

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-149481

(P2006-149481A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 56 頁)

(21) 出願番号 特願2004-341256 (P2004-341256)
 (22) 出願日 平成16年11月25日 (2004.11.25)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 川島 知直
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (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
 リンパス株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB14 BB24 DE06
 EE11 FE02 GA12 GA19 GA21
 GA25 GA30 GB05 JC15 JC25
 JC31 JC33 JC37 KK21 KK25
 KK32 KK34 LL14 LL21 LL33

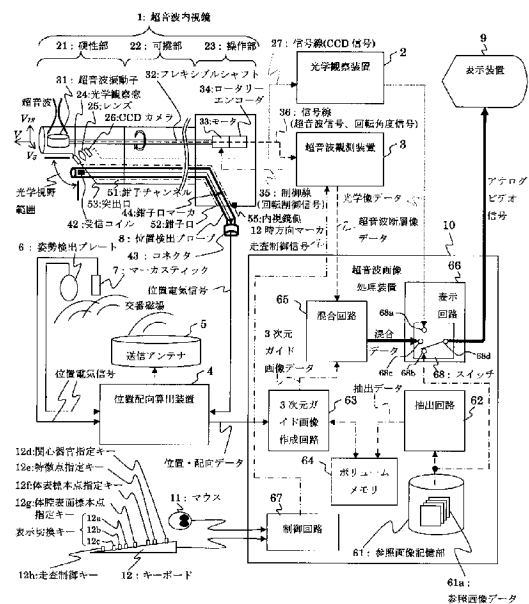
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像による観察位置を、より分かり易いガイド画像で表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波観測装置3と、超音波断層像の位置および/または配向を検出する位置配向算出装置4と、参照画像データを保持する参照画像記憶部61と、位置配向算出装置4により検出された位置および/または配向を用いて参照画像記憶部61が保持する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および/または配向をガイドするための立体的な3次元ガイド画像を作成する3次元ガイド画像作成回路63と、この3次元ガイド画像作成回路63により作成された3次元ガイド画像を表示する表示装置9と、を備えた超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

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手段と、

参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、

前記検出手段により検出された位置および／または配向を用いて、前記参照画像データ保持手段が保持する参照画像データに基づき、前記超音波断層像の解剖学的な位置および／または配向をガイドするための立体的な 3 次元ガイド画像を作成する 3 次元ガイド画像作成手段と、

10

前記 3 次元ガイド画像作成手段により作成された 3 次元ガイド画像を表示する表示手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データから特定の領域を抽出する抽出手段をさらに具備し、

前記 3 次元ガイド画像作成手段は、前記抽出手段により抽出された領域を基にした立体的な画像に、前記超音波断層像の位置と配向とを示す超音波断層像マーカーを重畳することにより、前記 3 次元ガイド画像を作成するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記生体の標本点の位置を検出する標本点位置検出手段をさらに具備し、

前記 3 次元ガイド画像作成手段は、前記標本点位置検出手段により検出された標本点の位置と、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置と、を照合して、前記 3 次元ガイド画像を作成するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示手段は、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データの全部または全部を表示するものであり、

前記表示手段により表示された前記参照画像データ上に前記特徴点の位置を指定する特徴点指定手段をさらに具備したことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記標本点位置検出手段は、生体の体腔内において前記標本点の位置を検出するための体腔内標本点位置検出手段を有して構成されたものであり、

前記体腔内標本点位置検出手段は、体腔内へ挿入して用いられる超音波プローブの先端部に配設されたものであることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記検出手段は、前記体腔内標本点位置検出手段を兼ねたものであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

40

前記標本点位置検出手段は、前記体腔内標本点位置検出手段とは別体であって生体の体表において前記標本点の位置を検出するための体表標本点位置検出手段をさらに有して構成されたものであ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】

前記標本点は、剣状突起と、骨盤右端と、幽門と、十二指腸乳頭と、噴門と、の内の 4 点であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記生体の位置または体位を検出する体位検出手段と、

前記体位検出手段により検出された位置または体位を用いて、前記標本点位置検出手段により検出された前記標本点の位置を補正する標本点位置補正手段と、

50

をさらに具備し、

前記３次元ガイド画像作成手段は、前記標本点位置補正手段により補正された標本点の位置と、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置と、を照合して、前記３次元ガイド画像を作成するものであることを特徴とする請求項３に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記標本点位置検出手段は、生体の体腔内において前記標本点の位置を検出するための体腔内標本点位置検出手段と、前記体腔内標本点位置検出手段とは別体であって生体の体表において前記標本点の位置を検出するための体表標本点位置検出手段と、を有して構成されたものであり、

10

前記体位検出手段は、前記体表標本点位置検出手段を兼ねたものであることを特徴とする請求項９に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データは、造影剤を用いて外部の撮像装置が撮像することにより得られた参照画像データであって、

前記抽出手段は、前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データから、前記造影剤を用いて得られた前記参照画像データの輝度値を基に特定の領域を抽出するものであることを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記表示手段は、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データの一部分または全部を表示するものであり、

20

前記表示手段により表示された前記参照画像データ上に前記特定の領域の一部を指定する関心領域指定手段をさらに具備し、

前記抽出手段は、前記関心領域指定手段により指定された前記特定の領域を抽出するものであることを特徴とする請求項２に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記超音波断層像作成手段は、生体の体腔内に挿入するための可撓性を有する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられた生体内部から超音波を送受するための超音波振動子と、を備えた超音波プローブから出力される超音波信号に基づき、超音波断層像を作成するものであることを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

30

【請求項１４】

前記超音波振動子は、前記超音波プローブの挿入軸に垂直な平面内をスキャンするものであることを特徴とする請求項１３に記載の超音波診断装置。

【請求項１５】

前記超音波振動子は、電子的にスキャンを行う超音波振動子アレイとして構成されたものであることを特徴とする請求項１３に記載の超音波診断装置。

【請求項１６】

前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データは、領域別に分類された画像データ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１７】

40

外部の撮像装置から得られた画像データを前記参照画像データとして取得する通信手段をさらに具備し、

前記参照画像データ保持手段は、前記通信手段により取得された参照画像データを保持するものであることを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１８】

前記通信手段は、１種類以上の前記外部の撮像装置とネットワークを経由して接続されており、該ネットワークを介して前記参照画像データを取得するものであることを特徴とする請求項１７に記載の超音波診断装置。

【請求項１９】

前記外部の撮像装置は、Ｘ線ＣＴ装置と、ＭＲＩ装置と、ＰＥＴ装置と、超音波診断装

50

置と、の内の少なくとも1つであることを特徴とする請求項17に記載の超音波診断装置。

【請求項20】

前記表示手段は、前記超音波断層像作成手段により作成された前記超音波断層像と、前記3次元ガイド画像作成手段により作成された前記3次元ガイド画像と、を同時に表示するものであることを特徴とする請求項1から請求項19までの何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項21】

前記3次元ガイド画像作成手段は、前記超音波断層像作成手段が生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成するのに併せて、リアルタイムで前記3次元ガイド画像を作成するものであることを特徴とする請求項1から請求項20までの何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項22】

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

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手段と、

参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、

前記生体の標本点の位置を検出する標本点位置検出手段を備えた位置検出プローブと、

前記位置検出プローブを挿通可能なチャンネルと、光学観察窓と、を備え、前記超音波信号を取得する超音波内視鏡と、

前記検出手段により検出された位置および/または配向を用いるとともに、前記位置検出プローブを前記チャンネルから前記光学観察窓の光学視野範囲内へ突出させた状態で前記標本点位置検出手段により検出された標本点の位置と、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置と、を照合して、前記超音波断層像の解剖学的な位置および/または配向をガイドするためのガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、

前記ガイド画像作成手段により作成された前記ガイド画像を表示する表示手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内へ超音波を送信し、生体組織からの反射波を受信して電気信号に変換し、生体の状態を画像として観察し得るように構成した超音波診断装置は、生体内の様子をリアルタイムで観察することができるために、近年では広く普及している。

【0003】

術者は、このような超音波診断装置を用いる際に、予め、生体内の各器官や各組織に関する既知の解剖学的な位置関係を念頭に置きながら、現在観察している解剖学上の位置を推定して超音波断層像を観察し、診断を行っている。このような診断を支援するために、超音波断層像で観察している位置を案内するためのガイド画像を表示するように構成された超音波診断装置が提案されている。

【0004】

例えば、特開平10-151131号公報に開示された超音波診断装置は、画像データ入力装置により外部からボリューム画像を含む複数の画像を入力し、体外の探触子（超音波プローブ）から超音波を照射することにより特定診断部位の超音波画像を得て、この超音波画像に対応する位置の2次元画像（断層像）を画像データ入力装置により入力した画像から得て、超音波画像に並べてもしくは重ねて、または一定時間間隔で交互に、表示さ

10

20

30

40

50

せる画像位置関係付け表示手段を備えたものとなっている。このような超音波診断装置を用いることにより、検査中の超音波断層面に対応するX線CT装置の断層像やMRI装置の断層像と、超音波画像と、を比較しながら検査をすることができるようになっている。

【0005】

また、例えば特開2004-113629号公報に開示された超音波診断装置は、超音波を送受する部位の位置を検出するための超音波走査位置検出手段と、超音波信号を基に超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、超音波走査位置検出手段により得られる位置に対応する被検体の部位の解剖学的な模式図を、人体の模式図データを有する画像情報保持手段から取得して、この模式図をガイド画像として超音波画像と同一の画面に表示させる制御手段と、を備えたものとなっている。この特開2004-113629号公報に記載の超音波診断装置は、超音波画像を得る手段として、被検体内に挿入する細長で可撓性のある超音波プローブを備えている。そして、この超音波プローブとして、挿入軸の周囲に超音波振動子群をアレイ状に設けた電子ラジアル走査型超音波内視鏡と、挿入軸の一方に超音波振動子群を扇状に設けた電子コンベックス型超音波内視鏡と、挿入軸を中心に超音波振動子片が回転する機械走査型超音波内視鏡と、を設けた超音波診断装置が開示されている。これらの超音波内視鏡は、通常、体腔内へ挿入される可撓部の先端に、体腔内に照明光を照射するための照明窓と、体腔内の様子を観察するための観察窓と、を備えているものが一般的である。

10

【特許文献1】特開平10-151131号公報

【特許文献2】特開2004-113629号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特開平10-151131号公報に開示されている超音波診断装置は、特定診断部位の超音波画像に対応する位置の断層像を得るように構成されているために、この断層像を超音波画像のガイド画像として参照しても、結局、術者は超音波画像だけでなくこのガイド画像の解剖学上の位置を推定しなければならない。従って、このガイド画像は、超音波画像で観察している位置を案内するという用途に用いるには、分かり難いという課題があった。

【0007】

30

また、特開2004-113629号公報に開示されている超音波診断装置は、超音波走査位置検出手段により得られる位置に対応する被検体の部位の解剖学的な模式図を、人体の模式図データを有する画像情報保持手段から取得して、この模式図をガイド画像として超音波画像と同一の画面に表示させるように構成されたものであるために、超音波画像で観察している位置を案内することは可能である。しかし、この公報には、解剖学的な模式図をどのように作成するかが明確に開示されていないために、結局、ガイド画像が分かり難いという課題が解決されているとはいえない。

【0008】

特に、特開2004-113629号公報に開示されている超音波診断装置のような超音波内視鏡等の、被検体内に挿入する細長で可撓性のある超音波プローブを用いる超音波診断装置では、特開平10-151131号公報に開示されているような体外から超音波を照射する超音波プローブを用いる超音波診断装置と比べて、術者が目視で超音波の走査面を確認することができないために、上述したような課題を解決して、診断を支援するために分かり易いガイド画像を表示させ、超音波画像で観察している位置を案内する必要性がより大きい。

40

【0009】

さらに、超音波内視鏡等の、被検体内に挿入する細長で可撓性のある超音波プローブを、胃、十二指腸、小腸へ挿入して脾臓や胆嚢等の胆膵管周囲の器官を観察する用途に用いる場合には、該器官が、挿入された消化管に露出しておらず、消化管に対して深部に存在するために、観察窓からは、目的となる器官を直接観察することができない。そこで、超

50

音波プローブを挿入してこれらの器官を観察する際には、大動脈、下大静脈、上腸間膜動脈、上腸間膜静脈、脾動脈、脾静脈等の、指標になる脈管を観察しながら、断層像の解剖学上の位置を推定し、超音波プローブを操作して超音波走査面を変更することにより、胆膵管周囲の器官を超音波画像上に描出することが通例となっている。そのために、ガイド画像上にこれらの指標となる脈管を表示して、ガイド画像を分かり易くすることにより、上記の課題を解決し、超音波画像で観察している位置を案内する必要性は特に大きい。

【0010】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波画像による観察位置を、より分かり易いガイド画像で表示することができる超音波診断装置を提供することを目的としている。

10

【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の発明による超音波診断装置は、生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、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手段と、参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、前記検出手段により検出された位置および/または配向を用いて前記参照画像データ保持手段が保持する参照画像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/または配向をガイドするための立体的な3次元ガイド画像を作成する3次元ガイド画像作成手段と、前記3次元ガイド画像作成手段により作成された3次元ガイド画像を表示する表示手段と、を具備したものである。

20

【0012】

また、第2の発明による超音波診断装置は、上記第1の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データから特定の領域を抽出する抽出手段をさらに具備し、前記3次元ガイド画像作成手段は、前記抽出手段により抽出された領域を基にした立体的な画像に、前記超音波断層像の位置と配向とを示す超音波断層像マーカを重畳することにより、前記3次元ガイド画像を作成するものである。

【0013】

さらに、第3の発明による超音波診断装置は、上記第1の発明による超音波診断装置において、前記生体の標本点の位置を検出する標本点位置検出手段をさらに具備し、前記3次元ガイド画像作成手段は、前記標本点位置検出手段により検出された標本点の位置と、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置と、を照合して、前記3次元ガイド画像を作成するものである。

30

【0014】

第4の発明による超音波診断装置は、上記第3の発明による超音波診断装置において、前記表示手段が、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データの一部または全部を表示するものであり、前記表示手段により表示された前記参照画像データ上に前記特徴点の位置を指定する特徴点指定手段をさらに具備したものである。

【0015】

第5の発明による超音波診断装置は、上記第3の発明による超音波診断装置において、前記標本点位置検出手段が、生体の体腔内において前記標本点の位置を検出するための体腔内標本点位置検出手段を有して構成されたものであり、前記体腔内標本点位置検出手段は、体腔内へ挿入して用いられる超音波プローブの先端部に配設されたものである。

40

【0016】

第6の発明による超音波診断装置は、上記第5の発明による超音波診断装置において、前記検出手段が、前記体腔内標本点位置検出手段を兼ねたものである。

【0017】

第7の発明による超音波診断装置は、上記第6の発明による超音波診断装置において、前記標本点位置検出手段が、前記体腔内標本点位置検出手段とは別体であって生体の体表において前記標本点の位置を検出するための体表標本点位置検出手段をさらに有して構成されたものである。

50

【 0 0 1 8 】

第 8 の発明による超音波診断装置は、上記第 3 の発明による超音波診断装置において、前記標本点は、剣状突起と、骨盤右端と、幽門と、十二指腸乳頭と、噴門と、の内の 4 点である。

【 0 0 1 9 】

第 9 の発明による超音波診断装置は、上記第 3 の発明による超音波診断装置において、前記生体の位置または体位を検出する体位検出手段と、前記体位検出手段により検出された位置または体位を用いて前記標本点位置検出手段により検出された前記標本点の位置を補正する標本点位置補正手段と、をさらに具備し、前記 3 次元ガイド画像作成手段は、前記標本点位置補正手段により補正された標本点の位置と、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置と、を照合して、前記 3 次元ガイド画像を作成するものである。

10

【 0 0 2 0 】

第 10 の発明による超音波診断装置は、上記第 9 の発明による超音波診断装置において、前記標本点位置検出手段が、生体の体腔内において前記標本点の位置を検出するための体腔内標本点位置検出手段と、前記体腔内標本点位置検出手段とは別体であって生体の体表において前記標本点の位置を検出するための体表標本点位置検出手段と、を有して構成されたものであり、前記体位検出手段は、前記体表標本点位置検出手段を兼ねたものである。

【 0 0 2 1 】

第 11 の発明による超音波診断装置は、上記第 2 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データは、造影剤を用いて外部の撮像装置が撮像することにより得られた参照画像データであって、前記抽出手段は、前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データから、前記造影剤を用いて得られた前記参照画像データの輝度値を基に特定の領域を抽出するものである。

20

【 0 0 2 2 】

第 12 の発明による超音波診断装置は、上記第 2 の発明による超音波診断装置において、前記表示手段が、前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データの一部分または全部を表示するものであり、前記表示手段により表示された前記参照画像データ上に前記特定の領域の一部を指定する関心領域指定手段をさらに具備し、前記抽出手段は、前記関心領域指定手段により指定された前記特定の領域を抽出するものである。

30

【 0 0 2 3 】

第 13 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 の発明による超音波診断装置において、前記超音波断層像作成手段が、生体の体腔内に挿入するための可撓性を有する挿入部と、前記挿入部の先端部に設けられた生体内部から超音波を送受するための超音波振動子と、を備えた超音波プローブから出力される超音波信号に基づき、超音波断層像を作成するものである。

【 0 0 2 4 】

第 14 の発明による超音波診断装置は、上記第 13 の発明による超音波診断装置において、前記超音波振動子が、前記超音波プローブの挿入軸に垂直な平面内をスキャンするものである。

40

【 0 0 2 5 】

第 15 の発明による超音波診断装置は、上記第 13 の発明による超音波診断装置において、前記超音波振動子が、電子的にスキャンを行う超音波振動子アレイとして構成されたものである。

【 0 0 2 6 】

第 16 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 の発明による超音波診断装置において、前記参照画像データ保持手段が保持する前記参照画像データは、領域別に分類された画像データである。

【 0 0 2 7 】

50

第 17 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 の発明による超音波診断装置において、外部の撮像装置から得られた画像データを前記参照画像データとして取得する通信手段をさらに具備し、前記参照画像データ保持手段は、前記通信手段により取得された参照画像データを保持するものである。

【0028】

第 18 の発明による超音波診断装置は、上記第 17 の発明による超音波診断装置において、前記通信手段が、1 種類以上の前記外部の撮像装置とネットワークを経由して接続されており、該ネットワークを介して前記参照画像データを取得するものである。

【0029】

第 19 の発明による超音波診断装置は、上記第 17 の発明による超音波診断装置において、前記外部の撮像装置が、X 線 CT 装置と、MRI 装置と、PET 装置と、超音波診断装置と、の内の少なくとも 1 つである。

【0030】

第 20 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 19 の発明による超音波診断装置において、前記表示手段が、前記超音波断層像作成手段により作成された前記超音波断層像と、前記 3 次元ガイド画像作成手段により作成された前記 3 次元ガイド画像と、を同時に表示するものである。

【0031】

第 21 の発明による超音波診断装置は、上記第 1 から第 20 の発明による超音波診断装置において、前記 3 次元ガイド画像作成手段が、前記超音波断層像作成手段が生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成するのに併せて、リアルタイムで前記 3 次元ガイド画像を作成するものである。

【0032】

第 22 の発明による超音波診断装置は、生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、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手段と、参照画像データを保持する参照画像データ保持手段と、前記生体の標本点の位置を検出する標本点位置検出手段を備えた位置検出プローブと、前記位置検出プローブを挿通可能なチャンネルと光学観察窓とを備え前記超音波信号を取得する超音波内視鏡と、前記検出手段により検出された位置および/または配向を用いるとともに前記位置検出プローブを前記チャンネルから前記光学観察窓の光学視野範囲内へ突出させた状態で前記標本点位置検出手段により検出された標本点の位置と前記参照画像データ保持手段に保持された前記参照画像データ上の特徴点の位置とを照合して前記超音波断層像の解剖学的な位置および/または配向をガイドするためのガイド画像を作成するガイド画像作成手段と、前記ガイド画像作成手段により作成された前記ガイド画像を表示する表示手段と、を具備したものである。

【0033】

第 1、第 3、第 20 の発明によれば、超音波画像による観察位置を、より分かり易いガイド画像で表示することができる。

また、3 次元ガイド画像を走査面の位置だけでなく配向も検出して 3 次元ガイド画像を作成する構成にしたために、超音波走査の走査面の配向を変えるとラジアル走査面の配向も変わり、3 次元ガイド画像がより正確に作成される。そのために、術者は 3 次元ガイド画像を見ながら超音波内視鏡の走査面を関心領域の近傍で様々な角度に変えても 3 次元ガイド画像を用いて関心領域を正確に観察することができる。

