

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2005-349215

(P2005-349215A)

(43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

G06T 1/00

F I

A6 1 B 8/12

G O 6 T 1/00 2 9 0 D

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

5 B O 5 7

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 50 頁)

(21) 出願番号 特願2005-202355 (P2005-202355)

(22) 出願日 平成17年7月11日 (2005. 7. 11)

(62) 分割の表示 特願平9-4886の分割

原出願日 平成9年1月14日(1997.1.14)

(31) 優先權主張番号 特願平8-92766

(32) 優先日 平成8年4月15日(1996.4.15)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 川島 知直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才

リンパス株式会社内

F ターム (参考) 4C601 BB03 BB13 BB14 BB21 BB24

BB26 EE04 EE09 FE01 JC09

JC11 JC12 JC21 JC28 JC32

JC33 JC37 KK02 KK09 KK12

KK22 KK25 KK31 KK44 LL04

[最終頁に続く](#)

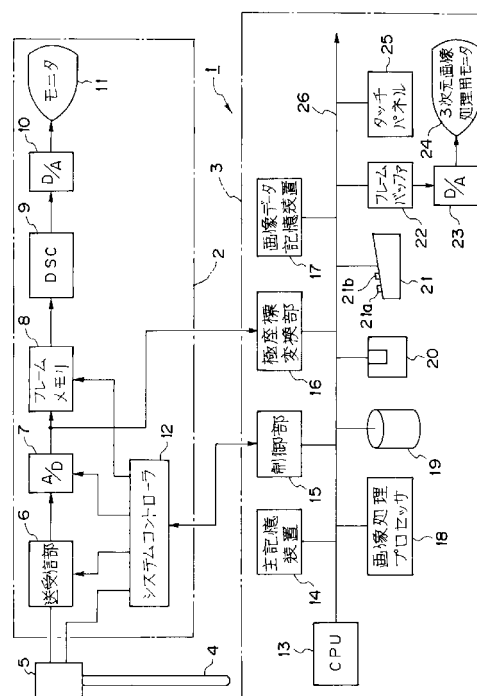
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】物体表面の抽出が適切に行われているか否かを
確認することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像を回転させる断層像回転手段を設け、表示手段が前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像以外の断層像を、前記断層像回転手段によるこの特定の該断層像の回転に連動して変更して表示する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段が設定した該断面位置に基づいて、該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像を表示する表示手段と、

を具備し、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像を回転させる断層像回転手段を設け、前記表示手段が前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像以外の断層像を、前記断層像回転手段によるこの特定の該断層像の回転に連動して変更して表示することを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域内の連続した複数の超音波断層像からなるエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段が設定した該断面位置に基づいて該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから前記超音波断層像とは向きの異なる断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された該断層像を前記超音波断層像と共に表示する表示手段と、

を具備し、

前記超音波断層像を回転させる断層像回転手段を設け、前記表示手段が前記断層像構築手段により構築された該断層像を、前記断層像回転手段による前記超音波断層像の回転に連動して変更して表示することを特徴とする超音波画像診断装置。

20

【請求項 3】

生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域内の連続した複数の前記超音波断層像は、スパイラル走査を行う超音波プローブから得られた像であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 4】

前記断層像構築手段により構築され、前記断層像回転手段による回転に連動して変更された前記断層像を含んで 3 次元画像を合成する合成手段を設け、前記表示手段が前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段が設定した該断面位置に基づいて該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像を表示する表示手段と、

を具備し、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータを用いて 3 次元画像を構築する合成手段を設け、前記表示手段が前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像を表示する際に、前記合成手段により該 3 次元画像として合成される該断層像の部分と、当該断層像以外の部分とを異なる態様で表示することを特徴とする超音波画像診断装置。

40

50

【請求項 6】

前記表示手段が、前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像を表示する際に、前記合成手段により該 3 次元画像として合成される該断層像の部分と、当該断層像以外の部分とを異なる態様で表示するか、もしくは同じ態様で表示するかを指定する表示態様指定手段を設けたことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は生体への超音波の送受により 3 次元画像を得る超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

近年、特開平 6 - 30937 号公報等で開示されている装置のようにスパイラルスキャン等の 3 次元スキャンを行いながら、生体内へ超音波を送受波して被検部位のエコーデータを取り込み、生体内の被検部位を 3 次元表示する超音波診断装置が提案されている。

【0003】

このうち、特開平 7 - 47066 号公報、特開平 4 - 279156 号公報では、医療診断に必要な生体のエコーデータが本来有する階調性を保持しつつ、生体の立体的な形状を表現するために、エコーデータを 3 次元表示し、遠近やグロシェーディング等で陰影付けされた体腔表面の表面画像データと合成する装置が開示されている。

【0004】

20

この中で、特開平 7 - 47066 号公報で開示されている装置は、モニタの表示画面を 4 分割し、トラックボール等で断面位置を設定することにより、対話的に所望の断面を設定できる。

【0005】

また、特開平 4 - 279158 号公報で開示されている装置は、視線上のしきい値処理により臓器表面を自動的に抽出する。更に、表面を立体的に表現するために表面を着色して色相変化により遠近感を表現する。

【0006】

さらに、特開平 7 - 47066 号公報、特開平 4 - 279158 号公報で開示されている装置では、3 次元画像中の表面画像データの表示色は遠近や立体的な形状のみから付けられており、光学像で見える臓器本来の色とは関連性がないものであった。

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

しかしながら、特開平 4 - 279156 号公報で開示されている装置では、しきい値処理を施し、ある輝度より大きいか否かを判断するだけで表面を抽出しているため、臓器外に存在するノイズを臓器表面と誤って抽出してしまう可能性があるという問題点があった。

【0008】

そこで、本発明の第 1 の目的は、ノイズ等に邪魔されることなく、所望の物体表面を正確に表現することができる超音波診断装置を提供することにある。

40

【0009】

また、特開平 4 - 279156 号公報で開示されている装置では、表面抽出が適切に行われたか否かを確認することができないという問題点があった。

【0010】

そこで、本発明の第 2 の目的は、物体表面の抽出が適切に行われているか否かを確認することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0011】

また、特開平 4 - 279156 号公報で開示されている装置では、表面抽出が適切でない箇所を修正することができないという問題点があった。

50

【 0 0 1 2 】

そこで、本発明の第3の目的は、物体表面の抽出が適切でない箇所を修正することができる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 1 3 】

また、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、切断線の交線位置を設定することのみにより断面位置を設定するよう構成されており、切断線に平行な断面でしか断面を設定することができない。そのため、管腔軸に垂直な断層像上で例えば右下など斜めの位置に存在する病変の位置では断面が観察できず、病変の深達度を診断できないという問題点があった。

【 0 0 1 4 】

そこで、本発明の第4の目的は、断層像上で、いかなる位置に病変が存在しても断面を適切に設定でき、病変の深達度を診断できる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 1 5 】

また、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、4分割したモニターの表示画面に切断線を表示するだけで断面を表現しているため、この4分割した画面から3次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりにくいという問題点があった。

【 0 0 1 6 】

そこで、本発明の第5の目的は、断層像上で、3次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりやすく断面を設定できる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 1 7 】

また、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、シェーディングの際の光線角度を変更することができず、形状によっては立体的に表現できないという問題点があった。

【 0 0 1 8 】

そこで、本発明の第6の目的は、所望の物体表面をより立体的に表現し、かつ、光線角度をより直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる超音波画像診断装置を提供することにある。

【 0 0 1 9 】

また、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、視線方向を指示する手段が無い。そのため、病変など関心領域がよく見えるように、3次元画像の視線方向を変更して、2次元再投影した後も関心領域がよく見えない場合があり、所望の3次元画像を得るまで多数回の再投影を必要とするという問題点があった。

【 0 0 2 0 】

そこで、本発明の第7の目的は、病変など関心領域がよく見えるように、視線角度をより簡単に設定できる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 2 1 】

また、医師がエコーデータで病変の深達度など進行の具合を判断し、表面画像データで病変の形状等について内視鏡をはじめとする光学像との対比を行う際、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、3次元表示された画像データ、及び表面画像データが共にグレースケールで表示されているため、3次元画像の各部位が生体のエコーの階調を保持している画像データなのか、形状等の立体的な情報を陰影として付加されている表面画像データなのか、術者には区別が付きにくいという問題点があった。

【 0 0 2 2 】

さらに、特開平7-47066号公報、特開平4-279156号公報で開示されている装置では、3次元画像中の表面画像データの表示色は遠近や立体的な形状のみからつけられており、光学像で見える臓器本来の色とは関連性がないため、体腔内のどの部位の3次元画像を観察しているか、術者以外の者には判断が付きにくいという問題点があった。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

そこで、本発明の第 8 の目的は、エコーデータと表面画像データの区別が付き易い超音波画像診断装置を提供することにある。

【 0 0 2 4 】

さらに、本発明の第 9 の目的は、表面画像データの表示色を光学像で見える臓器本来の色と関連付け、より実物らしい 3 次元画像を観察できる超音波画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 5 】

上記第 1 の目的を達成するために、以下の (1) の構成にしている。

(1) 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、 10

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、 20

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該 3 次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、該スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するラン抽出手段を設けたことを特徴とする。

【 0 0 2 6 】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、ラン抽出手段が 3 次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が 30 所定の距離以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランを抽出することで、3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより 3 次元画像を合成する。表示手段は、3 次元画像を表示する。

【 0 0 2 7 】

また、上記第 2 の目的を達成するために、以下の (2) 或いは (3) の構成にしている。 40

(2) 生体へ超音波を送受波し、3 次元領域内の連続した複数の超音波断層像を得る超音波プローブと、

前記超音波プローブにより得られた連続した複数の該超音波断層像からなる 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、 50

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、連続した複数の該超音波断層像の全て、もしくは特定の超音波断層像に、抽出した該物体表面位置を境界として重畳する境界重畳手段を設けたことを特徴とする。

【００２８】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、境界重畳手段が、連続した複数の超音波断層像の全て、もしくは特定の超音波断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳し、抽出位置を使用者が確認しながら、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。表示手段は、３次元画像を表示する。

【００２９】

(３) 生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該３次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築される該断層像に、抽出した該物体表面位置を境界として重畳する境界重畳手段とを設けたことを特徴とする。

【００３０】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、断層像構築手段が、３次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、境界重畳手段が断層像構築手段により構築される断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳し、抽出位置を使用者が確認しながら、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。表示手段は３次元画像を表示する。

【００３１】

また、上記第３の目的を達成するために、以下の(４)或いは(５)の構成にしている。

(４) (２)又は(３)の超音波画像診断装置において、前記表面位置抽出手段が、前記境界重畳手段が重畳した該境界を修正する境界修正手段を設け、前記境界修正手段により

10

20

30

40

50

修正された該境界により抽出する該物体表面位置を修正することを特徴とする。

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、境界修正手段が、前記境界重畳手段が重畳した該境界を修正し、境界修正手段により修正された境界により抽出する物体表面位置を修正することで、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を適切に抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。表示手段は、３次元画像を表示する。 10

【００３２】

(５)(４)の超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該３次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、該スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するラン抽出手段を設け、

前記境界修正手段が、修正すべき境界が存在するスキャンラインを指定する修正スキャンライン指定手段を設け、

前記修正スキャンライン指定手段により指定された該スキャンライン上で、前記ラン抽出手段が抽出したランの次に、該スキャンライン開始点に近いランを抽出することを特徴とする。 20

【００３３】

上記構成によれば、表面位置抽出手段は、ラン抽出手段が３次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値が大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランを抽出することで、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。境界修正手段は、修正スキャンライン指定手段が修正すべき境界が存在するスキャンラインを指定し、修正スキャンライン指定手段により指定されたスキャンライン上で、ラン抽出手段が抽出したランの次に、スキャンラ 30
イン開始点に近いランを抽出することで、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を適切に抽出する。

【００３４】

また、上記第４の目的を達成するために、以下の(６)の構成にしている。(６)生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータを用いて３次元画像を構築する合成手段と、 40

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段が、該３次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像内で、断面位置を示す切断線を移動する切断線移動手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の断層像を回転させる断層像回転手段と、

を設け、前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像以外の断層像を、前記断層像回転手段によるこの特定の該断層像の回転に連動して変更す 50

ることを特徴とする。

【0035】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、断層像構築手段が、該3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、切断線移動手段が、断層像構築手段により構築された複数の断層像内で、断面超音波を示す切断線を移動し、断層像回転手段が、断層像構築手段により構築された複数の断層像のうち、特定の断層像を回転させ、断層像構築手段により構築された複数の断層像のうち、特定の断層像以外の断層像を、断層像回転手段によるこの特定の断層像の回転に連動して変更することで、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

10

合成手段は、断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータを用いて3次元画像を構築する。表示手段は、3次元画像を表示する。

【0036】

また、上記第5の目的を達成するために、以下の(7)又は(8)の構成にしている。

(7) 生体へ超音波を送受波し、得られた3次元領域のエコーデータを格納する3次元エコーデータ記憶手段と、

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータを用いて3次元画像を構築する合成手段と、

20

前記合成手段により合成された該3次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段が、該3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の断層像内で、断面位置を示す切断線を移動する切断線移動手段と、

を設け、前記断層像構築手段が、前記合成手段により該3次元画像として合成されるエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示にするマスク手段を設けたことを特徴とする。

30

【0037】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、断層像構築手段が、3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、切断線移動手段が、断層像構築手段により構築された複数の断層像内で、断面位置を示す切断線を移動し、マスク手段が、合成手段により3次元画像として構築されるエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示にすることで、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

合成手段は、断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータを用いて3次元画像を構築する。

表示手段は、3次元画像を表示する。

40

【0038】

(8) (7)の超音波画像診断装置において、前記マスク手段が、前記合成手段が該3次元画像として合成するためのエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示にするか同様の表示にするかを指定する表示態様指定手段を設けたことを特徴とする。

上記構成によれば、表示態様指定手段が、合成手段が3次元画像として合成するためのエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示にするか同様の表示にするかを指定する。

【0039】

また、上記第6の目的を達成するために、以下の(9)又は(10)の構成にしている

50

。

(9) 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、 10

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けたことを超音波画像診断装置において、

前記陰影付加手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定する光線角度設定手段を設け、前記表示手段が、該生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での該光線角度を表示したことを特徴とする。

【 0 0 4 0 】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。 20

表面位置抽出手段は、3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、光線角度設定手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、3 次元画像を表示し、生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での光線角度を表示することで、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより 3 次元画像を合成する。表示手段は、3 次元画像を表示する。

【 0 0 4 1 】

(1 0) (9) の超音波画像診断装置において、前記表示手段が、該光線角度を立体的に表示したことを特徴とする。 30

上記構成によれば、表示手段は、光線角度を立体的に表示する。

【 0 0 4 2 】

また、上記第 7 の目的を達成するために、以下の (1 1) の構成にしている。(1 1) 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、 40

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記表面位置抽出手段により位置を抽出された表面エコーデータの座標を変換する座標変換手段と、

前記座標変換手段が、該 3 次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管 50

腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定する視線角度設定手段と、

を設け、前記表示手段が、該生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での該視線角度を表示したことを特徴とする。

【0043】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。 10

座標変換手段は、視線角度設定手段が、3次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での視線角度を表示することで、断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、表面位置抽出手段により位置を抽出された表面エコーデータの座標を変換する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより3次元画像を合成する。表示手段は、3次元画像を表示する。

【0044】

また、上記第8の目的を達成するために、以下の(12)の構成にしている。(12)生体へ超音波を送受波し、得られた3次元領域のエコーデータを格納する3次元エコーデータ記憶手段と、 20

