

(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2014-113481
(P2014-113481A)

(43) 公開日 平成26年6月26日(2014.6.26)

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

F 1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2013-238159 (P2013-238159)
(22) 出願日 平成25年11月18日(2013.11.18)
(31) 優先権主張番号 特願2012-252524 (P2012-252524)
(32) 優先日 平成24年11月16日(2012.11.16)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 吉新 寛樹
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 金山 侑子
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

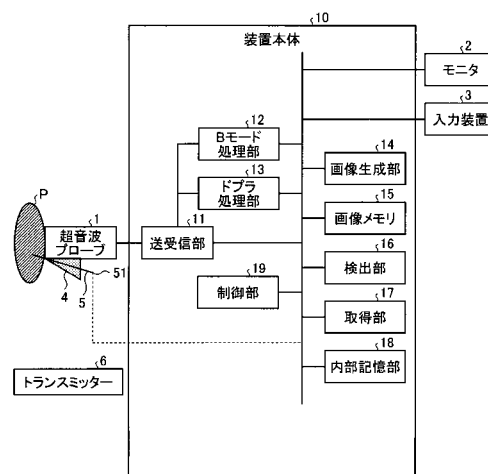
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】ラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を迅速かつ簡便に行なうこと。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、取得部と、画像生成部と、制御部とを備える。取得部は、被検体の第1超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得する。画像生成部は、穿刺針を用いた治療後に収集された前記被検体の造影前の画像データと造影後の画像データとにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離に応じた画素値を割り当てた第2超音波画像データを生成する。制御部は、前記第2超音波画像データを表示部に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の第 1 超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得する取得部と、

穿刺針を用いた治療後に収集された前記被検体の造影前の画像データと造影後の画像データとにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離に応じた画素値を割り当てた第 2 超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記第 2 超音波画像データを表示部に表示させる制御部と、
を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

輝度値変化に対する前記閾値と、前記境界からの距離に応じて異なる画素値とが設定された設定情報とを記憶する記憶部、

を更に備え、

前記画像生成部は、前記設定情報に基づいて、前記第 2 超音波画像データを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記記憶部は、前記設定情報として、前記境界からの距離に応じて異なる色が設定された色情報、又は、異なるハッチングが設定されたハッチング情報、又は、同系色で異なる濃淡が設定された濃淡情報を記憶する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記穿刺針が有する位置センサにより、該穿刺針の針先の位置を検出する検出部、
を更に備え、

前記取得部は、前記検出部が検出した針先の位置に基づいて、前記関心領域の境界の位置を取得する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 超音波画像データは、前記被検体を 3 次元走査して生成された第 1 超音波ボリュームデータであり、前記造影前の画像データ及び前記造影後の画像データである造影画像データは、前記被検体を 3 次元走査して生成された造影ボリュームデータであって、

前記取得部は、前記関心領域の 3 次元の位置を、前記検出部が検出した針先の 3 次元の位置に基づいて取得し、

30

前記画像生成部は、前記造影前の画像データ及び前記造影後の画像データである造影ボリュームデータにおいて、造影前後の輝度値の変化が前記閾値以上であるボクセルに、当該ボクセルと前記関心領域の境界との距離に対応するボクセル値を前記設定情報に基づいて割り当てた第 2 超音波ボリュームデータを前記第 2 超音波画像データとして生成し、

前記制御部は、前記第 2 超音波ボリュームデータから生成された断面画像データ又は投影画像データの少なくとも 1 つを前記表示部に表示させる、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記被検体の組織が描出された超音波画像データ及び前記被検体の造影剤分布が描出された超音波画像データの少なくとも 1 つと、前記第 2 超音波画像データとを重畳した画像データを前記表示部に表示させる、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記記憶部は、境界の内側においては第 1 色調で該境界からの距離に応じて異なる色が設定され、境界の外側においては前記第 1 色調とは異なる第 2 色調で該境界からの距離に応じて異なる色が設定された色情報を前記設定情報として記憶する、請求項 3 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記関心領域の内部、又は、前記関心領域の内部及び前記関心領域

50

の境界近傍の外側に限局した領域にて前記第2超音波画像データを生成する、請求項1～7のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記記憶部は、前記輝度値変化に対する前記閾値として、境界からの距離に応じて異なる値の複数の閾値を記憶し、

前記画像生成部は、前記関心領域の境界からの距離に対応する閾値以上となった画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離とに対応する画素値を前記設定情報に基づいて割り当てて前記第2超音波画像データを生成する、請求項3～8のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記制御部は、前記関心領域に限定して前記第2超音波画像データを表示させる、又は、前記関心領域に限定した前記第2超音波画像データに前記穿刺針の位置を重畳表示させる、請求項1～9のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記制御部は、前記第2超音波ボリュームデータにおいて前記穿刺針の針先を含み、かつ、前記穿刺針の挿入経路に直交する断面で前記第2超音波ボリュームデータを切断した断面画像データを表示させる、請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記制御部は、更に、前記関心領域内の輝度値の時間とともになう変化を示す時間変化曲線を表示させる、請求項1～11のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記制御部は、更に、前記関心領域内で画素値が割り当てられた領域の該関心領域に対する割合を表示させる、請求項1～12のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記取得部は、前記穿刺針が抜かれた後に、前記造影前の画像データ及び前記造影後の画像データである造影画像データが収集される場合、前記第1超音波画像データと前記造影画像データとを位置合わせして、前記造影画像データにおける前記関心領域に対応する対応領域の位置を取得し、

前記画像生成部は、前記対応領域の境界の位置に基づいて、前記第2超音波画像データを生成する、請求項1～13のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記取得部は、前記穿刺針を用いた治療が、当該穿刺針の位置を変更して複数回行なわれる場合、各治療において設定された複数の関心領域を合成した合成領域の境界の位置を取得し、

前記画像生成部は、前記合成領域の境界の位置に基づいて、前記第2超音波画像データを生成する、請求項1～13のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記画像生成部は、造影前後の輝度値の変化が前記閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離、及び、当該画素で輝度値の変化が前記閾値以上となった時間に応じた画素値を割り当てて、前記第2超音波画像データを生成する、請求項1～15のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記画像生成部は、造影前後の輝度値の変化が前記閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離、及び、当該画素における輝度値の変化量に応じた画素値を割り当てて、前記第2超音波画像データを生成する、請求項1～15のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項18】

前記関心領域の形状テンプレートは、前記穿刺針の種類に応じて定められる、請求項1～17のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項19】

10

20

30

40

50

取得部が、被検体の第1超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得し、

画像生成部が、穿刺針を用いた治療後に収集された前記被検体の造影前の画像データと造影後の画像データとにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離に応じた画素値を割り当てた第2超音波画像データを生成し、

制御部が、前記第2超音波画像データを表示部に表示させる、
ことを含む、画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、簡便な操作性、被爆のおそれがない非侵襲性、システム規模の小ささ等の様々な利点を備えた医用画像診断装置として、今日の医療において重要な役割を果たしている。すなわち、超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡便な操作により、例えば、心臓の拍動や胎児の動きといった検査対象の動きの様子をリアルタイムで表示することができる。また、超音波診断装置は、非侵襲性であることから安全性が高く、繰り返し検査を行なうことができる。また、超音波診断装置は、X線診断装置、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置などの他の医用画像診断装置に比べシステムの規模が小さく、ベッドサイドへ移動しての検査も容易に行なうことができる。また、超音波診断装置には、片手で持ち運べる程度に小型化された装置も開発されており、かかる超音波診断装置は、産科や在宅医療などの医療現場においても容易に使用することができる。

20

【0003】

また、近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、「造影エコー法」が行なわれている。以下、超音波造影剤を省略して造影剤と記載する場合がある。造影エコー法は、例えば、心臓や肝臓等の検査において、静脈から造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。造影剤の多くは、微小気泡(マイクロバブル)が反射源として機能する。例えば、近年、日本で発売されたソナゾイド(登録商標)と呼ばれる第二世代の超音波造影剤は、リン脂質によりフッ化炭素(perfluorobutane)ガスを内包した微小気泡である。造影エコー法では、微小気泡を破壊させない程度の中低音圧の送信超音波を用いることで、造影剤の還流の様子を安定して観察することができる。

30

【0004】

また、超音波診断装置を用いた治療分野における応用も進んでいる。例えば、腫瘍組織の病理検査のための針生検は、超音波診断装置を用いた超音波ガイド下で行なわれることがある。更に、肝臓がん等の限局性腫瘍のラジオ波焼灼術(RFA:Radio Frequency Ablation)のためのRFA針(電極針)の穿刺は、超音波ガイド下で行なわれる。また、RFAの治療効果判定にも超音波診断装置が用いられている。

40

【0005】

RFA治療は、体表から電極針を病変部(腫瘍部)に向かって挿入し、ラジオ波により発生する高温により病変部を凝固死させる治療法である。近年では、RFA治療の効果判定に、上述した造影超音波が利用されることが多い。具体的には、RFA治療の効果判定では、RFA治療を行なった治療部において腫瘍を栄養する血流(腫瘍血流)が無くなっているかを、造影エコー法により確認する。RFA治療を行なう領域(治療計画領域)は、再発防止のために、腫瘍境界に対して全方位的に5mm程度のマージンを確実にとることが大切である。しかし、RFA治療では、焼灼のために、治療前後で組織像が変化したり、ガスが発生したりする。このため、治療後に行なった造影撮影された画像を参照しても、医師は、針先の位置や腫瘍境界の位置がわかりにくく、治療効果の判定が困難である

50

。また、腫瘍の大きさや形態、近傍の血管による冷却効果等により、1回のRFA治療では不十分な場合もあり、追加治療を行なうために、治療計画領域内や治療計画領域の外側近傍における血流の残存部位を正確に把握する必要がある。

【0006】

すなわち、RFA治療の効果判定では、治療計画領域に対する造影剤流入の有無を確かかつ簡便に把握することが必要となる。しかし、通常、RFA治療の効果判定は、医師が主観で行なう場合が多い。そこで、治療前のX線CTボリュームデータ、MRIボリュームデータ、又は、超音波ボリュームデータを参照画像とし、治療後の超音波ボリュームデータと参照画像との位置合せを行なって、客観的な効果判定を行なう方法が知られている。この方法は、治療前の参照画像と治療後の超音波ボリュームデータとの位置合わせに基づいて、腫瘍境界と焼灼領域境界との距離を計測し、計測した距離をカラー表示することで、医師に定量的な治療効果を提示する方法である。

10

【0007】

しかし、ボリュームデータの読み込みやボリュームデータ間の位置合せ処理等を、穿刺治療中に即時的に行うことは困難である。例えば、上述したように、治療前後で組織像が変化したり、ガスが発生したりするため、位置合せ処理は、困難となる場合がある。また、治療現場では、医師は、追加治療の必要性を瞬時に把握する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

