

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 175042

(P2003 - 175042A)

(43)公開日 平成15年6月24日(2003.6.24)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2001 - 379082(P2001 - 379082)

(22)出願日 平成13年12月12日(2001.12.12)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 市川 純一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

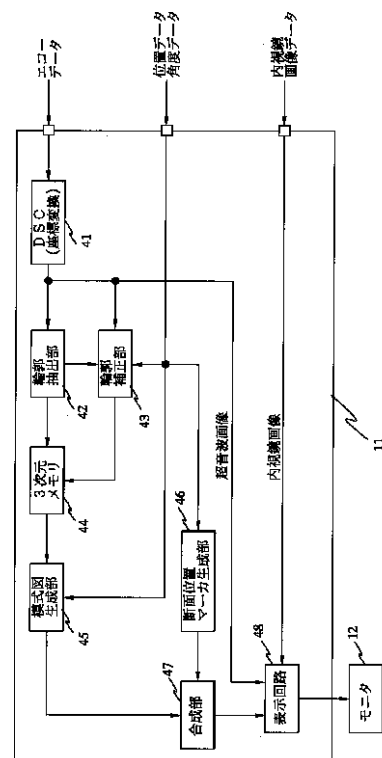
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波断層像が臓器のどの部分の断面を表示しているのかを、正確かつわかりやすく表示する。

【解決手段】 超音波3次元画像処理装置11は、エコーデータを座標変換するDSC41と、超音波画像データより臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出部42と、超音波画像データ及び輪郭データと位置・角度データとにより輪郭データを補正する補正データを生成する輪郭補正部43と、輪郭データ及び補正データを記憶する3次元メモリ44と、輪郭データ及び補正データと位置・角度データとにより臓器模式図データを生成する模式図生成部45と、エコーデータの断面位置を示す断面位置マーカを生成する断面位置マーカ生成部46と、模式図データと断面位置マーカを合成する合成部47とからなる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 磁場を発生する送信コイルと、前記コイルが発生する磁場を検出する受信コイルとを具備し、前記送信コイル及び前記受信コイルのうちいずれか一方が先端に配置された超音波内視鏡と、前記受信コイルが検出した検出信号により前記超音波内視鏡の先端の位置及び角度を検出する位置角度検出手段と、前記超音波内視鏡からの超音波エコー信号により超音波画像を生成する超音波画像生成手段とを備えた超音波画像診断装置において、前記超音波画像を元に関心領域の模式図を生成する模式図生成手段と、前記位置角度検出手段で検出された前記超音波内視鏡の先端の位置及び角度により推定される前記超音波エコー信号の走査面を指示する操作面指示図を生成する操作面指示図生成手段と、前記関心領域の前記式図と前記操作面指示図を合成する合成手段とを備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】 前記超音波内視鏡の移動、回転を検出して、前記模式図生成手段に対して前記模式図の再生成を指示する再生成指示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】 前記再生成指示手段は、新たに取得した 1 枚以上の前記超音波画像の体腔情報に基づいて前記模式図の変化を推定して、前記模式図生成手段に推定情報を供給して前記模式図の再生成を指示することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波画像診断装置、更に詳しくは超音波照射により反射波を受信して超音波断層像を生成する画像生成部分に特徴のある超音波画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体内に超音波内視鏡を挿入して、その光学像から体内の病変部を発見して、超音波を照射して、その反射波から病変部の超音波断層像を診断する方法が広く普及している。また、穿刺針を用いて光学像・超音波断層像ガイド下で視認しながら穿刺して細胞を吸引して、吸引細胞により確定診断を行う方法も行われている。また、内視鏡を挿入して、内視鏡下で病変部の治療を行う方法も行われている。更に、光学像・超音波断層像を用いて治療後の経過観察を行う方法も行われている。

【0003】一方、特開平 6 - 261900 号公報で開示されているように、磁場を発生させる磁気ソースと磁場を検出する磁気センサを使用して超音波プローブ先端の位置検出をして、簡単な構造で 3 次元超音波画像を得

られる方法が提案されている。

【0004】また、特開昭 62 - 68442 号公報では、ボディマークとプローブマークを用いて、超音波プローブの位置や方向の情報を表示するために磁気センサを超音波プローブに設けた超音波診断装置が提案されている。

【0005】この特開昭 62 - 68442 号公報の装置では、磁気ソースがベッドに埋め込まれ、被検者はその上に横たわる。次に、超音波プローブに装着、内蔵された磁気センサにより胸骨の先端部、ヘソ、右体側部、左体側部の位置を測定し、ボディマークを作成する。そして、超音波断層像を収集表示すると同時に磁気センサにより位置、ベッドに対する角度が測定され、ボディマーク図に超音波プローブの位置、角度の情報が表示される。ところが、特開平 6 - 261900 号公報で開示されている装置では、超音波内視鏡を挿入して得られた光学像や超音波断層像が生体内のどの位置を示しているのか知るには光学像や超音波断層像から判断するしかなく分かりづらいといった問題があった。

【0006】また、特開平 6 - 261900 号公報で開示されている体腔内で用いる超音波内視鏡では、特開昭 62 - 68442 号公報で開示されている体外で使用する超音波プローブよりも超音波振動子によるスキャン面の位置が見えないため、超音波内視鏡先端位置が分かりづらいといった問題や、超音波内視鏡を一度診断した位置へ処置や経過観察のために再度到達させるのがより困難になるという問題があった。

【0007】そこで、特開 2000 - 51217 号公報では、容易に超音波内視鏡の挿入部先端を目的の病変部に挿入・配置することのできる超音波診断装置を提案している。

