

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5693412号  
(P5693412)

(45) 発行日 平成27年4月1日(2015.4.1)

(24) 登録日 平成27年2月13日(2015.2.13)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 9 0  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00  
 A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-163688 (P2011-163688)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成23年7月26日 (2011.7.26)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-27433 (P2013-27433A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成25年2月7日 (2013.2.7)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成26年6月11日 (2014.6.11)		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) 【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、所望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を備え、該画像を表示手段に表示させ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。

【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、

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。

10

【請求項3】

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又は2に記載の画像処理装置。

【請求項4】

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、所望の視点から見た該ボリュームデータの画像を生成する画像処理方法であって、

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工程と、

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制御する制御工程と

20

を備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項5】

コンピュータを、請求項1乃至3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。

【請求項6】

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、所望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を備え、該画像を表示手段に表示させる画像処理装置であって、

30

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の各位置における不透明度を、前記断面からの距離に応じて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。

【請求項7】

40

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、所望の視点から見た該ボリュームデータの画像を生成する画像処理方法であって、

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工程と、

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の各位置における不透明度を、前記断面からの距離に応じて設定するよう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。

【請求項8】

50

コンピュータを、請求項 6 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】

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。

【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】

【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】

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、所望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を備え、該画像を表示手段に表示させ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

10

20

30

40

50

を備えることを特徴とする。

【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】

【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。

10

【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。

【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。

20

【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]

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ない画素に関しては、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。

30

【0012】

まず、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200、表示装置100、データベース(DB)250、超音波診断装置220、超音波プローブ300、位置姿勢センサ301、を有する。

40

【0013】

超音波プローブ300は周知の如く、超音波を照射して、被検体400の部位（図1では断面302）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300は、この収集した超音波データを、超音波診断装置220に送出する。

【0014】

また、超音波プローブ300には、位置姿勢センサ301が取り付けられている。位置姿勢センサ301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301は自身の位置

50

姿勢を計測するものであり、以下では、位置姿勢センサ301が計測した位置姿勢を超音波プローブ300の位置姿勢として取り扱う。しかし、位置姿勢センサ301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300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300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300の撮像画像を用いてこの超音波プローブ300の位置姿勢を求めるような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300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300の位置姿勢（本実施形態では位置姿勢センサ301が計測した位置姿勢）は、画像処理装置200に入力される。

10

**【0015】**

超音波診断装置220は、超音波プローブ300からの超音波データを用いて、超音波を照射した被検体400の部位（図1では断面302）の超音波断層像を生成する。超音波プローブ300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220は、生成した超音波断層像を画像処理装置200に入力する。

**【0016】**

DB250には、MRI等により予め撮像した被検体400のポリウムデータが保存されており、画像処理装置200は、このポリウムデータを適宜読み出すことができる。本実施形態では、このポリウムデータはMRIポリウムデータであるとするが、他の方法により収集したポリウムデータであってもよい。

20

**【0017】**

次に、画像処理装置200について説明する。CPU11は、RAM12やROM13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200全体の動作制御を行うと共に、画像処理装置200が行うものとして後述する各処理を実行する。

**【0018】**

RAM12は、外部記憶装置15からロードされたコンピュータプログラムやデータ、I/F16を介してDB250、超音波診断装置220、位置姿勢センサ301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RAM12は、CPU11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、RAM12は、様々なエリアを適宜提供することができる。ROM13には、画像処理装置200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。

30

**【0019】**

操作部14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200のユーザが操作することで、各種の指示をCPU11に対して入力することができる。

**【0020】**

外部記憶装置15は、ハードディスクドライブ装置に代表される、大容量情報記憶装置である。外部記憶装置15には、OS（オペレーティングシステム）や、画像処理装置200が行うものとして後述する各処理をCPU11に実行させるためのコンピュータプログラムやデータが保存されている。また、外部記憶装置15には、以下の説明において既知の情報として取り扱っている情報も保存されている。外部記憶装置15に保存されているコンピュータプログラムやデータは、CPU11による制御に従って適宜RAM12にロードされ、CPU11による処理対象となる。

40

**【0021】**

I/F16には、DB250、超音波診断装置220、位置姿勢センサ301が接続されており、それぞれの機器とはこのI/F16を介して通信することになる。なお、図1では簡略化のために、それぞれの機器とのI/FはI/F16で兼用しているが、機器毎にI/Fを設けるようにしてもよい。また、上記の各部はバス17に接続されている。

