

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4041136号
(P4041136)

(45) 発行日 平成20年1月30日(2008.1.30)

(24) 登録日 平成19年11月16日(2007.11.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 2 (全 49 頁)

(21) 出願番号	特願2005-202356 (P2005-202356)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成17年7月11日(2005.7.11)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願平9-4886の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成9年1月14日(1997.1.14)	(74) 代理人	100076233
(65) 公開番号	特開2005-329256 (P2005-329256A)		弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成17年12月2日(2005.12.2)	(72) 発明者	川島 知直
審査請求日	平成17年7月12日(2005.7.12)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
(31) 優先権主張番号	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)	審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【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生体内腔の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生体内腔の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、

内視鏡により撮像された、消化管における複数の部位の代表的な各色調をもった複数の光学像を記憶する記憶手段と、

を備え、

前記陰影付加手段は、前記記憶手段に記憶された光学像の色調に応じ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。

【請求項 2】

前記陰影付加手段は、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、

前記記憶手段に記憶された光学像の色調のうち、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請求項１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】

【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。

10

【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、遠近やグロー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】

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。

20

【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。

【発明の開示】

30

【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な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。

【０００９】

40

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。

【００１２】

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

50

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 - 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。

【 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。

10

【 0 0 1 5 】

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、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 】

20

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、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 - 4 7 0 6 6 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。

30

【 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 - 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。

40

【 0 0 2 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。

【 0 0 2 3 】

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。

50

【 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、

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、

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。

(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、

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

10

20

30

40

50

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。

【0032】

10

(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。

30

【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、

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、

40

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ることを特徴とする。

【0035】

50

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。

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。

10

【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、

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、

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。

【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。

30

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。

【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。

40

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。

（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

50

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。

【００４０】

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、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。

【００４１】

(１０)(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。

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。

【００４２】

また、上記第７の目的を達成するために、以下の(１１)の構成にしている。(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、

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、

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 3 】

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。

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。

10

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 4 】

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、

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。

【 0 0 4 5 】

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。

40

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。

【 0 0 4 6 】

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）（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

50

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。

10

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（１４）の構成にしている。（１４）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。

30

【 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。

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。

40

【 0 0 5 1 】

また、上記第８の目的を達成するために、以下の（１５）の構成にしている。（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、

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、
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。

【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。

10

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】

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、

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、

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、

40

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

50

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。

【 0 0 5 5 】

10

また、上記第 1 の目的を達成するために、以下の (1 7) の構成にしている。(1 7) 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、

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。

【 0 0 5 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、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、

30

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 5 7 】

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

40

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。

【 0 0 5 8 】

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、

50

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。

【００５９】

また、上記第１の目的を達成するために、以下の（２０）の構成にしている。（２０）（１７）、（１８）、（１９）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。

【００６０】

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】

【００６１】

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】

【００６２】

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１６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１０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１１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１２は陰影付加の処理の説明図、図１３は光線方向の設定値を示す設定用子画面を示す図、図１４は図１３の角度の空間的な説明図、図１５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１６は最終的に構築される３次元画像を示す図である。

【００６３】

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。

【 0 0 6 4 】

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 (D S C と略記) 9 と、D S C 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 1 0 と、D / A コンバータ 1 0 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 1 1 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 1 2 とを備えて構成されている。

10

【 0 0 6 5 】

画像処理部 3 は、画像処理などの制御を行う C P U 1 3 と、各画像処理結果のデータなどを記憶する主記憶装置 1 4 と、システムコントローラ 1 2 との命令の送受を行う制御部 1 5 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 1 6 と、極座標変換部 1 6 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 1 7 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 1 8 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 1 9 と、第 1 の外部記憶装置 1 9 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 2 0 と、キーボード等の操作作用端末 2 1 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 2 2 と、フレームバッファ 2 2 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 2 3 と、D / A コンバータ 2 3 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 2 4 と、3 次元画像処理用モニタ 2 3 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 2 5 とを備えて構成されている。

20

【 0 0 6 6 】

上記操作作用端末 2 1 の操作面にはマスク切換えキー 2 1 a と簡易 3 次元構築キー 2 1 b が備えられている。また、タッチパネル 2 5 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 2 3 上を指でタッチした点を、C P U 1 3 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 2 6 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

【 0 0 6 7 】

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

【 0 0 6 8 】

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 1 2 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。

【 0 0 6 9 】

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

50

）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。

【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。

20

【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。

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。

30

【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）。

【0078】

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

50

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。

【 0 0 8 0 】

10

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。

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。

20

【 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。

【 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。

30

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。

50

【 0 0 8 7 】

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 2 1 上のマスク切り換えキー 2 1 a 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 2 1 a 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 S 2 1 からステップ S 2 4 までの処理を行うこともできる。

【 0 0 8 8 】

このようにマスク切り換えキー 2 1 a 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。

【 0 0 8 9 】

図 2 に示すステップ S 3 では、視線方向の設定を行う。

以下、このステップ S 3 の詳細を説明する。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 3 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 2 4 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。

【 0 0 9 1 】

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。

【 0 0 9 2 】

使用者は、タッチパネル 2 5 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 O E 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 1 6 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。

