

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4875416号
(P4875416)

(45) 発行日 平成24年2月15日(2012.2.15)

(24) 登録日 平成23年12月2日(2011.12.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 B

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 2 (全 28 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-177191 (P2006-177191)
 (22) 出願日 平成18年6月27日(2006.6.27)
 (65) 公開番号 特開2008-5923 (P2008-5923A)
 (43) 公開日 平成20年1月17日(2008.1.17)
 審査請求日 平成21年4月3日(2009.4.3)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 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 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 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】 医用ガイドシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用器具の位置および方位を検出する検出手段と、
 前記医用器具を使用する以前に取得された医用画像データを保存する保存手段と、
 前記医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少な
 くとも一方を、被検者の体位に合わせて補正する補正手段と、
 前記検出手段により検出した前記医用器具の位置に基づいて、前記補正手段が補正した
 前記医用画像データにおける前記医用器具の位置を算出する算出手段と、
 を具備し、

前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得され
 た被検者本人の本人医用画像データを保存するものであり、

前記補正手段は、他の被検者から取得した、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と
 方向との少なくとも一方の、体位の違いに伴う変位を保持しており、前記変位に基づいて
 、前記本人医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との
 少なくとも一方を、体位に合わせて補正するものであることを特徴とする医用ガイドシ
 ステム。

【請求項 2】

医用器具の位置および方位を検出する検出手段と、
 前記医用器具を使用する以前に取得された医用画像データを保存する保存手段と、
 前記医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少な

10

20

くとも一方を、被検者の体位に合わせて補正する補正手段と、

前記検出手段により検出した前記医用器具の位置に基づいて、前記補正手段が補正した前記医用画像データにおける前記医用器具の位置を算出する算出手段と、

を具備し、

前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得された被検者本人の本人医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者と同一体位の他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第1の参照用医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者とは異なる体位の前記他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第2の参照用医用画像データと、を保存するものであり、

10

前記補正手段は、前記本人医用画像データと、前記第1の参照用医用画像データと、に基づいて、個人差に伴う、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の変位を算出し、算出した前記変位に基づいて、前記第2の参照用医用画像データの、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を補正するものであることを特徴とする医用ガイドシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像を用いて医用器具のガイドを行う医用ガイドシステムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

超音波内視鏡検査や腹腔鏡手術を行う際に、術者は、予め生体内の各器官、各組織の既知の解剖学的な位置関係を念頭に置きながら、現在観察している解剖学上の位置を推定して、診断や手術を行っている。このような診断や手術を支援するために、検査時や手術時に観察している位置を案内するガイド画像を、事前に取得したCT画像やMRI画像をもとに合成して表示する技術が提案されている。

【0003】

このような医用ガイド装置の一例として、特開平10-151131号公報には、超音波プローブの位置を検出し、超音波画像の断層位置に対応する断層像を画像データから得て、超音波画像と並べて、若しくは重ねて、又は一定時間間隔で交互に、表示する医用ガイド装置が記載されている。

30

【0004】

また、特開2005-312770号公報には、超音波内視鏡の先端位置を検出して、超音波内視鏡の解剖学的な位置に対応したガイド画像を解剖学的画像データに基づき構築し表示する医用ガイド装置が記載されている。

【0005】

さらに、特開2004-113629号公報には、超音波プローブの走査面の位置と方位とを検出することによって、正確なガイド画像を表示する技術が記載されている。

【0006】

加えて、特開2002-345725号公報には、事前に撮影して得た医用画像データから3次元臓器モデル画像を生成し、さらにこの3次元臓器モデルを臓器の単位時間当たりの変動量に応じて順次補正し、内視鏡先端位置を検出することによって、内視鏡先端位置に相当する3次元モデル画像を表示する医用ガイド装置が記載されている。

40

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【特許文献2】特開2005-312770号公報

【特許文献3】特開2004-113629号公報

【特許文献4】特開2002-345725号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

ところで、事前に（医用器具を使用する以前に）画像データを取得するためのＣＴやＭＲＩは、通常は被検者を仰臥位にした状態において撮影される。これに対して、医用器具である内視鏡や超音波内視鏡等を用いた検査や手術等は、被検者を左側臥位や腹臥位にした状態で行われる。しかし、仰臥位と、左側臥位や腹臥位とでは、体に対する重力の方向が異なるために、体腔内における臓器や血管の位置関係が変化してしまうことになる。従って、被検者を仰臥位にして撮影されたＣＴ画像やＭＲＩ画像に基づき内視鏡検査時の画像取得位置に対して作成されたガイド画像は、内視鏡検査により得られる内視鏡画像や超音波画像とは体腔内における臓器位置が異なることになってしまう。

【０００８】

また、上述した例に限らず、腹腔鏡や体外式の超音波診断装置を用いる場合にも、体位が仰臥位でない場合には、上述したような事情は同様に生じる。

10

【０００９】

さらに、例えば気管支内視鏡のチャンネルに処置具等を挿入して、内視鏡を挿入することができない細い気管支中で組織採取をする場合には、内視鏡画像による観察を行うことができないために、上述したガイド画像のみを観察しながら、処置具の先端位置を組織採取場所まで到達させる必要がある。従って、このような場合には、ガイド画像に高い精度が要求されるために、上述したような、実際の処置具の位置とガイド画像の位置とにずれが生じることは、極めて望ましくない。

【００１０】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、被検者の体位によることなく、ガイド画像上の医用器具の位置を実際の医用器具の位置に高い精度で一致させることができる医用ガイドシステムを提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【００１１】

上記の目的を達成するために、第１の発明による医用ガイドシステムは、医用器具の位置および方位を検出する検出手段と、前記医用器具を使用する以前に取得された医用画像データを保存する保存手段と、前記医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、被検者の体位に合わせて補正する補正手段と、前記検出手段により検出した前記医用器具の位置に基づいて、前記補正手段が補正した前記医用画像データにおける前記医用器具の位置を算出する算出手段と、を具備し、前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得された被検者本人の本人医用画像データを保存するものであり、前記補正手段は、他の被検者から取得した、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の、体位の違いに伴う変位を保持しており、前記変位に基づいて、前記本人医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、体位に合わせて補正するものであることを特徴とする。

30

【００１２】

このような第１の発明によれば、補正手段により医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の位置と方向との少なくとも一方を被検者の体位に合わせて補正するようにしたために、被検者の体位によることなく、ガイド画像上の医用器具の位置を実際の医用器具の位置に高い精度で一致させることができる。

40

また、補正手段が、保持している体位の違いに伴う変位に基づいて、本人医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、体位に合わせて補正するために、被検者の体位によることなく、ガイド画像上の医用器具の位置を実際の医用器具の位置に高い精度で一致させることができる。そして、本人医用画像データに基づき補正を行っているために、ガイド画像上の臓器と器官との少なくとも一方が、医用器具を使用する被検者本人の臓器と器官との少なくとも一方に、形状を含めて高い精度で一致する。

【００１３】

また、第２の発明による医用ガイドシステムは、医用器具の位置および方位を検出する

50

検出手段と、前記医用器具を使用する以前に取得された医用画像データを保存する保存手段と、前記医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、被検者の体位に合わせて補正する補正手段と、前記検出手段により検出した前記医用器具の位置に基づいて、前記補正手段が補正した前記医用画像データにおける前記医用器具の位置を算出する算出手段と、を具備し、前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得された被検者本人の本人医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者と同一体位の他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第１の参照用医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者とは異なる体位の前記他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第２の参照用医用画像データと、を保存するものであり、前記補正手段は、前記本人医用画像データと、前記第１の参照用医用画像データと、に基づいて、個人差に伴う、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の変位を算出し、算出した前記変位に基づいて、前記第２の参照用医用画像データの、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を補正するものであることを特徴とする。

10

【００１４】

このような第２の発明によれば、補正手段が、算出した変位に基づいて、第２の参照用医用画像データの、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を補正するために、被検者の体位によることなく、ガイド画像上の医用器具の位置を実際の医用器具の位置に高い精度で一致させることができる。

20

【発明の効果】

【００１７】

本発明の医用ガイドシステムによれば、被検者の体位によることなく、ガイド画像上の医用器具の位置を実際の医用器具の位置に高い精度で一致させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【００１９】

〔実施形態１〕

図１から図６は本発明の実施形態１を示したものであり、図１は医用ガイドシステムの構成を示すブロック図、図２は３次元ガイド画像と２次元ガイド画像と超音波画像とが表示装置の表示画面に並べて表示されている様子を示す図、図３は医用ガイドシステムの体位補正部の動作を示すフローチャート、図４は医用ガイドシステムの体位補正部による処理の概要を説明するための図、図５は仰臥位参照ボリュームデータに設定される斜交座標系を示す図、図６は本人仰臥位ボリュームデータに設定される斜交座標系を示す図である。

30

【００２０】

本実施形態においては、検出手段により位置および方位を検出する医用器具が超音波内視鏡であるものとして、説明を行う。

【００２１】

本実施形態の医用ガイドシステム１は、超音波内視鏡２と、超音波観測装置３と、位置データ算出装置４と、ガイド画像作成装置５と、キーボード６と、マウス７と、表示装置８と、を備えており、医用器具としての超音波内視鏡２のガイドを行うシステムとなっている。

40

【００２２】

超音波内視鏡２は、先端に配設された超音波振動子２１と、この超音波振動子２１の後方において該超音波振動子２１との位置関係が固定された状態で配設された検出手段たる２個の受信コイル２２と、を備えている。これらの内の超音波振動子２１は、超音波観測装置３と接続されている。また、２個の受信コイル２２は、位置データ算出装置４と接続されている。なお、これら２個の受信コイル２２は、それぞれの巻軸方向が、互いに独立

50

した方向となるように構成されている。

【 0 0 2 3 】

超音波観測装置 3 は、上述したように超音波内視鏡 2 に内蔵されている超音波振動子 2 1 と接続されているとともに、さらに、ガイド画像作成装置 5 と接続されている。

