

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-220770

(P2010-220770A)

(43) 公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 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)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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 100109900  
弁理士 堀口 浩  
(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

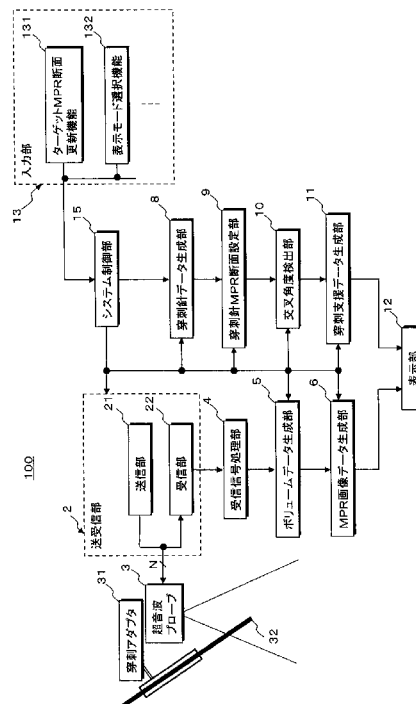
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 検査 / 治療対象部位と穿刺針との位置関係を正確に把握する。

【解決手段】 超音波診断装置100のMPR画像データ生成部6は、検査 / 治療対象部位を含む3次元領域において収集された穿刺針刺入時のボリュームデータに所定のターゲットMPR断面を設定してターゲット画像データを生成する。一方、穿刺データ生成部8は、前記ボリュームデータに基づいて穿刺針32の位置や方向を示す穿刺針データを生成し、交叉角度検出部10は、前記穿刺針データが含まれる穿刺針MPR断面とターゲットMPR断面との交叉角度を検出する。そして、MPR画像データ生成部6は、前記穿刺針MPR断面を前記ボリュームデータに設定して穿刺針画像データを生成し、穿刺支援データ生成部11は、穿刺針データが重畳され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に基づいて合成し穿刺支援データを生成する。

【選択図】 図1



**【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含む穿刺針 M P R 断面を前記ボリュームデータに対して設定する穿刺針 M P R 断面設定手段と、  
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 断面と前記穿刺針 M P R 断面との交叉角度を検出する交叉角度検出手段と、  
前記ボリュームデータの前記ターゲット M P R 断面におけるターゲット画像データ及び前記穿刺針 M P R 断面における穿刺針画像データを生成する M P R 画像データ生成手段と、  
前記ターゲット画像データと前記穿刺針画像データとを前記交叉角度に基づいて合成することにより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。

10

**【請求項 2】**

前記穿刺支援データ生成手段は、前記穿刺針データが重畳された前記穿刺針画像データと前記ターゲット画像データとを前記交叉角度に基づいて合成することにより前記穿刺支援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。

20

**【請求項 3】**

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画像データあるいは前記ターゲット画像データの何れかにおける透明度を前記交叉角度の大きさ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 4】**

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画像データの前記ターゲット画像データに対する位置関係に基づいてその色調を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 5】**

前記穿刺針 M P R 断面設定手段は、前記ボリュームデータに対して設定された前記検査 / 治療対象部位を含む複数のターゲット M P R 断面の各々に対応した複数の穿刺針 M P R 断面を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。

30

**【請求項 6】**

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。

40

**【請求項 7】**

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 6 記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

50

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6記載の超音波診断装置。

【請求項9】

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又は請求項6に記載した超音波診断装置。

【請求項10】

超音波診断装置に対し、

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含む穿刺針M P R断面を前記ボリュームデータに対して設定する穿刺針M P R断面設定機能と、

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断面と前記穿刺針M P R断面との交叉角度を検出する交叉角度検出機能と、

前記ボリュームデータの前記ターゲットM P R断面におけるターゲット画像データ及び前記穿刺針M P R断面における穿刺針画像データを生成するM P R画像データ生成機能と、

前記ターゲット画像データと前記穿刺針画像データとを前記交叉角度に基づいて合成することにより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。

【請求項11】

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。

10

20

30

40

50

## 【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。）。

10

## 【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】

## 【0006】

20

【特許文献1】特開平6 - 205776号公報

【特許文献2】特開2005 - 323669号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

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向に向かって刺入される。このような場合、特許文献1の方法によれば、穿刺針は画像データ上から消失し、又、特許文献2の方法によれば、穿刺針は第2の画像データに示された予定刺入経路とは異なる方向に刺入されるため、体内に刺入された穿刺針の位置や方向を正確に把握することが不可能になるという問題点を有していた。

