

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5631453号

(P5631453)

(45) 発行日 平成26年11月26日(2014.11.26)

(24) 登録日 平成26年10月17日(2014.10.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2013-142135 (P2013-142135)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年7月5日(2013.7.5)		キヤノン株式会社
(62) 分割の表示	特願2009-87835 (P2009-87835)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
	の分割	(74) 代理人	100076428
原出願日	平成21年3月31日(2009.3.31)		弁理士 大塚 康德
(65) 公開番号	特開2013-223792 (P2013-223792A)	(74) 代理人	100112508
(43) 公開日	平成25年10月31日(2013.10.31)		弁理士 高柳 司郎
審査請求日	平成25年7月5日(2013.7.5)	(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】

撮像部によって撮像された被検体の断層画像を順次取得する取得手段と、

前記撮像部が前記被検体と接触した状態で撮像された断層画像からなる断層画像群のうち、前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群を除く断層画像群の変形を補正する補正手段と、

前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群と、前記補正手段により補正された断層画像群と、に基づいて、前記被検体の3次元形状データを生成する生成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】

前記補正手段は、前記撮像部が前記被検体と接触した状態で撮像された断層画像からなる断層画像群のうち、前記接触の直後の時点で撮像された断層画像及び前記接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群を基準として、それ以外の断層画像群の変形を補正することを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記生成手段は、前記補正手段による補正対象外の断層画像群を更に用いて、前記被検体の3次元形状データを生成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。

。

10

20

【請求項 4】

前記 3 次元形状データは、3 次元のボクセルメッシュを構成する各ボクセルに輝度値が格納されたボリュームデータであ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。

【請求項 5】

撮像部によって撮像された被検体の断層画像を順次取得する取得工程と、

前記撮像部が前記被検体と接触した状態で撮像された断層画像からなる断層画像群のうち、前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群を除く断層画像群の変形を補正する補正工程と、

前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群と、前記補正工程で補正された断層画像群と、に基づいて、前記被検体の 3 次元形状データを生成する生成工程と

を備えることを特徴とする画像処理方法。

【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】

本発明は、超音波画像診断装置、磁気共鳴映像装置（MRI）、X 線コンピュータ断層撮影装置（X 線 CT）、光干渉断層計（OCT）等の医用画像収集装置（モダリティ）で撮像した画像を処理する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、医師は被検体を撮像した医用画像をモニタに表示し、表示された医用画像を読影して病変部の状態や経時変化を観察する。これらの医用画像の多くに被検体内部の断層画像が用いられている。断層画像を撮像する医用画像収集装置（モダリティ）としては、超音波画像診断装置、磁気共鳴映像装置（MRI）、X 線コンピュータ断層撮影装置（X 線 CT）、光干渉断層計（OCT；Optical Coherence Tomography）等がある。

【0003】

これらのモダリティで撮像した個々の断層画像（撮像断層画像）を観察するだけでは、撮像断層画像に撮像不明瞭領域が存在する場合には、その領域の状態を把握することは困難である。

【0004】

ここで、図 17 を用いて、撮像不明瞭領域を説明する。撮像不明瞭領域とは、撮像断層画像の撮像領域内において、通常よりも輝度が低くまたは高く不明瞭となっている領域である。例えば、撮像断層画像を撮像する医用画像収集装置として超音波画像診断装置を用いる場合には、シャドウ領域や後方エコー領域などが、撮像不明瞭領域に相当する。ここでシャドウ領域とは、撮像部としての超音波プローブが被検体表面に適切に接触しておらず、撮像断層画像に被検体内部の様子が描出されていない領域のことである。なお、超音波プローブが被検体表面に全く接触していない場合には、撮像断層画像の撮像領域全体がシャドウ領域となる。また、後方エコー領域とは、撮像断層画像の撮像領域内において、被検体内部に存在する腫瘍等の影響によって、通常よりも輝度が低くまたは高くなり不明瞭となっている領域のことである。なお、以下の説明では、撮像断層画像の撮像領域の外側は、撮像不明瞭領域には含めないものとする。

【0005】

非特許文献 1 には、あるモダリティで撮像した断層画像と同じ断面の画像を、他のモダリティで取得した 3 次元形状ボリュームデータに基づいて生成し、両者を重ねて表示する

10

20

30

40

50

手法が開示されている。この手法によれば、撮像断層画像に撮像不明瞭領域が存在する場合であっても、他のモダリティで取得した3次元形状ボリュームデータに基づいて生成した断層画像（生成断層画像）に対応する領域が描出されていれば、撮像不明瞭領域の状態は把握可能である。また、特許文献1には、撮像断層画像と生成断層画像を並べて表示する手法が開示されている。この手法によっても、非特許文献1の手法と同様の効果が得られる。

【0006】

また、上記のモダリティで撮影された個々の断層画像を観察するだけでは、病変部の3次元的な形状や拡がり把握することは困難である。そこで、断層画像群から3次元形状データを復元する試みがなされている。3次元形状データが復元されれば、それに基づく解析や表示を行うことにより、病変部の3次元的な形状や拡がりを容易に把握することができる。

10

【0007】

MRI、X線CT、OCTなどの医用画像収集装置では、断層画像群が等間隔で撮影されるため、断層画像を単純に積み重ねることによって3次元形状データを容易に復元することができる。一方、超音波画像診断装置では、通常、医師や技師が超音波探触子（プローブ）を手にとって自由に動かしながら撮影を行うため、撮影した断層画像が人体を基準とした空間中のどの位置を撮影したものなのかが明らかではない。そこで、外部センサを用いて超音波探触子の位置姿勢を計測し、断層画像間の位置関係を求めて3次元形状データを復元する試みがなされている（非特許文献2）。また、外部センサを用いずに、断層画像中の画像特徴同士の相関に基づいて断層画像間の位置関係を推定し、3次元形状データを復元する試みもなされている（非特許文献3）。

20

【0008】

ここで、断層画像群の撮影はプローブを被検体に押し当てて行われるため、プローブによる圧力で被検体に変形し、復元した3次元形状データに歪みが発生することが問題となる。