【 0 0 2 4 】

位置データ算出装置 4 は、上述したように超音波内視鏡 2 に内蔵されている受信コイル 2 2 と接続されているとともに、さらに、ガイド画像作成装置 5 と接続されている。この位置データ算出装置 4 は、送信コイル 4 1 と、位置合わせ用受信コイル 4 2 と、を備えた検出手段である。送信コイル 4 1 は、図示しない複数の磁場発生用コイルを内蔵して構成されており、後述するように交番磁場を発生するための検出手段である。位置合わせ用受信コイル 4 2 は、送信コイル 4 1 により発生された交番磁場を受信して、位置合わせを行うための検出手段である。

10

【 0 0 2 5 】

ガイド画像作成装置 5 は、制御部 5 1 と、保存手段たる画像記憶部 5 2 と、補正手段たる体位補正部 5 3 と、算出手段たる画像構成部 5 4 と、混合部 5 5 と、表示回路 5 6 と、を備えている。これらの内の、混合部 5 5 は超音波観測装置 3 と、画像構成部 5 4 は位置データ算出装置 4 と、制御部 5 1 はキーボード 6 およびマウス 7 と、表示回路 5 6 は表示装置 8 と、それぞれ接続されている。また、このガイド画像作成装置 5 の内部においては、体位補正部 5 3 が制御部 5 1 および画像記憶部 5 2 および画像構成部 5 4 と、画像構成部 5 4 が制御部 5 1 および体位補正部 5 3 および混合部 5 5 と、混合部 5 5 が画像構成部 5 4 および表示回路 5 6 と接続されている。なお、制御部 5 1 には、図示はしないが、画像記憶部 5 2 および混合部 5 5 および表示回路 5 6 も接続されて、制御されるようになっている。

20

【 0 0 2 6 】

次に、この医用ガイドシステム 1 の作用について説明する。

【 0 0 2 7 】

まず、図 1 を参照して、医用ガイドシステム 1 の作用の概要について説明する。なお、この図 1 においては、各矢印線が以下のような信号、データの流れを示すようになっている。すなわち、実線は位置に係る信号・データの流れ、破線は超音波に係る信号・データの流れ、太線は最終的な表示画像に係る信号・データの流れ、一点鎖線はガイド画像に係る信号・データの流れ、曲線はそれ以外の制御に係る信号・データの流れ、をそれぞれ示している。

30

【 0 0 2 8 】

術者（術者あるいは介助者等を代表して、ここでは単に「術者」という。以下同様。）は、被検者の体腔内に超音波内視鏡 2 を挿入して、超音波観測装置 3 を操作することにより超音波スキャンを開始する。

【 0 0 2 9 】

超音波スキャンが開始されると、超音波振動子 2 1 は、超音波を被検体へ送信するとともに、該被検体により反射された超音波を受信し、超音波断層面の超音波エコー信号を出力する。

40

【 0 0 3 0 】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 の超音波振動子 2 1 からこの超音波エコー信号を受信して、受信した超音波エコー信号に基づき超音波画像データを作成する。そして、超音波観測装置 3 は、作成した超音波画像データをガイド画像作成装置 5 の混合部 5 5 へ出力する。

【 0 0 3 1 】

一方、位置データ算出装置 4 は、送信コイル 4 1 を励磁して、交番磁場を発生させる（より詳しくは、位置データ算出装置 4 は、送信コイル 4 1 に設けられた複数の磁場発生用コイルに対して、異なる周波数の磁場発生電流を供給して、異なる周波数の磁場を発生させる）。すると、内視鏡に内蔵された受信コイル 2 2 が、この送信コイル 4 1 からの交

50

番磁場を検出して位置電気信号に変換し、位置データ算出装置 4 へ出力する。

【 0 0 3 2 】

位置データ算出装置 4 は、受信コイル 2 2 から位置電気信号を受信すると、周波数毎に分離し、分離された各位置電気信号に基づいて、受信コイル 2 2 の位置情報と方位情報とを算出する。位置データ算出装置 4 は、算出した位置情報と方位情報とを、ガイド画像作成装置 5 の画像構成部 5 4 へ出力する。

【 0 0 3 3 】

ガイド画像作成装置 5 は、以下のような処理を行うようになっている。

【 0 0 3 4 】

まず、画像記憶部 5 2 は、M D C T (MultiDetector Computed Tomography) により取得された被検者本人の複数枚のスライスデータからなる M D C T データ (本人医用画像データ) を、該 M D C T データを撮影したときの仰臥位や左側臥位等の体位情報とともに予め保存している。さらに、画像記憶部 5 2 は、被検者とは別人 (他の被検者) を仰臥位や左側臥位や右側臥位や腹臥位などの様々な体位で撮影した参照 M D C T データ (参照用医用画像データ) を、該参照 M D C T データを撮影したときの体位情報とともに予め保存している。ここに、M D C T とは、体軸方向に複数列の検出器列を備えた C T のことであり、体軸方向に配列された各検出器列からのデータを画像計算することにより、1 回の走査によって複数断面のスライスデータを得ることができるようになっている。

【 0 0 3 5 】

術者が、マウス 7 やキーボード 6 を操作して、超音波内視鏡 2 により検査を行うときの被検者の体位を指示すると、この指示に係る信号がガイド画像作成装置 5 の制御部 5 1 に入力される。すると、制御部 5 1 は、超音波内視鏡 2 により検査を行うときの体位情報を体位補正部 5 3 へ出力する。

【 0 0 3 6 】

体位補正部 5 3 は、制御部 5 1 から現在の体位情報が入力されると、画像記憶部 5 2 から被検者本人の M D C T データと画像撮影時の被検者の体位情報とを取得する。そして、体位補正部 5 3 は、現在の体位情報と画像撮影時の被検者の体位情報とを比較して、これらが一致している場合には、被検者本人の M D C T データから特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像を構築し、構築した 3 次元画像を画像構成部 5 4 へ出力する。一方、体位補正部 5 3 は、現在の体位情報と画像撮影時の被検者の体位情報とが一致していない場合には、後で詳細に説明するように、被検者本人の M D C T データと、この M D C T データ取得時と同一体位において取得された参照 M D C T データと、に基づいて、臓器や器官毎に、位置や方向の個人差を変換式として算出し、超音波内視鏡 2 により検査を行うときの被検者の体位と同一体位において取得された参照 M D C T データにこの変換式を適用することにより、該内視鏡検査時の被検者の特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像を作成する。こうして体位補正部 5 3 により作成された 3 次元画像は、画像構成部 5 4 へ出力される。

【 0 0 3 7 】

次に、超音波画像データと特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像との位置合わせの方法について説明する。

【 0 0 3 8 】

術者が、マウス 7 やキーボード 6 を操作して、ガイド画像作成装置 5 の制御部 5 1 に位置合わせの開始を指示すると、制御部 5 1 は位置合わせ開始情報を画像構成部 5 4 へ出力する。

【 0 0 3 9 】

画像構成部 5 4 は、位置合わせ開始情報が入力されると、体位補正部 5 3 から入力された特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像に基づき、この 3 次元画像を体軸方向と垂直な面でスライスした特徴点指定用 2 次元画像データを作成する。そして、画像構成部 5 4 は、作成した特徴点指定用 2 次元画像データを混合部 5 5 へ出力する。

【 0 0 4 0 】

混合部 5 5 は、超音波観測装置 3 からの超音波画像データと、画像構成部 5 4 からの特徴点指定用 2 次元画像データと、を並べて、表示用のデジタルデータを作成し、表示回路 5 6 へ出力する。

【 0 0 4 1 】

表示回路 5 6 は、混合部 5 5 から入力されたデジタルデータを、表示用の出力信号に変換して、表示装置 8 へ出力する。

【 0 0 4 2 】

表示装置 8 は、表示回路 5 6 からの出力信号に基づいて表示を行うために、この表示装置 8 には、特徴点指定用 2 次元画像データと超音波画像とが表示される。

【 0 0 4 3 】

術者は、特徴点指定用 2 次元画像データの体軸方向の位置を、マウス 7 やキーボード 6 を操作することにより変更しながら、特徴点指定用 2 次元画像データ上において解剖学的な特徴点を選択する。

【 0 0 4 4 】

この術者の選択を制御部 5 1 を介して受けると、画像構成部 5 4 は、特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像上における特徴点位置を算出する。

【 0 0 4 5 】

その後、術者は、マウス 7 やキーボード 6 の操作により選択した解剖学的な特徴点と同一の、被検者上の解剖学的な特徴点に、位置合わせ用受信コイル 4 2 または超音波内視鏡 2 を接触させて、マウス 7 やキーボード 6 を操作することにより位置データの取得を指示する。これに応じて制御部 5 1 は、位置データ取得命令を画像構成部 5 4 へ出力する。画像構成部 5 4 は、制御部 5 1 から位置データ取得命令を受けると、位置データ算出装置 4 から入力されている位置データを、特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像上における特徴点位置と対応付ける。

【 0 0 4 6 】

このような特徴点と位置データとの対応付けを、複数の特徴点について行うことにより、超音波画像データと特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像との位置合わせが完了する。

【 0 0 4 7 】

こうして位置合わせが完了した後に、術者が、マウス 7 やキーボード 6 を操作して、ガイド画像作成装置 5 の制御部 5 1 に被検者のガイドの開始を指示すると、制御部 5 1 は、ガイド開始命令を画像構成部 5 4 へ出力する。

【 0 0 4 8 】

画像構成部 5 4 は、制御部 5 1 からガイド開始命令を受けると、体位補正部 5 3 から入力された特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像と、位置データ算出装置 4 から入力された超音波内視鏡 2 の受信コイル 2 2 の位置情報および方位情報と、に基づいて、超音波内視鏡 2 の超音波画像データ取得位置を算出する。さらに、画像構成部 5 4 は、上述した位置合わせ結果に基づいて、特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像中における超音波画像データ取得位置を算出し、ガイド画像データを作成する。

