

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4414720号
(P4414720)

(45) 発行日 平成22年2月10日 (2010.2.10)

(24) 登録日 平成21年11月27日 (2009.11.27)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

G 0 6 T 15/00 (2006.01)

G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 13 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2003-354314 (P2003-354314)
 (22) 出願日 平成15年10月14日 (2003.10.14)
 (65) 公開番号 特開2005-118160 (P2005-118160A)
 (43) 公開日 平成17年5月12日 (2005.5.12)
 審査請求日 平成18年8月7日 (2006.8.7)

(73) 特許権者 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 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (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

審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内の被検体に対して超音波振動子による超音波の送受信を行って複数の2次元超音波断層像を得るとともに、前記2次元超音波断層像の各々の位置を検出し、この検出された位置データとともに前記2次元超音波断層像を記憶する記憶手段を備えた超音波診断装置において、

表示された前記2次元超音波断層像上で2点を指示入力するとともに該2点を少なくとも通る直線を回転軸とし該回転軸を通る回転基準平面に対する回転角度を指示入力する入力手段と、

前記2次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面に対して前記回転角度をもつ切断面の2次元画像を生成する画像処理制御手段と、

前記2次元画像を含む各種画像を表示出力する表示手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記入力手段は、前記回転角度に代えて前記切断面を形成する単位回転角度を入力指示し、

前記画像処理制御手段は、前記2次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面から所定回転方向に前記単位回転角度毎の切断面の2次元画像を生成出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記画像処理制御手段は、前記２点間に存在する前記２次元超音波断層像をもとに該２次元超音波断層像間を補間して生成された３次元超音波画像をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力することを特徴とする請求項１または２に記載の超音波診断装置。

【請求項４】

前記入力手段は、前記２のうち少なくとも１点の位置を変更でき、

前記画像処理制御手段は、少なくとも１点の位置が変更された場合、該変更された１点を含む２点の位置をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力することを特徴とする請求項１～３のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記入力手段は、当該入力手段の入力量に応じて前記回転角度を変化させ、

前記画像処理制御手段は、前記変化した回転角度の切断面の２次元画像を逐次生成出力することを特徴とする請求項１～４のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記表示手段は、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像を同時に表示出力することを特徴とする請求項１～５のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項７】

前記２点は、表示画面上に２つのマーカとして表示され、前記入力手段は、該マーカ位置を変更することによって前記２点の位置を変更することを特徴とする請求項１～６のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項８】

前記２点間を通る回転軸は、表示画面上に補助線として表示されることを特徴とする請求項７に記載の超音波診断装置。

【請求項９】

前記２点を示す各マーカの表示態様は、それぞれ異なることを特徴とする請求項７または８に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

前記２点のうち少なくとも１点が、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像上にマーカとして表示され、同一の点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を同じくし、異なる点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を異ならせること、を特徴とする請求項６

【請求項１１】

前記画像処理制御手段によって生成された２次元画像を記憶する記憶手段を備え、

前記入力手段は、前記記憶手段内に記憶された２次元画像の読み出し指示を行い、

前記画像処理制御手段は、前記読み出し指示によって該読み出し指示された２次元画像を出力することを特徴とする請求項１～１０のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記体腔内挿入側先端に前記超音波振動子が配置され、前記体腔内に挿入された場合に、前記体腔内の所望の光学画像を出力する内視鏡を備えたことを特徴とする請求項１～１１のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記画像処理制御手段は、前記切断面の２次元画像に加えて前記切断面における３次元超音波断層像を生成し、前記表示手段は、前記２次元画像と前記３次元超音波断層像とを含む各種画像を表示出力することを特徴とする請求項１～１２のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

この発明は、生体等の被検体に超音波を照射するとともに該超音波のエコーを受波して超音波走査を行い、該超音波走査によって得られた空間領域の画像データを用いて、この

10

20

30

40

50

被検体の所望の断層像を画面表示する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来から、生体等の被検体に超音波を照射するとともに該超音波のエコーを空間的に受波して該被検体に対する走査を行い、該走査によって得られた複数の2次元画像データを用いて、この被検体の3次元画像データを作成し、該3次元画像データをもとに、この被検体の所望の断層像を画面表示する超音波診断装置が開発されている。操作者は、この超音波診断装置を操作して被検体の所望の断層像を画面表示させ、腫瘍等の疾患部位または体腔内の特徴部位等の被検体における関心領域を探索あるいは観察し、これをもとに、患者に対する超音波診断を行う。このような技術に関し、被検体に対する走査を行って、該被検体のスライス面に対応する複数の2次元画像データを取得し、3次元的に配列された該2次元画像データに仮想の切断面を設定した場合に、該切断面における被検体の断層像を画面表示するものがある（特許文献1参照）。

10

【0003】

【特許文献1】特公平6-95277号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した特許文献1に記載された医用画像診断装置では、3次元的に配列した複数の2次元画像データをもとに被検体の断層像を作成する場合、この複数の2次元画像データ上に指定された第1座標点および第2座標点を少なくとも通過する直線と該直線上にない第3座標点とを用いて、この2次元画像データ上に仮想の切断面を設定している。このため、操作者は、この医用画像診断装置を用いた場合、被検体の関心領域を捉えた切断面が設定されるまで、この第3座標点を探索するとともに指定する作業を繰り返さなければならず、このことは、被検体の断層像を画面表示する操作の煩雑さを助長する。すなわち、この医用画像診断装置では、被検体の関心領域を捉えた断層像を画面表示するまでに多大な時間と労力がかかるという問題点があった。

20

【0005】

この発明は、上記に鑑みてなされたものであって、腫瘍等の疾患部位または体腔内の特徴部位等の被検体における関心領域の断層像を容易に画面表示できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる超音波診断装置は、体腔内の被検体に対して超音波振動子による超音波の送受信を行って複数の2次元超音波断層像を得るとともに、前記2次元超音波断層像の各々の位置を検出し、この検出された位置データとともに前記2次元超音波断層像を記憶する記憶手段を備えた超音波診断装置において、表示された前記2次元超音波断層像上で2点を指示入力するとともに該2点を少なくとも通る直線を回転軸とし該回転軸を通る回転基準平面に対する回転角度を指示入力する入力手段と、前記2次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面に対して前記回転角度をもつ切断面の2次元画像を生成する画像処理制御手段と、前記2次元画像を含む各種画像を表示出力する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【0007】

この発明によれば、入力手段が、表示された前記2次元超音波断層像上の2点を指示入力するとともに該2点を少なくとも通る直線を回転軸とし該回転軸を通る回転基準平面に対する回転角度を指示入力し、画像処理制御手段が、前記2次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面に対して前記回転角度をもつ切断面の2次元画像を生成し、表示手段が、前記2次元画像を含む各種画像を表示出力するようにし、胆管と膵管との合流部等の体腔内の特徴的部位または腫瘍等の疾患部位等の所望の関心領域の断層像を的確に捉えた2次元画像を容易に表示出力できる超音波診断装置にしている。

50

【 0 0 0 8 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記入力手段は、前記回転角度に代えて前記切断面を形成する単位回転角度を入力指示し、前記画像処理制御手段は、前記２次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面から所定回転方向に前記単位回転角度毎の切断面の２次元画像を生成出力することを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

この発明によれば、前記入力手段が、前記回転角度に代えて前記切断面を形成する単位回転角度を入力指示し、前記画像処理制御手段が、前記２次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面から所定回転方向に前記単位回転角度毎の切断面の２次元画像を生成出力するようにし、所望の回転角度の切断面の２次元画像を表示出力するまでの処理時間を短縮するとともに、回転角度について細密に区分された切断面の２次元画像を生成出力でき、これによって、所望の関心領域の断層像が的確に捉えられた２次元画像を容易かつ効率的に表示出力する超音波診断装置にしている。

10

【 0 0 1 0 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記画像処理制御手段は、前記２点間に存在する前記２次元超音波断層像をもとに該２次元超音波断層像間を補間して生成された３次元超音波画像をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

この発明によれば、前記画像処理制御手段が、前記２点間に存在する前記２次元超音波断層像をもとに該２次元超音波断層像間を補間して生成された３次元超音波画像をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力するようにし、前記切断面の２次元画像を生成出力する画像処理の処理速度の高速化を促進し、前記切断面の２次元画像を短時間で表示出力する超音波診断装置にしている。

20

【 0 0 1 2 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記入力手段は、前記２点のうち少なくとも１点の位置を変更でき、前記画像処理制御手段は、少なくとも１点の位置が変更された場合、該変更された１点を含む２点の位置をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

この発明によれば、前記入力手段が、前記２点のうち少なくとも１点の位置を変更でき、前記画像処理制御手段が、少なくとも１点の位置が変更された場合、該変更された１点を含む２点の位置をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力するようにし、所望の切断面の２次元画像を確実に生成出力し、所望の関心領域の断層像を捉えた２次元画像を効率的に表示出力する超音波診断装置にしている。

30

【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記入力手段は、当該入力手段の入力量に応じて前記回転角度を変化させ、前記画像処理制御手段は、前記変化した回転角度の切断面の２次元画像を逐次生成出力することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

この発明によれば、前記入力手段が、当該入力手段の入力量に応じて前記回転角度を変化させ、前記画像処理制御手段が、前記変化した回転角度の切断面の２次元画像を逐次生成出力するようにし、前記回転角度の指示入力を容易にするとともに、当該入力手段の入力量に応じた前記回転角度の切断面の２次元画像を容易に表示出力し、体腔内の所望の関心領域の断層像を探し出す装置として好適な超音波診断装置にしている。

40

【 0 0 1 6 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記表示手段は、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像を同時に表示出力することを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

この発明によれば、前記表示手段が、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像を

50

同時に表示出力するようにし、前記２次元超音波断層像に捉えられた体腔内の断層状態を３次的に把握し易くし、体腔内の所望の関心領域の断層像を容易に探し出せる超音波診断装置にしている。

【００１８】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記２点は、表示画面上に２つのマーカとして表示され、前記入力手段は、該マーカ位置を変更することによって前記２点の位置を変更することを特徴とする。

【００１９】

この発明によれば、前記２点が、表示画面上に２つのマーカとして表示され、前記入力手段が、該マーカ位置を変更することによって前記２点の位置を変更するようにし、前記２次元超音波断層像上に指定された２点のうちの少なくとも１点の位置を変更する再指示入力を容易にした超音波診断装置を実現している。

10

【００２０】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記２点間を通る回転軸は、表示画面上に補助線として表示されることを特徴とする。

【００２１】

この発明によれば、前記２点間を通る回転軸が、表示画面上に補助線として表示されるようにし、前記２次元画像が表示された切断面の回転軸と該切断面の回転方向を容易に把握でき、所望の関心領域の断層像を効率的に探し出せる超音波診断装置にしている。

【００２２】

20

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記２点を示す各マーカおよび前記補助線の表示態様は、それぞれ異なることを特徴とする。

【００２３】

この発明によれば、前記２点を示す各マーカおよび前記補助線の表示態様が、それぞれ異なるようにし、前記２点の区別を容易にし、前記２次元超音波断層像上に指定された２点のうちの少なくとも１点の位置を変更する再指示入りに最適な超音波診断装置を実現している。

【００２４】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記２点のうちの少なくとも１点が、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像上にマーカとして表示され、同一の点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を同じくし、異なる点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を異ならせること、を特徴とする。

30

【００２５】

この発明によれば、前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上とで同一点に対する位置の対応がつけ易く、異なる点との混同を避けることができる超音波診断装置を実現している。

【００２６】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記画像処理制御手段によって生成された２次元画像を記憶する記憶手段を備え、前記入力手段は、前記記憶手段内に記憶された２次元画像の読み出し指示を行い、前記画像処理制御手段は、前記読み出し指示によって該読み出し指示された２次元画像を出力することを特徴とする。

40

【００２７】

この発明によれば、記憶手段が、前記画像処理制御手段によって生成された２次元画像を記憶し、前記入力手段が、前記記憶手段内に記憶された２次元画像の読み出し指示を行い、前記画像処理制御手段が、前記読み出し指示によって該読み出し指示された２次元画像を出力するようにし、所望の２次元画像を確実に表示出力する超音波診断装置を実現している。さらに、請求項２の発明と組み合わせることにより、前記回転基準平面から所定回転方向に前記単位回転角度毎の切断面を記憶しておき、該切断面の２次元画像の読み出し指示がなされた場合に前記切断面の２次元画像を読み出せる超音波診断装置を実現でき

50

る。

【 0 0 2 8 】

また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記体腔内挿入側先端に前記超音波振動子が配置され、前記体腔内に挿入された場合に、前記体腔内の所望の光学画像を出力する内視鏡を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 9 】

この発明によれば、前記超音波振動子が、前記体腔内挿入側先端に配置され、前記体腔内に挿入された場合に、内視鏡が、前記体腔内の所望の光学画像を出力するようにし、前記超音波振動子による２次元超音波断層像と前記光学画像とを表示出力して、前記体腔内の状態と前記体腔内に挿入された前記超音波振動子の位置とを的確に把握できる超音波診断装置にしている。また、本発明にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記画像処理制御手段は、前記切断面の２次元画像に加えて前記切断面における３次元超音波断層像を生成し、前記表示手段は、前記２次元画像と前記３次元超音波断層像とを含む各種画像を表示出力することを特徴とする。この発明によれば、切断面の２次元画像に加えて切断面における３次元超音波断層像を表示出力する超音波診断装置にしている。

10

【発明の効果】

【 0 0 3 0 】

本発明によれば、入力手段が、表示された前記２次元超音波断層像上の２点を指示入力するとともに該２点を少なくとも通る直線を回転軸とし該回転軸を通る回転基準平面に対する回転角度を指示入力し、画像処理制御手段が、前記２次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面に対して前記回転角度をもつ切断面の２次元画像を生成し、表示手段が、前記２次元画像を含む各種画像を表示出力するので、胆管と膵管との合流部等の体腔内の特徴的部位または腫瘍等の疾患部位等の所望の関心領域の断層像を的確に捉えた２次元画像を容易に表示出力できる超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

20

【 0 0 3 1 】

また、本発明によれば、前記入力手段が、前記回転角度に代えて前記切断面を形成する単位回転角度を入力指示し、前記画像処理制御手段が、前記２次元超音波断層像をもとに、前記回転基準平面から所定回転方向に前記単位回転角度毎の切断面の２次元画像を生成出力するので、所望の回転角度の切断面の２次元画像を表示出力するまでの処理時間を短縮するとともに、回転角度について細密に区分された切断面の２次元画像を生成出力でき、これによって、所望の関心領域の断層像が的確に捉えられた２次元画像を容易かつ効率的に表示出力する超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

30

【 0 0 3 2 】

また、本発明によれば、前記画像処理制御手段が、前記２点間に存在する前記２次元超音波断層像をもとに該２次元超音波断層像間を補間して生成された３次元超音波画像をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力するので、前記切断面の２次元画像を生成出力する画像処理の処理速度の高速化を促進し、前記切断面の２次元画像を短時間で表示出力する超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

【 0 0 3 3 】

また、本発明によれば、前記入力手段が、前記２点のうち少なくとも１点の位置を変更でき、前記画像処理制御手段が、少なくとも１点の位置が変更された場合、該変更された１点を含む２点の位置をもとに前記切断面の２次元画像を生成出力するので、所望の切断面の２次元画像を確実に生成出力でき、所望の関心領域の断層像を捉えた２次元画像を効率的に表示出力する超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

40

【 0 0 3 4 】

また、本発明によれば、前記入力手段が、当該入力手段の入力量に応じて前記回転角度を変化させ、前記画像処理制御手段が、前記変化した回転角度の切断面の２次元画像を逐次生成出力するので、前記回転角度の指示入力を容易に行うことができるとともに、当該入力手段の入力量に応じた前記回転角度の切断面の２次元画像を容易に表示出力でき、体腔内の所望の関心領域の断層像を探し出す装置として好適な超音波診断装置を実現できる

50

という効果を奏する。

【0035】

また、本発明によれば、前記表示手段が、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像を同時に表示出力するので、前記２次元超音波断層像に捉えられた体腔内の断層状態を３次的に容易に把握でき、体腔内の所望の関心領域の断層像を容易に探し出せる超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

【0036】

また、本発明によれば、前記２点が、表示画面上に２つのマーカとして表示され、前記入力手段が、該マーカ位置を変更することによって前記２点の位置を変更するので、前記２次元超音波断層像上に指定された２点のうちの少なくとも１点の位置を変更する再指示入力を容易に行える超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

10

【0037】

また、本発明によれば、前記２点間を通る回転軸が、表示画面上に補助線として表示されるので、前記２次元画像が表示された切断面の回転軸と該切断面の回転方向を容易に把握でき、所望の関心領域の断層像を効率的に探し出せる超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

【0038】

また、本発明によれば、前記２点を示す各マーカおよび前記補助線の表示態様が、それぞれ異なるので、前記２点を容易に区別でき、前記２次元超音波断層像上に指定された２点のうちの少なくとも１点の位置を変更する再指示入力に最適な超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