20

【特許文献1】特開2010-274043号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、ラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を迅速かつ簡便に行なうことができる超音波診断装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、画像生成部と、制御部とを備える。取得部は、被検体の第1超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得する。画像生成部は、穿刺針を用いた治療後に収集された前記被検体の造影前の画像データと造影後の画像データとにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離に応じた画素値を割り当てた第2超音波画像データを生成する。制御部は、前記第2超音波画像データを表示部に表示させる。

30

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態で行なわれるRFA治療のワークフローの一例を示すフローチャートである。

【図3】図3は、図1に示す検出部を説明するための図である。

40

【図4】図4は、図1に示す取得部を説明するための図(1)である。

【図5】図5は、図1に示す取得部を説明するための図(2)である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(1)である。

。

【図6B】図6Bは、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(2)である。

。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(3)である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(4)である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(5)である。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図(6)である

50

。

【図 1 1】図 1 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の一例を示すフローチャートである。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、第 1 の実施系形態に係る変形例を説明するための図 (1) である。

【図 1 2 B】図 1 2 B は、第 1 の実施系形態に係る変形例を説明するための図 (2) である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、第 1 の実施系形態に係る変形例を説明するための図 (3) である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、第 1 の実施系形態に係る変形例を説明するための図 (4) である。

【図 1 4】図 1 4 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、第 3 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、第 3 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 1 6】図 1 6 は、第 4 の実施形態を説明するための図である。

【図 1 7】図 1 7 は、第 5 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 1 8】図 1 8 は、第 5 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0013】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とを有する。

【0014】

超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。超音波プローブ 1 は、例えば、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 10 が有する送受信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層や、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有する。

【0015】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

例えば、装置本体 10 は、2次元走査用の超音波プローブ 1 として、複数の圧電振動子が一列で配置された 1D アレイプローブと接続される。或いは、例えば、装置本体 10 は、3次元走査用の超音波プローブ 1 として、メカニカル 4D プローブや 2D アレイプローブと接続される。メカニカル 4D プローブは、1D アレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて 2次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度 (揺動角度) で揺動させることで 3次元走査が可能である。また、2D アレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により 3次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2次元走査が可能である。

10

20

30

40

50

【0017】

ここで、第1の実施形態は、超音波プローブ1により、被検体Pが2次元走査される場合であっても、3次元走査される場合であっても適用可能である。以下では、超音波プローブ1により、被検体Pが3次元走査される場合について説明する。

【0018】

そして、第1の実施形態では、ラジオ波焼灼(RFA:Radio Frequency Ablation)治療を行なうために、図1に示すように、超音波プローブ1に穿刺アダプタ4が取り付けられる。そして、穿刺アダプタ4には、ラジオ波を発生する電極針である穿刺針5が取り付けられる。医師は、超音波プローブ1が行なった超音波送受信によりモニター2に表示される超音波画像データを参照しながら、穿刺アダプタ4に取り付けられた穿刺針5を被検体Pの治療部位まで挿入する。ただし、第1の実施形態は、穿刺アダプタ4を用いることなく、穿刺針5による穿刺がフリーハンドで行われる場合でも適用可能である。

10

【0019】

なお、図1には図示していないが、穿刺針5は、穿刺針5が発生するラジオ波の出力を制御する治療装置と接続される。この治療装置は、穿刺針5の温度や、ラジオ波の出力、焼灼領域のインピーダンスをモニター可能であり、医師は、治療装置を操作して、穿刺針5を用いたRF治療を進める。

【0020】

そして、本実施形態に係る穿刺針5は、位置センサ51を有する。位置センサ51は、例えば、図1に示すように、穿刺針5の根元(例えば、ブラケット部位)に内蔵される。なお、位置センサ51は、穿刺針5の先端部位に内蔵される場合であっても良い。位置センサ51は、磁気センサである。また、図1に示すトランスミッター6は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。本実施形態では、トランスミッター6は、装置本体10の近傍に設置される。なお、本実施形態は、トランスミッター6が装置本体10に取り付けられる場合であっても良い。位置センサ51は、トランスミッター6によって形成された3次元の磁場を検出する。そして、位置センサ51は、検出した磁場の情報を、装置本体10に送信する。例えば、位置センサ51は、検出した磁場の情報を、無線通信、或いは、有線通信により装置本体10に送信する。ここで、穿刺針5の根元に内蔵される位置センサ51は、穿刺針5の根元から先端に向かう方向に沿って、大きさを有する。このため、位置センサ51が検出した磁場の情報は、穿刺針5の根元の位置と、穿刺針5の3次元的な方向とを検出可能な情報となる。従って、穿刺針5の挿入経路が直線であると仮定し、穿刺針5の長さが既知であるならば、位置センサ51が検出した磁場の情報は、穿刺針5の針先の位置を検出可能な情報となる。

20

30

【0021】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体10に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置3は、RFA治療を行なう領域の設定を操作者から受け付ける。

【0022】

モニター2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像を表示したりする。

40

【0023】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波に基づいて超音波画像データを生成する装置であり、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドブラ処理部13と、画像生成部14と、画像メモリ15と、検出部16と、取得部17と、内部記憶部18と、制御部19とを有する。

【0024】

送受信部11は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成する

50

ためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【0025】

駆動パルスは、パルサ回路からケーブルを介して超音波プローブ1内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

10

【0026】

なお、送受信部11は、後述する制御部19の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0027】

また、送受信部11は、アンプ回路、A/D変換器、加算器等を有し、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換し、受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、与えられた遅延時間に基づき、反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

20

【0028】

このように、送受信部11は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。送受信部11が制御する受信指向性と送信指向性とにより、超音波送受信の総合的なビームが形成される。ここで、送受信部11は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ1から2次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部11は、超音波プローブ1が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。また、送受信部11は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部11は、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。なお、送受信部11からの出力信号の形態は、RF(Radio Frequency)信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

30

【0029】

Bモード処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データに対して対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

40

【0030】

ドプラ処理部13は、送受信部11から反射波データを受信し、受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。なお、Bモード処理部12やドプラ処理部13が生成したデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。

【0031】

なお、Bモード処理部12は、フィルタ処理により、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。このBモード処理部12の機能を用いるこ

50

とにより、本実施形態に係る超音波診断装置は、コントラストハーモニックイメージング（C H I : Contrast Harmonic Imaging）を実行可能である。すなわち、Bモード処理部12は、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、フィルタ処理により、造影剤（微小気泡、パブル）を反射源とする反射波データ（高調波データ又は分周波データ）と、被検体P内の組織を反射源とする反射波データ（基本波データ）とを分離することができる。例えば、Bモード処理部12は、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、2次高調波データを用いた造影画像データを生成するためのBモードデータや、基本波データを用いた組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0032】

また、このBモード処理部12のフィルタ処理機能を用いることにより、ティッシュハーモニックイメージング（T H I : Tissue Harmonic Imaging）において、被検体Pの反射波データから、高調波データ又は分周波データを分離することで、ノイズ成分を除去した組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。なお、C H I や T H I のハーモニックイメージングを行なう際、Bモード処理部12は、上述したフィルタ処理を用いた方法とは異なる方法により、ハーモニック成分を抽出することができる。ハーモニックイメージングでは、振幅変調（A M : Amplitude Modulation）法や位相変調（P M : Phase Modulation）法、A M 法及びP M 法を組み合わせたA M P M 法と呼ばれる映像法が行なわれる。A M 法、P M 法及びA M P M 法では、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる超音波送信を複数回行なう。これにより、送受信部11は、各走査線で複数の反射波データ（受信信号）を生成し出力する。そして、Bモード処理部13は、各走査線の複数の反射波データ（受信信号）を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Bモード処理部13は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）に対して包絡線検波処理等を行なって、Bモードデータを生成する。

【0033】

例えば、P M 法が行なわれる場合、送受信部11は、制御部19が設定したスキャンシーケンスにより、例えば（-1, 1）のように、位相極性を反転させた同一振幅の超音波を、各走査線で2回送信させる。そして、送受信部11は、「-1」の送信による受信信号と、「1」の送信による受信信号とを生成し、Bモード処理部12は、これら2つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、2次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理部12は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、T H I のBモードデータやC H I のBモードデータを生成する。ここで、例えば、C H I でP M 法が行なわれる場合、Bモード処理部12は、「1」の送信による受信信号をフィルタ処理することで、組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0034】

なお、図1に例示するBモード処理部12及びドブラ処理部13は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理部12は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理部13は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

【0035】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像

10

20

30

40

50

データである。

【0036】

ここで、画像生成部14は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部14は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部14は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成部14は、超音波画像データに、付帯情報（種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等）を合成する。

10

【0037】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部14が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成部14は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元Bモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。例えば、造影エコー法であるCHIでは、画像生成部14は、「2次元Bモード画像データ」として「2次元造影画像データ」を生成する。なお、CHIでは、画像生成部14は、必要に応じて、「2次元Bモード画像データ」として「2次元組織画像データ」を生成する。

20

【0038】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部14は、「3次元Bモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を「超音波ボリュームデータ」として生成する。例えば、CHIでは、画像生成部14は、「超音波ボリュームデータ」として「造影ボリュームデータ」を生成する。なお、CHIでは、画像生成部14は、必要に応じて、「超音波ボリュームデータ」として「造影ボリュームデータ」及び「組織ボリュームデータ」を生成する。

30

【0039】

更に、画像生成部14は、ボリュームデータをモニター2にて表示するための各種2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータから断面画像データ（MPR画像データ）を生成する処理がある。また、画像生成部14が行なうレンダリング処理としては、例えば、ボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理や、MIP（Maximum Intensity Projection）処理等により、VR画像データやMIP画像データ等の投影画像データを生成する処理がある。かかる投影画像データは、3次元の情報を反映した2次元画像データとなる。

40

【0040】

画像メモリ15は、画像生成部14が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。画像メモリ15が記憶する画像データは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能である。また、画像メモリ15は、Bモード処理部12やドブラ処理部13が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ15が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部14を経由して表示用の超音波画像データとなる。また、画像メモリ15は、送受信部11が出力したデータも記憶することが可能である。