【0008】また、特開平 11 - 123187 号公報では、生体内に超音波内視鏡を挿入したときに、光学像撮像手段の視野位置・方向と超音波断層像の断層面位置・方向を表示し、超音波内視鏡先端位置・方向を簡単かつ正確に認識できる超音波画像診断装置を提案している。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記特開 2000 - 51217 号公報の装置においては、超音波内視鏡が体のどの辺にあるかはわかるものの、臓器のどの部分に挿入されているまでは詳細にはわからないという問題がある。

【0010】また、上記特開平 11 - 123187 号公報の装置では、超音波断層面を示すマークを表示するのが、予め用意された胃等のボディマークであり、該ボディマークは超音波走査をした際の実際の臓器の形状とは異なるために、ボディマーク上に断層面の位置を示しても実際にはわかりにくいといった問題がある。

【0011】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、超音波断層像が臓器のどの部分の断面を表示し

ているのかを、正確かつわかりやすく表示することのできる超音波画像診断装置を提供することを目的としている。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波画像診断装置は、磁場を発生する送信コイルと前記コイルが発生する磁場を検出する受信コイルとを具備し前記送信コイル及び前記受信コイルのうちいずれか一方が先端に配置された超音波内視鏡と、前記受信コイルが検出した検出信号により前記超音波内視鏡の先端の位置及び角度を検出する位置角度検出手段と、前記超音波内視鏡からの超音波エコー信号により超音波画像を生成する超音波画像生成手段とを備えた超音波画像診断装置において、前記超音波画像を元に関心領域の模式図を生成する模式図生成手段と、前記位置角度検出手段で検出された前記超音波内視鏡の先端の位置及び角度により推定される前記超音波エコー信号の走査面を指示する操作面指示図を生成する操作面指示図生成手段と、前記関心領域の前記式図と前記操作面指示図を合成する合成手段とを備えて構成される。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0014】図1ないし図17は本発明の一実施の形態に係わり、図1は超音波3次元画像処理システムの構成を示す構成図、図2は図1の超音波3次元画像処理装置の構成を示す構成図、図3は図2の超音波3次元画像処理装置での処理を示すフローチャート、図4は図3の処理により画像処理モニタに表示される表示画面を示す図、図5は図3の模式図データ生成処理を示すフローチャート、図6は図5の輪郭抽出処理を示すフローチャート、図7は図6の輪郭抽出処理を説明する説明図、図8は図3の模式図データ更新の判断処理と模式図データ更新処理を示すフローチャート、図9は図8の処理を説明する第1の説明図、図10は図8の処理を説明する第2の説明図、図11は図1の超音波3次元画像処理システムの変形例の構成を示す構成図、図12は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第1の説明図、図13は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第2の説明図、図14は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第3の説明図、図15は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第4の説明図、図16は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第5の説明図、図17は図11の超音波3次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第6の説明図である。

【0015】（構成）図1に示すように、本実施の形態の超音波3次元画像処理システム1は、体腔内の被検部位を撮像すると共に被検部位に超音波を照射し超音波エ

コー信号を得る超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2に観察光を供給する光源装置3と、超音波内視鏡2により撮像された被検部位の撮像信号を信号処理し内視鏡画像を生成するビデオ装置4と、超音波内視鏡2により得られた超音波エコー信号に基づき被検部位の超音波断層像を生成する超音波観測装置5と、ビデオ装置4により生成された内視鏡画像及び超音波観測装置5により生成された超音波断層像を表示する観察用モニタ7と、磁場を発生する磁気ソース8を備え超音波内視鏡2の先端に設けられている磁気センサ9により磁気ソース8が発生する磁場を検出することで超音波内視鏡2の先端位置を検出する位置検出装置10と、超音波観測装置5から出力されるデジタルのエコーデータ及び位置検出装置10からの超音波内視鏡2の先端の位置及び方向データを信号処理し被検部位の3次元画像を生成する超音波3次元画像処理装置11と、超音波3次元画像処理装置11により生成された被検部位の3次元画像を表示する画像処理モニタ12とを備えて構成される。

【0016】超音波内視鏡2は体腔内に挿入される細長な挿入部21と、挿入部21の基端に接続されている操作部22とから構成され、挿入部21は先端より先端キャップ23、湾曲部24及び可撓性を有する軟性管25とからなり、操作部22に設けられている湾曲ノブ22aを操作することで湾曲部24を太矢印で示された方向に湾曲させることができるようになっている。

【0017】挿入部21の先端キャップ23内には、先端キャップ23の外周径方向に超音波を送受波する超音波振動子（図示せず）が設けられ、また先端キャップ23の先端には磁気ソース8により発生した先端キャップ23の周囲の磁場を検出する前記磁気センサ9が設けられ、さらに先端キャップ23の基端側には被検部位を側視観察するために光源装置からの観察光を照射する観察光照射窓27と、観察光が照射された被検部位の光学像を撮像するCCDカメラ28とが設けられている。

【0018】先端キャップ23内の超音波振動子は、挿入部21内に配設されたフレキシブルシャフト29の一端に接続され、フレキシブルシャフト29の他端は、操作部22内に配設されたフレキシブルシャフト29を回転駆動するDCモータ30に接続されている。

【0019】光源装置3のランプ31が発光する観察光は、光源コネクタ32を介してユニバーサルケーブル33、操作部22及び挿入部21内を挿通するグラスファイバからなる図示しないライトガイドにより観察光照射窓27に伝送されるようになっている。

【0020】また、CCDカメラ28からの撮像信号（CCD信号）は、同じく挿入部21、操作部22及びユニバーサルケーブル33内を挿通する図示しない信号線により光源コネクタ32に伝送され、さらに光源コネクタ32にビデオコネクタ34を介して接続されているビデオケーブル35によりビデオ装置4に伝送されるよ

