

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4467927号
(P4467927)

(45) 発行日 平成22年5月26日(2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日(2010.3.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 1 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-294925 (P2003-294925)
 (22) 出願日 平成15年8月19日(2003.8.19)
 (65) 公開番号 特開2005-58584 (P2005-58584A)
 (43) 公開日 平成17年3月10日(2005.3.10)
 審査請求日 平成18年8月21日(2006.8.21)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100075683
 弁理士 竹花 喜久男
 (74) 代理人 100084515
 弁理士 宇治 弘
 (72) 発明者 嶺 喜隆
 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 川上 則明

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】

第1の位置及び方向の検知手段を備える超音波プローブと、
 この超音波プローブからの超音波信号を処理し、超音波断層画像データまたは超音波3次元画像データを出力する超音波画像手段と、

第2の位置及び方向の検知手段を備え、生体に刺入される穿刺針と、
 所定の位置を基準原点とする第1の空間座標に、前記第1の検知手段の検知結果を参照して前記超音波画像手段の出力画像データを再構成する断層画像演算手段と、
 前記第2の検知手段の出力を参照して、前記第1の空間座標における、生体に刺入された前記穿刺針の全長針部の位置及び針先以遠の延長部分、或いはいずれかを示す穿刺針表示像データを算出する穿刺針表示演算手段と、

前記第1の座標空間における前記断層画像演算手段及び前記穿刺針表示演算手段の結果データのそれぞれを、前記穿刺針表示演算手段により算出された前記穿刺針の針先の位置を基準原点とする第2の空間座標に演算変換する針先基準変換手段と、

この針先基準変換手段による前記第2の空間座標における超音波画像データに、同じく第2の空間座標における穿刺針表示データを前記全長部或いは前記延長部を識別して重畳し、出力する画像構成手段と、

この画像構成手段の結果を表示するモニター手段と、を備え、

前記超音波画像手段は、断層画像演算手段の結果データに穿刺針表示演算手段の結果データを付した既取得画像データを保存する画像記録手段を具備し、この画像記録手段から

10

20

読み出された前記既取得画像データと、リアルタイムで処理される断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データとが前記画像構成手段からそれぞれ出力され、2面の画像が前記モニター手段に表示され、

前記画像記憶手段から読み出された前記既取得画像データ、または断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データのいずれかに付された距離計測の2点マーク、或いは領域計測の円、楕円または任意の形状の境界線は、前記画像構成手段において他方の画像データの対応する位置に複製して、前記モニター手段の2画面にそれぞれ表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、対象部位へ穿刺針、またはPEIT針、ラジオ波穿刺針、マイクロ波穿刺針などの治療針を刺入するガイド及び穿刺前後での治療効果の判定を行なう超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

臓器の癌などの腫瘍部分に治療を目的として、対象部位に超音波ガイド下で穿刺針または治療針などを刺入することが多く行なわれ、超音波穿刺術式などと呼ばれている。

【0003】

これらの針を刺入する場合には、使用される超音波診断装置の超音波プローブに穿刺針の刺入方向を設定するガイド機構を備えるか、穿刺用アダプタが装着されて、超音波診断装置の診断視野内にこれらの針を位置させるように刺入される。また、超音波診断装置画面には、ガイド機構または穿刺用アダプタに予め設置された穿刺針の刺入経路が、プリセット表示されて指標として参照され、目的の部位にこの刺入経路を位置させて、穿刺針の刺入操作を行なう。

20

【0004】

刺入された穿刺針から対象部位の細胞を採取したり、穿刺針を介してエタノール等を対象部位へ注入する癌凝固治療が行われる。また近年では、マイクロ波やラジオ波を放射し、癌部を焼灼する焼灼用穿刺針が刺入されて癌焼灼治療が行われることもある（例えば、非特許文献1。）。

30

【0005】

超音波ガイド下で行われる刺入では、穿刺針が細く、また刺入方向が超音波診断装置の超音波ビームに対し、浅い角度でほぼ平行となるため、この針による十分な強度の反射波信号が得られず、超音波画像上に針の位置を安定にかつ鮮明に表示することができないことがある。

【0006】

また、刺入の過程で、穿刺針が臓器や組織の抵抗により、針先が抵抗の少ない方向に曲がり、超音波ビームの断層像方向（スライスとも呼ばれる）の幅からずれて刺入されて、超音波断層面内に穿刺針が存在しなくなる。さらには、呼吸性に臓器や組織が移動するため、刺入後に穿刺針が視野である超音波ビーム外へずれることをある。

40

【0007】

十分な強度が得られない反射信号を強調する考案（例えば、特許文献1参照。）や、視野外へ外れた穿刺針へ超音波ビームを修正する考案（例えば、特許文献2参照）などが提案されている。

【非特許文献1】國分茂博・森安史典編、「肝癌ラジオ波熱凝固療法の実際」、南江堂、2002年5月

【特許文献1】特開昭63-290550号公報

【特許文献2】特開2000-107178号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 8 】

しかしながら、上述の超音波ガイド下の穿刺針では、その超音波像が十分に観察できず、目標とする部位への刺入操作が非常に困難であり、表示の安定性や操作性の点で十分とはいえないことが問題となっている。

【 0 0 0 9 】

超音波ガイド下の治療においては、腫瘍と血管や周囲臓器の位置関係や、針先との位置関係を体表のいろいろな位置にプローブを動かして観察する。特に、超音波ガイド下のラジオ波やマイクロ波による焼灼治療では、治療中に経過を観察する必要がある。

【 0 0 1 0 】

また、焼灼による組織の変質や発生する気泡のため、治療部位の直上のプローブ位置からは焼灼部位の後方の観察ができない問題もある。このため、治療中のプローブより穿刺アダプタを外し、穿刺針とプローブを切離して、所望の方向より対象の部位の周辺を含む臓器や組織を、プローブで走査し観察することが多く行われる。

【 0 0 1 1 】

したがって、超音波ガイド下に行われる治療においては、対象の部位および治療を施した部分の3次元的な把握、確認が重要である。しかし、上に述べた従来の穿刺針のガイド機構や穿刺用アダプタのみによる超音波診断装置を使用する治療では、治療に係わる穿刺針を超音波ビームのスライス幅の中に維持する方向のみの観察となり、3次元的な位置の把握は困難であることが大きな問題点となっている。

【 0 0 1 2 】

この発明は上記のような従来の問題点に鑑みてなされたもので、治療に係わる穿刺針を超音波ビームのスライス幅以外の部分においても捉え、観察している超音波画像、すなわち治療対象の臓器や癌に対する穿刺針の位置を3次元の感覚で認識できる表示を行う超音波診断装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

上記の目的を達成するために、本発明によれば、第1の位置及び方向の検知手段を備える超音波プローブと、この超音波プローブからの超音波信号を処理し、超音波断層画像データまたは超音波3次元画像データを出力する超音波画像手段と、第2の位置及び方向の検知手段を備え、生体に刺入される穿刺針と、所定の位置を基準原点とする第1の空間座標に、前記第1の検知手段の検知結果を参照して前記超音波画像手段の出力画像データを再構成する断層画像演算手段と、前記第2の検知手段の出力を参照して、前記第1の空間座標における、生体に刺入された前記穿刺針の全長針部の位置及び針先以遠の延長部分、或いはいずれかを示す穿刺針表示像データを算出する穿刺針表示演算手段と、前記第1の座標空間における前記断層画像演算手段及び前記穿刺針表示演算手段の結果データのそれぞれを、前記穿刺針表示演算手段により算出された前記穿刺針の針先の位置を基準原点とする第2の空間座標に演算変換する針先基準変換手段と、この針先基準変換手段による前記第2の空間座標における超音波画像データに、同じく第2の空間座標における穿刺針表示データを前記全長部或いは前記延長部を識別して重畳し、出力する画像構成手段と、この画像構成手段の結果を表示するモニター手段と、を備え、前記超音波画像手段は、断層画像演算手段の結果データに穿刺針表示演算手段の結果データを付した既取得画像データを保存する画像記録手段を具備し、この画像記録手段から読み出された前記既取得画像データと、リアルタイムで処理される断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データとが前記画像構成手段からそれぞれ出力され、2面の画像が前記モニター手段に表示され、前記画像記憶手段から読み出された前記既取得画像データ、または断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データのいずれかに付された距離計測の2点マーク、或いは領域計測の円、楕円または任意の形状の境界線は、前記画像構成手段において他方の画像データの対応する位置に複製して、前記モニター手段の2画面にそれぞれ表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0015】

