

(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2013-27433

(P2013-27433A)

(43) 公開日 平成25年2月7日(2013.2.7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-163688 (P2011-163688)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成23年7月26日 (2011.7.26)	(74) 代理人	100076428 弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100112508 弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100115071 弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894 弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409 弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

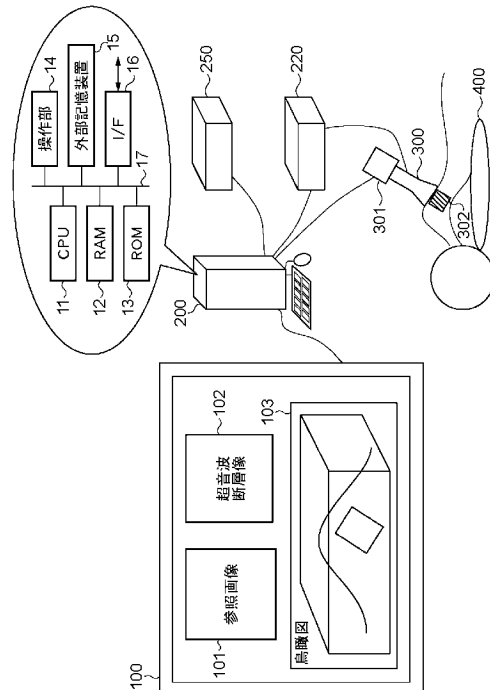
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 撮像している超音波断層像に対応した部位の3次元構造をユーザに容易に把握させる為の技術を提供すること。

【解決手段】 ボリュームレンダリングの過程でボリュームデータ中の各位置における不透明度を設定する際、該不透明度を求めるために視点から追跡する光線が、ボリュームデータ中の超音波断層像に対応する断面と交差しているとする。この場合、光線においてボリュームデータに含まれる区間内の各位置における不透明度を、断面からの距離がより大きい位置における不透明度がより小さくなるように設定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体のボリュームデータを用いてボリュームレンダリングを行うことで、規定の視点から見た該ボリュームデータの画像を生成するレンダリング手段と、

前記画像を表示する表示手段と

を有する画像処理装置であって、

超音波プローブによって得られる前記被検体の超音波断層像を取得する取得手段と、

前記ボリュームレンダリングの過程で前記ボリュームデータ中の各位置における不透明度を設定する際、該不透明度を求めるために前記視点から追跡する光線が、前記ボリュームデータ中の前記超音波断層像に対応する断面と交差していれば、前記光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置における不透明度を、前記断面からの距離がより大きい位置における不透明度がより小さくなるように設定するよう前記レンダリング手段を制御する制御手段と

を備えることを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、

前記画像を生成するために前記視点と前記ボリュームデータとの間に配置される投影面上の各画素について、前記視点と該画素とを通る光線が前記断面と交差するか否かを判断する判断手段と、

前記視点と着目画素とを通る光線が前記断面と交差しないと判断した場合、ボクセル値が大きいほどより大きい不透明度を返す第 1 の関数を選択し、前記視点と着目画素とを通る光線が前記断面と交差すると判断した場合、ボクセル値が大きいほどより大きい不透明度を返し且つ前記断面からの距離が大きいほどより小さい不透明度を返す第 2 の関数を選択する選択手段とを備え、

20

前記レンダリング手段は前記ボリュームレンダリングの過程で、

前記選択手段が第 1 の関数を選択した場合、前記視点と着目画素とを通る光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置におけるボクセル値を前記第 1 の関数に入力することで得られる不透明度を該各位置における不透明度に設定し、

前記選択手段が第 2 の関数を選択した場合、前記視点と着目画素とを通る光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置におけるボクセル値及び該各位置から前記断面までの距離を前記第 2 の関数に入力することで得られる不透明度を該各位置における不透明度に設定することで、前記ボリュームデータ中の各位置における不透明度を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 3】

更に、

前記超音波断層像において規定の画素値を有する画素から成る領域を病変部の領域として検出し、該病変部の領域と該領域以外の領域とを異なる画素値で表す 2 値画像、若しくは該 2 値画像に対してローパスフィルタを用いたフィルタ処理を行うことでフィルタ処理済み画像を生成する生成手段を備え、

前記レンダリング手段は、前記選択手段が第 2 の関数を選択した場合、前記視点と着目画素とを通る光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置について、該位置から前記断面におろした垂線と該断面との交点位置を求め、該交点位置に対応する前記 2 値画像じょうの座標位置、若しくは前記フィルタ処理済み画像上の座標位置における画素値を該位置の重み値として特定し、

40

前記各位置のそれぞれについて、該位置について前記第 2 の関数から得られる不透明度に該位置の重み値を乗じた結果を、該位置における不透明度に設定する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記表示手段は更に、前記超音波断層像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

50

【請求項 5】

被検体のボリュームデータを用いてボリュームレンダリングを行うことで、規定の視点から見た該ボリュームデータの画像を生成するレンダリング手段と、

前記画像を表示する表示手段と

を有する画像処理装置が行う画像処理方法であって、

前記画像処理装置の取得手段が、超音波プローブによって得られる前記被検体の超音波断層像を取得する取得工程と、

前記画像処理装置の制御手段が、前記ボリュームレンダリングの過程で前記ボリュームデータ中の各位置における不透明度を設定する際、該不透明度を求めるために前記視点から追跡する光線が、前記ボリュームデータ中の前記超音波断層像に対応する断面と交差していれば、前記光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置における不透明度を、前記断面からの距離がより大きい位置における不透明度がより小さくなるように設定するよう前記レンダリング手段を制御する制御工程と

を備えることを特徴とする画像処理方法。

10

【請求項 6】

コンピュータを、請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の画像処理装置の各手段として機能させるためのコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、医用画像を処理する画像処理技術に関するもので、特に、超音波画像診断を行う際に、他のボリュームデータを処理して超音波断層像と共に提示する為の技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において、MRI等のモダリティによって被検体を撮像したボリュームデータ(以下、参照ボリュームデータ)中で病変部の位置を同定した上で、超音波診断装置によって該部位を撮像して観察する、という手順で画像診断を行う場合がある。このような診断を支援することを目的として、被検体に対する超音波プローブの位置と姿勢を計測することで、撮像している超音波断層像に対応した2次元の断層像を参照ボリュームデータから切り出して表示する装置が、例えば特許文献1で提案されている。このような装置では、参照ボリュームデータ中における病変部と、その病変部の超音波断層像と、を対比して表示することができる。