**【0022】**

50

画像処理装置 200 は、超音波診断装置 220 から送出された断面 302 の超音波断層像を受信すると、この超音波断層像を、表示装置 100 の表示画面上に超音波断層像 102 として表示する。

【0023】

また画像処理装置 200 は、DB 250 から読み出した被検体 400 の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、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。そして画像処理装置 200 は、この生成した画像を、俯瞰図(103)として表示装置 100 の表示画面上に表示する。

【0024】

また、画像処理装置 200 は、断面 302 に対応するMRIボリュームデータ中の 2次元断層像を生成し、生成した 2次元断層像を、超音波断層像 102 に対応する参照画像 101 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 の表示は必須ではない。

【0025】

画像処理装置 200 が行う処理を、同処理のフローチャートを示す図 6 を用いて更に詳細に説明する。なお、図 6 のフローチャートに従った処理は、外部記憶装置 15 からRAM 12 にロードされたコンピュータプログラムやデータを用いてCPU 11 が実行するものである。そのため、特に説明がない限りは、図 6 に示した各ステップにおける処理の主体は何れもCPU 11 である。

【0026】

ステップ S 101 では、DB 250 からRAM 12 に、被検体 400 のMRIボリュームデータを読み出す(ダウンロードする)。この読み出しは、ユーザが操作部 14 を用いて入力した読み出し指示をCPU 11 が検知したことに応じて行ってもよい。

【0027】

ステップ S 102 では、超音波診断装置 220 から送出された断面 302 の超音波断層像を受信してRAM 12 に一時的に格納し、その後、この超音波断層像を超音波断層像 102 として表示装置 100 の表示画面上に表示する。この表示は、ユーザが操作部 14 を用いて入力した表示指示をCPU 11 が検知したことに応じて行ってもよい。また、表示のオン/オフをこの表示指示によって切り替えてもよい。

【0028】

ステップ S 103 では、位置姿勢センサ 301 から送出された超音波プローブ 300 の位置姿勢を受信してRAM 12 に一時的に格納する。

【0029】

ステップ S 104 では、ステップ S 103 で取得した位置姿勢(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)を用いて、断面 302 に対応するMRIボリュームデータ中の断面を特定する。ステップ S 103 で取得した位置姿勢を用いて、断面 302 に対応するMRIボリュームデ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。

【0031】

次にステップ S 105 では、ステップ S 101 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 S 104 で特定した注目断面の 2次元断層像を生成する。

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【0037】

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S107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。

【0038】

ステップS201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。

【0039】

ステップS202では、ステップS201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S2

10

20

30

40

50

03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S204に進む。

【0040】

ステップS204では、MRIボリュームデータ500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ボクセル値 $v < a$ の場合は不透明度 = 0を返し、 $a$ 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、 $b$ 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。

【0041】

【数1】

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

10

【0042】

ステップS203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。

【0043】

【数2】

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

20

【0044】

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。

【0045】

【数3】

$$\begin{aligned} F(v, d) &= f(v) \quad \dots (d < c) \\ &= \frac{f(v)}{1+d-c} \quad \dots (d \geq c) \quad \dots \text{式3} \end{aligned}$$

30

40

【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】

$$\begin{aligned} F(v, d) &= f(v) \cdot \frac{c-d}{c} \quad \dots (d < c) \\ &= 0 \quad \dots (d \geq c) \quad \dots \text{式4} \end{aligned}$$

【0048】

50

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。

【0049】

ステップS205では、ステップS201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S201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S205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S203若しくはステップS204で選択した関数を用いて不透明度を設定する。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、のそれぞれを対象点と呼称する。

10

【0050】

ステップS206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S207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。

20

【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S207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。

【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S207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。

30

【0053】

そして更に、ステップS207では、この取得した不透明度と注目点Pにおける色とを乗算した結果を、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。

40

【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。

【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。

50

## 【 0 0 5 7 】

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。

## 【 0 0 5 8 】

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。

10

## 【 0 0 5 9 】

## &lt; 変形例 1 - 1 &gt;

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（おお向けの体位）で行うことが多い。そのため、MRI撮像時と超音波検査時とでは乳房の形が異なり、両方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。