さらに、本発明によれば、前記第1の位置及び方向の検知手段は、着脱を可能にして前記超音波プローブに備えることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0016】

さらに、本発明によれば、前記超音波3次元画像データは、超音波プローブを手動により3次元の走査を行い、2次元断層像を基に再構成した3次元断層像データ、超音波プローブを機械的に並進運動あるいは回転運動して3次元走査する機械式3次元超音波プローブにより得た3次元断層像データ、2次元アレイ型プローブを電子的に3次元走査する電子式3次元超音波プローブにより得た3次元断層像データのいずれかであることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

【0017】

さらに、本発明によれば、前記超音波画像手段は、断層画像演算手段の結果データに穿刺針表示演算手段の結果データを付した既取得画像データを保存する画像記録手段を具備してなることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0018】

さらに、本発明によれば、前記超音波画像手段が、断層画像演算手段の結果データに穿刺針表示演算手段の結果データを付した既取得画像データを保存する画像記録手段を具備し、この画像記録手段から読み出された前記既取得画像データが、リアルタイムで処理される断層画像演算手段の結果及び穿刺針表示演算手段の結果と共に前記画像構成手段により合成され、出力されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

【0019】

さらに、本発明によれば、前記超音波画像手段は、断層画像演算手段の結果データに穿刺針表示演算手段の結果データを付した既取得画像データを保存する画像記録手段を具備し、この画像記録手段から読み出された前記既取得画像データと、リアルタイムで処理される断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データとが前記画像構成手段からそれぞれ出力され、2面の画像が前記モニター手段に表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0020】

さらに、本発明によれば、前記画像構成手段による前記穿刺針表示データの重畳で行われる前記全長部或いは前記延長部の識別は、前記モニター手段における表示が態様の異なる線あるいは色相により成されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

【0021】

さらに、本発明によれば、前記画像構成手段による前記穿刺針表示データの重畳で行われる前記全長部或いは前記延長部の識別は、前記断層画像演算手段の結果が構成する断層画像平面を貫通する位置に、形状あるいは色相の異なるマークによりモニター手段に表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0022】

さらに、本発明によれば、前記画像構成手段による前記穿刺針表示データの重畳は、前記針先の位置に付した針先マーク像データにより、前記モニター手段に針先マークが表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

【0023】

さらに、本発明によれば、前記画像構成手段により重畳される前記穿刺針表示データの前記全長部、前記延長部、前記貫通する位置のマーク、前記針先マークのそれぞれの像データは、予め見込まれる前記穿刺針の生体内での刺入方向のずれの大きさを算入して演算され、表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0024】

さらに、本発明によれば、前記第2の検知手段の検知した位置及び方向のデータ更新を停止し、停止直前のデータを維持する穿刺針表示固定手段を備えて、穿刺針の抜去または移動などの後も、前記穿刺針像が以前の位置に表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

50

【 0 0 2 5 】

さらに、本発明によれば、前記第 2 の空間座標の基準原点の位置を、前記モニター手段に表示される超音波画像の他の位置に変更する原点座標入力手段を具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【 0 0 2 6 】

さらに、本発明によれば、前記画像記録手段に保存する既取得画像データは、超音波動画画像、あるいは C T 画像、M R I 画像、これらの 3 次元像のいずれかのデータであることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【 0 0 2 7 】

さらに、本発明によれば、前記画像記憶手段から読み出された前記既取得画像データ、または断層画像演算手段の結果に穿刺針表示演算手段の結果を重畳する処理をしたリアルタイム超音波画像データのいずれかに付された距離計測の 2 点マーク、或いは領域計測の円、楕円または任意の形状の境界線は、前記画像構成手段において他方の画像データの対応する位置に複製して、前記モニター手段の 2 画面にそれぞれ表示されることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 8 】

本発明では、超音波プローブに備える位置センサー及び穿刺針に備える位置センサーにより、設定する座標空間において、超音波プローブで観察する超音波像の位置及び刺入された穿刺針の位置を演算算出し、さらに再構成し、モニターに表示するので、治療に係わる穿刺針が超音波ビームのスライス幅以外の部分にあっても、観察している超音波画像、すなわち治療対象の臓器や癌に対する穿刺針の位置を 3 次元の感覚で認識できる効果がある。

【 0 0 2 9 】

また、超音波プローブの操作に関わらず穿刺針の位置像が表示されるので、対象の臓器あるいは癌などの表示画質を高める超音波プローブ操作が行える利点も有る。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 0 】

以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。

【 0 0 3 1 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明の超音波診断装置の第 1 の実施形態を示すブロック図である。

【 0 0 3 2 】

本発明の超音波診断装置は、図 1 に示すように、超音波信号を処理し画像信号を出力する超音波診断装置本体部 1 0、位置センサーを備える超音波プローブおよび穿刺針 2 2 とから成る穿刺・プローブ部 2 0、超音波診断装置本体部 1 0 を操作する入力手段 3 1、並びに画像信号を表示するモニター 3 2 から構成される。

【 0 0 3 3 】

さらに詳しくは、超音波診断装置本体部 1 0 は、超音波送信部 1 1、超音波受信部 1 2、B モード処理部 1 3 a、カラーモード処理部 1 3 b、表示出力部 1 4、制御と演算処理を行う C P U 1 5、データベース 1 6、画像記憶装置 1 7、画像構成装置 1 8、動画を記憶するシネメモリ 1 9 から構成され、接続した超音波プローブ 2 1 の移動或いは回転を検知して取得した複数の断面画像データを、3 次元画像に再構成する 3 D 超音波診断装置である。

【 0 0 3 4 】

また、穿刺・プローブ部 2 0 は、超音波送信部 1 1 および超音波受信部 1 2 に接続され、位置センサー A 2 6 を取付けた超音波プローブ 2 1、位置センサー B 2 7 を取付けた穿刺針 2 2、位置センサー A 2 6 および位置センサー B 2 7 の位置信号を受信し、その位置データを接続される C P U 1 5 に出力する位置センサー受信部 2 5 から構成される。また、超音波プローブ 2 1 には、穿刺アダプタ 2 3 が着脱される。

【0035】

超音波診断装置本体部10を操作する入力手段31は、機能選択・操作指示のファンクションキーを備える操作パネル31aとキーボードやトラックボールの入力装置31bとからなる。

【0036】

また、穿刺針22に、ラジオ波やマイクロ波による焼灼治療の焼灼用穿刺針が使用される場合には、この焼灼用穿刺針の高周波放射電極を駆動する図示していない焼灼治療装置を備える。

【0037】

次に、本実施形態の作用、動作を説明する。

10

【0038】

超音波診断装置本体部10は、超音波送信部11及び超音波受信部12に超音波プローブ21を接続して、走査パネル31aの機能設定入力により、等速移動、等角回転、あるいは位置センサーA26の検知位置などのいずれかのプローブ3次元データによる複数の超音波断層像データを、画像構成装置18で処理し、3D超音波画像信号を出力する。この信号が、モニター32に表示され、臓器や腫瘍の立体視観察ができる。なお、超音波受信部12の出力は、Bモード処理部13aによる形状描出の超音波断層像データ、またはカラーモード処理部13bによるドップラ血流描出の超音波断層像データなどの表示モードに対応する超音波断層像データに処理されて表示出力部14に入力される。すなわち、超音波診断装置本体部10は、個々の超音波断層像データをそれぞれ2次元の超音波断層

20

【0039】

また、超音波診断装置本体部10は、CPU15によりシステム制御が行われて、時間的に連続する複数の超音波断層像データをシネメモリ19に蓄積して、これを連続再生し動画をモニター32に表示する。また、同じく、個々の超音波断層像データを画像記録装置に記録して、これをモニター32に表示し、随時再生参照できる。さらに院内ネットワークを介して、他の診療科で採取した超音波診断画像、CT診断画像、MRI診断画像などの診断画像データを、画像記録装置に取り込み、これをモニター32に表示できる。