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより3次元画像を合成する合成手段と、 30

前記合成手段により合成された該3次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記合成手段が、該3次元画像に該断面エコーデータと該表面エコーデータの境界線を断面表面境界線として重畳する断面表面境界重畳手段を設け、

前記表示手段が、前記断面表面境界重畳手段が該断面表面境界線を重畳した該3次元画像を表示することを特徴とする。

【0045】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。 40

表面位置抽出手段は、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより3次元画像を合成し、断面表面境界重畳手段が、3次元画像に断面エコーデータと表面エコーデータの境界線を断面表面境界線として重畳する。

表示手段は、断面表面境界重畳手段が断面表面境界線を重畳した3次元画像を表示する。

【0046】

また、上記第1の目的を達成するために、以下の(13)の構成にしている。(13) 50

(1) の超音波画像診断装置において、

該スキャンライン開始点の位置を指定するスキャンライン開始点指定手段を設けたことを特徴とする。

【 0 0 4 7 】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

【 0 0 4 8 】

表面位置抽出手段は、スキャンライン開始点指定手段が、スキャンライン開始点の位置を指定した後、ラン抽出手段が、３次元エコーデータ内において、指定されたスキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点

10

が所定の距離以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランを抽出することで、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。

表示手段は、３次元画像を表示する。

【 0 0 4 9 】

また、上記第 9 の目的を達成するために、以下の (1 4) の構成にしている。(1 4) 生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

20

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

30

を設けた超音波画像診断装置において、

前記陰影付加手段が、臓器表面色にて、該表面エコーデータに陰影を付加すること、を特徴とする。

【 0 0 5 0 】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに、臓器表面色にて陰影を付加する。

40

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。

表示手段は、３次元画像を表示する。

【 0 0 5 1 】

また、上記第 8 の目的を達成するために、以下の (1 5) の構成にしている。(1 5) 生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

50

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記陰影付加手段が、

該表面エコーデータの表示色を指定する表示色指定手段を設け、

前記表示色指定手段が指定した該表示色にて、該表面エコーデータに陰影を付加することを特徴とする。

10

【００５２】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表示色指定手段が、表面エコーデータの表示色を指定し、表示色指定手段が指定した表示色にて、表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより３次元画像を合成する。

表示手段は、３次元画像を表示する。

【００５３】

20

また、上記第１の目的を達成するために、以下の（１６）の構成にしている。（１６）生体へ超音波を送受波し、得られた連続した複数の該超音波断層像からなる３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

30

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、

複数の該超音波断層像のうち特定の断層像上で、所望の物体表面位置を指定する表面位置指定手段と、

前記表面位置指定手段により指定された、表面位置の輝度値の勾配値を算出する第１の勾配値算出手段と、

複数の該超音波断層像のうち、該特定の断層像以外の断層像上の、該第１の勾配値が算出された点から特定の範囲内で、輝度値の勾配値を算出する第２の勾配値算出手段と、

40

前記第１の勾配値算出手段と前記第２の勾配値算出手段により算出された該勾配値を比較することにより、前記表面位置指定手段が該物体表面位置を指定した断層像とは異なる断層像上で物体表面位置を特定する表面位置特定手段と、

を有することを特徴とする。

【００５４】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、３次元エコーデータ記憶手段に記憶された３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

表面位置抽出手段は、この表面位置抽出手段を構成する表面位置指定手段が、複数の超音波断層像のうち特定の断層像上で、所望の物体表面位置を指定し、

第１の勾配値算出手段が、表面位置指定手段により指定された、表面位置の輝度値の勾

50

配値を算出し、

第2の勾配値算出手段が、複数の超音波断層像のうち、この特定の断層像以外の断層像上の、第1の勾配値が算出された点から特定の範囲内で、輝度値の勾配値を算出し、

表面位置特定手段が、第1の勾配値算出手段と第2の勾配値算出手段により算出された勾配値を比較することにより、表面位置指定手段が物体表面位置を指定した断層像とは異なる断層像上で物体表面位置を特定することで、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより3次元画像を合成する。

表示手段は、3次元画像を表示する。

10

【0055】

また、上記第1の目的を達成するために、以下の(17)の構成にしている。(17)生体へ超音波を送受波し、得られた連続した複数の該超音波断層像からなる3次元領域のエコーデータを格納する3次元エコーデータ記憶手段と、

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

20

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより3次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該3次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、

連続した複数の該超音波断層像上で、順次、所望の物体表面位置を自動的にトレースする表面トレース手段を設けたことを特徴とする。

【0056】

上記構成によれば、断面位置設定手段は、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する。

30

表面位置抽出手段は、表面トレース手段が、連続した複数の該超音波断層像上で、順次、所望の物体表面位置を自動的にトレースすることで、

3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

陰影付加手段は、表面位置抽出手段により抽出された表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する。

合成手段は、断面エコーデータと表面エコーデータより3次元画像を合成する。

表示手段は、3次元画像を表示する。

【0057】

40

また、上記第1の目的を達成するために、以下の(18)の構成にしている。(18)(17)の超音波画像診断装置において、

前記表面トレース手段が、所望の物体表面位置を探索するための円弧上で、該表面位置を輝度値の変化点として探索する輝度変化点探索手段を設け、該変化点を、改めて該円弧の中心として置き直すことで、順次、所望の物体表面位置をトレースすることを特徴とする。

上記構成によれば、表面トレース手段は、輝度値変化点探索手段が、表面位置を探索するための円弧上で、表面位置を輝度値の変化点として探索し、該変化点を、改めて該円弧の中心として置き直すことで、順次、表面位置をトレースする。

【0058】

50

また、上記第 1 の目的を達成するために、以下の (1 9) の構成にしている。(1 9) (1 7)、(1 8) の超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該超音波断層像上でトレースするトレース開始点を指定するトレース開始点指定手段を設けたことを特徴とする。

上記構成によれば、表面位置抽出手段は、トレース開始点指定手段が、超音波断層像上でトレースするトレース開始点を指定し、表面トレース手段が、連続した複数の該超音波断層像上で、順次、所望の物体表面位置を自動的にトレースすることで、3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面を抽出する。

【 0 0 5 9 】

また、上記第 1 の目的を達成するために、以下の (2 0) の構成にしている。(2 0) (1 7)、(1 8)、(1 9) の超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段を設け、

前記トレース開始点指定手段が、前記断層像構築手段が構築する連続した複数の該超音波断層像とは向きの異なる該断層像上で、該トレース開始点を指定することを特徴とする。

【 0 0 6 0 】

上記構成によれば、表面位置抽出手段は、この表面位置抽出手段を構成する断層像構築手段が、3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、

トレース開始点指定手段は、断層像構築手段が構築する連続した複数の超音波断層像とは向きの異なる断層像上で、トレース開始点を指定し、

トレースを行うことで3次元エコーデータ記憶手段に記憶された3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する。

【 発明の効果 】

【 0 0 6 1 】

本発明によれば、物体表面の抽出が適切に行われているか否かを確認することができる超音波診断装置を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 6 2 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 から図 1 6 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の超音波画像診断装置の構成を示すブロック図、図 2 は C P U と画像処理プロセッサが行う画像処理の内容を示すフローチャート図、図 3 は図 2 における断面位置の設定の詳細な内容を示すフローチャート図、図 4 は 4 つの断面位置での超音波画像の具体例を示す図、図 5 は表面位置の抽出を行わない簡易 3 次元画像を示す図、図 6 は図 4 において、図 5 の断面として現れない部分をハッチングで示した図、図 7 は視線方向の設定用の子画面を示す図、図 8 は図 7 の角度の空間的な説明図、図 9 は図 2 における表面の位置の抽出の処理内容の詳細を示すフローチャート図、図 1 0 は表面の位置を抽出するスキャン開始点からのスキャンの様子を示す説明図、図 1 1 は陰影付加の処理内容の詳細を示すフローチャート図、図 1 2 は陰影付加の処理の説明図、図 1 3 は光線方向の設定値を示す設定用子画面を示す図、図 1 4 は図 1 3 の角度の空間的な説明図、図 1 5 は 3 次元画像における 4 枚の断面の非表示部分をハッチングで示した図、図 1 6 は最終的に構築される 3 次元画像を示す図である。

【 0 0 6 3 】

図 1 に示すように、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 は、超音波の送受信及びリアルタイムのエコー画像の表示を行う超音波観測部 2 と、この超音波観測部 2 で得られたエコーデータを基に 3 次元画像表示のための画像処理を行う画像処理部 3 とを備えている。また、超音波を送受波する超音波振動子 (トランスデューサー) を体腔内へ挿入し、超音

10

20

30

40

50

波振動子のスパイラルスキャンが行えるような手段を備えた超音波プローブ 4、及びこの超音波プローブ 4 を駆動する駆動部 5 が超音波観測部 2 に接続されている。

【0064】

超音波観測部 2 は、駆動部 5 に対して超音波を送受信部する送受信部 6 と、送受信部 6 で取り込まれたエコー信号をデジタルのエコーデータに変換する A/D コンバータ 7 と、A/D コンバータ 7 で変換されたエコーデータを記憶するフレームメモリ 8 と、フレームメモリ 8 に格納されたエコーデータを所望のテレビジョン方式の画像データに変換するデジタルスキャンコンバータ(DSC と略記) 9 と、DSC 9 の出力のデジタル画像信号をアナログ信号に変換する D/A コンバータ 10 と、D/A コンバータ 10 の出力画像信号を入力してリアルタイムのエコー画像の表示を行うモニタ 11 と、駆動部 5、送受信部 6、A/D コンバータ 7、フレームメモリ 8 等の各部の制御を行うシステムコントローラ 12 とを備えて構成されている。

10

【0065】

画像処理部 3 は、画像処理などの制御を行う CPU 13 と、各画像処理結果のデータなどを記憶する主記憶装置 14 と、システムコントローラ 12 との命令の送受を行う制御部 15 と、超音波観測部 2 からの連続した音線データを連続した複数の 2 次元画像データに変換する極座標変換部 16 と、極座標変換部 16 で変換された画像データなどを記憶する画像データ記憶装置 17 と、表面位置抽出、陰影付加、合成、座標変換などの各種画像処理を高速に行うための画像処理プロセッサ 18 と、処理プログラム及びバックアップデータなどの情報を記憶するハードディスク等からなる第 1 の外部記憶装置 19 と、第 1 の外部記憶装置 19 のバックアップを行うための光磁気ディスク等からなる第 2 の外部記憶装置 20 と、キーボード等の操作作用端末 21 と、画像処理後のデータを一時記憶するフレームバッファ 22 と、フレームバッファ 22 の出力画像信号をアナログ信号に変換する D/A コンバータ 23 と、D/A コンバータ 23 の出力画像信号を入力して画像処理後の 3 次元画像の表示を行う 3 次元画像処理用モニタ 24 と、3 次元画像処理用モニタ 23 の表示面に設けられ、画像表示領域の設定等の入力を行うカバー状のタッチパネル 25 とを備えて構成されている。

20

【0066】

上記操作作用端末 21 の操作面にはマスク切換えキー 21a と簡易 3 次元構築キー 21b が備えられている。また、タッチパネル 25 が備えられているため、使用者が 3 次元画像処理用モニタ 23 上を指でタッチした点を、CPU 13 が認識できるように構成されている。画像処理部 3 の各部はデータ転送バス 26 を介して接続され、画像データ等の受け渡しが行われるようになっている。

30

【0067】

本実施の形態では後述するように表面位置の抽出手段を有し、この表面位置の抽出手段は超音波観測部 2 から出力される 3 次元エコーデータ内に対し、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、表面抽出のために設定した或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、ノイズ等によるものを除去する閾値を越え、該スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するようにしてノイズ等による誤抽出を防止して臓器等の対象物の表面を正確に抽出し、その抽出された位置を合成して対象物の表面に対応する正確な 3 次元画像を表示できるようにしていることが大きな特徴となっている。

40

【0068】

以下、超音波観測部 2 の作用を説明する。

超音波観測を行う際には、超音波プローブ 4 を体腔内に挿入し、システムコントローラ 12 の制御に基づき、送受信部 6 及び駆動部 5 によって、超音波プローブ 4 内の超音波振動子をスパイラル状に駆動して生体内へ超音波を送受波することによって、体腔内の 3 次元領域のエコーデータが取り込まれるようになっている。

【0069】

例えば、超音波プローブ 4 の駆動部 5 に内蔵され、雌ネジに螺合した雄ネジの後端に取

50

り付けたモータを回転させて、超音波プローブ4の軸方向に沿って配置されたこの雄ネジの先端に取り付けた超音波振動子を回転駆動して、超音波プローブ4の軸方向（長手方向）に垂直な方向に超音波を放射状に送波すると共に、音響インピーダンスの変化部分で反射された反射超音波（エコー信号）を受信する。また、回転と共に、雄ネジのピッチ分づつ、回転軸の軸方向にリニア状に走査することにより、（つまりスパイラル走査による）3次元領域に対するエコー信号を得る。このエコー信号はA/Dコンバータ7でデジタル信号に変換されてエコーデータとなる。

【0070】

得られたエコーデータ、は、フレームメモリ8に格納され、DSC9、D/Aコンバータ10を経てモニタ11にリアルタイムのエコー画像（超音波観測画像）として表示される。また、同時に、A/Dコンバータ7の後段からデジタル信号として連続した1次元のエコーデータ（音線データ）の形で画像処理部3へ送られるようになっている。なお、このとき、2次元画像データの画像サイズや画像間の距離などの付帯データも同時に画像処理部3へ送られる。

10

【0071】

次に、画像処理部3の作用を説明する。

超音波プローブ4の体腔内でのスパイラルスキャンにより得られ、超音波観測部2から画像処理部3へ送られた音線データは、極座標変換部16により、画像データに変換される。そして、画像データ記憶装置17は、画像データを付帯データと併せて、連続した複数の2次元画像として取り込まれた順に書き込む。

20

【0072】

画像データ記憶装置17は、3次元エコーデータ記憶手段として機能する。画像処理プロセッサ18は、この画像データ記憶装置17へ記憶された画像データ及び付帯データを基に、表面位置抽出、陰影付加、合成、座標変換などの画像処理を行う。

【0073】

そして、処理結果の画像データはフレームバッファ22へ送られて一時記憶され、D/Aコンバータ23を経て3次元画像処理用モニタ24へ送出される。その後、3次元画像処理用モニタ24上にエコーデータを基にした3次元画像が表示される。

【0074】

前述の画像処理プロセッサ18による各画像処理の過程はCPU13によって制御されるようになっている。

30

以下、CPU13と画像処理プロセッサ18が行う画像処理の詳細を図2のフローチャート及び図3から図16が示す処理過程の説明図を参照しながら説明する。

【0075】

図2に示すステップS1では、画像データ記憶装置17に格納されている3次元領域の画像データを付帯データと共に読み出す。また、図2に示すステップS2では、断面位置を設定する。

【0076】

以下、このステップS2の詳細を説明する。

図3は、ステップS2の具体例の詳細な内容を示すフローチャートである。図4は3次元画像処理用モニタ24に3次元表示されるときに断層像構築手段により構築される複数、具体的には4枚の断面（断面エコーデータ）を示しており、梨地模様で示す部分が病変部等の関心領域31である。

40

【0077】

この断面はステップS1で画像データ記憶装置17から読み出された画像データを用いて3次元画像処理用モニタ24上に表示される。図16では、この4枚の断面を適当に設定して最終的に構築される3次元画像を示しており、図4の断面A、B、C、Dは図16の断面A、B、C、Dに対応している（図4は実際には以下で説明するように図16の状態から病変部を含む断面となるように図16の断面A等を平行移動とか、回転した後の断面に相当する）。

