



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医用画像処理装置と接続された超音波診断装置であって、患者に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波送受信に用いた超音波プローブの位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブの位置情報を含む検査実施情報を前記医用画像処理装置へ供給し、前記検査実施情報に基づいて前記医用画像処理装置が供給した複数の参照画像データからなる参照画像データ群を受信する医療情報送受信手段と、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群に基づいて得られた前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて支援データを生成する支援データ生成手段と、前記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】**

前記超音波プローブの位置情報に基づいて前記走査断面を検出する走査断面検出手段を備え、前記支援データ生成手段は、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群に基づいて得られた前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて前記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。

**【請求項 3】**

前記支援データ生成手段は、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群の中から抽出した前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて前記支援データを生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記参照画像データ群を用いてボリュームデータを生成し、このボリュームデータに基づいて任意断面の参照画像データを生成する参照画像データ生成手段を備え、前記支援データ生成手段は、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記ボリュームデータを用いて生成された前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて前記支援データを生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記支援データ生成手段は、前記超音波画像データと前記参照画像データが並列配置された前記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。

30

**【請求項 6】**

前記患者の体内に刺入される穿刺針の位置情報に基づいてその刺入方向を推定する刺入方向推定手段を備え、前記支援データ生成手段は、前記支援データを構成する前記超音波画像データ及び前記参照画像データの少なくとも何れかに前記刺入方向を示す穿刺マーカを付加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 7】**

M P P S データ作成手段を備え、前記 M P P S データ作成手段は、前記超音波プローブの位置情報、当該超音波検査に対応したボディマーク及び各種の検査情報を含む D I C O M 形式の前記検査実施情報を検査予約データとして作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。

40

**【請求項 8】**

超音波診断装置と接続された医用画像処理装置であって、前記超音波診断装置から供給された検査実施情報に基づいて撮影計画を策定する撮影計画策定手段と、前記撮影計画に基づいて患者に対する撮影を行う撮影手段と、前記撮影によって得られた撮影データに基づいて複数の参照画像データからなる参照画像データ群を生成する参照画像データ生成手段と、前記超音波診断装置から供給される前記検査実施情報を受信し、前記超音波診断装置に対

50

して前記参照画像データ群を供給する医療情報送受信手段とを備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 9】

超音波診断装置と接続された医用画像処理装置であって、前記超音波診断装置から供給された検査実施情報に基づいて撮影計画を策定する撮影計画策定手段と、患者に対して撮影を行う撮影手段と、前記撮影によって得られた撮影データに基づいて複数の診断画像データを生成する診断画像データ生成手段と、前記超音波診断装置から供給される前記検査実施情報を受信し、前記撮影計画に基づいて前記複数の診断画像データの中から選択した複数の診断画像データを参照画像データ群として前記超音波診断装置へ供給する医療情報送受信手段とを備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

10

【請求項 10】

前記撮影計画策定手段は、前記検査実施情報に含まれている超音波プローブの位置情報、当該超音波検査に対応したボディマーク及び各種検査情報の少なくとも何れかに基づいて前記撮影計画を策定することを特徴とする請求項 8 又は請求項 9 に記載した医用画像処理装置。

【請求項 11】

超音波診断装置と医用画像処理装置を有する画像診断システムであって、前記超音波診断装置は、患者に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波送受信に用いた超音波プローブの位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブの位置情報を含む検査実施情報（MPPSデータ）を前記医用画像処理装置へ供給し、前記検査実施情報に基づいて前記医用画像処理装置が収集した複数の参照画像データからなる参照画像データ群を受信する第 1 の医療情報送受信手段と、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群の中から抽出あるいは前記参照画像データ群に基づいて生成した前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて支援データを生成する支援データ生成手段と、前記支援データを表示する表示手段とを備え、前記医用画像処理装置は、前記超音波診断装置から供給された前記検査実施情報に基づいて撮影計画を策定する撮影計画策定手段と、前記撮影計画に基づいて前記患者に対する撮影を行う撮影手段と、前記撮影によって得られた撮影データに基づいて前記参照画像データ群を生成する参照画像データ生成手段と、前記超音波診断装置から供給される前記検査実施情報を受信し、前記超音波診断装置に対して前記参照画像データ群を供給する第 2 の医療情報送受信手段とを備えたことを特徴とする画像診断システム。

20

30

40

【請求項 12】

超音波診断装置と医用画像処理装置を有する画像診断システムであって、前記超音波診断装置は、患者に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波送受信に用いた超音波プローブの位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブの位置情報を含む検査実施情報を前記医用画像処理装置へ供給し、前記検査実施情報に基づいて前記医用画像処理装置が収集した複数の参照画像データからなる参照画像データ群を受信する第 1 の医療情報送受信手段と、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群の中から抽出あ

50

るいは前記参照画像データ群に基づいて生成した前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて支援データを生成する支援データ生成手段と、  
前記支援データを表示する表示手段とを備え、  
前記医用画像処理装置は、  
前記超音波診断装置から供給された前記検査実施情報に基づいて撮影計画を策定する撮影計画策定手段と、  
前記患者に対して撮影を行う撮影手段と、  
前記撮影によって得られた撮影データに基づいて複数の診断画像データを生成する診断画像データ生成手段と、  
前記超音波診断装置から供給される前記検査実施情報を受信し、前記撮影計画に基づいて前記複数の診断画像データの中から選択した複数の診断画像データを前記参照画像データ群として前記超音波診断装置へ供給する医療情報送受信手段とを備えたことを特徴とする画像診断システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、患者の所定部位にて得られたCT画像データ等の参照画像データと超音波画像データとに基づいて各種の検査や治療に有効な支援データの生成と表示を行う超音波診断装置、医用画像処理装置及び画像診断システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵さ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、生体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して種々の生体情報を収集するものである。複数の振動素子に供給する駆動信号やこれらの振動素子から得られる受信信号の遅延時間を制御することにより超音波の送受信方向や集束点を電子的に制御することが可能な近年の超音波診断装置では、超音波プローブの先端部を体表面に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像データを容易に観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

30

【0003】

又、リアルタイム表示される超音波画像データの観測下にて穿刺針等を用いた低侵襲的な検査方法や治療方法も開発され、例えば、検査/治療対象部位に対する薬物の投与や細胞/組織の摘出を目的とした穿刺を2次元超音波画像データ、あるいは、3次元超音波画像データの観測下にて行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】

更に、最近では、腫瘍等の検査/治療対象部位に穿刺針を刺入し、この穿刺針の先端部より放射されるマイクロ波やラジオ波を用いて焼灼治療を行う方法も開発され、特に、ラジオ波を照射して治療対象部位を凝固させる、所謂、ラジオ波焼灼療法(RFA: Radio Frequency Ablation)は、局所的な焼灼領域を簡便かつ正確に制御することが可能なため肝腫瘍等の治療法として有効な手段になりつつある。

40

【0005】

このような穿刺針を用いた検査や治療を超音波画像データの観測下で行う場合、穿刺針は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取り付けられ、治療対象部位と共に表示される穿刺針の超音波画像データによってその先端位置を確認しながら刺入が行われる。又、穿刺針あるいは超音波プローブに設けられた位置検出器によって得られる位置情報に基づいて穿刺針の刺入方向を示す穿刺マーカを作成し、治療対象部位の超音波画像データに重畳して表示することにより更に正確な穿刺針の刺入が可能となった。

【0006】

一方、穿刺針等を用いた検査や治療は、通常、リアルタイム表示が容易な超音波画像デ

50

ータのガイド下で行われるが、超音波画像データの空間分解能やコントラスト分解能はX線CT画像データやMRI画像データ（以下、これらの画像データを纏めて参照画像データと呼ぶ。）と比較して劣るため、腫瘍の存在やその形状の把握が困難な場合が多く、穿刺針の刺入方向や刺入距離の決定に多くの時間を要してきた。

【0007】

このような超音波画像データの問題点を補完するために、空間分解能やコントラスト分解能等に優れたX線CT画像データやMRI画像データの生成あるいは処理を行う装置（以下、医用画像処理装置と呼ぶ。）によって患者体内の比較的広範囲な領域における複数の参照画像データ（参照画像データ群）を予め収集し、超音波プローブの配置位置や配置方向によって一義的に決定される患者体内の走査断面にて収集された超音波画像データと参照画像データ群の中から選択された上述の走査断面に対応する断面の参照画像データを同時表示する方法が提案されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2002-112998号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述の特許文献1に記載された方法等によれば、分解能に優れた参照画像データを超音波画像データと共に観察することにより穿刺針刺入前における腫瘍領域の位置や形状を正確に捉えることができ、更に、腫瘍領域に対する穿刺針の刺入位置を正確に推定することが可能となる。

20

【0010】

しかしながら、このとき医用画像処理装置による参照画像データ群の収集は、超音波プローブが配置される可能性を有する全ての領域に対して行われなくてはならないため、その画像データ容量は極めて大きくなる。従って、これらの参照画像データ群に対する所定の処理やネットワーク等を介して超音波診断装置へ供給する際に多くの時間を要し、検査効率が著しく低下するという問題点を有していた。

【0011】

30

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、所望走査断面において収集された超音波画像データと同時表示するX線CT画像データやMRI画像データ等の参照画像データを別途設けられた医用画像処理装置から供給される参照画像データ群の中から抽出する際、上述の走査断面に対応した断面の参照画像情報を含む参照画像データ群を効率よく収集することが可能な超音波診断装置、医用画像処理装置及び画像診断システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本開示の実施形態における超音波診断装置は、医用画像処理装置と接続された超音波診断装置であって、患者に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、前記超音波送受信に用いた超音波プローブの位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブの位置情報を含む検査実施情報を前記医用画像処理装置へ供給し、前記検査実施情報に基づいて前記医用画像処理装置から供給された複数の参照画像データからなる参照画像データ群を受信する医療情報送受信手段と、所望の走査断面にて得られた超音波画像データと、前記参照画像データ群に基づいて得られた前記走査断面に対応する断面の参照画像データを用いて支援データを生成する支援データ生成手段と、前記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。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

