

(11) 特許出願公開番号

特開2005-160616

(P2005-160616A)

(43) 公開日 平成17年6月23日(2005.6.23)

(51) Int.Cl.⁷

A6 1 B 8/12

F I

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 65 頁)

(21) 出願番号 特願2003-401434 (P2003-401434)

(22) 出願日 平成15年12月1日 (2003. 12. 1)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 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 才

リンパス株式会社内

F ターム (参考) 4C601 BB03 BB11 BB14 BB21 BB24

EE09	FE01	FE03	GA19	GA20
------	------	------	------	------

GA24	GA25	JB46	JC21	JC25
------	------	------	------	------

JC33 KK09 KK28 KK31

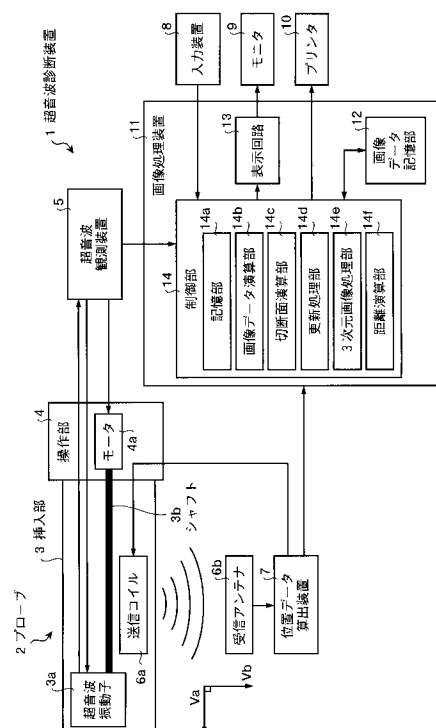
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体の実際の形状を正確に表現した該被検体の縦断像または断層像を容易に画面表示できるとともに、この被検体の特徴的部位または疾患部位等の関心領域の幾何学的な数量を正確に計測できること。

【解決手段】ブロープ２の先端に配置された超音波振動子３aによる超音波の送受信を行って体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超音波観測装置５と、各２次元画像データの画像中心位置と断層面の配向とを示す位置データを検出する位置データ算出装置７と、この位置データと各２次元画像データとをもとに、超音波振動子３aの移動経路に対応する空間座標系 x y z 上に前記２次元画像データを配置する画像処理装置１１と、前記２次元画像データが配置された空間座標系 x y z に示される３次元上の幾何学的な値を演算する距離演算部１４fと、を備える。

【選択図】 図 1



【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配置情報を検出する検出手段と、

前記配置情報と各 2 次元超音波断層像とをもとに、前記被検体の幾何学的な値を演算する演算手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記配置情報と各 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対応する 3 次元空間座標上に前記 2 次元超音波断層像を配置する画像データ処理手段を備え、

前記演算手段は、前記 2 次元超音波断層像が配置された前記 3 次元空間座標上に示される 3 次元上の幾何学的な値を演算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。

10

【請求項 3】

前記画像データ処理手段は、前記 3 次元空間座標上に配置した複数の 2 次元超音波断層像をもとに、該複数の 2 次元超音波断層像が配置された 3 次元画像データを生成し、

前記演算手段は、前記 3 次元画像データが示す 3 次元上の幾何学的な値を演算出力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。

20

【請求項 4】

前記画像データ処理手段は、前記基準位置と前記断層面の配向と各 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前記 3 次元空間座標上に生成し、

前記演算手段は、前記帯状縦断面画像上の幾何学的な値を演算することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ処理手段は、前記基準位置と前記断層面の配向とをもとに各 2 次元超音波断層像に対する相対座標を求め、該各 2 次元超音波断層像を縦断する直線を前記各相対座標上において同一となるように設定し、各直線間が補間された帯状縦断面を前記 3 次元空間座標上における帯状縦断面画像として生成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記帯状縦断面画像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請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像データ処理手段は、前記 2 次元超音波断層上で指示入力された 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して、指示入力された該回転基準平面に対する回転角度をもつ切断面の 2 次元画像を生成し、

前記演算手段は、前記切断面の 2 次元画像上の幾何学的な値を演算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。

40

【請求項 8】

前記演算手段は、指示入力された 2 点間の距離、指示入力された図形によって描かれた道のり、指示入力された図形によって描かれた周囲長、指示入力された図形によって囲まれた面積、または指示入力された図形によって囲まれた体積の少なくとも 1 つを演算することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記図形は、指示入力された複数点によって形成される折れ線、多角形、または該多角

50

形を底面とする立体図形であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記演算手段は、前記図形内に分割形成された三角形の面積の和を前記面積として演算することを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像データ処理手段は、前記 2 次元超音波断層像間が補間された前記 3 次元画像データをもとに、等間隔にスライスされた複数のスライス画像を生成し、

前記演算手段は、前記スライス画像上に指示入力された図形によって囲まれた面積を各スライス画像毎に積分した値を前記体積として演算することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記演算手段が演算する 2 点あるいは図形は、異なる前記帯状縦断面画像上、異なる前記切断面の 2 次元画像上、あるいは異なる前記 2 次元超音波断層像上であることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

少なくとも前記画像データ処理手段が生成した各種画像を表示する表示手段を備え、

前記表示手段は、少なくとも前記指示入力された 2 点あるいは図形、および前記演算手段が演算した対象線分あるいは対象領域を表示出力することを特徴とする請求項 8 ~ 12 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記演算手段が演算した前記幾何学的な値を数値表示する数値表示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 15】

前記幾何学的な値の演算の種別を指示する種別指示手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

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 4 ~ 15 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

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 ~ 16 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 18】

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 17 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記回転指示手段は、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し、

40

前記表示処理手段は、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ことを特徴とする請求項 16 ~ 18 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

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、前記 3 次元縦断面画像、および前記切断面の 2 次元画像の少なくとも 2 つを同時に表示することを特徴とする請求項 16 ~ 19 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記画像データ処理手段は、前記切断面を形成する単位回転角度が予め設定され、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

50

の切断面の２次元画像を生成することを特徴とする請求項 7 ～ 20 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

前記単位回転角度を入力指示する入力手段を備えたことを特徴とする請求項 21 に記載の超音波診断装置。

【請求項 23】

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 ～ 22 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】

10

【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、この被検体の所望の断層像を画面表示し、さらに、この所望の断層像上に画面表示された所望領域についての各種計測を行う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次元画像データをもとに、この被検体の所望の断層像を画面表示し、さらに、操作者によって指定された計測範囲についての各種計測処理を行う超音波診断装置が開発されている。操作者、すなわち術者は、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、さらに、所望の計測範囲、たとえば、この断層像上に表示された関心領域についての各種計測結果を取得する。この場合、術者は、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、さらには、この関心領域の長さまたは面積等の幾何学的な数量を把握し、これらをもとに、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、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通した細径のプローブを有し、体腔内に挿入された該プローブを専用の駆動装置によって進退させて被検体の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次元画像データをもとに、この被検体の縦断像または種々の方向での断層像を作成するとともに画面表示し、さらに、この断層像上に複数の計測点が設定された場合、この複数の計測点による計測領域の幾何学的な数量、たとえば、この断層像上に表示された臓器表面の疾患部位等の直径、周囲長、または面積等を計測するものがある（特許文献 1 参照）。

20

30

【0003】

【特許文献 1】特許第 3325224 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縦断像または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縦断像または断層像は、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を正確に表現した該被検体の縦断像または断層像を得ることが難しく、特徴的部位または疾患部位等の該被検体における関心領域の形状を的確に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。

40

【0005】

また、この超音波診断装置は、各々平行に配列した複数の２次元画像データをもとに作

50

成した断層像を用い、操作者が該断層像上に指定した複数の計測点による計測領域の幾何学的な数量を演算出力しているので、被検体の実際の形状に比して歪みのある縦断像または断層像に指定された計測領域について所望の幾何学的な数量を演算出力している場合が多い。このため、操作者は、この超音波診断装置を用いた場合、実際の被検体に存在する特徴的部位または疾患部位等の関心領域の長さ、面積、または体積等の幾何学的な数量を正確に計測することが困難な場合が多いという問題点があった。

【0006】

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を正確に表現した該被検体の縦断像または断層像を容易に画面表示できるとともに、この被検体に存在する特徴的部位または疾患部位等の関心領域の幾何学的な数量を正確に計測できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

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配置情報を検出する検出手段と、前記配置情報と各2次元超音波断層像とをもとに、前記被検体の幾何学的な値を演算する演算手段と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

20

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、前記配置情報と各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対応する3次元空間座標上に前記2次元超音波断層像を配置する画像データ処理手段を備え、前記演算手段は、前記2次元超音波断層像が配置された前記3次元空間座標上に示される3次元上の幾何学的な値を演算することを特徴とする。

【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、前記画像データ処理手段は、前記3次元空間座標上に配置した複数の2次元超音波断層像をもとに、該複数の2次元超音波断層像が配置された3次元画像データを生成し、前記演算手段は、前記3次元画像データが示す3次元上の幾何学的な値を演算出力することを特徴とする。

30

【0010】

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、前記画像データ処理手段は、前記基準位置と前記断層面の配向と各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前記3次元空間座標上に生成し、前記演算手段は、前記帯状縦断面画像上の幾何学的な値を演算することを特徴とする。

【0011】

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、前記画像データ処理手段は、前記基準位置と前記断層面の配向とをもとに各2次元超音波断層像に対する相対座標を求め、該各2次元超音波断層像を縦断する直線を前記各相対座標上において同一となるように設定し、各直線間が補間された帯状縦断面を前記3次元空間座標上における帯状縦断面画像として生成することを特徴とする。

40

【0012】

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、前記帯状縦断面画像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。

【0013】

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、前記画像データ処理手段は、前記2次元超音波断層上で指示入力された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して、指示入力された該回転基準平面に対する回転角度をもつ切断面の2次元画像を生成し、前記演算手段は、前記切断面の2次元画像上の幾何

50

学的な値を演算することを特徴とする。

【0014】

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、前記演算手段は、指示入力された2点間の距離、指示入力された図形によって描かれた道のり、指示入力された図形によって描かれた周囲長、指示入力された図形によって囲まれた面積、または指示入力された図形によって囲まれた体積の少なくとも1つを演算することを特徴とする。

【0015】

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、前記図形は、指示入力された複数点によって形成される折れ線、多角形、または該多角形を底面とする立体図形であることを特徴とする。

10

【0016】

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、前記演算手段は、前記図形内に分割形成された三角形の面積の和を前記面積として演算することを特徴とする。

【0017】

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、前記画像データ処理手段は、前記2次元超音波断層像間が補間された前記3次元画像データをもとに、等間隔にスライスされた複数のスライス画像を生成し、前記演算手段は、前記スライス画像上に指示入力された図形によって囲まれた面積を各スライス画像毎に積分した値を前記体積として演算することを特徴とする。

20

【0018】

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、前記演算手段が演算する2点あるいは図形は、異なる前記帯状縦断面画像上、異なる前記切断面の2次元画像上、あるいは異なる前記2次元超音波断層像上であることを特徴とする。

【0019】

また、請求項13にかかる超音波診断装置は、上記発明において、少なくとも前記画像データ処理手段が生成した各種画像を表示する表示手段を備え、前記表示手段は、少なくとも前記指示入力された2点あるいは図形、および前記演算手段が演算した対象線分あるいは対象領域を表示出力することを特徴とする。

【0020】

また、請求項14にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記演算手段が演算した前記幾何学的な値を数値表示する数値表示手段をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0021】

また、請求項15にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記幾何学的な値の演算の種別を指示する種別指示手段をさらに備えたことを特徴とする。

【0022】

また、請求項16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。

【0023】

また、請求項17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。

40

【0024】

また、請求項18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。

【0025】

50

また、請求項 19 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記回転指示手段は、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し、前記表示処理手段は、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ことを特徴とする。

【0026】

また、請求項 20 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、前記 3 次元縦断面画像、および前記切断面の 2 次元画像の少なくとも 2 つを同時に表示することを特徴とする。

【0027】

また、請求項 21 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記画像データ処理手段は、前記切断面を形成する単位回転角度が予め設定され、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 次元画像を生成することを特徴とする。 10

【0028】

また、請求項 22 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、前記単位回転角度を入力指示する入力手段を備えたことを特徴とする。

【0029】

また、請求項 23 にかかる超音波診断装置は、上記発明において、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 20

【発明の効果】

【0030】

この発明によれば、可撓性のあるプローブ先端に配置された超音波振動子の 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位置データとをもとに、この移動経路を正確にトレースした 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、所望計測範囲の長さ、面積、または体積等の幾何学的な値を演算出力するので、プローブが生体の形状に沿って曲がって手引きされた場合でも、実際の生体内の被検体とほぼ同じ形状の縦断像または断層像を容易に表示出力でき、さらに、この縦断像または断層像に表示された特徴的部位または疾患部位等の関心領域の幾何学的な値を正確に計測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。これによって、操作者は、手術前に疾患部位の大きさまたは位置を正確に把握でき、手術方針または切除範囲の決定に有用である。また、操作者は、抗癌剤または放射線等による疾患部位の経時的な治療効果を一層正確かつ客観的に判定できる。 30

【0031】

また、特許文献 1 に記載された従来技術では、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通した細径のプローブを専用の駆動装置によって進退させて被検体の 3 次元走査を行っていたため、超音波振動子の開口を鉗子チャンネルの内径よりも大きくできなかった。そのため、送受波される超音波の出力が制限され、超音波の遠方への深達度が低下し、得られる 2 次元画像データに大きな腫瘍の全体が写らず、実質的に大きな腫瘍の幾何学的な値の計測ができないという課題があった。しかし、この発明によれば、プローブ先端に配置された超音波振動子によって複数の 2 次元超音波断層像を取得した後、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配向情報および各 2 次元超音波断層像をもとに 3 次元上の幾何学的な値を演算するように構成したため、開口の大きい超音波振動子を用いることができ、これによって、深達度の高い 2 次元超音波断層像が得られ、その結果、実質的に大きな腫瘍の幾何学的な値の計測が可能にな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】

【0032】

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。 50

【 0 0 3 3 】

(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 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、プリンタ 10 と、画像処理装置 11 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
10 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 11 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、モニター 9、およびプリンタ 10 と電氣的に接続される。

【 0 0 3 4 】

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
20 像処理装置 11 に送出し、画像処理装置 11 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。

【 0 0 3 5 】

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 a 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 4 a 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 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 から印加された直流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
40 。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 3 6 】

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
50

って手引きされた場合、超音波振動子 3 a は、この手引きによる移動経路に沿って、このラジアルスキャンを 3 次元的にを行い、体腔内を 3 次元的に走査（3 次元走査）する。

【0037】

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 11 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 a に 100 [V] 程度のパルス電圧を印加するとともに、モータ 4 a に 12 [V] 程度の駆動電圧を印加する。

10

【0038】

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 [cm] 程度離れた位置に着脱可能に配置され、さらに、ケーブル（図示せず）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。

20

【0039】

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。

【0040】

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 11 に順次送出する。

30

【0041】

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 xyz が予め設定され、位置ベクトル r は、空間座標系 xyz 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 xyz 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 xyz 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

40

50

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3aに対してほぼ一定に設定されることに起因する。

【0042】

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縦断像または各種断層像の回転角度を指定する角度情報、画面表示された各種縦断像上または各種断層像上の長さ、面積、または体積等の幾何学的な数量を計測する領域(計測領域)を指定する点(計測点)の座標情報に関する計測点情報、

10

モニタ9に対する画面表示処理に関する各種指示情報、あるいはプリンタ10が各種計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力処理に関する各種指示情報等を画像処理装置11に入力する。

【0043】

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、角度情報、または計測点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、角度情報、または計測点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、指定点情報または計測点情報に対応する数値を選択し、あるいはモニタ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、指定点情報または計測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、カーソル等の移動量に応じた角度値に対応する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所定量移動した場合に該所定量に応じた角度だけ縦断像または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所定量移動した場合に該所定量に応じた角度だけ縦断像または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所定量移動した場合に該所定量に応じた角度だけ縦断像または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所定量移動した場合に該所定量に応じた角度だけ縦断像または断層像を負方向に回転する角度情報が入力される。

20

30

【0044】

画像処理装置11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12と表示回路13と制御部14とを有する。画像データ記憶部12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12は、制御部14の制御のもと、制御部14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12は、制御部14が各種縦断像データまたは各種断層像データを作成した場合、制御部14の制御のもと、この各種縦断像データまたは各種断層像データを記憶する。

40

【0045】

制御部14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14a、画像データ演算部14b、切断面演算部14c、更新処理部14d、3次元画像処理部14e、および距離演算部14fを有する。記憶部14a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14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

50

14には、上述した空間座標系 $x y z$ が予め設定され、記憶部14aは、この空間座標系 $x y z$ に関する設定情報を記憶する。また、制御部14には、空間座標系 $x y z$ に配列された各2次元画像データの初期の縦断位置が予め設定され、記憶部14aは、この初期の縦断位置に関する初期縦断情報を記憶する。

【0046】

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14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14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14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。

10

【0047】

図2は、制御部14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14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。

20

【0048】

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14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14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14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14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。

30

【0049】

制御部14は、超音波観測装置5から順次受信した残り($n - 1$)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。

40

【0050】

図3は、制御部14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14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14aから読み出した空間座標系 $x y z$ 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

50

向を決定するので、制御部 14 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 14 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 12 に記憶する。

【0051】

図 4 は、制御部 14 が、 n 回のラジアルスキャンによる n 個のエコー信号をもとに作成された n 個の 2 次元画像データと、このラジアルスキャンが行われた各位置に対応する位置データとを取得してから、予め設定された初期の縦断位置における縦断像を含む 3 次元縦断像データを作成するとともに該 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像をモニター 9 に画面表示させ、その後、この 3 次元縦断像上に指定された 2 つの計測点間の距離（計測点間距離）を計測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 は、3 次元縦断像と 2 次元超音波断層像とがモニター 9 に画面表示された状態を例示する図である。

10

【0052】

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 14 は、上述したように、このエコー信号をもとに 2 次元画像データが作成されたタイミングを把握するとともに、超音波観測装置 5 から送出された該 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（ステップ S101）。

20

【0053】

つぎに、制御部 14 は、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を用いて、把握した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取得した位置データとの対応付けを行い（ステップ S102）、その後、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 S103）。この場合、制御部 14 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。

30

【0054】

その後、制御部 14 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 12 に記憶するとともに、表示回路 13 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 S104）。

【0055】

つぎに、制御部 14 は、予め設定された初期縦断情報をもとに、空間座標系 $x y z$ に配列された 2 次元画像データの各直交座標系上に、上述した初期の縦断位置に対応する直線（切断線）を設定するとともに、該直線によって切断された 2 次元画像データの断片によって形成される曲面を初期の縦断面として設定する。さらに、制御部 14 は、設定した切断線上に 1 列画像データを作成し、該 1 列画像データを並べて該 1 列画像データ間を補間し、初期の縦断面の縦断像を含む画像データ（3 次元縦断像データ）を作成する（ステップ S105）。その後、制御部 14 は、作成した 3 次元縦断像データを画像データ記憶部 12 に記憶するとともに、表示回路 13 を介して、この 3 次元縦断像データをモニター 9 に送出し、この 3 次元縦断像データに対応する帯状の 3 次元縦断像をモニター 9 に画面表示させる（ステップ S106）。

40

【0056】

なお、制御部 14 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

50

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 S 1 0 7 , N o）。この場合、制御部 1 4 は、上述したステップ S 1 0 1 以降の処理工程を繰り返す。すなわち、制御部 1 4 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 S 1 0 1 以降の処理工程を n 回繰り返し、これによって、制御部 1 4 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 1 2 に記憶する。

【 0 0 5 7 】

また、制御部 1 4 は、画像データ記憶部 1 2 に記憶した n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 上に切断線をそれぞれ設定するとともに、各切断線上に 1 列画像データをそれぞれ設定し、 n 個の該 1 列画像データをもとに、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に設定された初期の縦断面の縦断像を含む 3 次元縦断像データを作成し、表示回路 1 3 を介して、この 3 次元縦断像データをモニター 9 に画面表示させる。この場合、制御部 1 4 は、図 5 に示すように、曲面またはねじれ等を有する帯状の 3 次元縦断像 U_0 をモニター 9 に画面表示させる。

【 0 0 5 8 】

ここで、3 次元縦断像 U_0 は、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の各直交座標系上に設定された切断線を含む縦断面の縦断像として作成されているので、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像になる。したがって、3 次元縦断像 U_0 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縦断像を呈する。たとえば、 n 個の 2 次元画像データのうちの一つの 2 次元画像データ D_m 上の切断線 T_m が、2 次元画像データ D_m に対応する 2 次元超音波断層像 G_m に捉えられた十二指腸像 E_m と膵管像 f_m とを通過するように設定された場合、3 次元縦断像 U_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 と、実際の膵管とほぼ同じ形状の膵管断層像 f とを呈することができる。

【 0 0 5 9 】

なお、制御部 1 4 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、3 次元縦断像 U_0 と 2 次元超音波断層像 G_m 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_m には、十二指腸像 E_m 、膵管像 f_m 、画像中心 C_m 、および切断線 T_m が表示され、この切断線 T_m は、同一画面内に表示された 3 次元縦断像 U_0 の縦断面位置に対応する。また、この 3 次元縦断像 U_0 には、同一画面内に表示された 2 次元超音波断層像 G_m の 3 次元縦断像 U_0 上の位置を示す直線 $L G_m$ が表示される。ただし、直線 $L G_m$ は、この 2 次元超音波断層像 G_m に対応しているので、2 次元超音波断層像 G_m が別の 2 次元超音波断層像に切り換えられた場合、直線 $L G_m$ は、この別の 2 次元超音波画像に対応する位置に移動する。

【 0 0 6 0 】

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 1 4 は、プローブ 2 の電源オフ情報を受信し（ステップ S 1 0 7 , Y e s）、2 次元超音波断層像の切り換え指示、3 次元縦断像の回転角度を指定する角度情報、または計測点情報の受付待機状態になる。その後、操作者が、入力装置 8 を操作して、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 1 4 は、切り換え指示情報に対応する 2 次元超音波断層像の切り換え指示を受け付ける（ステップ S 1 0 8 , Y e s）。この場合、制御部 1 4 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 1 2 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 1 3 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。表示回路 1 3 は、この 2 次元画像デー

10

20

30

40

50

タに対してD/A変換等の各処理を行い、更新処理部14dは、既に画面表示されている2次元断層像に代えて、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S109)。その後、制御部14は、上述したステップS108以降の処理工程を繰り返す。

【0061】

一方、操作者が、入力装置8を用いて、画面表示された3次元縦断像の回転角度を指定する角度情報の入力操作を行った場合、制御部14は、切り換え指示情報を受け付けずに(ステップS108, No)、この角度情報を受け付ける(ステップS110, Yes)。この場合、制御部14は、この受け付けた角度情報に対応する角度を3次元縦断像の回転角度として設定するとともに、空間座標系xyzに予め設定された所望直線、たとえば2次元画像データの画像中心を通過する直線を回転軸とし、画面表示されている3次元縦断像に対応する3次元縦断像データをこの回転角度だけ回転する(ステップS111)。これによって、制御部14は、回転前の3次元縦断像データの縦断面をこの回転角度だけ回転するとともに、該回転によって得られた縦断面が含まれた回転後の3次元縦断像データを作成し、更新処理部14dは、この回転前の3次元縦断像データをこの回転後の3次元縦断像データに更新する。

10

【0062】

3次元縦断像データが回転後の3次元縦断像データに更新された場合、制御部14は、表示回路13を介して、この回転後の3次元縦断像データをモニター9に送出し、これと同時に、更新処理部14dは、既に画面表示されている3次元縦断像に代えて、この回転後の3次元縦断像データに対応する3次元縦断像をモニター9に画面表示させる。これによって、制御部14は、操作者による角度情報の入力操作に応じ、回転前の3次元縦断像を回転後の3次元縦断像に逐次更新する(ステップS112)。その後、制御部14は、上述したステップS108以降の各処理工程を繰り返す。

20

【0063】

たとえば、図5に示すように、操作者が、入力装置8を用いてドラッグ操作を行い、画面表示されたカーソルKを上方に所定量移動させた場合、3次元縦断像U₀は、この所定量に応じた角度だけ、所定の正方向、たとえば回転軸について反時計回りに回転する。すなわち、画面表示された3次元縦断像U₀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、3次元縦断像U₀に曲面またはねじれ等があっても、この曲面またはねじれによって隠れた箇所を含めて、3次元縦断像U₀に捉えられた全ての縦断像を容易に観察することができる。また、制御部14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、3次元縦断像U₀を拡大または縮小する。