うになっている。

【0021】また、超音波観測装置5は、超音波振動子26へパルス状の電圧信号を送信し、超音波振動子26からの超音波エコー信号を受信するようになっており、超音波振動子26からの超音波エコー信号は挿入部21、操作部22及び超音波ケーブル36内を挿通する図示しない信号線により超音波コネクタ37を介して超音波観測装置5に伝送され、同じく磁気センサ9からの磁場検出信号は挿入部21、操作部22及び超音波ケーブル36内を挿通する図示しない信号線により超音波コネクタ37に伝送され、さらに超音波コネクタ37に磁場検出コネクタ38を介して接続されている磁場検出ケーブル39により位置検出装置10に伝送されるようになっている。

【0022】ここで、超音波内視鏡2は、胃、大腸等の各臓器向けや超音波振動子の周波数が異なるものが各種あり、各種超音波内視鏡毎に磁気センサ9に対してCCDカメラ28や超音波振動子26の座標と配向が異なる。そこで、超音波内視鏡を特定するための信号が超音波内視鏡2からプローブ識別信号として出力される。なお、プローブ識別信号の伝送路は上記磁場検出信号と同じであり、図示は省略する。

【0023】図2に示すように、超音波3次元画像処理装置11は、超音波観測装置5からのエコーデータを座標変換するDSC（座標変換部）41と、DSC（座標変換部）41で座標変換された超音波画像データより臓器の輪郭を抽出する輪郭抽出部42と、DSC（座標変換部）41で座標変換された超音波画像データ及び輪郭抽出部42が輪郭抽出した輪郭データと位置検出装置10からの位置データ・角度データとにより輪郭データを補正する補正データを生成する輪郭補正部43と、輪郭抽出部42が輪郭抽出した輪郭データ及び輪郭補正部43が生成した補正データを記憶する3次元メモリ44と、3次元メモリ44に格納されている輪郭データ及び補正データと位置検出装置10からの位置データ・角度データとにより臓器の臓器断面の模式図データを生成する模式図生成部45と、位置検出装置10からの位置データ・角度データに基づき超音波観測装置5からのエコーデータの断面位置を示す断面位置マーカを生成する断面位置マーカ生成部46と、模式図生成部45からの模式図データと断面位置マーカ生成部46からの断面位置マーカを合成する合成部47と、DSC（座標変換部）41で座標変換された超音波画像データと合成部47で断面位置マーカが合成された模式図データ及びビデオ装置4からの内視鏡画像データを重畳して画像処理モニター12に表示する表示回路48とからなる。

【0024】（作用）次に、このように構成された本実施の形態の超音波3次元画像処理システム1の作用について説明する。

【0025】超音波内視鏡2は、医師などの使用者によ

り、被検者の生体内の、例えば胃、食道や大腸などの管腔臓器に挿入される。

【0026】このとき光源装置3からの観察光は、光源コネクタ32を介してユニバーサルケーブル33、操作部22及び挿入部21内を挿通するライトガイド（図示せず）を経て、観察光照射窓27より被検部位を照射する。

【0027】被検部位表面に関するCCDカメラ28からの撮像信号（CCD信号）は、ユニバーサルケーブル33内の信号線、光源コネクタ32に接続するビデオコネクタ34及びビデオケーブル35を経て、ビデオ装置4に入力され、ビデオ装置4は撮像信号（CCD信号）をもとに被検部位表面に関するビデオ信号を作成し、観察用モニター7に出力する。

【0028】一方、DCモータ30を回転駆動することにより、フレキシブルシャフト29及び超音波振動子26を回転させ、この回転中、超音波振動子26に超音波観測装置5から繰り返し送信されるパルス状の電圧信号が印加され、超音波振動子26は生体内へ超音波を送受波しながら回転する、いわゆるラジアルスキャンを行う。

【0029】ラジアルスキャンにより得られた被検部位に関する超音波振動子26からの超音波エコー信号は、超音波ケーブル36内の信号線及び超音波コネクタ37を経て、超音波観測装置5に入力する。

【0030】そして、超音波観測装置5は、超音波エコー信号に包絡線検波、対数増幅、A/D変換等の処理を施して、被検部位に関する断層像信号を作成し、観察用モニター7に出力する。また、超音波エコー信号をもとに被検部位に関するデジタルのエコーデータを作成し、超音波3次元画像処理装置11に出力する。

【0031】このときのエコーデータは、超音波振動子26からの距離とラジアルスキャン回転角に対応した値、すなわち極座標に対応した値をアドレスとし、超音波エコー信号の強度をデータとして記述されるものとする。

【0032】観察用モニター7は、ビデオ装置4からのビデオ信号により被検部位の光学画像を表示し、超音波観測装置5からの断層像信号により被検部位の超音波断層像を表示する。一方、磁気センサ9は、磁気ソース8が発生する磁場を検出する。そして、磁気センサ9からの磁場検出信号は、超音波ケーブル36内の信号線、超音波コネクタ37に接続する磁場検出コネクタ38及び位置検出ケーブル39を経て、位置検出装置10に入力する。

【0033】そして、位置検出装置10は、磁場検出信号をもとに磁気センサ9の磁気ソース8に対する座標（ x, y, z ）と、配向[オイラー角（ ψ, θ, ϕ ）]とに関する情報を含んだデジタルの位置データ・角度データ（ $x, y, z, \psi, \theta, \phi$ ）を超音波3次元画像処