【図 1】本実施形態の画像診断システムにおいてネットワークを介し接続された超音波診断装置及び医用画像処理装置を説明するための図。

【図 2】本実施形態の画像診断システムが備えた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 3】本実施形態の超音波診断装置が備えた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 4】本実施形態の超音波診断装置が備えた支援データ生成部において生成される検査支援データの具体例を示す図。

【図 5】本実施形態の画像診断システムが備えた医用画像処理装置の全体構成を示すブロック図。

【図 6】本実施形態の医用画像処理装置が備えた撮影部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 7】本実施形態の医用画像処理装置が備えた撮影計画策定部において腫瘍領域が 1 つの場合に生成されるスキャノグラム具体例を示す図。

【図 8】本実施形態の医用画像処理装置において腫瘍領域が 1 つの場合に収集される参照画像データ群を説明するための図。

【図 9】本実施形態の医用画像処理装置が備えた撮影計画策定部において腫瘍領域が複数 (2 つ) の場合に生成されるスキャノグラムの具体例を示す図。

【図 10】本実施形態の医用画像処理装置において腫瘍領域が複数 (2 つ) の場合に収集される参照画像データ群を説明するための図。

【図 11】本実施形態における検査支援データの生成 / 表示手順を示すフローチャート。

【図 12】本実施形態の医用画像処理装置において収集される参照画像データ群の変形例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【0015】

(実施形態)

以下に述べる本実施形態では、穿刺針刺入方向の確認を目的とした検査支援データの生成と表示を行う画像診断システムについて述べるが、これに限定されるものではなく、他の検査に有効な検査支援データを生成 / 表示する画像診断システムであってもよい。

【0016】

又、X 線 CT 画像データを生成しネットワークを介して前記超音波診断装置へ供給する医用画像処理装置と、この X 線 CT 画像データに基づいて上述の検査支援データを生成する超音波診断装置とを備えた画像診断システムについて述べるが、医用画像処理装置において生成あるいは処理される医用画像データは、MRI 画像データ等の他の画像データであってもよい。

【0017】

更に、医用画像処理装置は、各種の医用画像データが保存された医用画像管理通信システム (PACS: Picture archiving and communication system)、放射線科情報システム (RIS: Radiology Information System)、病院情報システム (HIS: Hospital Information System) 等であってもよい。尚、これらの装置あるいは上述の医用画像データを生成する装置と超音波診断装置は、ネットワークを介さずに直接接続されていても構わない。

【0018】

即ち、図 1 に示す本実施形態の画像診断システム 500 は、ネットワーク 300 を介して接続された超音波診断装置 100 と医用画像処理装置 200 を有している。

【0019】

そして、患者 30 の腫瘍領域に対する穿刺針の刺入に先立ち、超音波診断装置 100 を操作する医療従事者 (以下、第 1 の操作者と呼ぶ。) は、超音波プローブを患者 30 の体

10

20

30

40

50

表面に沿って移動させながら腫瘍領域を含む撮影領域に対して予備撮影モードの超音波検査を行うことによって超音波画像データの生成と表示を行い、腫瘍領域の表示に好適な位置に配置された超音波プローブの位置情報等を予め得られた各種検査情報と共にDICOM形式の検査実施情報（以下、MPPS（Modality Performed Procedure Step）データと呼ぶ。）としてネットワーク300を介し医用画像処理装置200へ供給する。

#### 【0020】

一方、医用画像処理装置200は、超音波診断装置100から供給されたMPPSデータと予備撮影モードのX線撮影によって得られたスキャノグラム（撮影計画用画像データ）に基づいて撮影計画を策定し、この撮影計画に基づく本撮影モードのX線CT撮影によって得られた異なる複数の断面における参照画像データ（参照画像データ群）とその位置情報を、上述のネットワーク300を介して超音波診断装置100へ供給する。

10

#### 【0021】

次いで、超音波診断装置100は、本撮影モードの超音波検査にて所望走査断面（即ち、腫瘍領域の表示に好適な走査断面）における超音波画像データを収集すると共に、医用画像処理装置200から供給された参照画像データ群の中から上述の走査断面に対応した断面における参照画像データを超音波プローブの位置情報に基づいて抽出し、得られた参照画像データと超音波画像データを、例えば、並列配置することによって穿刺針刺入方向の確認に有効な検査支援データを生成する。

#### 【0022】

（超音波診断装置の構成及び機能）

次に、本実施形態の画像診断システムが備える超音波診断装置100の構成と機能につき図2乃至図4を用いて説明する。尚、図2は、超音波診断装置100の全体構成を示すブロック図であり、図3は、この超音波診断装置100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である。

20

#### 【0023】

図2に示す本実施形態の超音波診断装置100は、穿刺針150を用いた腫瘍組織の摘出検査における患者体内の走査断面に対して送信超音波（超音波パルス）を放射し、この送信超音波によって前記走査断面から得られた受信超音波（超音波反射波）を電気的な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2と、前記走査断面の所定方向に対して送信超音波を放射するための駆動信号を上述の振動素子へ供給し、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超音波送受信部3と、整相加算後の受信信号を信号処理して超音波データとしてのBモードデータを生成する受信信号処理部4と、超音波送受信方向単位で得られた上述のBモードデータに基づいて2次元の超音波画像データを生成する画像データ生成部5と、プローブ位置センサ2pから供給される超音波プローブ2の位置信号、及び、超音波プローブ2の図示しない穿刺アダプタに装着された穿刺針位置センサ2nから供給される穿刺針150の位置信号に基づいて超音波プローブ2及び穿刺針150の位置情報を検出する位置情報検出部6と、位置情報検出部6から供給された超音波プローブ2の位置情報及び後述の入力部14において選択されたポディマーク、更には、予め得られた当該腫瘍領域に関する各種検査情報等を含むDICOM形式のMPPSデータを検査予約データとして作成するMPPSデータ作成部7と、ネットワーク300を介して接続された医用画像処理装置200に対しMPPSデータ作成部7が作成したMPPSデータを送信し、このMPPSデータに基づいて参照画像データ生成部200から供給された複数の参照画像データから構成される参照画像データ群とその位置情報を受信する医療情報送受信部（第1の医療情報送受信部）8を備えている。

30

40

#### 【0024】

又、超音波診断装置100は、医療情報送受信部8において受信された参照画像データ群及びその位置情報を記憶する参照画像データ記憶部9と、位置情報検出部6から供給される超音波プローブ2の位置情報（超音波プローブ2の中心位置/傾斜角度や振動素子の配列方向等）に基づいて走査断面を検出する走査断面検出部10と、上述の位置情報検出

50

部 6 から供給される穿刺針 150 の位置情報（穿刺針 150 の位置や傾斜角度等）に基づいて患者 30 の体内における穿刺針 150 の刺入方向を推定する刺入方向推定部 11 と、画像データ生成部 5 において生成された所望走査断面における本撮影モードの超音波画像データと、参照画像データ記憶部 9 に保存されている参照画像データ群の中から抽出した上述の所望走査断面に対応する断面の参照画像データに刺入方向推定部 11 が推定した穿刺針 150 の刺入方向を示す穿刺マーカを付加することによって検査支援データを生成する支援データ生成部 12 と、得られた検査支援データを表示する表示部 13 を備え、更に、患者情報の入力、ボディマークの選択、検査情報の入力、超音波送受信条件や検査支援データ生成条件の設定、検査モード（例えば、B モード検査）の選択、各種指示信号の入力等を行う入力部 14 と、超音波送受信部 3 における送信遅延時間及び受信遅延時間を設定することにより超音波送受信方向を制御する走査制御部 15 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 16 を備えている。

10

## 【0025】

超音波プローブ 2 は、患者 30 の体表面と接触する先端部に N 個の図示しない振動素子を有し、これらの振動素子は、図示しない N チャンネルの多芯ケーブルを介して超音波送受信部 3 の入出力端子に接続されている。超音波プローブ 2 が備える上述の振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には駆動信号（電気パルス）を送信超音波（超音波パルス）に変換し、受信時には受信超音波（超音波反射波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。

20

## 【0026】

そして、超音波プローブ 2 の壁面には、腫瘍の組織診に対応した穿刺針 150 の刺入方向を設定すると共にこの穿刺針 150 を刺入方向に対してスライド自在に保持する図示しない穿刺アダプタと、穿刺針 150 の位置信号を発生する穿刺針位置センサ 2n と、超音波プローブ 2 の位置信号を発生するプローブ位置センサ 2p が備えられている。

## 【0027】

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、第 1 の操作者は、各種超音波プローブの中から当該検査に好適な超音波プローブを任意に選択することが可能であるが、本実施形態では、N 個の振動素子とその先端部に設けられたセクタ走査対応の超音波プローブ 2 を用いた場合について述べる。

30

## 【0028】

次に、図 3 に示す超音波送受信部 3 は、患者 30 の体内に設定された超音波送受信方向（ $\theta = 1$  乃至  $P$ ）に対し、例えば、B モード検査に対応した送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 2 の振動素子へ供給する送信部 31 と、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受信部 32 を備え、送信部 31 は、レートパルス発生器 311、送信遅延回路 312 及び駆動回路 313 を備えている。

## 【0029】

レートパルス発生器 311 は、体内に放射する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 16 から供給される基準信号を分周することによって生成し、得られたレートパルスを送信遅延回路 312 へ供給する。送信遅延回路 312 は、超音波プローブ 2 が内蔵する N 個の振動素子の中から選択された  $N_t$  個の送信用振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、走査制御部 15 から供給される遅延時間制御信号に従って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集束用遅延時間と超音波送受信方向  $\theta$  に対して送信超音波を放射するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器 311 から供給された上述のレートパルスに与える。

40

## 【0030】

そして、駆動回路 313 は、超音波プローブ 2 に内蔵された  $N_t$  個の送信用振動素子を駆動する機能を有し、送信遅延回路 312 から供給されるレートパルスに基づいて上述の集束用遅延時間及び偏向用遅延時間を有する所定形状の駆動信号を生成する。

