図 1 4 に示す。図 1 4 の右側が被検体頭側、左側が被検体足側である。また、図 1 4 の 3 次元ガイド画像データでは、画像指標データのうちの超音波断層像マーカ M u を半透明にして、画像指標データの 6 時方向マーカ M t と、先端方向マーカ M d と、挿入形状データの挿入形状マーカ M s と、コイル位置マーカ M c とが透けて見えるようにしている。その他の臓器に対しては超音波断層像マーカ M u を不透明にして超音波断層像マーカ M u の裏側の部分は見えないようにしている。図 1 4 では、超音波断層像マーカ M u の裏側にあり、かつ超音波断層像マーカ M u と重なる各マーカは破線で示してある。

20

【0090】

回転変換回路 5 9 は、合成 3 次元データを読み出し、制御回路 6 3 からの回転指示信号に従って、合成 3 次元データに対して回転処理を施す。

【0091】

3 次元ガイド画像作成回路 B は、回転処理を加えられた合成 3 次元データに陰面消去、陰影付け等のレンダリング処理を施し、画面に出力可能な 3 次元ガイド画像データを作成する。本実施の形態では、例として、術者のマウス 1 2 やキーボード 1 3 からの入力により、制御回路 6 3 からの回転指示信号が位置・配向画像データを基にして -V 方向、すなわち、超音波断層像マーカ M u の法線を観察視線として 3 次元ガイド画像データを観察する指示内容になっていたものとする。回転変換回路 5 9 は、合成 3 次元データを表示装置 1 4 の画面法線と一致するよう画面に正対させ、かつ 6 時方向マーカ M t が表示装置 1 4 の画面の下方方向に向くように設定されたガイド画像を作成する。

30

【0092】

さらに、図 1 5 に示すように、3 次元ガイド画像作成回路 B は、画像指標データのうちの超音波断層像マーカ M u を半透明にし、画像指標データの 6 時方向マーカ M t と、先端方向マーカ M d と、挿入形状データの挿入形状マーカ M s と、コイル位置マーカ M c とだけでなく、その他の臓器のうち超音波断層像マーカ M u の裏側の部分も透けて見えるように 3 次元ガイド画像データを作成する。

40

【0093】

具体的には、3 次元ガイド画像作成回路 B は、超音波断層像マーカ M u 上にある部分は濃く、超音波断層像マーカ M u より手前にある部分を非表示とし、超音波断層像マーカ M u の裏側にある部分は輝度を下げて 3 次元ガイド画像データを作成し、混合回路 6 1 へ出力する。脾臓であれば、超音波断層像マーカ M u 上にある部分は濃緑、裏側にある部分は薄緑で作成する。血管であれば、超音波断層像マーカ M u 上にある部分は濃赤、裏側部分は薄赤で 3 次元ガイド画像データを作成する。

【0094】

50

３次元ガイド画像作成回路Ｂはこのように作成した３次元ガイド画像データを混合回路６１へ出力する。

【００９５】

（ｅ）超音波断層像データと３次元ガイド画像データ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

図４の混合回路６１は、超音波観測装置４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Ａからの被検体３７を腹側から観察した３次元ガイド画像データと、３次元ガイド画像作成回路Ｂからの被検体３７を超音波断層像と同じ向きで観察した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。

【００９６】

表示回路６２は、この混合データをアナログビデオ信号に変換して、表示装置１４に出力する。表示装置１４は、このアナログビデオ信号を基に、超音波断層像と、被検体３７を腹側から観察した３次元ガイド画像と、超音波断層像と同じ向きで観察した３次元ガイド画像とを並べて表示する。

【００９７】

図１６に示すように、表示装置１４は、３次元ガイド画像上で表現される各器官を、もともと参照画像データ上の輝度値に応じた色で器官別に色分けして表示する。図１６の表示例では、膀胱は緑、大動脈、上腸間膜静脈は赤で表示されている。図１６では、超音波断層像マーカMuの裏側にあり、かつ超音波断層像マーカMuと重なる各マーカは破線で示してある。ここで、腹側から観察した３次元ガイド画像は、事実上、広範囲のガイド画像であり、超音波断層像と同じ向きで観察した３次元ガイド画像は、詳細のガイド画像である。

【００９８】

（ｆ）制御に関わる信号・データの流れ

図４の画像処理装置１１内のマッチング回路５１と、画像指標作成回路５２と、挿入形状作成回路５３と、通信回路５４と、参照画像記憶部５５と、補間回路５６と、３次元人体画像作成回路５７と、合成回路５８と、回転変換回路５９と、３次元ガイド画像作成回路Ａと、３次元ガイド画像作成回路Ｂと、混合回路６１と、表示回路６２とは、制御回路６３からの指令により制御される。制御の詳細は後述する。

【００９９】

以下、術者の使用形態に沿って、本実施の形態の画像処理装置１１、キーボード１３、マウス１２、表示装置１４の作用の全体を説明する。図１７はその全体のフローチャートであり、ステップＳ１～Ｓ４の各処理はこの順序で実行される。

【０１００】

最初のステップＳ１は、参照画像データ上での体表特徴点、体腔内特徴点指定処理である。つまり、このステップＳ１において、参照画像データ上で、体表特徴点と体腔内特徴点とを指定する処理が行われる。

【０１０１】

次のステップＳ２において、術者は、被検体３７に体表検出用コイル７を固定する。術者は、被検体３７をその左側を臥せた体位、所謂、左側臥位にする。術者は、被検体３７を触診し、４つの体表特徴点である剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起に最も近い体表上の位置に体表検出用コイル７を固定する。

【０１０２】

次のステップＳ３は補正值算出処理である。このステップＳ３において画像処理装置１１は、体腔内特徴点の位置・配向データを取得し、直交座標軸0-xyz上で表現された位置・配向データを、直交座標軸0'-x'y'z'上で表現されたボクセル空間内の位置・配向写像データへ写像する変換式を算出し、さらに体腔内特徴点座標から変換式の補正值を算出する処理を行う。

【０１０３】

次のステップＳ４において超音波断層像・３次元ガイド画像作成/表示処理が行われる

。このステップ S 4 は、超音波断層像と 3 次元ガイド画像を作成し、表示する処理である。

【0104】

次に、以上の図 17 のフローチャートにおけるステップ S 1 の処理、つまり参照画像データ上での体表特徴点、体腔内特徴点指定処理を具体的に説明する。図 18 は、図 17 のステップ S 1 の参照画像データ上で、体表特徴点と体腔内特徴点とを指定する処理の詳細を示す。

【0105】

最初のステップ S 1-1 において、術者は表示切換キー 13 a を押す。制御回路 63 は表示回路 62 に指令を出す。表示回路 62 のスイッチ 62 a は指令により入力端子 a に切り換わる。

【0106】

次のステップ S 1-2 において、術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、1～N 番までの何れかの参照画像データを指定する。

【0107】

次のステップ S 1-3 において、制御回路 63 は、表示回路 62 に参照画像記憶部 55 に記憶された 1～N 番までの何れかの参照画像データのうち、指定された参照画像データを読み出させる。表示回路 62 は、参照画像記憶部 55 からの参照画像データをアナログビデオ信号に変換し、参照画像データを表示装置 14 に出力する。表示装置 14 は参照画像データを表示する。

【0108】

次のステップ S 1-4 において、術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、参照画像データ上で体表特徴点を指定する。具体的には以下の通りである。

【0109】

術者は表示された参照画像データに被検体 37 の 4 つの体表特徴点である剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起の何れかが写っているようにする。何れも写っていなければステップ S 1-2 へ戻り、術者は他の参照画像データを指定し直し、ステップ S 1-3 で、写っている参照画像データを表示させるまで異なる参照画像データの表示を繰り返す。

【0110】

術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、表示された参照画像データ上で被検体 37 の体表面上の 4 点である剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起に最も近い体表上の点に相当する画素を指定する。指定した点を図 9 の黒丸●と白丸○とで示す。

【0111】

本実施の形態では、説明の都合上、剣状突起○が n1 番 ($1 \leq n1 \leq N$) の参照画像データ上に写っており、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起●が n2 番 ($1 \leq n2 \leq N$) の参照画像データ上に写っているものとして説明する。図 9 では、説明の都合上、n2 番の参照画像データ上の剣状突起に相当する位置に○で剣状突起を示している。

【0112】

次のステップ S 1-5 において、術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、体腔内特徴点 P" を指定する。本実施の形態では、体腔内特徴点 P" として十二指腸乳頭 (総胆管の十二指腸への開口部: duodenal papilla) を例にあげて説明する。具体的には以下の通りである。

【0113】

術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、1～N 番までの何れかの参照画像データを指定する。制御回路 63 は、表示回路 62 に図示しない信号線を経由して参照画像記憶部 55 に記憶された 1～N 番までの何れかの参照画像データのうち、指定された参照画像データを読み出させる。表示回路 62 は、読み出した参照画像データを表示装置 14 へ出力する。表示装置 14 はこの参照画像データを表示する。術者は表示された参照画像デー

10

20

30

40

50

タに被検体 37 の体腔内特徴点である十二指腸乳頭が写っていなければ、他の参照画像データを指定し直し、写っている参照画像データを表示させるまで、異なる参照画像データの表示を繰り返す。

【0114】

術者は、マウス 12、キーボード 13 を用い、表示された参照画像データ上で被検体 37 の体腔内の点である十二指腸乳頭に相当する画素を指定する。指定した点を図 9 の P" で示す。本実施の形態では、説明の都合上、十二指腸乳頭 P" が $n2$ 番 ($1 \leq n2 \leq N$) の参照画像データ上に写っているものとして説明する。

【0115】

次のステップ S 1-6 において、制御回路 63 は、ステップ S 1-4 で指定された各体表特徴点に相当する各画素とステップ S 1-5 で指定された体腔内特徴点 P" に相当する画素とについて、参照画像データ上でのアドレスからボクセル空間に張られた直交座標軸 $0'-x'y'z'$ での座標を算出し、マッチング回路 51 へ出力する。

【0116】

ステップ S 1-4 で指定された各体表特徴点に相当する各画素の直交座標軸 $0'-x'y'z'$ での座標の算出値を (xa', ya', za') 、 (xb', yb', zb') 、 (xc', yc', zc') 、 (xd', yd', zd') とする。ステップ S 1-5 で指定された体腔内特徴点に相当する画素直交座標軸 $0'-x'y'z'$ での各座標の算出値を (xp'', yp'', zp'') とする。マッチング回路 51 はこの座標を記憶する。

【0117】

このステップ S 1-6 の終了後、図 17 のステップ S 2 に進む。そして、このステップ S 2 の処理の後、図 17 のステップ S 3 の補正值算出処理に進む。ステップ S 3 の補正值算出処理の詳細は図 19 に示される。

【0118】

上述したように、このステップ S 3 は、体腔内特徴点の位置・配向データを取得し、直交座標軸 $0-xyz$ 上で表現された位置・配向データを直交座標軸 $0'-x'y'z'$ 上で表現されたボクセル空間内の位置・配向画像データへ写像する変換式を算出し、さらに体腔内特徴点の位置・配向データから変換式の補正值を算出する処理である。

【0119】

図 17 のステップ S 3 の補正值算出処理が開始すると、図 19 の最初のステップ S 3-1 において、術者は、表示切換キー 13 β を押す。この指示に対応して制御回路 63 は表示回路 62 に指令を出す。表示回路 62 のスイッチ 62 a は指令により入力端子 β に切り換わる。

【0120】

次にステップ S 3-2 において、表示回路 62 は、光学観察装置 3 からの光学像データをアナログビデオ信号に変換し、光学像を表示装置 14 に出力する。表示装置 14 は、光学像を表示する。

【0121】

次のステップ S 3-3 において、術者は、被検体 37 に超音波内視鏡 2 の硬性部 21 と可撓部 22 とを体腔内へ挿入する。

【0122】

次のステップ S 3-4 において、術者は、光学像を観察しながら硬性部 21 を動かして体腔内特徴点を探す。術者は、体腔内特徴点が見つかった後、硬性部 21 を体腔内特徴点近傍へ移動する。

【0123】

次のステップ S 3-5 において、術者は、光学像を観察しながら、体腔内接触プローブ 8 を鉗子口 44 から挿入し、突出口 45 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下で体腔内接触プローブ 8 の先端を体腔内特徴点に接触させる。この様子を図 20 に示す。図 20 では表示画面に光学像が表示されている。光学像には体腔内特徴点の例として十二指腸乳頭 P と体腔内接触プローブ 8 とが表示されている。

10

20

30

40

50

【0124】

次のステップS3-6において、術者は、体腔内特徴点指定キー65を押す。次のステップS3-7において、制御回路63は、マッチング回路51に指令を出す。マッチング回路51は、指令により位置配向算出装置5から位置・配向データを取り込み、記憶する。

【0125】

この位置・配向データには、前述の通り、直交座標軸0-xyzにおける4個の体表検出用コイル7の各々の位置ベクトルの各方向成分、すなわち、この場合は4個の体表特徴点の直交座標軸0-xyzでの座標： (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) 、直交座標軸0-xyzにおける体腔内検出用コイル42の位置ベクトルの各方向成分、すなわち、この場合は体腔内特徴点の直交座標軸0-xyzでの座標： (x_p, y_p, z_p) の2種類のデータが含まれている。

【0126】

次のステップS3-8において、マッチング回路51は体表特徴点の座標から第1の写像を表現する第1変換式を作成する。具体的には以下の通りである。

【0127】

まず、マッチング回路51は、以下の内容を記憶している。

第1に、ステップS1で指定された各体表特徴点に相当する各画素のボクセル空間内の直交座標軸0'-x'y'z'での各座標： (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d')

第2に、ステップS1で指定された体腔内特徴点に相当する画素のボクセル空間内の直交座標軸0'-x'y'z'での座標： (x_p'', y_p'', z_p'')

