

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4709419号  
(P4709419)

(45) 発行日 平成23年6月22日(2011.6.22)

(24) 登録日 平成23年3月25日(2011.3.25)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/12 (2006.01)** A 6 1 B 8/12  
**G 0 6 T 1/00 (2006.01)** G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2001-126241 (P2001-126241)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成13年4月24日(2001.4.24)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2002-315754 (P2002-315754A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成14年10月29日(2002.10.29)	(74) 代理人	100084618
審査請求日	平成20年4月11日(2008.4.11)		弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100070437
			弁理士 河井 将次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 細径プローブ型超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体内に挿入した細径プローブを介して前記細径プローブの周囲の組織形態を表すラジアル超音波画像データを取得し表示する細径プローブ型超音波診断装置において、前記被検体の体表に当てられる体外超音波プローブと、前記体外超音波プローブを介して前記被検体内部の組織形態に関する3次元ボリュームデータを取得する手段と、前記細径プローブの位置を検出する位置検出手段と、前記細径プローブの位置を視点として、視線方向を前記細径プローブの前方とした遠近投影像データを前記3次元ボリュームデータから発生する手段と、前記遠近投影像データを表示する手段とを具備することを特徴とした超音波診断装置。

【請求項 2】

前記体外超音波プローブは2次元状に配列された複数の振動子を備えることを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記細径プローブの位置を検出する手段は、前記細径プローブに装備された無指向性超音波を発生する振動子と、前記体外超音波プローブを介して受信された前記無指向性超音波の受信信号に基づいて、前記細径プローブの相対的な位置を演算する位置演算手段とを有することを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置演算手段は、前記体外超音波プローブの離散的な少なくとも3点で受信した受信信号の位相差又は時間差に基づいて前記細径プローブの相対的な位置を演算することを特徴とした請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記位置演算手段は、前記体外超音波プローブを介して受信した指向性の異なる受信信号の最大強度を示す点を前記細径プローブの相対的な位置として特定することを特徴とした請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記遠近投影像データを発生する手段は、前記検出した少なくとも2つの位置に基づいて前記細径プローブの進行方向を計算し、この進行方向により前記視線方向を特定することを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記遠近投影像データを発生する手段は、前記細径プローブの退行に伴って前記細径プローブの進行方向が逆転したとき、前記視線方向を前記逆転した進行方向に対して反転することを特徴とした請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記遠近投影像データは、ボリューム・レンダリング法又はサーフェース・レンダリング法の少なくとも一方により発生されることを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記遠近投影像に、血流速度画像を合成する手段をさらに備えることを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

20

【請求項10】

前記3次元ボリュームデータから、血管の外観構造を表す3次元レンダリング画像データを発生する手段をさらに備えることを特徴とした請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記3次元レンダリング画像データには前記細径プローブの位置を表すマーカが合成されることを特徴とした請求項10記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記マーカは、複数回にわたって検出された前記細径プローブの複数の位置の平均処理により特定される位置に設定されることを特徴とした請求項11記載の超音波診断装置。

30

【請求項13】

前記3次元レンダリング画像データは前記遠近投影像データと同時に表示されることを特徴とした請求項10記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記3次元ボリュームデータの取得のための超音波走査と前記細径プローブの位置を検出するための前記無指向性超音波の送受信とが時分割で繰り返されることを特徴とした請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記3次元ボリュームデータの取得のための1回の超音波走査に対して前記細径プローブの位置を検出するための前記無指向性超音波の送受信を複数回行うことを特徴とした請求項14記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管や胆管などの体腔に挿入可能な細径プローブを装備した細径プローブ型超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、患者の血管および胆管等の体腔内に直接細径プローブを挿入し、病変や狭窄、管壁

50

への癌の浸潤度を診断し、術式計画や術後の治療効果判定を行ったり、TAE（経カテーテル動脈塞栓術）やPTCA（経皮的冠動脈拡張術）、PTR（経皮的冠動脈内血栓溶解術）等の治療が試みられている。このため、術者はカテーテルや細径プローブの侵入位置を把握し、先端部が診断部位あるいは治療部位に到達することを確認する必要がある。

【0003】

そこで、従来は、X線透視装置を用いて体内のカテーテルや細径プローブ侵入部位を撮影し、術者はモニタに映し出されたX線画像を見ながら、カテーテルや細径プローブの先端位置をモニタリングしていた。しかし、X線透視によるモニタリングでは、患者はもちろんのこと、術者もX線被爆を受けることは避けがたい。