【 0 0 4 9 】

ここに、ガイド画像データは、図 2 に示すように、3 次元ガイド画像 8 c に係るデータ（3 次元ガイド画像データ）と、2 次元ガイド画像 8 d に係るデータ（2 次元ガイド画像データ）と、を含んでいる。

【 0 0 5 0 】

3 次元ガイド画像データは、体位補正部 5 3 から入力された特定の臓器や器官（図 2 に示す例においては、脾臓 1 0 1、大動脈 1 0 2、および門脈系の血管 1 0 3）を抽出した 3 次元画像中に、超音波画像データ取得位置を表す超音波断層面マーカ 1 0 4 を重畳した画像データである。

【 0 0 5 1 】

また、2 次元ガイド画像データは、特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像から、超音

10

20

30

40

50

波画像データと解剖学的に位置および向きが一致する断面（２次元面）を切り出した画像データである。

【００５２】

具体例として、図２に示すように、超音波画像データ（表示装置８の表示画面８aにおける超音波画像８b参照）が、十二指腸からみた膵臓頭部（図２中の膵臓１０１参照）の断面の画像データである場合を挙げる。このときに、画像構成部５４は、特定の臓器や器官を抽出した３次元画像に基づいて、該３次元画像中の十二指腸と膵臓頭部とに超音波断面面マーカ１０４を表示した３次元ガイド画像データを作成する。さらに、画像構成部５４は、特定の臓器や器官を抽出した３次元画像に基づいて、該３次元画像から切り出した十二指腸からみた膵臓頭部の断面の２次元ガイド画像データを作成する。そして、画像構成部５４は、作成したこれらのガイド画像データを混合部５５へ出力する。

10

【００５３】

混合部５５は、超音波観測装置３からの超音波画像データと画像構成部５４からの２種類のガイド画像データとを並べて、表示用のデジタルデータを作成する。

【００５４】

表示回路５６は、混合部５５からのデジタルデータを表示用の出力信号に変換する。

【００５５】

表示装置８は、表示回路５６からの出力信号に基づいて、超音波画像８bとガイド画像（３次元ガイド画像８cおよび２次元ガイド画像８d）とを並べて、図２に示すように表示画面８aに表示する。

20

【００５６】

こうして、術者は、表示装置８の表示画面８aに表示されているガイド画像８c，８dを見て、現在、超音波画像８bにより観察している位置が、解剖学的に被検者のどの位置であるのかを認識しながら、より正確に診断を行うことができる。

【００５７】

次に、図３のフローチャートを参照して、実際の使用例に沿った体位補正部５３の作用を詳細に説明する。

【００５８】

なお、このフローチャートの説明においては、画像記憶部５２に保存されている参照画像としてのＭＤＣＴデータに、図４（Ａ）に示すように仰臥位において取得されたものと、図４（Ｃ）に示すように左側臥位において取得されたものと、が含まれていることを前提とする。さらに、画像記憶部５２に保存されている被検者本人のＭＤＣＴデータが図４（Ｂ）に示すように仰臥位において取得されたものであり、超音波内視鏡２により検査を行うときの被検者の体位が図４（Ｄ）に示すように左側臥位であるものとする。従って、この例においては、体位補正部５３により作成される被検者本人の特定の臓器や器官を抽出した３次元画像は、左側臥位の３次元画像となる。

30

【００５９】

以下において詳細に説明する体位補正部５３の作用の概略を説明しておく、次のようになっている。体位補正部５３は、まず、図４（Ａ）に示すような仰臥位の参照ＭＤＣＴデータと、図４（Ｂ）に示すような被検者本人の仰臥位ＭＤＣＴデータとに基づいて、臓器や器官毎に、位置や方向の個人差を変換式として算出する。次に、体位補正部５３は、図４（Ｃ）に示すような左側臥位参照ＭＤＣＴデータに、算出した変換式を適用することにより、図４（Ｄ）に示すような被検者本人の左側臥位における特定の臓器や器官を抽出した３次元画像を作成する。このようにして、体位補正部５３の処理が行われる。

40

【００６０】

体位補正部５３は、超音波内視鏡２により検査を行うときの体位情報である「左側臥位」が制御部５１から入力されると、画像記憶部５２に保存されている仰臥位において取得された被検者本人のＭＤＣＴデータ（図４（Ｂ）参照）と、このＭＤＣＴデータを撮影したときの体位情報である「仰臥位」と、を読み出す（ステップＳ１）。

【００６１】

50

次に、体位補正部 53 は、画像記憶部 52 に保存されている被検者とは別人を様々な体位で撮影して得られた参照 MDC T データの中から、ステップ S1 において取得した超音波内視鏡 2 による検査時の体位情報である「左側臥位」に相当する体位において取得された左側臥位参照 MDC T データ（図 4（C）参照）と、被検者本人の MDC T データを撮影したときの体位情報である「仰臥位」に相当する体位において取得された仰臥位参照 MDC T データ（図 4（A）参照）と、を読み出す（ステップ S2）。

【0062】

続いて、体位補正部 53 は、ステップ S1 において取得した被検者本人の仰臥位 MDC T データと、ステップ S2 において読み出した仰臥位参照 MDC T データおよび左側臥位参照 MDC T データと、をそれぞれボリュームデータ化し、本人仰臥位ボリュームデータと仰臥位参照ボリュームデータと左側臥位参照ボリュームデータとを作成する（ステップ S3）。

【0063】

さらに、体位補正部 53 は、術者による入力により、または自動的な算出により、各ボリュームデータにおける骨格上に 4 点ずつ特徴点を設定する。本実施形態においては、骨格上に設定する 4 特徴点が、剣状突起・骨盤右端・骨盤左端・骨盤右端と骨盤左端とを結んだ背骨上の点、であるものとする。なお、各ボリュームデータ上における 4 特徴点に、次のように符号を付すものとする。まず、仰臥位参照ボリュームデータ上においては、それぞれ、剣状突起 P0・骨盤右端 P1・骨盤左端 P2・骨盤右端と骨盤左端とを結んだ背骨上の点 P3、とする（なお、添え字は半角文字で代用することにする。以下同様。）。また、本人仰臥位ボリュームデータ上においては、それぞれ、剣状突起 P0'・骨盤右端 P1'・骨盤左端 P2'・骨盤右端と骨盤左端とを結んだ背骨上の点 P3'、とする。さらに、左側臥位参照ボリュームデータ上においては、それぞれ、剣状突起 P0''・骨盤右端 P1''・骨盤左端 P2''・骨盤右端と骨盤左端とを結んだ背骨上の点 P3''、とする（ステップ S4）。

【0064】

そして、体位補正部 53 は、各ボリュームデータ上の骨格 4 特徴点の内の 1 点である剣状突起 P0, P0', P0'' をそれぞれのボリュームデータにおける原点として、この原点から各ボリュームデータにおける残りの 3 点への次の数式 1 に示すようなベクトル、すなわち、仰臥位参照ボリュームデータ上のベクトル i, j, k（表記上の理由から、明細書中においては、ベクトルおよび行列を、肉太文字を用いてあるいは文字上に矢印記号を付して表す代わりに、通常の文字を用いることとする。以下同様。）、本人仰臥位ボリュームデータ上のベクトル i', j', k'、左側臥位参照ボリュームデータ上のベクトル i'', j'', k''、

【数 1】

$$\begin{aligned} \mathbf{i} &= \overrightarrow{P_0 P_1}, \quad \mathbf{j} = \overrightarrow{P_0 P_2}, \quad \mathbf{k} = \overrightarrow{P_0 P_3} \\ \mathbf{i}' &= \overrightarrow{P'_0 P'_1}, \quad \mathbf{j}' = \overrightarrow{P'_0 P'_2}, \quad \mathbf{k}' = \overrightarrow{P'_0 P'_3} \\ \mathbf{i}'' &= \overrightarrow{P''_0 P''_1}, \quad \mathbf{j}'' = \overrightarrow{P''_0 P''_2}, \quad \mathbf{k}'' = \overrightarrow{P''_0 P''_3} \end{aligned}$$

【0065】

により、各ボリュームデータ上に斜交座標を設定する（ステップ S5）。そして、以下の計算では、この斜交座標を用いることとする。

【0066】

続くステップ S6～S9 の処理は、ガイド画像中に表示する部位毎（臓器や器官毎）に行うようになっている。従って、複数の部位をガイドに画像中に表示させたい場合には、これらステップ S6～S9 の処理を複数回繰り返して行うことになる。

【0067】

本実施形態においては、ガイドに使用する部位が、動脈系の主な血管・門脈系の主な血

10

20

30

40

50

管・膵臓・胆嚢・肝臓・脾臓・腎臓であるものとする。そして、以下においては、説明の便宜上、動脈系の血管についてのみを説明するが、他の臓器や器官についてもステップ S 6 ~ S 9 の処理を同様に繰り返して行えばよい。

【 0 0 6 8 】

すなわち、体位補正部 5 3 は、仰臥位参照ポリウムデータと本人仰臥位ポリウムデータと左側臥位参照ポリウムデータとのそれぞれについて、動脈系の主な血管を抽出する（ステップ S 6 ）。

【 0 0 6 9 】

次に、体位補正部 5 3 は、ステップ S 6 により抽出した部位上に、血管の分岐点などの特徴点を 4 点、術者による指定により、または自動的な算出により指定する（ステップ S 7 ）。ここに、仰臥位参照ポリウムデータ上において指定された特徴点をそれぞれ Pa、Pb、Pc、Pd とし、本人仰臥位ポリウムデータ上において指定された特徴点をそれぞれ Pa'、Pb'、Pc'、Pd' とする。これらの特徴点は、Pa と Pa'、Pb と Pb'、Pc と Pc'、Pd と Pd' がそれぞれ解剖学的に同じ位置を表す特徴点である。

【 0 0 7 0 】

これらの特徴点の斜交座標上における位置は、ステップ S 5 により各ポリウムデータ上に設定した斜交座標系 P0-ijk と斜交座標系 P0'-i'j'k' とにおいて、それぞれ次の数式 2 および数式 3 に示すように表記することができる。