【0009】

そこで、被検体の変形の無い形状を別途取得し、それに基づいて変形を補正する試みがなされている。例えば、非特許文献4に開示されている手法では、X線CTを用いて被検体の変形の無い3次元形状データを事前に取得し、それに基づいて超音波のシミュレーション画像を生成している。そして、実際に超音波画像診断装置で撮影した断層画像とシミュレーション画像とを画像情報に基づいて対応付けることにより、変形の補正を可能としている。

30

【0010】

また、プローブ圧力による被検体の変形量を推定して補正する試みもなされている。例えば、非特許文献5には、断層画像中の画像特徴と位置姿勢センサの計測値に基づいてプローブ圧力による変形量を推定し、補正する手法が開示されている。この手法では、プローブ圧力のかかる方向のみに変形が発生すると仮定している。そして、隣接する撮像時刻における断層画像の水平ライン同士の相関を取ることで、各断層画像の体表面からの深さに応じた変形量を推定し、補正している。その際に、撮影開始時と撮影終了時における、変形量の推定値と位置姿勢センサの計測値との整合が取れるように、各断層画像の変形量の推定値を調整して補正している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特登録03871747号公報

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献1】W. Wein, A. Khamene, D-A. Clevert, O. Kutter, and N. Navab, "Simulation and fully automatic multimodal registration of medical ultrasound," Pr

50

oc. MICCAI'07, vol.1, pp.136-143, 2007.

【非特許文献2】A. Fenster, "3-Dimensional Ultrasound Imaging," Imaging Economics, 2004.

【非特許文献3】T.A. Tuthill, J.F. Krucker, J.B. Fowlkes, and P.L. Carson, "Automated three-dimensional US frame positioning computed from elevational speckle decorrelation," Radiology, vol.209, pp.575-582, 1998.

【非特許文献4】W. Wein, B. Roper, and N. Navab, "Automatic registration and fusion of ultrasound with CT for radiotherapy," Proc. MICCAI 2005, vol.2, pp.303-311, 2005.

【非特許文献5】G.M. Treece, R.W. Prager, A.H. Gee, and L. Berman, "Correction of probe pressure artifacts in freehand 3D ultrasound," Medical Image Analysis, vol.6, no.3, pp.199-214, 2002.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、非特許文献1の手法では、撮像断層画像中の明瞭に撮像されている領域（撮像明瞭領域）と撮像不明瞭領域とが明示的には区別されていなかった。そのため、撮像明瞭領域も生成断層画像によって覆い隠されてしまい、撮像明瞭領域の観察が妨げられていた。したがって、撮像明瞭領域に例えば生検用の針が写っていたとしても、それが見えにくくなっていた。

【0014】

また、特許文献1の手法では、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域は、生成断層画像中の対応する領域を観察して医師が頭の中で補完するしかなかった。その際に、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域が生成断層画像中でどの領域に対応するかを正確に判断することができず、撮像不明瞭領域の状態を把握することは依然として困難だった。

【0015】

本発明は以上の問題に鑑みてなされたものであり、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域を、3次元ボリュームデータに基づいて補完する為の技術を提供することを目的とする。

【0016】

更に、非特許文献4の手法では、プローブの圧力による変形の無い被検体の基準形状を得るために、X線CT等の医用画像収集装置が別途必要であった。つまり、超音波画像診断装置で撮影した断層画像群のみからは歪みの無い3次元形状を復元することはできなかった。

【0017】

また、非特許文献5の手法では、位置姿勢センサによる計測値は変形後の体表の位置姿勢であるため、プローブの圧力による変形の正解値は分からなかった。そのため、変形を正確に補正することができず、変形の無い被検体の基準形状を得ることはできなかった。

【0018】

本発明の別の目的は、断層画像群から歪みの小さな3次元形状データを復元する為の技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明の目的を達成するために、例えば、本発明の画像処理装置は、以下の構成を備える。

【0020】

即ち、撮像部によって撮像された被検体の断層画像を順次取得する取得手段と、

前記撮像部が前記被検体と接触した状態で撮像された断層画像からなる断層画像群のうち、前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群を除く断層画像群の変形を補正する補正手段と、

10

20

30

40

50

前記撮像部が前記被検体と接触した直後の時点で撮像された断層画像と該接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像とからなる断層画像群と、前記補正手段により補正された断層画像群と、に基づいて、前記被検体の３次元形状データを生成する生成手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【００２１】

本発明の構成によれば、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域を、３次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２２】

10

【図１】第１の実施形態に係る画像処理装置の機能構成例を示すブロック図である。

【図２】コンピュータのハードウェア構成例を示すブロック図である。

【図３】第１の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図４】第１の実施形態のステップＳ３０１０における処理を示すフローチャートである。

。

【図５】撮像領域の一例を示す図である。

【図６】第１の実施形態のステップＳ３０３０における処理を示すフローチャートである。

。

【図７】第２の実施形態のステップＳ３０１０における処理のフローチャートである。

【図８】第２の実施形態のステップＳ３０３０における処理のフローチャートである。

20

【図９】第３の実施形態のステップＳ３０１０における処理のフローチャートである。

【図１０】第４の実施形態のステップＳ３０１０における処理のフローチャートである。

【図１１】第４の実施形態のステップＳ３０３０における処理のフローチャートである。

【図１２】第５の実施形態のステップＳ３０１０における処理のフローチャートである。

【図１３】後方エコー領域を基準とする中央領域、左側領域、右側領域、を示す図である。

。

【図１４】第５の実施形態のステップＳ３０３０における処理のフローチャートである。

【図１５】第６の実施形態のステップＳ３０２０における処理のフローチャートである。

【図１６】第６の実施形態のステップＳ３０３０における処理のフローチャートである。

【図１７】撮像不明瞭領域を説明するための図である。

30

【図１８】第８の実施形態に係る画像処理装置の機能構成例を示すブロック図である。

【図１９】第８の実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図２０】第８の実施形態のステップＳ５３０１０における処理のフローチャートである。