30

## 【0008】

本発明は、上述の問題点を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可能な超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムを提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

40

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含む穿刺針MPR断面を前記ボリュームデータに対して設定する穿刺針MPR断面設定手段と、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MPR断面と前記穿刺針MPR断面との交叉角度を検出する交叉角度検出手段と、前記ボリュームデータの前記ターゲットMPR断面におけるターゲット画像データ及び前記穿刺針MPR断面における穿刺針画像データを生成するMPR画像データ生成手段と、前記ターゲット画像データと前記穿刺針画像データとを前

50

記交叉角度に基づいて合成することにより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している。

【0010】

又、請求項6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MPR断面のターゲット画像データを生成するMPR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MPR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している。

10

【0011】

一方、請求項10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含む穿刺針MPR断面を前記ボリュームデータに対して設定する穿刺針MPR断面設定機能と、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MPR断面と前記穿刺針MPR断面との交叉角度を検出する交叉角度検出機能と、前記ボリュームデータの前記ターゲットMPR断面におけるターゲット画像データ及び前記穿刺針MPR断面における穿刺針画像データを生成するMPR画像データ生成機能と、前記ターゲット画像データと前記穿刺針画像データとを前記交叉角度に基づいて合成することにより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を実行させることを特徴としている。

20

【0012】

又、請求項11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MPR断面のターゲット画像データを生成するMPR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MPR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を実行させることを特徴としている。

30

【発明の効果】

【0013】

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。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

50

【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。

【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 10】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 11】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 12】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】

10

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例 1】

【0016】

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。

20

【0017】

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動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。

30

【0018】

(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。

【0019】

図 1 に示す本実施例の超音波診断装置 100 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 M P R 断面設定部 9 において設定された 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及び穿刺針画像データを生成する M P R 画像デー

40

50

タ生成部 6 を備えている。

【 0 0 2 0 】

又、超音波診断装置 1 0 0 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 M P R 断面を設定する穿刺針 M P R 断面設定部 9 と、入力部 1 3 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 M P R 断面と上述の穿刺針 M P R 断面との交叉角度を検出する交叉角度検出部 1 0 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 1 1 と、穿刺針刺入前に 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針刺入時に穿刺支援データ生成部 1 1 が生成した穿刺支援データを表示する表示部 1 2 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 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。

10

【 0 0 2 1 】

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 3 2 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 3 1 が装着され、この穿刺アダプタ 3 1 により、上述のボリュームデータに対する穿刺針 3 2 の予定刺入経路が一義的に決定される。

20

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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 2 1 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 2 2 を備えている。

30

【 0 0 2 4 】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、駆動回路 2 1 3 を備え、レートパルス発生器 2 1 1 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 1 5 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 2 1 2 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（ $p$ 、 $q$ ）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 2 1 3 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トパルスに基づいて生成する。

40

【 0 0 2 5 】

一方、受信部 2 2 は、N チャンネルから構成される A / D 変換器 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 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 2 2 1 にてデジタル信号に変換される。受信遅延回路 2 2 2 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（ $p$ 、 $q$ ）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 2 2 1 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 2 2 3 は、これら受信遅延回路 2 2 2 か

50

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 2 2 2 と加算器 2 2 3 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。

【 0 0 2 6 】

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 ( p、 q ) 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、 p 及び q 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。

【 0 0 2 7 】

図 2 へ戻って、受信信号処理部 4 は、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 を備えている。包絡線検波器 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 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 4 2 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 4 1 と対数変換器 4 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【 0 0 2 8 】

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 5 1、補間処理部 5 2 及びボリュームデータ記憶部 5 3 を備え、超音波データ記憶部 5 1 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。

【 0 0 2 9 】

一方、補間処理部 5 2 は、超音波データ記憶部 5 1 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 5 3 に保存される。

【 0 0 3 0 】

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 5 3 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 1 3 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。同様にして、ボリュームデータ記憶部 5 3 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。

【 0 0 3 1 】

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 1 3 が有する後述のターゲット MPR 断面更新機能 1 3 1 によって好適な位置へ更新される。

【 0 0 3 2 】

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 ) においてターゲット MPR 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 MPR 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 MPR 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

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 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。

## 【 0 0 3 4 】

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。

10

## 【 0 0 3 5 】

そして、交叉角度検出部 1 0 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 1 3 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。

## 【 0 0 3 6 】

次に、穿刺支援データ生成部 1 1 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 1 0 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。

