

(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2019-37551  
(P2019-37551A)

(43) 公開日 平成31年3月14日(2019.3.14)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2017-162291 (P2017-162291)  
 (22) 出願日 平成29年8月25日 (2017.8.25)

(71) 出願人 594164542  
 キヤノン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 110000866  
 特許業務法人三澤特許事務所  
 (72) 発明者 森川 浩一  
 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 本郷 宏信  
 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 長野 玄  
 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

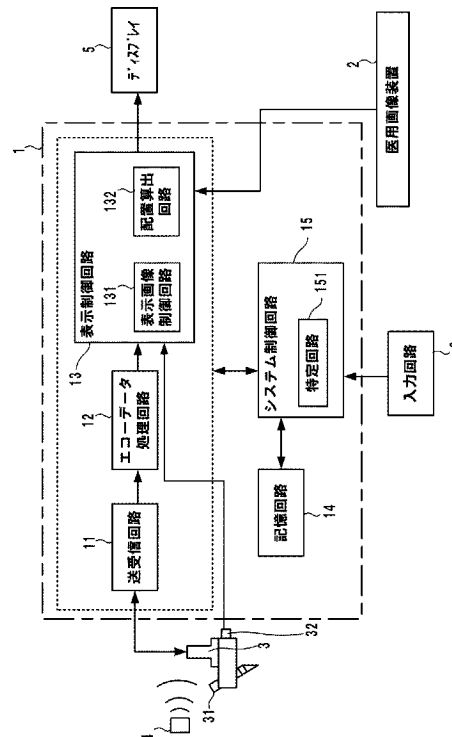
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波エコーガイド下での焼灼済み範囲を容易に確認することができる超音波診断装置及び医用画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、記憶部と、超音波画像生成部と、特定部と、表示制御部とを有する。記憶部は、医用画像を記憶する。超音波画像生成部は、超音波画像を逐次生成する。特定部は、逐次生成された超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する。表示制御部は、特定された焼灼済み範囲を医用画像へ位置合わせし、焼灼済み範囲を医用画像へ重畳して表示する。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医用画像を記憶する記憶部と、  
超音波画像を逐次生成する超音波画像生成部と、  
逐次生成された前記超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する特定部と、  
特定された前記焼灼済み範囲を前記医用画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記医用画像へ重畳して表示する表示制御部と、  
を有する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記記憶部は、2次元画像を前記医用画像として記憶し、  
前記特定部は、前記輝度値のピーク値に基づいて、前記焼灼済み範囲を特定し、  
前記表示制御部は、前記焼灼済み範囲を前記2次元画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記2次元画像へ重畳して表示する、  
請求項1に記載の超音波診断装置。

10

**【請求項 3】**

前記記憶部は、2次元画像を前記医用画像として記憶し、  
前記特定部は、前記輝度値の時間変化量に基づいて、前記焼灼済み範囲を特定し、  
前記表示制御部は、前記焼灼済み範囲を前記2次元画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記2次元画像へ重畳して表示する、  
請求項1に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記表示制御部は、前記超音波画像の断面の変化に連動して、当該断面に対応する前記医用画像を表示しながら、前記焼灼済み範囲を前記2次元画像へ位置合わせする請求項2又は3に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記記憶部は、3次元画像を前記医用画像として記憶し、  
前記特定部は、前記輝度値のピーク値に基づいて、前記焼灼済み範囲を特定し、  
前記表示制御部は、前記焼灼済み範囲を前記3次元画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記3次元画像へ重畳して表示する、  
請求項1に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

前記記憶部は、3次元画像を前記医用画像として記憶し、  
前記特定部は、前記輝度値の時間変化量に基づいて、前記焼灼済み範囲を特定し、  
前記表示制御部は、前記焼灼済み範囲を前記3次元画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記3次元画像へ重畳して表示する、  
請求項1に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記表示制御部は、前記超音波画像の断面の変化に連動して、当該断面に対応する前記医用画像を表示しながら、前記焼灼済み範囲を前記3次元画像へ位置合わせする請求項5又は6に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