50

【 0 0 7 8 】

即ち、断面 C は断面 A、D に対し垂直で、図 4 に示す切断線 + を含む断面、断面 B は同様に図 4 に示す切断線 × を含む断面である。また、断面 A は断面 B、C に対し垂直で図 4 に示す切断線 □ を含む断面、断面 D は同様に図 4 に示す切断線 □ を含む断面である。

【 0 0 7 9 】

図 1 6 において、z 軸は後述するように超音波プローブ 4 の挿入軸（超音波プローブ 4 の長手方向）に設定されるので、この z 軸に垂直で互いに平行な断面 A と D をラジアル面、z 軸に平行な断面 B と C をリニア面として説明する。この場合、断面 A をラジアル走査の前側の面としてラジアル前、断面 D をラジアル走査の後側の面としてラジアル後と記す。また、図 1 6 に示すように y 軸を上方向に設定して 3 次元表示を行う場合に対応させて、断面 B をリニア横、断面 C をリニア上と記す。

10

【 0 0 8 0 】

図 4 で点線で示されている切断線、操作中の断面の枠線などは、白黒のグレースケールで表示されている断面と区別しやすいように黄色等で着色して区別し易いように表示されるようにしている。

【 0 0 8 1 】

図 3 に示すステップ S 2 1 では、使用者は、タッチパネル 2 5 を介し、病変部等の関心領域 3 1 が断面 A に表示されるよう、図 4 の断面 B（つまりリニア横）のカーソルを指でタッチし、カーソルを矢印の方向（図 4 では左右方向）にスライドさせる。すると、連動して切断線 □ が移動し、この切断線 □ による断面 A（ラジアル前）に関心領域 3 1 が表示されるようになる。

20

このように、断層像構築手段或いは断層像構築機能は断面位置を示す切断線を移動する切断線移動手段或いは切断線移動機能を備えている。

【 0 0 8 2 】

図 3 に示すステップ S 2 2 では、使用者は関心領域 3 1 が適切な向きになるよう、断面 A を回転させる。具体的には、図 4 の断面 A における符号 K で示した一点を指でタッチし、指を矢印方向に動かす。すると、連動して断面 A の画像全体が符号 0 で示されている断面 A の中心点を中心にして矢印の方向へ回転する。図 4 の断面 A では関心領域 3 1 が真下に来るよう設定している。つまり、断層像を回転する断層像回転手段或いは断層像回転機能を有する。

30

【 0 0 8 3 】

図 3 に示すステップ S 2 3 では、関心領域 3 1 上に切断線 + 或いは × が来るよう、切断線 +、× を移動する。移動の方法はカーソルのときと同様である。すると、断面 B 或いは断面 C に関心領域 3 1 が表示される。図 4 では切断線 × を移動した場合を示している。

図 3 に示すステップ S 2 4 では、関心領域 3 1 が切断線 □ と □ の間に含まれるよう、切断線 □、□ を移動する。

【 0 0 8 4 】

こうして、図 1 6 に示される 3 次元画像の断面位置設定が完了する。

上述のように断層像構築手段（機能）が構築した向きの異なる複数の断層像のうち特定の断層像上で、切断線移動手段が断面位置を示す切断線を移動し、断層像回転手段が断層像を回転し、特定の断層像以外の断層像が連動して変更されるので、断層像上で、いかなる位置に病変部が存在しても病変部を通るように断面を設定でき、病変の深達度等を診断できるようにしている。

40

【 0 0 8 5 】

ところで、このステップ S 2 での断面位置設定が終了したあと、使用者が簡易 3 次元構築キー 2 1 b を押すと、使用者への参考のため図 5 に示すような表面位置抽出を行わない簡易 3 次元画像が構築され、3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示される。

【 0 0 8 6 】

また、以下のように断層像上で、3 次元画像として表示される部分と表示されない部分

50

との区別及び対応関係が分かり易いように断面を設定或いは表示できるようにマスク手段或いは表示態様の指定手段を設けている。

【0087】

図6では、図4で示されている断面のうち、図5に示す簡易3次元画像の断面として現れない部分をハッチングで示している。使用者が操作用端末21上のマスク切り換えキー21aを押すと、このハッチングされた部分を、ハッチングされていない部分より暗く表示して、図6の3次元斜視表示とそれに対応する各断面との対応とか、各断面との相互の対応関係等が分かりやすくなるようにしている。更にもう一度マスク切り換えキー21aを押すと、図4で示されている元の表示に戻る。また、ハッチングされた部分を暗く表示させたまま、上述のステップS21からステップS24までの処理を行うこともできる。

10

【0088】

このようにマスク切り換えキー21aを操作して表示形態の指定或いは選択を行うことにより、3次元画像を合成するためのエコーデータと、それ以外のエコーデータ(3次元画像として実際には表示されないエコーデータ)とを異なる態様の表示にするか同様の表示にするかを指定する表示態様の指定手段を設けている。

【0089】

図2に示すステップS3では、視線方向の設定を行う。

以下、このステップS3の詳細を説明する。

【0090】

ステップS3では現在の視線方向の設定値が図7に示す様な設定用子画面として3次元画像処理用モニタ24上に表示される。図8は、図7で示す角度 θ 、 ϕ との空間的な関係を説明する図であり、座標軸0-x-y-zは画像データ内に取ってある。このとき、z軸は生体管腔軸の方向である。

20

【0091】

本実施の形態では、超音波プローブ4が生体管腔軸に沿って体腔内に挿入されるため、超音波プローブ4の挿入軸の方向にz軸をとるものとする。なお、本実施の形態では、特に設定を変更しなくとも体腔内が斜め方向から立体的に表現されるよう、角度 θ 、 ϕ にデフォルト値として45°が設定されている。

【0092】

使用者は、タッチパネル25を介し、視線方向を所望の方向に変更できるよう、符号Eで示した子画面上の一点を指でタッチし、符号Oで示した子画面の中心に対し、円周方向にスライドさせる。すると、線分OEが移動し、連動して視線角度 θ が変更され、設定される。このように座標変換手段としての極座標変換部16は極座標の変換を行う。また、角度 ϕ についても、指でタッチする点がx'に変わるほかは操作方法は同じである。

30

【0093】

なお、図8で示される表示も設定用子画面として、図7で示される設定用子画面に連動して3次元画像処理用モニタ24上に表示される。そして、図16に示される3次元画像の視線方向の設定を行う。

このように本実施の形態では、座標変換手段が、断面エコーデータと表面エコーデータの座標を変換し、視線角度設定手段が、3次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での視線角度を表示するようにして、3次元画像の視線角度をより簡単に設定できるようにしている。また、直感的、解剖学的に理解しやすくなるようにしている。

40

【0094】

図2に示すステップS4では、臓器等の対象物の表面の位置を抽出する。以下、このステップS4の詳細を説明する。

【0095】

図9は、ステップS4の詳細な内容を示すフローチャートである。図10は、表面の位置を抽出するスキャンライン開始点Oからのスキャンの様子を説明する図である。なお、

50

ステップ S 4 1 1 からステップ S 4 2 8 までは、表面位置の抽出を自動抽出で行う自動抽出ルーチン、ステップ S 4 2 9 からステップ S 4 4 2 までは自動検出された境界を表示、修正する表示 / 修正ルーチンである。

以下に自動抽出ルーチンについて、その詳細な内容を説明する。この自動抽出ルーチンはノイズ等による表面の誤抽出を防止して、表面位置に対応するランを抽出するラン抽出手段を有する。

【 0 0 9 6 】

図 9 に示すステップ S 4 1 1 では画像データを平滑化する。この平滑化を行う処理単位は、超音波プローブ 4 の超音波振動子がスキャンする際の超音波の分解能に対し最適になるよう、可変にする。

10

【 0 0 9 7 】

図 9 に示すステップ S 4 1 2 では画像データに、表面抽出のためのしきい値処理を施す。そして、しきい値以下の輝度値をもつ点は輝度値を 0 で置き換えられるようにする。

【 0 0 9 8 】

図 9 に示す次のステップ S 4 1 3 では、上記しきい値以上の点同士がつながったもの（ラン）のうち、これ以下の長さのランはノイズと判定するべきだというしきい値の長さを、変数 run_0 に代入する。この入力は操作用端末 2 1 を介して行われる。

【 0 0 9 9 】

図 9 に示すステップ S 4 1 4 では変数 i に 0 を代入する。この変数 i は画像データ記憶装置 1 7 に画像データとして書き込まれた、連続した複数の 2 次元画像のうち、現在処理すべき 2 次元画像の番号を示す（このため、画像 i と略記する場合がある）。本実施の形態では、50 枚の連続した 2 次元画像の全てを処理するものとし、

20

0 i 49

とする。なお、全ての画像に対して処理を行うものに限定されるものでなく、特定の画像のみに対して行うような場合も含む。

【 0 1 0 0 】

図 9 に示すステップ S 4 1 5 では変数 s に 0 を代入する。この変数 s は表面の位置を抽出するために、スキャンライン開始点より遠方側に発せられるスキャンラインのうち、現在処理すべきスキャンラインを示す（このため、スキャンライン s と略記する場合がある）。本実施の形態では、例えば 10° 間隔で放射状に 36 本のスキャンラインを発するものとし、

30

0 s 35

とする。なお、この間隔の場合には抽出される境界は点状となるが、この間隔を小さくするなどすれば抽出される境界は殆ど線状となり、本実施の形態はこのような場合も含む。

【 0 1 0 1 】

図 9 に示すステップ S 4 1 6 では、スキャンライン開始点の座標を処理点アドレスに設定する。処理点アドレスは、 x アドレスと y アドレスからなり、現在処理中の点の x 座標と y 座標を示す。本実施の形態では、スキャンライン開始点は各 2 次元画像の中心にすることにする。図 10 では開始点を点 0 として示してある。

【 0 1 0 2 】

40

図 9 に示すステップ S 4 1 7 では、変数 run に 0 を代入する。変数 run は、ランの長さを計るために用いる。

図 9 に示すステップ S 4 1 8 では、処理点アドレスをスキャンライン s 上の次の点のアドレスに移す。

【 0 1 0 3 】

図 9 に示すステップ S 4 1 9 では、処理点アドレスで示される点の輝度値が、ステップ S 4 1 2 で行われたしきい値処理のしきい値より大きい小さいかを判断する。大きければステップ S 4 2 0 へ、小さければステップ S 4 1 7 へジャンプする。

【 0 1 0 4 】

図 9 に示すステップ S 4 2 0 では、1 次元配列変数 p の run 番目の変数 $p(run)$

50

に処理点アドレスの x アドレスを代入し、1 次元配列変数 q の run 番目の変数 q (run) に処理点アドレスの y アドレスを代入する。

図 9 に示すステップ S 4 2 1 では、変数 run に 1 を加算する。

【 0 1 0 5 】

図 9 に示すステップ S 4 2 2 では、変数 run が run 0 と一致するか否かを判断する。一致すればステップ S 4 2 3 へ、一致しなければステップ S 4 1 8 へジャンプする。

【 0 1 0 6 】

図 9 に示すステップ S 4 2 3 では、2 次元配列変数 X (s , i) に p (run - run 0) を代入し、2 次元配列変数 Y (s , i) に q (run - run 0) を代入する。こうして、しきい値より輝度値の大きい点が距離 run 0 以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランの座標を X (s , i)、Y (s , i) として抽出する。 10

【 0 1 0 7 】

図 9 に示すステップ S 4 2 4 では、X (s , i)、Y (s , i) を画像データ記憶装置 1 7 に出力する。即ち、ステップ S 4 2 4 では、図 1 0 に示された点 M のアドレスを画像データ記憶装置 1 7 に書き込む。

図 9 に示すステップ S 4 2 5 では、変数 s に 1 を加算する。即ち、処理を行うスキャンラインを隣のスキャンラインへ移す。

【 0 1 0 8 】

図 9 に示すステップ S 4 2 6 では、変数 s が 3 5 + 1 と一致するか否かを判断する。即ち、2 次元画像 i 中で最後のスキャンラインの処理が終わったか否かを判断する。一致すればステップ S 4 2 7 へ、一致しなければステップ S 4 1 6 へジャンプする。 20

【 0 1 0 9 】

図 9 に示すステップ S 4 2 7 では、変数 i に 1 を加算する。即ち、処理を行う 2 次元画像を隣の 2 次元画像へ移す。

【 0 1 1 0 】

図 9 に示すステップ S 4 2 8 では、i が 4 9 + 1 と一致するか否かを判断する。即ち、画像データ記憶装置 1 7 へ書き込まれた 2 次元画像の中で最後の 2 次元画像の処理が終わったか否かを判断する。一致すればステップ S 4 2 9 へ、一致しなければステップ S 4 1 5 へジャンプする。

【 0 1 1 1 】

こうして、自動抽出ルーチンでは、全ての 2 次元画像上の全てのスキャンラインについて、体腔の表面、すなわち境界と認識された点の座標が画像データ記憶装置 1 7 へ書き込まれる。 30

【 0 1 1 2 】

この自動抽出ルーティンにより、ノイズ等による表面の誤抽出の殆どを解消することができる。本実施の形態ではさらに、この自動抽出ルーティンによっても排除できないで、誤抽出してしまった境界を修正する境界修正手段或いは境界修正機能を有し、かつ修正された境界を表示する表示 / 修正ルーチンを設けている。

従って、境界修正機能で物体表面位置を修正するので、物体表面の抽出が適切でない箇所を修正してノイズ等の誤抽出をさらに軽減して正確な 3 次元画像を表示することができるようにしている。 40

【 0 1 1 3 】

以下に表示 / 修正ルーチンについて詳細を説明する。

図 9 に示すステップ S 4 2 9 では、0 i 4 9、0 s 3 5 となる全ての整数 i、s について、X (s , i)、Y (s , i) を読み出す。即ち、画像データ記憶装置 1 7 から境界と認識された点の座標を読み出す。

【 0 1 1 4 】

図 9 に示すステップ S 4 3 0 では、しきい値処理された各 2 次元画像に対し、X (s , i)、Y (s , i) で座標が示される境界点を重畳する。つまり、物体表面の抽出が適切に行われたか否かを確認できるように、境界重畳手段或いは境界重畳機能を有し、この境 50

界重畳機能により各 2 次元画像に対し、抽出した表面に対応する座標位置 $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ を点状に重畳する。

【0115】

図 9 に示すステップ S 4 3 1 では、境界点が重畳された 2 次元画像を 3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に一覧表示する。

図 9 に示すステップ S 4 3 2 では、修正すべき 2 次元画像 i_0 と、修正すべきスキャンライン s_0 を指定する。

【0116】

図 10 ではこの点が点 $M(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ として示されている。この点は、体腔内の残渣、またはノイズ等により、スキャンライン開始点 O から見て、境界として抽出すべき点より手前に誤抽出してしまった点である。また、指定の方法は、タッチパネル 2 5 を介し、このスキャンラインの近傍を指でタッチすることにより指定する。なお、図 10 上では一般の画像 i の画像上で、修正すべき画像 i_0 の説明を図示している関係上 i と i_0 とが混在した表示となっている（図 10 上では、 i_0 が i 、 s_0 が $s + 2$ の場合となる）。

10

【0117】

図 9 に示すステップ S 4 3 3 では、スキャンライン s_0 上で、点 $M(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ のランの遠方側の端点の座標を処理点アドレスに設定する。図 10 ではこの点を N で示している。