。

【図２１】第８の実施形態のステップＳ５３０３０における処理のフローチャートである。

。

【図２２】第８の実施形態のステップＳ５３０４０における処理のフローチャートである。

。

【図２３】第９の実施形態に係る画像処理装置の機能構成例を示すブロック図である。

【図２４】被検体と超音波プローブ５１９５とが接触している状態を示す図である。

40

【図２５】第９の実施形態のステップＳ５３０４０における処理を示すフローチャートである。

【図２６】第１０の実施形態に係る画像処理装置の機能構成例を示すブロック図である。

【図２７】その他の実施形態における変形例３における接触判定方法を説明する図である。

。

【発明を実施するための形態】

【００２３】

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の構成の具体的な実施例の１つである。

50

【 0 0 2 4 】

〔 第 1 の実施形態 〕

本実施形態に係る画像処理装置は、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域を検出し、検出した撮像不明瞭領域を、3次元ポリウムデータに基づいて補完する。なお、本実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱い、3次元ポリウムデータを3次元画像データとして取り扱う場合について説明する。以下、本実施形態について説明する。

【 0 0 2 5 】

先ず、図1を用いて、本実施形態に係る画像処理装置の構成と、その周辺機器について説明する。図1に示す如く、本実施形態に係る画像処理装置100は、データ入力部110、領域検出部120、画像生成部130、画像合成部140によって構成されている。更に、画像処理装置100には、断層画像を撮像する医用画像収集装置としての超音波画像診断装置190が接続されていると共に、被検体の3次元ポリウムデータを保持するデータサーバ200も接続されている。

10

【 0 0 2 6 】

超音波画像診断装置190は、被検体の断層画像を実時間で撮像する。超音波画像診断装置190によって得られた断層画像（撮像断層画像）は、データ入力部110を介して画像処理装置100に入力される。

【 0 0 2 7 】

通常、医師や技師は、超音波画像診断装置190の撮像部（不図示）としての超音波プローブを手を持って、これを自由に動かしながら被検体の撮像を行う。しかしながら、撮像した断層画像が被検体を基準とした空間中のどの位置を撮像したものなのかが明らかではないので、不図示の位置姿勢センサを撮像部に装着して、撮像部の位置姿勢を計測する。位置姿勢センサは、例えば、米国Polhemus社のFASTRAK等によって構成される。なお、位置姿勢センサは、撮像部の位置姿勢が計測できるのであれば、どのように構成されていてもよい。そして、如何なる取得方法を適用にするにせよ、撮像部の位置姿勢を示す位置姿勢情報は、データ入力部110を介して画像処理装置100に入力される。ここで、撮像部の位置姿勢は、例えば、基準座標系（被検体を基準とした空間上の1点を原点として定義し、この原点で互いに直交する3軸を夫々X軸、Y軸、Z軸として定義した座標系）における位置姿勢で表されている。なお、撮像部の位置姿勢は、不図示のキーボードやマウスなどを用いて操作者が入力してもよい。

20

30

【 0 0 2 8 】

データサーバ200は、撮像断層画像と同一の被検体の3次元ポリウムデータを保持している。この3次元ポリウムデータは、例えば、超音波画像診断装置190によって被検体を事前に撮像して得られた断層画像群から予め復元したものである。例えば、上記非特許文献2に開示されている手法によれば、位置姿勢センサを用いて撮像部の位置姿勢を計測し、断層画像間の位置関係を求めて、3次元ポリウムデータを復元することができる。

【 0 0 2 9 】

なお、この3次元ポリウムデータは、前述の基準座標系において表現されているものとする。被検体の3次元ポリウムデータは、データ入力部110を介して画像処理装置100に入力される。

40

【 0 0 3 0 】

ここで、ある方向から被検体を撮像した断層画像における撮像不明瞭領域（ここでは後方エコー領域も含む）が、別の方向から撮像した断層画像では撮像明瞭領域となっている場合がある。そのような場合には、被検体を複数方向から撮像した断層画像群を用いれば、撮像不明瞭領域がある程度補完された3次元ポリウムデータを復元することができる。そしてその結果として、撮像不明瞭領域がある程度補完された生成断層画像を得ることができる。ここで、「生成断層画像」とは上述の通り、他のモダリティで取得した3次元形状ポリウムデータに基づいて生成した断層画像のことである。次に、画像処理装置100を構成する各部について説明する。

50

【 0 0 3 1 】

データ入力部 1 1 0 は、超音波画像診断装置 1 9 0 から入力された撮像断層画像を必要に応じてデジタルデータに変換し、領域検出部 1 2 0 および画像合成部 1 4 0 へと出力する。またデータ入力部 1 1 0 は、データサーバ 2 0 0 から入力される、撮像断層画像と同一の被検体に関する 3 次元ボリュームデータを、画像生成部 1 3 0 へと出力する。また、データ入力部 1 1 0 は、超音波画像診断装置 1 9 0 から入力される撮像部の位置姿勢情報と、予め算出して保持している「撮像断層画像の撮像部座標系における位置姿勢情報」と、に基づいて、撮像断層画像の基準座標系における位置姿勢情報を求める。そしてデータ入力部 1 1 0 は、この求めた「撮像断層画像の基準座標系における位置姿勢情報」を、後段の画像生成部 1 3 0 に出力する。ここで撮像部座標系とは、撮像部上の 1 点を原点として定義し、この原点で互いに直交する 3 軸を夫々 X 軸、Y 軸、Z 軸として定義した座標系のことを表す。

10

【 0 0 3 2 】

領域検出部 1 2 0 は、データ入力部 1 1 0 から入力された撮像断層画像中のシャドウ領域を検出し、検出した領域を表すデータを画像合成部 1 4 0 へと出力する。本実施形態では、シャドウ領域を表すデータとして、撮像断層画像と同サイズの画像であって、シャドウ領域とそれ以外の領域とで異なる画素値を割り当てたマスク画像を用いる。

【 0 0 3 3 】

画像生成部 1 3 0 は、データ入力部 1 1 0 から入力された 3 次元ボリュームデータと、撮像断層画像の基準座標系における位置姿勢情報と、を用いて生成断層画像を生成し、生成した生成断層画像を画像合成部 1 4 0 へと出力する。