理装置 11 に出力する。

【0034】本実施の形態の超音波内視鏡 2 による 3 次元スキャンは、図 1 のように使用者が超音波内視鏡 2 を手で把持して、矢印の方向に（被検者から抜く方向に）動かし、湾曲ノブ 22a を操作して湾曲部 24 を湾曲させて、先端キャップ 23 の方向を変えることで行われる。

【0035】このようにして超音波 3 次元画像処理装置 11 においては、予め 3 次元メモリ 44 に 3 次元の輪郭データ及び補正データが格納される。

【0036】実際の検査が開始されると、超音波 3 次元画像処理装置 11 では、図 3 に示すように、ステップ S1 で模式図生成部 45 において、予め取得した臓器の 3 次元メモリ 44 に格納されている 3 次元の輪郭データ及び補正データと位置検出装置 10 からの位置データ・角度データとにより臓器の 3 次元の模式図データを生成する。なお、模式図生成部 45 における模式図データ生成処理の詳細は後述する。

【0037】そして、ステップ S2 で輪郭補正部 43 において現在の DSC（座標変換部）41 からの 2 次元データ及び位置検出装置 10 からの位置データ・角度データを取得し、ステップ S3 で輪郭補正部 43 において予め取得していた輪郭データ及び位置データ・角度データと比較し模式図データを更新する必要があるかを判断し、模式図データを更新する必要がある場合はステップ S4 で模式図データ更新処理を実行しステップ S5 に進み、模式図データを更新する必要がない場合にはそのままステップ S5 に進む。なお、ステップ S3 での模式図データ更新の判断処理とステップ S4 の模式図データ更新処理の詳細は後述する。

【0038】ステップ S5 では断面位置マーカ生成部 46 において、位置検出装置 10 からの位置データ・角度データに基づき超音波観測装置 5 からのエコーデータの断面位置を示す断面位置マーカを生成し、ステップ S6 で合成部 47 において、模式図生成部 45 からの模式図データと断面位置マーカ生成部 46 からの断面位置マーカを合成する。

【0039】そして、ステップ S7 で表示回路 48 において、DSC（座標変換部）41 で座標変換された超音波画像データと合成部 47 で断面位置マーカが合成された内視鏡画像の視野方向（位置検出装置 10 からの位置データ・角度データによる挿入部先端の位置及び方向）を基準とした挿入方向の 2 次元の臓器断面の模式図データ及びビデオ装置 4 からの内視鏡画像データを重畳して、図 4 に示すような内視鏡画像を表示する内視鏡画像表示エリア 51、超音波画像を表示する超音波画像表示エリア 52、模式図を表示する模式図表示エリア 53、位置データ・角度データ（ $x, y, z, \psi, \theta, \phi$ ）を表示する座標データを座標表示エリア 54 からなる表示画面を画像処理モニタ 12 に表示する。ここで、模式図

表示エリア 53 に表示される 2 次元の模式図 55 には超音波画像表示エリア 52 に表示されている超音波画像の走査断面を示す断面位置マーカ 56 が同時に表示される。

【0040】上述したステップ S1 の模式図データ生成処理は、超音波内視鏡 2 による 3 次元スキャンを実行することで、図 5 に示すように、ステップ S11 で座標変換された 3 次元の超音波画像データ及び位置データ・角度データを取得し、輪郭抽出部 42 に出力する。そして、ステップ S12 で輪郭抽出部 42 は 3 次元の超音波画像データを構成する各 2 次元データより臓器の輪郭を抽出し、3 次元メモリ 44 に出力する。なお、ステップ S12 の輪郭抽出処理は後述する。

【0041】続いて、ステップ S13 で模式図生成部 45 において、抽出した 2 次元の臓器の輪郭データより 3 次元輪郭データを合成し、ステップ S14 で模式図生成部 45 において、位置検出装置 10 からの位置データ・角度データに基づき挿入部の向きに応じた臓器断面を生成し、ステップ S15 で合成部 47 に該臓器断面の模式図を出力することで画像処理モニタ 12 に表示し処理を終了する。

【0042】ステップ S12 の輪郭抽出処理は、特開平 10 - 192 号公報に詳細に開示されているが、図 6 に示すように、ステップ S21 で超音波のラジアル方向の走査を開始する際のスキャンラインを設定し、ステップ S22 でスキャンライン上でのスキャン開始点を設定し、スキャン開始点よりスキャンを開始する。図 7 に示すように、体腔はエコーデータは Low ECHO として抽出され、体腔壁（臓器壁）は High ECHO として抽出されるため、ステップ S23 で走査している超音波画像データのスキャン点が所定のしきい値以上の輝度かどうかを判断し、所定のしきい値未満ならばステップ S24 でスキャン点を移動してステップ S23 に戻り、走査しているスキャン点が所定のしきい値以上の輝度と判断するとステップ S25 で輪郭として抽出点を確定し、ステップ S26 で全てのスキャンラインでの抽出点を確定し、2 次元の臓器輪郭を抽出し処理を終了する。

【0043】ステップ S3 での模式図データ更新の判断処理とステップ S4 の模式図データ更新処理は、図 8 に示すように、ステップ S31 で現在の 2 次元データ（超音波画像データ）より輪郭抽出を実行する（図 6 参照）。そして、ステップ S32 で以前の輪郭と現在の輪郭を比較して、変化量ベクトルを算出する。

【0044】例えば、図 9 に示すように、胃等の臓器が膨張すると図 10 に示すように以前の 2 次元の輪郭データが変化し膨張に応じた現在の輪郭データに変化する。変化量ベクトルはスキャンライン毎の変化状態を示すベクトルとして算出される。