医用画像を記憶する記憶ステップと、  
超音波画像を逐次生成する超音波画像生成ステップと、  
逐次生成された前記超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する特定ステップと、  
特定された前記焼灼済み範囲を前記医用画像へ位置合わせし、前記焼灼済み範囲を前記医用画像へ重畳して表示する表示制御ステップと、  
を有する医用画像処理プログラム。

**【発明の詳細な説明】**

50

**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理プログラムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、超音波エコーガイド下において、穿刺針の先端を腫瘍等の病変部位へ到達させ、病変部位を焼灼する穿刺術が知られている。このような穿刺術の例としては、RFA (Radio Frequency Ablation) やHIFU (High Intensity Focused Ultrasound) が挙げられる。

**【0003】**

超音波エコーガイド下での穿刺術では、術者は、逐次生成及び表示される超音波画像 (リアルタイム画像) を見ながら穿刺針を刺入し、焼灼を行う。またこのとき、事前を取得された過去の医用画像が参照画像としてリアルタイム画像とともに表示される場合がある。例えば、病変部位が超音波画像では描出し難い種類である場合、X線CT (Computed Tomography) 画像やMRI (Magnetic Resonance Imaging) 画像などの医用画像が事前を取得され、超音波診断装置のメモリに記憶される。術者は、リアルタイム画像と参照画像とを目視及び比較しながら穿刺術を行う。この穿刺術の対象臓器としては肝臓、前立腺等が挙げられる。

**【0004】**

従来、術者が焼灼済み範囲を同定するためには、術中にリアルタイム画像に描出される輝度変化を目視で確認する方法や、術後に再度超音波画像を取得し観察する方法が用いられている。しかしながら、リアルタイム画像で確認する方法の場合、術者は、輝度が変化するリアルタイム画像と、輝度変化が生じない参照画像 (過去画像) との間で視線を移しながら観察することとなり、画像間の比較が困難であった。術後に再度超音波画像を取得し観察する場合、術後の超音波画像に描出される焼灼済み範囲は、術前との輝度の変化が小さく、観察が困難であった。また、超音波画像が3次元画像である場合、複数断面ごとに観察することとなるので作業量が増大していた。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】特開2012-228286号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

本発明が解決しようとする課題は、超音波エコーガイド下での焼灼済み範囲を容易に確認することができる超音波診断装置及び医用画像処理プログラムを提供することである。

**【課題を解決するための手段】****【0007】**

実施形態の超音波診断装置は、記憶部と、超音波画像生成部と、特定部と、表示制御部とを有する。記憶部は、医用画像を記憶する。超音波画像生成部は、超音波画像を逐次生成する。特定部は、逐次生成された超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する。表示制御部は、特定された焼灼済み範囲を医用画像へ位置合わせし、焼灼済み範囲を医用画像へ重畳して表示する。

**【図面の簡単な説明】****【0008】**

【図1】実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【図2】医用画像に重畳表示された焼灼済み範囲の概略を示す模式図。

【図3】実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

**【発明を実施するための形態】****【0009】**

10

20

30

40

50

以下、実施形態の超音波診断装置及び医用画像処理プログラムについて図面を参照して説明する。

【0010】

[基本構成]

図1は、実施形態の超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、医用画像装置2と通信可能に接続される。医用画像装置2の例としては、X線CT装置、MRI装置、及び医用画像データベース等が挙げられる。超音波診断装置1は、送受信回路11と、エコーデータ処理回路12と、表示制御回路13と、記憶回路14と、システム制御回路15とを有する。また、超音波診断装置1は、超音波プローブ3、磁気発生器4、ディスプレイ5、及び入力回路6と通信可能に接続される。

10

【0011】

超音波プローブ3は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子を有する。超音波プローブ3は、これら超音波振動子の振動によって被検体へ超音波を送信し、被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ3は、受信した反射波を示すエコー信号を超音波診断装置1へ出力する。超音波プローブ3には、穿刺針31と磁気センサ32とが備えられる。

【0012】

穿刺針31は、医師等の操作者の操作によって、被検体へ刺入され、RFAやHIFU等の焼灼治療に用いられる。磁気センサ32は、磁気発生器4との位置関係に基づいて、超音波プローブ3の位置及び角度に係る磁気を検出する。磁気センサ32及び磁気発生器4のハードウェアそのものには、例えば、ホール素子や磁気発生コイル等が適宜用いられる。磁気センサ32は、検出した磁気を示す磁気検出情報を超音波診断装置1へ出力する。