図 9 に示すステップ S 4 3 4 からステップ S 4 3 9 までは、ステップ S 4 1 7 からステップ S 4 2 2 までと基本的に処理が同じなので、説明を省略する。

20

【0118】

図 9 に示すステップ S 4 4 0 では、2 次元配列変数 $X(s_0, i_0)$ に $p(run - run_0)$ を代入し、2 次元配列変数 $Y(s_0, i_0)$ に $q(run - run_0)$ を代入する。そして、誤抽出した点の次に、スキャンライン開始点に近いランの座標を改めて $X(s_0, i_0)$ 、 $Y(s_0, i_0)$ として抽出する。

【0119】

このようにして、しきい値より輝度値の大きい点が距離 run_0 以上連続したランのうち、誤抽出した点の次に、スキャンライン開始点に近いランの座標を $X(s_0, i_0)$ 、 $Y(s_0, i_0)$ として抽出する。図 10 ではこの点を $M'(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ で示している。

30

【0120】

図 9 に示すステップ S 4 4 1 では $X(s_0, i_0)$ 、 $Y(s_0, i_0)$ を画像データ記憶装置 1 7 に出力し、上書きする。つまり、図 10 に示す点 $M(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ を点 $M'(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ に修正し、ノイズ等による誤抽出された点 $M(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ を修正する。

【0121】

図 9 に示すステップ S 4 4 2 では、3 次元画像処理用モニタ 2 4 上には、まだ修正が必要か否かメッセージが出力され、使用者は操作用端末 2 1 を介して応答する。修正が必要な場合は、ステップ S 4 3 2 へジャンプし、修正が不要な場合は図 2 で示すステップ S 5 へ移る。

40

【0122】

こうして、表示 / 修正ルーチンでは、体腔内の残渣、またはノイズ等により、誤抽出してしまった点を修正する。

図 2 に示すステップ S 5 では、ステップ S 4 で抽出された表面に陰影を付加する。

以下、このステップ S 5 の詳細な処理内容を説明する。

【0123】

図 1 1 は、ステップ S 5 の詳細な処理内容のフローチャートを示す。図 1 2 は、陰影を付加する処理を説明する図である。

【0124】

50

図 1 1 に示すステップ S 5 1 1 では、画像データをモデリングする。本実施の形態では、ステップ S 4 で境界（体腔の表面）として抽出された点から、ポリゴンと称する複数の多角形を仮定する。

【 0 1 2 5 】

図 1 2 では、このポリゴンのうちの二つの、ステップ S 4 で抽出された点 M_s 、 M_{s+1} 、 M'_s 、 M'_{s+1} を頂点とする二つの三角形、 $M_s M_{s+1} M'_s$ と $M_{s+1} M'_s M'_{s+1}$ で表している。ここで、スキャンライン開始点 0 と点 M_s 、 M_{s+1} は 2 次元画像 i 上の点、スキャンライン開始点 0' と点 M'_s 、 M'_{s+1} は 2 次元画像 $i+1$ 上の点である。また、点 M_s と M'_s 、点 M_{s+1} と M'_{s+1} は互いにスキャンラインの番号が同じである。4 点の座標は以下の通りである。

10

【 0 1 2 6 】

M_s $(X(s, i), Y(s, i))$
 M_{s+1} $(X(s+1, i), Y(s+1, i))$
 M'_s $(X(s, i+1), Y(s, i+1))$
 M'_{s+1} $(X(s+1, i+1), Y(s+1, i+1))$

このステップ S 5 1 1 では、頂点の座標値より各ポリゴンの法線ベクトルを算出する。図 1 2 では、各ポリゴンの法線ベクトルを V_s 、 V'_s と示している。

【 0 1 2 7 】

図 1 1 に示すステップ S 5 1 2 では、ステップ S 3 で設定された視線方向に対応して、各ポリゴン頂点の座標を座標変換する。このとき、同時に各ポリゴンの法線ベクトルも変換する。

20

【 0 1 2 8 】

図 1 1 に示すステップ S 5 1 3 では、各ポリゴンに陰面処理を施す。即ち、視線に対して、ポリゴンの陰になっているポリゴンを消去する。

図 1 1 に示すステップ S 5 1 4 では、光線方向の設定を行う。つまり、光線方向（光線角度）を設定する光線角度設定手段或いは光線角度設定機能を備えている。

【 0 1 2 9 】

ステップ S 5 1 4 では現在の光線方向の設定値が図 1 3 に示す様な設定用子画面として 3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示される。

【 0 1 3 0 】

30

図 1 4 は、図 1 3 で示す角度 θ 、 ϕ との空間的な関係を説明する図である。図 1 4 で示される表示も設定用子画面として、図 1 3 で示される設定用子画面に連動して 3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示される。設定方法など作用はステップ S 3 と同じであるため省略する。

【 0 1 3 1 】

本実施の形態では光線角度設定手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での光線角度を表示するようにして、所望の物体表面をより立体的に表現し、かつ、光線角度をより直感的、解剖学的に理解しやすく設定できるようにしている。

40

【 0 1 3 2 】

図 1 1 に示すステップ S 5 1 5 は、各ポリゴンの視点から距離や、法線ベクトルとステップ S 5 1 4 で設定された光線方向となす角に応じて、フラットシェーディング、グローシェーディング、フォーンシェーディング、デプスシェーディングなどのシェーディングのアルゴリズムを用い、各ポリゴン内の点の明るさを決定する。

こうして、表面の陰影を付加する。

【 0 1 3 3 】

図 2 に示すステップ S 6 は、ステップ S 2 で位置を設定された断面の非表示部分をカットする。図 1 5 上でハッチングがかかっている部分は、図 1 6 に示す 3 次元画像の 4 枚の断面のうち非表示部分を示しており、この部分のデータは消去される。

50

【0134】

図2に示すステップS7は、ステップS3で設定された視線方向に対応して、3次元画像の4枚の断面のうちステップS6で残された表示部分の座標変換を行う。

【0135】

図2に示すステップS8は合成処理を行う。つまり、ステップS4とステップS5で位置が抽出され、陰影が付加された表面と、ステップS6とステップS7で非表示部分がカットされ、座標変換が施された断面とを合成することで、図16に示す3次元画像を構築する。図16中では表面データ部分をEで示している。

【0136】

図2に示すステップS9は、断面と表面の境界線を図16に示す例えば緑色の境界線として、3次元画像に重畳する。

つまり、本実施の形態では断面と表面の境界線を3次元画像に重畳する断面表面境界重畳手段を有し、この断面表面境界重畳手段は3次元画像に断面エコーデータと表面エコーデータ境界線を断面表面境界線として重畳し、表示手段が、断面表面境界線を重畳した3次元画像を表示するようにして、エコーデータと表面画像データの区別がつき易いようにしている。

【0137】

図2に示すステップS10では、図8で構築した3次元画像を3次元画像処理用モニタ24上に表示する。

なお、上述のように、CPU13及び画像処理プロセッサ18は、表面位置抽出手段、陰影付加手段、合成手段、ラン抽出手段、境界重畳手段、断層像構築手段、座標変換手段、断面表面境界重畳手段として機能する。

【0138】

また、タッチパネル25は断面位置設定手段、境界修正手段、修正スキャンライン指定手段、切断線移動手段、断層像回転手段、マスク手段、光線角度設定手段、視線角度設定手段として機能する。

【0139】

また、マスク切り換えキー21aは、表示態様指定手段として機能する。

また、画像データ記憶装置17は、3次元エコーデータ記憶手段として機能する。

また、3次元画像処理用モニタ24は表示手段として機能する。

【0140】

本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態では、ラン抽出手段が、スキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するので、この所定の距離以下のランはノイズとして殆ど除去できる。このため、ノイズ等に殆ど邪魔されることなく、所望の物体表面を正確に表現することができる。

【0141】

また、本実施の形態では、ステップS413で、これ以下の長さのランはノイズと判定すべきだという長さを入力することにより、様々な種類のノイズ除去を行うことができる。

また、仮にノイズ等により誤抽出した部分が存在しても、境界修正機能により、抽出された境界を修正できるので、よりノイズ等の影響の少ない物体表面の抽出を行うことができる。

また、本実施の形態では、図10で示す画像を参照することができるので、修正が適正か否かを確認しながら境界を修正できる。

【0142】

つまり、境界重畳機能により連続した複数の超音波断層像の全て、もしくは特定の超音波断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳し、表示手段で表示するので、物体表面の抽出が適切に行われているか否かを確認することができる。

10

20

30

40

50

【0143】

本実施の形態では、簡易3次元構築キー21bを押すと、使用者への参考のために図5に示すような表面位置抽出を行わない簡易3次元画像を表示させたため、簡単に、完成した3次元画像のイメージをつかむことができる。

また、断層像構築手段が構築した向きの異なる複数の断層像のうち特定の断層像上で、切断線移動手段が断面位置を示す切断線を移動し、断層像回転手段が断層像を回転し、特定の断層像以外の断層像が連動して変更されるので、断層像上で、いかなる位置に病変部が存在しても病変部を通るように断面を設定でき、病変の深達度等を診断できる。

【0144】

また、断層像構築手段が、3次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、切断線移動手段が、構築された複数の断層像内で、断面位置を示す切断線を移動し、マスク手段が、3次元画像として合成されるエコーデータとそれ以外のエコーデータを異なる態様の表示にすることができるので、断層像上で、3次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりやすくなる。

【0145】

また、通常の断層像の態様での表示と、3次元画像として表示するためのエコーデータとそれ以外のエコーデータを態様を変えて、断面を設定するための表示と、2種類の表示のいずれかを指定する表示態様指定手段を設けたので、この様なマスクが邪魔なときにはこれを取り除き、複数枚の断層像を用いた任意断面ででの通常の診断を行うことができる。

【0146】

また、本実施の形態では、光線角度設定手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での光線角度を表示するので、所望の物体表面をより立体的に表現し、かつ、光線角度をより直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる。

また、本実施の形態では、表示手段が、光線角度を立体的に表示するので、光線角度を感覚的に把握しやすい。

【0147】

また、本実施の形態では、座標変換手段が、断面エコーデータと表面エコーデータの座標を変換し、視線角度設定手段が、3次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での視線角度を表示するので、3次元画像の視線角度をより簡単に設定できる。また、直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる。

【0148】

また、本実施の形態では、断面表面境界重畳手段が、3次元画像に断面エコーデータと表面エコーデータの境界線を断面表面境界線として重畳し、表示手段が、断面表面境界線を重畳した3次元画像を表示するので、エコーデータと表面画像データの区別が付き易い。

【0149】

(第1の実施の形態の変形例)

本実施の形態では、タッチパネル25を用いているが、タッチパネル25ではなくとも、画面にカーソルを表示させてマウス、ライトペン、トラックボールなどの他のポインティングデバイスを用いても良い。

【0150】

また、本実施の形態のしきい値処理は、しきい値以下の輝度値をもつ点の輝度値を0で置き換えるという点で、2値化も含む。

また、本実施の形態では、視線方向、光線方向の設定は、タッチパネル25を用い、それぞれ図7、図13で示す表示に対して設定できるようにしているが、図8、図14で示

10

20

30

40

50

す表示に対して設定できるようにしても良い。

【0151】

また、本実施の形態では、ステップS2の断面位置設定は、ステップS4での表面位置抽出の前段に設けているが、順序はこの逆でも良い。

本実施の形態では、マスク切り換えキー21aを押すと図6に示す表示に切り換えるが、順序を逆にしたときには、マスク切り換えキー21aを押すことにより図15に示す表示に切り換えるようにしても良い。

【0152】

また、本実施の形態では、超音波プローブ4はスパイラルスキャンを行うが、セクタスキャンとリニアスキャンの組み合わせなど本実施の形態の具体例に限定されるものでない。

【0153】

また、本実施の形態では、ステップS430で境界点を重畳しているが、隣合うスキャンライン上の境界点を順に結んだ境界線でも構わない。更には、境界線内の内部を赤色等、重畳する超音波断層像とは別の系統の色で塗りつぶし、境界をその塗りつぶされた領域の辺として表現しても良い。

また、本実施の形態では、ステップS431で境界点を重畳された2次元画像を一覧表示しているが、隣合う2次元画像を順次表示させても構わない。

【0154】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を説明する。構成は第1の実施の形態と共通であり、CPU13と画像処理プロセッサ18の処理が異なる。このため、異なる部分のみを説明する。図17は第2実施の形態における超音波による4枚の断面を示す。

【0155】

以下、CPU13と画像処理プロセッサ18の動作を図17を参照しながら説明する。

本実施の形態は、第1の実施の形態における表面位置抽出での一覧表示(図9のステップS431)に代えて、図17に示す複数の断面の表示を3次元画像処理用モニタ24上に表示させる。この画面の中で、抽出された境界が境界線として各断面に重畳されており、図17では断面Cにノイズで誤抽出された境界を参照することができる。

【0156】

この画面では、第1の実施の形態における図4と同様、特定の断面の切断線+、×、□の移動、回転に連動して他の断面を変更する。そして、図17のようにノイズ等で誤抽出した境界を見つけた場合には、図9で説明したようにして境界の修正を行う。その他の作用は第1の実施の形態と共通である。

【0157】

なお、このとき、CPU13及び画像処理プロセッサ18は、断層像構築手段、境界重畳手段として機能する。

【0158】

本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態では、図17に示す複数の断面の表示を3次元画像処理用モニタ24上に表示し、抽出された境界が境界線として各断面に重畳するので、連続する複数の2次元画像に渡り、表面位置抽出が適切か否か一目で判断できる。

このように向きの異なる複数の断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳するので、境界抽出の誤りの著しい部分が一目で発見できる。

また、断面を変更することにより、誤抽出された部分を探することができる。

【0159】

(第3の実施の形態)

次に本発明の第3の実施の形態を図18ないし図20を参照して説明する。図18は第3の実施の形態における処理内容の一部を示すフローチャート、図19はその作用及び効

10

20

30

40

50

果の説明図、図20は本実施の形態における超音波プローブ4によるスキャンの変形例の説明図である。

【0160】

本実施の形態はその構成が第1の実施の形態と共通であり、CPU13と画像処理プロセッサ18の処理が異なる。このため、異なる部分のみを説明する。以下、CPU13と画像処理プロセッサ18の動作を図18から図20を参照しながら説明する。

【0161】

本実施の形態では、図9に示すスキャンライン開始点を指定する処理のみが、第1の実施の形態と異なり、その他は同じである。本実施の形態では、図9におけるステップS414とステップS415の間に、図18に示すようにステップS1811、ステップS1812の処理を付加する。その他の処理は、図9に示す第1の実施の形態の処理と同じである。

10

【0162】

図18に示すステップS1811では、変数iで指定される画像を、3次元画像処理用モニタ24上に表示する。この画像iを図19に示す。

【0163】

図18に示すステップS1812では、3次元画像処理用モニタ24上に表示された画像iを参照しながらスキャンライン開始点を指定する。図19では、このスキャンライン開始点がOとして示されている。この指定の方法は、タッチパネル25を介し、スキャンライン開始点Oの位置を指でタッチすることにより指定する。

20

【0164】

こうして、スキャンライン開始点Oが指定される。このように、タッチパネル25は、スキャンライン開始点指定手段として機能する。その他は第1の実施の形態の場合と同様である。

【0165】

本実施の形態によれば、以下の効果を有する。

例えば、スキャンライン開始点が図19で示されている点Odに、あらかじめ設定されている場合、抽出される境界に死角ができる。この死角部分を図19中ではハッチングで示している。