30

【0064】

他方、操作者が、入力装置8を用いて、画面表示された3次元縦断像上に所望の計測点を指定する計測点情報の入力操作を行った場合、制御部14は、切り換え指示を受け付けずに(ステップS108, No)、かつ、角度情報を受け付けずに(ステップS110, No)、この計測点情報を受け付ける(ステップS113, Yes)。この場合、制御部14は、操作者が入力装置8を操作して入力した計測点情報を用いて、3次元縦断像データ上に2つの計測点を設定するとともに、該2つの計測点間のユークリッド距離(計測点間距離)を演算出力し、得られた演算結果を計測点間距離の計測結果として表示出力またはプリンタ出力する(ステップS114)。なお、この計測点が3次元縦断像データ上に設定されてから、計測点間距離の計測結果が表示出力またはプリンタ出力されるまでの処理(計測点間距離計測処理)の詳細については、後述する。

40

【0065】

なお、操作者が、入力装置8を用いて、上述した切り換え指示情報、角度情報、および計測点情報の入力操作を行わなかった場合、制御部14は、切り換え指示を受け付けずに(ステップS108, No)、かつ、角度情報を受け付けずに(ステップS110, No)、

50

かつ、計測点情報を受け付けず（ステップ S 1 1 3 , N o ）、上述したステップ S 1 0 8 以降の処理工程を繰り返す。

【 0 0 6 6 】

つぎに、制御部 1 4 が、上述したステップ S 1 0 5 において、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データに対して初期の縦断面を設定してから、該縦断面の縦断面を含む 3 次元縦断面像データを作成するまでの処理（3 次元縦断面像データ作成処理）について詳細に説明する。図 6 は、制御部 1 4 が、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データと予め設定された初期縦断面情報とをもとに、3 次元縦断面像作成処理を達成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 7 は、制御部 1 4 が、予め設定された初期縦断面情報をもとに、 n 個の 2 次元画像データの各直交座標系上に初期の縦断面位置を設定するとともに、該縦断面位置による初期の縦断面を設定する処理（縦断面設定処理）を説明する図である。図 8 は、画像データ演算部 1 4 b が、 n 個の 2 次元画像データ上に作成された 1 列画像データを用い、各隣接 1 列画像データ間を補間して、縦断面設定処理による縦断面の縦断面像を作成する処理（縦断面像画像処理）を説明する図である。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。

10

【 0 0 6 7 】

図 6 において、軸方向ベクトルと面平行ベクトルとに基づく直交座標系が、上述したステップ S 1 0 3 の処理によって、 n 個の 2 次元画像データにそれぞれ設定された場合、制御部 1 4 は、記憶部 1 4 a に予め記憶された初期縦断面情報を読み出すとともに、 n 個の 2 次元画像データの各直交座標系上に、この初期縦断面情報に基づく縦断面位置に対応する切断線を設定する。たとえば、この初期縦断面情報として設定される縦断面位置の座標情報が、2 次元画像データの直交座標系上の座標 (a_1, b_1) と画像中心とに対応する場合、制御部 1 4 は、図 7 に示すように、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) の点 Q_m と、直交座標系 $A_m B_m$ 上の原点である画像中心 C_m とを縦断面位置に対応する点として設定するとともに点 Q_m と画像中心 C_m とを通過する直線を演算出力し、得られた直線を縦断面位置に対応する切断線 T_m として設定する。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。

20

30

【 0 0 6 8 】

制御部 1 4 は、切断線 T_m が 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、切断線 T_{m+1} を設定する。この場合、制御部 1 4 は、切断線 T_m の場合と同様に、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の座標 (a_1, b_1) の点 Q_{m+1} と、直交座標系 $A_{m+1} B_{m+1}$ 上の原点である画像中心 C_{m+1} とを縦断面位置に対応する点として設定するとともに点 Q_{m+1} と画像中心 C_{m+1} とを通過する直線を演算出力し、得られた直線を縦断面位置に対応する切断線 T_{m+1} として設定する。このような切断線の設定方法に基づき、制御部 1 4 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_1, b_1) の点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ と、各直交座標系の原点である画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ とを縦断面位置に対応する点としてそれぞれ設定するとともに、点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ と画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ とをそれぞれ通過する各切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を設定する。その後、切断面演算部 1 4 c は、画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ に対する座標が相対的に同様である各点間を結ぶように、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ 上の各点を結び、これによって、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を含む曲面を演算出力し、制御部 1 4 は、この切断面演算部 1 4 c が演算出力した曲面を上述した初期の縦断面として設定する（ステップ S 2 0 1）。

40

【 0 0 6 9 】

制御部 1 4 が、 n 個の 2 次元画像データについて、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ をそれぞれ設定した場合、画像データ演算部 1 4 b は、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ に 1 列 j 行（ j

50

$= 1, 2, 3, \dots$) 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 (ボクセルまたはピクセル) の輝度を求めて、 n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ に対し、1 列 j 行の画素群を有する 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ をそれぞれ作成する (ステップ S202)。この場合、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ は、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ にそれぞれ対応しているので、画像データ演算部 14b は、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ 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。

【0070】

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_1, b_1) の点 Q_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 $x y z$ における点 Q_m の位置ベクトル OQ_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 (1) によって求められる。

$$OQ_m = r_m + a_1 (V_{bm} \times V_{am}) + b_1 V_{bm} \quad \dots (1)$$

この場合、切断線 T_m 上の各点の位置ベクトルは、点 Q_m との距離および画像中心 C_m との距離と、式 (1) とを用い、切断線 T_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 14b は、画素位置と点 Q_m との距離および画素位置と画像中心 C_m との距離と、式 (1) とを用いれば、1 列画像データ 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 14b は、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ について、これと同様の演算処理を行った場合、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各画素の画素位置ベクトルを設定することができる。

【0071】

なお、制御部 14 が、 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 2 つの任意点を縦断位置に対応する点としてそれぞれ設定するとともに、該 2 つの任意点をそれぞれ通過する直線を切断線として設定した場合、切断面演算部 14c は、上述した切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ の場合と同様に、初期の縦断面に対応する曲面を演算出力する。この場合、画像データ演算部 14b は、画素位置と 2 つの任意点との各距離と、該 2 つの任意点の位置ベクトルとを用いれば、上述した 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の場合と同様に、 n 個の 2 次元画像データ上に作成された各 1 列画像データ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。

【0072】

つぎに、画像データ演算部 14b は、画素位置ベクトルが設定された 1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ を用い、各隣接 1 列画像データ間を補間する。ここで、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ は、上述したように、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 $x y z$ 内に配列されるので、縦断位置に対応する点として設定された 2 つの任意点、たとえば、画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ 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。したがって、画像データ演算部 14b 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、この 2 つの任意点を基点とし、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。

【0073】

たとえば、画像データ演算部 14b は、図 8 に示すように、画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ と同一画素位置の各隣接画素間および点 $Q_1, Q_2, \dots, Q_n$ と同一画素位置の各隣接画素間を線形補間する。また、画像データ演算部 14b は、画像中心 C_m を基点に i 行 ($i = 1, 2, \dots, j$) に位置し、かつ、点 Q_m を基点に k 行 ($k = 1, 2, \dots, j$) に位置する画素と、画像中心 C_{m+1} を基点に i 行 ($i = 1, 2, \dots, j$) に位置し、かつ、点 Q_{m+1} を基点に k 行 ($k = 1, 2, \dots, j$) に位置する画素とを線形補間し、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う。これによって、画像データ演算部 14b は、1 列画像データ $d_1, d_2, \dots, d_n$ の各隣接 1 列画像

10

20

30

40

50

データ間を全て補間することができ、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ を含む縦断面の帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データを作成することができる (ステップ S 2 0 3)。なお、画像データ演算部 1 4 b は、隣接する 1 列画像データ d_m, d_{m+1} ($m = 1, 2, \dots, n - 1$) 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各直交座標系について相対的に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。

【0074】

一方、3 次元画像処理部 1 4 e は、画像データ演算部 1 4 b の縦断像画像処理によって作成された帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データと、空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データとを用いて、この帯状の縦断像を含む立体的な縦断像に対応する 3 次元縦断像データを作成する。図 9 は、制御部 1 4 が空間座標系 $x y z$ に配列された n 個の 2 次元画像データの縦断面と該縦断面の帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データとを作成した場合に、3 次元画像処理部 1 4 e が、この帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データと、この n 個の 2 次元画像データとを用いて、この帯状の縦断像を含む立体的な縦断像に対応する 3 次元縦断像データを作成するまでの処理を説明するフローチャートである。図 10 は、3 次元画像処理部 1 4 e が、この n 個の 2 次元画像データの上端部、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 10 には、縦断面を示す切断線が設定された n 個の 2 次元画像データが、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。

【0075】

図 9 および図 10 において、軸方向ベクトルと面平行ベクトルとに基づく直交座標系が、上述したステップ S 1 0 3 の処理によって、 n 個の 2 次元画像データにそれぞれ設定された場合、制御部 1 4 は、上述したステップ S 2 0 1 ~ S 2 0 3 と同様の処理を行い、この n 個の 2 次元画像データの縦断位置に対応する各切断線と縦断面とを設定し、さらに、該各切断線上に 1 列画像データをそれぞれ作成するとともに、これらの 1 列画像データを用いて、この縦断面の帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データを作成する (ステップ S 3 0 1 ~ S 3 0 3)。

【0076】

つぎに、3 次元画像処理部 1 4 e は、図 10 に示すように、切断線 $T_1, T_2, \dots, T_n$ が設定された 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て上部表面画像データ I_1 を作成し、この 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て下部表面画像データ I_2 を作成し、この 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て側部表面画像データ I_3 を作成する (ステップ S 3 0 4)。

【0077】

その後、3 次元画像処理部 1 4 e は、ステップ S 3 0 3 において作成された帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データと、ステップ S 3 0 4 において作成され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、ステップ S 3 0 1 において設定された縦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、帯状の縦断像、たとえば、3 次元縦断像 U_0 を含む立体的な 3 次元縦断像に対応する 3 次元縦断像データを作成する (ステップ S 3 0 5)。なお、3 次元画像処理部 1 4 e は、この立体的な 3 次元縦断像に対応する 3 次元縦断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 、帯状の縦断像に対応する 3 次元縦断像データ、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。

【0078】

制御部 1 4 は、上述したステップ S 1 0 6 と同様に、3 次元画像処理部 1 4 e がステップ S 3 0 5 の処理によって作成した 3 次元縦断像データをモニタ 9 に送出すれば、この 3

10

20

30

40

50

次元縦断像データに対応する立体的な3次元縦断像をモニター9に画面表示できる。すなわち、制御部14は、上述したステップS105の処理として、上述したステップS201～S203の各処理工程に代えてステップS301～S305の各処理工程を行えば、帯状の縦断像を含む立体的な3次元縦断像に対応する3次元縦断像データを作成できる。図11は、帯状の縦断像を含む立体的な3次元縦断像がモニター9に画面表示された状態を例示する図である。なお、図11には、図5に示した帯状の3次元縦断像 U_0 に代えて該3次元縦断像 U_0 を含む立体的な3次元縦断像 U_1 が例示され、さらに、図5に示した場合と同様に、2次元超音波断層像 G_m が同一画面内に表示された場合を例示している。

【0079】

図11において、3次元縦断像 U_1 は、帯状の3次元縦断像 U_1 と、上部表面画像データ I_1 に対応する上部表面画像 J_1 と、下部表面画像データ I_2 に対応する下部表面画像 J_2 と、側部表面画像データ I_3 に対応する側部表面画像 J_3 と、2次元画像データ D_1, D_n に各々対応する2次元画像データ G_1, G_n とが、空間座標系 $x y z$ 内の同じ座標に対応する各部にて接続された構成を有するので、たとえば、この2次元超音波断層像 G_1 の十二指腸像 E_1 と3次元縦断像 U_0 の十二指腸断層像 E とが3次元的に接続され、これによって、3次元縦断像 U_1 は、実際の十二指腸の形状に近似した立体的な十二指腸像を呈する。すなわち、3次元縦断像 U_1 は、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含む縦断面を有し、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縦断像を立体的に呈する。

【0080】

なお、画面表示された3次元縦断像 U_1 は、操作者が入力装置8を用いて角度情報を入力すれば、上述した3次元縦断像 U_0 の場合と同様に、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、3次元縦断像 U_1 に曲面またはねじれ等があっても、この曲面またはねじれによって隠れた箇所を含めて、3次元縦断像 U_1 に捉えられた全ての縦断像または断層像を容易に観察することができる。また、制御部14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すれば、上述した3次元縦断像 U_0 の場合と同様に、入力装置8による入力量に応じた大きさに、3次元縦断像 U_1 を拡大または縮小する。

【0081】

つぎに、制御部14が、上述したステップS114の計測点間距離計測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12は、制御部14が計測点間距離計測処理を達成するまでの各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14が、3次元縦断像 U_1 上に2つの計測点を設定し、該2つの計測点による計測点間距離を計測した場合のモニター9の画面表示を例示した図である。なお、制御部14が計測点間距離計測処理を開始する前に、操作者は、モニター9に画面表示された3次元縦断像を観察し、該3次元縦断像が所望の計測領域を表示していない場合に、入力装置8を用い、たとえば、マウス等を用いてドラッグ操作を行い、所望の計測領域が表示されるように、この3次元縦断像を回転する角度に関する角度情報の入力操作を行う。この場合、制御部14は、上述したステップS110～ステップS112の各処理を行い、このドラッグ操作によるカーソルの移動方向に対応する所定方向に、該カーソルの移動量に応じた角度だけ、この3次元縦断像を回転する。

【0082】

図12および図13において、操作者が、入力装置8を用い、たとえば、マウス等を実行して、モニター9に表示されたカーソル K を3次元縦断像 U_1 上の所望位置に移動させるとともに該所望位置を指定し、該所望位置に対応する計測点情報を入力した場合、制御部14は、上述したように、この計測点情報を受け付けるとともに、3次元縦断像 U_1 に対応する3次元縦断像データ上に、この計測点情報による座標成分を有する計測点 S_1 を第1の計測点として設定する(ステップS401)。この場合、制御部14は、空間座標系 $x y z$ 上に存在する3次元縦断像データ上の点として、計測点 S_1 を設定するので、空間

座標系 $x y z$ における計測点 S_1 の位置ベクトル OS_1 のベクトル成分は、空間座標系 $x y z$ の x 成分、 y 成分、および z 成分を用い、次式 (2) によって表される。

$$OS_1 = (x_1, y_1, z_1) \quad \dots (2)$$

【0083】

つぎに、制御部 14 は、計測点 S_1 が設定された 3 次元縦断像データ上の座標に計測点 S_1 を示すマーカ (第 1 計測マーカ) を付するとともに、この 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像 U_1 に重畳した状態で、この第 1 計測マーカをモニター 9 に画面表示させる (ステップ S402)。その後、制御部 14 は、次に指定される計測点の計測点情報の入力受付を待機する状態になり (ステップ S403)、操作者が入力装置 8 を操作して次の計測点情報を入力しない場合、制御部 14 は、次の計測点情報を受け付けず (ステップ S404, No)、操作者の入力操作によって、次の計測点情報が入力されるまで、この待機状態を維持する。

10

【0084】

操作者が、上述した計測点 S_1 の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報を入力した場合、制御部 14 は、入力された次の計測点情報を受け付けるとともに (ステップ S404, Yes)、上述したステップ S401 と同様に、3 次元縦断像 U_1 に対応する 3 次元縦断像データ上に、この計測点情報による座標成分を有する計測点 S_2 を第 2 の計測点として設定する (ステップ S405)。この場合、空間座標系 $x y z$ における計測点 S_2 の位置ベクトル OS_2 のベクトル成分は、上述した計測点 S_1 の場合と同様に、空間座標系 $x y z$ の x 成分、 y 成分、および z 成分を用いて、次式 (3) によって表される。

20

$$OS_2 = (x_2, y_2, z_2) \quad \dots (3)$$

【0085】

つぎに、制御部 14 は、上述したステップ S402 と同様に、計測点 S_2 が設定された 3 次元縦断像データ上の座標に計測点 S_2 を示すマーカ (第 2 計測マーカ) を付するとともに、この 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像 U_1 上に重畳した状態で、この第 2 計測マーカをモニター 9 に画面表示させる (ステップ S406)。

【0086】

その後、制御部 14 は、3 次元縦断像データ上に設定した計測点 S_1 、 S_2 の位置ベクトル OS_1 、 OS_2 の各ベクトル成分をもとに、計測点 S_1 、 S_2 を結ぶ線分を演算出力し (ステップ S407)、得られた線分 ($S_1 S_2$) を 3 次元縦断像データ上に設定するとともに、該 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像 U_1 上に重畳した状態で、線分 ($S_1 S_2$) を示す補助線をモニター 9 に画面表示させる (ステップ S408)。

30

【0087】

また、距離演算部 14 f は、3 次元縦断像データ上に設定した計測点 S_1 、 S_2 の位置ベクトル OS_1 、 OS_2 の各ベクトル成分をもとに、計測点 S_1 、 S_2 間の計測点間距離を演算出力する (ステップ S409)。なお、距離演算部 14 f は、計測点 S_1 、 S_2 が 3 次元縦断像データ上に設定されれば、この計測点 S_1 、 S_2 の計測点間距離を演算出力できるので、この計測点間距離の演算処理を上述したステップ S407 による線分 ($S_1 S_2$) の演算処理の前に行ってもよい。ここで、この計測点間距離は、計測点 S_1 、 S_2 間のユークリッド距離であり、計測点 S_1 、 S_2 による線分 ($S_1 S_2$) の長さに該当する。したがって、距離演算部 14 は、上述した式 (2)、(3) によって表される計測点 S_1 、 S_2 の位置ベクトル OS_1 、 OS_2 の各ベクトル成分をもとに、この計測点間距離 $|S_1 S_2|$ を次式 (4) によって演算出力する。

40

$$|S_1 S_2| = \{ (x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (z_1 - z_2)^2 \}^{1/2} \dots (4)$$

【0088】

つぎに、制御部 14 は、ステップ S409 によって演算出力された計測点間距離を計測結果として所望の単位に換算してモニター 9 に画面表示させる (ステップ S410)。この場合、制御部 14 は、図 13 に示すように、計測点間距離を計測した 3 次元縦断像 U_1 と同一画面内に計測結果を表示する。その後、操作者が、入力装置 8 を操作して、この計測

50

点間距離の計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部 14 は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに（ステップ S 4 1 1 , Y e s）、この計測点間距離の計測結果情報をプリンタ 10 に送出し、プリンタ 10 に対して、送出した計測結果情報に対応する計測結果を出力する制御を行う（ステップ S 4 1 2）。この場合、プリンタ 10 は、制御部 14 の制御のもと、受信した計測結果情報に対応する計測結果を紙面等にプリントする。一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部 14 は、プリンタ出力指示を受け付けず（ステップ S 4 1 1 , N o）、すなわち、プリンタ 10 に計測結果をプリントさせずに、この計測点間距離計測処理を達成する。

【 0 0 8 9 】

なお、制御部 14 は、上述した第 1 計測マーカと第 2 計測マーカとを異なる態様で 3 次元縦断像データ上に付することが望ましい。この場合、制御部 14 は、図 1 3 に示すように、計測点 S_1 を示すマーカとして、たとえば丸形で黄色の第 1 計測マーカを 3 次元縦断像データ上に付するとともに、この 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像 U_1 上に重畳した状態で、この第 1 計測マーカをモニター 9 に画面表示させる。これと同様に、制御部 14 は、計測点 S_2 を示すマーカとして、たとえば三角形で橙色の第 2 計測マーカを 3 次元縦断像データ上に付するとともに、この 3 次元縦断像データに対応する 3 次元縦断像 U_1 上に重畳した状態で、この第 2 計測マーカをモニター 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 計測マーカと第 2 計測マーカとを容易に判別できる。

【 0 0 9 0 】

一方、操作者が、図 1 3 に例示する 2 次元超音波断層像 G_m のように、3 次元縦断像と同一画面内に表示された 2 次元超音波断層像を所望の 2 次元超音波断層像に切り換える操作を行うとともに、順次画面表示された所望の複数の 2 次元超音波断層像の各々の上に計測点をそれぞれ指定した場合、制御部 14 は、計測点が指定された各 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計測点をそれぞれ設定し、距離演算部 14 f は、各 2 次元画像データ上に設定された計測点の各位置ベクトルのベクトル成分をもとに、異なる 2 次元超音波断層像間に跨る計測点間距離を演算出力する。図 1 4 は、 n 個の 2 次元画像データのうちの 2 次元画像データ D_{m1} に対応する 2 次元超音波断層像 G_{m1} 上に計測点 S_1 を指定する動作を説明する図である。図 1 5 は、 n 個の 2 次元画像データのうちの 2 次元画像データ D_{m2} に対応する 2 次元超音波断層像 G_{m2} 上に計測点 S_2 を指定する動作を説明する図である。図 1 6 は、2 次元画像データ D_{m1} 上に設定された計測点 S_1 と 2 次元画像データ D_{m2} 上に設定された計測点 S_1 とによる計測点間距離を演算出力する処理を説明する図である。

【 0 0 9 1 】

図 1 4、図 1 5、および図 1 6 において、操作者が、入力装置 8 を操作して、2 次元超音波断層像 G_{m1} を画面表示させる切り換え指示情報を入力した場合、制御部 14 は、上述したステップ S 1 0 9 と同様の処理を行って、モニター 9 に 2 次元超音波断層像 G_{m1} を画面表示させる。つぎに、操作者が、入力装置 8 を操作して、画面上のカーソル K を 2 次元超音波断層像 G_{m1} 上の所望位置に移動させるとともに、該所望位置に第 1 の計測点を指定する計測点情報を入力した場合、制御部 14 は、上述したステップ S 4 0 1 およびステップ S 4 0 2 の各処理を行って、この所望位置に計測点 S_1 を示す第 1 計測マーカを表示させる。この場合、制御部 14 は、この所望位置に対応する 2 次元画像データ D_{m1} の直交座標系 $A_{m1} B_{m1}$ 上の座標 (a_1, b_1) に計測点 S_1 を設定するとともに、図 1 4 に示すように、この所望位置、たとえば、腓管像 f_{m1} 上に計測点 S_1 を示す第 1 計測マーカを表示させる。

【 0 0 9 2 】

その後、操作者が、入力装置 8 を操作して、2 次元超音波断層像 G_{m2} を画面表示させる切り換え指示情報を入力した場合、制御部 14 は、上述したステップ S 1 0 9 と同様の処理を行って、モニター 9 に 2 次元超音波断層像 G_{m2} を画面表示させる。つぎに、操作者が、

10

20

30

40

50

入力装置 8 を操作して、画面上のカーソル K を 2 次元超音波断層像 G_{m2} 上の所望位置に移動させるとともに、該所望位置に第 2 の計測点を指定する計測点情報を入力した場合、制御部 14 は、上述したステップ S 405 およびステップ S 406 の各処理を行って、この所望位置に計測点 S_2 を示す第 2 計測マーカを表示させる。この場合、制御部 14 は、この所望位置に対応する 2 次元画像データ D_{m2} の直交座標系 $A_{m2} B_{m2}$ 上の座標 (a_2, b_2) に計測点 S_2 を設定するとともに、図 15 に示すように、この所望位置、たとえば、十二指腸像 E_{m2} 上に計測点 S_2 を示す第 2 計測マーカを表示させる。

【0093】

制御部 14 が、2 次元画像データ D_{m1} の直交座標系 $A_{m1} B_{m1}$ 上の座標 (a_1, b_1) に計測点 S_1 を設定し、かつ、2 次元画像データ D_{m2} の直交座標系 $A_{m2} B_{m2}$ 上の座標 (a_2, b_2) に計測点 S_2 を設定した場合、距離演算部 14f は、上述したステップ S 409 と同様の処理を行って、図 16 に示す線分 $(S_1 S_2)$ の長さ、すなわち、この計測点 S_1, S_2 間の計測点間距離を演算出力する。ただし、2 次元画像データ D_{m1}, D_{m2} の各直交座標系 $A_{m1} B_{m1}, A_{m2} B_{m2}$ は、空間座標系 $x y z$ 上に存在するので、この直交座標系 $A_{m1} B_{m1}$ 上の座標 (a_1, b_1) および直交座標系 $A_{m2} B_{m2}$ 上の座標 (a_2, b_2) は、上述した式 (1) に基づき、空間座標系 $x y z$ の x 成分、 y 成分、および z 成分を用いて表すことができる。