20

【0039】

また、本発明によれば、前記２点のうちの少なくとも１点が、前記２次元画像および前記２次元超音波断層像上にマーカとして表示され、同一点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を同じくし、異なる点を示す前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとは表示態様を異ならせるので、前記２次元画像上のマーカと前記２次元超音波断層像上のマーカとで同一点に対する位置の対応がつけ易く、異なる点との混同を避けることができるという効果を奏する。

【0040】

また、本発明によれば、記憶手段が、前記画像処理制御手段によって生成された２次元画像を記憶し、前記入力手段が、前記記憶手段内に記憶された２次元画像の読み出し指示を行い、前記画像処理制御手段が、前記読み出し指示によって該読み出し指示された２次元画像を出力するので、所望の２次元画像を確実に表示出力できる超音波診断装置を実現できるという効果を奏する。

30

【0041】

また、本発明によれば、前記超音波振動子が、前記体腔内挿入側先端に配置され、前記体腔内に挿入された場合に、内視鏡が、前記体腔内の所望の光学画像を出力するので、前記超音波振動子による２次元超音波断層像と前記光学画像とを表示出力でき、これによって、前記体腔内の状態と前記体腔内に挿入された前記超音波振動子の位置とを的確に把握できる超音波診断装置を実現することができるという効果を奏する。また、本発明によれば、切断面の２次元画像に加えて切断面における３次元超音波断層像を表示出力するので、被検体に対する超音波診断を的確に行うことができる超音波診断装置を実現することができるという効果を奏する。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0042】

以下、添付図面を参照して、この発明にかかる超音波診断装置の好適な実施の形態を詳細に説明する。なお、この実施の形態によって、この発明が限定されるものではない。

【0043】

(実施の形態１)

図１は、この発明の実施の形態１である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック

50

図である。図 1 において、この超音波診断装置 1 は、体腔内に挿入される挿入部 3 と挿入部 3 を操作する操作部 4 とを備えたプローブ 2 と、超音波観測装置 5 と、受信アンテナ 6 b と、位置データ算出装置 7 と、入力装置 8 と、モニター 9 と、画像処理装置 10 とを有する。挿入部 3 の先端には、超音波振動子 3 a が回転自在に組み込まれ、挿入部 3 の後端には、操作部 4 が配置される。超音波振動子 3 a の近傍には、送信コイル 6 a が着脱可能に配置される。操作部 4 は、モータ 4 a を有し、モータ 4 a は、シャフト 3 b を介して超音波振動子 3 a と接続される。超音波観測装置 5 は、操作部 4 に設けられた電源スイッチ（図示せず）およびケーブル等を介して、超音波振動子 3 a およびモータ 4 a と電氣的に接続される。位置データ算出装置 7 は、ケーブル等を介して、送信コイル 6 a および受信アンテナ 6 b と電氣的に接続される。画像処理装置 10 は、ケーブル等を介して、超音波観測装置 5、位置データ算出装置 7、入力装置 8、およびモニター 9 と電氣的に接続される。

【0044】

プローブ 2 は、上述したように、先端に超音波振動子 3 a が配置された挿入部 3 とモータ 4 a が組み込まれた操作部 4 とを用いて構成され、体腔内を放射状に走査（ラジアルスキャン）するように機能する。また、プローブ 2 には、内視鏡等の光学系が設けられてもよく、この場合、プローブ 2 は、この光学系による体腔内の光学画像に関するデータを画像処理装置 10 に送出し、画像処理装置 10 は、受信した光学画像に関するデータをもとに、該データに対応する光学画像をモニター 9 に画面表示させる。挿入部 3 は、可撓性部材を用いて実現され、体腔内への挿入に好適な細長い筒形状を有する。超音波振動子 3 a は、チタン酸バリウムまたはチタン酸ジルコン酸鉛等の圧電セラミックを用いて実現され、印加されたパルス状の電圧を逆圧電効果によって超音波に変換する機能と、この超音波の反射波（エコー）を圧電効果によって電氣的なエコー信号に変換する機能とを有する。シャフト 3 b は、フレキシブルなシャフトであり、モータ 4 a による回転駆動を超音波振動子 3 a に伝達する可撓自在な駆動軸として機能する。

【0045】

操作部 4 は、操作者の操作に応じ、超音波振動子 3 a および送信コイル 6 a が配置される部位を含む挿入部 3 の先端を湾曲させる機能を有する。また、操作部 4 は、操作者が操作部 4 の電源スイッチをオン状態にした場合、超音波振動子 3 a およびモータ 4 a と超音波観測装置 5 とを電氣的に接続し、超音波観測装置 5 は、超音波振動子 3 に 100 [V] 程度のパルス状の電圧（パルス電圧）を印加するとともに、モータ 4 a に 12 [V] 程度の直流駆動電圧を印加する。この場合、超音波振動子 3 a は、超音波観測装置 5 から印加されたパルス電圧を用いて超音波を出力するとともに該超音波のエコーを受波し、受波したエコーに対応するエコー信号を超音波観測装置 5 に送出する。これと同時に、モータ 4 a は、超音波観測装置 5 から印加された駆動電圧を用いて回転駆動を行うとともに、シャフト 3 b を介して該回転駆動を超音波振動子 3 a に伝達する。これによって、モータ 4 a は、シャフト 3 b を駆動軸として、超音波振動子 3 a を回転させる。

【0046】

ここで、操作者が、体腔内に挿入部 3 を挿入した状態で操作部 4 の電源スイッチをオン状態にした場合、超音波振動子 3 a は、シャフト 3 b を駆動軸として回転駆動するとともに、体腔内に対する超音波の出力および該超音波のエコーの受波を繰り返す。この場合、超音波振動子 3 a は、挿入部 3 の挿入軸方向に垂直な平面について、ラジアルスキャンを行い、これによって、プローブ 2 は、一回のラジアルスキャンを達成する。その後、超音波振動子 3 a は、操作部 4 の電源スイッチがオフ状態に切り換えられるまで、このラジアルスキャンを繰り返すとともに、ラジアルスキャン毎に得られたエコー信号を順次超音波観測装置 5 に送出する。

【0047】

超音波観測装置 5 は、検波回路、増幅回路、A/D 変換回路、および座標変換回路等を用いて構成され、超音波振動子 3 a から順次受信したエコー信号に対して、包絡線検波処理、対数増幅処理、A/D 変換処理、および極座標系から直交座標系への座標変換処理等の周知の各処理をそれぞれ行い、順次受信したエコー信号毎に一つの 2 次元画像データを

10

20

30

40

50

作成する。その後、超音波観測装置 5 は、作成した 2 次元画像データを画像処理装置 10 に順次送出する。

【 0 0 4 8 】

送信コイル 6 a は、挿入部 3 の体腔内への挿入軸方向に関する第 1 コイルと該挿入軸方向に垂直な方向に関する第 2 コイルとを用いて実現され、上述したように、超音波振動子 3 a の近傍、たとえば、超音波振動子 3 a から 0 . 5 ~ 1 [c m] 程度離れた位置に着脱可能に配置され、さらに、ケーブル等を介して位置データ算出装置 7 と電氣的に接続される。この場合、送信コイル 6 a は、超音波振動子 3 a に対する距離および方向がほぼ一定になるように固定され、これによって、第 1 コイルおよび第 2 コイルの各位置と各方向とが、超音波振動子 3 a に対してほぼ一定に設定される。また、送信コイル 6 a は、位置データ算出装置 7 が第 1 コイルおよび第 2 コイルに電流を供給した場合、送信コイル 6 a の周囲空間に磁場を発生させる。なお、送信コイル 6 a は、超音波振動子 3 a の近傍に配置される場合、挿入部 3 の外壁に着脱可能に配置されてもよいが、挿入部 3 内部に着脱可能に挿入されることが望ましい。

【 0 0 4 9 】

受信アンテナ 6 b は、複数のコイルを用いて実現され、送信コイル 6 a が発生させた磁場を感知するとともに該磁場を電流に変換し、その後、この電流に対応する電氣的な信号（磁場信号）を位置データ算出装置 7 に送出する。

【 0 0 5 0 】

位置データ算出装置 7 は、操作者が位置データ算出装置 7 に設けられた電源スイッチ（図示せず）をオン状態にした場合、ケーブル等を介して送信コイル 6 a に電流を供給するとともに、受信アンテナ 6 b が送出した磁場信号を受信する。さらに、位置データ算出装置 7 は、受信アンテナ 6 b から順次受信した磁場信号をもとに、送信コイル 6 a の位置ベクトル r 、単位長の軸方向ベクトル V_a 、および単位長の面平行ベクトル V_b を算出し、得られた位置ベクトル r 、軸方向ベクトル V_a 、および面平行ベクトル V_b を送信コイル 6 a に関する位置データとして画像処理装置 10 に順次送出する。

【 0 0 5 1 】

ここで、位置データ算出装置 7 には、所定位置、たとえば受信アンテナ 6 b の中心位置を原点 O とし、 x 軸、 y 軸、および z 軸からなる空間座標系 $x y z$ が予め設定され、位置ベクトル r は、空間座標系 $x y z$ 上における送信コイル 6 a の位置を決定するベクトルである。なお、位置ベクトル r は、送信コイル 6 a が超音波振動子 3 a の近傍に配置されていることに起因し、超音波振動子 3 a の回転駆動の中心位置を決定するベクトルとして近似できる。一方、軸方向ベクトル V_a は、送信コイル 6 a の第 1 コイルから出力された磁場に対応する磁場信号をもとに算出され、空間座標系 $x y z$ 上のベクトルであって、挿入部 3 の体腔内への挿入軸方向を示す単位長の方向ベクトルである。したがって、軸方向ベクトル V_a は、超音波振動子 3 a がラジアルスキャンを行う体腔内の平面に垂直な方向を示す。また、面平行ベクトル V_b は、送信コイル 6 a の第 2 コイルから出力された磁場に対応する磁場信号をもとに算出され、空間座標系 $x y z$ 上のベクトルであって、この挿入軸方向に垂直な所定方向を示す単位長の方向ベクトルである。したがって、面平行ベクトル V_b は、超音波振動子 3 a がラジアルスキャンを行う体腔内の平面に平行である所定方向を示す。なお、面平行ベクトル V_b によって示される所定方向は、軸方向ベクトル V_a によって示される垂直方向に対して常時一定方向に設定される。このことは、第 1 コイルおよび第 2 コイルの各位置と各方向とが、上述したように、超音波振動子 3 a に対してほぼ一定に設定されることに起因する。

【 0 0 5 2 】

入力装置 8 は、キーボード、タッチパネル、トラックボール、マウス、またはジョイスティック等を用いてまたはこれらの組み合わせによって実現され、超音波観測装置 5 によって作成された 2 次元画像データ上に指定される点（指定点）の座標情報に関する指定点情報、後述する基準切断面の所望の回転角度を指定する角度情報、またはモニター 9 に対する画面表示処理に関する指示情報等を画像処理装置 10 に入力する。たとえば、キーボー

ドまたはタッチパネルを用いる場合には、各情報の入力受付状態において、指定点情報または角度情報に対応する数値を入力または選択し、あるいは、モニターまたはタッチパネルに画面表示された座標位置を直接入力することによって、指定点情報または角度情報の入力が行われる。一方、トラックボール、マウス、またはジョイスティックを用いる場合には、各情報の入力受付状態において、指定点情報に対応する数値を選択し、あるいはモニターに画面表示された座標位置を直接入力することによって、指定点情報の入力が行われ、また、角度情報に対応する数値を選択し、あるいはモニターに画面表示されたカーソル等をマウスを押し下げながら所定方向に移動させる操作（以下、ドラッグ操作）を行うことによって、角度情報の入力が行われる。たとえば、操作者がこのドラッグ操作を行い、カーソルが画面の上方向に移動した場合に基準切断面を正方向に回転する角度情報が入力され、カーソルが画面の下方向に移動した場合に基準切断面を負方向に回転する角度情報が入力される。あるいは、カーソルが画面の右方向に移動した場合に基準切断面を正方向に回転する角度情報が入力され、カーソルが画面の左方向に移動した場合に基準切断面を負方向に回転する角度情報が入力される。

10

【0053】

画像処理装置10は、RAM、ROM、またはハードディスク等の各種記憶媒体とCPUとを備えた周知のコンピュータを用いて実現され、画像データ記憶部11と表示回路12と制御部13とを有する。画像データ記憶部11は、RAM、EEPROM、またはフラッシュメモリ等の各種ICメモリ、ハードディスクドライブ、あるいは光磁気ディスクドライブ等のデータの書き込みおよび読み出しが可能な各種記憶装置を用いて実現される。画像データ記憶部11は、制御部13の制御のもと、制御部13から送出された2次元画像データまたは3次元画像データを記憶する。また、画像データ記憶部11は、制御部13が後述する3次元基準断層像データまたは3次元指定断層像データを作成した場合、制御部13の制御のもと、制御部13から送出された3次元基準断層像データまたは3次元指定断層像データを断層像データとして記憶する。

20

【0054】

制御部13は、処理プログラム等の各種データが記憶されたROM、各演算パラメータを記憶するRAM、および該ROMに記憶された処理プログラムを実行するCPU等を用いて実現され、記憶部13a、画像データ演算部13b、および切断面演算部13cを有する。記憶部13aは、このROMおよびRAMを用いて構成され、この処理プログラムや演算パラメータの他に、制御部13が位置データ算出装置7から順次受信した位置データを記憶する。制御部13には、上述した空間座標系xyzと、空間座標系xyz上の点であって、後述する基準切断面に含まれる基準設定点または該基準切断面の垂直方向を決定する基準法線ベクトルとが予め設定され、記憶部13aは、空間座標系xyzと基準設定点または基準法線ベクトルとに関するデータを基準設定データとして記憶する。

30

【0055】

また、超音波振動子3aがn回($n=1, 2, 3, \dots$)のラジアルスキャンによって得られたn個のエコー信号を超音波観測装置5に順次送出した場合、制御部13は、超音波観測装置5がn個のエコー信号をもとにn個の2次元画像データをそれぞれ作成した各タイミングを把握するとともに、位置データ算出装置7から順次受信した位置データを該タイミング毎に把握する。その後、制御部13は、超音波観測装置5からn個の2次元画像データを順次受信するとともに、該2次元画像データ毎に、このタイミングにおいて作成された2次元画像データと該タイミングにおいて受信した位置データとの対応付けを行う。これによって、制御部13は、ラジアルスキャンが行われた位置に対応する位置データと、このラジアルスキャンによるエコー信号をもとに作成された2次元画像データとの対応付けを確実に行う。

40

【0056】

図2は、制御部13が超音波観測装置5からn個の2次元画像データを順次受信した場合に、制御部13によって位置データとの対応付けが行われたn個目の2次元画像データを例示する図である。なお、以下では、操作者が、被検体の十二指腸内に挿入部3を挿入

50

し、その後、超音波振動子 3 a によるラジアルスキャンを行うとともに挿入部 3 を挿入軸方向に徐々に手引きし、これによって、この十二指腸内を 3 次元的にラジアルスキャンする 3 次元走査が行われた場合について説明するが、このことは、この発明を限定するものではない。

【 0 0 5 7 】

図 2 に示すように、この n 個目の 2 次元画像データ D_n には、十二指腸の横断面である十二指腸像 E_n と膵管の横断面である膵管像 F_n が含まれている。制御部 1 3 は、上述したように、2 次元画像データ D_n と 2 次元画像データ D_n が作成されたタイミングで受信した位置データとの対応付けを行う。この場合、制御部 1 3 は、2 次元画像データ D_n に対応する平面の法線ベクトルとして軸方向ベクトル V_{an} を設定し、この平面に平行であって、軸方向ベクトル V_{an} に対して所定方向、たとえば、この平面における 12 時方向を示す方向ベクトルとして面平行ベクトル V_{bn} を設定する。また、制御部 1 3 は、2 次元画像データ D_n の画像中心 C_n を示す位置ベクトルとして位置ベクトル r_n を設定する。これによって、制御部 1 3 は、2 次元画像データ D_n に対して、画像中心 C_n を原点とし、面平行ベクトル V_{bn} に平行な軸と外積ベクトル ($V_{bn} \times V_{an}$) に平行な軸とによる直交座標を設定できる。なお、外積ベクトル ($V_{bn} \times V_{an}$) は、面平行ベクトル V_{bn} と軸方向ベクトル V_{an} との外積によって求められる。

【 0 0 5 8 】

制御部 1 3 は、超音波観測装置 5 から順次受信した ($n - 1$) 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_{n-1}$ についても、上述した 2 次元画像データ D_n の場合と同様に位置データの対応付けを行う。これによって、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ には、軸方向ベクトル $V_{a1}, V_{a2}, \dots, V_{an}$ と、面平行ベクトル $V_{b1}, V_{b2}, \dots, V_{bn}$ と、位置ベクトル $r_1, r_2, \dots, r_n$ とがそれぞれ設定される。