50

【 0 0 4 1 】

検出部 1 6 は、穿刺針 5 が有する位置センサ 5 1 により、穿刺針 5 の針先の位置を検出する。すなわち、検出部 1 6 は、位置センサ 5 1 が取り付けられる穿刺針 5 の根元と針先との相対的位置関係の情報を用いることで、穿刺針 5 の針先の位置を検出する。具体的には、検出部 1 6 は、穿刺針 5 の根元に内蔵された位置センサ 5 1 が検出した磁場の情報を受信し、受信した情報に基づいて、穿刺針 5 の根元の 3 次元の位置を検出し、更に、穿刺針 5 の 3 次元的方向を検出する。例えば、検出部 1 6 は、トランスミッター 6 を原点とする空間における穿刺針 5 の根元の 3 次元の位置を検出する。換言すると、検出部 1 6 は、実空間における根元の 3 次元座標を検出する。そして、検出部 1 6 は、穿刺針 5 の 3 次元的方向と穿刺針 5 の長さから、トランスミッター 6 を原点とする空間における穿刺針 5 の針先の 3 次元の位置を検出する。すなわち、検出部 1 6 は、実空間における針先の 3 次元座標を検出する。また、検出部 1 6 は、穿刺針 5 の針先の実空間における位置を順次検出して、3 次元空間で移動する針先の軌跡を検出することで、穿刺針 5 の挿入経路の実空間における位置も検出可能である。上記の検出方法では、穿刺針 5 を用いた穿刺がフリーハンドで行われる場合でも、穿刺針 5 の針先及び挿入経路を検出可能である。しかし、穿刺針 5 を用いた穿刺が穿刺アダプタ 4 に取り付けられて行なわれる場合には、穿刺アダプタ 4 の情報から得られる穿刺針 5 の方向が取得可能である。そこで、検出部 1 5 は、位置センサ 5 1 が検出した情報から、根元の位置を検出し、検出した根元の位置と、穿刺アダプタ 4 の情報から得られる穿刺針 5 の方向と、既知の穿刺針 5 の長さとを用いて、針先の位置を検出することも可能である。また、この場合でも、検出部 1 5 は、3 次元空間で移動する針先の軌跡を検出することで、穿刺針 5 の挿入経路の実空間における位置も検出可能である。

10

20

【 0 0 4 2 】

なお、検出部 1 6 が穿刺針 5 の針先の位置を検出可能であるならば、位置センサ 5 1 が設置される位置は、穿刺針 5 における任意の位置であっても良い。また、位置センサ 5 1 は、穿刺針 5 において、複数の位置に設置されても良い。例えば、位置センサ 5 1 は、上述したように、穿刺針 5 の針先に内蔵される場合であっても良い。かかる場合、検出部 1 6 は、穿刺針 5 の針先に内蔵された位置センサ 5 1 が検出した磁場の情報を受信し、受信した情報に基づいて、穿刺針 5 の針先の 3 次元の位置を検出する。これにより、検出部 1 6 は、実空間における針先の 3 次元座標を検出する。また、検出部 1 6 は、穿刺針 5 の針先の実空間における位置を順次検出して、3 次元空間で移動する針先の軌跡を検出することで、穿刺針 5 の挿入経路の実空間における位置も検出可能である。また、穿刺針 5 の挿入経路の実空間における位置を検出する場合、位置センサは、穿刺針 5 と穿刺アダプタ 4 とにそれぞれ設置される場合であっても良い。

30

【 0 0 4 3 】

取得部 1 7 は、被検体 P の第 1 超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得する。本実施形態では、取得部 1 7 は、検出部 1 6 が検出した針先の位置に基づいて、穿刺針 5 が挿入された被検体 P の第 1 超音波画像データにて設定された関心領域の境界の位置を取得する。ここで、上記の第 1 超音波画像データは、通常 B モードで生成された組織画像データとしての超音波画像データである。例えば、本実施形態では、第 1 超音波画像データは、被検体 P を 3 次元走査して生成された第 1 超音波ボリュームデータであり、第 1 超音波ボリュームデータは、通常 B モードで生成された組織ボリュームデータである。また、上記の関心領域は、RFA 治療を行なう治療計画領域であり、第 1 超音波ボリュームデータにおいて 3 次元的に設定される。本実施形態では、取得部 1 7 は、関心領域の 3 次元の位置を、検出部 1 6 が検出した針先の 3 次元の位置に基づいて取得する。なお、検出部 1 6 の検出結果に基づいて、取得部 1 7 が行なう処理については、後に詳述する。

40

【 0 0 4 4 】

内部記憶部 1 8 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディマ

50

ーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部 18 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像データの保管等にも使用される。なお、内部記憶部 18 が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0045】

また、例えば、内部記憶部 18 は、穿刺アダプタ 4 に対して穿刺針 5 が取り付けられる角度を、穿刺針 5 の挿入角度として記憶する。例えば、内部記憶部 18 は、穿刺アダプタ 4 が装着される場合は、穿刺アダプタ 4 の取り付け角度「A」を、穿刺針 5 の挿入角度「A」として記憶する。更に、第 1 の実施形態に係る内部記憶部 18 は、閾値及び設定情報を記憶する。内部記憶部 18 が記憶する閾値及び設定情報については、後に詳述する。

10

【0046】

制御部 19 は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部 19 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 18 から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部 11、Bモード処理部 12、ドプラ処理部 13、画像生成部 14、検出部 16 及び取得部 17 の処理を制御する。また、制御部 19 は、画像メモリ 15 が記憶する超音波画像データ等をモニタ 2 にて表示するように制御する。

【0047】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針 5 を用いたラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を迅速かつ簡便に行なうために、以下に説明する検出部 16 の検出結果に基づく取得部 17 の処理と、取得部 17 の処理結果に基づく画像生成部 14 の処理を行なう。まず、図 2 を用いて、第 1 の実施形態で行なわれる RFA 治療のワークフローの一例について説明する。図 2 は、第 1 の実施形態で行なわれる RFA 治療のワークフローの一例を示すフローチャートである。

20

【0048】

まず、医師は、通常 B モードの超音波ガイド下で、RFA 治療のための穿刺を行なう（ステップ S1）。ステップ S1 では、画像生成部 14 は、通常 B モードでの 3 次元走査が行なわれることで、第 1 超音波ボリュームデータを生成する。そして、制御部 19 の制御により、画像生成部 14 は、例えば、第 1 超音波ボリュームデータから、通常断面（A 面）の断面画像データと、穿刺針 5 を含む奥行き方向の断面の断面画像データを生成する。医師は、制御部 19 の制御によりモニタ 2 にリアルタイムで更新表示される 2 断面の画像データを参照しながら、穿刺針 5 を、被検体 P の治療部位まで挿入する。

30

【0049】

例えば、制御部 19 は、第 1 超音波ボリュームデータにおける穿刺針 5 を含む断面を、内部記憶部 18 が記憶する挿入角度「A」と、超音波プローブ 1 と穿刺アダプタ 4 との 3 次元的な相対的位置関係とから決定することができる。なお、穿刺針 5 の穿刺が、フリーハンドで行なわれている場合、穿刺針 5 を含む奥行き方向の断面は、A 面の超音波画像データを参照した医師が、高輝度な直線を指定することで決定することができる。

【0050】

ただし、本実施形態では、取得部 17 が関心領域の位置を正確に取得するために、以下のような処理が行なわれることが好適である。一例として、医師は、超音波プローブ 1 を被検体 P の体表上で移動させて、腫瘍等の治療部位が A 面の断面画像データにて描出され、かつ、A 面に穿刺針 5 の挿入経路が含まれるように超音波プローブ 1 の位置を調整する。そして、医師は、調整した位置に超音波プローブ 1 を固定した状態で、穿刺アダプタ 4 に取り付けられた穿刺針 5 の針先を被検体 P の体表に当接する。この状態で、医師は、例えば、入力装置 3 が有する確定ボタンを押下する。検出部 16 は、確定ボタンが押下された時点で位置センサ 51 から受信した情報から検出した穿刺針 5 の針先の実空間における位置を初期位置として、取得部 17 に通知する。

40

【0051】

50

取得部 17 は、制御部 19 から 3 次元走査領域の形状及び大きさと、超音波プローブ 1 と穿刺アダプタ 4 との 3 次元的な相対的位置関係とを取得する。そして、取得部 17 は、制御部 19 から取得した情報から、検出部 16 が検出した初期位置が、第 1 超音波ボリュームデータの空間（以下、ボリューム空間と記載する）に対して「どの位置」に対応するかを取得する。これにより、取得部 17 は、針先の実空間における位置と、針先のボリューム空間における位置との対応付けを行なう。

【0052】

なお、根元の位置から針先の位置を検出する際に穿刺針 5 の方向を穿刺アダプタ 4 の情報から得ている場合や、穿刺針 5 の針先に内蔵された位置センサ 51 から検出部 16 が針先の位置を検出している場合において、フリーハンドで穿刺が行なわれている場合、ボリューム空間における初期位置は、例えば、穿刺針 5 を走査領域まで被検体 P に挿入した状態で、超音波画像データを参照した医師が、高輝度な直線の先端を指定することで取得されても良い。また、上記の初期位置は、例えば、穿刺針 5 の針先や根元を、被検体 P の体表に当接した超音波プローブ 1 の振動子配列面の両端点に当接することで設定されても良い。これによっても、取得部 17 は、実空間における位置と、ボリューム空間における位置との対応付けを行なうことができる。

10

【0053】

かかる状態で、医師が穿刺針 5 を治療部位に向かって挿入すると、検出部 16 は、穿刺針 5 の実空間における針先の位置及び移動経路（挿入経路）を検出し、取得部 17 に通知する。取得部 17 は、実空間とボリューム空間との対応関係から、検出部 16 が検出した実空間における針先の位置及び挿入経路を、ボリューム空間における針先の位置及び挿入経路にリアルタイムで変換する。そして、取得部 17 が取得した情報を受信した制御部 19 の制御により、画像生成部 14 は、ステップ S1 において、「穿刺針 5 を含む A 面の断面画像データ」と、「A 面の断面画像データに直交し、かつ、穿刺針 5 の挿入経路を含む断面の断面画像データ」とを生成する。

20

【0054】

そして、医師は、治療計画領域である関心領域を設定する（ステップ S2）。図 3 は、図 1 に示す検出部を説明するための図であり、図 4 及び図 5 は、図 1 に示す取得部を説明するための図である。検出部 16 は、図 3 に例示するように、治療部位の略中心まで挿入された穿刺針 5 の針先 A の実空間における 3 次元座標を検出する。また、検出部 16 は、図 3 に例示するように、穿刺針 5 の実空間における挿入経路 L の 3 次元座標を検出する。

30

【0055】

取得部 17 は、検出部 16 から通知された情報に基づいて、穿刺針 5 が治療部位の略中心まで挿入された時点での第 1 超音波ボリュームデータにおいて、針先 A に対応する点 A' の位置と、挿入経路 L に対応する線 L' の位置とを取得する。そして、取得部 17 の制御により、画像生成部 14 は、図 4 の上図に示すように、第 1 超音波ボリュームデータから A 面の断面画像データを生成し、更に、当該断面画像データに点 A' と線 L' とを重畳させた画像データを生成する。図 4 の上図に示す画像データは、モニタ 2 に表示される。医師は、図 4 の上図に示す画像データにおいて、関心領域を設定する。例えば、医師は、図 4 の下図に示すように、点 A' の近傍に、治療部位である腫瘍 T を包含し 5 mm 程度のマージンを確保した関心領域の境界 M' を設定する。