【0040】

図2に示すように、超音波プローブ21には位置センサーA26が装備されて、座標空間における超音波プローブ21の6軸座標、すなわち、X、Y、Zの3軸座標及び痺A縹A縹フ各軸回転角の各値が位置センサー受信部25により検知される。例えば、位置センサー受信部25の設置位置を原点とするこの座標空間を第1の座標空間とする。この検知されたデータは、プローブ方向データとしてCPU15に入力されて、超音波プローブ21が捉えている超音波断層像のスライス方向の3次元データを提供する。一方、穿刺針22に装着された位置センサーB27により、穿刺針22の第1の座標空間における6軸座標が検知されて、同じくCPU15に穿刺針22の位置並びに刺入方向が提供される。

30

【0041】

なお、位置センサA26及び位置センサB27のそれぞれは、本実施形態によらない一般の超音波診断装置の超音波プローブ或いは穿刺治療の穿刺針として使用するために、着脱可能してこれらに備える形態でも良い。

40

【0042】

データベース16は、種々の設定が記憶されている。例えば、超音波プローブ21に装着される穿刺アダプタ23の規格(適用可能な穿刺針の種類や刺入角度など)、刺入される穿刺針22の規格(針径や針長さなど)などのリストデータ、さらに、操作パネル31aのファンクションキーで指示するモニター32の表示画像の構成(3D画像、2次元断層像、ドップラカラー断層像、他のモダリティ画像、例えばCT画像、MRI画像などのマルチ表示の組み合わせ)などの制御システムデータなどである。

【0043】

画像構成装置18は、位置センサーA26によるスライス方向の3次元データを基に、

50

超音波プローブ 2 1 が捉えている複数の超音波断層像を第 1 の空間座標内に再構成して立体視する 3 D 超音波像を構築する。さらに、位置センサー B 2 7 による位置データ及びデータベース 1 6 の対象穿刺針の規格データを基に、C P U 1 5 で穿刺針 2 2 の形状・位置を演算算出して、これを先の第 1 の空間座標内に穿刺針表示像として同じく構築する。なお、この穿刺針表示像の針先端部分は、像上の確認を容易するために針体部より高い輝度あるいは擬似的に少し太い針径の表示がされる。

【 0 0 4 4 】

また、超音波プローブ 2 1 に穿刺アダプタ 2 3 を装着し、この穿刺針ガイドに穿刺針 2 2 を挿入して穿刺を行なう場合では、一般的に、超音波プローブ 2 1 の断層像視野（スライス）の中に穿刺針 2 2 が導入されるように穿刺針ガイドが設けられるので、一画面の超音波断層画像内に穿刺針 2 2 のエコー像を観察できる。したがって、穿刺アダプタを利用する穿刺においては、それぞれの位置センサー 2 6、2 7 からの位置データを、第 1 の空間座標の超音波プローブ 2 1 のスキャン方向の 2 次元空間（断層像）と置き換えて、画像構成装置 1 8 が所謂一画面の断層画像を構成し、その断層画像に算出した穿刺針表示像を針先端部分の強調も含めて書込む。モニター 3 2 には、超音波プローブ 2 1 より得る元の超音波断層像に反射輝度は低いが穿刺針 2 2 のエコー像が含まれており、この穿刺針 2 2 の実像と共に穿刺針表示像が表示される。なお、本発明の穿刺針表示像は、位置センサー B 2 7 の検知データにより書込まれるものであり、従来の穿刺アダプタ使用中に同アダプタの予め設定された規格（挿入角度）より固有の挿入設定方向線を表示するものとは、異にするものである。

【 0 0 4 5 】

画像構成装置 1 8 は、入力手段 3 1 のトラックボールなどの入力装置 3 1 a により設定する第 1 の空間座標系全体の回転量、移動量の指示により、再構成した穿刺針表示像を含む 3 D 超音波像の俯瞰位置を変更する処理を行う。

【 0 0 4 6 】

画像構成装置 1 8 は、操作パネル 3 1 b のファンクション「針先マーキング」の指示により、その時点位における穿刺針 2 2 の針先の位置座標データを記憶し、3 D 超音波像や超音波断層像の画像データに、この記憶した針先の位置座標に所定の形状の「針先マーク」を表示するデータを書き込んで、超音波画像と共にモニター 3 2 に「針先マーク」を表示する。なお、位置座標データの記憶は、穿刺針 2 2 を抜去した後も維持されて、「針先データ消去」の指示により破棄される。

【 0 0 4 7 】

画像構成装置 1 8 は、上述の「針先マーキング」の後で、操作パネル 3 1 b のファンクション「針先マーク相対表示」の指示により、上述の記憶した針先の位置座標データを基準原点とする第 2 の座標空間を設定する。位置センサー受信部 2 5 が検知している第 1 の座標空間の位置センサー A 2 6 によるスライス方向の 3 次元データを基に、超音波プローブ 2 1 が捉えている超音波断層像を、針先の位置座標データに対する相対位置に演算換算して、第 2 の空間座標内に再構成して超音波断層像を構築する。さらに、位置センサー B 2 7 による位置データ及びデータベース 1 6 の対象穿刺針の規格データを基に、C P U 1 5 で穿刺針 2 2 の形状・位置を、同じく針先の位置座標データに対する相対位置に演算換算して、これも第 2 の空間座標内に穿刺針表示像として構築する。なお、この穿刺針表示像の針先端部分の強調などは、前述と同様である。

【 0 0 4 8 】

また、操作パネル 3 1 b のファンクション「原点設定」の指示により、上述の記憶した針先の位置座標データの代わりに、入力装置 3 1 b のトラックボールを操作して、表示されている画像内の位置を基準原点位置として指定し、第 2 の座標空間を設定する。この基準原点位置の指定により、超音波画像と穿刺針像の表示位置を自由に変更できる。

【 0 0 4 9 】

画像構成装置 1 8 は、操作パネル 3 1 b のファンクション「針先相対表示」の指示により、位置センサー受信部 2 5 が時々刻々検知している第 1 の座標空間の位置センサー B 2

10

20

30

40

50

7による位置データ及びデータベース16の対象穿刺針の規格データを基に、CPU15で穿刺針22の形状・位置を演算算出し、その針先の時々刻々の位置座標データを基準原点とする第3の座標空間を設定する。さらに、位置センサー受信部25が検知している位置センサーA26によるスライス方向の3次元データを基に、超音波プローブ21が捉えている超音波断層像を、前述の針先の時々刻々の位置座標データに対する相対位置に演算換算して、第3の空間座標内に再構成して超音波断層像を構築する。なお、針先が基準原点である穿刺針22の形状・位置も第3の空間座標内に穿刺針表示像として構築され、これが固定した穿刺針表示像のデータであることは言うまでもない。第3の空間座標に構築された穿刺針設置像および超音波断層像は、モニター32に表示される。

【0050】

10

次に、本発明の実施形態の詳細を、超音波プローブ21の操作、穿刺針22の刺入、およびモニター32による表示画面例の模式図を用いて説明する。

【0051】

図2に、本発明の超音波診断装置による第1の実施形態の模式図を示す。ここでは、患者50の対象部位51は肝臓で、治療対象52の肝癌をラジオ波による焼灼治療を施す場合のラジオ波電極を先端部に有する穿刺針の使用を例に説明する。

【0052】

図3に、本実施形態でモニター32に表示される穿刺針操作状況の超音波断層像の例を示す。

【0053】

20

図2に示すように、穿刺針による治療する場合の標準的な治療姿勢に患者50を横臥させて、位置センサーA26を備える超音波プローブ21を、治療対象52（肝癌）の直上の体表に密着させる。第1の実施形態では、刺入する穿刺針22の全体を超音波画像で捉える手法を行うので、断層像視野（スライス）53の中に穿刺針22を導入する穿刺アダプタ23を超音波プローブ21に装着する。

【0054】

穿刺アダプタ23にガイドされ、治療対象に刺入する穿刺針22は、その手元部に位置センサーB27を備えて、ラジオ波焼灼治療用では先端部のラジオ波電極に接続されるリード線41を有している。

【0055】

30

超音波プローブ21を操作して、モニター32に表示される断層像を観察しながら、治療対象52の超音波断層画像が最良に描出でき、かつ穿刺針22の刺入経路が確保できる位置において超音波プローブ21を保持する。

【0056】

本実施形態で、モニター32の表示形態を2次元超音波断層像表示に設定した場合、前述の保持した超音波プローブ21に装着した穿刺アダプタ23の穿刺ガイド孔を利用し、穿刺針22を生体に刺入した直後は、図3（a）に示す（2次元）超音波断層像が表示され、その後、穿刺針22の先端部が腫瘍部に達した時には、図3（b）に示す超音波像が観察できる。