【 0 0 5 9 】

図 3 は、制御部 1 3 が、位置データとの対応付けが行われた n 個の 2 次元画像データを空間座標系 $x y z$ に配列する動作を説明する図である。図 3 に示すように、制御部 1 3 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ と位置データとの対応付けをそれぞれ行った場合、記憶部 1 3 a から読み取った空間座標系 $x y z$ と各 2 次元画像データに対応付けられた位置データとをもとに、この n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を空間座標系 $x y z$ に配列する。ここで、この位置データを構成する軸方向ベクトル $V_{a1}, V_{a2}, \dots, V_{an}$ 、面平行ベクトル $V_{b1}, V_{b2}, \dots, V_{bn}$ 、および位置ベクトル $r_1, r_2, \dots, r_n$ は、空間座標系 $x y z$ に配列される 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の各位置と各方向を決定するので、制御部 1 3 は、超音波振動子 3 a が 3 次元的にラジアルスキャンを行った実際の位置関係とほぼ同じになるように、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を空間座標系 $x y z$ に配列できる。その後、制御部 1 3 は、空間座標系 $x y z$ における配列関係が設定された n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を画像データ記憶部 1 1 に記憶する。

【 0 0 6 0 】

図 4 は、制御部 1 3 が、位置データとの対応付けが行われた n 個の 2 次元画像データを用いて 3 次元画像データを作成してから、該 3 次元画像データにおける所望の 3 次元指定断層像をモニタ 9 に画面表示させるまでの各処理工程を説明するフローチャートである。図 4 において、制御部 1 3 が超音波観測装置 5 から n 個の 2 次元画像データを順次受信するとともに位置データ算出装置 7 から位置データを順次受信した場合、制御部 1 3 は、上述したように、受信した n 個の 2 次元画像データと位置データとの対応付けを行うとともに、この位置データが対応付けられた n 個の 2 次元画像データに対して、空間座標系 $x y z$ における配列関係を設定する。その後、画像データ演算部 1 3 b は、空間座標系 $x y z$ における配列関係が設定された n 個の 2 次元画像データに対し、各 2 次元画像データ間の補間および重複部分の平均化等の公知の画像処理を行って、空間座標系 $x y z$ 上の画像データである 3 次元画像データを作成する (ステップ S 101)。この 3 次元画像データは、各軸方向ベクトル $V_{a1}, V_{a2}, \dots, V_{an}$ に垂直な平面の断層像データとして、 n 個の 2

次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を有し、空間座標系 $x y z$ 上の 3 次元座標に対応する多数のセル（ボクセル）によって構成される。なお、各ボクセルには、輝度値に対応する画像データ値が設定される。その後、制御部 13 は、画像データ演算部 13 b が作成した 3 次元画像データを画像データ記憶部 11 に記憶させる。

【0061】

つぎに、制御部 13 は、入力装置 8 から入力された画面表示処理に関する指示情報のもと、画像データ記憶部 11 から所望の 2 次元画像データを読み出すとともに、表示回路 12 を介して、この 2 次元画像データをモニター 9 に送出する。この場合、表示回路 12 は、この 2 次元画像データに対して D/A 変換等の各処理を行い、モニター 9 は、この 2 次元画像データに対応する 2 次元超音波断層像を画面表示する。操作者は、2 次元超音波断層像がモニター 9 に画面表示された場合、入力装置 8 を操作して、たとえば、モニター 9 に画面表示されたカーソル等を用いて 2 次元超音波断層像上の所望位置を指定し、この所望位置に対応する指定点情報を入力する。制御部 13 は、入力装置 8 から入力された指定点情報をもとに、この 2 次元超音波断層像に対応する 2 次元画像データ上に指定点を設定する。操作者は、この指定点情報の入力動作を少なくとも 2 回行い、これによって、制御部 13 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に、入力された各指定点情報に対応する少なくとも二つの指定点を設定する（ステップ S102）。

【0062】

制御部 13 が n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に少なくとも二つの指定点を設定した場合、切断面演算部 13 c は、設定された二つの指定点を通る直線を演算出力するとともに、この二つの指定点と記憶部 13 a から読み出された基準設定点とを含む平面を演算出力する。なお、切断面演算部 13 c は、この二つの指定点が含まれ、かつ、記憶部 13 a から読み出された基準法線ベクトルを有する平面を演算出力してもよい。制御部 13 は、この平面を回転基準平面である基準切断面として設定するとともに、この直線を該基準切断面の回転軸として設定する。その後、画像データ演算部 13 b は、制御部 13 が画像データ記憶部 11 から読み出した 3 次元画像データを用いて、この基準切断面の 2 次元断層像データを含む 3 次元的な断層像データ（3 次元基準断層像データ）を作成する。制御部 13 は、画像データ演算部 13 b が作成した 3 次元基準断層像データを画像データ記憶部 11 に記憶するとともに、表示回路 12 を介して、この 3 次元基準断層像データをモニター 9 に送出する。これによって、制御部 13 は、この 3 次元基準断層像データに対応する 3 次元基準断層像をモニター 9 に画面表示させる（ステップ S103）。

【0063】

操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元基準断層像を観察し、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていない場合、操作者は、入力装置 8 を操作して、制御部 13 を角度情報の入力受付状態に切り換える。たとえば、操作者が、マウスを用いてカーソルを画面上の所定位置に移動させ、その後、マウスのボタンを押した場合に、制御部 13 は、角度情報の入力受付状態に切り換えられる。制御部 13 が角度情報の入力受付状態に切り換えられ（ステップ S104, Yes）、操作者が、ドラッグ操作等を行って、入力装置 8 から角度情報を入力した場合、制御部 13 は、入力装置 8 から入力された角度情報を受け付ける。つぎに、切断面演算部 13 c は、入力装置 8 から入力された角度情報に対応する角度と上述した指定点情報とをもとに、基準切断面が該角度だけ回転した平面を演算出力し、制御部 13 は、この平面を指定切断面として設定する。画像データ演算部 13 b は、制御部 13 が画像データ記憶部 11 から読み出した 3 次元画像データを用いて、この指定切断面の 2 次元断層像データを含む 3 次元的な断層像データ（3 次元指定断層像データ）を作成する。制御部 13 は、画像データ演算部 13 b が作成した 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 11 に記憶するとともに、表示回路 12 を介して、この 3 次元指定断層像データをモニター 9 に送出する。これによって、制御部 13 は、この 3 次元指定断層像データに対応する 3 次元指定断層像をモニター 9 に画面表示させる（ステップ S105）。

【0064】

その後、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察し、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていない場合、操作者は、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、制御部 13 を角度情報の入力受付状態に切り換える。制御部 13 が角度情報の入力受付状態に切り換えられ（ステップ S 106, Yes）、操作者が、ドラッグ操作等を行って、入力装置 8 から角度情報を入力した場合、制御部 13 は、入力装置 8 から入力された角度情報を受け付けるとともに、ステップ S 105 以降の処理工程を繰り返す。

【0065】

一方、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元基準断層像を観察して、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていることを確認した場合、制御部 13 を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 13 は、角度情報の入力受付状態ではなく（ステップ S 104, No）、この 3 次元基準断層像の基準切断面を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元基準断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター 9 に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。また、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察して、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていることを確認した場合、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、制御部 13 を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 13 は、角度情報の入力受付状態ではなく（ステップ S 106, No）、この 3 次元指定断層像の指定切断面を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元指定断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター 9 に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。

【0066】

ここで、制御部 13 が 2 次元画像データ上に二つの指定点を設定した場合に、切断面演算部 13c が、二つの指定点を通過する直線と、二つの指定点と予め設定された基準設定点とを含む基準切断面とを演算出力する処理について詳細に説明する。図 5 は、2 次元画像データ上に設定された二つの指定点を通過する直線と基準切断面との設定を説明する図である。図 5 に示すように、制御部 13 は、入力装置 8 から入力された指定点情報をもとに、 n 個の 2 次元画像データに含まれる 2 次元画像データ D_{m1} , D_{m2} 上に、指定点 P_1 , P_2 をそれぞれ設定している。なお、2 次元画像データ D_{m1} は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの $m1$ 個目の 2 次元画像データであり、2 次元画像データ D_{m2} は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの $m2$ 個目の 2 次元画像データである。この場合、整数 $m1$, $m2$ は、整数 n 以下の正の整数であり、整数 $m1$ は整数 $m2$ より小さい。

【0067】

切断面演算部 13c は、指定点 P_1 の座標情報と指定点 P_2 の座標情報とをもとに、指定点 P_1 , P_2 を通過する直線 L を演算出力する。また、切断面演算部 13c は、指定点 P_1 , P_2 の各座標情報と予め設定された基準設定点（図示しない）の座標情報とをもとに、指定点 P_1 , P_2 および基準設定点を含む平面を演算出力する。この場合、制御部 13 は、図 5 に示すように、この平面を基準切断面 H_0 として設定するとともに、直線 L を基準切断面 H_0 の回転軸として設定する。すなわち、基準切断面 H_0 は、直線 L を回転軸として含み、上述したステップ S 101 において作成された 3 次元画像データを切断する切断面の回転基準面である。したがって、制御部 13 が入力装置 8 から入力された角度情報を受け付けた場合、切断面演算部 13c は、この角度情報に対応する角度 θ を用いて、基準切断面 H_0 を角度 θ だけ回転させた平面を演算出力し、制御部 13 は、この平面を指定切断面 H として設定する。なお、切断面演算部 13c は、指定点 P_1 , P_2 の各座標情報と予め設定された基準法線ベクトル（図示しない）とをもとに、指定点 P_1 , P_2 を含む平面を演算出力してもよく、この場合、制御部 13 は、上述した基準設定点を用いた場合と同様に、基準切断面 H_0 を設定できる。なお、基準設定点、基準法線ベクトル、および基準切断面

H_0 の設定方法の詳細は、後述する。

【 0 0 6 8 】

つぎに、切断面演算部 1 3 c が、制御部 1 3 に入力された角度情報に対応する角度 θ を用いて、基準切断面 H_0 を角度 θ だけ回転させた平面、すなわち指定切断面 H を演算出力する処理について詳細に説明する。図 6 は、切断面演算部 1 3 c が、直線 L を回転軸として基準切断面 H_0 から角度 θ だけ回転した指定切断面 H を演算出力する処理を説明する図である。図 6 に示すように、基準切断面 H_0 は、指定点 P_1 、 P_2 と基準設定点とを用いて、または基準法線ベクトルを用いて決定される単位法線ベクトル e_0 を有する。また、指定切断面 H は、直線 L を回転軸として、基準切断面 H_0 を角度 θ だけ回転した平面であるため、切断面演算部 1 3 c は、直線 L を回転軸として、単位法線ベクトル e_0 を角度 θ だけ回転して得られる単位法線ベクトル e と指定点 P_1 、 P_2 とを用いれば、指定切断面 H を演算出力できる。

10

【 0 0 6 9 】

ここで、図 6 に示すように、点 P_3 が、指定点 P_1 と指定点 P_2 とを結ぶ線分の中点として仮定され、基準設定点 Q_0 が、直線 L に垂直であって、点 P_3 と基準設定点 Q_0 とを結ぶ単位長の線分を構成する基準切断面 H_0 上の点として仮定され、さらに、点 Q が、直線 L を回転軸として基準設定点 Q_0 を角度 θ だけ回転して得られる指定切断面 H 上の点として仮定された場合、指定切断面 H の単位法線ベクトル e は、指定点 P_1 、 P_2 の各位置ベクトル OP_1 、 OP_2 と点 Q の位置ベクトル OQ とを用いて、次式 (1) によって求められる。

$$e = (OP_2 - OP_1) \times (OQ - OP_1) / |(OP_2 - OP_1) \times (OQ - OP_1)| \quad \cdots (1)$$

20

また、点 P_3 は、指定点 P_1 と指定点 P_2 とを結ぶ線分の中点として仮定されているので、点 P_3 の位置ベクトル OP_3 は、次式 (2) によって求められる。

$$OP_3 = (OP_1 + OP_2) / 2 \quad \cdots (2)$$

【 0 0 7 0 】

また、ベクトル P_1P_2 の単位ベクトル t が仮定された場合、単位ベクトル t は、次式 (3) によって求められる。

$$t = (OP_2 - OP_1) / |OP_2 - OP_1| \quad \cdots (3)$$

この場合、ベクトル P_3Q は、位置ベクトル OP_1 、 OP_2 と単位ベクトル t と角度 θ とを用いて、次式 (4) によって求められる。

30

$$P_3Q = \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \cos \theta + \{ t \times (OP_1 \times OP_2) / |t \times (OP_1 \times OP_2)| \} \sin \theta \quad \cdots (4)$$

したがって、位置ベクトル OQ は、式 (2) ~ (4) を用いて、次式 (5) によって求められる。

$$\begin{aligned} OQ &= OP_3 + P_3Q \\ &= (OP_1 + OP_2) / 2 + \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \cos \theta \\ &\quad + \{ (OP_2 - OP_1) / |OP_2 - OP_1| \} \\ &\quad \times \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \sin \theta \quad \cdots (5) \end{aligned}$$

40

【 0 0 7 1 】

この式 (1)、(5) によれば、切断面演算部 1 3 c は、指定点 P_1 、 P_2 の各位置ベクトル OP_1 、 OP_2 と基準切断面 H_0 の回転角度である角度 θ とを用いて、単位法線ベクトル e を演算出力できる。すなわち、切断面演算部 1 3 c は、制御部 1 3 が受信した指定点情報と角度情報とを用いて単位法線ベクトル e を演算出力するとともに、該指定点情報と単位法線ベクトル e とを用いて指定切断面 H を演算出力できる。ただし、切断面演算部 1 3 c は、この角度 θ が零である場合、基準切断面 H_0 を演算出力する。すなわち、基準設定点 Q_0 の位置ベクトル OQ_0 は、式 (5) の角度 θ として零を代入すれば求めることができ、基準法線ベクトル e_0 は、角度 θ が零の場合の位置ベクトル OQ (すなわち位置ベクトル OQ_0) と位置ベクトル OP_1 、 OP_2 とを用い、式 (1) に基づいて求めることができ、基準切断面 H_0 は、指定点 P_1 、 P_2 と基準設定点 Q_0 とを含み、基準法線ベクトル e_0

50

を法線とする平面として演算出力され、この方法によって、基準設定点 Q_0 、基準法線ベクトル e_0 、および基準切断面 H_0 が設定される。この場合、基準切断面 H_0 は、幾何学的に、原点 O と指定点 P_1 、 P_2 とを含む面に対して垂直に交わる面になる。

【0072】

なお、3次元画像を作成するための一般的なライブラリソフトウェアが制御部13に搭載されている場合、制御部13は、単位法線ベクトル e と、原点 O と指定切断面 H との距離とが入力されれば、空間座標系 $x y z$ 上の3次元画像データを指定切断面 H にて切断するとともに、指定切断面 H における3次元指定断層像データを作成できる。この原点 O と指定切断面 H との距離は、単位法線ベクトル e と位置ベクトル OP_1 との内積または単位法線ベクトル e と位置ベクトル OP_2 との内積を用いて求められるので、制御部13は、
 上述した式(1)、(5)に基づき、入力装置8から入力された指定点情報と角度情報とを用いて指定切断面 H を求めるとともに、指定切断面 H における3次元指定断層像データを作成できる。この場合、操作者が入力装置8を用いてドラッグ操作等を行う毎に、制御部13は、このドラッグ操作等によるカーソルの移動量に応じた角度情報を順次受け付けるとともに、順次受け付けた角度情報に応じて基準切断面を回転させ、これによって、指定切断面を順次求めるとともに、求めた指定切断面における3次元指定断層像データを作成または更新し、該3次元指定断層像データに対応する3次元指定断層像をモニター9に画面表示させる。

【0073】

つぎに、上述したステップS102において、制御部13が、入力装置8から入力された指定点情報を用いて2次元画像データ上に指定点を設定する処理(指定点設定処理)について詳細に説明する。図7は、制御部13が指定点設定処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図8は、2次元画像データ D_{m1} 上に指定点 P_1 を設定する処理(第1指定点設定処理)を説明する図である。図9は、2次元画像データ D_{m2} 上に指定点 P_2 を設定する処理(第2指定点設定処理)を説明する図である。

【0074】

図7、図8、および図9において、制御部13は、入力装置8から入力された画面表示処理に関する指示情報のもと、画像データ記憶部11から所望の2次元画像データ、たとえば2次元画像データ D_{m1} を読み出す(ステップS201)とともに、表示回路12を介して、2次元画像データ D_{m1} をモニター9に送出し、2次元画像データ D_{m1} に対応する2次元超音波断層像をモニター9に画面表示させる(ステップS202)。操作者は、この2次元超音波断層像に所望の関心領域が画面表示されているか否かを確認する。操作者は、所望の関心領域が画面表示されていない場合、入力装置8を操作して2次元超音波断層像を別の2次元超音波断層像に更新する指示情報を制御部13に入力する。この場合、制御部13は、指定点情報の入力受付状態ではなく(ステップS203, No)、上述したステップS201以降の処理工程を繰り返す。一方、操作者が、所望の関心領域として、たとえば、図8に示す膵管像 F_{m1} の画面表示を確認した場合、操作者は、入力装置8を操作して、たとえば、モニター9に画面表示されたカーソル K を膵管像 F_{m1} に移動させるとともに、膵管像 F_{m1} 上に指定点 P_1 を指定する指定点情報を入力する。この場合、制御部13は、操作者による入力装置8の操作によって、指定点情報の入力受付状態に切り換わるとともに(ステップS203, Yes)、この指定点情報をもとに、2次元画像データ D_{m1} 上の膵管像 F_{m1} に対応する座標に指定点 P_1 を設定する(ステップS204)。その後、制御部13は、指定点 P_1 として設定された座標上に指定点 P_1 を示すマーカ(第1マーカ)を付するとともに、2次元画像データ D_{m1} に対応する2次元超音波断層像上に重畳した状態で、第1マーカをモニター9に画面表示させる。

