

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5495593号

(P5495593)

(45) 発行日 平成26年5月21日(2014.5.21)

(24) 登録日 平成26年3月14日(2014.3.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-70793 (P2009-70793)
 (22) 出願日 平成21年3月23日(2009.3.23)
 (65) 公開番号 特開2010-220770 (P2010-220770A)
 (43) 公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)
 審査請求日 平成24年3月8日(2012.3.8)

前置審査

(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
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100149803
 弁理士 藤原 康高
 (72) 発明者 市岡 健一
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内
 (72) 発明者 鷲見 篤司
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査／治療対象部位を含んだ穿刺針刺入時の3次元領域から得られるボリュームデータに基づいて穿刺支援データを生成する超音波診断装置において、

前記ボリュームデータに対して設定された前記検査／治療対象部位を含むターゲットM P R断面のターゲット画像データを生成するM P R画像データ生成手段と、

前記ボリュームデータを処理して前記3次元領域に刺入されている穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成手段と、

前記穿刺針データを前記ターゲットM P R断面へ投影することによって穿刺針投影データを生成する投影データ生成手段と、

前記ターゲット画像データに前記穿刺針投影データを重畳することによって前記穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成手段と、

前記穿刺支援データを表示する表示手段と、
 を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示手段は、前記穿刺支援データを構成する前記穿刺針投影データの色調及び透明度の少なくとも何れかを前記ターゲットM P R断面に対する前記穿刺針データの位置関係に基づいて設定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記投影データ生成手段は、前記ボリュームデータに対して設定された前記検査／治療

10

20

対象部位を含む複数のターゲットM P R断面に対して前記穿刺針データを投影することにより複数の穿刺針投影データを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記穿刺針データ生成手段は、前記ボリュームデータのボクセル値と所定の閾値との比較によって抽出した前記ボリュームデータのボクセルに基づいて前記穿刺針データを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

超音波診断装置に対し、

検査／治療対象部位を含む穿刺針刺入時の3次元領域から得られるボリュームデータに対して設定された前記検査／治療対象部位を含むターゲットM P R断面のターゲット画像データを生成するM P R画像データ生成機能と、

前記ボリュームデータを処理して前記3次元領域に刺入されている穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成機能と、

前記穿刺針データを前記ターゲットM P R断面へ投影することによって穿刺針投影データを生成する投影データ生成機能と、

前記ターゲット画像データに前記穿刺針投影データを重畳して前記穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成機能と、

前記穿刺支援データを表示する表示機能と、

を実行させることを特徴とする穿刺支援用制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムに係り、特に、超音波画像データの観察下で患者の検査／治療対象部位に対して穿刺針を刺入する際に用いる超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルス患者の体内に放射し、患者組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信することによって生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元超音波画像データや3次元超音波画像データをリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

又、穿刺針を用いた侵襲的な検査や治療をリアルタイム表示される超音波画像データ（以下では、画像データと呼ぶ。）の観測下で行なう方法も開発され、検査あるいは治療の対象部位（以下では、検査／治療対象部位と呼ぶ。）に対する薬物の注入や細胞／組織の摘出等を目的とした穿刺手技を2次元画像データあるいは3次元画像データの観測下にて行なうことにより検査や治療における安全性と効率を飛躍的に向上させることができる。

【0004】

画像データの観測下にて検査／治療対象部位に対する穿刺を行なう場合、穿刺針を超音波プローブと一体化して設けられた穿刺アダプタに装着することにより体内に刺入した穿刺針と検査／治療対象部位とが同時に示された2次元画像データを生成し、この2次元画像データの観察下にて穿刺針の位置や刺入方向を確認しながら検査／治療対象部位に対する刺入を行なう方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0005】

又、検査／治療対象部位を含む当該患者の3次元領域から収集されるボリュームデータに基づいて生成した前記検査／治療対象部位を含む第1の画像データと穿刺アダプタの位置センサによって検出される穿刺針の予定刺入経路を含む第2の画像データとを合成して

10

20

30

40

50

表示する方法も提案されている（例えば、特許文献 2 参照。 ）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開平 6 - 2 0 5 7 7 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 3 2 3 6 6 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

上述の特許文献 1 や特許文献 2 等に記載された方法によれば、穿刺針が予め設定された経路（予定刺入経路）に沿って体内に進行する場合には検査／治療対象部位に対して穿刺針の先端部を確実に到達させることが可能となる。しかしながら、予定刺入経路にある生体組織の硬度が著しく不均一な場合等においては、穿刺針は想定外の方

10

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、患者の体内に刺入した穿刺針が組織硬度の不均一性等に起因して想定外の方

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波診断装置は、検査／治療対象部位を含んだ穿刺針刺入時の 3 次元領域から得られるボリュームデータに基づいて穿刺支援データを生成する超音波診断装置において、前記ボリュームデータに対して設定された前記検査／治療対象部位を含むターゲット M P R 断面のターゲット画像データを生成する M P R 画像データ生成手段と、前記ボリュームデータを処理して前記 3 次元領域に刺入されている穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成手段と、前記穿刺針データを前記ターゲット M P R 断面へ投影することによって穿刺針投影データを生成する投影データ生成手段と、前記ターゲット画像データに前記穿刺針投影データを重畳することによって前記穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成手段と、前記穿刺支援データを表示する表示手段と、を備えたことを特徴とする。

30

【 0 0 1 0 】

又、請求項 5 に係る本発明の穿刺支援用制御プログラムは、超音波診断装置に対し、検査／治療対象部位を含む穿刺針刺入時の 3 次元領域から得られるボリュームデータに対して設定された前記検査／治療対象部位を含むターゲット M P R 断面のターゲット画像データを生成する M P R 画像データ生成機能と、前記ボリュームデータを処理して前記 3 次元領域に刺入されている穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成機能と、前記穿刺針データを前記ターゲット M P R 断面へ投影することによって穿刺針投影データを生成する投影データ生成機能と、前記ターゲット画像データに前記穿刺針投影データを重畳して前記穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成機能と、前記穿刺支援データを表示する表示機能と、を実行させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、患者の体内に刺入した穿刺針が組織硬度の不均一性等に起因して想定外の方

50

【図面の簡単な説明】**【 0 0 1 4 】**

【図 1】本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例の 3 次元走査における超音波送受信方向を説明するための図。

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 5】同実施例のボリュームデータに対して設定されるターゲット M P R 断面と、このターゲット M P R 断面にて生成されるターゲット画像データを説明するための図。

10

【図 6】同実施例の表示部に表示される穿刺支援データの具体例を示す図。

【図 7】同実施例の表示部に表示される穿刺支援データの変形例を示す図。

【図 8】同実施例における穿刺支援データの表示手順を示すフローチャート。

【図 9】本発明の第 2 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 1 0】同実施例における穿刺針投影データの生成方法を示す図。

【図 1 1】同実施例における穿刺支援データの生成を説明するための図。

【図 1 2】同実施例における穿刺支援データの表示手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】**【 0 0 1 5 】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