【0045】変化量ベクトルが算出されると、ステップ S33 で該変化量ベクトルが一定値以上かどうか判断

し、一定値未満ならばステップ S 3 6 に進み、変化量ベクトルが一定値以上の場合はステップ S 3 4 で以前の他の (3 次元輪郭データを構成する) 2 次元輪郭データに該変化量ベクトルを適用して、ステップ S 3 5 で変化量ベクトルに基づき現在の 3 次元輪郭データを生成し、ステップ S 3 6 に進む。

【 0 0 4 6 】ステップ S 3 6 では、位置検出装置 1 0 からの位置データ・角度データによりスコープ角度 (挿入部先端の位置及び方向) が変化したかどうか判断し、スコープ角度に変化がない場合にはステップ S 3 8 に進み、スコープ角度に変化がある場合にはステップ S 3 7 においてステップ S 3 5 で生成した現在の 3 次元輪郭データの断面をスコープ角度に応じて再カットし、ステップ S 3 8 で合成部 4 7 に生成した模式図を出力することで模式図更新を完了して処理を終了する。

【 0 0 4 7 】 (効果) このように本実施の形態では、超音波内視鏡 2 の挿入位置に応じた模式図を生成し、表示すると共に、現在観察している超音波断層面を模式図上にマーカとして表示し、さらに模式図及びマーカを臓器状態及び挿入位置・角度等に応じて更新するので、超音波断層像が臓器のどの部分の断面を表示しているのかを、正確かつわかりやすく表示することができる。

【 0 0 4 8 】なお、本実施の形態は、図 1 1 に示すような挿入部 2 1 a の先端側面に超音波振動子 1 0 0 を配置したコンベックス型の超音波内視鏡 2 a にも適用可能である。

【 0 0 4 9 】すなわち、コンベックス型の超音波内視鏡 2 a を用いた場合においても、図 1 2 に示すような内視鏡画像を表示する内視鏡画像表示エリア 5 1 a、超音波画像を表示する超音波画像表示エリア 5 2 a、模式図を表示する模式図表示エリア 5 3 a、位置データ・角度データ ($x, y, z, \psi, \theta, \varphi$) を表示する座標データを座標表示エリア 5 4 a からなる表示画面を画像処理モニタ 1 2 に表示する。

【 0 0 5 0 】コンベックス型の超音波内視鏡 2 a による 3 次元スキャンは、使用者が超音波内視鏡 2 を手で把持して、図 1 3 のように矢印の方向に進退したり回転したり、湾曲ノブ 2 2 a を操作して湾曲部 2 4 を湾曲させて、先端キャップ 2 3 の方向を変えることで行われる。このようにすることで、図 1 4 に示すように 3 次元スキャンによる複数の 2 次元データを得ることができる。そして、この 2 次元データを演算処理することにより、図 1 5 に示すよう体腔内の 3 次元データを取得することができる。

【 0 0 5 1 】一方、コンベックス型の超音波内視鏡 2 a においても、図 1 6 に示すように、体腔はエコーデータは Low ECHO として抽出され、体腔壁 (臓器壁) は High ECHO として抽出されるため、図 6 で説明した処理により輪郭抽出ができ、また体腔内のリンパ節の抽出ができる。また、スコープ角度 (挿入部先端の

*位置及び方向) の変化した場合には、図 1 7 に示すように、例えば以前のスコープ角度に応じた第 1 の断面 2 0 0 の模式図を現在のスコープ角度に応じた第 2 の断面 2 0 1 の模式図に更新することが可能である。

【 0 0 5 2 】このようにコンベックス型の超音波内視鏡 2 a に適用した場合にも本実施の形態と同様な効果が得られると共に、コンベックス型の超音波内視鏡 2 a はリンパ節への処置に有効であることから、模式図上にリンパ節を表示することで効果的な処置を可能とする。すなわち、コンベックス型の超音波内視鏡 2 a は回転するとどの断面をみているかわかりづらいが、模式図を用いることで容易に所望のリンパ節にアプローチできる。

【 0 0 5 3 】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、超音波断層像が臓器のどの部分の断面を表示しているのかを、正確かつわかりやすく表示することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る超音波 3 次元画像処理システムの構成を示す構成図