20

【0013】

送受信回路11は、システム制御部15による制御に基づいて、所定の走査条件で超音波を送信させるための送信信号を超音波プローブ3へ供給する。それにより、超音波プローブ3は超音波を被検体へ送信する。また、送受信回路11は、超音波プローブ3からのエコー信号に対し、A/D(Analog/Digital)変換、整相加算処理等の信号処理を施し、信号処理後のエコーデータをエコーデータ処理回路12へ出力する。

【0014】

エコーデータ処理回路12は、送受信回路11からのエコーデータに信号処理を施す。例えば、エコーデータ処理回路12は、エコーデータに、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の処理を施し、Bモードデータを生成する。エコーデータ処理回路12は、Bモードデータを表示制御回路13へ出力する。

30

【0015】

表示制御回路13は、特許請求の範囲における表示制御部の一例である。表示制御回路13は、逐次生成された超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を医用画像へ重畳して表示するプロセッサである(詳細は後述)。表示制御回路13は、表示画像制御回路131と、配置算出回路132とを有する。

【0016】

表示画像制御回路131は、エコーデータ処理回路12からのBモードデータにスキャンコンバージョン処理を施し、Bモードデータが表示用の座標系に走査変換された超音波画像を生成する。表示画像制御回路131は、超音波画像をディスプレイ5に表示する。なお、超音波画像は、所定のフレームレートで逐次生成及び表示される。また、表示画像制御回路131は、記憶回路14又は医用画像装置2から医用画像を読み出し、例えば、MPR画像等を参照画像としてディスプレイ5に表示する。

40

【0017】

配置算出回路132は、磁気センサ3からの磁気検出信号に基づいて、磁気発生器4の位置を基準とした3次元空間における超音波プローブ2の位置及び傾きを示すプローブ配置情報を算出する。また、配置算出回路132は、プローブ配置情報に基づいて、該3次元空間におけるエコーデータの位置を算出する。それにより、超音波画像における各点(

50

例えば焦点)ごとの位置と該3次元空間における位置とが関連付けられる。

【0018】

ディスプレイ5は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)等の表示装置である。入力回路6は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス等によって構成される。

【0019】

記憶回路14は、特許請求の範囲における記憶部の一例である。記憶回路14は、医用画像を記憶するメモリデバイスである。医用画像の例としては、X線CT画像やMRI画像が挙げられる。通常、これら医用画像には、被検体の位置を示す位置情報が含まれている。該位置情報の形式そのものは、各種医用情報規格に応じて適宜定められればよい。なお、記憶回路14に記憶される医用画像は、2次元画像でも3次元画像(ボリュームデータ)でもよい。また、記憶回路14は、超音波診断装置1の各部を制御するための制御プログラムを記憶する。

10

【0020】

システム制御回路15は、CPU(Central Processing Unit)を含んで構成される。システム制御回路15は、記憶回路14から制御プログラムを読み出し、超音波診断装置1における各部の機能を制御する。なお、システム制御回路15は、特定回路151を有する。

【0021】

20

[焼灼済み範囲の特定]

特定回路151は、特許請求の範囲における特定部の一例である。特定回路151は、逐次生成された超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定するプロセッサである。例えば、特定回路151は、輝度値のピーク値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する。

【0022】

特定回路151は、生成された超音波画像を表示制御回路13から逐次読み出し、画素ごと又は画素群ごとの輝度値のピーク値と基準輝度値とを比較する。基準輝度値は、プリセットされてもよく、操作者による操作入力によって定められてもよい。画素は、超音波画像における点状の位置に相当し、画素群は、超音波画像における面状の範囲に相当する。特定回路151は、焼灼開始後、画素ごと又は画素群ごとの輝度値をピークホールドすることによって、各々の輝度値のピーク値を求め、ピーク値が基準輝度値を超えた画素又は画素群の位置又は範囲を焼灼済み範囲と特定する。焼灼前、焼灼中、及び焼灼後のうち、輝度値が高い順は、焼灼中、焼灼後、焼灼前、である。それにより、特定回路151は、輝度値をピークホールドすることによって焼灼済み範囲を特定することができる。

