

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4647899号
(P4647899)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)A 6 1 B 8/12
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
G 0 6 T 1/00 3 1 5

請求項の数 12 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2003-354316 (P2003-354316)
 (22) 出願日 平成15年10月14日(2003.10.14)
 (65) 公開番号 特開2005-118162 (P2005-118162A)
 (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25日(2006.8.25)

(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4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4番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 横井 俊
 東京都渋谷区初台1丁目5番6号 オリ
 ンパスシステムズ株式会社内
 審査官 樋口 宗彦

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】

プローブの先端に配置された超音波振動子による超音波の送受信を行って体腔内の被検体に対する複数の2次元超音波断層像を取得する断層像取得手段と、

各2次元超音波断層像の基準位置と断層面の配向とを示す情報を検出する検出手段と、
 前記基準位置と断層面の配向と各2次元超音波断層像とをもとに、前記超音波振動子の移動経路に沿った曲面を有した帯状縦断面画像を生成する画像生成手段と、を備え、

前記画像生成手段は、該各2次元超音波断層像を縦断する直線が該各2次元超音波断層像上に固定した相対座標系上において同一となるように設定され、且つ、各直線上にある画素が空間に固定した絶対座標系上に配列させられ、且つ、該各直線間が補間された場合に生じる曲面を有した画像を前記帯状縦断面画像として生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

縦断面位置を示す前記直線を前記2次元超音波断層像上に位置指定する位置指定手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記位置指定手段は、前記2次元超音波断層像取得前又は前記2次元超音波断層像取得後に縦断面位置を示す前記直線を前記2次元超音波断層像上に位置指定することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記帯状縦断面画像を一面に含む３次元縦断面画像を生成する３次元縦断面画像生成手段を備えた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】

前記基準位置は、前記超音波振動子の位置であり、前記断層面の配向は、前記基準位置を基点とする前記２次元超音波断層像の断層面上の所定方向のベクトルと、該所定方向のベクトルと前記基準位置を基点とする法線ベクトルとの外積とによって形成される平面であ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】

前記相対座標は、前記基準位置を原点とし、前記所定方向のベクトルと前記外積と前記法線ベクトルとを直交３軸とする座標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。

10

【請求項７】

前記２次元超音波断層像、前記帯状縦断面画像、および前記３次元縦断面画像の少なくとも１つを表示する表示手段を備えた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】

前記表示手段に表示された前記帯状縦断面画像および前記３次元縦断面画像の少なくとも１つに対して回転指示する回転指示手段と、

前記回転指示手段の回転指示に対応した前記帯状縦断面画像および前記３次元縦断面画像の表示処理を行う表示処理手段と、

20

を備えた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】

前記表示手段は、前記２次元超音波断層像、前記帯状縦断面画像、および前記３次元縦断面画像の少なくとも２つを同時に表示す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】

前記検出手段は、前記プローブの先端近傍に設けられた磁界発生源から発する磁場を検出することによって各２次元超音波断層像の基準位置と断層面の配向とを示す情報を検出することを特徴とする請求項１～９のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

30

前記断層像取得手段は、前記プローブを引き抜く手引きによる走査によって、前記超音波振動子の移動経路に沿った複数の２次元超音波断層像を逐次取得し、

前記画像生成手段は、前記断層像取得手段から逐次入力された前記複数の２次元超音波断層像を用いて、前記プローブを引き抜く手引きに応じて逐次延長される帯状縦断面画像を生成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】

前記表示手段は、前記２次元超音波断層像と前記３次元縦断面画像とを表示し、

前記画像生成手段は、前記３次元縦断面画像上の前記２次元超音波断層像の位置を示す直線を該３次元縦断面画像上に表示し、また、前記帯状縦断面画像が形成される面の位置に対応するカットラインを前記２次元超音波断層像上に表示し、その後、前記カットラインが回転した場合、前記カットラインの回転に応じて、前記帯状縦断面画像と該帯状縦断面画像を有する３次元縦断面画像とを更新し、また、前記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られた場合、前記２次元超音波断層像の位置を示す直線を前記３次元縦断面画像上における前記別の２次元超音波断層像の位置に対応する直線に更新することを特徴とする請求項７～１１のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【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３次元走査を行い、該３次元走査によって得られた３次元領域の画像データを用いて、こ

50

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3次元走査を行い、該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、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。術者は、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等の医療処置を行う。このような技術に関し、被検体に3次元走査を行って得られた複数の2次元画像データを3次元的に配列した場合に、配列した複数の2次元画像データ上に仮想の切断面を設定するとともに、複数の該2次元画像データ間を補間し、この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】特開平7-155328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に記載された超音波診断装置は、3次元走査を行って得られた複数の2次元画像データ間を補間する場合、これらの複数の2次元画像データが各々平行に配列されていると仮定しているので、この3次元走査の走査経路によらず、ほぼ直線的に被検体の断層像を画面表示する。したがって、この超音波診断装置によって画面表示された被検体の断層像は、該被検体の実際の形状に比して歪んでいる場合が多く、操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、被検体の実際の形状に近似した該被検体の断層像を得るとともに、腫瘍等の疾患部位等の該被検体における関心領域の形状または大きさ等を把握することが困難な場合が多い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、被検体の実際の形状に近似した該被検体の断層像を画面表示するとともに、腫瘍等の疾患部位等の該被検体における関心領域の形状または大きさ等を容易に把握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、請求項1にかかる超音波診断装置は、プローブの先端に配置された超音波振動子による超音波の送受信を行って体腔内の被検体に対する複数の2次元超音波断層像を取得する断層像取得手段と、各2次元超音波断層像の基準位置と断層面の配向とを示す情報を検出する検出手段と、前記基準位置と断層面の配向と各2次元超音波断層像とをもとに、前記超音波振動子の移動経路に沿った曲面を有した帯状縦断面画像を生成する画像生成手段と、を備え、前記画像生成手段は、該各2次元超音波断層像を縦断する直線が該各2次元超音波断層像上に固定した相対座標系上に
いて同一となるように設定され、且つ、各直線上にある画素が空間に固定した絶対座標系上に配列させられ、且つ、該各直線間が補間された場合に生じる曲面を有した画像を前記
帯状縦断面画像として生成することを特徴とする。

40

【0008】

また、請求項2にかかる超音波診断装置は、上記発明において、縦断面位置を示す前記直線を前記2次元超音波断層像上に位置指定する位置指定手段を備えたことを特徴とする。

【0009】

また、請求項3にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記位置指定手段は、前記2次元超音波断層像取得前又は前記2次元超音波断層像取得後に縦断面位置を示す前

50

記直線を前記 2 次元超音波断層像上に位置指定することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、請求項 4 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記帯状縦断面画像を一面に含む 3 次元縦断面画像を生成する 3 次元縦断面画像生成手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、請求項 5 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記基準位置は、前記超音波振動子の位置であり、前記断層面の配向は、前記基準位置を基点とする前記 2 次元超音波断層像の断層面上の所定方向のベクトルと、該所定方向のベクトルと前記基準位置を基点とする法線ベクトルとの外積とによって形成される平面であることを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

また、請求項 6 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記相対座標は、前記基準位置を原点とし、前記所定方向のベクトルと前記外積と前記法線ベクトルとを直交 3 軸とする座標であることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、請求項 7 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記 2 次元超音波断層像、前記帯状縦断面画像、および前記 3 次元縦断面画像の少なくとも 1 つを表示する表示手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 8 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記表示手段に表示された前記帯状縦断面画像および前記 3 次元縦断面画像の少なくとも 1 つに対して回転指示する回転指示手段と、前記回転指示手段の回転指示に対応した前記帯状縦断面画像および前記 3 次元縦断面画像の表示処理を行う表示処理手段と、を備えたことを特徴とする。

20

【 0 0 1 5 】

また、請求項 9 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 次元超音波断層像、前記帯状縦断面画像、および前記 3 次元縦断面画像の少なくとも 2 つを同時に表示することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、請求項 10 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記検知手段は、前記プローブの先端近傍に設けられた磁界発生源から発する磁場を検出することによって各 2 次元超音波断層像の基準位置と断層面の配向とを示す情報を検出することを特徴とする。

30

【 0 0 1 7 】

また、請求項 11 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記断層像取得手段は、前記プローブを引き抜く手引きによる走査によって、前記超音波振動子の移動経路に沿った複数の 2 次元超音波断層像を逐次所得し、前記画像生成手段は、前記断層像取得手段から逐次入力された前記複数の 2 次元超音波断層像を用いて、前記プローブを引き抜く手引きに応じて逐次延長される帯状縦断面画像を生成することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、請求項 12 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 次元超音波断層像と前記 3 次元縦断面画像とを表示し、前記画像生成手段は、前記 3 次元縦断面画像上の前記 2 次元超音波断層像の位置を示す直線を該 3 次元縦断面画像上に表示し、また、前記帯状縦断面画像が形成される面の位置に対応するカットラインを前記 2 次元超音波断層像上に表示し、その後、前記カットラインが回転した場合、前記カットラインの回転に応じて、前記帯状縦断面画像と該帯状縦断面画像を有する 3 次元縦断面画像とを更新し、また、前記 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られた場合、前記 2 次元超音波断層像の位置を示す直線を前記 3 次元縦断面画像上における前記別の 2 次元超音波断層像の位置に対応する直線に更新することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

50

この発明によれば、断層像取得手段が、プローブの先端に配置された超音波振動子による超音波の送受信を行って体腔内の被検体に対する複数の２次元超音波断層像を取得し、検出手段が、各２次元超音波断層像の基準位置と断層面の配向とを示す情報を検出し、画像生成手段が、前記基準位置と断層面の配向と各２次元超音波断層像とをもとに、前記超音波振動子の経路に沿った曲面を有した帯状縦断面画像を生成するので、前記プローブが体腔内の形状に沿って曲がりながら３次元走査を行った場合であっても、あるいは、プローブが操作者による挿入または手引き等の動作に依存してねじれながら３次元走査を行った場合であっても、体腔内の実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を容易に取得でき、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形状を的確に捉えた断層像を容易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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

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。

【００２１】

（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６ｂ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３ａ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３ａの近傍には、送信コイル６ａが着脱可能に配置される。操作部４は、モータ４ａを有し、モータ４ａは、シャフト３ｂを介して超音波振動子３ａ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３ａおよびモータ４ａ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６ａおよび受信アンテナ６ｂ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。

20

【００２２】

プローブ２は、上述したように、先端に超音波振動子３ａが配置された挿入部３とモータ４ａ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３ａ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３ｂは、フレキシブルなシャフトであり、モータ４ａによる回転駆動を超音波振動子３ａに伝達する可撓自在な駆動軸として機能する。

30

40

【００２３】

操作部４は、操作者の操作に応じ、超音波振動子３ａおよび送信コイル６ａ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３ａおよびモータ４ａ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、たとえば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４ａに、たとえば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３ａ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

50

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。

【 0 0 2 4 】

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。また、ラジアルスキャンを実行しているプローブ 2 が操作者によって手引きされた場合、超音波振動子 3 a は、このラジアルスキャンを 3 次元的に行い、体腔内を 3 次元的に走査（3 次元走査）する。

【 0 0 2 5 】

超音波観測装置 5 は、検波回路（図示せず）、増幅回路（図示せず）、A / D 変換回路（図示せず）、および座標変換回路（図示せず）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 次元画像データを順次作成する。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 1 0 に順次送出する。また、超音波観測装置 5 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、上述したように、超音波振動子 3 に 1 0 0 [V] 程度のパルス電圧を印加するとともに、モータ 4 a に 1 2 [V] 程度の駆動電圧を印加する。

【 0 0 2 6 】

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（図示しない）等を介して位置データ算出装置 7 と電気的に接続される。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 2 7 】

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気的な信号（磁場信号）を位置データ算出装置 7 に送出する。

【 0 0 2 8 】

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 1 0 に順次送出する。

【 0 0 2 9 】

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 3 0 】

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、画面表示された各種断層像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しまたは選択し、あるいは、モニター 9 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 9 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 9 に画面表示されたカーソル等をマウスボタン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断層像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断層像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断層像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断層像を負方向に回転する角度情報が入力される。

【 0 0 3 1 】

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 から送出された各種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 が各種断層像データを作成した場合、制御部 13 の制御のもと、この各種断層像データを記憶する。

【 0 0 3 2 】

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 13 a、画像データ演算部 13 b、および切断面演算部 13 c を有

10

20

30

40

50

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 $x y z$ が予め設定され、記憶部 13a は、この空間座標系 $x y z$ に関するデータを基準設定データとして記憶する。

【0033】

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。

【0034】

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 を挿入し、その後、超音波振動子 3a 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、この被検体に対する 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。

【0035】

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 13 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 13 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 13 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 13 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系を設定できる。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。

【0036】

制御部 13 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。

【0037】

図 3 は、制御部 13 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 13 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 13a 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 13 は、超音波振動子 3a 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 13 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 11 に記憶する。

【0038】

図 4 は、制御部 13 が、 n 個の 2 次元画像データと位置データとを取得してから、各指定点を含む切断面を設定するとともに該切断面の断層像（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、超音波観測装置 5 が、上述したエコー信号をもとに 2 次元画像データを作成し、かつ、位置データ算出装置 7 が、このエコー信号が得られた位置に関する位置データを算出した場合、制御部 13 は、超音波観測装置 5 から送出された 2 次元画像データと、位置データ算出装置 7 から送出された位置データとを取得するとともに、上述したように、取得した 2 次元画像データと位置データとの対応付けを行う（ステップ S101）。

【0039】

つぎに、制御部 13 は、この位置データとの対応付けがなされた 2 次元画像データを空間座標系 $x y z$ 上に配列するとともに、該 2 次元画像データに対し、該 2 次元画像データに対応付けられた軸方向ベクトルと面平行ベクトルとをもとに直交座標系を設定する（ステップ S102）。この場合、制御部 13 は、図 2 に示したように、2 次元画像データ D_n ($n = 1, 2, 3, \dots$) に対し、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（ B_n 軸）と外積ベクトル（ $V_{bn} \times V_{an}$ ）に平行な軸（ A_n 軸）とによる直交座標系 $A_n B_n$ をそれぞれ設定する。