【数 2】

$$\begin{aligned}\overrightarrow{P_0 P_a} &= a_1 \mathbf{i} + a_2 \mathbf{j} + a_3 \mathbf{k} \\ \overrightarrow{P_0 P_b} &= b_1 \mathbf{i} + b_2 \mathbf{j} + b_3 \mathbf{k} \\ \overrightarrow{P_0 P_c} &= c_1 \mathbf{i} + c_2 \mathbf{j} + c_3 \mathbf{k} \\ \overrightarrow{P_0 P_d} &= d_1 \mathbf{i} + d_2 \mathbf{j} + d_3 \mathbf{k}\end{aligned}$$

【数 3】

$$\begin{aligned}\overrightarrow{P'_0 P'_a} &= a'_1 \mathbf{i}' + a'_2 \mathbf{j}' + a'_3 \mathbf{k}' \\ \overrightarrow{P'_0 P'_b} &= b'_1 \mathbf{i}' + b'_2 \mathbf{j}' + b'_3 \mathbf{k}' \\ \overrightarrow{P'_0 P'_c} &= c'_1 \mathbf{i}' + c'_2 \mathbf{j}' + c'_3 \mathbf{k}' \\ \overrightarrow{P'_0 P'_d} &= d'_1 \mathbf{i}' + d'_2 \mathbf{j}' + d'_3 \mathbf{k}'\end{aligned}$$

【 0 0 7 1 】

ところで、人体の骨格に対する各臓器の配置や大きさは、人によって異なると考えられる。そのために、ステップ S 7 において指定した 4 点に基づいて、仰臥位参照ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の位置や方向を本人仰臥位ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の位置や方向に変換する変換式を算出することにより、臓器位置の個人差を定式化する（ステップ S 8 ）。

【 0 0 7 2 】

このステップ S 8 における定式化の手段について、図 5 および図 6 を参照しながら以下に説明する。

【 0 0 7 3 】

仰臥位参照ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の任意の点 R が図 5 に示す三角錐 Pa Pb Pc Pd に対して特定の位置にあるとすると、本人仰臥位ポリウムデータ上の図 6 に示す三角錐 Pa' Pb' Pc' Pd' に対して同等の位置にある点 R' は動脈系の主な血管上の点

R と同一の点に相当すると仮定することができる。この仮定の下では、適当な実数 a , b , c を用いた次の数式 4 および数式 5 が成り立つ。

【数 4】

$$\overrightarrow{P_a R} = a \overrightarrow{P_a P_b} + b \overrightarrow{P_a P_c} + c \overrightarrow{P_a P_d}$$

【数 5】

$$\overrightarrow{P'_a R'} = a \overrightarrow{P'_a P'_b} + b \overrightarrow{P'_a P'_c} + c \overrightarrow{P'_a P'_d}$$

10

【0074】

ここで、点 R の位置ベクトル $P_a R$ の斜交座標軸 i , j , k における各方向成分を x_R , y_R , z_R と定義すると、次の数式 6 が成り立つ。

【数 6】

$$\overrightarrow{P_0 R} = x_R \mathbf{i} + y_R \mathbf{j} + z_R \mathbf{k}$$

20

【0075】

同様に、点 R' の位置ベクトル $P_{a'} R'$ の斜交座標軸 i' , j' , k' における各方向成分を $x_{R'}$, $y_{R'}$, $z_{R'}$ と定義すると、次の数式 7 が成り立つ。

【数 7】

$$\overrightarrow{P'_0 R'} = x'_{R'} \mathbf{i}' + y'_{R'} \mathbf{j}' + z'_{R'} \mathbf{k}'$$

【0076】

以下では、上述した各式に基づいて、仰臥位参照ボリュームデータ上にある任意点 R から、本人仰臥位ボリュームデータ上の対応点 R' の位置ベクトル $P_0' R'$ と、この対応点 R' の斜交座標の各方向成分 $x_{R'}$, $y_{R'}$, $z_{R'}$ と、を求める。

30

【0077】

まず、数式 4 を原点 P_0 からの位置ベクトルとして表すことにより、次の数式 8 が得られる。

【数 8】

$$\overrightarrow{P_0 R} - \overrightarrow{P_0 P_a} = a \left(\overrightarrow{P_0 P_b} - \overrightarrow{P_0 P_a} \right) + b \left(\overrightarrow{P_0 P_c} - \overrightarrow{P_0 P_a} \right) + c \left(\overrightarrow{P_0 P_d} - \overrightarrow{P_0 P_a} \right)$$

40

【0078】

この数式 8 を、数式 2 および数式 6 を用いて成分表記することにより、次の数式 9 が得られる。

【数 9】

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 - a_1 & c_1 - a_1 & d_1 - a_1 \\ b_2 - a_2 & c_2 - a_2 & d_2 - a_2 \\ b_3 - a_3 & c_3 - a_3 & d_3 - a_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0079】

ここで、以降の式を簡単に表現するために、次の数式 10 に示すような 3×3 行列 Q を定義しておく。

10

【数 10】

$$Q = \begin{pmatrix} b_1 - a_1 & c_1 - a_1 & d_1 - a_1 \\ b_2 - a_2 & c_2 - a_2 & d_2 - a_2 \\ b_3 - a_3 & c_3 - a_3 & d_3 - a_3 \end{pmatrix}$$

【0080】

20

この数式 10 を数式 9 に代入することにより、次の数式 11 が得られる。

【数 11】

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} = Q \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0081】

従って、数式 11 の両辺に行列 Q の逆行列を左から演算することにより、次の数式 12 が得られる。

30

【数 12】

$$\begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} = Q^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

【0082】

一方、数式 5 を原点 P_0' からの位置ベクトルとして表すことにより、数式 4 から数式 8 を得たのと同様に、次の数式 13 が得られる。

40

【数 13】

$$\overrightarrow{P_0' R'} - \overrightarrow{P_0' P_a'} = a(\overrightarrow{P_0' P_b'} - \overrightarrow{P_0' P_a'}) + b(\overrightarrow{P_0' P_c'} - \overrightarrow{P_0' P_a'}) + c(\overrightarrow{P_0' P_d'} - \overrightarrow{P_0' P_a'})$$

【0083】

さらに、この数式 13 を、数式 3 および数式 7 を用いて成分表記することにより、数式 2 および数式 6 を数式 8 に適用して数式 9 を導いたのと同様に、次の数式 14 が得られる。

50

【数 1 4】

$$\begin{pmatrix} x'_R \\ y'_R \\ z'_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a'_1 \\ a'_2 \\ a'_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b'_1 - a'_1 & c'_1 - a'_1 & d'_1 - a'_1 \\ b'_2 - a'_2 & c'_2 - a'_2 & d'_2 - a'_2 \\ b'_3 - a'_3 & c'_3 - a'_3 & d'_3 - a'_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0084】

ここでも、以降の式を簡単に表現するために、次の数式 1 5 に示すような 3×3 行列 Q' を定義しておく。 10

【数 1 5】

$$Q' = \begin{pmatrix} b'_1 - a'_1 & c'_1 - a'_1 & d'_1 - a'_1 \\ b'_2 - a'_2 & c'_2 - a'_2 & d'_2 - a'_2 \\ b'_3 - a'_3 & c'_3 - a'_3 & d'_3 - a'_3 \end{pmatrix}$$

【0085】

20

この数式 1 5 を数式 1 4 に代入することにより、次の数式 1 6 が得られる。

【数 1 6】

$$\begin{pmatrix} x'_R \\ y'_R \\ z'_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a'_1 \\ a'_2 \\ a'_3 \end{pmatrix} = Q' \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0086】

30

この数式 1 6 の右辺の a , b , c は、上述した数式 1 2 により定められるために、数式 1 2 を数式 1 6 へ代入することにより、次の数式 1 7 が得られる。

【数 1 7】

$$\begin{pmatrix} x'_R \\ y'_R \\ z'_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a'_1 \\ a'_2 \\ a'_3 \end{pmatrix} = Q' Q'^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

40

【0087】

従って、次の数式 1 8 が得られる。

【数 1 8】

$$\begin{pmatrix} x'_R \\ y'_R \\ z'_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a'_1 \\ a'_2 \\ a'_3 \end{pmatrix} + Q' Q'^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

50

【 0 0 8 8 】

こうして、数式 7 と数式 1 8 とにより、仰臥位参照ボリュームデータ上にある任意点 R から、本人仰臥位ボリュームデータ上の対応点 R' の位置ベクトル $P_0'R'$ と、この対応点 R' の斜交座標の各方向成分 x_R' , y_R' , z_R' と、が求められた。

【 0 0 8 9 】

これにより、仰臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と、本人仰臥位ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と、の関係が定式化された。

【 0 0 9 0 】

上述したようなステップ S 8 の処理が終了したら、次に、ステップ S 9 の処理を行う。すなわち、上述したステップ S 8 において算出した仰臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と本人仰臥位ボリュームデータ上の動脈系の主な血管との関係式（臓器位置の個人差）に基づいて、左側臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管を被検者本人が左側臥位になった場合の動脈系の主な血管の推定位置に補正することにより、本人左側臥位ボリュームデータを作成する（ステップ S 9）。

10

【 0 0 9 1 】

このステップ S 9 における処理の詳細について、以下に説明する。

【 0 0 9 2 】

まず、ステップ S 6 において抽出した左側臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管上の画素 R'' について、その位置を、ステップ S 5 において算出した左側臥位参照ボリュームデータ上の斜交座標系 $P_0''-i''j''k''$ を用いて、次の数式 1 9 に示すように表す。

20

【 数 1 9 】

$$\overrightarrow{P_0''R''} = x_R'' \mathbf{i}'' + y_R'' \mathbf{j}'' + z_R'' \mathbf{k}''$$

【 0 0 9 3 】

また、この画素 R'' を被検者本人の左側臥位における位置に補正した位置 R''' を、斜交座標系 $P_0''-i''j''k''$ を用いて次の数式 2 0 に示すように表す。