【図 2】図 1 の超音波 3 次元画像処理装置の構成を示す構成図

【図 3】図 2 の超音波 3 次元画像処理装置での処理を示すフローチャート

【図 4】図 3 の処理により画像処理モニタに表示される表示画面を示す図

【図 5】図 3 の模式図データ生成処理を示すフローチャート

【図 6】図 5 の輪郭抽出処理を示すフローチャート

【図 7】図 6 の輪郭抽出処理を説明する説明図

【図 8】図 3 の模式図データ更新の判断処理と模式図データ更新処理を示すフローチャート

【図 9】図 8 の処理を説明する第 1 の説明図

【図 1 0】図 8 の処理を説明する第 2 の説明図

【図 1 1】図 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の構成を示す構成図

【図 1 2】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 1 の説明図

【図 1 3】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 2 の説明図

【図 1 4】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 3 の説明図

【図 1 5】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 4 の説明図

【図 1 6】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 5 の説明図

【図 1 7】図 1 1 の超音波 3 次元画像処理システムの変形例の作用を説明する第 6 の説明図

【符号の説明】

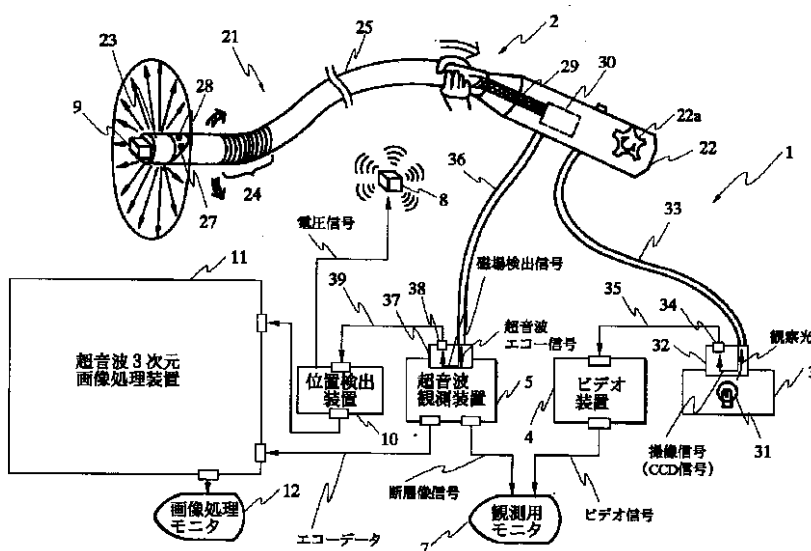
1 ... 超音波 3 次元画像処理システム

2...超音波内視鏡
 3...光源装置
 4...ビデオ装置
 5...超音波観測装置
 7...観察用モニタ
 8...磁気ソース
 9...磁気センサ
 10...位置検出装置
 11...超音波3次元画像処理装置
 12...画像処理モニタ
 21...挿入部
 22...操作部
 22a...湾曲ノブ
 23...先端キャップ
 24...湾曲部

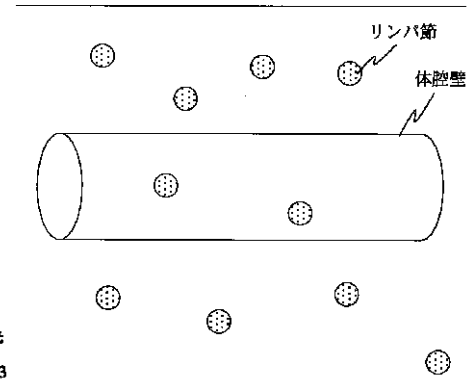
*25...軟性部
 26...超音波振動子
 27...観察光照射窓
 28...CCDカメラ
 29...フレキシブルシャフト
 30...DCモータ
 41...DSC(座標変換部)
 42...輪郭抽出部
 43...輪郭補正部
 44...3次元メモリ
 45...模式図生成部
 46...断面位置マーカ生成部
 47...合成部
 48...表示回路