【0166】

しかし、本実施の形態では、ステップS1812で、3次元画像処理用モニタ24上に表示された画像を参照しながらスキャンライン開始点Oを指定するので、第1の実施の形態に比べ、このような死角が生じにくい位置にスキャンライン開始点Oを指定することができる。

30

その他の効果は、第1の実施の形態と同じである。

【0167】

なお、以下に説明する本実施の形態の変形例の構成を採用しても良い。

本変形例での超音波プローブ4は、被検体外より超音波を照射する。この超音波プローブ4の図示しない超音波振動子は、セクタスキャンを行いながら直線上を移動する。すなわち、超音波プローブ4が体外よりセクタスキャンとリニアスキャンとを組み合わせたセクタ&リニアスキャンを行うことで、連続した複数の2次元画像が、3次元エコーデータとして、画像データ記憶装置17に書き込まれる。この複数の2次元画像を図20に示す。図20では取り込まれた順に画像1、画像2、...と画像番号が付されている。

40

【0168】

図20の梨地模様の部分は、腫瘍などの低輝度領域を示し、その周囲のハッチングの部分は、肝臓実質などの高輝度領域を示している。

【0169】

なお、この変形例においては、図18に示すステップS1812で3次元画像処理用モニタ24上に表示された画像を参照しながらスキャンライン開始点Oを指定する。図20では、この点がOとして示されている。この指定の方法は、タッチパネル25を介し、点

50

Ｏを指でタッチすることにより指定する。

【０１７０】

この他の構成、作用及び効果は、図１８及び図１９を参照して述べた第３の実施の形態の場合の構成、作用及び効果と同じである。

このように、本実施の形態による表面抽出手段或いは方法を用いると、スパイラルスキャンやセクタ&リニアスキャンなどスキャン方法を変えても正確に表面を抽出できる。

【０１７１】

（第４の実施の形態）

次に本発明の第４の実施の形態を図２１を参照して説明する。図２１は本実施の形態における陰影付加の処理内容を示すフローチャートであり、ポリゴンを表示する際の表示色を操作用端末２１から入力する過程を含む。

10

【０１７２】

構成は第１の実施の形態と共通であり、ＣＰＵ１３と画像処理プロセッサ１８の処理が一部異なる。このため、異なる部分のみを説明する。

【０１７３】

ＣＰＵ１３と画像処理プロセッサ１８の動作を図２１を参照しながら説明する。

【０１７４】

図２１に示すステップＳ２１１１～ステップＳ２１１４は、第１の実施の形態における図１１のステップＳ５１１～ステップＳ５１４の処理とそれぞれ同じである。

【０１７５】

20

図２１に示すステップＳ２１１５では、ポリゴンを表示する際の表示色を操作用端子２１から入力する。

【０１７６】

図２１に示すステップＳ２１１６では、図１１で示すステップＳ５１５の処理と同様のアルゴリズムで、ステップＳ２１１５で入力された色調にて、各ポリゴン内の点の明度を決定する。

【０１７７】

こうして、ステップＳ２１１５で入力された色調にて、表面の陰影を付加し、シェーディング処理を行う。

なお、上述のように、操作用端末２１は表示色指定手段として機能する。

30

本実施の形態は、以下の効果を有する。

【０１７８】

本実施の形態では、ステップＳ２１１５でポリゴンを表示する際の表示色を入力し、ポリゴンの色調を決定したため、図１６の表面データＥがこの表示色で表示され、グレースケールを保持した他の部分と区別して表示できる。そのため、３次元画像の各部位が生体のエコーの階調を保持している画像データなのか、形状等の立体的な情報を陰影として付加されている表面画像データなのか、術者は区別することが容易にできる。

【０１７９】

なお、表示色として内視鏡の光学像などで見える実際の臓器表面の色調を指定すれば、より実物らしい３次元画像を表示できる。

40

その他の効果は、第１の実施の形態と同じである。

【０１８０】

（第４の実施の形態の変形例）

本実施の形態では、ステップＳ２１１５で操作用端末２１を通じて表示色を入力したが、内視鏡画像などの光学像を第１の外部記憶装置１９などの記憶装置に貯え、ここから代表的な色調をコピーしても良い。また、この貯えられた光学像は食道、胃上部、十二指腸という具合に別々に貯え、これらの表示色を用いても良い。

【０１８１】

（第５の実施の形態）

次に本発明の第５の実施の形態を図２２ないし図２４を参照して説明する。図２２は第

50

5の実施の形態における表面位置の抽出処理のフローチャート、図23、図24はその作用及び効果を説明する図である。

【0182】

本実施の形態はその構成が第1の実施の形態と同じであり、CPU13と画像処理プロセッサ18の処理が異なる。このため、異なる部分のみを説明する。以下、CPU13と画像処理プロセッサ18の動作を図22から図24を参照しながら説明する。

【0183】

本実施の形態では、図9に示す表面位置抽出処理のみが第1の実施の形態と異なり、その他は同じである。

図22に示すステップS2211では、画像データ記憶装置17に格納されている連続した50枚の2次元画像のうち第1番目の画像を、3次元画像処理用モニタ24に表示する。この画像を図23に示す。

10

【0184】

図22に示すステップS2212では、第1番目の画像のトレースを行う。3次元画像処理用モニタ24に表示された2次元画像の境界、すなわち臓器表面をマニュアル的にトレースする。トレースはタッチパネル25を介して行われる。

【0185】

図22に示すステップS2213では、トレースした点での第1勾配値の算出を行う。つまり、図23に示すように画像中のある1点0を中心に、トレースを開始した点Z1から等角度 α にあたるトレース軌跡上の点Z2, Z3, ..., Zi, ...での輝度値の勾配値(以下、第1勾配値)を算出する。

20

【0186】

なお、この第1勾配値は直線OZi ($i = 1, 2, 3 \dots$) 上での輝度の勾配値を表すものであり、勾配値を算出する際の距離は一定の長さにとる。図24(A)では第1の画像中での直線OZi 上の輝度値を表しており、この「一定の長さ」は Δx 、輝度値の差は ΔI と表されている。従って、

$$\text{勾配値} = \Delta I / \Delta x$$

と表される。

【0187】

図22に示すステップS2214では、第2番目の画像に対し、第1番目の画像で設定した直線OZi 方向の勾配値(以下、第2勾配値)を算出する。この第2勾配値は、点Zi に対応する第2番目の画像上の点Zi' (図24(B)参照)から直線OZi 上の特定の範囲内の各点について算出される。図24(B)ではこの特定の範囲を δx で示す。つまり、点Zi に対応する点Zi' を中心として、OZi 方向及びその逆方向に範囲 δx に含まれる範囲内の各点で第2勾配値を算出する。

30

この処理を全ての点Zi に対応する範囲内の点について繰り返す。

【0188】

図22に示すステップS2215では、各点で算出された第2勾配値と、点Zi で算出された第1勾配値とを比較し、最も、第1勾配値に近い値を持つ直線OZi' 上の点を特定する。図24(B)ではこのようにして特定された点をZi'' で示す。この様にして第2番目の画像の境界が特定される。

40

【0189】

このような処理を行うことにより、図23及び図24(A)に示すようにノイズが存在するような画像においても、ノイズの位置を範囲 δx により、ある程度除去できるし、仮に範囲 δx 内にノイズが含まれても、その勾配値は第1勾配値に近い値を持つことは極めて少ないので、殆どの場合に最も第1勾配値に近い値を持つ点を第2番目の画像の境界点を正しく特定できる。

【0190】

図22に示すステップS2216では、全ての2次元画像について処理が終わったか否かで処理を分岐させる。終わっていなければステップS2214へジャンプする。終わっ

50

ていれば表面位置抽出処理を終了する。なお、ステップ S 2 2 1 4へジャンプした後は、第 2 番目の画像の勾配値を第 1 勾配値として、第 3 番目の画像の勾配値を第 2 勾配値として同じ処理を繰り返す。以降の画像についても処理を同様である。

こうして、表面位置が抽出される。

【 0 1 9 1 】

なお、上述のように、CPU 1 3 及び画像処理プロセッサ 1 8 は、第 1 の勾配値算出手段、第 2 の勾配値算出手段、表面位置特定手段として機能する。

また、タッチパネル 2 5 は、表面位置指定手段として機能する。

本実施の形態によれば、以下の効果を有する。

【 0 1 9 2 】

本実施の形態では、ステップ S 2 2 1 4で、第 2 勾配値を第 1 勾配値が算出された点から特定の範囲内の各点について算出し、ステップ S 2 2 1 5で第 2 勾配値と第 1 勾配値とを比較することで表面位置を抽出した。そのため、この範囲内に入らないノイズを表面として誤抽出することはない。このノイズを図 2 3、図 2 4 に示す。

その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 9 3 】

(第 6 の実施の形態)

次に本発明の第 6 の実施の形態を図 2 5 ないし図 3 0 を参照して説明する。図 2 5 は第 6 の実施の形態における表面位置抽出処理の詳細を示すフローチャートである。図 2 6、図 2 7、図 2 8、図 2 9 は、表面の位置を抽出する開始点 P からのトレースの様子を説明する図である。なお、図 2 7 は図 2 6 の右側の拡大図、図 2 9 は図 2 6 の左側の拡大図であり、図 2 8 は図 2 7 に示す円弧上の輝度値を示す。

【 0 1 9 4 】

本実施の形態はその構成が第 1 の実施の形態と共通であり、CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 の処理が異なる。第 1 の実施の形態とは図 2 に示すステップ S 4 の表面位置抽出方法が異なるため、その部分について説明する。

以下、CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 が行う画像処理の詳細を図 2 5 ないし図 3 0 を参照しながら説明する。

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 1 からステップ S 2 5 3 1 までは、表面位置の自動抽出を行う自動抽出ルーチン、ステップ S 2 5 3 2 からステップ S 2 5 3 9 までは、自動抽出された境界を表示、修正する表示 / 修正ルーチンである。

【 0 1 9 5 】

更に、自動抽出ルーチンのうち、ステップ S 2 5 1 1 からステップ S 2 5 2 5 までは、トレース開始点を抽出するトレース開始点抽出ルーチン、ステップ S 2 5 2 6 からステップ S 2 5 3 1 までは、表面位置のトレースによる自動抽出を行うトレースルーチンである。

以下に自動抽出ルーチンのうちのトレース開始点抽出ルーチンについて詳細を説明する。

【 0 1 9 6 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 1 では、画像データを平滑化する。この平滑化を行う処理単位は、超音波プローブ 4 がスキャンする際の超音波の分解能に対し最適になるよう、可変にする。

【 0 1 9 7 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 2 では、画像データに 2 値化処理を施す。或るしきい値以下の輝度値をもつ点は輝度値を 0 で、しきい値以上の輝度値をもつ点は輝度値を 1 で置き換えられる。

【 0 1 9 8 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 3 では、しきい値以上の点同士でつながったもの (ラン) のうち、これ以上の長さのランはノイズと判定すべきだという長さを、変数 r u n 0 に代入する。この入力、操作作用端末 2 1 を介して行われる。

10

20

30

40

50

【 0 1 9 9 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 4 では、変数 i に 0 を代入する。変数 i は、画像データ記憶装置 1 7 に画像データとして書き込まれた、連続した複数の 2 次元画像のうち、現在処理すべき 2 次元画像の番号を示す。本実施の形態では、50 枚の 2 次元画像を処理するものとし、

0 i 49

とする。

【 0 2 0 0 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 5 では、変数 s に 0 を代入する。変数 s は、この後に説明するトレースによって抽出された境界点の番号を付すための変数である。

10

【 0 2 0 1 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 6 では、画面上の一点 G を指定する。以下、この点 G をスキャンライン開始点と呼び、図 2 6 に示す。具体的には、使用者が、タッチパネル 2 5 を介し、画面上の点を指でタッチすることで点 G を指定する。図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 7 では、画面上の別の一点 G' を指定する。具体的には、使用者が、タッチパネル 2 5 を介し、画面上の点を指でタッチする。なお、このとき 3 次元画像処理用モニタ 2 4 に表示された 2 次元画像上に、指の動きに併せて線分 GG' が図 2 6 に示すように表示される。以下この GG' をスキャンラインと呼ぶ。

【 0 2 0 2 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 8 では、 G の座標を処理点アドレスに設定する。処理点アドレスは、 x アドレスと y アドレスからなり、現在処理中の点の x 座標と y 座標を示す。

20

図 2 5 に示すステップ S 2 5 1 9 では、変数 run に 0 を代入する。変数 run は、ランの長さを計るために用いる。

【 0 2 0 3 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 0 では、処理点アドレスをスキャンライン GG' 上の次の点のアドレスに移す。

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 1 では、処理点アドレスで示される点の輝度値が、ステップ S 2 5 1 2 で行われた 2 値化処理のしきい値より大きい小さいかを判断する。大きければステップ S 2 5 2 2 へ移り、小さければステップ S 2 5 1 9 へジャンプする。

30

【 0 2 0 4 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 2 では、1 次元配列変数 p の run 番目の変数 $p(run)$ に処理点アドレスの x アドレスを代入し、1 次元配列変数 q の run 番目の変数 $q(run)$ に処理点アドレスの y アドレスを代入する。

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 3 では、変数 run に 1 を加算する。

【 0 2 0 5 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 4 では、変数 run が $run0$ と一致するか否かを判断する。一致すればステップ S 2 5 2 5 へ移り、一致しなければステップ S 2 5 2 0 へジャンプする。

【 0 2 0 6 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 5 では、2 次元配列変数 $X(s, i)$ に $q(run - run0)$ を代入し、2 次元配列変数 $Y(s, i)$ に $q(run - run0)$ を代入する。こうして、スキャンライン上のしきい値より輝度値の大きい点が距離 $run0$ 以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランの座標を $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ として抽出する。

40

次に自動抽出ルーチンのうちのトレースルーチンについて詳細を説明する。

【 0 2 0 7 】

図 2 5 に示すステップ S 2 5 2 6 では、 $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ を画像データ記憶装置 1 7 に出力する。即ち、ステップ S 2 5 2 6 では、図 2 6 に示された点 P のアドレスを画像データ記憶装置 1 7 に書き込む。

50

【0208】

図25に示すステップS2527では、図26の一部を拡大した図27に示されている点Pを中心とする半径rの円弧上で、線分GPと円弧との交差Poから探索することにより新たな境界点P'を抽出する。この探索は、以下の通り行われる。

【0209】

まず、図26は、臓器表面を境に外側が臓器実質を表しており、内側、すなわちGを含む側は通常、水など超音波媒体を表す部分である。そのため、図27の円弧上における、2値化後の輝度値は図28の様に示される。

【0210】

図28の横軸は、線分GPとのなす角 ψ を示す。点Poは超音波媒体側にあり、低輝度側の点であるため、角 ψ の変化に対して輝度が低い側から高い側へ変化する点が図26、及び図27に示す境界点P'に対応する。このようにして、図28上で点Poの輝度値の側から最初に変化する点を探索することで点P'を抽出する。

図25に示すステップS2528では、変数sに1を加算する。以下、点P'を改めて点Pと置き直すことにする。

【0211】

図25に示すステップS2529では、改めて置き直された点PよりPGG'を計算し、PGG'が360°より大きいか小さいかを判断する。大きければステップS2530へ移り、小さければステップS2526へジャンプする。ところで、ステップS2528で点P'は点Pと置き直されているので、このPGG'は、実際には図27のP'GG'に相当する。