20

【実施例 1】**【 0 0 1 6 】**

以下に述べる本実施例の超音波診断装置は、先ず、検査／治療対象部位を含んだ 3 次元領域に対する穿刺針刺入前の 3 次元走査によって得られるボリュームデータに対して前記検査／治療対象部位を含む第 1 の M P R 断面（ターゲット M P R 断面）を設定する。次いで、穿刺針刺入時の 3 次元走査によって得られるボリュームデータの前記ターゲット M P R 断面において第 1 の M P R 画像データ（ターゲット画像データ）を生成し、前記ボリュームデータに基づいて穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する。そして、穿刺針データを含む第 2 の M P R 断面（穿刺針 M P R 断面）とターゲット M P R 断面との交叉角度を検出すると共にこの穿刺針 M P R 断面を穿刺針刺入時のボリュームデータに設定して第 2 の M P R 画像データ（穿刺針画像データ）を生成し、ターゲット画像データと穿刺針データが重畳された穿刺針画像データとを前記交叉角度に基づいて合成し穿刺支援データを生成する。

30

【 0 0 1 7 】

尚、以下に述べる本発明の第 1 の実施例では、振動素子が 2 次元配列された所謂 2 次元アレイ超音波プローブを用いて得られたボリュームデータを用いてターゲット画像データ及び穿刺針画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転させて得られたボリュームデータに基づいて上述の M P R 画像データを生成しても構わない。

40

【 0 0 1 8 】**（装置の構成）**

本実施例における超音波診断装置の構成につき図 1 乃至図 7 を用いて説明する。尚、図 1 は、前記超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 及び図 4 は、この超音波診断装置が備える送受信部／受信信号処理部及びボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示す本実施例の超音波診断装置 1 0 0 は、検査／治療対象部位に対する穿刺針の刺入前及び刺入時において前記検査／治療対象部位を含む 3 次元領域に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られる超音波反射波（受信超音波）を電気

50

信号（受信信号）に変換する複数個の振動素子を備えた超音波プローブ3と、前記3次元領域の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を信号処理してBモードデータを生成する受信信号処理部4と、前記3次元領域に対する超音波送受信によって得られたBモードデータを順次保存してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部5と、後述の入力部13あるいは穿刺針MPR断面設定部9において設定されたMPR断面に対応した前記ボリュームデータのボクセルを抽出してターゲット画像データ及び穿刺針画像データを生成するMPR画像データ生成部6を備えている。

【0020】

又、超音波診断装置100は、穿刺針刺入時に収集したボリュームデータを処理して穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成部8と、この穿刺針データが含まれる穿刺針MPR断面を設定する穿刺針MPR断面設定部9と、入力部13によってその位置が設定あるいは更新された検査／治療対象部位を含むターゲットMPR断面と上述の穿刺針MPR断面との交叉角度を検出する交叉角度検出部10と、交叉角度の検出結果に基づいてターゲット画像データと穿刺針画像データとを組み合わせ穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成部11と、穿刺針刺入前にMPR画像データ生成部6が生成したターゲット画像データ及び穿刺針刺入時に穿刺支援データ生成部11が生成した穿刺支援データを表示する表示部12を備え、更に、患者情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、ターゲットMPR断面の更新、表示モードの選択、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部13と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部15を備えている。

【0021】

超音波プローブ3は、2次元配列されたN個の図示しない振動素子とその先端部に有し、この先端部を患者の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。又、前記振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。この超音波プローブ3の側面には、別途備えられた穿刺針32を当該患者の体内へ刺入するための図示しないニードルガイドを有した穿刺アダプタ31が装着され、この穿刺アダプタ31により、上述のボリュームデータに対する穿刺針32の予定刺入経路が一義的に決定される。

【0022】

尚、超音波プローブには、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、N本の振動素子が2次元配列されているセクタ走査用の超音波プローブ3を用いた場合について述べる。

【0023】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られたNチャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0024】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、システム制御部15から供給される基準信号を分周することによって生成する。送信遅延回路212は、Nチャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間（集束用遅延時間）と所定の送受信方向（ θ_p 、 ϕ_q ）に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）を前記レートパルスに与える。そして、Nチャンネルの独立な駆動回路213は、超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子を駆動するための駆動パルスを前記レー

10

20

30

40

50

トパルスに基づいて生成する。

【0025】

一方、受信部22は、Nチャンネルから構成されるA/D変換器221及び受信遅延回路222と加算器223を備え、振動素子から供給されたNチャンネルの受信信号はA/D変換器221にてデジタル信号に変換される。受信遅延回路222は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と所定の送受信方向(θp 、 ϕq)に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器221から出力されるNチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器223は、これら受信遅延回路222から供給される受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、所定方向から得られた受信信号は整相加算(位相合わせして加算)される。

10

【0026】

図3は、超音波プローブ3の中心軸をZ_o軸とした直交座標(X_o-Y_o-Z_o)に対する超音波の送受信方向(θp 、 ϕq)の関係を示す。例えば、N個の振動素子はX_o軸方向及びY_o軸方向に2次元配列され、 θp 及び ϕq は、X_o-Z_o平面及びY_o-Z_o平面に投影された送受信方向を示している。

【0027】

図2へ戻って、受信信号処理部4は、包絡線検波器41と対数変換器42を備えている。包絡線検波器41は、受信部22の加算器223から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、包絡線検波された受信信号は対数変換器42においてその振幅が対数変換されてBモードデータが生成される。尚、包絡線検波器41と対数変換器42は順序を入れ替えて構成してもよい。

20

【0028】

次に、図1に示したボリュームデータ生成部5の具体的な構成につき図4を用いて説明する。このボリュームデータ生成部5は、図4に示すように超音波データ記憶部51、補間処理部52及びボリュームデータ記憶部53を備え、超音波データ記憶部51には、当該患者に対する3次元走査によって得られた受信信号に基づいて受信信号処理部4が生成したBモードデータが超音波の送受信方向を付帯情報として順次保存される。

【0029】

一方、補間処理部52は、超音波データ記憶部51から読み出した複数のBモードデータを送受信方向に対応させて配列することにより3次元Bモードデータを形成し、更に、この3次元Bモードデータを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部53に保存される。

30

【0030】

図1に戻って、MPR画像データ生成部6は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53に保存されている穿刺針刺入前のボリュームデータを読み出し、予め設定されたターゲットMPR断面あるいは入力部13において更新されたターゲットMPR断面に対応する前記ボリュームデータのボクセルを抽出してターゲット画像データを生成する。同様に、ボリュームデータ記憶部53に保存された穿刺針刺入時のボリュームデータを読み出し、前記ターゲットMPR断面及び穿刺針MPR断面設定部9において設定された穿刺針MPR断面に対応する前記ボリュームデータのボクセルを抽出してターゲット画像データ及び穿刺針画像データを生成する。

40

【0031】

尚、上述のターゲットMPR断面は、例えば、図3に示すX_o-Z_o平面において初期設定され、このとき得られるターゲット画像データの観測により前記ターゲットMPR断面の位置が適当でない場合には、入力部13が有する後述のターゲットMPR断面更新機能131によって好適な位置へ更新される。

【0032】

図5(a)は、検査/治療対象部位C_pを含む3次元領域にて収集されたボリュームデータV_oを模式的に示したものであり、この3次元領域のX_o-Z_o平面(図3参照)に