40

【0056】

ここで、境界 M' の形状は、穿刺針 5 の種類から推定可能である。例えば、穿刺針 5 が展開型であるか、単針型であるかに応じて、境界 M' の形状（3 次元形状）は、楕円体や、球体となる。すなわち、関心領域の形状テンプレートは、穿刺針 5 の種類に応じて定められる。例えば、本実施形態では、内部記憶部 18 は、穿刺針 5 の種類に応じた様々な形状のテンプレートを記憶する。医師は、穿刺針 5 の種類に該当する形状のテンプレートを内部記憶部 18 から読み出して、画像データ上に表示させる。そして、医師は、テンプレートの中心を、点 A' に置き、更に、テンプレートの境界が、腫瘍 T を包含し 5 mm 程度のマージンが確保されるように、テンプレートの移動調整、拡大縮小調整等を行なう。か

50

かる調整では、テンプレートの軸は、線L'に沿って設定される。なお、腫瘍Tの近傍に血管がある場合等は、医師は、近傍の血管の血流による冷却効果を考慮して、テンプレートの調整を行なう。これにより、医師は、関心領域の境界M'を設定する。

【0057】

そして、取得部17は、ポリウム空間の針先A'に対する境界M'の相対的位置関係から、図5に例示するように、実空間における境界Mの位置を取得する。すなわち、取得部17は、図5に例示するように、実空間における針先Aの位置及び挿入経路Lの位置とともに、実空間における関心領域の境界Mの位置を取得する。なお、本実施形態は、取得部17が、医師が指定した腫瘍Tの位置に対して、自動で関心領域の境界M'を設定する場合であっても良い。或いは、本実施形態は、例えば、腫瘍Tを輝度情報に基づいて自動検出する機能を有する取得部17が、関心領域の境界M'を自動的に設定する場合であっても良い。

10

【0058】

図2に戻って、医師は、ステップ2で設定した関心領域に対して、RFA治療を行なう(ステップS3)。具体的には、医師は、図示しない治療装置で、穿刺針5の針先温度や、ラジオ波の出力、インピーダンス等をモニタしながら、焼灼治療を進める。

【0059】

そして、医師は、造影撮影によりRFA治療効果判定を行なう(ステップS4)。ステップS4では、穿刺針5を用いた治療後に収集された被検体Pの造影画像データを用いた第2超音波画像データが画像生成部14により生成され、モニタ2に表示される。例えば、穿刺針5を用いた治療から所定時間(例えば、約5分)が経過した後に、医師は、造影剤を投与し、関心領域内の血流が無くなっているかを、造影画像データから生成された第2超音波画像データにより、確認する。ここで、所定時間が約5分である場合、穿刺針5の針先位置及び超音波プローブ1の当接位置は、第1超音波ポリウムデータの生成時と同じ位置となる。なお、第2超音波画像データについては、後に詳述する。

20

【0060】

そして、医師は、第2超音波画像データを参照して、焼灼範囲が十分か否かを判定する(ステップS5)。すなわち、医師は、焼灼範囲が不十分、又は、腫瘍血管の残存があるために、追加のRFA治療必要か否かを判定する。ここで、焼灼範囲が十分である場合(ステップS5肯定)、医師は、RFA治療を終了する。

30

【0061】

一方、焼灼範囲が十分でない場合(ステップS5否定)、医師は、第2超音波画像データを参照して、穿刺針5の位置を変更する必要があるか否かを判定する(ステップS6)。ここで、穿刺針5の位置を変更する必要がある場合(ステップS6肯定)、医師は、ステップS3に戻って、追加のRFA治療を行なう。一方、穿刺針5の位置を変更する必要がある場合(ステップS6否定)、医師は、ステップS1に戻って、追加のRFA治療を行なうために、穿刺針5の位置を移動する穿刺を行なって、ステップS2以降の処理を行なう。

【0062】

以下、ステップS4で行なわれる治療効果判定において、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理について詳細に説明する。まず、第1の実施形態に係る画像生成部14は、穿刺針5を用いた治療後に収集された被検体Pの造影前の画像データと造影後の画像データとにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と前記関心領域の境界との距離に応じた画素値を割り当てた第2超音波画像データを生成する。以下、上記の「造影前の画像データ及び造影後の画像データ」を「造影画像データ」と記載する。かかる処理を行なうため、第1の実施形態に係る内部記憶部16は、「輝度値変化に対する閾値」と、「境界からの距離に応じて異なる画素値とが設定された設定情報」とを記憶する。具体的には、内部記憶部18は、上記の設定情報として、「境界からの距離に応じて異なる色が設定された色情報」を記憶する。より具体的には、第1の実施形態に係る内部記憶部18は、境界の内側においては第1色調で該境界からの距離に応じて

40

50

異なる色が設定され、境界の外側においては前記第1色調とは異なる第2色調で該境界からの距離に応じて異なる色が設定された色情報を、上記の設定情報として記憶する。また、第1の実施形態に係る内部記憶部18は、輝度値変化に対する閾値として、一律の値(TH)を記憶する。閾値(TH)は、造影剤の流入の有無を判定するために用いられる閾値である。

【0063】

そして、画像生成部14は、設定情報に基づいて、第2超音波画像データを生成する。本実施形態では、画像生成部14は、色情報に基づいて、第2超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、穿刺針5を用いた治療後に収集された被検体Pの造影画像データにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値(TH)以上である画素に、当該画素と関心領域の境界との距離とに対応する色を色情報に基づいて割り当てた第2超音波画像データを生成する。ここで、第1の実施形態では、「造影前の画像データ及び造影後の画像データである造影画像データ」は、被検体Pを3次元走査して生成された造影ボリュームデータである。

10

【0064】

このため、第1の実施形態に係る画像生成部14は、造影ボリュームデータにおいて、造影前後の輝度値の変化が閾値(TH)以上であるボクセルに、当該ボクセルと関心領域の境界との距離に対応するボクセル値を設定情報に基づいて割り当てた第2超音波ボリュームデータを第2超音波画像データとして生成する。設定情報が上記の色情報であることから、画像生成部14は、閾値に基づいて検出されたボクセルに、当該ボクセルと関心領域の境界との距離に対応する色を色情報に基づいて割り当てた第2超音波ボリュームデータを第2超音波画像データとして生成する。なお、上述したように、造影ボリュームデータは、第1超音波ボリュームデータの生成時と同じ位置で超音波プローブ1により3次元走査されることで生成されたボリュームデータである。すなわち、造影ボリュームデータの各ボクセルは、第1超音波ボリュームデータの各ボクセルと同一のボリューム空間上の3次元座標で表現される。

20

【0065】

ここで、取得部17は、造影ボリュームデータを構成する各ボクセルと境界M'との距離を取得可能であることから、造影ボリュームデータを構成する各ボクセルの実空間における位置と境界Mとの距離を取得可能である。また、取得部17は、造影ボリュームデータを構成する各ボクセルと境界M'との相対的な位置関係を取得可能であることから、ボリューム空間にて関心領域の内側と外側とを判別可能である。更に、取得部17は、造影ボリュームデータを構成する各ボクセルの実空間における位置が関心領域の内側であるか外側であるのかを判定することができる。そこで、取得部17の制御に基づいて、画像生成部14は、第2超音波画像データ(第2超音波ボリュームデータ)を生成する。図6A、図6B及び図7~図10は、第1の実施形態に係る画像生成部を説明するための図である。

30

【0066】

例えば、内部記憶部18が記憶する色情報は、図6Aに示すように、関心領域の境界Mからの距離「d」に応じて、異なる色が対応付けられている。図6Aに示す色情報では、関心領域の境界Mでは「 $d = 0$ 」であり、関心領域の内側では「 $d < 0$ 」であり、関心領域の外側では「 $d > 0$ 」である極性が設定されている。そして、図6Aに示す色情報では、「 $d < 0$ 」では、「dの絶対値」に応じて、第1色相の明度が変化した色調(R1、R2、R3)が割り当てられ、「 $d > 0$ 」では、「dの絶対値」に応じて、第2色相の明度が変化した色調(B1、B2)が割り当てられている。例えば、第1色相は、赤色系であり、第2色相は、青色系である。或いは、第2色相は、グレースケールである。関心領域内部への造影剤流入は、腫瘍の残存を意味するので、第1色相は、赤色系のように、医師に注意を促す色相であることが好適である。なお、図6A及び図6B等では、作図上、B2の色が白色となっているが、実際には、例えば、B1より薄い青色となっている。

40

【0067】

50

かかる色情報では、例えば、関心領域が球体である場合、図 6 B に示すように、関心領域の境界 M から距離に応じて、関心領域内には球状の境界 M 1 及び境界 M 2 が設定され、関心領域外には球状の境界 M 3 が設定される。

【 0 0 6 8 】

取得部 1 7 は、造影前のポリウムデータ（例えば、関心領域が設定された時点において、造影エコー法で取得された超音波ポリウムデータ）を構成する各ボクセルの輝度値を、造影前の輝度値「I 0」として取得する。そして、取得部 1 7 は、造影エコー法で生成された造影後の画像データである造影ポリウムデータを構成する各ボクセルの輝度値「I」を取得する。すなわち、第 1 超音波ポリウムデータは、B モードにより取得されたデータであることから、造影エコー法で生成された造影ポリウムデータの比較対象としては適していない。このため、関心領域が設定された後、例えば、造影剤を投与する前に、造影エコー法により超音波ポリウムデータを取得し、このポリウムデータを、造影前の画像データとし、造影剤投与後に造影エコー法で生成された造影ポリウムデータの比較対象とすることが好適である。そして、取得部 1 7 は、同一ボクセルについて、輝度値変化「I - I 0」を算出し、算出した値をモニタリングする。例えば、取得部 1 7 は、全ボクセルについて、輝度値変化をモニタリングする。そして、取得部 1 7 は、「I - I 0 TH」となったボクセルの位置を実空間の位置に変換し、当該ボクセルの実空間における位置と境界 M との距離及び位置関係を取得する。そして、取得部 1 7 は、取得した距離及び位置関係に対応する色を、図 6 A に例示する色情報から取得し、取得した色を割り当てたポリウムデータを生成するように、画像生成部 1 4 を制御する。

10

20

【 0 0 6 9 】

例えば、画像生成部 1 4 は、図 6 B に示すように、「I - I 0 TH」となったボクセルの実空間位置が境界 M 1 内である場合、当該ボクセルに色調「R 1」を割り当てる。また、例えば、画像生成部 1 4 は、図 6 B に示すように、「I - I 0 TH」となったボクセルの実空間位置が境界 M 1 と境界 M 2 との間である場合、当該ボクセルに色調「R 2」を割り当てる。また、例えば、画像生成部 1 4 は、図 6 B に示すように、「I - I 0 TH」となったボクセルの実空間位置が境界 M 2 と境界 M との間である場合、当該ボクセルに色調「R 3」を割り当てる。

【 0 0 7 0 】

また、例えば、画像生成部 1 4 は、図 6 B に示すように、「I - I 0 TH」となったボクセルの実空間位置が境界 M と境界 M 3 との間である場合、当該ボクセルに色調「B 1」を割り当てる。また、例えば、画像生成部 1 4 は、図 6 B に示すように、「I - I 0 TH」となったボクセルの実空間位置が境界 M 3 の外側である場合、当該ボクセルに色調「B 2」を割り当てる。