20

【 0 0 3 4 】

画像合成部 1 4 0 は、データ入力部 1 1 0 から入力された撮像断層画像と、領域検出部 1 2 0 から入力されたマスク画像と、画像生成部 1 3 0 から入力された生成断層画像と、を用いて、撮像断層画像のシャドウ領域に生成断層画像を合成する。そして画像合成部 1 4 0 は、係る合成処理により得られた合成画像を、外部機器へと出力する。

【 0 0 3 5 】

なお、図 1 に示したデータ入力部 1 1 0、領域検出部 1 2 0、画像生成部 1 3 0、画像合成部 1 4 0 の少なくとも一部は、独立した装置として実現してもよい。また、夫々を 1 つもしくは複数のコンピュータにインストールし、コンピュータの CPU により実行することで、その機能を実現するソフトウェアとして実現してもよい。本実施形態では、各部（データ入力部 1 1 0、領域検出部 1 2 0、画像生成部 1 3 0、画像合成部 1 4 0）は、それぞれソフトウェアにより実現され、同一のコンピュータにインストールされているものとする。

30

【 0 0 3 6 】

図 2 を用いて、データ入力部 1 1 0、領域検出部 1 2 0、画像生成部 1 3 0、画像合成部 1 4 0 の夫々の機能を、ソフトウェアを実行することで実現するためのコンピュータのハードウェア構成について説明する。

【 0 0 3 7 】

CPU 1 0 0 1 は、RAM 1 0 0 2 や ROM 1 0 0 3 に格納されたコンピュータプログラムやデータを用いてコンピュータ全体の制御を行う。また、データ入力部 1 1 0、領域検出部 1 2 0、画像生成部 1 3 0、画像合成部 1 4 0 の夫々に対応するソフトウェアの実行を制御して、各部の機能を実現する。

40

【 0 0 3 8 】

RAM 1 0 0 2 は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の一例であり、外部記憶装置 1 0 0 7 や記憶媒体ドライブ 1 0 0 8 からロードされたコンピュータプログラムやデータを一時的に記憶する為のエリアを有する。更に RAM 1 0 0 2 は、I / F 1 0 0 9 を介して外部から受信したデータを一時的に記憶するためのエリア、CPU 1 0 0 1 が各種の処理を行うために必要とするワークエリアを備える。

【 0 0 3 9 】

50

ROM 1003は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の一例であり、一般にコンピュータのプログラムや設定データなどが格納されている。キーボード1004、マウス1005は何れも入力デバイスとして用いられるものであり、操作者はこれらを用いて各種の指示をCPU 1001に入力することができる。

【0040】

表示部1006は、CRTや液晶ディスプレイなどにより構成されており、CPU 1001による処理結果を画像や文字などでもって表示することができる。例えば表示部1006には、撮像断層画像や合成画像等の各種の医用画像を表示したり、画像処理のために表示すべきメッセージ等を表示したりすることができる。

【0041】

外部記憶装置1007は、ハードディスクドライブに代表される大容量情報記憶装置である。外部記憶装置1007には、OS（オペレーティングシステム）や、本実施形態に係る画像処理装置が行うものとして後述する各処理をCPU 1001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。係るコンピュータプログラムには、データ入力部110、領域検出部120、画像生成部130、画像合成部140のそれぞれの機能をCPU 1001によって実現させるためのコンピュータプログラムが含まれている。また、係るデータには、以下の説明において既知の情報として説明するものが含まれている。外部記憶装置1007に保存されているコンピュータプログラムやデータは、CPU 1001による制御に従って適宜RAM 1002にロードされ、CPU 1001による処理対象となる。

【0042】

記憶媒体ドライブ1008は、CD-ROMやDVD-ROMなどの記憶媒体に記憶されているコンピュータプログラムやデータをCPU 1001からの指示に従って読み出して、RAM 1002や外部記憶装置1007に出力する。

【0043】

I/F 1009は、超音波画像診断装置190を接続するためのアナログビデオポートあるいはIEEE 1394等のデジタル入出力ポートや、合成画像などの情報を外部へ出力するためのイーサネット（登録商標）ポート等によって構成される。また、I/F 1009には、上記データサーバ200も接続される。I/F 1009を介して外部から入力されたデータはRAM 1002に取り込まれる。データ入力部110の機能の一部は、I/F 1009によって実現される。上述した各構成要素は、バス1010によって相互に接続される。

【0044】

次に、図3を用いて、本実施形態に係る画像処理装置の動作について説明する。なお、以下の説明では、図1に示した各部を処理の主体としているが、上述の通り、本実施形態では、各部はコンピュータプログラムとしてCPU 1001が実行するので、実際には、CPU 1001が処理の主体となる。

【0045】

ステップS3000でデータ入力部110は、超音波画像診断装置190から、被検体の撮像断層画像と、超音波画像診断装置190が有する撮像部の位置姿勢情報とを取得すると共に、データサーバ200からこの被検体の3次元ボリュームデータを取得する。そしてデータ入力部110は、撮像部の位置姿勢情報と、予め算出して保持している「撮像断層画像の撮像部座標系における位置姿勢情報」と、に基づいて、撮像断層画像の基準座標系における位置姿勢情報を求める。そしてデータ入力部110は、撮像断層画像については領域検出部120と画像合成部140とに出力し、3次元ボリュームデータと「撮像断層画像の撮像部座標系における位置姿勢情報」とについては画像生成部130に出力する。

【0046】

ステップS3010で領域検出部120は、データ入力部110から受けた撮像断層画像から、撮像不明瞭領域としてのシャドウ領域を検出する。なお、本ステップにおける処

10

20

30

40

50

理の詳細については、図４に示すフローチャートを用いて後に詳しく説明する。

【００４７】

ステップＳ３０２０で画像生成部１３０は、ステップＳ３０００でデータ入力部１１０が求めた位置姿勢情報に基づいて、データ入力部１１０が取得した撮像断層画像と同じ断層面の像を、３次元ボリュームデータから切り出すことで生成断層画像を生成する。なお、３次元ボリュームデータにおいてシャドウ領域に対応する部分のみを生成断層画像として生成しても良い。