【0034】

第 4 の発明によれば、表示手段が画像情報保持手段に保持された参照画像データの一部分または全部を表示して、表示手段により表示された参照画像データ上に特徴点の位置を指定する特徴点指定手段を設けたために、例えば脾臓体部の検査を想定して脾臓体部に近い特徴点、標本点として噴門を加えたり、術前に関心領域が分かっている場合には、関心領域に近い特徴点、標本点に設定することが容易である。標本点に近いほどラジアル走査面の位置と配向の算出が正確になることが予想される。また、標本点でつくられた凸な三角

10

20

30

40

50

錐に含まれる空間は三角錐の外側の空間よりもラジアル走査面の位置と配向との算出が正確になることが予想される。従って、関心領域の近傍でより正確な３次元ガイド画像を作成することができる。

【００３５】

第５、第６の発明によれば、標本点位置検出手段が、体腔内へ挿入する超音波内視鏡の先端部に配設されていて生体の体腔内で標本点の位置を検出することができる体腔内標本点位置検出手段を設けたために、超音波内視鏡の動きに伴って体腔内を関心領域が動くときにも体腔内の標本点が一緒に動くことが想定でき、より正確な３次元ガイド画像を作成することができる。さらに、特に膵臓検査や肺の検査では関心領域の近傍で標本点を取得することができ、標本点に近いほどラジアル走査面の位置と配向の算出が正確になることが予想される。また、標本点でつくられた凸な三角錐に含まれる空間は、三角錐の外側の空間よりも、ラジアル走査面の位置と配向の算出が正確になることが予想される。従って、標本点を体腔内の適切な場所に取得することで、関心領域の近傍でより正確な３次元ガイド画像を作成することができる。

10

【００３６】

第７、第１０の発明によれば、例えば超音波内視鏡だけで体表上の標本点を検出するのに比べて、超音波内視鏡の術前の汚れを清拭する手間を軽減することができる。

【００３７】

第９、第１０の発明によれば、標本点取得中や超音波走査中に被検者に体位の変化があっても、より正確な３次元ガイド画像を作成することができる。

20

【００３８】

ところで、超音波診断装置の内の、特に被検者の体腔内に挿入する可撓性のある材料で形成された超音波内視鏡は、術者が体腔内での超音波内視鏡の観察位置を直視できないために、生体内情報から病変部を推定して超音波画像に映し出し、これを読映することを行っていた。このような作業にはかなりの熟練度を要求されるために、体腔内超音波内視鏡の普及の妨げとなっていた。これに対して、第１３の発明によれば、超音波画像作成手段が、生体の体腔内に挿入する可撓性のある可撓部とこの可撓部の先端に設けられた生体内部から超音波を送受する超音波振動子とを備える超音波内視鏡から出力される超音波信号に基づき、超音波画像を作成するために、観察部位を正確に表した３次元ガイド画像が得られる。こうした被検者の体内から照射するタイプの超音波診断装置は、被検者の体外から照射するタイプの超音波診断装置よりも医学的な有用性がはるかに大きく、特に検査時間の短縮と初心者学習時間の軽減とに大きく寄与することができる。

30

【００３９】

また、超音波振動子を回転させる機械式ラジアル走査を採用した場合には、フレキシブルシャフトのねじれが生じる可能性がある。そして、フレキシブルシャフトのねじれに起因して、ロータリーエンコーダの角度出力と実際の超音波振動子との間に角度ずれが生じる可能性があり、これが元になって超音波断層像と３次元ガイド画像の１２時方向が互いにずれる可能性がある。これに対して、第１５の発明によれば、超音波振動子が、電子的に走査を行う超音波振動子アレイであるように構成したために、この１２時方向のずれが生じることを防ぐことができる。

40

【００４０】

第１６の発明によれば、画像情報保持手段が保持する参照画像データを、領域別に態様を区別された画像データにより構成している。例えば態様の区別として色分けによる区別を考え、参照画像データとして膵臓、膵管、総胆管、門脈などの器官を予め色分けした参照画像データを用い、３次元ガイド画像として色分けされた画像を表示するように構成、作用させたときには、３次元ガイド画像上の指標となる器官を分かり易い態様で観察することができ、３次元ガイド画像を見ながら体腔内で超音波内視鏡の走査面を変更させることができる。このことは、病変等関心領域へのアプローチを早くすることにつながり、やはり検査時間の短縮に寄与することができる。

【００４１】

50

第 17、第 18、第 19 の発明によれば、画像情報保持手段が外部の撮像装置から得られた参照画像データを保持し、複数種の参照画像データを選択する選択手段を設けたために、3次元ガイド画像は被検者自身のデータから作られることになり、より正確な3次元ガイド画像を作成することが期待できる。また、本超音波診断装置の外部にあるX線3次元ヘリカルCT装置、3次元MRI装置と接続し、参照画像データとして、ネットワークから複数枚の2次元CT画像や2次元MRI画像を選択するように構成、作用したために、最も明瞭に関心領域付近が写っているデータを選択することができ、3次元ガイド画像をより観察し易くすることができる。

【0042】

第 21 の発明によれば、3次元ガイド画像作成手段は、超音波画像作成手段が生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号により超音波画像を作成するのに併せて、リアルタイムで3次元ガイド画像を作成するために、術者はいま見ている超音波断層像が解剖学的に生体のどこに相当しているのかが分かり、目的とする関心領域に容易に近付くことができる。さらに、術者は、3次元ガイド画像を見ながら超音波内視鏡の走査面に関心領域の近傍で様々な角度に変えても、3次元ガイド画像を用いて関心領域を正確に観察することができる。

10

【0043】

第 22 の発明によれば、光学像視野下で正確に体腔表面の標本点を指定し、正確なガイド画像を作成することができる。

【発明の効果】

20

【0044】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波画像による観察位置を、より分かり易いガイド画像で表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0045】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0046】

図 1 から図 20 は本発明の実施例 1 を示したものであり、図 1 は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

30

【0047】

本実施例 1 の超音波診断装置は、超音波プローブとしての超音波内視鏡 1 と、光学観察装置 2 と、超音波断層像作成手段たる超音波観測装置 3 と、検出手段たる位置配向算出装置 4 と、送信アンテナ 5 と、体表標本点位置検出手段であり体位検出手段たる姿勢検出プレート 6 と、体表標本点位置検出手段たるマークスティック 7 と、位置検出プローブ 8 と、表示手段たる表示装置 9 と、超音波画像処理装置 10 と、関心領域指定手段たるマウス 11 と、関心領域指定手段たるキーボード 12 と、を含み、それぞれを後述するように信号線等を介して電氣的に接続して構成されている。

【0048】

超音波内視鏡 1 は、先端側に設けられたステンレス等の硬質な材料により形成された硬性部 21 と、この硬性部 21 の後端側に連設されており可撓性のある材料により形成された長尺の可撓部 22 と、この可撓部 22 の後端側に設けられていて硬質な材料により形成された操作部 23 と、を含んで構成されている。この超音波内視鏡 1 は、前述した構成の内の、硬性部 21 と、可撓部 22 の少なくとも一部と、が体腔内に挿入されて用いられる挿入部として機能するようになっている。

40

【0049】

硬性部 21 は、カバーガラスを含んで構成された光学観察窓 24 と、この光学観察窓 24 の内部側に配設されたレンズ 25 と、このレンズ 25 による結像面の位置に配設された CCD (Charge Coupled Device) カメラ 26 と、体腔内に照明光を照射するための図示しない照明光照射窓と、を有して構成されている。CCD カメラ 26 は、光学観察装置 2

50

と信号線 27 を介して接続されている。

【0050】

このような構成において、図示しない照明光照射窓から照明光を照射して、体腔内を照明すると、体腔表面の像が光学観察窓 24 を介してレンズ 25 により CCD カメラ 26 の撮像面に結像される。こうして CCD カメラ 26 から出力される CCD 信号は、信号線 27 を介して、光学観察装置 2 へ出力される。

【0051】

硬性部 21 は、さらに、超音波の送受信を行うための超音波振動子 31 を備えている。この超音波振動子 31 は、操作部 23 から可撓部 22 を介して硬性部 21 にかけて配設された可撓性のあるフレキシブルシャフト 32 の一端に固定されており、このフレキシブルシャフト 32 の他端は、操作部 23 内に配設されたモータ 33 の回転軸に固定されている。

10

【0052】

操作部 23 内におけるこのモータ 33 の回転軸には、さらに、該モータ 33 の回転角度を検出して出力するロータリーエンコーダ 34 が接続されている。

【0053】

そして、モータ 33 は、制御線 35 を介して超音波観測装置 3 と、ロータリーエンコーダ 34 は、信号線 36 を介して超音波観測装置 3 と、それぞれ接続されている。

【0054】

このような構成により、モータ 33 が回転すると、フレキシブルシャフト 32 を介して、超音波振動子 31 が挿入軸周りの図 1 の白抜き矢印方向に回転するようになっている。この回転時に、超音波振動子 31 が超音波の送受を繰り返すと、いわゆるラジアル走査が行われる。そして、超音波振動子 31 は、超音波内視鏡 1 の挿入軸に垂直な平面（以下、ラジアル走査面）に沿った超音波断層像を構成するのに必要な超音波信号を生成し、生成した超音波信号を、フレキシブルシャフト 32 とモータ 33 とロータリーエンコーダ 34 とを経由して、超音波観測装置 3 へ出力する。

20

【0055】

なお、硬性部 21 に固定されている正規直交基底（各方向の単位ベクトル） V 、 V_3 、 V_{12} （なお、肉太文字を用いてベクトルを表記する代わりに、通常の文字を用いている。以下においても同様である。）は、図 1 に示すように定義されていて、具体的には、 V がラジアル走査面の法線方向ベクトル、 V_3 がラジアル走査面における 3 時方向ベクトル、 V_{12} がラジアル走査面における 12 時方向ベクトルとなっている。

30

【0056】

位置配向算出装置 4 は、送信アンテナ 5、姿勢検出プレート 6、マーカスティック 7、長尺の位置検出プローブ 8 と、それぞれ信号線を介して接続されている。

【0057】

これらの内の位置検出プローブ 8 について、図 2 を参照して説明する。図 2 は、位置検出プローブ 8 の構成を示す図である。

【0058】

位置検出プローブ 8 は、可撓性のある材料で形成された外筒 41 を備え、この外筒 41 の内部の先端側に体腔内標本点位置検出手段たる受信コイル 42 が固定されている。また、外筒 41 の後端側にはコネクタ 43 が設けられている。そして、外筒 41 の表面の後端側には、挿入方向の位置を示すために該外筒 41 の周方向に沿ったマークとなっている鉗子口マーカ 44 と、周方向の位置を示すためのプローブ側 12 時方向マーカ 45 と、が設けられている。

40

【0059】

受信コイル 42 は、図 2 に示すように、位置検出プローブ 8 に固定された直交する 3 つの方向単位ベクトル V_a 、 V_b 、 V_c をそれぞれ巻線軸の方向とした 3 個のコイルを、一体に構成したものである。これら 3 個のコイルは、それぞれ 2 つの極を備え、各極に 1 本ずつ（つまり、1 個のコイルにそれぞれ 2 本ずつ）の信号線 46 が接続されているために

50

、該受信コイル 4 2 には、合計 6 本の信号線 4 6 が接続されていることになる。一方、コネクタ 4 3 は、図示しない 6 個の電極を備えており、一端側で受信コイル 4 2 に接続されている 6 本の信号線 4 6 は、他端側でこれらの 6 個の電極にそれぞれ接続されている。コネクタ 4 3 に設けられた 6 個の各電極は、図示しないケーブルを介して、位置配向算出装置 4 と接続されている。

【 0 0 6 0 】

超音波内視鏡 1 は、図 1 に示すように、操作部 2 3 から可撓部 2 2 を経て硬性部 2 1 にかけて設けられた管状の鉗子チャンネル 5 1 を備えている。この鉗子チャンネル 5 1 は、操作部 2 3 に第 1 の開口としての鉗子口 5 2 を、硬性部 2 1 に第 2 の開口としての突出口 5 3 を、それぞれ備えている。そして、位置検出プローブ 8 は、鉗子チャンネル 5 1 に対して、鉗子口 5 2 から挿通され、突出口 5 3 から先端部が突出されるように構成されている。さらに、突出口 5 3 は、該突出口 5 3 から突出する位置検出プローブ 8 の先端部が光学観察窓 2 4 の光学視野範囲の内に入るように、その開口方向が定められている。

10

【 0 0 6 1 】

鉗子口マーカ 4 4 は、術者が鉗子口 5 2 から位置検出プローブ 8 を挿通する際に、鉗子口マーカ 4 4 と鉗子口 5 2 の開口面との挿通方向の位置が一致したときに、位置検出プローブ 8 の先端の位置と突出口 5 3 の開口面の位置とが所定の位置関係に一致するように構成されている。このときには、受信コイル 4 2 は、超音波振動子 3 1 のラジアル走査の回転中心のごく近傍に配置されるように構成されている。つまり、鉗子口マーカ 4 4 は、鉗子口 5 2 の開口面と一致させたときに、受信コイル 4 2 がラジアル走査面上における超音波振動子 3 1 のごく近傍に配置されるような、外筒 4 1 の表面上の位置に設けられたものとなっている。

20

【 0 0 6 2 】

一方、操作部 2 3 の鉗子口 5 2 の近傍の周囲には、プローブ側 1 2 時方向マーカ 4 5 を合わせる位置を示すための内視鏡側 1 2 時方向マーカ 5 5 が設けられている。これらプローブ側 1 2 時方向マーカ 4 5 と内視鏡側 1 2 時方向マーカ 5 5 とは、術者が鉗子口 5 2 から位置検出プローブ 8 を挿通する際に、プローブ側 1 2 時方向マーカ 4 5 の位置と内視鏡側 1 2 時方向マーカ 5 5 の位置とが一致するまで、図 2 に示すベクトル V_c の周りに位置検出プローブ 8 を回転させると、図 2 のベクトル V_c が図 1 のベクトル V と、図 2 のベクトル V_a が図 1 のベクトル V_3 と、図 2 のベクトル V_b が図 1 のベクトル V_{12} と、それぞれ一致するように、設けられたものとなっている。

30

【 0 0 6 3 】

操作部 2 3 の鉗子口 5 2 付近には、位置検出プローブ 8 が、挿入軸方向に動くことがないように、かつ鉗子チャンネル 5 1 内で回転することがないように、着脱可能に固定するための図示しない固定治具が、さらに設けられている。

【 0 0 6 4 】

送信アンテナ 5 は、巻線軸の配向が異なる複数の図示しない送信コイルを、円筒形の筐体の中に一体に収納して構成されている。送信アンテナ 5 内に収納された複数の送信コイルは、位置配向算出装置 4 にそれぞれ接続されている。

【 0 0 6 5 】

次に、図 3 は、姿勢検出プレート 6 の構成を示す斜視図である。

40

【 0 0 6 6 】

姿勢検出プレート 6 は、巻線軸が単軸となっているコイルにより構成されたプレートコイルを、3 個内蔵している（なお、図 3 においては、各プレートコイルを透視した状態で図示しており、これら 3 個のプレートコイルをそれぞれ、プレートコイル 6 a、プレートコイル 6 b、プレートコイル 6 c とする。）。ここで、姿勢検出プレート 6 に固定されている直交座標軸 $O-x''y''z''$ とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） i'' 、 j'' 、 k'' とを、図 3 に示すように定義するものとする。すなわち、3 個のプレートコイルの内のプレートコイル 6 a、6 b は、各巻線軸の方向がベクトル i'' の方向に一致するように、また、他のプレートコイル 6 c は、巻線軸の方向がベクトル j'' の方向に一致するよう

50

に、それぞれ姿勢検出プレート 6 内に固定されている。なお、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L を、3 個のプレートコイル 6 a , 6 b , 6 c の重心に定義するものとする。

【0067】

この姿勢検出プレート 6 は、図 3 の下面側が体表接触面 6 d となっており、図示しない付属のベルトを用いて、この体表接触面 6 d が被検者の体表に接するように、該被検者にくくり付けられるようになっている。

【0068】

続いて、図 4 は、マーカスティック 7 の構成を示す斜視図である。

【0069】

マーカスティック 7 は、巻線軸が単軸となっているコイルにより構成されたマーカコイル 7 a を 1 個内蔵している。このマーカコイル 7 a は、巻線軸がマーカスティック 7 の長軸方向と一致するように、該マーカスティック 7 に対して固定されている。なお、マーカスティック 7 の基準位置 M を、マーカスティック 7 の先端に定義するものとする。

【0070】

図 1 に戻って、超音波診断装置の説明を続ける。

【0071】

超音波画像処理装置 10 は、参照画像データ保持手段たる参照画像記憶部 61 と、抽出手段たる抽出回路 62 と、3 次元ガイド画像作成手段、標本点位置補正手段、ガイド画像作成手段を兼ねた 3 次元ガイド画像作成回路 63 と、ポリウムメモリ 64 と、混合回路 65 と、表示回路 66 と、制御回路 67 と、を有して構成されている。

【0072】

表示回路 66 は、入力を切り替えるためのスイッチ 68 を有して構成されている。このスイッチ 68 は、3 つの入力端子、すなわち入力端子 68 a , 68 b , 68 c と、1 つの出力端子 68 d と、を有して構成されている。入力端子 68 a は光学観察装置 2 の図示しない出力端子と、入力端子 68 b は参照画像記憶部 61 と、入力端子 68 c は混合回路 65 と、それぞれ接続されている。また、出力端子 68 d は、表示装置 9 と接続されている。

【0073】

制御回路 67 は、超音波画像処理装置 10 内の各部や各回路と図示しない信号線を介して接続されており、指令を出力するようになっている。また、この制御回路 67 は、超音波画像処理装置 10 外の、超音波観測装置 3、マウス 11、およびキーボード 12 と、それぞれ制御線を介して直接接続されている。

【0074】

参照画像記憶部 61 は、大容量のデータを保存することができる例えばハードディスクドライブ等のデバイスを含んで構成されている。この参照画像記憶部 61 は、解剖学的な画像情報として、複数の参照画像データ 61 a を記憶している。ここに、参照画像データ 61 a は、図 5 に示すように、被検者以外の凍結人体を 1 mm ピッチで平行にスライスして撮影した一辺 60 cm の正方形の写真データを、さらに画素毎に器官別に分類した後に、色分けを行って属性を変えて得た画像データである。図 5 は、参照画像記憶部 61 に記憶された参照画像データ 61 a の概要を示す図である。なお、写真データの一辺が 60 cm となっているのは、頭部から足にかけての体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさであるためである。図 5 に示した参照画像記憶部 61 内の参照画像データ 61 a には、説明の都合上、1 番から N (N は 1 以上の整数) 番までの番号が付されている。ここで、複数の参照画像データ 61 a に対して固定した直交座標軸 $O'-x'y'z'$ とその正規直交基底 (各軸方向の単位ベクトル) i', j', k' とを、図 5 に示すように定義する。すなわち、まず原点 O' は、正方形をなす 1 番の参照画像データ 61 a の左下角に定義する。そして、この原点 O' を基点として、画像の横方向を x' 軸、画像の縦方向を y' 軸、画像の厚み方向 (スライスの厚み方向) を z' 軸とし、各軸方向の単位長さのベクトルを正規直交基底 i', j', k' として定義する。

【0075】

10

20

30

40

50

ボリュームメモリ 64 は、大容量のデータを格納することができるように構成されたメモリである。このボリュームメモリ 64 が備える記憶領域の少なくとも一部には、ボクセル空間が割り当てられている。このボクセル空間は、図 6 に示すように、参照画像データ 61a に設定した直交座標軸 O'-x'y'z' に対応するアドレスを持つメモリセル（以下、ボクセル）から構成されている。ここに、図 6 は、ボクセル空間の概要を示す図である。