10

【0094】

その後、制御部 14 は、上述したステップ S 410 以降の各処理を行い、この計測点間距離の計測結果をモニター 9 に画面表示させ、または、プリンタ 10 に対して、この計測点間距離の計測結果を紙面等に出力する制御を行う。したがって、制御部 14 は、このように各処理工程を行えば、異なる 2 次元超音波断層像間に跨る計測点間距離の計測処理を達成できる。

20

【0095】

また、操作者が、入力装置 8 を操作して、画面上のカーソル K を 2 次元超音波断層像 G_{m2} 上の所望位置に移動させている時に、制御部 14 が、カーソル K の位置を仮想の計測点 S_2 と捉えて線分 $(S_1 S_2)$ の長さを演算し、この結果をモニター 9 に画面表示させた場合には、操作者は、計測点 S_1 と計測点 S_2 との距離をリアルタイムで認識することができる。

【0096】

なお、操作者が、上述したステップ S 109、ステップ S 112、またはステップ S 114 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 14 は、上述したステップ S 101 以降の各処理工程を繰り返す。この場合、制御部 14 は、モニター 9 に既に画面表示された 3 次元縦断像に対して、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 3 次元縦断像を追加表示し、これによって、制御部 14 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 次元縦断像を延長する。

30

【0097】

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。

40

【0098】

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、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

50

配置し、この受信コイルの位置を検出してもよい。

【0099】

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系内に配列し、その後、この複数の2次元画像データの縦断面として、この3次元走査を行った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、この縦断面に被検体の縦断像を表示するように構成し、さらに、表示出力された被検体の縦断像上に設定された各計測点の座標情報をもとに、この計測点間距離を演算出力するように構成したので、プローブが体腔内を曲がりながら移動するとともに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移動するとともに3次元走査を行った場合であっても、この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正確にトレースした縦断像を作成して、実際の被検体とほぼ同じ形状の縦断像を容易に表示出力できるとともに、この縦断像上の特徴的部位または疾患部位等の所望の関心領域について、該関心領域の直径または距離等の所望の長さを正確に計測できる超音波診断装置を実現することができる。

10

【0100】

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縦断像を容易に得ることができ、さらに、この縦断像上の関心領域に指定した計測点間の正確な長さを容易に計測することができる。これによって、操作者は、手術前に疾患部位の大きさまたは位置を正確に把握でき、手術方針または切除範囲の決定に有用である。また、操作者は、抗癌剤または放射線等による疾患部位の経時的な治療効果を一層正確かつ客観的に判定できる。

20

【0101】

(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、3次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に応じた曲面に被検体の縦断像を作成し、その後、この縦断像上に指定された2つの計測点を空間座標系上に設定するとともに、この2つの計測点による計測点間距離を計測するように構成していたが、この実施の形態2では、空間座標系上に配列した複数の2次元画像データの各隣接2次元画像データ間を補間して3次元画像データを作成し、その後、この3次元画像データ上に指定された平面を切断面として設定するとともに、該切断面の断層像上に指定された2つの計測点の間の距離を計測するように構成している。

30

【0102】

図17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11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14に代えて制御部23が設けられる。制御部23は、切断面演算部14cに代えて切断面演算部23aを備え、距離演算部14fに代えて距離演算部23bを備える。また、制御部23は、制御部14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。

40

【0103】

図18は、制御部23が、帯状または立体的な3次元縦断像をモニタ9に画面表示させてから、空間座標系xyz上の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、その後、この3次元画像データをもとに作成した断層像上に2つの計測点を設定し、該2つの計測点による計測点間距離を計測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18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

50

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～S106の各処理工程を行い、2次元超音波断層像をモニタ9に画面表示させるとともに、帯状の3次元縦断像または該帯状の3次元縦断像を含む立体的な3次元縦断像をモニタ9に画面表示させる（ステップS501）。

【0104】

その後、制御部23は、上述したステップS107と同様に、プローブ2の電源オフ情報を受信しない場合（ステップS502，No）、このステップS501以降の処理工程を繰り返す。一方、制御部23がプローブ2の電源オフ情報を受信した場合（ステップS502，Yes）、画像データ演算部14bは、この電源オフ情報が受信されるまでに空間座標系xyzに配列したn個の2次元画像データを用い、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xyz上に3次元画像データを作成する（ステップS503）。制御部23は、画像データ演算部14bが作成した3次元画像データを画像データ記憶部12に記憶させる。なお、この3次元画像データは、各軸方向ベクトル V_{a1} 、 V_{a2} 、…、 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 、…、 D_n を有し、空間座標系xyz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。また、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。

10

【0105】

つぎに、制御部23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12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13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。操作者は、所望の2次元超音波断層像がモニタ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23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23は、n個の2次元画像データ D_1 、 D_2 、…、 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2つの指定点を設定する（ステップS504）。

20

【0106】

制御部23がn個の2次元画像データ D_1 、 D_2 、…、 D_n 上に少なくとも2つの指定点を設定した場合、切断面演算部23aは、設定された2つの指定点を通る直線を演算出力するとともに、この2つの指定点と記憶部14a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。制御部23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。なお、切断面演算部23aは、この2つの指定点が含まれ、かつ、記憶部14a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。

30

【0107】

その後、画像データ演算部14bは、制御部23が画像データ記憶部12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23は、画像データ演算部14b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12に記憶するとともに、表示回路13を介して、この3次元基準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23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9に画面表示させる（ステップS505）。

40

【0108】

つぎに、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、入力装置8を操作して、制御部23に角度情報を入力する。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、

50

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、さらに、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 23 は、入力装置 8 から入力された角度情報を受け付ける（ステップ S506, Yes）。この場合、切断面演算部 23a 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 23 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 14b は、制御部 23 が画像データ記憶部 12 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 23 は、画像データ演算部 14b 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 12 に記憶するとともに、表示回路 13 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 23 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 S507）。

10

20

【0109】

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 に角度情報を入力する。制御部 23 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 S506 以降の処理工程を繰り返す。すなわち、制御部 23 は、操作者が所望の関心領域の画面表示を確認するまで、上述したステップ S506 以降の各処理工程を繰り返す。

【0110】

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 に角度情報を入力する操作を行わず、画面表示された各種断層像上に指定する計測点に関する計測点情報の入力操作を行う。この場合、制御部 23 は、角度情報を受け付けずに（ステップ S506, No）、計測点情報を受け付け（ステップ S508, Yes）、その後、制御部 23 は、上述したステップ S114 と同様に、各種断層像上に設定した 2 つの計測点による計測点間距離計測処理を達成する。

30

【0111】

なお、操作者が、入力装置 8 を用いて、上述した角度情報および計測点情報の入力操作を行わなかった場合、制御部 23 は、角度情報を受け付けず（ステップ S506, No）、かつ、計測点情報を受け付けず（ステップ S508, No）、上述したステップ S506 以降の処理工程を繰り返す。この場合、制御部 23 は、操作者の入力操作によって入力された角度情報または計測点情報を受け付けるまで、モニター 9 に対し、画面表示された 3 次元基準断層像または 3 次元指定断層像の状態を維持する制御を行う。

【0112】

ここで、制御部 23 が 2 次元画像データ上に 2 つの指定点を設定した場合に、切断面演算部 23a が、2 つの指定点を通る直線と、2 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 19 は、2 次元画像データ上に設定された 2 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 19 に示すように、制御部 23 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。また、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。

40

【0113】

切断面演算部 23a 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

50

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 23a 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（図示せず）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 23 は、図 19 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 S503 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 23 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 23a 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 23 は、この平面を指定切断面 H として設定する。

10

【0114】

なお、切断面演算部 23a 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（図示せず）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 23 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。この基準設定点、基準法線ベクトル、および基準切断面 H_0 の設定方法の詳細については、後述する。

【0115】

つぎに、切断面演算部 23a が、制御部 23 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 20 は、切断面演算部 23a 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 20 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 23a 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。

20

【0116】

ここで、図 20 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 midpoint として仮定され、基準設定点 R_0 が、直線 L に垂直であって、点 P_3 と基準設定点 R_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 R が、直線 L を回転軸として基準設定点 R_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 R の位置ベクトル OR とを用いて、次式 (5) によって求められる。

30

$$e = (OP_2 - OP_1) \times (OR - OP_1) / |(OP_2 - OP_1) \times (OR - OP_1)| \quad \dots (5)$$

また、点 P_3 は、指定点 P_1 と指定点 P_2 とを結ぶ線分の midpoint 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 (6) によって求められる。

$$OP_3 = (OP_1 + OP_2) / 2 \quad \dots (6)$$

40

【0117】

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 (7) によって求められる。

$$t = (OP_2 - OP_1) / |OP_2 - OP_1| \quad \dots (7)$$

この場合、ベクトル P_3R 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 (8) によって求められる。

$$P_3R = \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \cos \theta + \{ t \times (OP_1 \times OP_2) / |t \times (OP_1 \times OP_2)| \} \sin \theta \quad \dots (8)$$

したがって、位置ベクトル OR は、式 (6) ~ (8) を用いて、次式 (9) によって求め

50

られる。

$$\begin{aligned} OR &= OP_3 + P_3 R \\ &= (OP_1 + OP_2) / 2 + \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \cos \theta + \{ (OP_2 - OP_1) / |OP_2 - OP_1| \} \\ &\quad \times \{ (OP_1 \times OP_2) / |OP_1 \times OP_2| \} \sin \theta \quad \dots (9) \end{aligned}$$

【0118】

この式(5)、(9)によれば、切断面演算部23a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23aは、制御部23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23a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 R_0 の位置ベクトル OR_0 は、式(9)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 OR (すなわち位置ベクトル OR_0)と位置ベクトル OP_1 、 OP_2 とを用い、式(5)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 R_0 とを含み、基準法線ベクトル e_0 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 R_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。

【0119】

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23に搭載されている場合、制御部23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23は、上述した式(5)、(9)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23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9に画面表示させる。

【0120】

つぎに、上述したステップS504において、制御部23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21は、制御部23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22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23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。

【0121】

図21、図22、および図23において、制御部23は、操作者が画面表示処理に関する指示情報として入力した2次元超音波断層像の切り換え指示情報のもと、上述したステップS109と同様に、画像データ記憶部12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S601)とともに、表示回路13を介して、2次元画像データ D_{m1} をモニタ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9に画面表示させる(ステップS602)。

【0122】

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切り換える指示情報を制御部 23 に入力する。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 603, No）、上述したステップ S 601 以降の処理工程を繰り返す。

【0123】

一方、操作者が、所望の関心領域として、たとえば、図 22 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 23 は、この操作者の入力操作によって入力された指定点情報を受け付けるとともに（ステップ S 603, 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 S 604）。その後、制御部 23 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。

10

【0124】

ここで、制御部 23 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系を設定できるので、２次元画像データ D_{m1} 上には、図 22 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_{m1} と外積ベクトル（ $V_{bm1} \times V_{am1}$ ）に平行な軸 A_{m1} とによる直交座標系 $A_{m1} B_{m1}$ が設定される。この場合、制御部 23 は、２次元画像データ D_{m1} 上の膵管像 f_{m1} に対応する座標（ a_1, b_1 ）に指定点 P_1 を設定する。したがって、指定点 P_1 の位置ベクトル OP_1 は、この座標（ a_1, b_1 ）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（10）によって求められる。

20

$$OP_1 = r_{m1} + a_1 (V_{bm1} \times V_{am1}) + b_1 V_{bm1} \quad \dots (10)$$

ただし、外積ベクトル（ $V_{bm1} \times V_{am1}$ ）は、軸 A_{m1} の方向ベクトルに相当し、面平行ベクトル V_{bm1} は、軸 B_{m1} の方向ベクトルに相当する。このように、指定点 P_1 に対応する座標（ a_1, b_1 ）は、式（10）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 23 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 P_1 を設定する。

30

【0125】

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切り換える指示情報を制御部 23 に入力する。制御部 23 は、この指示情報に基づき、上述したステップ S 109 と同様に、画像データ記憶部 12 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 S 605）とともに、表示回路 13 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 S 606）。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切り換える指示情報を制御部 23 に入力する。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 607, No）、上述したステップ S 605 以降の処理工程を繰り返す。

40

【0126】

一方、操作者が、所望の関心領域として、たとえば、図 23 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 P_2 を指定する指定点情報を入力する。この場合、制御部 23 は、この操作者の入力操作によって、この指定点情報を受け付けるとともに（ステップ S 607, 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 P_2 を設定する（ス

50

テップ S 6 0 8)。

【 0 1 2 7 】

なお、2次元画像データ D_{m2} 上には、上述した指定点 P_1 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_{m2} と外積ベクトル ($V_{bm2} \times V_{am2}$) に平行な軸 A_{m2} とによる直交座標系 $A_{m2} B_{m2}$ が設定され、指定点 P_2 は、図 2 3 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 (a_3, b_3) に設定される。したがって、指定点 P_2 の位置ベクトル OP_2 は、この座標 (a_3, b_3) 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 (1 1) によって求められる。

$$OP_2 = r_{m2} + a_2 (V_{bm2} \times V_{am2}) + b_2 V_{bm2} \quad \cdots (11)$$

10

すなわち、制御部 2 3 は、空間座標系 $x y z$ 上の点として、2次元画像データ D_{m2} 上に指定点 P_2 を設定する。その後、制御部 2 3 は、指定点 P_2 として設定された座標上に指定点 P_2 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 9 に画面表示させる。

【 0 1 2 8 】

なお、制御部 2 3 は、上述した第 1 計測マーカおよび第 2 計測マーカの場合と同様に、この第 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。たとえば、制御部 2 3 は、図 2 2 に示すように、指定点 P_1 を示すマーカとして、+ 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 9 に画面表示させる。また、制御部 2 3 は、図 2 3 に示すように、指定点 P_2 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 9 に画面表示させる。これによって、操作者は、モニタ 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。

20

【 0 1 2 9 】

つぎに、上述したステップ S 5 0 5 において、制御部 2 3 が、設定した 2 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 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 2 4 は、制御部 2 3 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 2 5 は、制御部 2 3 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。

30

【 0 1 3 0 】

図 2 4 および図 2 5 において、制御部 2 3 が、上述したステップ S 5 0 4 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 2 3 a は、図 1 9 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 1 4 a 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 1 4 a 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 2 3 は、切断面演算部 2 3 a 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 S 7 0 1)。

40

【 0 1 3 1 】

つぎに、制御部 2 3 は、上述したステップ S 5 0 3 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 2 から読み出し (ステップ S 7 0 2)、その後、画像データ演算部 1 4 b 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 S 7 0 3)。制御部 2 3 は、画像データ演算部 1 4 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 1 2 に記憶するとともに、表示回路 1 3 を介して、この 3次元基準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 2 3 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 9 に画面表示

50

させる（ステップS704）。

【0132】

この場合、制御部23は、図25に示すように、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 上に重疊的に表示する。ただし、制御部23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23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_0 に重疊して画面表示させる。さらに、制御部23は、図25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 G_{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。

10

【0133】

このように、制御部23は、2次元超音波断層像 G_{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に画面表示させたので、たとえば、図25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 G_{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。

20

【0134】

つぎに、上述したステップS507において、制御部23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26は、制御部23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27は、制御部23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。

30

【0135】

図26および図27において、操作者が、入力装置8を用いて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、このカーソル K の移動量および移動方向に応じた角度 θ を角度情報として入力するとともに、制御部23が、この角度情報を受け付けた場合、切断面演算部23a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23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S801）。この場合、切断面演算部23aは、上述した式（5）および式（9）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 を演算出力する。

40

【0136】

つぎに、制御部23は、指定切断面 H が設定された場合、上述したステップS503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12から読み出し（ステップS802）、その後、画像データ演算部14b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S803）。制御部23は、画像データ演算部14b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12に記憶するとともに、表示回路13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23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S804）。

50

【 0 1 3 7 】

この場合、制御部 23 は、図 27 に示すように、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 f g 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 23 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 23 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 23 は、図 27 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 G_{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。

10

【 0 1 3 8 】

したがって、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、図 27 に示すように、特徴的部位である胆管膵管合流部像 f g または疾患部位である腫瘍断層像 h 等の関心領域の実際の形状に近似した断層像を容易に得ることができる。また、上述したステップ S 801 ~ S 804 において、制御部 23 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。

20

【 0 1 3 9 】

つぎに、制御部 23 が、上述したステップ S 509 の計測点間距離計測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 28 は、制御部 23 が 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上に指定された 2 つの計測点に関する計測点間距離計測処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 29 は、制御部 23 が、関心領域の断層像である腫瘍断層像 h が表示された 3 次元指定断層像 W 上に 2 つの計測点を設定し、該 2 つの計測点による計測点間距離を計測した場合のモニター 9 の画面表示を例示した図である。

30

【 0 1 4 0 】

図 28 および図 29 において、操作者が、入力装置 8 を用い、たとえば、マウス等を実行して、モニター 9 に表示されたカーソルを 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上の所望位置に移動させるとともに該所望位置を指定し、該所望位置に対応する計測点情報を入力した場合、制御部 23 は、この計測点情報を受け付けるとともに、上述したステップ S 401 ~ S 403 と同様の処理を行い、この計測点情報に基づく計測点 S_1 を第 1 の計測点として設定するとともに、この所望位置に計測点 S_1 を示す第 1 計測マーカを画面表示し、その後、制御部 23 は、次の計測点情報の受付待機状態になる（ステップ S 901 ~ S 903）。この場合、制御部 23 は、たとえば、この所望位置として指定された 3 次元指定断層像 W 上の胆管膵管合流部像 f g の位置に計測点 S_1 を示す第 1 計測マーカを重疊的に表示させる。なお、操作者が入力装置 8 を操作して次の計測点情報を入力しない場合、制御部 23 は、次の計測点情報を受け付けず（ステップ S 904, No）、この受付待機状態を維持する。

40

【 0 1 4 1 】

操作者が、上述した計測点 S_1 の場合と同様に、入力装置 8 を操作して、別の所望位置に計測点を指定する次の計測点情報を入力した場合、制御部 23 は、入力された次の計測

50

点情報を受け付けるとともに（ステップS904，Yes）、上述したステップS405～S408と同様の処理を行い、この次の計測点情報に基づく計測点 S_2 を第2の計測点として設定するとともに、この別の所望位置に計測点 S_2 を示す第2計測マーカを画面表示し、さらに、計測点 S_1 、 S_2 を結ぶ線分（ S_1S_2 ）を演算出力するとともに、求めた線分（ S_1S_2 ）を示す補助線を画面表示する（ステップS905～S908）。この場合、制御部23は、たとえば、この別の所望位置として指定された3次元指定断層像W上の腫瘍断層像hの位置に計測点 S_2 を示す第2計測マーカを重疊的に表示させるとともに、線分（ S_1S_2 ）を示す補助線を3次元指定断層像W上に重疊的に表示させる。

【0142】

つぎに、距離演算部23bは、上述したステップS409およびS410と同様の処理を行い、制御部23が設定した計測点 S_1 、 S_2 による計測点間距離を演算出力するとともに、図29に示すように、得られた計測点間距離を計測結果として所望の単位に換算してモニタ9に画面表示させる（ステップS909，S910）。その後、操作者が、入力装置8を操作して、この計測点間距離の計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部23は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに（ステップS911，Yes）、上述したステップS412と同様の処理を行い、プリンタ10に対して、この計測点間距離の計測結果を出力する制御を行う（ステップS912）。一方、操作者が、入力装置8を操作して、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部23は、プリンタ出力指示を受け付けず（ステップS911，No）、すなわち、プリンタ10に計測結果をプリントさせずに、この計測点間距離計測処理を達成する。これによって、操作者は、たとえば、図29に示すように、関心領域としての腫瘍断層像hを容易に探し出せるとともに、特徴的部位である胆管膵管合流部像fgと腫瘍断層像hとの距離を正確に計測することができ、被検体の超音波診断を効率的に行うことができる。

【0143】

また、操作者が、入力装置8を操作して、画面上のカーソルKを2次元超音波断層像 G_{m2} 上の所望位置に移動させている時に、制御部14が、カーソルKの位置を仮想の計測点 S_2 と捉えて線分（ S_1S_2 ）の長さを演算し、この結果をモニタ9に画面表示させた場合には、操作者は、計測点 S_1 と計測点 S_2 との距離をリアルタイムで認識することができる。

【0144】

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、第1計測マーカ、第2計測マーカ、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23は、この指示情報による指示のもと、モニタ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、第1計測マーカ、第2計測マーカ、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、第1計測マーカ、第2計測マーカ、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23は、この指示情報による指示のもと、モニタ9に対して、消去された第1マーカ、第2マーカ、補助線、第1計測マーカ、第2計測マーカ、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23は、この指示情報による指示のもと、モニタ9に対して、画面表示された2次元超音波断層像を切り換える制御を行ってもよい。

【0145】

また、この実施の形態2では、3次元指定断層像上の所望位置に2つの計測点を設定し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次元基準断層像上の所望位置に2つの計測点を設定し、該2つの計測点の計測点間距離を演算出力してもよいし、2次元超音波断層像上の所望位置に2つの計測点を設定し、該2つの計測点の計測点間距離を演算出力してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 6 】

以上に説明したように、この実施の形態 2 では、3 次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に関する位置データが対応付けられた複数の 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 2 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 2 つの指定点を含む基準切断面と、これら 2 つの指定点を通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するように構成している。また、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するように構成している。さらに、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所望位置に 2 つの計測点が指定された場合、この所望位置に対応する座標情報をもとに、この 2 つの計測点間のユークリッド距離である計測点間距離を演算出力するように構成している。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容易に表示出力できるとともに、この関心領域についての長さを正確に計測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とともに、探し出した関心領域について、その長さまたは生体内における位置関係を正確に把握でき、これによって、生体内の超音波診断を迅速かつ的確に行うことができる。したがって、操作者が 3 次元指定断層像と計測点とを適切に選べば、操作者は、たとえば胆管膵管合流部から何 mm の位置に疾患部位が存在するか、また、胆管や膵管等の脈管に沿って何 mm の長さで疾患部位が広がっているか、また、疾患部位の最大径が何 mm かの情報をより正確かつ客観的に得ることができ、手術前の手術方針または切除範囲の決定に有用である。また、抗癌剤または放射線等による疾患部位の経時的な治療効果を一層正確かつ客観的に判定できる。

【 0 1 4 7 】

(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 2 では、所望の断層像上の所望位置に 2 つの計測点が指定された場合に、この所望位置に対応する各座標上に計測点をそれぞれ設定するとともに、この 2 つの計測点による計測点間距離を演算出力するように構成していたが、この実施の形態 3 では、所望の断層像上の所望位置に少なくとも 3 つの計測点が指定された場合に、この所望位置に対応する各座標上に計測点をそれぞれ設定するとともに、この少なくとも 3 つの計測点によって決定される計測範囲の周囲長等の長さを演算出力するように構成している。

【 0 1 4 8 】

図 30 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 22 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 23 に代えて制御部 33 が設けられる。制御部 33 は、制御部 23 に周囲長演算部 33a が追加された構成を有し、制御部 23 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 2 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 1 4 9 】

図 31 は、制御部 33 が、帯状または立体的な 3 次元縦断像をモニタ 9 に画面表示させてから、空間座標系 $x y z$ 上の 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、その後、この 3 次元画像データをもとに作成した 3 次元基準断層像上または 3 次元指定断層像上に少なくとも 3 つの計測点を設定し、該少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測範囲の周囲長を計測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

31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、上述したステップS501～S507と同様に、ステップS1001～S1007の各処理工程を行う。

【0150】

つぎに、操作者は、モニター9に画面表示された3次元基準断層像または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、制御部33に角度情報を入力する操作を行わず、画面表示された各種断層像上に指定する計測点に関する計測点情報の入力操作を行う。この場合、制御部33は、角度情報を受け付けずに(ステップS1006, No)、計測点情報を受け付け(ステップS1008, Yes)、その後、制御部33は、操作者が入力装置8を操作して入力した計測点情報を用いて、3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上に少なくとも3つの計測点を設定するとともに、該少なくとも3つの計測点によって囲まれた計測領域の周囲長を演算出力し、得られた演算結果を該周囲長の計測結果として表示出力またはプリンタ出力する(ステップS1009)。なお、この計測点が3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上に設定されてから、周囲長の計測結果が表示出力またはプリンタ出力されるまでの処理(周囲長計測処理)の詳細については、後述する。

10

【0151】

一方、操作者が、入力装置8を用いて、上述した角度情報および計測点情報の入力操作を行わなかった場合、制御部33は、角度情報を受け付けずに(ステップS1006, No)、かつ、計測点情報を受け付けずに(ステップS1008, No)、上述したステップS1006以降の処理工程を繰り返す。この場合、制御部33は、操作者の入力操作によって入力された角度情報または計測点情報を受け付けるまで、モニター9に対し、画面表示された3次元基準断層像または3次元指定断層像の状態を維持する制御を行う。