【0212】

図25に示すステップS2530では、変数iに1を加算する。即ち、処理を行う2次元画像を隣の2次元画像へ移す。

図25に示すステップS2531では、iが49+1と一致するか否かを判断する。即ち、画像データ記憶装置17へ書き込まれた2次元画像の中で最後の2次元画像の処理が終わったか否かを判断する。一致すればステップS2532へ移り、一致しなければステップS2515へジャンプする。

【0213】

こうして、トレース開始点抽出ルーチンとトレースルーチンからなる自動抽出ルーチンでは、画像データ記憶装置17に記憶された全ての2次元画像について、体腔の表面、即ち境界と認識された点P(s, i)の座標X(s, i)、Y(s, i)が求められ、順次に画像データ記憶装置17に書き込まれる。

【0214】

ところで、図26では画面の臓器実質が画面の左側で切れているため、このままでは、点P(s, i)の探索が中断してしまう。そのため、ステップS2527では、図29に示すように、最初に点Poの輝度値が変化する点を探索する際、円弧が途中で画像の端にぶつかったときには、円弧と画像の端との交点を点P'として抽出することにする。

【0215】

次に表示/修正ルーチンについて詳細を説明する。

図25に示すステップS2532では、画像データ記憶装置17に書き込まれた全ての画像、全ての境界点について、X(s, i)、Y(s, i)を読み出す。

【0216】

即ち、画像データ記憶装置17から境界と認識された点Pの座標を読み出す。図25に示すステップS2533では、超音波階調を有する各2次元画像に対し、X(s, i)、Y(s, i)で座標が示される境界点を重畳する。

【0217】

図25に示すステップS2534では、境界点が重畳された超音波階調を有する2次元画像を3次元画像処理用モニタ24上に一覧表示する。

【0218】

10

20

30

40

50

図 25 に示すステップ S 2535 では、一覧表示された 2 次元画像の中から、境界を誤抽出した 2 次元画像 i_0 を指定する。この 2 次元画像 i_0 を図 30 に示す。

【0219】

図 25 に示すステップ S 2536 では、使用者は、タッチパネル 25 を介し、2 次元画像 i_0 の中で修正範囲を指定する。具体的には、図 30 のように、誤抽出された境界の端点 R_1 と R_2 を指定し、 R_1 G R_2 を決定することで修正範囲を指定する。この範囲は、図 30 上でハッチングで示した部分に対応する。

【0220】

図 25 に示すステップ S 2537 では、使用者は、タッチパネル 25 を介し、真の境界をマニュアル的にトレースする。このトレースの様子を図 30 に示す。つまり、誤抽出された黒点で示す境界点の代わりに、白点（白丸）で示すように真の境界点をトレースするようにする。

10

このとき、 R_1 G R_2 の範囲内で、使用者がトレースした軌跡上の等距離の区間毎に改めて真の境界点 $P(s, i)$ を設定する。

【0221】

図 25 に示すステップ S 2538 では、誤抽出された境界点の座標を画像データ記憶装置 17 から消去し、ステップ S 2537 で設定した真の境界点 $P(s, i)$ の座標を改めて各 2 次元配列変数 $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ として画像データ記憶装置 17 に出力する。なお、この際、画像データ記憶装置 17 中の 2 次元配列変数 $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ は、図 26 の $P(s, i)$ ($s = 0, 1, \dots$) のように順番に番号 s が付されるように改めて並べ換えられる。

20

【0222】

図 25 に示すステップ S 2539 では、3 次元画像処理用モニタ 24 上に、まだ修正が必要か否かメッセージが出力され、使用者は操作用端末 21 を介して応答する。修正が必要な場合は、ステップ S 2534 へジャンプし、不必要な場合は表面位置抽出の処理を終了する。

【0223】

こうして、表示 / 修正ルーチンでは、体腔内の残渣、またはノイズ等により、誤抽出してしまった点を修正する。

なお、上述のように、CPU 13 及び画像処理プロセッサ 18 は、表面トレース手段、輝度変化点探索手段として機能する。

30

また、タッチパネル 25 は、トレース開始点指定手段として機能する。

【0224】

本実施の形態によれば、以下の効果を有する。

本実施の形態では、連続した複数の超音波断層像上で、順次、所望の物体表面位置を自動的にトレースするので、例えば、図 26 に示されているノイズを臓器表面と誤って抽出することはない。すなわち、ノイズ等に邪魔されることなく、所望の物体表面を正確に抽出及び表現することができる。

【0225】

また、本実施の形態では、ステップ S 2511 で画像を平滑化しているため、あらかじめ、スキャンライン上の表面位置を抽出する前に、ある程度のノイズを除去することができる。

40

【0226】

また、本実施の形態では、ステップ S 2533 で超音波断層像上に境界点を重畳し、ステップ S 2534 で一覧表示しているが、このとき重畳表示される画像は、2 値化などしきい値処理された画像でも良い。ただし、本実施の形態のように、超音波階調を有する原画像をこのように、一覧表示させれば、通常、診断に用いる超音波画像上に境界点が重畳されるため、どの画像を修正すべきなのか一層はっきりする効果が得られる。

【0227】

また、本実施の形態では、図 30 で示す画像を参照しながら修正することができるので

50

、境界を適切に修正できる。

また、本実施の形態では、ステップ S 2 5 1 3 で、これ以下の長さのランはノイズと判定すべきだという長さを入力するので、トレース開始点を指定する際に、様々な大きさのノイズを除去することができる。

その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 2 2 8 】

(第 6 の実施の形態の変形例)

本実施の形態では、タッチパネル 2 5 を用いているが、タッチパネル 2 5 ではなくとも、画面にカーソルを表示させてマウス、ライトペン、トラックボールなどの他のポインティングデバイスを用いても良い。

10

また、本実施の形態では、ステップ S 2 5 1 2 で 2 値化を行ったが、他のしきい値処理を用いても良い。

【 0 2 2 9 】

また、本実施の形態では、ステップ S 2 5 3 3 で境界点を重畳しているが、境界点 P (s , i) を、番号 s の順に結んだ境界線でも構わない。更には、境界線内の内部を赤色等、重畳する超音波断層像とは別の系統の色で塗りつぶし、境界をその塗りつぶされた領域の辺として表現しても良い。

【 0 2 3 0 】

また、本実施の形態では、ステップ S 2 5 3 4 で境界点を重畳された 2 次元画像を一覧表示しているが、隣合う 2 次元画像を順次表示させても構わない。

20

また、本実施の形態では、図 2 6 に示す例えば胃のような管腔状臓器を仮定して適用しているが、肝臓や膵臓のように非管腔形状の臓器にも適用できる。

【 0 2 3 1 】

(第 7 の実施の形態)

次に本発明の第 7 の実施の形態を図 3 1 及び図 3 2 を参照して説明する。図 3 1 は第 7 の実施の形態における表面位置の抽出処理の一部を示すフローチャート、図 3 2 はその作用及び効果を説明する図である。

【 0 2 3 2 】

本実施の形態はその構成が第 6 の実施の形態と同じであり、CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 の処理が異なる。このため、異なる部分のみを説明する。以下、CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 の動作を図 3 1 及び図 3 2 を参照しながら説明する。

30

【 0 2 3 3 】

本実施の形態では、図 2 5 に示すスキャンライン開始点を指定する処理のみが第 6 の実施の形態と異なり、その他は同じである。本実施の形態では、図 3 1 に示すように、ステップ S 3 1 1 1、ステップ S 3 1 1 2、ステップ S 3 1 1 3 の処理を付加する。図 3 1 に示すその他の処理は、図 2 5 に示す第 6 の実施の形態の同番号の処理と同じである。

【 0 2 3 4 】

図 3 1 に示すステップ S 2 5 1 3 の次のステップ S 3 1 1 1 では、図 3 2 で示される 4 枚の断面の画像を、3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示する。この 4 枚の断面の位置関係は図 4 と同様である。

40

【 0 2 3 5 】

図 3 1 に示すステップ S 3 1 1 2 では、3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示された画像を参照しながら画面 B、または C のリニア面でトレース開始点を指定する。この指定の方法は、タッチパネル 2 5 を介し、図 3 2 中の太線を指でなぞることにより指定する。リニア面は 5 0 枚の連続した複数の 2 次元画像から形成されるので、リニア面に表現されている境界を指でなぞることによって、5 0 枚の 2 次元画像のトレース開始点を一度に指定できる。

こうして、トレース開始点が指定される。

【 0 2 3 6 】

なお、トレース開始点が一度に指定できたので、図 2 5 のステップ S 2 5 1 6 からステ

50

ップ S 2 5 2 5 までの処理は省略される。そのかわり、図 3 1 に示すステップ S 3 1 1 3 では、2 次元配列変数 $X(s, i)$ $Y(s, i)$ に、2 次元画像 i のトレース開始点のアドレスを代入する。

なお、上述のように、タッチパネル 2 5 は、トレース開始点指定手段として機能する。

【0 2 3 7】

本実施の形態によれば、以下の効果を有する。

本実施の形態では、ステップ S 3 1 1 2 で、3 次元画像処理用モニタ 2 4 上に表示された画像を参照しながら、5 0 枚の画像に対し 1 度にトレース開始点を指定するので、5 0 枚の画像に対し順次トレース開始点を指定する第 6 の実施の形態に比べ操作が簡便である。

10

その他の効果は、第 6 の実施の形態と同じである。

【0 2 3 8】

[付記]

1 . 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

20

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該 3 次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、該スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するラン抽出手段と、を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0 2 3 9】

30

(付記 1 の目的) ノイズ等に邪魔されることなく、所望の物体表面を正確に表現することができる超音波診断装置を提供すること。

【0 2 4 0】

(付記 1 の効果) ラン抽出手段が、スキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するので、この所定の距離以下のランはノイズとして除去できる。このため、ノイズ等に邪魔されることなく、所望の物体表面を正確に表現することができる。

【0 2 4 1】

2 . 生体へ超音波を送受波し、3 次元領域内の連続した複数の超音波断層像を得る超音波プローブと、

40

前記超音波プローブにより得られた連続した複数の該超音波断層像からなる 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、

50

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、
を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、連続した複数の該超音波断層像の全て、もしくは特定の超音波断層像に、抽出した該物体表面位置を境界として重畳する境界重畳手段を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【０２４２】

（付記２、３の背景）また、特開平４－２７９１５６号公報で開示されている装置では、表面抽出が適切に行われたか否かを確認することができないという問題点があった。

【０２４３】

（付記２、３の目的）物体表面の抽出が適切に行われているか否かを確認することができる超音波診断装置を提供すること。 10

【０２４４】

（付記２、３の効果）境界重畳手段が、連続した複数の超音波断層像の全て、もしくは特定の超音波断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳するので、物体表面の抽出が適切に行われているか否かを確認することができる。

【０２４５】

３．生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、 20

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該３次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、 30

前記断層像構築手段により構築される該断層像に、抽出した該物体表面位置を境界として重畳する境界重畳手段とを設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【０２４６】

（付記３の効果）向きの異なる複数の断層像に、抽出した物体表面位置を境界として重畳するので、境界抽出の誤りの著しい部分が一目で発見できる。

【０２４７】

４．前記表面位置抽出手段が、前記境界重畳手段が重畳した該境界を修正する境界修正手段を設け、前記境界修正手段により修正された該境界により抽出する該物体表面位置を修正することを特徴とする付記２又は３記載の超音波画像診断装置。

【０２４８】

５．前記表面位置抽出手段が、該３次元エコーデータ内において、スキャンライン開始点よりスキャンライン上を遠方にスキャンし、或るしきい値より輝度値の大きい点が所定の距離以上連続したランのうち、該スキャンライン開始点に最も近いランを抽出するラン抽出手段を設け、

前記境界修正手段が、修正すべき境界が存在するスキャンラインを指定する修正スキャンライン指定手段を設け、

前記修正スキャンライン指定手段により指定された該スキャンライン上で、前記ラン抽出手段が抽出したランの次に、該スキャンライン開始点に近いランを抽出することを特徴とする付記４記載の超音波画像診断装置。

【０２４９】

(付記 4、5 の背景) また、特開平 4 - 2 7 9 1 5 6 号公報で開示されている装置では、表面抽出が適切でない箇所を修正することができないという問題点があった。

【0250】

(付記 4、5 の目的) 物体表面の抽出が適切でない箇所を修正することができる超音波診断装置を提供すること。

(付記 4、5 の効果) 境界修正手段が物体表面位置を修正するので、物体表面の抽出が適切できない箇所を修正することができる。

【0251】

6. 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータを用いて 3 次元画像を構築する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段が、該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像内で、断面位置を示す切断線を移動する切断線移動手段と、

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像を回転させる断層像回転手段と、

を設け、前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像のうち、特定の該断層像以外の断層像を、前記断層像回転手段によるこの特定の該断層像の回転に連動して変更することを特徴とする超音波画像診断装置。

【0252】

(付記 6 の背景) また、特開平 7 - 4 7 0 6 6 号公報で開示されている装置では、切断線の交線位置を設定することのみにより断面位置を設定するよう構成されており、切断線に平行な断面でしか断面を設定することができない。そのため、管腔軸に垂直な断層像上で、例えば右下など斜めの位置に存在する病変の位置では断面が観察できず、病変の深達度を診断できないという問題点があった。

【0253】

(付記 6 の目的) 断層像上で、いかなる位置に病変が存在しても断面を適切に設定でき、病変の深達度を診断できる超音波診断装置を提供すること。

【0254】

(付記 6 の効果) 断層像構築手段が構築した向きの異なる複数の断層像のうち特定の断層像上で、切断線移動手段が断面位置を示す切断線を移動し、断層像回転手段が断層像を回転し、特定の断層像以外の断層像が連動して変更されるので、断層像上で、いかなる位置に病変が存在しても断面を設定でき、病変の深達度を診断できる。

【0255】

7. 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータを用いて 3 次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段が、該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築する断層像構築手段と、

10

20

30

40

50

前記断層像構築手段により構築された複数の該断層像内で、断面位置を示す切断線を移動する切断線移動手段と、

を設け、前記断層像構築手段が、前記合成手段により該３次元画像として合成されるエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示によるマスク手段を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【０２５６】

（付記７、８の背景）また、特開平７－４７０６６号公報で開示されている装置では、４分割したモニターの表示画面に切断線を表示するだけで断面を表現しているため、この４分割した画面から３次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりにくいという問題点があった。

10

【０２５７】

（付記７、８の目的）断層像上で、３次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりやすく断面を設定できる超音波診断装置を提供すること。

【０２５８】

（付記７、８の効果）断層像構築手段が、３次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断層像を構築し、切断線移動手段が、構築された複数の断層像内で、断面位置を示す切断線を移動し、マスク手段が、３次元画像として合成されるエコーデータとそれ以外のエコーデータを異なる態様の表示にするので、断層像上で、３次元画像として表示される部分と表示されない部分の区別、対応関係がわかりやすく断面を設定できる。

20

【０２５９】

８．前記マスク手段が、前記合成手段が該３次元画像として合成するためのエコーデータと、それ以外のエコーデータを異なる態様の表示にするか同様の表示にするかを指定する表示態様指定手段を設けたことを特徴とする付記７記載の超音波画像診断装置。

【０２６０】

（付記８の効果）通常の断層像の態様での表示と、３次元画像として表示するためのエコーデータとそれ以外のエコーデータを態様を変えて、断面を設定するための表示と、２種類の表示のいずれかを指定する表示態様指定手段を設けたので、このようなマスクが邪魔なときにはこれを取り除き、複数枚の断層像を用いた任意断面での通常の診断を行うことができる。

30

【０２６１】

９．生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

40

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記陰影付加手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定する光線角度設定手段を設け、

前記表示手段が、該生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での該光線角度を表示したことを特徴とする超音波画像診断装置。