第3に、ステップS3-7で取り込まれた体表特徴点の直交座標軸0-xyzでの各座標： (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d)

第4に、ステップS3-7で取り込まれた体腔内特徴点の直交座標軸0-xyzでの座標： (x_p, y_p, z_p)

【0128】

マッチング回路51は、このうち、第3の各座標 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) と、第1の各座標 (x_a', y_a', z_a') 、 (x_b', y_b', z_b') 、 (x_c', y_c', z_c') 、 (x_d', y_d', z_d') とから、直交座標軸0-xyz上の任意の点をボクセル空間内の直交座標軸0'-x'y'z'の点への第1の写像を表現する第1変換式を作成する。この第1の写像と第1変換式とは以下の通り定義される。

【0129】

図9に示すように、体表特徴点である剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起を用い、剣状突起から他の点へ向かう3本のベクトルを基本ベクトルとする2つの斜交座標系を、被検体37上とボクセル空間内(図9では参照画像データとして表現されているが、これを補間して得たデータ空間内)とに仮想(設定)する。

【0130】

第1の写像とは、「直交座標軸0-xyzにおける任意点の、被検体37上の斜交座標系で表現される座標」と、「直交座標軸0'-x'y'z'におけるこの任意点の写像後の点の、ボクセル空間内の斜交座標系で表現される座標」とが同じになるような、被検体37からボクセル空間への写像である。また、第1変換式とは「任意点の直交座標軸0-xyzにおける座標」を「ボクセル空間内の第1の写像後の点の直交座標軸0'-x'y'z'における座標」へ変換する式である。

【0131】

例えば、図9に示すように、画像位置配向検出用コイル31の位置、すなわちラジアル走査の中心かつ超音波断層像の中心0''の第1の写像による写像後の点をQ'とする。点Q'の直交座標軸0'-x'y'z'における座標を (x_0', y_0', z_0') とする。第1変換式を用いると、点0''の直交座標軸0-xyzにおける座標 (x_0, y_0, z_0) は、点Q'の直交座標軸0'-x'y'z'における座標 (x_0', y_0', z_0') へ変換される。

10

20

30

40

50

【0132】

次のステップS3-9において、マッチング回路51は、図9に示すように、第1変換式により、体腔内特徴点Pをボクセル空間内の点P'へ写像する。体腔内特徴点Pの直交座標軸0-xyzでの座標は(xp,yp,zp)である。第1の写像後の点P'の直交座標軸0'-x'y'z'での座標を(xp',yp',zp')と定義する。

【0133】

次のステップS3-10において、マッチング回路51は、点P'のボクセル空間内の直交座標軸0'-x'y'z'での座標(xp',yp',zp')と、ステップS1で指定された体腔内特徴点に相当する点P''のボクセル空間内の直交座標軸0'-x'y'z'での座標(xp'',yp'',zp'')とから、以下のようにベクトルP'P''を算出する。

$$P'P'' = (xp'', yp'', zp'') - (xp', yp', zp') = (xp'' - xp', yp'' - yp', zp'' - zp')$$

【0134】

次のステップS3-11において、マッチング回路51は、ベクトルP'P''を記憶する。ベクトルP'P''は、後述する処理で第1変換式を補正して第2の変換式を作成するための補正值として作用する。このステップS3-11の終了後、次のステップS4に進む。

【0135】

次にステップS4の超音波断層像・3次元ガイド画像作成/表示処理を、図21を用いて説明する。図21は、ステップS4の被検体37の実際の超音波断層像・3次元ガイド画像を作成し、表示する処理の詳細である。

【0136】

ステップS4の処理が開始すると、最初のステップS4-1において、術者は表示切換キー13γを押す。制御回路63は表示回路62に指令を出す。表示回路62のスイッチ62aは、この指令により入力端子γに切り換わる。

【0137】

次のステップS4-2において、術者は走査制御キー66を押す。次のステップS4-3において、制御回路63は走査制御信号を超音波観測装置4へ出力する。そして、超音波振動子アレイ29は、ラジアル走査を開始する。

【0138】

次のステップS4-4において、制御回路63は混合回路61に指令を出す。混合回路61は、この指令により超音波観測装置4からのラジアル走査に応じて入力される超音波断層像データを逐次取り込む。

【0139】

次のステップS4-5において、制御回路63はマッチング回路51に指令を出す。マッチング回路51は、指令により位置配向算出装置5から位置・配向データを取り込み、記憶する。この取り込みは、瞬時に行われる。そのため、マッチング回路51は、ステップS4-4で混合回路61が超音波断層像データを取り込んだ瞬間の、以下のデータを含む、位置・配向データを取り込むことになる。

直交座標軸0-xyzにおける画像位置配向検出用コイル31の位置、すなわちラジアル走査の中心かつ超音波断層像の中心0''の位置ベクトル00''の各方向成分： (x_0, y_0, z_0)

直交座標軸0-xyzに対する画像位置配向検出用コイル31の配向、すなわち超音波断層像の配向を示すオイラー角の各角度成分： (ψ, θ, ϕ)

直交座標軸0-xyzにおける複数個の挿入形状検出用コイル32の各々の位置ベクトルの各方向成分： (x_i, y_i, z_i) (iは1から挿入形状検出用コイル32の総数までの自然数)

直交座標軸0-xyzにおける4個の体表検出用コイル7の各々の位置ベクトルの各方向成分： (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d)

【0140】

次のステップS4-6において、マッチング回路51は、ステップS4-5で取り込んだ位置・配向データのうち、直交座標軸0-xyzにおける4個の体表検出用コイル7の各々の位置ベクトルの各方向成分 (x_a, y_a, z_a) 、 (x_b, y_b, z_b) 、 (x_c, y_c, z_c) 、 (x_d, y_d, z_d) を用い、ステップS3で記憶した第1変換式を更新する。

10

20

30

40

50

【0141】

次にマッチング回路51は、更新した第1変換式にステップS3で記憶したベクトル P' による平行移動とを合わせて、第2の写像を表現する第2変換式を新たに作成する。第2の写像の概念は、以下の通りである。

第2の写像 = 第1の写像 + ベクトル $P'P''$ による平行移動

【0142】

ベクトル $P'P''$ による平行移動には以下に示す補正効果がある。ベクトル $P'P''$ は補正值として作用する。第1の写像を「直交座標軸0-xyzにおける任意点の、被検体37上の斜交座標系で表現される座標」と、「直交座標軸0'-x'y'z'におけるこの任意点の写像後の点の、ボクセル空間内の斜交座標系で表現される座標」とが同じになるような、被検体37からボクセル空間への写像とした。

10

【0143】

理想的には、体腔内特徴点Pのボクセル空間内への第1の写像による写像点 P' と、ステップS1で指定された体腔内特徴点に相当する点 P'' とは一致することが望ましい。しかし、実際には正確に一致させることが難しい。

【0144】

この理由は、「直交座標軸0-xyzにおける任意点と、被検体37上の斜交座標系との空間的な位置関係」と、「任意点に解剖学的に相当する直交座標軸0'-x'y'z'における点と、ボクセル空間内の斜交座標系との空間的な位置関係」とが種々の要因で完全に一致しないことにある。本実施の形態で説明すると、第1の写像と第1変換式とを骨格上の特徴のある体表特徴点の各座標から求めたが、体腔内特徴点である十二指腸乳頭Pは骨格上の体表特徴点と常に同じ位置関係にあるとは限らないためである。

20

【0145】

この原因は主に、X線3次元ヘリカルCT装置15と3次元MRI装置16とは、通常仰臥位で撮像され、左側臥位での超音波内視鏡2検査の時とは体位が異なるため、被検体37内の諸器官は重力に従って変位することがあげられる。

【0146】

そのため、第1の写像に補正值としてのベクトル $P'P''$ による平行移動を合わせて第2の写像とすることにより、体腔内特徴点Pの写像点はボクセル空間内で体腔内特徴点に相当する点 P'' に一致する。さらに、被検体37の他の点、例えば超音波断層像の中心 O'' も第2の写像により解剖学的に一層正確な一致をするのである。

30

【0147】

次のステップS4-7において、マッチング回路51は、ステップS4-5で取り込んだ位置・配向データのうち、直交座標軸0-xyzにおける超音波断層像の中心 O'' の位置ベクトル OO'' の各方向成分(x_0, y_0, z_0)と、直交座標軸0-xyzに対する画像位置配向検出用コイル31の配向を示すオイラー角の各角度成分(ψ, θ, ϕ)と、直交座標軸0-xyzにおける複数の挿入形状検出用コイル32の各々の位置ベクトルの各方向成分(x_i, y_i, z_i) (i は1から挿入形状検出用コイル32の総数までの自然数)とを新たに作成した第2変換式を用いて、位置・配向写像データへ変換する。

【0148】

図9に示すように、第1変換式では超音波断層像の中心 O'' はボクセル空間上の点 Q' へ写像されるが、本ステップで新たに作成した第2変換式を用いることにより、図9に示すように超音波断層像の中心 O'' はボクセル空間上の点 Q'' へ写像される。 Q' と Q'' との差異を示すベクトル $Q'Q''$ は、第2の写像における平行移動による補正分と一致するので、ベクトル $P'P''$ と同じである。すなわち、以下の式が成立する。

$$Q'Q'' = P'P''$$

【0149】

次のステップS4-8は、3次元ガイド画像データを作成する処理である。すなわち、画像指標作成回路52は、画像指標データを作成する。挿入形状作成回路53は、挿入形状データを作成する。合成回路58は、3次元人体画像データと、画像指標データと、挿

50

入形状データを合成し、合成３次元データを作成する。回転変換回路５９は合成３次元データに回転処理を施す。３次元ガイド画像作成回路Ａと３次元ガイド画像作成回路Ｂとは、それぞれ３次元ガイド画像データを作成する。以上のそれぞれの処理は、前述の通りである。

【０１５０】

次のステップＳ４－９において、混合回路６１は、超音波断層像データと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。表示回路６２は、この混合データをアナログビデオ信号に変換する。表示装置１４は、このアナログビデオ信号を基に超音波断層像と被検体３７を腹側から観察した３次元ガイド画像と超音波断層像と同じ向きで観察した３次元ガイド画像とを並べて図１６のように表示する。以上のそれぞれの処理は

10

【０１５１】

次のステップＳ４－１０において、制御回路６３は、ステップＳ４－４からステップＳ４－９の間、術者が再び走査制御キー６６を押すか否かを確認している。術者が再び走査制御キー６６を押していた場合には、制御回路６３は、ここで上記の処理を終了させ、ラジアル走査の制御OFFを指令するための走査制御信号を超音波観測装置４へ出力する。これにより、超音波振動子アレイ２９はラジアル走査を終了する。術者が再び走査制御キー６６を押していなかった場合には、処理はステップＳ４－４へジャンプする。

【０１５２】

このようにして、ステップＳ４－４からステップＳ４－９で述べた処理を繰り返すことで、超音波振動子アレイ２９が１回のラジアル走査をして超音波観測装置４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４から混合回路６１に入力するたびに、２つの新たな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１４の表示画面にリアルタイムに更新されつつ表示される。

20

【０１５３】

すなわち、図１６に示すように、術者の可撓部２２、硬性部２１の用手的な操作に伴うラジアル走査面の移動に連動して、画像指標データ上の超音波断層像マーカMuと先端方向マーカMdと６時方向マーカMtと、挿入形状データ上の挿入形状マーカMsとコイル位置マーカMcとが３次元人体画像データ上を移動もしくは変形していく。

【０１５４】

以上が３次元ガイド画像を表示するまでの作用である。本実施の形態においては、上記の作用の前に、さらに以下に述べる作用を加えている。

30

【０１５５】

X線３次元ヘリカルCT装置１５や３次元MRI装置１６で撮像される参照画像データは、超音波内視鏡２で超音波を走査する被検体と同一の被検体から撮像することが本来望ましい。その理由は、表示装置１４に同時に表示されるガイド画像と超音波断層像との間の解剖学的な個人差をなくして一致度を向上させるためである。

【０１５６】

しかしながら、同一の被検体から撮像しても、以下の理由で良好な一致を得にくく、むしろ、ある条件で作成した超音波断層像を取得した被検体とは異なる被検体の参照画像データを用いた方が解剖学的に良好な一致を見ることがある。

40

【０１５７】

図２２のG__Aは、通常の参照画像データに基づく３次元人体画像データであり、脾臓と血管が抽出されている。実際の人体で超音波内視鏡２による検査を実施する際には、主として、以下に説明する４つの方法がある。

【０１５８】

（第１の検査方法：十二指腸下降脚PULL走査）

超音波内視鏡２を、十二指腸下降脚内で口側へ引きながら脾臓の頭部（図２２の脾臓のうち、大動脈に近い側）を観察する方法であり、図２２では太破線矢印で示されている。

【０１５９】

50

(第2の検査方法：十二指腸下降脚 P U S H 走査)

超音波内視鏡2を、十二指腸下降脚内で肛門側へ押しながら膵臓の頭部を観察する方法であり、十二指腸下降脚 P U L L 走査とは反対の方向である。

【0160】

(第3の検査方法：胃・十二指腸球部 P U L L 走査)

超音波内視鏡2を、十二指腸球部から胃内へ向けて口側へ引きながら膵臓の体部(図22の膵臓のうち、中間付近)と尾部(図22の膵臓のうち、下の細くなっている側)とを観察する方法であり、図22では太破線矢印で示されている。尚、十二指腸球部と胃は膵臓より手前側(紙面鉛直上方側)にある。

【0161】

(第4の検査方法：胃・十二指腸球部 P U S H 走査)