【0040】

その後、制御部 13 は、直交座標系が設定された 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 に記憶するとともに、表示回路 12 を介して、この 2 次元画像データをモニタ 9 に送出し、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 9 に画面表示させる（ステップ S103）。なお、制御部 13 は、プローブ 2 がラジアルスキャンを行っている場合、すなわち、操作部 4 の電源スイッチがオン状態である場合、プローブ 2 の電源オフ状態に対応する電源オフ情報を受信しない（ステップ S104, No）。この場合、制御部 13 は、上述したステップ S101 以降の処理工程を繰り返す。すなわち、制御部 13 は、プローブ 2 が電源オフ状態になるまでに n 回のラジアルスキャンを行った場合、上述したステップ S101 以降の処理工程を n 回繰り返し、これによって、制御部 13 は、位置データとの対応付けがなされた n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を得るとともに、これらの各 2 次元画像データに上述した直交座標系を対応付け、さらに、図 3 に示したように、得られた n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を空間座標系 $x y z$ 上に配列した状態で画像データ記憶部 11 に記憶する。

【0041】

つぎに、操作者が、 n 回のラジアルスキャンを行った後に操作部 4 の電源スイッチをオフ状態にした場合、制御部 13 は、プローブ 2 の電源オフ情報を受信する（ステップ S104, Yes）。その後、操作者が、入力装置 8 を用いて、上述した指定点情報の入力操作を行わずに、画面表示された 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（切り換え指示情報）を入力した場合、制御部 13 は、指定点情報を受け付けずに（ステップ S105, No）、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付ける（ステップ S106, Yes）。この場合、制御部 13 は、入力受付した切り換え指示情報による切り換え指示に基づき、画像データ記憶部 11 に記憶された 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 9 に送出する。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 9 は、この 2 次元画像データに対応する 2 次元超音波断層像に対応する 2 次元超音波断層像に画面表示を切り換える（ステップ S107）。その後、制御部 13 は、上述したス

10

20

30

40

50

ステップ S 1 0 5 以降の工程を繰り返す。また、指定点情報および切り換え指示情報がともに制御部 1 3 に入力されなかった場合、制御部 1 3 は、指定点情報を受け付けず（ステップ S 1 0 5 , N o ）、かつ、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付けない（ステップ S 1 0 6 , N o ）。この場合、制御部 1 3 は、上述したステップ S 1 0 5 以降の工程を繰り返す。

【 0 0 4 2 】

一方、操作者が、入力装置 8 を用いて、所望の 2 次元超音波断層像上の各所望位置に指定する二つの指定点の指定点情報を入力した場合、制御部 1 3 は、入力された指定点情報を受け付け（ステップ S 1 0 5 , Y e s ）、この 2 次元超音波断層像に対応する 2 次元画像データの直交座標系上に、入力受付を行った指定点情報に対応する二つの指定点を設定する。二つの指定点は、 n 個のうちの一つの 2 次元画像データの直交座標系上に設定される。制御部 1 3 は、この二つの指定点の座標情報をもとに、 n 個の 2 次元画像データの各直交座標系上に二つの指定点と該二つの指定点を通る直線とをそれぞれ設定するとともに、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの縦断面位置として、この直線を設定する。すなわち、この直線を通る曲面は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの縦断面を形成する切断面に相当する。その後、制御部 1 3 は、各 2 次元画像データについて、得られた各直線上の全ての画素と該画素の輝度とを求めて、1 列 j 行 ($j = 1, 2, 3, \dots$) の 1 列画像データを作成するとともに、得られた各 1 列画像データの各行の画素に対して、空間座標系 $x y z$ 内の位置ベクトル（画素位置ベクトル）を設定する。これによって、制御部 1 3 は、 n 個の 2 次元画像データに対して、各行の画素位置が空間座標系 $x y z$ の座標に対応する 1 列画像データをそれぞれ設定する（ステップ S 1 0 8 ）。

【 0 0 4 3 】

制御部 1 3 が 2 次元画像データ毎に 1 列画像データを設定すると、画像データ演算部 1 3 b は、1 列画像データがそれぞれ設定された n 個の 2 次元画像データを用い、隣接する各 1 列画像データ間をそれぞれ線形補間して、上述した切断面の断層像（指定断層像）データを作成する（ステップ S 1 0 9 ）。なお、画像データ処理部 1 3 b が指定断層像データを作成する処理（指定断層像作成処理）の詳細については、後述する。

【 0 0 4 4 】

画像データ演算部 1 3 b が指定断層像データを作成した場合、制御部 1 3 は、表示回路 1 2 を介して、この指定断層像データをモニタ 9 に送出し、この指定断層像データに対応する指定断層像をモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S 1 1 0 ）。図 5 は、モニタ 9 に画面表示された指定断層像を例示する図である。画像データ演算部 1 3 b は、上述したように、 n 個の 2 次元画像データ上の直線を含む曲面として定義された切断面の指定断層像データを作成するので、この指定断層像データに対応する指定断層像 H は、図 5 に示すように、3 次元走査が行われた場合に体腔内を移動したプローブ 2 の実際の移動経路または移動方向等に応じた曲面またはねじれ等を有する帯状の縦断面画像になる。すなわち、この指定断層像 H は、プローブ 2 が 3 次元走査を行った体腔内の被検体に比して形状の歪み等が少なく、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を呈することができる。たとえば、操作者が、2 次元超音波断層像に捉えられた十二指腸像および膵管像に上述した指定点をそれぞれ指定した場合、指定断層像 H は、実際の十二指腸とほぼ同じ形状の十二指腸断層像 E と、実際の膵管とほぼ同じ形状の膵管断層像 F とを確実に呈することができる。

【 0 0 4 5 】

なお、画面表示された曲面の立体的な指定断層像 H は、操作者が入力装置 8 を用いて角度情報を入力した場合、この角度情報に対応する角度に応じて所定方向に回転するので、操作者は、指定断層像 H にねじれ等があっても、隠れた箇所を含めて、指定断層像 H に捉えられた全ての断層像を容易に観察することができる。また、制御部 1 3 は、操作者が入力装置 8 を用いて画像拡大または画像縮小の指示情報を入力した場合、この指示情報による指示に基づき、入力装置 8 による入力量に応じた大きさに、指定断層像 H を拡大または縮小する。さらに、制御部 1 3 は、操作者が入力装置 8 を用いて画像表示に関する指示情

報を入力した場合、この指示情報による指示に基づき、図 5 に示すように、指定断層像 H と 2 次元画像データ D_1 に対応する 2 次元超音波断層像 G_1 とを同一画面内に表示出力してもよい。

【0046】

また、操作者が、上述したステップ S 1 1 0 に続いて、超音波振動子 3 a にラジアルスキャンを行わせるとともに、プローブ 2 を手引きすれば、超音波振動子 3 a による 3 次元走査が再開され、制御部 1 3 は、上述したステップ S 2 0 1 によって既に設定された指定点と、この 3 次元走査によって逐次得られる 2 次元画像データとをもとに、上述した指定断層像データを作成するとともに、該指定断層像データに対応する指定断層像をモニタ 9 に画面表示させる。この場合、制御部 1 3 は、モニタ 9 に既に画面表示された指定断層像 H に対して、この操作者によるプローブ 2 の手引きに応じて作成された指定断層像を追加表示し、これによって、制御部 1 3 は、3 次元走査における操作者によるプローブ 2 の手引き操作に応じて逐次、指定断層像 H を延長する。

【0047】

つぎに、制御部 1 3 が、上述したステップ S 1 0 8 において、 n 個の 2 次元画像データに 1 列画像データをそれぞれ設定する処理（1 列画像データ設定処理）を達成するまでの各処理工程について詳細に説明する。図 6 は、制御部 1 3 が 1 列画像データ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 7 は、制御部 1 3 が、2 次元画像データ毎に、二つの指定点と該二つの指定点を通る直線とを設定する処理を説明する図である。

【0048】

図 6 および図 7 において、操作者が、入力装置 8 を用いて、所望の 2 次元超音波断層像上の各所望位置に指定する二つの指定点の指定点情報を入力した場合、制御部 1 3 は、この 2 次元超音波断層像に対応する 2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上に、この指定点情報に対応する指定点 P_m 、 Q_m を設定する。たとえば、制御部 1 3 は、図 7 に示すように、直交座標系 $A_m B_m$ 上の座標 (a_2, b_2) に指定点 P_m を設定し、直交座標系 $A_m B_m$ 上の座標 (a_1, b_1) に指定点 Q_m を設定する。ただし、整数 m は、 $1 \leq m \leq (n - 1)$ を満足する整数であり、直交座標系 $A_m B_m$ は、上述したように、画像中心 C_m を原点とし、面平行ベクトル V_{bm} に平行な B_m 軸と外積ベクトル $(V_{bm} \times V_{am})$ に平行な A_m 軸とからなる直交座標系である。

【0049】

制御部 1 3 は、指定点 P_m 、 Q_m が、上述したように、2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上に設定された場合、2 次元画像データ D_m に隣接する 2 次元画像データ D_{m+1} の直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上に、指定点 P_{m+1} 、 Q_{m+1} を設定する。この場合、制御部 1 3 は、図 6 に示すように、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の座標 (a_2, b_2) に指定点 P_{m+1} を設定し、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の座標 (a_1, b_1) に指定点 Q_{m+1} を設定する。このような指定点の設定方法に基づき、制御部 1 3 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ について、各直交座標系の座標 (a_2, b_2) に指定点 $P_1, P_2, \dots, P_n$ をそれぞれ設定し、かつ各直交座標系の座標 (a_1, b_1) に指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ を設定し、これによって、制御部 1 3 は、2 次元画像データ毎に二つの指定点を設定する処理（指定点設定処理）を達成する（ステップ S 2 0 1）。

【0050】

つぎに、切断面演算部 1 3 c は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ にそれぞれ設定された指定点 $P_1, P_2, \dots, P_n$ の各座標情報と、指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ の各座標情報を用いて、2 次元画像データ毎に設定された二つの指定点 P_n, Q_n ($n = 1, 2, 3, \dots$) を通過する直線 L_n ($n = 1, 2, 3, \dots$) を演算出力する（ステップ S 2 0 2）。この場合、2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上には、指定点 P_m, Q_m を通過する直線 L_m が設定され、2 次元画像データ D_{m+1} の直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上には、指定点 P_{m+1}, Q_{m+1} を通過する直線 L_{m+1} が設定される。 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ について、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ がそれぞれ設定された場合、切断面演算部 1 3 c

は、この直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を含む平面または曲面を演算出力する。この場合、制御部 13 は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの縦断面位置として直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を設定するとともに、切断面演算部 13 c によって演算出力された曲面をこの縦断面が形成される指定切断面として設定する（ステップ S 203）。

【0051】

制御部 13 が、 n 個の 2 次元画像データについて、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ をそれぞれ設定した場合、画像データ演算部 13 b は、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ に 1 列 j 行の画素群をそれぞれ設定するとともに、該画素群の各画素の輝度を求めて、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に 1 列 j 行の 1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ をそれぞれ作成する（ステップ S 204）。この場合、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ は、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ にそれぞれ対応しているので、画像データ演算部 13 b は、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各画素の位置を空間座標系 $x y z$ 内の画素位置ベクトルとして求めることができる。

10

【0052】

たとえば、2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上の座標 (a_2, b_2) に設定された指定点 P_m は、画像中心 C_m および直交座標系 $A_m B_m$ が空間座標系 $x y z$ 上に存在するので、空間座標系 $x y z$ における指定点 P_m の位置ベクトル $O P_m$ は、この座標 (a_2, b_2) と画像中心 C_m の位置ベクトル r_m とを用いて、次式 (1) によって求められる。

$$O P_m = r_m + a_2 (V_{bm} \times V_{am}) + b_2 V_{bm} \quad \dots (1)$$

これと同様に、2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上の座標 (a_1, b_1) に設定された指定点 Q_m の位置ベクトル $O Q_m$ は、この座標 (a_1, b_1) と画像中心 C_m の位置ベクトル r_m とを用いて、次式 (2) によって求められる。

20

$$O Q_m = r_m + a_1 (V_{bm} \times V_{am}) + b_1 V_{bm} \quad \dots (2)$$

この場合、直線 L_m 上の各点は、指定点 P_m との距離および指定点 Q_m との距離と、式 (1) および式 (2) とを用い、直線 L_m に線形に内挿または外挿することによって演算出力される。すなわち、画像データ演算部 13 b は、画素位置と指定点 P_m との距離および画素位置と指定点 Q_m との距離と、式 (1) および式 (2) とを用いれば、1 列画素データ d_m の各画素の位置を空間座標系 $x y z$ 内の位置ベクトルとして求めることができる。画像データ演算部 13 b は、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ について、これと同様の演算処理を行った場合、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各画素の画素位置ベクトルを設定することができる（ステップ S 205）。

30

【0053】

つぎに、画像データ演算部 13 b が、上述したステップ S 109 において行う指定断層像作成処理について、詳細に説明する。図 8 は、画像データ演算部 13 b が、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ にそれぞれ設定された 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各隣接 1 列画像データ間を補間する処理を説明する図である。図 8 に示すように、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ は、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の各軸方向ベクトルと各面平行ベクトルとに基づき、空間座標系 $x y z$ 内に配列される。この場合、指定点 $P_1, P_2, \dots, P_n$ は、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の各直交座標系について同じ座標成分を有し、指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ は、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の各直交座標系について同じ座標成分を有する。なお、図 8 では、紙面での説明の都合上、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ が同一平面上にあり、かつ互いに平行に描かれているが、実際には同一の平面上に存在するとは限らず、また、互いに平行になるとも限らない。

40

【0054】

ここで、画像データ演算部 13 b は、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各隣接 1 列画像データ間を補間する場合、指定点 $P_1, P_2, \dots, P_n$ および指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ を基点とし、各基点からの行数によって決定される画素位置が同じ隣接画素間を線形補間する。たとえば、画像データ演算部 13 b は、図 8 に示すように、指定点 $P_1, P_2, \dots, P_n$ と同一画素位置の各隣接画素間および指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ と同一画素位置の各隣

