

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4205957号
(P4205957)

(45) 発行日 平成21年1月7日(2009.1.7)

(24) 登録日 平成20年10月24日(2008.10.24)

(51) Int.CI.	F 1
A 6 1 B 8/00	(2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00	(2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 O D
G 0 6 T 7/40	(2006.01) G 0 6 T 1/00 3 1 5
G 0 6 T 7/60	(2006.01) G 0 6 T 7/40 1 0 O Z
G 0 6 T 15/00	(2006.01) G 0 6 T 7/60 2 0 O G

請求項の数 5 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2003-3344 (P2003-3344)
(22) 出願日	平成15年1月9日(2003.1.9)
(65) 公開番号	特開2004-215701 (P2004-215701A)
(43) 公開日	平成16年8月5日(2004.8.5)

審査請求日 平成17年12月16日(2005.12.16)

(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(72) 発明者	笠原 英司 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを走査して三次元領域内の各ボクセルのエコー情報を取得する三次元エコー情報取得手段と、

前記三次元領域内の各ボクセルのうちエコー情報が閾値以上の値を持つボクセル群を、前記三次元領域における体内挿入器具の存在領域として検出する器具検出手段と、

前記器具検出手段の検出結果である前記存在領域内の2ボクセルを結ぶ線分の中で最長の線分を求め、求めた前記最長の線分の向きを前記体内挿入器具の向きとして求める器具方向判定手段と、

前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域の三次元画像を構成する三次元画像構成手段であって、前記器具方向判定手段で判定した前記体内挿入器具の向きに対してあらかじめ定めた関係となる方向を視線方向に決定し、この視線方向に対応する三次元画像を構成する三次元画像構成手段と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波ビームを走査して三次元領域内の各ボクセルのエコー情報を取得する三次元エコー情報取得手段と、

前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域における体内挿入器具の存在領域を検出する器具検出手段と、

前記器具検出手段の検出結果から前記体内挿入器具の向きを求める器具方向判定手段と

前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域の三次元画像を構成する三次元画像構成手段であって、前記器具方向判定手段で判定した前記体内挿入器具の向きに基づき視線方向を決定し、この視線方向に対応する三次元画像を構成する三次元画像構成手段と、

前記器具検出手段の検出結果である前記存在領域内の2ボクセルを結ぶ線分の中で最長の線分の両端点のうち超音波ビームの送信源から遠い方の端点を前記三次元領域内の前記体内挿入器具の先端位置として求める器具位置判定手段と、

を備え、

前記三次元画像構成手段は、前記器具位置判定手段で求めた前記体内挿入器具の先端位置に対してあらかじめ定めた位置関係となる位置を視点位置に決定し、この視点位置と前記視線方向とに対応する三次元画像を構成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1又は2に記載の超音波診断装置であって、

前記三次元画像構成手段は、前記器具検出手段で検出した前記体内挿入器具の存在領域の情報に基づき、該存在領域をそれ以外の領域と異なる表示形態で表す三次元画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項1又は2に記載の超音波診断装置であって、

前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記被検体内の血管の領域を検出する血管検出手段を更に備え、

前記三次元画像構成手段は、前記血管検出手段の検出結果に基づき、前記被検体内の血管領域を他の領域とは異なる表示形態で表す三次元画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】

請求項1又は2に記載の超音波診断装置であって、

前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記被検体内の腫瘍の領域を検出する腫瘍検出手段を更に備え、

前記三次元画像構成手段は、前記腫瘍検出手段の検出結果に基づき、前記被検体内の腫瘍領域を他の領域とは異なる表示形態で表す三次元画像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を用いて取得した被検体内三次元領域のエコー情報に基づき、ボリュームレンダリングを用いて被検体内部の三次元画像を構成する超音波診断装置に関し、特に穿刺針やラジオ波熱凝固装置を用いた術式の支援のための技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、穿刺による組織採取や高周波凝固療法 (RFA; Radio Frequency Ablation) による癌組織焼灼などの術式において、穿刺針や高周波凝固用ハンドピースなどの挿入器具の位置確認に超音波診断装置が利用されている。このような位置確認には、一般的には二次元断層画像が用いられている。

【0003】

ところが、二次元断層画像では、断層面内の挿入器具の位置や周囲の組織の様子は把握できるが、断層面に直交する奥行き方向の様子は把握できない。このため、高周波凝固療法の場合次のような問題がある。すなわち、高周波凝固療法では、図9に示すように、高周波凝固用ハンドピース400の先端を肝臓癌等の目標組織まで挿入し、その先端から電極針402を四方に展開する。したがって、ハンドピース400の位置が二次元断層画像で

10

20

30

40

50

確認できたとしても、電極針 102 は二次元断層像の面外に出るので、断層面外にある血管等を傷つけないための配慮が必要になる。従来は、事前に医師が二次元断層画像により患部の様々な断面の様子を確認して患部周囲の血管の状況をイメージし、施術時にはこのイメージを頼りに、血管等を傷つけないように注意して電極針 402 を展開している。このような作業は医師にとって大きな負担となっている。

【0004】

また、高周波凝固法でも穿刺でも、ハンドピースや穿刺針が二次元断層画像の面の外に出る場合がある。このような場合、穿刺針等の先端部の位置確認のためには超音波探触子を操作してハンドピース等を断層画像の面内に収める必要がある。このような超音波探触子の操作と穿刺針の操作を一人の医師が行うことは困難である。

10

【0005】

これに対し、特許文献 1 には、近年利用が進んでいる超音波三次元画像表示装置を用いた穿刺支援のための機構が提案されている。この装置は、三次元領域のエコー情報を取り込むための超音波探触子に穿刺アダプタを設け、穿刺針をこの穿刺アダプタで案内することで穿刺針が三次元画像に示されるようにし、三次元画像により穿刺針の進入状態を確認できるようにしている。三次元画像であれば、断面のみならずその周囲の様子も把握できる。