50

においてターゲットM P R断面M tが初期設定される。一方、図5 (b)は、上述のターゲットM P R断面M tにおいて生成され表示部1 2に表示されるターゲット画像データD m tの具体例であり、ターゲットM P R断面M tの面内に自動設定される穿刺針3 2の予定刺入経路を示す刺入マーカG nがターゲット画像データD m tに重畳されて表示部1 2のモニタに表示される。そして、操作者は、表示部1 2において時系列的に表示されるターゲット画像データD m tの観測下で穿刺針3 2の刺入マーカG nと検査／治療対象部位C pとが交叉するように患者の体表面上に配置された超音波プローブ3の位置や方向を調整する。

【0033】

図1へ戻って、穿刺針データ生成部8は、図示しない比較回路を備え、ボリュームデータ生成部5から供給された穿刺針刺入時におけるボリュームデータのボクセル値と所定の閾値 α とを比較する。そして、この比較結果に基づいて穿刺針3 2の表面から得られる比較的大きな振幅を有した受信超音波を抽出することにより穿刺針3 2の位置及び方向を示す線状の穿刺針データを生成する。

【0034】

一方、穿刺針M P R断面設定部9は、穿刺針データの位置情報を検出し、得られた位置情報に基づいて前記穿刺針データが含まれる穿刺針M P R断面を前記ボリュームデータに対して設定する。尚、上述の穿刺針データが同一平面上に存在しない場合には、例えば、この穿刺針データを形成する各ボクセルからの距離の2乗和が最小となるような平面を穿刺針M P R断面として設定する。

【0035】

そして、交叉角度検出部10は、予め設定されたターゲットM P R断面あるいは入力部13にて更新されたターゲットM P R断面の位置情報と上述の穿刺針M P R断面設定部9によって設定された穿刺針M P R断面の位置情報に基づいてターゲットM P R断面と穿刺針M P R断面との交叉角度を検出する。

【0036】

次に、穿刺支援データ生成部11は、穿刺針刺入時においてM P R画像データ生成部6から供給されるターゲット画像データ及び穿刺針画像データと交叉角度検出部10から供給されるターゲットM P R断面と穿刺針M P R断面との交叉角度情報を受信する。そして、この交叉角度情報に基づいてターゲット画像データと穿刺針画像データを合成し穿刺支援データを生成する。この場合、穿刺針データ生成部8が生成した線状の穿刺針データが重畳された穿刺針画像データと上述のターゲット画像データとを前記交叉角度情報に基づいて合成してもよい。この方法によれば、検査／治療対象部位に対する穿刺針の相対的な位置関係の把握が更に容易となる。

【0037】

次に、図1に示した表示部12は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備え、穿刺針刺入前にM P R画像データ生成部6が生成するターゲット画像データや穿刺針刺入時に穿刺支援データ生成部11が生成する穿刺支援データを所定の表示フォーマットに変換して前記モニタに表示する機能を有している。

【0038】

即ち、表示部12の表示データ生成部は、M P R画像データ生成部6から供給されるターゲット画像データ及び穿刺支援データ生成部11から供給される穿刺支援データに患者情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、前記データ変換部は、表示データ生成部が生成した表示データに対しD / A変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行なって前記モニタに表示する。

【0039】

図6は、穿刺針刺入時の検査／治療対象部位に対して設定されるターゲットM P R断面及び穿刺針M P R断面(図6 (a))と、このとき表示部12に表示される穿刺支援データの具体例(図6 (b))を示している。即ち、図6 (a)に示すように、穿刺針刺入時に収集されたボリュームデータの検査／治療対象部位C pと交わるX o - Z o平面におい

10

20

30

40

50

てターゲットMPR断面Mtが設定され、前記ボリュームデータを処理して得られる穿刺針32の穿刺針データに基づいて穿刺針MPR断面Mnが設定される。

【0040】

このような場合、表示部12のモニタには、図6(b)に示すように、ターゲットMPR断面Mtにおいて生成されたターゲット画像データDmtと穿刺針MPR断面Mnにおいて生成された穿刺針画像データDmnとをこれらMPR断面の交叉角度情報 β に基づいて合成することにより得られた穿刺支援データDxが表示される。

【0041】

尚、ターゲット画像データDmtと穿刺針画像データDmnとの合成によって得られた穿刺支援データDxを表示する場合、表示部12の表示データ生成部は、例えば、ターゲット画像データDmtの前方に位置する穿刺針画像データDmnに対し交叉角度に対応した透明度を有する暖色系の色調を設定し、ターゲット画像データDmtの後方に位置する穿刺針画像データDmnに対し前記交叉角度に対応した透明度を有する寒色系の色調を設定する。

【0042】

具体的には、ターゲットMPR断面Mtと穿刺針MPR断面Mnとの交叉角度が大きい程大きな透明度を設定することが望ましいが特に限定されない。又、ターゲット画像データDmtの前方に位置する穿刺針画像データDmnに対し寒色系の色調を設定し、ターゲット画像データDmtの後方に位置する穿刺針画像データDmnに対し暖色系の色調を設定しても構わない。

【0043】

一方、図7は、穿刺針刺入時の表示部12に表示される穿刺支援データの変形例を示したものであり、図7(a)に示すように、上述のターゲットMPR断面Mt及び穿刺針MPR断面Mnの他に、例えば、ターゲットMPR断面Mtに直交するターゲットMPR断面Mtaと穿刺針MPR断面Mnに直交する穿刺針MPR断面Mnaを穿刺針刺入時において収集されたボリュームデータに対して設定する。

【0044】

そして、図6(b)と同様にして、ターゲットMPR断面Mtにおいて生成されたターゲット画像データDmtと穿刺針MPR断面Mnにおいて生成された穿刺針画像データDmnとの合成による穿刺支援データDx(図7(b))とターゲットMPR断面Mtaにおいて生成されたターゲット画像データDmtaと穿刺針MPR断面Mnaにおいて生成された穿刺針画像データDmnaとの合成による穿刺支援データDxa(図7(c))が表示部12に表示される。この場合も、図6(b)と同様にして穿刺針画像データDmn及び穿刺針画像データDmnaに対して透明度と色調が設定される。

【0045】

尚、図6(b)に示すような1つのターゲット画像データと穿刺針画像データとを合成して得られた穿刺支援データを表示する表示モード、あるいは、図7(b)及び図7(c)に示すような複数のターゲット画像データと穿刺針画像データとを合成して得られた穿刺支援データを表示する表示モードの選択は入力部13が備える後述の表示モード選択機能132によって行なわれる。

【0046】

次に、図1に示す入力部13は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、ターゲットMPR断面の更新を行なうターゲットMPR断面更新機能131や表示モードの選択を行なう表示モード選択機能132を有している。更に、患者情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、穿刺針データの生成に必要な閾値 α の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0047】

一方、システム制御部15は、図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部13にて入力/設定/選択された上述の各種情報が保存される。そして、前記C

10

20

30

40

50

PUは、上述の入力情報、設定情報及び選択情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを制御し、当該検査／治療対象部位に対する穿刺支援データの生成と表示を行なう。

【0048】

(穿刺支援データの表示手順)