超音波内視鏡2を、胃内から十二指腸球部へ向けて肛門側へ押しながら膵臓の体部と尾部とを観察する方法であり、十二指腸球部 P U L L 走査とは反対の方向である。尚、十二指腸球部と胃は膵臓より手前側(紙面鉛直上方側)にある。

【0162】

このうち、第1の十二指腸下降脚 P U L L 走査を行うと、超音波内視鏡2を口側へ引くことに伴い、膵臓の頭部側が図22の画像データ G__A に示すブロック矢印のように一緒に引っ張られて回転及び移動してしまう現象が起こる。X線3次元ヘリカルCT装置15や3次元MRI装置16で被検体を撮像するときには、このような現象を想定しておらず、通常の撮像方法で得られた参照画像データを使うと、超音波断層像とガイド画像との間で解剖学的に良好な一致を得にくい。第2の十二指腸下降脚 P U S H 走査、第3の胃・十二指腸球部 P U L L 走査、第4の胃・十二指腸球部 P U S H 走査では、このような現象は起こらない。

【0163】

そこで、参照画像記憶部55には、特定の被検体で作成した臓器もしくは器官もしくは組織の複数の状態の各々に対応した複数枚の画像データを、参照データとして予め記憶させておく。本実施の形態では、通常の状態の膵臓の画像データと、膵臓の頭部が引っ張られて回転及び移動したデータとを、部分モデル画像データとして、予め参照画像記憶部55に記憶させておく。回転及び移動した後のデータの作成の仕方は、以下の複数通りがある。

【0164】

(第1のデータ作成方法)

X線3次元ヘリカルCT装置15や3次元MRI装置16での通常の撮像に加え、超音波内視鏡2を挿入し、十二指腸下降脚 P U L L 走査で膵臓の頭部を引っ張ったまま、再度X線3次元ヘリカルCT装置15や3次元MRI装置16で撮像する。このようにして、通常の膵臓の参照画像データと、膵臓が回転や移動をした後の参照画像データとを得ることができる。

【0165】

(第2のデータ作成方法)

特定の被検体でX線3次元ヘリカルCT装置15や3次元MRI装置16での通常の撮像後、この被検体で超音波内視鏡2による撮像を行い、ガイド画像と超音波断層像が一致するよう、参照画像データ内の膵臓に回転や移動を加えて新たな参照画像データを作成する。このようにして、通常の膵臓の参照画像データと、膵臓が回転や移動をした後の参照画像データとを得ることができる。

【0166】

この第2のデータ作成方法では、3次元人体画像データ G__B の作成は以下の手順で行われる。

【0167】

先ず、術者は、キーボード13やマウス12を経由して膵臓の移動方向や移動距離や回転角度を入力する。3次元人体画像作成回路57は、入力された移動方向や移動距離や回

10

20

30

40

50

転角度に基づいて、元の参照画像データから腓臓に回転及び移動を施して３次元人体画像データを作成する。

【０１６８】

次に、合成回路５８は、回転、移動を施された腓臓の３次元人体画像データと画像指標データと挿入形状データとを合成し、合成３次元データを作成する。合成３次元データは、回転変換回路５９、３次元ガイド画像作成回路Ａ、３次元ガイド画像作成回路Ｂ、混合回路６１を経て表示装置１４に表示される。

【０１６９】

術者は、表示装置１４の表示画面上の超音波断層像と２つの３次元ガイド画像との解剖学的な一致度を比較する。その上で、術者は、再度、超音波断層像と２つの３次元ガイド画像とが解剖学的に良く一致するように、キーボード１３やマウス１２を経由して腓臓の移動方向や移動距離や回転角度を入力する。そして、上述の作用を繰り返す。

【０１７０】

上記第１，第２の何れの方法で作成した参照画像データを用いても、本実施の形態の作用には変化がないので、以下では第２の方法を前提にして本実施の形態の作用を説明する。

【０１７１】

本実施の形態では、参照画像記憶部５５には、通常、腓臓の参照画像データと、腓臓が回転や移動をした後の参照画像データとが記憶されている。通常、腓臓の参照画像データに基づく３次元人体画像データを図２２のＧ__Ａに、腓臓が回転や移動をした後の参照画像データに基づく３次元人体画像データを図２２のＧ__Ｂに示す。

【０１７２】

通常、腓臓の参照画像データと腓臓が回転や移動をした後の参照画像データの選択は、状態選択部としてのキーボード１３、マウス１２、及び制御回路６３によって行われる。本実施の形態では、術者は、キーボード１３の超音波内視鏡走査情報キーである、ＰＵＳＨキー１９ａとＰＵＬＬキー１９ｂとのうち何れかを押す。これらのキー１９ａ，１９ｂは、一方がＯＮであればもう一方はＯＦＦである。また、術者は、キーボード１３の超音波走査部位キーである、胃・十二指腸球部キー１８ａと十二指腸下降脚キー１８ｂとのうち何れかを押す。これらのキー１８ａ，１８ｂは、一方がＯＮであればもう一方はＯＦＦである。

【０１７３】

図２２の３次元人体画像データＧ__Ａと３次元人体画像データＧ__Ｂのうち何れを用いるかは、これらのキー１８ａ，１８ｂ，１９ａ，１９ｂのＯＮとＯＦＦの組み合わせ状態から制御回路６３が判断する。制御回路６３の判断は図２３の表に拠る。すなわち、制御回路６３は、十二指腸下降脚キー１８ｂとＰＵＳＨキー１９ａとがＯＮのとき、胃・十二指腸球部キー１８ａとＰＵＳＨキー１９ａとがＯＮのとき、胃・十二指腸球部キー１８ａとＰＵＬＬキー１９ｂとがＯＮのとき、画像データＧ__Ａを参照画像データとして選択し、十二指腸下降脚キー１８ｂとＰＵＬＬキー１９ｂとがＯＮのとき、画像データＧ__Ｂを参照画像データとして選択する。

【０１７４】

補間回路５６は、制御回路６３からの指令により、参照画像データを再度読み直す。このようにして補間メモリ、合成メモリのボクセル空間は、図２３の表に示されたキーの組み合わせに対応して読み出された参照画像データで埋められ、３次元人体画像データ、合成３次元データ、３次元ガイド画像データが差し替えられる。

【０１７５】

制御回路６３と、補間回路５６と、３次元人体画像作成回路５７と、合成回路５８と、回転変換回路５９と、３次元ガイド画像作成回路Ａと、３次元ガイド画像作成回路Ｂと、混合回路６１とは、何れもリアルタイムで作用するので、術者によるキー操作に対して瞬時にガイド画像が切り替えられる。

【０１７６】

このようにして、術者は十二指腸下降脚であっても、胃・十二指腸球部であっても、超音波内視鏡 2 の P U S H 走査であっても、超音波内視鏡 2 の P U L L 走査であっても、超音波断層像とガイド画像との間で解剖学的に良好な一致を得ることができる。

【0177】

以上の本実施の形態によれば、参照画像記憶部 55 が通常の膵臓の参照画像データと膵臓が回転や移動をした後の参照画像データとを記憶し、制御回路 63 が参照画像データを図 22 の 3 次元人体画像データ G _ A か 3 次元人体画像データ G _ B のうち何れを用いるかを判断し、補間回路 56 は制御回路 63 からの指令により、参照画像データを再度読み直し、補間メモリ、合成メモリのボクセル空間は、図 23 の表に示されたキーの組み合わせに対応して読み出された参照画像データで埋められ、術者によるキー操作に対して瞬時に 3 次元人体画像データおよびガイド画像が切り替えられるよう構成している。これにより、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向とを正しく示すガイド画像を表示することができる。特に、十二指腸下降脚 P U L L 走査では膵頭部は回転および移動するため、この効果が顕著である。

【0178】

また、本実施の形態は、画像指標作成回路 52 が、超音波断層像マーカ M u に青色の先端方向マーカ M d と黄緑色の矢印状の 6 時方向マーカ M t とを合成した画像指標データを作成し、合成回路 58 が、同じボクセル空間内に 3 次元人体画像データと、画像指標データと、挿入形状データとを合成し、混合回路 61 が超音波観測装置 4 からの超音波断層像データと、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し、表示回路 62 はこの混合データをアナログビデオ信号に変換し、表示装置 14 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ような構成及び作用を有している。

【0179】

そのため、本実施の形態によれば、超音波断層像と膵臓などの関心領域との位置関係をガイドすることができるとともに、消化管等の体腔壁に対して超音波内視鏡のラジアル走査面と可撓部と硬性部とがどのような配向や形状になっているのかをガイドすることができる。従って、術者はこれらの関係を視覚的に把握でき、関心領域に対する診断、処置等を容易に行うことが可能となる。

【0180】

また、本実施の形態は、マッチング回路 51 がステップ S 4 - 4 からステップ S 4 - 9 で述べた処理を繰り返し、混合回路 61 が超音波断層像データを取り込んだ瞬間の、位置・配向データを取り込み、第 1 変換式とベクトル P'P'' による平行移動とを合わせて第 2 の写像を表現する第 2 変換式を新たに作成し、直交座標軸 0-xyz における超音波断層像の中心 O'' の位置ベクトル 00'' の各方向成分 (x0, y0, z0) と、直交座標軸 0-xyz に対する画像位置配向検出用コイル 31 の配向を示すオイラー角の各角度成分 (ψ, θ, ϕ) と、直交座標軸 0-xyz における複数の挿入形状検出用コイル 32 の各々の位置ベクトルの各方向成分 (xi, yi, zi) (i は 1 から挿入形状検出用コイル 32 の総数までの自然数) とを、位置・配向写像データへ変換する処理を繰り返すような構成及び作用を有している。

【0181】

そのため、本実施の形態によれば、超音波内視鏡 2 での検査中に被検体 37 の体位に変化が生じて、超音波断層像、可撓部 22、硬性部 21 と、3 次元ガイド画像上の超音波断層像マーカ M u、先端方向マーカ M d、6 時方向マーカ M t、挿入形状マーカ M s とは、それぞれ解剖学的により正確な一致をするという効果がある。

【0182】

また、X 線 3 次元ヘリカル C T 装置 15 と 3 次元 M R I 装置 16 とは、通常仰臥位で撮像され、左側臥位での超音波内視鏡検査の時とは体位が異なるが、本実施の形態によれば、マッチング回路 51 が、第 1 の写像に補正值としてのベクトル P'P'' による平行移動を合わせて第 2 の写像を表現する第 2 変換式を作成するような構成及び作用を有している。従って、本実施の形態は、被検体 37 内の諸器官が X 線 3 次元ヘリカル C T 装置 15 と 3 次

10

20

30

40

50

元MRI装置16に比して左側臥位での超音波内視鏡検査の時に重力に従って変位しても、被検体37の点、例えば超音波断層像の中心0"に第2の写像により解剖学的に一層正確な一致をする。そのため、3次元ガイド画像が超音波断層像を一層正確にガイドすることができる。

【0183】

また、本実施の形態によれば、3次元ガイド画像作成回路Aが、右側が被検体頭側、左側が被検体足側で、被検体の腹側からの方向で観察した3次元ガイド画像データを作成するよう構成、作用させている。被検体37は、超音波内視鏡検査では通常左側臥位での体位で検査され、3次元ガイド画像も左側臥位で表示されるので、被検体と3次元ガイド画像とを対比しやすく、術者には3次元ガイド画像がわかりやすく、術者による診断、処置等の際の操作性を向上或いは適切に支援することができる。

10

【0184】

また、本実施の形態によれば、3次元ガイド画像作成回路Aと3次元ガイド画像作成回路Bとが互いに異なる方向に視線を設定した3次元ガイド画像を作成するため、超音波断層像と膀胱などの関心領域との位置関係を複数の方向から、ガイドすることができるとともに、消化管等の体腔壁に対して、超音波断層像と超音波内視鏡2の可撓部22と硬性部21とがどのような配向や形状になっているのかを複数の方向からガイドすることができ、術者にはわかりやすい。

【0185】

また、本実施の形態によれば、3次元ガイド画像作成回路Bが、位置・配向写像データを基にして、超音波断層像マーカMuの法線を観察視線すなわち表示装置14の画面法線と一致するよう画面に正対させ、かつ6時方向マーカMtが表示装置14の画面の下方向に向くように設定された3次元ガイド画像を作成するよう構成、作用させるため、この3次元ガイド画像と表示装置14の画面に並べてリアルタイムに表示される超音波断層像との方向が一致する。そのため、術者は両者を対比しやすく、超音波断層像の解剖学的な解釈をしやすい。

20

【0186】

特に、腹側から観察した3次元ガイド画像は、事実上、広範囲のガイド画像、超音波断層像と同じ向きで観察した3次元ガイド画像は、詳細のガイド画像であるため、前者で超音波断層像の大まかな解剖学上の位置を把握し、後者で超音波断層像の詳細の解剖学的な

30

【0187】

また、本実施の形態によれば、3次元ガイド画像作成回路Bが、画像指標データのうちの超音波断層像マーカMuによって分けられる2つの領域のうち、可撓部22の先端側すなわち表示装置14の画面手前側を非表示にし、超音波断層像マーカMu上の部分と、裏側の部分の輝度を変化させた3次元ガイド画像データを作成するよう構成、作用させている。そのため、手前側の臓器が術者の3次元ガイド画像の観察の邪魔になるがことなく、この3次元ガイド画像と表示装置14の画面に並べてリアルタイムに表示される超音波断層像との対比を一層しやすく、超音波断層像の解剖学的な解釈をしやすい。

【0188】

<変形例>

上述した実施の形態では、処置具チャンネル46を備えた超音波内視鏡2と、処置具チャンネル46に挿通する体腔内接触プローブ8を設けて構成したが、構成はこれに限定されるものではない。