【0076】

キーボード 12 は、表示切換キー 12a と、表示切換キー 12b と、表示切換キー 12c と、関心領域指定手段たる関心器官指定キー 12d と、特徴点指定キー 12e と、体表標本点指定キー 12f と、体腔表面標本点指定キー 12g と、走査制御キー 12h と、を含んで構成されている。表示切換キー 12a, 12b, 12c の何れかが押されると、制御回路 67 は、表示回路 66 のスイッチ 68 を、入力端子 68a, 68b, 68c の内の対応する端子へ切り換えるように指令を出力する。より詳しくは、スイッチ 68 は、表示切換キー 12a が押されたときには入力端子 68a へ、表示切換キー 12b が押されたときには入力端子 68b へ、表示切換キー 12c が押されたときには入力端子 68c へ、それぞれ切り換えるようになっている。

10

【0077】

次に、このような超音波診断装置の作用について説明する。

【0078】

なお、図 1 においては、点線が光学像に関わる信号・データの流れ（第 1 の信号・データの流れ）、破線が超音波断層像に関わる信号・データの流れ（第 2 の信号・データの流れ）、実線が位置に関わる信号・データの流れ（第 3 の信号・データの流れ）、一点鎖線が参照画像データ 61a やそれを加工して作成されたデータの流れ（第 4 の信号・データの流れ）、太実線が 3 次元ガイド画像データ（後述）と超音波断層像データ（後述）とを合成した最終的な表示画面に関わる信号・データの流れ（第 5 の信号・データの流れ）、2 点鎖線がそれ以外の制御に関わる信号・データの流れ（第 6 の信号・データの流れ）、をそれぞれ示している。

20

【0079】

まず、第 1 の、光学像に関わる信号・データの流れに沿って、本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。

【0080】

硬性部 21 の図示しない照明光照射窓は、光学視野範囲へ照明光を照射する。CCD カメラ 26 は、光学視野範囲の物体を撮像して、CCD 信号を光学観察装置 2 へ出力する。光学観察装置 2 は、入力された CCD 信号を基にして、表示装置 9 に表示するための光学視野範囲の画像データを作成し、この画像データを光学像データとして、超音波画像処理装置 10 内の表示回路 66 のスイッチ 68 の入力端子 68a へ出力する。

30

【0081】

次に、第 2 の、超音波断層像に関わる信号・データの流れに沿って、本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。

【0082】

術者が走査制御キー 12h を押すと、制御回路 67 は、ラジアル走査のオン/オフ制御を指令するための走査制御信号を、超音波観測装置 3 へ出力する。超音波観測装置 3 は、制御回路 67 から走査制御信号を受けると、モータ 33 へ回転のオン/オフを制御する回転制御信号を出力する。モータ 33 は、この回転制御信号を受けると、回転軸を回転させることにより、フレキシブルシャフト 32 を介して超音波振動子 31 を回転させる。超音波振動子 31 は、体腔内で回転しながら、超音波の送信と反射波の受信とを繰り返して、各反射波を電氣的な超音波信号に変換する。すなわち、超音波振動子 31 は、可撓部 22 および硬性部 21 の挿入軸と垂直な平面内で放射状に超音波の送受信を行う、いわゆるラジアル走査を実施する。ロータリーエンコーダ 34 は、モータ 33 の回転軸の角度を、回転角度信号として超音波観測装置 3 へ出力する。

40

【0083】

50

このとき、超音波観測装置 3 は、超音波振動子 3 1 を駆動するとともに、超音波振動子 3 1 により反射波から変換された超音波信号と、ロータリーエンコーダ 3 4 からの回転角度信号と、に基づいて、超音波振動子 3 1 の 1 回転のラジアル走査に対し、可撓部 2 2 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する。そして、超音波観測装置 3 は、作成した超音波断層像データを、超音波画像処理装置 1 0 の混合回路 6 5 へ出力する。なお、超音波観測装置 3 が、超音波断層像データの 1 2 時方向を、超音波内視鏡 1 に対してどの方向に向けて、該超音波断層像データを作成するかは、このロータリーエンコーダ 3 4 からの回転角度信号が決定することになる。こうして、この回転角度信号により、ラジアル走査面の法線方向ベクトル V 、3 時方向ベクトル V_3 、1 2 時方向ベクトル V_{12} が決定される。

10

【0084】

続いて、第 3 の、位置に関わる信号・データの流れに沿って、本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。

【0085】

位置配向算出装置 4 は、送信アンテナ 5 の図示しない送信コイルを、時分割で複数回励磁する。送信アンテナ 5 は、受信コイル 4 2 を構成する巻線軸の異なる 3 個のコイルと、姿勢検出プレート 6 の 3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c と、マーカスティック 7 のマーカコイル 7 a と、の分の計 7 回に分けて、空間に交番磁場を張る。一方、受信コイル 4 2 を構成する巻線軸の異なる 3 個のコイルと、3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c と、マーカコイル 7 a とは、送信アンテナ 5 により発生された交番磁場をそれぞれ検出し、検出した磁場を位置電気信号に変換して、位置配向算出装置 4 へ出力する。

20

【0086】

位置配向算出装置 4 は、時分割に入力される各位置電気信号を基にして、受信コイル 4 2 の巻線軸が直交する 3 個のコイルの位置と巻線軸の方向とを算出し、これらの算出値から、受信コイル 4 2 の位置と配向とを算出する。なお、受信コイル 4 2 の位置と配向に係る算出値の詳細については、後述する。

【0087】

位置配向算出装置 4 は、時分割に入力される各位置電気信号を基にして、姿勢検出プレート 6 の 3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c の位置と巻線軸の方向とを算出する。そして、位置配向算出装置 4 は、3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c の位置の算出値から、3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c の重心、すなわち姿勢検出プレート 6 の基準位置 L を算出する。さらに、位置配向算出装置 4 は、3 個のプレートコイル 6 a, 6 b, 6 c の巻線軸の方向の算出値から、姿勢検出プレート 6 の配向を算出する。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L と配向に係る算出値の詳細については、後述する。

30

【0088】

位置配向算出装置 4 は、マーカスティック 7 のマーカコイル 7 a の位置と巻線軸の方向とを算出する。マーカコイル 7 a とマーカスティック 7 の先端との距離は、予め設計値として決められており、位置配向算出装置 4 に記憶されている。そして、位置配向算出装置 4 は、算出したマーカコイル 7 a の位置および巻線軸の方向と、予め設計値として決められたマーカコイル 7 a とマーカスティック 7 の先端との距離と、に基づいて、マーカコイル 7 a の基準位置 M を算出する。このマーカコイル 7 a の基準位置 M に係る算出値の詳細については、後述する。

40

【0089】

位置配向算出装置 4 は、上述したように算出した、受信コイル 4 2 の位置および配向と、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L および配向と、マーカコイル 7 a の基準位置 M と、を位置・配向データとして、超音波画像処理装置 1 0 の 3 次元ガイド画像作成回路 6 3 へ出力する。

【0090】

ここで、本実施例においては、原点 O を送信アンテナ 5 上に定義して、術者が被検者を検査する実際の空間上に、直交座標軸 O -xyz と、その正規直交基底（各軸方向の単位ベク

50

トル) i, j, k と、を図 7 に示すように定義する。なお、図 7 は、送信アンテナ 5 上に定義した直交座標軸 $O-xyz$ と正規直交基底 i, j, k とを示す図である。

【0091】

このとき、前記位置・配向データの内容は、時間 t の関数として与えられて、以下の(1)～(6)に示すようになっている。

(1) 受信コイル 42 の位置 $C(t)$ (ここに、受信コイル 42 の位置を C としている。)の位置ベクトル $OC(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(2) 受信コイル 42 の第 1 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_c(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(3) 受信コイル 42 の第 2 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_b(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 10

(4) 姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t)$ の位置ベクトル $OL(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(5) 姿勢検出プレート 6 の配向を示す 3 行 3 列の回転行列 $T(t)$

(6) マーカスティック 7 の基準位置 $M(t)$ の位置ベクトル $OM(t)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

【0092】

なお、位置・配向データを時間 t の関数として定義した理由は、受信コイル 42 と姿勢検出プレート 6 とマーカスティック 7 とが空間内を移動するために、その位置と配向の内容も時間 t により変化するからである。また、位置配向算出装置 4 は、 $V_c(t)$ の長さおよび $V_b(t)$ の長さを、予め単位長に規格化して出力するようになっている。 20

【0093】

そして、上述した位置・配向データの内の回転行列 $T(t)$ は、図 7 に示した直交座標軸 $O-xyz$ に対する姿勢検出プレート 6 の配向を示す行列である。この回転行列 $T(t)$ の (m, n) 成分 $t_{mn}(t)$ は、厳密には、次の数式 1 により定義される。

[数 1]

$$t_{mn}(t) = e_m'' \cdot e_n$$

ここに、右辺の記号「 $\cdot$ 」は、内積を意味している。 30

【0094】

また、数式 1 の右辺における e_n は、直交座標軸 $O-xyz$ の基底ベクトル i, j, k の何れかであり、次の数式 2 により定義される。

[数 2]

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

40

【0095】

さらに、数式 1 の右辺における e_m'' は、図 3 に示す姿勢検出プレート 6 に固定された直交座標軸 $O''-x''y''z''$ の基底ベクトル (正規直交基底) i'', j'', k'' の何れかであり、次の数式 3 により定義される。

[数 3]

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

【 0 0 9 6 】

姿勢検出プレート 6 は、上述したように、ベルトで被検者にくくり付けられるようになっているために、この直交座標軸 O'-x'y'z' は、結局、被検者の体表に固定されていることになる。なお、原点 O' は、姿勢検出プレート 6 との位置関係が固定されている場所であればどこに取っても構わないが、本実施例では姿勢検出プレート 6 の基準位置 L (t) 10 に取っている。ただし、図 3 においては、分かり易くするために、直交座標軸 O'-x'y'z' とその正規直交基底 i'', j'', k'' とを、姿勢検出プレート 6 から離れた位置に記載している。また、回転行列 T (t) の時間依存性は、基底ベクトル (正規直交基底) i'', j'', k'' の時間依存性に起因していることが分かる。

【 0 0 9 7 】

このように T (t) を定義すると、次の数式 4 が成り立つ。

[数 4]

$$(i \ j \ k) = (i'' \ j'' \ k'')T(t)$$

20

さらに、一般に、回転行列 T (t) は、いわゆるオイラー角 θ , ϕ , ψ を用いて、z 軸の周りの角度 ψ の回転、y 軸の周りの角度 ϕ の回転、x 軸の周りの角度 θ の回転を、この順序で、直交座標軸 O-xyz に対して施したときに、姿勢検出プレート 6 上に仮想的に固定された直交座標軸 O'-x'y'z' と一致することを想定した行列である。従って、回転行列 T (t) は、次の数式 5 により表現することもできる。

[数 5]

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

30

ここに、被検者は時間とともに体位を変えるために、 θ , ϕ , ψ は何れも時間 t の関数 (つまり、 $\theta (t)$, $\phi (t)$, $\psi (t)$ となる) である。なお、回転行列 T (t) は直交行列であり、その転置行列は逆行列に等しい。

【 0 0 9 8 】

また、第 4 の、参照画像データ 6 1 a やそれを加工して作成されたデータの流れについては、超音波画像処理装置 1 0 の詳細な作用とともに後述する。

【 0 0 9 9 】

続いて、第 5 の、超音波断層像データと 3 次元ガイド画像データ (後述) とを合成した最終的な表示画面に関わる信号・データの流れに沿って、本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。 40

【 0 1 0 0 】

混合回路 6 5 は、超音波観測装置 3 からの超音波断層像データと、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 (後述) からの 3 次元ガイド画像データと、を並べて、表示用の混合データを作成する。

【 0 1 0 1 】

表示回路 6 6 は、この混合データをアナログビデオ信号に変換する。

【 0 1 0 2 】

表示装置 9 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 50

並べて表示する（なお、この表示例を図 20 に示す。）。

【0103】

そして、第 6 の、制御に関わる信号・データの流れに沿って、本実施例の超音波診断装置の作用を説明する。

【0104】

超音波画像処理装置 10 内の 3 次元ガイド画像作成回路 63 と混合回路 65 と参照画像記憶部 61 と表示回路 66 とは、制御回路 67 からの指令により制御される。この制御の詳細については、超音波画像処理装置 10 の詳細な作用とともに後述する。

【0105】

図 8 は、本実施例の超音波画像処理装置 10、マウス 11、キーボード 12、および表示装置 9 の全体の作用を示すフローチャートである。 10

【0106】

この処理を開始すると、まず、関心器官抽出処理を行い（ステップ S1）、次に、特徴点指定処理を行い（ステップ S2）、標本点指定処理を行い（ステップ S3）、3 次元ガイド画像作成・表示処理を行って（ステップ S4）、終了する。これらステップ S1～ステップ S4 の処理の詳細は、図 9、図 12、図 14、図 16 を参照して、後で説明する。

【0107】

まず、図 9 は、上記図 8 のステップ S1 における関心器官抽出処理の詳細を示すフローチャートである。

【0108】

なお、本実施例においては、関心器官として、脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸を抽出する処理を例に挙げて説明する。 20

【0109】

この処理を開始すると、まず、術者がキーボード 12 の表示切換キー 12b を押したことを制御回路 67 が検出し、表示回路 66 のスイッチ 68 を入力端子 68b 側に切り換える（ステップ S11）。

【0110】

次に、制御回路 67 は、表示回路 66 に、参照画像記憶部 61 から参照画像データ 61a を読み出させる（ステップ S12）。このとき、制御回路 67 は、初回は 1 番の参照画像データ 61a を読み出させるように制御する。 30

【0111】

続いて、表示回路 66 は、1 番の参照画像データ 61a をアナログビデオ信号に変換して、変換した参照画像を表示装置 9 へ出力する。これにより表示装置 9 は、参照画像を表示する（ステップ S13）。

【0112】

その後、術者は、表示装置 9 の表示画面上で、参照画像に関心器官が写っているか否かを確認する（ステップ S14）。

【0113】

ここで、関心器官が写っていない場合には、術者は、キーボード 12 上の所定のキーを押すか、または画面上のメニューをマウス 11 でクリックすることにより、表示すべき参照画像データ 61a が他の参照画像データ 61a となるように選択する（ステップ S15）。ここに、具体的な例としては、術者が、次の番号の参照画像データ 61a を選択するように指示する。 40

【0114】

その後、制御回路 67 は、上記ステップ S12 の処理へ戻って、上述したような処理を繰り返して行う。

【0115】

一方、上記ステップ S14 において、関心器官が写っている場合には、術者は、表示装置 9 の表示画面上に写っている関心器官を指定する（ステップ S16）。このときの様子について、図 10 を参照して説明する。図 10 は、参照画像記憶部 61 から読み出して表 50

示した参照画像に写っている関心器官を指定する様子を示す図である。

【0116】

この図10においては、 n (n は1以上 N 以下の整数)番の参照画像データ61aに対応する参照画像が、表示装置9の表示画面9aに表示されている。この表示画面9a上には、参照画像が、体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさで、画素毎に器官別に色分けされて表示されている。なお、図10に示す例では、脾臓は水色、大動脈は赤、上腸間膜静脈は紫、十二指腸は黄により色分けされて表示されている。また、表示画面9a上には、マウス11を用いて画面内を移動させることができるポインタ9bが表示されている。術者は、関心のある脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸の上に、順次ポインタ9bを移動させて、それぞれの上でキーボード12の関心器官指定キー12dを押すことにより、関心器官の指定を行う。

10

【0117】

続いて、抽出回路62は、1番から N 番までの全ての参照画像データ61aに渡り、指定された関心器官に対応する画素を抽出する(ステップS17)。例えば、上記ステップS16において、脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸が関心器官として指定されている場合には、全ての参照画像データ61aに渡り、水色、赤、紫、黄の画素が抽出される。

【0118】

その後、抽出回路62は、ボクセル空間の全てのボクセルにデータを割り当てるように、参照画像データ61a毎に抽出されたデータを補間する(ステップS18)。ステップS17で抽出されたデータと、このステップS18で補間された画素のデータと、をまとめて、抽出データと呼ぶ。

20

【0119】

そして、抽出回路62は、抽出データをボリュームメモリ64内のボクセル空間へ書き出す(ステップS19)。このときに、抽出回路62は、抽出データを各々の画素の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ 上の座標に対応したアドレスを持つボクセルへ書き出す。ここで、抽出回路62は、上記ステップS17において抽出した画素に対応するボクセルにはその画素の着色されたデータを、また、上記ステップS17において抽出した画素の間に相当するボクセルにはその画素を補間したデータを、それ以外のボクセルには0(透明)を割り当てる。こうして抽出回路62は、ボリューム空間の全てのボクセルにデータを割り当てて、稠密なデータを構築する。

30

【0120】

図11は、ボクセル空間へ書き出された抽出データの様子を示す図である。なお、この図11は、脾臓、大動脈、上腸間膜静脈、十二指腸が関心器官として指定された場合に対応する図面であるが、関心器官の形状が分かり易いように、この図では十二指腸の図示を省略している。

【0121】

次に、図12は、上記図8のステップS2における特徴点指定処理の詳細を示すフローチャートである。

【0122】

なお、本実施例においては、特徴点として、剣状突起、骨盤右端、幽門、十二指腸乳頭を指定する処理を例に挙げて説明する。

40

【0123】

この処理を開始すると、まず、ステップS21～ステップS23の処理を行う。これらの処理は、図9に示したステップS11～ステップS13の処理とそれぞれ同様である。

【0124】

次に、術者は、表示装置9の表示画面9a上で参照画像に特徴点が写っているか否かを確認する(ステップS24)。

【0125】

ここで、特徴点が写っていない場合には、ステップS25の処理を行う。このステップ

50

S 2 5 の処理は、図 9 に示したステップ S 1 5 の処理と同様である。

【 0 1 2 6 】

また、上記ステップ S 2 4 において、特徴点が写っている場合には、術者は、表示装置 9 の表示画面 9 a 上に写っている特徴点を指定する（ステップ S 2 6）。このときの様子について、図 1 3 を参照して説明する。図 1 3 は、参照画像記憶部 6 1 から読み出して表示した参照画像において特徴点を指定する様子を示す図である。

【 0 1 2 7 】

この図 1 3 においては、 m （ m は 1 以上 N 以下の整数）番の参照画像データ 6 1 a に対応する参照画像が、表示装置 9 の表示画面 9 a に表示されている。この表示画面 9 a 上には、参照画像が、体軸に垂直な人体の横断面全体がほぼ入る大きさで、画素毎に器官別に色分けされて表示されている。なお、図 1 3 に示す例では、点 $P 0'$ （1 つ目の特徴点の位置を $P 0'$ としており、2 つ目以降の特徴点の位置は、順次、 $P 1'$ 、 $P 2'$ 、 $P 3'$ とするようになっている。）の位置に剣状突起が表示されている。また、表示画面 9 a 上には、マウス 1 1 を用いて画面内を移動させることができるポインタ 9 b が表示されている。術者は、特徴点として関心のある点の上にポインタ 9 b を移動させて、その上でキーボード 1 2 の特徴点指定キー 1 2 e を押すことにより、特徴点の指定を行う。

【 0 1 2 8 】

続いて、抽出回路 6 2 は、指定された特徴点の位置ベクトルの直交座標軸 $O' - x'y'z'$ における方向成分をボリュームメモリ 6 4 に書き出す（ステップ S 2 7）。

【 0 1 2 9 】

その後、制御回路 6 7 は、4 つの特徴点の指定が終了しているか否かを判断し（ステップ S 2 8）、終了していない場合には、上記ステップ S 2 2 へ戻って上述したような処理を繰り返して行う。

【 0 1 3 0 】

一方、ステップ S 2 8 において、4 つの特徴点の指定が終了している場合には、この特徴点指定処理から、上記図 8 に示した処理にリターンする。

【 0 1 3 1 】

このようにして術者が指定した特徴点を、上述したように、指定した順番に特徴点 $P 0'$ 、 $P 1'$ 、 $P 2'$ 、 $P 3'$ とする。本実施例においては、以下、特徴点 $P 0'$ が剣状突起、 $P 1'$ が骨盤右端、 $P 2'$ が幽門、 $P 3'$ が十二指腸乳頭をそれぞれ指すものとして説明する。