【0057】

40

刺入直後の同図（a）では、位置センサーA26を備える超音波プローブ21による超音波断層像61aが描出されて、対象の臓器像64の内部にある腫瘍像65を捉える。刺入された直後の穿刺針22の針像63aが弱い反射信号で表示される場合もある。

【0058】

一方、位置センサーB27を備える穿刺針22は、位置センサー受信部25による受信データが、超音波診断装置本体部10のCPU15に入力されて、データベース16に記憶されている穿刺針22のデータを基に、位置、刺入方向、針先端部位置などが算出される。この算出結果を、描出されている超音波断層像61aと共に第1の空間座標に書き込み、超音波プローブ21のスライス位置の2次元を断層像表示することにより、同図（a）に示す演算算出した穿刺針表示像62aを上書き描出し、さらに針先部分には強調した

50

針先マーク像 6 2 t、及び穿刺針表示像の延長された穿刺針刺入予定像 6 9 a も描出する。

【 0 0 5 9 】

弱い反射信号で表示される針像 6 3 a は、信号の状況により超音波断層像 6 1 a 内に表示されない場合もあるが、演算算出した穿刺針表示像 6 2 a および針先マーク像 6 2 t は、センサーの作動が正常であれば、超音波断層画像の描出手法の如何を問わず表示される。

【 0 0 6 0 】

さらに、穿刺針 2 2 の刺入を進めて、モニター 3 2 に表示された超音波断層像 6 1 を観察続け、図 3 (b) に示すように穿刺針表示像 6 2 b が延伸し、その針先マーク像 6 2 t が臓器像 6 4 の内部にある腫瘍像 6 5 の中心附近に達すると、穿刺針 2 2 の刺入を止める。なお、同図 (c) に示すように、不安定ながらも表示される針像 6 3 c と穿刺針表示像 6 2 c 及び穿刺針刺入予定像 6 9 c が著しく離れた位置にそれぞれ表示される場合は、穿刺針 2 2 が組織の境界や走行による抵抗で、穿刺針が歪曲されて刺入が想定する方向に向かっていない場合であり、再刺入を行う。

【 0 0 6 1 】

上述により、治療対象に穿刺針先を位置させることができるので、次に、その部分の治療を行う。例えばラジオ波焼灼治療では、焼灼用穿刺針のラジオ波電極に、リード線 4 1 を介して図示していない焼灼治療装置を接続し、この焼灼治療装置の出力を操作して焼灼治療を行う。焼灼治療の進行に対応して、図 3 (d) に示すように、超音波断層像 6 1 c に表示される臓器像 6 4 の内部にある穿刺針表示像 6 2 c の先端部 6 2 t の周辺部に、焼灼部分の組織の変性、発泡により生じる白っぽいハイエコー領域 6 6 が広がるのが表示される。このハイエコー領域 6 6 を観察し、穿刺針 2 2 の設定位置、治療計画の範囲、および患者の状況を勘案して、当日の治療の進行を管理することができる。なお、超音波の反射信号により描出される針像 6 3 d は、このハイエコー領域 6 6 のために、観察が不可能となるが、本実施形態の穿刺針表示像 6 2 d 及び針先マーク像 6 2 t は明瞭に表示されるので、治療の管理が容易に行える効果がある。

【 0 0 6 2 】

次に、上述の穿刺針表示像 6 2 a および針先マーク像 6 2 t の表示方法の変形例を説明する。

【 0 0 6 3 】

穿刺針 2 2 の位置センサー B 2 7 は、図 2 に示すように、手元になる部分に配置されているため、刺入するときに歪み・撓みなどにより真の針先が予測位置よりずれることがある。このずれは、断層画面内のみならず、スライス面よりはずれる方向になることもある。図 3 (e) に示すように、このようなずれを勘案して、予測されるずれの大きさに設定された領域 6 2 T を穿刺針の針先マーク像として針先位置を表示する。さらに、図 3 (f) には、穿刺針表示像も算出される真の穿刺針の位置とのずれを勘案して、予測されるずれの方向に開いた穿刺予測経路像 6 2 F、6 2 f を表示して、穿刺針 2 2 の刺入される範囲を表示する。すなわち、針先マーク像 6 2 t の表示の大きさは、予測される穿刺針の刺入方向のずれの大きさにより決定して、領域 6 2 T としてもよい。

【 0 0 6 4 】

本実施形態によれば、超音波プローブと穿刺針のそれぞれに備える方向データを含む位置センサーによる位置データにより、刺入した穿刺針の形状の位置を演算算出する。この演算算出結果を、超音波プローブによる超音波断層像に、穿刺針表示像として重ね書きするので、弱い反射信号しか得られず超音波断層像内に安定した表示が困難な穿刺針の超音波実像の表示より鮮明に表示される。したがって、穿刺針の刺入された位置が明確に認識でき、穿刺針の刺入操作が安全かつ容易に行うことができる。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施形態で 2 次元表示のみの超音波断層像に表示を限る場合にあっては、前述の演算処理を超音波断層 (スライス) 画面内の 2 次元データの演算に限定して算出速度を

10

20

30

40

50

速めることは、本発明の目的とする穿刺針位置の明確な表示の１手法である。

【００６６】

（第２の実施形態）

図４は、本発明の超音波診断装置における治療対象部位の検索および表示に関わる他の実施形態を示す模式図である。

【００６７】

本実施形態では、刺入前の治療対象の観察を、位置センサーＡ２６によるプローブ位置の参照、或いはプローブ移動を等速とする超音波診断装置本体部１０の画像構成装置１８による３Ｄ超音波像合成の処理を予め行って、位置センサー受信部２５の位置などを基準にする第１の座標空間で、図４に示すようにモニター３２に対象部位の立体視表示６７ａ～６７ｎを行い、これを画像記録装置１７に一時記憶する。次に、穿刺針２２を刺入する超音波プローブ２１の保持位置の検索操作において、超音波断層像（スライス）６１ｄを、位置センサーＡ２６によるプローブ位置を基に第１の座標空間に重ね表示する。なお、この立体視の表示は、従来の所謂３Ｄ超音波診断装置の技術により３Ｄ画像データの取得が実施されて、予め決めた共通の基準を参照して、第１の空間座標に書き換えて表示して得られる。また、超音波断層像の表示モードは、超音波診断装置において一般的に適用されるＢモード、カラードブラモード、パルスドブラモード、連続波ドブラモード、コントラストモード、弾性イメージングなどのいずれでも良く、治療対象の性状、特性に対応した表示モードが選択される。

【００６８】

立体視表示の超音波断層像６７ａ～６７ｎのスライス方向と異なる方向の穿刺針２２の刺入観察をする超音波断層画像６１ｄ画面を設定する場合は、治療対象像６８ａ～６８ｎの異なる断面像６４ｄが観察できる。特に、焼灼治療を開始した後、焼灼部分の白っぽいハイエコー領域６６ｄの広がり範囲を、元の治療対象像６８ａ～６８ｎと対比して治療範囲の確認を行い、焼灼出力、焼灼時間などの焼灼治療手法の制御を行う。

【００６９】

本実施形態では、治療対象を立体視で捉えるので、穿刺針の刺入位置を治療対象の詳細な位置へ設定して刺入することができる。また、治療の及ぶ範囲を立体的に捉えることができ、治療の効率と効果を高めるため対応を容易に行える。

【００７０】

（第３の実施形態）

本発明の超音波診断装置による第３の実施形態を、この実施形態における穿刺針の刺入の様子を示す模式図である図５及びその表示像例を示す図６を用いて説明する。

【００７１】

本実施形態では、まず、図２及び図３で示す第１或いは第２の実施形態の手法と同様に、超音波プローブに装着された穿刺アダプタ２３を介して穿刺針２２を刺入する。さらに、図３で示すように、穿刺針２２の先端部が治療対象の腫瘍部に達し、その針先マーク像６２ｔが臓器像６４の内部にある腫瘍像６５の中心附近に達するまで刺入する。