20

## 【 0 0 3 7 】

次に、図 1 に示した表示部 1 2 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 1 1 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。

30

## 【 0 0 3 8 】

即ち、表示部 1 2 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 1 1 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。

## 【 0 0 3 9 】

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 1 2 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 平面においてターゲット M P R 断面 M t 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 3 2 の穿刺針データに基づいて穿刺針 M P R 断面 M n が設定される。

40

## 【 0 0 4 0 】

このような場合、表示部 1 2 のモニタには、図 6 ( b ) に示すように、ターゲット M P R 断面 M t において生成されたターゲット画像データ D m t と穿刺針 M P R 断面 M n において生成された穿刺針画像データ D m n とをこれら M P R 断面の交叉角度情報 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 D x が表示される。

## 【 0 0 4 1 】

50

尚、ターゲット画像データ  $D_{mt}$  と穿刺針画像データ  $D_{mn}$  との合成によって得られた穿刺支援データ  $D_x$  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  $D_{mt}$  の前方に位置する穿刺針画像データ  $D_{mn}$  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  $D_{mt}$  の後方に位置する穿刺針画像データ  $D_{mn}$  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  $M_t$  と穿刺針MPR断面  $M_n$  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  $D_{mt}$  の前方に位置する穿刺針画像データ  $D_{mn}$  に対し寒色系の色調を設定し、ターゲット画像データ  $D_{mt}$  の後方に位置する穿刺針画像データ  $D_{mn}$  に対し暖色系の色調を設定しても構わない。

10

【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  $M_t$  及び穿刺針MPR断面  $M_n$  の他に、例えば、ターゲットMPR断面  $M_t$  に直交するターゲットMPR断面  $M_{ta}$  と穿刺針MPR断面  $M_n$  に直交する穿刺針MPR断面  $M_{na}$  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  $M_t$  において生成されたターゲット画像データ  $D_{mt}$  と穿刺針MPR断面  $M_n$  において生成された穿刺針画像データ  $D_{mn}$  との合成による穿刺支援データ  $D_x$  (図7(b))とターゲットMPR断面  $M_{ta}$  において生成されたターゲット画像データ  $D_{mta}$  と穿刺針MPR断面  $M_{na}$  において生成された穿刺針画像データ  $D_{mna}$  との合成による穿刺支援データ  $D_{xa}$  (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  $D_{mn}$  及び穿刺針画像データ  $D_{mna}$  に対して透明度と色調が設定される。

20

【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。

30

【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CPU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。

40

【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】

50

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(1、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(1、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(1、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(1、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方向にずつ更新された $q = 1 + (q - 1)$  ( $q = 2$ 乃至 $Q$ )によって設定される送受信方向(1、2乃至 $Q$ )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。

#### 【0055】

上述の手順によって送受信方向(1、1乃至 $Q$ )に対する超音波送受信が終了したならば、送受信方向が方向にずつ更新された $p = 1 + (p - 1)$  ( $p = 2$ 乃至 $P$ )を設定し、送受信方向2乃至 $P$ の各々に対し上述の1乃至 $Q$ 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

10

20

30

40

50

の補間処理部 5 2 は、超音波データ記憶部 5 1 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 5 3 に保存する（図 8 のステップ S 2）。

【0056】

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 5 3 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 X o - Z o 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 1 2 のモニタに表示する（図 8 のステップ S 3）。

【0057】

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 1 2 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 1 3 のターゲット MPR 断面更新機能 1 3 1 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 S 4）。

【0058】

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 S 2）、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 1 2 に表示する（図 8 のステップ S 3）。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 S 2 乃至 S 4 を繰り返す。

【0059】

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 3 1 のニードルガイドに穿刺針 3 2 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 S 5）。更に、入力部 1 3 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 S 2 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 5 3 に保存する（図 8 のステップ S 6）。

【0060】

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 5 3 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 S 7）。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とを比較することによって穿刺針 3 2 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 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（図 7 のステップ S 8）。

【0061】

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 S 9）。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 5 3 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、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 S 10）。

【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 1 3 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 S 11）。そして、穿刺支援データ

10

20

30

40

50

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 S 12）。

【0063】

そして、上述のステップ S 5 乃至 S 12 あるいはステップ S 2 乃至 S 12 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。

10

【0064】

尚、本実施例では、穿刺針データ D n d が重畳された穿刺針画像データ D m n とターゲット画像データ D m t 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 n d が重畳されていない穿刺針画像データ D m n とターゲット画像データ D m t との合成であっても構わない。