## 【0031】

一方、受信部 32 は、超音波プローブ 2 が内蔵する N 個の振動素子の中から選択された

50

N r 個の受信振動素子に対応する N r チャンネルのプリアンプ 3 2 1、A / D 変換器 3 2 2 及び受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 を備え、受信振動素子からプリアンプ 3 2 1 を介して供給される N r チャンネルの受信信号は A / D 変換器 3 2 2 においてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 3 2 3 へ送られる。

【 0 0 3 2 】

受信遅延回路 3 2 3 は、走査制御部 1 5 から供給される遅延時間制御信号に従って患者体内の所定深度から反射した受信超音波を集束するための集束用遅延時間と超音波送受信方向 ( = 1 乃至 P ) 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 3 2 2 から出力された N r チャンネルからなる受信信号の各々に与え、加算器 3 2 4 は、受信遅延回路 3 2 3 が出力した N r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 により、超音波送受信方向 の受信超音波に対応した受信信号は整相加算される。

10

【 0 0 3 3 】

次に、受信信号処理部 4 は、例えば、検査モードとして「Bモード検査」が選択された場合に受信部 3 2 の加算部 3 2 4 から出力された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器 4 1 1 と、包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理により小さな振幅の信号が相対的に強調された B モードデータを生成する対数変換器 4 1 2 を備えている。

【 0 0 3 4 】

図 2 へ戻って、画像データ生成部 5 は、受信信号処理部 4 において生成された B モードデータに基づいて超音波画像データ ( B モード画像データ ) を生成する機能を有し、例えば、図示しない超音波データ記憶部と D S C ( digital Scan Converter ) や D S P ( Digital Signal Processor ) 等によって構成される演算処理部を有している。

20

【 0 0 3 5 】

即ち、画像データ生成部 5 は、検査モードとして「Bモード検査」が選択された場合、受信信号処理部 4 の対数変換器 4 1 2 から送受信方向単位で時系列的に供給される B モードデータを超音波データ記憶部に順次保存し、演算処理部は、超音波データ記憶部に保存された上述の B モードデータに対してフィルタリング処理等のデータ処理を行うことにより B モード画像データを生成する。

【 0 0 3 6 】

位置情報検出部 6 は、図示しないプローブ位置情報検出部と穿刺針位置情報検出部を備え、プローブ位置情報検出部は、超音波プローブ 2 の内部あるいは周囲に設けられた複数のプローブ位置センサ 2 p から供給される位置信号に基づいて患者 3 0 の体表面に配置された超音波プローブ 2 の位置情報 ( 超音波プローブ 2 の中心位置 / 傾斜角度や振動素子の配列方向等 ) を検出する。

30

【 0 0 3 7 】

同様にして、穿刺針位置情報検出部は、超音波プローブ 2 の図示しない穿刺アダプタあるいはこの穿刺アダプタに対してスライド自在に装着された穿刺針 1 5 0 が有する穿刺針位置センサ 2 n から供給される位置信号に基づいて患者 3 0 の体内へ刺入されようとしている穿刺針 1 5 0 の位置情報 ( 穿刺針 1 5 0 の位置や傾斜角度等 ) を検出する。

【 0 0 3 8 】

超音波プローブや穿刺針の位置情報検出法として各種の方法が既に提案されているが、検出精度、コスト、サイズ等を考慮した場合、超音波センサあるいは磁気センサを位置センサとして用いる方法が好適である。磁気センサを用いたプローブ位置情報検出部は、例えば、特開 2 0 0 0 - 5 1 6 8 号公報等に記載されているように磁気を発生するトランスミッタ ( 磁気発生部 ) と、この磁気を検出した複数の磁気センサ ( プローブ位置センサ 2 p ) から供給される位置信号に基づいて超音波プローブ 2 の位置を算出する位置算出部 ( 何れも図示せず ) を備えている。

40

【 0 0 3 9 】

尚、プローブ位置センサ 2 p としての磁気センサは、通常、超音波プローブ 2 の表面に装着され、プローブ位置情報検出部のトランスミッタは、超音波プローブ 2 に近接した超

50

音波診断装置 100 の筐体表面等に配置される。そして、上述の位置算出部は、磁気によって計測された磁気センサの各々とトランスミッタとの距離に基づいて超音波プローブ 2 の位置を算出する。

【0040】

MPPS データ生成部 7 は、位置情報検出部 6 のプローブ位置情報検出部から供給された超音波プローブ 2 の位置情報、各種ボディマークの中から入力部 14 の入力デバイスによって選択された当該超音波検査に対応するボディマーク、患者 30 に対する過去の超音波検査や上述した予備撮影モードの超音波検査等において予め得られた腫瘍サイズ、腫瘍数、腫瘍深度、腫瘍経過等の各種検査情報が示された DICOM 形式の MPPS データを作成する。

10

【0041】

医療情報送受信部 8 は、ネットワーク 300 を介して接続された X 線 CT 装置や MRI 装置等の空間分解能やコントラスト分解能に優れた医用画像処理装置 200 に対し上述の MPPS データ作成部 7 が作成した所定フォーマットの MPPS データを送信する MPPS データ送信部と、この MPPS データに基づいて医用画像処理装置 200 が生成した複数の参照画像データから構成される参照画像データ群とその位置情報を、ネットワーク 300 を介して受信する画像データ受信部を備えている。そして、この画像データ受信部が受信した参照画像データの各々は、その位置情報を付帯御情として大容量の記憶媒体を備えた参照画像データ記憶部 9 に保存される。

20

【0042】

走査断面検出部 10 は、位置情報検出部 6 のプローブ位置情報検出部からシステム制御部 16 を介して供給される超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて超音波送受信が行われる走査断面の位置情報を検出する。又、刺入方向推定部 11 は、位置情報検出部 6 の穿刺針位置情報検出部からシステム制御部 16 を介して供給される穿刺針 150 の位置情報に基づいて患者 30 の体内における穿刺針 150 の刺入方向を推定する。

【0043】

次に、支援データ生成部 12 は、所望走査断面に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データ生成部 5 が生成した本撮影モードの超音波画像データを受信し、更に、このとき位置情報検出部 6 のプローブ位置情報検出部において検出された超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて走査断面検出部 10 が検出した上述の所望走査断面に対応する断面の参照画像データを参照画像データ記憶部 9 に保存されている参照画像データ群の中から抽出する。そして、並列配置させた上述の超音波画像データ及び参照画像データの少なくとも何れかに刺入方向推定部 11 が推定した穿刺針 150 の刺入方向を示す穿刺マーカを重畳することにより穿刺針刺入方向の確認に有効な検査支援データを生成する。

30

【0044】

図 4 は、支援データ生成部 13 によって生成された検査支援データの具体例を示したものであり、例えば、検査支援データの右領域には、本撮影モードの超音波送受信によって収集された所望走査断面の超音波画像データ Iu が配置され、左領域には、医用画像処理装置 200 から供給される参照画像データ群の中から抽出された上述の走査断面に対応する断面の参照画像データ Ir が配置される。そして、夫々の画像データには、刺入方向推定部 12 によって推定された穿刺針 150 の刺入方向を示す穿刺マーカ Bu 及び穿刺マーカ Br が付加されている。

40

【0045】

穿刺針 150 を用いて採取した腫瘍組織を顕微鏡下で観察することによって良性 / 悪性の鑑別診断を行う際、穿刺針 150 の刺入方向が腫瘍領域に対して適当であるか否かは、図 4 に示した穿刺マーカ Bu ( Br ) と腫瘍 At ( Ct ) との位置関係を把握することによって容易に判定することができる。特に、分解能に優れた参照画像データを用いることにより上述の判定は更に正確に行うことが可能となる。

50

【0046】

再び図1へ戻って、表示部13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、表示データ生成部は、支援データ生成部12が生成した検査支援データを所定の表示フォーマットに変換することによって表示データを生成し、データ変換部は、得られた表示データに対してD/A変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行いモニタに表示する。又、予備撮影モードの超音波検査において生成された超音波画像データも同様の手順によって上述のモニタに表示される。

【0047】

一方、入力部14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、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、ボディマークの選択、検査情報の入力、超音波送受信条件の設定、超音波画像データ生成条件及び検査支援データ生成条件の設定、検査モードの選択、各種指示信号の入力等を行う。

10

【0048】

次に、走査制御部15は、図示しない遅延時間制御部を備え、この遅延時間制御部は、システム制御部16から供給される走査指示信号に従って患者30の腫瘍領域を含む走査断面に対して超音波送受信を行うための遅延時間制御信号を送信部31の送信遅延回路312及び受信部32の受信遅延回路323へ供給する。

【0049】

システム制御部16は、図示しないCPUと入力情報記憶部を備え、入力部15において入力/選択/設定された各種情報は入力情報記憶部に保存される。一方、CPUは、上述の各種情報を用いて超音波診断装置100が備える各ユニットを統括的に制御することにより患者30に対する超音波送受信を実行させて所望走査断面における超音波画像データを生成し、医用画像処理装置200によって収集された参照画像データ群の中から抽出した前記走査断面に対応する断面の参照画像データと上述の超音波画像データを用いて穿刺針刺入方向の確認に有効な検査支援データの生成と表示を実行させる。

20

【0050】

(医用画像処理装置の構成及び機能)

次に、本実施形態における医用画像処理装置200の構成と機能につき図5乃至図10を用いて説明する。尚、図5は、医用画像処理装置200の全体構成を示すブロック図であり、図6は、この医用画像処理装置200が備える撮影部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。但し、以下では、X線CT撮影の機能を有したX線CT装置を医用画像処理装置200として用いる場合について述べるが、MRI装置等の他の画像診断装置を医用画像処理装置200として用いても構わない。