【００７２】

針先マーク像６２ｔが腫瘍像６５の中心附近になれば、操作パネル３１ｂのファンクション「針先マーキング」を設定して、第１の座標空間における針先位置を、対象の腫瘍部の中心位置データとし、その超音波断層像画面データと共に画像記録装置１８に記録する。なお、超音波断層像の動画記録をする場合には、操作パネル３１ｂのファンクション「シネ記録」と「針先マーキング」を設定して、超音波画像の動画データと中心位置データをシネメモリ１９に記録する。

【００７３】

ここで、操作パネル３１ｂのファンクション「治療対象再表示」或いは「シネ再表示」と、「針先マーク相対表示」の指示を行う。この指示により、対象の腫瘍の位置を設定した超音波断層像画像或いは断層像シネが、先の針先位置を基準原点とする第２の座標空間にそれぞれ変換されて、対象の腫瘍像を中心にする断層画像がモニター３２に、図６（ａ

)の表示例の模式図に示す断層像72のように表示される。

【0074】

次に、図5に示すように、超音波プローブ21を単独で患者の体表に当て、対象の臓器或いは腫瘍を超音波断層視野(スライス)に捉え、目的とする部位を種々の異なる角度より観察する。すなわち、図6(a)に示すように、前述の穿刺アダプタを装着して描出した断層像72の腫瘍72aを観察した後、穿刺アダプタをプローブよりはずし(穿刺針22と超音波プローブ21の連結を解いて、異なる方向からの断層像71の腫瘍71aを観察する。この断層像71の観察は、位置センサA26により、同一の座標空間内に表示され、3次元の感覚で観察できる。さらに、例えば、この断層像により、腫瘍の周囲にある血管71bと腫瘍71aの位置関係を確認することもできる。

10

【0075】

超音波プローブ21により得られた超音波断層像データは、図6(a)に示すように、先に「針先マーキング」を設定して画像記録装置18に記録された超音波断層像72、またシネメモリ19に記憶した超音波断層像(図示せず)と、さらに位置センサA26による位置データを基に第2の座標空間に、リアルタイムで重ね書きされる超音波断層像71が、それぞれモニター32に表示される。超音波プローブ21の位置を変えて、超音波断層像71として、リアルタイムに腫瘍を種々の方向から観察することができる。針先位置が適切でないときは、針の刺入位置を調整する。調整中は、針先マーク73は固定であり、超音波断層像71のライブ像により、針先の移動を確認することもできる。ここで、「針先マーク相対表示」の指示を行うことで、針先マーク73及び穿刺針表示像74は、調整後の最新の位置に更新し、再表示される。

20

【0076】

(第4の実施形態)

図5及び図6(b)を用いて、第4の実施形態を説明する。

【0077】

本実施形態では、まず、穿刺アダプタを利用しないで、図5に示すように、超音波プローブ21を単独で患者の体表に当て、対象の臓器の腫瘍やその周囲臓器や血管系を走査し、刺入位置や穿刺経路を観察し、確定する。腫瘍を超音波断層視野(スライス)に捉え、目的とする部位の鮮明な超音波断層像が得られる位置を治療観察位置とする。

【0078】

次に、超音波プローブ21を治療観察位置に保持し、位置センサB27を備える穿刺針22を、その針先が患者50の体表近辺になるようにして、刺入方向に構える。図6(b)は、上記の治療観察位置の超音波断層像71がモニター32に3次元の座標空間で表示された表示例の模式図である。刺入方向に構えた穿刺針22に対応する穿刺針表示像75と針先マーク像76が表示される。さらに、針先から先へ穿刺針の刺入が仮想延長され、治療観察位置の断層像71まで穿刺針刺入予定像77が異なる様態で表示される。断層像71と穿刺針刺入予定像77の交差点77aも表示される。

30

【0079】

穿刺針22を動かすとモニター32上では、穿刺針表示像75、針先マーク像76及び穿刺針刺入予定像77が連動して移動し、これらの位置の更新をして表示される。

40

【0080】

また、モニター32の表示法としては、針先の位置を基準とする表示を行えば、針像の表示が移動するのではなく、断層像71を相対的に動かす表示形態も行える。このように表示された断層像71及び穿刺針表示像75、針先マーク像76、穿刺針刺入予定像77を観察しながら穿刺針22の位置を確認しながら刺入する。

【0081】

目標とする刺入位置まで達したら、穿刺針22のラジオ波電極を焼灼治療装置に接続し、焼灼治療を実施する。治療の開始と共に、超音波断層像71の穿刺針の先端付近に、組織の変性、発泡によるハイエコー領域が生じるのが観察できる。この治療の進行状況の観察、確認は、超音波プローブ21の位置・方向を種々に操作して、所望の超音波断層像7

50

1 をモニター 3 2 に表示して行なう。特に、ハイエコー領域の背後の部分の画像は、超音波信号の特性上、エコーシャドウ部と呼ばれてその方向からの観察は困難であり、異なる方向に位置を変えた超音波プローブ 2 1 により観察する必要がある。

【0082】

本実施形態によれば、図 6 (c) に示すように、位置センサー A 2 6 を備える超音波プローブ 2 1 及び位置センサー B 2 7 を備える穿刺針 2 2 により、3 次元の座標空間で断層像及び穿刺針の位置を捉えて、穿刺針の刺入方向に係わらず、種々の位置・方向から治療対象 7 8 a、7 9 a を術中に観測できると共に、穿刺針の位置・方向 7 4 も認識できる。

【0083】

所定のエネルギーの注入を終えると、焼灼治療を終了する。この後、超音波プローブ 2 1 の位置・方向を種々に操作して、図 6 (d) に示す超音波断層像 7 8、7 9 の治療を行った後の焼灼像 7 8 c、7 9 c をモニター 3 2 に表示して、焼灼の状況を観察する。また、周囲の血管の像 7 8 b を観察し、治療の影響も診ることができる。

【0084】

次に、この第 4 の実施形態により 2 回目以降に行われる焼灼の場合の表示例を図 6 (e) 及び同図 (f) を用いて説明する。図 6 (e) は、上述の同図 (b) と同様の表示で、2 回目以降の穿刺焼灼治療において、対象部位の腫瘍像 8 0 a を超音波断層像 8 0 で観察している例である。

【0085】

超音波断層像 8 0 には腫瘍像 8 0 a と先の例えば一回目の焼灼域 8 0 c が観察され、この観察により断層像 8 0 で腫瘍 8 0 a の上部域 (扇状画像の鋭角部がプローブ位置で上部) の焼灼が不十分と判定された場合、矢印 A の部位を追加の焼灼を行うために、この位置を針先位置に設定する 2 回目の焼灼が計画される。

【0086】

この追加の焼灼では、超音波プローブ 2 1 を操作して、腫瘍像 8 0 a と前回の焼灼像 8 0 c を含む超音波断層像 8 0 が表示された状態で、穿刺針 2 2 を構える。位置センサー B 2 7 のデータを基に同図 (e) に示すように、穿刺針表示像 7 5 及び穿刺針刺入予定像 7 7 が表示される。次に、2 回目の焼灼に計画された矢印 A に、穿刺針刺入予定像 7 7、針先マーク像 7 6、穿刺針表示像 7 5 が向かうように穿刺針 2 2 の位置、方向を調整して、穿刺位置・向きを決める。次に、前述の図 6 (a) と同様に同図 (f) に示すように、超音波断層像 8 0 が記録・表示された状態で、プローブ 2 1 を動かし、超音波断層面 8 0 e をモニター 3 2 に併せて表示する。記録表示されている前の超音波断層像 8 0 及びリアルタイムで表示している超音波断層像 8 0 e を観察しながら、穿刺針刺入予定像 7 7 を含む穿刺針刺入経路に血管系 8 0 f などがないことを確認し、穿刺針 2 2 の針先マーク像 7 6 が計画した矢印 7 8 附近に達するように穿刺針 2 2 を刺入する。刺入した後、焼灼治療装置を接続して、治療が行われる。治療後には前述のように、焼灼治療された範囲などを、再び前述の同図 (d) と同様に観察して、治療を終える。

【0087】

(第 5 の実施形態)

図 7、8、9、10 は、本発明の超音波診断装置によるモニター表示の実施形態を示す模式図である。本実施形態では、焼灼治療前あるいは前回の焼灼治療において得た過去の超音波断層画像と、焼灼治療中の刺入された穿刺針を示すリアルタイムの超音波断層画像を、種々の表示態様の 2 画面で同時にモニター表示するものである。