20

## 【 0 0 6 0 】

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。

30

## 【 0 0 6 1 】

## &lt; 変形例 1 - 2 &gt;

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。

## 【 0 0 6 2 】

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。

40

## 【 0 0 6 3 】

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。

## 【 0 0 6 4 】

50

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

#### 【0068】

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。

#### 【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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 2 】

ステップ S 1 0 7 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。

## 【 0 0 7 3 】

ここで、超音波診断装置 2 2 0 が生成した超音波断層像が図 1 1 ( 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 1 1 ( 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 1 1 ( c ) に示す。図 1 1 ( 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 1 1 ( 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 1 1 ( d ) に示す。

10

## 【 0 0 7 4 】

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。

## 【 0 0 7 5 】

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 M R I 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。

20

## 【 0 0 7 6 】

## &lt; 変形例 2 - 1 &gt;

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 S 3 0 1 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。

## 【 0 0 7 7 】

## [ 第 3 の実施形態 ]

本実施形態では、参照画像 1 0 1 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 1 0 1 と超音波断層像 1 0 2 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 1 0 1 を 3 次元断層像とすることで、参照画像 1 0 1 の近傍も同時に表示することができる。このことは、参照画像 1 0 1 に映った病変部が超音波断層像 1 0 2 にて写っている場所を探す際に、超音波断層像 1 0 2 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。

30

## 【 0 0 7 8 】

特に、病変部が小さい場合に参照画像 1 0 1 が 2 次元断層像であると、M R I ボリュームデータと超音波断層像 1 0 2 との位置合わせの精度の限界から、参照画像 1 0 1 には病変部が映るが超音波断層像 1 0 2 には映らないことがある。このとき、参照画像 1 0 1 が厚みを持った 3 次元断層像であれば、超音波断層像 1 0 2 の位置がある程度ずれていても参照画像 1 0 1 に病変部を映すことができる。

40

## 【 0 0 7 9 】

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 5 0 1 をその法線方向に所定距離 ( 例えば 1 0 c m ) だけ移動させた面として投影面 5 0 7 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 1 0 1 を生成する。

## 【 0 0 8 0 】

50

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】

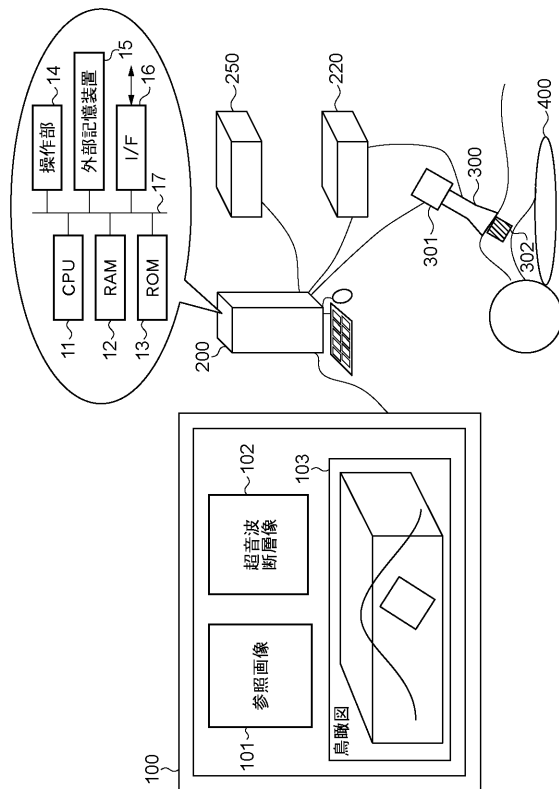
以上の説明により、本実施形態によれば、3次元断層像としての参照画像101と超音波断層像102とを並列して表示することで、両者を同じ視点/同じ大きさで比較できると共に、参照画像101の近傍も同時に表示することができる。

【0082】

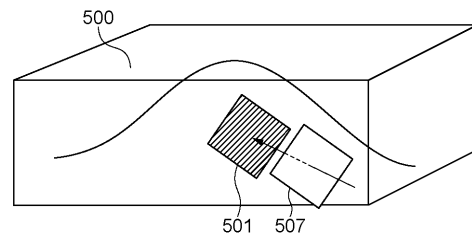
(その他の実施例)