*

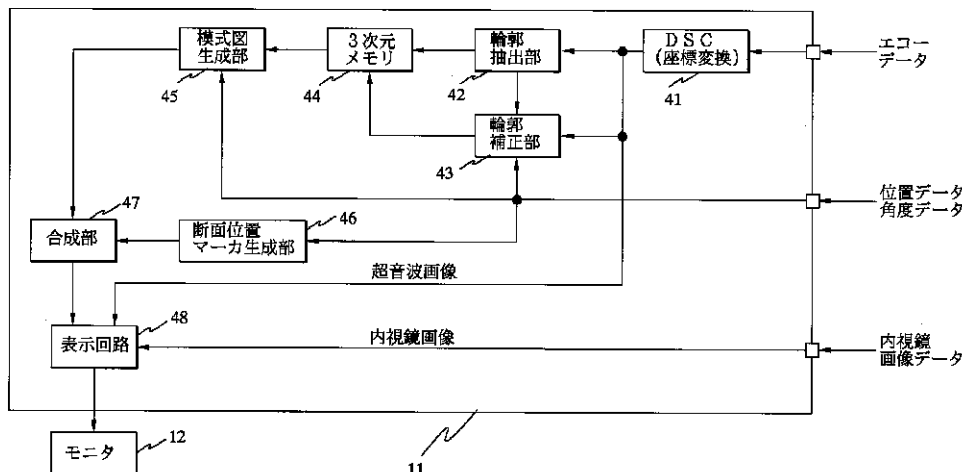
【図1】



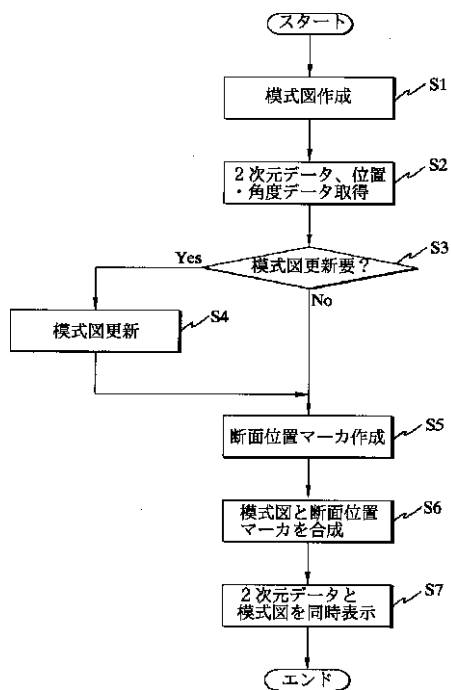
【図15】



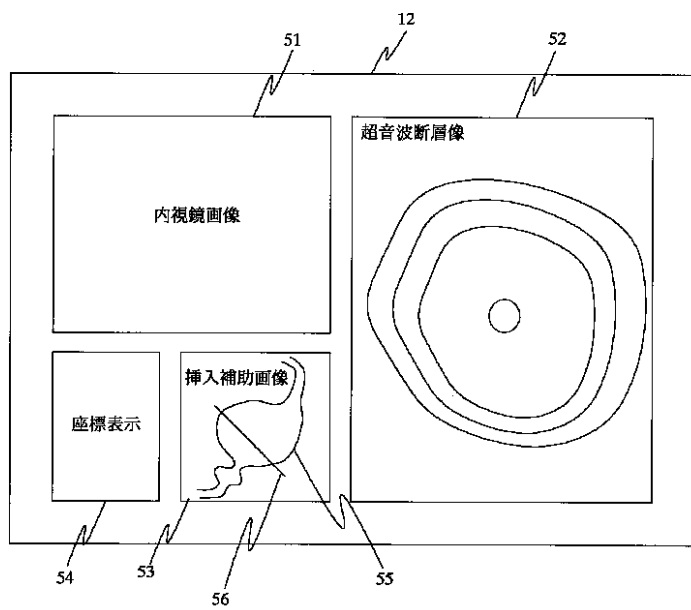
【図2】



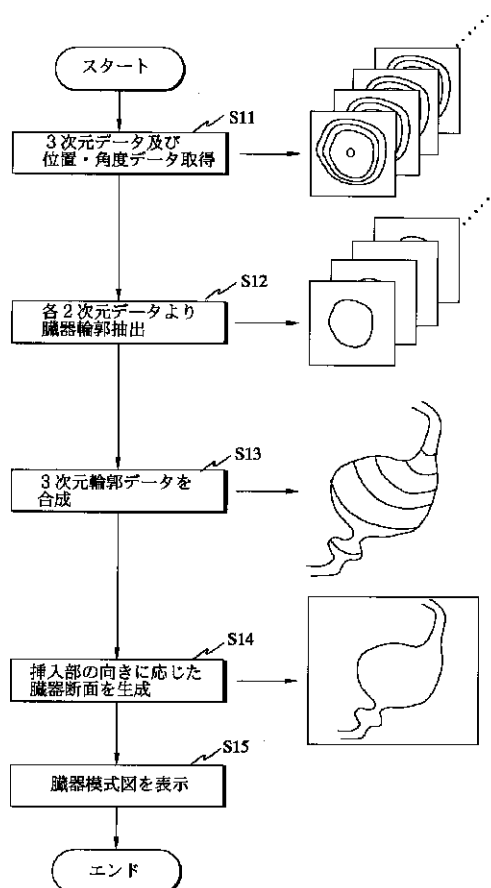
【図3】



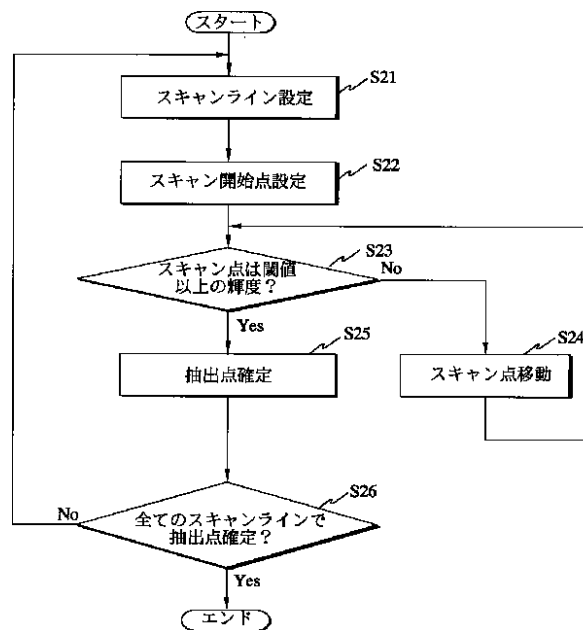
【図4】



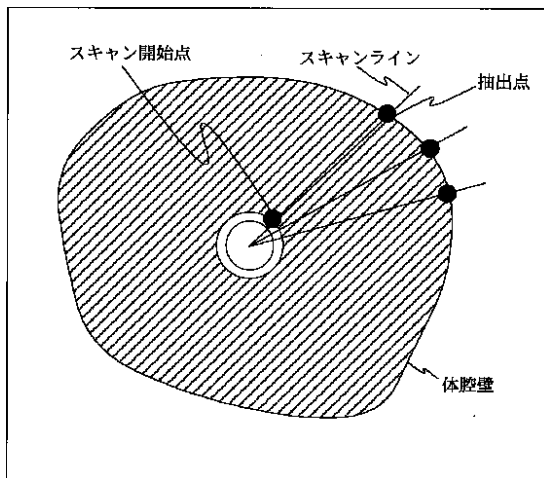
【図5】



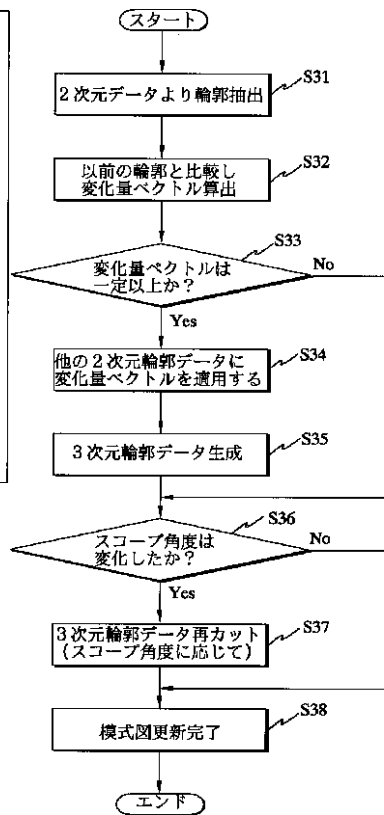
【図6】



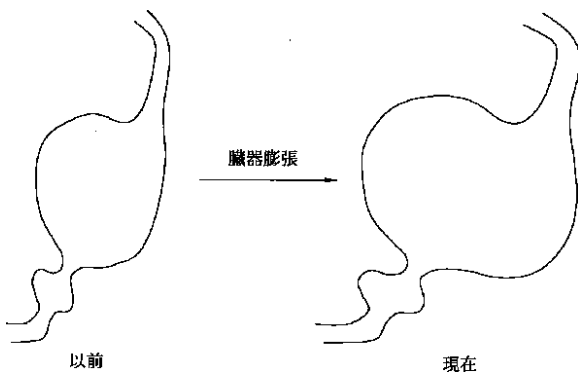
【図7】



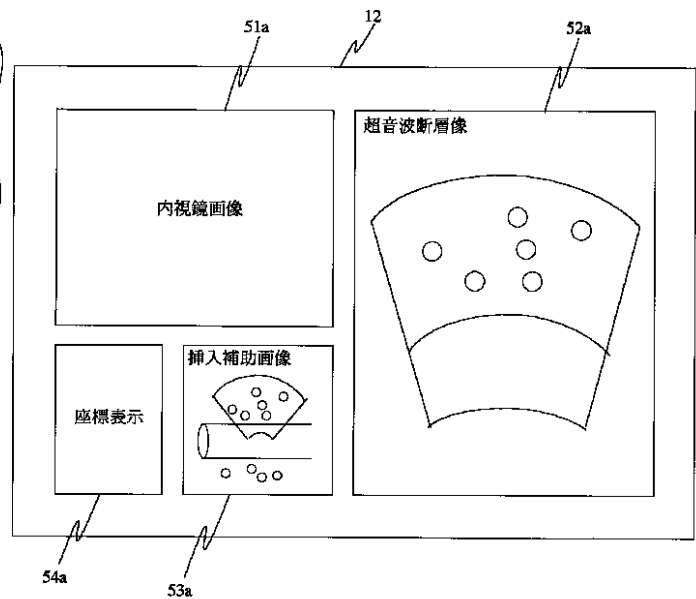
【図8】



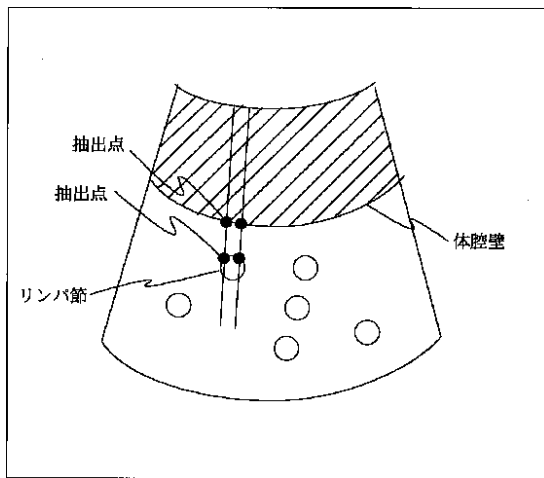
【図9】



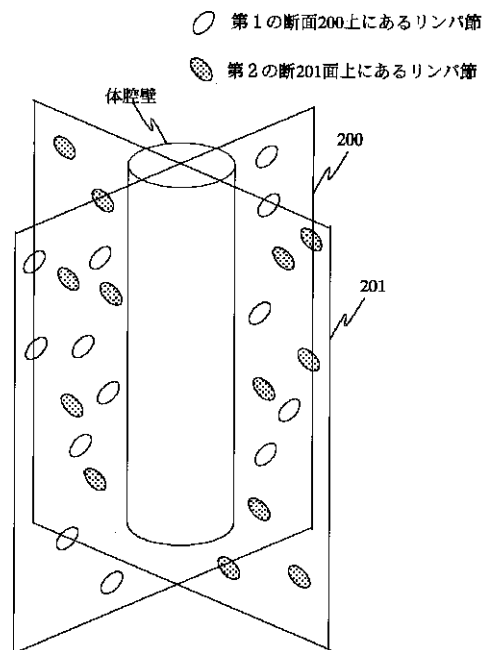
【図12】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 BB03 BB13 BB22 BB26 EE11
 GD09 GD16 JC08 JC16 KK17
 KK18 KK28 KK30 LL04
 4C601 BB03 BB05 BB06 BB09 BB16
 BB24 EE09 GA17 GA21 GA29
 GA30 JB55 JC09 JC15 JC20
 JC25 JC26 JC37 KK21 KK22
 KK31 KK32 LL01 LL02

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003175042A5	公开(公告)日	2005-07-21
申请号	JP2001379082	申请日	2001-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/EE11 4C301/GD09 4C301/GD16 4C301/JC08 4C301/JC16 4C301/KK17 4C301/KK18 4C301/KK28 4C301/KK30 4C301/LL04 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/JB55 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL01 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP3943923B2 JP2003175042A		

摘要(译)

解决的问题：准确，轻松地显示超声断层图像正在显示器官的哪一部分。 超声波三维图像处理设备11包括：执行回声数据的坐标转换的DSC 41；轮廓提取单元42，其从超声波图像数据中提取器官的轮廓；以及超声波图像数据和轮廓数据以及轮廓数据的位置。 轮廓校正单元43基于角度数据生成用于校正轮廓数据的校正数据，存储轮廓数据和校正数据的三维存储器44，以及基于轮廓数据和校正数据以及位置/角度数据的器官示意图数据。 截面位置标记生成部46，其生成表示回波数据的截面位置的截面位置标记，以及合成部47，其将示意图数据和截面位置标记进行合成。