【0006】

【特許文献 1】

特開 2002-102221 号公報。

20

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

特許文献 1 の装置は、被検体内の三次元的な様子を表示できるので、高周波凝固用ハンドピースの電極針の三次元的な広がりの把握も不可能ではない。しかしながら、高周波凝固用ハンドピースの向きや位置は、医師の操作に応じて変化していくのに対し、従来装置では超音波探触子の位置を基準とした固定の視野の画像を表示するだけなので、ハンドピースと周囲組織との関係が見やすい三次元画像が得られるとは限らない。この問題は穿刺の場合にもいえることである。

【0008】

本発明は、このような問題に鑑みなされたものであり、高周波凝固用ハンドピースや穿刺針等の体内挿入器具の位置確認に好適な超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームを走査して三次元領域内の各ボクセルのエコー情報を取得する三次元エコー情報取得手段と、前記三次元領域内の各ボクセルのうちエコー情報が閾値以上の値を持つボクセル群を、前記三次元領域における体内挿入器具の存在領域として検出する器具検出手段と、前記器具検出手段の検出結果である前記存在領域内の 2 ボクセルを結ぶ線分の中で最長の線分を求め、求めた前記最長の線分の向きを前記体内挿入器具の向きとして求める器具方向判定手段と、前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域の三次元画像を構成する三次元画像構成手段であって、前記器具方向判定手段で判定した前記体内挿入器具の向きに対してあらかじめ定めた関係となる方向を視線方向に決定し、この視線方向に対応する三次元画像を構成する三次元画像構成手段と、を備える。

40

また、本発明の別の側面に係る超音波診断装置は、超音波ビームを走査して三次元領域内の各ボクセルのエコー情報を取得する三次元エコー情報取得手段と、前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域における体内挿入器具の存在領域を検出する器具検出手段と、前記器具検出手段の検出結果から前記体内挿入器具の向きを求める器具方向判定手段と、前記三次元領域内の各ボクセルのエコー情報に基づき、前記三次元領域の三次元画像を構成する三次元画像構成手段であって、前記器具方向判定手段で判定した前記体内挿入器具の向きに基づき視線方向を決定し、この視線方向に対応する三

50

次元画像を構成する三次元画像構成手段と、前記器具検出手段の検出結果である前記存在領域内の2ボクセルを結ぶ線分の中で最長の線分の両端点のうち超音波ビームの送信源から遠い方の端点を前記三次元領域内の前記体内挿入器具の先端位置として求める器具位置判定手段と、を備え、前記三次元画像構成手段は、前記器具位置判定手段で求めた前記体内挿入器具の先端位置に対してあらかじめ定めた位置関係となる位置を視点位置に決定し、この視点位置と前記視線方向とに対応する三次元画像を構成する、ことを特徴とする。

【0010】

ここで、体内挿入器具の存在領域とは、器具検出手段による検出の時点において、体内挿入器具が現に存在している領域のことである。

10

【0011】

本発明の好適な態様では、超音波診断装置は、前記器具検出手段の検出結果から前記三次元領域内の前記体内挿入器具の位置を求める器具位置判定手段を更に備え、前記三次元画像構成手段は、前記器具位置判定手段で求めた前記体内挿入器具の位置に基づき視点位置を決定し、この視点位置と前記視線方向とに対応する三次元画像を構成する。

【0012】

また別の好適な態様では、前記三次元画像構成手段は、前記器具方向判定手段で検出された前記体内挿入器具の向きを基準に複数の視線方向を決定し、それら視線方向ごとに、視線方向に対応する三次元画像を構成する。

【0013】

また別の好適な態様では、前記三次元画像構成手段は、前記器具検出手段で検出した前記体内挿入器具の存在領域の情報に基づき、該存在領域をそれ以外の領域と異なる表示形態で表す三次元画像を構成する。

20

【0014】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。

【0015】

図1は本発明に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。この超音波診断装置は、穿刺や高周波凝固用ハンドピースなどの体内挿入器具の位置確認のための三次元画像を表示するためのものである。

30

【0016】

超音波探触子10は、被検体内の所定の三次元データ取込領域内を超音波ビームにより走査し、その三次元領域内の各点からのエコー情報を取得するためのプローブである。超音波探触子10としては、電子走査式の一次元アレイ振動子を走査面に垂直な方向に機械的に走査することで三次元データ取込領域を走査するメカニカル3Dスキャナや、振動素子を二次元配列し電子走査のみで三次元データ取込領域の走査を実現する2Dアレイプローブなどを用いることができる。

【0017】

送信回路12は、この超音波探触子10の各振動素子に対して送信信号を供給し、送信ビームの形成や走査を行う回路である。受信回路14は、後段での信号処理のために、超音波探触子10の各振動素子から出力される受信信号に対してインピーダンスマッチングや信号増幅等の処理を行う回路である。整相加算回路16は、受信回路14からのそれら各振動素子の受信信号を、それぞれ適切な量だけ遅延させた上で加算することで、受信ビームの形成や走査を行う回路である。

40

【0018】

整相加算回路16の加算出力のアナログ信号は、図示省略したA/D変換器でデジタル信号に変換される。更に、このデジタル信号には、図示省略したDSC（デジタル・スキャン・コンバータ）により、ボリュームレンダリング演算のために必要な走査変換処理が施される。この走査変換処理では、例えばセクタ走査など非直交座標系のビーム走査で得たエコー情報を三次元直交座標系に座標変換したり、ビーム同士の間のデータ値のないボク