30

【0051】

図5に示す医用画像処理装置200は、超音波診断装置100からネットワーク300を介して供給される超音波プローブ2の位置情報やボディマーク、更には、各種検査情報等をMPPSデータとして受信し、患者30のX線CT撮影によって得られた参照画像データ群を上述のネットワーク300を介して超音波診断装置100へ供給する医療情報送受信部(第2の医療情報送受信部)201と、撮影計画の策定に用いるスキャノグラムの収集を目的とした予備撮影モードのX線撮影及び上述の撮影計画に基づいて参照画像データ及び診断画像データの収集を目的とした本撮影モードのX線CT撮影を行う撮影部202と、予備撮影モードのX線撮影によって得られた投影データに基づいてスキャノグラムを生成し、本撮影モードのX線CT撮影によって得られた投影データ(撮影データ)に基づいて診断画像データ及び参照画像データを生成する画像データ生成部203と、得られたこれらの画像データを保存する画像データ記憶部204と、超音波診断装置100から供給された各種の医療情報及び上述の画像データ生成部203において生成されたスキャノグラムに基づいて患者30に対するX線CT撮影の撮影計画を策定する撮影計画策定部205と、医療情報送受信部201から供給された各種の医療情報、撮影計画策定部202において策定されたX線CT撮影の撮影計画及び画像データ生成部203によって生成されたスキャノグラムを表示し、更に、画像データ生成部203によって生成された診断画像データや参照画像データを必要に応じて表示する表示部206と、患者情報の入力、

40

50

撮影パラメータ及び画像データ生成条件の設定、各種指示信号の入力等を行う入力部 207 と、医用画像処理装置 200 が備えた上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 208 を備えている。

【0052】

医療情報送受信部 201 は、超音波診断装置 100 からネットワーク 300 を介して供給される MPPS データを受信する MPPS データ受信部と、この MPPS データに含まれた超音波プローブ 2 の位置情報やボディマーク、更には、各種検査情報等に基づいて医用画像処理装置 200 が収集した参照画像データ群とその位置情報を超音波診断装置 100 へ送信する画像データ送信部を備えている。

【0053】

次に、撮影部 202 は、図 6 に示すように、患者 30 に対して X 線を照射する X 線発生部 22 と、前記 X 線の照射強度を制御する照射強度制御部 21 と、患者 30 を透過した X 線を検出して投影データを収集する投影供給部 23 と、X 線発生部 22 及び投影供給部 23 を搭載して患者 30 の周囲で高速回転する架台回転部 24 と、架台回転部 24 等を保持する架台固定部 25 と、図示しない寝台の上面にスライド可能に設けられ患者 30 を載置してその検査対象部位を架台回転部 24 の撮影領域へ移動させる天板 26 と、天板 26 の移動や架台回転部 24 の高速回転を行う移動機構部 27 を備えている。

【0054】

照射強度制御部 21 は、撮影計画策定部 1 が本撮影モードの X 線 CT 撮影に対して策定した撮影パラメータ（即ち、X 線管 221 の管電圧、管電流及び X 線照射時間）に基づいて制御信号を生成し、この制御信号を X 線発生部 22 の高電圧発生器 222 へ供給することにより X 線管 221 から患者 30 へ照射される X 線の照射強度を制御する。

【0055】

X 線発生部 22 は、患者 30 に対し X 線を照射する X 線管 221 と、X 線管 221 の陽極と陰極の間に印加する高電圧を発生する高電圧発生器 222 と、X 線管 221 から放射された X 線の患者 30 に対する照射範囲を制御する X 線絞り器 223 と、高電圧発生器 222 が発生した高電圧を架台回転部 24 に設けられた X 線管 221 へ供給するスリップリング 224 を備えている。

【0056】

X 線管 221 は、X 線を発生する真空管であり、高電圧発生器 222 から供給される高電圧によって加速した電子をタングステンターゲットに衝突させて X 線を放射する。X 線絞り器 223 は、X 線管 221 と患者 30 の間に設けられ、X 線管 221 から放射された X 線を所定の照射範囲に絞り込む機能と患者 30 に対する X 線の照射強度分布を設定する機能を有している。例えば、X 線管 221 から放射された X 線ビームを予め設定された撮影領域に対応するコーンビーム（四角錐）状あるいはファンビーム状の X 線ビームに成形する。

【0057】

投影供給部 23 は、患者 30 を透過した X 線を検出する X 線検出器 231 と、この X 線検出器 231 から出力された複数チャンネルの検出信号を所定のチャンネル数に束ねるスイッチ群 232 と、スイッチ群 232 の出力信号に対して電流 / 電圧変換と A / D 変換を行う供給ユニット（以下、DAS (data acquisition system) ユニットと呼ぶ。）233 と、DAS ユニット 233 の出力信号に対してパラレル / シリアル変換、電気 / 光 / 電気変換及びシリアル / パラレル変換を行うデータ伝送回路 234 を備えている。

【0058】

そして、投影供給部 23 の X 線検出器 231 は、2 次元配列された図示しない X 線検出素子を備え、これらの微小な X 線検出素子の各々は、X 線を光に変換するシンチレータと光を電気信号に変換するフォトダイオードによって構成されている。尚、X 線検出器 231 の具体的な構成と機能については、特開 2004 - 113779 号公報等に記載されているため、詳細な説明は省略する。

【0059】

10

20

30

40

50

次に、スイッチ群 2 3 2 は、図示しないマルチプレクサを備え、X 線検出器 2 3 1 から供給された投影データを D A S ユニット 2 3 3 へ転送する際、X 線検出素子 2 3 0 から出力されたスライス方向における複数チャンネルの投影データを所定のチャンネル数に「データ束ね」して D A S ユニット 2 3 3 へ供給する。

【 0 0 6 0 】

D A S ユニット 2 3 3 は、X 線検出器 2 3 1 から供給された投影データに対して電流 / 電圧変換と A / D 変換を行う。又、データ伝送回路 2 3 4 は、図示しないパラレル / シリアル変換器と電気 / 光 / 電気変換器とシリアル / パラレル変換器を有し、D A S ユニット 2 3 3 から出力された複数チャンネルの投影データは、架台回転部 2 4 に設けられたパラレル / シリアル変換器において時系列的な 1 チャンネルの投影データに変換され、電気 / 光 / 電気変換器による光通信によって架台固定部 2 5 のシリアル / パラレル変換器に供給される。

10

【 0 0 6 1 】

次いで、前記シリアル / パラレル変換器において、1 チャンネルの投影データは複数チャンネルの投影データに戻されて画像データ生成部 2 0 3 の投影データ記憶部 2 3 1 に保存される。

【 0 0 6 2 】

又、X 線発生部 2 2 の X 線管 2 2 1 及び X 線絞り器 2 2 3 と投影供給部 2 3 は、患者 3 0 を挟むように対向して架台回転部 2 7 に装着され、予備撮影モードの X 線撮影では、患者 3 0 の体軸方向 ( z 方向 ) に対する平行移動が、又、本撮影モードの X 線 C T 撮影では、体軸方向に平行な軸を回転中心とした 1 回転 / 秒乃至 2 回転 / 秒の高速回転が移動機構部 2 7 によって行われる。

20

【 0 0 6 3 】

次に、移動機構部 2 7 は、天板・架台移動機構部 2 7 1 と、機構制御部 2 7 2 を備え、天板・架台移動機構部 2 7 1 は、機構制御部 2 7 2 から供給される天板移動制御信号及び架台回転制御信号に基づいて患者 3 0 の周囲に配置された架台回転部 2 4 の高速回転や体軸方向に対する天板 2 6 の移動を行う。

【 0 0 6 4 】

即ち、スキャノグラム生成を目的とした予備撮影モードの X 線撮影に際しては、X 線発生部 2 2 の X 線管 2 2 1 を患者 3 0 の正面方向に対向させた状態で架台回転部 2 7 を固定し、患者 3 0 を載置した天板 2 6 のみを体軸方向へ所定速度で移動させる。又、診断画像データ及び参照画像データの生成を目的とした本撮影モードの X 線 C T 撮影に際しては、X 線管 2 1 1 及び投影供給部 2 3 を患者 3 0 の周囲にて高速回転させた状態で天板 2 6 を体軸方向へ移動させる。

30

【 0 0 6 5 】

一方、機構制御部 2 7 2 は、入力部 2 0 7 からシステム制御部 2 0 8 を介して供給される予備撮影モードの移動指示信号及び本撮影モードの移動指示信号に基づいて架台回転制御信号及び天板移動制御信号を生成し、天板・架台移動機構 2 7 1 へ供給する。

【 0 0 6 6 】

次に、画像データ生成部 2 0 3 は、例えば、図 6 に示すように投影データ記憶部 2 3 1 、スキャノグラム生成部 2 3 2 、診断画像データ生成部 2 3 3 及び参照画像データ生成部 2 3 4 を備え、撮影部 2 0 2 の投影供給部 2 3 が予備撮影モードの X 線撮影によって収集した投影データに基づいて撮影計画の策定を目的としたスキャノグラムを生成する機能と、本撮影モードの X 線 C T 撮影によって収集した投影データに基づいて超音波画像データとの比較表示を目的とした参照画像データ及び当該 X 線 C T 装置を用いた本来の診断を目的とした診断画像データを生成する機能を有している。

40

【 0 0 6 7 】

投影データ記憶部 2 3 1 は、各々の画像データに対応した図示しない投影データ記憶部 ( 即ち、撮影計画用投影データ記憶部、診断用投影データ記憶部及び参照用投影データ記憶部 ) を備え、撮影計画用投影データ記憶部には、架台回転部 2 4 を所定の位置に固定し

50

患者30を載置した天板26のみを体軸方向(z方向)へ所定速度で移動させた状態で投影供給部23が収集した予備撮影モードの投影データ(撮影計画用投影データ)が天板26の位置情報及びX線検出素子配列情報を付帯情報として保存される。

【0068】

一方、診断用投影データ記憶部には、患者30の周囲における架台回転部24の高速回転と天板26の体軸方向への移動を同時に行なった状態で投影供給部23が収集した本撮影モードの診断用投影データが架台回転部24の回転角度情報、X線検出素子の配列情報及び天板26の位置情報を付帯情報として保存され、参照用投影データ記憶部には、後述のスキノグラム等を用いて撮影計画策定部205が策定した患者30の撮影計画に基づいて投影供給部23が収集した本撮影モードの参照用投影データが保存される。

10

【0069】

尚、この場合の参照用投影データは、上述の診断用投影データと同様に患者30の周囲における架台回転部24の高速回転と天板26の体軸方向への移動を同時に行なった状態で収集され、架台回転部24の回転角度情報、X線検出素子の配列情報及び天板26の位置情報を付帯情報として上述の参照用投影データ記憶部に保存される。