10

【0004】

このため、X線透視装置に代わり、超音波診断装置を用いてカテーテルや細径プローブの先端位置を確認する方法が提案されている。超音波診断装置は体外用プローブを用いて体表から体内に向けて超音波ビームを放射し、音響インピーダンスの差のある部位で反射したエコー信号を受信し、これを再構成して画像化するものである。しかしながら、カテーテルや細径プローブの表面は滑らかで、生体内では一般に屈曲している。このため、体表から入射した超音波ビームはカテーテルや細径プローブの表面で正反射するために、体表プローブに戻らないことが多く、位置を検出して画像化することは非常に困難であった。そこで、カテーテルや細径プローブの先端にトランスジューサを設置し、体外用プローブから送信された超音波ビームを受信することで位置情報を得る方法が特開平4-1295

20

【0005】

この得られた細径プローブの先端の位置情報に基づいて、体外の2次元レイプロブを介して取得したボリュームデータをしきい値処理及び最大値投影処理等により生成した血管の外観構造を表す3次元レンダリング像（図8参照）に、細径プローブの先端の位置をマーカ表示することも提案されている。カテーテル操作者は、3次元レンダリング像でマーカにより細径プローブの先端位置を確認しながらカテーテルの挿入作業を行うことができる。

【0006】

しかし、複雑に走行する血管にカテーテルを挿入する場合、例えば血管分枝の上下左右いずれの方向に進めるかを3次元レンダリング像からは分かり難い場合がある。また、カテーテル挿入経路が長い場合には、1つの3次元レンダリング像だけでは描出することが困難な場合が多い。これらの場合には、必要に応じて、3次元レンダリング像を回転させる、クリッピングを行うなどの画像操作を行って、必要な部位を描画することにより回避することになる。しかしながら、カテーテル検査あるいは手術時間が長くなるため、患者の負担が増大するという問題が生じる。

30

【0007】

また、カテーテル先端に前方視機能や屈曲機能を設けることにより、上記問題点を軽減することが可能であると考えられるが、カテーテル先端部が大きくなるため、操作性の劣化、カテーテル適用範囲の制限、また、カテーテル自体のコスト増の問題もあり、実現性は低い。

40

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、細径プローブ型超音波診断装置において、細径プローブの挿入作業を好適にナビゲートすることのできる情報を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明は、被検体の体内に挿入した細径プローブを介して前記細径プローブの周囲の組織形態を表すラジアル超音波画像データを取得し表示する細径プローブ型超音波診断装置において、前記被検体の体表に当てられる体外超音波プローブと、前記体外超音波プローブ

50

を介して前記被検体内部の組織形態に関する3次元ボリュームデータを取得する手段と、前記細径プローブの位置を検出する位置検出手段と、前記細径プローブの位置を視点として、視線方向を前記細径プローブの前方とした遠近投影像データを前記3次元ボリュームデータから発生する手段と、前記遠近投影像データを表示する手段とを具備する。

【0010】

【発明の実施の形態】

本発明は、細径プローブ型超音波診断装置に関する。細径プローブは、典型的には、カテーテル（治療用細管）に挿入された状態で使用される。カテーテルは、血管内用の超音波カテーテル（IVUS；Intravascular Ultrasound）と、体腔内用の超音波細径プローブはIDUS（Intraductal Ultrasound）とが一般的である。

10

【0011】

図1には、本発明の実施形態に係る細径プローブ型超音波診断装置の構成を示している。本装置は、細径プローブ型超音波診断装置の基本機能の部分、つまりカテーテルの先端内部に配置した二次元イメージング用の微小トランスジューサ（マイクロトランスジューサ）26を介してその周囲をラジアル（円形）にスキャンして円形の組織形態画像（以下単にラジアル画像という）を取得するためのラジアル二次元スキャン部分の他に、カテーテルの位置を検出するためのナビゲーション部分と、体外用リアルタイム3次元超音波映像化部分とを特徴的に装備している。

【0012】

（ラジアル二次元スキャン部分）

20

細径プローブ22の先端付近、具体的にはナビゲーション用のトランスジューサ23から所定距離だけ後方に、二次元イメージング用の微小なトランスジューサ26が配置されている。ラジアル二次元スキャン部分は、このトランスジューサ26を典型的には機械的に軸回転させながら、トランスジューサ26を介して送受信部27でその周囲を走査することによって組織形態を表す円形の二次元画像を得るためのユニットである。なお、ラジアル二次元スキャン部分で用いられる超音波には、