【０２６２】

（付記９、１０の背景）また、特開平７－４７０６６号公報で開示されている装置では、シェーディングの際の光線角度を変更することができず、形状によっては立体的に表現で

50

きないという問題点があった。

【0263】

(付記9、10の目的) 所望の物体表面をより立体的に表現し、かつ、光線角度をより直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる超音波画像診断装置を提供すること。

【0264】

(付記9、10の効果) 光線角度設定手段が、陰影付加のための光線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での光線角度を表示したので、所望の物体表面をより立体的に表現し、かつ、光線角度をより直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる。

10

【0265】

10. 前記表示手段が、該光線角度を立体的に表示したことを特徴とする付記9記載の超音波画像診断装置。

(付記10の効果) 表示手段が、光線角度を立体的に表示したので、光線角度を感覚的に把握しやすい。

【0266】

11. 生体へ超音波を送受波し、得られた3次元領域のエコーデータを格納する3次元エコーデータ記憶手段と、

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

20

前記3次元エコーデータ記憶手段に記憶された該3次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより3次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該3次元画像を表示する表示手段と、

を設けたこと超音波画像診断装置において、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記表面位置抽出手段により位置を抽出された表面エコーデータの座標を変換する座標変換手段と、

30

前記座標変換手段が、該3次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定する視線角度設定手段と、

を設け、前記表示手段が、該生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での該視線角度を表示したことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0267】

(付記11の背景) また、特開平7-47066号公報で開示されている装置では、視線方向を指示する手段が無い。そのため、病変など関心領域がよく見えるように、3次元画像の視線方向を変更して、2次元再投影した後も関心領域がよく見えない場合があり、所望の3次元画像を得るまで多数回の再投影を必要とするという問題点があった。

40

【0268】

(付記11の目的) 病変など関心領域がよく見えるように、視線角度をより簡単に設定できる超音波診断装置を提供すること。

【0269】

(付記11の効果) 座標変換手段が、断面エコーデータと表面エコーデータの座標を変換し、視線角度設定手段が、3次元画像を表示する際の視線方向がなす視線角度を、生体管腔軸、もしくは超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での角度として設定し、表示手段が、生体管腔軸、もしくは該超音波プローブ挿入軸を座標軸とする座標系での視線角度を表示するので、3次元画像の視線角度をより簡単に設定できる。また、直感的、解剖学的に理解しやすく設定できる。

50

【 0 2 7 0 】

1 2 . 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置が設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、 10

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記合成手段が、該 3 次元画像に該断面エコーデータと該表面エコーデータの境界線を断面表面境界線として重畳する断面表面境界重畳手段を設け、

前記表示手段が、前記断面表面境界重畳手段が該断面表面境界線を重畳した該 3 次元画像を表示することを特徴とする超音波画像診断装置。

【 0 2 7 1 】

(付記 1 2 の背景) また、医師がエコーデータで病変の深達度など進行の具合を判断し、表面画像データで病変の形状等について内視鏡をはじめとする光学像との対比を行う際、特開平 7 - 4 7 0 6 6 号公報で開示されている装置では、3 次元表示された画像データ、及び表面画像データが共にグレースケールで表示されているため、3 次元画像の各部位が生体のエコーの階調を保持している画像データなのか、形状等の立体的な情報を陰影として付加されている表面画像データなのか、術者には区別が付きにくいという問題点があった。 20

【 0 2 7 2 】

さらに、特開平 7 - 4 7 0 6 6 号公報、特開平 4 - 2 7 9 1 5 6 号公報で開示されている装置では、3 次元画像中の表面画像データの表示色は遠近や立体的な形状のみからつけられており、光学像で見える臓器本来の色とは関連性がないため、体腔内のどの部位の 3 次元画像を観察しているか、術者以外の者には判断が付きにくいという問題点があった。 30

【 0 2 7 3 】

(付記 1 2 の目的) エコーデータと表面画像データの区別が付き易い超音波画像診断装置を提供すること。

(付記 1 2 の効果) 断面表面境界重畳手段が、3 次元画像に断面エコーデータと表面エコーデータの境界線を断面表面境界線として重畳し、表示手段が、断面表面境界線を重畳した 3 次元画像を表示するので、エコーデータと表面画像データの区別が付き易い。

【 0 2 7 4 】

1 3 . 特許請求項 1 記載の超音波画像診断装置において、

該スキャンライン開始点の位置を指定するスキャンライン開始点指定手段と、 を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。 40

(付記 1 3 の目的) 付記 1 の目的と同じ。

【 0 2 7 5 】

1 4 . 生体へ超音波を送受波し、得られた 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、 50

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、を設けた超音波画像診断装置において、前記陰影付加手段が、臓器表面色にて、該表面エコーデータに陰影を付加すること、を特徴とする超音波画像診断装置。

(付記１４の目的) 表面画像データの表示色を光学像で見える臓器本来の色と関連付け、より実物らしい３次元画像を観察できる超音波画像診断装置を提供すること。

【０２７６】

10

(付記１４の効果) 陰影付加手段により、表面エコーデータに臓器表面色で陰影を付加するので、より実物らしい３次元画像で観察できる。

【０２７７】

１５．生体へ超音波を送受波し、得られた３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

20

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記陰影付加手段が、

該表面エコーデータの表示色を指定する表示色指定手段と、

を設け、

前記表示色指定手段が指定した該表示色にて、該表面エコーデータに陰影を付加すること、

30

を特徴とする超音波画像診断装置。

(付記１５の目的) 付記１２の目的と同じ。

【０２７８】

１６．生体へ超音波を送受波し、得られた連続した複数の該超音波断層像からなる３次元領域のエコーデータを格納する３次元エコーデータ記憶手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記３次元エコーデータ記憶手段に記憶された該３次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

40

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより３次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該３次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、

複数の該超音波断層像のうち特定の断層像上で、所望の物体表面位置を指定する表面位置指定手段と、

前記表面位置指定手段により指定された、表面位置の輝度値の勾配値を算出する第１の勾配値算出手段と、

50

複数の該超音波断層像のうち、該特定の断層像以外の断層像上の、該第 1 の勾配値が算出された点から特定の範囲内で、輝度値の勾配値を算出する第 2 の勾配値算出手段と、

前記第 1 の勾配値算出手段と前記第 2 の勾配値算出手段により算出された該勾配値を比較することにより、前記表面位置指定手段が該物体表面位置を指定した断層像とは異なる断層像上で物体表面位置を特定する表面位置特定手段と、

を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

(付記 16、17、18、19、20 の目的) 付記 1 の目的と同じ。

【0279】

17. 生体へ超音波を送受波し、得られた連続した複数の該超音波断層像からなる 3 次元領域のエコーデータを格納する 3 次元エコーデータ記憶手段と、

10

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の断面位置を設定する断面位置設定手段と、

前記 3 次元エコーデータ記憶手段に記憶された該 3 次元エコーデータ内における所望の物体表面位置を抽出する表面位置抽出手段と、

前記表面位置抽出手段により抽出された該表面位置が示す表面エコーデータに陰影を付加する陰影付加手段と、

前記断面位置設定手段により位置を設定された断面エコーデータと、前記陰影付加手段により陰影を付加された該表面エコーデータより 3 次元画像を合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された該 3 次元画像を表示する表示手段と、

を設けた超音波画像診断装置において、

20

前記表面位置抽出手段が、

連続した複数の該超音波断層像上で、順次、所望の物体表面位置を自動的にトレースする表面トレース手段を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0280】

18. 付記 17 記載の超音波画像診断装置において、

前記表面トレース手段が、所望の物体表面位置を探索するための円弧上で、該表面位置を輝度値の変化点として探索する輝度変化点探索手段を設け、該変化点を、改めて該円弧の中心として置き直すことで、順次、所望の物体表面位置をトレースすることを特徴とする超音波画像診断装置。

【0281】

30

19. 付記 17、18 記載の超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、該超音波断層像上でトレースするトレース開始点を指定するトレース開始点指定手段を設けたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【0282】

20. 付記 17、18、19 記載の超音波画像診断装置において、

前記表面位置抽出手段が、

該 3 次元エコーデータ内のエコーデータから生成される向きの異なる複数の断面像を構築する断層像構築手段と、

を設け、

前記トレース開始点指定手段が、

40

前記断層像構築手段が構築する連続した複数の該超音波断層像とは向きの異なる該断層像上で、該トレース開始点を指定すること、

を特徴とする超音波画像診断装置。

【図面の簡単な説明】

【0283】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波画像診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】CPU と画像処理プロセッサが行う画像処理の内容を示すフローチャート図。

【図 3】図 2 における断面位置の設定の詳細な内容を示すフローチャート図。

【図 4】各切断面に対応する 4 枚の超音波画像の具体例を示す図。

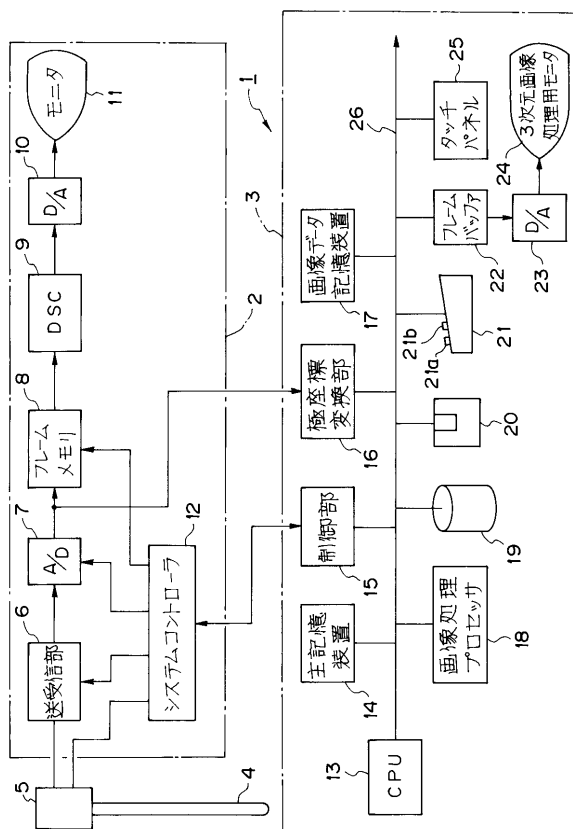
【図 5】表面位置の抽出を行わない簡易 3 次元画像を示す図。

50

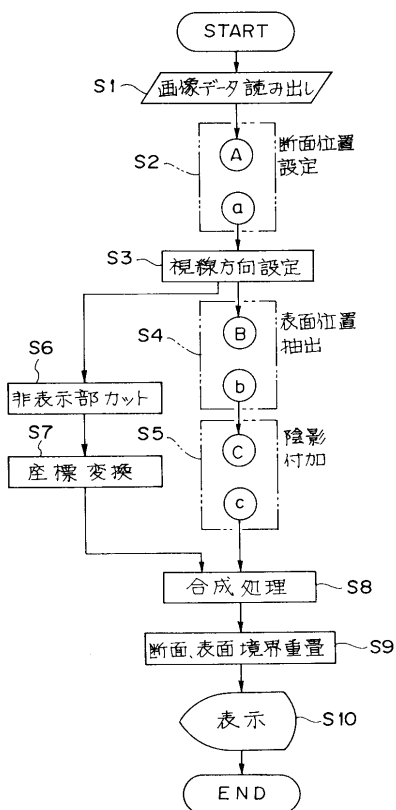
- 【図 6】図 4 において、図 5 の断面として現れない部分をハッチングで示した図。
- 【図 7】視線方向の設定用の子画面を示す図。
- 【図 8】図 7 の角度の空間的な説明図。
- 【図 9】図 2 における表面位置の抽出の処理内容の詳細を示すフローチャート図。
- 【図 10】表面の位置を抽出するスキャン開始点からのスキャンの様子を示す説明図。
- 【図 11】陰影付加の処理内容の詳細を示すフローチャート図。
- 【図 12】陰影付加の処理の説明図。
- 【図 13】光線方向の設定値を示す設定用子画面を示す図。
- 【図 14】図 13 の角度の空間的な説明図。
- 【図 15】3 次元画像における 4 枚の断面の非表示部分をハッチングで示した図。 10
- 【図 16】最終的に構築される 3 次元画像を示す図。
- 【図 17】本発明の第 2 の実施の形態における 4 枚の超音波画像の具体例を示す図。
- 【図 18】本発明の第 3 の実施の形態における表面位置の抽出の処理内容の一部を示すフローチャート図。
- 【図 19】第 3 の実施の形態における作用の説明図。
- 【図 20】超音波プローブによるスキャンの変形例の説明図。
- 【図 21】本発明の第 4 の実施の形態における陰影付加の処理内容を示すフローチャート図。
- 【図 22】本発明の第 5 の実施の形態における表面位置抽出の処理内容を示すフローチャート図。 20
- 【図 23】第 1 番目の画像の境界点をマニュアル的にトレースする様子を示す説明図。
- 【図 24】第 1 番目の画像上でトレースした点での第 1 勾配値及び第 2 番目の画像上での対応する点での第 2 勾配値を算出する説明図。
- 【図 25】本発明の第 6 の実施の形態における表面位置抽出の処理内容の詳細を示すフローチャート図。
- 【図 26】2 次元画像 i 上で開始点 P から境界点を順次トレースする様子を示す説明図。
- 【図 27】図 26 の一部を拡大して示す説明図。
- 【図 28】図 25 のステップ S 2 5 2 7 の処理における 2 値化による作用の説明図。
- 【図 29】画像の端の処理の説明図。
- 【図 30】境界が誤抽出された部分を修正する様子を示す説明図。 30
- 【図 31】本発明の第 7 の実施の形態における表面位置抽出の処理内容の一部を示すフローチャート図。
- 【図 32】スキャンライン開始点を指定する作用の説明図。
- 【符号の説明】
- 【0 2 8 4】
- 1 ... 超音波画像診断装置
 - 2 ... 超音波観測部
 - 3 ... 画像処理部
 - 4 ... 超音波プローブ
 - 5 ... 駆動部 40
 - 6 ... 送受信部
 - 7 ... A / D コンバータ
 - 8 ... フレームメモリ
 - 9 ... D S C
 - 1 1 ... モニタ
 - 1 2 ... システムコントローラ
 - 1 3 ... C P U
 - 1 4 ... 主記憶装置
 - 1 5 ... 制御部
 - 1 6 ... 極座標変換部 50

- 1 7 ... 画像データ記憶装置
- 1 8 ... 画像処理プロセッサ
- 1 9 ... 第 1 の外部記憶装置
- 2 0 ... 第 2 の外部記憶装置
- 2 1 ... 操作用端末
- 2 2 ... フレームバッファ
- 2 4 ... 3 次元画像処理用モニタ
- 2 5 ... タッチパネル