【００４８】

ステップＳ３０３０で画像合成部１４０は、データ入力部１１０から受けた撮像断層画像中のシャドウ領域に対して、ステップＳ３０２０で生成された生成断層画像を合成する。なお、本ステップにおける処理の詳細については、図６に示すフローチャートを用いて後に詳しく説明する。

10

【００４９】

ステップＳ３０４０で画像合成部１４０は、ステップＳ３０３０における合成処理で得られる合成画像を、Ｉ／Ｆ１００９を介して外部機器へと出力する。あるいは、他のアプリケーションから利用可能な状態としてＲＡＭ１００２上に格納する。

【００５０】

以上説明した処理によって、撮像断層画像中のシャドウ領域が、３次元ボリュームデータに基づいて補完される。

【００５１】

20

次に、図４を用いて、上記ステップＳ３０１０における処理の詳細について説明する。なお、図４に示したフローチャートに従った処理は、ＣＰＵ１００１が領域検出部１２０の機能を実現するコンピュータプログラムを実行することにより実現される。

【００５２】

ステップＳ４０００において、領域検出部１２０は、撮像断層画像をデータ入力部１１０から入力する。ステップＳ４０１０において、領域検出部１２０は、ステップＳ４０００で入力した撮像断層画像と同じサイズの画像をマスク画像として生成する。なお、このマスク画像を構成する全ての画素の画素値には０を設定する。

【００５３】

ステップＳ４０２０において、領域検出部１２０は、撮像断層画像の撮像領域を長方形に変換し、また、同一の変換をマスク画像に対して施す。例えば、超音波画像診断装置１９０の撮像部としてコンベックスプロープを用いる場合には、撮像領域が図５に示すように扇形となるため、例えば次式によって長方形に変換する。

30

【００５４】

【数１】

$$x = \frac{r_{\max} \theta \tan \theta_{\max}}{\theta_{\max}}$$

$$y = r$$

40

【００５５】

ここで（ r ， θ ）は、図５に示すような、コンベックスプロープによる撮像領域の極座標を表す。 $r_{\max}$ ， $\theta_{\max}$ はそれぞれ、撮像領域内における r 及び θ の最大値である。また（ x ， y ）は変換後の直交座標を表す。なお、超音波画像診断装置１９０の撮像部としてリニアプロープを用いる場合には、撮像領域が長方形となるため、本ステップは不要となる。

【００５６】

ステップＳ４０３０において、領域検出部１２０は、撮像断層画像の長方形領域内の未処理の縦ラインを、選択縦ラインとして選択する。ステップＳ４０４０において、領域検出部１２０は、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値（輝度値）が閾値よりも低い

50

か否かを判定する。

【0057】

ここで、撮像領域の上端部付近は、超音波プローブが被検体表面に適切に接触していない場合であっても、輝度が低くならない場合がある。そこで、撮像領域の上端部を判定に用いないようにするために、所定の y 座標値より大きな y 座標における画素値が全て閾値よりも低いか否かの判定を行ってもよい。係る判定の結果、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値が閾値よりも低い場合にはステップ S 4050 へと処理を進め、それ以外の場合にはステップ S 4060 へと処理を進める。

【0058】

なお、シャドー領域か否かを判定する処理は上述の処理に限らず、例えば、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値の平均が閾値以下でかつ分散が閾値以下であるか否かなどによって判定してもよい。

10

【0059】

ステップ S 4050 において、領域検出部 120 は、マスク画像において上記選択縦ラインに対応するライン上の各画素の画素値を 1 に設定し、ステップ S 4060 へと処理を進める。

【0060】

ステップ S 4060 において、領域検出部 120 は、ステップ S 4030 で全ての縦ラインを選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない縦ラインが存在する場合にはステップ S 4030 へと処理を戻す。一方、全ての縦ラインを選択したのであれば、ステップ S 4070 へと処理を進める。

20

【0061】

ステップ S 4070 において、領域検出部 120 は、長方形領域内の全ての画素位置におけるマスク画像の画素値が 1 に設定されたか否かを判定する。係る判定の結果、全ての画素値が 1 に設定されていない場合には、超音波プローブが被検体表面に全く接触していないかどうかを示すプローブ非接触フラグを 0 に設定する。一方、全ての画素値が 1 に設定されているのであれば、プローブ非接触フラグを 1 に設定する。

【0062】

ステップ S 4080 において、領域検出部 120 は、マスク画像に対して、上記式 1 の変換の逆変換を施す。なお、超音波画像診断装置 190 の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、本ステップは不要となる。

30

【0063】

ステップ S 4090 において、領域検出部 120 は、ステップ S 4000 からステップ S 4080 の処理によって得られたシャドー領域を表すマスク画像、及びプローブ非接触フラグを画像合成部 140 へと出力する。

【0064】

以上説明した処理によって、撮像断層画像からシャドー領域を検出することができる。そして検出したシャドー領域は、マスク画像において画素値が 1 の画素群で構成する領域として反映されている。

【0065】

40

次に、図 6 を用いて、上記ステップ S 3030 における処理の詳細について説明する。なお、図 6 に示したフローチャートに従った処理は、CPU 1001 が画像合成部 140 の機能を実現するコンピュータプログラムを実行することにより実現される。

【0066】

ステップ S 6000 において、画像合成部 140 は、撮像断層画像をデータ入力部 110 から入力し、シャドー領域を表すマスク画像およびプローブ非接触フラグを領域検出部 120 から入力する。また、生成断層画像を画像生成部 130 から入力する。

【0067】

ステップ S 6010 において、画像合成部 140 は、プローブ非接触フラグが 0 か 1 かを判定する。係る判定の結果、プローブ非接触フラグが 0 の場合にはステップ S 6020