駆動信号によるトランスジューサ26の機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝搬し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとしてトランスジューサ26に返ってくる。このエコーは、トランスジューサ26を機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、送受信部27のプリアンプで増幅され、デジタル化され、そしてデジタルレシーバ28にて直交検波を受け、さらにエコープロセッサ29により包絡線検波を受ける。それにより発生した超音波ベクタデータは、二次元スキャンコンバータ30にて円形のピクセルデータに変換された後、ビデオインタフェース10に送られる。

30

【0013】

（カテーテル・ナビゲーション部分）

カテーテル・ナビゲーション部分は、細径プローブ22の先端位置を検出するために装備される。図2(a)、図2(b)に示すように、細径プローブ22の先端には、ナビゲーション用のトランスジューサ23が配置されている。送信部24は、リアルタイムコントローラ21が発生するナビゲーション・パルス発生信号に同期して、ナビゲーション・トランスジューサ23に駆動信号を印加する。それによりナビゲーション・トランスジューサ23から無指向性超音波パルスが発生する。

40

【0014】

この無指向性超音波パルスは、被検体内部を伝搬し、体外超音波プローブ11により受信される。ポジションディテクター25は、その受信信号に基づいて、ナビゲーション・トランスジューサ23の位置、つまり細径プローブ22の先端位置を推定する。もちろんこの位置は、体外超音波プローブ11に対する相対的な細径プローブ22の先端位置であり、体外超音波プローブ11に固有の座標系、例えば体外超音波プローブ11の中心を原点としたXYZ座標系で表現される。

【0015】

50

典型的な位置推定方法には、GPS方式と、エネルギー最大パルス検出方式とがある。本実施形態ではそのいずれを採用してもよいし、両者を採用し、それらを選択的に使用するようにしてもよいし、両方式を併用してそれらの2つの結果（推定位置）から最終的な位置を決定するようにしてもよい。

【0016】

a) GPS方式

体外超音波プローブ11のアレイ面内の離散的な3点、つまり離散的な3つのトランスジューサ又は隣接する所定数のトランスジューサを1つのグループとして離散的な3グループで受信したナビゲーション超音波パルスの3つの受信信号の位相差又は時間差に基づいて、三角測量により体外超音波プローブ11の中心点からみたナビゲーション・トランスジューサ23の位置を推定する。原理的には、1回の受信により位置推定が可能であるが、S/Nが悪い場合には、送受信及び位置推定を数回繰り返し、その複数の推定位置の重心位置を最終的な位置として決定するようにしてもよい。

10

【0017】

b) エネルギー最大パルス検出方式

体外超音波プローブ11で受信したナビゲーション超音波パルスをデジタルビームフォーマ14で多方向に関してビームフォーミングし、そして、ポジションディテクター25でその中の最大エネルギー（最大波高）が得られたビーム上の点の位置を抽出する。つまり、ボリューム全体をスキャンして得られた最大エネルギー点、ナビゲーション超音波パルスの発生源、すなわちナビゲーション・トランスジューサ23の位置である。この方式は、先のGPS方式に比べて、高いS/Nを達成するが、ビームフォーミング処理を多方向にわたって繰り返し実行するため、推定に長時間が必要である。

20

【0018】

（体外用リアルタイム3次元超音波映像化部分）

リアルタイム3次元体外超音波プローブ11は、被検体内部に挿入される細径プローブ22とは異なり、図2(a)に示すように、被検体の体表に当接されるタイプのプローブであり、被検体内部の3次元(3D)の領域を超音波で高速に走査(スキャン)するために、2次元状に配列された複数のトランスジューサを備えている。この体外超音波プローブ11には送信時には送信部12が接続され、受信時には受信部13が接続される。送信部12には、複数のトランスジューサにそれぞれ接続された複数のパルスと送信遅延回路とパルス発生器とが設けられている。パルスは、パルス発生器から一定の周期で発生され、そして送信遅延回路で超音波のビーム化及び指向性付与のために遅延されたパルス信号をトリガとして、トランスジューサに駆動信号(高周波の電圧信号)を印加する。

30

【0019】

駆動信号を印加されたトランスジューサの機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝搬し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとしてプローブ11に返ってくる。このエコーは、プローブ11のトランスジューサを機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、受信部13のプリアンプで増幅され、デジタル化され、そしてデジタルビームフォーマ14で整相加算処理にかけられる。これにより指向性を持つ受信信号が生成される。これら送信部12及び受信部13は、リアルタイムコントローラ21の制御のもとで送信及び受信の指向性を送受信ごとに変化させて上記被検体内部の3次元領域を超音波ビームで走査する。実際の検査では、この3次元の走査範囲内に細径プローブ22の先端付近が含まれるように、体外プローブ11の位置が設定される。