50

接画素間を線形補間し、また、指定点 P_m を基点に f 行 ($f = 1, 2, \dots, j$) に位置し、かつ、指定点 Q_m を基点に g 行 ($g = 1, 2, \dots, j$) に位置する画素と、指定点 P_{m+1} を基点に f 行 ($f = 1, 2, \dots, j$) に位置し、かつ、指定点 Q_{m+1} を基点に g 行 ($g = 1, 2, \dots, j$) に位置する画素とを線形補間する。画像データ演算部 13b は、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の上に設定された全画素について、これと同様の処理を行えば、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各隣接 1 列画像データ間を全て補間することができ、これによって、画像データ演算部 13b は、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を含む切断面の指定断層像データを作成することができる。なお、画像データ演算部 13b は、隣接する 1 列画像データ d_m, d_{m+1} の各隣接画素間を線形補間する場合、上述した画素位置が同じ隣接画素間において、1 列画像データ d_m, d_{m+1} 上の各画素の輝度を内挿して、この各隣接画素間の輝度を決定する。

10

【0055】

なお、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。

【0056】

また、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、送信コイルを受信アンテナの位置に代わって設け、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。

20

【0057】

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 次元画像データと、該 3 次元走査が行われた位置および方向に関する位置データとを対応付けるとともに、この位置データとの対応付けがなされた複数の 2 次元画像データを所定の空間座標内に配列し、その後、この複数の 2 次元画像データの縦断像が形成される切断面として、3 次元走査におけるプローブの移動経路または移動方向に対応する曲面を設定するとともに、この切断面に被検体の断層像を表示するように構成したので、プローブが体腔内の形状に沿って曲がりながら 3 次元走査を行った場合であっても、あるいは、プローブが操作者による挿入または手引き等の動作に依存してねじれながら 3 次元走査を行った場合であっても、この位置データとの対応付けがなされた複数の 2 次元画像データをもとに、3 次元走査におけるプローブの移動経路または移動方向を的確にトレースした切断面に被検体の断層像を作成でき、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を容易に表示出力する超音波診断装置を実現できる。操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、プローブを体腔内に挿入または引き出す駆動装置等を用いることなく、ラジアルスキャン実行中の体腔内のプローブを人為的に挿入または手引きすれば、被検体とほぼ同じ形状の断層像を容易に得ることができ、これによって、この断層像を用いた体腔内超音波診断を効率よく行うことができる。

30

40

【0058】

また、この実施の形態 1 では、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を容易に作成できるので、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距離、面積、または体積等を的確に把握することができる。さらに、画像を回転させる指示情報が入力された場合、この指示情報の入力量に応じた回転角度を用い、画面表示上の断層像を所定方向に回転するように構成したので、断層像の表示向きを所望の方向に変更することができ、関心領域の観察または体腔内超音波診断に好適な断層像の方向を容易に設定できる。また、画像を格段または縮小させる指示情報が入力された場合、この指示情報の入力量に

50

応じた大きさで画面表示上の断層像を拡大または縮小するように構成したので、関心領域の観察または体腔内超音波診断に好適な断層像の画面表示を容易に設定できる。

【 0 0 5 9 】

(実施の形態 2)

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、指定点情報の入力受付が行われた後に、この指定点情報をもとに設定された切断面の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、予め設定されたデフォルト点データをもとにデフォルト切断面を設定して、このデフォルト切断面に作成されたデフォルト断層像を画面表示し、指定点情報の入力受付が行われた後に、このデフォルト断層像を指定断層像に更新するように構成している。

10

【 0 0 6 0 】

図 9 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、更新処理部 23a を備えた制御部 23 が設けられる。また、記憶部 13a には、予めデフォルト点データ 13a-1 が記憶されている。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。

【 0 0 6 1 】

20

図 10 は、制御部 23 が、n 個の 2 次元画像データと位置データとを取得してから、予め設定されたデフォルト点データをもとにデフォルト断層像を画面表示し、その後、指定点情報をもとに設定された切断面の指定断層像をモニター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 10 において、超音波観測装置 5 が、上述したエコー信号をもとに 2 次元画像データを作成し、かつ、位置データ算出装置 7 が、このエコー信号が得られた位置に関する位置データを算出した場合、制御部 23 は、上述したステップ S101 と同様に、超音波観測装置 5 から受信した 2 次元画像データと位置データ算出装置 7 から受信した位置データとの対応付けを行う (ステップ S301)。

【 0 0 6 2 】

2 次元画像データと位置データとの対応付けがなされた場合、制御部 23 は、この位置データとの対応付けがなされた 2 次元画像データを空間座標系 x y z 上に配列するとともに、上述したステップ S102 と同様に、この 2 次元画像データに直交座標系を設定する (ステップ S302)。その後、制御部 23 は、直交座標系が設定された 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 に記憶するとともに、上述したステップ S103 と同様に、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に画面表示させる (ステップ S303)。

30

【 0 0 6 3 】

つぎに、制御部 23 は、予め設定されたデフォルト点データをもとに、2 次元画像データの直交座標系上に二つのデフォルト点と該二つのデフォルト点を通過するデフォルト直線とを設定するとともに、デフォルト直線が設定された 2 次元画像データを用いて、該デフォルト直線を含むデフォルト切断面を設定する。その後、制御部 23 は、このデフォルト直線上に 1 列画像データを作成し、該 1 列画像データをもとにデフォルト切断面の断層像データ (デフォルト断層像データ) を作成するとともに、該デフォルト断層像データに対応するデフォルト断層像をモニターに画面表示させる (ステップ S304)。

40

【 0 0 6 4 】

なお、制御部 23 は、プローブ 2 がラジアルスキャンを行っている場合、すなわち、操作部 4 の電源スイッチがオン状態である場合、プローブ 2 の電源オフ状態に対応する電源オフ情報を受信しない (ステップ S305, No)。この場合、制御部 23 は、上述したステップ S301 以降の処理工程を繰り返す。すなわち、制御部 23 は、プローブ 2 が電源オフ状態になるまでに n 回のラジアルスキャンを行った場合、上述したステップ S30

50

1 以降の処理工程を n 回繰り返し、これによって、制御部 23 は、位置データとの対応付けがなされた n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を得るとともに、これらの各 2 次元画像データに上述した直交座標系を対応付け、さらに、図 3 に示したように、得られた n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を空間座標系 $x y z$ 上に配列した状態で画像データ記憶部 11 に記憶する。また、制御部 23 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ にデフォルト直線とデフォルト切断面とを設定するとともに、各デフォルト直線上に 1 列画像データをそれぞれ設定し、 n 個の該 1 列画像データを用いて、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ のデフォルト切断面におけるデフォルト断層像をモニター 9 に画面表示させる。

【0065】

10

つぎに、操作者が、 n 回のラジアルスキャンを行った後に操作部 4 の電源スイッチをオフ状態にした場合、制御部 23 は、プローブ 2 の電源オフ情報を受信する（ステップ S305, Yes）。その後、操作者が、入力装置 8 を用いて、上述したデフォルト点を変更する指定点情報の入力操作を行わずに、画面表示された 2 次元超音波断層像の切り換え指示情報を入力した場合、制御部 23 は、指定点情報を受け付けずに（ステップ S306, No）、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付ける（ステップ S307, Yes）。この場合、制御部 23 は、上述したステップ S107 と同様に、入力受付した切り換え指示情報による切り換え指示に基づき、モニター 9 に画面表示された 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、その後、制御部 23 は、ステップ S306 以降の処理工程を繰り返す。

20

【0066】

また、指定点情報および切り換え指示情報がともに制御部 23 に入力されなかった場合、制御部 23 は、指定点情報を受け付けずに（ステップ S306, No）、かつ、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付けずに（ステップ S307, No）。この場合、制御部 23 は、上述したステップ S306 以降の処理工程を繰り返す。

【0067】

一方、操作者が、入力装置 8 を用いて、上述したデフォルト点を少なくとも一つ変更する指定点に関する指定点情報を入力した場合、制御部 23 は、入力された指定点情報を受け付ける（ステップ S306, Yes）。つぎに、制御部 23 は、2 次元画像データの直交座標系に既に設定されたデフォルト点の内、この指定点情報の入力によって変更指定がなされたデフォルト点を該指定点情報に対応する指定点に更新するとともに、この変更指定がなされたデフォルト点に関するデフォルト直線およびデフォルト切断面も更新する。さらに、制御部 23 は、ステップ S304 において設定された 1 列画像データを更新するとともに、更新した 1 列画像データを用いて、指定断層像データを作成し、ステップ S304 において作成されたデフォルト断層像データを該指定断層像データに更新する（ステップ S309）。

30

【0068】

その後、制御部 23 は、上述したステップ S110 と同様に、ステップ S309 において作成した指定断層像データに対応する指定断層像をモニター 9 に画面表示させる（ステップ S310）。操作者は、モニター 9 に画面表示された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、入力装置 8 を用いて、既に設定された指定点を変更する指定点情報を入力する。この場合、制御部 23 は、この指定点情報を受け付け（ステップ S311, Yes）、その後、制御部 23 は、この指定点情報を用いて、上述したステップ S309 以降の処理工程を繰り返す。一方、操作者は、モニター 9 に画面表示された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、既に設定された指定点を変更する指定点情報の入力操作を行わない。この場合、制御部 23 は、この指定点情報を受け付けずに（ステップ S311, No）、既に設定された指定点に関する情報を更新しないので、モニター 9 は、この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

40

50

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。

【 0 0 6 9 】

また、操作者が、上述したステップ S 3 1 0 に続いて、超音波振動子 3 a にラジアルスキャンを行わせるとともに、プローブ 2 を手引きすれば、超音波振動子 3 a による 3 次元走査が再開され、制御部 2 3 は、上述したステップ S 5 0 1 によって既に設定された指定点と、この 3 次元走査によって逐次得られる 2 次元画像データとをもとに、上述した指定断層像データを作成するとともに、該指定断層像データに対応する指定断層像をモニタ 9 に画面表示させる。この場合、制御部 2 3 は、モニタ 9 に既に画面表示された指定断層像 H に対して、この操作者によるプローブ 2 の手引きに応じて作成された指定断層像を追加表示し、これによって、制御部 1 3 は、3 次元走査における操作者によるプローブ 2 の手引き操作に応じて逐次、指定断層像 H を延長する。

10

【 0 0 7 0 】

つぎに、制御部 2 3 が、ステップ S 3 0 4 において、デフォルト断層像をモニタ 9 に画面表示させるまでの処理工程を詳細に説明する。図 1 1 は、制御部 2 3 が、予め設定されたデフォルト点データをもとにデフォルト直線を設定してから、デフォルト断層像をモニタ 9 に画面表示させるまでの処理工程を説明するフローチャートである。図 1 2 は、制御部 2 3 が、デフォルト点データをもとに、2 次元画像データ上の直交座標系に二つのデフォルト点と該デフォルト点を通るデフォルト直線とを設定する処理を説明する図である。図 1 1 および図 1 2 において、直交座標系 $A_m B_m$ が、上述したステップ S 1 0 2 と同様に、位置データと対応付けられた 2 次元画像データ D_m に設定された場合、制御部 2 3 は、記憶部 1 3 a に予め記憶されたデフォルト点データ 1 3 a - 1 を読み出すとともに、デフォルト点データ 1 3 a - 1 に対応するデフォルト点 R_m 、 S_m を設定する。たとえば、制御部 2 3 は、図 1 2 に示すように、直交座標系 $A_m B_m$ の座標 (a_3, b_3) にデフォルト点 R_m を設定し、直交座標系 $A_m B_m$ の座標 (a_4, b_4) にデフォルト点 S_m を設定する。

20

【 0 0 7 1 】

制御部 2 3 は、デフォルト点 R_m 、 S_m が、上述したように、2 次元画像データ D_m の直交座標系 $A_m B_m$ 上に設定された場合、上述したステップ S 2 0 1 と同様に、2 次元画像データ D_m に隣接する 2 次元画像データ D_{m+1} の直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上に、デフォルト点 R_{m+1} 、 S_{m+1} を設定する。この場合、制御部 2 3 は、図 1 2 に示すように、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の座標 (a_3, b_3) に指定点 R_{m+1} を設定し、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の座標 (a_4, b_4) に指定点 S_{m+1} を設定する。このようなデフォルト点の設定方法に基づき、制御部 2 3 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ について、各直交座標系の座標 (a_3, b_3) にデフォルト点 $R_1, R_2, \dots, R_n$ をそれぞれ設定し、かつ、各直交座標系の座標 (a_4, b_4) にデフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ を設定し、これによって、制御部 2 3 は、2 次元画像データ毎に二つのデフォルト点を設定し、上述したステップ S 2 0 2 と同様に、2 次元画像データ毎に二つのデフォルト点をそれぞれ通るデフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ がそれぞれ設定される (ステップ S 4 0 1)。

30

【 0 0 7 2 】

n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ について、デフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ がそれぞれ設定された場合、切断面演算部 1 3 c は、このデフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を含む曲面を演算出力する。この場合、制御部 2 3 は、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの縦断面位置としてデフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を設定するとともに、切断面演算部 1 3 c によって演算出力された曲面をこの縦断面が形成されるデフォルト切断面として設定する (ステップ S 4 0 2)。

40

【 0 0 7 3 】

制御部 2 3 が、 n 個の 2 次元画像データについて、デフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ をそれぞれ設定した場合、画像データ演算部 1 3 b は、上述したステップ S 2 0 4 と同様に、デフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ に 1 列 j 行の画素群をそれぞれ設定するとともに、該画素群の各画素の輝度を求めて、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に 1 列 j 行の 1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ をそれぞれ作成する (ステップ S 4 0 3)。

50

の後、画像データ演算部 13b は、作成された 1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ について、上述したステップ S205 と同様に、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各画素の画素位置ベクトルを設定し（ステップ S404）、1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各画素を空間座標系 $x y z$ の座標に対応させる。

【0074】

空間座標系 $x y z$ の座標に対応した 1 列画素データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ が、デフォルト直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ 上にそれぞれ設定された場合、画像データ演算部 13b は、上述したステップ S109 と同様に、隣接する各 1 列画像データ間をそれぞれ線形補間して、上述したステップ S402 において設定されたデフォルト切断面にデフォルト断層像データを作成し（ステップ S405）、その後、制御部 23 は、表示回路 12 を介して、このデフォルト断層像データをモニタ 9 に送出し、このデフォルト断層像データに対応するデフォルト断層像をモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S406）。