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。

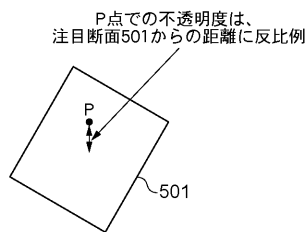
【図1】



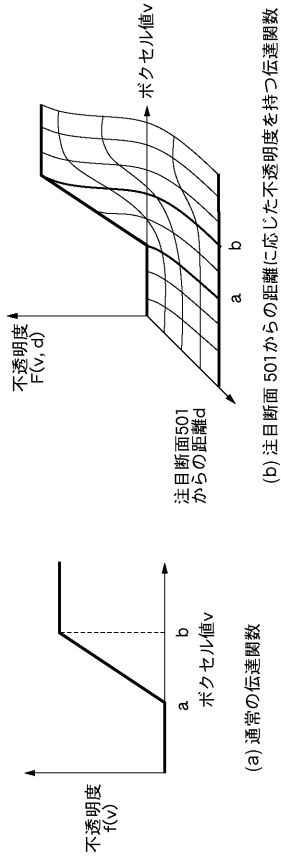
【図2】



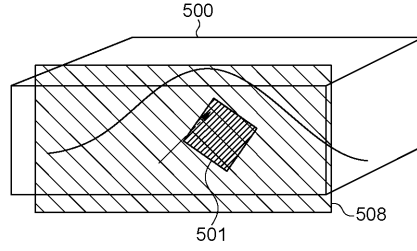
【図3】



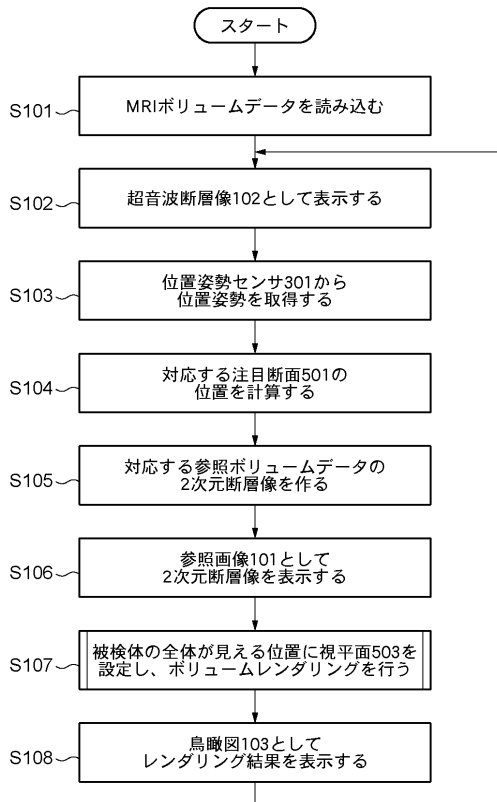
【図4】



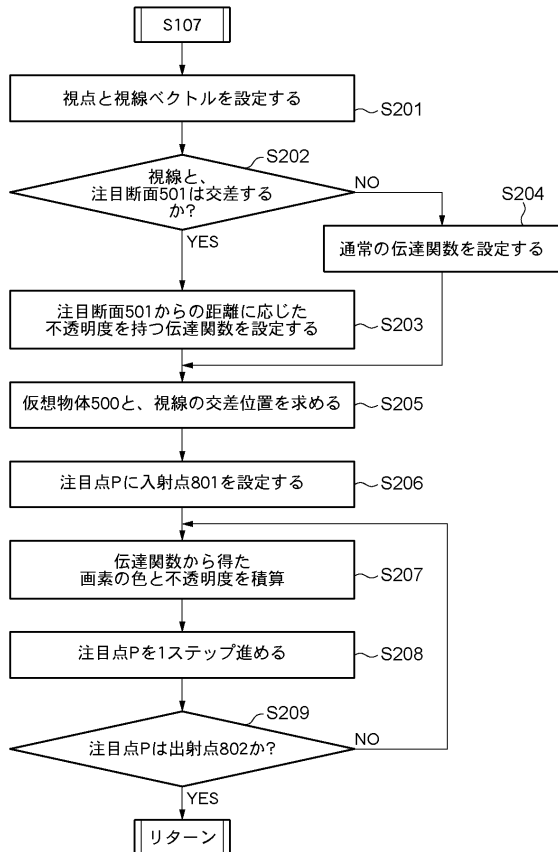
【図5】



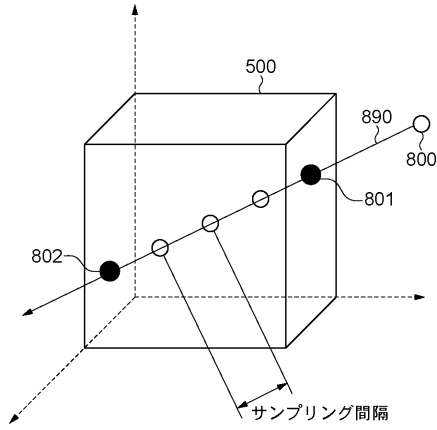
【図6】



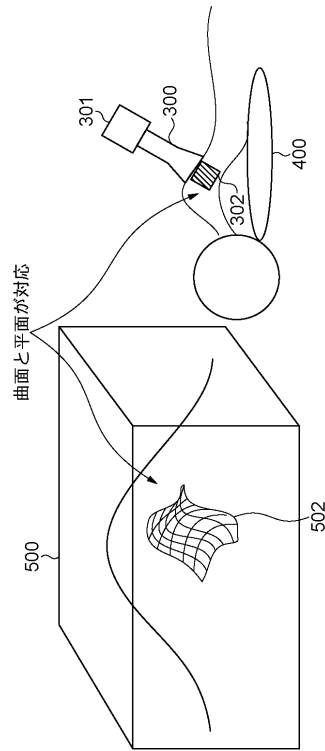
【図7】



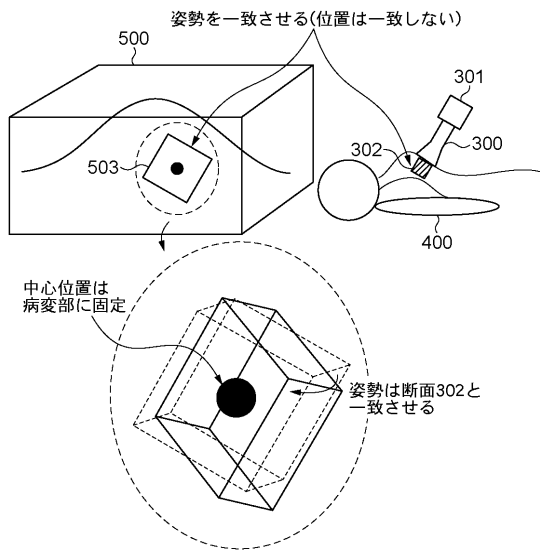
【図8】



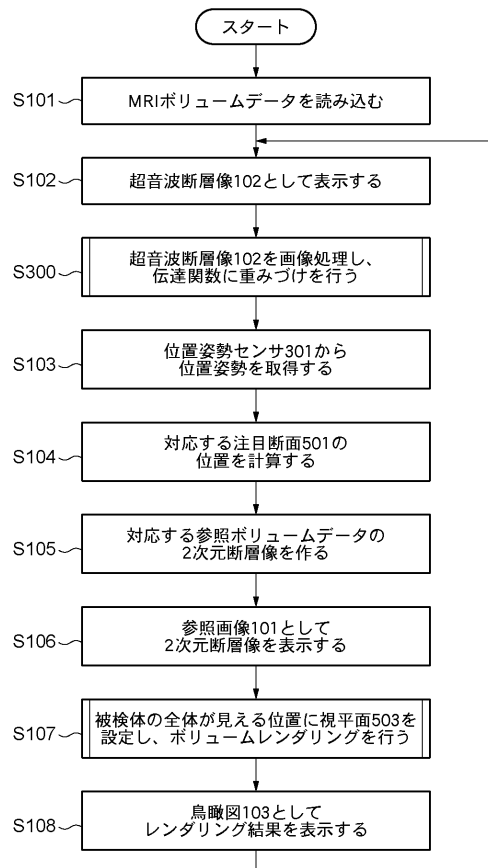
【図9】



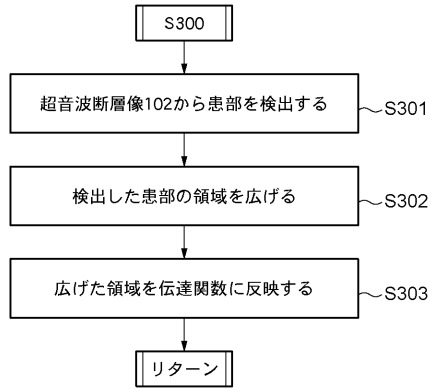
【図10】



【図12】



