

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5307357号
(P5307357)

(45) 発行日 平成25年10月2日(2013. 10. 2)

(24) 登録日 平成25年7月5日(2013. 7. 5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 9 (全 44 頁)

(21) 出願番号	特願2007-132008 (P2007-132008)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年5月17日(2007. 5. 17)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-284162 (P2008-284162A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成20年11月27日(2008. 11. 27)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成22年4月27日(2010. 4. 27)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	川島 知直
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	生熊 聡一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	小室 雅彦
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体の体腔内へ挿入し、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、

前記超音波プローブの生体内における走査情報を選択する超音波プローブ情報選択部と

臓器、器官または組織を関心領域として、当該関心領域が通常の状態である第1の状態にあるときの当該関心領域に係る複数の状態の各々に対応した第1の複数の画像データ群と、当該関心領域が、臓器が変形または移動された第2の状態にあるときの当該関心領域に係る複数の状態の各々に対応した第2の複数の画像データ群と、により構成される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、

前記超音波プローブ情報選択部で選択した前記超音波プローブの生体内における走査情報に基づき、当該超音波プローブにより影響を受ける関心領域が前記第1の状態または前記第2の状態にあるかを判定すると共に当該関心領域が前記複数の状態のうちいずれの状態にあるかを選択する状態選択部と、

10

20

を具備し、

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関心領域の状態に対応した画像データを前記第1の複数の画像データ群または前記第2の複数の画像データ群から取得し、当該取得した画像データに基づいて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。

【請求項2】

前記走査情報は、前記超音波プローブの生体内における位置、移動方向または移動軌跡の何れかに係る情報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】

前記超音波プローブの生体内における位置、移動方向または移動軌跡の何れかに係る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、

前記超音波プローブ情報選択部は、前記条件入力部から入力された前記条件によって前記超音波プローブの生体内における位置、移動方向または移動軌跡の何れかに係る情報を選択す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】

前記超音波プローブの生体内における位置は、食道、胃、十二指腸、十二指腸球部、十二指腸下降脚若しくは十二指腸横行脚のうちの何れか、または、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2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記移動方向は、前記超音波プローブを前記生体の体腔内で引き抜く方向または押し込む方向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に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

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6に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

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7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

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7に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【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WO2006/057296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-CT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。

10

【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。

20

【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。

【特許文献1】特開2006-149481号公報

30

【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。

40

【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

50

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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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】

【 0 0 1 2 】

上記目的を達成するため、本発明による一態様の超音波診断装置は、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、前記超音波プローブの生体内における走査情報を選択する超音波プローブ情報選択部と、臓器、器官または組織を関心領域として、当該関心領域が通常の状態である第 1 の状態にあるときの当該関心領域に係る複数の状態の各々に対応した第 1 の複数の画像データ群と、当該関心領域が、臓器が変形または移動された第 2 の状態にあるときの当該関心領域に係る複数の状態の各々に対応した第 2 の複数の画像データ群と、により構成される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、前記超音波プローブ情報選択部で選択した前記超音波プローブの生体内における走査情報に基づき、当該超音波プローブにより影響を受ける関心領域が前記第 1 の状態または前記第 2 の状態にあるかを判定すると共に当該関心領域が前記複数の状態のうちいずれの状態にあるかを選択する状態選択部と、を具備し、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関心領域の状態に対応した画像データを前記第 1 の複数の画像データ群または前記第 2 の複数の画像データ群から取得し、当該取得した画像データに基づいて前記ガイド画像を作成する。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

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とができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

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 1 5 】

[第 1 の実施の形態]

図 1 ～ 図 2 3 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 1 0 は画像指標作成回路により画像指標データ

10

20

30

40

50

が作成される様子を示す説明図、図 1 1 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 1 2 は 3 次元人体画像データを示す説明図、図 1 3 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 1 4 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 1 5 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 1 6 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 1 7 は全体的な処理内容を示すフローチャート、図 1 8 は図 1 7 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 1 9 は図 1 7 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 2 0 は図 1 9 における処理の説明図、図 2 1 は図 1 7 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 2 2 は 3 次元人体画像データの回転・移動を示す説明図、図 2 3 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。

10

【 0 0 1 6 】

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 1 1 と、マウス 1 2 と、キーボード 1 3 と、表示部としての表示装置 1 4 とを備え、これらは信号線で接続されている。

20

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置 1 の外部には、X 線 3 次元ヘリカル C T 装置 (X-ray 3 dimensional computer tomography system) 1 5、3 次元 M R I 装置 (3 dimensional magnetic resonance imaging system) 1 6、それらを接続した光通信や A D S L 等の高速のネットワーク 1 7 がある。X 線 3 次元ヘリカル C T 装置 1 5 と 3 次元 M R I 装置 1 6 とは、ネットワーク 1 7 経由で本超音波診断装置 1 の画像処理装置 1 1 と接続している。

【 0 0 1 8 】

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 2 1 と、硬性部 2 1 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 2 2 と、可撓部 2 2 より後端側に硬質な材料で構成された操作部 2 3 とからなる。尚、硬性部 2 1 と可撓部 2 2 は、体腔内に挿入される挿入部を形成する。

30

【 0 0 1 9 】

硬性部 2 1 には、カバーガラスで形成された光学観察窓 2 4 が設けてあり、この光学観察窓 2 4 の内側に光学像を結ぶ対物レンズ 2 5 と、その結像位置に配置された撮像素子として、例えば C C D (charge coupled device) 2 6 とが設けてある。また、この光学観察窓 2 4 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。

40

【 0 0 2 0 】

C C D 2 6 は、光学観察装置 3 と信号線 2 7 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 2 4 から対物レンズ 2 5 を経由して C C D 2 6 に結像され、C C D 2 6 からの C C D 信号は、信号線 2 7 を経由して光学観察装置 3 へ出力される。

【 0 0 2 1 】

硬性部 2 1 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 2 9 が形成されている。超音波振動子アレイ 2 9 を構成する各超音波振動子 2 9 a は、それぞれ信号線 3 0 を介して操作部 2 3 経由で超音波観測装置 4 と接続されてい

50

る。超音波振動子アレイ 2 9 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。

【 0 0 2 2 】

ここで、硬性部 2 1 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 2 1 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 1 2 時方向ベクトルである。

【 0 0 2 3 】

硬性部 2 1 内には、超音波振動子アレイ 2 9 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 3 1 が超音波振動子アレイ 2 9 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 3 1 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。

【 0 0 2 4 】

可撓部 2 2 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 2 2 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 3 2 が設けてある。図 1 に示すように、挿入形状検出用コイル 3 2 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 2 2 の挿入軸方向と一致するよう可撓部 2 2 内部に固定されている。

【 0 0 2 5 】

尚、硬性部 2 1 の位置と配向とは、画像位置配向検出用コイル 3 1 の位置から検出できる。また、可撓部 2 2 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 3 2 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。

【 0 0 2 6 】

本実施の形態においては、複数の挿入形状検出用コイル 3 2 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。

【 0 0 2 7 】

位置配向算出装置 5 は、画像位置配向検出用コイル 3 1 の位置及び配向及び複数の挿入形状検出用コイル 3 2 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 9 a , 9 b , 9 c を有する A / D ユニット 9 と、画像処理装置 1 1 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 1 1 とは、例えば RS - 2 3 2 C 規格のケーブル 3 3 で接続されている。

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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

10

20

30

40

50

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 37 は左側を下にしてベッド 38 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 41 を有する。この外筒 41 内におけるその先端には、体腔内検出用コイル 42 が固定して設けられ、この外筒 41 の後端にはコネクタ 43 が設けてある。

【0033】

図 3 に示すように、体腔内検出用コイル 42 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 42 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 42 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 23 から可撓部 22 を経て硬性部 21 にかけて、操作部 23 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）44 を備え、硬性部 21 に第 2 の開口としての突出口 45 を備えた、管状の処置具チャンネル 46 が設けてある。

【0035】

この処置具チャンネル 46 は、体腔内接触プローブ 8 を鉗子口 44 から挿通し、突出口 45 から突出できるよう構成されている。突出口 45 の開口方向は、体腔内接触プローブ 8 が突出口 45 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 24 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 11 は、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 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、異なる 2 つの視線方向の 3 次元ガイド画像を作成す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。

【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。

10

【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 56a、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 58a と呼ぶ。

【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。

20

【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。

【0043】

表示回路 62 は、その入力を切り替えるスイッチ 62a を有している。スイッチ 62a 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。

30

【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、マウス 12、キーボード 13 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 13 は、体腔内特徴点指定キー 65、走査制御キー 66、表示切換キー 13 α 、表示切換キー 13 β 、表示切換キー 13 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 18a と十二指腸下降脚キー 18b、超音波内視鏡走査情報キーとしての PUSH キー 19a と PULL キー 19b を備えている。

40

【0046】

表示切換キー 13 α もしくは 13 β もしくは 13 γ が押されると、制御回路 63 は、表示回路 62 ヘスイッチ 62a 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 62a は、表示切換キー 13 α が押されたときには入力端子 α ヘ、表示切換キー 13 β が押されたときには入力端子 β ヘ、表示切換キー 13 γ が押されたときには入力端子 γ ヘ切り換える。

【0047】

50

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、それらを加工作成されたデータの流れ
- (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

10

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

- (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。CCD 2 6 は、光学視野範囲の物体を撮像し、光電変換して CCD 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 CCD 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。

20

【 0 0 5 0 】

- (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。

【 0 0 5 1 】

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。

30

【 0 0 5 2 】

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 は反射波を電気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 へ伝達する。

【 0 0 5 3 】

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 2 9 の環の中心を含み、硬性部 2 1 および可撓部 2 2 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 2 9 a 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。

40

【 0 0 5 4 】

この際、超音波観測装置 4 は、超音波振動子 2 9 a 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 2 9 の 1 回のラジアル走査に対し、硬性部 2 1 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 1 1 の混合回路 6 1 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。