【0070】

次に、画像データ生成部203が備えるスキノグラム生成部232は、投影データ記憶部231の撮影計画用投影データ記憶部から読み出した撮影計画用投影データを、その付帯情報(X線検出素子の配列情報及び天板26の位置情報)に基づいて合成しスキノグラムを生成する。尚、このとき生成されるスキノグラムは、通常のX線診断装置によって得られるX線画像データに類似したものとなり、スキノグラムの生成に用いられる撮影計画用投影データは、診断用投影データや参照用投影データと比較して極めて少ない被曝線量での収集が可能である。

20

【0071】

一方、診断画像データ生成部233は、投影データ記憶部231の診断用投影データ記憶部から読み出した診断用投影データを、その付帯情報(架台回転部24の回転角度情報、X線検出素子の配列情報及び天板26の位置情報)や装置の初期設定等において予め設定された診断用の撮影パラメータ(スライス厚、画像データ数、画像データ間隔、再構成方法等)に基づいて再構成処理を行い、撮影断面が異なる複数の診断画像データを生成する。

30

【0072】

同様にして、参照画像データ生成部234は、投影データ記憶部231の参照用投影データ記憶部から読み出した参照用投影データを、その付帯情報(架台回転部24の回転角度情報、X線検出素子の配列情報及び天板26の位置情報)や撮影計画策定部205から供給される参照用の撮影計画(撮影位置、画像データ数、画像データ間隔、画像データサイズ、スライス厚、再構成方法等)に基づいて再構成処理を行い、撮影断面が異なる複数の参照画像データからなる参照画像データ群を生成する。

【0073】

そして、画像データ記憶部204は、スキノグラム記憶部、診断画像データ記憶部及び参照画像データ記憶部を備え、画像データ生成部203において生成されたスキノグラム、診断画像データ及び参照画像データの各々は、対応する画像データ記憶部に保存される。

40

【0074】

次に、撮影計画策定部205は、超音波診断装置100からネットワーク300、医療情報送受信部201及びシステム制御部208を介して供給された上述のMPPSデータを受信し、このMPPSデータのボディマークに対応するスキノグラムの収集を目的とした予備撮影モードの撮影パラメータを設定する。

【0075】

又、この撮影パラメータのX線撮影によって得られるスキノグラムと上述のMPPSデータに示されている超音波プローブ2の位置情報及び各種の検査情報に基づいて参照画

50

像データの収集を目的とした本撮影モードの撮影計画（例えば、参照画像データの撮影位置、撮影断面数、撮影間隔等）を策定する。

【0076】

尚、撮影計画策定部205によって策定された上述の撮影計画を表示部206のモニタに表示し、医用画像処理装置200を操作する医療従事者（以下、第2の操作者と呼ぶ。）は、このとき表示部206に表示された情報を観察することによって撮影計画の妥当性を確認することができる。又、策定された撮影計画の一部が不適当な場合、入力部207の入力デバイス等を用いてこれらの情報を書き換えることにより撮影計画を更新することが可能となる。

【0077】

図7は、1つの腫瘍領域が患者30の腹部に存在する場合、撮影計画策定部205によって策定され、表示部206に表示される撮影計画の具体例を示したものであり、例えば、図7の左領域（a）には、超音波診断装置100からネットワーク300を介して供給されたMPSデータの一部（即ち、当該撮影計画の策定に必要なMPSデータ）が示され、右領域（b）には、画像データ記憶部204のスキャノグラム記憶部から読み出されたスキャノグラムが示されている。

【0078】

即ち、図7の左領域（a）には、超音波プローブ2の位置情報Q1が対応する位置に重畳され、腫瘍数、腫瘍サイズ、腫瘍深度、腫瘍位置等の検査情報B1が付加されたボディマークA1が示される。又、図7の右領域（b）には、超音波プローブ2の位置情報Q1を基準として、上述の検査情報B1に基づいて撮影計画策定部205が策定した撮影間隔（撮影断面の間隔）d1を有する撮影断面P1（1）乃至P1（M1）が上述のボディマークA1に対応したスキャノグラムS1に対して設定される。この場合、参照画像データの撮影間隔d1、撮影断面数M1及び撮影断面P1（1）乃至P1（M1）の位置は、検査情報B1に示された腫瘍数、腫瘍サイズ、腫瘍深度、腫瘍位置等に基づいて設定される。

【0079】

図8は、撮影計画策定部205によって策定された図7の撮影計画に基づいて撮影部202及び画像データ生成部203が生成した参照画像データ群を説明するための図であり、図8（a）は、予め設定されたX線CT撮影の撮影パラメータに基づき撮影間隔d0及び撮影断面数M0で生成された診断画像データId（1）乃至Id（M0）を、又、図8（b）は、超音波診断装置100から供給されるMPSデータを用いて撮影計画策定部205が策定した上述の撮影計画に基づき撮影間隔d1の撮影断面P1（1）乃至P1（M1）において生成された参照画像データIr（1）乃至Ir（M1）を示している。

【0080】

一方、図9は、2つの腫瘍領域（第1の腫瘍領域及び第2の腫瘍領域）が患者30の腹部に存在する場合、撮影計画策定部205によって策定される撮影計画の具体例を示したものであり、例えば、図9の左領域（a）には、患者体内の第1の腫瘍領域に配置された超音波プローブ2の位置情報Q1と第2の腫瘍領域に配置された超音波プローブ2の位置情報Q2が夫々対応する位置に重畳され、腫瘍数及び各々の腫瘍サイズ、腫瘍深度、腫瘍位置等の検査情報B2が付加されたボディマークA2が示される。又、図9の右領域（b）には、超音波プローブ2の位置情報Q1及び位置情報Q2を基準として、上述の検査情報B1に基づいて撮影計画策定部205が策定した撮影間隔d1を有する撮影断面P1（1）乃至P1（M1）及び撮影間隔d2を有する撮影断面P2（1）乃至P2（M2）が上述のボディマークA2に対応したスキャノグラムS2に対して設定される。この場合も、参照画像データの撮影間隔d1及びd2、撮影断面数M1及びM2、撮影断面P1（1）乃至P1（M1）及び撮影断面P2（1）乃至P2（M1）は、検査情報B2に示された腫瘍数、腫瘍サイズ、腫瘍深度、腫瘍位置等に基づいて設定される。

【0081】

図10は、撮影計画策定部205によって策定された図9の撮影計画に基づいて撮影部

10

20

30

40

50

202及び画像データ生成部203が生成した参照画像データ群を説明するための図であり、図10(a)は、図8(a)の場合と同様に、予め設定されたX線CT撮影の撮影パラメータに基づき撮影間隔 $d_0$ 及び撮影断面数 $M_0$ で生成された診断画像データ $I_d(1)$ 乃至 $I_d(M_0)$ を、又、図10(b)は、超音波診断装置100から供給されるMPPSデータを用いて撮影計画策定部205が策定した上述の撮影計画に基づき撮影間隔 $d_1$ の撮影断面 $P_1(1)$ 乃至 $P_1(M_1)$ において生成された第1の腫瘍領域に対する参照画像データ $I_r1(1)$ 乃至 $I_r1(M_1)$ 及び撮影間隔 $d_2$ の撮影断面 $P_2(1)$ 乃至 $P_2(M_2)$ において生成された第2の腫瘍領域に対する参照画像データ $I_r2(1)$ 乃至 $I_r2(M_1)$ を夫々示している。

【0082】

尚、図8に示した参照画像データ $I_r(1)$ 乃至 $I_r(M_1)$ や図10に示した参照画像データ $I_r1(1)$ 乃至 $I_r1(M_1)$ 及び $I_r2(1)$ 乃至 $I_r2(M_2)$ の収集は、通常、診断画像データ $I_d(1)$ 乃至 $I_d(M_0)$ の収集に先行、あるいは、後続して行われるが、その順序については特に限定されない。

【0083】

次に、図2に示した表示部206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、表示データ生成部は、画像データ記憶部205から読み出した予備撮影モードのスキノグラム及び本撮影モードの診断画像データ及び参照画像データを所定の表示フォーマットに変換した後、患者情報や撮影パラメータ等を付加して表示データを生成し、データ変換部は、得られ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ってモニタに表示する。

【0084】

又、超音波診断装置100から医療情報送受信部201を介して供給された各種の医療情報や撮影計画策定部202において策定されたX線CT撮影の撮影計画を上述のスキノグラムに付加して表示する機能を有している。

【0085】

一方、入力部207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、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報の入力、撮影パラメータ及び画像データ生成条件の設定、予備撮影モード及び本撮影モードの選択、各種指示信号の入力等を行う。

【0086】

尚、上述の患者情報として、患者名、患者ID、年齢、体重、性別、疾患名、検査管理番号等があり、撮影パラメータとして、撮影範囲、スライス厚、スライス枚数、スライスピッチ、スキャン回数、スキャン時間(架台回転部24の1回転に要する時間)、総スキャン時間(撮影範囲の全スキャンに要する時間)、X線発生部22における管電流、管電圧及びX線照射時間(1回のX線照射に要する時間)、再構成方法、画像処理方法等がある。

【0087】

システム制御部208は、図示しないCPUと入力情報記憶部を備え、入力部207において入力/選択/設定された上述の各種情報は入力情報記憶部に保存される。一方、CPUは、上述の各種情報を用いて医用画像処理装置200が備える各ユニットを統括的に制御することにより患者30に対する予備撮影モードのX線撮影を実行させてスキノグラムを収集し、本撮影モードのX線CT撮影を実行させて自己のCT検査に有効な診断画像データ群及び超音波診断装置100によって生成される超音波画像データとの比較表示に好適な参照画像データ群を収集する。

【0088】

(検査支援データの生成/表示手順)

次に、本実施形態における検査支援データの生成/表示手順につき図11のフローチャートに沿って説明する。

【0089】

尚、図 8 や図 10 において述べたように本撮影モードの X 線 CT 撮影では、超音波画像データとの比較表示に用いる参照画像データと本来の CT 検査に用いる診断画像データが生成されるが、以下では、説明を簡単にするために、本撮影モードにおける診断画像データの生成は省略する。