50

セルに対してデータ補間を行ったりする。このDSCによる変換処理結果のデータがメモリ部18に記憶される。これにより、メモリ部18には、三次元データ取込領域の各ボクセルのエコー情報が記憶されることになる。メモリ部18に記憶される情報は、例えば三次元データ取込領域の走査のたびに更新される。

【0019】

中央制御回路(CPU)19は、以上に説明した、及び以降に説明する各機能モジュールを制御し、本超音波診断装置が提供する各種機能を実現する。

【0020】

視点算出部100は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域内の各ボクセルのエコー情報から、体内挿入器具の向きや位置を求め、この向きや位置に基づき三次元画像描画の際の視点を求める。

10

【0021】

視点算出部100は、器具領域抽出部102、抽出メモリ部104、器具位置検出部106、器具変位算出部108、及び視点位置計算部110を備える。

【0022】

器具領域抽出部102は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域の各ボクセルのデータの中から、体内挿入器具に該当するボクセルを抽出する。穿刺針や高周波凝固用プローブなどの器具は、生体組織に比べて遙かにエコー強度が高いので、各ボクセルのエコー強度値を閾値判定、すなわち二値化することにより、それら体内挿入器具に該当するボクセルを抽出することができる。二値化の閾値(二値化閾値と呼ぶ)は、ユーザが手動設定することもできるが、超音波探触子10にて取得したエコー情報に基づき自動設定することもできる。

20

【0023】

自動設定方法の一例としては、例えばヒストグラムを用いる方法がある。この方法では、まず、例えば三次元データ取込領域の1走査の間、整相加算回路16から出力される受信信号の信号レベル(すなわちエコー強度であり、表示時の輝度値に対応する)のヒストグラムを作成する。図2は、作成されるヒストグラムの一例を示す図である。三次元データ取込領域内に体内挿入器具が存在する場合、ヒストグラムには、図2に示すように生体組織のエコーを示す山Aと体内挿入器具のエコーを示す山Bができる。生体組織と体内挿入器具のエコー強度は大きく異なるので、一般に2つの山A、Bの間に頻度がきわめて小さい谷Cができる。そこで、二値化閾値の自動設定では、ヒストグラムにおいて信号レベルの小さい方から順に頻度値を調べていき、所定の第1閾値より高頻度の最初のピーク(これが一般に生体組織を示す山Aに対応する)を超えた後で、頻度値が所定の第2閾値以下となる範囲(これが谷Cに対応する)を探索し、この範囲の例えば中央の信号レベルを二値化閾値に設定する。なお、ここで用いる第1閾値は、ノイズ等によるピークを生体組織を示す山Aとして誤認しないようにするためのものである。生体組織からのエコーは頻度が高いため、第1閾値としては高めの値を設定しておく。また第2閾値は、頻度が0に近い谷Cを検知するためのものであり、あらかじめ小さい値を設定しておく。

30

【0024】

このように自動設定又は手動設定された二値化閾値により器具領域抽出部102で抽出されたボクセルの情報は、抽出メモリ部104に記憶される。ここで抽出メモリ部104には、例えば器具領域抽出部102での二値化結果(例えば体内挿入器具に該当するボクセルは1、それ以外のボクセルは0の値を持つボリュームデータ)が保持される。このような二値化結果の代わりに、抽出された各ボクセルの位置(三次元データ取込領域内での位置を特定する情報)の情報を記憶するようにしてよい。

40

【0025】

なお、生体組織と体内挿入器具とはエコー強度が顕著に異なるので、ボリュームデータにノイズ(例えばスペックルノイズ)が加わっても、一般的には、上述の二値化処理で問題なく両者を弁別できる。しかし、何らかの理由でノイズが弁別に影響を与える場合には、二値化処理の前段でボリュームデータの平滑化を行ったり、二値化処理結果に対して画像

50

処理分野で周知の孤立点除去処理などを加えたりすることで、ノイズを除去し、体内挿入器具を抽出することができる。

【0026】

器具位置検出部106は、抽出メモリ部104に記憶された情報に基づき、三次元データ取込領域内の体内挿入器具の長手方向の両端点を検出する。穿刺針や高周波凝固用プローブなどの体内挿入器具は一般に細い棒状の形状を有しているので、この棒形状のうち三次元データ取込領域内に存在する部分の両端を検出するのである。両端が検出できると、体内挿入器具の先端位置と向きが分かる。

【0027】

この器具位置検出部106の処理の一例を図3を用いて説明する。この処理では、まず抽出メモリ部104に記憶された二値化結果のボリュームデータ200をXY平面、YZ平面及びZX平面のうちから選んだ2つの面に対して投影する(a)。これにより、各面において二次元の二値画像が得られる。図ではXY平面への投影画像210とYZ平面への投影画像220を示している。

10

【0028】

以下、投影画像210及び220の各々において、体内挿入器具を示す領域250内の2点を結ぶ線分の中で最長となる線分を求める。この最長線分検出処理は、投影画像210及び220の両方に対し同じ内容でよいので、投影画像210を例にとって説明する。以下では、投影画像210において体内挿入器具に該当する画素の値が1、それ以外の画素の値が0であるとして説明する。この処理ではまず投影画像210の画素をラスタ走査順序(図示例ではX方向がラスタ走査の主走査方向、Y方向が副走査方向)で順に調べ、値が1の画素を見つける(b)。