【 0 1 3 2 】

抽出回路 6 2 は、特徴点が指定される都度に、各々の特徴点毎に、位置ベクトル $O' P 0'$ の直交座標軸 $O' - x'y'z'$ における各方向成分 $x P 0'$ 、 $y P 0'$ 、 $z P 0'$ と、位置ベクトル $O' P 1'$ の直交座標軸 $O' - x'y'z'$ における各方向成分 $x P 1'$ 、 $y P 1'$ 、 $z P 1'$ と、位置ベクトル $O' P 2'$ の直交座標軸 $O' - x'y'z'$ における各方向成分 $x P 2'$ 、 $y P 2'$ 、 $z P 2'$ と、位置ベクトル $O' P 3'$ の直交座標軸 $O' - x'y'z'$ における各方向成分 $x P 3'$ 、 $y P 3'$ 、 $z P 3'$ と、をボリュームメモリ 6 4 に書き出す。各参照画像データ 6 1 a は、上述したように、一辺 6 0 cm で一定の大きさであり、かつ一定の 1 mm ピッチで平行であるために、抽出回路 6 2 は、前記各方向成分を演算することが可能である。

【 0 1 3 3 】

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

[数 6]

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

[数 7]

10

20

30

40

$$\mathbf{O}'\mathbf{P}_1' = x_{P1}\mathbf{i}' + y_{P1}\mathbf{j}' + z_{P1}\mathbf{k}'$$

[数 8]

$$\mathbf{O}'\mathbf{P}_2' = x_{P2}\mathbf{i}' + y_{P2}\mathbf{j}' + z_{P2}\mathbf{k}'$$

[数 9]

10

$$\mathbf{O}'\mathbf{P}_3' = x_{P3}\mathbf{i}' + y_{P3}\mathbf{j}' + z_{P3}\mathbf{k}'$$

【 0 1 3 4 】

続いて、図 1 4 は、上記図 8 のステップ S 3 における標本点指定処理の詳細を示すフローチャートである。

【 0 1 3 5 】

なお、以下に説明する「標本点」P 0 , P 1 , P 2 , P 3 は、「特徴点」P 0' , P 1' , P 2' , P 3' に解剖学的に対応する、被検者の体表もしくは体腔表面上の点である。また、本実施例においては、標本点として、特徴点と同じく、剣状突起、骨盤右端、幽門、十二指腸乳頭を指定する処理を例に挙げて説明する。

20

【 0 1 3 6 】

前述のように、特徴点 P 0' と標本点 P 0 は剣状突起、特徴点 P 1' と標本点 P 1 は骨盤右端、特徴点 P 2' と標本点 P 2 は幽門、特徴点 P 3' と標本点 P 3 は十二指腸乳頭、をそれぞれ指す点であるために、標本点 P 0 , P 1 は被検者の体表上の点、標本点 P 2 , P 3 は被検者の体腔表面上の点である。

【 0 1 3 7 】

この処理を開始すると、まず、術者がキーボード 1 2 の表示切換キー 1 2 a を押したことを制御回路 6 7 が検出し、表示回路 6 6 のスイッチ 6 8 を入力端子 6 8 a 側に切り換える（ステップ S 3 1 ）。

30

【 0 1 3 8 】

次に、表示回路 6 6 は、光学観察装置 2 からの光学像データをアナログビデオ信号に変換して、変換した光学像データを表示装置 9 へ出力する。これにより、表示装置 9 は、光学像を表示する（ステップ S 3 2 ）。

【 0 1 3 9 】

続いて、術者は、被検者を左側を臥せた体位、いわゆる、左側臥位にする。そして、術者は、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L が被検者の肋骨の剣状突起の位置に重なるように、付属のベルトを用いて姿勢検出プレート 6 を被検者に貼る。さらに、術者は、マーカスティック 7 の先端の基準位置 M を、被検者の骨盤右端に接触させる（ステップ S 3 3 ）。

40

【 0 1 4 0 】

そして、術者は、体表標本点指定キー 1 2 f を押す（ステップ S 3 4 ）。ここに、この時刻を t 1 と定義する。

【 0 1 4 1 】

その後、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む（ステップ S 3 5 ）。

【 0 1 4 2 】

3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、位置・配向データから、姿勢検出プレート 6 の基準位置 L (t 1) の位置ベクトル O L (t 1) の直交座標軸 O -xyz における各方向成分と、マーカスティック 7 の基準位置 M (t 1) の位置ベクトル O M (t 1) の直交座標軸 O -x

50

yzにおける各方向成分と、を取得する。

【 0 1 4 3 】

剣状突起の位置 P_0 の位置ベクトル $OP_0(t_1)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_0}(t_1)$, $y_{P_0}(t_1)$, $z_{P_0}(t_1)$ とは、 $OL(t_1)$ と同じであるために、次の数式 10 に示すように表現される。

[数 1 0]

$$OP_0(t_1) = x_{P_0}(t_1)\mathbf{i} + y_{P_0}(t_1)\mathbf{j} + z_{P_0}(t_1)\mathbf{k} = OL(t_1)$$

【 0 1 4 4 】

また、骨盤右端の位置 P_1 の位置ベクトル $OP_1(t_1)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_1}(t_1)$, $y_{P_1}(t_1)$, $z_{P_1}(t_1)$ とは、 $OM(t_1)$ と同じであるために、次の数式 11 に示すように表現される。

[数 1 1]

$$OP_1(t_1) = x_{P_1}(t_1)\mathbf{i} + y_{P_1}(t_1)\mathbf{j} + z_{P_1}(t_1)\mathbf{k} = OM(t_1)$$

【 0 1 4 5 】

さらに、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から同時に、姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_1)$ を取得する。この回転行列 T は、被検者の体位の変化による、各標本点 P_0 , P_1 , P_2 , P_3 の位置の変化を補正するときに用いるものである。なお、標本点の補正の方法については、後述する。

【 0 1 4 6 】

こうして、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_1 における $OP_0(t_1)$, $OP_1(t_1)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_1)$ と、を取得できたことになる。

【 0 1 4 7 】

次に、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_1 における $OP_0(t_1)$, $OP_1(t_1)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_1)$ と、をボリュームメモリ 64 に書き出す (ステップ S36)。

【 0 1 4 8 】

その後、術者は、硬性部 21 および可撓部 22 を被検者の体腔へ挿入し、光学像を観察しながら標本点を探し、硬性部 21 を標本点 (幽門) の近傍へ移動する (ステップ S37)。

【 0 1 4 9 】

続いて、術者は、光学像を観察しながら、位置検出プローブ 8 を鉗子口 52 から挿入して、先端を突出口 53 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下において、位置検出プローブ 8 の先端を標本点 (幽門) に接触させる (ステップ S38)。

【 0 1 5 0 】

位置検出プローブ 8 の先端が標本点 (幽門) に接触したら、術者は、キーボード 12 の体腔表面標本点指定キー 12g を押す (ステップ S39)。ここに、この時刻を t_2 と定義する。

【 0 1 5 1 】

すると、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む (ステップ S40)。

【 0 1 5 2 】

3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置・配向データから、位置検出プローブ 8 の先端部における受信コイル 42 の位置 $C(t_2)$ の位置ベクトル $OC(t_2)$ の、直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。

【 0 1 5 3 】

10

20

30

40

50

幽門の位置 P_2 の位置ベクトル $OP_2(t_2)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_2}(t_2)$, $y_{P_2}(t_2)$, $z_{P_2}(t_2)$ とは、 $OC(t_2)$ と同じであるために、次の数式 12 に示すように表現される。

[数 12]

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

【0154】

このとき、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から同時に、再び姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t_2)$ の位置ベクトル $OL(t_2)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L は、剣状突起に固定されていて、剣状突起の位置 $P_0(t_2)$ の位置ベクトル $OP_0(t_2)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_0}(t_2)$, $y_{P_0}(t_2)$, $z_{P_0}(t_2)$ とは、 $OL(t_2)$ と同じであるために、次の数式 13 に示すように表現される。

[数 13]

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

【0155】

さらに、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から同時に、姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_2)$ を取得する。この回転行列 T は、上述と同様に、被検者の体位の変化による、各標本点 P_0 , P_1 , P_2 , P_3 の位置の変化を補正するとき用いるものであり、補正の方法については後述する。

【0156】

こうして、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_2 における、 $OP_0(t_2)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、 $OP_2(t_2)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_2)$ と、を取得できたことになる。

【0157】

次に、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_2 における、 $OP_0(t_2)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、 $OP_2(t_2)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_2)$ と、をボリュームメモリ 64 に書き出す(ステップ S41)。

【0158】

なお、上述したステップ S37 ~ ステップ S41 においては、体腔表面の標本点が幽門である場合を例に挙げて説明したが、本実施例ではさらに、標本点を十二指腸乳頭として、同様の作用を実施するようになっている。従って、上記ステップ S37 ~ ステップ S41 に各対応する作用をステップ S37' ~ ステップ S41' として、以下に説明する。なお、これらの作用については、図 14 における図示を省略している。

【0159】

術者は、硬性部 21 および可撓部 22 を被検者の体腔へ挿入し、光学像を観察しながら標本点を探し、硬性部 21 を標本点(十二指腸乳頭)の近傍へ移動する(ステップ S37')。

【0160】

続いて、術者は、光学像を観察しながら、位置検出プローブ 8 を鉗子口 52 から挿入して、先端を突出口 53 から突出させる。そして、術者は、光学像視野下において、位置検出プローブ 8 の先端を標本点(十二指腸乳頭)に接触させる(ステップ S38')。

【0161】

このときの様子について、図 15 を参照して説明する。図 15 は、位置検出プローブ 8 を十二指腸乳頭に接触させようとしているときの表示画面 9a の光学像を示す図である。図 15 に示すように、表示画面 9a に表示されている光学像には、十二指腸乳頭と位置検

10

20

30

40

50

出プローブ 8 と、が写っている。これは、光学観察窓 24 による光学視野範囲内に、位置検出プローブ 8 の先端が位置するようにしているためである。術者は、この光学像を観察しながら、位置検出プローブ 8 の先端を十二指腸乳頭に接触させる。

【0162】

位置検出プローブ 8 の先端が標本点（十二指腸乳頭）に接触したら、術者は、キーボード 12 の体腔表面標本点指定キー 12g を押す（ステップ S39'）。ここに、この時刻を t_3 と定義する。

【0163】

すると、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む（ステップ S40'）。 10

【0164】

3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置・配向データから、位置検出プローブ 8 の先端部における受信コイル 42 の位置 $C(t_3)$ の位置ベクトル $OC(t_3)$ の、直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。

【0165】

十二指腸乳頭の位置 P_3 の位置ベクトル $OP_3(t_3)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_3}(t_3)$, $y_{P_3}(t_3)$, $z_{P_3}(t_3)$ とは、 $OC(t_3)$ と同じであるために、次の数式 14 に示すように表現される。

[数 14]

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

20

【0166】

このとき、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から同時に、再び姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t_3)$ の位置ベクトル $OL(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を取得する。姿勢検出プレート 6 の基準位置 L は、剣状突起に固定されていて、剣状突起の位置 $P_0(t_3)$ の位置ベクトル $OP_0(t_3)$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分 $x_{P_0}(t_3)$, $y_{P_0}(t_3)$, $z_{P_0}(t_3)$ とは、 $OL(t_3)$ と同じであるために、次の数式 15 に示すように表現される。

[数 15]

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

30

【0167】

さらに、3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 から同時に、姿勢検出プレート 6 の配向を示す回転行列 $T(t_3)$ を取得する。この回転行列 T は、上述と同様に、被検者の体位の変化による、各標本点 P_0 , P_1 , P_2 , P_3 の位置の変化を補正するときに用いるものであり、補正の方法については後述する。

【0168】

こうして、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_3 における、 $OP_0(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、 $OP_3(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_3)$ と、を取得できたことになる。 40

【0169】

次に、3次元ガイド画像作成回路 63 は、この時刻 t_3 における、 $OP_0(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、 $OP_3(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_3)$ と、をポリウムメモリ 64 に書き出す（ステップ S41'）。

【0170】

続いて、図 16 は、上記図 8 のステップ S4 における 3次元ガイド画像作成・表示処理の詳細を示すフローチャートである。

50

【 0 1 7 1 】

この処理を開始すると、術者は、位置検出プローブ 8 の鉗子口マーカ 4 4 の位置と、鉗子口 5 2 の開口面の位置と、を一致させる。このとき、位置検出プローブ 8 の先端の位置と突出口 5 3 の開口面の位置とが所定の位置関係となるように一致し、受信コイル 4 2 が超音波振動子 3 1 のラジアル走査の回転中心のごく近傍に配置された状態となる。さらに術者は、位置検出プローブ 8 のプローブ側 1 2 時方向マーカ 4 5 の位置と、操作部 2 3 の鉗子口 5 2 周囲に設けられた内視鏡側 1 2 時方向マーカ 5 5 の位置と、が一致するまで位置検出プローブ 8 を回転させる。このときに、図 2 に示したベクトル V_c が図 1 に示したベクトル V と、図 2 に示したベクトル V_a が図 1 に示したベクトル V_3 と、図 2 に示したベクトル V_b が図 1 に示したベクトル V_{12} と、それぞれ一致する。そして、術者は、位置検出プローブ 8 が鉗子チャンネル 5 1 内で動くことがないように固定する（ステップ S 5 1）。

10

【 0 1 7 2 】

このように固定することにより、位置・配向データの内容は、以下のように解釈される。

【 0 1 7 3 】

まず、受信コイル 4 2 は超音波振動子 3 1 の近傍に固定されるために、受信コイル 4 2 の位置ベクトル $O C(t)$ は超音波振動子 3 1 の回転中心位置の位置ベクトルであると考えて、実使用上差し支えない。

【 0 1 7 4 】

次に、受信コイル 4 2 の第 1 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル V_c が図 1 のベクトル V と一致するために、 $V_c(t)$ は超音波振動子 3 1 のラジアル走査面の法線方向、すなわち超音波断層像データの法線方向を示すベクトル V であると考えて、実使用上差し支えない。

20

【 0 1 7 5 】

そして、受信コイル 4 2 の第 2 の巻線軸方向を示す方向単位ベクトル $V_b(t)$ が図 1 のベクトル V_{12} と一致するために、 $V_b(t)$ は超音波振動子 3 1 のラジアル走査面の 1 2 時方向を示すベクトル V_{12} であると考えて、実使用上差し支えない。

【 0 1 7 6 】

そこで以下では、 V 、 V_{12} をそれぞれ時間の関数 $V(t)$ 、 $V_{12}(t)$ として、 $V_c(t)$ を $V(t)$ に、 $V_b(t)$ を $V_{12}(t)$ に置き換えて説明する。

30

【 0 1 7 7 】

続いて、術者がキーボード 1 2 の表示切換キー 1 2 c を押したことを、制御回路 6 7 が検出し、表示回路 6 6 のスイッチ 6 8 を入力端子 6 8 c 側に切り換える（ステップ S 5 2）。

【 0 1 7 8 】

すると、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、ボリュームメモリ 6 4 から、4つの特徴点 P_0' 、 P_1' 、 P_2' 、 P_3' の位置ベクトルの直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を読み出す。さらに、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、ボリュームメモリ 6 4 から4つの標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、これら標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の各方向成分が取得された時刻での剣状突起の位置 P_0 の位置ベクトル $OP_0(t_1)$ 、 $OP_0(t_2)$ 、 $OP_0(t_3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t_1)$ 、 $T(t_2)$ 、 $T(t_3)$ と、を読み出す（ステップ S 5 3）。

40

【 0 1 7 9 】

その後、術者がキーボード 1 2 の走査制御キー 1 2 h を押すと、制御回路 6 7 がこれを検出して、超音波振動子 3 1 によりラジアル走査を開始させる（ステップ S 5 4）。このラジアル走査に応じて、混合回路 6 5 には超音波観測装置 3 から超音波断層像データが逐次入力される。

【 0 1 8 0 】

50

超音波振動子 31 が 1 回のラジアル走査をして、超音波観測装置 3 が超音波断層像データを作成し、超音波断層像データが超音波観測装置 3 から混合回路 65 に入力される都度に、制御回路 67 は、3 次元ガイド画像作成回路 63 に指令を出す。3 次元ガイド画像作成回路 63 は、この指令を受けると、位置配向算出装置 4 から位置・配向データを取り込む（ステップ S55）。ここに、この時刻を t_s と定義する。

【0181】

3 次元ガイド画像作成回路 63 は、取り込んだ位置・配向データから、以下の (1) ~ (5) に示すようなデータを取得する。

(1) 受信コイル 42 の位置 $C(t_s)$ の位置ベクトル $OC(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(2) 受信コイル 42 の第 1 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(3) 受信コイル 42 の第 2 の巻線軸方向を示す方向ベクトル $V_{12}(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(4) 姿勢検出プレート 6 の基準位置 $L(t_s)$ の位置ベクトル $OL(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分

(5) 姿勢検出プレート 6 の配向を示す 3 行 3 列の回転行列 $T(t_s)$

【0182】

ここに、 $OC(t_s)$ 、 $V(t_s)$ 、 $V_{12}(t_s)$ を取得する理由は、後述するように、3 次元ガイド画像作成回路 63 が、ラジアル走査面の位置および方向を、常に現在の位置および方向に正しく一致させるように補正するためである。

【0183】

また、 $OL(t_s)$ と $T(t_s)$ とを取得する理由は、後述するように、3 次元ガイド画像作成回路 63 が、被検者の体位変化により移動する標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の現在位置を、常に正しく補正するためである。

【0184】

3 次元ガイド画像作成回路 63 は、被検者の体位変化により移動する標本点 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の、時刻 t_s における現在位置が正しくなるように、次の数式 16 を用いて補正する（ステップ S56）。ここに数式 16 は、被検者の体が伸縮したり歪んだりすることがなく、 P_0 、 P_1 、 P_2 、 P_3 の互いの位置関係が時間的に不変であると仮定した

[数 16]

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

ここに、添字 k は 1, 2, 3 の何れかをとり、時刻 ta は時刻 t_s 以前の任意の時刻を表している。また、行列 T の左肩に付した記号「 t 」は転置を意味し、つまり T の転置行列であることを意味している。さらに、 T は直交行列であるために、 T の転置行列は、 T の逆行列に等しい。なお、この数式 16 がどのように導出されるかについては、詳細な説明を省略するが、概要は次の通りである。標本点 P_k の時刻 t_s における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分を、標本点 P_0 の時刻 t_s における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分と、ベクトル $P_0 P_k$ の時刻 t_s における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分と、の加算により算出する。また、ベクトル $P_0 P_k$ の時刻 t_s における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分は、ベクトル $P_0 P_k$ の時刻 ta における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分を、時刻 ta における直交座標軸 $O'-x'y'z'$ での各方向成分に変換し、それをさらに時刻 t_s における直交座標軸 $O-xyz$ での各方向成分に変換することにより得られる。このような概要により、数式 16 が求められる。

【 0 1 8 5 】

こうして、3次元ガイド画像作成回路63は、上記ステップS53においてボリュームメモリ64から読み出した4つの特徴点 $P0'$ 、 $P1'$ 、 $P2'$ 、 $P3'$ の位置ベクトルの直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分と、4つの標本点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、これら標本点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の各方向成分が取得された時刻での剣状突起の位置 $P0$ の位置ベクトル $OP0(t1)$ 、 $OP0(t2)$ 、 $OP0(t3)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、回転行列 $T(t1)$ 、 $T(t2)$ 、 $T(t3)$ と、に基づいて、時刻 ts における、標本点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の位置ベクトルと、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、を、この数式16を用いて、以下の数式に示すように正しく補正することができる。

10

【 0 1 8 6 】

つまり、3次元ガイド画像作成回路63は、被検者の体位変化があっても、位置配向算出装置4から取得する時刻 ts における姿勢検出プレート6の基準位置 L の位置ベクトル OL の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、時刻 ts における姿勢検出プレート6の配向を示す3行3列の回転行列 T と、を用いて、時刻 ts における標本点 $P0$ 、 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ の位置ベクトル $OP0$ 、 $OP1$ 、 $OP2$ 、 $OP3$ と、その直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分と、を正しく演算することができることになる。

【 0 1 8 7 】

まず、時刻 ts における標本点 $P0$ （剣状突起）の位置は、時刻 ts における姿勢検出プレート6の基準位置 L と同じであるために、標本点 $P0$ （剣状突起）の補正は、次の数式17に示すように行われる。

20

[数 1 7]

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

【 0 1 8 8 】

次に、標本点 $P1$ （骨盤右端）の補正は、数式16に基づき、次の数式18および数式19に示すように行われる。

[数 1 8]

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

30

[数 1 9]

$$OP_1(ts) = x_{P1}(ts)\mathbf{i} + y_{P1}(ts)\mathbf{j} + z_{P1}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 8 9 】

さらに、標本点 $P2$ （幽門）の補正は、数式16に基づき、次の数式20および数式21に示すように行われる。

40

[数 2 0]