40

【0020】

受信部13により生成された受信信号は、デジタルレシーバ15にて直交検波を受け、さらにエコープロセッサ16に供給される。エコープロセッサ16は、受信信号を包絡線検波して組織形態を表すデータを発生する。このデータは3次元スキャンコンバータ17でボクセル集合体としての3次元ボリュームデータに変換され、この3次元ボリュームデータから2種類の3次元画像を生成する3次元レンダラー18, 19に供給される。レンダ

50

リングは、周知のとおり、3次元表現のボリュームデータをディスプレイモニター9に描画できるように2次元化して映像化することをいい、その工程として、まず、ボリュームデータの座標位置を視点座標系に変換し、隠面処理、物体表面へ陰付けを行うシェーディングを経て画像が生成される。3次元レンダラーとして、ここでは2系統18, 19の設けられている。これら2系統の3次元レンダラー18, 19は、互いに異なる表現の3次元画像を生成する。

#### 【0021】

3次元レンダラー18は、体外の2次元アレイプロープ11を介して取得された3次元ボリュームデータから、視点をその3次元領域外(体外)の任意の位置、例えば体外プロープ11の中心位置に配置して、検出されたカテーテル先端位置に向かう視線方向で図3の左画面に示した従来同様の血管の外観構造を表す3次元レンダリング像を生成する。3次元レンダラー19は、体外の2次元アレイプロープ11を介して取得された3次元ボリュームデータから、図3の右画面に示すように、カテーテルの先端から、軸方向(進行方向)に同じ視線方向で前方をみた内視鏡様の遠近投影像を生成する。これら3次元レンダリング像と内視鏡様の遠近投影像とはビデオインタフェース10で1画面に合成され、ディスプレイモニター9に同時に表示される。操作者は、従来の3次元レンダリング像により血管走行とカテーテルの概略位置を把握し、同時に内視鏡様の遠近投影像によりカテーテルのナビゲーションする、つまり、進むべき血管分枝にカテーテルが挿入されているかを確認することができる。なお、プロープ22の退行に伴ってプロープ22の進行方向が逆転したとき、視線方向を逆転した進行方向に対して反転する。

#### 【0022】

3次元レンダラー19では、ボリューム・レンダリングとサーフェース・レンダリングのいずれか又は両方の手法でレンダリング処理を可能にしている。実際の構成例としては、図4に典型的な構成を示すように、入力ステージとしてメモリコントローラ31を中心に2系統のボリュームメモリ32, 33からなり、この入力ステージに対してダイレクトメモリアクセスコントローラ34のもとでPCIバス34を經由して高速に処理ステージが接続されており、さらに処理ステージとしてはシステムコントローラ38、CPU36、メインメモリ39、グラフィックコントローラ40、フレームメモリ41からなる一般的な構成で提供され得る。なお、ボリューム・レンダリングとサーフェース・レンダリングとを並列処理して高速化を図るために、図5に示すようにCPU36, 37を並列化することも可能である。この場合、システムコントローラ38が2つのCPUインターフェースを持ち、OSがマルチスレッド機能に対応しているものを利用することにある。2種のレンダリング処理は、各々、異なるスレッドとして並列処理される。

#### 【0023】

3次元レンダラー19ではサーフェスレンダリングとして、体外の2次元アレイプロープ11を介して取得された3次元ボリュームデータから、血管内壁あるいは体腔内壁を境界抽出して境界面幾何情報を生成する。境界抽出には、SNAKE法、ACT法などの一般的に知られている手法を用いることができる。血管内壁探索の効率化のために、トランスジューサ23の位置(カテーテル先端位置)を初期位置として血管内壁探索が行われる。境界面幾何情報は、3角形の集合として表現され、コンピュータ・グラフィックスで広く用いられているポリゴン情報として生成される。特に、3DグラフィックスAPI(Application Program Interface)のひとつであるOpenGLに互換性を持つ形式でデータを保持することにより、低コストなパーソナル・コンピュータによる描画が実現できる。具体的には、OpenGLによるサーフェース・レンダリング手法により描画される。奥行き間のある遠近投影を行うためには、視点位置とポリゴンの距離に応じてポリゴンの大きさと投影位置を修正する。

#### 【0024】

視点は、検出されたカテ-テルの先端位置に設定される。また、視線方向は、今回と前回の連続する2回の位置検出オペレーションで検出した2つのカテーテル先端位置から、カテーテルの進行方向が計算され、この進行方向に沿って設定される。2回の位置検出オペ