次に、本実施例における穿刺支援データの表示手順につき図8のフローチャートを用いて説明する。

【0049】

当該検査／治療対象部位を含んだ3次元領域に対するボリュームデータの収集に先立ち、超音波診断装置100の操作者は入力部13において患者情報を入力し、更に、ボリュームデータ収集条件の設定、ターゲットMPR断面の設定、表示モードの選択、穿刺針データの生成に用いる閾値 α の設定等を行なう。尚、本実施例では、図3に示したXo-Zo平面を最初のターゲットMPR断面として設定し、表示モードとして、図6(b)に示すような1つのターゲット画像データと穿刺針画像データとの合成によって得られた穿刺支援データを表示する表示モードを選択する。そして、入力部13における上述の入力情報、選択情報及び設定情報は、システム制御部15の記憶回路に保存される(図8のステップS1)。

【0050】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ3の先端部を当該患者の体表面に接触させた状態で入力部13よりボリュームデータの収集開始コマンドを入力し、このコマンド信号がシステム制御部15に供給されることにより、ボリュームデータの収集が開始される。

【0051】

ボリュームデータの収集に際し、図2に示した送信部21のレートパルス発生器211は、システム制御部15から供給される制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、最初の送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)に超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルの駆動回路213に供給する。次いで、駆動回路213は、送信遅延回路212から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ3におけるN個の振動素子に供給して患者体内の送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)に対し送信超音波を放射する。

【0052】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、前記振動素子によって受信されてNチャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部22のA/D変換器221においてデジタル信号に変換された後、Nチャンネルの受信遅延回路222において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器223にて整相加算される。

【0053】

そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部4の包絡線検波器41及び対数変換器42は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、得られたBモードデータは、ボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。

【0054】

送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 1$)に対するBモードデータの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向が ϕ 方向に $\Delta \phi$ ずつ更新された $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$ ($q = 2$ 乃至 Q)によって設定される送受信方向($\theta 1$ 、 $\phi 2$ 乃至 ϕQ)に対して同様の手順で超音波の送受信を行なう。このとき、システム制御部15は、その制御信号によって送信遅延回路212及び受信遅延回路222の遅延時間を超音波送受信方向に対応させて更新する

10

20

30

40

50

。

【 0 0 5 5 】

上述の手順によって送受信方向 ($\theta 1$ 、 $\phi 1$ 乃至 ϕQ) に対する超音波送受信が終了したならば、送受信方向が θ 方向に $\Delta \theta$ ずつ更新された $\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ ($p = 2$ 乃至 P) を設定し、送受信方向 $\theta 2$ 乃至 θP の各々に対し上述の $\phi 1$ 乃至 ϕQ の超音波送受信を繰り返すことによって3次元走査が行なわれる。そして、各々の送受信方向に対する超音波送受信によって得られたBモードデータは送受信方向に対応してボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。一方、ボリュームデータ生成部5の補間処理部52は、超音波データ記憶部51に保存された超音波データに基づいてボリュームデータを生成し自己のボリュームデータ記憶部53に保存する(図8のステップS2)。

10

【 0 0 5 6 】

次に、MPR画像データ生成部6は、前記ボリュームデータ記憶部53に保存されたボリュームデータの中から最初のターゲットMPR断面として初期設定されたXo-Zo平面のボクセルを抽出してターゲット画像データを生成する。そして、このターゲット画像データに穿刺針の予定刺入経路を示す刺入マーカを重畳して表示部12のモニタに表示する(図8のステップS3)。

【 0 0 5 7 】

一方、刺入マーカが重畳されたターゲット画像データを表示部12において観測した操作者は、検査/治療対象部位に対するターゲットMPR断面の位置や刺入マーカの位置が不適当な場合、入力部13のターゲットMPR断面更新機能131を用いてターゲットMPR断面の位置を更新すると共に超音波プローブ3の位置や方向を更新する(図8のステップS4)。

20

【 0 0 5 8 】

次いで、ボリュームデータ生成部5は、その位置が更新された超音波プローブ3によって得られる受信信号に基づいて新たなボリュームデータを生成し(図8のステップS2)、MPR画像データ生成部6は、その位置が更新されたターゲットMPR断面におけるターゲット画像データを生成して刺入マーカと共に表示部12に表示する(図8のステップS3)。そして、検査/治療対象部位の好適な位置に刺入マーカが設定されるまで上述のステップS2乃至S4を繰り返す。

30

【 0 0 5 9 】

次に、操作者は、超音波プローブ3の側面に取り付けられた穿刺アダプタ31のニードルガイドに穿刺針32を装着し当該患者の検査/治療対象部位に向けて刺入する(図8のステップS5)。更に、入力部13においてボリュームデータの収集開始コマンドを再度入力し、ボリュームデータ生成部5は、上述のステップS2と同様の手順により穿刺針刺入時におけるボリュームデータを生成してボリュームデータ記憶部53に保存する(図8のステップS6)。

【 0 0 6 0 】

次に、MPR画像データ生成部6は、前記ボリュームデータ記憶部53に保存された穿刺針刺入時のボリュームデータの中から上述のターゲットMPR断面におけるボクセルを抽出してターゲット画像データを生成する(図8のステップS7)。一方、穿刺針データ生成部8は、穿刺針刺入時において収集されたボリュームデータのボクセル値と所定の閾値 α とを比較することによって穿刺針32の表面から得られた超音波反射波に対応するボクセルを抽出し、これらのボクセルを処理して穿刺針32の位置及び方向を示す線状の穿刺針データを生成する(図7のステップS8)。

40

【 0 0 6 1 】

次に、穿刺針MPR断面設定部9は、穿刺針データ生成部8から供給された穿刺針データの位置情報を検出し、得られた位置情報に基づいて前記穿刺針データが含まれる平面を穿刺針MPR断面として設定する(図7のステップS9)。そして、MPR画像データ生成部6は、ボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53に保存された穿刺針

50

刺入時のボリュームデータを読み出し、穿刺針MPR断面設定部9にて設定された穿刺針MPR断面に対応する前記ボリュームデータのボクセルを抽出して穿刺針画像データを生成する(図7のステップS10)。

【0062】

一方、交叉角度検出部10は、予め設定されたターゲットMPR断面あるいは入力部13にて更新されたターゲットMPR断面の位置情報と上述の穿刺針MPR断面設定部9によって設定された穿刺針MPR断面の位置情報に基づいてターゲットMPR断面と穿刺針MPR断面との交叉角度を検出する(図7のステップS11)。そして、穿刺支援データ生成部11は、MPR画像データ生成部6から供給される穿刺針刺入時のターゲット画像データ及び穿刺針画像データと交叉角度検出部10から供給される交叉角度情報及び穿刺針データ生成部8から供給される穿刺針データを受信し、穿刺針データを重畳した穿刺針画像データとターゲット画像データとを前記交叉角度情報に基づいて合成することにより穿刺支援データを生成する。そして、表示部12は、得られた穿刺支援データに対し所定の変換処理を行なって自己のモニタに表示する(図7のステップS12)。

10

【0063】

そして、上述のステップS5乃至S12あるいはステップS2乃至S12を繰り返すことにより、検査/治療対象部位に対する穿刺針の刺入が時系列的に生成/表示される穿刺支援データの観察下にて行なわれる。

【0064】

尚、本実施例では、穿刺針データD_{nd}が重畳された穿刺針画像データD_{mn}とターゲット画像データD_{mt}を合成して穿刺支援データD_xを生成する場合について述べたが、穿刺針データD_{nd}が重畳されていない穿刺針画像データD_{mn}とターゲット画像データD_{mt}との合成であっても構わない。