30

【 0 0 7 1 】

これにより、画像生成部 1 4 は、図 7 に例示する第 2 超音波ポリウムデータを生成する。例えば、画像生成部 1 4 は、図 7 に例示するように、境界 M ' を重畳した第 2 超音波ポリウムデータを生成する。なお、図 7 に示す第 2 超音波ポリウムデータは、作図上、2 次元の画像データとなっているが、実際には、3 次元の画像データである。なお、上記の閾値は、例えば、医師等が経験的に求めた値が設定される。また、上記では、輝度値変化に対する閾値として、輝度値に対応する値が設定される場合について説明した。しかし、本実施形態は、輝度値変化に対する閾値として、例えば、「5 dB」等、輝度値変化の度合いを示す値が設定される場合であっても良い。かかる場合、取得部 1 7 は、例えば、モニタ 2 に画像を出力するためのガンマカーブに基づいて、デ「I - I 0」をシベル値に変換して、変換したデシベル値と閾値との比較処理を行なう。

40

【 0 0 7 2 】

ここで、造影エコー法では、造影ポリウムデータが時系列に沿って生成される。画像生成部 1 4 は、取得部 1 7 の制御により、造影ポリウムデータが生成されるごとに、第 2 超音波ポリウムデータを生成しても良いし、造影期間中に生成された全造影ポリウムデータにおいて、輝度値変化が閾値以上となった全ボクセルを用いて第 2 超音波ポリウ

50

ームデータを生成しても良い。

【0073】

すなわち、本実施形態は、第2超音波ボリュームデータが時系列に沿って生成される場合であっても良いし、造影期間中に閾値以上となった全ボクセルの位置が保持された保持型の第2超音波ボリュームデータを生成する場合であっても良い。或いは、本実施形態は、造影期間を複数の期間に分割し、各分割期間で閾値以上となった全ボクセルの位置が保持された保持型の第2超音波ボリュームデータを生成する場合であっても良い。

【0074】

そして、制御部19は、第2超音波画像データをモニタ2に表示させる。本実施形態では、第2超音波画像データがボリュームデータ(第2超音波ボリュームデータ)として生成されることから、制御部19は、第2超音波ボリュームデータから生成された断面画像データ又は投影画像データの少なくとも1つをモニタ2に表示させる。

【0075】

例えば、画像生成部14は、制御部19の制御により、図7に例示する第2超音波ボリュームデータを、奥行き方向に沿った複数のA面で切断する。これにより、画像生成部14は、図8に示すように、複数のA面のMPR画像データを生成する。モニタ2は、図8に例示する複数のMPR画像データを表示する。腫瘍血管が空間的に不均一であったり、比較的大きい血管による冷却効果があったりすると、焼灼が計画通りに行なわれていない場合がある。このため、図8に例示する複数断面を表示することで、医師は、多断面での効果判定を行なうことができる。

【0076】

或いは、制御部19は、関心領域に限定して第2超音波画像データを表示させる。又は、制御部19は、関心領域に限定した第2超音波画像データに穿刺針5の位置を重畳表示させる。第2超音波画像データが第2超音波ボリュームデータとして生成される本実施形態では、画像生成部14は、制御部19の制御により、第2超音波ボリュームデータから関心領域内のボリュームデータを抽出し、抽出したボリュームデータを所定方向に投影した投影画像データを生成する。投影画像データは、VR画像データやMIP画像データである。例えば、画像生成部14は、抽出したボリュームデータに上述した点A'及び線L'を重畳したボリュームデータに対してMIP処理を行なうことで、図9に例示するMIP画像データを生成する。

【0077】

或いは、制御部19は、第2超音波ボリュームデータにおいて穿刺針5の針先を含み、かつ、穿刺針5の挿入経路に直交する断面で第2超音波ボリュームデータを切断した断面画像データを表示させる。ここで、制御部19は、この断面画像データを関心領域に限定した断面画像データとしても良い。例えば、画像生成部14は、制御部19の制御により、第2超音波ボリュームデータから関心領域内のボリュームデータを抽出する。また、取得部17は、抽出されたボリュームデータにおいて、上述した点A'を含み、かつ、線L'に直交する断面の位置を取得する。画像生成部14は、抽出したボリュームデータを、取得部17が取得した断面で切断することで、図10に例示するMPR画像データを生成する。なお、図9及び図10に例示する画像データには、境界M'に対応する円が点線で重畳されている。かかる点線は、画像生成部14により描画される。

【0078】

なお、モニタ2に表示される表示用画像データは、上述したように、第2超音波ボリュームデータから生成された2次元画像データに限定されるものではない。例えば、制御部19は、被検体Pの組織が描出された超音波画像データ及び被検体Pの造影剤分布が描出された超音波画像データの少なくとも1つと、第2超音波ボリュームデータから生成された2次元画像データとを重畳した画像データをモニタ2に表示させても良い。被検体Pの組織が描出された超音波画像データは、例えば、第1超音波ボリュームデータや造影ボリュームデータの生成元である3次元反射波データから生成された基本波のボリュームデータである。また、被検体Pの造影組織が描出された超音波画像データは、第2超音波ボリ

10

20

30

40

50

ュームデータの生成に用いた造影ボリュームデータである。

【0079】

例えば、画像生成部14は、取得部17の位置合わせ指示により、第2超音波ボリュームデータと重畳対象となるボリュームデータとを合成したボリュームデータを用いて、MPR処理、VR処理、MIP処理等を行なうことで、重畳画像データを生成する。なお、画像生成部14は、例えば、重畳対象となるボリュームデータの不透明度を下げたうえで、ボリュームデータを合成する。

【0080】

上述した各種の表示用画像データは、第2超音波ボリュームデータが時系列に沿って複数生成される場合、各第2超音波ボリュームデータから生成される。また、上述した各種の表示用画像データは、保持型の第2超音波ボリュームデータが1つ生成される場合、1つの第2超音波ボリュームデータから生成される。また、上述した各種の表示用画像データは、保持型の第2超音波ボリュームデータが複数生成される場合、複数の第2超音波ボリュームデータそれぞれから生成される。

10

【0081】

このように、第2超音波画像データは、焼灼治療後に残存している血流と、関心領域の境界との位置関係を、治療効果判定を行なう医師が把握するために提供される画像データである。上記では、かかる画像データを生成するための設定情報として、境界からの距離に応じて異なる色が設定された色情報を用いる場合について説明した。しかし、焼灼治療後に残存している血流と、関心領域の境界との位置関係を提示するための設定情報は、上記の色情報に限定されるものではない。例えば、境界からの距離に応じて異なる画素値が設定された設定情報は、境界からの距離に応じて異なるハッチングが設定されたハッチング情報であっても良い。或いは、設定情報は、境界からの距離に応じて同系色で異なる濃淡が設定された濃淡情報であっても良い。例えば、濃淡情報は、境界からの距離に応じてグレースケールで異なるグラデーションが設定された濃淡情報であっても良い。

20

【0082】

次に、図11を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の一例について説明する。図11は、第1の実施形態に係る超音波診断装置が行なう処理の一例を示すフローチャートである。なお、図11は、図2に例示したステップS4において、超音波診断装置が行なう処理の一例を示すフローチャートである。

30

【0083】

図11に例示するように、第1の実施形態に係る超音波診断装置の取得部17は、造影ボリュームデータが収集されたか否かを判定する(ステップS101)。ここで、造影ボリュームデータが収集されていない場合(ステップS101否定)、取得部17は、造影ボリュームデータが収集されるまで待機する。

【0084】

一方、造影ボリュームデータが収集された場合(ステップS101肯定)、取得部17は、造影ボリュームデータにおける関心領域の位置を取得する。そして、画像生成部14は、取得部17の制御により、輝度値が閾値以上上昇したボクセルに、当該ボクセルと関心領域との距離に対応する色を割り当てた第2超音波ボリュームデータを生成する(ステップS102)。

40

【0085】

そして、画像生成部14は、制御部19の制御により、少なくとも第2超音波ボリュームデータを用いた表示用画像データを生成する(ステップS103)。そして、モニタ2は、制御部19の制御により、表示用画像データを表示し(ステップS104)、処理を終了する。

【0086】

上述したように、第1の実施形態では、針先の位置を位置センサ51で正確かつ簡便に検出することで、針先の位置及び穿刺針5の種類に基づいて設定された関心領域の境界位置を実空間及びボリューム空間で正確かつ簡便に取得することができる。そして、第1の

50

実施形態では、カラーマップ（色情報）の基準を関心領域の境界（治療計画領域の境界）とし、正確に取得した関心領域の境界位置に基づいて、治療計画領域内や治療計画領域近傍への造影剤流入を異なる色相で強調された表示用画像データを、迅速に生成表示することができる。そして、医師は、造影剤流入を異なる色相で強調された表示用画像データを参照することで、血流の残存部位を容易に視認することができる。従って、第1の実施形態では、ラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を迅速かつ簡便に行なうことができる。

【0087】

なお、第1の実施形態では、以下に説明する変形例を行なっても良い。図12A、図12B、図13A及び図13Bは、第1の実施形態に係る変形例を説明するための図である。

10

【0088】

第1変形例では、制御部19は、更に、関心領域内の輝度値の時間にもなう変化を示す時間変化曲線を表示させる。すなわち、造影ボリュームデータは、時系列に沿って複数生成されることから、例えば、制御部19は、関心領域内の時間変化曲線を生成することができる。そこで、制御部19は、図12Aに例示するように、関心領域内の輝度（Intensity）を時間（time）に沿ってプロットした時間変化曲線を生成して、画像データとともに表示させる。なお、制御部19は、関心領域内の平均輝度値をプロットした1つの時間変化曲線を生成しても、関心領域内の複数のボクセルそれぞれの輝度値をプロットした複数の時間変化曲線を生成しても良い。或いは、制御部19は、関心領域内の複数の領域（境界M1内、境界M1と境界M2とで挟まれる領域、境界M2と境界Mとで挟まれる領域等）それぞれの平均輝度値をプロットした複数の時間変化曲線を生成しても良い。また、制御部19は、関心領域外の時間変化曲線を生成しても良い。

20

【0089】

或いは、第1変形例では、制御部19は、更に、関心領域内で画素値が割り当てられた領域の該関心領域に対する割合を表示させる。設定情報として色情報が用いられる場合、制御部19は、関心領域内で色が割り当てられた領域の該関心領域に対する割合を表示させる。例えば、制御部19は、関心領域内で輝度値変化が閾値以上となったボクセル数を、関心領域のボクセル数で除算することで、割合を算出し、モニタ2に表示させても良い。例えば、制御部19は、図12Bに示すように、関心領域の体積に対する関心領域内の造影剤流入体積の割合「5%」を算出して、モニタ2に表示させる。なお、上記の割合は、関心領域全体に対して算出される場合であっても、関心領域内の複数の領域それぞれに対して算出される場合であっても良い。また、制御部19は、関心領域外の領域において、割合を算出しても良い。また、上記の割合は、第2超音波ボリュームデータが複数生成される場合、各第2超音波ボリュームデータから算出される。