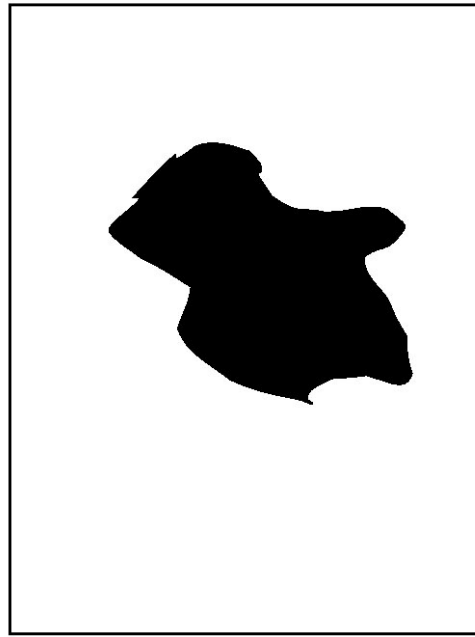
【図 13】



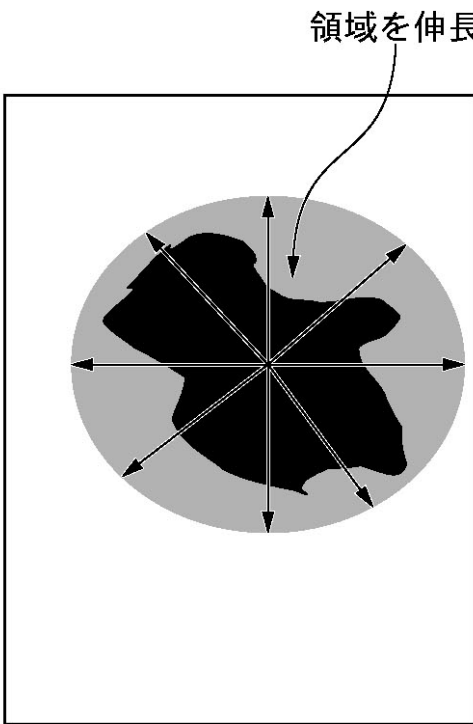
【図 11】



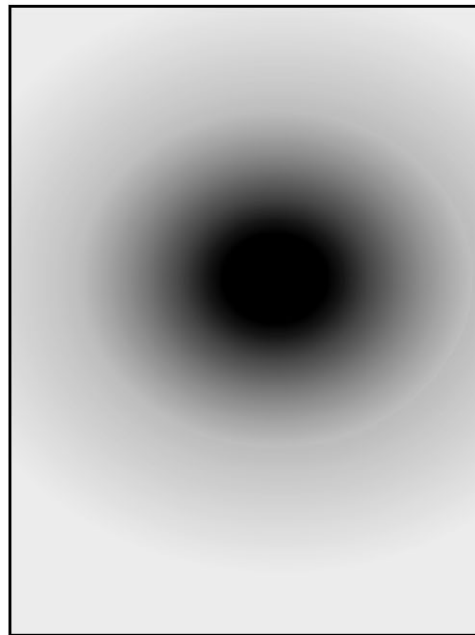
(a) 元となる超音波画像



(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

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2003-190117(JP,A)  
特開2010-259604(JP,A)

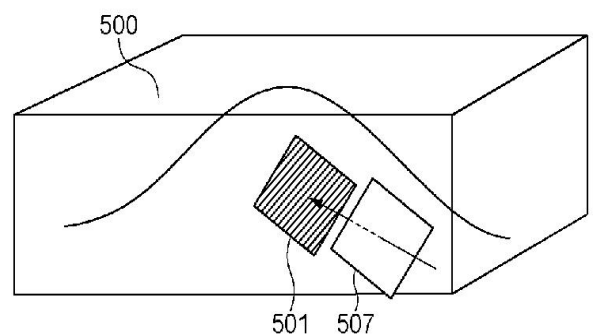
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- |         |           |
|---------|-----------|
| A 6 1 B | 5 / 0 5 5 |
| A 6 1 B | 8 / 0 0   |

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5693412B2</a>	公开(公告)日	2015-04-01
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		
当前申请(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 A61B5/055.380 A61B5/055.390		
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		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2013027433A JP2013027433A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种技术，通过该技术，用户可以容易地掌握与被成像的超声波断层图像对应的部分的三维结构。注意：当在体积数据中的每个位置的不透明度被设置时在图像中，假设从用于计算不透明度的视点跟踪的光束与对应于体数据中的超声波断层图像的横截面相交。在这种情况下，关于包括在光束的体数据中的部分中的每个位置的不透明度，将远离横截面的位置中的不透明度设置得更小。

【图2】



【图3】