【 0 0 9 3 】

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 2 4 上に表示される。そして、図 1 6 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。

【 0 0 9 4 】

図 2 に示すステップ S 4 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 S 4 の詳細を説明する。

【 0 0 9 5 】

図 9 は、ステップ S 4 の詳細な内容を示すフローチャートである。図 1 0 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、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 4 4 2 までは自動検出された境界を表示、修

10

20

30

40

50

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。

【 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、

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、

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 次元画像の中心にとることにする。図 10 では開始点を点 0 として示してある。

【 0 1 0 2 】

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か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 $p(run)$ 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 $run0$ 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 $p(run - run0)$ 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、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。

【 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 $35 + 1$ 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。

【 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 $49 + 1$ と一致するか否かを判断する。即ち、画像データ記憶装置 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。

【 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、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。

【 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、 $0 \leq i \leq 49$ 、 $0 \leq s \leq 35$ 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。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 5 】

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。

【 0 1 1 6 】

図 1 0 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 1 0 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 1 0 上では、 i_0 が i 、 s_0 が $s + 2$ の場合となる）。

10

【 0 1 1 7 】

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 1 0 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。

【 0 1 1 8 】

20

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。

【 0 1 1 9 】

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 1 0 ではこの点を $M'(X(s_0, i_0), Y(s_0, i_0))$ で示している。

【 0 1 2 0 】

30

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 1 0 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。

【 0 1 2 1 】

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。

【 0 1 2 2 】

40

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。

【 0 1 2 3 】

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。

【 0 1 2 4 】

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

50

多角形を仮定する。

【0125】

図12では、このポリゴンのうちの二つの、ステップS4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。

【0126】

M_s $(X(s, i), Y(s, i))$
 $M_s + 1$ $(X(s + 1, i), Y(s + 1, i))$
 M'_s $(X(s, i + 1), Y(s, i + 1))$
 $M'_s + 1$ $(X(s + 1, i + 1), Y(s + 1, i + 1))$

10

このステップS511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12では、各ポリゴンの法線ベクトルを V_s 、 V'_s として示している。

【0127】

図11に示すステップS512では、ステップS3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。

【0128】

図11に示すステップS513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。

20

図11に示すステップS514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。

【0129】

ステップS514では現在の光線方向の設定値が図13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。

【0130】

図14は、図13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14で示される表示も設定用子画面として、図13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。設定方法など作用はステップS3と同じであるため省略する。

30

【0131】

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。

【0132】

図11に示すステップS515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S514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。

40

こうして、表面の陰影を付加する。

【0133】

図2に示すステップS6は、ステップS2で位置を設定された断面の非表示部分をカットする。図15上でハッチングがかかっている部分は、図16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。

【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

50

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ー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ー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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 4 4 】

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。

【 0 1 4 5 】

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。

【 0 1 4 6 】

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。

【 0 1 4 7 】

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。

【 0 1 4 8 】

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。

【 0 1 4 9 】

(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。

【 0 1 5 0 】

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 で示す表示に対して設定できるようにしても良い。

【 0 1 5 1 】

また、本実施の形態では、ステップ S 2 の断面位置設定は、ステップ S 4 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 2 1 a 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 2 1 a を押すことにより図 1 5 に示す表示に切り換えるようにしても良い。

【 0 1 5 2 】

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。

【 0 1 5 3 】

また、本実施の形態では、ステップ S 4 3 0 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 S 4 3 1 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。

【 0 1 5 4 】

(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、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。図 1 7 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。

【 0 1 5 5 】

以下、CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 の動作を図 1 7 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 S 4 3 1) に代えて、図 1 7 に示す複数の断面の表示を 3 次元画像処理用モニタ 2 4 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 1 7 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。

【 0 1 5 6 】

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 1 7 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。

【 0 1 5 7 】

なお、このとき、CPU 1 3 及び画像処理プロセッサ 1 8 は、断層像構築手段、境界重畳手段として機能する。

【 0 1 5 8 】

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 1 7 に示す複数の断面の表示を 3 次元画像処理用モニタ 2 4 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。

【 0 1 5 9 】

(第 3 の実施の形態)

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 1 8 ないし図 2 0 を参照して説明する。図 1 8 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 1 9 はその作用及び効果の説明図、図 2 0 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。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 0 】

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 13 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、CPU 13 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。

【 0 1 6 1 】

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 S 414 とステップ S 415 の間に、図 18 に示すようにステップ S 1811、ステップ S 1812 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

【 0 1 6 2 】

図 18 に示すステップ S 1811 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。

【 0 1 6 3 】

図 18 に示すステップ S 1812 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。

【 0 1 6 4 】

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。

20

【 0 1 6 5 】

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。

【 0 1 6 6 】

しかし、本実施の形態では、ステップ S 1812 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。

【 0 1 6 7 】

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

【 0 1 6 8 】

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。

【 0 1 6 9 】

なお、この変形例においては、図 18 に示すステップ S 1812 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 O を指でタッチすることにより指定する。

【 0 1 7 0 】

50

その他の構成、作用及び効果は、図 1 8 及び図 1 9 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。