30

【0090】

このような時間変化曲線や割合を参照することで、医師は、更に、RFA治療の効果判定を、客観的かつ効率的に行なうことができる。

【0091】

第2変形例では、画像生成部14は、関心領域の内部、又は、関心領域の内部及び関心領域の境界近傍の外側に限局した領域にて第2超音波画像データを生成する。例えば、図13Aに例示するように、取得部17は、境界Mの内部に限定して、第2超音波ボリュームデータを生成するように、画像生成部14を制御する。或いは、図13Bに例示するように、画像生成部14は、境界Mの外側の境界である境界M3の内部に限定して、第2超音波ボリュームデータを生成する。すなわち、第2変形例では、造影剤による輝度上昇の監視領域を限局することで、第2超音波ボリュームデータの生成処理における負荷を軽減することができる。

40

【0092】

なお、第1の実施形態で説明した処理は、位置センサ51及び検出部16を用いずに行われる場合であっても良い。上述したように、治療効果判定用の画像データである第2超音波ボリュームデータは、実空間における距離を元に設定された設定情報に基づいて、生

50

成される。すなわち、ボリューム空間における距離を実空間における距離に変換することが可能であれば、画像生成部 14 は、第 2 超音波ボリュームデータを生成することができる。ここで、送受信部 11、B モード生成部 12 及び画像生成部 14 を制御する制御部 19 は、超音波の走査領域の形状及び大きさと、超音波画像データの形状及び大きさととの対応関係を取得可能である。また、かかる対応関係から、制御部 19 は、ボリューム空間における距離を実空間における距離に変換するための変換情報を取得可能である。

【0093】

そこで、例えば、取得部 17 は、上記の変換情報を、制御部 19 から取得する。そして、例えば、取得部 17 は、取得した変換情報を用いて、輝度値の変化が閾値以上である画素と境界との距離を、実空間における距離に変換する。そして、取得部 17 は、変換後の距離から当該画素に割り当てる色を取得する。このような処理によっても、画像生成部 14 は、上記の第 2 超音波ボリュームデータを生成表示することが可能となる。

10

【0094】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、関心領域(治療計画領域)内外への造影剤流入に関する情報を、境界からの距離に応じた色を割り当てた色情報を用いて強調表示する際に、輝度値上昇に対する閾値を、一律の値とする場合について説明した。第 2 の実施形態では、造影剤による輝度上昇に対する閾値が一律ではない場合について、図 14 を用いて説明する。図 14 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【0095】

第 2 の実施形態に係る内部記憶部 18 は、輝度値変化に対する閾値として、境界からの距離に応じて異なる値の複数の閾値を記憶する。例えば、内部記憶部 18 は、図 14 に例示するように、図 6 の(A)に例示する色調「R1、R2、R3」を割り当てる距離「 $d < 0$ 」の関心領域内では、一律の閾値「TH1」が設定された情報を記憶する。また、例えば、内部記憶部 18 は、図 14 に例示するように、図 6 の(A)に例示する色調「B1」を割り当てる距離「 $d > 0$ 」の関心領域外では、TH1 より大きい一律の閾値「TH2」が設定された情報を記憶する。

20

【0096】

そして、例えば、内部記憶部 18 は、図 14 に例示するように、図 6 の(A)に例示する色調「B2」を割り当てる距離「 $d > 0$ 」の関心領域外では、 d に比例して閾値が TH2 から TH3 へと一次関数で増大する閾値が設定された情報を記憶する。なお、距離に応じた閾値は、操作者により任意に設定可能である。

30

【0097】

そして、第 2 の実施形態に係る画像生成部 14 は、関心領域の境界からの距離に対応する閾値以上となった画素に、当該画素と関心領域の境界との距離とに対応する色を色情報に基づいて割り当てて第 2 超音波画像データを生成する。第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と同様に、3次元走査が行なわれる。従って、第 2 の実施形態に係る画像生成部 14 は、関心領域の境界からの距離に対応する閾値以上となったボクセルに、当該ボクセルと関心領域の境界との距離とに対応する色を色情報に基づいて割り当てて第 2 超音波ボリュームデータを生成する。なお、第 2 の実施形態においても、色情報以外の設定情報(ハッチング情報や、濃淡情報)を用いて、境界からの距離に応じた画素値を割り当てることで、第 2 超音波ボリュームデータを生成しても良い。

40

【0098】

そして、第 2 の実施形態においても、第 1 の実施形態で説明した表示用画像データや、時間変化曲線、割合が表示される。なお、閾値が境界との距離に応じて変化する以外、第 1 の実施形態で説明した内容は、第 2 の実施形態においても適用される。また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理は、図 11 で説明したステップ S102 の処理が、例えば、図 14 に示す設定情報を用いた閾値判定が行なわれる以外、第 1 の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

【0099】

50

R F A 治療の効果判定では、関心領域内の造影剤流入の有無が重要であるが、関心領域外側であっても、近傍に比較的大きな血管があれば冷却効果をもたらし、治療に影響する場合がある。図 1 4 に例示する設定情報は、関心領域の外側近傍に位置する比較的大きな血管の視認性を向上させるためのカラーマップの一例となる。

【 0 1 0 0 】

第 2 の実施形態では、かかるカラーマップを用いて、関心領域外側であっても輝度上昇が大きい血管を強調表示することで、医師による関心領域設定の妥当性確認や、追加治療計画の補助となりうる情報を提供することができる。なお、第 2 の実施形態は、関心領域内においても、距離に応じて、複数の閾値が設定される場合であっても良い。

【 0 1 0 1 】

(第 3 の実施形態)

第 3 の実施形態では、穿刺針 5 が抜かれた後に造影画像データ (造影ボリュームデータ) が収集される場合の処理について、図 1 5 A 及び図 1 5 B を用いて説明する。図 1 5 A 及び図 1 5 B は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【 0 1 0 2 】

すなわち、第 1 及び第 2 の実施形態では、図 2 に示すステップ S 4 において、穿刺針 5 の位置が固定された状態で、造影ボリュームデータが収集される場合について説明した。かかる場合、第 1 ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置関係は、一意に特定可能である。しかし、R F A 治療の効果判定は、5 分後等の短期間の後に行なわれる場合だけでなく、例えば、5 日後等、数日の後に行なわれる場合がある。かかる場合、穿刺針 5 が挿入されていない状態で収集された造影ボリュームデータを用いて、医師は、治療効果の判定を行なって、ステップ S 5 やステップ S 6 の判定を行なう必要がある。

【 0 1 0 3 】

そこで、第 3 の実施形態に係る取得部 1 7 は、穿刺針 5 が抜かれた後に造影画像データ (造影ボリュームデータ) が収集される場合、第 1 超音波画像データ (第 1 超音波ボリュームデータ) と造影画像データ (造影ボリュームデータ) との位置合わせを行なう。そして、第 3 の実施形態に係る取得部 1 7 は、位置合わせの結果から、造影画像データ (造影ボリュームデータ) における関心領域に対応する対応領域の位置を取得する。具体的には、取得部 1 7 は、第 1 超音波画像データ (第 1 超音波ボリュームデータ) にて関心領域の周囲に描出された構造物に基づく位置合わせを行なう。

【 0 1 0 4 】

例えば、取得部 1 7 は、図 1 5 A に示すように、第 1 超音波ボリュームデータにおいて、関心領域の境界 M に対応する境界 M ' の近傍に位置する門脈や肝動脈の位置を取得する。第 1 超音波ボリュームデータの門脈や肝動脈の位置は、例えば、医師や技師等により指定される場合であってもよいし、輝度値の情報から、取得部 1 7 が取得する場合であっても良い。そして、取得部 1 7 は、造影ボリュームデータにおける門脈や肝動脈の位置を取得する。造影ボリュームデータの門脈や肝動脈の位置は、例えば、医師や技師等により指定される場合であってもよいし、輝度値の情報から、取得部 1 7 が取得する場合であっても良い。

【 0 1 0 5 】

これにより、取得部 1 7 は、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置合わせを行なう。或いは、取得部 1 7 は、位置センサの下、血管等の構造物の位置情報を用いて第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの初期的な位置合わせを行ない、更に、一方のボリュームデータを微小距離移動させながら他方のボリュームデータとの位置合わせを完了する。

【 0 1 0 6 】

すなわち、穿刺針 5 が抜かれた後に造影ボリュームデータを収集する際には、位置合わせを正確に行なうため、例えば、医師は、位置センサ 5 1 を有する穿刺針 5 を、超音波プローブ 1 が当接される体表に穿刺針 5 の針先を当接する。なお、造影ボリュームデータの収集時に超音波プローブ 1 が当接される体表の位置は、通常、第 1 超音波ボリュームデー

10

20

30

40

50

タが収集された位置となるように調整される。これにより、検出部 15 は、針先の位置を検出する。この時に針先が当接される位置は、治療用の穿刺が行なわれた際に、穿刺針 5 が挿入された体表の位置と略同一位置であることが好適である。これにより、取得部 17 は、造影ボリュームデータ収集時の針先の位置を取得することができる。一方、取得部 17 は、上述したように、RFA 治療時にて、穿刺針 5 が挿入された体表の位置を取得しておくことが可能である。取得部 17 は、検出部 15 が検出した治療前後での位置情報を用いて、初期的に行なった位置合わせを修正する。これにより、取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの正確な位置合わせを行なうことができる。

【0107】

或いは、例えば、医師は、位置センサが取り付けられた超音波プローブ 1 を用いて、穿刺針 5 が抜かれた後の造影ボリュームデータを収集する場合であっても良い。検出部 15 は、超音波プローブ 1 に取り付けられた位置センサを用いて、超音波プローブ 1 の当接位置を検出可能である。取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータ収集時の穿刺針 5 の挿入位置と、造影ボリュームデータ収集時における超音波プローブ 1 の当接位置とから、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置合わせを正確に行なうことが可能である。なお、造影ボリュームデータ収集時における超音波プローブ 1 の当接位置を用いる場合、第 1 超音波ボリュームデータ収集時にも、超音波プローブ 1 に位置センサを取り付けておいても良い。これによっても、取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置合わせを正確に行なうことが可能である。位置センサを用いて位置合わせを行なう場合、関心領域の周囲に描出された構造物に基づく初期位置合わせは、行なわない場合であっても良い。

【0108】

なお、位置合わせ処理は、血管等の構造物を用いる場合だけでなく、治療前後の略同一時相の造影ボリュームデータ、又は、治療前後の組織ボリュームデータに対して、相互情報量や、画像相関等の公知の技術を用いて行なわれる場合であっても良い。かかる場合には、例えば、医師は、第 1 超音波ボリュームデータ収集後に、第 1 超音波ボリュームデータと同一の 3 次元走査領域で、RFA 治療前の造影ボリュームデータを収集しておく。RFA 治療前の造影ボリュームデータは、例えば、血管構造が染影される動脈相の造影ボリュームデータである。そして、取得部 17 は、RFA 治療後に穿刺針 5 が抜かれた状態で収集された造影ボリュームデータ群から、RFA 治療前の造影ボリュームデータと同一時相の造影ボリュームデータを取得する。そして、取得部 17 は、これら 2 つの造影ボリュームデータの位置合わせを、相互情報量や、画像相関等を用いた手法により行なう。これにより、取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置合わせを正確に行なうことが可能である。