10

【0075】

図 13 は、モニタ 9 に画面表示されたデフォルト断層像を例示する図である。画像データ演算部 13b は、上述したステップ S109 と同様に、 n 個の 2 次元画像データの各直交座標系上のデフォルト直線を含む曲面として定義されたデフォルト切断面のデフォルト断層像データを作成するので、このデフォルト断層像データに対応するデフォルト断層像 H_0 は、図 13 に示すように、3 次元走査が行われた場合に体腔内を移動したプローブ 2 の実際の移動経路または移動方向等に応じた曲面等を有する帯状の縦断面画像になる。すなわち、このデフォルト断層像 H_0 は、上述した指定断層像 H の場合と同様に、プローブ 2 が 3 次元走査を行った体腔内の被検体に比して形状の歪み等が少なく、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を呈することができる。たとえば、操作者が、十二指腸内に挿入したプローブ 2 を用いて 3 次元走査を行った場合、デフォルト断層像 H_0 は、実際の十二指腸とほぼ同じ形状の十二指腸断層像 E を表示するので、操作者は、このデフォルト断層像 H_0 を観察しながら 3 次元走査を行った場合、3 次元走査を実行中のプローブ 2 の移動経路または移動方向等を的確に把握でき、これによって、安心して 3 次元走査に関する作業を行うことができる。

20

【0076】

また、操作者は、入力装置 8 を操作して、たとえば、マウスを用いてカーソル k を画面上の膵管像 F_1 に移動させ、その後、マウスのボタンを押す。この操作によって、指定点 Q_1 が、膵管像 F_1 上に設定される。この指定点を設定する操作は、入力装置 8 を実現するキーボード、タッチパネル、トラックボール、またはジョイスティックを用いても、マウスの場合と同様に行われ、これによって、指定点が画面上の所望位置に設定される。

30

【0077】

なお、制御部 23 は、操作者が入力装置 8 を用いて画像表示に関する指示情報を入力した場合、この指示情報による指示に基づき、図 13 に示すように、デフォルト断層像 H_0 と 2 次元画像データ D_1 に対応する 2 次元超音波断層像 G_1 または最新の 2 次元超音波断層像とを同一画面内に表示出力してもよい。

【0078】

つぎに、制御部 23 が、ステップ S309 において、予め設定された二つのデフォルト点のうちの少なくとも一つを更新する指定点情報が入力された場合に、この指定点情報に対応する指定点を設定してから、デフォルト断層像を指定断層像に更新するまでの処理工程について詳細に説明する。図 14 は、制御部 23 が、入力された指定点情報をもとに、デフォルト点を更新する指定点を設定してから、デフォルト断層像を指定断層像に更新するまでの処理工程について詳細に説明するフローチャートである。図 15 は、制御部 23 が、デフォルト点を更新する指定点情報を用いて、デフォルト直線を更新する処理を説明する図である。なお、以下では、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に予め設定されたデフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ を指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ に更新する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。

40

【0079】

50

図 1 4 および図 1 5 において、所望の 2 次元画像データ、たとえば、2 次元画像データ D_m のデフォルト点 S_m を胛管像 F_m 上の指定点に更新する指定点情報が入力された場合、制御部 2 3 は、図 1 2 および図 1 5 に示したように、この指定点情報に対応する指定点 Q_m を胛管像 F_m 上に対応する座標 (a_1, b_1) に設定する (ステップ S 5 0 1) とともに、更新処理部 2 3 a は、デフォルト点 S_m を消去する。この場合、制御部 2 3 が、上述したステップ S 2 0 1 と同様に、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の各直交座標系について、座標 (a_1, b_1) の指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ を設定するとともに、更新処理部 2 3 a が、座標 (a_4, b_4) のデフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ を消去し、これによって、更新処理部 2 3 a は、デフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ を指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ にそれぞれ更新する。

10

【0080】

更新処理部 2 3 a が、デフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ を指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ にそれぞれ更新した場合、切断面演算部 1 3 c は、デフォルト点 $R_1, R_2, \dots, R_n$ と指定点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ とをそれぞれ通過する直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を演算出力するとともに、更新処理部 2 3 a は、デフォルト点 $R_1, R_2, \dots, R_n$ とデフォルト点 $S_1, S_2, \dots, S_n$ とをそれぞれ通過する直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を消去し、これによって、更新処理部 2 3 a は、図 1 5 に示すように、直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ に更新する (ステップ S 5 0 2)。

【0081】

つぎに、切断面演算部 1 3 c が、ステップ S 5 0 2 において新規に設定された直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を含む指定切断面を演算出力するとともに、更新処理部 2 3 a が、直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を含む既知のデフォルト切断面を消去し、これによって、更新処理部 2 3 a は、直線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を含む既知のデフォルト切断面を直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を含む指定切断面に更新する (ステップ S 5 0 3)。

20

【0082】

更新処理部 2 3 a がデフォルト切断面または指定切断面を更新した場合、画像データ演算部 1 3 b が、上述したステップ S 2 0 4 からステップ S 2 0 5 までの処理工程と同様に、最新の指定切断面の直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ 上に空間座標系 $x y z$ に対応する最新の 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ を作成するとともに、更新処理部 2 3 a が、デフォルト切断面または更新前の指定切断面の 1 列画像データを消去し、これによって、更新処理部 2 3 a は、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上にそれぞれ作成された 1 列画像データの更新処理を達成する (ステップ S 5 0 4)。

30

【0083】

2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ が最新の 1 列画像データに更新された時、画像データ演算部 1 3 b が、上述したステップ S 1 0 9 と同様に、最新の 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ を用いて指定断層像データを作成する (ステップ S 5 0 5) とともに、更新処理部 2 3 a が、デフォルト断層像データまたは更新前の指定断層像データを消去する。その後、更新処理部 2 3 a は、最新の指定断層像データを画像データ記憶部 1 1 に記憶し (ステップ S 5 0 6)、これによって、デフォルト断層像または指定断層像を最新のデータに更新する断層像更新処理を達成する。

40

【0084】

図 1 6 は、断層像更新処理によって更新された指定断層像が画面表示された状態を例示する図である。制御部 2 3 は、一つの 2 次元画像データ上の所望の関心領域、たとえば、胛管像上を通過するように、該一つの 2 次元画像データの切断面を決定する直線を更新し、該直線の座標に対応させて、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の各直線を更新し、図 1 5 に示したように、胛管像 $F_1, F_2, \dots, F_n$ 上を通過する直線を用いて切断面を決定しているので、該切断面の断層像である指定断層像は、図 1 6 に示すように、胛管断層像 F を容易に捉えることができる。

【0085】

なお、この実施の形態 2 では、一つの 2 次元画像データに指定される指定点情報を用い

50

て、該一つの２次元画像データの切断面を決定する直線を更新した場合に、この直線の更新された座標に対応させて、 n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の各直線を更新していたが、 n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の各直線は、相互に座標を対応させずに、２次元画像データ毎に直線を更新してもよい。図１７は、この実施の形態２の変形例において、制御部２３が、２次元画像データ毎に入力される指定点情報を用いて、２次元画像データ毎に指定点と該指定点を通過する直線とを更新してから、新規の指定断層像が記憶されるまでの処理工程を説明するフローチャートである。図１８は、制御部２３が、２次元画像データ毎に指定点と該指定点を通過する直線とを更新する処理を説明する図である。図１９は、２次元画像データ上の直線が２次元画像データ毎に更新された状態を説明する図である。

10

【００８６】

図１７、図１８、および図１９において、所望の２次元画像データ、たとえば、２次元画像データ D_m のデフォルト点 S_m を腓管像 F_m 上の指定点に更新する指定点情報が入力された場合、制御部２３は、この指定点情報に対応する指定点 U_m を腓管像 F_m 上に対応する座標 (a_5, b_5) に設定する（ステップＳ６０１）とともに、更新処理部２３ａは、デフォルト点 S_m を消去する。つぎに、切断面演算部１３ｃは、デフォルト点 R_m と指定点 U_m とを通過する直線 L_m を演算出力するとともに、更新処理部２３ａは、デフォルト点 R_m とデフォルト点 S_m とを通過する直線 T_m を消去し、これによって、更新処理部２３ａは、直線 T_m を直線 L_m に更新する（ステップＳ６０２）。

20

【００８７】

制御部２３は、このステップＳ６０１からステップＳ６０２までの工程を行った場合に、一つの２次元画像データ、たとえば、２次元画像データ D_m の指定点および直線についての更新処理を達成した。そのため、操作者は、入力装置８を用いて、別の２次元超音波断層像に画面表示を切り換える切換指示情報を入力する。この場合、制御部２３は、この切換指示情報を受信するとともに該切換指示情報による切換指示を受け付ける（ステップＳ６０３，Ｙｅｓ）。制御部２３は、受け付けた切換指示のもと、上述したステップＳ１０７と同様に、モニタ９に画面表示される２次元超音波断層像を切り換える（ステップＳ６０４）。操作者は、表示切換がなされた２次元超音波断層像を観察し、該２次元超音波断層像に設定されたデフォルト点または指定点を変更する場合、入力装置８を用いて、この変更に関する指定点情報を入力する。この場合、制御部２３は、この指定点情報の入力受付を行い（ステップＳ６０６，Ｙｅｓ）、その後、上述したステップＳ６０１以降の処理工程を繰り返す。

30

【００８８】

ここで、２次元画像データ D_{m+1} のデフォルト点 S_{m+1} を腓管像 F_{m+1} 上の指定点に更新する指定点情報が入力された場合、制御部２３は、この指定点情報に対応する指定点 Q_{m+1} を腓管像 F_{m+1} 上に対応する座標 (a_1, b_1) に設定するとともに、更新処理部２３ａは、デフォルト点 S_m を消去する。つぎに、切断面演算部１３ｃは、デフォルト点 R_{m+1} と指定点 Q_{m+1} とを通過する直線 L_{m+1} を演算出力するとともに、更新処理部２３ａは、デフォルト点 R_{m+1} とデフォルト点 S_{m+1} とを通過する直線 T_{m+1} を消去し、これによって、更新処理部２３ａは、直線 T_{m+1} を直線 L_{m+1} に更新する。すなわち、制御部２３は、ステップＳ６０１～ステップＳ６０５の処理工程を n 回繰り返した場合、 n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に対して、２次元画像データ毎に指定点と該指定点を通過する直線とを更新することができる。この場合、制御部２３は、図１９に示すように、２次元画像データ毎に指定点を通過する直線を所望の位置に更新できる。これによって、制御部２３は、２次元画像データ上の腓管等の関心領域に対して、確実に直線を通過させることができる。

40

【００８９】

一方、制御部２３は、２次元超音波断層像の切換指示を受け付けなかった場合（ステップＳ６０３，Ｎｏ）、ステップＳ６０４の処理を行わずに指定点情報の入力待機状態になる。操作者は、 n 個の２次元画像データについて指定点および外指定点を通過する直線の

50

更新を完了した場合、指定点情報の入力を行わずに、更新した指定点情報等を用いて切断面を更新する切断面更新処理の開始を指示する。この場合、制御部 23 は、指定点情報を受け付けずに (ステップ S 605, No)、切断面を更新する指示信号を受信する (ステップ S 606, Yes)。この場合、制御部 23 は、上述したステップ S 503 と同様に、 n 個の 2 次元画像データの切断面を更新する (ステップ S 607)。なお、切断面更新処理の指示信号が入力されなかった場合、制御部 23 は、この指示信号を受信せず (ステップ S 606, No)、その後、上述したステップ S 603 以降の処理工程を繰り返す。

【0090】

制御部 23 が n 個の 2 次元画像データの切断面を更新した場合、画像データ演算部 13b が、上述したステップ S 504 と同様に、最新の指定切断面の各直線上に空間座標系 x, y, z に対応する最新の 1 列画像データをそれぞれ作成するとともに、更新処理部 23a が、デフォルト切断面または更新前の指定切断面の 1 列画像データを消去し、これによって、更新処理部 23a は、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上にそれぞれ作成された 1 列画像データの更新処理を達成する (ステップ S 608)。

【0091】

2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上の 1 列画像データが最新の 1 列画像データに更新された場合、画像データ演算部 13b が、上述したステップ S 109 と同様に、最新の 1 列画像データを用いて指定断層像データを作成する (ステップ S 609) とともに、更新処理部 23a が、デフォルト断層像データまたは更新前の指定断層像データを消去する。その後、更新処理部 23a は、最新の指定断層像データを画像データ記憶部 11 に記憶し (ステップ S 610)、これによって、デフォルト断層像または指定断層像を最新のデータに更新する断層像更新処理を達成する。

【0092】

なお、この実施の形態 2 では、一つのデフォルト点が新規の指定点に更新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、2 次元画像データに設定されている二つのデフォルト点を変更してもよいし、既に設定された指定点を新規指定点に変更してもよい。

【0093】

また、この実施の形態 2 では、デフォルト点に関するデフォルト点データが記憶部に予め記憶されてい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、3 次元走査を行う前に操作者がデフォルト点データを入力しても良い。

【0094】

以上に説明したように、この実施の形態 2 では、3 次元走査を行って順次得られる 2 次元画像データを指定された縦断面位置で切断するとともに、該縦断面位置に設定された隣接する 1 列画像データ間を線形補間し、該線形補間によって作成された断層像をこの 3 次元走査と同時に画面表示するように構成したので、3 次元走査を実行中の超音波振動子の位置または移動経路等を容易に把握でき、これによって、所望の関心領域が 3 次元走査のスキャン範囲に入っているか否かを判断し易く、3 次元走査の操作上の安心感が得られるとともに、体腔内超音波診断の作業性を向上した超音波診断装置を実現できる。

【0095】

また、この実施の形態 2 では、一つの 2 次元画像データ上に位置する所望の関心領域を通過するように、該一つの 2 次元画像データの縦断面位置を決定する直線を更新した場合に、この直線の座標変更に対応させて、他の複数の 2 次元画像データ上の各直線を自動更新するように構成したので、所望の関心領域に断層像の縦断面位置を容易に設定でき、所望の関心領域の断層像を探し出す操作を容易にした超音波診断装置を実現できる。