20

【0065】

又、穿刺針画像データD_{mn}に対して色調の設定と透明度の設定を行なう場合について述べたが、色調あるいは透明度の何れか一方のみを設定してもよい。更に、色調や透明度を穿刺針画像データD_{mn}に対して設定する場合について述べたが、穿刺針画像データD_{mn}の代わりにターゲット画像データD_{mt}に対して設定してもよい。

【0066】

以上述べた本発明の第1の実施例によれば、患者の体内に刺入した穿刺針が組織硬度の不均一性等に起因して想定外の方向へ進入した場合においても検査/治療対象部位に対する穿刺針の相対的な位置関係を正確かつ容易に把握することができる。このため、安全性の高い検査や治療を効率よく行なうことが可能となる。

30

【0067】

特に、本実施例では、検査/治療対象部位が含まれるターゲットMPR断面と穿刺針が含まれる穿刺針MPR断面を夫々独立に設定し、ターゲットMPR断面におけるターゲット画像データと穿刺針MPR断面における穿刺針画像データをターゲットMPR断面と穿刺針MPR断面との交叉角度情報に基づいて合成することにより穿刺支援データを生成しているため、検査/治療対象部位に対する穿刺針の位置ズレを容易に把握することができ、更に、前記ターゲット画像データと合成する前記穿刺針画像データに穿刺針データを重畳することにより、穿刺針MPR断面内における穿刺針の位置や方向を正確に観察することが可能となる。

40

【0068】

又、ターゲット画像データの前方に位置する穿刺針画像データと後方に位置する穿刺針画像データとを色調によって識別し、更に、ターゲットMPR断面と穿刺針MPR断面とがなす交叉角度の大きさに基づいて穿刺針画像データの透明度を設定することにより検査/治療対象部位に対する穿刺針の位置ズレ方向や位置ズレの大きさを直感的に把握することができる。このため、穿刺針を用いた検査や治療を安全かつ正確に行なうことが可能となる。

【実施例2】

50

【 0 0 6 9 】

次に、本発明の第 2 の実施例について説明する。本実施例の超音波診断装置は、先ず、検査 / 治療対象部位を含んだ 3 次元領域に対する穿刺針刺入前の 3 次元走査によって得られるボリュームデータに対して前記検査 / 治療対象部位を含むターゲット M P R 断面を設定する。次いで、穿刺針刺入時の 3 次元走査によって得られるボリュームデータの前記ターゲット M P R 断面においてターゲット画像データを生成し、前記ボリュームデータに基づいて穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する。そして、ターゲット M P R 断面に穿刺針データを投影して穿刺針投影データを生成し、ターゲット画像データに穿刺針投影データを重畳させて穿刺支援データを生成する。

【 0 0 7 0 】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の全体構成につき図 9 のブロック図を用いて説明する。尚、図 9 において、図 1 に示した超音波診断装置 1 0 0 のユニットと同一の構成及び機能を有するユニットは同一の符号を付加しその詳細な説明は省略する。

【 0 0 7 1 】

即ち、図 9 に示す本実施例の超音波診断装置 2 0 0 は、検査 / 治療対象部位に対する穿刺針の刺入前及び刺入時において前記検査 / 治療対象部位を含む 3 次元領域に対し超音波パルス (送信超音波) を送信し、この送信によって得られた超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (受信信号) に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ 3 と、前記 3 次元領域の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部 2 と、整相加算後の受信信号を信号処理して B モードデータを生成する受信信号処理部 4 と、3 次元領域に対する超音波の送受信によって得られた B モードデータを順次保存してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部 5 と、予め設定されたターゲット M P R 断面あるいは後述の入力部 1 3 a において更新されたターゲット M P R 断面に対応した前記ボリュームデータのボクセルを抽出してターゲット画像データを生成する M P R 画像データ生成部 6 を備えている。

【 0 0 7 2 】

又、超音波診断装置 1 0 0 は、穿刺針刺入時に収集されたボリュームデータを処理して穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを生成する穿刺針データ生成部 8 と、この穿刺針データをターゲット M P R 断面に投影することにより穿刺針投影データを生成する投影データ生成部 1 4 と、得られた穿刺針投影データをターゲット画像データに重畳して穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成部 1 1 a と、M P R 画像データ生成部 6 が生成したターゲット画像データ及び穿刺支援データ生成部 1 1 a が生成した穿刺支援データを表示する表示部 1 2 a を備え、更に、患者情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、ターゲット M P R 断面の更新、表示モードの選択、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 1 3 a と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 1 5 を備えている。

【 0 0 7 3 】

投影データ生成部 1 4 は、図 1 0 に示すように、穿刺針データ生成部 8 が穿刺針刺入時のボリュームデータに基づいて生成した線状の穿刺針データ D n d を、入力部 1 3 a において設定された光源 L s を基準としてターゲット M P R 断面 M t へ投影することにより穿刺針データ D n d の投影像 T n d を含む穿刺針投影データ D o を生成する。

【 0 0 7 4 】

一方、穿刺支援データ生成部 1 1 a は、穿刺針刺入時のボリュームデータに基づいて M P R 画像データ生成部 6 が生成したターゲット M P R 断面のターゲット画像データに、投影データ生成部 1 4 が上述の穿刺針データをターゲット M P R 断面へ投影することによって生成した穿刺針投影データを重畳して穿刺支援データを生成する。

【 0 0 7 5 】

表示部 1 2 a は、図示しない表示データ生成部とデータ変換部とモニタを備え、M P R 画像データ生成部 6 が穿刺針刺入前のボリュームデータに基づいて生成したターゲット画

10

20

30

40

50

像データ及び穿刺針刺入時において穿刺支援データ生成部 11a が生成した穿刺支援データを所定の表示フォーマットに変換して前記モニタに表示する。

【0076】

図 11 は、本実施例における穿刺支援データの生成を説明するための図であり、この穿刺支援データ D_y は、穿刺針刺入時のボリュームデータに設定されたターゲット MPR 断面 M_t のターゲット画像データ D_{mt} に、前記ターゲット MPR 断面 M_t への投影によって得られた穿刺針データ D_{nd} の穿刺針投影データ D_o (図 10 参照) を重畳することによって生成される。この場合も、穿刺針投影データが有する色調や透明度はターゲット MPR 断面 D_{mt} と穿刺針データ D_{nd} の位置関係によって設定される。

【0077】

10

一方、図 9 に示した入力部 13a は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、ターゲット MPR 断面の更新を行なうターゲット MPR 断面更新機能 131、表示モードの選択を行なう表示モード選択機能 132 及び穿刺針投影データの生成に必要な光源の位置や方向を設定する光源設定機能 133 を有している。更に、患者情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、穿刺針データの生成に必要な閾値 α の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0078】

(穿刺支援データの表示手順)

次に、本実施例における穿刺支援データの表示手順につき図 12 のフローチャートを用いて説明する。但し、図 12 において、図 8 に示した穿刺支援データの表示手順と同一の手順を示すステップは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

20

【0079】

即ち、図 8 のステップ S1 乃至 S8 と同様の手順によって穿刺針刺入前及び穿刺針刺入時におけるボリュームデータの生成、ターゲット MPR 断面の設定、ターゲット MPR 断面におけるターゲット画像データの生成、穿刺針の刺入及び穿刺針刺入時のボリュームデータに基づく穿刺針データの生成を行なう。(図 12 のステップ S1 乃至 S8)。