30

【0003】

また、特許文献1では、参照ボリュームデータの全体像をボリュームレンダリングしたうえで、撮像している超音波断層像の位置を同一空間内に提示することがなされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

40

【特許文献1】特開2008-279272号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、このような装置では、撮像している超音波断層像に対応した参照ボリュームデータの断層像が2次元の画像として提示されるため、参照ボリュームデータの3次元構造が把握しにくいという課題があった。また、参照ボリュームデータの全体像のボリュームレンダリングを行っているため、撮像している超音波断層像に対応した部位の3次元構造を把握することが困難であった。特に、超音波断層像を撮像する際に参照ボリュームデータでの病変部の3次元構造と対比したいという要求を満たすことができなかった。

【0006】

50

本発明は以上の問題に鑑みてなされたものであり、撮像している超音波断層像に対応した部位の3次元構造をユーザに容易に把握させる為の技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的を達成するため、例えば、本発明の画像処理装置は、被検体のボリュームデータを用いてボリュームレンダリングを行うことで、規定の視点から見た該ボリュームデータの画像を生成するレンダリング手段と、前記画像を表示する表示手段とを有する画像処理装置であって、超音波プローブによって得られる前記被検体の超音波断層像を取得する取得手段と、前記ボリュームレンダリングの過程で前記ボリュームデータ中の各位置における不透明度を設定する際、該不透明度を求めるために前記視点から追跡する光線が、前記ボリュームデータ中の前記超音波断層像に対応する断面と交差しなければ、前記光線において前記ボリュームデータに含まれる区間内の各位置における不透明度を、前記断面からの距離がより大きい位置における不透明度がより小さくなるように設定するよう前記レンダリング手段を制御する制御手段とを備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0008】

本発明の構成によれば、撮像している超音波断層像に対応した部位の3次元構造をユーザに容易に把握させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

20

【図1】システムの構成例を示す図。

【図2】投影面の設定例を示す図。

【図3】注目点Pにおける不透明度を説明する図。

【図4】伝達関数の一例を示す図。

【図5】MRIボリュームデータ、視野平面、注目断面のそれぞれを示す図。

【図6】画像処理装置200が行う処理のフローチャート。

【図7】ステップS107における処理の詳細を示すフローチャート。

【図8】ステップS205における処理を説明する図。

【図9】曲面としての注目断面を示す図。

【図10】変形例1-2における注目断面の配置例を示す図。

30

【図11】フィルタ処理済み画像の生成過程を説明する図。

【図12】画像処理装置200が行う処理のフローチャート。

【図13】ステップS300における処理の詳細を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付図面を参照し、本発明の好適な実施形態について説明する。なお、以下説明する実施形態は、本発明を具体的に実施した場合の一例を示すもので、特許請求の範囲に記載した構成の具体的な実施例の一つである。

【0011】

[第1の実施形態]

40

本実施形態に係る画像処理装置は、予め撮像した被検体のMRIボリュームデータを参照ボリュームデータとし、参照ボリュームデータに基づいてボリュームレンダリングした画像と、この被検体の超音波断層像と、の対応関係を提示する。このボリュームレンダリングでは、超音波断層像に対応するMRIボリュームデータ中の断面（注目断面）からの距離が大きくなるにつれて透明度を上げる（不透明度を下げる）ような伝達関数を用いる。これにより、超音波断層像に対応した部位の3次元構造を容易に把握することができる。また、ボリュームレンダリングの際に（ボリュームレンダリングの過程で）追跡する光線が注目断面と交差し画素に関しては、通常の伝達関数を用いたボリュームレンダリングを行う。これにより、被検体の中での超音波断層像の3次元的位置を把握しながら、超音波断層像に対応した部位の3次元構造を把握することができる。

50

【 0 0 1 2 】

先ず、本実施形態に係るシステムの構成例について、図 1 を用いて説明する。図 1 に示す如く、本実施形態に係るシステムは、画像処理装置 2 0 0、表示装置 1 0 0、データベース (DB) 2 5 0、超音波診断装置 2 2 0、超音波プローブ 3 0 0、位置姿勢センサ 3 0 1、を有する。

【 0 0 1 3 】

超音波プローブ 3 0 0 は周知の如く、超音波を照射して、被検体 4 0 0 の部位 (図 1 では断面 3 0 2) のデータを超音波データとして収集する。超音波プローブ 3 0 0 は、この収集した超音波データを、超音波診断装置 2 2 0 に送出する。

【 0 0 1 4 】

また、超音波プローブ 3 0 0 には、位置姿勢センサ 3 0 1 が取り付けられている。位置姿勢センサ 3 0 1 には、様々な測定方法の位置姿勢センサを適用することができ、本実施形態では如何なる位置姿勢センサを適用してもよい。位置姿勢センサ 3 0 1 は自身の位置姿勢を計測するものであり、以下では、位置姿勢センサ 3 0 1 が計測した位置姿勢を超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢として取り扱う。しかし、位置姿勢センサ 3 0 1 が計測した位置姿勢に規定のバイアスを加えたり、規定の変換を施したりしたものを、超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢として取り扱うようにしてもよい。さらには、本実施形態では、超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢を取得することができればよい為、例えば、カメラが撮像した超音波プローブ 3 0 0 の撮像画像を用いてこの超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢を求めるといった方法を採用してもよい。然るに、本実施形態では、超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢を取得することができるのであれば、如何なる方法を採用してもよい。いずれにせよ、超音波プローブ 3 0 0 の位置姿勢 (本実施形態では位置姿勢センサ 3 0 1 が計測した位置姿勢) は、画像処理装置 2 0 0 に入力される。

【 0 0 1 5 】

超音波診断装置 2 2 0 は、超音波プローブ 3 0 0 からの超音波データを用いて、超音波を照射した被検体 4 0 0 の部位 (図 1 では断面 3 0 2) の超音波断層像を生成する。超音波プローブ 3 0 0 が収集したデータから超音波断層像を生成するための技術については周知であるため、これについての説明は省略する。そして超音波診断装置 2 2 0 は、生成した超音波断層像を画像処理装置 2 0 0 に入力する。

【 0 0 1 6 】

DB 2 5 0 には、MRI 等により予め撮像した被検体 4 0 0 のボリュームデータが保存されており、画像処理装置 2 0 0 は、このボリュームデータを適宜読み出すことができる。本実施形態では、このボリュームデータは MRI ボリュームデータであるとするが、他の方法により収集したボリュームデータであってもよい。