【0096】

さらに、この実施の形態 2 の変形例では、2 次元画像データの縦断面位置を決定する直線を 2 次元画像データ毎に更新できるように構成したので、所望の関心領域が 2 次元画像データ毎に無秩序に位置する場合であっても、この直線を 2 次元画像データ上の所望の関心領域に確実に配置でき、これによって、所望の関心領域を的確に捉えた断層像を容易に

10

20

30

40

50

画面表示する超音波診断装置を実現できる。

【0097】

(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、二つの指定点に関する指定点情報をもとに設定された切断面の指定断層像を2次元的な断層像として画面表示していたが、この実施の形態3では、3次元走査によって最初と最後に得られる各2次元超音波断層像と指定断層像とを用いて、3次元的な断層像である3次元断層像を画面表示している。

【0098】

図20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、表面画像処理部33aを備えた制御部33が設けられる。制御部33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。

【0099】

図21は、制御部33が、n個の2次元画像データと位置データとを取得してから、各指定点を含む切断面を設定するとともに該切断面の指定断層像を作成し、その後、この指定断層像を3次元的に表示した3次元断層像をモニター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21において、超音波観測装置5が、上述したエコー信号をもとに2次元画像データを作成し、かつ、位置データ算出装置7が、このエコー信号が得られた位置に関する位置データを算出した場合、制御部33は、超音波観測装置5から送出された2次元画像データと、位置データ算出装置7から送出された位置データとを取得するとともに、上述したステップS101と同様に、取得した2次元画像データと位置データとの対応付けを行う(ステップS701)。

【0100】

つぎに、制御部33は、上述したステップS102と同様に、この位置データとの対応付けがなされた2次元画像データを空間座標系xyz上に配列するとともに、該2次元画像データに対し、該2次元画像データに対応付けられた軸方向ベクトルと面平行ベクトルとをもとに直交座標系を設定する(ステップS702)。その後、制御部33は、直交座標系が設定された2次元画像データを空間座標系xyz上に配列した状態で画像データ記憶部11に記憶するとともに、表示回路12を介して、この2次元画像データをモニター9に送出し、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(ステップS703)。

【0101】

ここで、制御部33は、プローブ2がラジアルスキャンを行っている場合、すなわち、操作部4の電源スイッチがオン状態である場合、プローブ2の電源オフ状態に対応する電源オフ情報を受信しない(ステップS704, No)。この場合、制御部33は、上述したステップS701以降の処理工程を繰り返す。すなわち、制御部33は、プローブ2が電源オフ状態になるまでにn回のラジアルスキャンを行った場合、上述したステップS701以降の処理工程をn回繰り返し、これによって、制御部33は、位置データとの対応付けがなされたn個の2次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を得るとともに、これらの各2次元画像データに上述した直交座標系を対応付け、さらに、図3に示したように、得られたn個の2次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を空間座標系xyz上に配列した状態で画像データ記憶部11に記憶する。

【0102】

つぎに、操作者が、n回のラジアルスキャンを行った後に操作部4の電源スイッチをオフ状態にした場合、制御部33は、プローブ2の電源オフ情報を受信する(ステップS704, Yes)。その後、操作者が、入力装置8を用いて、上述した指定点情報の入力操

10

20

30

40

50

作を行わずに、画面表示された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切り換え指示情報を入力した場合、制御部３３は、指定点情報を受け付けずに（ステップＳ７０５，Ｎｏ）、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付ける（ステップＳ７０６，Ｙｅｓ）。この場合、制御部３３は、入力受付した切り換え指示情報による切り換え指示に基づき、画像データ記憶部１１に記憶された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に送出し、この２次元画像データに対応する２次元超音波断層像に画面表示を切り換える（ステップＳ７０７）。その後、制御部３３は、上述したステップＳ７０５以降の工程を繰り返す。また、指定点情報および切り換え指示情報がともに制御部３３に入力されなかった場合、制御部３３は、指定点情報を受け付けずに（ステップＳ７０５，Ｎｏ）、かつ、切り換え指示情報に対応する切り換え指示を受け付けずに（ステップＳ７０６，Ｎｏ）。この場合、制御部３３は、上述したステップＳ７０５以降の工程を繰り返す。

10

【０１０３】

一方、操作者が、入力装置８を用いて、所望の２次元超音波断層像上の各所望位置に指定する二つの指定点の指定点情報を入力した場合、制御部３３は、入力された指定点情報を受け付け（ステップＳ７０５，Ｙｅｓ）、この２次元超音波断層像に対応する２次元画像データの直交座標系に、入力受付を行った指定点情報に対応する二つの指定点を設定する。二つの指定点が n 個のうちの一つの２次元画像データの直交座標系上に設定された場合、制御部３３は、上述したステップＳ１０８と同様に、この二つの指定点の座標情報をもとに、 n 個の２次元画像データの各直交座標系上に二つの指定点と該二つの指定点を通

20

【０１０４】

その後、制御部３３は、上述したステップＳ１０８と同様に、各２次元画像データについて、得られた各直線上の全ての画素と該画素の輝度とを求めて、１列 j 行（ $j = 1, 2, 3, \dots$ ）の１列画像データを作成するとともに、得られた各１列画像データの各行の画素に対して、空間座標系 $x y z$ 内の画素位置ベクトルを設定する。これによって、制御部３３は、 n 個の２次元画像データに対して、各行の画素位置が空間座標系 $x y z$ の座標に対応する１列画像データをそれぞれ設定する（ステップＳ７０８）。

【０１０５】

制御部３３が２次元画像データ毎に１列画像データを設定した場合、画像データ演算部１３ｂは、上述したステップＳ１０９と同様に、１列画像データがそれぞれ設定された n 個の２次元画像データを用い、隣接する各１列画像データ間をそれぞれ線形補間して、上述した切断面の指定断層像データを作成する（ステップＳ７０９）。

30

【０１０６】

画像データ演算部１３ｂが指定断層像データを作成した場合、表面画像処理部３３ａは、空間座標系 $x y z$ 内に配列された n 個の２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ を用い、２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の上端部、下端部、および側端部について、隣接する２次元画像データ間を線形補間する。図２２は、表面画像処理部３３ａが、２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の上端部、下端部、および側端部について、隣接する２次元画像データ間を線形補間し、上部表面画像データ、下部表面画像データ、および側部表面画像データを作成する処理（表面画像作成処理）を説明する図である。なお、図２２には、切断面を決定する直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ がそれぞれ設定された２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ が、空間座標系 $x y z$ に配列された状態を模式的に示している。

40

【０１０７】

図２２に示すように、表面画像処理部３３ａは、２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の上端部について、隣接する２次元画像データ間を線形補間した場合に上部表面画像データ I_1 を作成し、２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の下端部について、隣接する２次元画像データ間を線形補間した場合に下部表面画像データ I_2 を作成し、２次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の側端部について、隣接する２次元画像データ間を線形補間した場合

50

に側部表面画像データ I_3 を作成する (ステップ S 7 1 0)。なお、この切断面は、上述したように、直線 $L_1, L_2, \dots, L_n$ を含む平面または曲面として設定され、少なくとも 2 次元画像データ D_1, D_n に対応する 2 次元超音波断層像を切断する。

【0108】

つぎに、表面画像処理部 33a は、画像データ演算部 13b がステップ S 7 0 9 において作成した指定断層像データ H_1 と、表面画像処理部 33a がステップ S 7 1 0 において作成した上部表面画像データ I_1 、下部表面画像データ I_2 、および側部表面画像データ I_3 と、上述した切断面によって切断された 2 次元画像データ D_1, D_n とを用い、指定断層像を 3 次元的に表示する 3 次元断層像の 3 次元断層像データを作成する (ステップ S 7 1 1)。

10

【0109】

図 23 は、表面画像処理部 33a が、3 次元断層像データを作成する処理 (3 次元断層像作成処理) を説明する図である。図 23 に示すように、表面画像処理部 33a は、指定断層像データ H_1 の前端に 2 次元画像データ D_1 を接続し、指定断層像データ H_1 の後端に 2 次元画像データ D_n を接続する。また、表面画像処理部 33a は、上部表面画像データ I_1 に対して、指定断層像データ H_1 、2 次元画像データ D_1, D_n 、および側部表面画像データ I_3 の各上端を接続し、下部表面画像データ I_2 に対して、指定断層像データ H_1 、2 次元画像データ D_1, D_n 、および側部表面画像データ I_3 の各下端を接続する。これによって、表面画像処理部 33a は、3 次元断層像データを作成する。なお、表面画像処理部 33a は、3 次元断層像データを作成する場合、上部表面画像データ I_1 、下部表面画像データ I_2 、側部表面画像データ I_3 、指定断層像データ H_1 、および 2 次元画像データ D_1, D_n において、空間座標系 $x y z$ 内の同じ座標に対応する各部を接続する。

20

【0110】

表面画像処理部 33a が 3 次元断層像データを作成した場合、制御部 33 は、表示回路 12 を介して、この 3 次元断層像データをモニター 9 に送出し、この 3 次元断層像データに対応する 3 次元断層像をモニター 9 に画面表示させる (ステップ S 7 1 2)。図 24 は、モニター 9 に画面表示された 3 次元断層像を例示する図である。図 24 に示すように、この 3 次元断層像 W は、2 次元画像データ D_1 に対応する 2 次元超音波断層像 G_1 の十二指腸像 E_1 と指定断層像 H の十二指腸断層像 E と 3 次元的に接続されているので、3 次元的な断層像として観察される。すなわち、3 次元断層像 W は、プローブ 2 が 3 次元走査を行った体腔内の被検体に比して形状の歪み等が少なく、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を呈するとともに、体腔内の関心領域等の断層像を 3 次元的に捉えることができる。この場合、操作者は、体腔内の関心領域等の状態を的確に把握し易い。

30

【0111】

なお、制御部 33 は、操作者が入力装置 8 を用いて画像表示に関する指示情報を入力した場合、この指示情報による指示に基づき、図 24 に示すように、3 次元断層像 W と 2 次元超音波断層像 G_1 とを同一画面内に表示出力してもよい。この場合、2 次元超音波断層像 G_1 は、切断面を決定する直線 L_1 を補助線として 2 次元超音波断層像 G_1 上に重畳してもよい。この直線 L_1 を補助線は、3 次元断層像 W の L_1 に対応するので、操作者は、2 次元超音波断層像 G_1 と 3 次元断層像 W とを観察すれば、2 次元超音波断層像 G_1 と 3 次元断層像 W との位置関係を容易に把握し易い。

40

【0112】

また、操作者が、上述したステップ S 7 1 2 に続いて、超音波振動子 3a にラジアルスキャンを行わせるとともに、プローブ 2 を手引きすれば、超音波振動子 3a による 3 次元走査が再開され、制御部 33 は、上述したステップ S 7 0 8 によって既に設定された指定点と、この 3 次元走査によって逐次得られる 2 次元画像データとをもとに、上述した指定断層像データを作成するとともに、該指定断層像データに対応する指定断層像を有した 3 次元断層像をモニター 9 に画面表示させる。この場合、制御部 33 は、モニター 9 に既に画面表示された 3 次元断層像 W に対して、この操作者によるプローブ 2 の手引きに応じて作成された指定断層像と、この 3 次元走査によって逐次得られた 2 次元超音波断層像とをもと

50

に作成された 3 次元断層像を追加表示し、これによって、制御部 33 は、3 次元走査における操作者によるプローブ 2 の手引き操作に応じて逐次、3 次元断層像 W を延長する。

【0113】

また、この実施の形態 3 では、空間座標に配列された 2 次元画像データの上端、下端、および側端について、隣接する 2 次元画像データ間を線形補間し、上部表面画像、下部表面画像、および側部表面画像を作成していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、隣接する 2 次元画像データ間の全画素について線形補間等の画像処理を行い、上部表面画像、下部表面画像、および側部表面画像を作成してもよい。

【0114】

以上に説明したように、この実施の形態 3 では、指定点情報をもとに設定された切断面の指定断層像の前端および後端に、3 次元走査によって最初に得られた 2 次元超音波断層像と最後に得られた 2 次元超音波断層像とをそれぞれ接続して、3 次元断層像を作成するように構成したので、3 次元走査が行われた体腔内の被検体に比して形状の歪み等が少なく、実際の被検体とほぼ同じ形状の断層像を呈するとともに、体腔内の関心領域等の断層像を 3 次元的に捉えることができ、体腔内の関心領域等の状態を的確に把握し易くする超音波診断装置を実現できる。操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、体腔内の関心領域等の状態を的確に捉えた画像を容易に観察できるので、患者に対する体腔内超音波診断を効率的に行うことができる。

【0115】

(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 3 では、3 次元走査によって最初と最後に得られる各 2 次元超音波断層像と指定断層像とを用いて、3 次元的な断層像である 3 次元断層像を画面表示していたが、この実施の形態 4 では、この指定点情報をもとに切断面を設定した後、予め設定されたステップ角度を用いて切断面を回転させ、この回転後の切断面における指定断層像と、3 次元走査によって最初と最後に得られた各 2 次元超音波断層像とを用いて、3 次元的な断層像である 3 次元断層像を画面表示している。

【0116】

図 25 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 32 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 33 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 33 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 3 と同じであり、同一構成部分には同一符号を付している。

【0117】

図 26 は、モニタ 9 に画面表示された 3 次元断層像と 2 次元超音波断層像とを例示する図である。図 26 に示すように、この 3 次元断層像 W は、上述した実施の形態 3 の場合と同様に、2 次元画像データ D_1 に対応する 2 次元超音波断層像 G_1 の十二指腸像 E_1 と指定断層像 H の十二指腸断層像 E と 3 次元的に接続されている。また、2 次元超音波断層像 G_m が、3 次元断層像 W と同一画面上に表示されている。制御部 43 は、操作者が入力装置 8 を操作して入力した指示情報に基づき、3 次元断層像 W における 2 次元超音波断層像 G_m の位置を示す直線 L_m を該 3 次元断層像 W 上に表示する。また、制御部 43 は、操作者が入力装置 8 を操作して入力した指示情報に基づき、3 次元断層像 W の指定断層像 H が形成された切断面に対応するカットライン CL を 2 次元超音波断層像 G_m 上に表示する。なお、カットライン CL は、2 次元超音波断層像 G_m の画像中心 C_m を通る直線である。