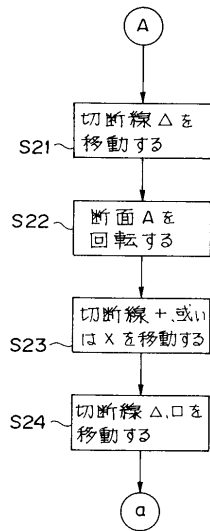
【圖 1】



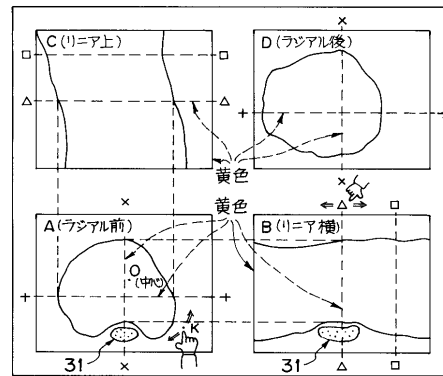
【圖 2】



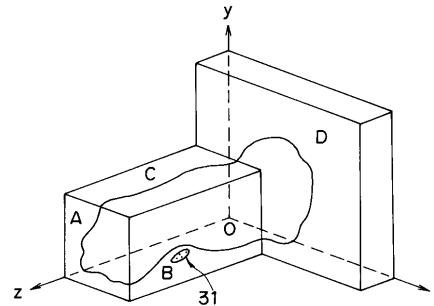
【図 3】



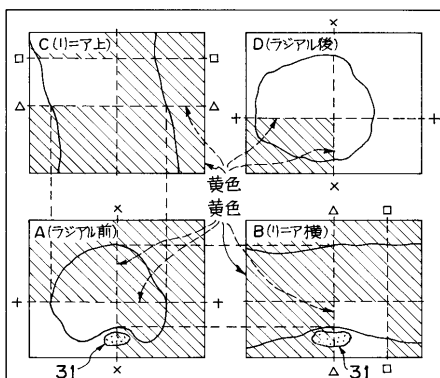
【図 4】



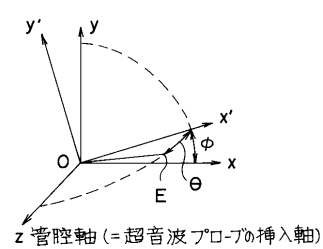
【図 5】



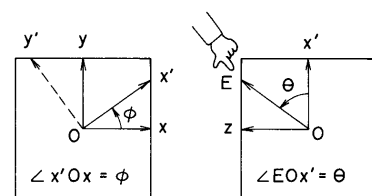
【図 6】



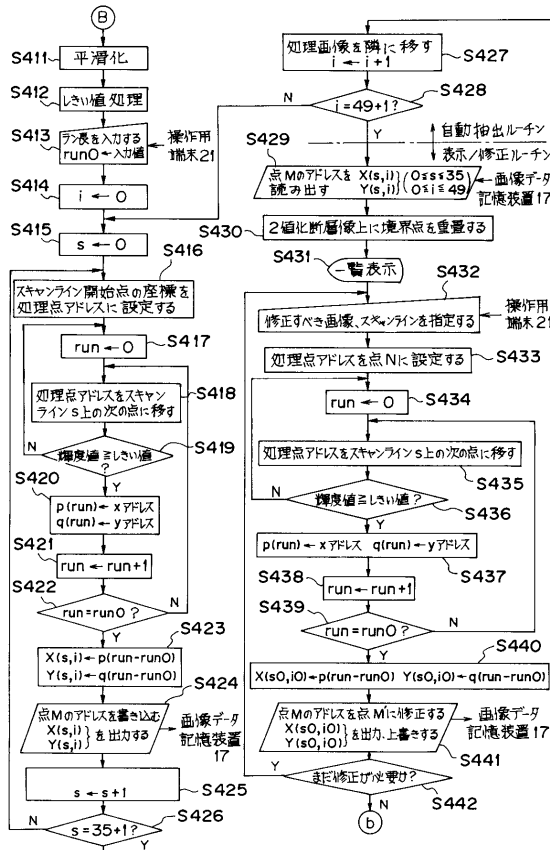
【図 8】



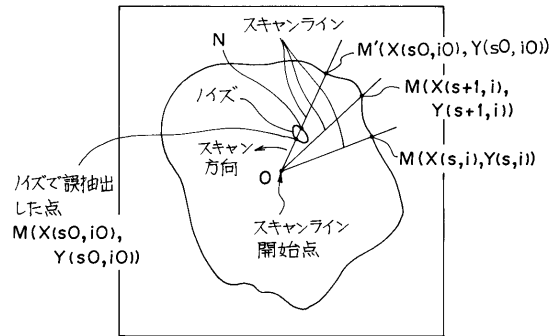
【図 7】



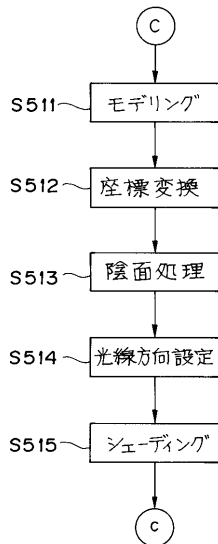
【図 9】



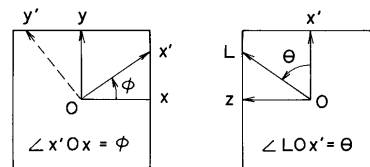
【図 10】



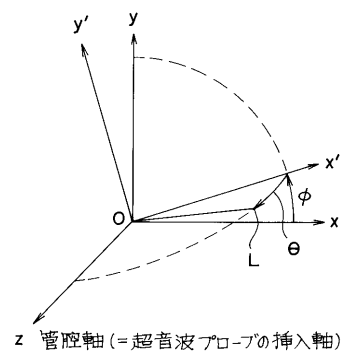
【図 11】



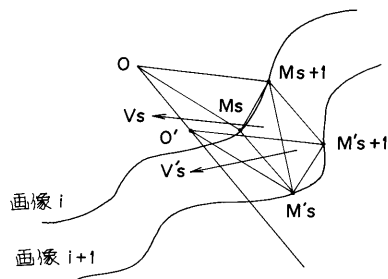
【図 13】



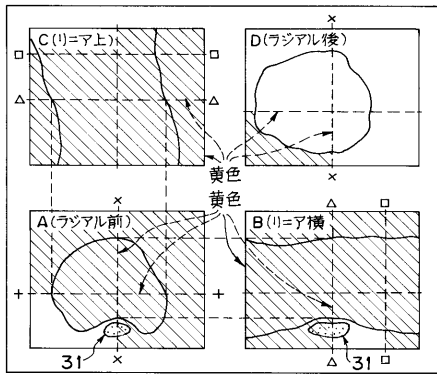
【図 14】



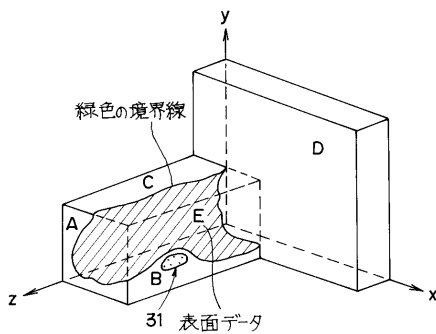
【図 12】



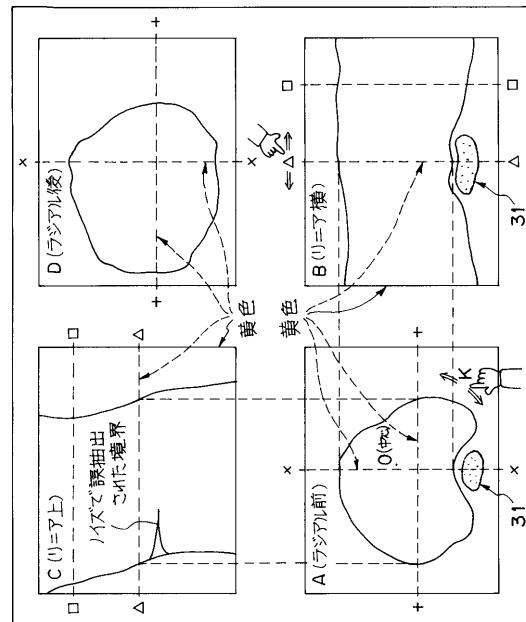
【図 15】



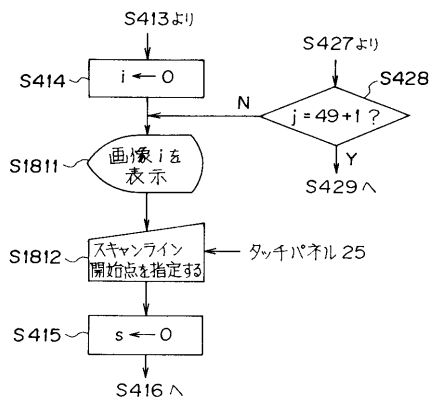
【図 16】



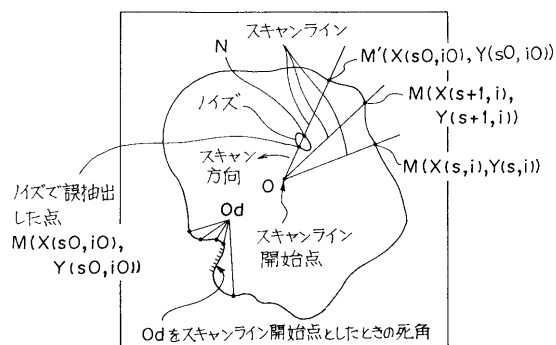
【図 17】



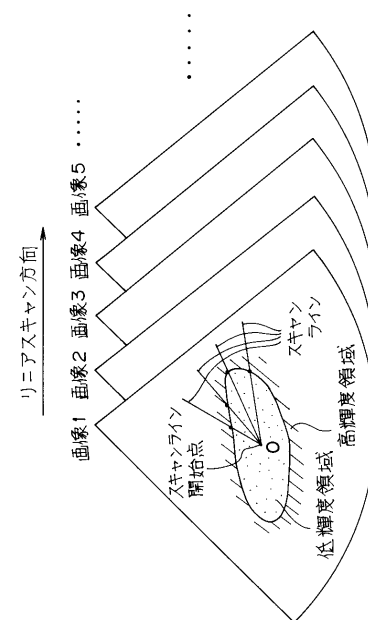
【図 18】



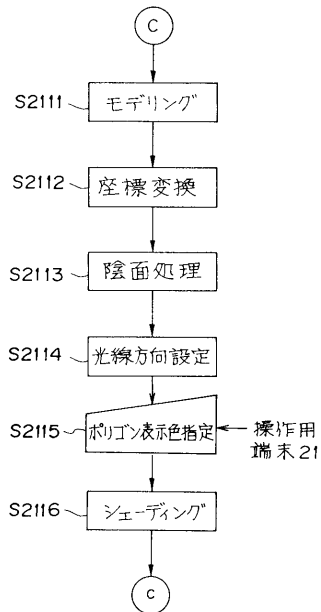
【図 19】



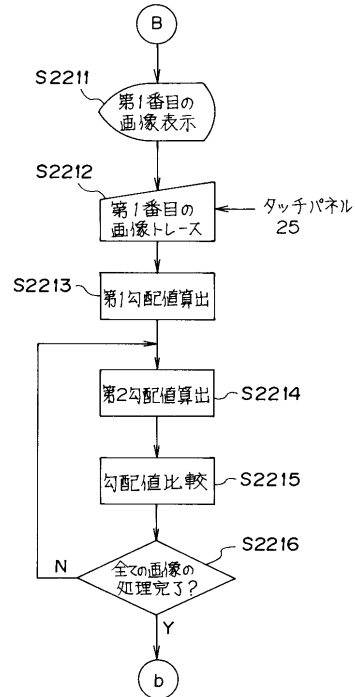
【図 20】



【図 2 1】

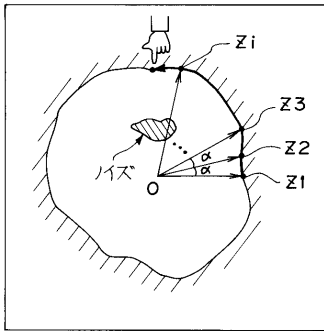


【図 2 2】

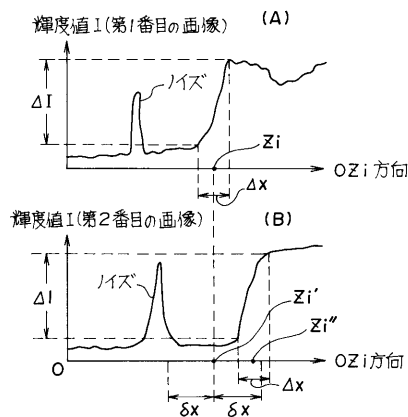


【図 2 3】

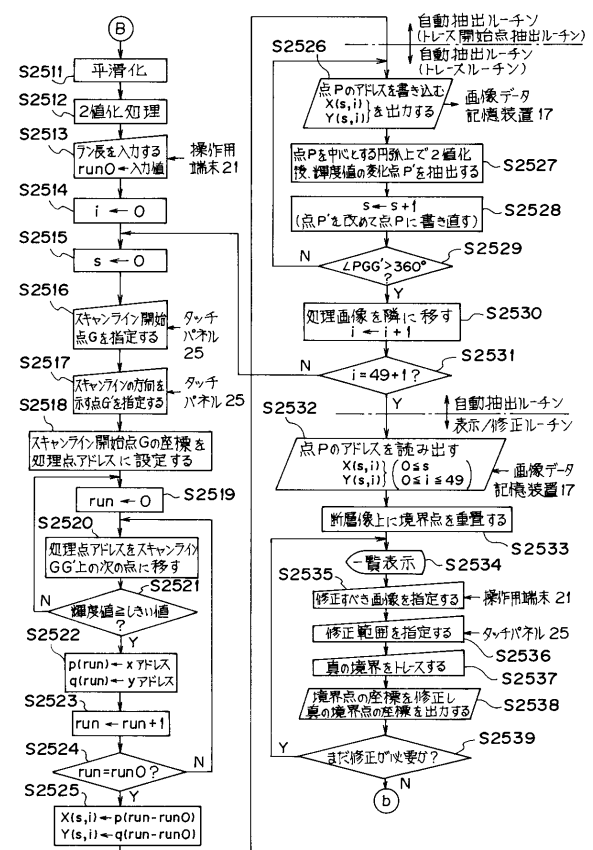
第1番目の画像



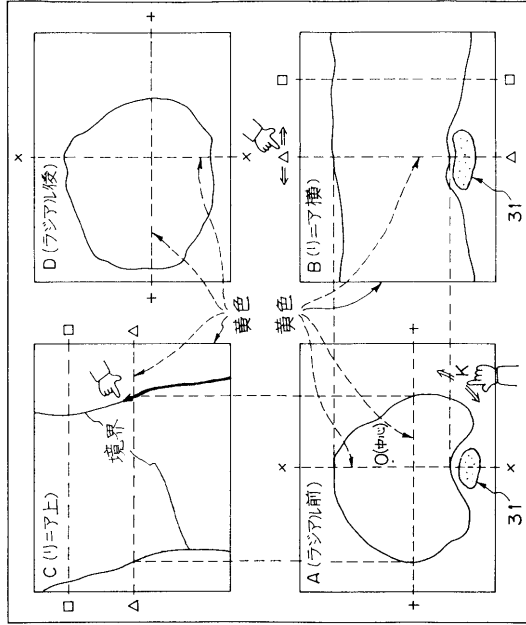
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 32】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CD03 CD20
CE08 CE11 CH20 DA16 DB03 DB09

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2005349215A	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2005202355	申请日	2005-07-11
[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 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/BB26 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC21 4C601/JC28 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK44 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD03 5B057/CD20 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CH20 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	1996092766 1996-04-15 JP		
其他公开文献	JP4384625B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够确认物体表面的提取是否正确进行的超声波诊断装置。 解决方案：提供用于从由断层图像构建装置构造的多个断层图像中旋转特定断层图像的断层图像旋转装置，并且显示装置显示由断层图像构建装置构造的多个断层图像。通过断层图像旋转装置结合特定断层图像的旋转来改变和显示断层图像中除特定断层图像之外的断层图像。 点域1