【 数 2 0 】

$$\overrightarrow{P_0''R'''} = x_R''' \mathbf{i}''' + y_R''' \mathbf{j}''' + z_R''' \mathbf{k}'''$$

30

【 0 0 9 4 】

そして、上述した数式 1 8 を、次の数式 2 1 に示すように置き換える。

【 数 2 1 】

$$\begin{pmatrix} x_R''' \\ y_R''' \\ z_R''' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1' \\ a_2' \\ a_3' \end{pmatrix} + \mathbf{Q}' \mathbf{Q}'^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R'' \\ y_R'' \\ z_R'' \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

40

【 0 0 9 5 】

次に、数式 2 1 に x_R'' , y_R'' , z_R'' を代入することにより、画素 R'' の被検者本人の左側臥位における位置 x_R''' , y_R''' , z_R''' を算出することができる。

【 0 0 9 6 】

こうして算出した位置 x_R''' , y_R''' , z_R''' に、R'' の画素値を配置する。

【 0 0 9 7 】

このような処理を動脈系の主な血管の画像を構成する全ての画素について行うことにより、動脈系の主な血管についての被検者本人の左側臥位 3 次元画像が完成する。

【 0 0 9 8 】

50

その後、ガイド画像中表示させたい全ての部位について、ステップS 6 ~ S 9 の処理が完了したか否かを判定する（ステップS 10）。上述したように、本実施形態においては、ガイドに使用する部位を、動脈系の主な血管・門脈系の主な血管・膵臓・胆嚢・肝臓・脾臓・腎臓としている。従って、このステップS 10において、全ての部位についての処理がまだ完了していないと判定された場合には、ステップS 6 へ戻って、上記7種の臓器もしくは器官の内の未処理の部位について部位を変更しながら、上述したようなステップS 6 ~ S 9 の処理を繰り返して行う。

【0099】

こうして、ステップS 10において、全ての部位についての処理が完了したと判定された場合には、被検者本人の左側臥位の特定の臓器や器官を抽出した3次元画像が完成したことになり、この処理を終了する。

10

【0100】

このような実施形態1によれば、超音波内視鏡2により検査を行うときの被検者の体位がM D C Tを撮像したときの被検者の体位と異なっていた場合でも、ガイド画像の臓器や器官の位置と方向とを被検者の体位に合わせて変更することができるために、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係が、実際の超音波内視鏡2と臓器や器官との位置関係と精度良く一致する。このことは、病変部等の関心領域へのアプローチを早くすることにつながり、検査時間の短縮に寄与することができる。

【0101】

また、仰臥位において撮影したM D C Tの臓器や器官の位置と方向とを、左側臥位のものに補正することができるために、超音波内視鏡2による検査時のガイドを行うために左側臥位でM D C Tを撮像する必要が無くなる。つまり、通常に撮影された仰臥位のC Tを使用して、超音波内視鏡2による検査時のガイド画像を作成することができるために、被検者および術者の事前準備に要する負担を軽減することができる。

20

【0102】

さらに、超音波内視鏡2による検査においては、空気中では超音波が減衰してしまうために、管腔内に水をためて、ためた水の中に超音波振動子21を入れて超音波画像を取得することがある。このとき、管腔内に水をため易いように、被検者の体位を検査中に変更することがある。このような場合にも、体位情報を入力することにより、検査中にガイド画像の臓器位置を体位に合わせて補正することが可能となる利点がある。

30

【0103】

そして、臓器や器官を部位毎に分けて、それぞれの部位毎に体位に基づく補正を行うようにしたために、臓器や器官毎の配置や大きさに個人差がある場合にも、臓器や器官毎に最適な補正が可能となる。こうして、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係を、実際の超音波内視鏡2と臓器や器官との位置関係と、精度良く一致させることができる。

【0104】

加えて、被検者の体位が変化したときに、体の下側に位置するなどの理由により形状が変形する臓器や器官の場合であっても、超音波内視鏡2による検査時の体位と同じ体位で撮影された別人の参照C Tの各臓器や器官に基づいて、個人差を加味して臓器や器官の大きさと配置とを補正するようにしたために、ガイド画像上の臓器や器官にその体位における臓器や器官の形状を反映させて再現することができる。これにより、実際の超音波画像上の臓器や器官の形状と、ガイド画像上の臓器や器官の形状と、が精度良く一致する。

40

【0105】

また、超音波画像と解剖学的な3次元画像との位置合わせを行う際にも、体位補正を行った解剖学的な3次元画像から2次元断層画像データを作成して、作成した2次元断層画像データ上において特徴点を指定することができる。このために、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係が、実際の超音波内視鏡2と臓器や器官との位置関係と、精度良く一致する。

【0106】

50

なお、上述においては、画像記憶部 5 2 に記録される情報（本人医用画像データ）の一つとして、被検者本人の M D C T を挙げているが、これに限るものではない。すなわち、被検者本人の解剖学的な画像情報であって、該画像情報に基づいてボリュームデータを作成することが可能であるような情報であれば、M R I 画像や超音波画像であっても良い。
【 0 1 0 7 】

同様に、画像記憶部 5 2 に記録される情報（参照用医用画像データ）の一つとして、被検者とは別人を様々な体位で撮影した参照 M D C T を挙げているが、これに限るものでもない。すなわち、ボリュームデータを作成することが可能であるような情報であれば、M R I 画像や超音波画像であっても良いし、複数人（他の被検者群）のデータの平均値から作成した臓器モデルのようなものであっても構わない。

10

【 0 1 0 8 】

また、上述では、ガイドする対象となる医用器具を超音波内視鏡 2 としているが、これに限るものではない。医用器具は、例えば、腹腔鏡やこの腹腔鏡に用いる処置具であっても良く、あるいは、内視鏡の挿入部内に管路として設けられている処置具チャンネルに挿入する処置具であっても構わない。

【 0 1 0 9 】

さらに、上述では、各臓器や器官の位置を補正する際に、2 種類のボリュームデータにおいて、対象となる臓器上に設定した 4 点から求めた斜交座標を用いて、変換式を算出しているが、手段はこれに限るものではない。例えば、2 種類のボリュームデータにおいて、臓器上に指定した 2 組の複数点集合に基づき、擬似逆行列を用いて算出するようにしても良い。

20

【 0 1 1 0 】

[実施形態 2]

図 7 および図 8 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 7 は医用ガイドシステムの体位補正部の動作を示すフローチャート、図 8 は医用ガイドシステムの体位補正部による処理の概要を説明するための図である。

【 0 1 1 1 】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 1 1 2 】

30

まず、本発明の医用ガイドシステムの構成は、上述した実施形態 1 の図 1 に示したものと同様である。

【 0 1 1 3 】

これに対して、本実施形態の医用ガイドシステムは、ガイド画像作成装置 5 の体位補正部 5 3 の作用が、上述した実施形態 1 とは異なるものとなっている。

【 0 1 1 4 】

以下では、図 7 のフローチャートを参照して、実際の使用例に沿った体位補正部 5 3 の作用の詳細を説明する。

【 0 1 1 5 】

なお、このフローチャートの説明においては、上述した実施形態 1 と同様に、画像記憶部 5 2 に保存されている参照画像としての M D C T データに、図 8 (A) に示すように仰臥位において被検者とは別人（他の被検者）に対して取得されたものと、図 8 (C) に示すように左側臥位において該被検者とは別人に対して取得されたものと、が含まれていることを前提とする。さらに、画像記憶部 5 2 に保存されている被検者本人の M D C T データが図 8 (B) に示すように仰臥位において取得されたものであり、超音波内視鏡 2 により検査を行うときの被検者の体位が図 8 (D) に示すように左側臥位であるものとする。従って、本実施形態においても、被検者本人の左側臥位の特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像を作成する場合を例に説明する。

40

【 0 1 1 6 】

以下において詳細に説明する体位補正部 5 3 の作用の概略を説明しておく、次のよう

50

になっている。体位補正部 53 は、まず、図 8 (A) に示すような仰臥位の参照 MDC T データと、図 8 (C) に示すような左側臥位の参照 MDC T データとに基づいて、臓器や器官毎の体位差による変位を変換式として算出する。次に、体位補正部 53 は、図 8 (B) に示すような被検者本人の仰臥位 MDC T データに、算出した変換式を適用することにより、図 8 (D) に示すような被検者本人の左側臥位における特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像を作成する。このようにして、体位補正部 53 の処理が行われる。

【0117】

図 7 に示す処理を開始すると、体位補正部 53 は、ステップ S 11 ~ S 16 に示すような処理を行うが、これらの処理は、上述した実施形態 1 のステップ S 1 ~ S 6 に示した処理とそれぞれ同様であるために、説明を省略する。

10

【0118】

なお、ステップ S 16 および次に説明するステップ S 17 ~ S 19 の処理は、ガイドに使用する部位毎（臓器や器官毎）に行うようになっている。従って、複数の部位をガイドに使用したい場合には、これらステップ S 16 ~ S 19 の処理を複数回繰り返して行うことになる。

【0119】

本実施形態においては、ガイドに使用する部位が、動脈系の主な血管・門脈系の主な血管・膵臓・胆嚢・肝臓・脾臓・腎臓であるものとする。そして、以下においては、説明の便宜上、動脈系の血管についてのみを説明するが、他の臓器や器官についてもステップ S 16 ~ S 19 の処理を同様に繰り返して行えばよい。

20

【0120】

すなわち、体位補正部 53 は、ステップ S 16 の処理により抽出された部位上に、術者による入力により、または自動的な算出により、特徴点を 4 点ずつ指定する（ステップ S 17）。ここに、仰臥位参照ボリュームデータ上において指定された特徴点をそれぞれ P_a、P_b、P_c、P_d とし、左側臥位参照ボリュームデータ上において指定された特徴点をそれぞれ P_a"、P_b"、P_c"、P_d" とする。これらの特徴点は、P_a と P_a"、P_b と P_b"、P_c と P_c"、P_d と P_d" がそれぞれ解剖学的に同じ位置を表す特徴点である。