20

【0152】

つぎに、制御部33が、上述したステップS1009の周囲長計測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32は、制御部33が3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に指定された計測範囲の周囲長に関する周囲長計測処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図33は、制御部33が、関心領域の断層像である腫瘍断層像hが表示された3次元指定断層像W上に所望数、たとえば5つの計測点を設定し、この5つの計測点によって囲まれる計測範囲の周囲長を計測した場合のモニター9の画面表示を例示した図である。

30

【0153】

図32および図33において、操作者が、入力装置8を用い、たとえば、マウス等を操作して、モニター9に表示されたカーソルを3次元基準断層像上または3次元指定断層像上の所望位置に移動させるとともに該所望位置を指定し、該所望位置に対応する計測点情報を入力した場合、制御部33は、この計測点情報を受け付けるとともに、上述したステップS901～S903と同様の処理を行い、この計測点情報に基づく計測点 S_1 を初期の計測点として設定するとともに、この所望位置に計測点 S_1 を示す第1計測マーカを画面表示し、その後、制御部33は、次の計測点情報の受付待機状態になる(ステップS1101～S1103)。たとえば、制御部33は、図33に示すように、この所望位置として指定された3次元指定断層像W上の腫瘍断層像hと腓管断層像fとの境界近傍の位置に計測点 S_1 を示す第1計測マーカを重疊的に表示させる。なお、操作者が入力装置8を操作して次の計測点情報を入力しない場合、制御部33は、次の計測点情報を受け付けずに(ステップS1104, No)、この受付待機状態を維持する。

40

【0154】

操作者が、上述した計測点 S_1 の場合と同様に、入力装置8を操作して、別の所望位置に計測点を指定する次の計測点情報を入力した場合、制御部33は、入力された次の計測点情報を受け付けるとともに(ステップS1104, Yes)、上述したステップS905～S908と同様の処理を行い、この次の計測点情報に基づく計測点 S_2 を第2の計測

50

点として設定するとともに、この別の所望位置に計測点 S_2 を示す第 2 計測マーカを画面表示し、さらに、計測点 S_1 、 S_2 を結ぶ線分 ($S_1 S_2$) を演算出力するとともに、求めた線分 ($S_1 S_2$) を示す補助線を画面表示する (ステップ $S 1 1 0 5 \sim S 1 1 0 8$)。たとえば、制御部 33 は、図 33 に示すように、この別の所望位置として指定された 3 次元指定断層像 W 上の腫瘍断層像 h の周囲近傍の位置に計測点 S_2 を示す第 2 計測マーカを重疊的に表示させるとともに、線分 ($S_1 S_2$) を示す補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重疊的に表示させる。その後、制御部 33 は、次の計測点情報の受付待機状態になる (ステップ $S 1 1 0 9$)。

【0155】

つぎに、操作者が入力装置 8 を操作して次の計測点情報を入力した場合、制御部 33 は、この次の計測点情報を受け付けるとともに (ステップ $S 1 1 1 0$, Yes)、上述したステップ $S 1 1 0 5$ 以降の各処理工程を繰り返す。すなわち、制御部 33 は、操作者の入力操作によって逐次入力される計測点情報毎に、上述したステップ $S 1 1 0 5 \sim S 1 1 0 9$ の各処理工程を繰り返し、これによって、制御部 33 は、3 次元基準断層像データ上または 3 次元指定断層像データ上の所望位置に、操作者の入力操作の回数に応じた数量の計測点を設定する。また、制御部 33 は、ステップ $S 1 1 0 7$ の処理を行う場合、新規に設定した計測点と該新規の計測点の一つ前に設定した計測点とを結ぶ線分を演算出力する。

【0156】

たとえば、操作者が、入力装置 8 を操作して、腫瘍断層像 h と膀胱断層像 f との境界近傍の位置に計測点 S_1 を指定し、その後、腫瘍断層像 h を囲むように計測点 $S_2 \sim S_5$ を指定した場合、制御部 33 は、この操作者による各指定位置に対応する 3 次元指定断層像データ上に計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定するとともに、図 33 に示すように、腫瘍断層像 h を囲むように、計測点 $S_1 \sim S_5$ にそれぞれ対応する第 1 計測マーカ～第 5 計測マーカを 3 次元指定断層像 W 上に重疊して表示する。また、制御部 33 は、計測点 S_2 を新規に設定した場合、上述したように、計測点 S_2 と計測点 S_2 の一つ前の計測点 S_1 との線分 ($S_1 S_2$) を演算出力するとともに線分 ($S_1 S_2$) に対応する補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重疊して表示し、計測点 S_3 を新規に設定した場合、線分 ($S_1 S_2$) の場合と同様に、計測点 S_3 と計測点 S_3 の一つ前の計測点 S_2 との線分 ($S_2 S_3$) を演算出力するとともに線分 ($S_2 S_3$) に対応する補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重疊して表示し、計測点 S_4 を新規に設定した場合、線分 ($S_1 S_2$) の場合と同様に、計測点 S_4 と計測点 S_4 の一つ前の計測点 S_3 との線分 ($S_3 S_4$) を演算出力するとともに線分 ($S_3 S_4$) に対応する補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重疊して表示し、計測点 S_5 を新規に設定した場合、線分 ($S_1 S_2$) の場合と同様に、計測点 S_5 と計測点 S_5 の一つ前の計測点 S_4 との線分 ($S_4 S_5$) を演算出力するとともに線分 ($S_4 S_5$) に対応する補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重疊して表示する。

【0157】

一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わず、かつ、少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測範囲の周囲長を演算出力する指示情報 (周囲長演算指示情報) の入力操作を行わない場合、制御部 33 は、次の計測点情報を受け付けず (ステップ $S 1 1 1 0$, No)、かつ、周囲長演算指示を受け付けない (ステップ $S 1 1 1 1$, No)。この場合、制御部 33 は、上述したステップ $S 1 1 0 9$ 以降の各処理工程を繰り返す。

【0158】

他方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わずに、周囲長演算指示情報の入力操作を行った場合、制御部 33 は、次の計測点情報を受け付けずに (ステップ $S 1 1 1 0$, No)、この周囲長演算指示情報による周囲長演算指示を受け付け (ステップ $S 1 1 1 1$, Yes)、その後、制御部 33 は、ステップ $S 1 1 0 1$ において設定した初期の計測点と、周囲長演算指示を受け付ける前に設定した最新の計測点、すなわち最後の計測点とを結ぶ終始点線分を演算出力するとともに、得られた終始点線分に対応する補助線を画面表示する (ステップ $S 1 1 1 2$)。たとえば、合計 5 つの計測点 S

10

20

30

40

50

$S_1 \sim S_5$ が操作者の入力操作によって逐次入力された場合、制御部 33 は、ステップ S 1 1 1 2 において、計測点 S_1 と計測点 S_5 とを結ぶ線分 ($S_1 S_5$) を演算出力するとともに、得られた線分 ($S_1 S_5$) に対応する補助線を画面表示する。

【0159】

つぎに、距離演算部 23 b は、制御部 33 が設定した複数の計測点の各座標情報をもとに、各計測点間のユークリッド距離、すなわち、上述したステップ S 1 1 0 7 による各線分の長さ、上述したステップ S 1 1 1 2 による終始点線分の長さを演算出力する。ここで、制御部 33 が 3 次元基準断層像データ上または 3 次元指定断層像データ上に設定した計測点は、この 3 次元基準断層像データおよび 3 次元指定断層像データが空間座標系 $x y z$ 上に存在することに起因し、上述した 3 次元縦断像データ上に設定された計測点と同様に、空間座標系 $x y z$ 上の位置ベクトルによって表すことができる。したがって、距離演算部 23 b は、上述した式 (2), (3) によって例示される各計測点の位置ベクトルのベクトル成分を用い、上述した式 (4) に基づき、これら各線分の長さおよび終始点線分の長さを演算出力できる。

10

【0160】

距離演算部 23 b が、これらの各線分の長さおよび終始点線分の長さを演算出力した場合、周囲長演算部 33 a は、距離演算部 23 b が演算出力した各線分の長さおよび終始点線分の長さを全て加算して、制御部 33 が設定した計測点によって囲まれた計測範囲の周囲長を演算出力する (ステップ S 1 1 1 3)。たとえば、制御部 33 が、図 33 に示すように、腫瘍断層像 h を囲むように計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定した場合、周囲長演算部 33 a は、距離演算部 23 b が演算出力した線分 ($S_1 S_2$) の長さ、線分 ($S_2 S_3$) の長さ、線分 ($S_3 S_4$) の長さ、線分 ($S_4 S_5$) の長さ、および終始点線分 ($S_1 S_5$) の長さを全て加算し、計測点 $S_1 \sim S_5$ によって囲まれた計測範囲、すなわち腫瘍断層像 h の周囲長を演算出力する。その後、制御部 33 は、周囲長演算部 33 a が演算出力した周囲長を計測結果として所望の単位に換算してモニタ 9 に画面表示させる (ステップ S 1 1 1 4)。

20

【0161】

なお、制御部 33 が計測点を 2 点だけ設定した状態で周囲長演算指示を受け付けた場合、距離演算部 23 b は、この 2 点の計測点によるユークリッド距離を演算出力し、周囲長演算部 33 a は、距離演算部 23 b が演算出力したユークリッド距離を周囲長として演算出力する。すなわち、距離演算部 23 b または周囲長演算部 33 a は、制御部 33 が計測点を 2 点だけ設定した状態で周囲長演算指示を受け付けた場合、上述した計測点間距離と同様の距離を演算出力する。

30

【0162】

つぎに、操作者が、入力装置 8 を操作して、この周囲長の計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部 33 は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに (ステップ S 1 1 1 5, Yes)、上述したステップ S 9 1 2 と同様の処理を行い、プリンタ 10 に対して、この周囲長の計測結果を出力する制御を行う (ステップ S 1 1 1 6)。一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部 33 は、プリンタ出力指示を受け付けず (ステップ S 1 1 1 5, No)、すなわち、プリンタ 10 に計測結果をプリントさせずに、この周囲長計測処理を達成する。操作者は、この周囲長計測処理が達成されれば、たとえば、図 33 に示すように、関心領域として探し出した腫瘍断層像 h の周囲長を正確に計測することができ、これによって、手術前等に腫瘍等の疾患部位の大きさを高精度に推定できる。

40

【0163】

なお、この実施の形態 3 では、3 次元指定断層像データ上に設定した計測点の各座標情報をもとに、これらの計測点によって囲まれた計測範囲の周囲長を計測していたが、これに限らず、これらの計測点によって決定される道のりを計測してもよい。図 34 は、この発明の実施の形態 3 の変形例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 35 は、画像処理装置 32 に代えて画像処理装置 36 が配置され

50

、画像処理装置 36 には、制御部 33 に代えて制御部 37 が設けられる。制御部 37 は、制御部 33 に道のり演算部 37a を追加した構成を有し、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。

【0164】

制御部 37 は、3次元指定断層像データ上に設定した計測点の各座標情報をもとに、これらの計測点によって決定される道のりを演算出力し、その後、得られた道のりの計測結果を表示出力またはプリンタ出力するまでの処理（道のり計測処理）を達成する場合、図 31 に例示した周囲長計測処理が達成されるまでの各処理工程（ステップ S1001 ~ S1009）の周囲長計測処理（ステップ S1009）に代えて道のり計測処理を行う。

10

【0165】

図 35 は、制御部 37 が、この道のり計測処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 36 は、制御部 37 が、関心領域の断層像である腫瘍断層像 h が表示された 3次元指定断層像 W 上に所望数、たとえば 5 つの計測点を設定し、この 5 つの計測点によって決定される道のりを計測した場合のモニタ 9 の画面表示を例示した図である。図 35 および図 36 において、操作者が、入力装置 8 を用い、たとえば、マウス等を操作して、モニタ 9 に表示されたカーソルを 3次元基準断層像上または 3次元指定断層像上の各所望位置に移動させるとともに該各所望位置を逐次指定し、該各所望位置に対応する各計測点情報を逐次入力した場合、制御部 37 は、上述したステップ S1101 ~ S1110 と同様の処理を行い、3次元基準断層像データ上または 3次元指定断層像データ上の所望位置に、操作者の入力操作の回数に応じた数量の計測点を設定するとともに該計測点を示す各マーカを表示し、その後、設定した計測点間を順次結ぶ各線分を演算出力するとともに該各線分を示す補助線を表示する（ステップ S1201 ~ S1210）。

20

【0166】

たとえば、操作者が、入力装置 8 を操作して、腫瘍断層像 h 近傍の膵管断層像 f 上に計測点 S_1 を指定し、その後、胆管膵管合流部像 f g に向けて順次計測点 $S_2 \sim S_5$ を指定した場合、制御部 37 は、この操作者による各指定位置に対応する 3次元指定断層像データ上に計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定するとともに、図 36 に示すように、腫瘍断層像 h 近傍の膵管断層像 f 上の位置から胆管膵管合流部像 f g 上の位置に向けて一連の折れ線を形成するように、計測点 $S_1 \sim S_5$ にそれぞれ対応する第 1 計測マーカ ~ 第 5 計測マーカを 3次元指定断層像 W 上に重畳して表示する。また、制御部 37 は、上述した周囲長計測処理の場合と同様に、線分 ($S_1 S_2$)、線分 ($S_2 S_3$)、線分 ($S_3 S_4$)、および線分 ($S_4 S_5$) を演算出力するとともに、線分 ($S_1 S_2$)、線分 ($S_2 S_3$)、線分 ($S_3 S_4$)、および線分 ($S_4 S_5$) に対応する各補助線を 3次元指定断層像 W 上に重畳してそれぞれ表示する。

30

【0167】

一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わず、かつ、少なくとも 3 つの計測点によって決定される道のりを演算出力する指示情報（道のり演算指示情報）の入力操作を行わない場合、制御部 37 は、次の計測点情報を受け付けず（ステップ S1210, No）、かつ、道のり演算指示を受け付けない（ステップ S1211, No）。この場合、制御部 37 は、計測点情報の受付待機状態になり（ステップ S1209）、その後、ステップ S1210 以降の各処理工程を繰り返す。

40

【0168】

他方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わずに、道のり演算指示情報の入力操作を行った場合、制御部 37 は、次の計測点情報を受け付けず（ステップ S1210, No）、この道のり演算指示情報による道のり演算指示を受け付け（ステップ S1211, Yes）、その後、距離演算部 23b は、上述したステップ S1113 と同様に、制御部 37 が設定した複数の計測点の各座標情報を用いて、各計測点間のユークリッド距離、すなわち、このステップ S1207 による各線分の長さを演算出

50

力する。ただし、制御部 37 が道のり演算指示を受け付けた場合、制御部 37 は、上述したステップ S 1 1 1 2 の場合と同様の終始点線分の演算処理および表示出力処理を行わず、したがって、距離演算部 23 b は、上述したステップ S 1 1 1 3 の場合と同様の終始点線分の長さを演算出力しない。

【0169】

なお、この道のり演算指示情報は、操作者の入力操作によって、たとえば図 36 に示すように、操作者が、マウス等を操作して、道のり演算指示に対応する「道のり」アイコンにカーソル K を移動させるとともに、この「道のり」アイコンをクリックする、すなわち選択すれば、情報入力となされる。

【0170】

距離演算部 23 b が、これらの各線分の長さを演算出力した場合、道のり演算部 37 a は、距離演算部 23 b が演算出力した各線分の長さを全て加算して、制御部 37 が設定した計測点によって決定される道のりを演算出力する（ステップ S 1 2 1 2）。たとえば、制御部 37 が、図 36 に示すように、腫瘍断層像 h 近傍の膵管断層像 f 上の位置から胆管膵管合流部像 f g 上の位置に向けて一連の折れ線を形成するように計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定した場合、道のり演算部 37 a は、距離演算部 23 b が演算出力した線分 ($S_1 S_2$) の長さ、線分 ($S_2 S_3$) の長さ、線分 ($S_3 S_4$) の長さ、および線分 ($S_4 S_5$) の長さを全て加算し、計測点 $S_1 \sim S_5$ によって決定される道のり、すなわち腫瘍断層像 h 近傍から胆管膵管合流部像 f g までの膵管内の道のりを演算出力する。その後、制御部 37 は、道のり演算部 37 a が演算出力した道のりを計測結果として所望の単位に換算してモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S 1 2 1 3）。

【0171】

なお、制御部 37 が計測点を 2 点だけ設定した状態で周囲長演算指示を受け付けた場合、距離演算部 23 b は、この 2 点の計測点によるユークリッド距離を演算出力し、道のり演算部 37 a は、距離演算部 23 b が演算出力したユークリッド距離を道のりとして演算出力する。すなわち、距離演算部 23 b または道のり演算部 37 a は、制御部 37 が計測点を 2 点だけ設定した状態で周囲長演算指示を受け付けた場合、上述した計測点間距離と同様の距離を演算出力する。

【0172】

つぎに、操作者が、入力装置 8 を操作して、この道のりの計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部 37 は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに（ステップ S 1 2 1 4, Yes）、上述したステップ S 1 1 1 6 と同様の処理を行い、プリンタ 10 に対して、この道のりの計測結果を出力する制御を行う（ステップ S 1 2 1 5）。一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部 37 は、プリンタ出力指示を受け付けず（ステップ S 1 2 1 4, No）、すなわち、プリンタ 10 に計測結果をプリントさせずに、この道のり計測処理を達成する。操作者は、この道のり計測処理が達成されれば、たとえば、図 36 に示すように、関心領域として探し出した腫瘍断層像 h から胆管膵管合流部像 f g までの膵管内の道のりを正確に計測することができ、これによって、腫瘍等の疾患部位ついて、生体内の正確な位置関係等を推定できる。

【0173】

なお、制御部 37 は、上述したステップ S 1 0 0 1 にて位置データとの対応付けを行った n 個の 2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の各画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ の間のユークリッド距離を演算出力すれば、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 間の道のり、すなわち、プローブ 2 が体腔内の 3 次元走査を行った場合の移動経路長を求めることができる。図 37 は、制御部 37 が、3 次元走査におけるプローブ 2 の移動経路長を求める処理を説明する図である。図 37 において、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ は、上述したように、空間座標系 $x y z$ 上に配置される。また、画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ には、上述したように、位置ベクトル $r_1, r_2, \dots, r_n$ が設定される。ここで、位置ベクトル $r_1, r_2, \dots, r_n$ は空間座標系 $x y z$ 上に存在するベクトルなので、距離演算部 23 b は、

10

20

30

40

50

上述したステップ S 1 2 1 2 と同様の処理を行って、各画像中心 $C_1, C_2, \dots, C_n$ の間のユークリッド距離を演算出力でき、道のり演算部 3 7 a は、この演算出力結果を用いて、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ 間の道のり、すなわち、上述したプローブ 2 の移動経路長を演算出力できる。

【0 1 7 4】

また、この実施の形態 3 およびその変形例では、3 次元指定断層像上の所望位置に指定された複数の計測点の座標情報を用いて、周囲長計測処理または道のり計測処理を行っ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 次元基準断層像上または 2 次元超音波断層像上の所望位置に指定された複数の計測点の座標情報を用いて、周囲長計測処理または道のり計測処理を行った場合に適用してもよい。

10

【0 1 7 5】

さらに、この実施の形態 3 およびその変形例では、操作者が入力装置 8 を用い、3 次元指定断層像データ上に計測点を設定し、この計測点の各座標情報をもとに、これらの計測点によって決定される計測範囲の周囲長または道のりを計測していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、入力装置 8 を用いたドラッグ操作によって描かれるドラッグ経路をもとに決定される計測範囲の周囲長または道のりを計測してもよい。図 3 8 は、制御部 3 7 がドラッグ経路をもとに決定される計測範囲の周囲長または道のりを計測する動作を説明する模式図である。

【0 1 7 6】

図 3 8 に示すように、まず、操作者が入力装置 8 として、たとえばマウスを操作し、モニター 9 に画面表示された腫瘍断層像 h と腓管断層像 f との境界近傍の位置に第 1 の計測点 S_1 を指定する。その後、操作者は、腫瘍断層像 h を囲むように、マウスのボタンを押し下げながらカーソル K を所望の方向に移動させるドラッグ操作を行う。この場合、制御部 3 7 は、操作者がマウスをドラッグしている最中に、このドラッグ操作によって描かれるドラッグ経路に対応する断層像データの画素数を計数する。つぎに、制御部 3 7 は、この計数処理によって得られた計数値に 1 画素あたりの実寸を乗じて、このドラッグ経路に対応する道のりを演算出力する。その後、制御部 3 7 は、上述した道のり計測処理の場合と同様に、この演算出力した道のりを所定の単位に換算してモニター 9 に画面表示させる。これと同時に、制御部 3 7 は、このドラッグ操作によるドラッグ経路を曲線で 3 次元指定断層像 W 上に重畳してモニター 9 に画面表示させる。ここで、この断層像データの画素は、縦横の実寸を同じとする正方形として設定され、その 1 画素あたりの実寸は、2 次元超音波断層像上に写る領域の横方向（または縦方向）の体腔内での長さを 2 次元超音波断層像データの横方向（または縦方向）の画素数で除して求められる。

20

30

【0 1 7 7】

また、制御部 3 7 には、指定された計測点 S_1 からの半径が予め設定され、操作者が、この半径以内にカーソル K を移動させるとともに、このドラッグ操作におけるマウスのボタンの押し下げを止めると、制御部 3 7 は、この計測点 S_1 と、このマウスのボタンの押し下げを止めた点とを結ぶ。この場合、制御部 3 7 は、このドラッグ経路を自動的に閉じて閉曲線にし、該閉曲線に対応する断層像データの画素数を計数する。つぎに、制御部 3 7 は、この計数処理によって得られた計数値に 1 画素あたりの実寸を乗じて、このドラッグ経路に対応する閉曲線の周囲長を演算出力する。その後、制御部 3 7 は、上述した周囲長計測処理の場合と同様に、この演算出力した周囲長を所定の単位に換算してモニター 9 に画面表示させる。これと同時に、制御部 3 7 は、このドラッグ経路による閉曲線を 3 次元指定断層像 W 上に重畳してモニター 9 に画面表示させる。

40

【0 1 7 8】

以上に説明したように、この実施の形態 3 では、3 次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に関する位置データが対応付けられた複数の 2 次元画像データを用いて作成された 3 次元画像データをもとに、3 次元基準断層像または 3 次元指定断層像を画面表示し、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所望位置に少なくとも 3 つの計測点が指定された場合、この所望位置に対応する各座標情報をもとに、こ

50

の少なくとも3つ計測点によって囲まれた計測範囲の周囲長を演算出力するように構成しているので、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関心領域の断層像を一つの画面内に容易に表示出力できるとともに、この関心領域の周囲長を正確に計測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、この関心領域の断層像を容易に探し出すことができるとともに、探し出した関心領域の周囲長を正確に把握でき、手術前に該関心領域の大きさを高精度に推定することができる。

【0179】

したがって、操作者が胆管および膵管と胆管膵管合流部とが同時に写っている3次元指定断層像を適切に選べば、操作者は、この胆管膵管合流部から何mmの位置に疾患部位が存在するか、また、胆管または膵管等の脈管に対してどの程度の大きさで疾患部位が広がっているかの情報を一層正確かつ客観的に得ることができ、手術前の手術方針または切除範囲の決定に有用である。

10

【0180】

また、この実施の形態3の変形例では、画面表示された3次元基準断層像上または3次元指定断層像上の所望位置に少なくとも3つの計測点が指定された場合に、この所望位置に対応する各座標情報をもとに、この少なくとも3つ計測点によって決定される道のりを演算出力するように構成しているので、体腔内の特徴的部位または疾患部位等の関心領域に至るまでの体腔内の所望の道のりを正確に計測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、たとえば、特徴的部位から疾患部位に至る体腔内の道のりを正確に計測でき、これによって、生体内の所望の関心領域の位置関係を正確に把握することができ、生体内の超音波診断を迅速かつ的確に行うことができる。したがって、操作者が3次元指定断層像と計測点とを適切に選べば、操作者は、たとえば胆管膵管合流部から胆管または膵管に沿って何mmの位置に疾患部位が存在するか、また、胆管または膵管等の脈管に沿って何mmの長さで疾患部位が広がっているかの情報を一層正確かつ客観的に得ることができ、手術前の手術方針または切除範囲の決定に有用である。