【 0 0 1 7 】

次に、画像処理装置 2 0 0 について説明する。CPU 1 1 は、RAM 1 2 や ROM 1 3 に格納されているコンピュータプログラムやデータを用いて、画像処理装置 2 0 0 全体の動作制御を行うと共に、画像処理装置 2 0 0 が行うものとして後述する各処理を実行する。

【 0 0 1 8 】

RAM 1 2 は、外部記憶装置 1 5 からロードされたコンピュータプログラムやデータ、I/F 1 6 を介して DB 2 5 0、超音波診断装置 2 2 0、位置姿勢センサ 3 0 1 から受信した様々な情報を一時的に記憶するためのエリアを有する。更に RAM 1 2 は、CPU 1 1 が各種の処理を実行する際に用いるワークエリアを有する。即ち、RAM 1 2 は、様々なエリアを適宜提供することができる。ROM 1 3 には、画像処理装置 2 0 0 の設定データやブートプログラムなどが格納されている。

【 0 0 1 9 】

操作部 1 4 は、キーボードやマウスなどにより構成されており、画像処理装置 2 0 0 のユーザが操作することで、各種の指示を CPU 1 1 に対して入力することができる。

【 0 0 2 0 】

ータ中の断面を特定する処理は周知の技術であるため、これに係る説明は省略する。また、以下では、断面302に対応するMRIボリュームデータ中の断面を注目断面と呼称する。

【0030】

位置姿勢センサ301が位置姿勢を計測する座標系とMRIボリュームデータを配置する空間(仮想空間)の座標系との位置姿勢関係が既知であれば、位置姿勢センサ301が計測した位置姿勢に対応する仮想空間中の位置姿勢は周知の方法で特定可能である。然るに、超音波プローブ300が断面302の超音波データを収集しているときに位置姿勢センサ301が計測した位置姿勢を用いれば、周知の方法でもって、断面302に対応するMRIボリュームデータ中の断面は特定することができる。

10

【0031】

次にステップS105では、ステップS101で受信したMRIボリュームデータから周知の技術でもって、ステップS104で特定した注目断面の2次元断層像を生成する。そしてステップS106では、ステップS105で生成した2次元断層像を、参照画像101として表示装置100の表示画面上に表示する。

【0032】

ステップS107では、MRIボリュームデータを用いてボリュームレンダリングすることで、規定の視点から見た被検体400のMRIボリュームデータの画像を生成する。ボリュームレンダリングを行う場合、MRIボリュームデータと視点との間に投影面(視野平面)を配置する。視野平面は、MRIボリュームデータ全体をボリュームレンダリングすることができるように配置されるもので、これは規定の位置姿勢で配置してもよいし、ユーザが操作部14を用いて位置姿勢を調整して配置してもよい。

20

【0033】

被検体400のMRIボリュームデータ、視野平面、注目断面のそれぞれを図5に示す。図5に示す如く、ステップS107では、被検体400のMRIボリュームデータ500と不図示の視点との間に視野平面508を配置する。501は断面302に対応するMRIボリュームデータ500中の注目断面である。

【0034】

そして更にステップS107では、MRIボリュームデータを用いてボリュームレンダリングを行うことで、この投影面上に、規定の視点から見た「被検体400のMRIボリュームデータ500」の画像を生成する。

30

【0035】

ステップS108では、ステップS107で生成した画像を、俯瞰図(103)として表示装置100の表示画面上に表示する。なお、参照画像101、超音波断層像102、俯瞰図(103)のそれぞれの表示レイアウトは図1に示した表示レイアウトに限るものではなく、任意の表示レイアウトが考え得る。また、超音波断層像102と俯瞰図(103)との対応関係をユーザに提示することができるのであれば、その表示方法は特定の表示方法に限るものではない。また、それぞれの画像の表示のオン/オフはユーザによる操作などに応じて切り替えるようにしてもよい。

【0036】

次に、ステップS107における処理の詳細を、図7のフローチャートを用いて説明する。ステップS107では、仮想空間中に上記の視点を設定し、この設定された視点から、投影面上の各画素位置への線分(光線)を設定し、該線分が注目断面と交差するか否かに応じて、該画素位置における透明度を決定するための伝達関数を切り替える。そしてボリュームレンダリングでは、投影面上の各画素位置における透明度をこの伝達関数に基づいて決定する。即ち本実施形態のボリュームレンダリングは、上記線分が注目断面と交差するのかに応じて伝達関数を切り替えること、交差する場合の伝達関数が注目断面からの距離に応じて不透明度を制御する関数であること以外は通常のボリュームレンダリングと考えてよい。すなわち、通常のボリュームレンダリングと同じように本実施形態でも、投影面上の各画素位置について光線追跡を行うことによって、レンダリング画像を得ている

40

50

。

【 0 0 3 7 】

なお、図 7 のフローチャートは、投影面上の着目画素位置における画素値を決定するための処理であるため、実際にはステップ S 1 0 7 では図 7 のフローチャートに従った処理を、投影面上の各画素位置について行うことになる。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 2 0 1 では、仮想空間中に規定の視点を設定すると共に、この設定された視点から、投影面上の着目画素位置への線分（視線ベクトル）を設定する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 2 0 2 では、ステップ S 2 0 1 で設定した線分と、注目断面と、が交差するか否かを判断する。仮想空間中における断面（平面、局面にかかわらず）と線分とが交差しているか否かを判断するための技術については周知の技術であるため、これについての説明は省略する。この判断の結果、交差していると判断した場合は、処理はステップ S 2 0 3 に進み、交差していないと判断した場合は、処理はステップ S 2 0 4 に進む。

10

【 0 0 4 0 】

ステップ S 2 0 4 では、MRI ボリュームデータ 5 0 0 中の各位置（各ボクセル）における値（ボクセル値） v が大きいほどより大きい不透明度（より小さい透明度） $f(v)$ を返す伝達関数 f を第 1 の関数として選択する。図 4 (a) に示した第 1 の関数の場合、 $0 < \text{ボクセル値 } v < a$ の場合は不透明度 = 0 を返し、 $a < \text{ボクセル値 } v < b$ の場合はボクセル値 v に正比例する不透明度を返し、 $b < \text{ボクセル値 } v$ の場合は不透明度 = 1 を返す関数である。このような第 1 の関数は以下の式 (1) で表すことができる。