30

【0023】

また、特定回路151は、輝度値の時間変化量に基づいて、焼灼済み範囲を特定してもよい。このとき、特定回路151は、生成された超音波画像を表示制御回路13から逐次読出し、画素ごと又は画素群ごとの輝度値の時間変化量と基準時間変化量とを比較する。基準時間変化量は、プリセットされてもよく、操作者による操作入力によって定められてもよい。特定回路151は、焼灼開始後、画素ごと又は画素群ごとの輝度値を複数時相に亘って取得することによって、時間変化量を求め、時間変化量が基準時間変化量を超えた画素又は画素群の位置又は範囲を焼灼済み範囲と特定する。特定回路151は、特定した焼灼済み範囲に相当する画素又は画素群の位置情報を表示制御回路13へ逐次出力する。

40

【0024】

表示制御回路13は、特定回路151からの位置情報を医用画像に位置合わせし、焼灼済み範囲を医用画像へ重畳して逐次表示する。このとき、配置算出部132は、磁気発生器4の位置を基準とした3次元空間における超音波プローブ2の位置及び傾きを示すプローブ配置情報を算出しているため、焼灼済み範囲を示す位置情報と3次元空間における位置とが関連付けられる。

50

## 【0025】

また、配置算出部132は、磁気センサ4によって求められた3次元空間と参照画像として表示している医用画像の位置とを関連付ける。この関連付けは、例えば、医用画像に付帯されている位置情報(DICOM等に準拠する付帯情報や、操作入力等による付帯情報)と磁気センサ4によって求められた3次元空間とが照合されることによって行なわれる。このように、焼灼済み範囲と参照画像として表示されている医用画像の位置とが関連付けられる。表示画像制御回路131は、関連付けられた位置関係に基づいて、焼灼済み範囲を医用画像の対応位置に重畳表示する。

## 【0026】

なお、焼灼済み範囲の特定処理、並びに、焼灼済み範囲と医用画像との位置合わせ処理及び重畳表示処理は、所定の時間間隔で逐次行われる。この時間間隔は、プリセットされてもよく、操作者による操作入力によって適宜設定されてもよい。それにより、穿刺術と同時並行的に焼灼範囲を特定し、医用画像の対応位置に重畳表示することができる。

10

## 【0027】

図2は、医用画像P1に重畳表示された焼灼済み範囲の概略を示す模式図である。例えば、表示画像制御回路131は、超音波画像P2の断面に対応する医用画像P1を逐次並列表示する。この並列表示において、超音波プローブ3の移動に連動して、超音波画像P2の断面に対応する医用画像P1がディスプレイ5に表示される。操作者は、ディスプレイ5に表示された超音波画像P2及び医用画像P1を視認しながら穿刺術を行なう。この穿刺術と並行して、表示画像制御回路131は、所定の時間間隔で逐次行われる焼灼済み範囲の特定処理、並びに、焼灼済み範囲と医用画像P1との位置合わせ処理に基づいて、焼灼済み範囲を示すマーカMを超音波画像P2及び医用画像P1に重畳表示する。

20

## 【0028】

ここでは、超音波画像P2及び医用画像P1それぞれの焼灼済み範囲に対応する位置に、内部が塗りつぶされた楕円状のマーカMが示されている様子を示す。マーカMの具体的な形状や表示態様は、輪郭表示など適宜設定されればよい。また、医用画像が3次元画像のレンダリング表示である場合のマーカMの表示態様も透過表示、色調表示など適宜設定されればよい。

## 【0029】

このように、焼灼済み範囲を示すマーカMが、穿刺術での焼灼の進行に連動して、超音波画像P2及び医用画像P1に重畳表示される。それにより、操作者は、穿刺術を行いながら、医用画像P1の対応位置に反映された焼灼済み範囲を確認することができる。なお、図2では、マーカMが超音波画像P2及び医用画像P1双方に重畳表示される例を示したが、操作者の操作入力によってマーカMが一方の画像のみに重畳表示されるように適宜設定可能に構成されてもよい。

30

## 【0030】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、プログラマブル論理デバイス(例えば、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(Field Programmable Gate Array:FPGA)等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせて1つのプロセッサと