【0075】

ここで、制御部13は、上述したように、2次元画像データ D_n に対して、画像中心 C_n を原点とし、面平行ベクトル V_{bn} に平行な軸と外積ベクトル ($V_{bn} \times V_{an}$) に平行な軸とによる直交座標を設定できるので、2次元画像データ D_{m1} 上には、図8に示すように、画像中心 C_{m1} を原点とし、面平行ベクトル V_{bm1} に平行な軸 B と外積ベクトル ($V_{bm1} \times V_{am}$)

₁)に平行な軸Aとによる直交座標系ABが設定される。この場合、制御部13は、2次元画像データD_{m1}上の胆管像F_{m1}に対応する座標(a₁, b₁)に指定点P₁を設定する。したがって、指定点P₁の位置ベクトルOP₁は、この座標(a₁, b₁)と画像中心C_{m1}の位置ベクトルr_{m1}とを用い、かつ、軸方向ベクトルV_{am1}および面平行ベクトルV_{bm1}が単位長であることに基づき、次式(6)によって求められる。

$$OP_1 = r_{m1} + a_1(V_{bm1} \times V_{am1}) + b_1 V_{bm1} \quad \dots (6)$$

ただし、外積ベクトル(V_{bm1} × V_{am1})は、軸Aの方向ベクトルに相当し、面平行ベクトルV_{bm1}は、軸Bの方向ベクトルに相当する。このように、指定点P₁に対応する座標(a₁, b₁)は、式(6)に基づき、空間座標系xyz上の3つの成分からなる座標で表現できる。すなわち、制御部13は、空間座標系xyz上の点として、2次元画像データD_{m1}上に指定点P₁を設定する。

【0076】

つぎに、操作者は、入力装置8を操作して2次元超音波断層像を別の2次元超音波断層像に更新する指示情報を制御部13に入力する。制御部13は、この指示情報に基づき、画像データ記憶部11から所望の2次元画像データ、たとえば2次元画像データD_{m2}を読み出す(ステップS205)とともに、表示回路12を介して、2次元画像データD_{m2}をモニター9に送出し、2次元画像データD_{m2}に対応する2次元超音波断層像をモニター9に画面表示させる(ステップS206)。操作者は、この2次元超音波断層像に所望の関心領域が画面表示されているか否かを確認し、所望の関心領域が画面表示されていない場合、入力装置8を操作して2次元超音波断層像を別の2次元超音波断層像に更新する指示情報を制御部13に入力する。この場合、制御部13は、上述したステップS203の場合と同様に、指定点情報の入力受付状態ではなく(ステップS207, No)、上述したステップS205以降の処理工程を繰り返す。

【0077】

一方、操作者が、所望の関心領域として、たとえば、図9に示す胆管像G_{m2}の画面表示を確認した場合、操作者は、入力装置8を操作して、たとえば、モニター9に画面表示されたカーソルKを胆管像G_{m2}に移動させるとともに、胆管像G_{m2}上に指定点P₂を指定する指定点情報を入力する。この場合、制御部13は、操作者による入力装置8の操作によって、指定点情報の入力受付状態に切り換わるとともに(ステップS207, Yes)、この指定点情報をもとに、2次元画像データD_{m2}上の胆管像G_{m2}に対応する座標に指定点P₂を設定する(ステップS208)。

【0078】

なお、2次元画像データD_{m2}上には、上述した指定点P₁の場合と同様に、画像中心C_{m2}を原点とし、面平行ベクトルV_{bm2}に平行な軸Bと外積ベクトル(V_{bm2} × V_{am2})に平行な軸Aとによる直交座標系ABが設定され、指定点P₂は、図9に示すように、2次元画像データD_{m2}上の胆管像G_{m2}に対応する座標(a₂, b₂)に設定される。したがって、指定点P₂の位置ベクトルOP₂は、この座標(a₂, b₂)と画像中心C_{m2}の位置ベクトルr_{m2}とを用い、かつ、軸方向ベクトルV_{am2}および面平行ベクトルV_{bm2}が単位長であることに基づき、次式(7)によって求められる。

$$OP_2 = r_{m2} + a_2(V_{bm2} \times V_{am2}) + b_2 V_{bm2} \quad \dots (7)$$

すなわち、制御部13は、空間座標系xyz上の点として、2次元画像データD_{m2}上に指定点P₂を設定する。その後、制御部13は、指定点P₂として設定された座標上に指定点P₂を示すマーカ(第2マーカ)を付するとともに、2次元画像データD_{m2}に対応する2次元超音波断層像上に重畳した状態で、第2マーカをモニター9に画面表示させる。

【0079】

なお、制御部13は、上述した第1マーカと第2マーカとを異なる態様で2次元画像データ上に付することが望ましい。この場合、制御部13は、指定点P₁を示すマーカとして、たとえば+形で赤色の第1マーカを2次元画像データD_{m1}上に付するとともに、2次元画像データD_{m1}に対応する2次元超音波断層像上に重畳した状態で、この第1マーカをモニター9に画面表示させる。また、制御部13は、指定点P₂を示すマーカとして、たと

えば×形で緑色の第2マーカを2次元画像データ D_{m2} 上に付するとともに、2次元画像データ D_{m2} に対応する2次元超音波断層像上に重畳した状態で、この第2マーカをモニター9に画面表示させる。これによって、操作者は、モニター9に画面表示された第1マーカと第2マーカとを容易に判別できる。

【0080】

つぎに、上述したステップS103において、制御部13が、設定した二つの指定点を用いて基準切断面と該基準切断面の回転軸とを設定し、その後、設定した基準切断面における3次元基準断層像データを作成するとともに、該3次元基準断層像データに対応する3次元基準断層像をモニター9に画面表示させるまでの処理（3次元基準断層像表示処理）について詳細に説明する。図10は、制御部13が3次元基準断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図11は、制御部13が3次元基準断層像を画面表示した状態を説明する図である。

10

【0081】

図10および図11において、制御部13が、上述したステップS102の処理を行って、たとえば、2次元画像データ D_{m1} 上および2次元画像データ D_{m2} 上に指定点 P_1 、 P_2 をそれぞれ設定した場合、切断面演算部13cは、図5に示したように、指定点情報を用いて指定点 P_1 、 P_2 を通過する直線 L を演算出力するとともに、記憶部13aから読み出された基準設定点と指定点 P_1 、 P_2 とを含む平面、または記憶部13aから読み出された基準法線ベクトルと指定点 P_1 、 P_2 とを有する平面を演算出力する。この場合、制御部13は、切断面演算部13cによって演算出力された平面を基準切断面 H_0 として設定するとともに、直線 L を基準切断面 H_0 の回転軸として設定する（ステップS301）。つぎに、制御部13は、上述したステップS101において作成した3次元画像データを画像データ記憶部11から読み出し（ステップS302）、その後、画像データ演算部13bは、この3次元画像データを用いて、基準切断面 H_0 における3次元基準断層像データを作成する（ステップS303）。制御部13は、画像データ演算部13bが作成した3次元基準断層像データを画像データ記憶部11に記憶するとともに、表示回路12を介して、この3次元基準断層像データをモニター9に送出する。これによって、制御部13は、この3次元基準断層像データに対応する3次元基準断層像 W_0 をモニター9に画面表示させる（ステップS304）。

20

【0082】

図11に示すように、制御部13は、3次元基準断層像 W_0 上に、2次元画像データの膵管像に対応する膵管断層像 f_0 と、2次元画像データの胆管像に対応する胆管断層像 g_0 とを表示するとともに、第1マーカによって表示された指定点 P_1 、第2マーカによって表示された指定点 P_2 、および直線 L に対応する補助線 L_1 を膵管断層像 f_0 上または胆管断層像 g_0 上に重畳的に表示する。ただし、制御部13は、上述したように、第1マーカと第2マーカとを異なる態様で画面表示させることが望ましく、制御部13は、たとえば、+形で赤色の第1マーカを膵管断層像 f_0 に重畳して画面表示させるとともに、×形で緑色の第2マーカを胆管断層像 g_0 に重畳して画面表示させる。さらに、制御部13は、図11に示すように、3次元基準断層像 W_0 と所望の2次元超音波断層像とを同一画面に出力するようにモニター9を制御する。これによって、モニター9には、3次元基準断層像 W_0 と、所望の2次元超音波断層像、たとえば、2次元画像データ D_{m1} に対応する2次元超音波断層像 d_{m1} とが、相互に重畳しないように、同一画面上に出力表示される。

30

40

【0083】

このように、2次元超音波断層像 d_{m1} 上の第1マーカと3次元基準断層像 W_0 上の第1マーカとを同じ態様にし、第1マーカと第2マーカとの態様を変えてモニター9に表示したので、たとえば、図11に示すように、膵管を示す+形で赤色の第1マーカが表示された2次元超音波断層像 d_{m1} がモニター9に表示されている場合には、この第1マーカと、3次元基準断層像 W_0 の膵管断層像 f_0 上に表示された同様の+形で赤色の第1マーカとの位置の対応がつけ易く、第2マーカが示す胆管との混同を避けることができる。

【0084】

50

つぎに、上述したステップS 1 0 5において、制御部 1 3 が、指定点情報と角度情報とを用いて指定切断面を設定し、その後、設定した指定切断面における3次元指定断層像データを作成するとともに、該3次元指定断層像データに対応する3次元指定断層像をモニター9に画面表示させるまでの処理（3次元指定断層像表示処理）について詳細に説明する。図12は、制御部 1 3 が3次元指定断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図13は、制御部 1 3 が3次元指定断層像を画面表示した状態を説明する図である。

【0085】

図12および図13において、制御部 1 3 が、操作者による入力装置8の操作によって、角度情報の入力受付状態に切り換えられるとともに、操作者が、ドラッグ操作等を行って、モニター9上のカーソルKを所定方向、たとえば画面の上下方向に移動させ、これによって、制御部 1 3 が、このカーソルKの移動量に対応する角度 θ を角度情報として受け付けた場合、切断面演算部 1 3 c は、この角度情報に対応する角度 θ と上述した指定点情報とをもとに、基準切断面 H_0 が直線Lを回転軸として角度 θ だけ回転した平面を演算出力し、制御部 1 3 は、この演算出力された平面を指定切断面Hとして設定する（ステップS 4 0 1）。この場合、切断面演算部 1 3 c は、上述した式（1）および式（5）に基づき、角度 θ と指定点 P_1 、 P_2 の各座標に関する情報とを用いて指定切断面Hを演算出力できる。つぎに、制御部 1 3 は、指定切断面Hが設定された場合、上述したステップS 1 0 1において作成した3次元画像データを画像データ記憶部 1 1 から読み出し（ステップS 4 0 2）、その後、画像データ演算部 1 3 b は、この3次元画像データを用いて、指定切断面Hにおける3次元指定断層像データを作成する（ステップS 4 0 3）。制御部 1 3 は、画像データ演算部 1 3 b が作成した3次元指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 に記憶するとともに、表示回路 1 2 を介して、この3次元指定断層像データをモニター9に送出する。これによって、制御部 1 3 は、この3次元指定断層像データに対応する3次元指定断層像Wをモニター9に画面表示させる（ステップS 4 0 4）。

【0086】

図13に示すように、制御部 1 3 は、3次元指定断層像W上に、2次元画像データの膵管像に対応する膵管断層像f、2次元画像データの胆管像に対応する胆管断層像g、および胆管と膵管との合流部（胆管膵管合流部）の断層像である胆管膵管合流部像fgを表示するとともに、第1マーカによって表示された指定点 P_1 、第2マーカによって表示された指定点 P_2 、および直線Lに対応する補助線 L_1 を膵管断層像f上または胆管断層像g上に重疊的に表示する。ただし、制御部 1 3 は、上述した3次元基準断層像 W_0 の場合と同様に、第1マーカと第2マーカとを異なる態様で画面表示させることが望ましく、制御部 1 3 は、たとえば、+形で赤色の第1マーカを膵管断層像fに重疊して画面表示させるとともに、×形で緑色の第2マーカを胆管断層像gに重疊して画面表示させる。さらに、制御部 1 3 は、図13に示すように、3次元指定断層像Wと所望の2次元超音波断層像とを同一画面に出力するようにモニター9を制御する。これによって、モニター9には、3次元基準断層像Wと、所望の2次元超音波断層像、たとえば、2次元画像データ D_{m1} に対応する2次元超音波断層像 d_{m1} とが、相互に重疊しないように、同一画面上に出力表示される。

【0087】

ここで、モニター9に画面表示された3次元指定断層像Wが、胆管膵管合流部像fgの近傍に腫瘍断層像hを示している場合、操作者は、体腔内の特徴的部位である胆管膵管合流部を指標として、腫瘍断層像hに対応する実際の腫瘍の大きさまたは体腔内における位置等の情報を容易かつ的確に推定できる。すなわち、操作者は、入力装置8を用いてドラッグ操作等を行って、膵管および胆管の各断層像がともに表示された3次元基準断層像 W_0 の基準切断面 H_0 を回転する指示情報、すなわち、直線Lを回転軸として基準切断面 H_0 を回転する角度 θ の角度情報を入力すれば、胆管膵管合流部像fgまたは腫瘍断層像h等の関心領域の断層像を容易に得ることができるとともに、この関心領域の断層像を用いて、被検体に対する超音波診断を的確に行うことができる。また、上述したステップS 4 0 1～S 4 0 4において、制御部 1 3 の処理速度が十分速い場合、このドラッグ操作による入

力量に応じて変化する回転角度の指定切断面の3次元指定断層像データが、このドラッグ操作に同期して、逐次モニター9に出力される。このため、操作者は、胆管膵管合流部像f gまたは腫瘍断層像h等の関心領域の断層像を一層容易に得ることができる。

【0088】

なお、操作者が、入力装置8を用いて、第1マーカ、第2マーカ、補助線、または2次元超音波断層像の画面表示を消去する指示情報を入力した場合、制御部13は、この指示情報による指示のもと、モニター9に対して、画面表示された第1マーカ、第2マーカ、補助線、または2次元超音波断層像を消去する制御を行ってもよい。また、操作者が、入力装置8を用いて、第1マーカ、第2マーカ、補助線、または2次元超音波断層像の画面表示を再表示する指示情報を入力した場合、制御部13は、この指示情報による指示のもと、モニター9に対して、消去された第1マーカ、第2マーカ、補助線、または2次元超音波断層像を再表示する制御を行ってもよい。さらに、操作者が、入力装置8を用いて、3次元基準断層像または3次元指定断層像と同一画面に表示された2次元超音波断層像を別の2次元超音波断層像に切り換える指示情報を入力した場合、制御部13は、この指示情報による指示のもと、モニター9に対して、画面表示された2次元超音波断層像を更新する制御を行ってもよい。この場合、制御部13は、たとえば、膵管が表示された2次元超音波断層像を胆管が表示された2次元超音波断層像に切り換えることができる。

【0089】

また、この実施の形態1では、プローブの先端に組み込まれた超音波振動子の近傍に送信コイルが配置され、位置データ算出装置が、この送信コイルから出力された磁場を用いて、この超音波振動子によるラジアルスキャンの位置データを算出していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、操作者がこのプローブを手引きする場合の超音波振動子の移動加速度を検出するとともに該移動加速度の積分処理等を行って、この超音波振動子によるラジアルスキャンの位置データを算出してもよい。

【0090】

さらに、この実施の形態1では、磁場を発生する送信コイルがプローブ内の超音波振動子の近傍に配置され、該送信コイルによる発生磁場が受信アンテナに検出された場合に、この送信コイルの位置を検出していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、超音波振動子の挿入方向と該挿入方向に垂直な方向との各指向性が設けられた受信コイルをプローブ内の超音波振動子の近傍に配置し、この受信コイルの位置を検出してもよい。