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

[数 2 1]

$$\mathbf{OP}_2(ts) = x_{p2}(ts)\mathbf{i} + y_{p2}(ts)\mathbf{j} + z_{p2}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 9 0 】

そして、標本点 P3（十二指腸乳頭）の補正は、数式 16 に基づき、次の数式 22 および数式 23 に示すように行われる。

[数 2 2]

$$\begin{pmatrix} x_{p3}(ts) \\ y_{p3}(ts) \\ z_{p3}(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{p0}(ts) \\ y_{p0}(ts) \\ z_{p0}(ts) \end{pmatrix} + {}^tT(ts)T(t3) \begin{pmatrix} x_{p3}(t3) - x_{p0}(t3) \\ y_{p3}(t3) - y_{p0}(t3) \\ z_{p3}(t3) - z_{p0}(t3) \end{pmatrix}$$

10

[数 2 3]

$$\mathbf{OP}_3(ts) = x_{p3}(ts)\mathbf{i} + y_{p3}(ts)\mathbf{j} + z_{p3}(ts)\mathbf{k}$$

【 0 1 9 1 】

その後、3次元ガイド画像作成回路 63 は、ラジアル走査面の位置と配向とを算出する（ステップ S57）。この処理について、図 17 を参照しながら、以下に説明する。ここに、図 17 は、標本点とラジアル走査面との関係と、特徴点と超音波断層像マーカとの関係と、を示す図である。ここに、図 17（A）は標本点とラジアル走査面との関係を示し、図 17（B）は特徴点と超音波断層像マーカとの関係を示している。

20

【 0 1 9 2 】

3次元ガイド画像作成回路 63 は、抽出データを抽出するとともに、ボクセル空間の中における超音波断層像を示すための指標（これを超音波断層像マーカという。）の位置と配向とを算出する。

【 0 1 9 3 】

ここに、図 18 は、超音波断層像マーカ 71 を示す図である。

【 0 1 9 4 】

この超音波断層像マーカ 71 は、超音波振動子 31 の 1 回転のラジアル走査に対して超音波観測装置 3 が出力する超音波断層像データと、解剖学的に位置と配向とが一致する、ボクセル空間の中におけるマーカである。

30

【 0 1 9 5 】

図 17（B）に示すように、超音波断層像マーカ 71 の中心位置を点 C'（ts）、超音波断層像マーカ 71 の法線方向ベクトルを V'（ts）、12 時方向ベクトルを V12'（ts）、とそれぞれ定義する。すると、3 時方向ベクトルは、V12'（ts）× V'（ts）（ここに、V12'（ts）× V'（ts）は、V12'（ts）と V'（ts）との外積である。）となる。従って、超音波断層像マーカ 71 は、図 17（B）に示すように、位置ベクトルが次の数式 24 を満足する点 R'（ts）（この点 R'（ts）は、ラジアル走査面上の任意点 R（ts）に対応する点である。）の集合となる。

40

[数 2 4]

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

この数式 24 において、X' は点 R'（ts）と点 C'（ts）との間の 3 時方向の距離、Y' は点 R'（ts）と点 C'（ts）との間の 12 時方向の距離である。

【 0 1 9 6 】

以下では、（イ）超音波断層像データの平面上における任意点と超音波断層像マーカ 71 上における点との対応関係と、（ロ）超音波断層像マーカ 71 の位置と配向としての、超音波断層像マーカ 71 の、中心位置、法線方向、および 12 時方向の算出方法と、の原

50

理について説明する。

【 0 1 9 7 】

予め述べておくと、3次元ガイド画像作成回路63は、以下に説明する原理により得られる、数式41と数式42とにより、中心位置C'(ts)の位置ベクトルO'C'(ts)と、その直交座標軸O'-x'y'z'における各方向成分と、を算出するようになっている。また、3次元ガイド画像作成回路63は、以下に説明する原理により得られる、数式48、または、数式52および数式53、により、超音波断層像マーカ71の12時方向ベクトルV12'(ts)と、その直交座標軸O'-x'y'z'における各方向成分と、を算出するようになっている。さらに、3次元ガイド画像作成回路63は、以下に説明する原理により得られる、数式65と数式66とにより、超音波断層像マーカ71の法線方向ベクトルV'(ts)と、その直交座標軸O'-x'y'z'における各方向成分と、を算出するようになっている。

【 0 1 9 8 】

それではまず、(イ)超音波断層像データの平面上における任意点と超音波断層像マーカ71上における点との対応関係、について説明する。

【 0 1 9 9 】

点R(ts)を、直交座標軸O-xyz上において示された、ラジアル走査面上の任意点であるとする。姿勢検出プレート6の基準位置L、すなわち点P0と点R(ts)との間の位置ベクトルP0R(ts)は、適当な実数a, b, cを用いて、次の数式25に示すように表現することができる。

[数 2 5]

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

なお、この数式25においては、全てのベクトルを時間の関数として扱っている。

【 0 2 0 0 】

一方、参照画像データ61a上の特徴点P0', P1', P2', P3'は、標本点P0, P1, P2, P3に解剖学的に同じ位置として各々対応付けられている。さらに、人体の解剖学的な構造は、人によらず凡そ同じであると考えられる。そのために、点R(ts)が標本点を頂点とする三角錐P0P1P2P3に対して特定の位置にあるとすると、参照画像データ61a上の特徴点を頂点とする三角錐P0'P1'P2'P3'に対して同等の位置にある点R'(ts)は、点R(ts)と解剖学的に同じ器官上の点、または同じ組織上の点に相当すると仮定することができる。この仮定の下では、数式25に示した実数a, b, cを用いて、次の数式26に示すように同様に表現できる直交座標軸O'-x'y'z'上にある点R'(ts)こそが、点R(ts)の解剖学的な対応点であると言える。

[数 2 6]

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

【 0 2 0 1 】

ここで、点R(ts)の位置ベクトルOR(ts)の直交座標軸O-xyzにおける各方向成分をxR(ts), yR(ts), zR(ts)と定義し、点R'(ts)の位置ベクトルO'R'(ts)の直交座標軸O'-x'y'z'における各方向成分をxR'(ts), yR'(ts), zR'(ts)と定義すると、次の数式27および数式28が成り立つ。

[数 2 7]

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

[数 2 8]

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

【 0 2 0 2 】

以下では、これまでに説明してきた数式に基づいて、直交座標軸 O -xyz 上にあるラジアル走査面上の任意点 R (t s) の解剖学的な対応点 R ' (t s) の位置ベクトル O ' R ' と、その直交座標軸 O ' -x'y'z' における各方向成分 x R ' (t s) , y R ' (t s) , z R ' (t s) と、を求める。

【 0 2 0 3 】

まず、数式 2 5 から、次の数式 2 9 が成り立つ。

10

[数 2 9]

$$\begin{aligned} \mathbf{OR(ts)} - \mathbf{OP_0(ts)} \\ = a\{\mathbf{OP_1(ts)} - \mathbf{OP_0(ts)}\} + b\{\mathbf{OP_2(ts)} - \mathbf{OP_0(ts)}\} + c\{\mathbf{OP_3(ts)} - \mathbf{OP_0(ts)}\} \end{aligned}$$

【 0 2 0 4 】

さらに、数式 2 7、数式 2 9、および数式 1 7 ~ 数式 2 3 から、次の数式 3 0 が成り立つ。

[数 3 0]

20

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

【 0 2 0 5 】

ここで、以降の式の表現を簡単にするために、3 行 3 列の行列 Q (t s) を次の数式 3 1 に示すように定義する。

[数 3 1]

30

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

【 0 2 0 6 】

この数式 3 1 の表現を用いると、数式 3 0 は、次の数式 3 2 に示すように表現される。

40

[数 3 2]

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

【 0 2 0 7 】

この数式 3 2 の左から、行列 Q (t s) の逆行列を掛けることにより、a , b , c を求

50

めるための次の数式 3 3 が得られる。

[数 3 3]

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

【 0 2 0 8 】

10

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

[数 3 4]

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

【 0 2 0 9 】

そして、数式 2 7、数式 2 9、および数式 1 7 ~ 数式 2 3 から数式 3 0 が導かれたのと同様に、数式 2 8、数式 3 4、および数式 6 ~ 数式 9 から次の数式 3 5 が導かれる。

[数 3 5]

20

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

【 0 2 1 0 】

ここでも同様に、以降の式の表現を簡単にするために、3 行 3 列の行列 $\mathbf{Q}'$ を次の数式 3 6 に示すように定義する。

[数 3 6]

30

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

【 0 2 1 1 】

この数式 3 6 の表現を用いると、数式 3 5 は、次の数式 3 7 に示すように表現される。

[数 3 7]

40

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

【 0 2 1 2 】

上述したように、数式 3 3 により a , b , c が求められているために、これを数式 3 7 へ代入することにより、次の数式 3 8 が得られる。

[数 3 8]

50

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

【 0 2 1 3 】

従って、次の数式 3 9 が得られる。

[数 3 9]

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

10

【 0 2 1 4 】

こうして、数式 2 8 と数式 3 9 とにより、直交座標軸 O -xyz 上にあるラジアル走査面上の任意点 R (ts) の解剖学的な対応点 R ' (ts) の位置ベクトル O ' R ' (ts) と、その直交座標軸 O ' -x' y' z' における各方向成分 x R ' (ts) , y R ' (ts) , z R ' (ts) と、を求めることができた。つまり、ラジアル走査面上の任意点 R (ts) に対して、3 次元ガイド画像作成回路 6 3 が上記ステップ S 5 3 においてボリュームメモリ 6 4 から読み出した 4 特徴点と 4 標本点の位置ベクトルの方向成分と回転行列とを用いて、数式 2 8 と数式 3 9 とにより計算することができる点 R ' (ts) の集合こそが、超音波断層像マーカ 7 1 なのである。

20

【 0 2 1 5 】

次に、(口) 超音波断層像マーカ 7 1 の、中心位置、法線方向、および 1 2 時方向の算出方法、について説明する。

【 0 2 1 6 】

数式 3 9 により、直交座標軸 O -xyz 上にあるラジアル走査面上の任意点 R (ts) と、直交座標軸 O ' -x' y' z' 上にある解剖学的な対応点 R ' (ts) と、の対応関係を求めることができた。

30

【 0 2 1 7 】

以下では、超音波断層像マーカ 7 1 の中心位置 C ' (ts) 、法線方向ベクトル V ' (ts) 、1 2 時方向ベクトル V 12 ' (ts) の算出方法について、それぞれ述べる。

【 0 2 1 8 】

(口 - 1) 超音波断層像マーカ 7 1 の中心位置 C ' (ts) の算出

受信コイル 4 2 の位置 C (ts) の解剖学上の対応点を C ' (ts) とする。点 C (ts) は超音波振動子 3 1 の回転中心であるために、結局、ラジアル走査面の中心である。故に、点 C ' (ts) は超音波断層像マーカ 7 1 の中心である。

【 0 2 1 9 】

O C (ts) の直交座標軸 O -xyz における各方向成分を x C (ts) , y C (ts) , z C (ts) とすると、次の数式 4 0 が成り立つ。

40

[数 4 0]

$$\mathbf{OC}(ts) = x_C(ts)\mathbf{i} + y_C(ts)\mathbf{j} + z_C(ts)\mathbf{k}$$

【 0 2 2 0 】

また、O ' C ' (ts) の直交座標軸 O ' -x' y' z' における各方向成分を x C ' (ts) , y C ' (ts) , z C ' (ts) とすると、次の数式 4 1 が成り立つ。

50

[数 4 1]

$$\mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts) = x_C'(ts)\mathbf{i}' + y_C'(ts)\mathbf{j}' + z_C'(ts)\mathbf{k}'$$

【 0 2 2 1 】

上述した数式 3 9 では点 R (ts) がラジアル走査面上の任意点であったために、点 R (ts) を点 C (ts) 、点 R ' (ts) を点 C ' (ts) と考えれば、この数式 3 9 から次の数式 4 2 を得る。

[数 4 2]

10

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

【 0 2 2 2 】

こうして、数式 4 1 と数式 4 2 により、参照画像データ 6 1 a 上における超音波断層像マーカ 7 1 の中心位置 C ' (ts) が求められる。

【 0 2 2 3 】

20

(図 - 2) : 超音波断層像マーカ 7 1 の 1 2 時方向ベクトル V 12 ' (ts) の算出

ラジアル走査面上において、平面の中心 C (ts) から 1 2 時方向へ単位距離にある点を R 12 (ts) (図 1 7 (A) 参照) とする。そして、この点 R 12 (ts) の解剖学上の対応点を、点 R 12 ' (ts) とする。

【 0 2 2 4 】

O R 12 (ts) の直交座標軸 O -xyz における各方向成分を x R 12 (ts) , y R 12 (ts) , z R 12 (ts) とすると、次の数式 4 3 が成り立つ。

[数 4 3]

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

30

【 0 2 2 5 】

また、O ' R 12 ' (ts) の直交座標軸 O ' -x'y'z' における各方向成分を x R 12 ' (ts) 、 y R 12 ' (ts) 、 z R 12 ' (ts) とすると、次の数式 4 4 が成り立つ。

[数 4 4]

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

40

【 0 2 2 6 】

数式 3 9 においては、点 R (ts) がラジアル走査面上の任意点であったために、点 R (ts) を点 R 12 (ts) 、点 R ' (ts) を点 R 12 ' (ts) と考えれば、数式 3 9 から次の数式 4 5 を得る。

[数 4 5]

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

【 0 2 2 7 】

こうして、数式 4 4 と数式 4 5 とにより、ラジアル走査面の中心 C (ts) から 1 2 時方向へ単位距離にある点 R 12 (ts) の、解剖学上の対応点 R 12 ' (ts) が求められる。

10

【 0 2 2 8 】

このとき、点 R 12 (ts) の位置ベクトルについて、超音波断層像の 1 2 時方向ベクトル V 12 (ts) を用いると、次の数式 4 6 が成り立つ。

[数 4 6]

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

【 0 2 2 9 】

この数式 4 6 は、次の数式 4 7 に書き換えられる。

[数 4 7]

20

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

【 0 2 3 0 】

従って、この数式 4 7 との対応関係から、O ' C ' (ts) - O ' R 12 ' (ts) の方向が超音波断層像マーカ 7 1 の 1 2 時方向ベクトル V 12 ' (ts) の方向であることが分かる。従って、このベクトルを単位長に規格化することにより、次の数式 4 8 に示すように、超音波断層像マーカ 7 1 における 1 2 時方向ベクトル V 12 ' (ts) が求められる。

[数 4 8]

30

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

数式 4 1 と数式 4 2 とにより O ' C ' (ts) が、数式 4 4 と数式 4 5 とにより O ' R 12 ' (ts) が、それぞれ既に求められているために、この数式 4 8 により V 12 ' (ts) を求めることができる。

【 0 2 3 1 】

ここで、より明快に V 12 ' (ts) を求める方法を述べておく。

【 0 2 3 2 】

40

因みに、数式 4 2 と数式 4 5 とを両辺それぞれ差し引くと、次の数式 4 9 が成り立つ。

[数 4 9]

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

50

この数式 49 の左辺は、 $O' C' (ts) - O' R_{12}' (ts)$ の直交座標軸 $O' -x'y'z'$ における各方向成分である。また、数式 49 の右辺の $\{ \}$ の中は、 $O C (ts) - O R_{12} (ts)$ の直交座標軸 $O -xyz$ における各方向成分である。さらに、数式 49 の右辺の $\{ \}$ の中は、数式 47 から $V_{12} (ts)$ の直交座標軸 $O -xyz$ における各方向成分であることが分かる。3次元ガイド画像作成回路 63 は、位置配向算出装置 4 からこの各方向成分をステップ S55 において取得している。

【 0 2 3 3 】

次に、 $V_{12} (ts)$ の直交座標軸 $O -xyz$ における各方向成分を $x_{V12} (ts)$, $y_{V12} (ts)$, $z_{V12} (ts)$ とすると、数式 49 から次の数式 50、数式 51 が得られる。

[数 5 0]

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

[数 5 1]

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

【 0 2 3 4 】

結局、この数式 51 を上述した数式 48 と同様に規格化することにより、超音波断層像マーカ 71 の 12 時方向ベクトル $V_{12}' (ts)$ を次の数式 52、数式 53 に示すように求めることができる。

[数 5 2]

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

[数 5 3]

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

なお、ここでは、 $V_{12}' (ts)$ の直交座標軸 $O' -x'y'z'$ における各方向成分を $x_{V12}' (ts)$, $y_{V12}' (ts)$, $z_{V12}' (ts)$ としている。

【 0 2 3 5 】

(口 - 3) : 超音波断層像マーカ 71 の法線方向ベクトル $V' (ts)$ の算出

超音波断層像マーカ 71 の法線方向ベクトルを $V' (ts)$ とすると、 $V' (ts)$ は超音波断層像マーカ 71 上の任意のベクトルと直交することになるために、結局、このようなベクトルを見つければ良い。

【 0 2 3 6 】

ところで、点 $R_1' (ts)$ 、点 $R_2' (ts)$ を超音波断層像マーカ 71 上の任意点とする。

【 0 2 3 7 】

これらの点 $R_1' (ts)$ 、点 $R_2' (ts)$ には、もともと解剖学上の対応点があっ

10

20

30

40

50

たはずであるために、それらを点 $R_1(t_s)$ 、点 $R_2(t_s)$ とする。そして、点 $R_1(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_{R1}(t_s)$ 、 $y_{R1}(t_s)$ 、 $z_{R1}(t_s)$ 、点 $R_2(t_s)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_{R2}(t_s)$ 、 $y_{R2}(t_s)$ 、 $z_{R2}(t_s)$ とすると、次の数式 54、数式 55 が成り立つ。

[数 5 4]

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

[数 5 5]

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

10

【 0 2 3 8 】

一方、点 $R_1'(t_s)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_{R1'}(t_s)$ 、 $y_{R1'}(t_s)$ 、 $z_{R1'}(t_s)$ 、点 $R_2'(t_s)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_{R2'}(t_s)$ 、 $y_{R2'}(t_s)$ 、 $z_{R2'}(t_s)$ とすると、次の数式 56、数式 57 が成り立つ。

[数 5 6]

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

20

[数 5 7]

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

【 0 2 3 9 】

数式 39 から、点 $R_1(t_s)$ と点 $R_1'(t_s)$ 、点 $R_2(t_s)$ と点 $R_2'(t_s)$ には次の数式 58、数式 59 に示すような関係がそれぞれある。

[数 5 8]

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

30

[数 5 9]

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

40

【 0 2 4 0 】

数式 58 と数式 59 とを両辺それぞれ差し引くと、次の数式 60 が得られる。

[数 6 0]

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

【 0 2 4 1 】

この数式 6 0 の両辺に、左から $\mathbf{Q}(ts)\mathbf{Q}'(-1)$ (ここに、「 $\mathbf{Q}'(-1)$ 」は $\mathbf{Q}'$ の逆行列を意味する。) を掛けると、次の数式 6 1 が得られる。

[数 6 1]

10

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

【 0 2 4 2 】

ここでラジアル走査面の法線方向ベクトル $\mathbf{V}(ts)$ の直交座標軸 $O-xyz$ における各方向成分を $x_V(ts)$, $y_V(ts)$, $z_V(ts)$ とすると、次の数式 6 2 を得る。

[数 6 2]

20

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

【 0 2 4 3 】

ここで、 $\mathbf{V}(ts)$ は、ラジアル走査面の法線方向ベクトルであるために、点 $R1(ts)$ を始点として点 $R2(ts)$ を終点とするベクトル $\mathbf{R2} - \mathbf{R1}(ts)$ と直交する。従って、次の数式 6 3 が成り立つ。

[数 6 3]

30

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

【 0 2 4 4 】

この数式 6 3 の右辺の { } の中に数式 6 1 を代入することにより、次の数式 6 4 を得る。

[数 6 4]

40

$$\begin{pmatrix} x_V(ts) & y_V(ts) & z_V(ts) \end{pmatrix} \mathbf{Q}(ts)\mathbf{Q}'^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}'(ts) \\ y_{R1}'(ts) \\ z_{R1}'(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}'(ts) \\ y_{R2}'(ts) \\ z_{R2}'(ts) \end{pmatrix} \right\} = 0$$