20

【0029】

値が1の画素が見つかると、その画素を線分の始点Pとし、その線分の終点Qをこの始点Pから主走査方向に順に移動させ、終点Qが値0の画素に達するまでその移動処理を繰り返す(c)。この終点Qの移動の間、始点Pと終点Qの距離を逐次計算する。この移動により終点Qが値0の画素に行き当たると、次に終点Qをラスタ走査の副走査方向に1画素ずつ移動させ、この移動を値が1である画素に行き当たるまで繰り返す。この移動の間も始点Pと終点Qの距離を逐次計算する。ここで、終点Qを副走査方向に移動させると始点終点間の距離が短くなるようであれば、終点Qの移動方向を逆向きにする。この副走査方向の移動により終点Qが値1の画素に行き当たると、終点Qの移動方向を主走査方向に切り替え、終点Qが値0の画素に行き当たるまで1画素ずつ移動していく。

30

【0030】

このようにして終点Qを1画素ずつ主走査又は副走査方向に移動させていく、その移動の都度、始点終点間の距離を移動前の距離と比較する。そして、終点をどのように移動しても、始点終点間の距離が移動前の距離より小さくなる場合、そのときの終点を、最長線分の正式な終点Qとして採用し、そのx、y座標を求める(d)。

【0031】

そして今度はその正式な終点を固定し、始点Pの方を、先ほどの終点Qの移動と同様のやり方で移動させていく(e)。この移動処理では、まずX方向に1画素ずつ移動させていく。この場合、始点Pの移動方向は、移動により始点終点間の距離が大きくなる方向とする。そして、値0の画素に行き当たれば、値1の画素に行き当たるまで始点PをY方向に移動させる。この移動も、始点終点間の距離が大きくなる方向とする。このような移動を繰り返していく、どの方向に始点Pを動かしても移動前より始点終点間の距離が小さくなつたとき、そのときの始点位置を最長線分の正式な始点Pとして採用し、そのx、y座標を求める(f)。

40

【0032】

以上のようにして、XY平面への投影画像210における体内挿入器具の領域250の最長線分の両端点のx、y座標が求められる。同様の処理をYZ平面への投影画像220に対して実行することにより、体内挿入器具の領域250の最長線分の両端点のy、z座標

50

が求められる。これらを組み合わせることにより、体内挿入器具の領域 250 の最長線分（すなわち長手軸）の両端点の三次元座標が求められる。

【 0 0 3 3 】

以上、図3を参照して器具位置検出部106の処理内容を説明した。しかし、この処理はあくまで一例にすぎず、他にも様々な処理方式が考えられる。例えば別の方法として、体内挿入器具に該当する各ボクセルのx, y, z座標を調べ、その各々の最大値及び最小値を求めるという方法がある。体内挿入器具は棒状の形状を有しているので、この方法で、該器具の長手軸の両端の三次元座標を求めることができる。

【 0 0 3 4 】

器具変位算出部 108 は、器具位置検出部 106 の検出結果に基づき、体内挿入器具の向きや位置の変位量を計算する。この器具変位算出部 108 の処理の一例を図 4 を参照して説明する。

〔 0 0 3 5 〕

図4において、X, Y, Zの各座標軸は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域の各直交座標軸である。そして、点P(x1, y1, z1)、Q(x2, y2, z2)は、器具位置検出部106で検出された体内挿入器具の長手軸の各端点である。また、xは線分PQのYZ平面への正射影がZ軸となす角度を、yは線分PQのZX平面への正射影がZ軸となす角度を、それぞれ示す。x, yはそれぞれ次式から求められる。

〔 0 0 3 6 〕

【数1】

$$x = t \tan^{-1}((y_2 - y_1) / (z_2 - z_1)) \quad \dots \quad (1)$$

$$y = \tan^{-1}((x_2 - x_1) / (z_2 - z_1)) \quad \dots (2)$$

そして、器具変位算出部108は、これら角度 x 、 y の体内挿入器具の向きの変位量とし、 $(x1, y1, z1)$ を体内挿入器具の先端位置の変位量として出力する。すなわち、ここでは、前回タイミングでは体内挿入器具の先端位置が原点に、体内挿入器具の向きが Z 軸方向に向いているものとし、それに対する今回タイミングでの先端位置及び向きの変位を出力している。なお、両端点のうちのいずれが体内挿入器具の先端であるかは、超音波探触子10から遠い方の端点を先端とすればよい。

〔 0 0 3 7 〕

視点位置計算部 110 は、器具変位算出部 108 で求められた位置及び向きの変位量に基づき、三次元画像のレンダリングのための視点の位置を計算する。すなわち、本実施形態では、体内挿入器具に対して一定の位置関係となるよう視点を設定する。これにより、体内挿入器具の向き又は位置が変化すると、それに応じて視点が移動することになる。視線の向きは、その視点から三次元データ取込領域の基準点（例えば該領域の中心点）に向かう向きとする。

〔 0 0 3 8 〕

この視点位置計算部 110 における視点の計算式の一例を以下に示す。

〔 0 0 3 9 〕

【数2】

$$T_{xyz} = \begin{bmatrix} \cos \theta_y & \sin \theta_x \sin \theta_y & \cos \theta_x \sin \theta_y & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x & 0 \\ -\sin \theta_y & \sin \theta_x \cos \theta_y & \cos \theta_x \cos \theta_y & 0 \\ x1 & y1 & z1 & 1 \end{bmatrix} \dots \quad (3)$$

【数3】

$$[Vx_{\text{new}}, Vy_{\text{new}}, Vz_{\text{new}}, 1] = [Vx_{\text{old}}, Vy_{\text{old}}, Vz_{\text{old}}, 1] T_{\text{xyz}}$$

ここで、 T_{rxyz} は変換マトリクスであり、 $[Vx_{new}, Vy_{new}, Vz_{new}]$ は今回のタイミングでの視点の三次元座標、 $[Vx_{old}, Vy_{old}, Vz_{old}]$ は前回のタイミングでの視点の三次元座標を示す。この計算式は、前回タイミングの視点位置を、X軸周りに角度 x 、Y 軸周りに角度 y だけ回転させ、さらに (x_1, y_1, z_1) だけ平行移動させることで、今回の視点を求めるというものである。このような変換により求められた新たな視点から、三次元データ取込領域の所定の基準点へと向かう向きが新たな視線方向となる。