10

20

30

40

50

レーションの間のカテーテルの移動量が、0の場合、つまりその間にカテーテルが静止していたとき、視線方向は前回の視線方向と同一に設定される。心拍動で多少の移動がある場合には、ある閾値以下の場合には、方向を変更しないものとしてもよい。

【0025】

ナビゲーション開始直後には、カテーテルの進行方向が定まらないため、次のいずれかの方法で方向を決定する。

方法1) デフォルト値として初期的な進行方向を定めておく。

方法2) ユーザーがマウスあるいはジョイスティック等の入力手段により初期的な進行方向を設定する。

方法3) 視点位置から6方向に探索を行い、ポリゴンに衝突するまでの距離が最も長いものとする。

10

【0026】

この方法3では、ナビゲーションを開始する場合には、カテーテルをボリュームの端部に配置することが多いことを前提としている。また、テクスチャ・マッピングとして、体外の2次元アレイプローブ11を介して収集されたボリュームデータ、あるいは、カテーテル先端部に取り付けられた振動子を機械走査することにより得られる3次元ボリュームから得られた機能・形態情報を生成したポリゴンに対応するテクスチャとして定義し、遠近投影画像にテクスチャ・マッピングする。これは、OpenGLにより定義されている機能として実現することが可能である。機能・形態情報には、次のものが挙げられる。

【0027】

20

体外プローブ11で収集された情報として、カラードブラ法で計測された血流速度あるいは、血流方向をマップする。また、カテーテルプローブ22で収集された情報として、血管・体腔壁厚がある。血管壁からの反射強度を閾値処理することにより厚みを算出して、色相、彩度、輝度(グレーレベルも含む)に対応付けを行う。最も簡単な方法では、振動子表面から放射状に厚計測するものが考えられるが、偏芯している場合には、誤差が生じる。血管壁を抽出して重心計算を行うことにより中心を決定することにより、より正確な壁厚を推定することが可能になる。

【0028】

さらに、壁凹凸度がある。体外の2次元アレイプローブ11を介して収集されるボリュームデータは、カテーテルプローブ22で収集されたボリュームデータよりも大きな位置誤差を持つ。従って、抽出された血管幾何情報には、血管表面の微妙な凹凸が反映されない。カテーテルで収集される血管表面を抽出し、楕円をフィッティングする。楕円との差を各部位で算出して、グレーレベルあるいは色相、彩度、輝度に対応付けする。

30

【0029】

カテーテルプローブで収集された情報をテクスチャ・マッピングする場合、カテーテルが到達していない部分のテクスチャは異なる表現で表示されるため、カテーテルを引き戻した場合に、到達・未到達が容易に認識できる。

【0030】

3Dレンダラ19では、上述したように、境界抽出によりポリゴン情報を生成する代わりに、ボリューム・レンダリング法を用いて遠近投影画像を生成することも可能である。サーフェース・レンダリングよりも処理が重い、境界抽出が困難な場合でも比較的良好的な3次元画像を得ることが出来る。視線方向の決定方法は、サーフェースレンダリングの場合と同一である。

40

【0031】

図6(a)は本実施形態における体外超音波プローブ11での3次元ボリュームスキニングと、細径プローブ22のトランスジューサ23の位置(カテーテルの先端位置)を検出するためにトランスジューサ23から無指向性超音波を送信し、それを体外超音波プローブ11で受信するポジショニング・スキニングとのシーケンスを示している。上述したようにこれら動作では同じ周波数帯域の超音波を使っているために、両動作を時分割で行う必要がある。ここでは、ボリューム・スキニングを所定回数例えば8回繰り返すご

50

とに、ポジショニング・スキャンングを1回実施する。

【0032】

図6(b)に示すように、ポリウム・スキャンング1回に対してポジショニング・スキャンを複数回行う。このタイミング・チャートでは、ポリウム・スキャンングの開始時、終了時、その中間時の3回行う制御例を示している。ポリウム・スキャンングに必要な時間は、カラードプラ方を用いるスキャン方式では、非常に長くなるため、カテータ位置マーカーと遠近投影像のアップデートを頻繁に行うことで、カテータのナビゲーションが容易になる。ポリウム・スキャンングの収集時間が短い場合には、検出位置の平均処理を行うことにより、心拍動による位置ずれの影響を最小限に押さえることが可能になる。ポリウム・スキャンング終了時のポジショニング・スキャンングは、次ポリウム・スキャンングの開始時のそれと兼ねることが可能である。