50

へと処理を進める。一方、プローブ非接触フラグが１の場合にはステップＳ６０５０へと処理を進める。

【００６８】

ステップＳ６０２０において、画像合成部１４０は、マスク画像において画素値が１の領域に対応する、撮像断層画像内の領域、即ちシャドー領域内（撮像不明瞭領域内）で未だ選択していない画素を選択画素として選択する。

【００６９】

ステップＳ６０３０において、画像合成部１４０は、選択画素の画素値を、生成断層画像において対応する画素位置の画素値で置き換える。ステップＳ６０４０において、画像合成部１４０は、ステップＳ６０２０でシャドー領域内の全ての画素を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない画素がある場合にはステップＳ６０２０へと処理を戻す。一方、シャドー領域内の全ての画素を選択したのであれば、ステップＳ６０６０へと処理を進める。

【００７０】

一方、ステップＳ６０５０において、画像合成部１４０は、撮像断層画像を構成する全ての画素の画素値を、生成断層画像において対応する画素位置の画素値で置き換える。ステップＳ６０６０において、画像合成部１４０は、ステップＳ６０００からステップＳ６０５０の処理によって更新された撮像断層画像を、撮像断層画像と生成断層画像との合成画像としてＲＡＭ１００２上に格納する。

【００７１】

以上説明した処理によって、撮像断層画像中のシャドー領域に対して生成断層画像を合成することができる。

【００７２】

以上の説明により、本実施形態によれば、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域であるシャドー領域に対して、３次元ボリュームデータから生成された断層画像と同一断面の画像を合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭領域を３次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。

【００７３】

〔第２の実施形態〕

第１の実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明した。しかし、撮像不明瞭領域はシャドー領域に限らず、後方エコー領域であってもよい。本実施形態では、後方エコー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明する。

【００７４】

以下、本実施形態について、第１の実施形態との相違部分についてのみ説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置の構成は図１と同様であり、領域検出部１２０および画像合成部１４０の機能のみが第１の実施形態と異なっている。

【００７５】

領域検出部１２０は、データ入力部１１０から撮像断層画像を入力する。そして、撮像断層画像中の後方エコー領域を撮像不明瞭領域として検出し、検出した領域を表すデータを画像合成部１４０へと出力する。本実施形態では、後方エコー領域を表すデータとして、後方エコー領域を表すマスク画像を用いる。

【００７６】

画像合成部１４０は、データ入力部１１０の出力である撮像断層画像と、領域検出部１２０の出力である後方エコー領域を表すマスク画像と、画像生成部１３０の出力である生成断層画像とを入力する。そして、これらのデータに基づいて、撮像断層画像の後方エコー領域に生成断層画像を合成し、得られた合成画像を外部へと出力する。

【００７７】

次に、図７を用いて、上記ステップＳ３０１０において本実施形態に係る領域検出部１２０が行う処理について説明する。図７において図４と同じ処理ステップには同じ参照番

10

20

30

40

50

号を付けており、その説明は省略する。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 7 0 3 0 において、領域検出部 1 2 0 は、撮像断層画像における後方エコー領域を、例えば以下の（文献 2）に開示されている方法を用いて検出する。

【 0 0 7 9 】

（文献 2） 福岡，"乳腺超音波画像における CAD システム"，日本放射線技術学会雑誌，vol.63，no.12，pp.1429-1434，2007.

すなわち、垂直エッジの検出に基づく方法によって腫瘍候補領域を検出し、その後方（下方）を後方エコー領域とする。

【 0 0 8 0 】

10

ステップ S 7 0 4 0 において、領域検出部 1 2 0 は、ステップ S 7 0 3 0 で検出された後方エコー領域に対応するマスク画像内の領域を構成する各画素の画素値を 1 に設定し、ステップ S 7 0 5 0 へと処理を進める。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 7 0 5 0 において、領域検出部 1 2 0 は、マスク画像に対して、上記式 1 の変換の逆変換を施す。なお、超音波画像診断装置 1 9 0 の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、本ステップは不要となる。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 7 0 6 0 において、領域検出部 1 2 0 は、以上の処理によって得られた後方エコー領域を表すマスク画像を画像合成部 1 4 0 へと出力する。以上説明した処理によっ

20

【 0 0 8 3 】

次に、図 8 を用いて、上記ステップ S 3 0 3 0 において本実施形態に係る画像合成部 1 4 0 が行う処理について説明する。ステップ S 8 0 0 0 において、画像合成部 1 4 0 は、撮像断層画像をデータ入力部 1 1 0 から入力し、後方エコー領域を表すマスク画像を領域検出部 1 2 0 から入力する。また、生成断層画像を画像生成部 1 3 0 から入力する。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 8 0 1 0 において、画像合成部 1 4 0 は、マスク画像において画素値が 1 の領域に対応する、撮像断層画像内の領域、即ち後方エコー領域内で未だ選択していない画素を選択画素として選択する。

30

【 0 0 8 5 】

ステップ S 8 0 2 0 において、画像合成部 1 4 0 は、選択画素の画素値を生成断層画像において対応する画素位置の画素値で置き換える。ステップ S 8 0 3 0 において、画像合成部 1 4 0 は、ステップ S 8 0 1 0 で後方エコー領域内の全ての画素を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない画素がある場合にはステップ S 8 0 1 0 へと処理を戻す。一方、後方エコー領域内の全ての画素を選択したのであれば、ステップ S 8 0 4 0 へと処理を進める。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 8 0 4 0 において、画像合成部 1 4 0 は、ステップ S 8 0 0 0 からステップ S 8 0 3 0 の処理によって更新された撮像断層画像を、撮像断層画像と生成断層画像との合成画像として出力する。出力先については第 1 の実施形態と同様、特に限定するものではない。以上説明した処理によって、撮像断層画像中の後方エコー領域に対して生成断層画像を合成することができる。

40

【 0 0 8 7 】

以上説明したように、本実施形態によれば、断層画像中の撮像不明瞭領域である後方エコー領域に対して、3次元ボリュームデータから生成された断層画像と同一断面の画像を合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭領域を3次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。

【 0 0 8 8 】

[第 3 の実施形態]