【 0 2 4 5 】

ここで、 $\mathbf{V}'(ts)$ の直交座標軸 $O'-x'y'z'$ における各方向成分を $x_V'(ts)$, $y_V'(ts)$, $z_V'(ts)$ とすると、次の数式 6 5 を得る。

[数 6 5]

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

【 0 2 4 6 】

さらに、各方向成分を次の数式 6 6 に示すように定義する。

[数 6 6]

$$\begin{pmatrix} x_V'(ts) & y_V'(ts) & z_V'(ts) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_V(ts) & y_V(ts) & z_V(ts) \end{pmatrix} \mathbf{Q}(ts) \mathbf{Q}^{-1}$$

【 0 2 4 7 】

10

この数式 6 6 の定義式を用いると、数式 6 4 は次の数式 6 7 に示すように書き換えられる。

[数 6 7]

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

【 0 2 4 8 】

20

この数式 6 7 は、次の数式 6 8 に示すように表現することができる。

[数 6 8]

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

【 0 2 4 9 】

この数式 6 8 は、結局、 $\mathbf{V}'(ts)$ が超音波断層像マーカ 7 1 上の任意の 2 点を結ぶベクトルに常に直交するということを意味しているために、数式 6 5 および数式 6 6 で与えられる $\mathbf{V}'(ts)$ は、超音波断層像マーカ 7 1 の法線方向ベクトルである。このようにして、数式 6 5 および数式 6 6 により、超音波断層像マーカ 7 1 の法線方向ベクトル $\mathbf{V}'(ts)$ が求められる。

30

【 0 2 5 0 】

図 1 6 の説明に戻って、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、上述したステップ S 5 7 で求めた超音波断層像マーカ 7 1 の位置と配向（中心位置、法線方向、12 時方向）とを基に、図 1 8 に示す断層像マーカ用 12 時方向マーカ 7 1 a を付した平行四辺形の超音波断層像マーカ 7 1 を作成する。そして、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、超音波断層像マーカ 7 1 を、その位置と配向とを基にして、ボリュームメモリ 6 4 内のボクセル空間の対応するボクセルへ書き出す（ステップ S 5 8）。ボクセル空間内には既に抽出回路 6 2 が抽出して補間した抽出データが書き出されているために、超音波断層像マーカ 7 1 と抽出データとは合成されたデータ（以下、合成データ）となる。図 1 9 は、超音波断層像マーカ 7 1 と抽出データとの合成データの様子を示す図である。なお、図 1 1 においては十二指腸の図示を省略していたが、この図 1 9 においては、超音波断層像マーカ 7 1 の中に十二指腸壁を示す指標を重畳した状態を図示している。

40

【 0 2 5 1 】

次に、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、ボリュームメモリ 6 4 内のボクセル空間から合成データを読み出す。このとき、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、読み出した直後に、ボクセル空間から超音波断層像マーカ 7 1 を消去する（ステップ S 5 9）。

【 0 2 5 2 】

そして、3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、合成データに基づいて、陰面消去、陰影付

50

加、視線変換に伴う座標変換等の公知の３次元画像処理を加え、３次元ガイド画像データを作成する。その後、３次元ガイド画像作成回路６３は、３次元ガイド画像データを混合回路６５へ出力する（ステップＳ６０）。

【０２５３】

すると、混合回路６５は、超音波観測装置３から入力される超音波断層像データと、３次元ガイド画像作成回路６３から入力される３次元ガイド画像データと、を並べて、混合データとして表示回路６６へ出力する。表示回路６６は、混合データをアナログビデオ信号に変換し、表示装置９へ出力する。表示装置９は、図２０に示すように、超音波断層像９ａ２と、３次元ガイド画像９ａ１と、を並べて表示する（ステップＳ６１）。ここに、図２０は、表示画面９ａに超音波断層像９ａ２と３次元ガイド画像９ａ１とを並べて表示している様子を示す図である。３次元ガイド画像上で表現される各器官は、参照画像データ６１ａで器官別に色分けされた元々の色を用いて表示される。この図２０に示す例においては、脾臓を水色、大動脈を赤、上腸間膜静脈を紫、十二指腸壁を黄として表示している。

10

【０２５４】

制御回路６７は、ステップＳ５５からステップＳ６１の処理を行っている間に、術者が再び走査制御キー１２ｈを押してラジアル走査の終了を指示しているか否かを確認している（ステップＳ６２）。

【０２５５】

ここで、術者が走査制御キー１２ｈを押していない場合には、上記ステップＳ５５へ戻って、上述したような処理を繰り返して行う。

20

【０２５６】

一方、術者が再び走査制御キー１２ｈを押して、ラジアル走査の終了を指示した場合には、制御回路６７は、上記処理を終了させて、ラジアル走査の制御オフを指令するための走査制御信号を超音波観測装置３へ出力する。超音波観測装置３は、この走査制御信号を受けると、モータ３３へ回転をオフに制御する回転制御信号を出力する。モータ３３は、この回転制御信号を受けて、超音波振動子３１の回転を停止させる。

【０２５７】

このように、ステップＳ５５からステップＳ６１の処理を繰り返すことにより、超音波振動子３１が１回のラジアル走査をして超音波観測装置３が超音波断層像データを作成し、超音波断層像データが超音波観測装置３から混合回路６５に入力する都度に、新たな３次元ガイド画像が作成され、新たな超音波断層像とともに表示装置９の表示画面９ａにリアルタイムに更新されつつ表示される。すなわち、術者の可撓部２２、硬性部２１の用手的操作に伴うラジアル走査面の移動とともに、３次元ガイド画像の超音波断層像マーカ７１が例えば図２０の白抜き矢印７３に示すように抽出データに対して移動して行く。

30

【０２５８】

超音波診断装置の各構成要素の内の、特に、超音波内視鏡１は、体腔内での位置を術者が直視することができず、かつ、被検者の体腔内に挿入する部分が可撓性のある材料により形成されているために、走査面の位置を術者が正確に把握するのは困難である。実際の使用においては、術者は、病変部を推定して超音波画像に映し出すようにしていたが、この超音波画像を読映するにはかなりの熟練度が要求される。従って、これが超音波内視鏡１の普及の妨げの要因となっていた。

40

【０２５９】

これに対して、このような実施例１によれば、参照画像データ６１ａ上の関心器官の配置と実際の被検者の器官の配置とが同じであると仮定して、標本点から補正した超音波断層像の観察位置を、参照画像データ６１ａから計算式を用いて構築した３次元ガイド画像上に超音波断層像マーカ７１として重畳するようにしたために、超音波断層像による観察位置を、３次元ガイド画像上で、より分かり易く確認することができる。

【０２６０】

これにより術者は、可撓部２２を備える超音波内視鏡１を操作しながら、超音波断層像

50

で現在観察しているのが、解剖学的に被検者のどの位置であるのかを、例えば器官別に色分けされた3次元ガイド画像により認識することができる。こうして、正確な診断を、より容易に行うことが可能となる。従って、検査時間を短縮することが可能になるとともに、初心者が超音波内視鏡を備える超音波診断装置の操作を学習するために要する時間を軽減することが可能となる。上述したような、被検者の体内から超音波を照射するタイプの超音波診断装置は、体外から超音波を照射するタイプの超音波診断装置よりも医学的な有用性ははるかに大きいために、前者の普及を計ることにより、より医学の進歩に貢献することができる。

【0261】

また、本実施例によれば、4つの標本点で生成される三角錐に対する位置と、4つの特徴点で生成される三角錐に対する位置と、が同じ位置関係にある場合には、各点が解剖学的に対応する点であると仮定して、この仮定に基づき3次元ガイド画像を作成するようにしたために、被検者の体位の変化や、体格の差も自動的に補正することができ、3次元ガイド画像をより正確に作成することができる。

10

【0262】

さらに、本実施例によれば、ラジアル走査中に、自動で、リアルタイムで、超音波画像と3次元ガイド画像とを併せて観察することができるようにしたために、術者はいま見ている超音波断層像が解剖学的に生体のどこに相当しているのかを容易に把握することができる。これにより、術者は、超音波内視鏡1の走査面を様々な角度に変えたとしても、3次元ガイド画像を用いて関心領域を正確に観察することができる。

20

【0263】

そして、本実施例によれば、3次元ガイド画像を、走査面の位置だけでなく配向も検出して作成するようにしたために、ラジアル走査の走査面の配向を変えると超音波断層像マーカ71の配向も自動的に変わり、3次元ガイド画像が常に正確に作成される。そのために、術者は、超音波内視鏡1の走査面を関心領域の近傍で様々な角度に変えたとしても、3次元ガイド画像を用いて関心領域を正確に観察することができる。

【0264】

加えて、本実施例によれば、脾臓、脾管、総胆管、門脈などの器官を予め色分け等で属性を変えて得たデータを参照画像データ61aとして用い、3次元ガイド画像として器官別に色分けされた画像を表示するようにしたために、3次元ガイド画像上の指標となる器官を分かり易い態様で観察することができる。そして、3次元ガイド画像を見ながら体腔内で超音波内視鏡1の走査面を変更させることができる。このことは、病変部等の関心領域へのアプローチを早くすることにつながるために、やはり検査時間の短縮に寄与することができる。

30

【0265】

また、本実施例によれば、4つの標本点の内の、体表の標本点（剣状突起と骨盤右端）を姿勢検出プレート6とマークスティック7とを用いて検出するとともに、体腔内の標本点（幽門と十二指腸乳頭）を超音波内視鏡1の先端に設けた受信コイル42を用いて検出するようにしている。つまり、体表の標本点と体腔内の標本点とを別々に検出するようにしている。このために、例えば超音波内視鏡1だけで体表上の標本点を検出するのに比べて、超音波内視鏡1の術前の汚れを清拭する手間を軽減することができる。さらに、特に、体腔内でも標本点を取得できるように構成したために、超音波内視鏡1の動きに伴って体腔内を関心領域が動くときにも、体腔内の標本点が一緒に動くことが想定でき、より正確な3次元ガイド画像を作成することが可能となる。さらに、特に脾臓検査や肺の検査では、関心領域の近傍で標本点を取得することができるが、標本点に近いほど、また、標本点でつくられた凸な三角錐の外側の空間よりも該三角錐の内側に含まれる空間であるほど、超音波断層像マーカ71の位置と配向の算出が正確になることが予想されるために、標本点を体腔内の適切な場所に取得することにより、関心領域の近傍でより正確な3次元ガイド画像を作成することができる。

40

【0266】

50

なお、上述では、腓臓頭部の検査を想定して、腓臓頭部に近い剣状突起、骨盤右端、幽門、十二指腸乳頭に特徴点、標本点を設定するようにしている。しかし、本実施例によれば、特徴点も標本点も、マウス 11 やキーボード 12 からの指示と、位置配向算出装置 4 の出力と、を通じて設定することができるようになっていたために、術前に関心領域が分かっている場合には、関心領域に近い特徴点、標本点を設定することが容易である。例えば、腓臓体部の検査を想定した場合には、この腓臓体部に近い特徴点、標本点として、噴門を加えることが可能である。そして、上述したように、標本点に近く、標本点でつくられる三角錐の内側であるほど、超音波断層像マーカ 71 の位置と配向の算出が正確となり、関心領域の近傍でより正確な 3 次元ガイド画像を作成することができる。

【0267】

10

また、本実施例によれば、姿勢検出プレート 6 を、その基準位置が剣状突起に重なるように被検者に固定し、常に姿勢検出プレート 6 の位置および配向の変化を取得して、標本点を補正し 3 次元ガイド画像を作成するようにしたために、標本点取得中やラジアル走査中に被検者の体位に変化があったとしても、より正確な 3 次元ガイド画像を作成することができる。

【0268】

背景技術において述べた特開 2004-113629 号公報に開示されている超音波診断装置をはじめとして、これまでに公知となっている超音波診断装置では、外部からの画像と超音波画像とで位置や配向を照合するための標本点の指定方法が不明瞭であった。特に、超音波内視鏡 1 のような可撓性のある超音波プローブを体腔内へ挿入する形態の超音波診断装置では、超音波プローブの操作自体で関心器官を移動させてしまう場合がある。従って、体表の点だけを標本点として用いて参照画像との位置を照合させると、ガイド画像が不正確になるという課題があった。これに対して、本実施例によれば、超音波内視鏡 1 に鉗子チャンネル 51 を設けて、位置検出プローブ 8 を鉗子チャンネル 51 の鉗子口 52 から挿入して突出口 53 から突出させ、光学像視野下で位置検出プローブ 8 の先端を標本点に接触させて体腔表面の標本点を指定するように構成したために、光学像視野下で正確に体腔表面の標本点を指定し、正確なガイド画像を作成することができる。

20

【0269】

なお、上述した実施例 1 においては、鉗子チャンネル 51 を備えた超音波内視鏡 1 と、この鉗子チャンネル 51 に挿通する位置検出プローブ 8 と、を超音波診断装置が備える構成としたが、このような構成に限るものではない。例えば、鉗子チャンネル 51 を設けることなく、硬性部 21 に受信コイル 42 を内蔵させたタイプの、専用の超音波内視鏡 1 を備えるように構成しても構わない。

30

【0270】

また、上述した実施例 1 においては、特徴点はマウス 11 やキーボード 12 からの指示により設定されるようになっていたが、検査の関心領域やプロトコルが予め決まっている場合には、工場出荷時等に数種類の特徴点のセットをデフォルトで参照画像記憶部 61 に記憶させておき、術者によるマウス 11、キーボード 12 から制御回路 67 を介した指示により、標本点を取得する前に参照画像記憶部 61 から適切な特徴点のセットを読み出すようにしても良い。

40

【0271】

さらに、上述した実施例 1 においては、特徴点を設定する際に、術者が、順次、キーボード 12 上の所定のキーを押すか画面上のメニューをマウス 11 でクリックして行くことにより、参照画像データ 61a が 1 番から番号の少ない順に 2 番、3 番、4 番、... と表示装置 9 の画面上に表示されるようにしている。しかし、これに限らず、一度に複数の参照画像データ 61a を読み込んで、読み込んだ複数の参照画像データ 61a を表示装置 9 に一覧表示させるようにしても構わない。

【0272】

そして、上述した実施例 1 においては、姿勢検出プレート 6 やマーカスティック 7 を被検者の剣状突起や骨盤などの予め決まった複数の位置に取り付けて、被検者の体位の変化

50

や、体格の差を補正した後に、1個の姿勢検出プレート6のみを残してマークスティック7を取り外し、残した姿勢検出プレート6を用いて検査中の被検者の体位の変化を補正するようにしている。しかし、検査直前に麻酔をかけて被検者の体位の変化がなくなったのを見計らって、1個のマークスティック7を用いて複数点の位置を順次計測するようにしても良い。また、検査中に、姿勢検出プレート6のほかにマークスティック7を常時取り付けておき、被検者の体位の変化を補正するようにしても良い。このように、マークスティック7を被検者の適切な場所に取り付けるようにすれば、3次元ガイド画像をより正確にすることが可能となる。

【0273】

加えて、上述した実施例1においては、中心位置、法線方向、12時方向を算出して、これらに基づき超音波断層像マーカ71を求めるようにした。しかしこれに限らず、例えば、超音波断層像データの4隅の点を数式39によりそれぞれ変換して解剖学的に対応する4つの点を求め、これら4つの対応点に基づいて、超音波断層像マーカ71を求めるようにしても良い。また、3次元ガイド画像の大きさを、超音波断層像データの4隅の点から決めるのではなく、術者が、予め、表示サイズおよび表示倍率を勘定に入れて、キーボード12から大きさを数値で入力するか、マウス11を用いて画面上の大きさメニューを選択することにより、指定するようにしても良い。

10

【0274】

さらに、上述した実施例1においては位置検出手段として送信アンテナ5と受信コイル42とを用い、磁場により位置と配向とを検出するようにしたが、磁場の代わりに、加速度や他の手段を用いて、位置と配向とを検出するようにしても構わない。また、体腔に挿入される位置検出プローブ8側に受信コイル42を設け、被検者の外側に送信アンテナ5を配置するようにしたが、これらの送受を逆にして、位置検出プローブ8側に送信アンテナを設け、被検者の外側に受信コイルを配置するようにしても良い。

20

【0275】

そして、上述した実施例1においては、原点0を送信アンテナ5の特定の位置に設定するように構成したが、該送信アンテナ5との位置関係が変わることのない他の場所に設定するようにしても構わない。

【0276】

加えて、上述した実施例1においては、超音波内視鏡1としてラジアル走査型の超音波内視鏡1を設ける例を説明したが、このラジアル走査型の超音波内視鏡1に代えて、背景技術において述べた特開2004-113629号公報に開示されているような、挿入軸の一方に超音波振動子31群を扇状に設けた電子コンベックス型の超音波内視鏡を設けるようにしても良く、本発明は、超音波の走査方式に限定されるものではない。

30

【0277】

また、上述した実施例1においては、参照画像データ61aを、画素毎に器官別に分類した後に色分けで属性を変えて得た画像データとしたが、属性の違いを色により表したデータに限るものではなく、輝度値を変えることにより表したデータであっても良く、その他の態様を用いて表すようにしたデータでも構わない。

【0278】

同様に、上述した実施例1においては、3次元ガイド画像上の各器官を、器官別に色分けして表示するように構成しているが、色分けの態様をとるに限るものではなく、輝度、明度、彩度等の、他の態様により分けて表すようにしても良い。

40

【実施例2】

【0279】

図21、図22は本発明の実施例2を示したものであり、図21は外部機器が接続された超音波画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【0280】

この実施例2において、上述の実施例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。

50

【0281】

本実施例における超音波画像処理装置10は、上述した実施例1の図1に示した超音波画像処理装置10に対して、さらに通信手段たる通信回路69を付加したものとなっている。この通信回路69は、大容量のデータを高速に通信することができる通信モデムを含んで構成されている。

【0282】

この通信回路69は、参照画像記憶部61に接続されるとともに、制御回路67に接続されて制御されるようになっている。

【0283】

さらに、この通信回路69は、光通信やADSL等の高速のネットワーク75に接続されており、このネットワーク75上には、本超音波診断装置の外部機器であるX線3次元ヘリカルCT装置76や、3次元MRI装置77が接続されている。そして、通信回路69は、これらの外部機器から受信した画像データを、参照画像データ61aとして参照画像記憶部61に記憶させるようになっている。

10

【0284】

その他の構成については、上述した実施例1と同様である。

【0285】

次に、このような実施例2において、上述した実施例1と異なる作用について説明する。概要を述べると、本実施例は、参照画像データ61aを取得する作用、および関心器官を抽出する作用が、上述した実施例1と異なっている。

20

【0286】

術者は、事前に、X線3次元ヘリカルCT(Computer Tomography)装置や3次元MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置を用いて、被検者の腹部全体に渡る参照画像データ61aを取得しておく。

【0287】

その後、この超音波診断装置を用いて被検者を検査する際に、術者は、キーボード12の所定のキーを押すか、または表示装置9の画面上のメニューをマウス11で選択することにより、参照画像データ61aの取得を指示する。このとき同時に、術者は、入手先の外部機器をどの機器にするかも指示する。この指示を受けて、制御回路67は、通信回路69に、参照画像データ61aの取り込みとその入手先とを指令する。

30

【0288】

入手先が、例えばX線3次元ヘリカルCT装置76であった場合には、通信回路69は、ネットワーク75から複数枚の2次元CT画像を取り込み、参照画像記憶部61へ参照画像データ61aとして記憶させる。X線3次元ヘリカルCT装置76で撮像する際には、予めX線造影剤を被検者の静脈から注入して、大動脈、上腸間膜静脈等の血管や、血管を多く含む器官などが、2次元CT画像上において高輝度で表示されるようにし、周囲の組織とは輝度差が付きやすいようにしておく。

【0289】

一方、入手先が、例えば3次元MRI装置77であった場合には、通信回路69は、ネットワーク75から複数枚の2次元MRI画像を取り込み、参照画像記憶部61へ参照画像データ61aとして記憶させる。3次元MRI装置77で撮像する際には、予め核磁気共鳴の感度の高いMRI用造影剤を被検者の静脈から注入して、大動脈、上腸間膜静脈等の血管や、血管を多く含む器官などが、2次元MRI画像上において高輝度で表示されるようにし、周囲の組織とは輝度差が付きやすいようにしておく。

40

【0290】

以下の作用は、術者が入手先としてX線3次元ヘリカルCT装置76を選択した場合と3次元MRI装置77を選択した場合とで同様となるために、入手先としてX線3次元ヘリカルCT装置76を選択し、通信回路69が複数枚の2次元CT画像を参照画像データ61aとして取り込んだ場合についてのみ、作用を説明する。