20

【0181】

さらに、3次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に関する位置データが対応付けられた複数の2次元画像データの各画像中心間の道のりを演算出力するように構成したので、プローブが体腔内を曲がりながら、あるいは、ねじれながら移動するとともに体腔内の3次元走査を行った場合であっても、このプローブの移動経路長を正確に計測することができる。

30

【0182】

(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、所望の断層像上の所望位置に少なくとも3つの計測点が指定された場合に、この所望位置に対応する各座標上に計測点をそれぞれ設定するとともに、この少なくとも3つの計測点によって決定される計測範囲の周囲長等の長さを演算出力するように構成していたが、この実施の形態4では、この少なくとも3つの計測点によって決定される計測範囲の面積を演算出力するように構成している。

40

【0183】

図39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に代えて制御部43が設けられる。制御部43は、制御部33に面積演算部43aが追加された構成を有し、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。

【0184】

50

図40は、制御部43が、帯状または立体的な3次元縦断像をモニター9に画面表示させてから、空間座標系xyz上の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、その後、この3次元画像データをもとに作成した3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に少なくとも3つの計測点を設定し、該少なくとも3つの計測点によって囲まれた計測範囲の面積を計測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40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43は、上述したステップS1001～S1007と同様に、ステップS1301～S1307の各処理工程を行う。

【0185】

つぎに、操作者は、モニター9に画面表示された3次元基準断層像または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、制御部43に角度情報を入力する操作を行わず、画面表示された各種断層像上に指定する計測点に関する計測点情報の入力操作を行う。この場合、制御部43は、角度情報を受け付けずに(ステップS1306, No)、計測点情報を受け付け(ステップS1308, Yes)、その後、制御部43は、操作者が入力装置8を操作して入力した計測点情報を用いて、3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上に少なくとも3つの計測点を設定するとともに、該少なくとも3つの計測点によって囲まれた計測領域の面積を演算出力し、得られた演算結果を該面積の計測結果として表示出力またはプリンタ出力する(ステップS1309)。なお、この計測点が3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上に設定されてから、面積の計測結果が表示出力またはプリンタ出力されるまでの処理(面積計測処理)の詳細については、後述する。

【0186】

一方、操作者が、入力装置8を用いて、上述した角度情報および計測点情報の入力操作を行わなかった場合、制御部43は、角度情報を受け付けずに(ステップS1306, No)、かつ、計測点情報を受け付けずに(ステップS1308, No)、上述したステップS1306以降の処理工程を繰り返す。この場合、制御部43は、操作者の入力操作によって入力された角度情報または計測点情報を受け付けるまで、モニター9に対し、画面表示された3次元基準断層像または3次元指定断層像の状態を維持する制御を行う。

【0187】

つぎに、制御部43が、上述したステップS1309の面積計測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41は、制御部43が3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に指定された計測範囲の面積に関する面積計測処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図42は、制御部43が、関心領域の断層像である腫瘍断層像hが表示された3次元指定断層像W上に所望数、たとえば5つの計測点を設定し、この5つの計測点によって囲まれる計測範囲の面積を計測した場合のモニター9の画面表示を例示した図である。

【0188】

図41および図42において、操作者が、入力装置8を用い、たとえば、マウス等を操作して、モニター9に表示されたカーソルを3次元基準断層像上または3次元指定断層像上の各所望位置に移動させるとともに該各所望位置を逐次指定し、該各所望位置に対応する各計測点情報を逐次入力した場合、制御部43は、上述したステップS1101～S1110と同様の処理を行い、3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上の所望位置に、操作者の入力操作の回数に応じた数量の計測点を設定するとともに該計測点を示す各マーカを表示し、その後、設定した計測点間を順次結ぶ各線分を演算出力するとともに該各線分を示す補助線を表示する(ステップS1401～S1410)。

【0189】

たとえば、操作者が、入力装置8を操作して、腫瘍断層像hと脾管断層像fとの境界近傍の位置に計測点 S_1 を指定し、その後、腫瘍断層像hを囲むように計測点 $S_2 \sim S_5$ を指定した場合、制御部43は、この操作者による各指定位置に対応する3次元指定断層像デ

10

20

30

40

50

ータ上に計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定するとともに、図 4 2 に示すように、腫瘍断層像 h を囲むように、計測点 $S_1 \sim S_5$ にそれぞれ対応する第 1 計測マーカ～第 5 計測マーカを 3 次元指定断層像 W 上に重畳して表示する。また、制御部 4 3 は、上述した周囲長計測処理の場合と同様に、線分 ($S_1 S_2$)、線分 ($S_2 S_3$)、線分 ($S_3 S_4$)、および線分 ($S_4 S_5$) を演算出力するとともに、線分 ($S_1 S_2$)、線分 ($S_2 S_3$)、線分 ($S_3 S_4$)、および線分 ($S_4 S_5$) に対応する各補助線を 3 次元指定断層像 W 上に重畳してそれぞれ表示する。

【0190】

一方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わず、かつ、少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測範囲の面積を演算出力する指示情報（面積演算指示情報）の入力操作を行わない場合、制御部 4 3 は、次の計測点情報を受け付けず（ステップ $S1410$, No）、かつ、面積演算指示を受け付けない（ステップ $S1411$, No）。この場合、制御部 4 3 は、上述したステップ $S1409$ 以降の各処理工程を繰り返す。

10

【0191】

他方、操作者が、入力装置 8 を操作して、次の計測点情報の入力操作を行わずに、面積演算指示情報の入力操作を行った場合、制御部 4 3 は、次の計測点情報を受け付けずに（ステップ $S1410$, No）、この面積演算指示情報による面積演算指示を受け付け（ステップ $S1411$, Yes）、その後、制御部 4 3 は、上述したステップ $S1112$ と同様の処理を行って、ステップ $S1401$ にて設定した初期の計測点と、面積演算指示を受け付ける前に設定した最新の計測点、すなわち最後の計測点とを結ぶ終始点線分を演算出力するとともに、得られた終始点線分に対応する補助線を画面表示する（ステップ $S1412$ ）。たとえば、合計 5 つの計測点 $S_1 \sim S_5$ が操作者の入力操作によって逐次入力された場合、制御部 4 3 は、ステップ $S1412$ において、計測点 S_1 と計測点 S_5 とを結ぶ線分 ($S_1 S_5$) を演算出力するとともに、得られた線分 ($S_1 S_5$) に対応する補助線を画面表示する。

20

【0192】

つぎに、面積演算部 4 3 a は、制御部 4 3 が面積演算指示を受け付けた場合、上述したステップ $S1401 \sim S1410$ において設定された少なくとも 3 つの計測点の各座標情報をもとに、この少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測範囲（多角形）の面積を演算出力し（ステップ $S1413$ ）、その後、制御部 4 3 は、面積演算部 4 3 a が演算出力したこの計測範囲の面積を計測結果として所望の単位に換算してモニタ 9 に画面表示させる（ステップ $S1414$ ）。ただし、この多角形が少なくとも 4 つの計測点によって形成されている場合、制御部 4 3 は、この少なくとも 4 つの計測点のうちの 3 点を用い、この多角形の内部を複数の三角形に分割する。この場合、面積演算部 4 3 a は、この複数の三角形を形成する各計測点の座標情報をもとに、制御部 4 3 が分割した各三角形の面積をそれぞれ演算出力するとともに、得られた各三角形の面積を全て加算し、この多角形の面積を演算出力する。なお、制御部 4 3 が、この少なくとも 4 つの計測点によって形成された多角形の内部を複数の三角形に分割する処理の詳細については、後述する。

30

【0193】

ここで、制御部 4 3 が 3 次元基準断層像データ上または 3 次元指定断層像データ上に設定した計測点は、この 3 次元基準断層像データおよび 3 次元指定断層像データが空間座標系 $x y z$ 上に存在することに起因し、上述した 3 次元縦断像データ上に設定された計測点と同様に、空間座標系 $x y z$ 上の位置ベクトルによって表すことができる。したがって、面積演算部 4 3 a は、上述した式 (2)、(3) によって例示される各計測点の位置ベクトルのベクトル成分を用い、三角形の面積を求める公式および余弦定理、またはヘロンの公式等の周知の面積演算方法に基づき、この少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測範囲の面積を演算出力できる。

40

【0194】

なお、この面積演算指示情報は、操作者の入力操作によって、たとえば図 4 2 に示すように、操作者が、マウス等を操作して、面積演算指示に対応する「面積」アイコンにカー

50

ソルKを移動させるとともに、この「面積」アイコンをクリックする、すなわち選択すれば、情報入力となされる。同様に、上述した周囲長演算指示情報は、操作者の入力操作によって、たとえば、周囲長演算指示に対応する「周囲長」アイコンにカーソルKを移動させるとともに、この「周囲長」アイコンをクリックする、すなわち選択すれば、情報入力となされる。なお、この周囲長演算指示情報が入力された場合、制御部43は、上述したステップS111以降の各処理を行って、所望の周囲長を演算出力してもよい。

【0195】

その後、操作者が、入力装置8を操作して、この面積の計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部43は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに（ステップS1415, Yes）、上述したステップS1116と同様の処理を行い、プリンタ10に対して、この面積の計測結果を出力する制御を行う（ステップS1416）。一方、操作者が、入力装置8を操作して、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部43は、プリンタ出力指示を受け付けず（ステップS1415, No）、すなわち、プリンタ10に計測結果をプリントさせずに、この面積計測処理を達成する。操作者は、この面積計測処理が達成されれば、所望の関心領域の面積を高精度に計測することができ、たとえば、図42に示すように、関心領域として探し出した腫瘍断層像hの面積を所望の多角形に近似し、該面積を計測することができ、これによって、手術前等に腫瘍等の疾患部位の断面積等を高精度に推定できる。

10

【0196】

つぎに、制御部43が、3次元基準断層像データ上または3次元指定断層像データ上に設定した少なくとも4つの計測点によって形成された多角形の内部を複数の三角形に分割する処理について説明する。図43は、制御部43が5つの計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定した場合を例示し、この計測点 $S_1 \sim S_5$ によって形成される多角形が、凸多角形である場合に、制御部43が、この凸多角形を複数の三角形に分割した状態を説明する図である。図44は、制御部43が5つの計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定した場合を例示し、この5つの計測点 $S_1 \sim S_5$ によって形成される多角形が、凸多角形ではない多角形（凹多角形）である場合に、制御部43が、この凹多角形を複数の三角形に分割した状態を説明する図である。

20

【0197】

制御部43が、上述したステップS1401～S1412の各処理を行って、少なくとも4つの計測点と、該少なくとも4つの計測点の各2点を逐次結ぶ各線分とを演算出力した場合、この少なくとも4つの計測点を頂点とし、この各線分を辺とする多角形が形成される。その後、制御部43は、上述したステップS1401にて設定した初期の計測点を基準点に設定するとともに、上述したステップS1405～S1410にて逐次設定した少なくとも3つの計測点から、その設定順序の前から逐次2点を選択して、この基準点と該2点とによって形成される三角形を逐次作成し、該逐次作成した三角形を用いて、この多角形を分割する。この場合、制御部43は、逐次作成する三角形の基準点における角度方向、たとえば、この基準点を回転中心として、この基準点と先の設定順序の計測点とによる線分から、この基準点と後の設定順序の計測点とによる線分に向けて回転する角度方向が所定方向（たとえば正方向）であるか否かを常時監視する。この角度方向が所定方向である場合、制御部43は、この多角形を凸多角形と判断し、この初期の計測点を基準点として、この多角形を分割する三角形を逐次作成する。

30

40

【0198】

たとえば、制御部43が、図43に示すように、計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定し、かつ、線分（ $S_1 S_2$ ）、線分（ $S_2 S_3$ ）、線分（ $S_3 S_4$ ）、線分（ $S_4 S_5$ ）、および終始点線分（ $S_1 S_5$ ）を演算出力した場合、この計測点 $S_1 \sim S_5$ を頂点とする五角形が形成される。この場合、制御部43は、初期の計測点である計測点 S_1 を基準点として、計測点 $S_1 \sim S_3$ による三角形を作成するとともに、計測点 S_1 における角度方向が正方向か否かを監視する。ここで、計測点 S_1 を回転中心として、線分（ $S_1 S_2$ ）から、この多角形内部を通過するとともに終始点線分（ $S_1 S_5$ ）に向かう角度方向が、正方向として設定された場合、制

50

御部 4 3 は、計測点 $S_1 \sim S_3$ による三角形の計測点 S_1 における角度方向が正方向であることを確認し、この多角形が凸多角形であると判断する。これに基づき、制御部 4 3 は、この多角形を分割する三角形の 1 部として、計測点 $S_1 \sim S_3$ によって形成される三角形 SQ_1 を設定する。

【 0 1 9 9 】

その後、制御部 4 3 は、計測点 S_1, S_3, S_4 によって形成される三角形および計測点 S_1, S_4, S_5 によって形成される三角形についても、三角形 SQ_1 の場合と同様の処理を行い、この多角形を分割する三角形の 1 部として、計測点 S_1, S_3, S_4 によって形成される三角形 SQ_2 および計測点 S_1, S_4, S_5 によって形成される三角形 SQ_3 を設定する。この場合、制御部 4 3 は、この基準点と、最後の設定順序の計測点、すなわち計測点 S_5 を含む三角形を設定したので、この多角形を分割する三角形の設定処理を達成する。これによって、この多角形は、制御部 4 3 が設定した三角形 SQ_1, SQ_2, SQ_3 によって分割され、面積演算部 4 3 a は、計測点 $S_1 \sim S_5$ の各位置ベクトルのベクトル成分をもとに、三角形 SQ_1, SQ_2, SQ_3 の各面積を演算出力するとともに、得られた各面積を全て加算して、この多角形の面積を演算出力する。

10

【 0 2 0 0 】

一方、この多角形を分割する三角形の基準点における角度方向が所定方向ではない場合、制御部 4 3 は、この多角形を凹多角形と判断し、この角度方向が所定方向ではないことを確認した三角形における先の設定順序の計測点を基準点として更新し、その後、この基準点より後の設定順序の計測点を逐次 2 点選択して、この多角形を分割する三角形を逐次作成する。ただし、制御部 4 3 は、基準点の更新を 1 回行った場合、現基準点と、該現基準点の 1 つ前の基準点として設定した計測点と、最後の設定順序の計測点とが頂点として含まれる三角形を作成するまで、この多角形を分割する三角形の設定処理を繰り返す。また、制御部 4 3 は、基準点の更新を複数回行った場合、現基準点と該現基準点の 1 つ前の基準点として設定した計測点とを頂点として含み、該計測点が後の設定順序の計測点として含まれる三角形を作成するまで、この多角形を分割する三角形の設定処理を繰り返す。

20

【 0 2 0 1 】

たとえば、制御部 4 3 が、図 4 4 に示すように、計測点 $S_1 \sim S_5$ を設定し、かつ、線分 ($S_1 S_2$)、線分 ($S_2 S_3$)、線分 ($S_3 S_4$)、線分 ($S_4 S_5$)、および終始点線分 ($S_1 S_5$) を演算出力した場合、この計測点 $S_1 \sim S_5$ を頂点とする五角形が形成される。この場合、制御部 4 3 は、図 4 3 に示した凸多角形の場合と同様に、初期の計測点である計測点 S_1 を基準点として、計測点 $S_1 \sim S_3$ による三角形を作成するとともに、計測点 S_1 における角度方向が正方向か否かを監視する。この場合、制御部 4 3 は、計測点 $S_1 \sim S_3$ による三角形の計測点 S_1 における角度方向が正方向であることを確認する。これに基づき、制御部 4 3 は、この多角形を分割する三角形の 1 部として、計測点 $S_1 \sim S_3$ によって形成される三角形 SQ_4 を設定する。

30

【 0 2 0 2 】

つぎに、制御部 4 3 は、計測点 S_1, S_3, S_4 によって形成される三角形についても、三角形 SQ_1 の場合と同様の処理を行う。この場合、制御部 4 3 は、計測点 S_1, S_3, S_4 による三角形の計測点 S_1 における角度方向が正方向ではないことを確認し、これに基づき、制御部 4 3 は、この三角形における先の設定順序の計測点である計測点 S_3 を基準点として更新する。その後、制御部 4 3 は、基準点としての計測点 S_3 と、該計測点 S_3 の後の設定順序の計測点である計測点 S_4, S_5 とによって形成される三角形を作成するとともに、計測点 S_3 における角度方向が正方向か否かを監視する。この場合、制御部 4 3 は、計測点 $S_3 \sim S_5$ による三角形の計測点 S_3 における角度方向が正方向であることを確認する。これに基づき、制御部 4 3 は、この多角形を分割する三角形の 1 部として、計測点 $S_3 \sim S_5$ によって形成される三角形 SQ_5 を設定する。

40

【 0 2 0 3 】

その後、制御部 4 3 は、計測点 S_3, S_5, S_1 によって形成される三角形についても、上述した三角形 SQ_4 の場合と同様の処理を行い、この多角形を分割する三角形の 1 部と

50

して、計測点 S_3 , S_5 , S_1 によって形成される三角形 SQ_6 を設定する。この場合、制御部 43 は、現基準点である計測点 S_3 と、該現基準点の 1 つ前の基準点として設定した計測点 S_1 と、最後の設定順序の計測点である計測点 S_5 とが頂点として含まれる三角形を作成したので、この多角形を分割する三角形の設定処理を達成する。これによって、この多角形は、制御部 43 が設定した三角形 SQ_4 , SQ_5 , SQ_6 によって分割され、面積演算部 43 a は、計測点 $S_1 \sim S_5$ の各位置ベクトルのベクトル成分をもとに、三角形 SQ_4 , SQ_5 , SQ_6 の各面積を演算出力するとともに、得られた各面積を全て加算して、この多角形の面積を演算出力する。

【0204】

なお、この実施の形態 4 では、3 次元指定断層像上の所望位置に指定された複数の計測点の座標情報を用いて、面積計測処理を行っ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 次元基準断層像上または 2 次元超音波断層像上の所望位置に指定された複数の計測点の座標情報を用いて、面積計測処理を行った場合に適用してもよい。

10

【0205】

また、この実施の形態 4 では、操作者が入力装置 8 を用い、3 次元指定断層像データ上に複数の計測点を設定し、これらの計測点の各座標情報をもとに、これらの計測点によって囲まれた計測範囲の面積を計測していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、入力装置 8 を用いたドラッグ操作によって描かれるドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の面積を計測してもよい。図 45 は、制御部 43 がドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の面積を計測する動作を説明する模式図である。図 46 は、ドラッグ経路によって囲まれた計測範囲が、複数の画素による多角形で構成された状態を例示する模式図である。

20

【0206】

図 45 に示すように、まず、操作者が入力装置 8 として、たとえばマウスを操作し、モニタ 9 に画面表示された腫瘍断層像 h と膵管断層像 f との境界近傍の位置に第 1 の計測点 S_1 を指定する。その後、操作者は、腫瘍断層像 h を囲むようにドラッグ操作を行う。制御部 43 には、指定された計測点 S_1 からの半径が予め設定されており、操作者が、この半径以内にカーソル K を移動させるとともに、このドラッグ操作におけるマウスのボタンの押し下げを止めると、制御部 43 は、この計測点 S_1 と、このマウスのボタンの押し下げを止めた点とを結ぶ。この場合、制御部 43 は、このドラッグ経路を自動的に閉じて閉曲線にするとともに、図 46 に示すように、この閉曲線に対応する断層像データの各画素の位置情報をもとに、これらの画素による多角形を生成し、該多角形を用いて、この閉曲線に囲まれた計測範囲を構成する。その後、制御部 43 は、この多角形によって構成された計測範囲に存在する画素総数を計数する。つぎに、制御部 43 は、この計数処理によって得られた計数値に 1 画素あたりの実面積を乗じて、この閉曲線によって囲まれた計測範囲の面積を演算出力する。なお、この 1 画素あたりの実面積は、上述した 1 画素あたりの実寸の二乗によって求めることができる。その後、制御部 43 は、上述した面積計測処理の場合と同様に、この演算出力した面積を所定の単位に換算してモニタ 9 に画面表示させる。これと同時に、制御部 43 は、この閉曲線によって囲まれた計測範囲を 3 次元指定断層像 W 上に重畳してモニタ 9 に画面表示させる。

30

40

【0207】

以上に説明したように、この実施の形態 4 では、3 次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に関する位置データが対応付けられた複数の 2 次元画像データを用いて作成された 3 次元画像データをもとに、3 次元基準断層像または 3 次元指定断層像を画面表示し、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所望位置に少なくとも 3 つの計測点が指定された場合、この所望位置に対応する各座標情報をもとに、この少なくとも 3 つ計測点によって囲まれた計測範囲の面積を所望の多角形に近似して演算出力するように構成しているので、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関心領域の断層像を一つの画面内に容易に表示出力できるとともに

50

、この関心領域の面積を高精度に計測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、この関心領域の断層像を容易に探し出すことができるとともに、探し出した関心領域の面積を高精度に把握でき、これによって、手術前等に腫瘍等の疾患部位の断面積等を高精度に推定することができる。

【0208】

これによって、操作者は、手術前に疾患部位の大きさを正確に把握でき、手術方針または切除範囲の決定に有用である。また、操作者は、抗癌剤または放射線等による疾患部位の経時的な治療効果を一層正確かつ客観的に判定できる。特に、疾患部位の面積を計測して該疾患部位の大きさを評価すれば、得られる評価結果は、操作者によらず客観的である。

10

【0209】

さらに、面積は、距離の2乗の次元を有するため、被検体の縦断像または断層像の歪みの影響を受けやすい。なぜなら、距離が実際の形状から縦横で10%の歪みを有する場合、面積はおよそ20%の歪みを含んでしまうためである。それゆえ、面積を計測する用途に、この実施の形態4の構成を用いることが非常に望ましい。

【0210】

(実施の形態5)

つぎに、この発明の実施の形態5について詳細に説明する。上述した実施の形態4では、所望の断層像上の所望位置に少なくとも3つの計測点が指定された場合に、この所望位置に対応する各座標上に計測点をそれぞれ設定するとともに、この少なくとも3つの計測点によって決定される計測範囲の面積を演算出力するように構成していたが、この実施の形態5では、空間座標系上に配列した複数の2次元画像データの各隣接2次元画像データ間の補間によって作成された3次元画像データ上に、相互に平行に配置された所定間隔の断層面を設定し、その後、この断層面の断層像上の所望位置に少なくとも3つの計測点が指定された場合に、この少なくとも3つの計測点の各座標情報と、この断層面の間隔とをもとに、所望の関心領域の体積を演算出力するように構成している。

20

【0211】

図47は、この発明の実施の形態5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51は、画像処理装置42に代えて画像処理装置52が配置され、画像処理装置52には、制御部43に代えて制御部53が設けられる。制御部53は、制御部43に体積演算部53aが追加された構成を有し、制御部43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4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

【0212】

図48は、制御部53が、帯状または立体的な3次元縦断像をモニタ9に画面表示させてから、空間座標系xyz上の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、その後、この3次元画像データ上に、相互に平行な平行断層面を所定間隔毎に設定するとともに、設定した各平行断層面の平行断層像を画面表示し、画面表示した平行断層像上に少なくとも3つの計測点が指定された場合に、この少なくとも3つの計測点によって決定される計測範囲の体積を計測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48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53は、上述したステップS1301~S1307と同様に、ステップS1501~S1507の各処理工程を行う。

40

【0213】

つぎに、操作者は、モニタ9に画面表示された3次元基準断層像または3次元指定断層像を観察して、所望の関心領域がモニタ9に画面表示されていることを確認した場合、制御部43に角度情報を入力する操作を行わず、この3次元基準断層像および3次元指定断層像のもとである3次元画像データ上に設定する各平行断層面の間隔(断層面間隔)に関

50

する断層面間隔情報を入力する操作を行う。この断層面間隔情報は、操作者が入力装置 8 を操作して、所望の断層面間隔に対応する数値を入力し、または選択し、情報入力がなされる。この場合、制御部 53 は、角度情報を受け付けずに（ステップ S 1506, No）、この断層面間隔情報を受け付ける（ステップ S 1508, Yes）。つぎに、制御部 53 は、この 3 次元画像データ上に、この断層面間隔情報に対応する断層面間隔の平行断層面を設定するとともに、設定した各平行断層面の平行断層像データを作成し、該平行断層像データに対応する平行断層像をモニタ 9 に画面表示させる（ステップ S 1509）。

【0214】

その後、制御部 53 は、操作者が入力装置 8 を操作して入力した計測点情報を用いて、所望の平行断層像上に少なくとも 3 つの計測点を設定するとともに、該少なくとも 3 つの計測点によって囲まれた計測領域の体積を演算出力し、得られた演算結果を該体積の計測結果として表示出力またはプリンタ出力する（ステップ S 1510）。なお、この計測点が所望の平行断層像データ上に設定されてから、体積の計測結果が表示出力またはプリンタ出力されるまでの処理（体積計測処理）の詳細については、後述する。