50

【 0 0 5 5 】

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 29 a 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 29 a 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。

【 0 0 5 6 】

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。

10

【 0 0 5 7 】

(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。

【 0 0 5 8 】

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、複数個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 9 a、9 b、9 c へ出力する。

20

【 0 0 5 9 】

A/D ユニット 9 a、9 b、9 c 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。

【 0 0 6 0 】

次に、位置配向算出装置 5 は、A/D ユニット 9 a 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。

30

【 0 0 6 1 】

次に、位置配向算出装置 5 は、A/D ユニット 9 a ~ 9 c からのデジタルデータを基にして、複数個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、複数個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。

【 0 0 6 2 】

以下、位置・配向データの詳細について述べる。

40

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。

【 0 0 6 3 】

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：

$$(x0, y0, z0)$$

50

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(後述)の各角度成分:

$$(\psi, \theta, \varphi)$$

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:

$$(x_i, y_i, z_i) \quad (i \text{ は } 1 \text{ から挿入形状検出用コイル } 3 \text{ 2 の総数までの自然数})$$

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4 2の位置ベクトルの各方向成分:

$$(x_p, y_p, z_p)$$

10

【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3 1の配向、すなわち超音波断層像データの配向に相当する。

20

【0066】

マッチング回路5 1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3 7の体動によって変化が生じる。変換式も被検体3 7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】

30

第1のデータ群は、位置・配向データのうち、被検体3 7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られ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4 2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。

【0069】

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。

40

【0070】

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。

【0071】

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

50

当する画素の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ 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。

【0072】

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55からマッチング回路51へ読み出される。

【0073】

次に、マッチング回路51は、直交座標軸 $O-xyz$ 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 $O'-x'y'z'$ 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、画像指標作成回路52と挿入形状作成回路53とへ出力する。

10

【0074】

画像指標作成回路52は、直交座標軸 $O-xyz$ における画像位置配向検出用コイル31の位置 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 $O-xyz$ 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58へ出力する。

【0075】

この様子を図10に示す。つまり、図10の上側の位置・配向写像データから、図10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10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10中に黄緑と表記）とを合成した直交座標軸 $O'-x'y'z'$ 上における画像データである。

20

【0076】

挿入形状作成回路53は、画像位置配向検出用コイル31の位置 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 $O-xyz$ 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) 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58へ出力する。

【0077】

この様子を図11に示す。挿入形状データは、画像位置配向検出用コイル31と複数個の挿入形状検出用コイル32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 $O'-x'y'z'$ 上における画像データである。

30

【0078】

（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13の所定のキーを押すか、画面上のメニューをマウス12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。この指示により、制御回路63は、通信回路54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】

40

例えば、入手先がX線3次元ヘリカルCT装置15であった場合には、通信回路54は、参照画像データとしてネットワーク17から複数枚の2次元CT画像を取り込み、参照画像記憶部55へ記憶させる。X線3次元ヘリカルCT装置15で撮像する際には、撮像前にX線造影剤を被検体37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。

【0080】

また、例えば、入手先が3次元MRI装置16であった場合には、通信回路54は、参照画像データとしてネットワーク17から複数枚の2次元MRI画像を取り込み、参照画

50

像記憶部 55 へ記憶させる。3 次元 MRI 装置 16 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 37 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 15 を選択した場合と 3 次元 MRI 装置 16 を選択した場合とは、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 15 を選択し、通信回路 54 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。

【0082】

図 5 に参照画像記憶部 55 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 56 は、参照画像記憶部 55 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 56 は、読み出した参照画像データを補間メモリ 56a 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 56 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。

【0084】

3 次元人体画像作成回路 57 は、補間回路 56 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 57 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 58 の合成メモリ 58a 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 57 は、抽出したボクセルの補間メモリ 56a 内のボクセル空間のアドレスと、合成メモリ 58a 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。

【0085】

図 12 に 3 次元人体画像データの例を示す。図 12 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 37 の頭側を右側に足側を左側に腹側から観察した 3 次元データとして示されている。

【0086】

合成回路 58 は、画像指標データと挿入形状データとを、合成メモリ 58a 内のボクセル空間に埋めていく。この様子を図 13 に示す。図 13 においては、説明の都合上、ボク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 14 等で示す)。このようにして、合成回路 58 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 37 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。

【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

10

20

30

40

50

、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６１へ出力する。この３次元ガイド画像データを図１４に示す。図１４の右側が被検体頭側、左側が被検体足側である。また、図１４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Ｍｕを半透明にして、画像指標データの６時方向マーカＭｔと、先端方向マーカＭｄと、挿入形状データの挿入形状マーカＭｓと、コイル位置マーカＭｃ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Ｍｕを不透明にして超音波断層像マーカＭｕの裏側の部分は見えないようにしている。図１４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

10

【００９０】

回転変換回路５９は、合成３次元データを読み出し、制御回路６３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１２やキーボード１３からの入力により、制御回路６３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Ｍｕ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５９は、合成３次元データを表示装置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ガイド画像を作成する。

20

【００９２】

さらに、図１５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Ｍｕを半透明にし、画像指標データの６時方向マーカＭｔと、先端方向マーカＭｄと、挿入形状データの挿入形状マーカＭｓと、コイル位置マーカＭｃとだけでなく、その他の臓器のうち超音波断層像マーカＭｕ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。

【００９３】

30

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Ｍｕ上にある部分は濃く、超音波断層像マーカＭｕより手前にある部分を非表示とし、超音波断層像マーカＭｕ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６１へ出力する。脾臓であれば、超音波断層像マーカＭｕ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Ｍｕ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】

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】

40

(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

50

ド画像とを並べて表示する。

【 0 0 9 7 】

図 1 6 に示すように、表示装置 1 4 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 1 6 の表示例では、脾臓は緑、大動脈、上腸間膜静脈は赤で表示されている。図 1 6 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。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。

【 0 0 9 8 】

10

(f) 制御に関わる信号・データの流れ

図 4 の画像処理装置 1 1 内のマッチング回路 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、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 6 1 と、表示回路 6 2 とは、制御回路 6 3 からの指令により制御される。制御の詳細は後述する。

【 0 0 9 9 】

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 1 1、キーボード 1 3、マウス 1 2、表示装置 1 4 の作用の全体を説明する。図 1 7 はその全体のフローチャートであり、ステップ S 1 ~ S 4 の各処理はこの順序で実行される。

20

【 0 1 0 0 】

最初のステップ S 1 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 S 1 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。

【 0 1 0 1 】

次のステップ S 2 において、術者は、被検体 3 7 に体表検出用コイル 7 を固定する。術者は、被検体 3 7 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 3 7 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。

【 0 1 0 2 】

30

次のステップ S 3 は補正值算出処理である。このステップ S 3 において画像処理装置 1 1 は、体腔内特徴点の位置・配向データを取得し、直交座標軸 O-xyz 上で表現された位置・配向データを、直交座標軸 O'-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。

【 0 1 0 3 】

次のステップ S 4 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。

【 0 1 0 4 】

40

次に、以上の図 1 7 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 1 8 は、図 1 7 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。

【 0 1 0 5 】

最初のステップ S 1 - 1 において、術者は表示切換キー 1 3 α を押す。制御回路 6 3 は表示回路 6 2 に指令を出す。表示回路 6 2 のスイッチ 6 2 a は指令により入力端子 α に切り換わる。

【 0 1 0 6 】

次のステップ S 1 - 2 において、術者は、マウス 1 2、キーボード 1 3 を用い、1 ~ N

50

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。

10

【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。何れも写っていない場合はステップ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。

20

【0111】

本実施の形態では、説明の都合上、剣状突起○がn1番(1～n1～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～n2～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。

30

【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い場合は、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。

40

【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～n2～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O'-x'-y'-z'での座標を算出し、マッチング回路51へ出力する。

50

【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 $O'-x'y'z'$ での座標の算出値を $(x'a',y'a',z'a')$ 、 $(x'b',y'b',z'b')$ 、 $(x'c',y'c',z'c')$ 、 $(x'd',y'd',z'd')$ 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 $O'-x'y'z'$ での各座標の算出値を $(x'p',y'p',z'p')$ 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。

10

【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 $O-xyz$ 上で表現された位置・配向データを直交座標軸 $O'-x'y'z'$ 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13β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62aは指令により入力端子βに切り換わる。

20

【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。

30

【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。

【0124】

次のステップS 3-6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S 3-7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。

40

【0125】

この位置・配向データには、前述の通り、直交座標軸 $O-xyz$ 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 $O-xyz$ 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 $O-xyz$ 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 $O-xyz$ 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】

50

次のステップS 3 - 8において、マッチング回路5 1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。

【0 1 2 7】

まず、マッチング回路5 1は、以下の内容を記憶している。

第1に、ステップS 1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S 1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S 3 - 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S 3 - 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)

【0 1 2 8】

マッチング回路5 1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。

【0 1 2 9】

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3 7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。

【0 1 3 0】

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3 7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3 7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。

【0 1 3 1】

例えば、図9に示すように、画像位置配向検出用コイル3 1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。

【0 1 3 2】

次のステップS 3 - 9において、マッチング回路5 1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 (x_p, y_p, z_p) 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 (x_p', y_p', z_p') と定義する。

【0 1 3 3】

次のステップS 3 - 10において、マッチング回路5 1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 (x_p', y_p', z_p') と、ステップS 1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 (x_p'', y_p'', z_p'') とから、以下のようにベクトル $P'P''$ を算出する。

$$P'P'' = (x_p'', y_p'', z_p'') - (x_p', y_p', z_p') = (x_p'' - x_p', y_p'' - y_p', z_p'' - z_p')$$

【0 1 3 4】

次のステップS 3 - 11において、マッチング回路5 1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S3-1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13y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yに切り換わる。

10

【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。

20

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)

30

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。

【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 $P'P''$ 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。

40

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。

【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

50

ステップ S 1 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。

【 0 1 4 4 】

この理由は、「直交座標軸 O-xyz における任意点と、被検体 3 7 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 O'-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と同じ位置関係にあるとは限らないためである。