【0090】

患者 30 に対する予備撮影モードの超音波検査に先立ち、超音波診断装置 100 の操作者（第 1 の操作者）は、入力部 14 において患者情報や過去の超音波検査等によって得られた各種検査情報の入力、超音波送受信条件の設定、超音波画像データ生成条件及び検査支援データ生成条件の設定、検査モード（B モード検査）の選択を初期設定として行った後（図 11 のステップ S 1）、予め設けられた各種ボディマークの中から当該超音波検査に対応したボディマークを、例えば、入力部 14 の入力デバイスを用いて選択する（図 11 のステップ S 2）。

10

【0091】

次いで、第 1 の操作者は、超音波送受信が可能となった超音波プローブ 2 を患者 30 の体表面に沿って順次移動させながら予備撮影モードの超音波検査を行い、このとき得られた超音波画像データの観測下で腫瘍の描出に好適な位置に超音波プローブ 2 を配置（固定）する（図 11 のステップ S 3 及びステップ S 4）。

【0092】

次に、位置情報検出部 6 のプローブ位置情報検出部は、超音波プローブ 2 の内部あるいは周囲に設けられた複数のプローブ位置センサ 2 p から供給される位置信号に基づいて患者 30 の体表面に配置された超音波プローブ 2 の位置情報を検出する（図 11 のステップ S 5）。

20

【0093】

そして、MPPS データ生成部 7 は、上述のプローブ位置情報検出部から供給された超音波プローブ 2 の位置情報やステップ S 2 において各種ボディマークの中から選択された当該超音波検査に対応するボディマーク、更には、患者 30 に対する過去の超音波検査や上述した予備撮影モードの超音波検査において予め得られた検査情報等が所定フォーマットで示された DICOM 形式の MPPS データを作成し、得られた MPPS データは、医療情報送受信部 8 の MPPS データ送信部及びネットワーク 300 を介して医用画像処理装置 200 へ供給される（図 11 のステップ S 6）。

30

【0094】

一方、医用画像処理装置 200 の撮影計画策定部 205 は、超音波診断装置 100 からネットワーク 300、医療情報送受信部 201 の MPPS データ受信部及びシステム制御部 208 を介して供給された上述の MPPS データを受信し、この MPPS データのボディマークに対応するスキノグラム収集を目的とした予備撮影モードの撮影パラメータを設定する。そして、この撮影パラメータに基づいた患者 30 に対する X 線撮影によって得られるスキノグラムと上述の MPPS データに示されている超音波プローブ 2 の位置情報及び各種検査情報に基づいて参照画像データの収集を目的とした本撮影モードの撮影計画（参照画像データの撮影位置、画像データ数、画像データ間隔等）を策定する（図 11 のステップ S 7）。

40

【0095】

次に、撮影部 202 及び画像データ生成部 203 は、撮影計画策定部 202 からシステム制御部 208 を介して供給される本撮影モードの撮影計画に基づいて患者 30 に対する X 線 CT 撮影を行うことによって複数の参照画像データから構成される参照画像データ群を生成し、医療情報送受信部 201 の画像データ送信部は、得られた参照画像データの各々に画像断面の位置情報を付加し、ネットワーク 300 を介して超音波診断装置 100 へ供給する（図 11 のステップ S 8）。

【0096】

そして、超音波診断装置 100 の医療情報送受信部 8 が備える画像データ受信部は、医用画像処理装置 200 から供給された上述の参照画像データ群とその付帯情報を受信し、

50

参照画像データ記憶部 9 に保存する ( 図 1 1 のステップ S 9 ) 。

【 0 0 9 7 】

次に、第 1 の操作者は、穿刺アダプタに穿刺針 1 5 0 が装着された超音波プローブ 2 をステップ S 3 の固定位置あるいはその近傍に配置した状態で患者の腫瘍領域に対する本撮影モードの超音波検査を継続して行い ( 図 1 1 のステップ S 1 0 ) 、画像データ生成部 5 は、このとき患者 3 0 の体内から得られた受信信号に基づいて超音波画像データを時系列的に生成する ( 図 1 1 のステップ S 1 1 ) 。

【 0 0 9 8 】

一方、上述の操作者は、穿刺アダプタに装着された穿刺針 1 5 0 を所望の位置及び方向へ設定し ( 図 1 1 のステップ S 1 2 ) 、位置情報検出部 6 の穿刺針位置情報検出部は、超音波プローブ 2 の穿刺アダプタに装着されている穿刺針 1 5 0 の位置情報を検出する。そして、刺入方向推定部 1 2 は、この穿刺針位置情報検出部からシステム制御部 1 6 を介して供給される穿刺針 1 5 0 の位置情報に基づいて患者 3 0 の体内における穿刺針 1 5 0 の刺入方向を推定する ( 図 1 1 のステップ S 1 3 ) 。

10

【 0 0 9 9 】

又、走査断面検出部 1 0 は、位置情報検出部 6 のプローブ位置情報検出部からシステム制御部 1 6 を介して供給される超音波プローブ 2 の位置情報に基づき、超音波送受信が行われる患者体内の走査断面を検出する ( 図 1 1 のステップ S 1 4 ) 。

【 0 1 0 0 】

そして、支援データ生成部 1 3 は、上述のステップ 1 1 において画像データ生成部 5 が生成した所望の走査断面における超音波画像データを受信し、このとき位置情報検出部 6 において検出された超音波プローブ 2 の位置情報に基づいて走査断面検出部 1 0 が検出した上述の走査断面に対応する断面の参照画像データを参照画像データ記憶部 9 に保存されている参照画像データ群の中から抽出する ( 図 1 1 のステップ S 1 5 ) 。

20

【 0 1 0 1 】

次いで、支援データ生成部 1 3 は、並列配置した上述の超音波画像データ及び参照画像データの各々に刺入方向推定部 1 1 が推定した穿刺針 1 5 0 の刺入方向を示す穿刺マーカを重畳することによって穿刺針 1 5 0 の正確な刺入を目的とした検査支援データを生成し、得られ検査支援データを表示部 1 3 のモニタに表示する ( 図 1 1 のステップ S 1 6 ) 。

【 0 1 0 2 】

そして、表示部 1 3 に表示される検査支援データを観察した第 1 の操作者は、この検査支援データに示されている腫瘍領域と穿刺針 1 5 0 の穿刺マーカとに基づいて腫瘍領域に対する穿刺針 1 5 0 の刺入方向が適当か否かを判定し、不適当な場合には、穿刺針 1 5 0 の刺入方向を変更した後上述のステップ S 1 1 乃至ステップ S 1 7 を繰り返す。

30

【 0 1 0 3 】

一方、上述のステップ S 1 7 において穿刺針 1 5 0 の刺入方向は適当であると判定した場合には、検査支援データの観測下にて穿刺針 1 5 0 を超音波プローブ 2 の穿刺アダプタに沿って患者体内へ刺入し ( 図 1 1 のステップ S 1 8 ) 、その先端部が腫瘍領域の所定部位に到達したならば、腫瘍組織を採取する ( 図 1 1 のステップ S 1 9 ) 。

【 0 1 0 4 】

以上述べた本実施形態によれば、患者体内の所望走査断面において収集された超音波画像データと同時表示する X 線 CT 画像データ等の参照画像データを別途設けられた医用画像処理装置から供給される複数の参照画像データ ( 参照画像データ群 ) のの中から抽出する際、上述の走査断面に対応した断面の参照画像データを含む参照画像データ群を効率よく収集することができる。

40

【 0 1 0 5 】

特に、超音波画像データの収集に用いたボディマークや超音波プローブの位置情報等を参照画像データの収集に用いる医用画像処理装置へ供給することにより、医用画像処理装置では、これらの情報に基づいた撮影計画が策定され、この撮影計画に従って好適な参照画像データ群の収集を過不足無く行うことが可能となる。

50

## 【0106】

そして、上述の走査断面にて収集された超音波画像データと分解能に優れた参照画像データとを同時表示することにより、穿刺針を用いた超音波検査等に有効な検査支援データを得ることが可能となり、検査の安全性や効率が大幅に向上する。

## 【0107】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態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、既に述べたように、上述の本実施形態では、X線CT画像データやMRI画像データ等の医用画像データを生成する医用画像処理装置200について述べたが、各種の医用画像データが予め保管された医用画像管理通信システム(PACS: Picture archiving and communication system)、放射線科情報システム(RIS: Radiology Information System)、病院情報システム(HIS: Hospital Information System)等であってもよい。尚、これらのシステムあるいは上述の医用画像データを生成する装置と超音波診断装置100との接続は、ネットワーク300を介さずに直接行ってもよい。この場合、この場合、超音波診断装置100から医用画像処理装置200へ供給される検査情報はMPPSデータに限定されない。

10

## 【0108】

又、上述の実施形態では、穿刺針刺入方向の確認を目的とした検査支援データの生成と表示を行う画像診断システムについて述べたが、他の検査に有効な検査支援データを生成/表示する画像診断システムであってもよく、又、焼灼治療に用いられるRFA穿刺針の刺入方向や焼灼状況の確認等に有効な治療支援データであっても構わない。

20

## 【0109】

更に、医用画像処理装置200は、予備撮影モードの超音波検査において設定した走査断面と平行な複数の断面において参照画像データを生成し、超音波診断装置100は、これらの参照画像データ群の中から、本撮影モードの超音波検査における走査断面に対応した断面の参照画像データを抽出する場合について述べたが、超音波診断装置100は、医用画像処理装置200から供給された複数の参照画像データを補間処理することによって3次元の参照画像情報(ボリュームデータ)を生成し、このボリュームデータを用いて上述の走査断面に対応した断面の参照画像データを生成してもよい。この方法によれば、予備撮影モードの走査断面と本撮影モードの走査断面が平行な位置にない場合においても、本撮影モードの走査断面に対応した断面の参照画像データを常に得ることが可能となる。

30

## 【0110】

又、患者の所望走査断面において収集された2次元の超音波画像データとこの走査断面に対応した2次元の参照画像データを並列表示する場合について述べたが、超音波画像データ及び参照画像データは3次元の画像データであってもよく、画像データの配置方法は並列配置に限定されない。