【0040】

三次元画像レンダリングの視点及び視線方向を、この視点位置計算部110で求められた視点及び視線方向に変えることで、視線方向が前回タイミングからX軸周りに角度 x 、Y 軸周りに角度 y だけ回転し、かつ視点位置が前回タイミングから (x_1, y_1, z_1) だけ平行移動することになる。 10

【0041】

このようにして視点位置計算部110で計算された視点位置の情報は、三次元画像構成部20に入力される。

【0042】

三次元画像構成部20は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域内の各ボクセルのエコー情報に対してボリュームレンダリング演算を施すことにより、該取込領域の三次元画像を構成する。三次元画像構成部20のボリュームレンダリング演算には、例えば特許第2883584号の明細書に示される公知の手法を用いることができる。構成された三次元画像は、表示部22に表示される。なお、三次元画像構成部20で構成された三次元画像は、表示部22に表示するだけでなく、図示省略した印刷装置から印刷出力したり、図示省略した記憶装置に保存したりすることもできる。 20

【0043】

本実施形態の三次元画像構成部20は、視点算出部100から視点位置の入力を受け、この視点位置から所定の基準点に向かって見た状態の三次元画像を構成する。すなわち、本実施形態では、体内挿入器具の向き及び位置に応じた視点及び視線方向で、ボリュームレンダリング演算を行うことができる。これにより、体内挿入器具の挿入操作に応じて該器具の向きや先端位置が変化すると、その変化に追従して表示部22に表示される三次元画像の視点位置や視線方向が変化する。したがって、ユーザは、あたかも体内挿入器具に対して固定されたカメラから見ているように、体内挿入器具の動きに追従して変化する三次元画像を見ることができる。 30

【0044】

例えば、図5に示すように(a)穿刺針60を腹部50に対して挿入開始し、(b)穿刺針60の角度を変え、(c)変えた角度で穿刺針60を進めて腫瘍52まで到達させるという処置では、表示部22に表示される三次元画像は図6に示すように変化する。すなわち、図6(a)は穿刺針挿入開始時の、(b)は穿刺針角度変更時の、(c)は穿刺針進行時の三次元画像を模式的に示したものである。例えば穿刺針の挿入角度を変えると(b)に示すように、表示部22に表示される三次元画像の視線方向もその変化に応じて変化する。したがって、腫瘍52とその周囲に存在する血管54との関係が見づらい場合は、穿刺針60の角度を変えることで、それらの関係が見やすいうように三次元画像の視線方向を変えることができる。また、穿刺針50を目標とする腫瘍52に近づけていくにつれ、(c)に示すように腫瘍が大きく見えてくるため、直感的に分かりやすい。 40

【0045】

なお、視点算出部100は、上述の処理により求めた変換マトリクス T_{rxyz} に従い、整相加算回路16の後段のDSCでの座標変換マトリクスを変更する。これにより、次にDSCから出力される座標変換結果は、体内挿入器具の位置及び向きに変化がなければその先端位置が原点に位置しその向きがZ軸方向に向くようになる。したがって、体内挿入器具の位置及び向きに変化があった場合は、それを基準に前述のようにしてその変位量を求めることができる。

【0046】

10

20

30

40

50

このように本実施形態の装置によれば、体内挿入器具の移動に追従して三次元画像の視野を変えることができるので、体内挿入器具を操作するユーザにとって見やすい三次元画像を提供できる。これにより、例えば高周波凝固用プローブを用いた手術では、電極針を四方に展開する前に、その周囲に血管がないかを、見やすい方向からの三次元画像により確認できる。また、本実施形態では、画像処理により視野を変化させることができるので、ユーザは、超音波プローブを固定したままで、体内挿入器具の操作に集中することができる。

【0047】

以上、本発明の好適な実施の形態を説明したが、この実施形態の超音波診断装置には様々な変形、改善が考えられる。

10

【0048】

例えば、上記実施形態では、体内挿入器具の向きの変化に応じて、レンダリングの視線方向を変化させ、更に体内挿入器具の移動量だけ視点位置を並行い移動させたが、この代わりに体内挿入器具の向きの変化に応じて視線方向のみを変化させる構成でも効果がある。

【0049】

また、上記実施形態では、前回の視点位置を基準に今回の視点位置を計算したが、この代わりに、固定の三次元直交座標系にて体内挿入器具の先端の位置及び向きを求め、これら位置及び向きに対して一定の位置関係を満たすように視線方向や視点位置を決定しても、同様の作用効果が得られる。

【0050】

また、上記実施形態では、1つの視点からの三次元画像を表示したが、これでは、体内挿入器具の先端と生体組織の注目部位（例えば腫瘍）との位置関係が把握しにくい場合もある。これに対する解決策としては、体内挿入器具を基準に複数の視点（及びそれに付随する視線方向）を設定し、それら各視点からの三次元画像を1つの画面又は複数画面に同時表示する構成がある。例えば、上述の視点及び視線方向の他に、その視線方向に対して90°異なる方向に視線方向を設定し、三次元データ取込領域の基準点からその視線方向に向かう線上、例えば基準点から見て上述の視点と同じ距離の位置に視点を設定して、もう一つの三次元画像をレンダリングして表示する等の方法が可能である。この場合、図7のように、異なる方向から見た2つの三次元画像300及び310が同時表示される。各三次元画像300及び310の隣に示された矢印302及び312は、それら三次元画像300及び310の相互の位置関係を示している。すなわち、三次元画像300の視線方向に対して矢印302の向き（すなわち左から右への向き）に見た画像が三次元画像310であり、逆に三次元画像310に対して矢印312の向きに見た画像が三次元画像300であることを示している。図7は、2方向から画像を同時表示するものであったが、3方向（すなわち3視点）以上からの画像を同時表示することももちろん可能である。このように、異なる視点からの異なる視線方向の三次元画像を同時表示することで、ユーザは、体内挿入器具と被検体の血管や腫瘍等との位置関係を、同時に様々な方向から確認することができる。