【 0 1 4 5 】

10

この原因は主に、X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 1 5 と 3 次元 MRI 装置 1 6 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 3 7 内の諸器官は重力に従って変位することがあげられる。

【 0 1 4 6 】

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 3 7 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。

【 0 1 4 7 】

次のステップ S 4 - 7 において、マッチング回路 5 1 は、ステップ S 4 - 5 で取り込んだ位置・配向データのうち、直交座標軸 O-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 O-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、直交座標軸 O-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) (i は 1 から挿入形状検出用コイル 3 2 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。

20

【 0 1 4 8 】

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。

30

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

【 0 1 4 9 】

次のステップ S 4 - 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 5 2 は、画像指標データを作成する。挿入形状作成回路 5 3 は、挿入形状データを作成する。合成回路 5 8 は、3 次元人体画像データと、画像指標データと、挿入形状データを合成し、合成 3 次元データを作成する。回転変換回路 5 9 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。

40

【 0 1 5 0 】

次のステップ S 4 - 9 において、混合回路 6 1 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 6 2 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 1 4 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 3 7 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 1 6 のように表示する。以上のそれぞれの処理は前述の通りである。

【 0 1 5 1 】

次のステップ S 4 - 1 0 において、制御回路 6 3 は、ステップ S 4 - 4 からステップ S 4

50

- 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。

10

【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 M_uと先端方向マーカ M_dと 6時方向マーカ M_tと、挿入形状データ上の挿入形状マーカ M_sとコイル位置マーカ M_c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。

【0155】

20

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場合がある。

【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。

30

【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】

(第2の検査方法：十二指腸下降脚 PUSH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脾臓の頭部を観察する方法であり、十二指腸下降脚 PULL走査とは反対の方向である。

40

【0160】

(第3の検査方法：胃・十二指腸球部 PULL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脾臓の体部(図 22の脾臓のうち、中間付近)と尾部(図 22の脾臓のうち、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脾臓より手前側(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 PUSH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脾臓の体部と尾部とを観察する方法であり、十二指腸球部 PULL走査とは反対の方向である。尚、十二

50

指腸球部と胃は膵臓より手前側（紙面鉛直上方側）にある。

【 0 1 6 2 】

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 2 2 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 C T 装置 1 5 や 3 次元 M R I 装置 1 6 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。

10

【 0 1 6 3 】

そこで、参照画像記憶部 5 5 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 5 5 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。

【 0 1 6 4 】

（第 1 のデータ作成方法）

X 線 3 次元ヘリカル C T 装置 1 5 や 3 次元 M R I 装置 1 6 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 C T 装置 1 5 や 3 次元 M R I 装置 1 6 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。

20

【 0 1 6 5 】

（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 C T 装置 1 5 や 3 次元 M R I 装置 1 6 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。

30

【 0 1 6 6 】

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。

【 0 1 6 7 】

まず、術者は、キーボード 1 3 やマウス 1 2 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 5 7 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膵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。

【 0 1 6 8 】

次に、合成回路 5 8 は、回転、移動を施された膵臓の 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 5 9、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 6 1 を経て表示装置 1 4 に表示される。

40

【 0 1 6 9 】

術者は、表示装置 1 4 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、キーボード 1 3 やマウス 1 2 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。そして、上述の作用を繰り返す。

【 0 1 7 0 】

50

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。

【 0 1 7 1 】

本実施の形態では、参照画像記憶部 5 5 には、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が記憶されている。通常の脾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 2 2 の G __ A に、脾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 2 2 の G __ B に示す。

【 0 1 7 2 】

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の選択は、状態選択部としてのキーボード 1 3、マウス 1 2、及び制御回路 6 3 によって行われる。本実施の形態では、術者は、キーボード 1 3 の超音波内視鏡走査情報キーである、P U S H キー 1 9 a と P U L L キー 1 9 b とのうち何れかを押す。これらのキー 1 9 a, 1 9 b は、一方が O N であればもう一方は O F F である。また、術者は、キーボード 1 3 の超音波走査部位キーである、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 とのうち何れかを押す。これらのキー 1 8 a, 1 8 b は、一方が O N であればもう一方は O F F である。

【 0 1 7 3 】

図 2 2 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 1 8 a, 1 8 b, 1 9 a, 1 9 b の O N と O F F の組み合わせ状態から制御回路 6 3 が判断する。制御回路 6 3 の判断は図 2 3 の表に拠る。すなわち、制御回路 6 3 は、十二指腸下降脚キー 1 8 b と P U S H キー 1 9 a とが O N のとき、胃・十二指腸球部キー 1 8 a と P U S H キー 1 9 a とが O N のとき、胃・十二指腸球部キー 1 8 a と P U L L キー 1 9 b とが O N 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 1 8 b と P U L L キー 1 9 b とが O N 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。

【 0 1 7 4 】

補間回路 5 6 は、制御回路 6 3 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 2 3 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。

【 0 1 7 5 】

制御回路 6 3 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、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 6 1 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。

【 0 1 7 6 】

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。

【 0 1 7 7 】

以上の本実施の形態によれば、参照画像記憶部 5 5 が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 6 3 が参照画像データを図 2 2 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 5 6 は制御回路 6 3 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 2 3 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 走査では脾頭部は回転および移動するた

10

20

30

40

50

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Muに青色の先端方向マーカMdと黄緑色の矢印状の6時方向マーカMt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。

10

【0179】

そのため、本実施の形態によれば、超音波断層像と臓器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S4-4からステップS4-9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O-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(x0,y0,z0)と、直交座標軸O-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O-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)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。

20

【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Mu、先端方向マーカMd、6時方向マーカMt、挿入形状マーカMs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。

30

【0182】

また、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CT装置15と3次元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O''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。

40

【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。

【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

50

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、超音波断層像と脾臓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 2 2 と硬性部 2 1 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。

【 0 1 8 5 】

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 M u の法線を観察視線すなわち表示装置 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 1 4 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。

10

【 0 1 8 6 】

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解釈を得ながら超音波の走査面を微調整することができ、検査が効率的である。

【 0 1 8 7 】

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 M u によって分けられる 2 つの領域のうち、可撓部 2 2 の先端側すなわち表示装置 1 4 の画面手前側を非表示にし、超音波断層像マーカ M u 上の部分と、裏側の部分の輝度を变化させた 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 1 4 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。

20

【 0 1 8 8 】

< 変形例 >

上述した実施の形態では、処置具チャンネル 4 6 を備えた超音波内視鏡 2 と、処置具チャンネル 4 6 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。

30

【 0 1 8 9 】

体腔内特徴点に対して光学観察窓 2 4 を経由して対物レンズ 2 5 の焦点が合い、体腔内接触プローブ 8 を用いずに硬性部 2 1 自体を体腔内特徴点に正確に接触できれば、硬性部 2 1 に固定して設けた画像位置配向検出用コイル 3 1 を体腔内接触プローブ 8 の体腔内検出用コイル 4 2 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 3 1 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。

【 0 1 9 0 】

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 2 0 0 4 - 1 1 3 6 2 9 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 2 4 の無い超音波プローブでも良い。

40

【 0 1 9 1 】

また、本実施の形態では、超音波内視鏡 2 の硬性部 2 1 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 2 9 は、3 6 0 ° 全周に設けても、それより欠けても良い。例えば 2 7 0 ° や 1 8 0 ° にわたる部分に超音波振動子アレイ 2 9 が形成されるようにしても良い。

【 0 1 9 2 】

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

50

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。

10

【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。

【0195】

20

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。

30

【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点にとった方が、超音波断層像マーカMuの配向についての精度が良い。

【0198】

[第2の実施の形態]

40

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】

50

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 5 5、3 次元人体画像作成回路 5 7 の作用が異なる。

【 0 2 0 1 】

第 1 の実施の形態では、参照画像記憶部 5 5 が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 6 3 が図 2 2 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。

【 0 2 0 2 】

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 5 7 が、図 2 2 に示す通常の脾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 5 8 __ 2 の合成メモリ 5 8 a , 5 8 b の 1 つに記憶させる。

10

【 0 2 0 3 】

さらに、3 次元人体画像作成回路 5 7 は、図 2 4 に示すように、この 3 次元人体画像データ G __ A と脾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、変形した仮想の脾臓を含んだデータである。

【 0 2 0 4 】

図 2 4 では、説明の都合上、一例として脾臓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降脚 P U L L 走査であっても、脾臓のうち最も回転や移動しない安定点であるからである。

20

【 0 2 0 5 】

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。

【 0 2 0 6 】

術者は、キーボード 1 3 やマウス 1 2 を経由して脾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 5 7 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脾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。

【 0 2 0 7 】

30

次に、合成回路 5 8 __ 2 は、回転、移動を施された脾臓の 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 5 9、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 6 1 を経て表示装置 1 4 に表示される。

【 0 2 0 8 】

術者は、表示装置 1 4 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 次元ガイド画像とが解剖学的に良く一致するよう、キーボード 1 3 やマウス 1 2 を経由して脾臓の移動方向や移動距離や回転角度を入力する。

【 0 2 0 9 】

40

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。

【 0 2 1 0 】

さらに、術者は、キーボード 1 3 やマウス 1 2 を経由して 3 次元ガイド画像を図 2 4 に示すように重畳して表示装置 1 4 の表示画面に表示させるようにする。その上で脾臓が適当な形になるようキーボード 1 3 やマウス 1 2 を経由して表示画面上をトレースする。

【 0 2 1 1 】

3 次元人体画像作成回路 5 7 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 5 8 __ 2 の合成メモリ 5 8 a , 5 8 b のもう一方に記憶させる。

50

【 0 2 1 2 】

図 2 2 の 3 次元人体画像データ G__A と、図 2 4 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 6 3 が判断する。