【0291】

50

図 2 2 は、参照画像記憶部 6 1 から読み出して表示した参照画像に写っている関心器官を指定する様子を示す図である。

【 0 2 9 2 】

この図 2 2 には、実施例 1 と同様に、n 番の参照画像データ 6 1 a を表示画面 9 a に表示したときの様子を示している。この参照画像は、X 線造影剤の作用により、大動脈や上腸間膜静脈等の血管が高輝度に、脾臓等の末梢血管を多く含む器官が中輝度に、十二指腸等が低輝度に、それぞれ造影された画像となっている。

【 0 2 9 3 】

抽出回路 6 2 は、参照画像記憶部 6 1 から、1 番から N 番までの全ての参照画像データ 6 1 a を読み出す。

10

【 0 2 9 4 】

そして、抽出回路 6 2 は、1 番から N 番までの全ての参照画像データ 6 1 a に渡り、輝度値に応じて、高輝度の血管（大動脈、上腸間膜静脈）には赤を、中輝度の脾臓には水色を、低輝度の十二指腸には黄を、それぞれ割り当てて、再度、参照画像を別々に抽出する。

【 0 2 9 5 】

抽出回路 6 2 は、この色の割り当てが完了した後に、色分けした画像を、参照画像記憶部 6 1 へ参照画像データ 6 1 a として再び記憶させる。

【 0 2 9 6 】

その他の作用については、上述した実施例 1 と同様である。

20

【 0 2 9 7 】

このような実施例 2 によれば、超音波診断装置を、外部機器である X 線 3 次元ヘリカル CT 装置 7 6 や 3 次元 MRI 装置 7 7 などと接続して、複数枚の 2 次元 CT 画像や複数枚の 2 次元 MRI 画像などを入力し参照画像データ 6 1 a として用いるようにしたために、3 次元ガイド画像が被検者自身のデータから作成されることになり、3 次元ガイド画像がより正確になると期待することができる。そして、参照画像データ 6 1 a として、最も明瞭に関心領域付近が写っているデータを選択することができるために、より観察し易い 3 次元ガイド画像を表示することが可能となる。

【 0 2 9 8 】

さらに、本実施例によれば、予め、X 線造影剤等を用いて、血管や血管を多く含む器官が周囲組織よりも高輝度になる参照画像データ 6 1 a を撮影している。そして、抽出回路 6 2 が、参照画像データ 6 1 a の輝度値に応じて、高輝度の血管（大動脈、上腸間膜静脈）や、中輝度の脾臓や、低輝度の十二指腸に、属性としてそれぞれ別の色を割り当てて、別々に抽出するようにしているために、血管や脾臓等の器官を容易に抽出することができる。これにより、器官の境界が明瞭で分かり易い 3 次元ガイド画像を構築することができる。

30

【 0 2 9 9 】

本実施例によれば、その他、実施例 1 と同様の効果を奏することができる。

【 0 3 0 0 】

なお、上述した実施例 2 においては、複数枚の 2 次元 CT 画像を参照画像データ 6 1 a として用いる例について説明したが、スライスした多数の 2 次元 CT 画像を重ねて、中身の詰まったボリュームデータを再構築し、参照画像データ 6 1 a として用いるようにしても良い。

40

【 0 3 0 1 】

また、上述した実施例 2 においては、参照画像データ 6 1 a として、複数枚の 2 次元 CT 画像や 2 次元 MRI 画像を用いるようにしたが、これに代えて、被検者自身から本実施例で説明したような超音波振動子 3 1 を内蔵する超音波内視鏡 1 を用いて事前に取得した 3 次元画像データを、参照画像データ 6 1 a として用いるようにしても良い。さらに、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構わない。加えて、体外から超音波を照射する方式のいわ

50

ゆる、体外式の超音波診断装置を用いて事前を取得した３次元画像データを用いるようにしても良い。

【０３０２】

なお、実施例１の変形例で述べたような変形例を、この実施例２においてもほぼ同様に採用することが可能である。

【実施例３】

【０３０３】

図２３は本発明の実施例３を示したものであり、図２３は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【０３０４】

この実施例３において、上述の実施例１，２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。

【０３０５】

この実施例３の超音波診断装置は、上述した実施例１の図１に示した超音波診断装置と、以下の点が異なっている。

【０３０６】

実施例１の超音波診断装置においては、可撓部２２にフレキシブルシャフト３２を、操作部２３にモータ３３およびロータリーエンコーダ３４を、それぞれ設けた機械式ラジアル走査型の超音波内視鏡を用いていた。これに対して、本実施例３においては、電子ラジアル走査型の超音波内視鏡１を用いており、フレキシブルシャフト３２、モータ３３、およびロータリーエンコーダ３４を設けるのを省略している。

【０３０７】

すなわち、図２３に示すように、本実施例の硬性部２１には、図１に示した超音波振動子３１に代えて、超音波振動子アレイ８１が設けられている。この超音波振動子アレイ８１は、挿入軸の周囲に、該挿入軸に沿った短冊状をなすように切断された極小の超音波振動子群が、該挿入軸を略中心とする環状に配列されて構成されたものである。この超音波振動子アレイ８１を構成する各超音波振動子は、それぞれ信号線８２を介して、操作部２３を経由し超音波観測装置３と接続されている。

【０３０８】

その他の構成については、上述した実施例１と同様である。

【０３０９】

次に、このような実施例３において、上述した実施例１と異なる作用について説明する。概要を述べると、本実施例は、超音波断層像を取得する作用、特にラジアル走査の作用が、上述した実施例１と異なっている。

【０３１０】

超音波観測装置３は、超音波振動子アレイ８１を構成する超音波振動子の内の、一部かつ複数の超音波振動子にのみ、パルス電圧状の励起信号を送信する。励起信号を受け取った超音波振動子は、該信号を、媒体の疎密波である超音波に変換する。

【０３１１】

このとき、超音波観測装置３は、各励起信号がそれぞれの超音波振動子に到着する時刻が異なるように、各励起信号に遅延をかけている。より具体的には、この遅延は、各超音波振動子が励起する超音波が被検者の生体内で重ね合わせられたときに、一本の超音波のビームを形成するようかけられる。こうしてビームとして形成された超音波は、被検者の生体内へ照射される。この照射によって発生する生体内からの反射波は、照射したときと逆の経路を辿って、各超音波振動子へ到達する。各超音波振動子は、この反射波を電気的なエコー信号に変換し、前記励起信号とは逆の経路により超音波観測装置３へ送信する。

【０３１２】

次に、超音波観測装置３は、超音波のビームが硬性部２１および可撓部２２の挿入軸に垂直な平面（ラジアル走査面）内をラジアル走査するように、超音波のビームの形成に関

10

20

30

40

50

与する複数の超音波振動子を選択し直して、選択した超音波振動子へ向けて再び励起信号を送信する。これにより、超音波のビームの照射方向の角度が変化する。このような処理を繰り返して行うことにより、いわゆる、電子ラジアル走査が行われる。

【0313】

そして、上述した実施例1においては、超音波断層像データの12時方向を、超音波内視鏡1に対してどの方向に向けて、超音波観測装置3が該超音波断層像データを作成するかは、ロータリーエンコーダ34からの回転角度信号により決定していた。これに対して、本実施例においては、超音波観測装置3が超音波ビームの形成に参与する複数の超音波振動子を選択し直し、再び励起信号を送信するように構成されているために、超音波観測装置3が12時方向としてどの超音波振動子を選択するかに応じて、超音波断層像データの12時方向が決定されるようになっている。

10

【0314】

その他の作用については、上述した実施例1と同様である。

【0315】

上述した実施例1では、超音波振動子31を回転させる機械式ラジアル走査を採用しているために、フレキシブルシャフト32のねじれが生じる可能性がある。そして、フレキシブルシャフト32のねじれに起因して、ロータリーエンコーダ34の角度出力と実際の超音波振動子31との間に角度ずれが生じる可能性があり、これが原因となって、超音波断層像と3次元ガイド画像との12時方向が互いにずれる可能性がある。

【0316】

20

これに対して、本実施例3によれば、電子ラジアル走査を行う超音波内視鏡1を採用して、超音波観測装置3が12時方向として選択する超音波振動子に応じて、超音波断層像の12時方向が決定されるようにしたために、該12時方向のずれが生じるのを防ぐことができる。これにより、表示装置9に表示される3次元ガイド画像における超音波断層像マーカ71や断層像マーカ用12時方向マーカ71aと、超音波断層像と、の間の生じる可能性のある12時方向のずれを小さくすることができ、正確な3次元ガイド画像を構築することが可能となる。

【0317】

その他の効果については、上述した実施例1と同様である。

【0318】

30

なお、上述した実施例3においては、超音波内視鏡1の硬性部21の先端側に超音波振動子アレイ81を設けているが、この超音波振動子アレイ81としては、360°全周に渡って設けられたものでも良いが、これよりも少ない角度で設けられたものであっても構わない。例えば、270°や180°のように、硬性部21の周方向の一部のみに設けられたものであっても良い。

【0319】

さらに、実施例1で述べたような変形例を、この実施例3においてもほぼ同様に採用することが可能である。

【0320】

なお、本発明は上述した実施例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。

40

【産業上の利用可能性】

【0321】

本発明は、生体内へ超音波を送受して得られる超音波信号に基づき超音波断層像を作成する超音波診断装置に好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0322】

【図1】本発明の実施例1における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】上記実施例1における位置検出プローブの構成を示す図。

【図3】上記実施例1における姿勢検出プレートの構成を示す斜視図。

50

【図 4】上記実施例 1 におけるマーカスティックの構成を示す斜視図。

【図 5】上記実施例 1 において、参照画像記憶部に記憶された参照画像データの概要を示す図。

【図 6】上記実施例 1 におけるボクセル空間の概要を示す図。

【図 7】上記実施例 1 において、送信アンテナ上に定義した直交座標軸 $O-xyz$ と正規直交基底 i, j, k とを示す図。

【図 8】上記実施例 1 における、超音波画像処理装置、マウス、キーボード、および表示装置の全体の作用を示すフローチャート。

【図 9】上記図 8 のステップ S 1 における関心器官抽出処理の詳細を示すフローチャート。

10

【図 10】上記実施例 1 において、参照画像記憶部から読み出して表示した参照画像に写っている関心器官を指定する様子を示す図。

【図 11】上記実施例 1 において、ボクセル空間へ書き出された抽出データの様子を示す図。

【図 12】上記図 8 のステップ S 2 における特徴点指定処理の詳細を示すフローチャート。

【図 13】上記実施例 1 において、参照画像記憶部から読み出して表示した参照画像において特徴点を指定する様子を示す図。

【図 14】上記図 8 のステップ S 3 における標本点指定処理の詳細を示すフローチャート。

20

【図 15】上記実施例 1 において、位置検出プローブを十二指腸乳頭に接触させようとしているときの表示画面の光学像を示す図。

【図 16】上記図 8 のステップ S 4 における 3 次元ガイド画像作成・表示処理の詳細を示すフローチャート。

【図 17】上記実施例 1 において、標本点とラジアル走査面との関係と、特徴点と超音波断層像マーカとの関係と、を示す図。

【図 18】上記実施例 1 における超音波断層像マーカを示す図。

【図 19】上記実施例 1 において、超音波断層像マーカと抽出データとの合成データの様子を示す図。

【図 20】上記実施例 1 において、表示画面に超音波断層像と 3 次元ガイド画像とを並べて表示している様子を示す図。

30

【図 21】本発明の実施例 2 における、外部機器が接続された超音波画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 22】上記実施例 2 において、参照画像記憶部から読み出して表示した参照画像に写っている関心器官を指定する様子を示す図。

【図 23】本発明の実施例 3 における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0323】

- 1 ... 超音波内視鏡
- 2 ... 光学観察装置
- 3 ... 超音波観測装置（超音波断層像作成手段）
- 4 ... 位置配向算出装置（検出手段）
- 5 ... 送信アンテナ
- 6 ... 姿勢検出プレート（体表標本点位置検出手段、体位検出手段）
- 6 a , 6 b , 6 c ... プレートコイル
- 6 d ... 体表接触面
- 7 ... マーカスティック（体表標本点位置検出手段）
- 7 a ... マーカコイル
- 8 ... 位置検出プローブ
- 9 ... 表示装置（表示手段）

40

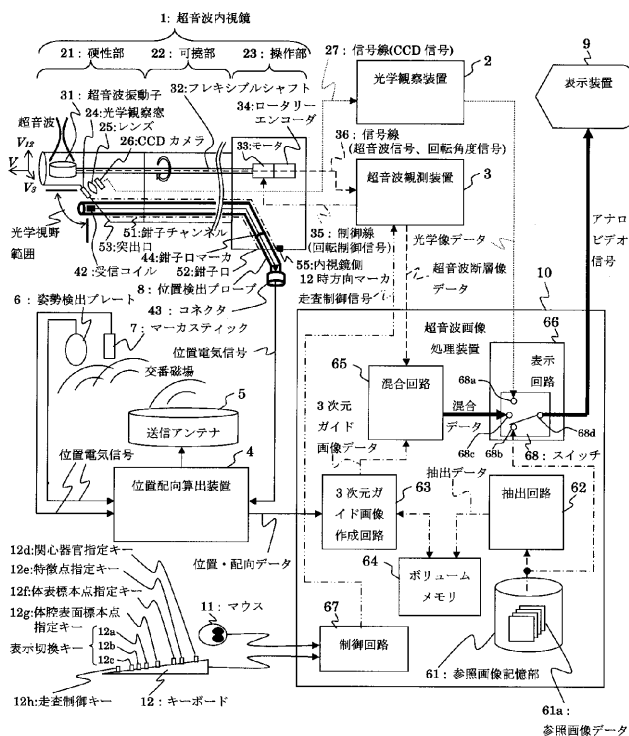
50

9 a ... 表示画面	
9 b ... ボイнта	
1 0 ... 超音波画像処理装置	
1 1 ... マウス (関心領域指定手段)	
1 2 ... キーボード	
1 2 a , 1 2 b , 1 2 c ... 表示切換キー	
1 2 d ... 関心器官指定キー (関心領域指定手段)	
1 2 e ... 特徴点指定キー	
1 2 f ... 体表標本点指定キー	
1 2 g ... 体腔表面標本点指定キー	10
1 2 h ... 走査制御キー	
2 1 ... 硬性部	
2 2 ... 可撓部	
2 3 ... 操作部	
2 4 ... 光学観察窓	
2 5 ... レンズ	
2 6 ... C C D カメラ	
2 7 ... 信号線	
3 1 ... 超音波振動子	
3 2 ... フレキシブルシャフト	20
3 3 ... モータ	
3 4 ... ロータリーエンコーダ	
3 5 ... 制御線	
3 6 ... 信号線	
4 1 ... 外筒	
4 2 ... 受信コイル (体腔内標本点位置検出手段)	
4 3 ... コネクタ	
4 4 ... 鉗子口マーカ	
4 5 ... プローブ側 1 2 時方向マーカ	
5 1 ... 鉗子チャンネル	30
5 2 ... 鉗子口	
5 3 ... 突出口	
5 5 ... 内視鏡側 1 2 時方向マーカ	
6 1 ... 参照画像記憶部 (参照画像データ保持手段)	
6 1 a ... 参照画像データ	
6 2 ... 抽出回路 (抽出手段)	
6 3 ... 3 次元ガイド画像作成回路 (3 次元ガイド画像作成手段、標本点位置補正手段、 ガイド画像作成手段)	
6 4 ... ボリュームメモリ	
6 5 ... 混合回路	40
6 6 ... 表示回路	
6 7 ... 制御回路	
6 8 ... スイッチ	
6 8 a , 6 8 b , 6 8 c ... 入力端子	
6 8 d ... 出力端子	
6 9 ... 通信回路 (通信手段)	
7 1 ... 超音波断層像マーカ	
7 1 a ... 断層像マーカ用 1 2 時方向マーカ	
7 5 ... ネットワーク	
7 6 ... X 線 3 次元ヘリカル C T 装置	50

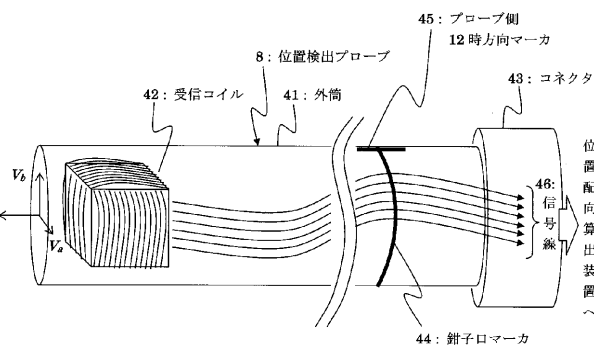
7 7 ... 3 次元 M R I 装置
8 1 ... 超音波振動子アレイ
8 2 ... 信号線