【0189】

体腔内特徴点に対して光学観察窓24を経由して対物レンズ25の焦点が合い、体腔内接触プローブ8を用いずに硬性部21自体を体腔内特徴点に正確に接触できれば、硬性部21に固定して設けた画像位置配向検出用コイル31を体腔内接触プローブ8の体腔内検出用コイル42の代用にしても良い。このとき、画像位置配向検出用コイル31は、画像位置配向検出用素子としてだけでなく体腔内検出用素子としても作用する。

40

50

【0190】

また、本実施の形態では、超音波プローブとして電子ラジアル走査型超音波内視鏡2を用いたが、従来技術の特開2004-113629号公報で開示されている超音波診断装置のように、機械走査型超音波内視鏡でも、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走査型超音波内視鏡でも、カプセル型の超音波ゾンデでも良く、超音波の走査方式には限定されない。また光学観察窓24の無い超音波プローブでも良い。

【0191】

また、本実施の形態では、超音波内視鏡2の硬性部21において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たが、超音波振動子アレイ29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°にわたる部分に超音波振動子アレイ29が形成されるようにしても良い。

10

【0192】

また、本実施の形態では位置検出手段として送信アンテナ6と受信コイルとを用い、磁場で位置と配向とを検出するよう構成、作用させたが、送受は逆でも良い。磁場を利用して位置及び配向を検出する場合には、簡単な構成で位置（配向）検出手段を形成できると共に、低コスト化、小型化することができるが、磁場を利用したものに限定されるものでなく、加速度や他の手段で位置と配向とを検出するようにしても良い。また、本実施の形態では、原点0を送信アンテナ6上の特定の位置に設定するよう構成したが、送信アンテナ6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。

【0193】

また、本実施の形態では、画像位置配向検出用コイル31を硬性部21に固定して設けたが、硬性部21と位置が固定されていれば、硬性部21の完全に内部でなくとも良い。また、本実施の形態では、3次元ガイド画像データ上の各器官を、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、他の態様でも良く、例えば、器官別に輝度の値を変化させる等しても良い。

20

【0194】

また、本実施の形態では、参照画像データとして、X線3次元ヘリカルCT装置15、3次元MRI装置16で撮像された複数枚の2次元CT画像や2次元MRI画像を用いるよう構成、作用させたが、PET(Positron Emission Tomography)のような他のモダリティを用いて事前に取得した3次元画像データを用いても良い。また、体外から超音波を照射する方式の所謂、体外式の超音波診断装置で事前に取得した3次元画像データを用いても良い。

30

【0195】

また、本実施の形態では、1軸に巻かれた4個のコイルからなる体表検出用コイル7を設け、各々を被検体体表にテープ、ベルト、バンドなどで、複数の体表特徴点に着脱可能に固定し、体表特徴点の位置・配向データを同時に得るよう構成したが、1個のコイル、例えば体腔内検出用コイル42に代えて、超音波内視鏡2による検査に先立ち、被検体37を左側臥位にした後、体腔内接触プローブ8の先端を複数の体表特徴点に順次接触させて体表特徴点の位置・配向データを順次に得るような構成、作用にしても良い。

【0196】

また、本実施の形態では、位置配向算出装置が、位置・配向データとして、体表検出用コイル7に関してはその位置を算出したが、位置の代わりに巻線軸の方向を算出しても良く、また、位置と巻線軸の方向との両方を算出しても良い。1個の体表検出用コイル7に関して位置配向算出装置5が算出する自由度が増えることで、体表検出用コイル7の個数を減らすことができ、被検体37に体表検出用コイル7を固定する際や超音波内視鏡検査中の術者や被検体37の負担を減らすことができる。

40

【0197】

また、本実施の形態では、体表特徴点を腹部体表の剣状突起、左上前腸骨棘、右上前腸骨棘、腰椎椎体棘突起とし、体腔内特徴点を十二指腸乳頭としたが、この例に限らず、胸部体表や胸部体腔内の特徴点や他の例でも良い。一般に、体表特徴点は骨格と関連のある

50

点にとった方が、超音波断層像マーカM uの配向についての精度が良い。

【0198】

〔第2の実施の形態〕

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。図24～図26は本発明の第2の実施の形態に係り、図24は3次元人体画像データの合成・変形を示す説明図、図25はキーの組み合わせと3次元人体画像データとの対応を示す説明図、図26は画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【0199】

第2の実施の形態は、第1の実施の形態に対して、画像処理装置11の合成回路58の構成が異なるものである。図26に示すように、本実施の形態の画像処理装置11__2の合成回路58__2は、第1の実施の形態の合成回路58に対して、さらにもう一つの合成メモリ（ボリュームメモリ）58bを追加している。

【0200】

第2の実施の形態の作用は、ボリュームメモリの追加により、第1の実施の形態とは、参照画像記憶部55、3次元人体画像作成回路57の作用が異なる。

【0201】

第1の実施の形態では、参照画像記憶部55が通常のスキャンの参照画像データと、スキャンが回転や移動をした後の参照画像データとを記憶し、制御回路63が図22の3次元人体画像データG__Aと3次元人体画像データG__Bとのうち何れを用いるかを判断するよう作用した。

【0202】

これに対し、第2の実施の形態では、3次元人体画像作成回路57が、図22に示す通常のスキャンの参照画像データに基づく3次元人体画像データG__Aを合成回路58__2の合成メモリ58a、58bの1つに記憶させる。

【0203】

さらに、3次元人体画像作成回路57は、図24に示すように、この3次元人体画像データG__Aとスキャンが回転や移動をした後の参照画像データに基づく3次元人体画像データG__Bとを合成・変形して3次元人体画像データG__Cを作成する。3次元人体画像データG__Cは、3次元人体画像データG__Aと3次元人体画像データG__Bとから、新たに作成したデータであり、変形した仮想のスキャンを含んだデータである。

【0204】

図24では、説明の都合上、一例としてスキャンの尾部端点で位置を合わせている。尾部端点で説明しているのは、尾部端点が十二指腸下脚PULL走査であっても、スキャンのうち最も回転や移動しない安定点であるからである。

【0205】

上述の3次元人体画像データG__Aと3次元人体画像データG__Bとを合成、変形して3次元人体画像データG__Cを作成する方法は、以下の通りである。

【0206】

術者は、キーボード13やマウス12を経由してスキャンの移動方向や移動距離や回転角度を入力する。3次元人体画像作成回路57は、入力された移動方向や移動距離や回転角度に基づいて、元の参照画像データからスキャンに回転及び移動を施して3次元人体画像データを作成する。

【0207】

次に、合成回路58__2は、回転、移動を施されたスキャンの3次元人体画像データと画像指標データと挿入形状データとを合成し、合成3次元データを作成する。合成3次元データは、回転変換回路59、3次元ガイド画像作成回路A、3次元ガイド画像作成回路B、混合回路61を経て表示装置14に表示される。

【0208】

術者は、表示装置14の表示画面上の超音波断層像と2つの3次元ガイド画像との解剖学的な一致度を比較する。再度、術者は、その上で、超音波断層像と2つの3次元ガイド

10

20

30

40

50

画像とが解剖学的に良く一致するように、キーボード 13 やマウス 12 を経由して腓臓の移動方向や移動距離や回転角度を入力する。

【0209】

そして、上述の作用を繰り返し、3次元ガイド画像を作成する。ここまでは第1の実施の形態と同じである。

【0210】

さらに、術者は、キーボード 13 やマウス 12 を経由して3次元ガイド画像を図 24 に示すように重畳して表示装置 14 の表示画面に表示させるようにする。その上で腓臓が適当な形になるようキーボード 13 やマウス 12 を経由して表示画面上をトレースする。

【0211】

3次元人体画像作成回路 57 は、このトレースされた情報を基に、再度3次元人体画像データ G__C を作成し、合成回路 58__2 の合成メモリ 58 a, 58 b のもう一方に記憶させる。

【0212】

図 22 の3次元人体画像データ G__A と、図 24 の3次元人体画像データ G__C とのうち何れを用いるかは、超音波内視鏡走査部位キーと超音波内視鏡走査情報キーの ON と OFF の組み合わせ状態から制御回路 63 が判断する。

【0213】

制御回路 63 の判断は、図 25 の表に拠る。すなわち、制御回路 63 は、十二指腸下降脚キー 18 b と P U S H キー 19 a とが ON のとき、胃・十二指腸球部キー 18 a と P U S H キー 19 a とが ON のとき、胃・十二指腸球部キー 18 a と P U L L キー 19 b とが ON のとき、画像データ G__A を参照画像データとして選択し、十二指腸下降脚キー 18 b と P U L L キー 19 b とが ON のとき、3次元人体画像データ G__A と3次元人体画像データ G__B とを合成・変形して作成した画像データ G__C を参照画像データとして選択する。

【0214】

合成回路 58__2 は、制御回路 63 からの指令により、画像指標データと挿入形状データと合成する3次元人体画像データを、3次元人体画像データ G__A にするか3次元人体画像データ G__C にするかを切り替える。

【0215】

このようにして、3次元人体画像データ、合成3次元データ、3次元ガイド画像データが差し替えられる。制御回路 63 と、3次元人体画像作成回路 57 と、合成回路 58__2 と、回転変換回路 59 と、3次元ガイド画像作成回路 A と、3次元ガイド画像作成回路 B と、混合回路 61 とは、何れもリアルタイムで作用するので、術者によるキー操作に対して瞬時にガイド画像が切り替えられる。

【0216】

このようにして、術者は十二指腸下降脚であっても、胃・十二指腸球部であっても、超音波内視鏡 2 の P U S H 走査であっても、超音波内視鏡 2 の P U L L 走査であっても、超音波断層像とガイド画像との間で解剖学的に良好な一致を得ることができる。その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0217】

第2の実施の形態においては、3次元人体画像作成回路 57 が、図 22 に示す通常の腓臓の参照画像データに基づく3次元人体画像データ G__A を合成回路 58__2 の2つの合成メモリ 58 a, 58 b の一方に記憶させ、この3次元人体画像データ G__A と腓臓が回転や移動をした後の参照画像データに基づく3次元人体画像データ G__B とを合成、変形して3次元人体画像データ G__C を作成し、3次元人体画像データ G__C を合成回路 58__2 の合成メモリ 58 a, 58 b のもう一方に記憶させる。

【0218】

そして、制御回路 63 は、図 22 の3次元人体画像データ G__A と図 24 の3次元人体画像データ G__C とのうち何れを用いるかを、超音波内視鏡走査部位キーと超音波内視鏡

10

20

30

40

50

走査情報キーのONとOFFの組み合わせ状態から判断し、合成回路58__2は、制御回路63からの指令により、画像指標データと挿入形状データと合成する3次元人体画像データを、3次元人体画像データG__Aにするか3次元人体画像データG__Cにするかを切り替え、3次元人体画像データ、合成3次元データ、3次元ガイド画像データが差し替えられ、術者によるキー操作に対して瞬時にガイド画像が切り替えられる。

【0219】

そのため、第2の実施の形態では、第1の実施の形態のように参照画像データを読み込んで、3次元人体画像データを再度作成する必要がなくなり、超音波断層像の実際の解剖学的な位置や配向を正しく示すガイド画像をより高速に得て表示することができる。また、十二指腸下降脚PULL走査による脾臓の変形は主に脾臓の頭部で生じ、尾部では生じ

10

【図面の簡単な説明】

【0220】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係り、超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】同上、体表検出用コイルを使用例で模式的に示す説明図、