【 0 1 7 1 】

(第 4 の実施の形態)

次に本発明の第 4 の実施の形態を図 2 1 を参照して説明する。図 2 1 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 2 1 から入力する過程を含む。

【 0 1 7 2 】

構成は第 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 の処理が一部異なる。このため、異なる部分のみを説明する。

【 0 1 7 3 】

CPU 1 3 と画像処理プロセッサ 1 8 の動作を図 2 1 を参照しながら説明する。

【 0 1 7 4 】

図 2 1 に示すステップ S 2 1 1 1 ~ ステップ S 2 1 1 4 は、第 1 の実施の形態における図 1 1 のステップ S 5 1 1 ~ ステップ S 5 1 4 の処理とそれぞれ同じである。

【 0 1 7 5 】

図 2 1 に示すステップ S 2 1 1 5 では、ポリゴンを表示する際の表示色を操作用端子 2 1 から入力する。

【 0 1 7 6 】

図 2 1 に示すステップ S 2 1 1 6 では、図 1 1 で示すステップ S 5 1 5 の処理と同様のアルゴリズムで、ステップ S 2 1 1 5 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。

【 0 1 7 7 】

こうして、ステップ S 2 1 1 5 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 2 1 は表示色指定手段として機能する。

本実施の形態は、以下の効果を有する。

【 0 1 7 8 】

本実施の形態では、ステップ S 2 1 1 5 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 1 6 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。

【 0 1 7 9 】

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。

その他の効果は、第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 1 8 0 】

(第 4 の実施の形態の変形例)

本実施の形態では、ステップ S 2 1 1 5 で操作用端末 2 1 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 1 9 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。

【 0 1 8 1 】

(第 5 の実施の形態)

次に本発明の第 5 の実施の形態を図 2 2 ないし図 2 4 を参照して説明する。図 2 2 は第 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 2 3、図 2 4 はその作用及び効果を説明する図である。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 2 】

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、CPU 13 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、CPU 13 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。

【 0 1 8 3 】

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 S 2211 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

【 0 1 8 4 】

図 22 に示すステップ S 2212 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。

【 0 1 8 5 】

図 22 に示すステップ S 2213 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 O 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。

【 0 1 8 6 】

なお、この第 1 勾配値は直線 O Zi ($i = 1, 2, 3 \dots$) 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 O Zi 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。

【 0 1 8 7 】

図 22 に示すステップ S 2214 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 O Zi 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 O Zi 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、O Zi 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。

20

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。

【 0 1 8 8 】

図 22 に示すステップ S 2215 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 O Zi' 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。

30

【 0 1 8 9 】

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。

40

【 0 1 9 0 】

図 22 に示すステップ S 2216 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 S 2214 へジャンプする。終わっていれば表面位置抽出処理を終了する。なお、ステップ S 2214 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

50

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。

【0191】

なお、上述のように、CPU13及び画像処理プロセッサ18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25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。

【0192】

本実施の形態では、ステップS2214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S2215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23、図24に示す。

その他の効果は、第1の実施の形態と同じである。

【0193】

(第6の実施の形態)

次に本発明の第6の実施の形態を図25ないし図30を参照して説明する。図25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26、図27、図28、図29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27は図26の右側の拡大図、図29は図26の左側の拡大図であり、図28は図27に示す円弧上の輝度値を示す。

【0194】

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。第1の実施の形態とは図2に示すステップS4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、CPU13と画像処理プロセッサ18が行う画像処理の詳細を図25ないし図30を参照しながら説明する。

図25に示すステップS2511からステップS2531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S2532からステップS2539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。

【0195】

更に、自動抽出ルーチンのうち、ステップS2511からステップS2525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S2526からステップS2531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。

【0196】

図25に示すステップS2511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。

【0197】

図25に示すステップS2512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。

【0198】

図25に示すステップS2513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run0に代入する。この入力、操作作用端末21を介して行われる。

【0199】

図25に示すステップS2514では、変数iに0を代入する。変数iは、画像データ

10

20

30

40

50

記憶装置 17 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。

【0200】

図 25 に示すステップ S2515 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。

【0201】

図 25 に示すステップ S2516 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 26 に示す。具体的には、使用者が、タッチパネル 25 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 25 に示すステップ S2517 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 25 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 24 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 26 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。

【0202】

図 25 に示すステップ S2518 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。

図 25 に示すステップ S2519 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。

【0203】

図 25 に示すステップ S2520 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 25 に示すステップ S2521 では、処理点アドレスで示される点の輝度値が、ステップ S2512 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 S2522 へ移り、小さければステップ S2519 へジャンプする。

【0204】

図 25 に示すステップ S2522 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 25 に示すステップ S2523 では、変数 run に 1 を加算する。

【0205】

図 25 に示すステップ S2524 では、変数 run が $run0$ と一致するか否か判断する。一致すればステップ S2525 へ移り、一致しなければステップ S2520 へジャンプする。

【0206】

図 25 に示すステップ S2525 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。

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。

【0207】

図 25 に示すステップ S2526 では、 $X(s, i)$ 、 $Y(s, i)$ を画像データ記憶装置 17 に出力する。即ち、ステップ S2526 では、図 26 に示された点 P のアドレスを画像データ記憶装置 17 に書き込む。