10

【0215】

一方、操作者が、入力装置 8 を用いて、上述した角度情報および断層面間隔情報の入力操作を行わなかった場合、制御部 53 は、角度情報を受け付けずに（ステップ S 1506, No）、かつ、断層面間隔情報を受け付けずに（ステップ S 1508, No）、上述したステップ S 1506 以降の処理工程を繰り返す。この場合、制御部 53 は、操作者の入力操作によって入力された角度情報または断層面間隔情報を受け付けるまで、モニタ 9 に対し、画面表示された 3 次元基準断層像または 3 次元指定断層像の状態を維持する制御を行う。

20

【0216】

つぎに、制御部 53 が、上述したステップ S 1509 において、入力された断層面間隔情報に対応する断層面間隔の平行断層面を 3 次元画像データ上に設定するとともに、設定した各平行断層面の平行断層像データを作成し、該平行断層像データに対応する平行断層像をモニタ 9 に画面表示させるまでの処理（平行断層像生成出力処理）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 49 は、制御部 53 が平行断層像生成出力処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 50 は、空間座標系 $x y z$ 上に配列した 3 次元画像データ $S D_0$ に対して、断層面間隔情報に対応する断層面間隔 ε の各平行断層面を設定するとともに、設定した各平行断層面の平行断層像データを作成するまでの処理を説明する図である。

30

【0217】

図 49 および図 50 において、操作者が、上述したように、入力装置 8 を操作して、断層面間隔情報を入力した場合、制御部 53 は、この断層面間隔情報を受け付けるとともに、3 次元画像データ上に設定する各平行断層面の間隔として、この断層面間隔情報に対応する断層面間隔 ε を設定する（ステップ S 1601）。つぎに、制御部 53 は、画像データ記憶部 12 から 3 次元画像データを読み出すとともに、該 3 次元画像データ上に、各平行断層面が断層面間隔 ε 毎に配列された平行断層面群を設定し（ステップ S 1602）、さらに、この平行断層面群の各平行断層面について、平行断層像データをそれぞれ作成する（ステップ S 1603）。

40

【0218】

ここで、この 3 次元画像データは、上述したように、3 次元走査によって得られた n 個の 2 次元画像データの各隣接データ間を補間または内挿して作成された立体画像データであり、この 3 次元走査に関する位置データに対応するとともに、空間座標系 $x y z$ 上の位置と輝度とを有するボクセルによって構成されている。したがって、制御部 53 は、この 3 次元画像データ上に所望の平行断層面群を設定すれば、この 3 次元画像データを用いて、この所望の平行断層面群の各平行断層面の平行断層像データをそれぞれ作成できる。

【0219】

たとえば、制御部 53 は、3 次元走査に関する各位置データをそれぞれ有する 2 次元画

50

像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ によって作成された空間座標系 $x y z$ 上の 3 次元画像データ SD_0 に対して、2 次元画像データ $D_1, D_2, \dots, D_n$ の配列関係に依存しない各平行断層面を断層面間隔 ε 毎に設定すれば、該各平行断層面の平行断層像データをそれぞれ作成できる。この場合、制御部 53 は、図 50 に示すように、空間座標系 $x y z$ 上の 3 次元画像データ SD_0 と断層面間隔 ε とをもとに、断層面間隔 ε 毎に各平行断層像データが配列された平行断層像データ群を有する 3 次元画像データ SD を作成できる。

【0220】

その後、制御部 53 は、作成した平行断層像データ群を有する 3 次元画像データを画像データ記憶部 12 に記憶するとともに、表示回路 13 を介して、この平行断層像データ群のうちの 1 つの平行断層像データをモニター 9 に送出し、これによって、この平行断層像データに対応する平行断層像をモニター 9 に画面表示させる（ステップ S1604）。この場合、制御部 53 は、この平行断層像データ群の所望位置の平行断層像データ、たとえば先頭の平行断層像データを読み出すとともに、該平行断層像データに対応する平行断層像をモニター 9 に画面表示させ、あるいは、操作者の入力操作によって逐次入力された指示情報に基づき、この平行断層像データ群から 1 つの平行断層像データを逐次読み出すとともに、該平行断層像データに対応する平行断層像をモニター 9 に逐次画面表示させる。

10

【0221】

つぎに、制御部 53 が、上述したステップ S1510 の体積計測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 51 は、制御部 53 が平行断層像上に指定された計測範囲の体積計測処理を達成するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。図 52 は、制御部 53 が、関心領域の断層像である腫瘍断層像 h が表示された平行断層像上に所望数、たとえば 9 つの計測点を設定し、この 9 つの計測点によって囲まれる計測範囲の体積を計測した場合のモニター 9 の画面表示を例示した図である。図 53 は、制御部 53 が、体積計測対象の関心領域の立体画像上に、体積演算処理の経過を表示した場合のモニター 9 の画面表示を例示した図である。

20

【0222】

図 51 および図 52 において、上述した平行断層像データ群が 3 次元画像データ上に作成された場合、制御部 53 は、記憶部 14a に既に記憶している体積を初期化、すなわち零に設定し（ステップ S1701）、その後、計測点情報の受付待機状態になる（ステップ S1702）。つぎに、操作者が、入力装置 8 を用い、たとえば、マウス等を使用して、モニター 9 に表示されたカーソルを平行断層像上の各所望位置に移動させるとともに該各所望位置を逐次指定し、該各所望位置に対応する各計測点情報を逐次入力した場合、制御部 53 は、上述したステップ S1401 ~ S1413 とほぼ同様の処理を行い、指定された計測点による多角形の面積を演算出力する（ステップ S1704）。たとえば、制御部 53 は、図 52 に示すように、指定された 9 つの計測点 $S_1 \sim S_9$ による多角形の面積を演算出力する。

30

【0223】

つぎに、体積演算部 53a は、上述したステップ S1509 において設定した断層面間隔 ε と、このステップ S1704 の処理によって演算出力した面積とを乗算する乗算処理を行うとともに、該乗算処理によって演算出力された値と、現時点で既に記憶部 14a に記憶されている体積とを加算する加算処理を行い、該加算処理によって演算出力された値、すなわち体積の累積値を現時点での体積とする（ステップ S1705）。この場合、体積演算部 53a は、平行断層像上に指定された計測点による計測範囲を底面とし、上述したステップ S1509 において設定した断層面間隔の整数倍を厚さとする領域の体積を演算出力する。たとえば、体積演算部 53a は、図 52 に示すように、計測点 $S_1 \sim S_9$ に囲まれた範囲の腫瘍断層像 h を底面とし、断層面間隔 ε を厚さとする領域の体積を演算出力する。

40

【0224】

なお、制御部 53 は、入力装置 8 を用いたドラッグ操作によるドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の面積を計測し、得られた面積に断層面間隔 ε を乗じ、これによって、こ

50

の計測範囲を底面とし、断層面間隔 ε を厚さとする領域の体積を演算出力してもよい。図 5 4 は、制御部 5 3 がドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の体積を計測する動作を説明する模式図である。

【0225】

図 5 4 に示すように、まず、操作者が入力装置 8 として、たとえばマウスを操作し、モニター 9 に画面表示された腫瘍断層像 h と腓管断層像 f との境界近傍の位置に第 1 の計測点 S_1 を指定する。その後、操作者は、腫瘍断層像 h を囲むようにドラッグ操作を行う。制御部 5 3 には、指定された計測点 S_1 からの半径が予め設定されており、操作者が、この半径以内にカーソル K を移動させるとともに、このドラッグ操作におけるマウスのボタンの押し下げを止めると、制御部 5 3 は、この計測点 S_1 と、このマウスのボタンの押し下げを止めた点とを結ぶ。この場合、制御部 5 3 は、このドラッグ経路を自動的に閉じて閉曲線にするとともに、上述した面積を計測する場合と同様に、この閉曲線に対応する断層像データの各画素の位置情報をもとに、これらの画素による多角形を生成し、該多角形を用いて、この閉曲線に囲まれた計測範囲を構成する。つぎに、制御部 5 3 は、この多角形によって構成された計測範囲に存在する画素総数を計数し、得られた計数値に 1 画素あたりの実面積を乗じて、この閉曲線によって囲まれた計測範囲の面積を演算出力する。その後、制御部 5 3 は、この演算出力した面積に断層面間隔 ε を乗じ、これによって、この計測範囲を底面とし、断層面間隔 ε を厚さとする領域の体積を演算出力する。

10

【0226】

体積演算部 5 3 a が現時点の体積を演算出力した場合、制御部 5 3 は、この体積を記憶部 1 4 a に記憶するとともに、図 5 2 に示すように、平行断層像に指定された計測点による計測範囲の体積計測結果として、この演算出力された体積を所望の単位に換算してモニター 9 に画面表示させる（ステップ $S1706$ ）。その後、操作者が、入力装置 8 を用いて、この体積計測処理の終了指示に関する計測終了指示情報の入力操作を行わない場合、制御部 5 3 は、上述したステップ $S1702$ 以降の処理を繰り返す。

20

【0227】

また、制御部 5 3 は、このステップ $S1706$ において、この体積計測結果を画面表示するとともに、平行断層像と同一画面内に、体積計測対象の関心領域の立体画像を表示し、この立体画像上に、このステップ $S1705$ による体積演算処理の経過を表示することもできる。この立体画像を表示するまでの作用を以下に説明する。

30

【0228】

制御部 5 3 は、上述したステップ $S1704$ の面積計測処理を行う毎に、関心領域として、たとえば腫瘍断層像 h を探し出す。つぎに、制御部 5 3 は、腫瘍断層像 h を底面とし、上述したステップ $S1509$ において設定した断層面間隔の整数倍を厚さとする領域と、それまで既に体積演算領域として抽出されている領域とをあわせ、あわせた領域の 3 次元腫瘍画像 SDh を構築する。さらに、制御部 5 3 は、体積演算処理によって体積が計測された部位（体側計測済み部位）として、この 3 次元腫瘍画像 SDh を表示する。その後、制御部 5 3 は、後述するようにステップ $S1704$ ~ ステップ $S1706$ を繰り返し、腫瘍断層像 h を探し出す毎に新たな 3 次元腫瘍画像 SDh を表示することで、ステップ $S1705$ による体積演算処理の経過を表示できる。これによって、操作者は、計測対象の関心領域について、現在の体積演算処理が行われた位置を容易に把握できる。

40

【0229】

一方、操作者が、入力装置 8 を用いて、計測点情報の入力操作を行わずに、画面表示された平行断層像の表示を切り換える指示情報の入力操作を行った場合、制御部 5 3 は、計測点情報を受け付けずに（ステップ $S1703$, No）、この指示情報による平行断層像の表示切替指示を受け付ける（ステップ $S1707$, Yes）。この場合、制御部 5 3 は、この表示切替指示のもと、画像データ記憶部 1 2 に記憶した平行断層像データ群から該表示切替指示に対応する平行断層像データを読み出すとともに、表示回路 1 3 を介して、この読み出した平行断層像データをモニター 9 に送出する。この場合、更新処理部 1 4 d は、既に画面表示されている平行断層像に代えて、この平行断層像データに対応する平行断

50

層像をモニター 9 に画面表示させる (ステップ S 1 7 0 8)。その後、制御部 5 3 は、上述したステップ S 1 7 0 2 以降の処理工程を繰り返す。

【0230】

なお、操作者が、入力装置 8 を用いて、計測点情報の入力操作を行わず、かつ、上述した平行断層像の表示を切り換える指示情報の入力操作を行わない場合、制御部 5 3 は、計測点情報を受け付けず (ステップ S 1 7 0 3, No)、かつ、平行断層像の表示切換指示を受け付けない (ステップ S 1 7 0 7, No)。この場合、制御部 5 3 は、上述したステップ S 1 7 0 9 以降の各処理工程を繰り返す。

【0231】

他方、操作者が、入力装置 8 を用いて、この体積計測処理の終了指示に関する計測終了指示情報の入力操作を行った場合、制御部 5 3 は、この計測終了指示情報による計測処理終了指示を受け付ける (ステップ S 1 7 0 9, Yes)。その後、操作者が、入力装置 8 を用いて、この体積の計測結果を紙面等にプリントするプリンタ出力指示の指示情報を入力した場合、制御部 5 3 は、この指示情報に基づくプリンタ出力指示を受け付けるとともに (ステップ S 1 7 1 0, Yes)、上述したステップ S 1 4 1 6 と同様の処理を行い、プリンタ 1 0 に対して、この体積の計測結果を出力する制御を行う (ステップ S 1 7 1 1)。一方、操作者が、入力装置 8 を用いて、このプリンタ出力指示の指示情報を入力しない場合、制御部 5 3 は、プリンタ出力指示を受け付けず (ステップ S 1 7 1 0, No)、すなわち、プリンタ 1 0 に計測結果をプリントさせずに、この体積計測処理を達成する。操作者は、この体積計測処理が達成されれば、所望の関心領域の体積を高精度に計測することができ、たとえば、図 5 2 および図 5 3 に示すように、関心領域として探し出した腫瘍断層像 h が含まれる 3 次元腫瘍画像 S D h の所望領域の体積を計測することができ、これによって、操作者は、手術前に疾患部位の大きさを正確に把握でき、手術方針または切除範囲の決定に有用である。また、操作者は、抗癌剤または放射線等による疾患部位の経時的な治療効果を一層正確かつ客観的に判定できる。特に、体積を計測して疾患部位の大きさを評価することは、体積が腫瘍等の疾患部位の細胞数に概ね比例することに起因し、疾患の勢いを評価する用途に好ましい。さらに、疾患部位の体積を計測して該疾患部位の大きさを評価すれば、得られる評価結果は、操作者によらず客観的である。

【0232】

さらに、体積は、距離の 3 乗の次元を有するため、被検体の縦断像または断層像の歪みの影響を受けやすい。なぜなら、距離が実際の形状から縦横で 1 0 % の歪みを有する場合、体積はおよそ 3 0 % の歪みを含んでしまうためである。それゆえ、体積を計測する用途に、この実施の形態 5 の構成を用いることが非常に望ましい。

【0233】

なお、この実施の形態 5 では、空間座標系 x y z 上の 3 次元画像データ上に、3 次元走査における位置データと対応付けられた複数の 2 次元画像データの配列関係に依存しない各平行断層面を断層面間隔毎に設定していたが、この発明は、これに限定されるものではなく、この 3 次元画像データ上に、所望の 2 次元画像データ、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に平行な各平行断層面を断層面間隔毎に設定してもよい。

【0234】

以上に説明したように、この実施の形態 5 では、3 次元走査を行ったプローブの移動経路または移動方向に関する位置データが対応付けられた複数の 2 次元画像データを用いて作成された 3 次元画像データに対して、相互に平行な各平行断層面を所定の断層面間隔毎に設定するとともに、該各平行断層面の平行断層像を逐次画面表示し、画面表示された平行断層像上の所望位置に少なくとも 3 つの計測点が指定された場合、この所望位置に対応する各座標情報と、この断層面間隔とをともに、この少なくとも 3 つ計測点によって囲まれた計測範囲を底面とし、この断層面間隔を厚さとする領域の体積を演算出力するように構成しているので、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関心領域の所望範囲の体積を高精度に計測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、この関心領域の体積を高精度に把

握できるとともに、表示出力された 3 次元画像全体のうちの関心領域の占める大きさを容易に把握でき、たとえば、手術前等に腫瘍等の疾患部位の体積等を高精度に推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0235】

【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系に配列する動作を説明する図である。

10

【図4】3次元縦断像上の計測点間距離を計測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5】3次元縦断像と2次元超音波断層像とが画面表示された状態を例示する図である。

【図6】3次元縦断像作成処理が達成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7】縦断面設定処理を説明する図である。

【図8】縦断像画像処理を説明する図である。

【図9】帯状の縦断像を含む立体的な3次元縦断像データを作成するまでの処理工程を説明するフローチャートである。

20

【図10】表面画像作成処理を説明する図である。

【図11】帯状の縦断像を含む立体的な3次元縦断像が画面表示された状態を例示する図である。

【図12】この発明の実施の形態1である超音波診断装置が計測点間距離計測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】3次元縦断像上に設定した2つの計測点による計測点間距離を計測した場合のモニタ9の画面表示を例示した図である。

【図14】2次元超音波断層像上に第1の計測点を設定する動作を説明する図である。

【図15】別の2次元超音波断層像上に第2の計測点を設定する動作を説明する図である。

30

【図16】異なる2次元画像データ上に設定した2つの計測点の計測点間距離を演算出力する処理を説明する図である。

【図17】この発明の実施の形態2である超音波診断装置の概略構成を例示するブロック図である。

【図18】3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に指定された2つの計測点の計測点間距離を計測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19】2次元画像データ上に設定した2つの指定点を通する直線と基準切断面との設定を説明する図である。

【図20】指定切断面を演算出力する処理を説明する図である。

【図21】指定点設定処理が達成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。

40

【図22】第1指定点設定処理を説明する図である。

【図23】第2指定点設定処理を説明する図である。

【図24】3次元基準断層像表示処理が達成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25】3次元基準断層像が画面表示された状態を説明する図である。

【図26】3次元指定断層像表示処理が達成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27】3次元指定断層像が画面表示された状態を説明する図である。

【図28】この発明の実施の形態2である超音波診断装置が計測点間距離計測処理を達成

50

するまでの各処理工程を詳細に説明するフローチャートである。

【図 29】3次元指定断層像上に設定した2つの計測点の計測点間距離を計測した場合の画面表示を例示した図である。

【図 30】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 31】3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に設定した計測範囲の周囲長を計測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 32】周囲長計測処理が達成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 33】3次元指定断層像上に設定した計測範囲の周囲長を計測した場合の画面表示を例示した図である。 10

【図 34】この発明の実施の形態3の変形例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 35】道のり計測処理が達成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 36】3次元指定断層像上に設定した計測点によって決定される道のりを計測した場合の画面表示を例示した図である。

【図 37】3次元走査におけるプローブの移動経路長を求める処理を説明する図である。

【図 38】ドラッグ経路をもとに決定される計測範囲の周囲長または道のりを計測する動作を説明する模式図である。 20

【図 39】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 40】3次元基準断層像上または3次元指定断層像上に設定した計測範囲の面積を計測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 41】面積計測処理が達成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 42】3次元指定断層像上に設定した計測範囲の面積を計測した場合の画面表示を例示した図である。

【図 43】凸多角形を複数の三角形に分割する処理を説明する図である。

【図 44】凹多角形を複数の三角形に分割する処理を説明する図である。 30

【図 45】ドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の面積を計測する動作を説明する模式図である。

【図 46】ドラッグ経路によって囲まれた計測範囲が複数の画素による多角形で構成された状態を例示する模式図である。

【図 47】この発明の実施の形態5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 48】平行断層像上に設定した計測範囲の体積を計測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 49】平行断層像生成出力処理が達成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。 40

【図 50】3次元画像データに平行断層像データ群を作成するまでの処理を説明する図である。

【図 51】体積計測処理が達成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 52】平行断層像上に設定した計測範囲の体積を計測した場合の画面表示を例示した図である。

【図 53】体積計測対象の関心領域の立体画像上に体積演算処理の経過を表示した場合の画面表示を例示した図である。

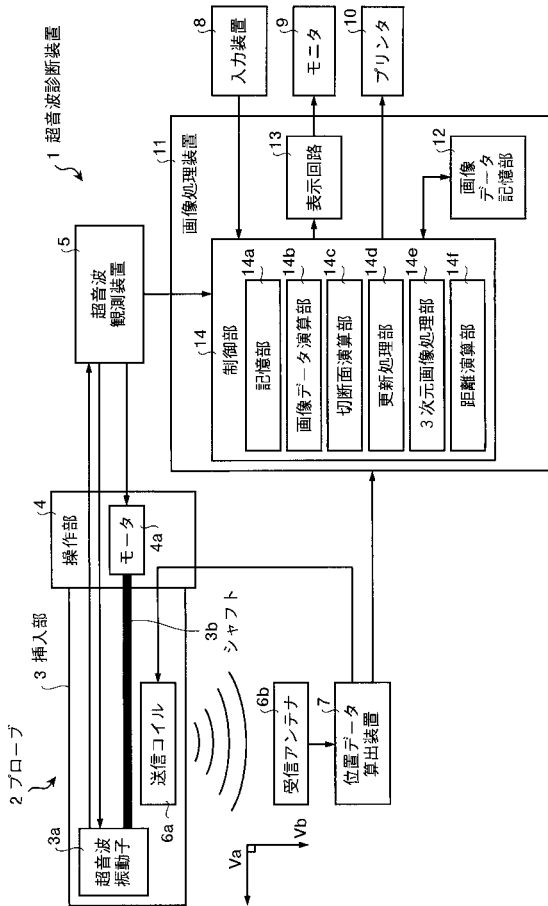
【図 54】ドラッグ経路によって囲まれる計測範囲の体積を計測する動作を説明する模式図である。 50

【符号の説明】

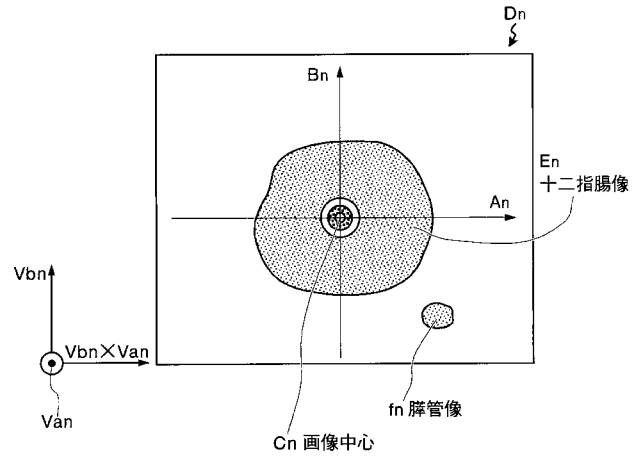
【0236】

1, 2 1, 3 1, 3 5, 4 1, 5 1	超音波診断装置	
2	プローブ	
3	挿入部	
3 a	超音波振動子	
3 b	シャフト	
4	操作部	
4 a	モータ	
5	超音波観測装置	10
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	プリンタ	
1 1, 2 2, 3 2, 3 6, 4 2, 5 2	画像処理装置	
1 2	画像データ記憶部	
1 3	表示回路	
1 4, 2 3, 3 3, 3 7, 4 3, 5 3	制御部	20
1 4 a	記憶部	
1 4 b	画像データ演算部	
1 4 c, 2 3 a	切断面演算部	
1 4 d	更新処理部	
1 4 e	3次元画像処理部	
1 4 f, 2 3 b	距離演算部	
3 3 a	周囲長演算部	
3 7 a	道のり演算部	
4 3 a	面積演算部	
5 3 a	体積演算部	30