【図3】同上、体腔内接触プローブを示す側面図

【図4】同上、画像処理装置の構成を示すブロック図

【図5】同上、参照画像記憶部内に記憶される参照画像データを示す説明図

【図6】同上、ボクセル空間を示す説明図

20

【図7】同上、キーボードのキー配列を示す説明図

【図8】同上、位置・配向データを表すために送信アンテナ上に原点を設定した直交基底を示す説明図

【図9】同上、被検体側の体腔内特徴点をボクセル空間へ写像する様子を示す説明図

【図10】同上、画像指標作成回路により画像指標データが作成される様子を示す説明図

【図11】同上、挿入形状作成回路により作成される挿入形状データが作成される様子を示す説明図

【図12】同上、3次元人体画像データを示す説明図

【図13】同上、合成回路により画像指標データと挿入形状データとが合成メモリ内のボクセル空間に埋められていく様子を示す説明図

30

【図14】同上、被検体の腹側から観察した場合の3次元ガイド画像データを示す説明図

【図15】同上、超音波断層像と同じ向きから観察した場合の3次元ガイド画像データを示す説明図

【図16】同上、表示装置に表示される3次元ガイド画像及び超音波断層像を示す図

【図17】同上、全体的な処理内容を示すフローチャート

【図18】同上、図17における参照画像上での体表特徴点、体腔内特徴点指定処理の具体的な処理内容を示すフローチャート

【図19】同上、図17における補正值算出処理の具体的な処理内容を示すフローチャート

【図20】同上、図19における処理の説明図

40

【図21】同上、図17における超音波断層像・3次元ガイド画像作成／表示処理の具体的な処理内容を示すフローチャート

【図22】同上、3次元人体画像データの回転・移動を示す説明図

【図23】同上、キーの組み合わせと参照画像データとの対応を示す説明図

【図24】本発明の第2の実施の形態に係り、3次元人体画像データの合成・変形を示す説明図

【図25】同上、キーの組み合わせと3次元人体画像データとの対応を示す説明図

【図26】同上、画像処理装置の構成を示すブロック図

【符号の説明】

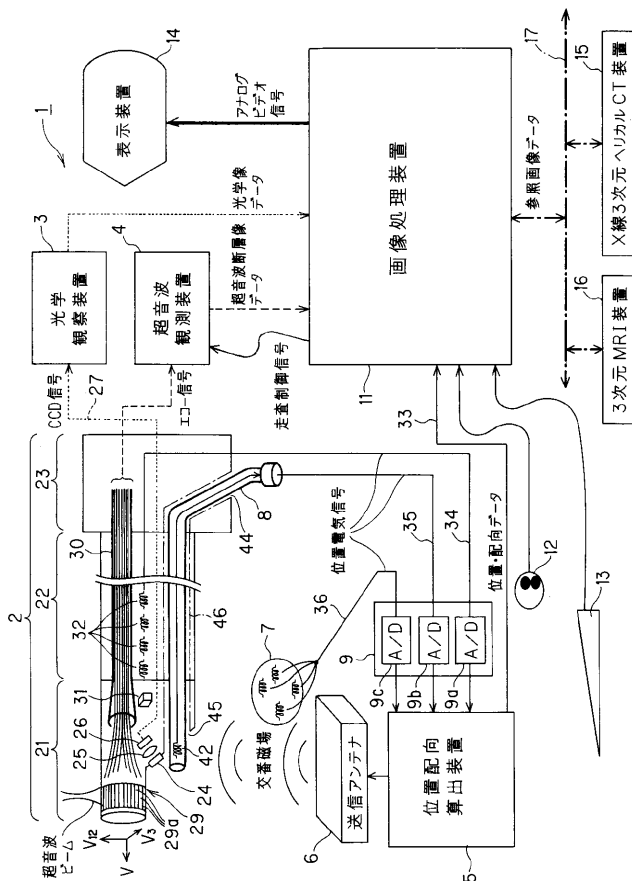
【0221】

50

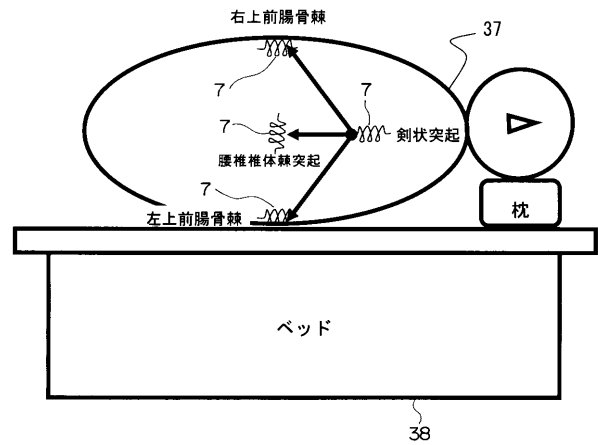
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波内視鏡
- 3 光学観察装置
- 4 超音波観測装置
- 5 位置配向算出装置
- 11 画像処理装置
- 12 マウス
- 13 キーボード
- 18a 十二指腸球部キー
- 18b 十二指腸下降脚キー
- 19a PUSHキー
- 19b PULLキー
- 29 超音波振動子アレイ
- 29a 超音波振動子
- 55 参照画像記憶部
- 57 3次元人体画像作成回路
- 60 3次元画像作成回路
- 63 制御回路
- 66 走査制御キー