20

【0051】

また、器具位置検出部106で検出した体内挿入器具の両端点の位置情報に基づき、体内挿入器具を表す三次元モデルとして、それら両端点を上面及び底面とした円柱形や角柱形のモデルを作成し、体内挿入器具に該当するボクセル群をこのモデルに置き換えた上でレンダリングする構成も可能である。この構成によれば、三次元画像における体内挿入器具の形状を整えることができるので、画像上で体内挿入器具が識別しやすくなる。

30

【0052】

また、本実施形態の超音波診断装置では、三次元データ取込領域のボクセル群のうちのどれが体内挿入器具に該当するかという情報を抽出メモリ部104に記憶しているので、その情報をもとに、体内挿入器具とその他の部分（すなわち生体組織部分）とを異なる表示形態でレンダリングすることができる。表示形態としては、例えば色が考えられる。すなわち、この場合、体内挿入器具に該当するボクセルにはある色を割り当てる。同様に、生

40

50

体組織に該当するボクセルには、体内挿入器具とは異なる色を割り当てる。そして、各々のボクセルのエコー強度は、対応する色における輝度レベルの違いで表現する。このように各ボクセルの色及び輝度値を設定した上で、ボリュームレンダリング演算を行うことで、体内挿入器具と生体組織とを異なる色で示した三次元画像を構成できる。

【0053】

また同様の考え方で、ボリュームデータから腫瘍や血管の領域を抽出し、これらを体内挿入器具や他の組織とは識別可能な表示形態で表示する構成も可能である。図8は、このような構成を示す機能ブロック図である。図8において、図1に示した構成の要素と同一又は類似の要素には同一符号を付してその説明を省略する。図8の構成は、図1の構成に加え、腫瘍抽出部24、フィルタ26及び血管抽出部28を備える。

10

【0054】

腫瘍抽出部24は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域のボリュームデータに基づき、腫瘍に該当するボクセルを抽出する。腫瘍部分の抽出は、例えば本出願人による特許第3325983号明細書に開示されたファジー推論や、同じく本出願人による特許第2009631号明細書に開示されたテクスチャーパターン認識等の手法により実現できる。

【0055】

血管抽出部28は、メモリ部18に記憶された三次元データ取込領域のボリュームデータに基づき、血管に該当するボクセルを抽出する。血管部分の抽出は、例えば、血流部分と組織部分とのエコー強度の差に基づき行うことができる。すなわち、血流部分は筋肉や内臓その他の組織部分に比べてエコー強度が低いので、あらかじめ設定した閾値以下のエコー強度のボクセルが血流部分、すなわち血管に該当するものと判別できる。また、別の方 20 法として、各ボクセルのカラードプラ信号に基づき血管部分を抽出することもできる。すなわち、血流は組織部分に比べて速度が大きいので、カラードプラ信号があらかじめ設定した閾値より大きいボクセルを血流部分、すなわち血管に該当するものとして抽出できる。各ボクセルのカラードプラ信号は、自己相關演算等、周知の方法で求めることができる。以上、血管部分の抽出手法の例をいくつか説明したが、いずれの場合も、体内挿入器具と組織部分との弁別に比べてノイズの影響が顕著なので、血管抽出部28の前段にフィルタ26を設け、ボリュームデータからのノイズ除去を行う。フィルタ26としては、例えば三次元メディアン・メディアンフィルタを用いることができる。

【0056】

30

このように腫瘍や血管に該当するボクセルが抽出できると、三次元画像構成部20は、腫瘍、血管、体内挿入器具、及びその他の組織をそれぞれ異なる表示形態で表示することができる。例えば腫瘍に該当するボクセル、血管に該当するボクセル、体内挿入器具に該当するボクセル、その他のボクセルに対してそれぞれ異なる色を割り当て、ボリュームレンダリングを行うなどである。またこの構成では、三次元画像において、腫瘍を半透明表示することも可能である。この半透明表示は、例えば、腫瘍に該当する各ボクセルに対し、半透明表示に適したオパシティ(不透明度)を与えて、ボリュームレンダリングを行うことで実現できる。

【0057】

【発明の効果】

40

このように、本発明によれば、挿入操作時の体内挿入器具の向きの変化に応じて三次元画像のレンダリングの視線方向を自動的に変えることができる。したがって、ユーザは、体内挿入器具を操作するだけで、三次元画像の視線方向を変えることができる。

【0058】

また本発明では、更に体内挿入器具の位置の変化に応じて視点位置を移動させることができるので、例えば体内挿入器具が注目部位に近づくに従って三次元画像上で注目部位が大きくなっていくといった、直感的に分かりやすい表示が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 実施形態の超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】 三次元データ取込領域内に体内挿入器具が存在する場合のエコー強度のヒスト