【0065】

又、穿刺針画像データ D m n 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 m n 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 m n の代わりにターゲット画像データ D m t に対して設定してもよい。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【実施例 2】

【0069】

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 MPR 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 MPR 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 MPR 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

50

投影データを重畳させて穿刺支援データを生成する。

【0070】

(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100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。

【0071】

即ち、図9に示す本実施例の超音波診断装置200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MPR断面あるいは後述の入力部13aにおいて更新されたターゲット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を生成するMPR画像データ生成部6を備えている。

10

【0072】

又、超音波診断装置100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MPR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14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11aと、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支援データ生成部11aが生成した穿刺支援データを表示する表示部12a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13a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。

20

【0073】

投影データ生成部14は、図10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Dndを、入力部13aにおいて設定された光源Lsを基準としてターゲットMPR断面Mtへ投影することにより穿刺針データDndの投影像Tndを含む穿刺針投影データDoを生成する。

30

【0074】

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する。

40

【0075】

表示部12a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、MPR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Dy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Mtのターゲット画像データDmtに、前記ターゲットMPR断面Mtへの投影によって得られた穿刺針データDndの穿刺針投影データDo(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M

50

P R 断面 D m t と 穿 刺 針 データ D n d の 位 置 関 係 に よ っ て 設 定 さ れ る。

【 0 0 7 7 】

一 方、 図 9 に 示 し た 入 力 部 1 3 a 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 M P R 断 面 の 更 新 を 行 な う ターゲッ ト M P R 断 面 更 新 機 能 1 3 1、 表 示 モード の 選 択 を 行 な う 表 示 モード 選 択 機 能 1 3 2 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 1 3 3 を 有 し て い る。 更 に、 患 者 情 報 の 入 力、 ボリ ユーム 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 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。

【 0 0 7 8 】

( 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 1 2 の フローチャート を 用 い て 説 明 す る。 但 し、 図 1 2 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。

【 0 0 7 9 】

即 ち、 図 8 の ステップ S 1 乃 至 S 8 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 ユーム データ の 生 成、 ターゲッ ト M P R 断 面 の 設 定、 ターゲッ ト M P R 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 ユーム データ に 基 づ く 穿 刺 針 データ の 生 成 を 行 な う。( 図 1 2 の ステップ S 1 乃 至 S 8 )。

【 0 0 8 0 】

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 1 4 は、 穿 刺 針 データ 生 成 部 8 が 穿 刺 針 刺 入 時 の ボリ ユーム 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 1 3 a に お い て 設 定 さ れ た 光 源 を 基 準 と し て ターゲッ ト M P R 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 1 2 の ステップ S 1 9 )。

【 0 0 8 1 】

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 ユーム 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 し、 表 示 部 1 2 a の モニ タ に 表 示 す る ( 図 1 2 の ステップ S 2 0 )。

【 0 0 8 2 】

そ し て、 上 述 の ステップ S 5 乃 至 S 2 0 あ る い は ステップ S 2 乃 至 S 2 0 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。

【 0 0 8 3 】

尚、 本 実 施 例 で は、 穿 刺 針 データ D n d を 投 影 し て 形 成 さ れ る 線 状 の 投 影 像 T n d 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 m t 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 n d 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 m t に 重 畳 し て も よ い。

【 0 0 8 4 】

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 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 t に 対 し て 設 定 し て も よ い。

【 0 0 8 5 】

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 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 可 能 と な る。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 6 】

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MPR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MPR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MPR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MPR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。

## 【 0 0 8 7 】

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。

## 【 0 0 8 8 】

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MPR画像データを生成しても構わない。

## 【 0 0 8 9 】

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。

## 【 0 0 9 0 】

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 】

## 【 0 0 9 1 】

- 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 ... MPR画像データ生成部
- 8 ... 穿刺針データ生成部
- 9 ... 穿刺針MPR断面設定部
- 1 0 ... 交叉角度検出部
- 1 1、1 1 a ... 穿刺支援データ生成部
- 1 2、1 2 a ... 表示部
- 1 3、1 3 a ... 入力部
- 1 3 1 ... ターゲットMPR断面更新機能
- 1 3 2 ... 表示モード選択機能