10

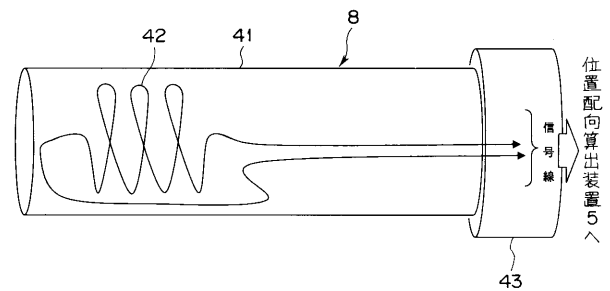
【図1】



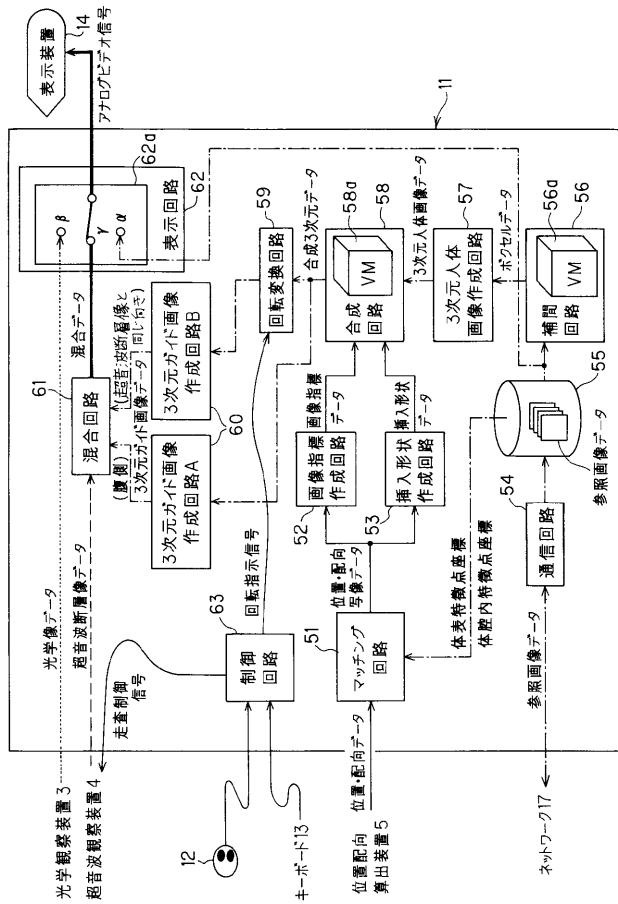
【図2】



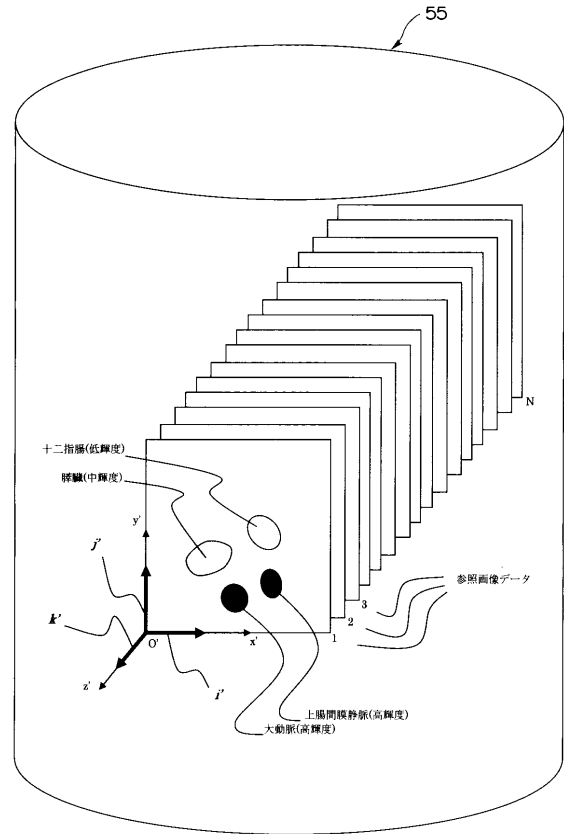
【図3】



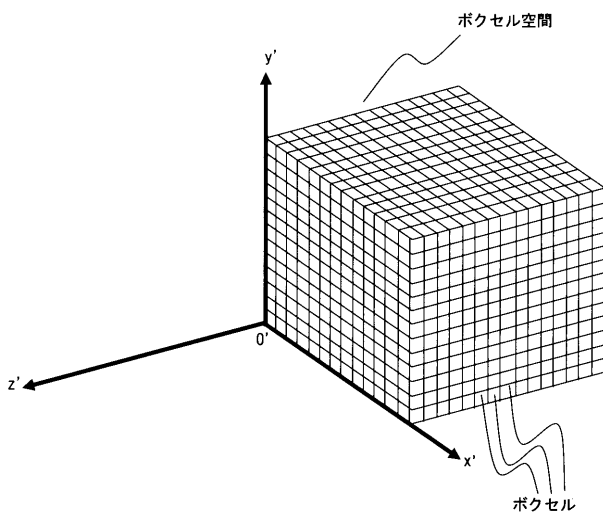
【図 4】



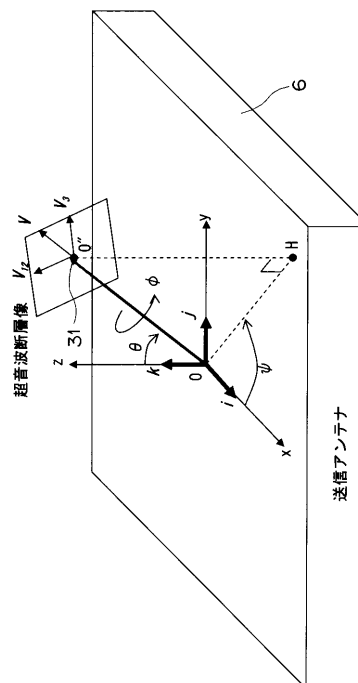
【図 5】



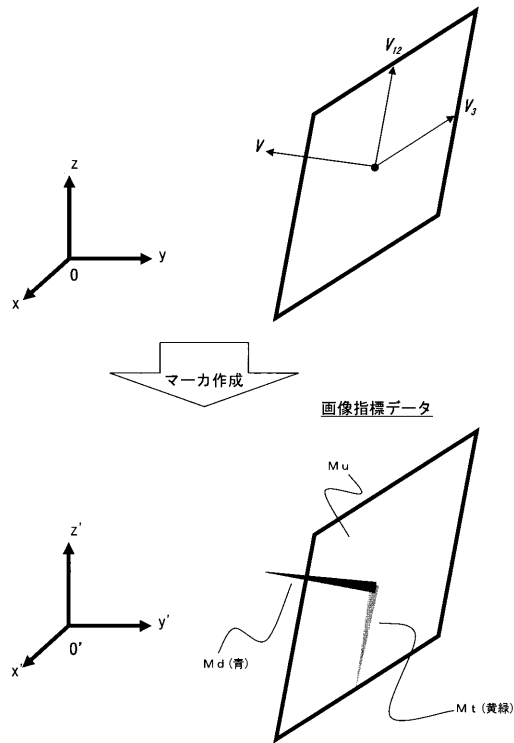
【図 6】



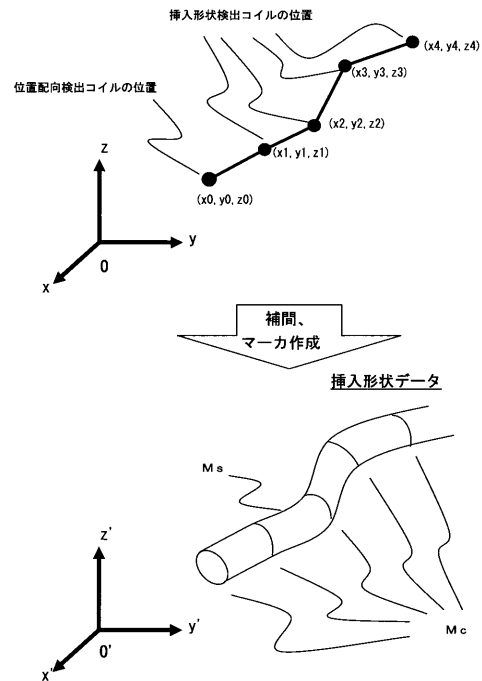
【図 8】



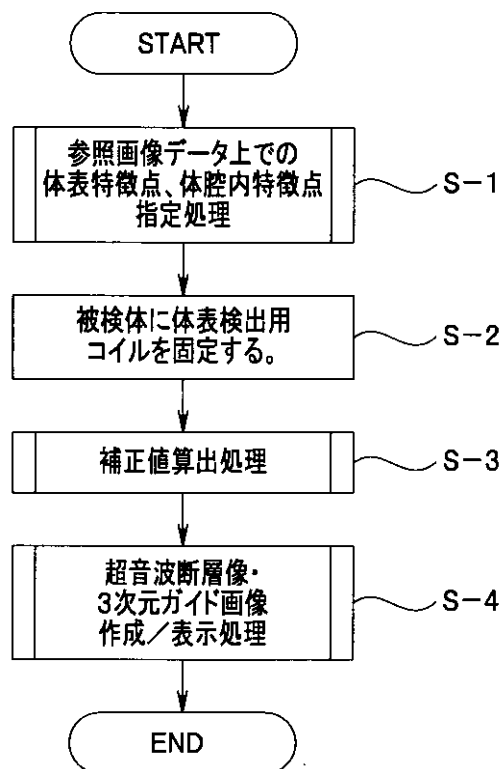
【図 10】



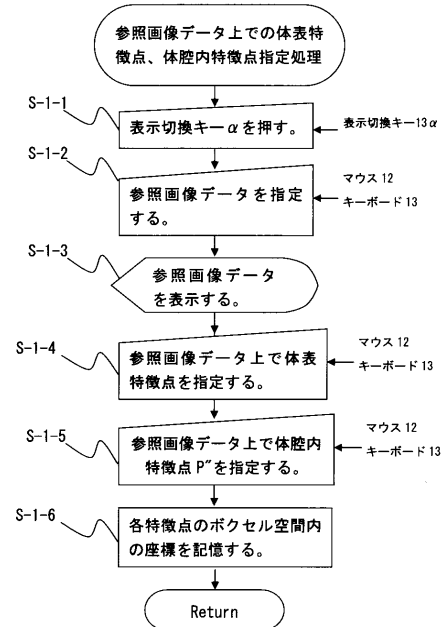
【図 11】



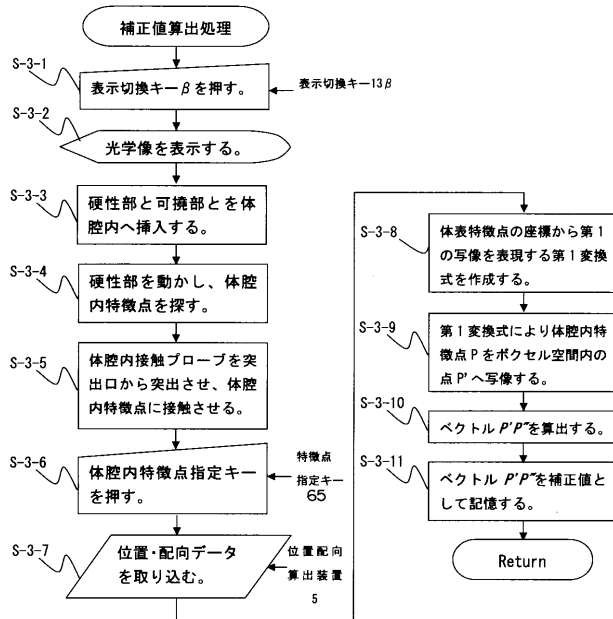
【図 17】



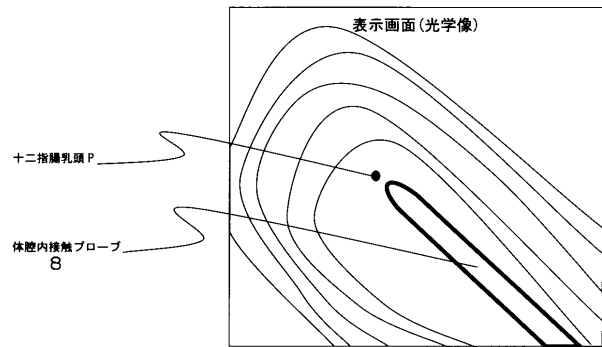
【図 18】



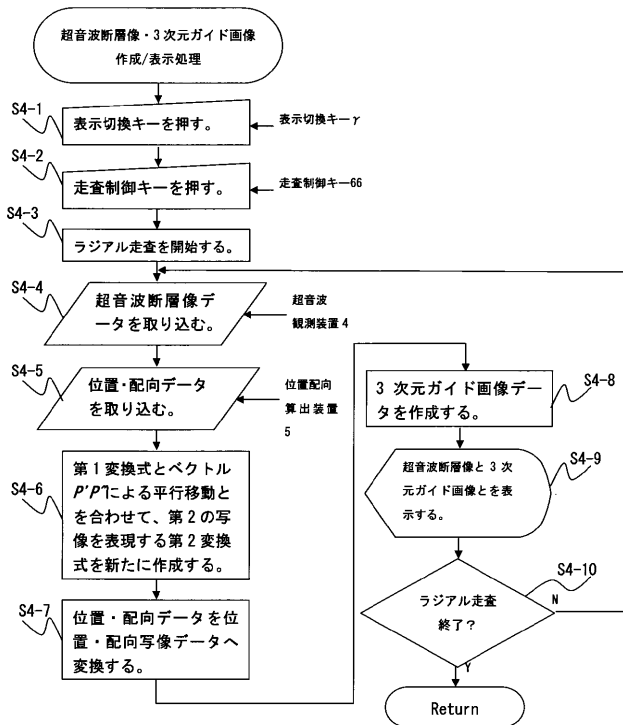
【図 19】



【図 20】



【図 21】



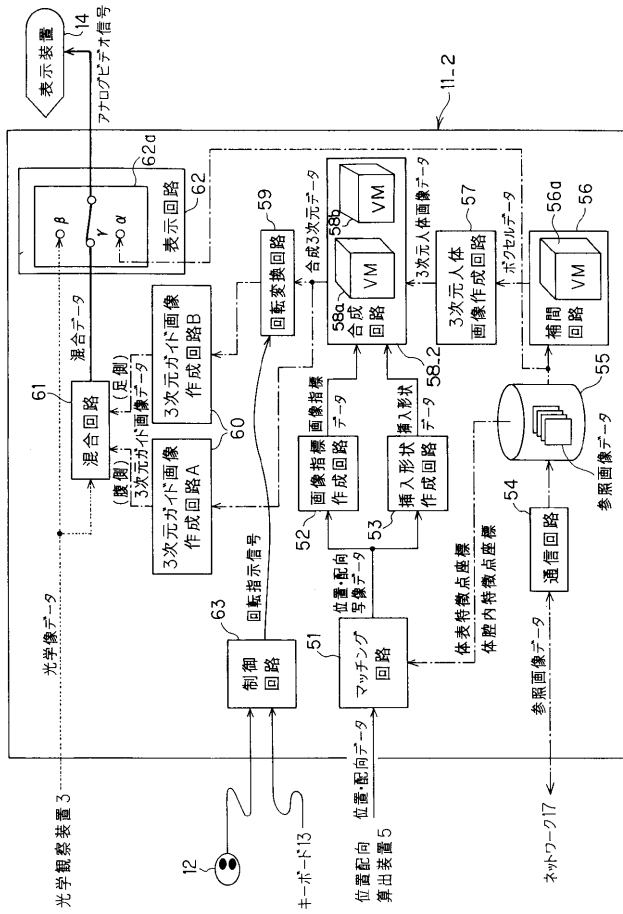
【図 23】

	超音波内視鏡走査情報キー	
	PUSH キー ON	PULL キー ON
十二指腸下降脚キー ON	参照画像データ G_A	参照画像データ G_B
胃・十二指腸球部キー ON	参照画像データ G_A	参照画像データ G_A

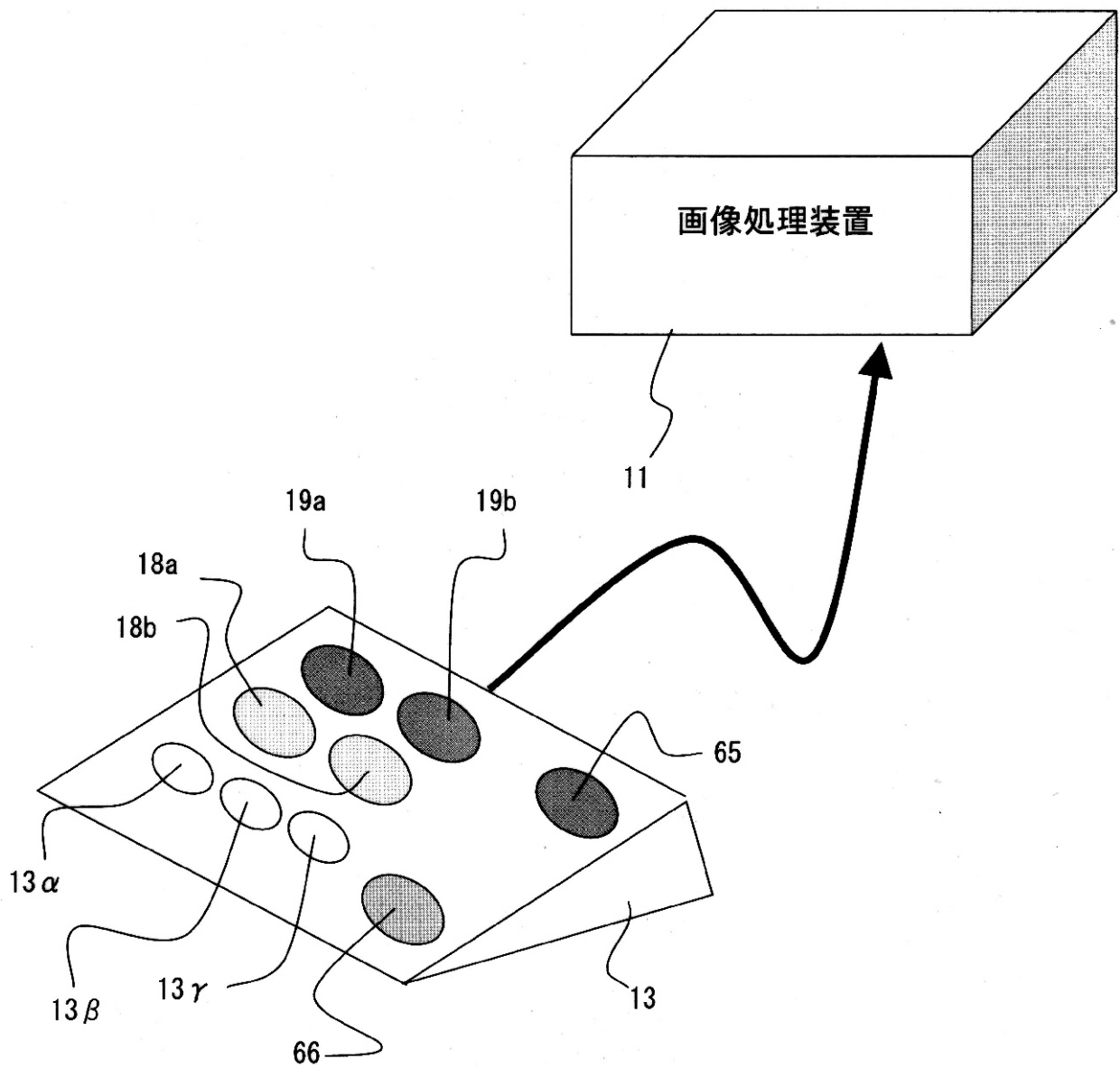
【図 25】

	超音波内視鏡走査情報キー	
	PUSH キー ON	PULL キー ON
十二指腸下降脚キー ON	参照画像データ G_A	参照画像データ G_C
胃・十二指腸球部キー ON	参照画像データ G_A	参照画像データ G_A