10

【0033】

図7に、ポジションディテクター25による細径プローブ22のトランスジューサ23の位置(カテータの先端位置)の位置検出に関する説明図である。体外用リアルタイム3次元超音波プローブ11の中心位置をX、Y軸の原点(0,0)にとる。N1は、時刻t1におけるカテータの先端に取り付けられたナビゲーション・トランスジューサ23の位置で(x1, y1)、P1はそのときのカテータ中央部に取り付けられたラジアルスキャン・トランスジューサ26の位置である。ナビゲーション・トランスジューサ23とラジアルスキャン・トランスジューサ26との間の固定的な距離をLとする。また、時刻t1からポジショニング・スキャンングの周期の時間経過後の時刻t2におけるナビゲーション・トランスジューサ23の位置をN2(x2, y2)、ラジアルスキャン・トランスジューサ26の位置をP2とする。従って、カテータは、N1からN2(P1からP2)に向かって進行している。これらN1とN2(P1とP2)を結ぶ線をDとして、Dに垂直な線E1はカテータのラジアルスキャン・トランスジューサ26で得られる画像の断面(ラジアルスキャン面)が含まれる面に相当する。同様にある時刻後の断面がE2である。

20

【0034】

そこで、体外用リアルタイム3次元プローブ11で収集したポリウムデータから、断面E1, E2上にある情報を引き出す必要があり、この断面の位置及び方向は図1のラジアルスキャン面セクタ31にて演算される。その演算結果又はその演算結果が表す当該断面上のボクセルデータがビデオインタフェース10に送られる。

30

【0035】

以下に、演算の方法の一例を示す。

直線Dの傾き： $(y_2 - y_1) / (x_2 - x_1)$

直線E1, E2の傾きはDと直角なので： $(x_2 - x_1) / (y_2 - y_1)$

直線E2の式を

【数1】

$$y - \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} x + b$$

40

とおくと、直線E2は、点P2を通るので、P2の座標は、

【数2】

$$\left( x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}}, y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right)$$

で与えられる。

50

また、

【数 3】

$$b = -\frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} \cdot \left( x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) + y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}}$$

10

よって、直線 E 2 の式は、

【数 4】

$$y = \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} x - \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} \cdot \left( x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) + y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}}$$

20

となる。この関係式から E 2 上の位置データを読み出すことができる。

【0036】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0037】

【発明の効果】

本発明によると、細径プローブの挿入作業を好適にナビゲートすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態に係る細径プローブ型超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】図 1 の細径プローブと体外超音波プローブとの配置を示す模式図。