10

20

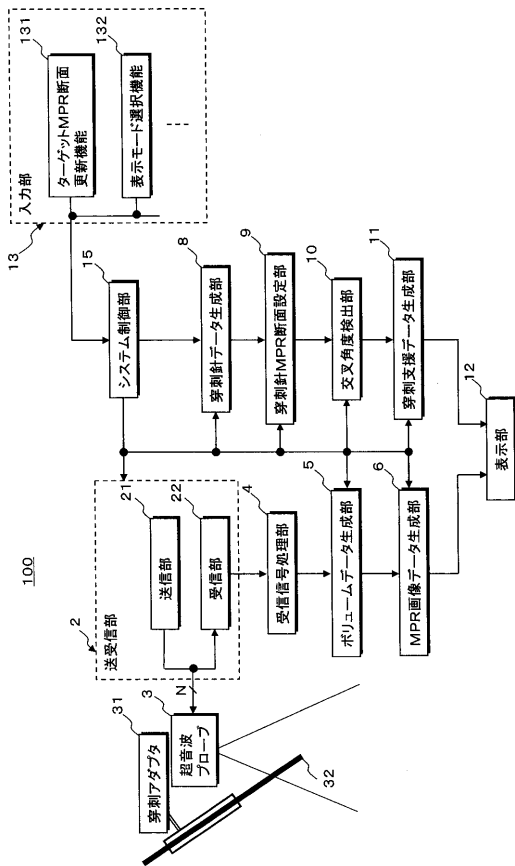
30

40

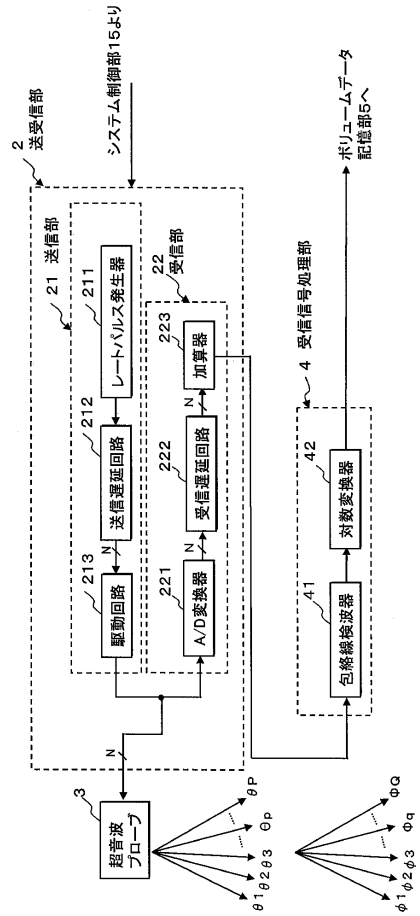
50

- 1 3 3 ... 光源設定機能
- 1 4 ... 投影データ生成部
- 1 5 ... システム制御部
- 1 0 0、2 0 0 ... 超音波診断装置