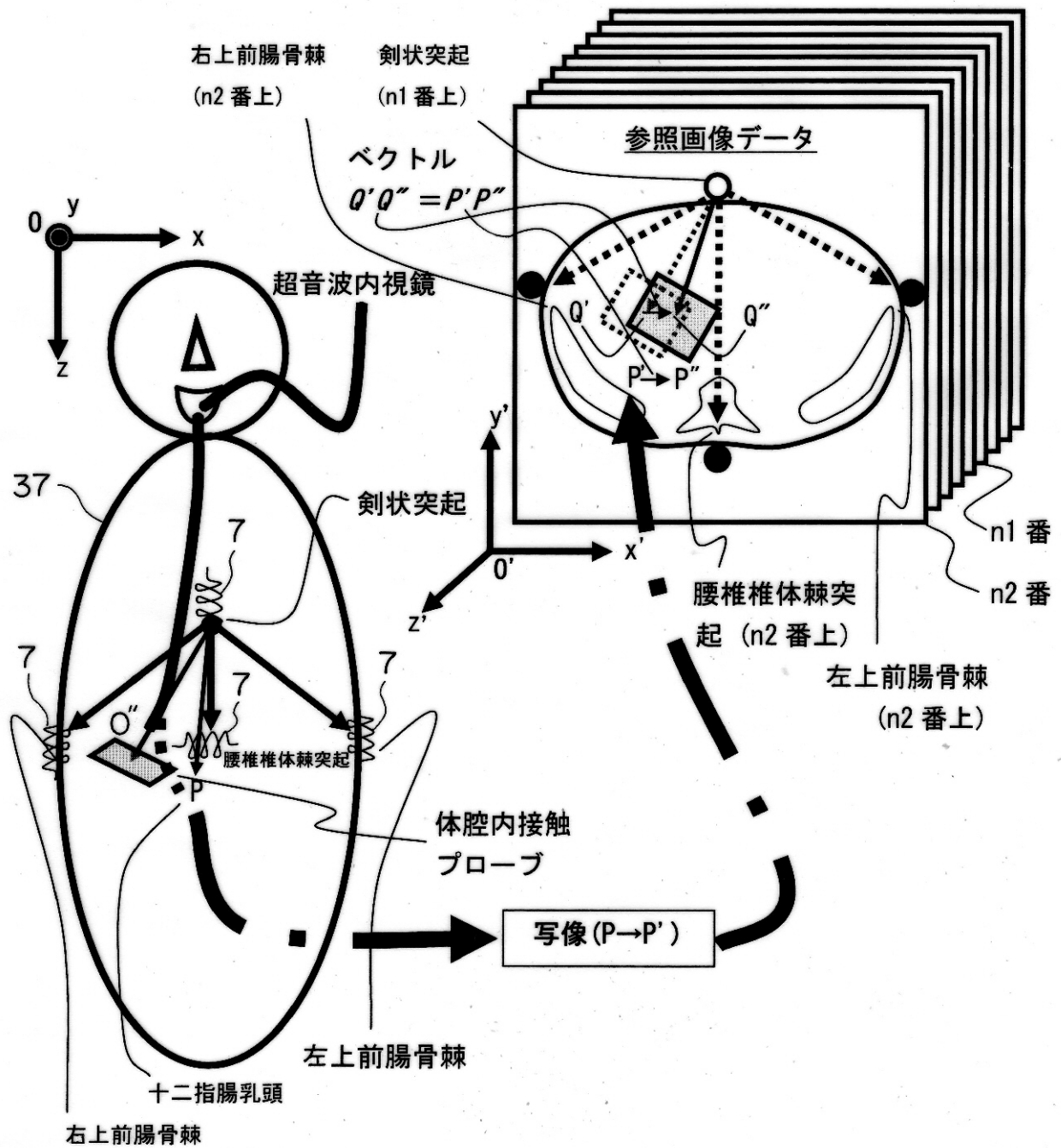
【図 26】



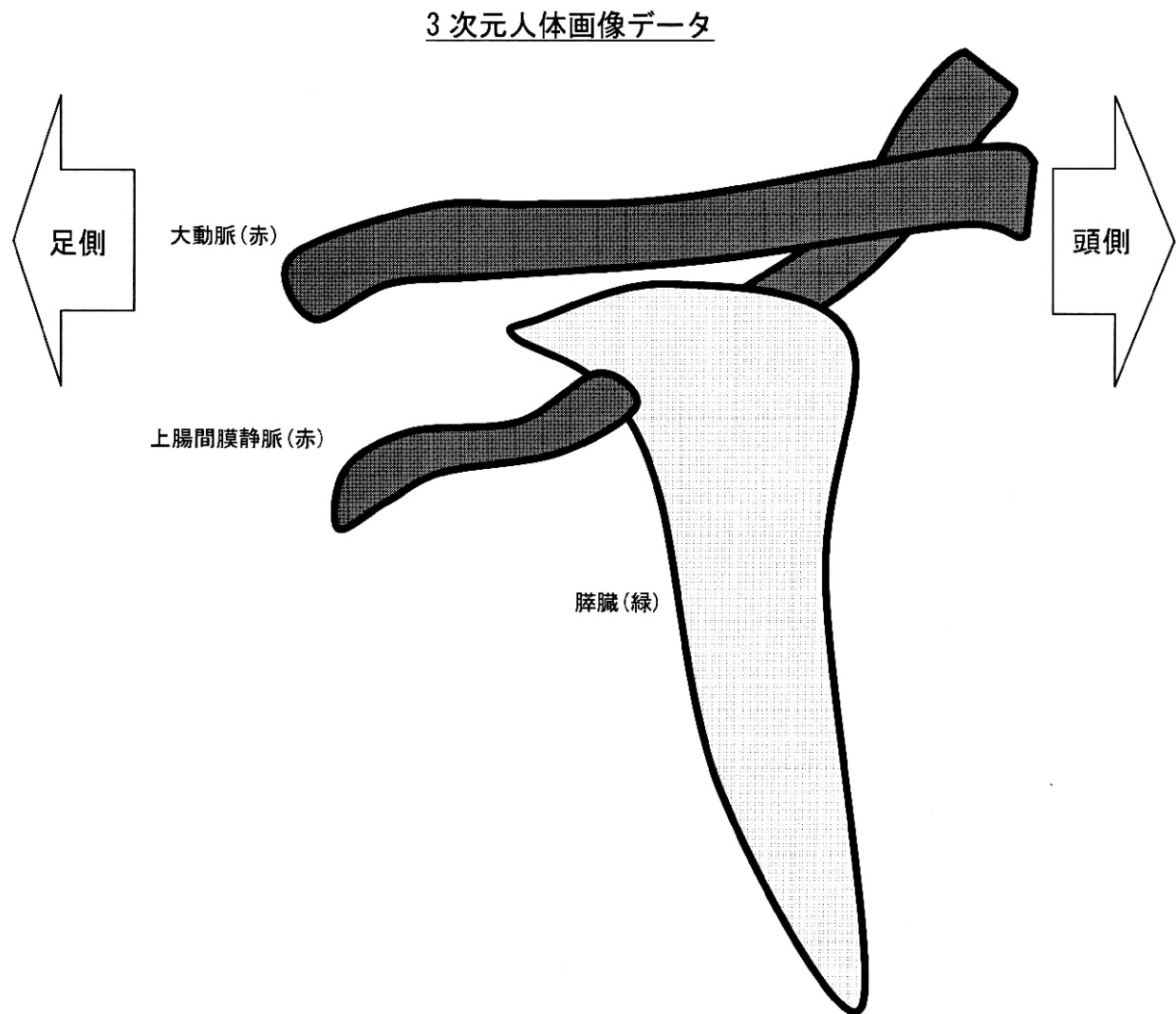
【図 7】



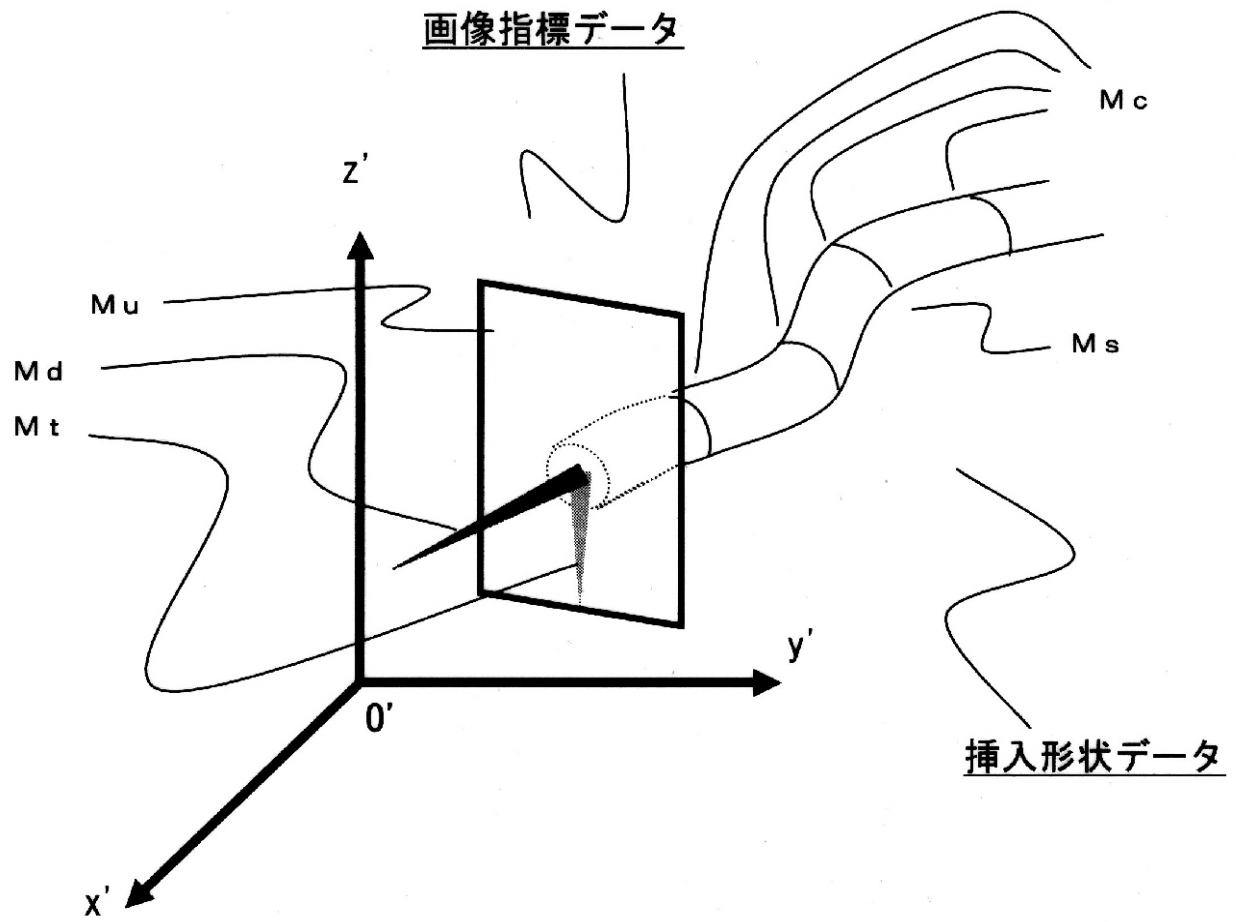
【図 9】



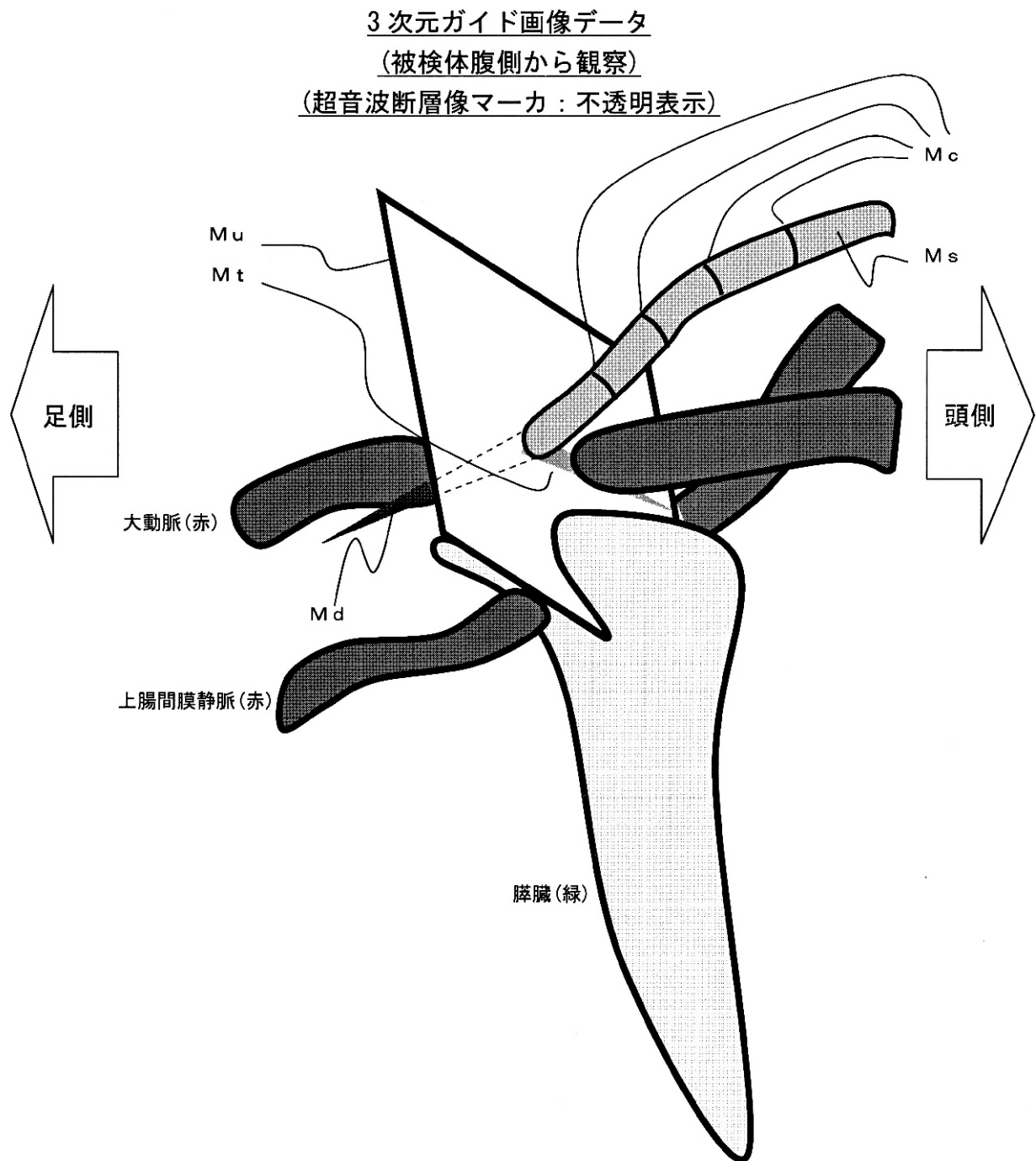
【図 1 2】



【図 13】

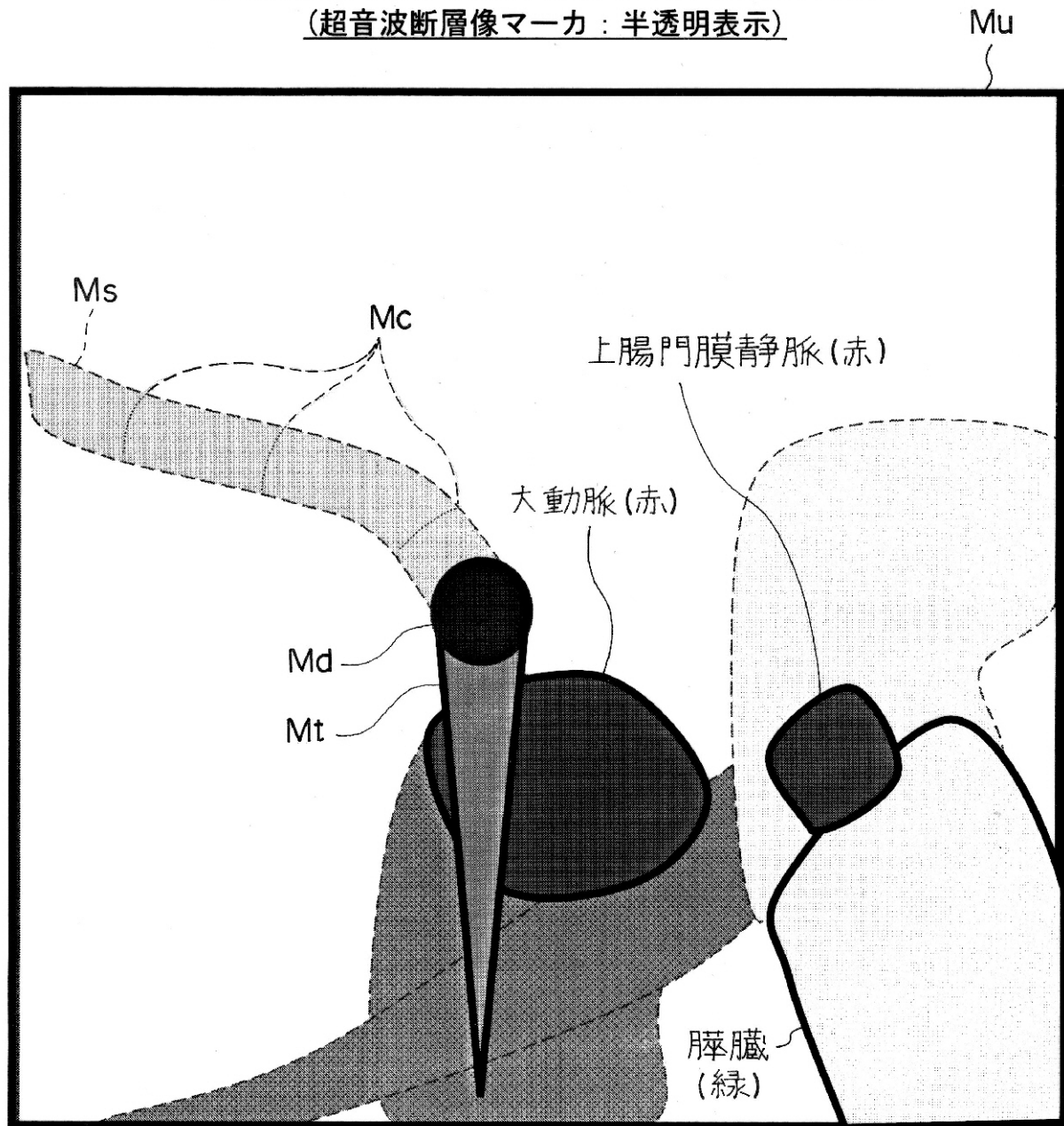


【図 1 4】



【図 15】

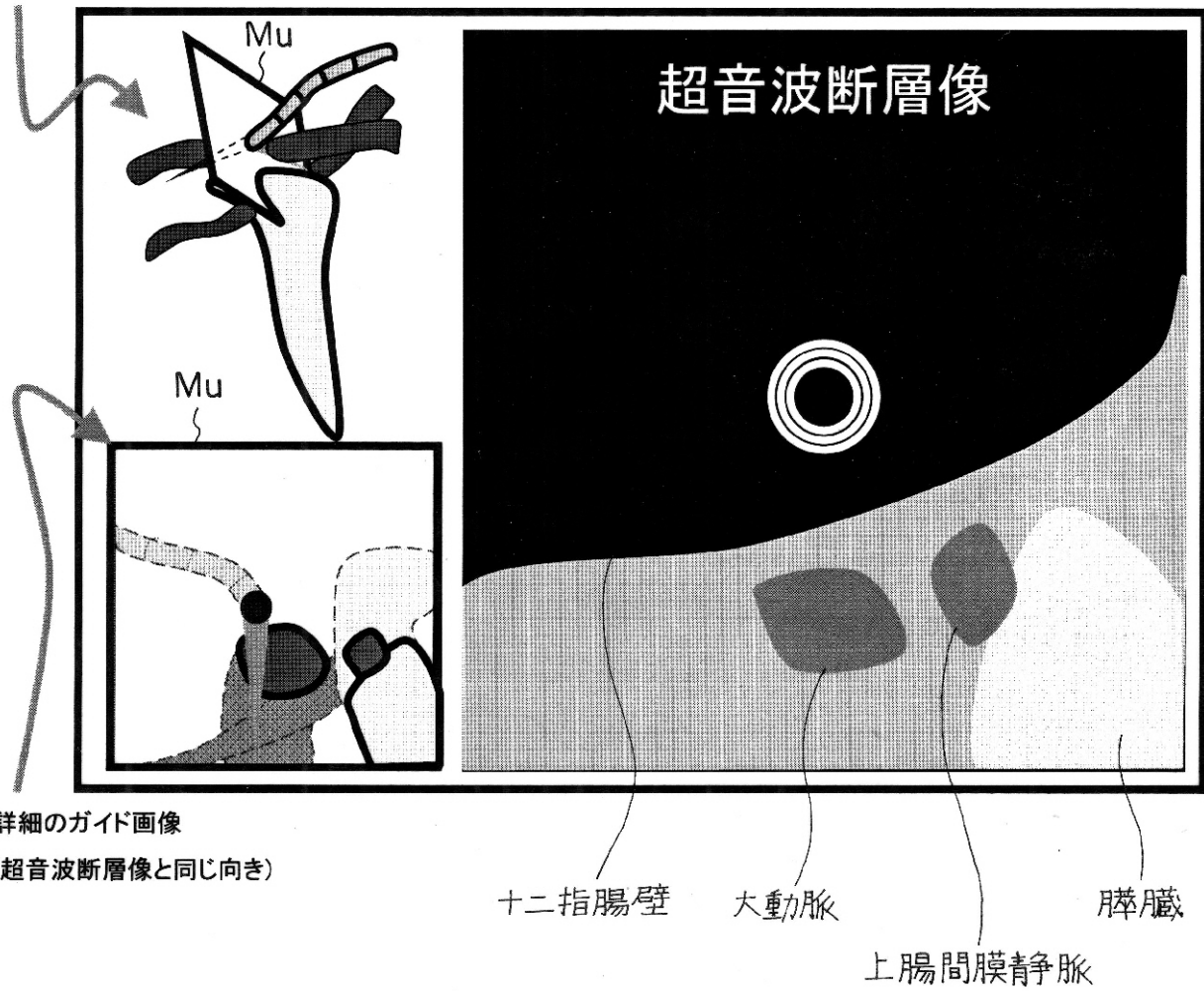
3次元ガイド画像データ
 (超音波断層像と同じ向き、-Vの方向から観察)
 (超音波断層像マーカ：半透明表示)



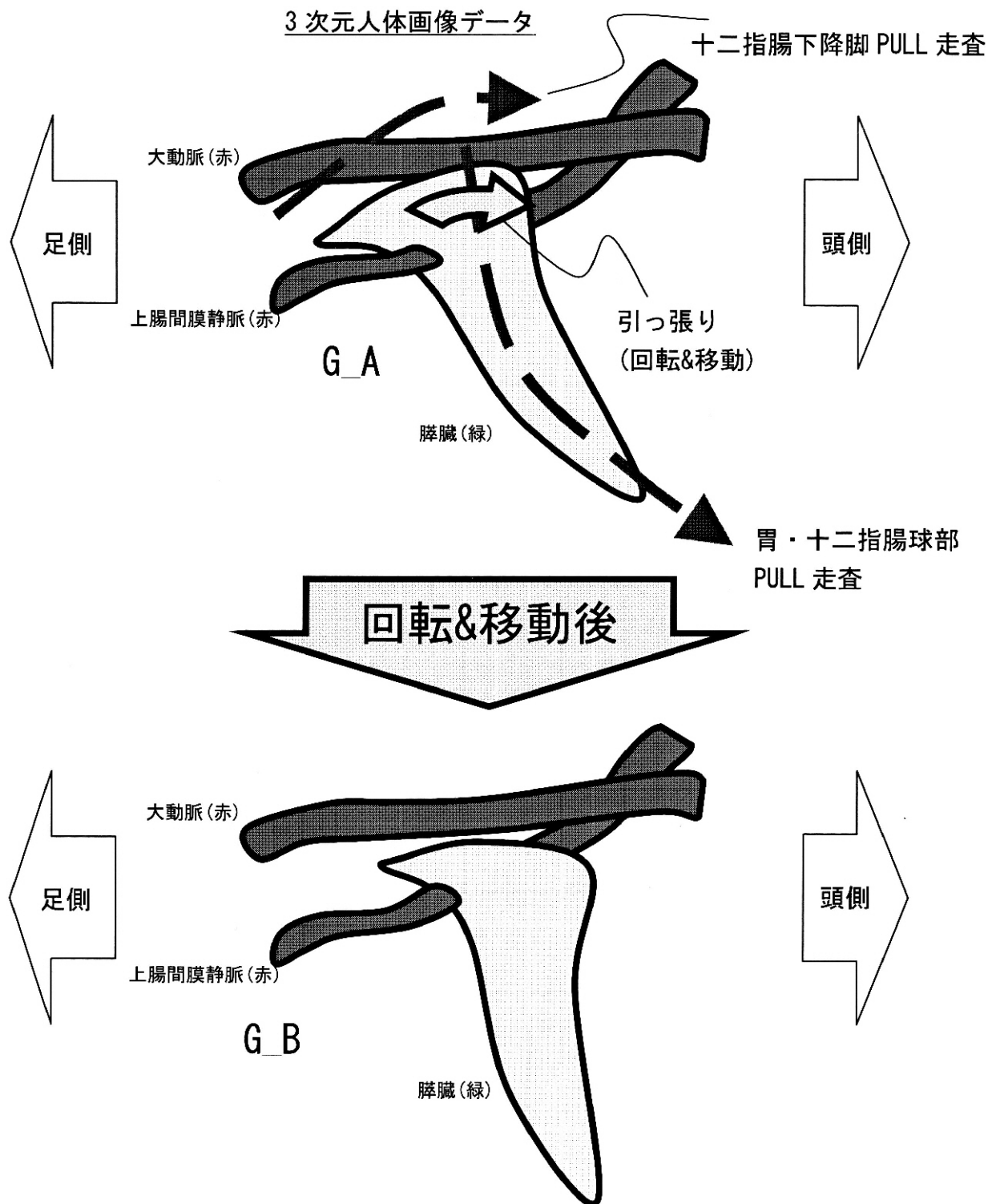
【図 16】

広範囲のガイド画像

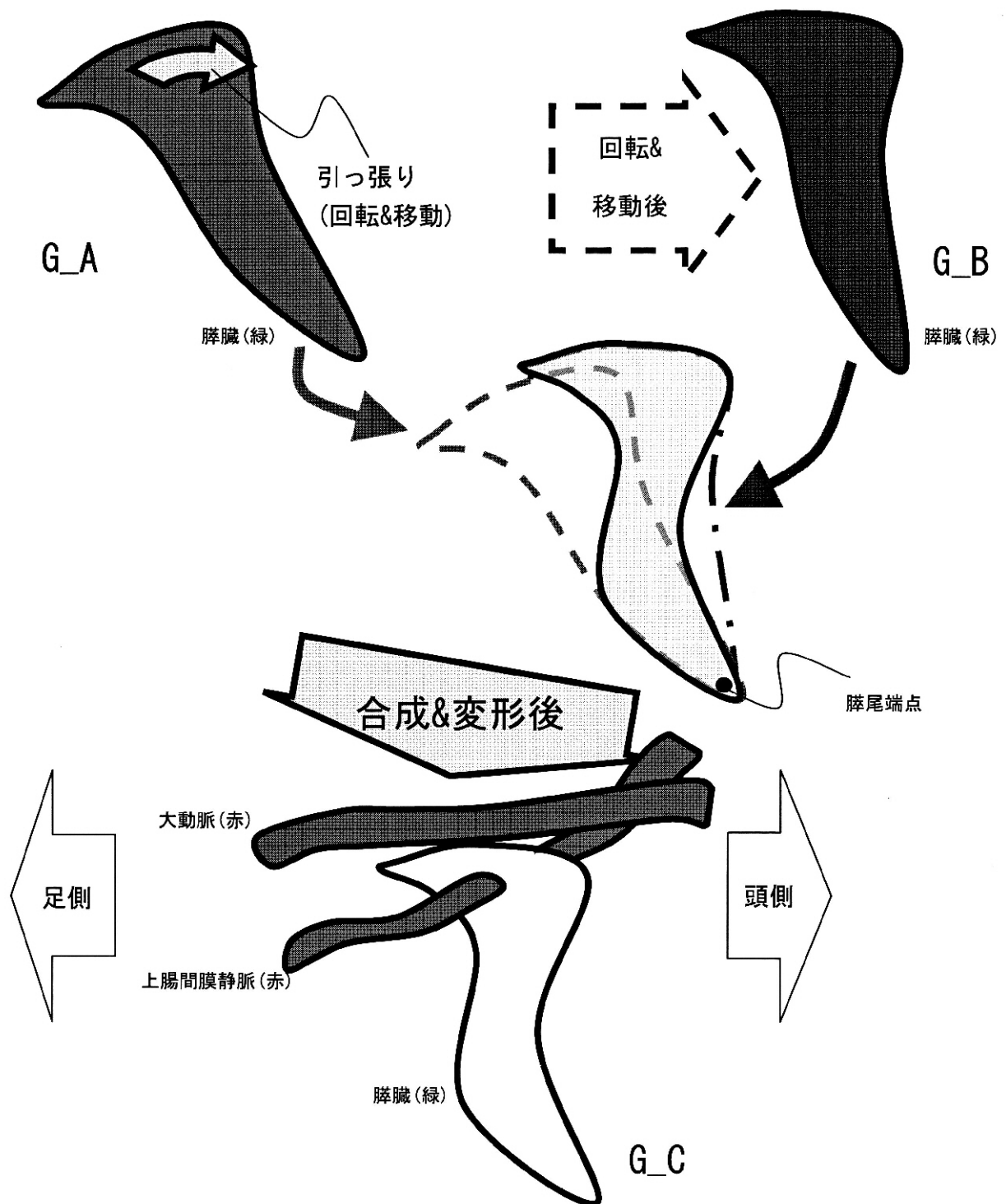
(腹側から)



【図 2 2】



【図 2 4】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB24 DD30 EE11 FE02 GA19 GA25 GB05 HH04 HH15
JB01 JC02 JC20 JC29 JC33 JC37 KK12 KK21 KK25 KK31
KK43 LL21 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008284162A	公开(公告)日	2008-11-27
申请号	JP2007132008	申请日	2007-05-17
[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	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 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB24 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB05 4C601/HH04 4C601/HH15 4C601/JB01 4C601/JC02 4C601/JC20 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/LL21 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5307357B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供正确指示超声波断层图像的实际解剖位置和方向的引导图像，即使在观察感兴趣区域（例如内部）的超声波断层图像时感兴趣区域本身移动或变形器官，器官和组织。解决方案：参考图像存储部分55在旋转或移动胰腺之后存储正常胰腺的参考图像数据和参考图像数据，并且控制电路63确定使用参考图像数据中的哪一个。内插电路56通过来自控制电路63的命令重新读取参考图像数据，并且内插存储器和复合存储器的体素空间填充有对应于键组合读取的参考图像数据。因此，通过操作者的键操作瞬时改变三维人体图像数据和引导图像，以便正确地显示引导图像，指示超声波断层图像的实际解剖位置和取向。 Z