【0080】

そして、穿刺針データの生成が終了したならば、投影データ生成部 14 は、穿刺針データ生成部 8 が穿刺針刺入時のボリュームデータに基づいて生成した線状の穿刺針データを、入力部 13a において設定された光源を基準としてターゲット MPR 断面へ投影することにより穿刺針投影データを生成する(図 12 のステップ S19)。

30

【0081】

一方、穿刺支援データ生成部 11a は、穿刺針刺入時のボリュームデータに基づいて MPR 画像データ生成部 6 が生成したターゲット MPR 断面のターゲット画像データに、投影データ生成部 14 が上述の穿刺針データをターゲット MPR 断面へ投影することによって生成した穿刺針投影データを重畳して穿刺支援データを生成し、表示部 12a のモニタに表示する(図 12 のステップ S20)。

【0082】

そして、上述のステップ S5 乃至 S20 あるいはステップ S2 乃至 S20 を繰り返すことにより、検査 / 治療対象部位に対する穿刺針の刺入が時系列的に生成 / 表示される穿刺支援データの観察下にて行なわれる。

40

【0083】

尚、本実施例では、穿刺針データ D_{nd} を投影して形成される線状の投影像 T_{nd} が含まれた 2 次元的な穿刺針投影データ D_o をターゲット画像データ D_{mt} に重畳して穿刺支援データ D_y を生成する場合について述べたが、投影像 T_{nd} をそのまま穿刺針投影データ D_o としてターゲット画像データ D_{mt} に重畳してもよい。

【0084】

又、穿刺針投影データ D_o に対して色調の設定と透明度の設定を行なう場合について述べたが色調あるいは透明度の何れか一方のみを設定してもよい。更に、色調や透明度は穿

50

穿刺針投影データD_oに対して設定する場合について述べたが、穿刺針投影データD_oの替わりにターゲット画像データD_mに対して設定してもよい。

【0085】

以上述べた本発明の第2の実施例によれば、上述の第1の実施例と同様にして、患者の体内に刺入した穿刺針が組織硬度の不均一性等に起因して想定外の方角へ進入した場合においても検査／治療対象部位に対する穿刺針の相対的な位置関係を正確かつ容易に把握することができる。このため、安全性の高い検査や治療を効率よく行なうことが可能となる。

【0086】

特に、本実施例では、穿刺針の位置や方向を示す穿刺針データを検査／治療対象部位が含まれるターゲットM_PR断面に投影して得られた穿刺針投影データを前記ターゲットM_PR断面において得られたターゲット画像データに重畳して穿刺支援データを生成する際、ターゲットM_PR断面の前方に位置する穿刺針と後方に位置する穿刺針を穿刺針投影データの色調によって識別し、更に、ターゲットM_PR断面と穿刺針とがなす交叉角度の大きさに基づいて穿刺針投影データの透明度を設定することにより検査／治療対象部位に対する穿刺針の位置ズレ方向や位置ズレの大きさを直感的に把握することができる。このため、穿刺針を用いた検査や治療を効率よく行なうことが可能となる。

【0087】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例（第1の実施例及び第2の実施例）では、予定刺入経路を示す刺入マーカが重畳されたターゲット画像データと穿刺針画像データとを合成して穿刺支援データを生成する場合について述べたが、穿刺支援データの生成に用いるターゲット画像データでは刺入マーカを必ずしも必要としない。

【0088】

又、上述の実施例では、振動素子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブを用いて得られたボリュームデータを用いてターゲット画像データ及び穿刺針画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転して得られたボリュームデータに基づいて上述のM_PR画像データを生成しても構わない。

【0089】

更に、3次元走査によって収集したBモードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べたがカラードプラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成してもよく、これらのボリュームデータは、コンベックス走査やリニア走査、更にはラジアル走査等の走査法によって収集してもよい。

【0090】

尚、本発明によれば、穿刺針の予定刺入経路にある生体組織の不均一性に起因した検査／治療対象部位と穿刺針との位置ズレのみならず穿刺針刺入時における超音波プローブ3の変動等に起因した位置ズレを正確かつ容易に把握することが可能となる。

【符号の説明】

【0091】

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 2 ... 受信部

3 ... 超音波プローブ

3 1 ... 穿刺アダプタ

3 2 ... 穿刺針

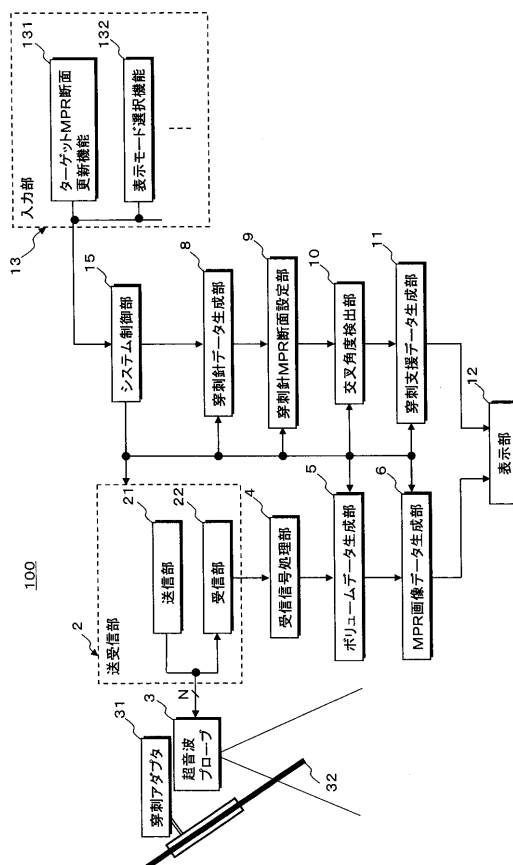
4 ... 受信信号処理部

5 ... ボリュームデータ生成部

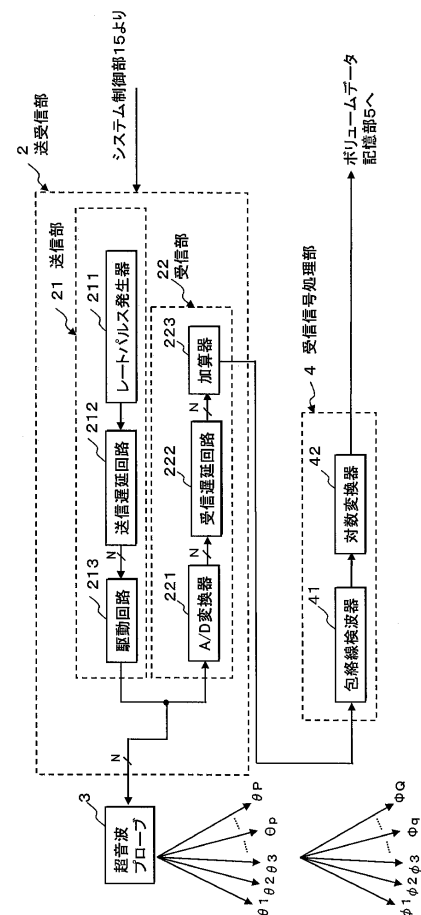
6 ... M_PR画像データ生成部

- 8 ... 穿刺針データ生成部
- 9 ... 穿刺針M P R断面設定部
- 10 ... 交叉角度検出部
- 11、11a ... 穿刺支援データ生成部
- 12、12a ... 表示部
- 13、13a ... 入力部
- 131 ... ターゲットM P R断面更新機能
- 132 ... 表示モード選択機能
- 133 ... 光源設定機能
- 14 ... 投影データ生成部
- 15 ... システム制御部
- 100、200 ... 超音波診断装置