【0118】

ここで、操作者が、入力装置 8 を操作して、2 次元超音波断層像 G_m 上に表示されたカットライン CL を所定方向に回転させる指示情報を入力すれば、制御部 43 は、この指示情報による指示のもと、予め設定されたステップ角度 θ_s を記憶部 13a から読み出すと

10

20

30

40

50

ともに、所定方向、たとえば反時計回りを正の方向にし、かつ画像中心 C_m を回転中心として、読み出したステップ角度 θ_s だけカットライン CL を回転する。この場合、画像データ演算部13bは、この回転した後のカットライン CL に対応する切断面の指定断層像データを作成し、その後、更新処理部43aは、上述した実施の形態2の場合と同様に、作成された指定断層像データを最新の指定断層像データとして指定断層像データの更新処理を行う。これによって、制御部43は、更新処理部43aによって更新された最新の指定断層像データに対応する指定断層像と、2次元超音波断層像 G_1, G_n とを用い、上述した実施の形態3の場合と同様に、3次元断層像 W をモニター9に画面表示させる。すなわち、制御部43は、カットライン CL を回転すれば、このカットライン CL の回転に応じて切断面を更新するとともに、この切断面の指定断層像を更新し、この更新された指定断層像を用いて、3次元断層像を再構築する。その後、制御部43は、再構築した3次元断層像に画面表示を更新する。

10

【0119】

なお、操作者は、入力装置8のキー操作またはボタン操作によって、たとえばキーボードのキーを押す毎に、カットライン CL をステップ角度 θ_s だけ所定方向に回転させる指示情報を入力でき、制御部43は、この指示情報が入力される毎に、カットライン CL をステップ角度 θ_s だけ所定方向に回転し、その後、上述した3次元断層像を再構築するとともに、3次元断層像の画面表示を更新する処理を達成する。

【0120】

また、操作者が、入力装置8を操作して、3次元断層像 W と同一画面に表示された2次元超音波断層像 G_m を切り換える指示情報を入力すれば、制御部43は、この指示情報による指示のもと、2次元画像データを記憶部13aから読み出すとともに、この2次元画像データに対応する2次元超音波断層像に画面表示を切り換える。たとえば、2次元超音波断層像画像 G_m を2次元超音波断層像画像 G_{m-1} に切り換える指示情報が入力されれば、制御部43は、2次元超音波断層像画像 G_{m-1} に対応する2次元画像データ2D $_{m-1}$ を画像データ記憶部11から読み出すとともに、2次元超音波断層像画像 G_{m-1} をモニター9に画面表示させる。この場合、更新処理部43aは、2次元超音波断層像の画面表示を2次元超音波断層像画像 G_m から2次元超音波断層像画像 G_{m-1} に更新するとともに、3次元断層像 W 上に表示された直線 L_m を直線 L_{m-1} に更新する。同様に、2次元超音波断層像画像 G_m を2次元超音波断層像画像 G_{m+1} に切り換える指示情報が入力されれば、制御部43は、2次元超音波断層像画像 G_{m+1} に対応する2次元画像データ2D $_{m+1}$ を画像データ記憶部11から読み出すとともに、2次元超音波断層像画像 G_{m+1} をモニター9に画面表示させる。この場合、更新処理部43aは、2次元超音波断層像の画面表示を2次元超音波断層像画像 G_m から2次元超音波断層像画像 G_{m+1} に更新するとともに、3次元断層像 W 上に表示された直線 L_m を直線 L_{m+1} に更新する。

20

30

【0121】

すなわち、操作者が、入力装置8のキー操作またはボタン操作によって、たとえばキーボードのキーを押す毎に2次元超音波断層像の画面表示を切り換える指示情報を入力すれば、制御部43は、この指示情報が入力される毎に、2次元超音波断層像の画面表示を更新するとともに、3次元断層像 W 上に表示された直線 L_m に対して、画面表示が更新された新規の2次元超音波断層像の3次元断層像 W における位置を示す直線に更新する処理を行う。また、操作者が、入力装置8のキー操作またはボタン操作によって、たとえばキーボードのキーを押す毎に3次元断層像上に表示された直線 L_m を更新する指示情報を入力すれば、制御部43は、この指示情報が入力される毎に、この直線 L_m を別の直線（たとえば直線 L_{m-1}, L_{m+1} ）に更新するとともに、更新された直線の3次元断層像 W における位置に対応する2次元超音波断層像に画面表示を更新することもできる。

40

【0122】

さらに、3次元断層像と2次元超音波断層像とが同一画面上に表示された後に、操作者が、超音波振動子3aにラジアルスキャンを行わせるとともに、プローブ2を手引きすれば、超音波振動子3aによる3次元走査が再開され、制御部43は、既に設定された指定

50

点と、この３次元走査によって逐次得られる２次元画像データとをもとに指定断層像データを作成するとともに、該指定断層像データを有した３次元断層像をモニタ９に画面表示させる。この場合、制御部４３は、モニタ９に既に画面表示された３次元断層像Ｗに対して、この操作者によるプローブ２の手引きに応じて作成された指定断層像と、この３次元走査によって逐次得られた２次元超音波断層像とをもとに作成された３次元断層像を追加表示し、これによって、制御部４３は、３次元走査における操作者によるプローブ２の手引き操作に応じて逐次、３次元断層像Ｗを延長する。

【０１２３】

以上に説明したように、この実施の形態４では、複数の２次元画像データをもとに作成された３次元断層像と、この２次元画像データのうちのいずれか一つに対応する２次元超音波断層像とを同一画面上に表示出力し、該３次元断層像における該２次元超音波断層像の位置に対応する直線を該３次元断層像上に表示するとともに、該３次元断層像が有する指定断層像の切断面に対応するカットラインを該２次元超音波断層像上に表示するように構成し、さらに、このカットラインが回転した場合に該回転したカットラインに対応する切断面の指定断層像を有するように３次元断層像を更新し、また、この２次元超音波断層像が別の２次元超音波断層像に切り換えられた場合に３次元断層像上の直線を該別の２次元超音波断層像の３次元断層像上における位置に対応する直線に更新するように構成したので、同一画面上に表示出力された３次元断層像と２次元超音波断層像との相互の位置関係を操作者が把握し易く、これによって、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を的確に捉えた断層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。操作者は、この超音波診断装置を用いれば、所望の関心領域を容易に探し出すことができる。

【図面の簡単な説明】

【０１２４】

【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】位置データと対応付けられた２次元画像データを例示する図である。

【図３】位置データと対応付けられた２次元画像データを空間座標に配列す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、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】画面表示された指定断層像を例示する図である。

【図６】この発明の実施の形態１である超音波診断装置が１列画像データ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７】この発明の実施の形態１である超音波診断装置が２次元画像データ毎に、二つの指定点と該二つの指定点を通過する直線とを設定する処理を説明する図である。

【図８】隣接する１列画像データ間を補間する処理を説明する図である。

【図９】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。

【図１０】この発明の実施の形態２である超音波診断装置が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１１】この発明の実施の形態２である超音波診断装置がデフォルト断層像を画面表示するまでの処理工程を説明するフローチャートである。

【図１２】二つのデフォルト点と該デフォルト点を通過するデフォルト直線をと設定する処理を説明する図である。

【図１３】画面表示されたデフォルト断層像を例示する図である。

【図１４】この発明の実施の形態２である超音波診断装置がデフォルト断層像を指定断層像に更新するまでの処理工程について詳細に説明するフローチャートである。

【図１５】デフォルト直線を更新する処理を説明する図である。

【図１６】更新された指定断層像が画面表示された状態を例示する図である。

【図 17】この実施の形態 2 の変形例の超音波診断装置が新規の指定断層像を記憶するまでの処理工程を説明するフローチャートである。

【図 18】2 次元画像データ毎に指定点と該指定点を通過する直線とを更新する処理を説明する図である。

【図 19】2 次元画像データ上の直線が 2 次元画像データ毎に更新された状態を説明する図である。

【図 20】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。

【図 21】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。

10

【図 22】表面画像作成処理を説明する図である。

【図 23】3 次元断層像作成処理を説明する図である。

【図 24】画面表示された 3 次元断層像を例示する図である。

【図 25】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 26】この発明の実施の形態 4 である超音波診断装置が画面表示した 3 次元断層像と 2 次元超音波断層像とを例示する図である。