【0091】

以上に説明したように、この実施の形態1では、3次元走査によって得られた複数の2次元画像データを用いて3次元画像データを作成し、所望の2次元超音波断層像上に指定点を二つ指定する指定点情報が入力された場合、該2次元超音波断層像に対応する各2次元画像データ上に該指定点情報に対応する指定点をそれぞれ設定するとともに、これら二つの指定点を含む基準切断面と、これら二つの指定点を通過する該基準切断面の回転軸とを演算出力し、その後、この3次元画像データと該基準切断面とをもとに、該基準切断面における3次元基準断層像を画面表示させている。さらに、この実施の形態1では、この基準切断面の所望の回転角度に関する角度情報が入力された場合、この角度情報と上述した指定点情報とをもとに、この基準切断面を該角度情報に対応する角度だけ回転した指定切断面を演算出力し、その後、この3次元画像データと該指定切断面とをもとに、該指定切断面における3次元指定断層像を画面表示させている。したがって、胆管と膵管との合流部等の体腔内の特徴的部位または腫瘍等の疾患部位等の関心領域の断層像を一つの画面内に的確に表示出力できる超音波診断装置を実現することができ、操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、この関心領域の断層像を容易に探し出すことができる。すなわち、操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、体腔内の被検部位の状態を容易に観察することができ、これによって、患者に対する超音波診断を迅速かつ的確に行うことができる。

【0092】

一般に、胆道腫瘍または膵腫瘍等の疾患では、胆管または膵管に沿って腫瘍がどのよう

に広がっているかを観察することが切除範囲を決定する上で重要である。何故なら、操作者、すなわち術者は、手術の際に胆管または膵管（主膵管）を含めて組織を切除するため、術前に切除部分の長さを見積もっておく必要があるからである。さらに、疾患部の観察が行われる場合には、腫瘍の好発部位である胆管膵管合流部が、一つの断層像上に表示されることが望ましい。何故なら、特徴のある Y 字状の胆管膵管合流部は、位置の同定がし易いため、手術中の指標として用いられ易く、術者は、胆管膵管合流部からどの程度（たとえば何 cm）の位置に腫瘍があるか、あるいは胆管膵管合流部を中心にして腫瘍がどのように広がっているか等の情報を知ることによって、術前に切除位置または切除範囲を見積もる必要があるからである。したがって、疾患部の観察が行われる場合には、胆管膵管合流部の特徴のある Y 字状の形が明瞭にわかるように、胆管膵管合流部が一つの断層像上に表示されることが望ましい。この実施の形態 1 によれば、この胆管膵管合流部の断層像を容易に探し出すことができる。

10

【0093】

また、この超音波診断装置のプローブに内視鏡等の光学系が設けられた場合、この超音波診断装置は、ラジアルスキャンを行うとともに体腔内の光学画像データを作成し、該ラジアルスキャンによる 2 次元または 3 次元の超音波断層像と該光学画像データによる体腔内光学像とを画面表示できる。この場合、操作者は、この超音波断層像と体腔内光学像とを観察して、被検部位の状態に関する医学的情報をさらに的確に得ることができる。

【0094】

（実施の形態 2）

20

つぎに、この発明の実施の形態 2 について詳細に説明する。上述した実施の形態 1 では、基準切断面の回転角度に関する角度情報が入力された場合、この角度情報と既知の指定点情報とを用いて指定切断面を演算出力し、その後、既知の 3 次元画像データと該指定切断面とをもとに、該指定切断面における 3 次元指定断層像を画面表示するように構成していたが、この実施の形態 2 では、基準切断面を回転する単位角度に関する情報が入力された場合に、該単位角度の整数倍の各角度を指定切断面の回転角度として設定するとともに、該回転角度毎の指定切断面を演算出力し、その後、該指定切断面毎の 3 次元指定断層像データを作成するように構成している。

【0095】

図 14 は、この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。この超音波診断装置 21 は、画像処理装置 10 に代えて画像処理装置 22 が配置され、画像処理装置 22 には、制御部 13 に代えて、単位角度設定部 23a を備えた制御部 23 が設けられる。制御部 23 は、制御部 13 と同様に、処理プログラム等の各種データが記憶された ROM、各演算パラメータを記憶する RAM、および該 ROM に記憶された処理プログラムを実行する CPU 等を用いて実現される。その他の構成は実施の形態 1 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

30

【0096】

図 15 は、制御部 23 が、位置データとの対応付けが行われた n 個の 2 次元画像データを用いて 3 次元画像データを作成してから、単位角度の整数倍毎に設定された指定切断面における 3 次元指定断層像データを作成し、その後、入力装置 8 から入力された角度情報に応じて、3 次元指定断層像または 3 次元基準断層像をモニター 9 に画面表示させるまでの各処理工程を説明するフローチャートである。図 15 において、制御部 23 が、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、受信した n 個の 2 次元画像データと位置データとの対応付けを行うとともに、この位置データが対応付けられた n 個の 2 次元画像データに対して、空間座標系 x y z における配列関係を設定した場合、画像データ演算部 13b は、上述したステップ S101 と同様に、この n 個の 2 次元画像データに対して補間等の画像処理を行い、空間座標系 x y z 上に 3 次元画像データを作成する（ステップ S501）。

40

【0097】

つぎに、制御部 23 は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、入力装置 8 から入力された画面表示処理に関する指示情報のもと、画像データ記憶部 11 から所望の 2 次元画像

50

データを読み出すとともに、この２次元画像データに対応する２次元超音波断層像をモニター９に画面表示させる。操作者が入力装置８を用いて２次元超音波断層像上の二つの所望位置に関する指定点情報を入力した場合、制御部２３は、上述したステップＳ１０２と同様に、 n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に、この指定点情報に対応する指定点 P_1, P_2 を設定する（ステップＳ５０２）。

【００９８】

少なくとも指定点 P_1, P_2 が n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に設定された場合、制御部２３は、上述したステップＳ１０３と同様に、基準切断面 H_0 と基準切断面 H_0 の回転軸である直線 L とを設定し、さらに、ステップＳ５０１において作成した３次元画像データを用い、基準切断面 H_0 における３次元基準断層像データを作成する。その後、制御部２３は、上述したステップＳ１０３と同様に、この３次元基準断層像データを画像データ記憶部１１に記憶するとともに、この３次元基準断層像データに対応する３次元基準断層像をモニター９に画面表示させる（ステップＳ５０３）。

10

【００９９】

つぎに、操作者が、入力装置８によるボタン操作またはドラッグ操作等を行って、基準切断面 H_0 を回転する所望の単位角度に関する単位角度情報を入力した場合、制御部２３は、この単位角度情報をもとに設定された各回転角度と、指定点 P_1, P_2 に対応する指定点情報とを用いて、該回転角度毎の指定切断面をそれぞれ演算出力する。この回転角度毎の指定切断面が設定された場合、画像データ演算部１３ｂは、制御部２３が画像データ記憶部１１から読み出した３次元画像データを用いて、この回転角度毎の指定切断面における３次元指定断層像データをそれぞれ作成する（ステップＳ５０４）。その後、制御部２３は、画像データ演算部１３ｂが作成した回転角度毎の３次元指定断層像データを該回転角度と対応付けた状態で画像データ記憶部１１に記憶する。なお、この単位角度情報は、制御部２３が指定切断面を演算出力する前に制御部２３に入力されればよく、記憶部１３ａまたは画像データ記憶部１１に予め記憶されていてもよい。

20

【０１００】

ここで、操作者は、モニター９に画面表示された３次元基準断層像を観察し、所望の関心領域がモニター９に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター９に画面表示されていない場合、操作者は、入力装置８を操作して、制御部２３を角度情報の入力受付状態に切り換える。たとえば、操作者が、マウスを用いてカーソルを画面上の所定位置に移動させ、その後、マウスのボタンを押した場合に、制御部２３は、角度情報の入力受付状態に切り換えられる。制御部２３が角度情報の入力受付状態に切り換えられ（ステップＳ５０５，Ｙｅｓ）、操作者が、入力装置８によるドラッグ操作等を行って、制御部２３に角度情報を入力した場合、制御部２３は、この角度情報を上述した回転角度に対応する角度として受け付けるとともに、この角度情報に対応する回転角度の指定切断面における３次元指定断層像データを画像データ記憶部１１から読み出し、表示回路１２を介して、この３次元指定断層像データをモニター９に送出する。これによって、制御部１３は、この３次元指定断層像データに対応する３次元指定断層像をモニター９に画面表示させる（ステップＳ５０６）。

30

【０１０１】

その後、操作者は、モニター９に画面表示された３次元指定断層像を観察し、所望の関心領域がモニター９に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター９に画面表示されていない場合、操作者は、上述した３次元基準断層像の場合と同様に、入力装置８を操作して、制御部２３を角度情報の入力受付状態に切り換える。制御部２３が角度情報の入力受付状態に切り換えられ（ステップＳ５０７，Ｙｅｓ）、操作者が、入力装置８によるドラッグ操作等を行って、制御部２３に角度情報を入力した場合、制御部２３は、この角度情報を受け付けるとともに、ステップＳ５０６以降の処理工程を繰り返す。

40

【０１０２】

一方、操作者は、モニター９に画面表示された３次元基準断層像を観察して、所望の関心領域がモニター９に画面表示されていることを確認した場合、制御部２３を角度情報の入力

50

受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 23 は、角度情報の入力受付状態ではなく（ステップ S505, No）、この 3 次元基準断層像の基準切断面を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元基準断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター 9 に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。また、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察して、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていることを確認した場合、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、制御部 23 を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 23 は、角度情報の入力受付状態ではなく（ステップ S507, No）、この 3 次元指定断層像の指定切断面を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元指定断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター 9 に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。

10

【0103】

つぎに、上述したステップ S504 において、制御部 23 が、入力された単位角度情報をもとに設定された各回転角度と、指定点 P_1 、 P_2 に対応する指定点情報とを用いて、該回転角度毎の指定切断面をそれぞれ演算出力してから、該回転角度毎の指定切断面における 3 次元指定断層像データをそれぞれ作成するまでの処理（3 次元指定断層像作成処理）について詳細に説明する。図 16 は、制御部 23 が 3 次元指定断層像作成処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 17 は、制御部 23 が回転角度毎の指定切断面を設定する処理を説明する図である。

20

【0104】

図 16 および図 17 において、制御部 23 が、入力装置 8 によるボタン操作またはドラッグ操作等によって入力された単位角度情報を受け付けた場合、単位角度設定部 23a は、この単位角度情報に対応する角度を単位角度 θ_1 として設定するとともに、単位角度 θ_1 の整数倍の各角度を回転角度 θ_s として設定する（ステップ S601）。この場合、単位角度設定部 23a は、得られる回転角度 θ_s が $180 [deg.]$ を超えるまで、次式（8）に基づく回転角度の演算出力を行い、得られた s 個の回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ を基準切断面 H_0 の回転角度として設定する。

$$\theta_s = s \theta_1 \quad (s = 1, 2, 3, \dots) \quad \dots (8)$$

【0105】

30

なお、この単位角度情報として入力される単位角度 θ_1 は、 $1 \sim 5 [deg.]$ 程度であることが望ましく、これによって、制御部 23 は、細密に区分された各指定切断面の 3 次元超音波断層像データを作成することができ、たとえば、毛細血管等の微細組織の断層像の画面表示に好適な細密化された 3 次元指定断層像をモニター 9 に画面表示させることができる。

【0106】

切断面演算部 13c は、単位角度設定部 23a が、基準切断面 H_0 の回転角度として、 s 個の回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ を設定した場合、この回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ と上述した指定点情報とをもとに、基準切断面 H_0 が直線 L を回転軸として回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ だけ回転した各平面を演算出力し、制御部 23 は、この演算出力された s 個の平面を回転角度毎の指定切断面としてそれぞれ設定する（ステップ S602）。この場合、切断面演算部 13c は、上述した式（1）および式（5）に基づき、回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ と指定点 P_1, P_2 の各座標に関する情報とを用いて、これらの各平面をそれぞれ演算出力でき、制御部 23 は、図 17 に示すように、回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_s$ だけ基準切断面 H_0 を回転した各平面を回転角度毎の指定切断面 $H_1, H_2, \dots, H_s$ としてそれぞれ設定する。

40

【0107】

制御部 23 は、回転角度毎の指定切断面 $H_1, H_2, \dots, H_s$ が設定された場合、上述したステップ S501 において作成した 3 次元画像データを画像データ記憶部 11 から読み出す（ステップ S603）。画像データ演算部 13b は、制御部 23 が画像データ記憶部

50

1 1 から読み出した 3 次元画像データを用いて、回転角度毎の指定切断面 $H_1, H_2, \dots, H_S$ における各 3 次元指定断層像データを作成する (ステップ S 6 0 4)。その後、制御部 2 3 は、画像データ演算部 1 3 b が作成した各 3 次元指定断層像データを回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_S$ とそれぞれ対応付けた状態で画像データ記憶部 1 1 に記憶する。これによって、制御部 2 3 は、この回転角度に対応する角度情報が入力された場合に、該角度情報による角度に対応する回転角度の 3 次元超音波断層像データを画像データ記憶部 1 1 から読み出すことができる。

【0108】

つぎに、上述したステップ S 5 0 6 において、制御部 1 3 が、基準切断面の回転角度として、入力装置 8 の操作によって入力された角度情報を受け付けてから、この角度情報に対応する回転角度の指定切断面における 3 次元指定断層像をモニター 9 に画面表示させるまでの 3 次元指定断層像表示処理について詳細に説明する。図 1 8 は、制御部 2 3 が、この 3 次元指定断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 1 8 において、操作者が、入力装置 8 によるドラッグ操作等を行って、制御部 2 3 に角度情報を入力した場合、制御部 2 3 は、この角度情報が上述した基準切断面 H_0 の回転角度 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_S$ のいずれか一つに対応するか否かを判断し、この角度情報がこれらの回転角度のいずれか一つに対応すると判断した場合に、この対応する回転角度として、この角度情報による角度を受け付ける (ステップ S 7 0 1)。これと同時に、制御部 2 3 は、この角度情報に対応する回転角度が対応付けられた 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 から読み出す (ステップ S 7 0 2)。

【0109】

たとえば、制御部 2 3 は、回転角度 θ_1 に対応する角度情報が入力された場合、この角度情報による角度を回転角度 θ_1 に対応する角度として受け付けるとともに、この回転角度 θ_1 と対応付けられた 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 から読み出し、さらに、回転角度 θ_2 に対応する角度情報が入力された場合、この角度情報による角度を回転角度 θ_2 に対応する角度として受け付けるとともに、この回転角度 θ_2 と対応付けられた 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 から読み出す。すなわち、制御部 2 3 は、これらの回転角度に対応する角度情報が順次入力された場合、順次入力された角度情報による各角度を回転角度に対応する角度として順次受け付けるとともに、これらの角度情報に対応する回転角度毎に対応付けられた 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 から順次読み出すことができる。

【0110】

その後、制御部 2 3 は、表示回路 1 2 を介して、これらの角度情報に対応する回転角度毎の 3 次元指定断層像データをモニター 9 に順次送出する。これによって、制御部 2 3 は、入力装置 8 を用いて順次入力される角度情報に応じ、該角度情報に対応する回転角度毎の 3 次元指定断層像をモニター 9 に順次画面表示させる (ステップ S 7 0 3)。

【0111】

なお、この実施の形態 2 では、回転角度毎に設定された各指定切断面における 3 次元指定断層像データが、該回転角度と対応付けられた状態で記憶されるようにしていたが、この発明は、これに限定されるものではなく、回転角度毎に設定された各指定切断面と各 3 次元指定断層像とを対応付けて記憶してもよく、操作者によって角度情報が入力された場合に、この角度情報と既知の指定点情報とを用いて指定切断面を演算出力し、得られた指定切断面と対応付けられた 3 次元指定断層像データを読み出すとともに、該 3 次元指定断層像データに対応する 3 次元指定断層像を画面表示してもよい。

【0112】

以上に説明したように、この実施の形態 2 では、基準切断面の回転角度に関する単位角度情報が入力された場合に、該単位角度情報に対応する単位角度が整数倍されて得られる各角度をこの基準切断面の回転角度として設定するとともに、該回転角度と該基準切断面上の二つの指定点に関する指定点情報とを用いて、該回転角度毎の指定切断面を設定し、その後、設定された指定切断面毎の 3 次元指定断層像データを作成するとともに、該 3 次

10

20

30

40

50

元指定断層像データを各回転角度と対応付けて記憶するようにし、操作者が回転角度に対応する角度情報を順次入力した場合に、順次入力された角度情報に対応する回転角度と対応付けられた3次元指定断層像データを順次読み出すとともに、該3次元指定断層像データに対応する3次元指定断層像を順次画面表示するように構成しているので、角度情報が入力されてから該角度情報に対応する回転角度毎の3次元指定断層像を画面表示するまでの処理速度を向上することができ、これによって、操作者が順次入力した所望の角度情報に応じ、該角度情報に対応する回転角度毎の3次元指定断層像を効率的に順次画面表示する超音波診断装置を実現できる。

【0113】

また、基準切断面の回転角度が、操作者によって入力される単位角度情報に対応する単位角度を整数倍した各角度として設定されるので、回転角度について細密に区分された指定切断面を容易に設定することができ、これによって、回転角度について細密に区分された3次元指定断層像を容易に画面表示することができ、関心領域が毛細血管等の微細組織であっても、その断層像を容易かつ的確に画面表示する超音波診断装置を実現できる。