40

50

して構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、実施形態における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。例えば、実施形態におけるいずれかの記憶回路は、以下の医用画像処理プログラムを記憶し、実行する。

【0031】

図3は、実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【0032】

ステップS101：記憶回路14は、医用画像を記憶する。医用画像の例としては、X線CT画像やMRI画像のボリュームデータが挙げられる。通常、これら医用画像には、被検体の位置を示す位置情報が含まれている。ステップS101は、特許請求の範囲における記憶ステップの一例に相当する。

10

【0033】

ステップS102：操作者は、超音波プローブ3を用いて被検体の超音波画像を生成するための操作を行う。超音波プローブ3、送受信回路11、及びエコーデータ処理回路12は、超音波画像を生成するための通常動作によって超音波画像を逐次生成する。表示画像制御回路131は、超音波画像を逐次表示する。また、表示画像制御回路131は、記憶回路14又は医用画像装置2から医用画像を読み出し、参照画像としてディスプレイ5に表示する。ステップS102は、特許請求の範囲における超音波画像生成ステップの一例に相当する。

20

【0034】

ステップS103：配置算出回路132は、磁気センサ3からの磁気検出信号に基づいて、磁気発生器4の位置を基準とした3次元空間における超音波プローブ2の位置及び傾きを示すプローブ配置情報を算出する。また、配置算出回路132は、プローブ配置情報に基づいて、該3次元空間におけるエコーデータの位置を算出する。配置算出部132は、算出された位置と、医用画像に付帯されている座標系とを参照し、超音波画像と医用画像とを位置合せする。表示画像制御回路131は、位置合わせされた超音波画像及び医用画像をディスプレイ5に並列表示する。

【0035】

ステップS104：操作者は、表示された超音波画像及び医用画像を見ながら、穿刺位置を判断し、その穿刺位置に超音波プローブ3を配置する。

30

【0036】

ステップS105：術者は、逐次生成及び表示される超音波画像（リアルタイム画像）を見ながら穿刺針を刺入し、焼灼を開始する。

【0037】

ステップS106：特定回路151は、逐次生成された超音波画像における輝度値に基づいて、焼灼済み範囲を特定する。例えば、特定回路151は、生成された超音波画像を表示制御回路13から逐次読み出し、画素ごと又は画素群ごとの輝度値のピーク値と基準輝度値とを比較する。特定回路151は、焼灼開始後、画素ごと又は画素群ごとの輝度値をピークホールドすることによって、各々の輝度値のピーク値を求め、ピーク値が基準輝度値を超えた画素又は画素群の位置又は範囲を焼灼済み範囲と特定する。なお、特定回路151は、輝度値の時間変化量に基づいて、焼灼済み範囲を特定してもよい。ステップS106は、特許請求の範囲における特定ステップの一例に相当する。

40

【0038】

ステップS107：配置算出部132は、特定された焼灼済み範囲と参照画像として表示している医用画像の位置とを関連付ける。この関連付けは、例えば、医用画像に付帯されている位置情報と磁気センサ4によって求められた3次元空間とが照合されることによつて行なわれる。

【0039】

ステップS108：表示画像制御回路131は、関連付けられた位置関係に基づいて、焼灼済み範囲を医用画像の対応位置に重畳表示する。ステップS108は、特許請求の範

50

囲における表示制御ステップの一例に相当する。それにより、穿刺術による焼灼に連動してディスプレイ 5 に表示される画像が更新される。穿刺術中、ステップ S 1 0 6 ~ ステップ S 1 0 8 の処理が繰り返される。

【 0 0 4 0 】

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波診断装置及び医用画像処理プログラムによれば、超音波画像と参照画像としての医用画像との間で視線をその都度移すことなく、超音波エコーガイド下での焼灼済み範囲を容易に確認することができる。

【 0 0 4 1 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、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を意図していない。これら実施形態は、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は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、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ものである。