【0088】

図 7 に示す第 1 の表示例は、モニター 3 2 の例えば左側に以前に採取し、記録した超音波断層像 8 1 が、治療対象として確認した腫瘍像 8 2 を含めて表示される。その右側には、超音波プローブ 2 1 で観察しているリアルタイムの超音波断層画像 8 3 が、穿刺針 2 2 による治療を行う腫瘍像 8 4 を含めて表示される。

【0089】

次に、位置センサー B 2 7 が備えられる穿刺針 2 2 を、対象とする臓器の直上の体表辺

10

20

30

40

50

りで刺入方向に構えると、この位置センサーB2 7と超音波プローブ2 1に備えられた位置センサーA2 6の信号が、位置センサー受信部2 5に受信され、それぞれの位置データが超音波診断装置本体1 0のCPU1 5に入力される。CPU1 5では、直ちに超音波プローブ2 1で観察している超音波断層像のスライス位置と穿刺針2 2の刺入経路予測位置または刺入位置の関係を示す空間座標のデータを演算・算出する。

【0090】

この算出されたデータを基に画像構成装置1 8により、リアルタイムで表示している超音波断層像8 3に刺入経路予測位置像8 7または穿刺針表示像8 6を合成して、モニター3 2へ入力し、モニター3 2の右側画面に穿刺針表示像8 6を含む超音波断層像8 3を表示する。なお、図7の右側に示す超音波断層像8 3は、穿刺針2 2の刺入を超音波プローブ2 1のスキャンスライスの幅内に同方向で行った場合の表示例を示している。また、穿刺針2 2が、スキャンスライスに平行でない角度で貫通する場合は、貫通が予測される位置または貫通する位置にそれぞれこれを識別する位置マークが、同図の超音波断層像8 3の右下に予測位置の例8 8及び貫通位置の例8 9として示すように上書きされて、モニター3 2に表示される。

10

【0091】

刺入した穿刺針2 2のラジオ波電極を焼灼治療装置に接続し、焼灼治療を実施すると、焼灼治療が施された領域8 5がモニター3 2に表示され、治療の進行状況を把握することができる。

【0092】

20

図8は、上述の実施形態の第2の表示例を示す。モニター3 2の例えば左側に以前に採取し、記録した超音波断層像9 1を、治療対象として確認した腫瘍像9 2を含めて表示し、その右側には、超音波プローブ2 1で観察しているリアルタイムの超音波断層画像9 3を穿刺針2 2による治療を行う腫瘍像9 4及び焼灼領域像9 5を含めて表示する。ここで、超音波診断装置本体部1 0の入力装置3 1 bであるトラックボールなどにより、例えばモニター3 2の左側に表示されている以前の超音波断層像9 1内の2点9 6 a、9 6 bを指定し、その間の距離を測定する指示、また円9 7 a或いは楕円などの図形を描き、その径或いは面積の測定する指示を行う。この指示により、それらの座標値が読取られて、画像構成装置1 8により連動する位置、サイズでリアルタイムの超音波断層画像9 3のデータに上書きされて、そのコピー9 6 c、9 6 d或いは9 7 bを超音波断層画像9 3に表示する。この計測や図形のコピーは、リアルタイムの超音波断層像9 3から以前の超音波断層像9 1へも同様に行う。

30

【0093】

図9は、上述の実施形態の第3の表示例を示す。モニター3 2の例えば左側に、治療対象として確認した腫瘍像1 0 2を含む以前に採取し記録した超音波断層像1 0 1を表示し、その右側には、穿刺針2 2による治療を行う腫瘍像1 0 4及び焼灼領域像1 0 5などが含まれる超音波プローブ2 1で観察しているリアルタイムの超音波断層画像1 0 3を表示し、これらの断層像をそれぞれ第1の空間座標に3次元表示する。

【0094】

モニター3 2の本表示例では右側に表示されるリアルタイムの超音波断層画像1 0 3には、先の第1及び第2の表示例とは異なり、超音波断層像(スライス)の採取の位置・方向に係わらず、刺入された穿刺針表示像1 0 6が全形表示される。この3次元表示された腫瘍像1 0 4及び焼灼領域像1 0 5などを含むリアルタイムの超音波断層画像1 0 3と穿刺針表示像1 0 6を観察し、穿刺針2 2と対象の腫瘍5 2の位置関係と焼灼治療の状況が立体的感覚で把握できる。

40

【0095】

さらに、操作パネル3 1 bのファンクション「針先相対表示」の指示を行う。この指示は、位置センサー受信部2 5が検知して展開する第1の座標空間の超音波プローブ2 1が捉えている超音波断層像データを、穿刺針2 2の針先の位置座標データを基準原点とする前述の第3の座標空間へ、針先の位置座標データに対する相対位置になる演算換算により

50

、これを再構築する。この第3の座標空間に再構成されたリアルタイムの超音波断層像及び刺入された穿刺針22の穿刺針表示像が、モニター32に表示される。

【0096】

通常、生体の内部では呼吸性移動がある、特に腹部の臓器やそれに刺入される穿刺針の画像は、周期的に大きく動揺する画像でモニターに表示される。上述の第3の空間座標上へ変換された超音波断層像及び穿刺針表示像は、対象の臓器に刺入された針先を基準原点とするので、この動揺をキャンセルした相対的静止の状態で、これ等を表示することができる。

【0097】

図10には、上述の実施形態の第4の表示例を示す。前述の第4の実施形態で示した図6(f)の超音波断層像80、80fを、デュアル画面の右側に独立して表示する。すなわち、図10に示すモニター32の例えば左側に、前回の焼灼治療で採取・記録した、治療対象の腫瘍像112及び焼灼治療領域像113を含む超音波断層像111を3次元表示し、その右側には、穿刺アダプタを装着している超音波プローブ21で観察している、穿刺アダプタに設定された穿刺針22による治療が行われる腫瘍像116及び穿刺針表示像118を含む、リアルタイムの超音波断層画像115を2次元表示する。

10

【0098】

この第4の表示例に示すモニター32の左側の過去状況の表示画面には、前回の焼灼治療の終了時に穿刺針の位置データも断層像画像データと共に記録されて、穿刺針表示像119が点線或いは1点鎖線など識別された形態で超音波断層像111と共に表示される。

20

【0099】

さらに、この回の焼灼治療で穿刺アダプタ23を介して刺入される穿刺針22が、前回の焼灼治療の超音波断層画像面の位置に到達する場所を識別されたマーク120で超音波断層像111に表示する。この到達位置のマーク120により、前回と同じ場所を治療、或いは異なる場所を治療するなどの治療計画に基づく、穿刺針22の適確な刺入、誘導を行なうことができる。

【0100】

以上では、ラジオ波穿刺針による焼灼治療を例に説明したが、エタノール注入治療においては、穿刺針にエタノール注入用中空穿刺針を用いれば、本発明の目的とする穿刺針による穿刺・焼灼治療の状況の観察及び把握が同様に行なえる。

30

【0101】

また、モニター32の2画面の一方に表示する以前の治療部位の観察画像として、3D超音波画像の他に、超音波シネ(動画)像、あるいは病院内のネットワークで入手する当該患者のCT画像、MRI画像、またはこれらの3次元画像データセットを参照することも同様に行なえる。CT画像あるいはMRI画像のデータの場合は、断層画像を観察して、前記第2の空間座標の基準原点の位置を、視察で入力する原点座標入力手段を具備することにより、図9または図10に示すような超音波断層像のライブ像を並べて表示される場合は、位置合わせが容易になる。

【0102】

(第6の実施形態)

本発明の第6の実施形態を、図11に示す模式図を用いて説明する。

40

【0103】

本発明の超音波診断装置の3次元超音波像は、超音波プローブを手動により3次元の走査を行い、2次元断層像を基にして3次元断層像データを再構成するものに限定されない。超音波プローブを機械的に並進運動あるいは回転運動して3次元走査する機械式3次元超音波プローブによる3次元超音波断層像、あるいは2次元アレイ型プローブを電子的に3次元走査する電子式3次元超音波プローブによる3次元超音波断層像も、本発明の超音波診断装置の3次元断層像として、同様に適用することができる。