50

グラムの一例を示す図である。

【図3】ボリュームデータ中の体内挿入器具の領域の長手軸方向両端の検出処理の一例を説明するための図である。

【図4】体内挿入器具の向き及び先端位置の変位を説明するための図である。

【図5】体内挿入器具の操作手順の一例を説明するための図である。

【図6】図5の操作手順の各段階で表示部に表示される三次元画像の例を模式的に示す図である。

【図7】2方向からの三次元画像を同時表示した様子を説明するための図である。

【図8】変形例の超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

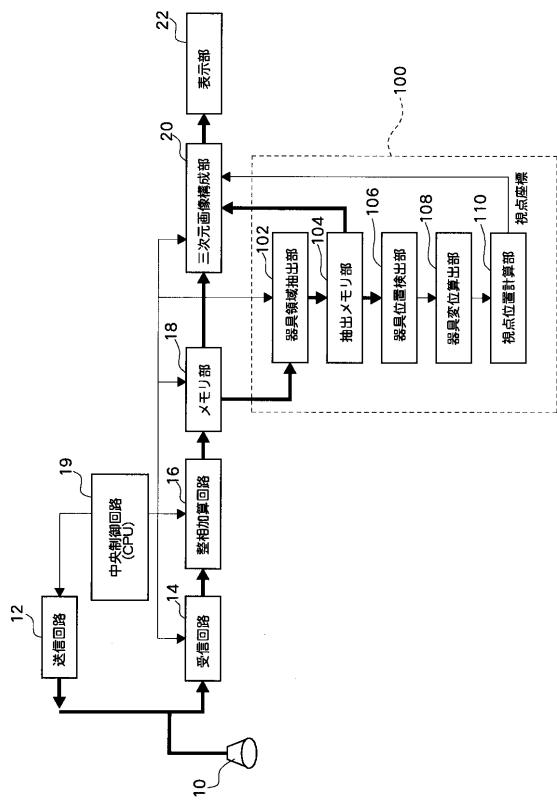
【図9】高周波凝固用ハンドピースの構成を説明するための図である。

10

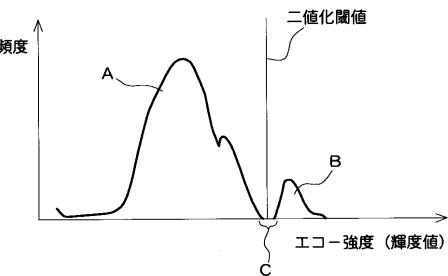
【符号の説明】

10 超音波探触子、12 送信回路、14 受信回路、16 整相加算回路、18 メモリ部、19 中央制御回路、20 三次元画像構成部、22 表示部、100 視点算出部、102 器具領域抽出部、104 抽出メモリ部、106 器具位置検出部、108 器具変位算出部、110 視点位置計算部。