20

【 0 0 4 1 】

【 数 1 】

$$\begin{aligned} f(v) &= 0 && \dots (v < a) \\ &\frac{v-a}{b-a} && \dots (a \leq v < b) \\ &1 && \dots (b \leq v) \quad \dots \text{式 1} \end{aligned}$$

【 0 0 4 2 】

ステップ S 2 0 3 では、ボクセル値 v が大きいほどより大きい不透明度（より小さい透明度） $f(v, d)$ を返し且つ注目断面からの距離 d が大きいほどより小さい不透明度（より大きい透明度） $f(v, d)$ を返す伝達関数 f を第 2 の関数として選択する。図 4 (b) に示した第 2 の関数の場合、距離 $d = 0$ の場合は、第 1 の関数と同じ関数となるが、距離 d が大きくなるに従って、第 1 の関数の値よりも小さい値を返す関数となっている。このような第 2 の関数は以下の式 (2) で表すことができる。

30

【 0 0 4 3 】

【 数 2 】

$$F(v, d) = \frac{f(v)}{1+d^2} \quad \dots \text{式 2}$$

40

【 0 0 4 4 】

もちろん、第 1 の関数、第 2 の関数はこの式に限るものではなく、上記の性質を有するのであれば、どのような式で表してもよい。例えば、第 2 の関数として、注目断面からの距離が c 以内であれば通常の不透明度を返し、距離が c よりも大きい場合は距離の増加に応じて小さい不透明度を返す関数を用いてもよい。このような関数は以下の式 (3) で表すことができる。

【 0 0 4 5 】

【数 3】

$$F(v,d) = f(v) \dots (d < c)$$

$$= \frac{f(v)}{1+d-c} \dots (d \geq c) \quad \dots \text{式 3}$$

【0046】

また、注目断面からの距離が c よりも大きい場合は不透明度 = 0 を返す関数を第 2 の関数として用いてもよい。このような関数は以下の式 (4) で表すことができる。

【0047】

【数 4】

$$F(v,d) = f(v) \cdot \frac{c-d}{c} \dots (d < c)$$

$$= 0 \quad \dots (d \geq c) \quad \dots \text{式 4}$$

10

【0048】

また、第 1 の関数、第 2 の関数は関数プログラムとして実装できるが、ルックアップテーブルで実装してもよい。第 1 の関数を実装する第 1 のルックアップテーブルには、各ボクセル値 v に対応する不透明度 (若しくは透明度) が登録されることになる。また、第 2 の関数を実装する第 2 のルックアップテーブルには、各ボクセル値 v 、各距離 d 、の組み合わせ毎の不透明度 (若しくは透明度) が登録されることになる。

20

【0049】

ステップ S 205 では、ステップ S 201 で求めた線分と被検体 400 の MRI ボリュームデータ 500 との交点位置を求める。本ステップにおける処理について、図 8 を用いて説明する。図 8 に示す如く、ステップ S 201 で求めた「視点 800 を通る線分 890」と MRI ボリュームデータ 500 との交点は、入射点 801 及び出射点 802 であるため、図 8 の場合、ステップ S 205 では、入射点 801 及び出射点 802 の位置を求める。次に、入射点 801 と出射点 802 との間 (線分 890 において MRI ボリュームデータ 500 に含まれる区間内) に適当なサンプリング間隔で点を設定する。以下では、入射点 801 及び出射点 802、入射点 801 と出射点 802 との間に適当なサンプリング間隔で設定した各点、のそれぞれに対して、ステップ S 203 若しくはステップ S 204 で

30

【0050】

ステップ S 206 では、対象点のうち入射点 801 を注目点 P に設定する。ステップ S 207 では、伝達関数として第 1 の関数が選択されたのか、第 2 の関数が選択されたのかに応じて処理が異なる。

【0051】

伝達関数として第 1 の関数が選択された場合、ステップ S 207 では、注目点 P におけるボクセルの値 (ボクセル値) v を MRI ボリュームデータ 500 から取得して第 1 の関数に入力し、第 1 の関数からの戻り値を、注目点 P に対する不透明度として取得する。

40

【0052】

伝達関数として第 2 の関数が選択された場合、ステップ S 207 では、注目点 P におけるボクセルの値 (ボクセル値) v を MRI ボリュームデータ 500 から取得すると共に、注目点 P と注目断面との距離 d を求める。そしてこの取得したボクセル値 v 及び求めた距離 d を第 2 の関数に入力し、第 2 の関数からの戻り値を、注目点 P に対する不透明度として取得する。例えば、第 2 の関数として上記の式 (2) を用いた場合、図 3 に示す如く、注目点 P における不透明度は、注目断面からの距離に反比例することになる。

【0053】

そして更に、ステップ S 207 では、この取得した不透明度と注目点 P における色とを

50

乗算した結果を、この時点で着目画素について求めた画素値（最初は0）に加算することで、着目画素の画素値を更新する。なお、色については、MRIボリュームデータなどから得てもよい。

【0054】

次に、ステップS208では、ステップS206で注目点Pに設定した対象点に隣接する対象点（まだ注目点Pに設定していない対象点）を新たに注目点Pに設定する。

【0055】

ステップS209では、ステップS208で注目点Pに設定した対象点が出射点802であるか否かを判断する。この判断の結果、出射点802である場合は図7のフローチャートに従った処理は終了してステップS108に進み、出射点802ではない場合は、処理はステップS207に戻る。

10

【0056】

このように、図7のフローチャートに従った処理を行うことで、視点から、投影面上の着目画素位置への線分上の各点に対する不透明度を決定することができるため、この各点の不透明度から、着目画素位置における画素値を求めることができる。

【0057】

以上の説明により、本実施形態によれば、超音波断層像に対応するMRIボリュームデータ500中の断面の3次元構造を分かりやすく示すことができる。また、超音波断層像が被検体上のどのあたりを撮像したものであるのかも同時に示すことができる。

20

【0058】

また、式2のような伝達関数を適用することにより、注目断面501周辺の3次元的な構造をボリュームレンダリングによって描画することができる。また、このように伝達関数を切り替えることで、被検体400のどの部分を超音波プローブ300が走査しているのかがわかりやすく表示されるのと同時に、超音波断層像102に対応した部位の3次元構造を容易に把握することができる。