【符号の説明】

【0125】

1, 21, 31, 41 超音波診断装置

20

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

5 超音波観測装置

6a 送信コイル

6b 受信アンテナ

7 位置データ算出装置

30

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

13a 記憶部

13b 画像データ演算部

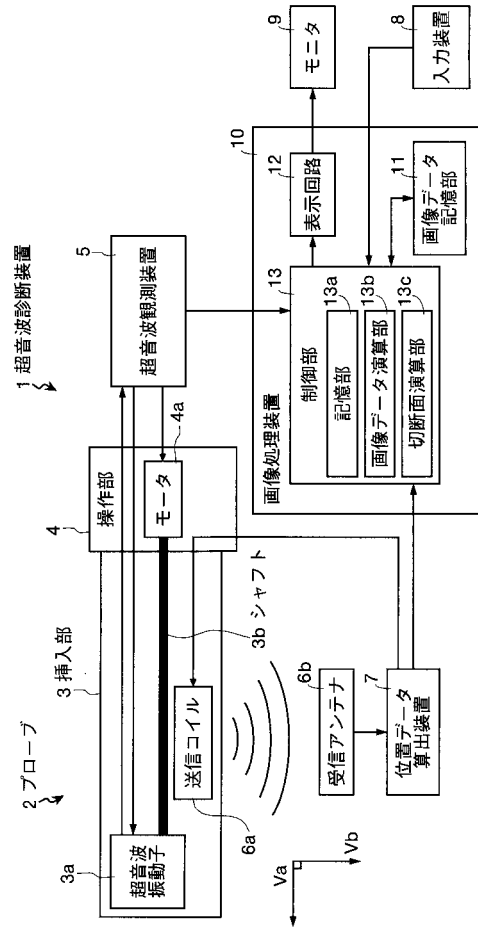
13c 切断面演算部

23a, 43a 更新処理部

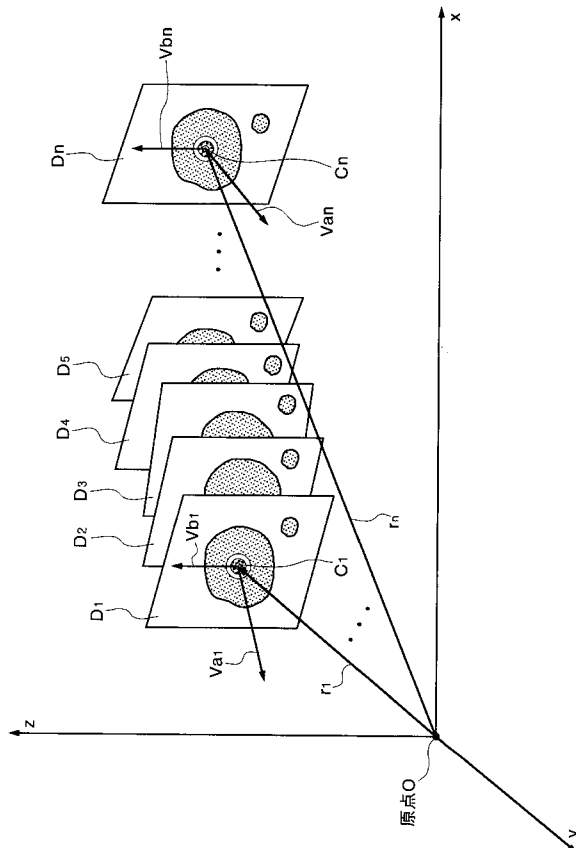
40

33a 表面画像処理部

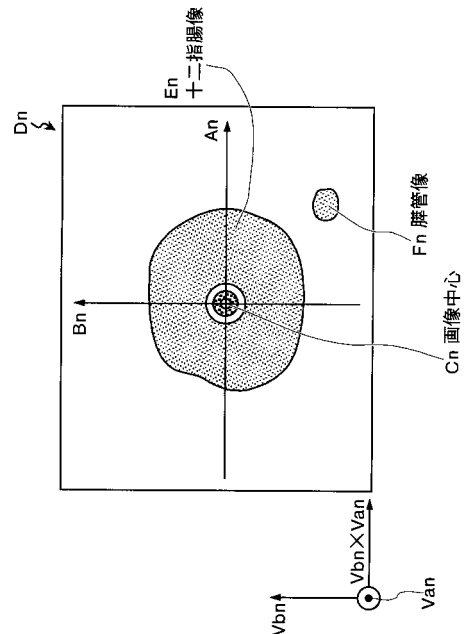
【 図 1 】



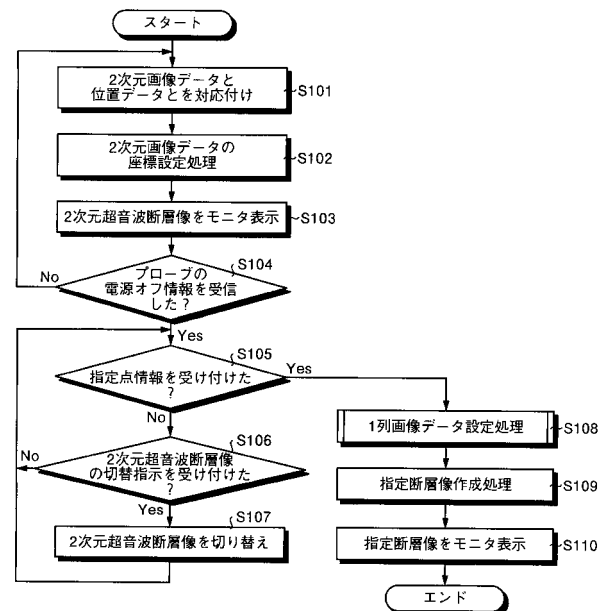
【 図 3 】



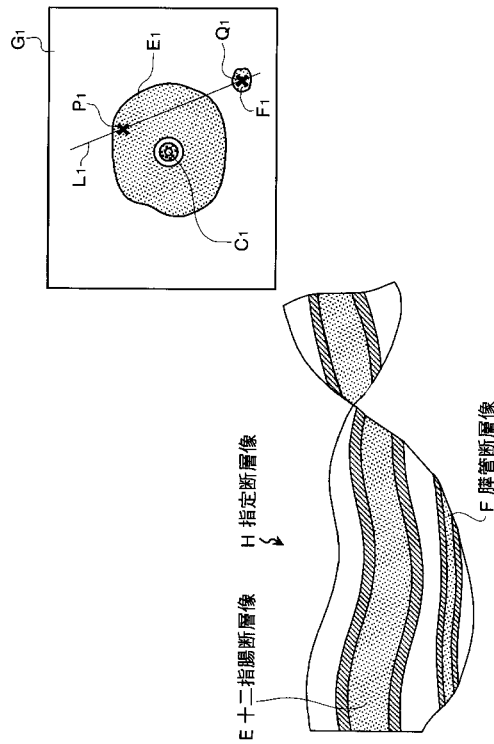
【 図 2 】



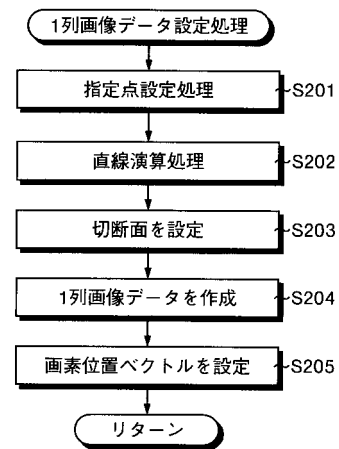
【 図 4 】



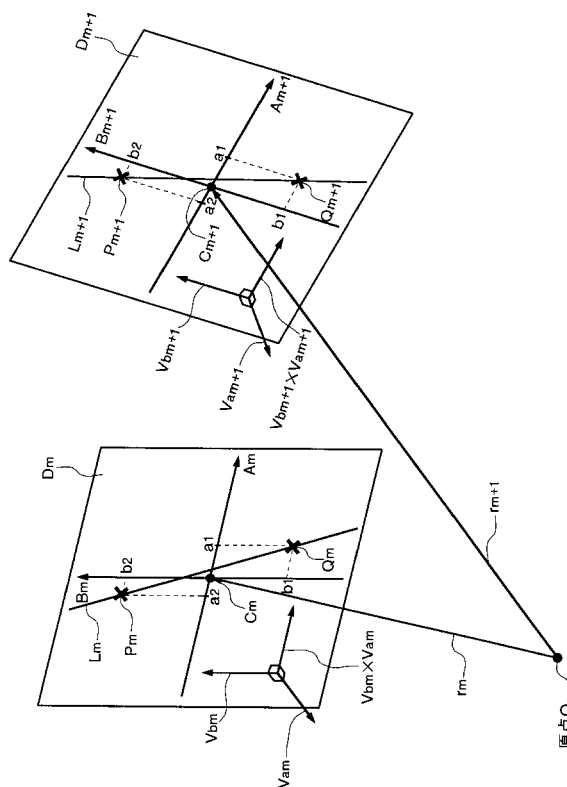
【図 5】



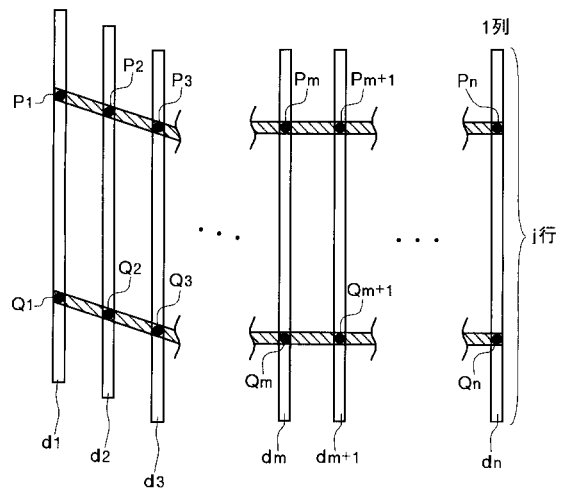
【図 6】



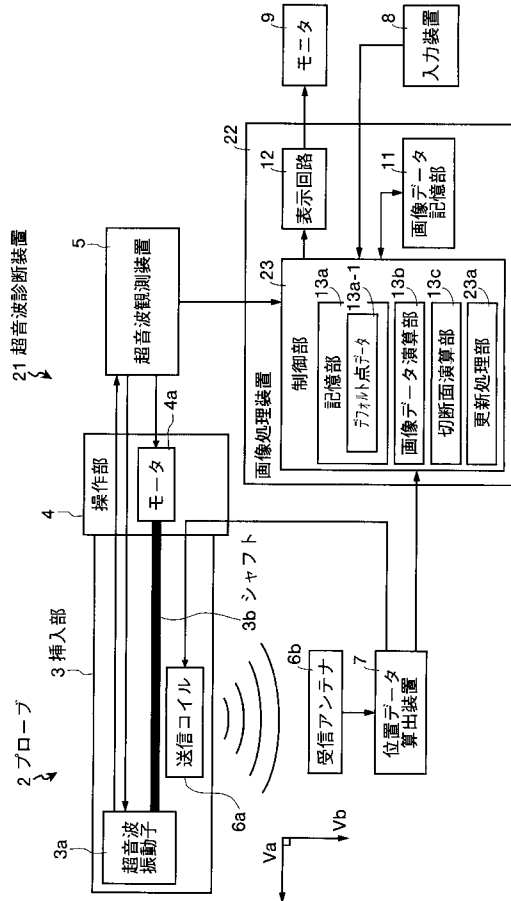
【図 7】



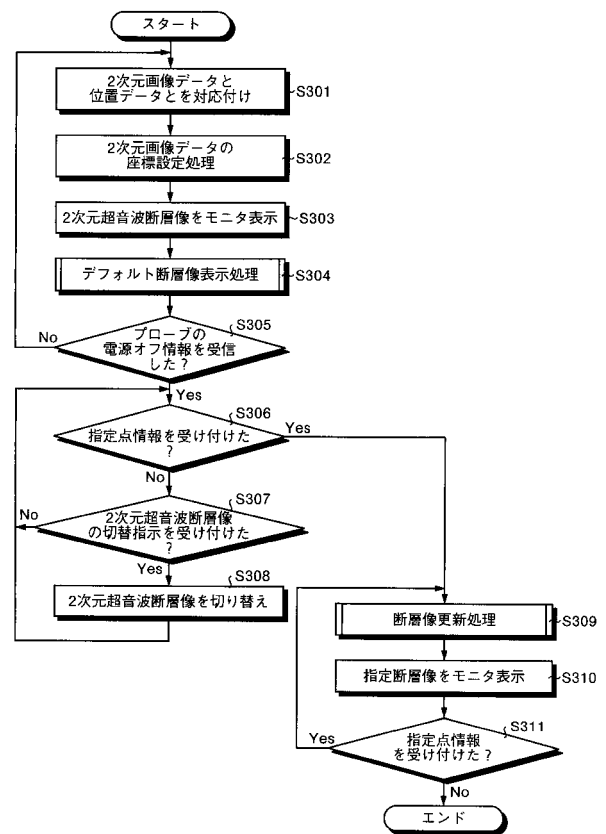
【図 8】



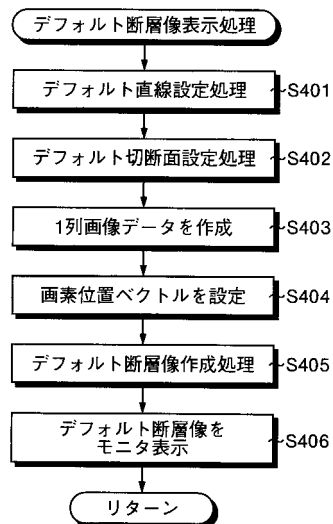
【図 9】



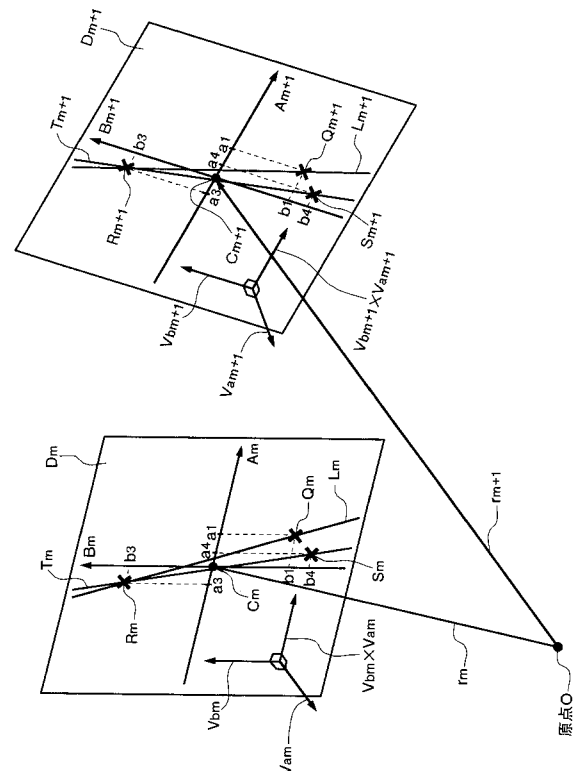
【図 10】



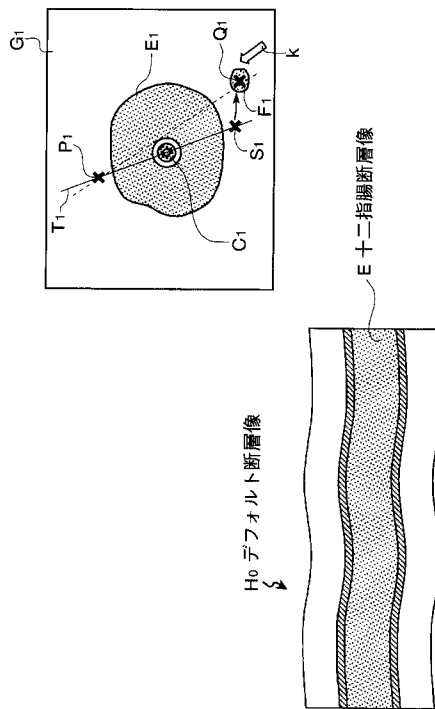
【図 11】



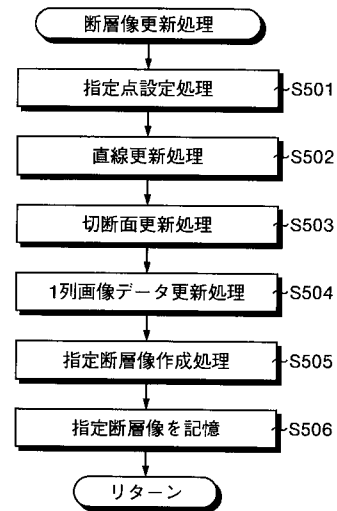
【図 12】



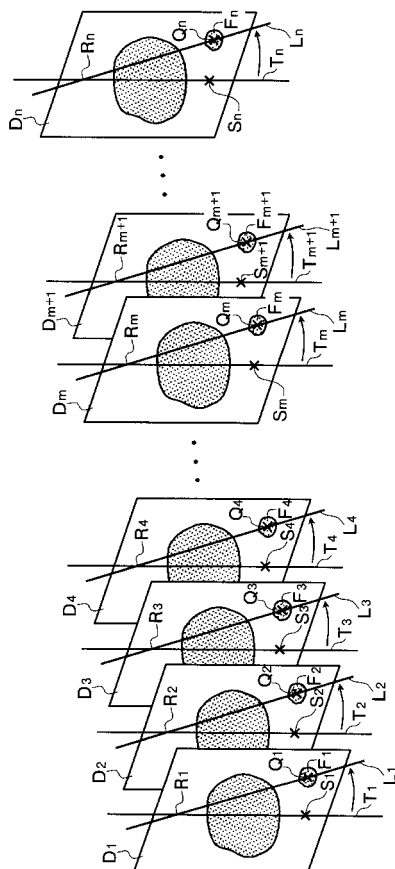
【図 13】



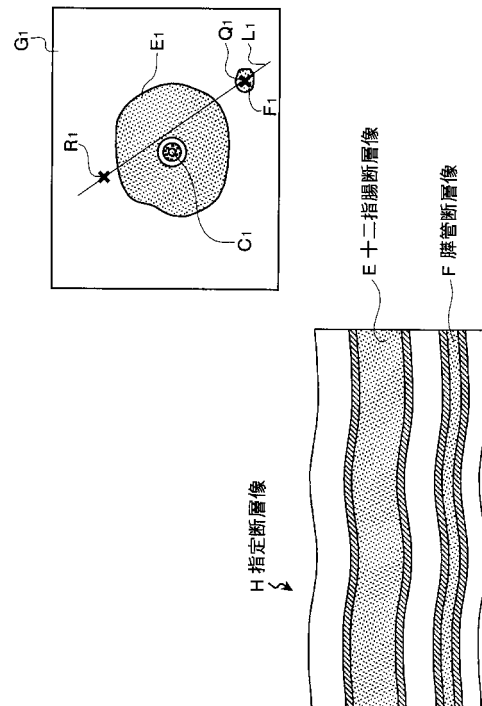
【図 14】



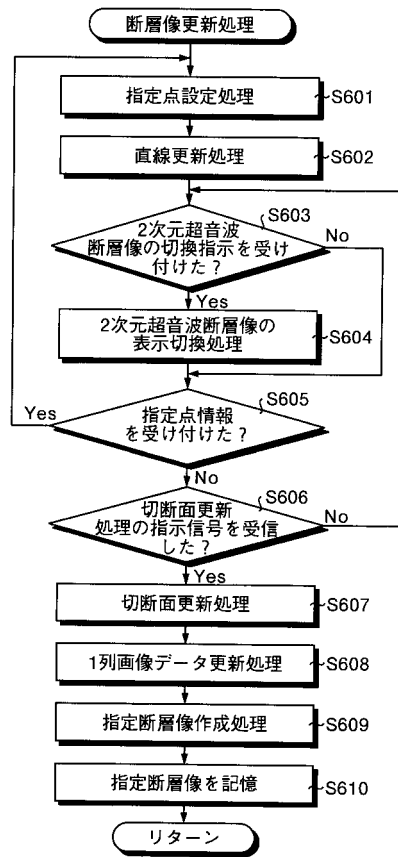
【図 15】



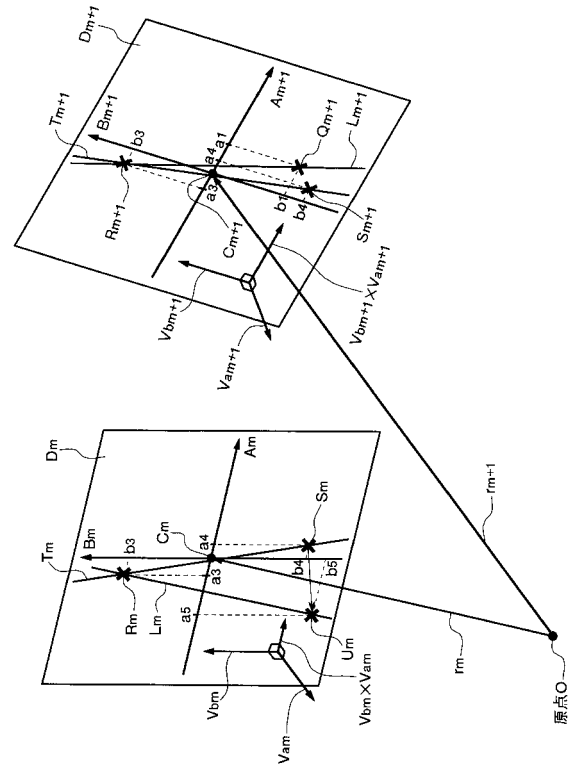
【図 16】



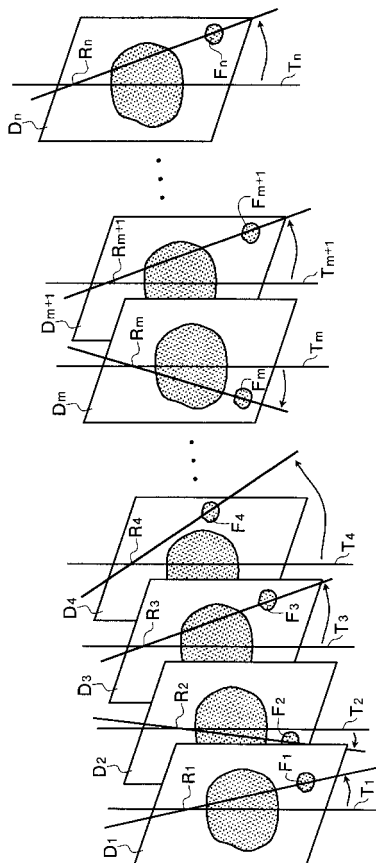
【図17】



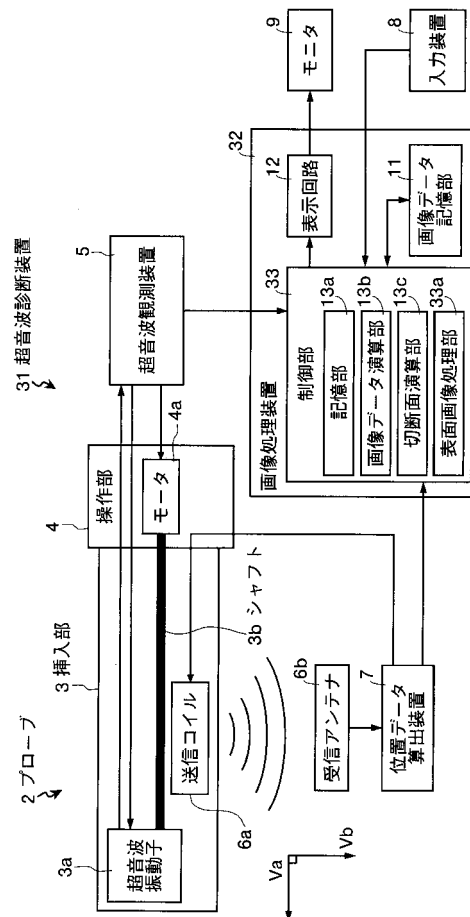
【図18】



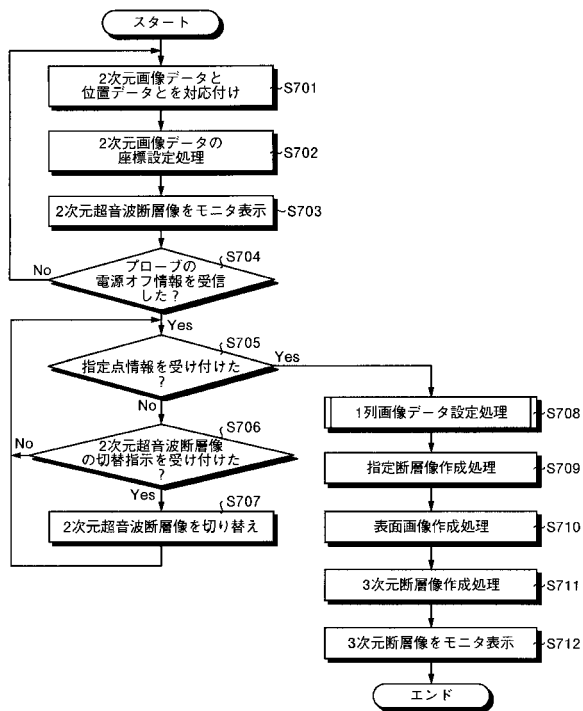
【図19】



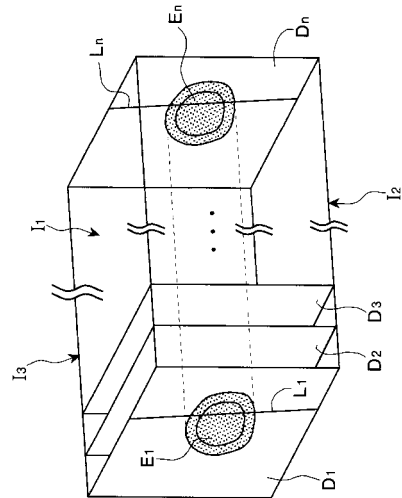
【図20】



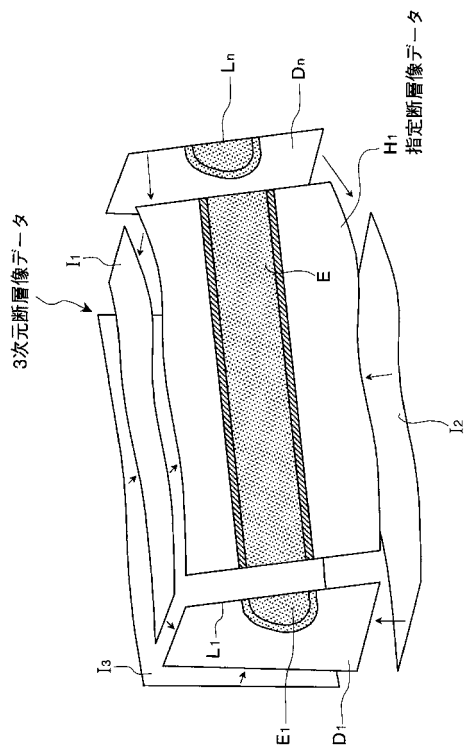
【図 2 1】