50

第1の実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明した。また、第2の実施形態では、後方エコー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明した。しかし、撮像不明瞭領域はシャドー領域または後方エコー領域のどちらか一方に限らず、シャドー領域と後方エコー領域の両方であってもよい。本実施形態では、シャドー領域と後方エコー領域の両方を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明する。

【0089】

以下、本実施形態について、第1の実施形態との相違部分についてのみ説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置の構成は図1と同様であり、領域検出部120および画像合成部140の機能のみが異なっている。

10

【0090】

領域検出部120は、データ入力部110の出力である撮像断層画像を入力する。そして、撮像断層画像中のシャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域を検出し、検出した領域を表すデータを画像合成部140へと出力する。本実施形態では、シャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域を表すデータとして、シャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域を表すマスク画像を用いる。

【0091】

画像合成部140は、データ入力部110の出力である撮像断層画像と、領域検出部120の出力であるシャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域を表すマスク画像と、画像生成部130の出力である生成断層画像とを入力する。そして、これらのデータに基づいて、撮像断層画像のシャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域に生成断層画像を合成し、得られた合成画像を外部へと出力する。

20

【0092】

次に、図9を用いて、上記ステップS3010において本実施形態に係る領域検出部120が行う処理について説明する。図9において図4と同じ処理ステップには同じ参照番号を付けており、その説明は省略する。

【0093】

ステップS9080において、領域検出部120は、マスク画像において画素値が0である画像領域に対応する、撮像断層画像の長方形領域内の画像領域から、後方エコー領域を、例えば上記（文献2）に開示されている方法を用いて検出する。

30

【0094】

ステップS9090において、領域検出部120は、ステップS9080で検出された後方エコー領域に対応するマスク画像内の領域を構成する各画素の画素値を1に設定し、ステップS9100へと処理を進める。

【0095】

ステップS9100において、領域検出部120は、マスク画像に対して、上記式1の変換の逆変換を施す。なお、超音波画像診断装置190の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、本ステップは不要となる。

【0096】

ステップS9110において、領域検出部120は、以上の処理によって得られた、シャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域を表すマスク画像、およびプローブ非接触フラグを、画像合成部140へと出力する。以上の処理によって、撮像断層画像からシャドー領域と後方エコー領域を合わせた領域を検出することができる。

40

【0097】

画像合成部140が行う処理手順は、図6に示すフローチャートの処理と同様であり、図6に示すフローチャートにおけるシャドー領域を、シャドー領域と後方エコー領域とを合わせた領域に置き換えればよい。

【0098】

以上説明したように、本実施形態によれば、断層画像中の撮像不明瞭領域であるシャドー領域と後方エコー領域を合わせた領域に対して、3次元ボリュームデータから生成され

50

た断層画像と同一断面の画像を合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭領域を３次元ポリウムデータに基づいて補完することができる。

【 0 0 9 9 】

[第 4 の実施形態]

本実施形態では、撮像不明瞭領域の性質に応じた方法で撮像断層画像内の領域の撮像明瞭度を算出し、撮像明瞭度に応じて３次元ポリウムデータから生成した生成断層画像と合成する。なお、本実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱い、３次元ポリウムデータを３次元画像データとして取り扱う場合について説明する。

【 0 1 0 0 】

10

以下、本実施形態について、第 1 の実施形態との相違部分についてのみ説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置の構成は図 1 と同様であり、領域検出部 1 2 0 および画像合成部 1 4 0 の機能のみが異なっている。

【 0 1 0 1 】

本実施形態では領域検出部 1 2 0 は撮像断層画像内の領域の撮像明瞭度を算出する。なお、例えば撮像明瞭度が 0 の領域を撮像明瞭領域、撮像明瞭度が 0 より大きい領域を撮像不明瞭領域とすれば、撮像明瞭度を算出することにより領域の検出も行われることになる。

【 0 1 0 2 】

次に、図 1 0 を用いて、上記ステップ S 3 0 1 0 において本実施形態に係る領域検出部 1 2 0 が行う処理について説明する。図 1 0 において図 4 と同じ処理ステップには同じ参照番号を付けており、その説明は省略する。

20

【 0 1 0 3 】

ステップ S 1 0 0 4 0 において、領域検出部 1 2 0 は、選択縦ラインのシャドー領域らしさ（撮像明瞭度）を 0 ～ 1 の範囲の値として算出する。例えば次式によって撮像明瞭度 R 1 を算出する。

【 0 1 0 4 】

【 数 2 】

$$R_1 = \sum_{y=y_0}^{y_{\max}} \frac{I_0 - I(y)}{I_0}$$

30

【 0 1 0 5 】

ただし、 $R_1 < 0$ の場合には、 $R_1 = 0$ とする。ここで、 y_0 は所定の y 座標値、 $y_{\max}$ は y 座標の最大値、 I_0 は閾値、 $I(Y)$ は選択縦ラインにおいて y 座標が Y である画素の輝度値を表す。 y_0 としては、例えば y 座標の最小値を用いればよい。また、 I_0 としては、例えば撮像領域の全画素の平均値を予め算出して用いればよい。

【 0 1 0 6 】

換言すれば、撮像明瞭度とは、断層画像から順次選択された選択縦ラインを構成する各画素の画素値と閾値との差分をそれぞれの画素について加算した値を、閾値と選択縦ラインの画素数（ $y_0 = 0$ の場合）との積で除した値である。そして、選択縦ラインがシャドー領域を構成する場合、選択縦ラインを構成する画素の画素値 $I(y)$ は比較的小さい値となるため、結果として R 1 は大きい値となる。

40

【 0 1 0 7 】

ステップ S 1 0 0 5 0 において、領域検出部 1 2 0 は、選択縦ラインに対応するマスク画像内のライン上の各画素の画素値を、選択縦ラインについてステップ S 1 0 0 4 0 で求めた撮像明瞭度に基づいて設定する。例えば、選択縦ラインに対応するマスク画像内のライン上の各画素の画素値を、選択縦ラインについてステップ S 1 0 0 4 0 で求めた撮像明瞭度設定する。