【0059】

<変形例1-1>

第1の実施形態では、注目断面は平面であるものとしていたが、曲面であってもよい。注目断面が曲面となる例として、乳房を被検体としたケースが挙げられる。乳腺科における一般的な撮像プロトコルでは、MRI装置による撮像を伏臥位（うつ伏せの体位）で行い、超音波診断装置による検査を仰臥位（あお向けの体位）で行うことが多い。そのため、MRI撮像時と超音波検査時とは乳房の形が異なり、両者で撮像した場所の対応関係は単純なものではなくなる。このとき、超音波プローブ300が走査する断面302が平面であったとしても、これに対応する（この断面302と同じ部位を表す）MRIボリュームデータ上の断面は曲面となる。すなわち、この対応断面を注目断面とするならば、図9に示すように断面302に対応する注目断面502は曲面になる。

30

【0060】

なお、断面302の位置から注目断面502を求めることは、物理変形シミュレーション等の公知の処理により被検体の変形を推定することで実施可能である。また、注目断面502が曲面の場合には、式(2)で示した伝達関数を修正する必要がある。すなわち、式(2)におけるdを、夫々のボクセルから注目断面502上の最も近い点までの距離とすればよい。あるいは、計算を簡略化するために、注目断面502の近似平面を求めて、夫々のボクセルからこの近似平面へ下した垂線と注目断面502との交点を求めたうえで、夫々のボクセルからこの交点までの距離を求めてもよい。このように、注目断面502が曲面となる場合でも上記の実施形態が適用可能であることは、上記の記載から明らかである。

40

【0061】

<変形例1-2>

第1の実施形態では、超音波プローブ300で走査する断面302と、断面302の位置に応じて決定する注目断面501と、は同じ部位を表すものとしていた。しかし、断面

50

302と注目断面501とはそれぞれ異なる部位を指し示すようにしてもよい。

【0062】

先に述べたように、超音波画像診断では、MRIボリュームデータ中で病変部を探し、その箇所を超音波診断装置で観察することが行われることがある。その際には、注目断面501の位置は、常に病変部を映している方が望ましい。

【0063】

そこで本変形例では、図10に示すように、注目断面503の位置を病変部に固定し、注目断面503の姿勢のみ断面302と一致させる。この場合、ステップS101では、DB250から被検体400のMRIボリュームデータを読み出す際に、このMRIボリュームデータと関連づけてDB250に登録されている「病変部の位置情報」も読み出す。そして、取得した位置情報が表す病変部の位置を注目断面503の中心に設定したうえで、注目断面503の姿勢のみを断面302と一致させる。このように、断面302と注目断面503の位置を一致させず姿勢のみを一致させるようなケースであっても上記の実施形態が適用可能であることは、上記の記載から明らかである。

【0064】

もちろん、より一般的に、断面302の位置と注目断面の位置になんらかの対応関係をつけることができるケースであっても上記の実施形態が適用可能であることは、上記の記載から明らかである。

【0065】

[第2の実施形態]

本実施形態では、第1の実施形態に係る構成において、超音波断層像の撮像内容に応じてボリュームレンダリングに用いる伝達関数を調整する。以下では、第1の実施形態から変更した部分についてのみ説明する。即ち、以下で特に触れない限りは、第1の実施形態と同様であるものとする。

【0066】

本実施形態に係る画像処理装置は、超音波断層像102上で病変部と疑われる部分の分布に応じてボリュームレンダリングの伝達関数を決定する。これにより、病変部と疑われる部分がMRIボリュームデータ上でどのように撮像されているかを利用者に提示することができる。

【0067】

本実施形態が第1の実施形態と異なるのは、画像処理装置200が行う処理にある。本実施形態における画像処理装置200による処理を、同処理のフローチャートを示す図12を用いて説明する。図12のフローチャートは、図6のフローチャートにおいてステップS102とステップS103との間でステップS300における処理を行うと共に、ステップS107で式(2)を用いる場合にはこの式がステップS300の処理に応じて変化するものである。即ち、それ以外は図6のフローチャートと同じである。然るに以下では、本実施形態でステップS300、S107において行う処理について説明する。

【0068】

ステップS300では、超音波診断装置220から取得した超音波断層像から、伝達関数に対する重み値を求める。ステップS300における処理の詳細を、図13のフローチャートを用いて説明する。

【0069】

ステップS301では、超音波断層像中の病変部を検出するための周知の画像処理を、超音波診断装置220から取得した超音波断層像に対して施すことで、病変部(患部)の領域を検出する。本実施形態では、超音波断層像を構成する各画素に、該画素の輝度値があらかじめ設定した輝度値よりも小さい場合はビット値1、該画素の輝度値があらかじめ設定した輝度値よりも大きい場合はビット値0を割り当てる。これにより、超音波断層像の各画素に対するビット値から成る2値画像を生成することができるので、ビット値1が割り当てられた画素から成る領域を病変部の領域として検出することができる。なお、病変部と疑われる領域の検出方法はこれに限るものではなく、様々な方法を適用することが

10

20

30

40

50

できる。例えば、ベクトル集中度フィルタやパターンマッチング等のより高度な検出手法を用いて病変部と疑われる領域を検出してもよい。このような検出手法は何れも周知の技術であるため、これについての説明は省略する。

【0070】

ステップS302では、MRIボリュームデータと超音波断層像との位置合わせの誤差や見かけ上の病変部の大きさの差を考慮し、ステップS301で検出した領域を拡張する。具体的には、ステップS301で検出された領域を包含する領域を構成する各画素に対するビット値を1に更新することで、上記の2値画像を更新する。もちろん、この拡張処理は必要に応じて省いてもよい。

【0071】

次に、ステップS303では、ステップS302で更新された2値画像に対してローパスフィルタを用いたフィルタ処理を行うことで、フィルタ処理済み画像（各画素は0～1の間の画素値を有する）を生成する。ここで、フィルタ処理済み画像上の各画素位置（超音波断層像上の各画素位置）に対応する注目断面上の位置、注目断面上の各位置に対応するフィルタ処理済み画像上の画素位置、は周知の技術により特定可能である。

【0072】

ステップS107では、第2の関数を選択した場合に次のような処理を行う。即ち、各対応点について、該対応点から注目断面に垂直におろした垂線が注目断面と交差する位置（ x 、 y ）に対応するフィルタ処理済み画像上の座標位置を求め、求めた座標位置の画素値を該対応点に対する重み値とする。そして、第2の関数を用いて算出した不透明度にこの重み値を乗じた結果を、該対応点の不透明度とする。