【 0 2 1 3 】

制御回路 6 3 の判断は、図 2 5 の表に拠る。すなわち、制御回路 6 3 は、十二指腸下降脚キー 1 8 b と P U S H キー 1 9 a とが ON のとき、胃・十二指腸球部キー 1 8 a と P U S H キー 1 9 a とが ON のとき、胃・十二指腸球部キー 1 8 a と P U L L キー 1 9 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 1 8 b と P U L L キー 1 9 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。

10

【 0 2 1 4 】

合成回路 5 8 __2 は、制御回路 6 3 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。

【 0 2 1 5 】

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 6 3 と、3 次元人体画像作成回路 5 7 と、合成回路 5 8 __2 と、回転変換回路 5 9 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 6 1 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。

20

【 0 2 1 6 】

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。

【 0 2 1 7 】

第 2 の実施の形態においては、3 次元人体画像作成回路 5 7 が、図 2 2 に示す通常の膵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 5 8 __2 の 2 つの合成メモリ 5 8 a , 5 8 b の一方に記憶させ、この 3 次元人体画像データ G__A と膵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 5 8 __2 の合成メモリ 5 8 a , 5 8 b のもう一方に記憶させる。

30

【 0 2 1 8 】

そして、制御回路 6 3 は、図 2 2 の 3 次元人体画像データ G__A と図 2 4 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 5 8 __2 は、制御回路 6 3 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。

40

【 0 2 1 9 】

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 P U L L 走査による膵臓の変形は主に膵臓の頭部で生じ、尾部では生じないため、第 2 の実施の形態では、第 1 の実施の形態より変形した実際の膵臓に近いガイド画像を表示することができる。その他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