10

【 符号の説明 】

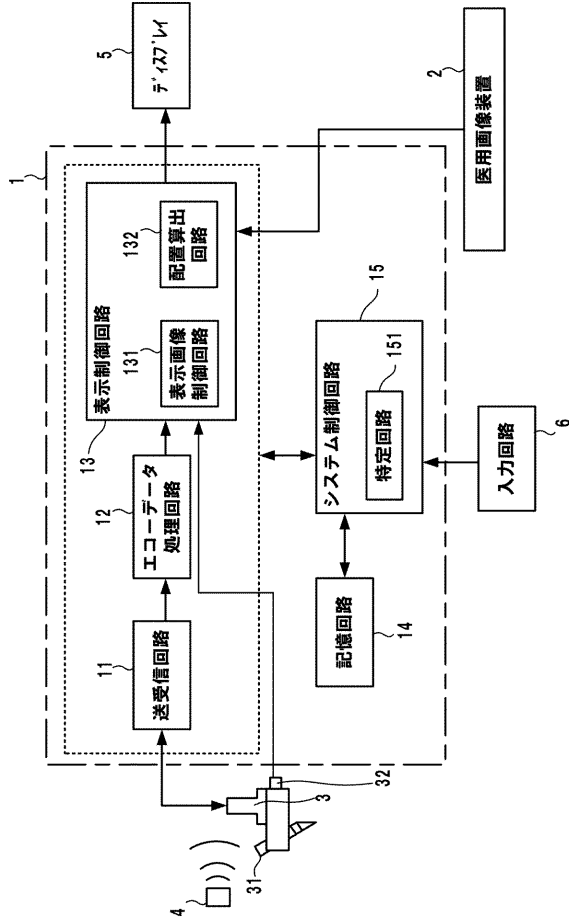
【 0 0 4 2 】

- 1 超音波診断装置
- 2 医用画像装置
- 3 超音波プローブ
- 4 磁気発生器
- 5 ディスプレイ
- 6 入力回路
- 1 1 送受信回路
- 1 2 エコーデータ処理回路
- 1 3 表示制御回路
- 1 4 記憶回路
- 1 5 システム制御回路
- 3 1 穿刺針
- 3 2 磁気センサ
- 1 3 1 表示画像制御回路
- 1 3 2 配置算出回路
- 1 5 1 特定回路

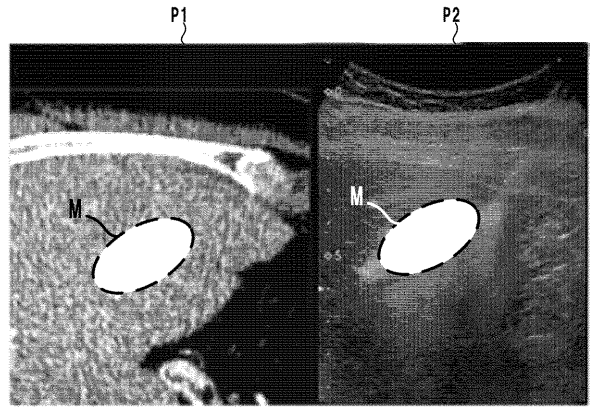
20

30

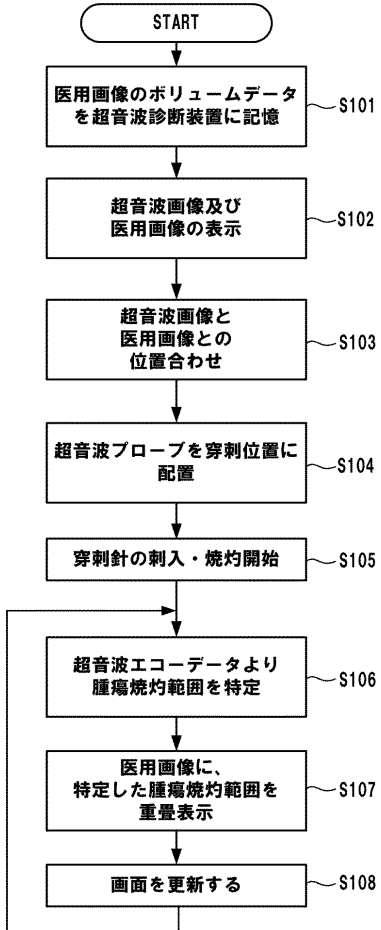
【図1】



【図2】



【図3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 宇南山 憲一

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

(72)発明者 神山 聡

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 EE11 FF05 FF11 GA18 GA25 GB03 JB40 JC09 JC11 JC16  
KK12 KK24 KK31