【0114】

(実施の形態3)

つぎに、この発明の実施の形態3について詳細に説明する。上述した実施の形態1では、位置データとの対応付けが行われた複数の2次元画像データを空間座標系 $x y z$ 上に配列した場合に、配列された全ての2次元画像データに対して補間等の画像処理を行い、該2次元画像データに対応する3次元画像データを作成していたが、この実施の形態3では、これらの2次元画像データ上に二つの指定点が設定された場合に、この指定点がそれぞれ設定された二つの2次元画像データ間について補間等の画像処理を行い、該二つの2次元画像データに挟まれた範囲の3次元画像データを作成している。

【0115】

図19は、この発明の実施の形態3である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。この超音波診断装置31は、画像処理装置10に代えて画像処理装置32が配置され、画像処理装置32には、制御部13に代えて制御部33が設けられる。制御部33は、画像データ演算部13bに代えて画像データ演算部33aを有し、制御部13と同様に、処理プログラム等の各種データが記憶されたROM、各演算パラメータを記憶するRAM、および該ROMに記憶された処理プログラムを実行するCPU等を用いて実現される。その他の構成は実施の形態1と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0116】

図20は、制御部33が、位置データとの対応付けが行われた n 個の2次元画像データを空間座標系 $x y z$ 上に配列した状態で画像データ記憶部11に記憶してから、該2次元画像データをもとに作成された3次元指定断層像を画面表示するまでの各処理工程を説明するフローチャートである。図21は、空間座標系 $x y z$ 上に配列された複数の2次元画像データを用いて、指定点が指定された2次元画像データ間の3次元画像データを作成する処理を説明する図である。図20および図21において、制御部33が超音波観測装置5から n 個の2次元画像データを順次受信するとともに位置データ算出装置7から位置データを順次受信した場合、制御部33は、上述した実施の形態1の場合と同様に、受信した n 個の2次元画像データと位置データとの対応付けを行うとともに、この位置データが対応付けられた n 個の2次元画像データに対して、図21に示すように、空間座標系 $x y z$ における配列関係を設定する。その後、制御部33は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の2次元画像データを画像データ記憶部11に記憶する(ステップS801)。

【0117】

つぎに、制御部33は、上述した実施の形態1の場合と同様に、入力装置8から入力された画面表示処理に関する指示情報のもと、画像データ記憶部11から所望の2次元画像データを読み出すとともに、この2次元画像データに対応する2次元超音波断層像をモニター9に画面表示させる。操作者が入力装置8を用いて2次元超音波断層像上の二つの所望

位置に関する指定点情報を入力した場合、制御部 33 は、上述したステップ S 102 と同様に、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に、この指定点情報に対応する指定点 P_1, P_2 を設定する（ステップ S 802）。この場合、制御部 33 は、図 21 に示すように、2 次元画像データ D_{m1} 上に指定点 P_1 を設定し、また、2 次元画像データ D_{m2} 上に指定点 P_2 を設定する。

【0118】

少なくとも指定点 P_1, P_2 が 2 次元画像データ D_{m1}, D_{m2} 上に設定された場合、画像データ演算部 33a は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの内、指定点 P_1 が設定された 2 次元画像データ D_{m1} と、指定点 P_2 が設定された 2 次元画像データ D_{m2} とによって挟まれる範囲（指定画像範囲）について、各 2 次元画像データ間の補間および重複部分の平均化等の公知の画像処理を行い、この指定画像範囲の 3 次元画像データを作成する（ステップ S 803）。その後、制御部 33 は、画像データ演算部 33a が作成した 3 次元画像データを画像データ記憶部 11 に記憶する。なお、指定点 P_1 が設定された 2 次元画像データ D_{m1} と、指定点 P_2 が設定された 2 次元画像データ D_{m2} とは、互いに隣接した 2 次元画像データでなくてもよい。

【0119】

一方、切断面演算部 13c は、指定点 P_1, P_2 が 2 次元画像データ D_{m1}, D_{m2} 上にそれぞれ設定された場合、上述したステップ S 103 と同様に、指定点 P_1, P_2 を含む基準平面と指定点 P_1, P_2 を通過する直線 L とを演算出力する。制御部 33 は、図 5 に示したように、この基準平面を基準切断面 H_0 として設定するとともに、直線 L を基準切断面 H_0 の回転軸として設定し、さらに、ステップ S 803 において作成された指定画像範囲の 3 次元画像データを用いて、基準切断面 H_0 における 3 次元基準断層像データを作成する。その後、制御部 33 は、上述したステップ S 103 と同様に、この 3 次元基準断層像データを画像データ記憶部 11 に記憶するとともに、この 3 次元基準断層像データに対応する 3 次元基準断層像をモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S 804）。

【0120】

ここで、操作者は、モニタ 9 に画面表示された 3 次元基準断層像を観察し、所望の関心領域がモニタ 9 に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニタ 9 に画面表示されていない場合、操作者は、上述した実施の形態 1 の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、制御部 33 を角度情報の入力受付状態に切り換える。たとえば、操作者が、マウスを用いてカーソルを画面上の所定位置に移動させ、その後、マウスのボタンを押した場合に、制御部 33 は、角度情報の入力受付状態に切り換えられる。制御部 33 が角度情報の入力受付状態に切り換えられ（ステップ S 805, Yes）、操作者が、入力装置 8 によるドラッグ操作等を行って、制御部 33 に角度情報を入力した場合、制御部 33 は、入力装置 8 から入力された角度情報を受け付ける。つぎに、制御部 33 は、上述したステップ S 105 と同様に、この角度情報に対応する角度 θ と指定点 P_1, P_2 に対応する指定点情報とを用いて、基準切断面 H_0 を角度 θ だけ回転した指定切断面 H を設定する。

【0121】

画像データ演算部 33a は、指定切断面 H が設定された場合、制御部 33 が画像データ記憶部 11 から読み出した指定画像範囲の 3 次元画像データを用いて、指定切断面 H における 3 次元指定断層像データを作成する。その後、制御部 33 は、画像データ演算部 33a が作成した 3 次元指定断層像データを画像データ記憶部 11 に記憶するとともに、表示回路 12 を介して、この 3 次元指定断層像データをモニタ 9 に送出する。これによって、制御部 33 は、この 3 次元指定断層像データに対応する 3 次元指定断層像をモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S 806）。

【0122】

その後、操作者は、モニタ 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察し、所望の関心領域がモニタ 9 に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニタ 9 に画面表示されていない場合、操作者は、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、制御部 33 を角度情報の入力受付状態に切り換える。制御部 33 が角度

情報の入力受付状態に切り換えられ(ステップS807, Yes)、操作者が、入力装置8によるドラッグ操作等を行って、制御部33に角度情報を入力した場合、制御部33は、この角度情報を受け付けるとともに、ステップS806以降の処理工程を繰り返す。

【0123】

一方、操作者は、モニター9に画面表示された3次元基準断層像を観察して、所望の関心領域がモニター9に画面表示されていることを確認した場合、制御部33を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部33は、角度情報の入力受付状態ではなく(ステップS805, No)、この基準切断面H₀を回転させないので、モニター9は、この3次元基準断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター9に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。また、操作者は、モニター9に画面表示された3次元指定断層像を観察して、所望の関心領域がモニター9に画面表示されていることを確認した場合、上述した3次元基準断層像の場合と同様に、制御部33を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部33は、角度情報の入力受付状態ではなく(ステップS807, No)、この指定切断面Hを回転させないので、モニター9は、この3次元指定断層像が画面表示された状態を維持する。これによって、操作者は、モニター9に画面表示された所望の関心領域を観察することができ、被検体に対する超音波診断を達成できる。

【0124】

なお、この実施の形態3では、指定画像範囲の3次元画像データが作成され、その後、基準切断面と該基準切断面の回転軸とが設定された場合を例示したが、この発明は、これに限定されるものではなく、指定画像範囲の3次元画像データは、3次元基準断層像データの作成処理が開始される前に作成されればよい。この場合、指定画像範囲の3次元画像データは、基準切断面と該基準切断面の回転軸とが設定された後に作成されてもよい。

【0125】

また、この実施の形態3では、入力された角度情報に対応する角度の指定切断面について3次元指定断層像を作成した場合に適用したが、この発明は、これに限定されるものではなく、上述した実施の形態2に示したように、単位角度を用いて設定された回転角度毎の3次元指定断層像を作成した場合に適用してもよい。

【0126】

以上に説明したように、この実施の形態3では、位置データが対応付けられた複数の2次元画像データ上に二つの指定点が設定された場合、各指定点がそれぞれ設定された二つの2次元画像データによって挟まれた範囲、すなわち指定画像範囲について補間等の画像処理を行い、この指定画像範囲の3次元画像データを作成するように構成しているので、当該装置の記憶容量を可能な限り節約して、3次元基準断層像または3次元指定断層像を作成する処理を行う場合に制御部にかかる負荷を軽減することができ、これによって、補間等の画像処理の高速化を促進し、所望の関心領域の断層像を短時間で画面表示する超音波診断装置を実現できる。

【0127】

(実施の形態4)

つぎに、この発明の実施の形態4について詳細に説明する。上述した実施の形態1～3では、所望の2次元画像データに対応する2次元超音波断層像を用いて、指定点情報の入力を行った場合に、この2次元画像データ上に指定点が設定されるように構成していたが、この実施の形態4では、画面表示された3次元指定断層像を用いて、指定点情報の入力が行われた場合に、既に設定されている指定点に関する各データを更新している。

【0128】

図22は、この発明の実施の形態4である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。この超音波診断装置41は、画像処理装置10に代えて画像処理装置42が配置され、画像処理装置42には、制御部13に代えて、更新処理部43aを備えた制御部43が設けられる。制御部43は、制御部13と同様に、処理プログラム等の各種データが記憶されたROM、各演算パラメータを記憶するRAM、および該ROMに記憶され

た処理プログラムを実行するCPU等を用いて実現される。その他の構成は実施の形態1と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0129】

図23は、制御部43が、位置データとの対応付けが行われたn個の2次元画像データを用いて3次元画像データを作成してから、該3次元画像データを用いて作成された3次元指定断層像データに対応する3次元指定断層像を画面表示し、その後、この3次元指定断層像を用いて指定点情報の入力が行われた場合に、既に設定されている指定点が更新されるまでの各処理工程を説明するフローチャートである。図24は、画面表示された3次元指定断層像を用いて指定点情報が入力された場合に既に設定されている指定点を更新する処理を説明する図である。

10

【0130】

図23および図24において、制御部43が、上述した実施の形態1の場合と同様に、受信したn個の2次元画像データと位置データとの対応付けを行うとともに、この位置データが対応付けられたn個の2次元画像データに対して、空間座標系xyzにおける配列関係を設定した場合、画像データ演算部13bは、上述したステップS101と同様に、このn個の2次元画像データに対して補間等の画像処理を行い、空間座標系xyz上に3次元画像データを作成する(ステップS901)。

【0131】

つぎに、制御部43は、上述した実施の形態1の場合と同様に、入力装置8から入力された画面表示処理に関する指示情報のもと、画像データ記憶部11から所望の2次元画像データを読み出すとともに、この2次元画像データに対応する2次元超音波断層像をモニター9に画面表示させる。操作者が入力装置8を用いて2次元超音波断層像上の二つの所望位置に関する指定点情報を入力した場合、制御部43は、上述したステップS102と同様に、n個の2次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に、この指定点情報に対応する指定点 P_1, P_2 を設定する(ステップS902)。

20

【0132】

少なくとも指定点 P_1, P_2 がn個の2次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に設定された場合、制御部43は、上述したステップS103と同様に、基準切断面 H_0 と基準切断面 H_0 の回転軸である直線Lとを設定し、さらに、ステップS901において作成した3次元画像データを用い、基準切断面 H_0 における3次元基準断層像データを作成する。その後、制御部43は、上述したステップS103と同様に、この3次元基準断層像データを画像データ記憶部11に記憶するとともに、この3次元基準断層像データに対応する3次元基準断層像をモニター9に画面表示させる(ステップS903)。

30

【0133】

3次元基準断層像がモニター9に画面表示された場合、操作者は、この画面表示された3次元基準断層像を観察し、所望の関心領域がモニター9に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター9に画面表示されていない場合、操作者は、上述した実施の形態1の場合と同様に、入力装置8を操作して、制御部43を角度情報の入力受付状態に切り換える。たとえば、操作者が、マウスを用いてカーソルを画面上の所定位置に移動させ、その後、マウスのボタンを押した場合に、制御部43は、角度情報の入力受付状態に切り換えられる。制御部43が角度情報の入力受付状態に切り換えられ(ステップS904, Yes)、操作者が、入力装置8によるドラッグ操作等を行って、制御部43に角度情報を入力した場合、制御部43は、入力装置8から入力された角度情報を受け付ける。つぎに、制御部43は、上述したステップS105と同様に、この角度情報に対応する角度 θ と指定点 P_1, P_2 に対応する指定点情報とを用いて、基準切断面 H_0 を角度 θ だけ回転した指定切断面Hを設定し、この指定切断面Hと、画像データ記憶部11から読み出した3次元画像データとを用いて、指定切断面Hにおける3次元指定断層像データを作成する。その後、制御部43は、作成した3次元指定断層像データを画像データ記憶部11に記憶するとともに、表示回路12を介して、この3次元指定断層像データをモニター9に送出する。これによって、制御部43は、この3次元指定断層像データに対応する3次元

40

50

指定断層像をモニター 9 に画面表示させる (ステップ S 9 0 6)。

【 0 1 3 4 】

その後、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察し、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されているか否かを確認する。所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていない場合、操作者は、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、制御部 4 3 を角度情報の入力受付状態に切り換える。制御部 4 3 が角度情報の入力受付状態に切り換えられ (ステップ S 9 0 6 , Y e s)、操作者が、入力装置 8 によるドラッグ操作等を行って、制御部 4 3 に角度情報を入力した場合、制御部 4 3 は、この角度情報を受け付けるとともに、ステップ S 9 0 5 以降の処理工程を繰り返す。

【 0 1 3 5 】

一方、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元基準断層像を観察して、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていることを確認した場合、制御部 4 3 を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 4 3 は、角度情報の入力受付状態ではなく (ステップ S 9 0 4 , N o)、この基準切断面 H_0 を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元基準断層像が画面表示された状態を維持する。この場合、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元基準断層像による所望の関心領域を観察することができる。その後、操作者が、この 3 次元基準断層像上の指定点に対して更新対象の指定を行わない場合、制御部 4 3 は、更新する指定点に関する指定点情報の入力受付状態ではなく (ステップ S 9 0 7 , N o)、該指定点情報の入力受付を行わないので、後述する指定点更新処理を行わず、この 3 次元基準断層像上に表示された指定点の設定を維持する。

【 0 1 3 6 】

他方、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像を観察して、所望の関心領域がモニター 9 に画面表示されていることを確認した場合、上述した 3 次元基準断層像の場合と同様に、制御部 4 3 を角度情報の入力受付状態に切り換える操作を行わない。この場合、制御部 4 3 は、角度情報の入力受付状態ではなく (ステップ S 9 0 6 , N o)、この指定切断面 H を回転させないので、モニター 9 は、この 3 次元指定断層像が画面表示された状態を維持する。この場合、操作者は、モニター 9 に画面表示された 3 次元指定断層像による所望の関心領域を観察することができる。その後、操作者が、この 3 次元指定断層像上の指定点に対して更新対象の指定を行わない場合、制御部 4 3 は、更新する指定点に関する指定点情報の入力受付状態ではなく (ステップ S 9 0 7 , N o)、該指定点情報の入力受付を行わないので、後述する指定点更新処理を行わず、この 3 次元指定断層像上に表示された指定点の設定を維持する。

【 0 1 3 7 】

ここで、操作者が、画面表示された 3 次元基準断層像または 3 次元指定断層像を観察するとともに、入力装置 8 を用いて、たとえば、画面表示されたカーソルを更新対象の指定点に移動させるとともに該指定点を指定する操作を行い、この 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上に重疊的に表示された更新対象の指定点を指定した場合、制御部 4 3 は、新規に指定される指定点に関する指定点情報の入力受付状態に切り換えられる。制御部 4 3 が、この指定点情報の入力受付状態に切り換えられ (ステップ S 9 0 7 , Y e s)、操作者が、入力装置 8 によるドラッグ操作またはボタン操作等を行って、この指定点情報を制御部 4 3 に入力した場合、制御部 4 3 は、更新対象として指定された指定点の更新情報として、この指定点情報を受け付ける。その後、制御部 4 3 は、この指定点情報を用いて指定点更新処理を行い、この更新対象の指定点を該指定点情報に対応する新規の指定点に更新する (ステップ S 9 0 8)。

【 0 1 3 8 】

たとえば、操作者が、入力装置 8 を用いて、3 次元指定断層像 W 上に重疊的に表示された指定点 P_2 の更新を指定し、その後、指定点 P_2 を更新する指定点情報を入力した場合、制御部 4 3 は、入力された指定点情報を指定点 P_2 の更新情報として受け付けるとともに、図 2 4 に示すように、この指定点情報に対応する指定点 P_{2a} を 3 次元指定断層像 W 上に新規に設定する。この場合、制御部 4 3 は、指定点 P_2 を指定点 P_{2a} に更新し、これによ