【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 P_o 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 P_o 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 P_o の輝度

10

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】

20

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

30

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 P_o 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。

40

【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】

図25に示すステップS2535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。

50

【0219】

図25に示すステップS2536では、使用者は、タッチパネル25を介し、2次元画像i0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R1とR2を指定し、R1GR2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S2537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、R1GR2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S2538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S2537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。

【0222】

20

図25に示すステップS2539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S2534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、CPU13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。

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。

30

【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S2511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S2533で超音波断層像上に境界点を重畳し、ステップS2534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、どの画像を修正するべきなのか一層は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、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S2513で、これ以下の長さのランはノイズと判

50

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。

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。

10

【 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。

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、肝臓や脾臓のように非管腔形状の臓器にも適用できる。

20

【 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。

【 0 2 3 3 】

30

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。

【 0 2 3 5 】

40

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

50

ドレスを代入する。

なお、上述のように、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。

【0237】

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 S3112 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、50 枚の画像に対し 1 度にトレース開始点を指定するので、50 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。

その他の効果は、第 6 の実施の形態と同じである。

【0238】

10

[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、

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、

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。

【0239】

(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。

30

【0240】

(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。

【0241】

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、

40

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、

50

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。

【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、

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4-279156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。

10

20

30

40

50

【 0 2 5 0 】

(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。

【 0 2 5 1 】

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。

【 0 2 5 2 】

(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。

【 0 2 5 3 】

(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。

【 0 2 5 4 】

(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。

【 0 2 5 5 】

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、

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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の通常の診断を行うことができる。

【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、

30

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、

40

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きないという問題点があった。

【0263】

50

(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。

【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、

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、

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。

【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。

【0270】

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

10

20

30

40

50

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。

【０２７１】

（付記１２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７－４７０６６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。

【０２７２】

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。

【０２７３】

（付記１２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１２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。

【０２７４】

１３．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。

（付記１３の目的）付記１の目的と同じ。

【０２７５】

１４．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、

10

20

30

40

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】

（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、

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、

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、

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、

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、

10

20

30

40

50

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、

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、

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】

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、

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。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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