【図 3】図 1 のディスプレイモニタの表示画面例を示す図。

【図 4】図 1 の 3D レンダラーの構成例を示す図。

【図 5】図 1 の 3D レンダラーの他の構成例を示す図。

【図 6】本実施形態において、3D ボリュームスキャンとポジショニングスキャンとのシーケンスを示す図。

【図 7】図 1 のポジションディテクターによる体外プローブに対する細径プローブの相対的な位置及び方向の演算方法の説明図。

40

【図 8】従来の表示画面例を示す図。

【符号の説明】

9 ... ディスプレイモニタ、

10 ... ビデオインタフェース、

11 ... リアルタイム 3D 体外超音波プローブ、

12 ... 送信部、

13 ... 受信部、

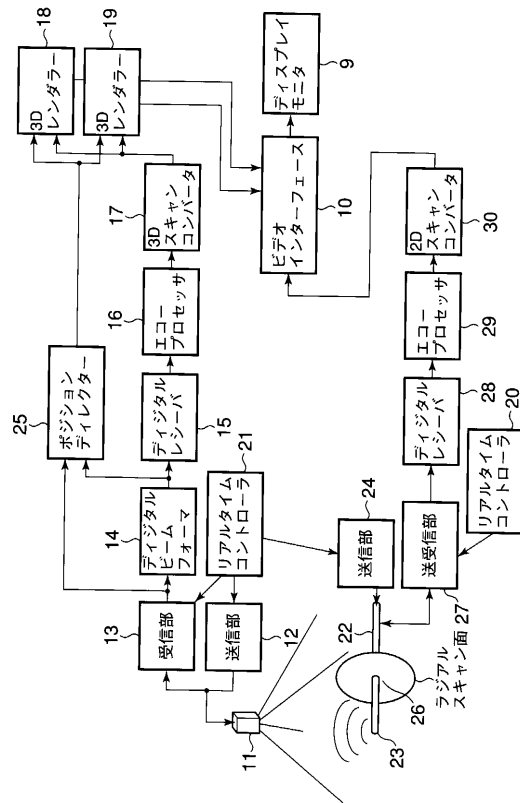
14 ... デジタルビームフォーマ、

15 ... デジタルレシーバ、

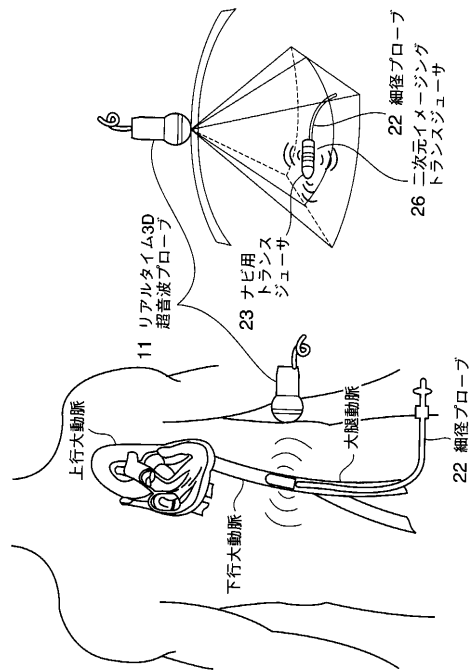
50

- 16 ... エコープロセッサ、
- 17 ... 3Dスキャンコンバータ、
- 18 ... 3Dレンダラー、
- 19 ... 3Dレンダラー、
- 20 ... リアルタイムコントローラ、
- 21 ... リアルタイムコントローラ、
- 22 ... 細径超音波プローブ、
- 23 ... ナビ用トランスジューサ、
- 24 ... 送信部、
- 25 ... ポジションディテクター、
- 26 ... 二次元イメージング用トランスジューサ、
- 27 ... 送受信部、
- 28 ... デジタルレシーバ、
- 29 ... エコープロセッサ、
- 30 ... 2Dスキャンコンバータ。