【 図面の簡単な説明 】

50

【 0 2 2 0 】

【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

【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

10

【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

【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

20

【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

【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

30

【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】

【 0 2 2 1 】

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

40

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

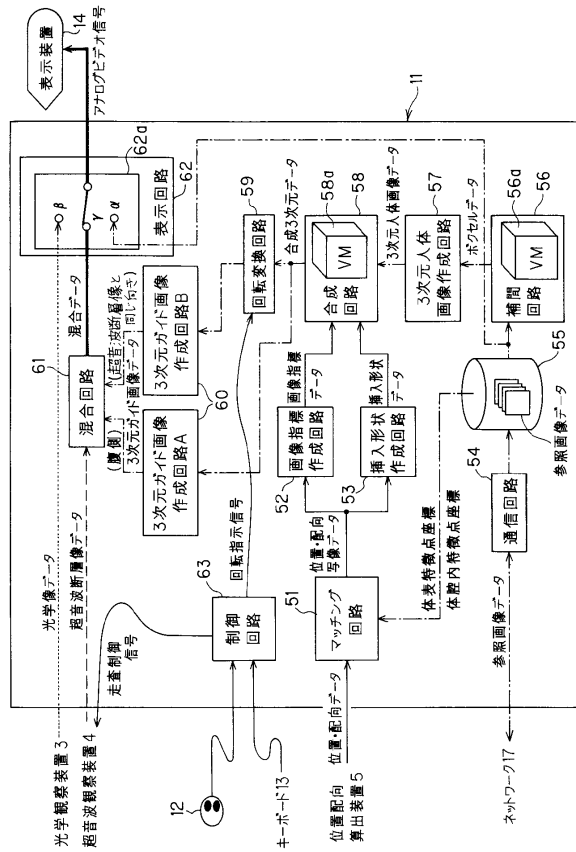
19a PUSHキー

19b PULLキー

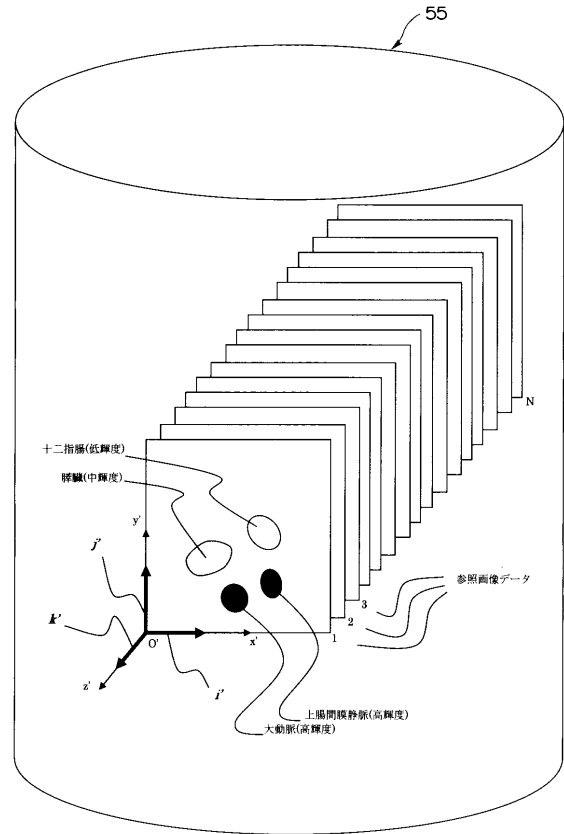