【0073】

ここで、超音波診断装置220が生成した超音波断層像が図11(a)に示した画像であるとする。超音波断層像中の病変部を検出するための周知の画像処理をこの超音波断層像に対して施すことで得られる上記の2値画像を図11(b)に示す。そしてこの2値画像中の病変部の領域を拡張した結果を図11(c)に示す。図11(c)では、病変部の領域を包含する楕円形の領域に拡張している。そして図11(c)に示した2値画像に対してローパスフィルタを用いたフィルタ処理を行うことで得られるフィルタ処理済み画像を図11(d)に示す。

【0074】

このように、超音波断層像で病変部と疑われる部分を重点的に表示することにより、利用者に注目すべき部分を示すとともに、不要な部分を表示しないことで注目すべき部分をより明確に表示することができる。

【0075】

以上の説明により、本実施形態によれば、超音波断層像で病変部と疑われる部分の近傍の不透明度に重みづけをすることで、病変部と疑われる部分がMRIボリュームデータ上でどのように撮像されているかを特に強調して提示できる。これにより、不要な部分を表示せずに注目すべき部分をより明確に表示することができる。

【0076】

<変形例2-1>

第2の実施形態では、2値画像に対してローパスフィルタを用いたフィルタ処理を行ったが、このフィルタ処理は必須ではない。また、画素ごとに病変部らしさが0～1の尤度として得られるような検出処理をステップS301で行う場合には、この尤度の画像をそのまま上記のフィルタ処理済み画像の代わりに重み画像として用いてもよい。

【0077】

[第3の実施形態]

本実施形態では、参照画像101として2次元断層像ではなく、ボリュームレンダリングによる3次元断層像を表示する。参照画像101と超音波断層像102とを並列して表示することで、両者を同じ視点/同じ大きさで比較できる。また、参照画像101を3次元断層像とすることで、参照画像101の近傍も同時に表示することができる。このこと

10

20

30

40

50

は、参照画像 101 に映った病変部が超音波断層像 102 にて写っている場所を探す際に、超音波断層像 102 のどのあたりに病変部が写っているのかが分かりやすい。

【0078】

特に、病変部が小さい場合に参照画像 101 が 2 次元断層像であると、MRI ボリュームデータと超音波断層像 102 との位置合わせの精度の限界から、参照画像 101 には病変部が映るが超音波断層像 102 には映らないことがある。このとき、参照画像 101 が厚みを持った 3 次元断層像であれば、超音波断層像 102 の位置がある程度ずれていても参照画像 101 に病変部を映すことができる。

【0079】

以下では、第 1 の実施形態と異なる部分についてのみ説明し、以下で特に触れない限りは第 1 の実施形態と同様であるものとする。本実施形態では、図 2 に示す如く、注目断面 501 をその法線方向に所定距離（例えば 10cm）だけ移動させた面として投影面 507 を設定し、この投影面を用いたボリュームレンダリングを行うことで、この投影面上に参照画像 101 を生成する。

10

【0080】

本実施形態では、上記のステップ S105 及びステップ S106 において以下のような処理を行う。即ち、ステップ S105 では、上記のように投影面を設定した後、この投影面を用いてボリュームレンダリングを行い、ステップ S106 では、このボリュームレンダリングによる結果を参照画像 101 として表示装置 100 の表示画面上に表示する。

【0081】

以上の説明により、本実施形態によれば、3 次元断層像としての参照画像 101 と超音波断層像 102 とを並列して表示することで、両者を同じ視点 / 同じ大きさで比較できると共に、参照画像 101 の近傍も同時に表示することができる。

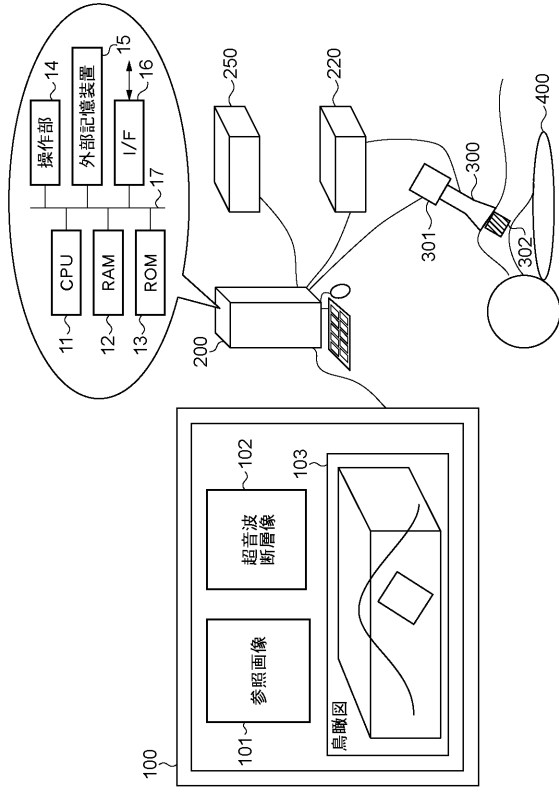
20

【0082】

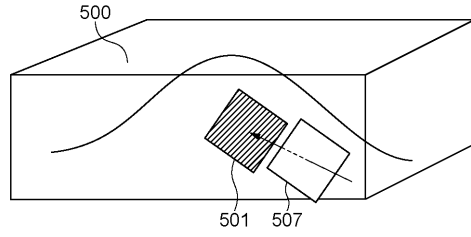
（その他の実施例）

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（または CPU や MPU 等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