【0121】

これらの特徴点の斜交座標上における位置は、ステップ S 15 により各ボリュームデータ上に設定した斜交座標系 P0-ijk と斜交座標系 P0"-i"j"k" とにおいて、それぞれ次の数式 22 および数式 23 に示すように表記することができる。

30

【数 22】

$$\overrightarrow{P_0 P_a} = a_1 \mathbf{i} + a_2 \mathbf{j} + a_3 \mathbf{k}$$

$$\overrightarrow{P_0 P_b} = b_1 \mathbf{i} + b_2 \mathbf{j} + b_3 \mathbf{k}$$

$$\overrightarrow{P_0 P_c} = c_1 \mathbf{i} + c_2 \mathbf{j} + c_3 \mathbf{k}$$

$$\overrightarrow{P_0 P_d} = d_1 \mathbf{i} + d_2 \mathbf{j} + d_3 \mathbf{k}$$

40

【数 2 3】

$$\begin{aligned}\overrightarrow{P''_0 P''_a} &= a''_1 \mathbf{i}'' + a''_2 \mathbf{j}'' + a''_3 \mathbf{k}'' \\ \overrightarrow{P''_0 P''_b} &= b''_1 \mathbf{i}'' + b''_2 \mathbf{j}'' + b''_3 \mathbf{k}'' \\ \overrightarrow{P''_0 P''_c} &= c''_1 \mathbf{i}'' + c''_2 \mathbf{j}'' + c''_3 \mathbf{k}'' \\ \overrightarrow{P''_0 P''_d} &= d''_1 \mathbf{i}'' + d''_2 \mathbf{j}'' + d''_3 \mathbf{k}''\end{aligned}$$

10

【0 1 2 2】

ところで、人体の骨格に対する各臓器の配置は、体位によって各臓器への重力の方向が変わることにより変化すると考えられる。そのために、ステップ S 1 7 において指定した 4 点に基づいて、仰臥位参照ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の位置を左側臥位参照ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の位置に変換する変換式を算出することにより、体位による臓器位置の違いを定式化する（ステップ S 1 8）。

【0 1 2 3】

このステップ S 1 8 における定式化の手段について、以下に説明する。

【0 1 2 4】

仰臥位参照ポリウムデータ上の動脈系の主な血管の任意の点 R が三角錐 Pa Pb Pc Pd に対して特定の位置にあるとすると、左側臥位参照ポリウムデータ上の三角錐 Pa'' Pb'' Pc'' Pd'' に対して同等の位置にある点 R'' は動脈系の主な血管上の点 R と同一の点に相当すると仮定することができる。この仮定の下では、適当な実数 a, b, c を用いた次の数式 2 4 および数式 2 5 が成り立つ。

20

【数 2 4】

$$\overrightarrow{P_a R} = a \overrightarrow{P_a P_b} + b \overrightarrow{P_a P_c} + c \overrightarrow{P_a P_d}$$

【数 2 5】

$$\overrightarrow{P''_a R''} = a \overrightarrow{P''_a P''_b} + b \overrightarrow{P''_a P''_c} + c \overrightarrow{P''_a P''_d}$$

30

【0 1 2 5】

ここで、点 R の位置ベクトル PaR の斜交座標軸 i, j, k における各方向成分を xR, yR, zR と定義すると、次の数式 2 6 が成り立つ。

【数 2 6】

$$\overrightarrow{P_0 R} = x_R \mathbf{i} + y_R \mathbf{j} + z_R \mathbf{k}$$

【0 1 2 6】

40

同様に、点 R'' の位置ベクトル Pa'' R'' の斜交座標軸 i'', j'', k'' における各方向成分を xR'', yR'', zR'' と定義すると、次の数式 2 7 が成り立つ。

【数 2 7】

$$\overrightarrow{P''_0 R''} = x''_R \mathbf{i}'' + y''_R \mathbf{j}'' + z''_R \mathbf{k}''$$

【0 1 2 7】

以下では、上述した各式に基づいて、仰臥位参照ポリウムデータ上にある任意点 R から、左側臥位参照ポリウムデータ上の対応点 R'' の位置ベクトル P0'' R'' と、この対応点 R'' の斜交座標の各方向成分 xR'', yR'', zR'' と、を求める。

50

【 0 1 2 8 】

まず、数式 2 4 を原点 P0 からの位置ベクトルとして表すことにより、次の数式 2 8 が得られる。

【 数 2 8 】

$$\overrightarrow{P_0 R} - \overrightarrow{P_0 P_a} = a(\overrightarrow{P_0 P_b} - \overrightarrow{P_0 P_a}) + b(\overrightarrow{P_0 P_c} - \overrightarrow{P_0 P_a}) + c(\overrightarrow{P_0 P_d} - \overrightarrow{P_0 P_a})$$

【 0 1 2 9 】

この数式 2 8 を、数式 2 2 および数式 2 6 を用いて成分表記することにより、次の数式 2 9 が得られる。

10

【 数 2 9 】

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1 - a_1 & c_1 - a_1 & d_1 - a_1 \\ b_2 - a_2 & c_2 - a_2 & d_2 - a_2 \\ b_3 - a_3 & c_3 - a_3 & d_3 - a_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【 0 1 3 0 】

ここで、以降の式を簡単に表現するために、次の数式 3 0 に示すような 3 × 3 行列 Q を定義しておく。

20

【 数 3 0 】

$$Q = \begin{pmatrix} b_1 - a_1 & c_1 - a_1 & d_1 - a_1 \\ b_2 - a_2 & c_2 - a_2 & d_2 - a_2 \\ b_3 - a_3 & c_3 - a_3 & d_3 - a_3 \end{pmatrix}$$

【 0 1 3 1 】

この数式 3 0 を数式 2 9 に代入することにより、次の数式 3 1 が得られる。

【 数 3 1 】

30

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} = Q \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【 0 1 3 2 】

従って、数式 3 1 の両辺に行列 Q の逆行列を左から演算することにより、次の数式 3 2 が得られる。

【 数 3 2 】

40

$$\begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} = Q^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

【 0 1 3 3 】

一方、数式 2 5 を原点 P0" からの位置ベクトルとして表すことにより、数式 2 4 から数式 2 8 を得たのと同様に、次の数式 3 3 が得られる。

【数 3 3】

$$\overrightarrow{P''_0 R''} - \overrightarrow{P''_0 P''_a} = a(\overrightarrow{P''_0 P''_b} - \overrightarrow{P''_0 P''_a}) + b(\overrightarrow{P''_0 P''_c} - \overrightarrow{P''_0 P''_a}) + c(\overrightarrow{P''_0 P''_d} - \overrightarrow{P''_0 P''_a})$$

【0 1 3 4】

さらに、この数式 3 3 を、数式 2 3 および数式 2 7 を用いて成分表記することにより、数式 2 2 および数式 2 6 を数式 2 8 に適用して数式 2 9 を導いたのと同様にして、次の数式 3 4 が得られる。

【数 3 4】

10

$$\begin{pmatrix} x''_R \\ y''_R \\ z''_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a''_1 \\ a''_2 \\ a''_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b''_1 - a''_1 & c''_1 - a''_1 & d''_1 - a''_1 \\ b''_2 - a''_2 & c''_2 - a''_2 & d''_2 - a''_2 \\ b''_3 - a''_3 & c''_3 - a''_3 & d''_3 - a''_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0 1 3 5】

ここでも、以降の式を簡単に表現するために、次の数式 3 5 に示すような 3×3 行列 Q を定義しておく。

【数 3 5】

20

$$Q'' = \begin{pmatrix} b''_1 - a''_1 & c''_1 - a''_1 & d''_1 - a''_1 \\ b''_2 - a''_2 & c''_2 - a''_2 & d''_2 - a''_2 \\ b''_3 - a''_3 & c''_3 - a''_3 & d''_3 - a''_3 \end{pmatrix}$$

【0 1 3 6】

この数式 3 5 を数式 3 4 に代入することにより、次の数式 3 6 が得られる。

【数 3 6】

30

$$\begin{pmatrix} x''_R \\ y''_R \\ z''_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a''_1 \\ a''_2 \\ a''_3 \end{pmatrix} = Q'' \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

【0 1 3 7】

この数式 3 6 の右辺の a , b , c は、上述した数式 3 2 により定められるために、数式 3 2 を数式 3 6 へ代入することにより、次の数式 3 7 が得られる。

【数 3 7】

40

$$\begin{pmatrix} x''_R \\ y''_R \\ z''_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a''_1 \\ a''_2 \\ a''_3 \end{pmatrix} = Q'' Q^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

【0 1 3 8】

従って、次の数式 3 8 が得られる。

【数 3 8】

$$\begin{pmatrix} x''_R \\ y''_R \\ z''_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a''_1 \\ a''_2 \\ a''_3 \end{pmatrix} + \mathbf{Q}'' \mathbf{Q}''^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

【0 1 3 9】

こうして、数式 2 7 と数式 3 8 とにより、仰臥位参照ボリュームデータ上にある任意点 R から、左側臥位参照ボリュームデータ上の対応点 R'' の位置ベクトル P0''R'' と、この対応点 R'' の斜交座標の各方向成分 xR'', yR'', zR'' と、が求められた。

10

【0 1 4 0】

これにより、仰臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と、左側臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と、の関係が定式化された。

【0 1 4 1】

上述したようなステップ S 1 8 の処理が終了したら、次に、ステップ S 1 9 の処理を行う。すなわち、上述したステップ S 1 8 において算出した仰臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管と左側臥位参照ボリュームデータ上の動脈系の主な血管との関係式（体位による臓器位置の差）に基づいて、本人仰臥位ボリュームデータ上の動脈系の主な血管を被検者本人が左側臥位になった場合の動脈系の主な血管位置に補正することにより、本人左側臥位ボリュームデータを作成する（ステップ S 1 9）。

20

【0 1 4 2】

このステップ S 1 9 における処理の詳細について、以下に説明する。

【0 1 4 3】

まず、ステップ S 1 6 において抽出した本人仰臥位ボリュームデータ上の動脈系の主な血管上の画素 R' について、その位置を、ステップ S 1 5 において算出した本人仰臥位ボリュームデータ上の斜交座標系 P0'-i'j'k' を用いて、次の数式 3 9 に示すように表す。