29 超音波振動子アレイ

50

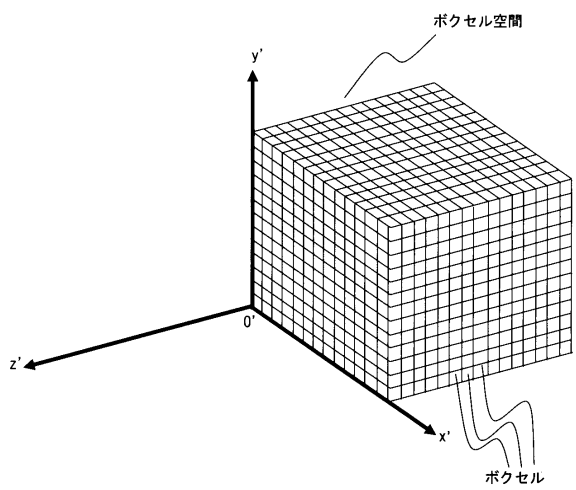
【図 4】



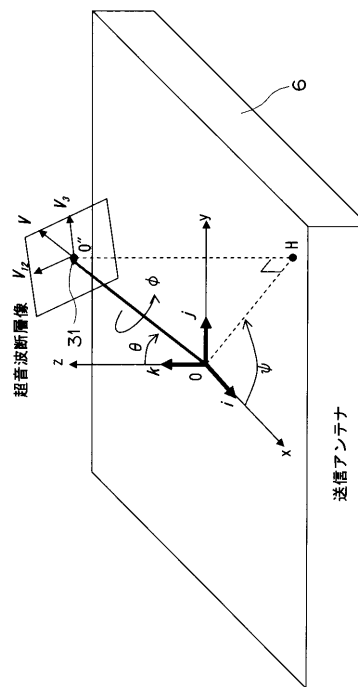
【図 5】



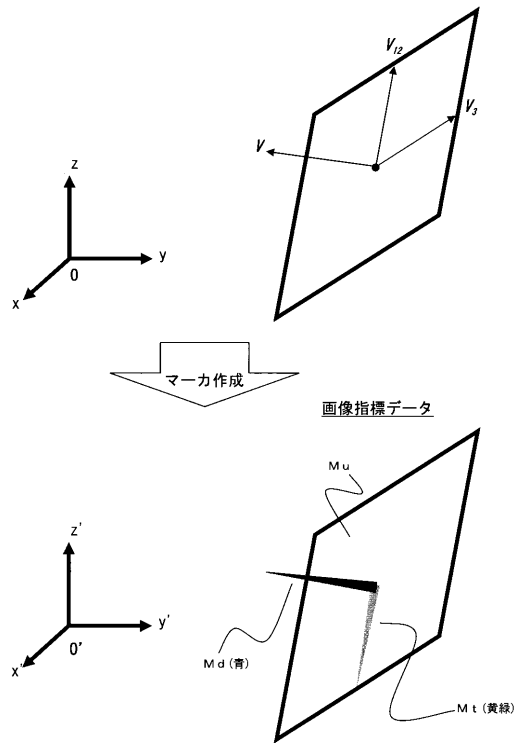
【図 6】



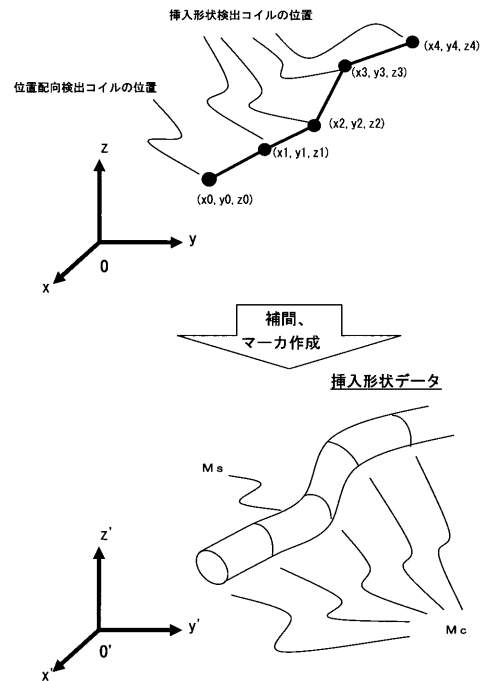
【図 8】



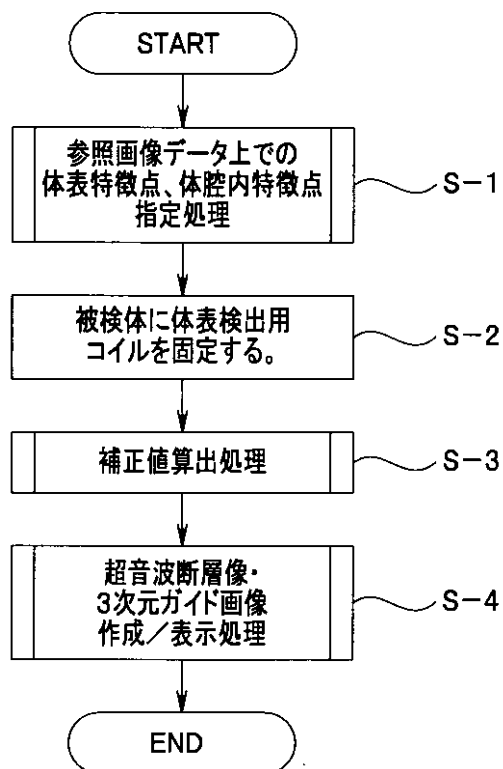
【図 10】



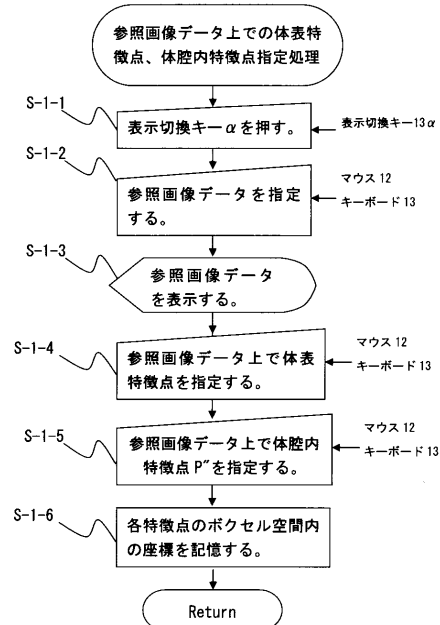
【図 11】



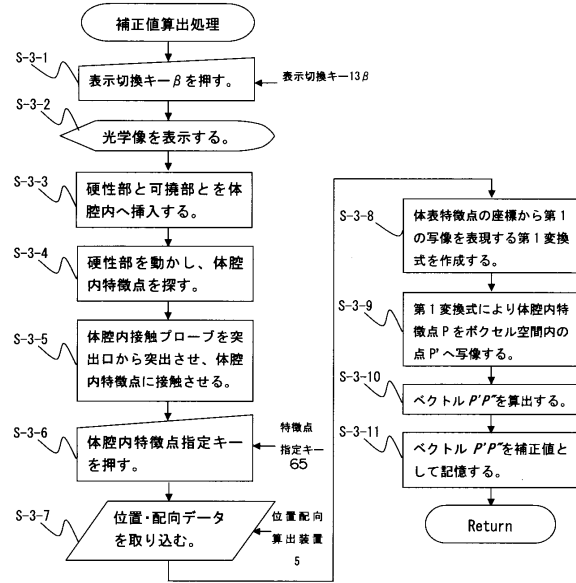
【図 17】



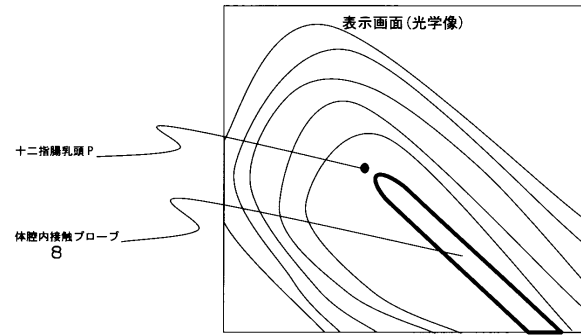
【図 18】



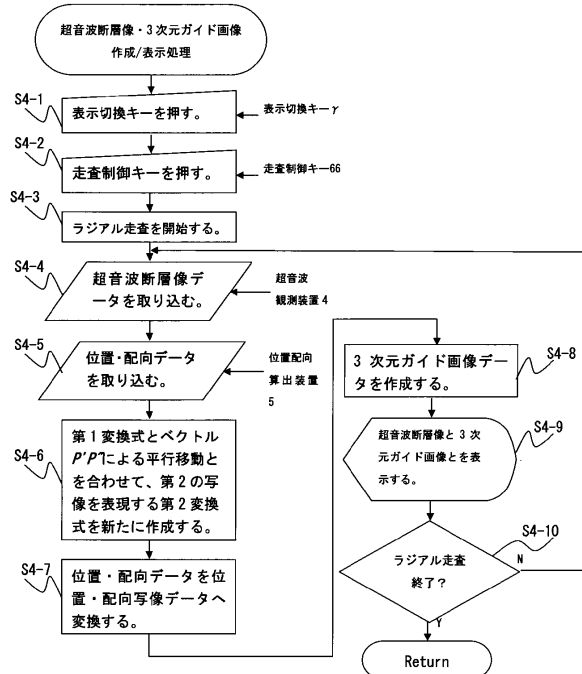
【図 19】



【図 20】



【図 21】



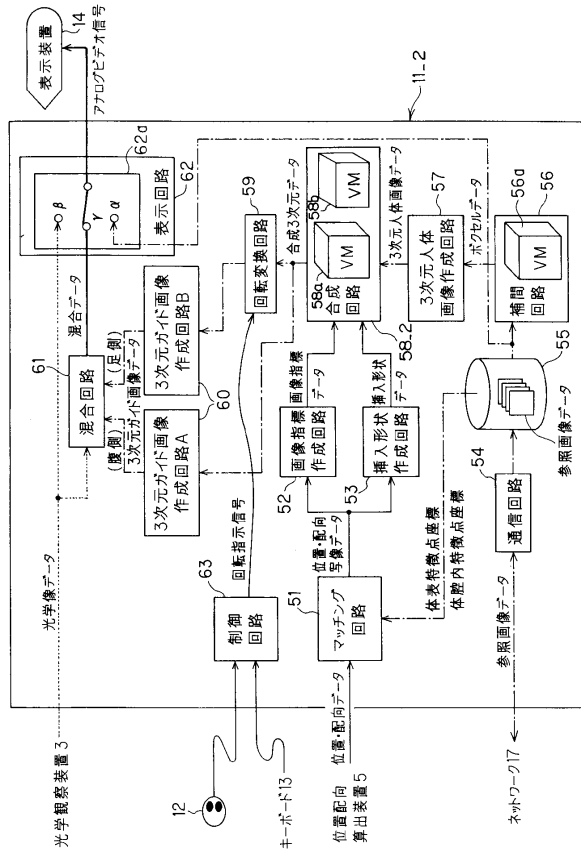
【図 25】

	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

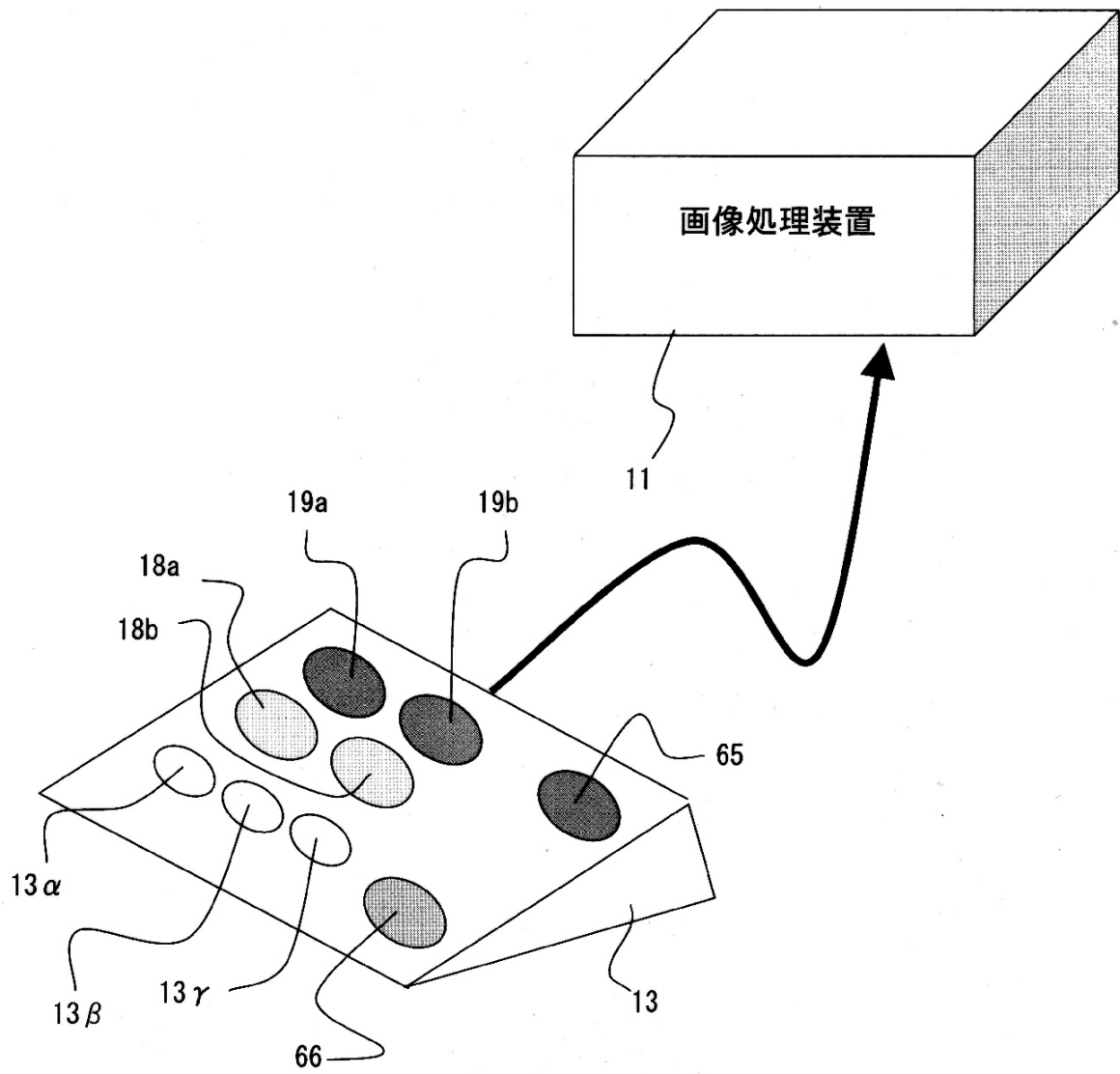
【図 23】