代理人 弁理士 伊 藤 進

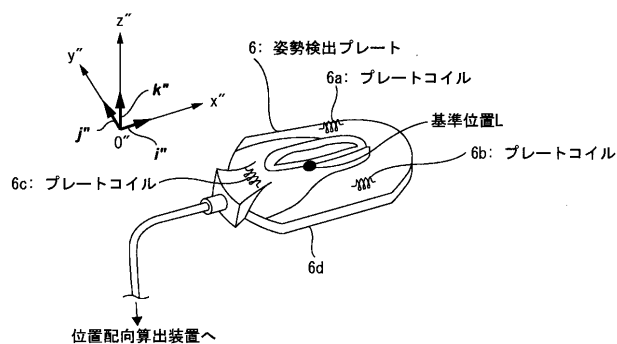
【 図 1 】



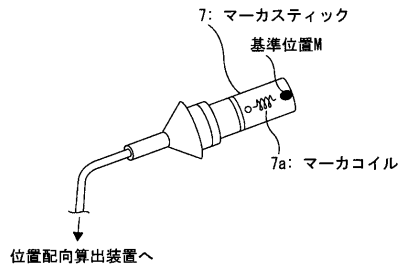
【 圖 2 】



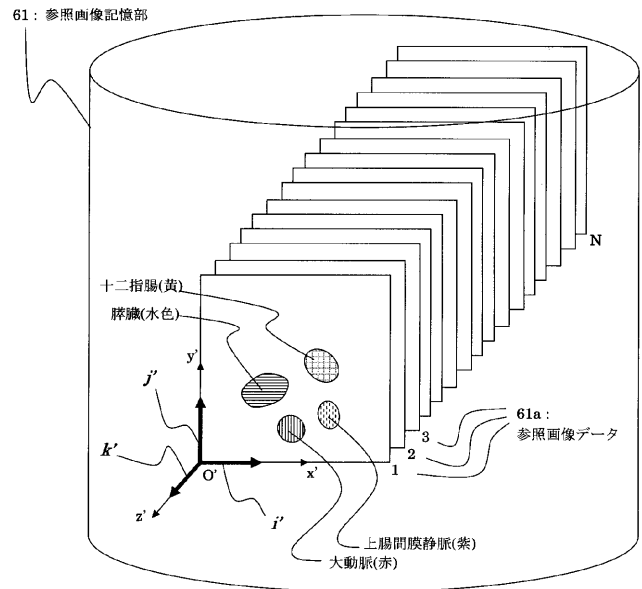
【 叉 3 】



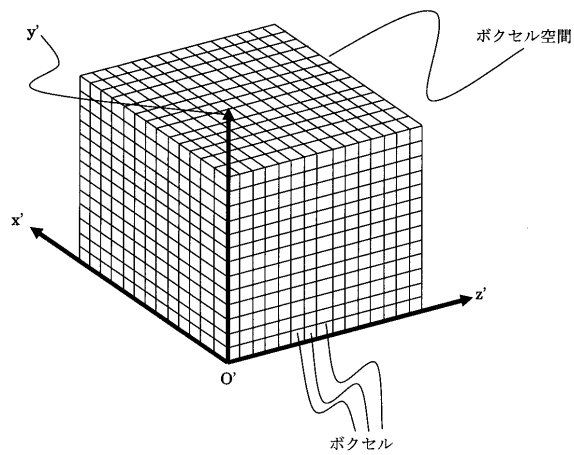
【図 4】



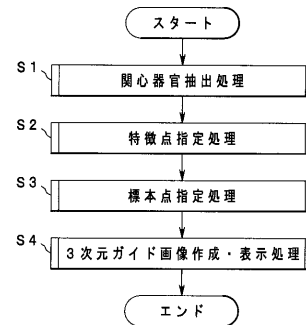
【図 5】



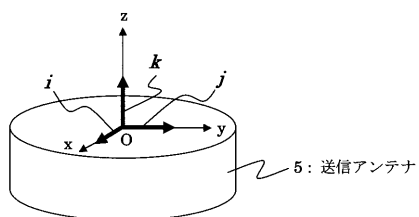
【図 6】



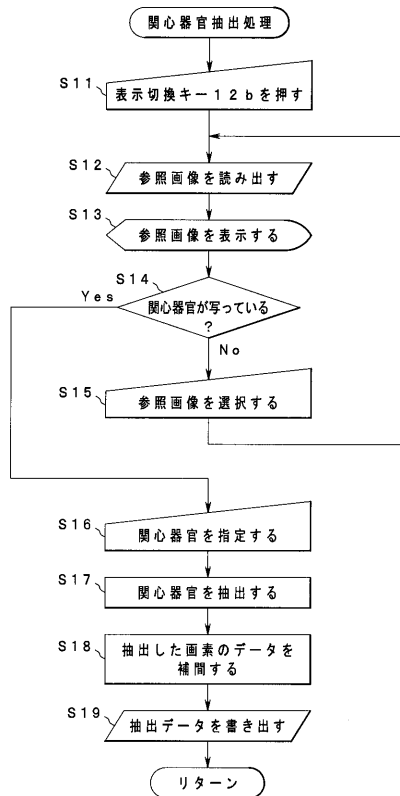
【図 8】



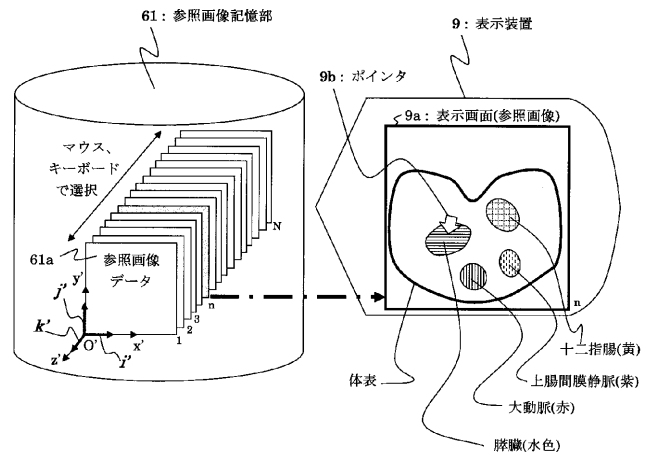
【図 7】



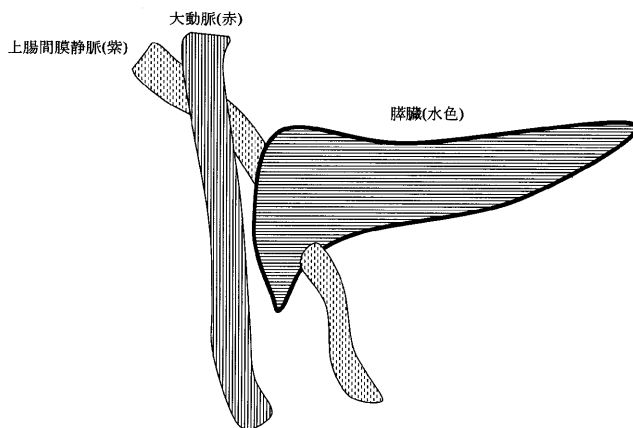
【図 9】



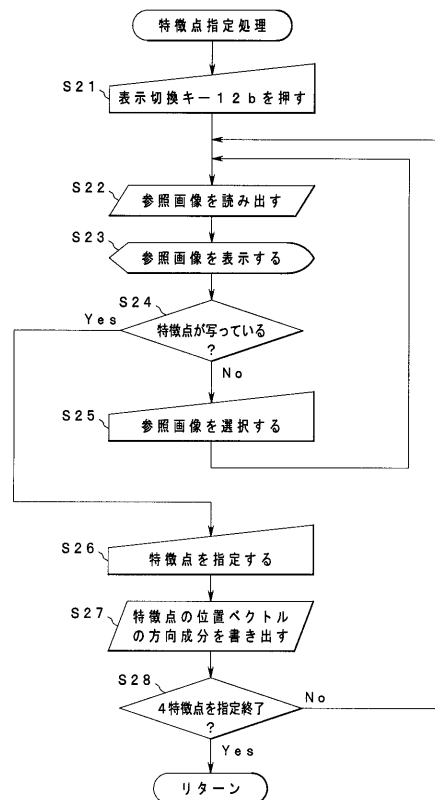
【図 10】



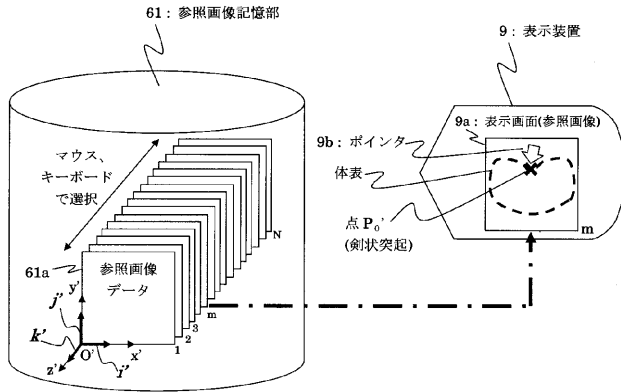
【図 11】



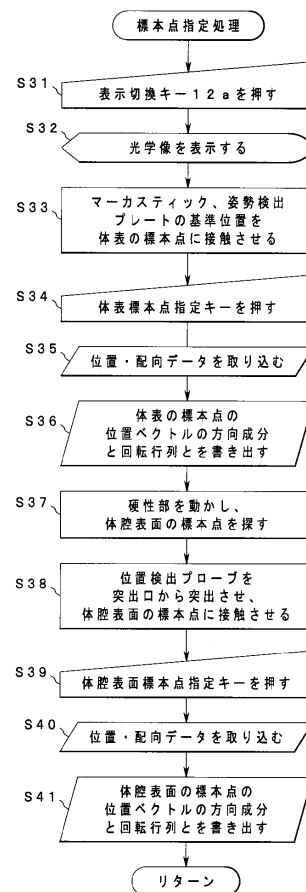
【図 12】



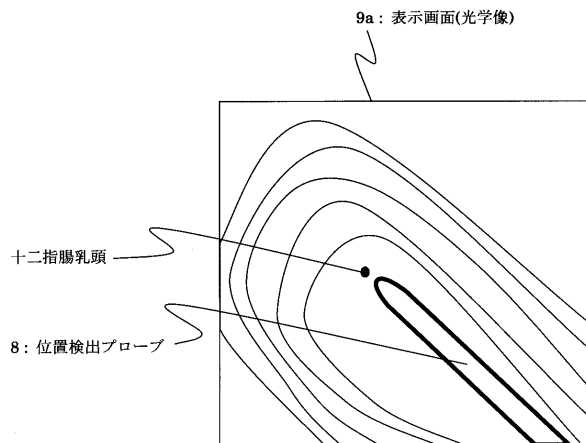
【図 13】



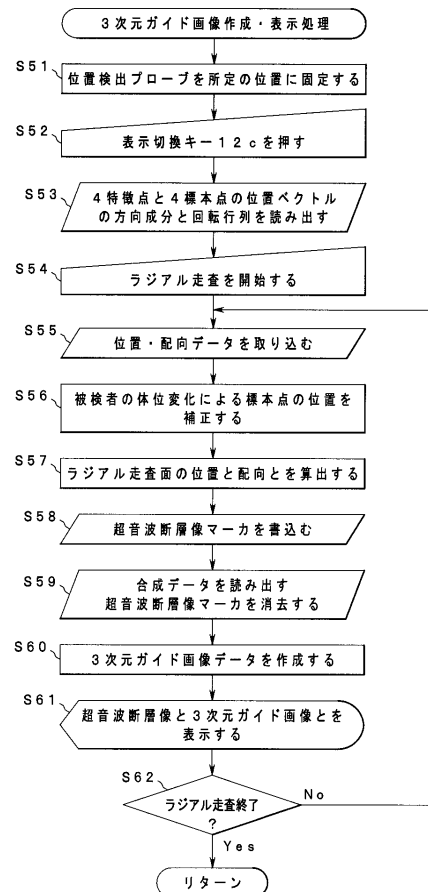
【図 14】



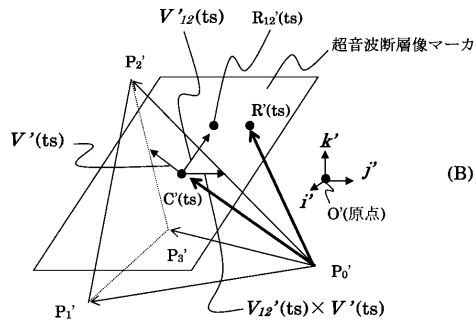
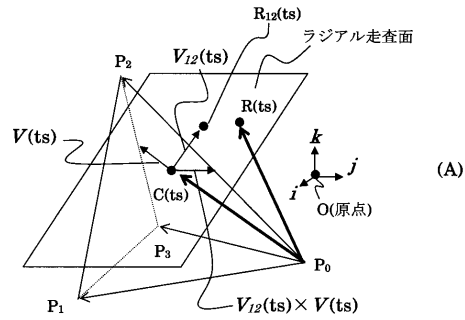
【図 15】



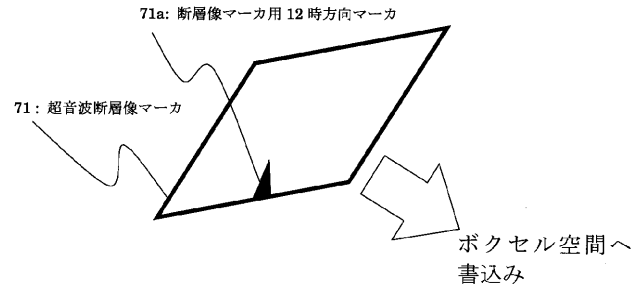
【図 16】



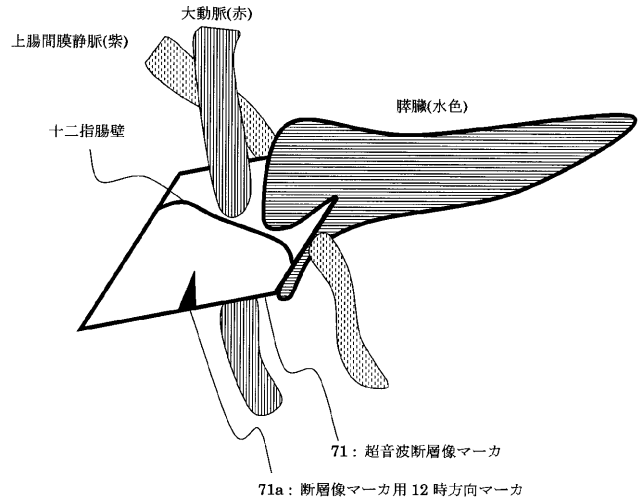
【図 17】



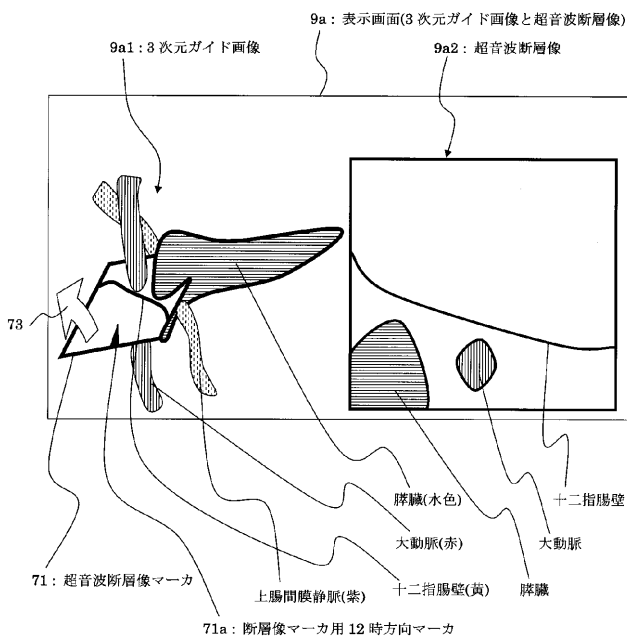
【図 18】



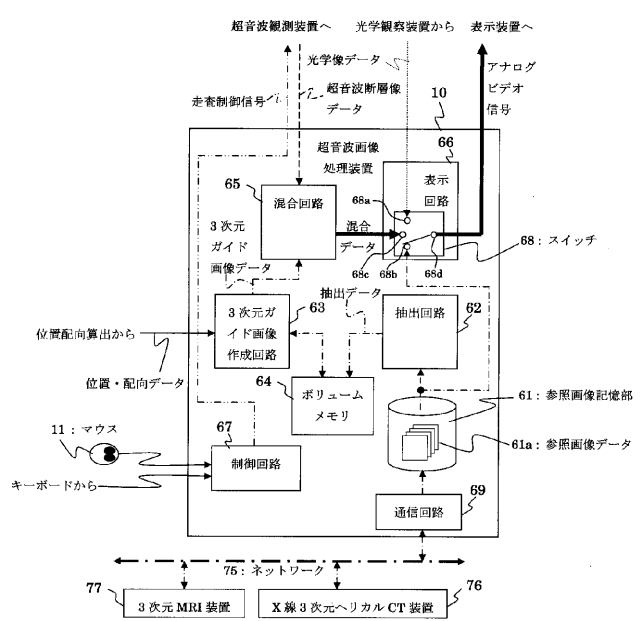
【図 19】



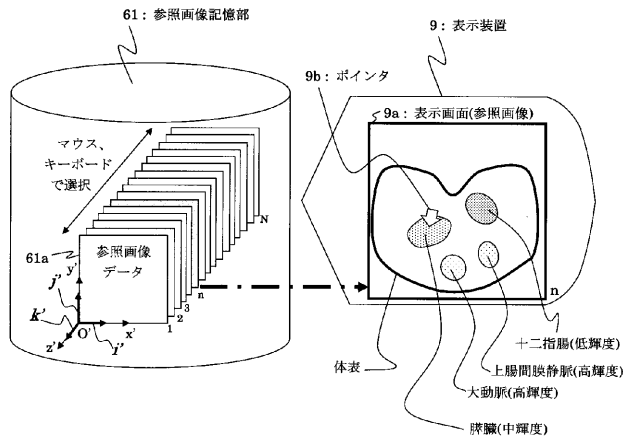
【図 20】



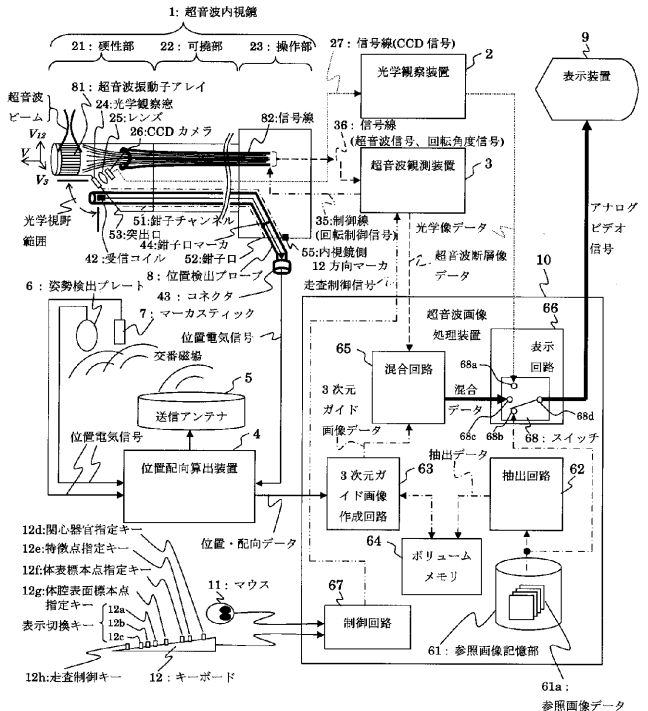
【図 21】



【図 22】



【図 23】



【手続補正書】

【提出日】平成17年11月24日(2005.11.24)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0229

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0229】

この数式46は、次の数式47に書き換えられる。

[数47]

$$V_{12}(ts) = OR_{12}(ts) - OC(ts)$$

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0230

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0230】

従って、この数式47との対応関係から、 $O'R_{12'}(ts) - O'C'(ts)$ の方向が超音波断層像マーカ71の12時方向ベクトル $V_{12'}(ts)$ の方向であることが分かる。従って、このベクトルを単位長に規格化することにより、次の数式48に示すように、超音波断層像マーカ71における12時方向ベクトル $V_{12'}(ts)$ が求められる。

[数48]

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

数式 4 1 と数式 4 2 とにより $\mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)$ が、数式 4 4 と数式 4 5 とにより $\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts)$ が、それぞれ既に求められているために、この数式 4 8 により $\mathbf{V}_{12}'(ts)$ を求めることができる。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 2 3 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 2 3 2】

因みに、数式 4 2 と数式 4 5 とを両辺それぞれ差し引くと、次の数式 4 9 が成り立つ。

[数 4 9]

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

この数式 4 9 の左辺は、 $\mathbf{O}'\mathbf{R}_{12}'(ts) - \mathbf{O}'\mathbf{C}'(ts)$ の直交座標軸 $\mathbf{O}'-x'y'z'$ における各方向成分である。また、数式 4 9 の右辺の $\{ \}$ の中は、 $\mathbf{O}\mathbf{R}_{12}(ts) - \mathbf{O}\mathbf{C}(ts)$ の直交座標軸 $\mathbf{O}-xyz$ における各方向成分である。さらに、数式 4 9 の右辺の $\{ \}$ の中は、数式 4 7 から $\mathbf{V}_{12}(ts)$ の直交座標軸 $\mathbf{O}-xyz$ における各方向成分であることが分かる。3次元ガイド画像作成回路 6 3 は、位置配向算出装置 4 からこの各方向成分をステップ S 5 5 において取得している。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 2 3 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 2 3 3】

次に、 $\mathbf{V}_{12}(ts)$ の直交座標軸 $\mathbf{O}-xyz$ における各方向成分を $x_{V12}(ts)$ 、 $y_{V12}(ts)$ 、 $z_{V12}(ts)$ とすると、数式 4 9 から次の数式 5 0、数式 5 1 が得られる。

[数 5 0]

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

[数 5 1]

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

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 2 4 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 2 4 3 】

ここで、 $V(t_s)$ は、ラジアル走査面の法線方向ベクトルであるために、点 $R_2(t_s)$ を始点として点 $R_1(t_s)$ を終点とするベクトル $R_2 - R_1(t_s)$ と直交する。従って、次の数式 6 3 が成り立つ。

[数 6 3]

$$0 = \mathbf{V}(ts) \cdot \mathbf{R}_2 \mathbf{R}_1(ts) = \begin{pmatrix} x_V(ts) & y_V(ts) & z_V(ts) \end{pmatrix} \cdot \left\{ \begin{pmatrix} x_{R1}(ts) \\ y_{R1}(ts) \\ z_{R1}(ts) \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} x_{R2}(ts) \\ y_{R2}(ts) \\ z_{R2}(ts) \end{pmatrix} \right\}$$

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006149481A	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2004341256	申请日	2004-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直 小室雅彦		
发明人	川島 知直 小室 雅彦		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B5/055 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/44 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B2090/364 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DE06 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA12 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/GA30 4C601/GB05 4C601/JC15 4C601/JC25 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/KK34 4C601/LL14 4C601/LL21 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4681857B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够通过超声图像显示观察位置，并且具有更容易理解的引导图像。一种超声波观测装置3创建基于通过发送和在生物体内接收超声波到A中，计算位置姿势检测的超声波断层图像的位置和/或取向获得的超声波信号的超声波断层图像装置4，用于保持参考图像数据的基准图像存储部61，基于参考图像数据的参考图像存储单元61中的超声波断层保持通过使用由所述位置姿势计算单元4检测到的位置和/或取向该用于引导图像的解剖位置和/或取向创建一个立体3D向导图像和3维引导图像生成电路63，由3维引导图像生成电路63在3维导以及用于显示图像的显示设备。点域1