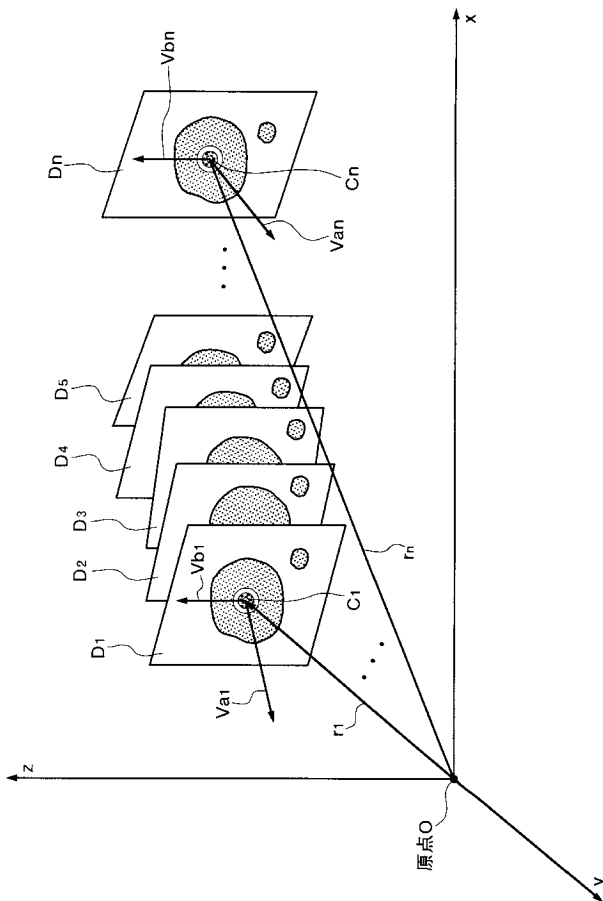
【図 1】



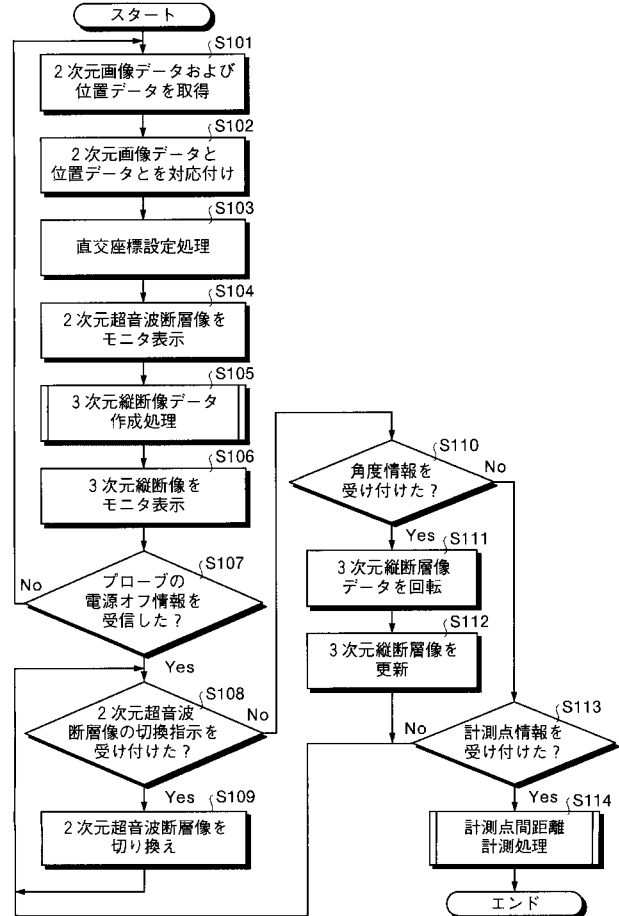
【図 2】



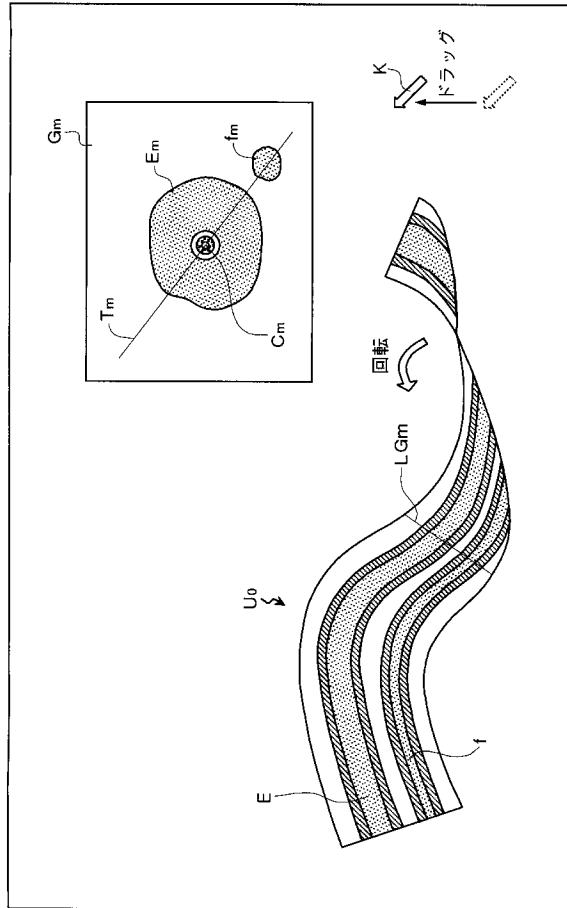
【図 3】



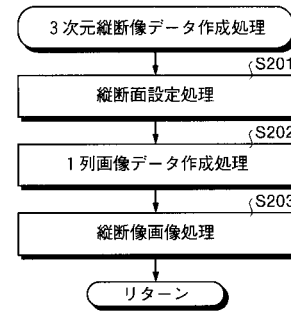
【図 4】



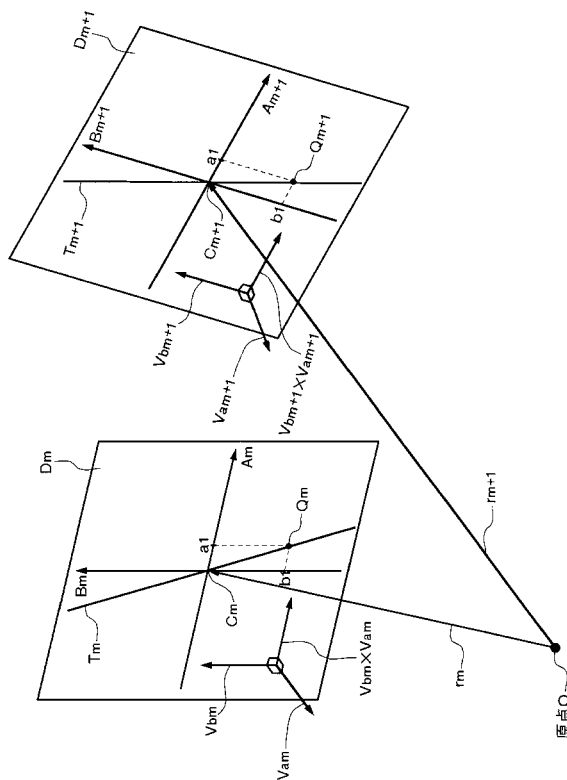
【図 5】



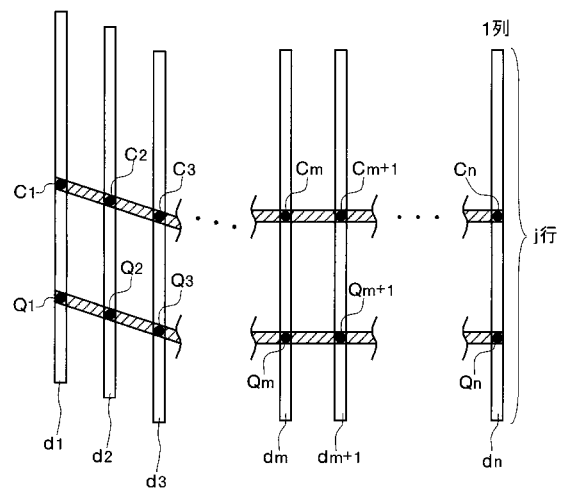
【図 6】



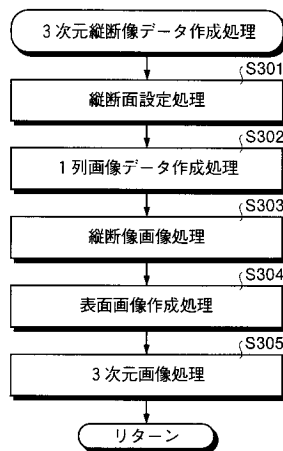
【図 7】



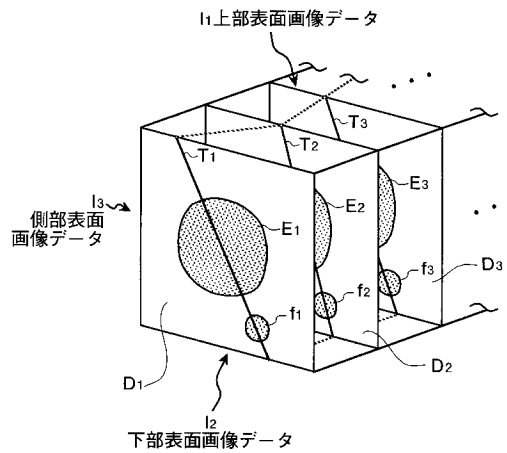
【図 8】



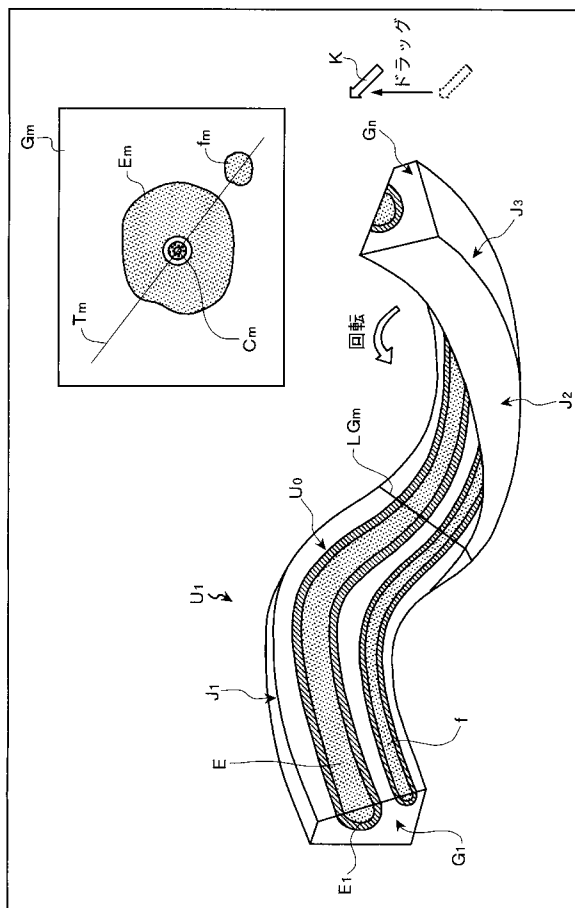
【図 9】



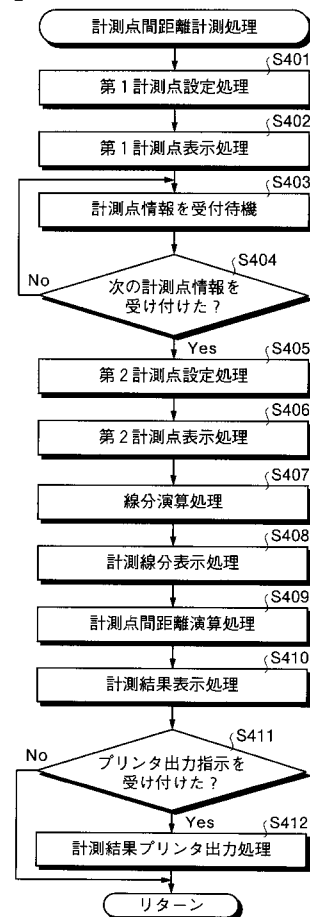
【図 10】



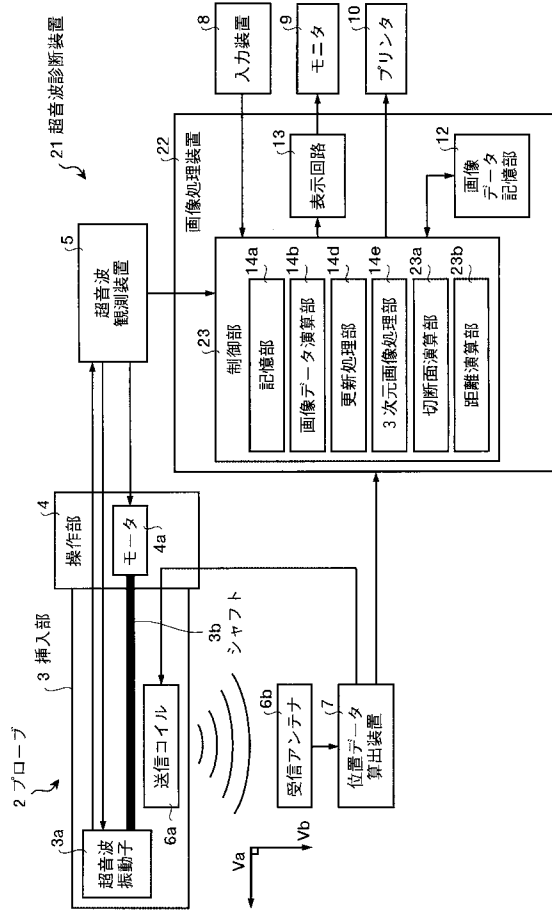
【図 11】



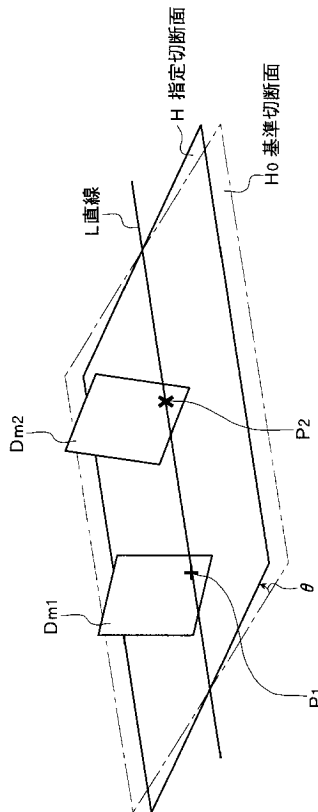
【図 12】



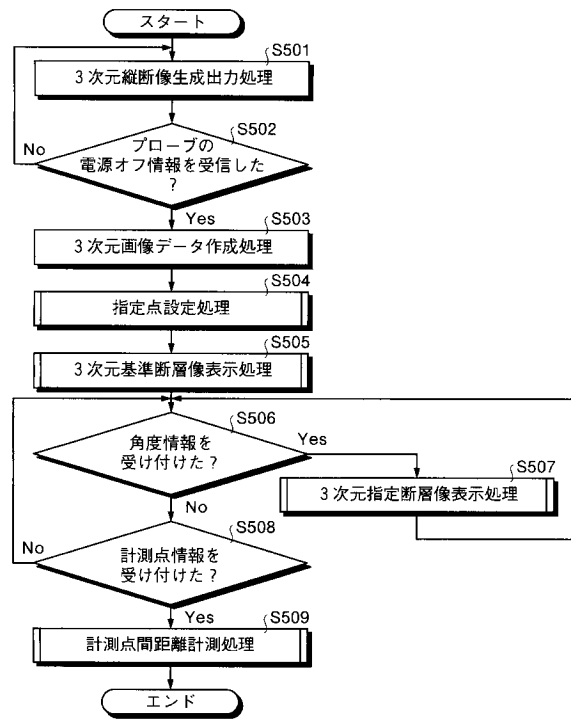
【図 17】



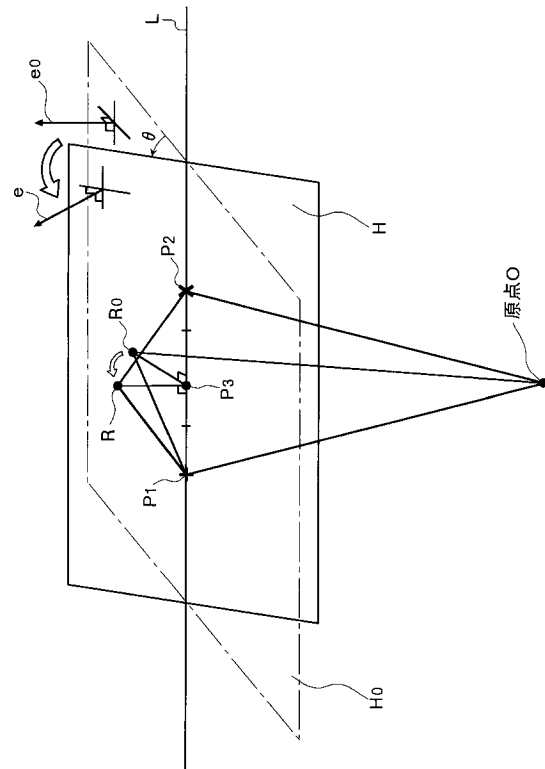
【図 19】



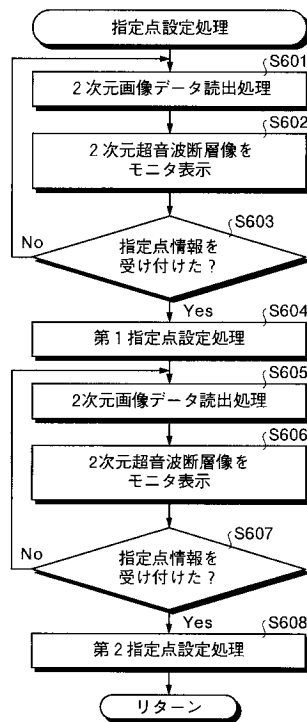
【図 18】



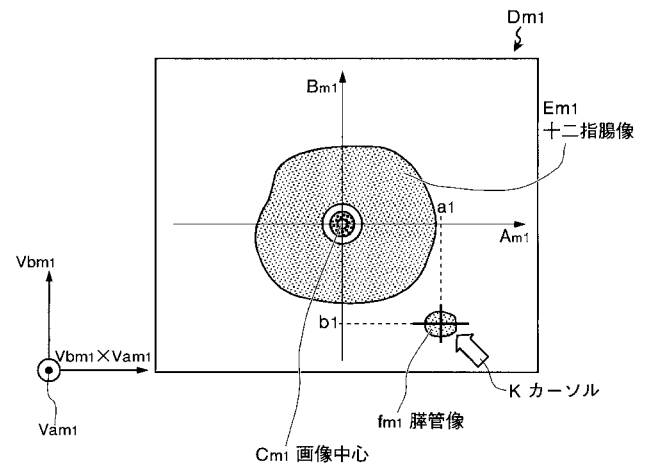
【図 20】



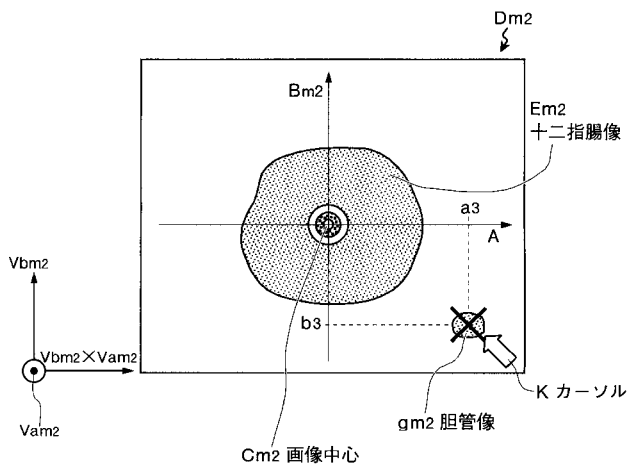
【図 2 1】



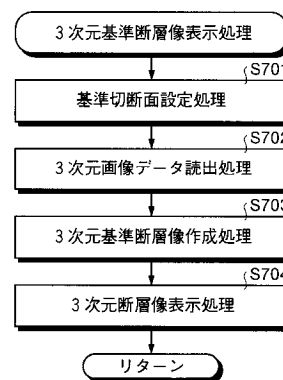
【図 2 2】



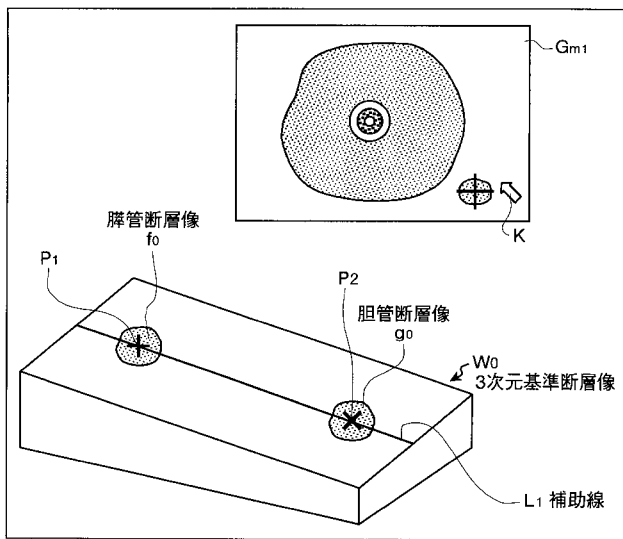
【図 2 3】



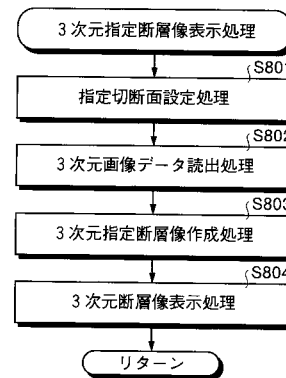
【図 2 4】



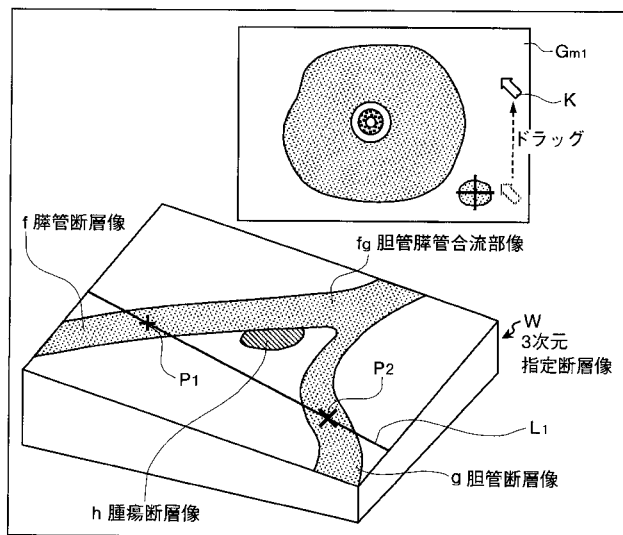
【図 25】



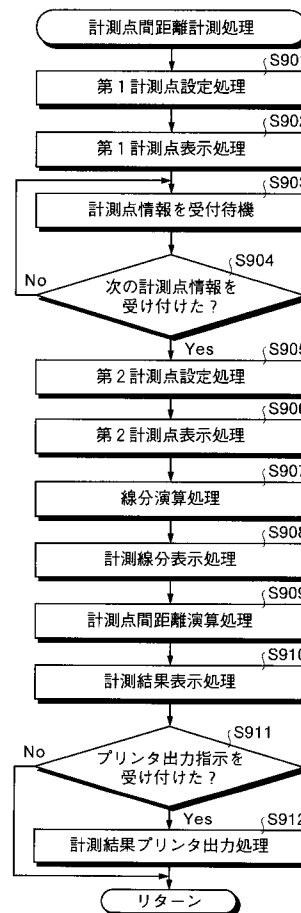
【図 26】



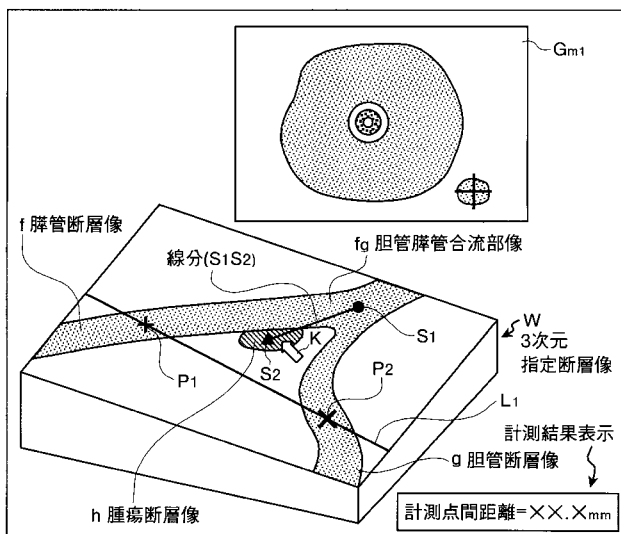
【図 27】



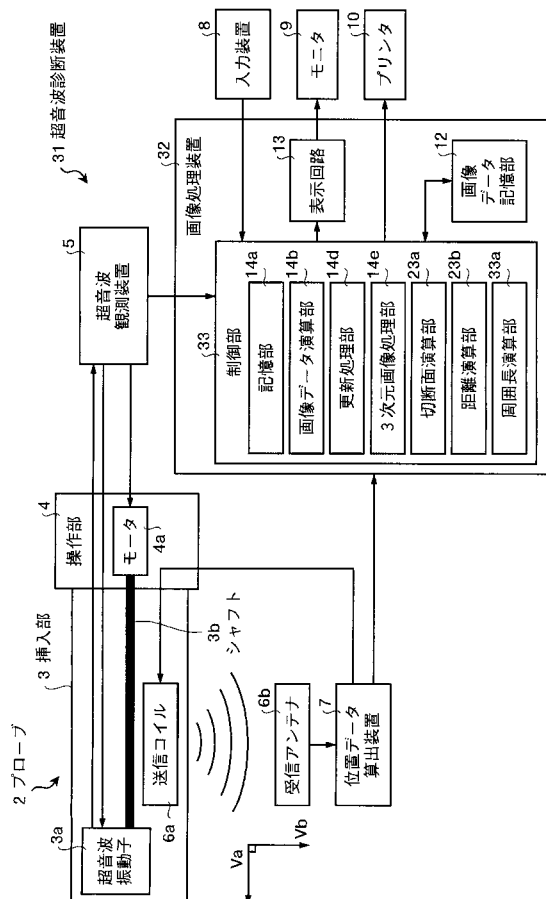
【図 28】



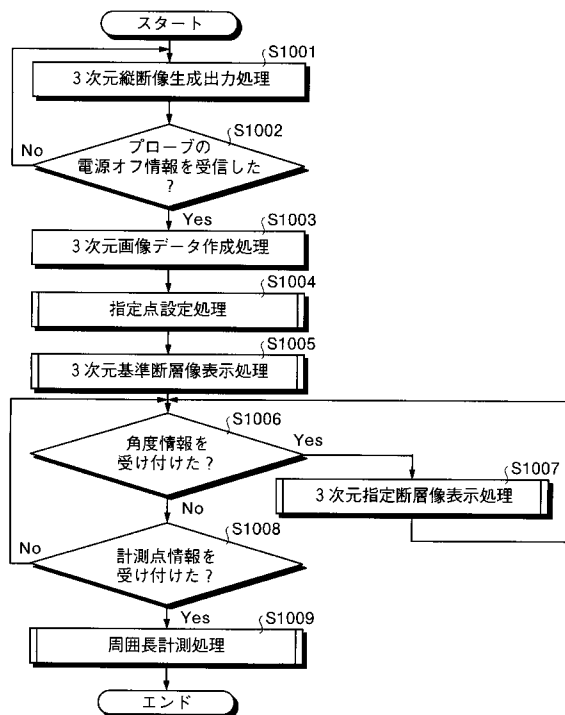
【 図 2 9 】



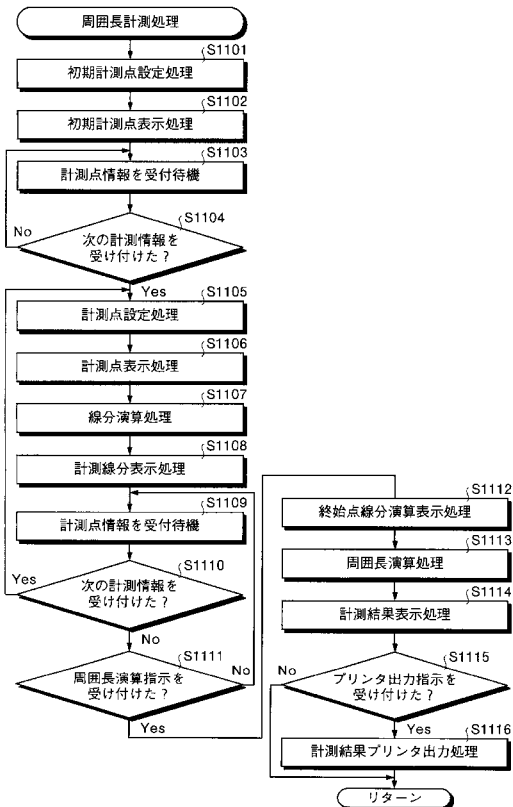
【 図 3 0 】



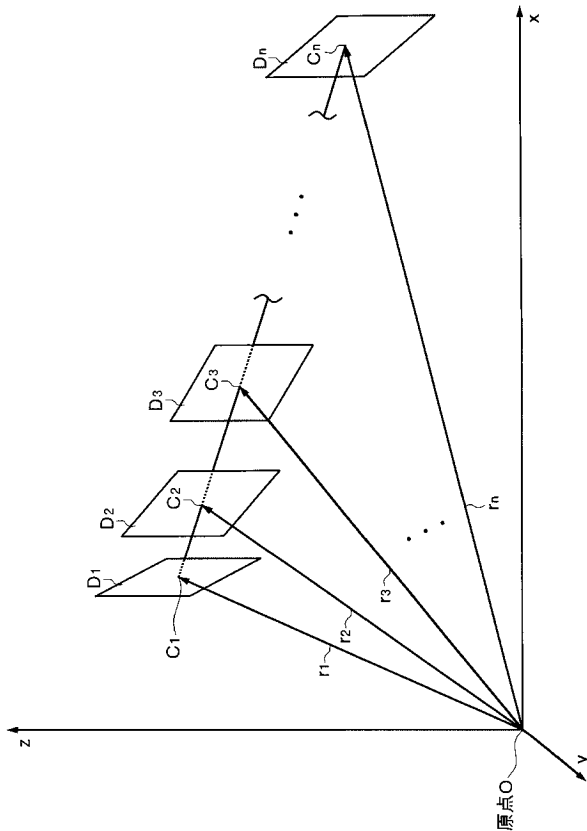
【 図 3 1 】



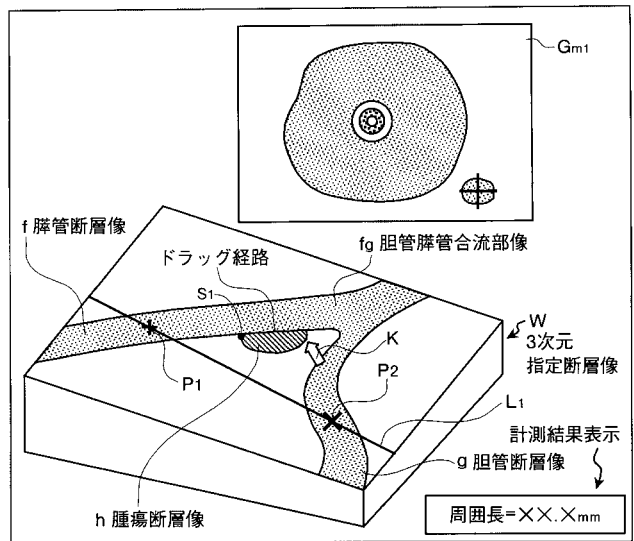
【 図 3 2 】



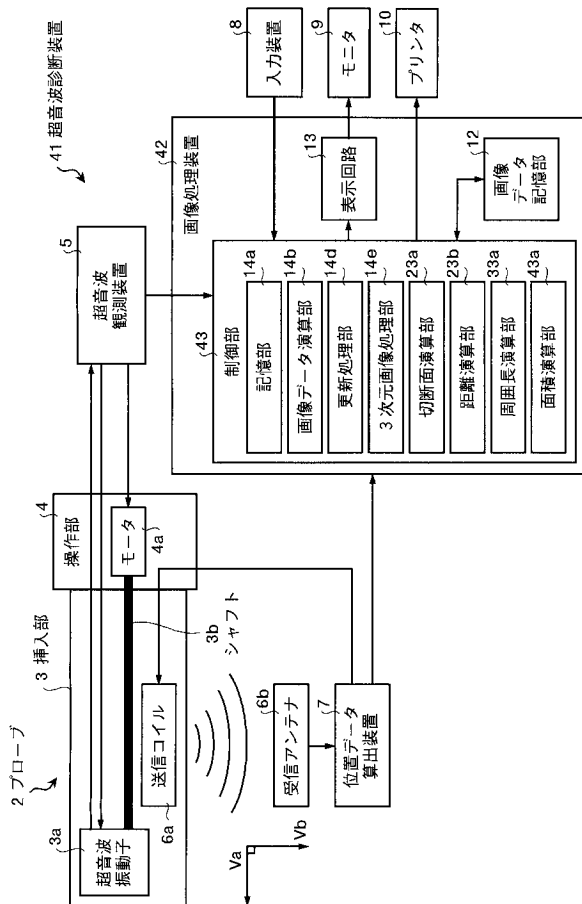
【図 37】