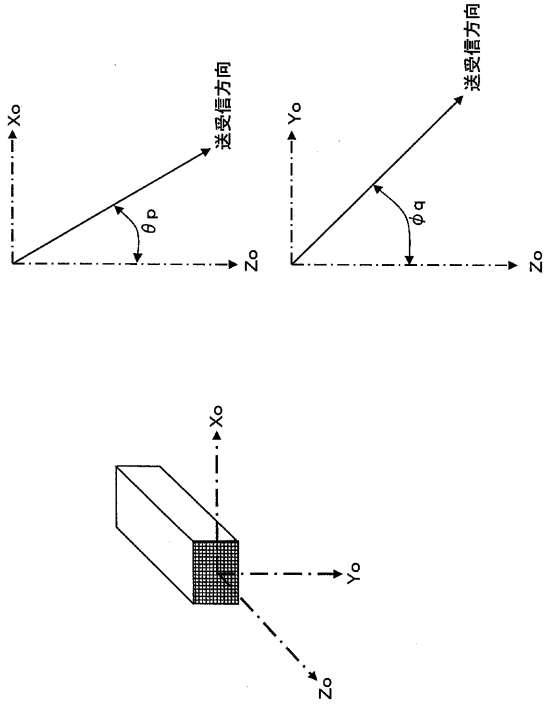
【 図 1 】



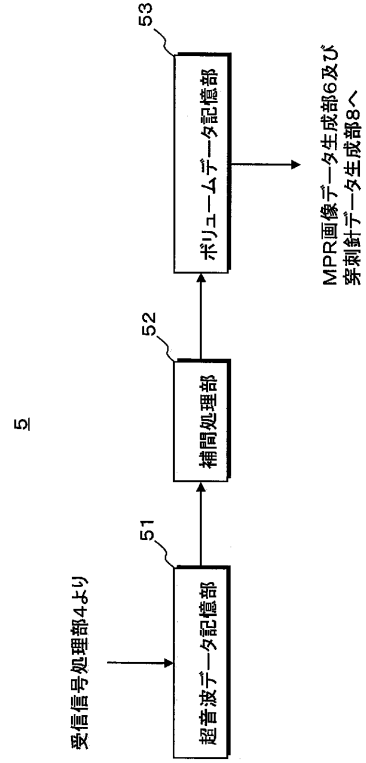
【 図 2 】



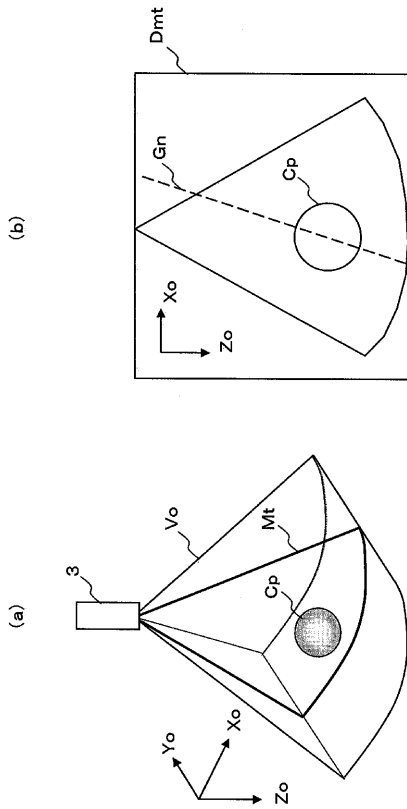
【 図 3 】



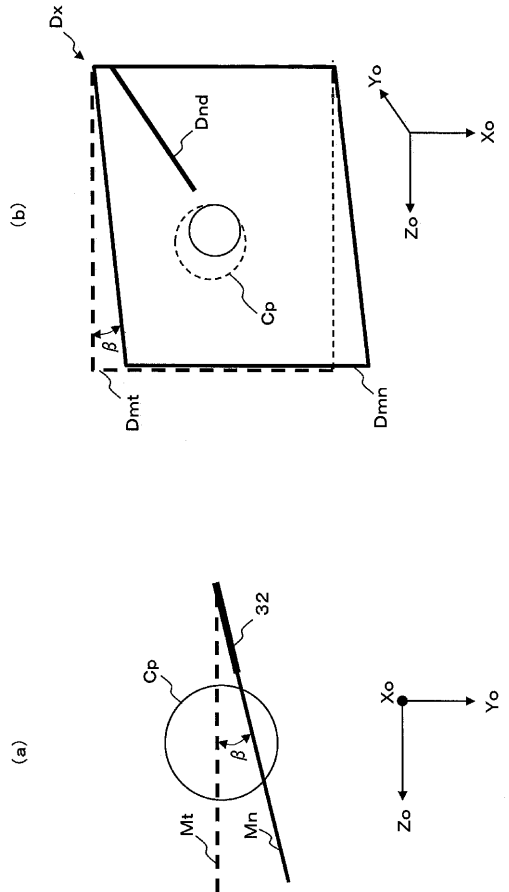
【 図 4 】



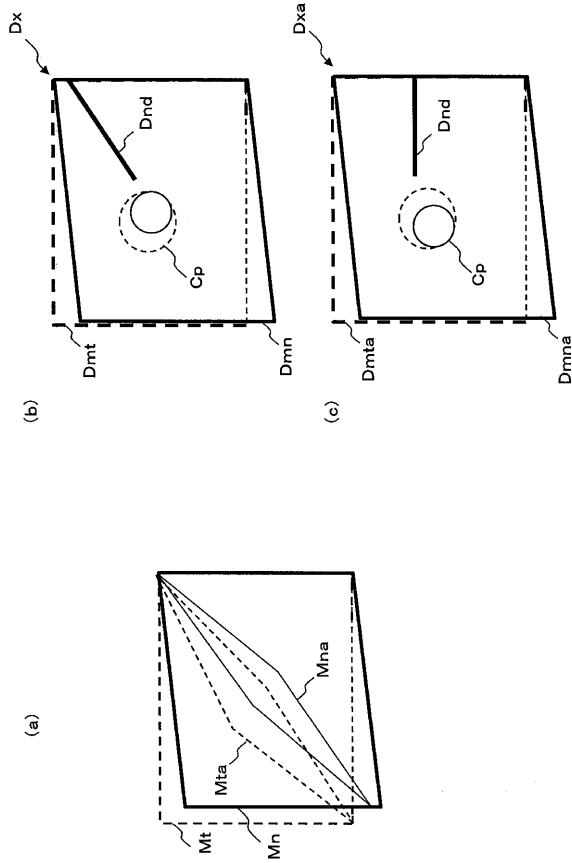
【 図 5 】



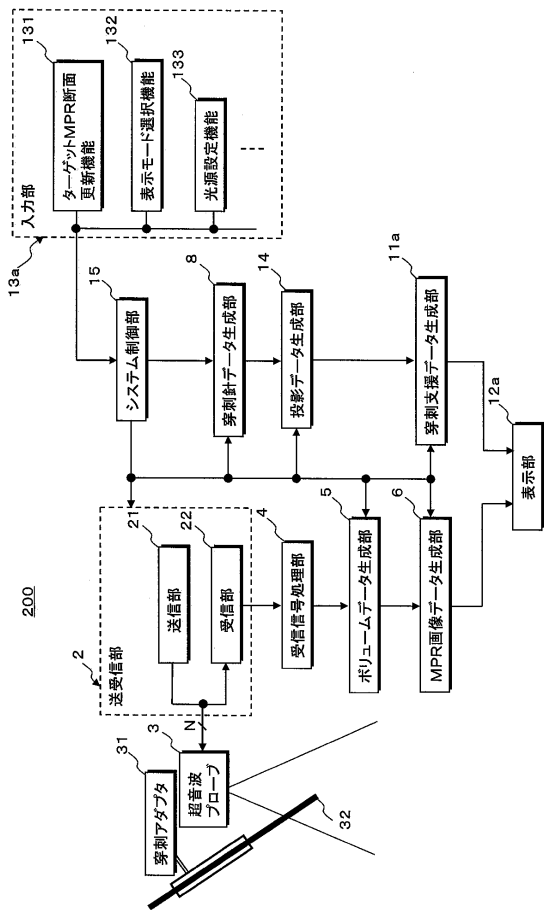
【 図 6 】



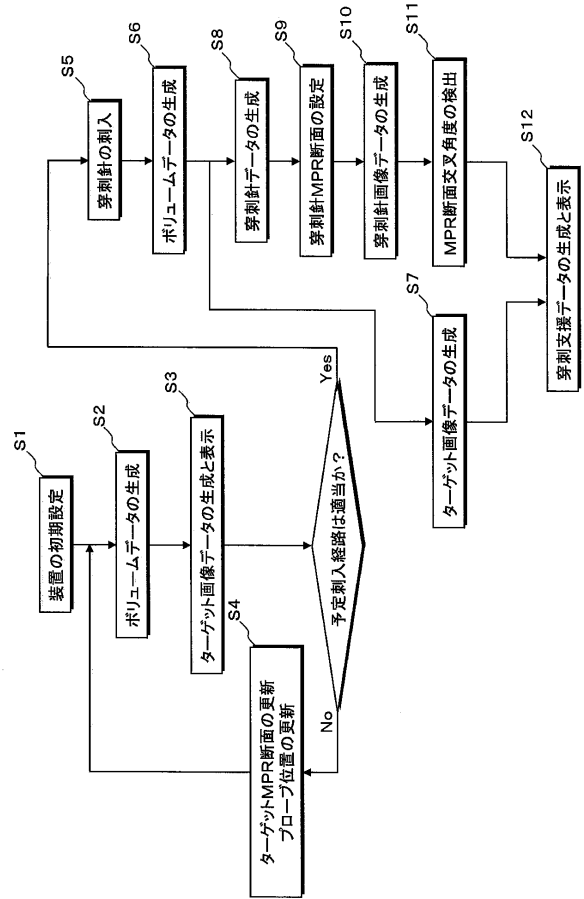
【 図 7 】



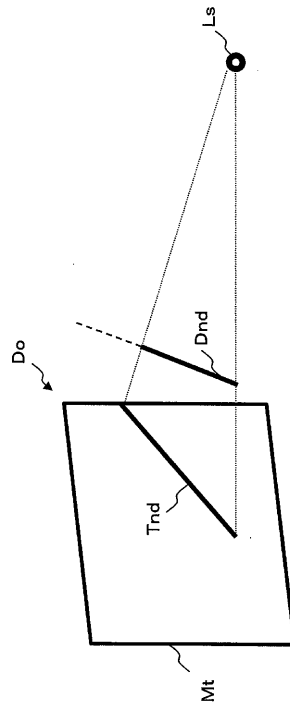
【 図 9 】