10

20

30

40

50

って、この指定点更新処理を達成する。なお、制御部 43 は、3 次元指定断層像 W 上に重疊的に表示された指定点 P_1 の更新が指定され、その後、指定点 P_1 を更新する指定点情報が入力された場合も、この指定点 P_2 の場合と同様に、指定点 P_1 に対する指定点更新処理を達成することができる。また、制御部 43 は、図 11 に例示した 3 次元基準断層像 W_0 上に重疊的に表示された指定点 P_1 または指定点 P_2 の更新が指定され、その後、指定点 P_1 または指定点 P_2 を更新する指定点情報が入力された場合も、この 3 次元指定断層像の場合と同様に、指定点 P_1 または指定点 P_2 に対する指定点更新処理を達成することができる。

【0139】

画面表示された 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上の二つの指定点の少なくとも一つが更新された場合、制御部 43 は、最新の二つの指定点に関する指定点情報を用いて、上述したステップ S903 以降の処理工程を繰り返す。この場合、制御部 43 は、この最新の指定点情報を用いて、二つの指定点を含む基準切断面と該基準切断面の回転軸とを更新するとともに、3 次元基準断層像データを更新し、該 3 次元基準断層像データに対応する 3 次元基準断層像と、更新された回転軸に対応する補助線とをモニタ 9 に画面表示させる。この補助線 L_2 は、図 24 に示すように、指定点更新処理後の最新の指定点、たとえば、指定点 P_1 、 P_{2a} を通過する直線として画面表示される。

【0140】

なお、この実施の形態 4 では、入力された角度情報に対応する角度の指定切断面について 3 次元指定断層像を作成した場合に適用したが、この発明は、これに限定されるものではなく、上述した実施の形態 2 に示したように、単位角度を用いて設定された回転角度毎の 3 次元指定断層像を作成した場合に適用してもよいし、上述した実施の形態 3 に示したように、指定点が設定された二つの 2 次元画像データ間に対して補間等の画像処理を行い、この指定画像範囲の 3 次元画像データを作成した場合に適用してもよい。

【0141】

以上に説明したように、この実施の形態 4 では、画面表示された 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上に表示された指定点に対して更新対象の指定が行われ、その後、この指定点の更新処理に関する新規の指定点情報が、この 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上に入力された場合に、この更新対象の指定点を新規の指定点情報に対応する指定点に更新する処理を行うとともに、該処理後の最新の指定点に関する指定点情報を用いて、基準切断面と該基準切断面の回転軸とを更新するように構成しているので、2 次元画像データ上に設定された指定点に対する更新作業の短時間化を促進するとともに、該 2 次元画像データをもとに作成された 3 次元画像データに対して、所望の断層像が表示される切断面を容易に設定できる超音波診断装置を実現することができる。操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、体腔内の特徴的部位または患部等の関心領域が的確に表示された断層像を容易に探し出すことができ、これによって、患者の体腔内を検査する超音波診断の作業効率を向上することができる。

【0142】

また、この実施の形態 4 では、胆管膵管合流部等の体腔内の特徴的部位を画面表示した後、この特徴的部位の全体が画面表示された状態で指定点を更新し、該更新後の指定点を通る直線を回転軸として、切断面を回転するように構成したので、操作者、すなわち術者は、一旦胆管膵管合流部等を観察し、その後、たとえば膵管の周囲における腫瘍の有無をさらに確認したい場合に、3 次元画像データを作成する処理から当該超音波診断装置を操作し直すことなく、所望の断層像を画面表示する操作を簡便に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0143】

【図 1】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。

【図 2】位置データとの対応付けが行われた 2 次元画像データを例示する図である。

【図 3】位置データとの対応付けが行われた複数の 2 次元画像データを空間座標に配列す

10

20

30

40

50

る動作を説明する図である。

【図 4】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置が、所望の 3 次元指定断層像を画面表示するまでの各処理工程を説明するフローチャートである。

【図 5】2 次元画像データ上に設定された二つの指定点を通る直線と基準切断面との設定を説明する図である。

【図 6】この実施の形態 1 の切断面演算部が指定切断面を演算出力する処理を説明する図である。

【図 7】二つの指定点の設定されるまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 8】第 1 指定点設定処理を説明する図である。

10

【図 9】第 2 指定点設定処理を説明する図である。

【図 10】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置が 3 次元基準断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 11】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置が 3 次元基準断層像を画面表示した状態を説明する図である。

【図 12】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 13】この発明の実施の形態 1 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像を画面表示した状態を説明する図である。

【図 14】この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。

20

【図 15】この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像または 3 次元基準断層像を画面表示するまでの各処理工程を説明するフローチャートである。

【図 16】この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像を作成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 17】この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置が回転角度毎の指定切断面を設定する処理を説明する図である。

【図 18】この発明の実施の形態 2 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像表示処理を達成するまでの処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 19】この発明の実施の形態 3 である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。

30

【図 20】この発明の実施の形態 3 である超音波診断装置が 3 次元指定断層像を画面表示するまでの各処理工程を説明するフローチャートである。

【図 21】指定点が指定された 2 次元画像データ間の 3 次元画像データを作成する処理を説明する図である。

【図 22】この発明の実施の形態 4 である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。

【図 23】この発明の実施の形態 4 である超音波診断装置が指定点更新処理を行うまでの各処理工程を説明するフローチャートである。

【図 24】画面表示された 3 次元指定断層像上の指定点に対する指定点更新処理を説明する図である。

40

【符号の説明】

【0144】

1, 21, 31, 41 超音波診断装置

2 プローブ

3 挿入部

3a 超音波振動子

3b シャフト

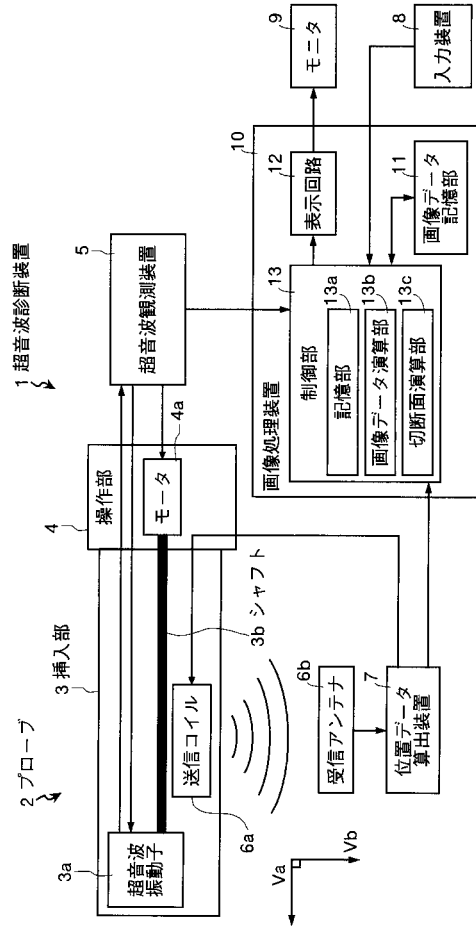
4 操作部

4a モータ

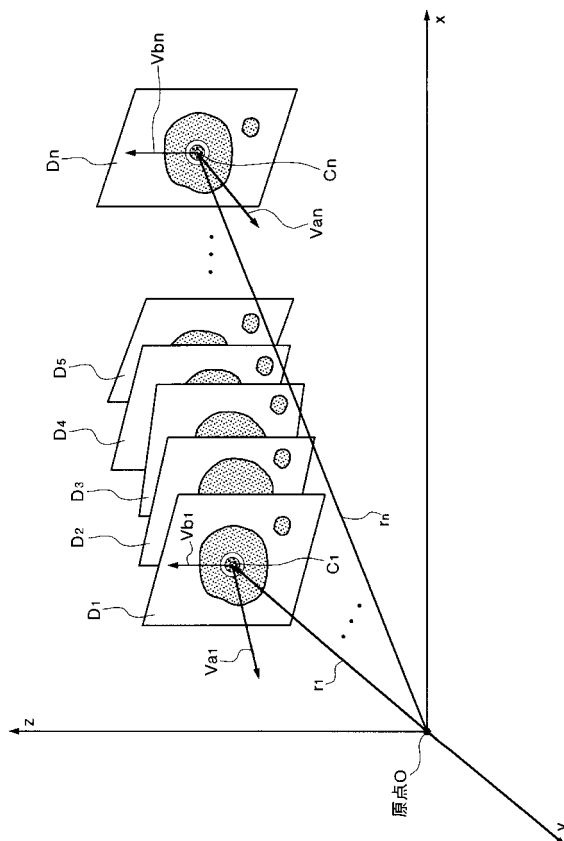
50

5	超音波観測装置	
6 a	送信コイル	
6 b	受信アンテナ	
7	位置データ算出装置	
8	入力装置	
9	モニタ	
10, 22, 32, 42	画像処理装置	
11	画像データ記憶部	
12	表示回路	
13, 23, 33, 43	制御部	10
13 a	記憶部	
13 b, 33 a	画像データ演算部	
13 c	切断面演算部	
23 a	単位角度設定部	
43 a	更新処理部	
C_n, C_1, C_{m1}, C_{m2}	画像中心	
$D_n, D_1 \sim D_5, D_{m1}, D_{m2}$	二次元画像データ	
d_{m1}	2次元超音波断層像	
E_n, E_{m1}, E_{m2}	十二指腸像	
e, e_0	単位法線ベクトル	20
F_n, F_{m1}	膵管像	
f_0, f	膵管断層像	
G_{m2}	胆管像	
g_0, g	胆管断層像	
$f g$	胆管膵管合流部像	
H_0	基準切断面	
H, H_s, H_1, H_2	指定切断面	
h	腫瘍断層像	
K	カーソル	
L	直線	30
L_1, L_2	補助線	
P_1, P_2, P_{2a}	指定点	
r_n, r_1	位置ベクトル	
$V_a, V_{an}, V_{a1}, V_{am1}, V_{am2}$	軸方向ベクトル	
$V_b, V_{bn}, V_{b1}, V_{bm1}, V_{bm2}$	面平行ベクトル	
W_0	3次元基準断層像	
W	3次元指定断層像	