6 ... 送受信部

7 ... A / D コンバータ

40

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

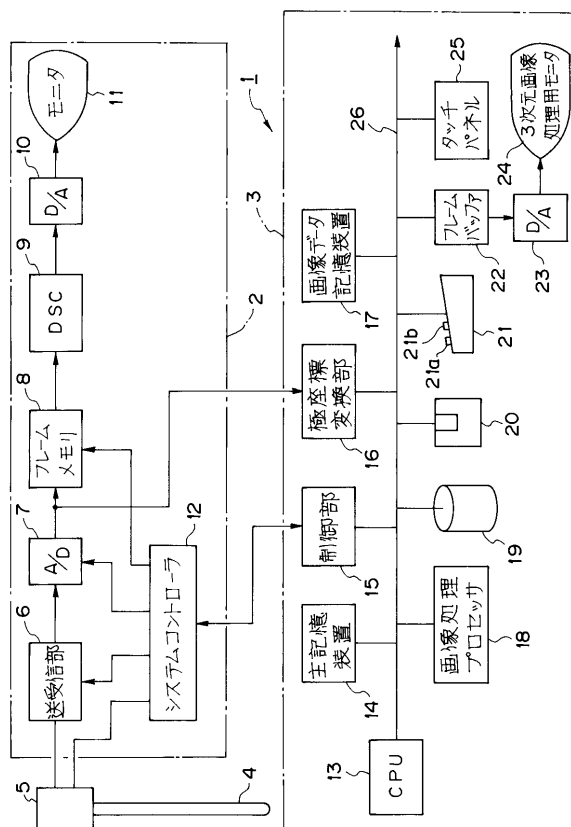
1 7 ... 画像データ記憶装置

1 8 ... 画像処理プロセッサ

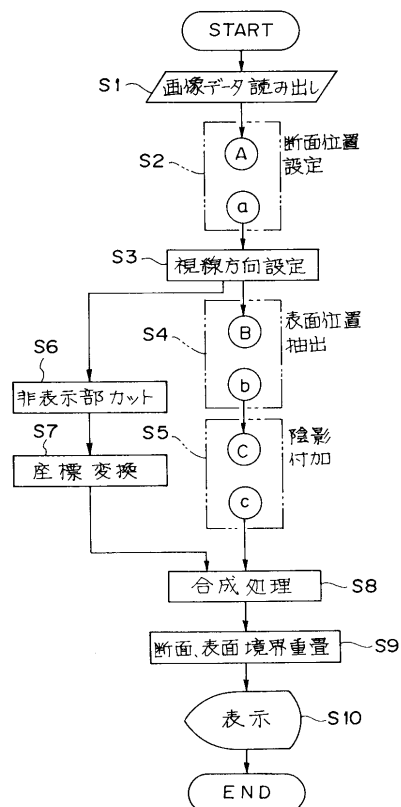
50

- 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

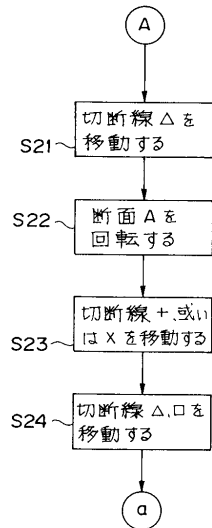
【 图 1 】



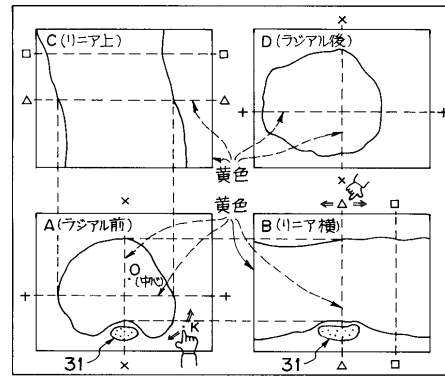
【圖 2】



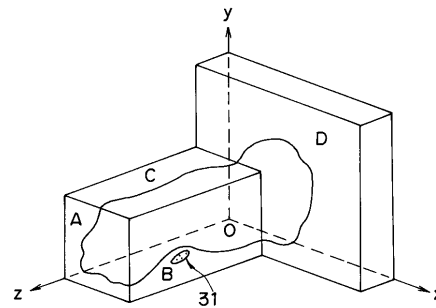
【図 3】



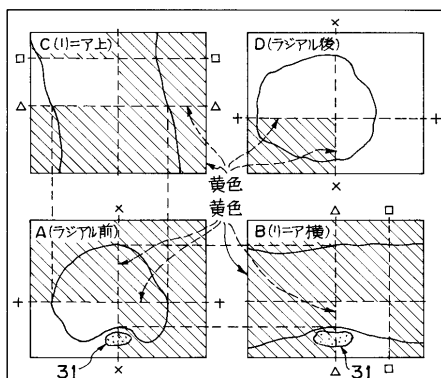
【図 4】



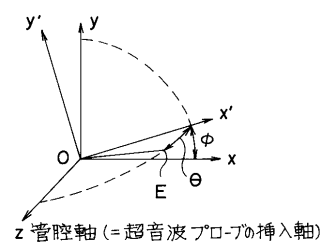
【図 5】



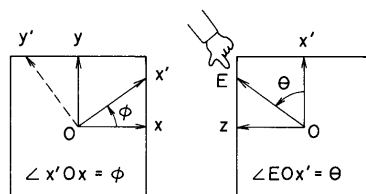
【図 6】



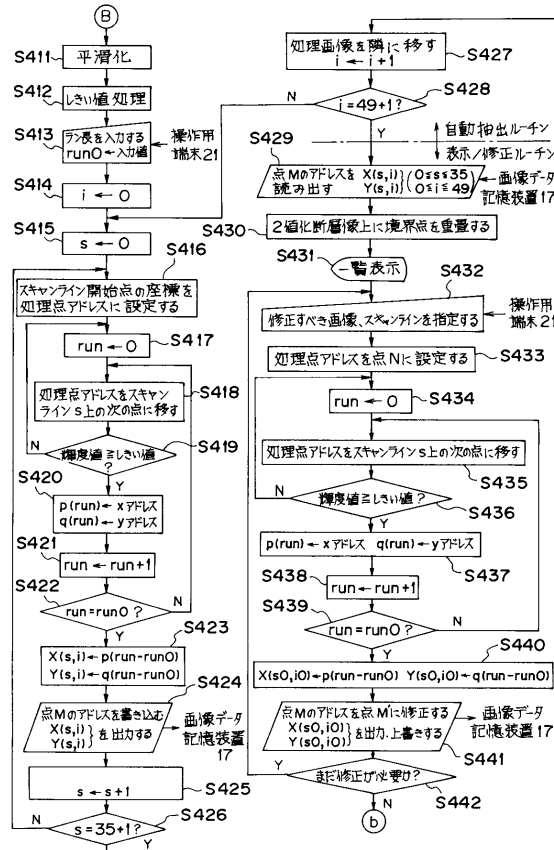
【図 8】



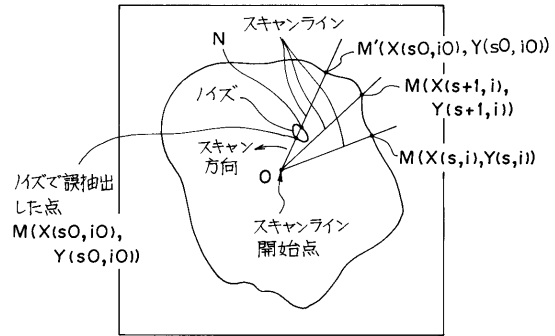