【0109】

或いは、例えば、医師は、RFA 治療後の造影ボリュームデータを収集する前に、B モードにより組織ボリュームデータを収集する。そして、取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータと組織ボリュームデータとの位置合わせを、相互情報量や、画像相関等を用いた手法により行なう。これにより、取得部 17 は、第 1 超音波ボリュームデータと造影ボリュームデータとの位置合わせを正確に行なうことが可能である。なお、相互情報量や、画像相関等を用いた手法を行なう場合にも、上記の位置センサを用いた位置合わせを更に行なっても良い。

【0110】

そして、取得部 17 は、位置合わせの結果から、図 15 B の左図に示すように、造影ボリュームデータのボリューム空間における対応領域の境界 MA' の位置を取得する。ここで、取得部 17 は、関心領域の設定時等において、第 1 超音波ボリュームデータのボリューム空間と実空間との対応付けを行なっている。また、取得部 17 は、位置合わせにより、造影ボリュームデータのボリューム空間と第 1 超音波ボリュームデータのボリューム空間との対応付けを完了している。従って、取得部 17 は、図 15 B の右図に示すように、造影ボリュームデータのボリューム空間における対応領域の境界 MA' の位置から、実空

10

20

30

40

50

間における対応領域の境界 M A の位置を取得することができる。

【 0 1 1 1 】

そして、第 3 の実施形態に係る画像生成部 1 4 は、対応領域の境界の位置に基づいて、第 2 超音波画像データ（第 2 超音波ボリュームデータ）を生成する。

【 0 1 1 2 】

そして、第 3 の実施形態においても、第 1 の実施形態で説明した表示用画像データや、時間変化曲線、割合が表示される。なお、造影ボリュームデータにおける関心領域に対応する領域の境界位置が、位置合わせ処理により取得される以外、第 1 及び第 2 の実施形態で説明した内容は、第 3 の実施形態においても適用される。また、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の処理は、図 1 1 で説明したステップ S 1 0 2 の処理が、対応領域の境界を用いて行なわれる以外、第 1 の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

10

【 0 1 1 3 】

第 3 の実施形態では、穿刺針 5 が抜かれた状態で治療効果の判定が行なわれる場合であっても、関心領域の位置を正確に取得しておくことで、位置合わせ処理の結果から造影ボリュームデータにおける対応領域の位置を正確に取得することができる。また、第 3 の実施形態で行なわれる位置合わせ処理は、超音波ボリュームデータ間の位置合わせであるため、他種のボリュームデータ間の位置合わせと比較して、正確かつ迅速に行なうことができる。従って、第 3 の実施形態では、ラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を、任意の時期において、迅速かつ簡便に行なうことができる。

【 0 1 1 4 】

20

（第 4 の実施形態）

第 4 の実施形態では、穿刺針 5 を用いた治療が、穿刺針 5 の位置を変更して複数回行なわれる場合に適用される変形例について、図 1 6 等を用いて説明する。図 1 6 は、第 4 の実施形態を説明するための図である。

【 0 1 1 5 】

R F A 治療では、通常、穿刺針 5 の位置を変更して、焼灼が複数回行なわれる。上述した第 1 及び第 2 の実施形態では、ステップ S 6 で穿刺針 5 の位置を変更する必要があると判定された場合、ステップ S 1 ~ ステップ S 4 の処理が再度実行される。かかる場合、穿刺針 5 の位置が変更された後、ステップ S 2 で新たな関心領域が設定される。そして、新たな関心領域の境界を用いて、治療効果判定用の画像データの生成表示が行なわれる。

30

【 0 1 1 6 】

しかし、医師にとっては、現時点で設定した関心領域に、過去に設定した 1 つ又は複数の関心領域を併せて治療効果判定を行なうことが望ましい。

【 0 1 1 7 】

そこで、第 4 の実施形態に係る取得部 1 7 は、穿刺針 5 を用いた治療が、穿刺針 5 の位置を変更して複数回行なわれる場合、各治療において設定された複数の関心領域を合成した合成領域の境界の位置を取得する。そして、第 5 の実施形態に係る画像生成部 1 4 は、合成領域の境界の位置に基づいて、第 2 超音波画像データを生成する。

【 0 1 1 8 】

図 1 6 の左図に示す「L (1 s t)」は、1 回目の焼灼治療で穿刺針 5 が挿入された実空間における挿入経路を示す。また、図 1 6 の左図に示す「M (1 s t)」は、「挿入経路 L (1 s t) の先端（穿刺針 5 の針先）」の位置に基づいて設定された関心領域の実空間における境界の位置を示す。また、図 1 6 の中図に示す「L (2 n d)」は、1 回目の焼灼治療が不十分であったため、焼灼する位置を変更するために 2 回目の焼灼治療で穿刺針 5 が挿入された実空間における挿入経路を示す。また、図 1 6 の中図に示す「M (2 n d)」は、「挿入経路 L (2 n d) の先端（穿刺針 5 の針先）」の位置に基づいて設定された関心領域の実空間における境界の位置を示す。

40

【 0 1 1 9 】

かかる場合、取得部 1 7 は、図 1 6 の右図に示すように、境界 M (1 s t) と境界 M (2 n d) とを合成した合成境界 C M の位置を取得する。また、取得部 1 7 は、実空間の合

50

成境界CMに対応するボリューム空間の合成境界の位置も取得する。

【0120】

そして、取得部17は、1つの閾値（又は、複数の閾値）と、設定情報とを用いて、第2超音波画像データ（第2超音波ボリュームデータ）を生成するように、画像生成部14を制御する。そして、画像生成部14は、第1の実施形態で説明した様々な表示用画像データを、第2超音波ボリュームデータを用いて生成し、モニタ2に出力する。例えば、モニタ2は、合成境界に基づく第2超音波ボリュームデータから生成されたMPR画像データに、境界M（1st）及び境界M（2nd）の位置を示す線が重畳された画像データを表示する。

【0121】

上述したように、第4の実施形態では、合成境界を用いた第2超音波画像データを生成表示することで、複数回行なったラジオ波焼灼術の治療効果判定を、総合的に迅速かつ簡便に行なうことができる。なお、本実施形態の変形例として、制御部19は、例えば、第2超音波画像データの生成表示については、最新の関心領域の境界位置に基づいて実行させ、当該第2超音波画像データを生成表示させる際に、前回や前々回の関心領域の境界を点線により表示させても良い。

【0122】

（第5の実施形態）

第5の実施形態では、上述した第1～第4の実施形態に適用可能な設定情報の変形例について、図17及び図18等を用いて説明する。図17及び図18は、第5の実施形態を説明するための図である。

【0123】

上述した第1～第4の実施形態では、造影前後の輝度値の変化が前記閾値以上である画素に、当該画素と関心領域の境界との距離に応じた画素値（例えば、色）を割り当てることで、第2超音波画像データ（第2超音波ボリュームデータ）を生成する。かかる第2超音波画像データを参照することで、医師は、関心領域内や関心領域外で残存している血流の有無を判定することができる。ここで、治療効果を判定する医師にとって、焼灼治療後に残存している血流が、血管内（例えば、腫瘍の栄養血管内）を流動している血流であるのか、毛細血管からを介して組織内を流動している灌流（perfusion）であるのを判断することも重要である。

【0124】

造影撮影では、血管内に造影剤が流動した後に、毛細血管内に造影剤が流動する。すなわち、造影撮影では、血管内で輝度値が上昇した後に、毛細血管内で輝度値が上昇する。そこで、第5の実施形態に係る画像生成部14は、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と関心領域の境界との距離、及び、当該画素で輝度値の変化が閾値以上となった時間に応じた画素値を割り当てて、第2超音波画像データを生成する。例えば、内部記憶部16は、境界からの距離、及び、時間に応じて異なる画素値が設定された設定情報を記憶する。一例として、内部記憶部16は、境界からの距離、及び、時間に応じて異なる色が設定された色情報を記憶する。換言すると、上記の色情報は、図6Aや図14に示す色情報に、時間軸を追加した色情報となる。

【0125】

例えば、内部記憶部16は、図17に示すように、色調「R1」の不透明度が、時間（t）とともに低下する色情報を記憶する。取得部16は、図17に例示する色情報を用いて、第2超音波画像データ（第2超音波ボリュームデータ）を画像生成部14に生成させる。かかる処理により生成された第2超音波画像データでは、早く閾値を越えた位置の画素ほど、不透明度が高い色で描出され、遅く閾値を越えた位置の画素ほど、透明度が高い色で描出されることになる。医師は、同じ色調であっても、透明度を把握することで、血流と灌流とを判別することができる。

【0126】

また、造影撮影では、血管内で輝度値の上昇度合いが高く、毛細血管内で輝度値の上昇

10

20

30

40

50

度合いが低い。そこで、第5の実施形態に係る画像生成部14は、造影前後の輝度値の変化が閾値以上である画素に、当該画素と関心領域の境界との距離、及び、当該画素における輝度値の変化量に応じた画素値を割り当てて、第2超音波画像データを生成する。例えば、内部記憶部16は、境界からの距離、及び、時間に応じて異なる画素値が設定された設定情報を記憶する。一例として、内部記憶部16は、境界からの距離、及び、輝度値の変化量 ($dI = I - I_0$) に応じて異なる色が設定された色情報を記憶する。換言すると、上記の色情報は、図6Aや図14に示す色情報に、変化量の軸を追加した色情報となる。

【0127】

例えば、内部記憶部16は、図18に示すように、色調「R1」の透明度が、輝度値の変化量 (dI) の増大とともに低下する色情報を記憶する。取得部16は、図17に例示する色情報を用いて、第2超音波画像データ(第2超音波ボリュームデータ)を画像生成部14に生成させる。かかる処理により生成された第2超音波画像データでは、「 dI 」の値が大きい位置の画素ほど、不透明度が高い色で描出され、「 dI 」の値が小さい位置の画素ほど、透明度が高い色で描出されることになる。医師は、同じ色調であっても、透明度を把握することで、血流と灌流とを判別することができる。

10

【0128】

なお、第5の実施形態は、追加した軸に対して、色の透明度を変更する他に、例えば、色の濃淡を変更する場合であっても適用可能である。また、第5の実施形態は、色情報の他に、ハッチング情報や濃淡情報を設定情報として用いる場合であっても適用可能である。

20

【0129】

上述したように、第5の実施形態では、焼灼治療後に残存している血流が、例えば、腫瘍の栄養血管内の血流であるのか、灌流(perfusion)であるのを識別できるマップ画像データを生成表示することができる。