【0104】

図11は、図5に示す穿刺アダプタを使用しない穿刺針の刺入において、本実施形態の

50

3次元の走査が行われる状況とその表示例の図である。図11(a)に示す本実施形態の超音波プローブは、機械式3次元超音波プローブまたは電子式3次元超音波プローブによりなり、これにこの超音波プローブの位置および3次元走査の中心軸の方向を検知する位置センサ26が設けられている。3次元超音波プローブ21は、機械的あるいは電子的に3次元走査が行われ、走査ボリューム53vの3次元断層像データを取得する。

【0105】

走査ボリューム53v内にある腫瘍52に向かって、位置センサー27を備える穿刺針22が刺入されると、図1に示す位置センサ受信部25、CPU15、画像校正装置18により、システムの管理する走査中の断面像の相対的位置情報と、位置センサー26によるプローブの位置・方位情報と、位置センサー26による走査中の断面像の相対的位置情報と、位置センサー27による穿刺針22の位置・形状情報が検知、演算・算出される。これらは所定の基準原点に対する位置・方位情報に変換されて、図6に示すと同様に、針と断面の相対的位置関係を表示することができる。

10

【0106】

図11(b)は、3次元超音波プローブで得られるそれぞれの断層面像を図6(e)と同様に表示し、これらがこの3次元超音波プローブの3次走査システムにより次々と断層面が変わる展開をモニタ32に表示した模式図である。すなわち、この3次元超音波像データは、複数の図6(f)に示す超音波断層像80の断層像データであり、図11(b)に示すように、3次元超音波データの再構成後の3次元ボリューム表示像80vがされ、これに腫瘍像80aが表示される。さらに、この超音波画像に穿刺針表示像75、針先マーク76、あるいはその延長部である穿刺針刺入予定像77がそれぞれ共に表示される。

20

【0107】

第1から第5の実施形態に述べたいずれの超音波断層像データにも、本実施形態の3次元超音波データを同様に適用することができる。

【0108】

本実施形態によれば、臓器、治療対象の腫瘍、焼灼治療あるいは穿刺した部位などが、リアルタイムの3D画像として観察できるので、治療部位の決定、穿刺針の刺入および位置決め、治療後の状況確認などが、極めて容易に行える効果がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】本発明の超音波診断装置の第1の実施形態を示すブロック図。

【図2】本発明の第1の実施形態の模式図。

【図3】第1の実施形態で表示される穿刺針操作状況の超音波断層像の例。

【図4】第2の実施形態による治療対象部位の検索および表示を示す模式図。

【図5】第3及び第4の実施形態における穿刺針の刺入の様子を示す模式図。

【図6】第3及び第4の実施形態による治療対象部位の検索および表示を示す模式図。

【図7】第5の実施形態によるモニター表示の第1の表示例を示す模式図。

【図8】第5の実施形態によるモニター表示の第2の表示例を示す模式図。

40

【図9】第5の実施形態によるモニター表示の第3の表示例を示す模式図。

【図10】第5の実施形態によるモニター表示の第4の表示例を示す模式図。

【図11】第6の実施形態による治療対象部位の検索および表示を示す模式図。

【符号の説明】

【0110】

10・・・超音波診断装置本体部、

11・・・超音波送信部、

12・・・超音波受信部、

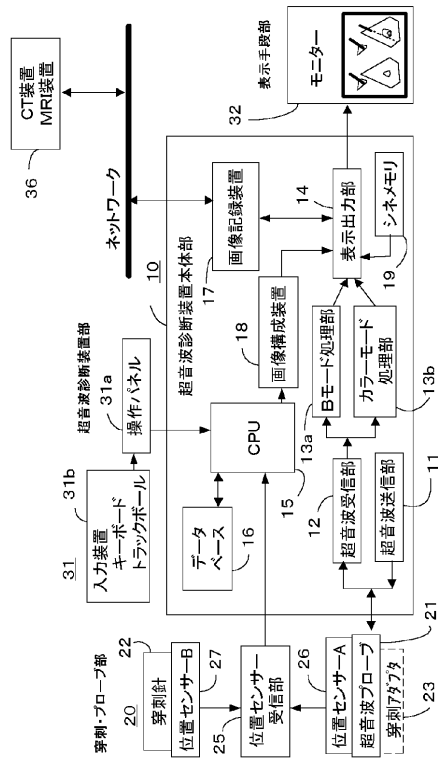
13a・・・Bモード処理部

13b・・・カラーモード処理部、

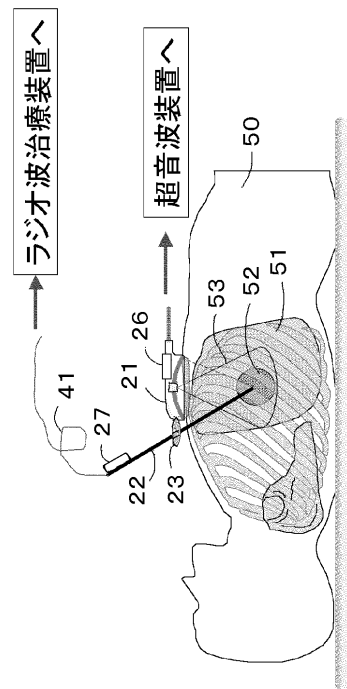
50

1 4 . . . 表示出力部、	
1 5 . . . C P U、	
1 6 . . . データベース	
1 7 . . . 画像記録装置、	
1 8 . . . 画像構成装置	
1 9 . . . シネメモリ、	
2 0 . . . 穿刺・プローブ部、	
2 1 . . . 超音波プローブ、	
2 2 . . . 穿刺針、	
2 3 . . . 穿刺アダプタ	10
2 5 . . . 位置センサー受信部、	
2 6、2 7 . . . 位置センサー	
3 1 . . . 入力手段、	
3 1 a . . . 操作パネル、	
3 1 b . . . 入力装置、	
3 2 . . . モニター、	
4 1 . . . リード線、	
5 0 . . . 患者、	
5 1 . . . 対象部位（肝臓）	
5 2 . . . 治療部位（肝癌）、	20
5 3 . . . 断層像視野（スライス）、	
5 3 v . . . 走査ボリューム、	
6 1 a、6 1 b、6 1 c、6 1 d、7 1、7 2、7 8、7 9、8 0、8 1、8 3、9 1	
、9 3、1 0 1、1 0 3、1 1 1、1 1 5 . . . 超音波断層像、	
6 2 a、6 2 b、6 2 c、6 2 d、7 4、7 5、8 6、1 0 6、1 1 8、1 1 9 . . .	
穿刺針表示像、	
6 2 t、6 2 T . . . 針先マーク像	
6 3 a、6 3 b、6 3 c . . . 針像	
6 4 . . . 臓器像、	
6 5、7 1 a、7 2 a、7 8 a、8 0 a、8 2、8 4、9 2、9 4、1 0 2、1 0 4、	30
1 1 2、1 1 6 . . . 腫瘍像、	
6 6 . . . ハイエコー領域	
6 7 a ~ 6 7 n . . . 立体視表示、	
6 8 a ~ 6 8 n . . . 治療対象像	
6 9 a、6 9 c、6 9 F、6 9 f、7 7 . . . 穿刺針刺入予定像	
7 2、7 2 N . . . 治療観察超音波断層像、	
7 8 c、7 9 c、8 0 c、8 5、9 5、1 0 5、1 1 3、1 1 7 . . . 焼灼像、	
8 0 v . . . 3次元ボリューム表示像。	