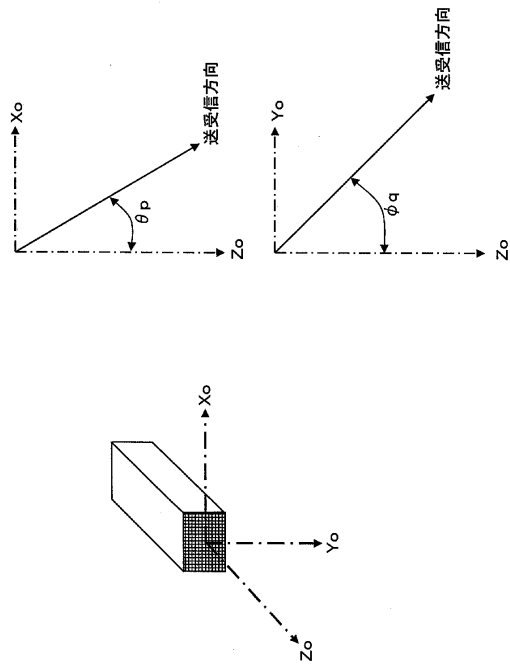
【 図 1 】



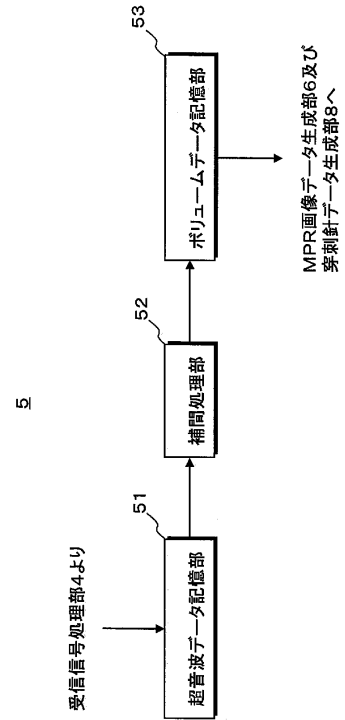
【 図 2 】



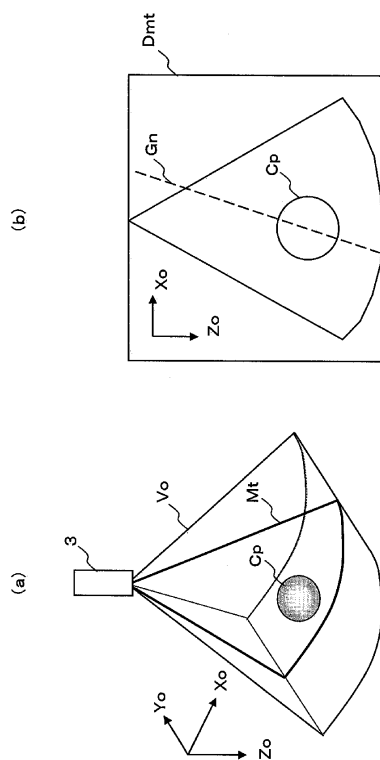
【図 3】



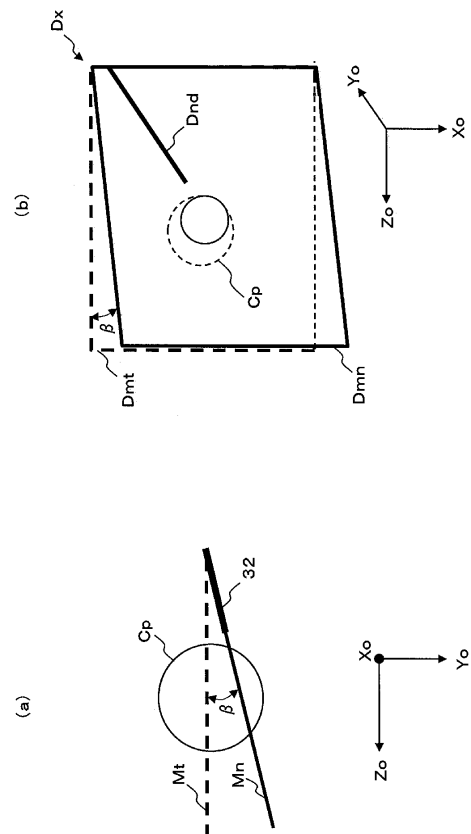
【図 4】



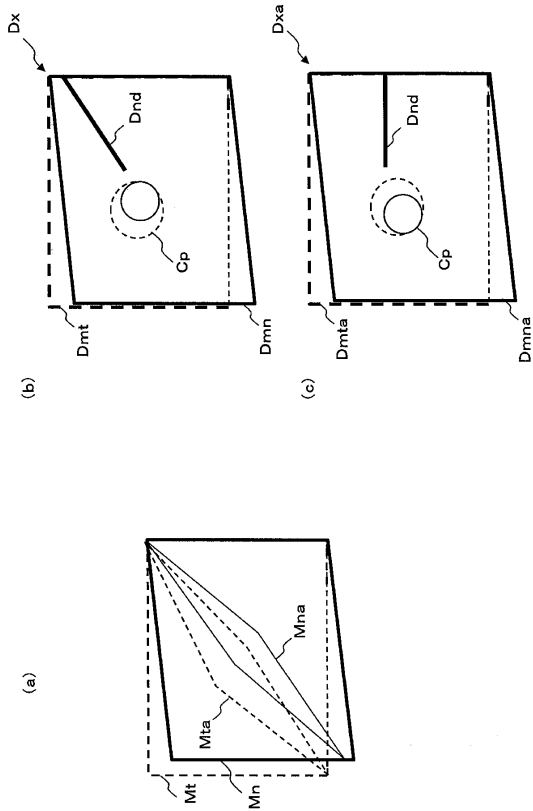
【図 5】



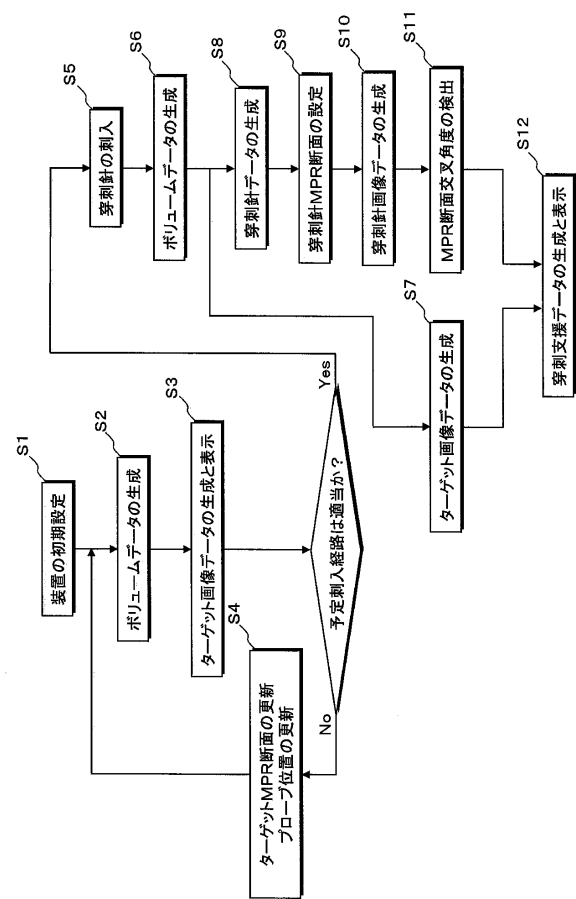
【図 6】



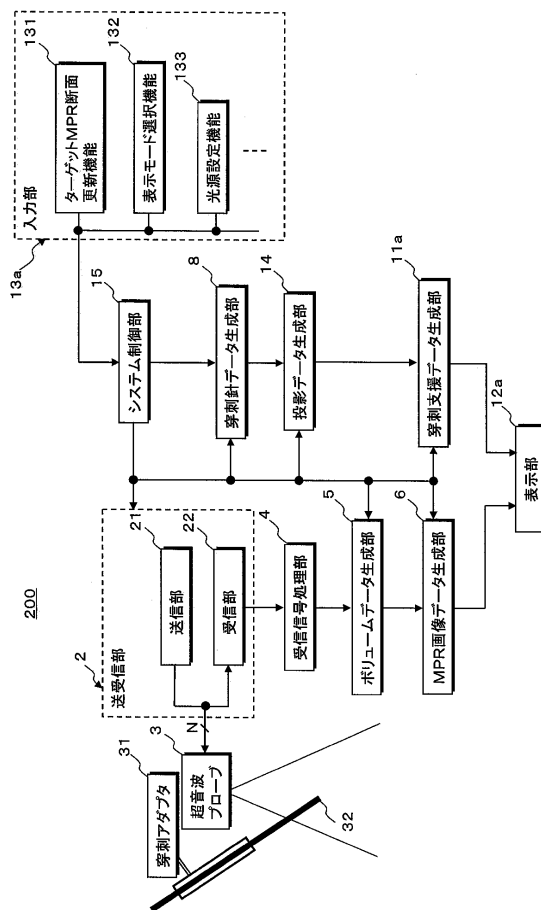
【図 7】



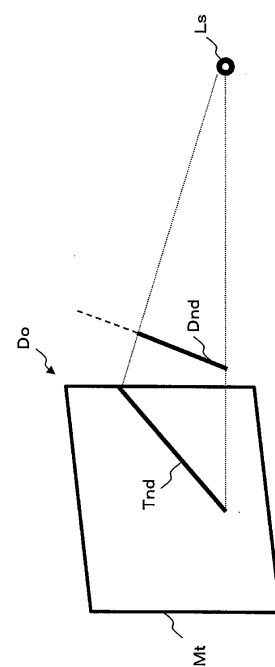
【図 8】



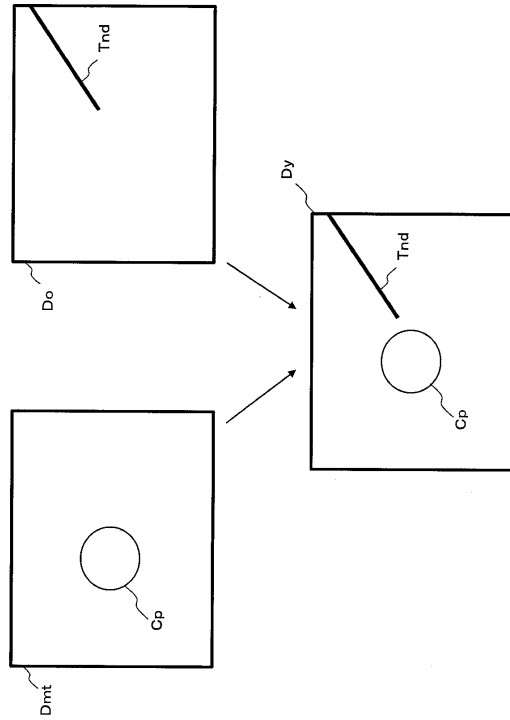
【図 9】



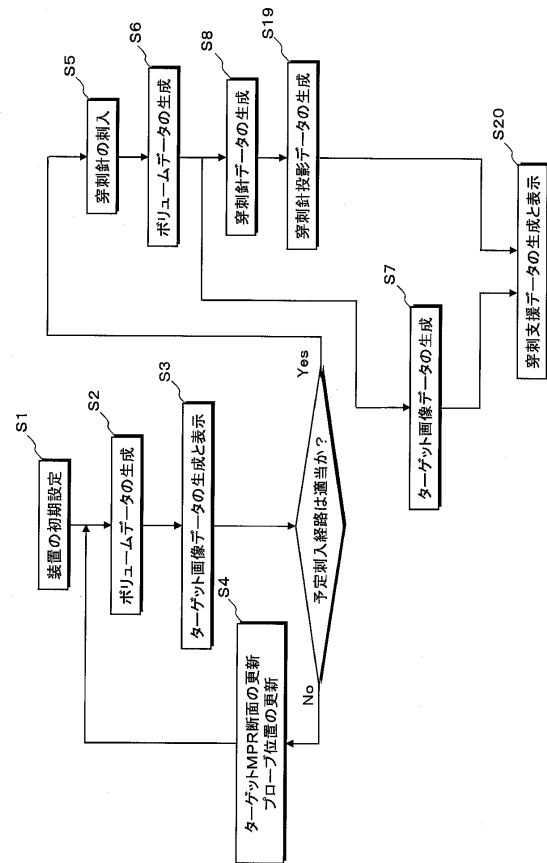
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 掛江 明弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 3 3 4 1 9 1 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 3 2 3 6 6 9 (J P , A)

特開 2 0 0 7 - 0 0 0 2 2 6 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 0 6 1 8 5 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	用于穿刺支持的超声诊断设备 和控制程序		
公开(公告)号	JP5495593B2	公开(公告)日	2014-05-21
申请号	JP2009070793	申请日	2009-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	市岡健一 鷺見篤司 掛江明弘		
发明人	市岡 健一 鷺見 篤司 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/483 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2034/107 A61B2090/0807 A61B2090/364 A61B2090/374		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/KK31		
代理人(译)	藤原 康高		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010220770A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地获取检查/治疗目标区域和穿刺针之间的位置关系。解决方案：超声波诊断装置100的MPR图像数据生成单元6通过在穿刺包括检查/治疗目标区域的3D区域中获取的穿刺针的体数据上设置规定的目标MPR平面来生成目标图像数据。同时，中断数据生成单元8基于体数据生成表示中心针32的位置和方向的中断针数据。交叉角检测单元10检测目标MPR平面和包括穿刺针数据的穿刺针MPR平面之间的交叉角。MPR图像数据生成单元6通过在体数据上设置中心针MPR平面来生成中心针图像数据，并且中断支持数据生成单元11通过组合目标图像数据和与之重叠的中心针数据来生成中心支持数据。基于检测到的交叉角度的穿刺针图像数据。Z

图 2