## 【0111】

又、超音波画像データと参照画像データに対して穿刺マーカを付加する場合について述べたが、穿刺マーカの付加は、これらの画像データの何れか一方に対して行ってもよい。

## 【0112】

一方、上述の実施形態の医用画像処理装置200による参照画像データの収集は、診断画像データに先行あるいは後続して行われる場合について述べたが、これらの画像データを共通に収集することも可能である。例えば図13(a)に示すように、撮影間隔 $d_0$ 及び撮影断面数 $M_0$ で生成された診断画像データ群 $I_d(1)$ 乃至 $I_d(M_0)$ の中から選択された斜線で示す診断画像データを撮影間隔 $d_1$ 及び撮影断面数 $M_1$ の参照画像データ群 $I_r(1)$ 乃至 $I_r(M_1)$ として用いてもよい。この場合、斜線で示した診断画像データの各々は、他の診断画像データとの区別が可能な識別情報が付加された状態で画像データ記憶部204に一旦保存される。そして、医療情報送受信部201の画像データ送信部は、上述の識別情報が付加された診断画像データ(図13(b)参照)を参照画像データ群 $I_r(1)$ 乃至 $I_r(M_1)$ として選択し、ネットワーク300を介して超音波診断装置100へ供給する。

40

50

## 【 0 1 1 3 】

又、受信信号処理部 4 において生成される B モードデータを用いて超音波画像データを生成する場合について述べたが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいて超音波画像データを生成してもよい。

## 【 0 1 1 4 】

尚、本実施形態の超音波診断装置 1 0 0 に含まれる各ユニットは、例えば、CPU、RAM、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを制御するシステム制御部 1 6 は、上記のコンピュータに搭載された CPU 等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

10

## 【 0 1 1 5 】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形例は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

20

## 【 符号の説明 】

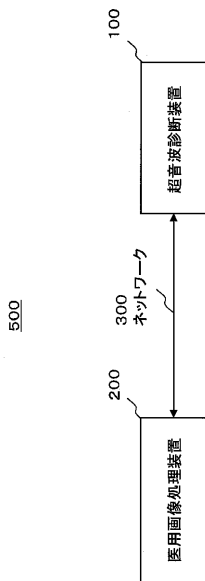
## 【 0 1 1 6 】

- 2 ... 超音波プローブ
  - 2 p ... プローブ位置センサ
  - 2 n ... 穿刺針位置センサ
- 3 ... 超音波送受信部
  - 3 1 ... 送信部
  - 3 2 ... 受信部
- 4 ... 受信信号処理部
- 5 ... 画像データ生成部
- 6 ... 位置情報検出部
- 7 ... M P P S データ作成部
- 8 ... 医療情報送受信部
- 9 ... 参照画像データ記憶部
- 1 0 ... 走査断面検出部
  - 1 1 ... 刺入方向推定部
  - 1 2 ... 支援データ生成部
  - 1 3 ... 表示部
  - 1 4 ... 入力部
  - 1 5 ... 走査制御部
  - 1 6 ... システム制御部
- 1 5 0 ... 穿刺針
- 3 0 0 ... ネットワーク
- 1 0 0 ... 超音波診断装置