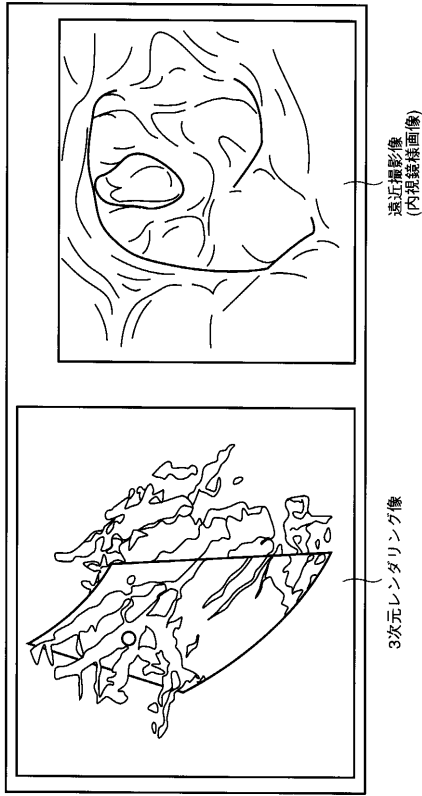
【図1】



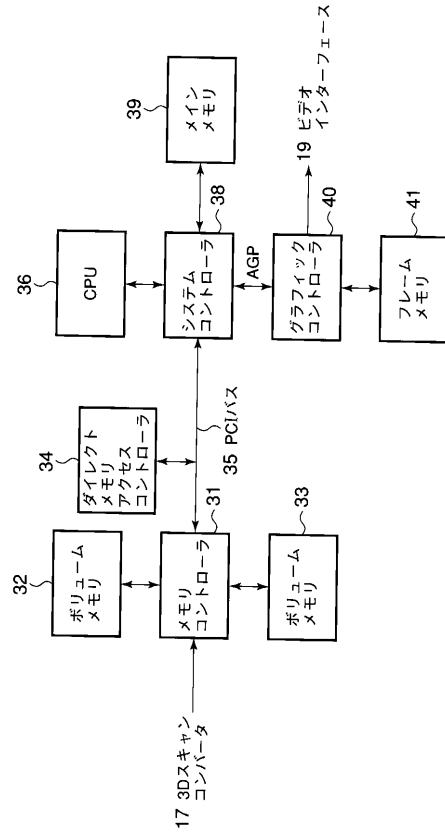
【図2】



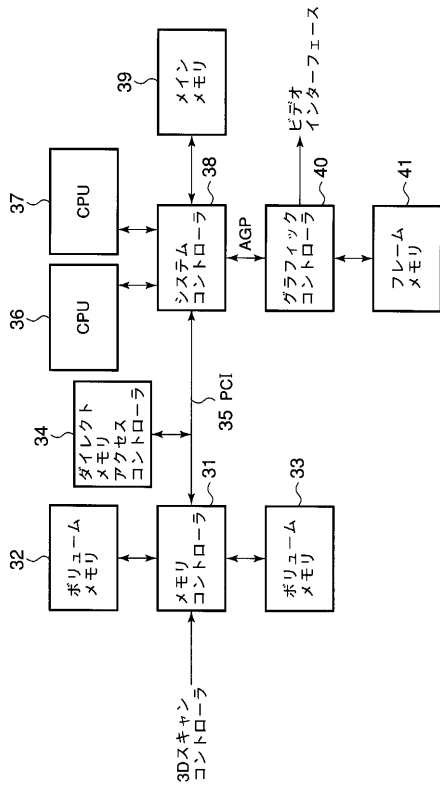
【 図 3 】



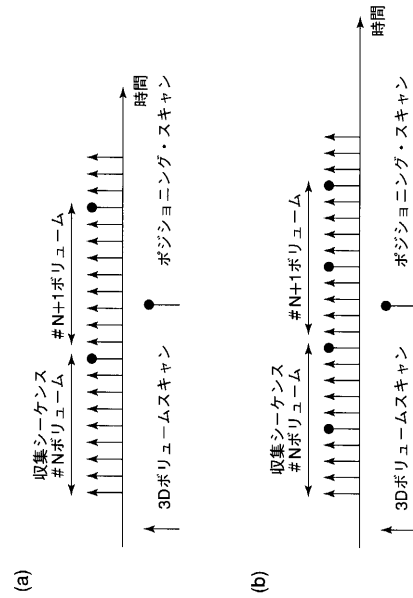
【 図 4 】



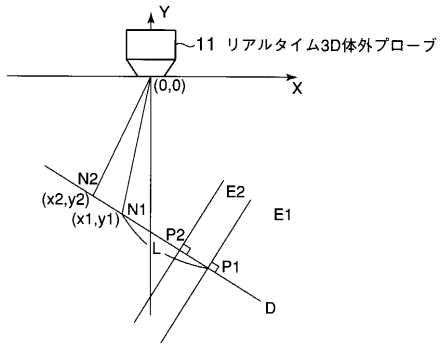
【 図 5 】



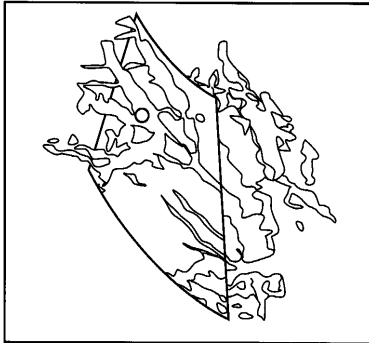
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 橋本 敬介  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 瀬尾 育式  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 東 治企

- (56)参考文献 特開平05-007539(JP,A)  
特開平09-038084(JP,A)  
特開2000-242766(JP,A)  
特開2001-340336(JP,A)  
特表2004-533863(JP,A)

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

专利名称(译)	细径探针式超声诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP4709419B2</a>	公开(公告)日	2011-06-22
申请号	JP2001126241	申请日	2001-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	橋本敬介 瀬尾育式		
发明人	橋本 敬介 瀬尾 育式		
IPC分类号	A61B8/12 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB22 4C301/EE13 4C301/FF09 4C301/GD07 4C301/JC00 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE11 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA28 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE20		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2002315754A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为在细径探头型超声波诊断仪器中插入细直径探头的工作提供理想导航的信息。解决方案：在细径探针式超声波诊断仪器中，它通过插入样本体内的细径探针22获得并显示径向超声图像数据，以显示细径探针22周围组织的形式，它包括体外超声波探头11放在试样的体表面上，部分12和17用于通过体外超声波探头11获得与试样内部组织形式有关的三维体积数据，用于检测位置的部分23至25精细直径探针22的一个3D渲染器19产生透视投影图像数据，该透视投影图像数据具有作为视点的细径探针的位置和设置在细径探针之前的视线方向。三维体数据和用于显示透视投影图像数据的部分9和10。

$$y = \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} x - \frac{x_2 - x_1}{y_2 - y_1} \left( x_2 + \frac{(x_2 - x_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}} \right) + y_2 + \frac{(y_2 - y_1)L}{\sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}}$$