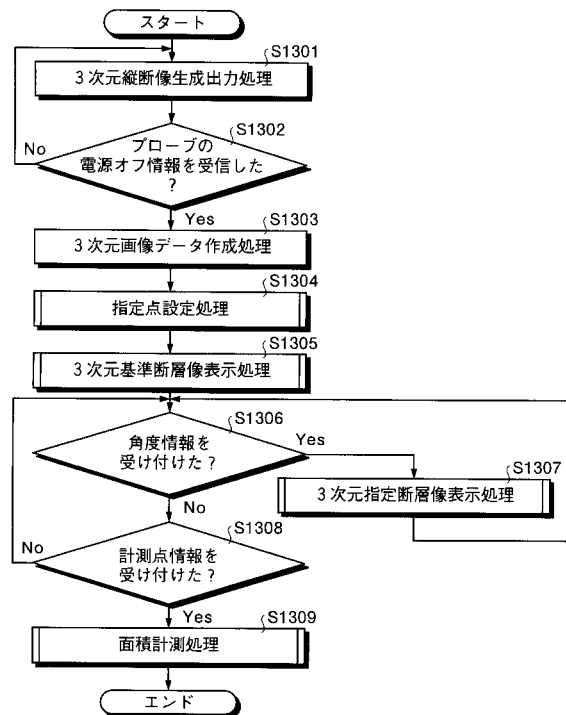
【図 38】



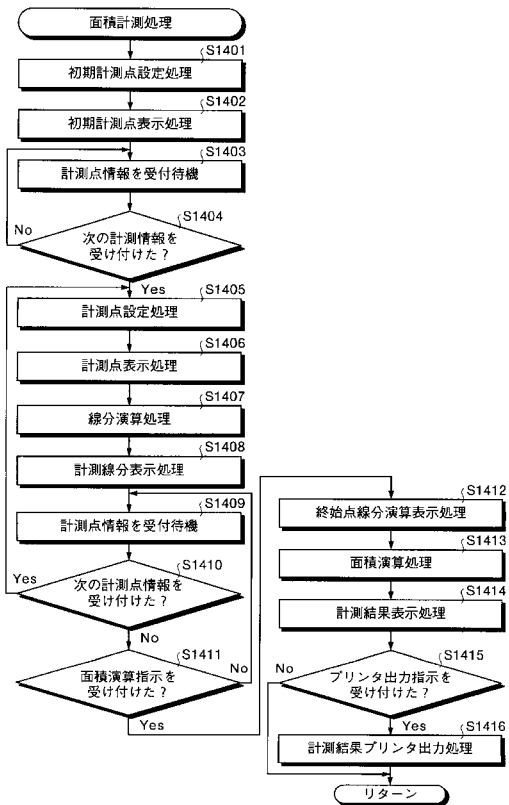
【図 39】



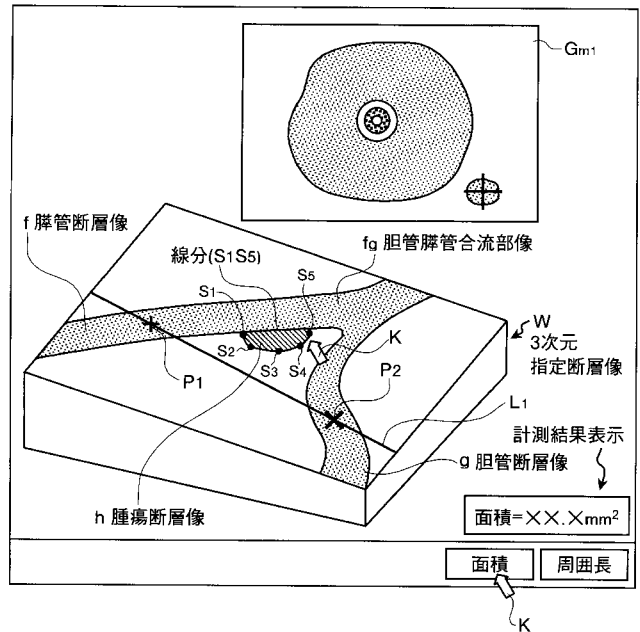
【図 40】



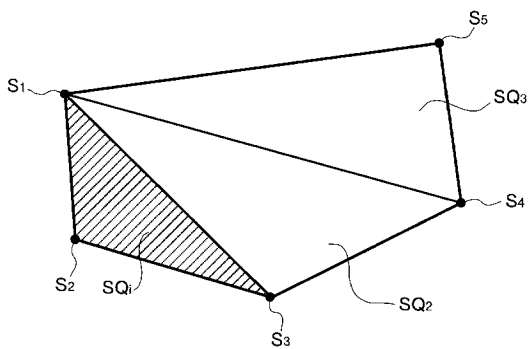
【図 4 1】



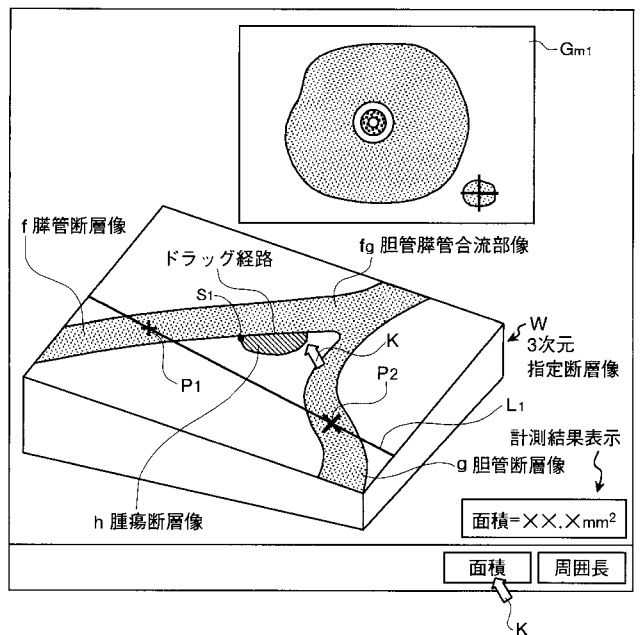
【図 4 2】



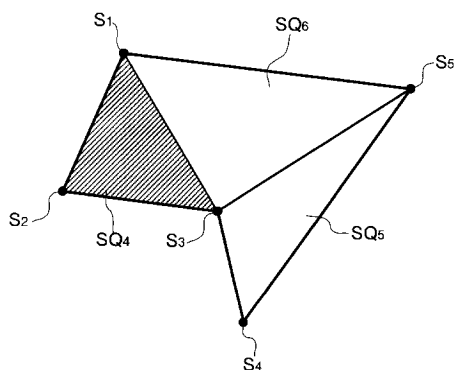
【図 4 3】



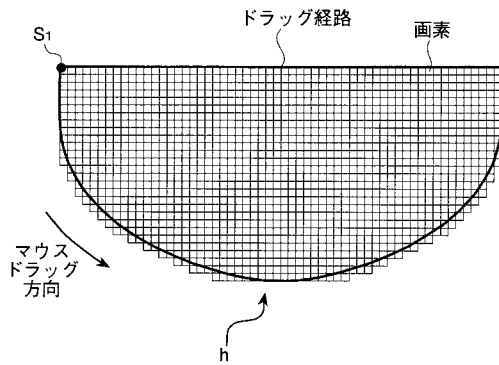
【図 4 5】



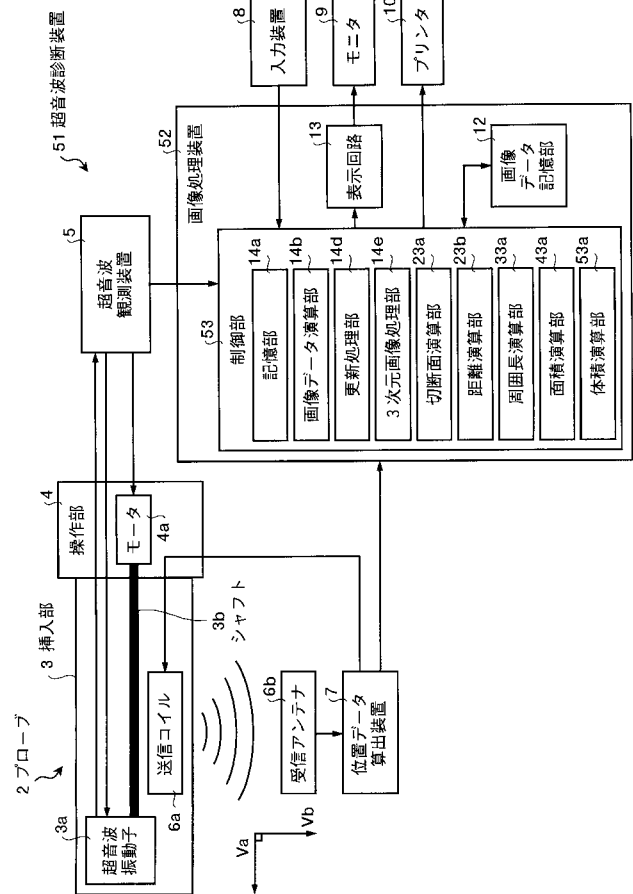
【図 4 4】



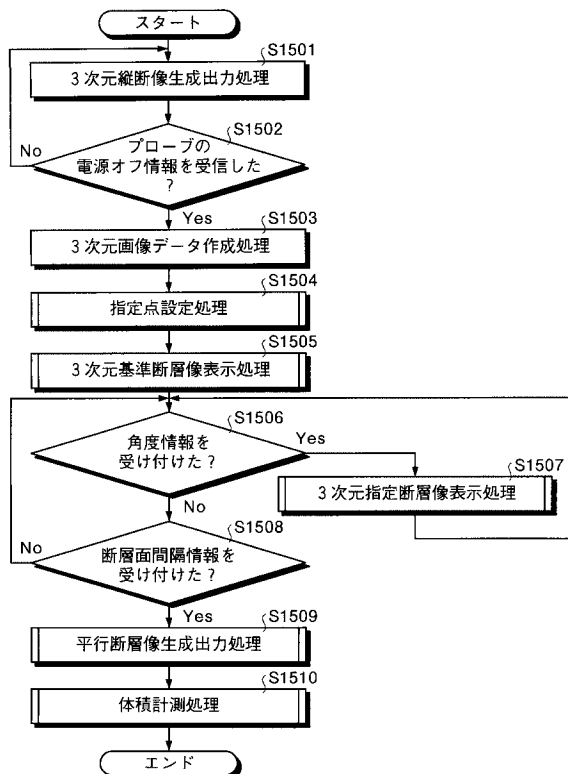
【図 46】



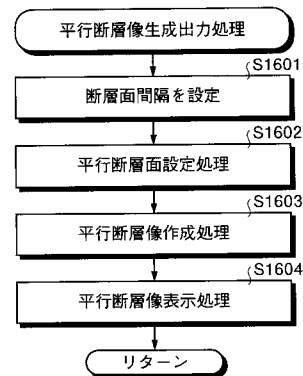
【図 47】



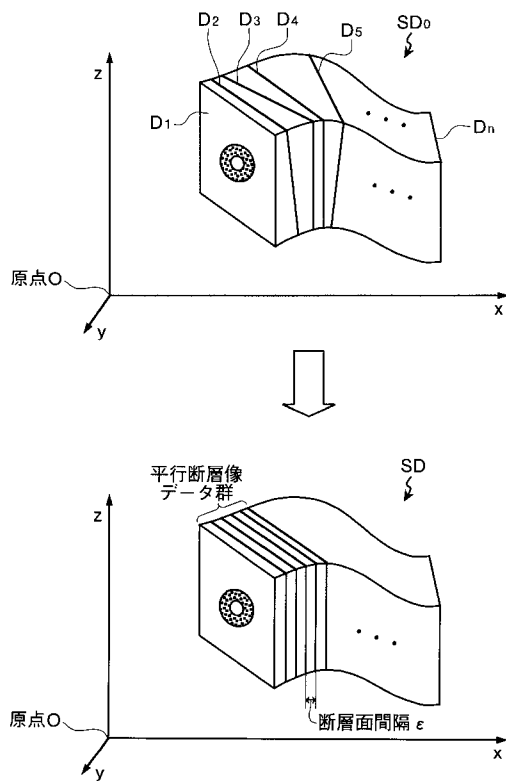
【図 48】



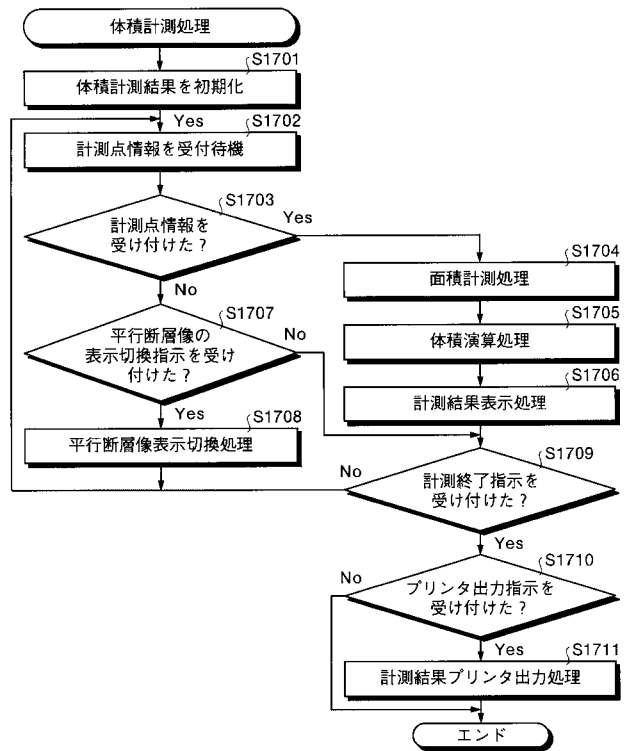
【図 49】



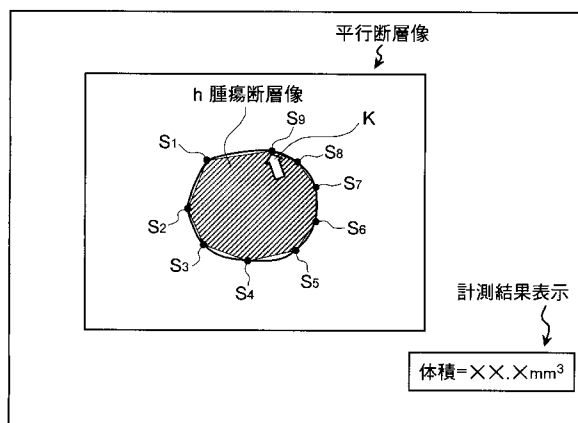
【図 5 0】



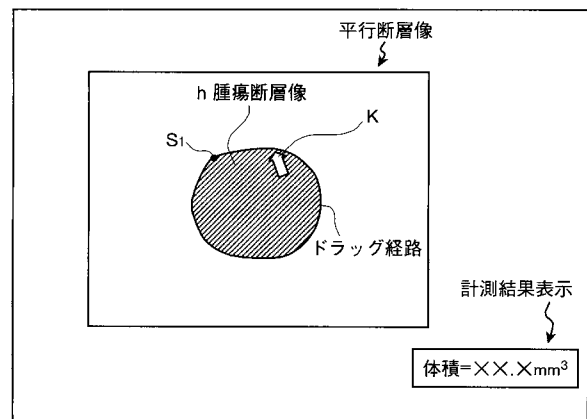
【図 5 1】



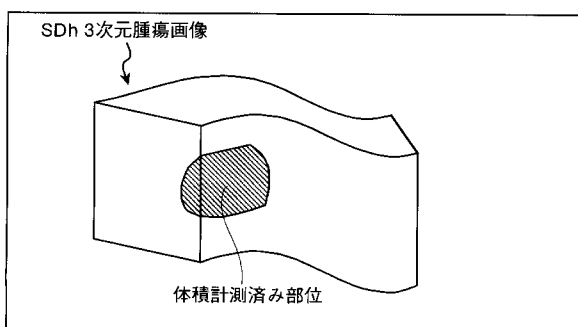
【図 5 2】



【図 5 4】



【図 5 3】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005160616A5	公开(公告)日	2007-04-12
申请号	JP2003401434	申请日	2003-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB11 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/GA19 4C601/GA20 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/JB46 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP2005160616A JP4515081B2		

摘要(译)

解决的问题：为了在屏幕上轻松显示准确代表对象实际形状的对象纵向图像或断层图像，并对对象区域（例如对象的特征部位或疾病部位）进行几何分析。能够准确测量数量。解决方案：超声观察装置5和两个超声观察装置，该超声观察装置5通过布置在探头2尖端的超声换能器3a发射和接收超声波，以获取人体中对象的多个二维超声断层图像。位置数据计算设备7基于该位置数据和每个二维图像数据检测指示二维图像数据的图像中心位置和断层平面的方向的位置数据以及超声换能器3a的移动路径。图像处理设备11，用于将二维图像数据布置在与之相对应的空间坐标系xyz上，并计算在其上布置了二维图像数据的空间坐标系xyz中示出的三维几何值。并且操作的距离计算单元14f。[选型图]图1