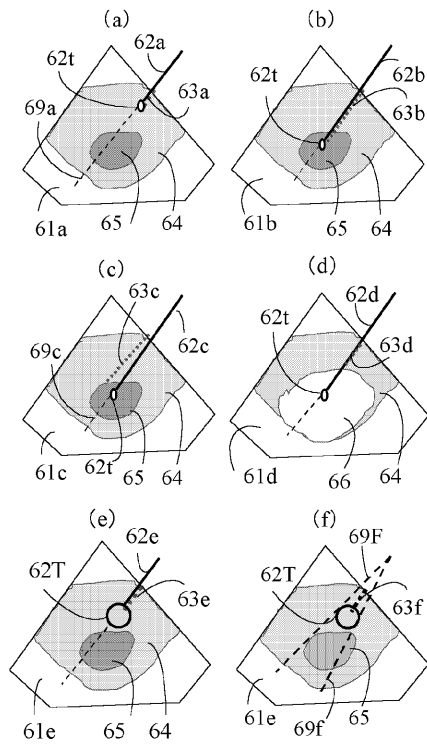
【 図 1 】



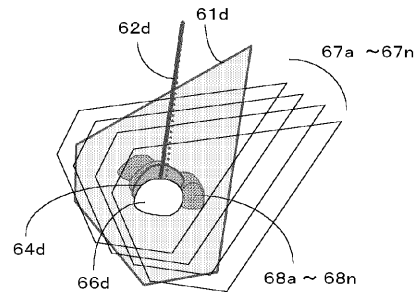
【 図 2 】



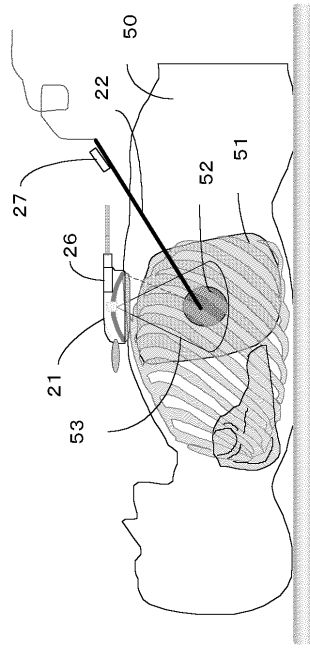
【 図 3 】



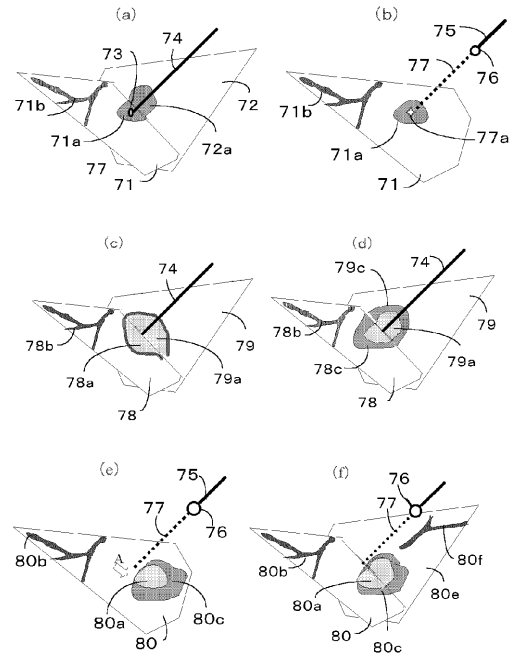
【 図 4 】



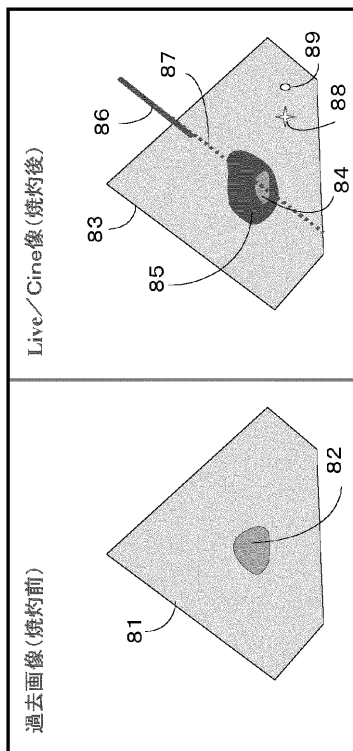
【図 5】



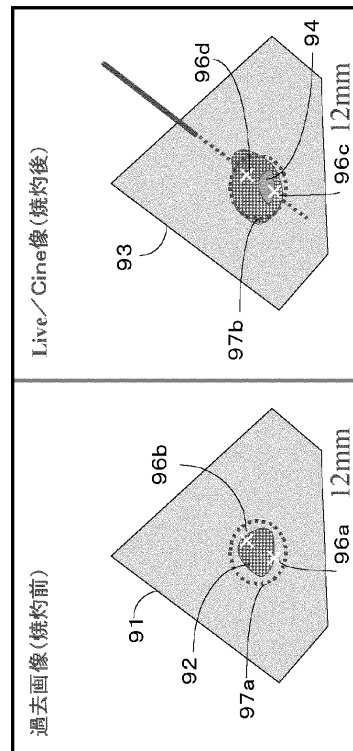
【図 6】



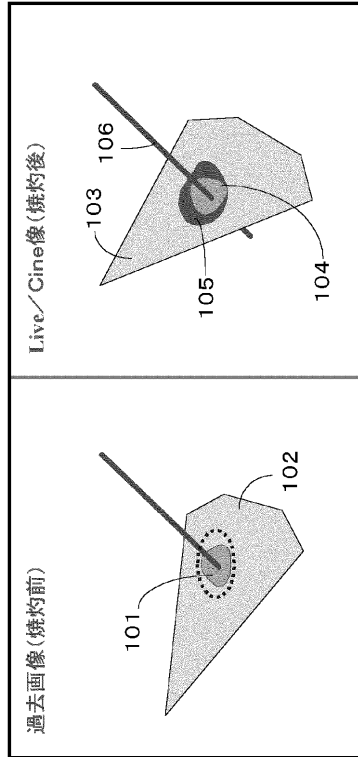
【図 7】



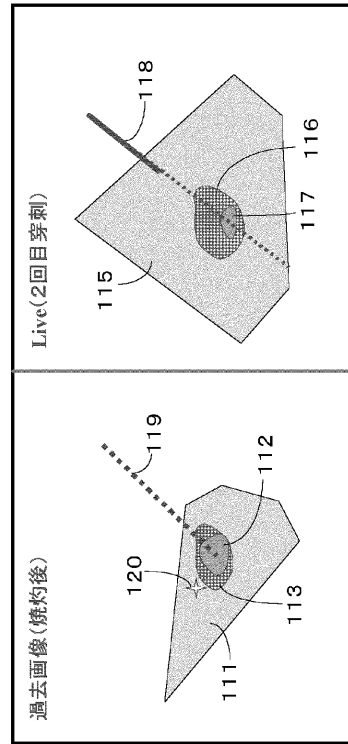
【図 8】



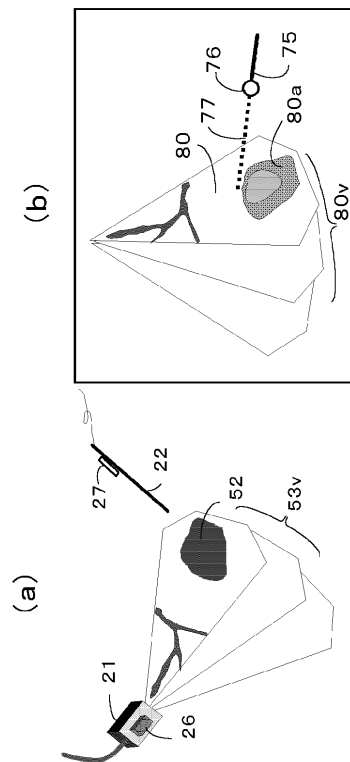
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2000-500031(JP,A)
特開平10-295691(JP,A)
特開平11-056851(JP,A)
特開平02-271846(JP,A)
特開平08-229042(JP,A)
特開2003-190155(JP,A)
特開2002-112998(JP,A)
特開平09-024048(JP,A)
特開2000-185041(JP,A)
特開2000-005181(JP,A)
特開2000-166918(JP,A)
特開平06-292666(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	8 / 0 0
A 6 1 B	8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4467927B2	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	JP2003294925	申请日	2003-08-19
[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	嶺喜隆		
发明人	嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/JC15 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL14		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2005058584A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于显示相对于该器官或要治疗的癌症的穿刺针的位置可被识别为一个三维感觉提供一种超声波诊断装置。具有第一位置和方向检测装置的超声波探头，超声波图像装置，用于通过超声波探头处理超声波信号并输出超声波断层图像数据，中，穿刺针22包括一第二位置和检测的定向装置27，第1空间中的坐标作为参考原点地方上面参考所述第一检测的检测结果，装置26的超声波的断层图像计算装置，用于重建图像单元13A，13B的输出，参考到第二检测器的输出装置27，从穿刺针22的几何形状的第一空间坐标中的穿刺针的显示图像监视所述穿刺针显示计算装置，用于计算数据，断层图像计算装置的结果叠加在活检针显示操作单元的结果中，图像构造装置18，用于输出，以显示图像配置装置的结果用于检测超声波的装置; 点域1