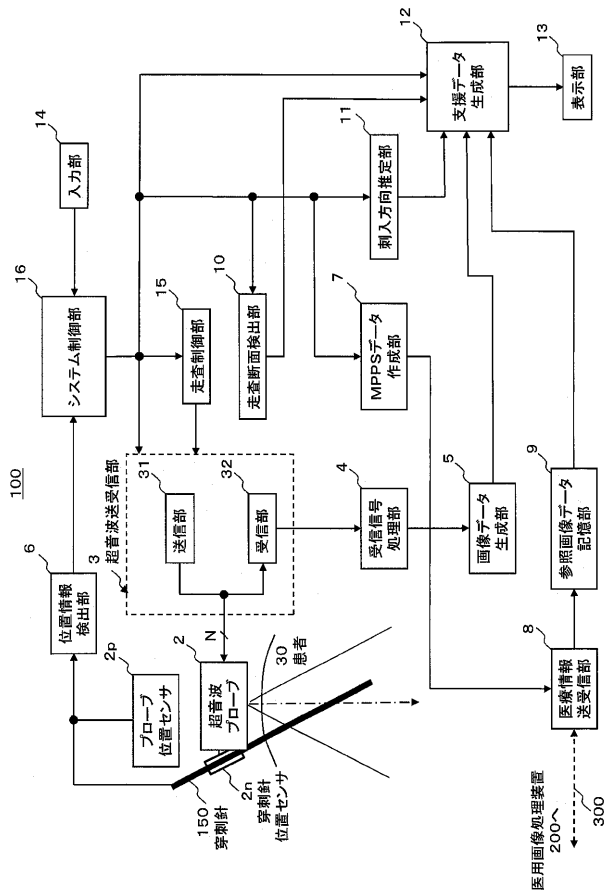
30

40

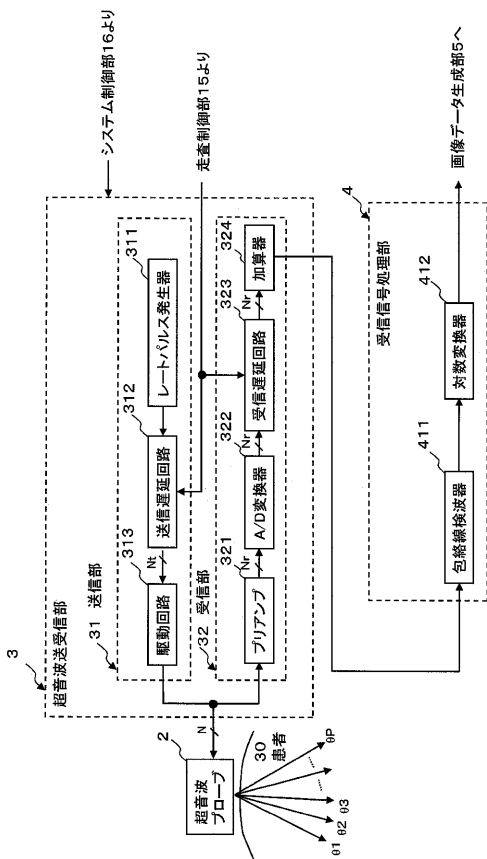
【図1】



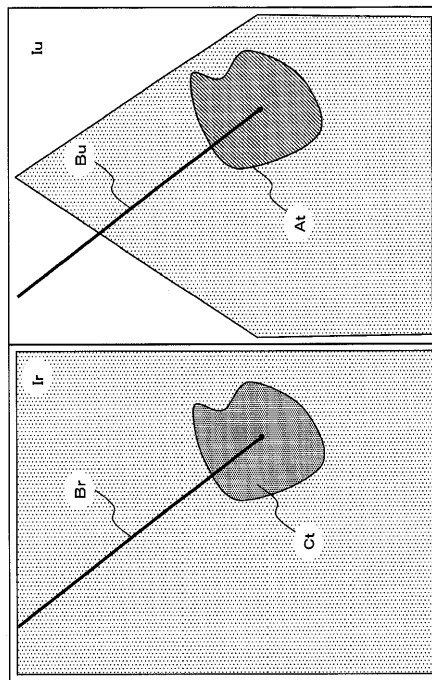
【図2】



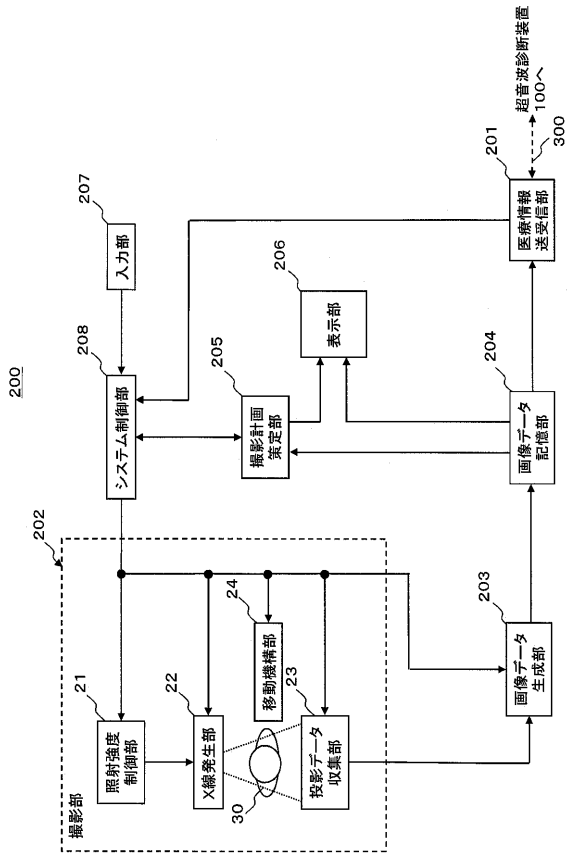
【図3】



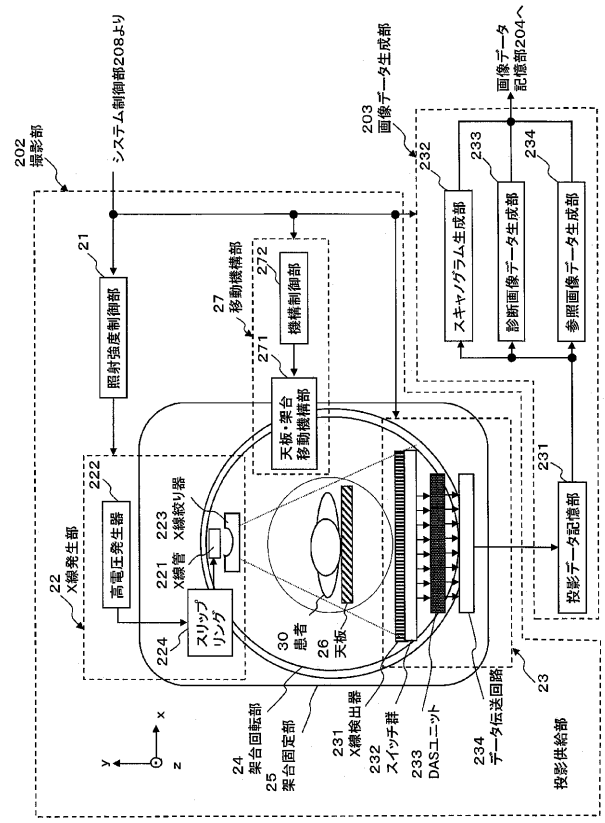
【図4】



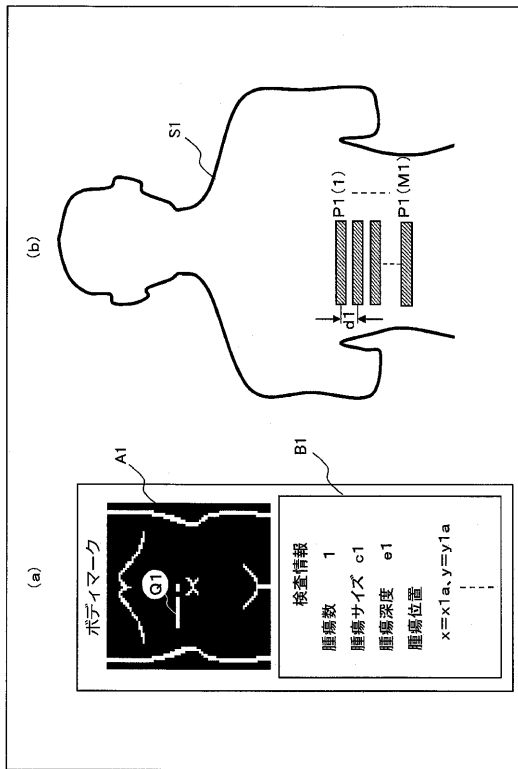
【図5】



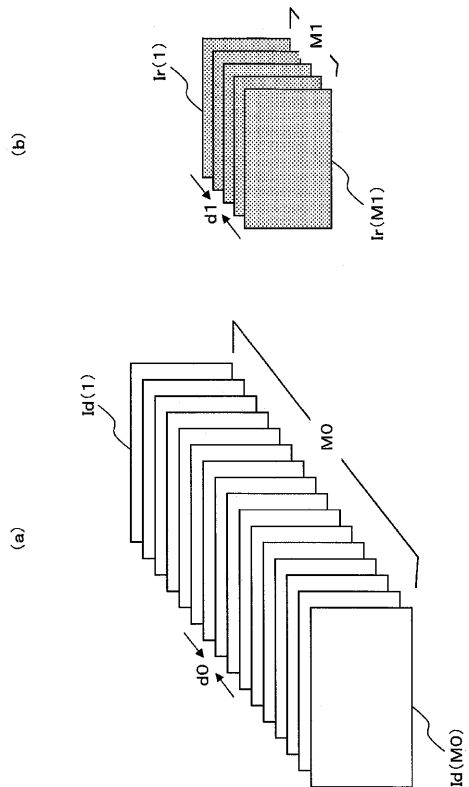
【図6】



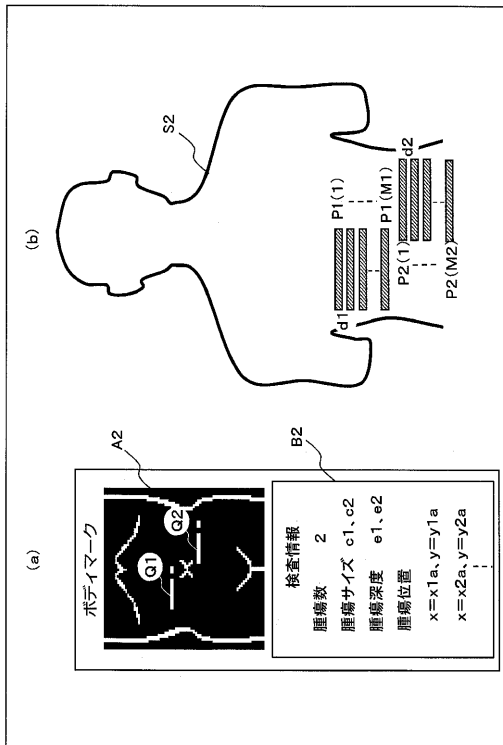
【図7】



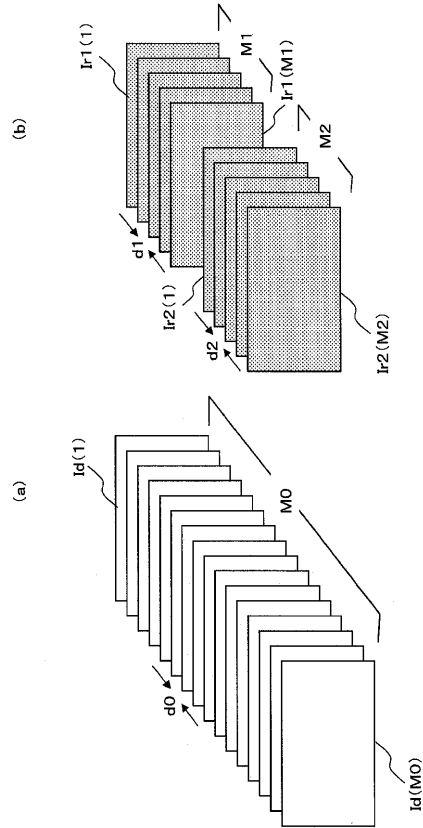
【図8】



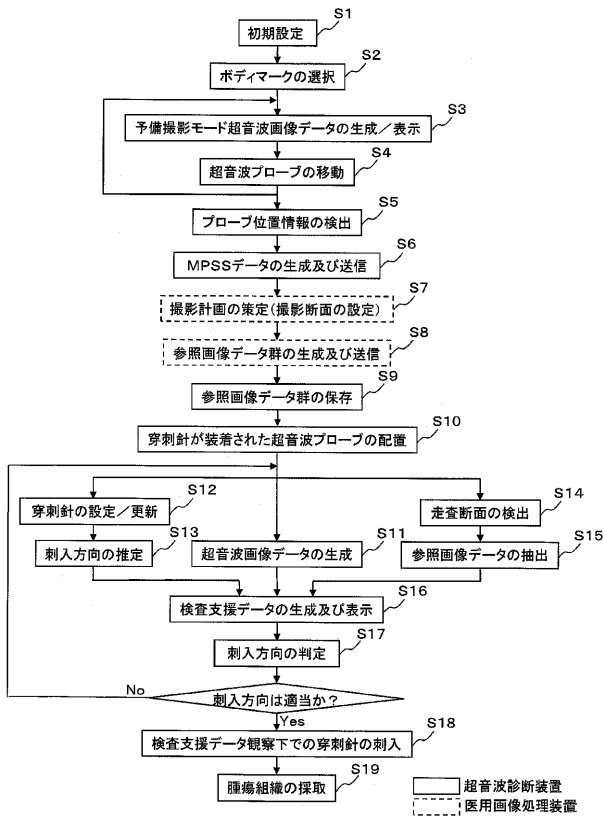
【 図 9 】



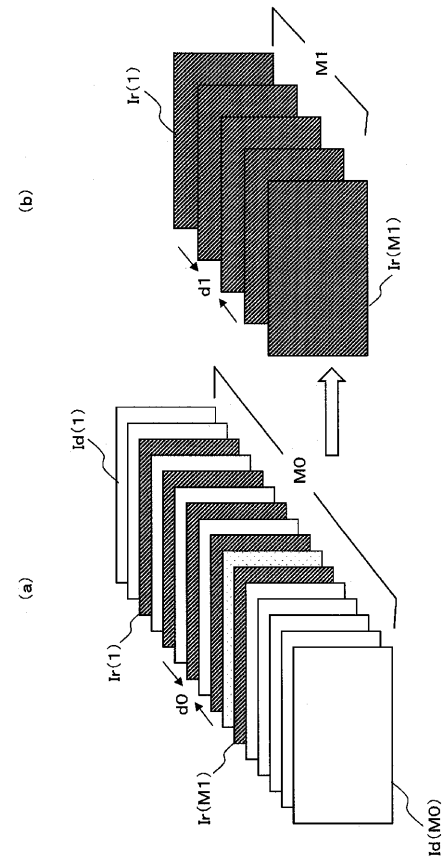
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 BA07 BA17 CA18 EA12 FA18 FF22 FG13 FH06  
FH07  
4C096 AA18 AB39 DC23 DC36 DD13 DE06 DE07  
4C601 BB03 EE11 FF03 FF15 GA18 GA25 JC33 KK12 KK25 KK31  
KK32 LL20 LL21 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备，医学图像处理设备和图像诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016096923A</a>	公开(公告)日	2016-05-30
申请号	JP2014234810	申请日	2014-11-19
[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	森 啓		
发明人	森 啓		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 A61B6/03.377 A61B5/055.390 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/BA07 4C093/BA17 4C093/CA18 4C093/EA12 4C093/FA18 4C093/FF22 4C093/FG13 4C093/FH06 4C093/FH07 4C096/AA18 4C096/AB39 4C096/DC23 4C096/DC36 4C096/DD13 4C096/DE06 4C096/DE07 4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF15 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL20 4C601/LL21 4C601/LL33		
代理人(译)	原拓海		
其他公开文献	JP6462331B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：有效收集参考图像数据。通过网络（300）连接到医学图像处理设备（200）的超声诊断设备（100）基于通过向患者（30）发送和接收超声波而获得的接收信号来生成超声图像数据。单元5，用于检测用于发送和接收超声波的超声波探头2的位置信息的位置信息检测单元6，以及包括超声波探头的位置信息的检查执行信息被提供给医学图像处理装置200，医疗信息发送/接收单元8用于接收参考图像数据组，该参考图像数据组包括基于检查执行信息由医学图像处理设备200收集的多个参考图像数据以及在期望的扫描部分获得的超声图像数据。支持数据生成单元12，用于使用与基于参考图像数据组而获得的扫描部位相对应的部位的参考图像数据来生成支持数据；和用于显示单元13。[选择图]图2