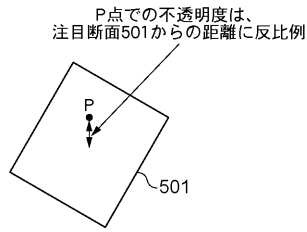
【 図 1 】



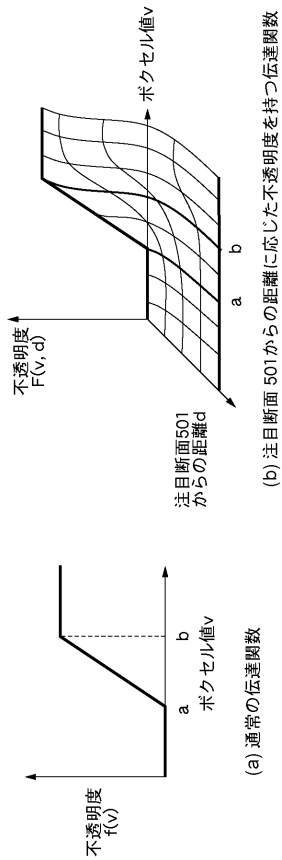
【 図 2 】



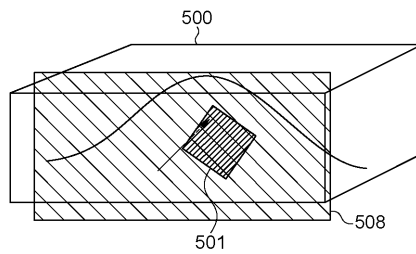
【 図 3 】



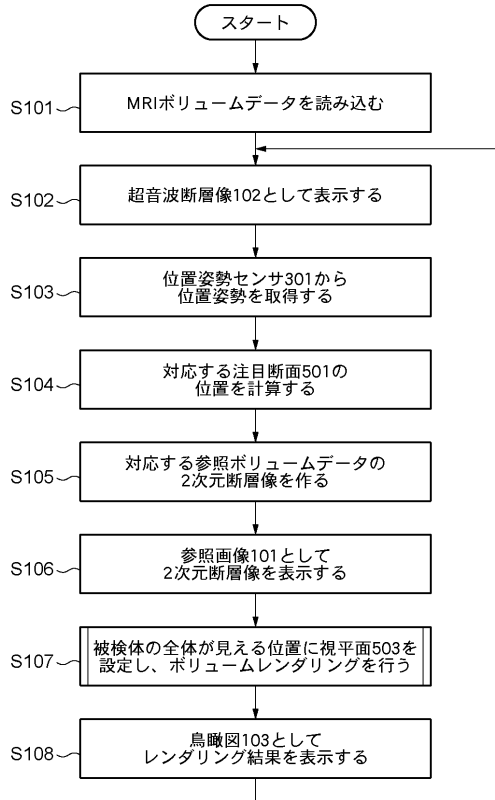
【 図 4 】



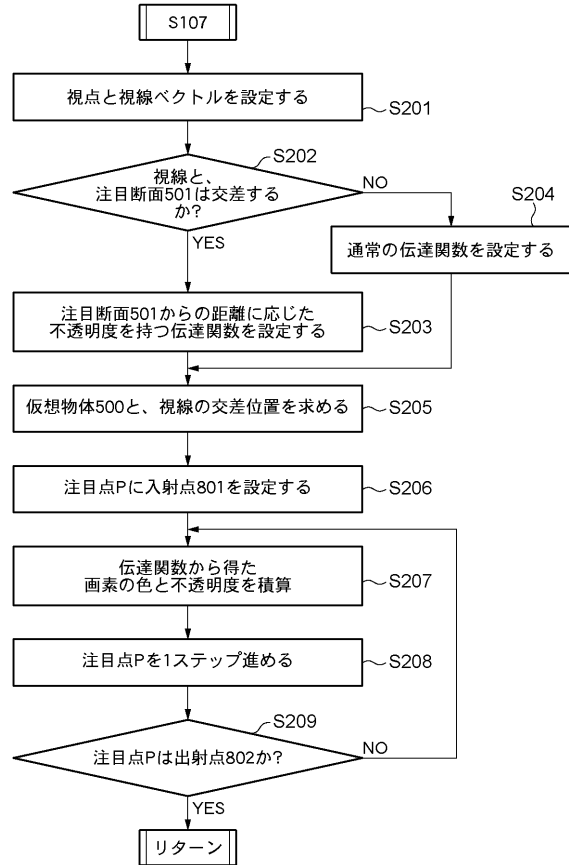
【 図 5 】



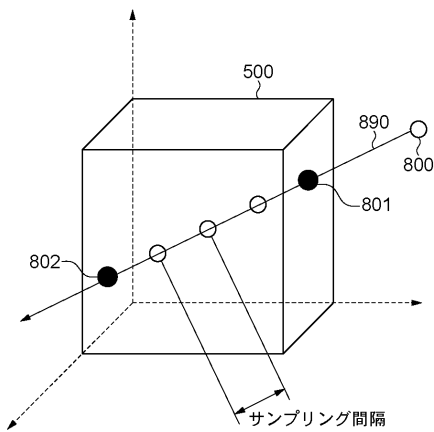
【 図 6 】



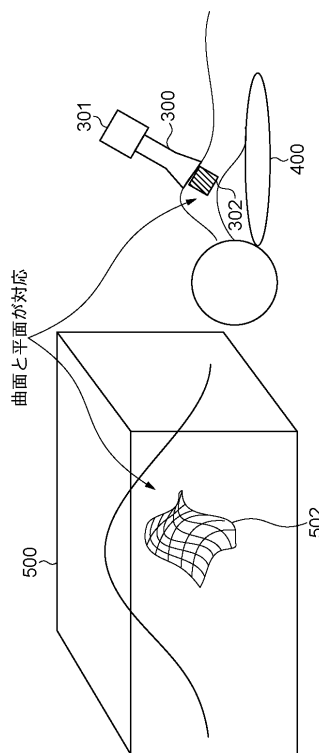
【 図 7 】



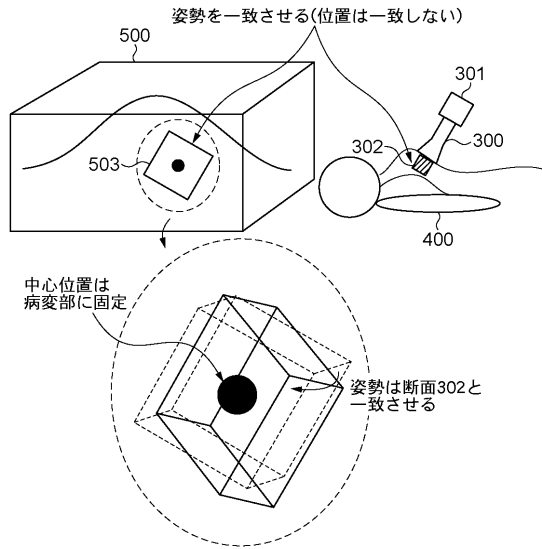
【 図 8 】



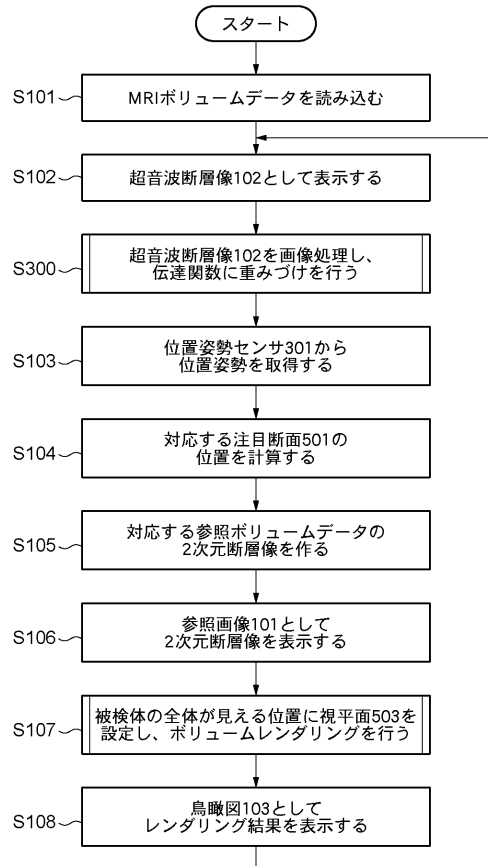
【 図 9 】



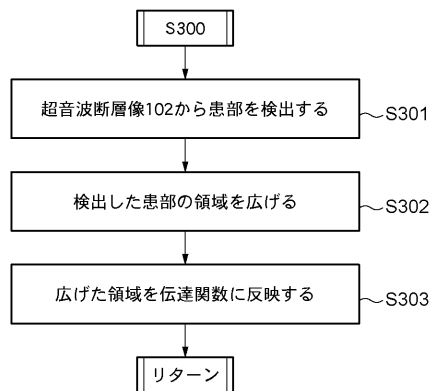
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



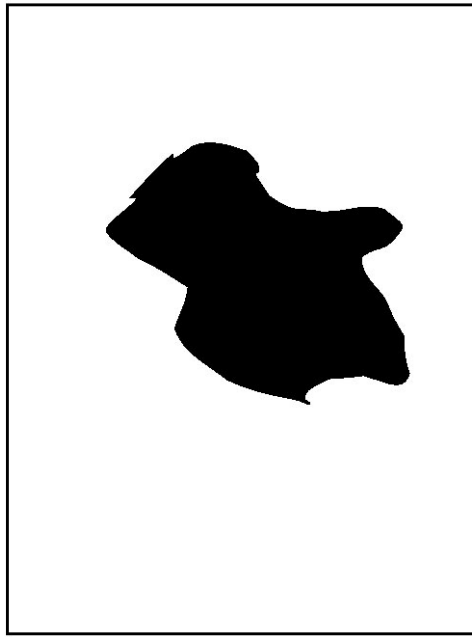
【 図 1 3 】



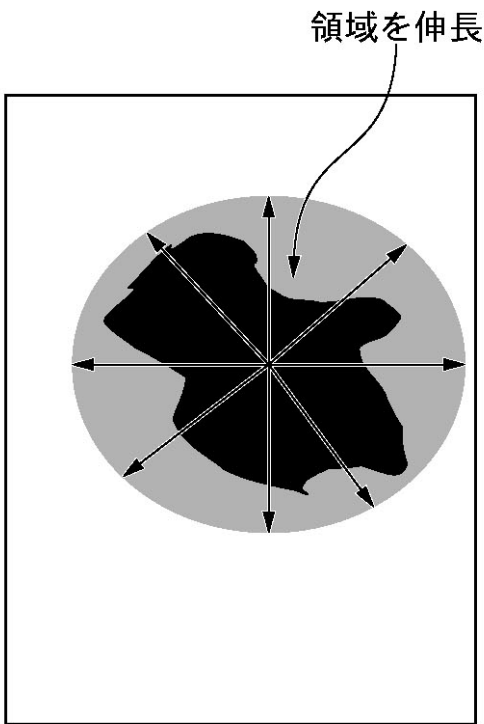
【図 1 1】



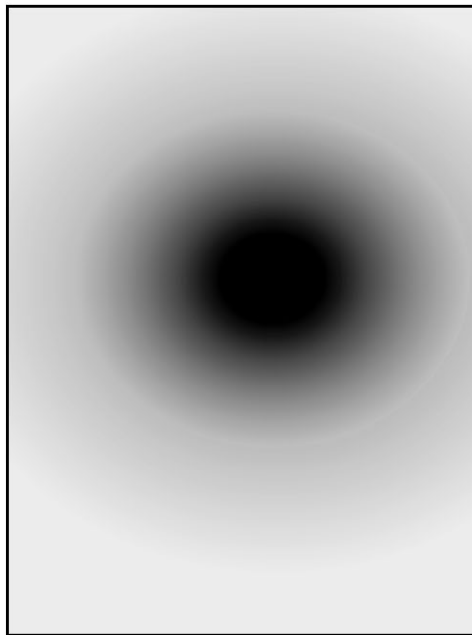
(a) 元となる超音波画像



(b) 病変部の検出



(c) 検出した領域の伸長



(d) 伝達関数の不透明度への反映

フロントページの続き

(72)発明者 下山 朋彦

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

(72)発明者 高間 康文

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

(72)発明者 佐藤 清秀

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C096 AA18 DC09 DC14 DC23 DC28 DC33 DC36 DC37 DE07

4C601 BB03 EE30 GA18 JC26 JC33 KK25 LL33

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013027433A5	公开(公告)日	2014-07-31
申请号	JP2011163688	申请日	2011-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	下山朋彦 高間康文 佐藤清秀		
发明人	下山 朋彦 ▲高▼間 康文 佐藤 清秀		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/00		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B8/00 A61B5/05.380		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/DC09 4C096/DC14 4C096/DC23 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DE07 4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/GA18 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP5693412B2 JP2013027433A		

摘要(译)

解决的问题：提供一种允许用户容易地掌握与正在成像的超声波断层图像相对应的区域的三维结构的技术。当在体绘制中在体数据中的每个位置处设置不透明度时，从视点追踪以获得不透明度的射线是与体数据中的超声波断层图像相对应的截面。假设它们相交。在这种情况下，设定光线中的体数据中所包括的区间内的每个位置处的不透明度，使得距横截面距离较大的位置处的不透明度变小。[选型图]图1