【図 7】



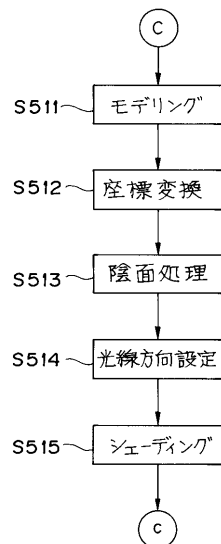
【図 9】



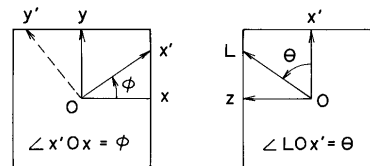
【図 10】



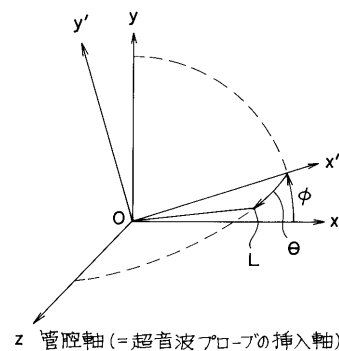
【図 11】



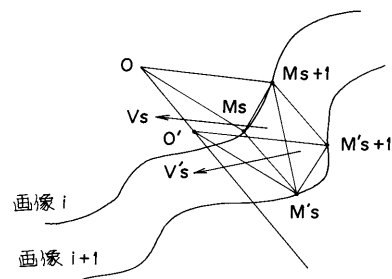
【図 13】



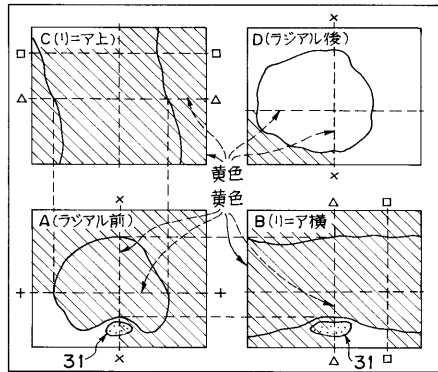
【図 14】



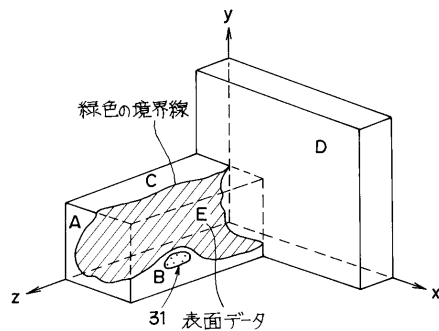
【図 12】



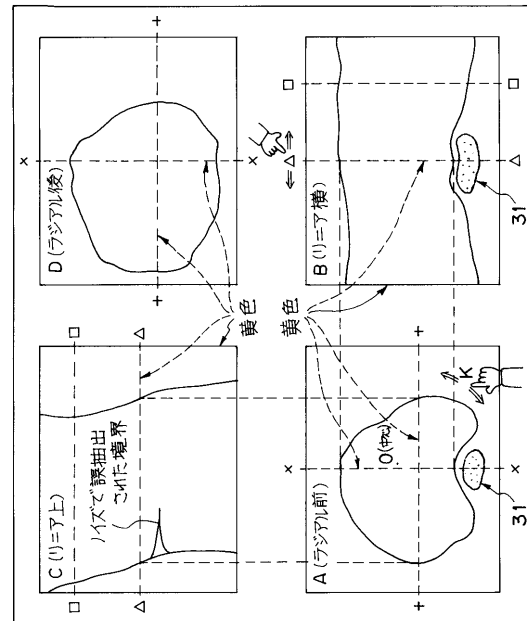
【図15】



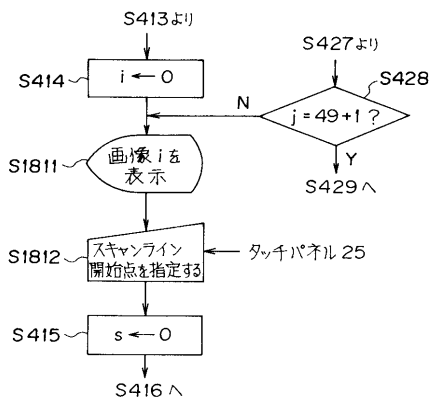
【図16】



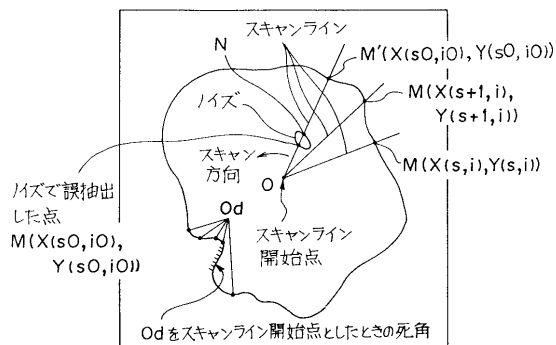
【図17】



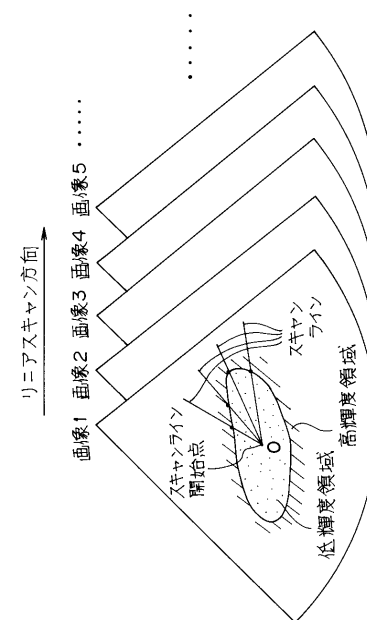
【図18】



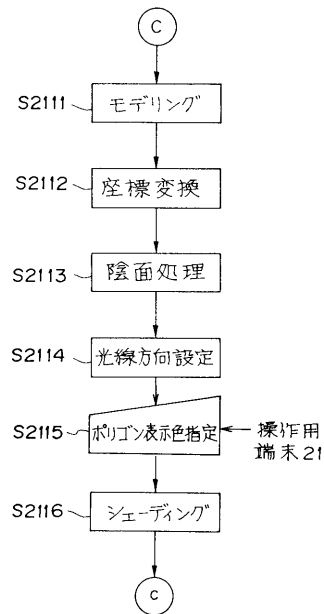
【図19】



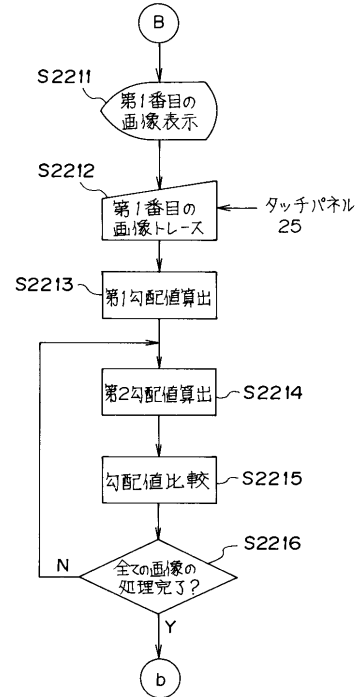
【図20】



【図 2 1】

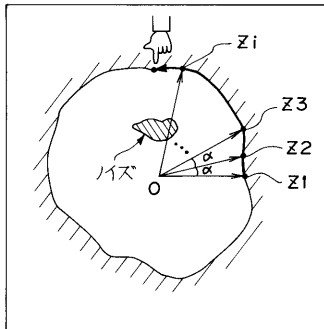