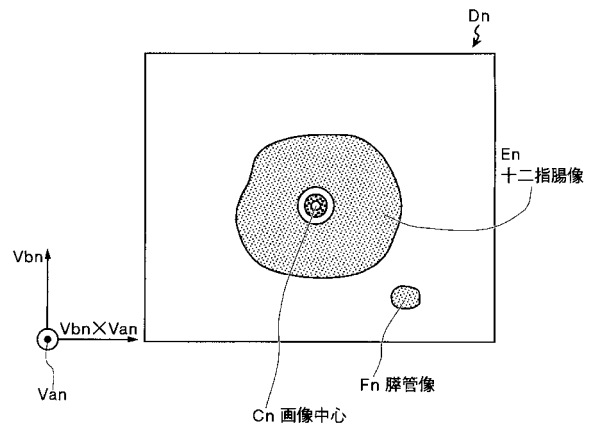
【 図 1 】



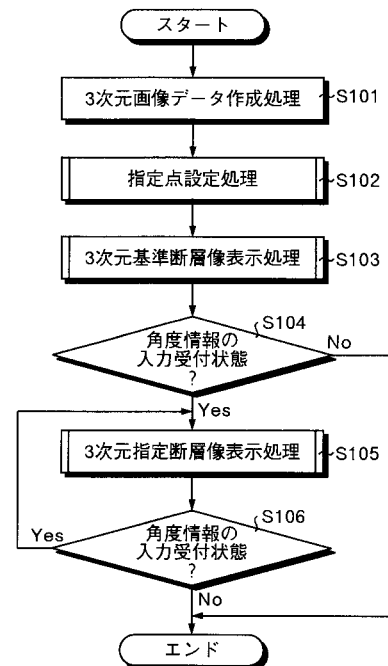
【圖 3】



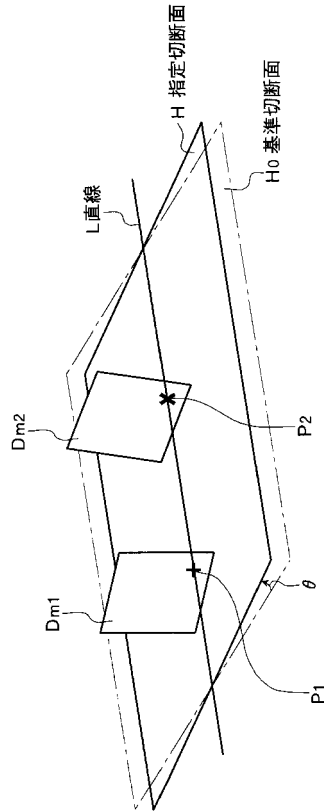
【 図 2 】



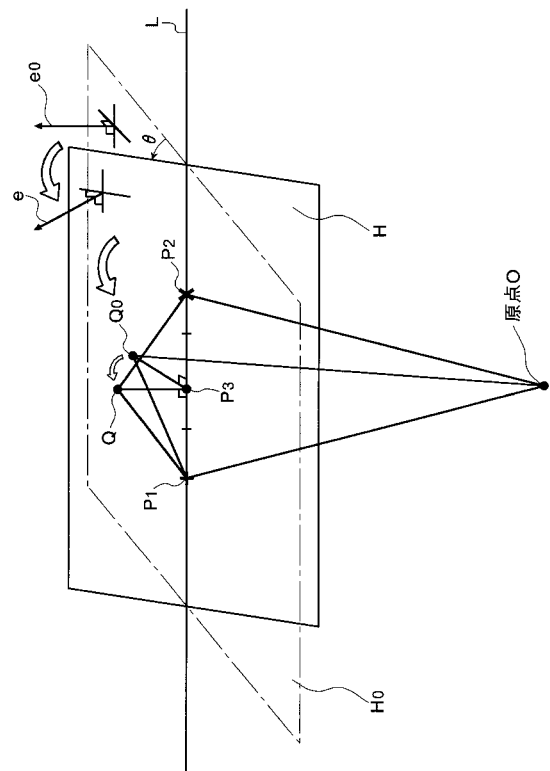
【 図 4 】



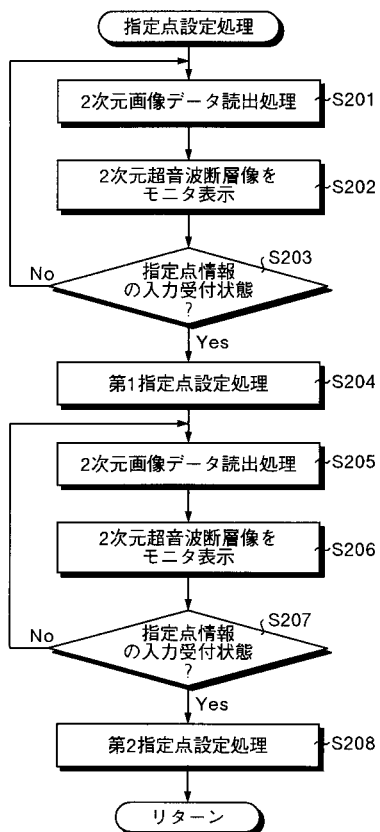
【図 5】



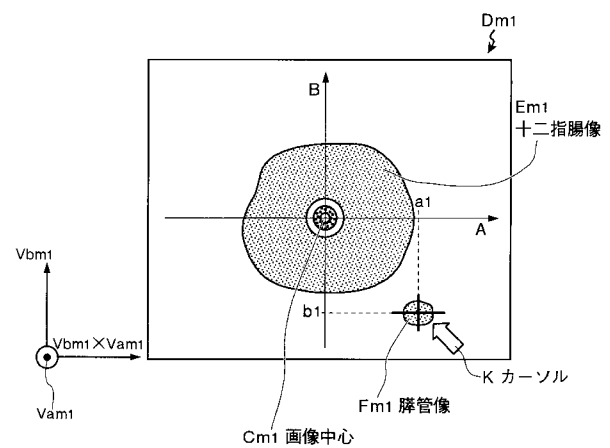
【図 6】



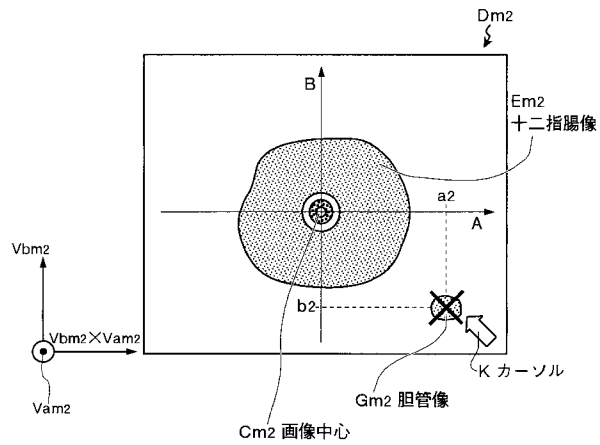
【図 7】



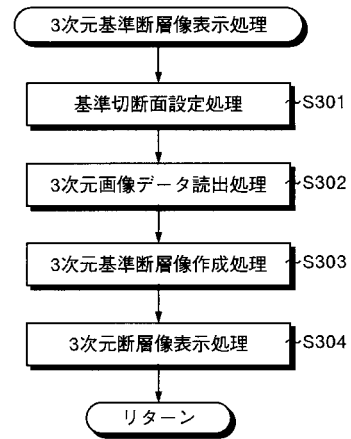
【図 8】



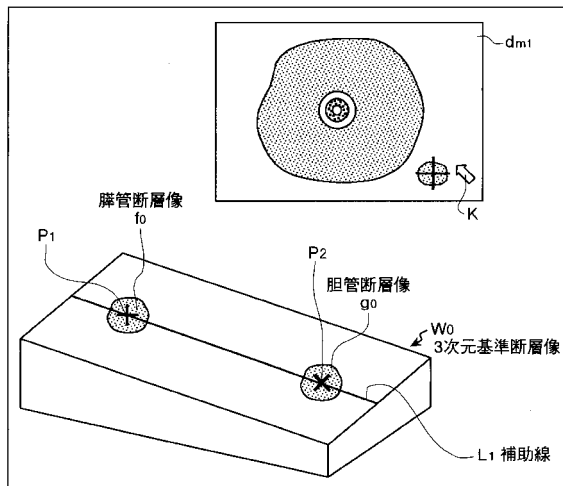
【図 9】



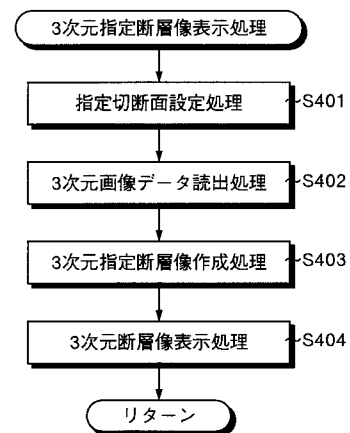
【図 10】



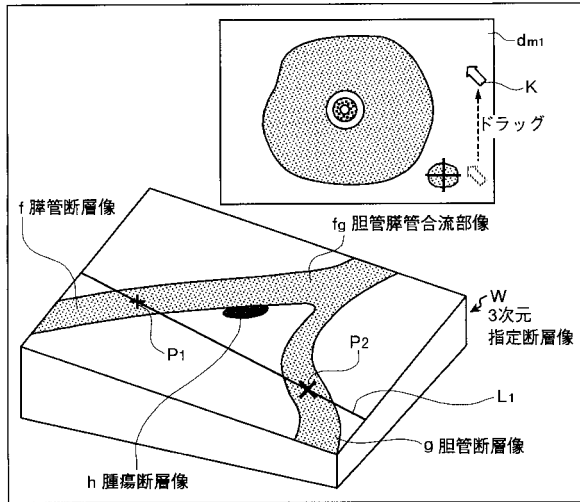
【図 11】



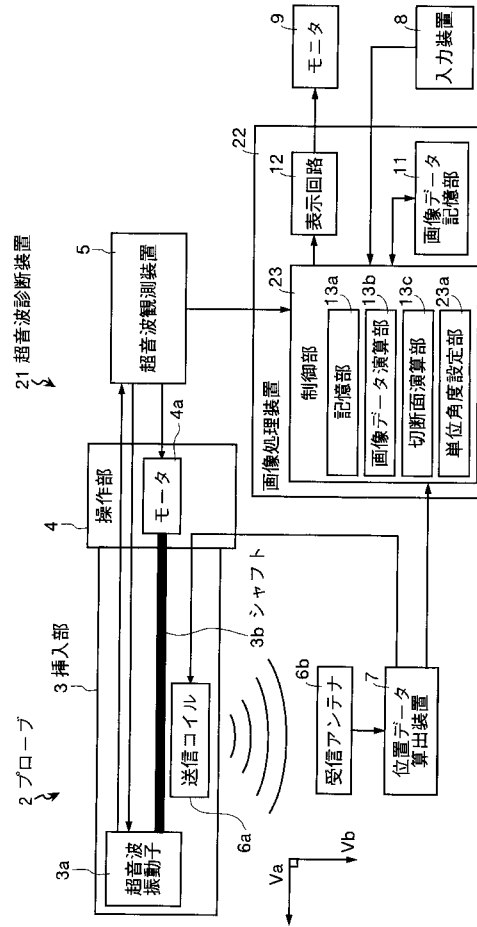
【図 12】



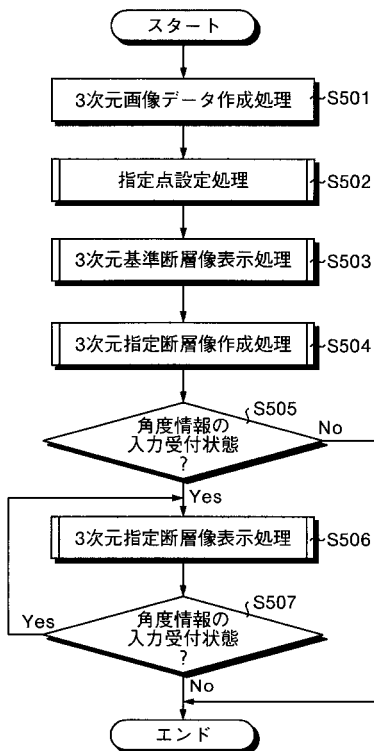
【 図 1 3 】



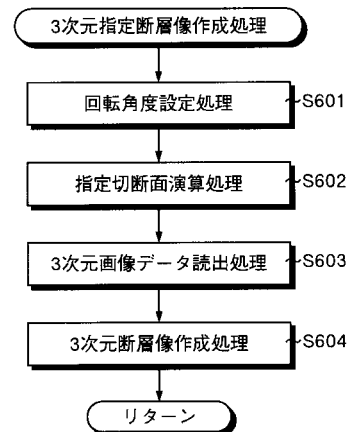
【 図 1 4 】



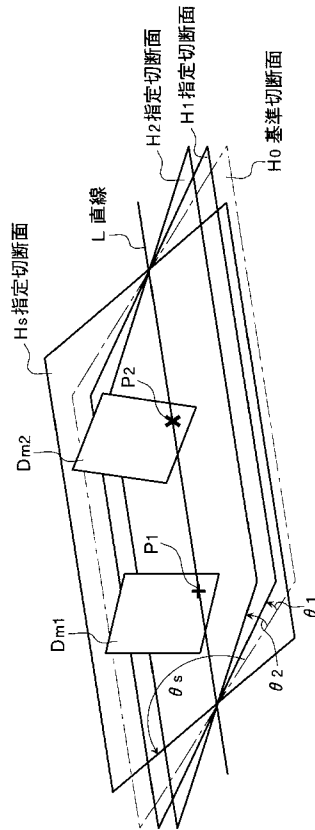
【 ㄨ 1 5 】



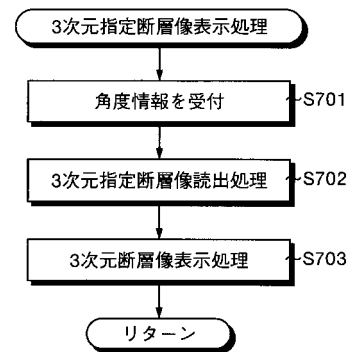
【 ㄨ 1 6 】



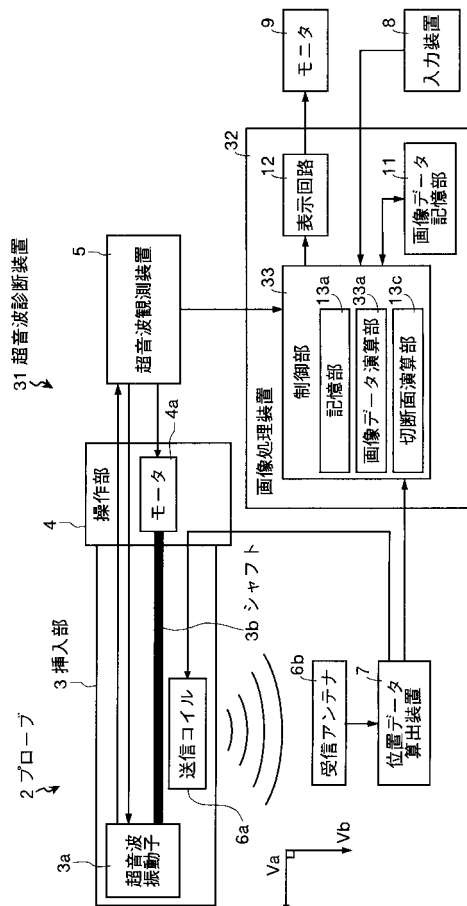
【図 17】



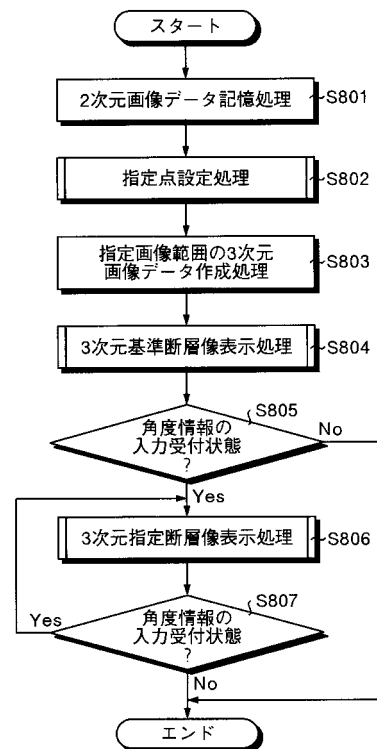
【図 18】



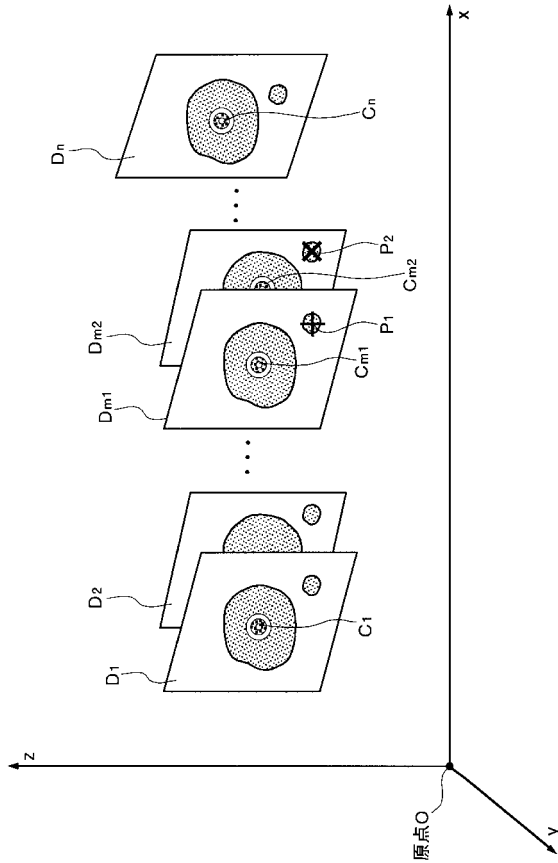
【図 19】



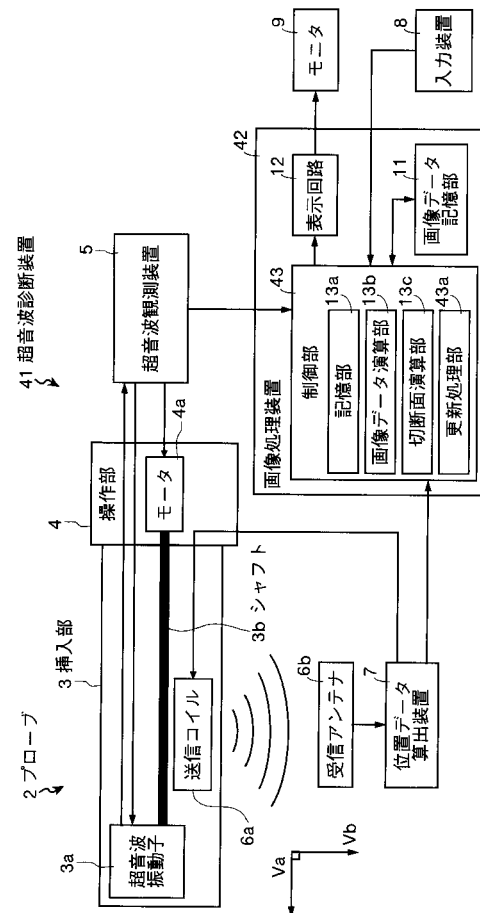
【図 20】



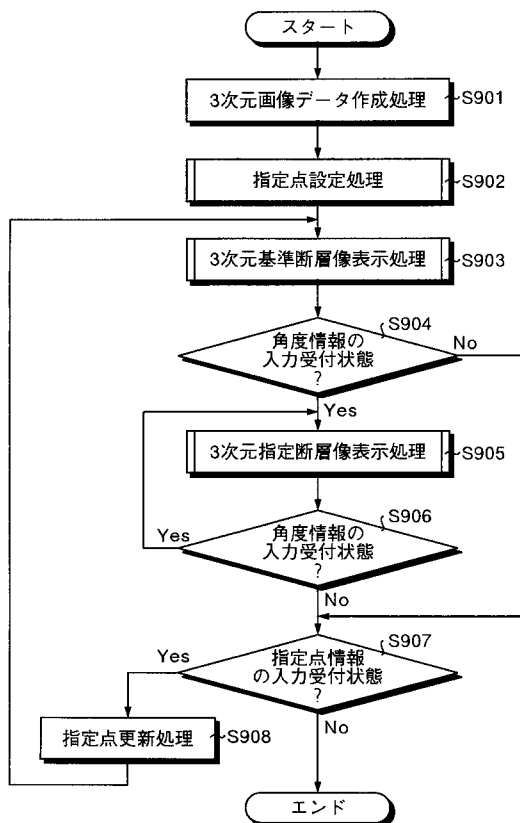
【 図 2 1 】



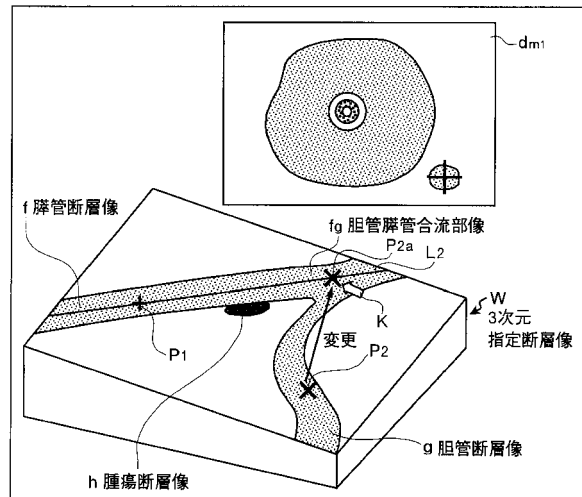
【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-000192(JP,A)
特開平06-337920(JP,A)
特開2000-242766(JP,A)
特公平06-095277(JP,B2)

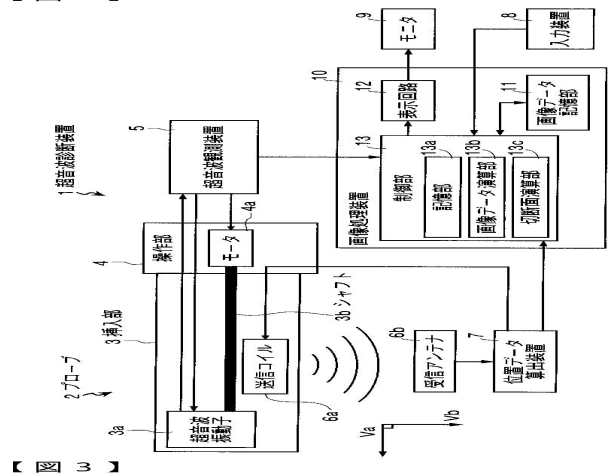
- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4414720B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2003354314	申请日	2003-10-14
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12 G06T15/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/12 G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC02 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04 5B080/AA17 5B080/BA02 5B080/GA00		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005118160A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在屏幕上容易地显示诸如肿瘤之类的患病部位或体腔中的特征部分的受试者的感兴趣区域的断层图像。 解决方案：在显示的二维超声波断层图上指示两个指定点，并且至少通过两个指定点的直线被指定为旋转轴，并且指示相对于通过旋转轴的参考部分的旋转角度。一种图像处理装置（10），具有控制单元（13），用于基于二维超声波断层图像生成相对于基准截面具有旋转角度的指定截面的断层图像并且监视器9用于显示和输出包括基准切割表面或指定切割表面的断层图像的各种图像。 点域1

【 图 1 】



【 图 3 】