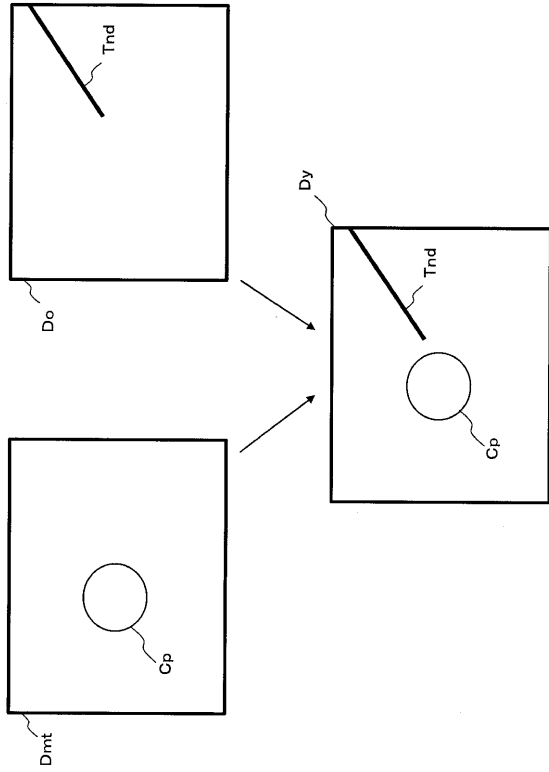
【 図 8 】



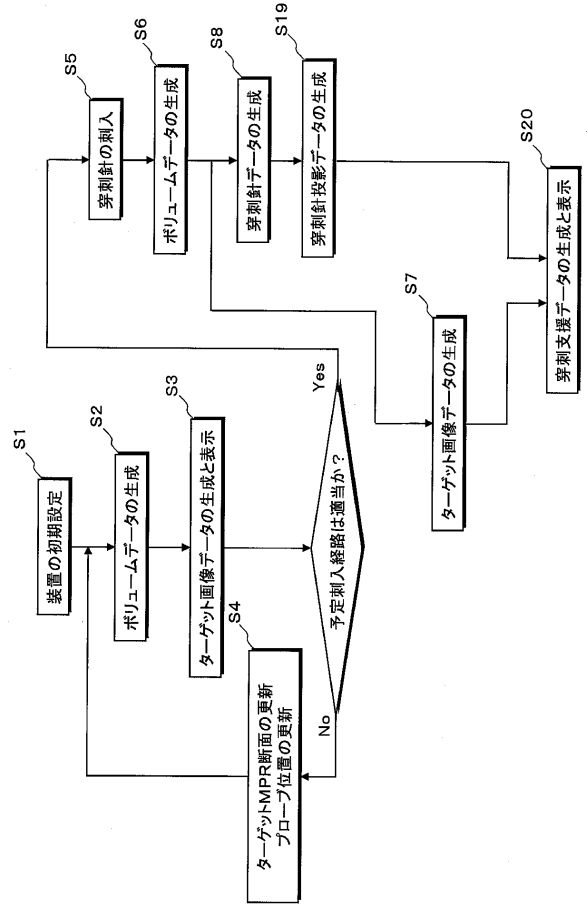
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



---

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE16 FF03 JC20 JC26 KK31

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	<a href="#">JP2010220770A</a>	公开(公告)日	2010-10-07
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		
[标]发明人	市岡健一 鷲見篤司 掛江明弘		
发明人	市岡 健一 鷲見 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)	堀口博		
其他公开文献	JP5495593B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：准确地获取检查/处理目标区域和穿孔针之间的位置关系。解决方案：超声波诊断装置100的MPR图像数据生成部6通过对包含检查/处置对象区域的3D区域中获取的穿孔针穿刺时对体数据设定规定的目标MPR平面，从而生成对象图像数据。同时，穿孔数据生成单元8基于体数据生成示出穿孔针32的位置和方向的穿孔针数据。交叉角检测单元10检测目标MPR平面和包括穿孔针数据的穿孔针MPR平面之间的交叉角度。MPR图像数据生成部6通过将穿孔针MPR平面设定在体数据上来生成穿孔针图像数据，穿孔支撑数据生成部11通过将目标图像数据和穿孔针数据重叠而生成穿孔支撑数据，基于检测到的交叉角度的穿孔针图像数据。