	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

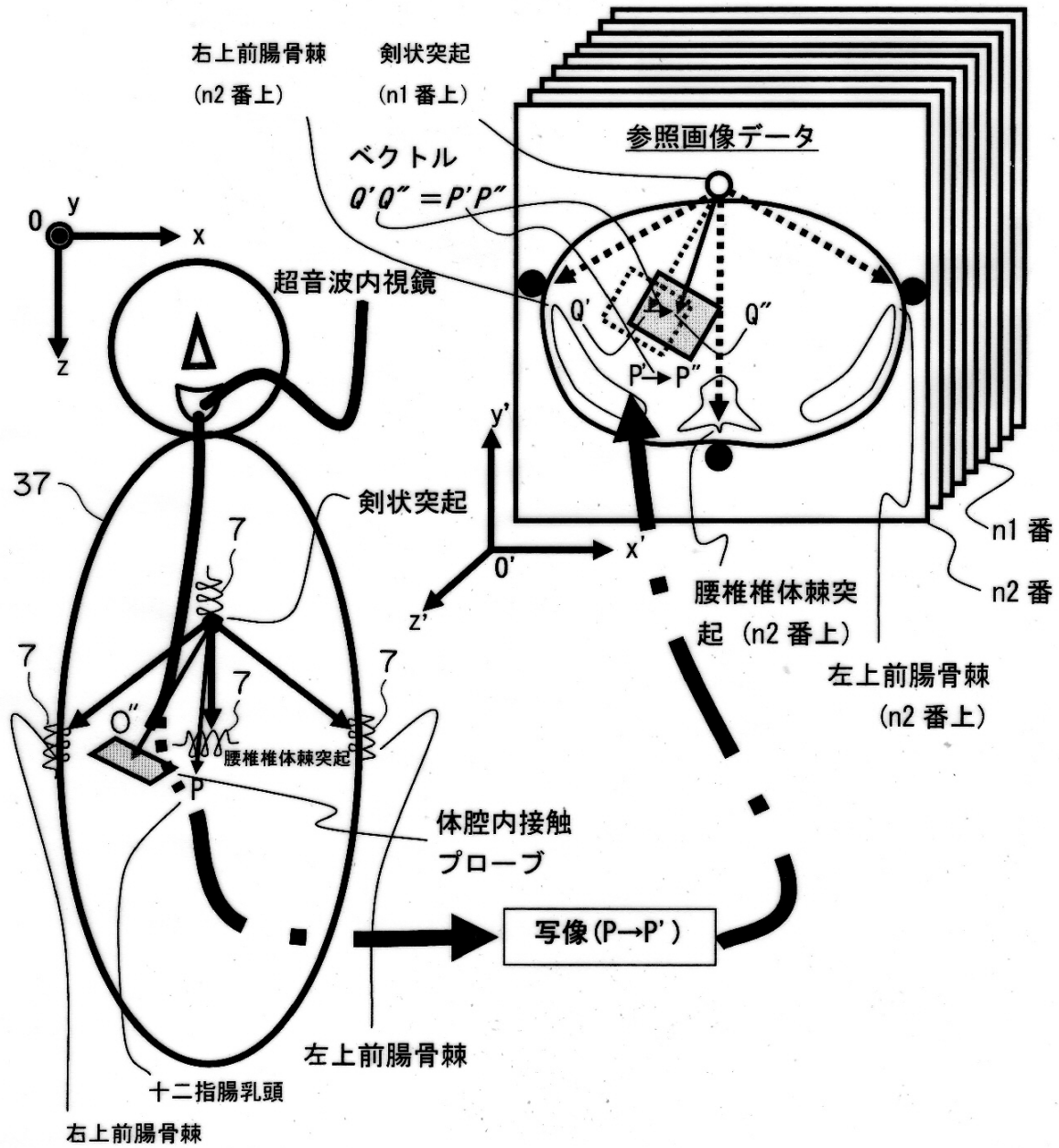
【図 26】



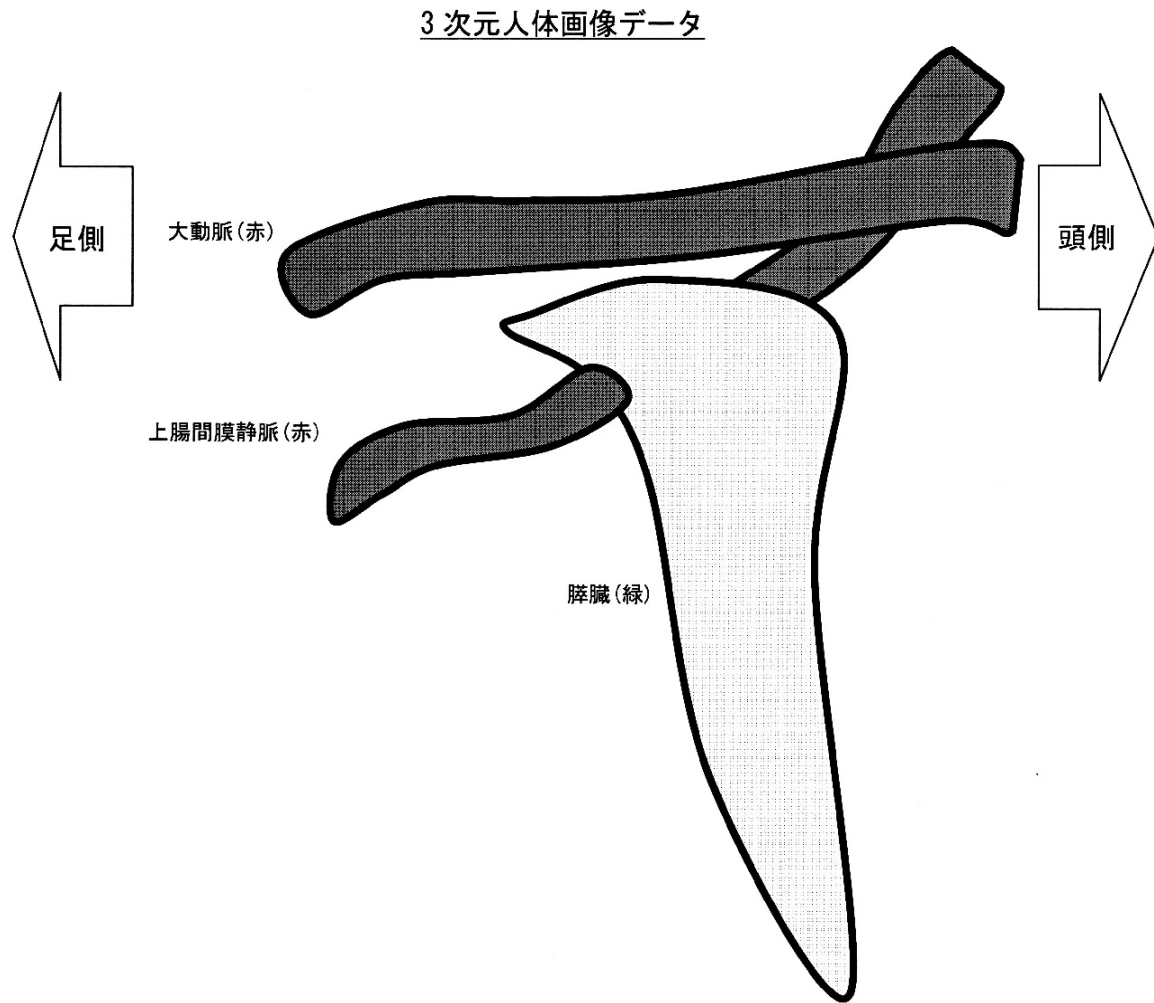
【図7】



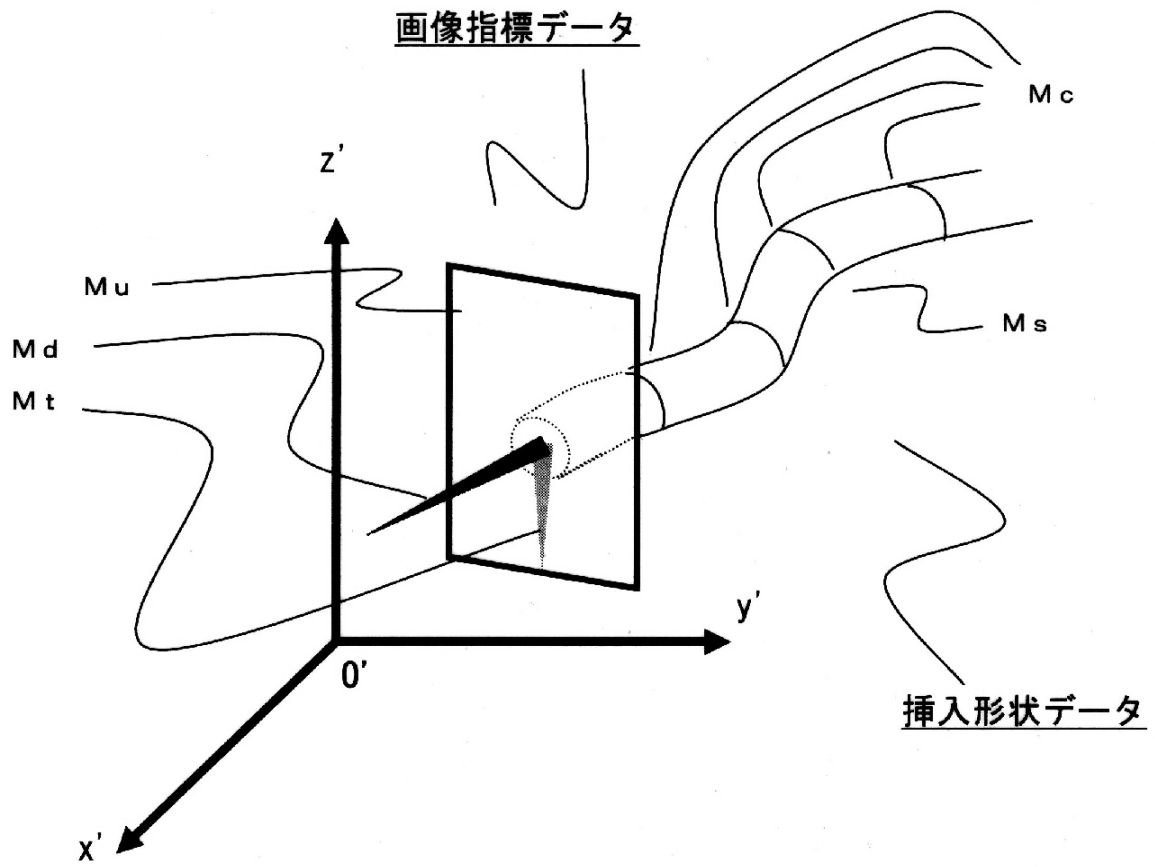
【図 9】



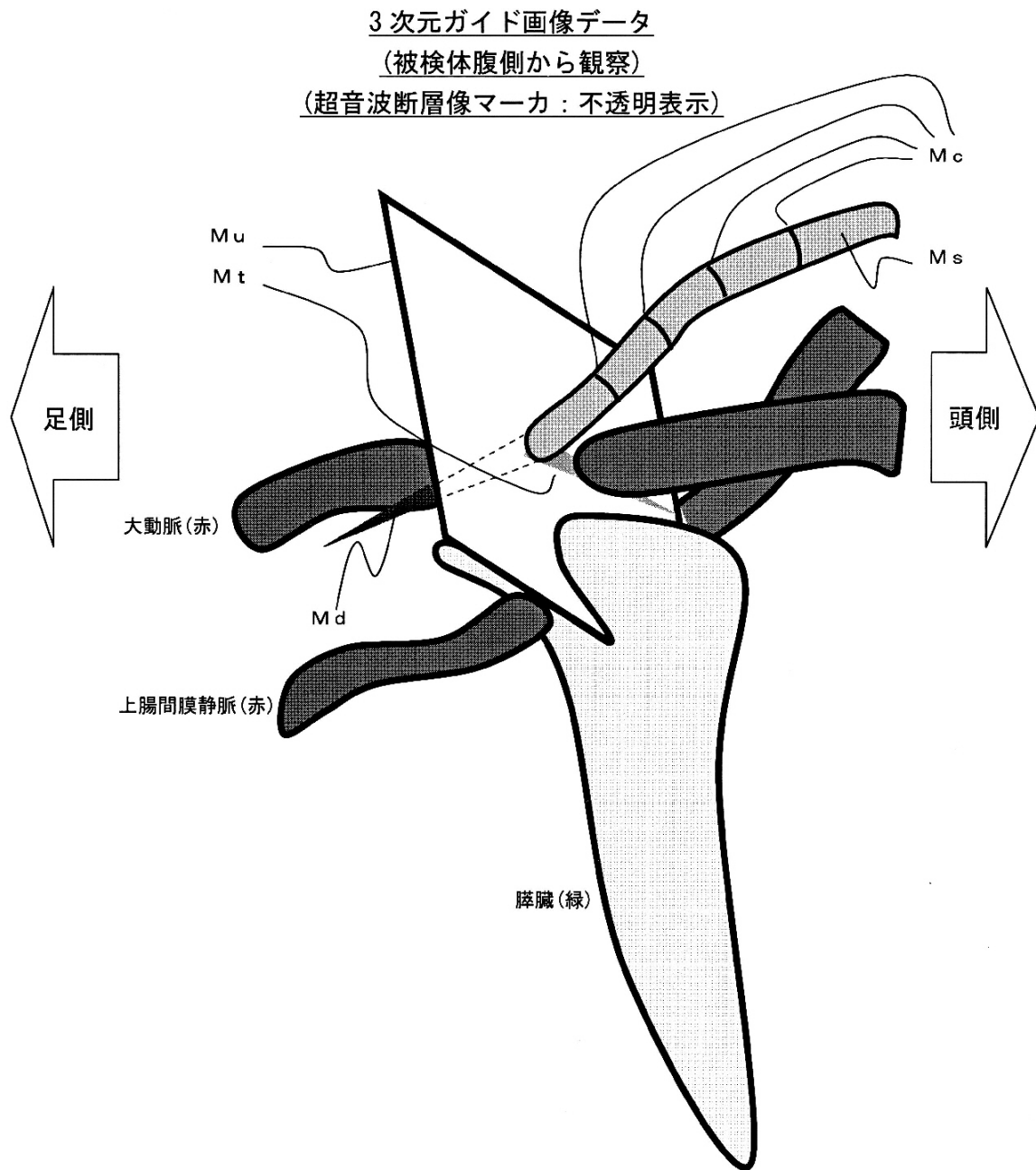
【図 12】



【図 13】

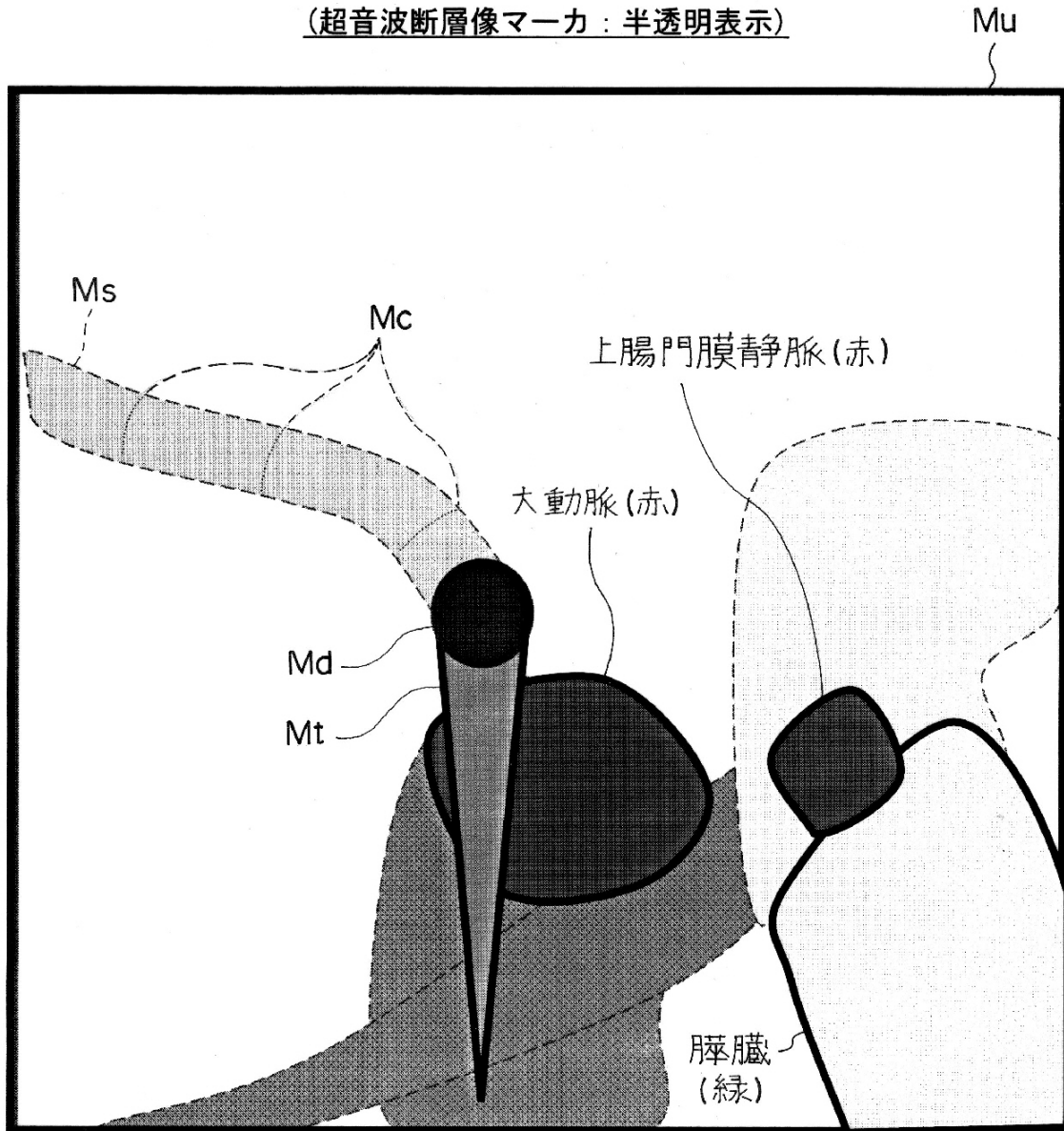


【図 14】



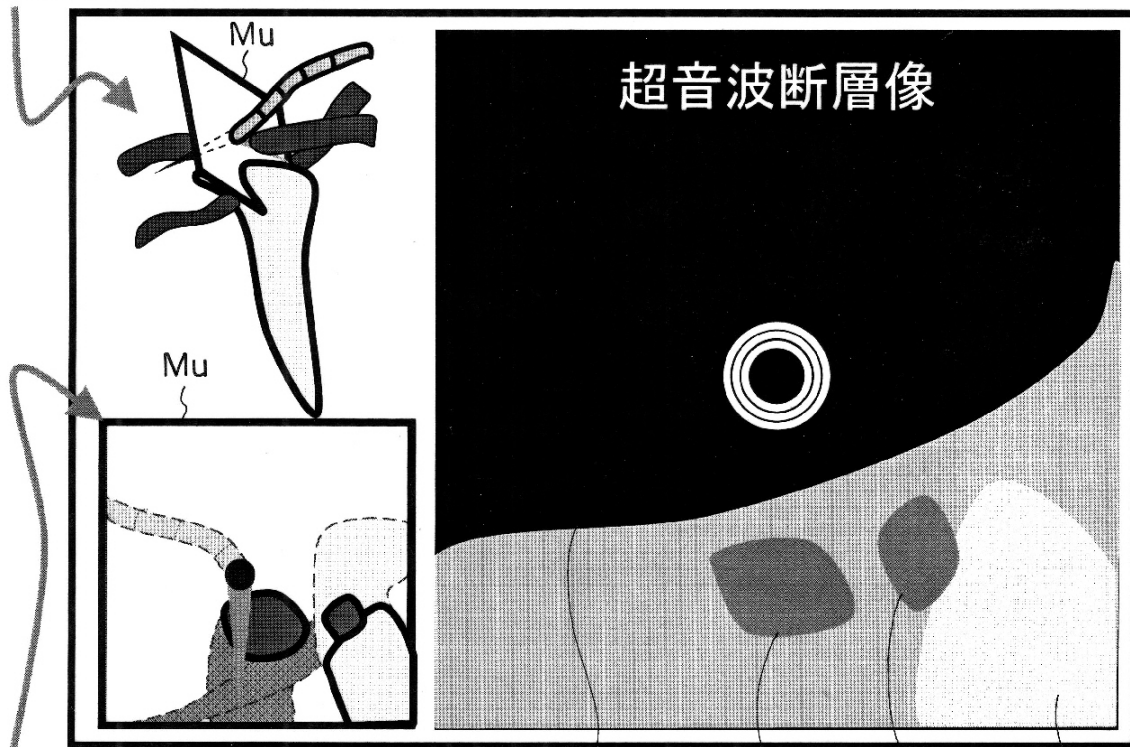
【図 15】

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)



詳細のガイド画像
(超音波断層像と同じ向き)

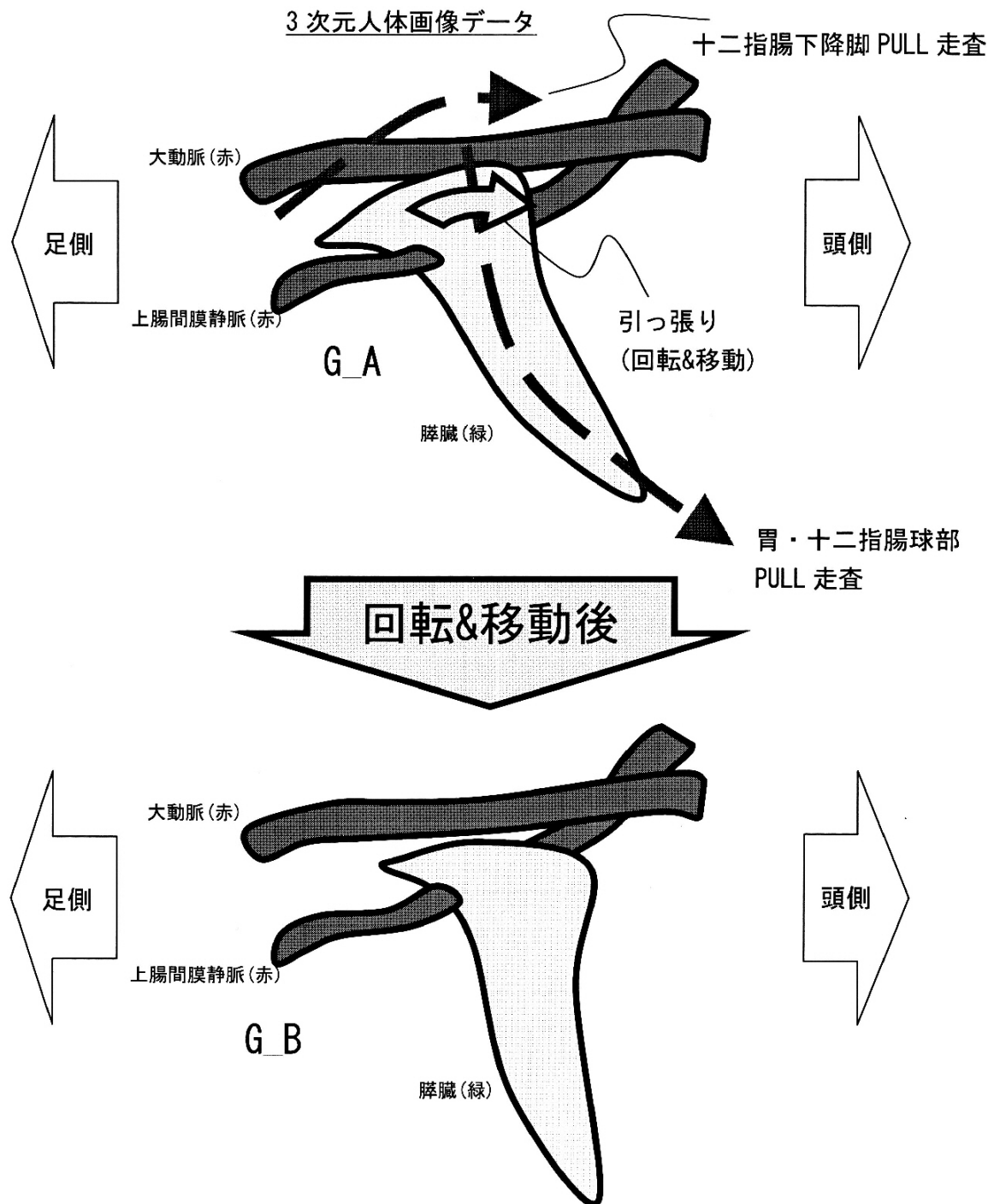
十二指腸壁

大動脈

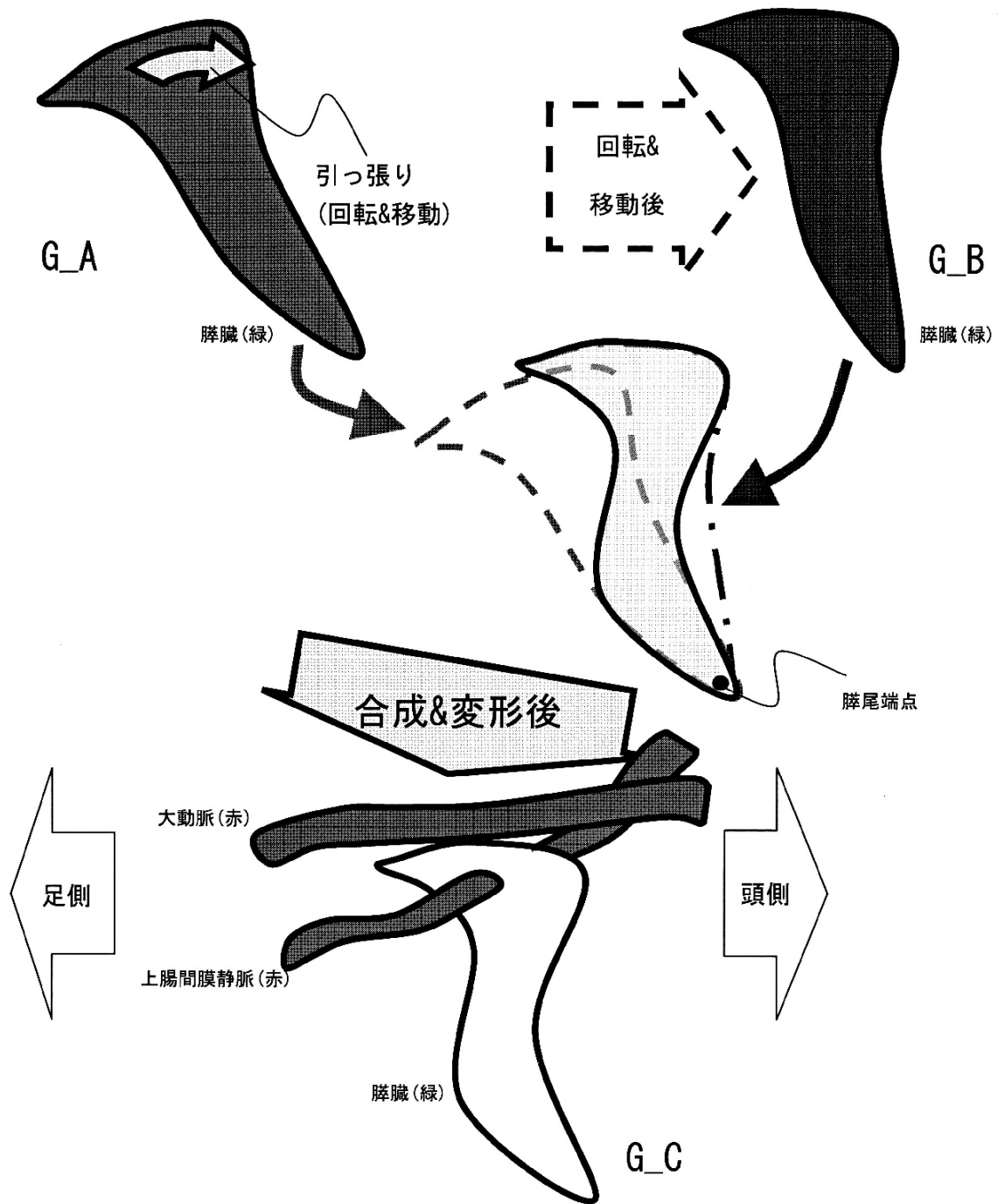
脾臓

上腸間膜静脈

【図 2 2】



【図 2 4】



フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 0 3 7 7 9 0 (J P , A)
再公表特許第 2 0 0 6 / 0 4 3 5 0 6 (J P , A 1)
特開 2 0 0 7 - 1 2 5 1 7 9 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 0 4 7 3 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 5 / 0 5
A 6 1 B 6 / 0 0 ~ 6 / 1 4

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5307357B2	公开(公告)日	2013-10-02
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		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	川島知直 生熊聡一 小室雅彦		
发明人	川島 知直 生熊 聡一 小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 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		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2008284162A		
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

【 图 1 】