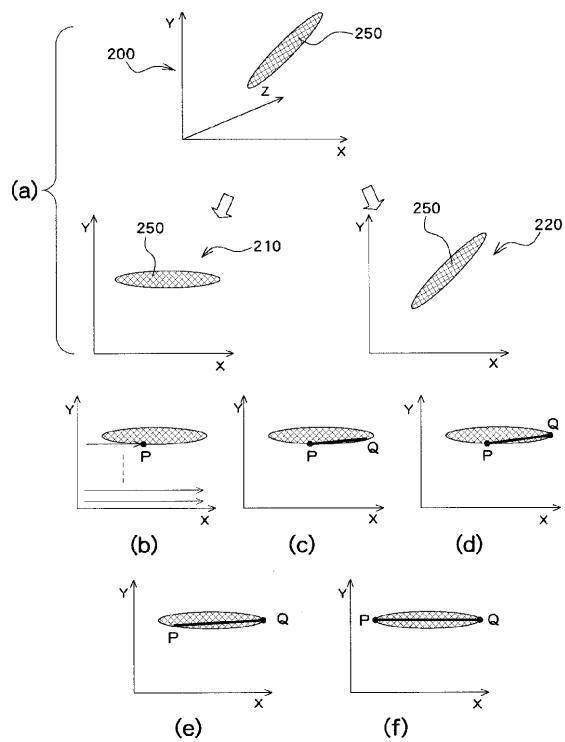
【図1】



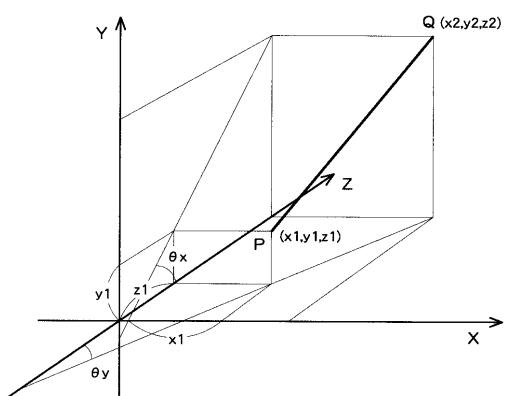
【図2】



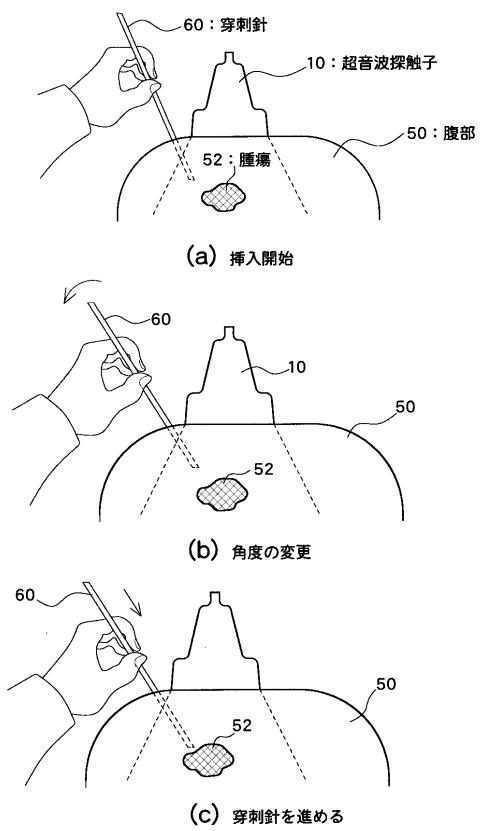
【図3】



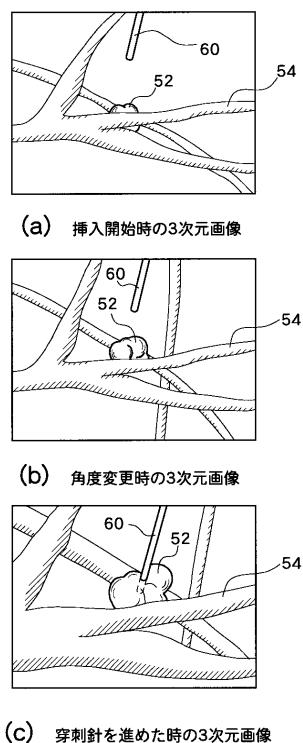
【図4】



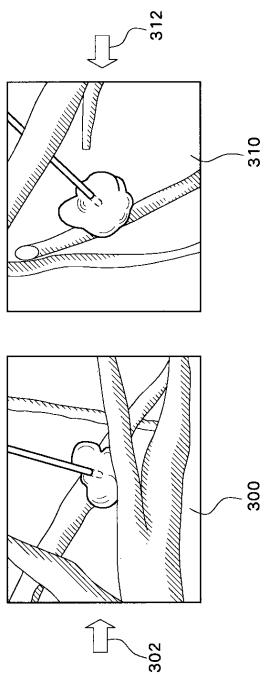
【図5】



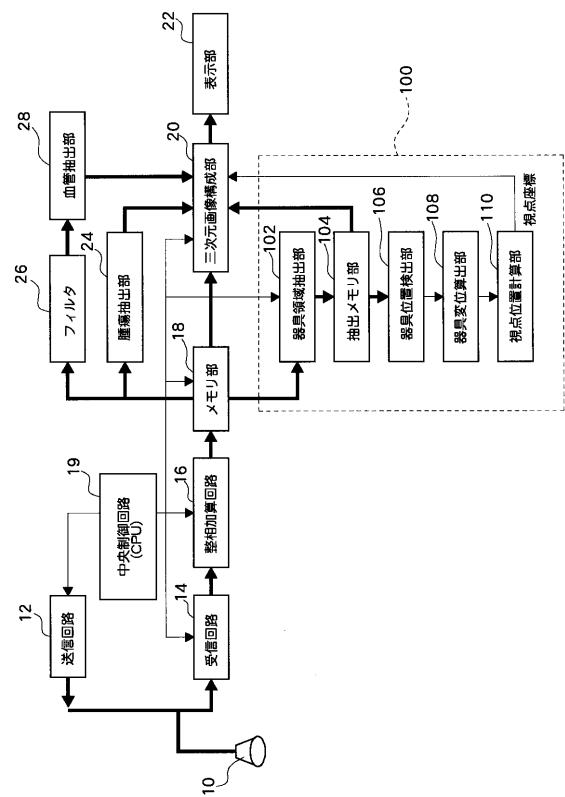
【図6】



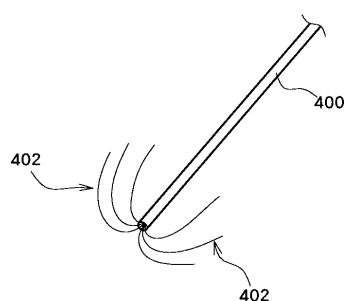
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 17/40 (2006.01) G 0 6 T 15/00 2 0 0
G 0 6 T 17/40 A

(56)参考文献 特開2000-185041(JP, A)
特開平10-057376(JP, A)
特開平11-151244(JP, A)
特開2001-061861(JP, A)
特開2001-190529(JP, A)
特開2002-219128(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00
G06T 1/00
G06T 7/40
G06T 7/60
G06T 15/00
G06T 17/40

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4205957B2	公开(公告)日	2009-01-07
申请号	JP2003003344	申请日	2003-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T7/40 G06T7/60 G06T15/00 G06T17/40 G06T15/08 G06T19/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T1/00.315 G06T7/40.100.Z G06T7/60.200.G G06T15/00.200 G06T17/40.A A61B8/14 G06T15/08 G06T19/00.A G06T7/00.612 G06T7/40 G06T7/44 G06T7/536 G06T7/70.A		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF15 4C601/GA20 4C601/GB06 4C601/JB40 4C601/JB55 4C601/JC07 4C601/JC12 4C601/JC29 4C601/JC32 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL02 5B050/AA02 5B050/BA04 5B050/BA09 5B050/DA05 5B050/EA02 5B050/EA06 5B050/EA12 5B050/EA27 5B050/FA02 5B050/FA06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/CD14 5B057/DA04 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DC03 5B057/DC08 5B057/DC09 5B080/AA17 5B080/BA02 5B080/GA00 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/EA43 5L096/FA03 5L096/FA46 5L096/FA64 5L096/GA55		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004215701A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于引导手持件进行高频凝固的超声波检查装置。SOLUTION：超声波探头10在指定的三维数据接收区域中扫描超声波束，以获得该区域中每个点的回波信息。回波信息作为体数据存储在存储器部分18中。视点计算部分100根据回波强度的差异从体数据中提取诸如手持件的仪器占据的区域，并推断出方向。以及从提取结果中仪器的尖端位置。视点计算部分100根据仪器的方向和尖端位置确定渲染三维图像和视线方向的视点。三维图像配置部分20通过根据视线和视线的方向在存储器部分18中呈现体数据来配置三维图像。Z