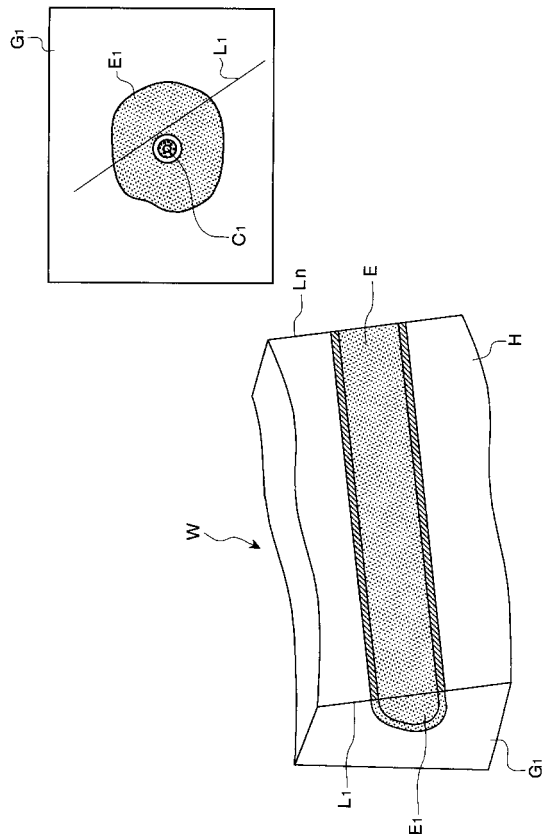
【図 2 2】



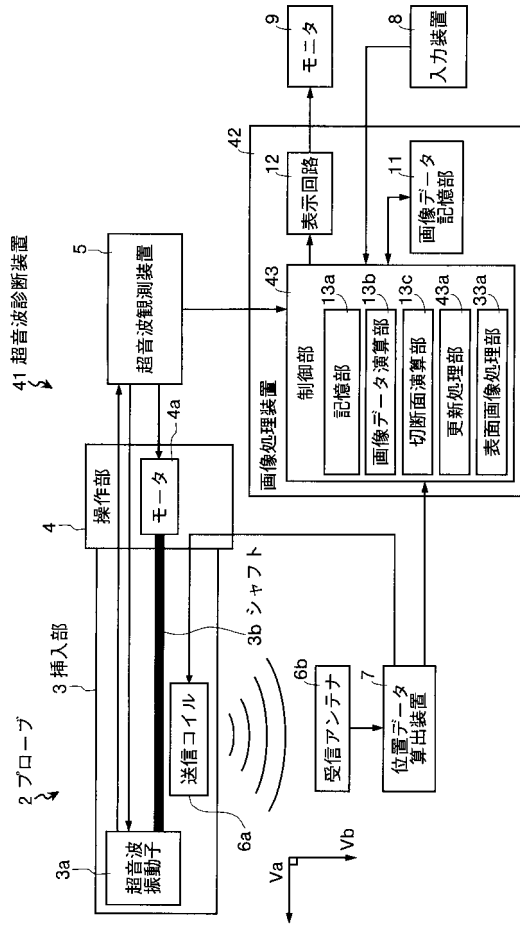
【図 2 3】



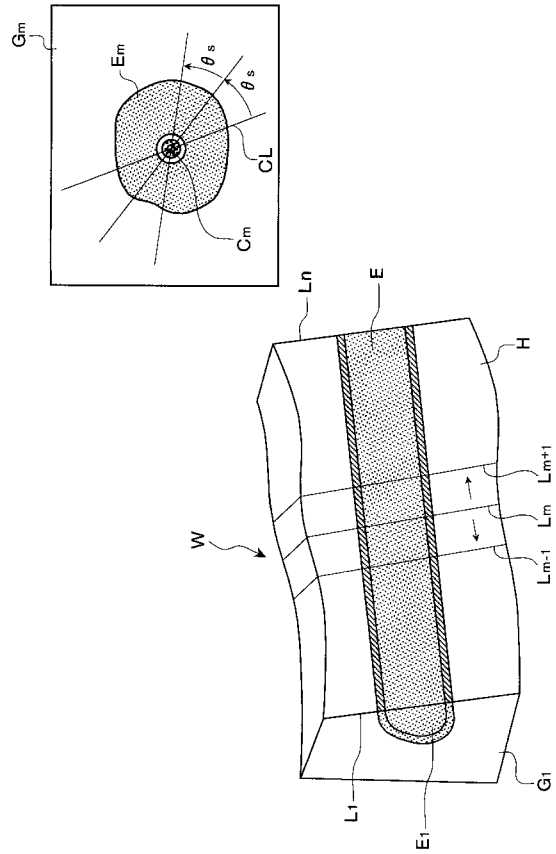
【図 2 4】



【図 25】



【図 26】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2003-520062(JP,A)
特開2002-113004(JP,A)
特表平07-500506(JP,A)
特開平07-155328(JP,A)
特開平07-057113(JP,A)
特開平10-262964(JP,A)
特開2001-198125(JP,A)
特開平06-261900(JP,A)

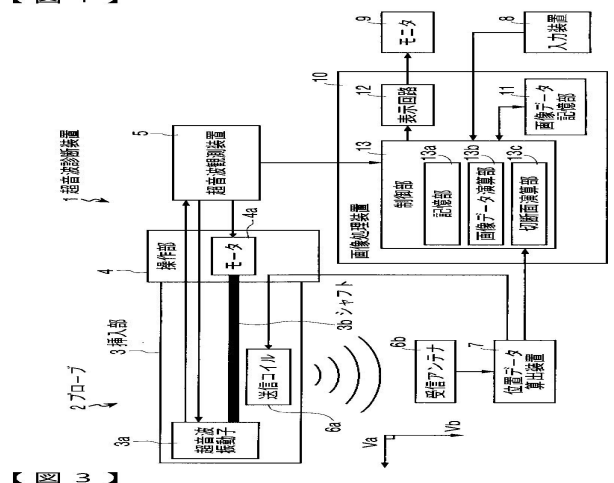
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4647899B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2003354316	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 横井俊		
发明人	川島 知直 横井 俊		
IPC分类号	A61B8/12 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D G06T1/00.315 A61B8/14 G06T7/00.612 G06T7/579		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/JC02 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL02 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CF05 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC08 5B057/DC32		
代理人(译)	酒井宏明		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2005118162A JP2005118162A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以与受试者的实际形状类似的形状显示受试者的断层图像，并且容易地掌握受试者中感兴趣区域的形状或大小，例如像肿瘤一样的病变。ZSOLUTION：该装置包括超声波观察装置5，位置数据计算装置7和图像处理装置10。超声波观察装置5利用设置在探头2的远端的超声波振动器3a发送/接收超声波并获得用于体腔内的受试者的多个二维超声断层图。位置数据计算装置7检测表示每个二维超声波断层图像的基准位置和截面的方向的位置数据。图像处理装置10基于参考位置，部分的取向和二维超声断层图，准备沿着超声波振动器3a的移动路径具有曲面的带状纵切面图像。Z

【 図 1 】



【 図 3 】