【0130】

なお、上記の第1~第5の実施形態では、3次元走査により生成されたボリュームデータに対して画像処理を行なう場合について説明した。しかし、上記の第1~第5の実施形態で説明した画像処理は、2次元走査により生成された2次元画像データに対して行なう場合であっても適用可能である。

30

【0131】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0132】

また、第1~第5の実施形態で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な非一時的記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

40

【0133】

以上、説明したとおり、第1~第5の実施形態によれば、ラジオ波焼灼術の確実な治療効果判定を迅速かつ簡便に行なうことができる。

【0134】

50

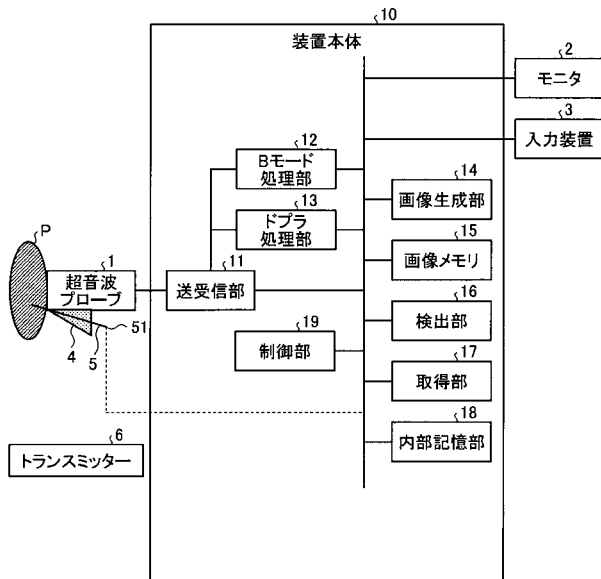
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

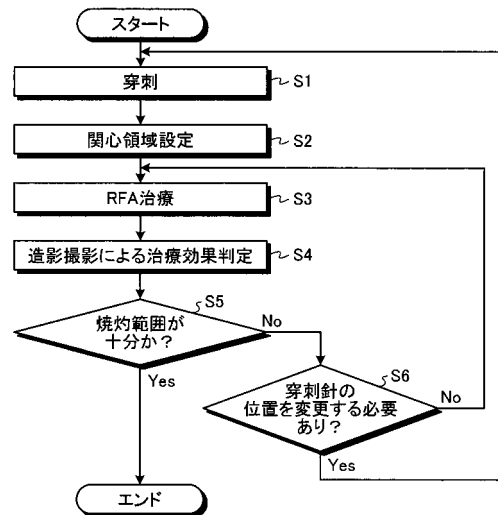
【0135】

- 14 画像生成部
- 16 検出部
- 17 取得部
- 18 内部記憶部
- 19 制御部

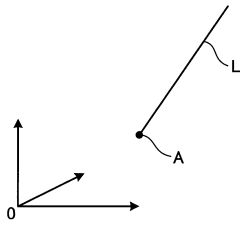
【図1】



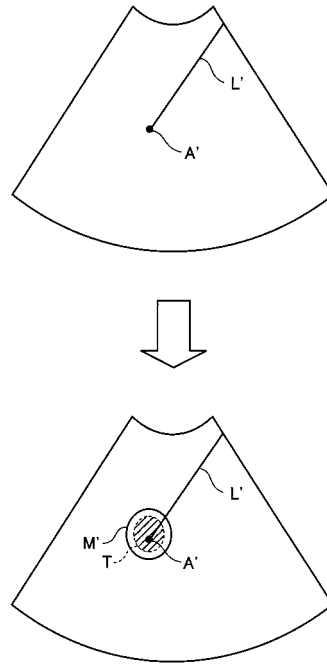
【図2】



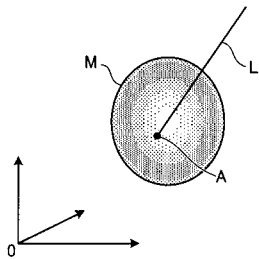
【 図 3 】



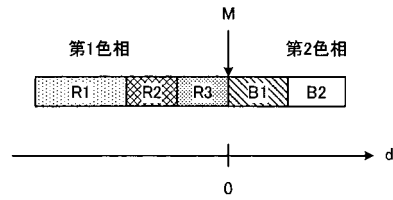
【 図 4 】



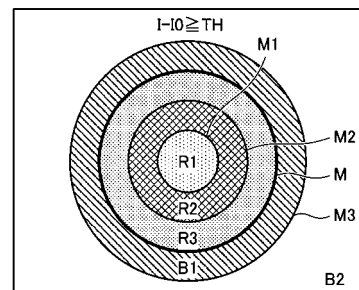
【 図 5 】



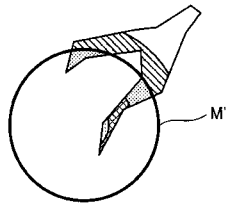
【 図 6 A 】



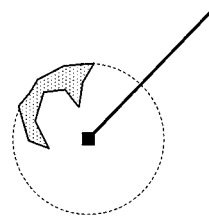
【 図 6 B 】



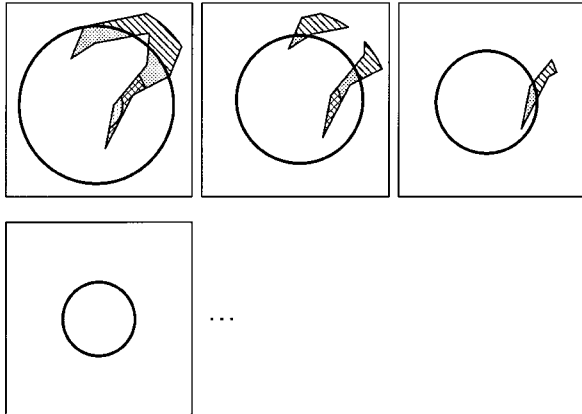
【 図 7 】



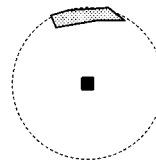
【 図 9 】



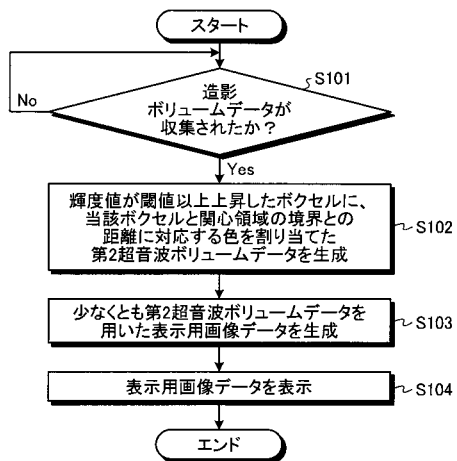
【 図 8 】



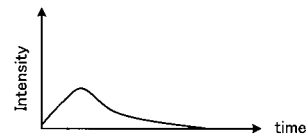
【 図 10 】



【 図 11 】



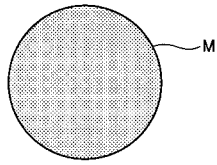
【 図 12 A 】



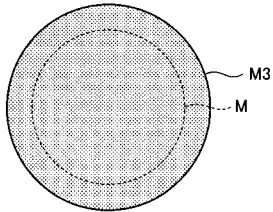
【 図 12 B 】

5%

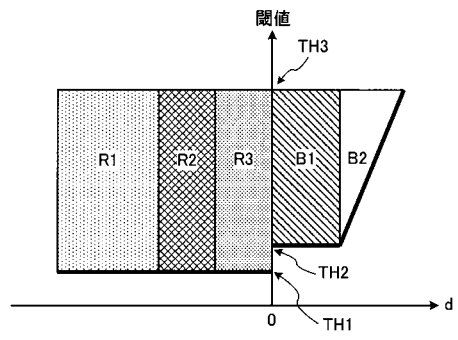
【図13A】



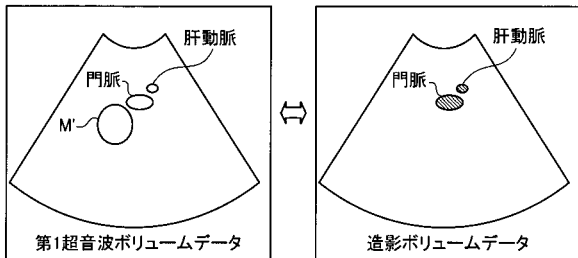
【図13B】



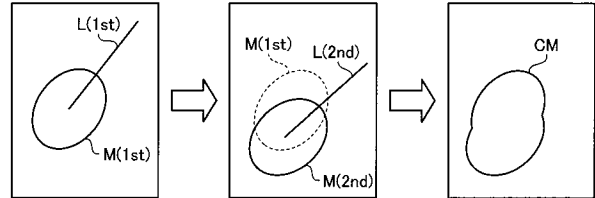
【図14】



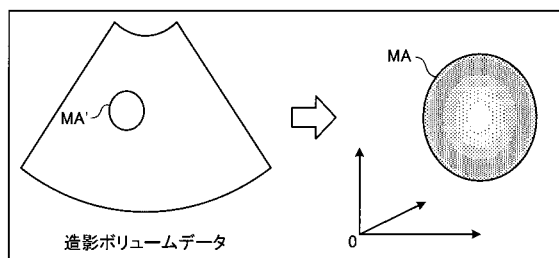
【図15A】



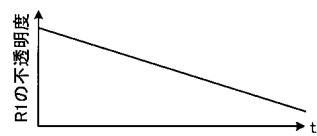
【図16】



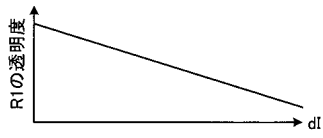
【図15B】



【図17】



【 図 1 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 嶺 喜隆

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 姚 涼

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 田中 豪

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 DE06 FF03 FF13 FF16 GA20 GA21 GB06 JC09 JC11
JC18 JC37 KK02 KK03

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2014113481A	公开(公告)日	2014-06-26
申请号	JP2013238159	申请日	2013-11-18
[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	吉新寛樹 金山侑子 嶺喜隆 姚涼 田中豪		
发明人	吉新 寛樹 金山 侑子 嶺 喜隆 姚 涼 田中 豪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/523 A61B17/3403 A61B34/20 A61B90/37 A61B2017/3413 A61B2018 /00738 A61B2018/1425 A61B2034/2051 A61B2090/378 A61B2560/0475		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/FF03 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601 /GB06 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK03		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2012252524 2012-11-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：快速，轻松地执行可靠的射频消融治疗效果确定。根据实施例的超声诊断设备包括获取单元，图像生成单元和控制单元。获取单元获取在对象的第一超声图像数据中设置的关注区域的边界的位置。图像生成单元，在使用穿刺针进行治疗后收集的被检体的对比度之前的图像数据和对比度之后的图像数据中，该对比度之前和之后的亮度值的变化等于或大于阈值的像素，并且第二超声图像数据根据ROI的边界与关注区域之间的距离被分配了像素值。控制单元使显示单元显示第二超声图像数据。[选型图]图1