【数 3 9】

$$\overrightarrow{P'_0 R'} = x'_R \mathbf{i}' + y'_R \mathbf{j}' + z'_R \mathbf{k}'$$

30

【0 1 4 4】

また、この画素 R' を被検者本人の左側臥位における位置に補正した位置 R''' を、斜交座標系 P0'-i'j'k' を用いて次の数式 4 0 に示すように表す。

【数 4 0】

$$\overrightarrow{P'_0 R'''} = x''_R \mathbf{i}'' + y''_R \mathbf{j}'' + z''_R \mathbf{k}''$$

【0 1 4 5】

そして、上述した数式 3 8 を、次の数式 4 1 に示すように置き換える。

40

【数 4 1】

$$\begin{pmatrix} x'''_R \\ y'''_R \\ z'''_R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a''_1 \\ a''_2 \\ a''_3 \end{pmatrix} + \mathbf{Q}'' \mathbf{Q}''^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x'_R \\ y'_R \\ z'_R \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} \right\}$$

【0 1 4 6】

次に、数式 4 1 に xR', yR', zR' を代入することにより、画素 R' の被検者本人の左

50

側臥位における位置 xR''' , yR''' , zR''' を算出することができる。

【0147】

こうして算出した位置 xR''' , yR''' , zR''' に、 R'' の画素値を配置する。

【0148】

このような処理を動脈系の主な血管の画像を構成する全ての画素について行うことにより、動脈系の主な血管についての被検者本人の左側臥位 3 次元画像が完成する。

【0149】

その後、ガイド画像中に表示させたい全ての部位について、ステップ S 1 6 ~ S 1 9 の処理が完了したか否かを判定する (ステップ S 2 0)。上述したように、本実施形態においては、ガイドに使用する部位を、動脈系の主な血管・門脈系の主な血管・脾臓・胆嚢・肝臓・脾臓・腎臓としている。従って、このステップ S 2 0 において、全ての部位についての処理がまだ完了していないと判定された場合には、ステップ S 1 6 へ戻って、上記 7 種の臓器もしくは器官の内の未処理の部位について部位を変更しながら、上述したようなステップ S 1 6 ~ S 1 9 の処理を繰り返して行う。

【0150】

こうして、ステップ S 2 0 において、全ての部位についての処理が完了したと判定された場合には、被検者本人の左側臥位の特定の臓器や器官を抽出した 3 次元画像が完成したことになり、この処理を終了する。

【0151】

このような実施形態 2 によれば、超音波内視鏡 2 により検査を行うときの被検者の体位が M D C T を撮像したときの被検者の体位と異なっていた場合でも、ガイド画像の臓器や器官の位置を被検者の体位に合わせて変更することができるために、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係が、実際の超音波内視鏡 2 と臓器や器官との位置関係と精度良く一致する。このことは、病変部等の関心領域へのアプローチを早くすることにつながり、検査時間の短縮に寄与することができる。

【0152】

また、仰臥位において撮影した M D C T の臓器や器官の位置を、左側臥位のものに補正することができるために、超音波内視鏡 2 による検査時のガイドを行うために左側臥位で M D C T を撮像する必要がなくなる。つまり、通常に撮影された仰臥位の C T を使用して、超音波内視鏡 2 による検査時のガイドを行うことができるために、被検者および術者の事前準備に要する負担を軽減することができる。

【0153】

さらに、超音波内視鏡 2 による検査においては、空気中では超音波が減衰してしまうために、管腔内に水をためて、ためた水の中に超音波振動子 2 1 を入れて超音波画像を取得することがある、このとき、管腔内に水をため易いように、被検者の体位を検査中に変更することがある。このような場合にも、体位情報を入力することにより、検査中にガイド画像の臓器位置を体位に合わせて補正することが可能となる利点がある。

【0154】

そして、臓器や器官を部位毎に分けて、それぞれの部位毎に体位に基づく補正を行うようにしたために、臓器や器官毎の配置や大きさに個人差がある場合にも、臓器や器官毎に最適な補正が可能となる。こうして、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係を、実際の超音波内視鏡 2 と臓器や器官との位置関係と、精度良く一致させることができる。

【0155】

加えて、超音波内視鏡 2 による検査を受診する被検者本人の仰臥位 C T における各画素に変換式を適用することにより、各臓器や器官の配置の体位変化による重力の影響を反映させているために、人によって形状に大きな違いがある臓器や器官あるいは病変部であっても、ガイド画像上の臓器や器官に被検者本人特有の形状や病変部を再現することができる。このために、実際の超音波画像上の臓器や器官の形状とガイド画像上の臓器や器官の形状とが精度良く一致する。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 6 】

また、超音波内視鏡 2 による検査を受診する被検者本人の仰臥位 C T における各画素値をそのままガイド画像上に表示するようにしているために、被検者本人の病変部を超音波画像と比較することができる。このために、実際の超音波画像上の臓器や器官の形状とガイド画像上の臓器や器官の形状とが精度良く一致する。

【 0 1 5 7 】

また、超音波画像と解剖学的な 3 次元画像との位置合わせを行う際にも、体位補正を行った解剖学的な 3 次元画像から 2 次元断層画像データを作成して、作成した 2 次元断層画像データ上において特徴点を指定することができる。このために、ガイド画像上の超音波走査面と周辺臓器や周辺器官との位置関係が、実際の超音波内視鏡 2 と臓器や器官との位置関係と、精度良く一致する。

10

【 0 1 5 8 】

なお、被検者本人の M D C T に代えて、被検者本人の M R I 画像や超音波画像を本人医用画像データとして用いても良いことは、上述した実施形態 1 と同様である。

【 0 1 5 9 】

同様に、参照 M D C T に代えて、被検者とは別人の M R I 画像や超音波画像、あるいは複数人（他の被検者群）のデータの平均値から作成した臓器モデルを参照用医用画像データとして用いても構わないことも、上述した実施形態 1 と同様である。

【 0 1 6 0 】

また、ガイドする対象となる医用器具が、腹腔鏡や処置具であっても構わないことも、上述した実施形態 1 と同様である。

20

【 0 1 6 1 】

さらに、各臓器や器官の位置を補正するための変換式の算出を、例えば、2 種類のボリュームデータにおいて、臓器上に指定した 2 組の複数点集合に基づき、擬似逆行列を用いて行うようにしても良いことも、上述した実施形態 1 と同様である。

【 0 1 6 2 】

加えて、本実施形態においては、ガイド画像作成装置 5 の画像記憶部 5 2 に様々な体位における参照 M D C T データを保存しておき、この M D C T データに基づき体位補正部 5 3 が、各臓器や器官毎に、体位による変位を与える変換式を算出するように構成した。しかし、本実施形態は、このような構成に限るものではない。例えば、各体位における M D C T データに基づき作成した各臓器や器官毎の体位に応じた変換式を予め算出しておき、算出した変換式を体位補正部 5 3 に保持しておくようにしても良い。このような構成を採用すると、体位補正部 5 3 により参照 M D C T データの解析を行うことが不要となるために、体位補正処理をより高速に行うことが可能となる。

30

【 0 1 6 3 】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【 0 1 6 4 】

〔 付 記 〕

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

40

【 0 1 6 5 】

(1) 医用器具の位置および方位を検出する検出手段と、

前記医用器具を使用する以前に取得された医用画像データを保存する保存手段と、

前記医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、被検者の体位に合わせて補正する補正手段と、

前記検出手段により検出した前記医用器具の位置および方位に基づいて、前記補正手段が補正した前記医用画像データにおける前記医用器具の位置を算出する算出手段と、

を具備したことを特徴とする医用ガイドシステム。

【 0 1 6 6 】

50

(2) 前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得された被検者本人の本人医用画像データを保存するものであり、

前記補正手段は、他の被検者から取得した、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の、体位の違いに伴う変位を保持しており、前記変位に基づいて、前記本人医用画像データ中における臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を、体位に合わせて補正するものであることを特徴とする付記(1)に記載の医用ガイドシステム。

【0167】

(3) 前記保存手段は、前記医用画像データとして、前記医用器具を使用する以前に取得された被検者本人の本人医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者と同一体位の他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第1の参照用医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者とは異なる体位の前記他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第2の参照用医用画像データと、を保存するものであり、

10

前記補正手段は、前記本人医用画像データと、前記第1の参照用医用画像データと、に基づいて、個人差に伴う、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の変位を算出し、算出した前記変位に基づいて、前記第2の医用画像データの、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方を補正するものであることを特徴とする付記(1)に記載の医用ガイドシステム。

【0168】

20

(4) 前記補正手段は、ガイド画像に表示しようとする臓器および器官毎に、上記補正を行うものであることを特徴とする付記(2)または付記(3)に記載の医用ガイドシステム。

【0169】

付記(4)に記載の発明によれば、臓器または器官毎に位置を補正することができるために、臓器または器官毎に体位による変化量が異なる場合であっても、高い精度で、ガイドすることができる。

【0170】

(5) 前記保存手段は、前記医用画像データとして、さらに、前記本人医用画像データを取得したときの被検者と同一体位の前記他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第1の参照用医用画像データと、該本人医用画像データを取得したときの被検者とは異なる体位の前記他の被検者から前記医用器具を使用する以前に取得された第2の参照用医用画像データと、を保存するものであり、

30

前記補正手段は、前記第1の参照用医用画像データと、前記第2の参照用医用画像データと、に基づいて、他の被検者から取得した、臓器と器官との少なくとも一方の、位置と方向との少なくとも一方の、体位の違いに伴う変位を算出し、保持するものであることを特徴とする付記(2)に記載の医用ガイドシステム。

【0171】

(6) 前記本人医用画像データを取得したときの被検者とは異なる体位は、前記医用器具を使用するときの被検者の体位と同一体位であることを特徴とする付記(3)または付記(5)に記載の医用ガイドシステム。