【図 2 2】

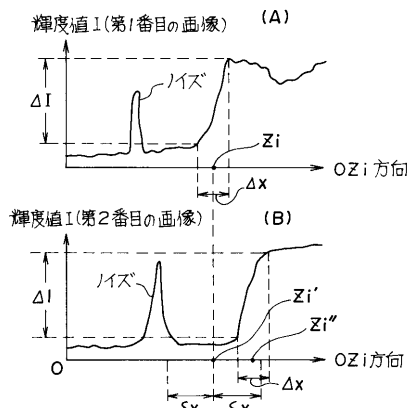


【図 2 3】

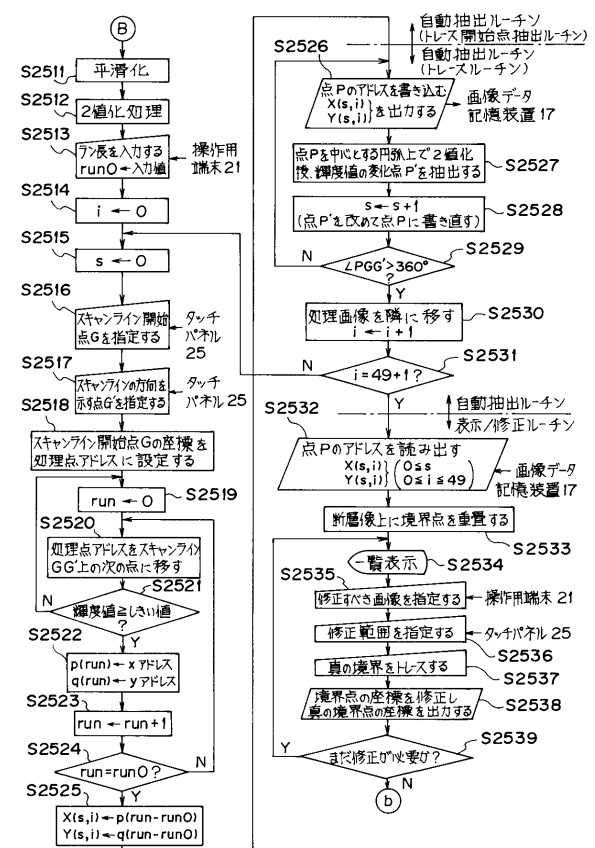
第1番目の画像



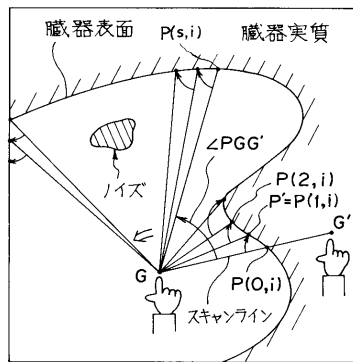
【図 2 4】



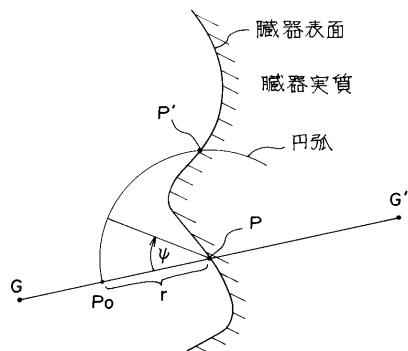
【図 2 5】



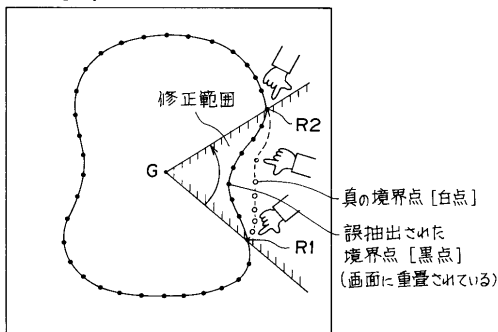
【図 26】

2次元画像 i 

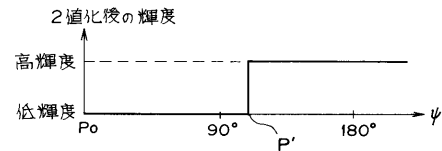
【図 27】



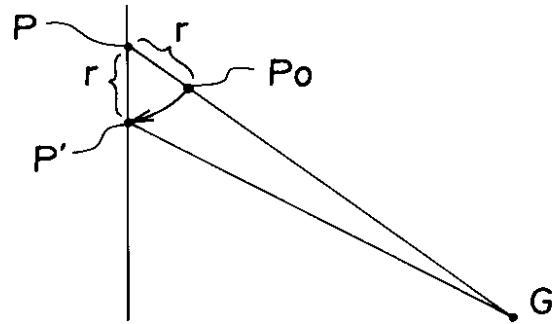
【図 30】

2次元画像 $i0$ 

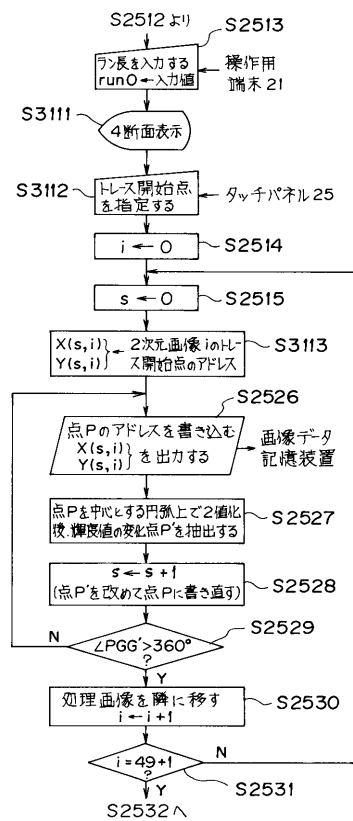
【図 28】



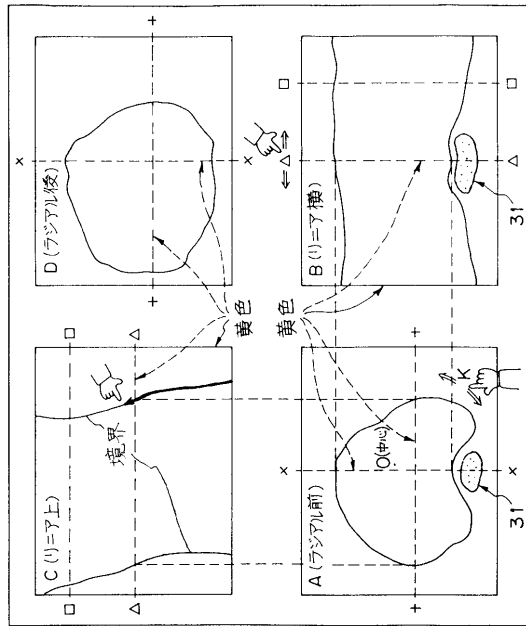
【図 29】



【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-083940(JP,A)
特開平07-047066(JP,A)
特開平04-279156(JP,A)
特開平07-057113(JP,A)
特開平07-271963(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP4041136B2	公开(公告)日	2008-01-30
申请号	JP2005202356	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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	川島知直		
发明人	川島 知直		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/JC28 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	1996092766 1996-04-15 JP		
其他公开文献	JP2005329256A		
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。尺寸回波数据存储装置，用于存储三维回波数据；横截面位置设定装置，用于在存储在三维回波数据存储装置中的三维回波数据中设定所需的横截面位置；阴影添加装置，用于向由表面位置提取装置提取的表面位置表示的表面回波数据添加阴影，用于在横截面位置设置装置中提取所需的物体表面位置，部分回波数据和阴影用于通过添加装置从添加有阴影的所述表面回波数据合成和显示三维图像的装置，其中所述阴影添加装置将阴影添加到具有器官表面颜色的所述表面回波数据。 点域1

【 図 2 】