40

【産業上の利用可能性】

【0172】

本発明は、医用画像を用いて医用器具のガイドを行う医用ガイドシステムに好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0173】

【図1】本発明の実施形態1における医用ガイドシステムの構成を示すブロック図。

【図2】上記実施形態1において、3次元ガイド画像と2次元ガイド画像と超音波画像とが表示装置の表示画面に並べて表示されている様子を示す図。

50

【図 3】上記実施形態 1 における医用ガイドシステムの体位補正部の動作を示すフローチャート。

【図 4】上記実施形態 1 における医用ガイドシステムの体位補正部による処理の概要を説明するための図。

【図 5】上記実施形態 1 において、仰臥位参照ボリュームデータに設定される斜交座標系を示す図。

【図 6】上記実施形態 1 において、本人仰臥位ボリュームデータに設定される斜交座標系を示す図。

【図 7】本発明の実施形態 2 における医用ガイドシステムの体位補正部の動作を示すフローチャート。

10

【図 8】上記実施形態 2 における医用ガイドシステムの体位補正部による処理の概要を説明するための図。

【符号の説明】

【 0 1 7 4 】

1 ... 医用ガイドシステム

2 ... 超音波内視鏡（医用器具）

3 ... 超音波観測装置

4 ... 位置データ算出装置（検出手段）

5 ... ガイド画像作成装置

6 ... キーボード

20

7 ... マウス

8 ... 表示装置

8 a ... 表示画面

8 b ... 超音波画像

8 c ... 3 次元ガイド画像

8 d ... 2 次元ガイド画像

2 1 ... 超音波振動子

2 2 ... 受信コイル（検出手段）

4 1 ... 送信コイル（検出手段）

4 2 ... 位置合わせ用受信コイル（検出手段）

30

5 1 ... 制御部

5 2 ... 画像記憶部（保存手段）

5 3 ... 体位補正部（補正手段）

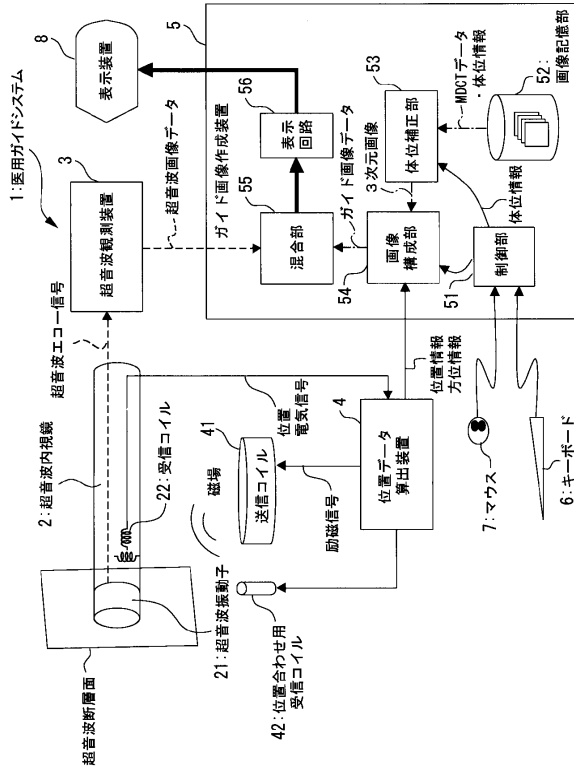
5 4 ... 画像構成部（算出手段）

5 5 ... 混合部

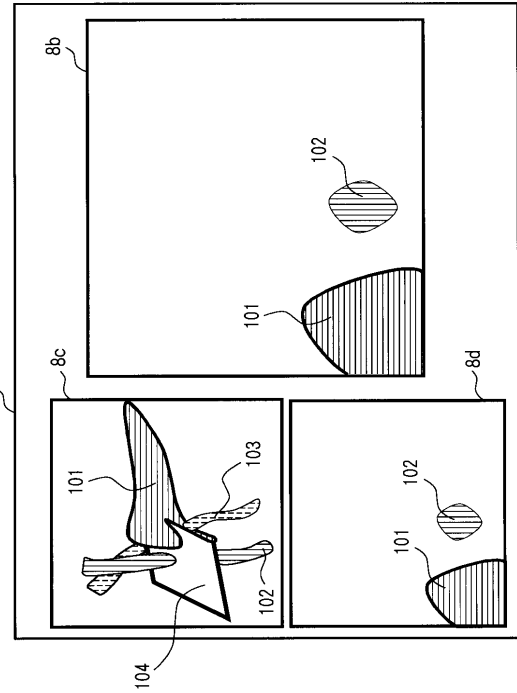
5 6 ... 表示回路

1 0 4 ... 超音波断層面マーカ

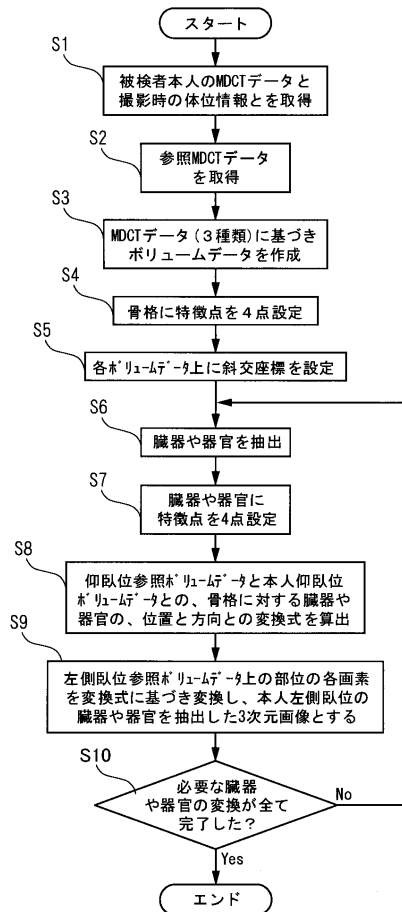
【図1】



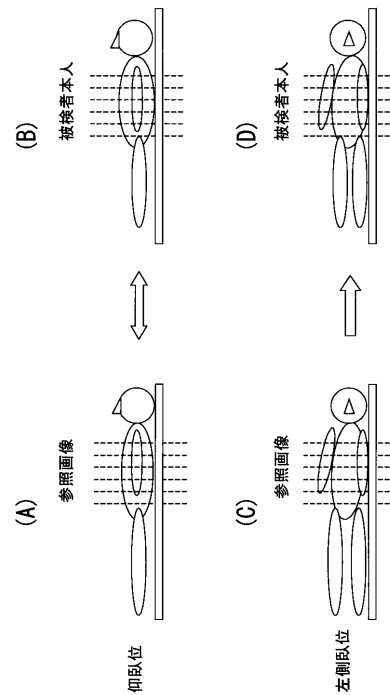
【図2】



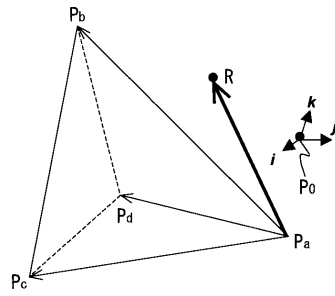
【図3】



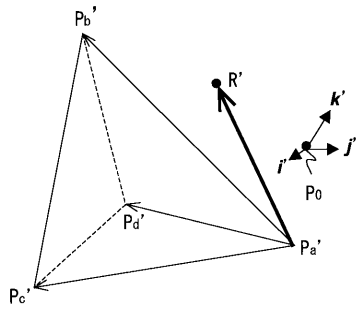
【図4】



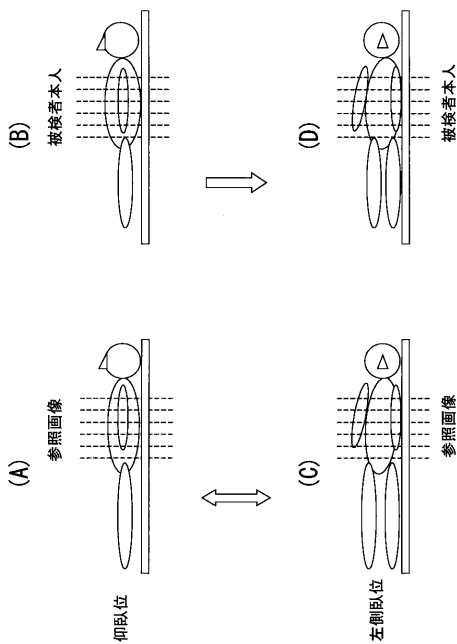
【図 5】



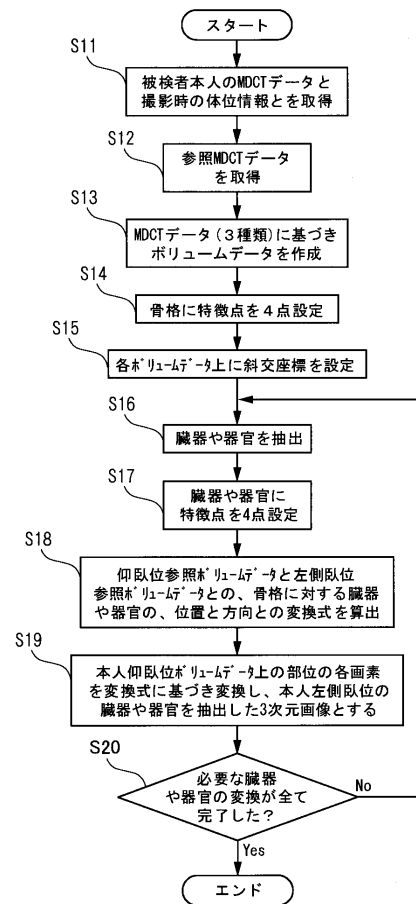
【図 6】



【図 8】



【図 7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 1/00 2 9 0 A

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 4 9 4 8 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 1 2 7 7 0 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 5 1 8 3 1 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 6 / 0 3
G 0 6 T 1 / 0 0