【 0 1 0 8 】

50

ステップS 1 0 0 6 0において、領域検出部 1 2 0は、ステップS 4 0 3 0で全ての縦ラインを選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない縦ラインが存在する場合にはステップS 4 0 3 0へと処理を戻す。一方、全ての縦ラインを選択したのであれば、ステップS 1 0 0 7 0へと処理を進める。

【 0 1 0 9 】

ステップS 1 0 0 7 0において、領域検出部 1 2 0は、マスク画像に対して、上記式 1 の変換の逆変換を施す。なお、超音波画像診断装置 1 9 0の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、本ステップは不要となる。

【 0 1 1 0 】

ステップS 1 0 0 8 0において、領域検出部 1 2 0は、以上の処理によって得られた撮像不明瞭領域およびその撮像明瞭度を表すマスク画像を画像合成部 1 4 0へと出力する。以上説明した処理によって、撮像断層画像から撮像不明瞭領域が検出されるとともに、その撮像明瞭度を算出することができる。

【 0 1 1 1 】

次に、図 1 1を用いて、上記ステップS 3 0 3 0において本実施形態に係る画像合成部 1 4 0が行う処理について説明する。ステップS 1 1 0 0 0において、画像合成部 1 4 0は、撮像断層画像をデータ入力部 1 1 0から入力し、撮像不明瞭領域およびその撮像明瞭度を表すマスク画像を領域検出部 1 2 0から入力する。また、生成断層画像を画像生成部 1 3 0から入力する。

【 0 1 1 2 】

ステップS 1 1 0 1 0において、画像合成部 1 4 0は、撮像断層画像内で未だ選択していない画素を選択画素として選択する。ステップS 1 1 0 2 0において、画像合成部 1 4 0は、選択画素の画素値と、生成断層画像において対応する画素位置の画素値とを、マスク画像において選択画素に対応する画素位置の画素値に基づいて合成する。例えば、マスク画像において選択画素に対応する画素位置の画素値が α_1 である場合、選択画素の画素値 I_s と、生成断層画像において対応する画素位置の画素値 I_g との合成は、以下の式 3 に基づいて行われる。

【 0 1 1 3 】

【数 3】

$$I = (1 - \alpha_1) I_s + \alpha_1 I_g$$

【 0 1 1 4 】

ここで、 I は画素値 I_s と画素値 I_g との合成結果としての画素値である。そして、選択画素の画素値 I_s を、係る合成処理により得られる画素値 I に置き換える。係る合成処理により、撮像断層画像と生成断層画像とを、合成率 α_1 でもって合成することができる。

【 0 1 1 5 】

ステップS 1 1 0 3 0において、画像合成部 1 4 0は、ステップS 1 1 0 1 0で撮像断層画像内の全ての画素を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない画素がある場合にはステップS 1 1 0 1 0へと処理を戻す。一方、撮像断層画像内の全ての画素を選択したのであれば、ステップS 1 1 0 4 0へと処理を進める。

【 0 1 1 6 】

ステップS 1 1 0 4 0において、画像合成部 1 4 0は、ステップS 1 1 0 0 0からステップS 1 1 0 3 0の処理によって更新された撮像断層画像を、撮像断層画像と生成断層画像との合成画像として出力する。以上説明した処理によって、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域に対して、生成断層画像を撮像明瞭度に応じて合成することができる。

【 0 1 1 7 】

以上の説明により、本実施形態によれば、断層画像中の撮像不明瞭領域を検出し、その撮像明瞭度に応じて3次元ボリュームデータから生成された断層画像と合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭

10

20

30

40

50

領域を3次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。なお、本実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明したが、撮像不明瞭領域はシャドー領域に限らず、後方エコー領域であってもよい。

【0118】

[第5の実施形態]

本実施形態では、撮像不明瞭領域の性質に応じた複数の方法で撮像断層画像内の領域の撮像明瞭度を算出し、夫々の撮像明瞭度に応じて3次元ボリュームデータから生成した生成断層画像と合成する。なお、本実施形態では、シャドー領域と後方エコー領域を撮像不明瞭領域として取り扱い、3次元ボリュームデータを3次元画像データとして取り扱う場合について説明する。

10

【0119】

以下、本実施形態について、第1の実施形態との相違部分についてのみ説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置の構成は図1と同様であり、領域検出部120および画像合成部140の機能のみが異なっている。本実施形態では領域検出部120は、撮像断層画像内の領域の撮像明瞭度を算出する。

【0120】

次に、図12を用いて、上記ステップS3010において本実施形態に係る領域検出部120が行う処理について説明する。ステップS12000において、領域検出部120は、撮像断層画像をデータ入力部110から取得する。ステップS12010において、領域検出部120は、ステップS12000で入力した撮像断層画像と同じサイズの画像を2つ生成し、一方を第1のマスク画像、他方を第2のマスク画像と呼称する。なお、このマスク画像を構成する全ての画素の画素値には0を設定する。

20

【0121】

ステップS12020において、領域検出部120は、撮像断層画像の撮像領域を長方形に変換し、また、同一の変換を第1のマスク画像、第2のマスク画像に対して施す。超音波画像診断装置の撮像部としてコンベックスプローブを用いる場合には、例えば上記式1によって長方形に変換する。一方、超音波画像診断装置の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、撮像領域が長方形となるため、本ステップは不要となる。

【0122】

ステップS12030において、領域検出部120は、撮像断層画像の長方形領域内の未処理の縦ラインを、選択縦ラインとして選択する。ステップS12040において、領域検出部120は、選択縦ラインのシャドー領域らしさ(第1の撮像明瞭度)を0~1の範囲の値として算出する。例えば上記式2によって第1の撮像明瞭度R1を算出する。ただし、 $R1 < 0$ の場合には、 $R1 = 0$ とする。

30

【0123】

ステップS12050において、領域検出部120は、選択縦ラインに対応するマスク画像内のライン上の各画素の画素値を、選択縦ラインについてステップS12040で求めた第1の撮像明瞭度R1に基づいて設定する。例えば、選択縦ラインに対応するマスク画像内のライン上の各画素の画素値を、選択縦ラインについてステップS12040で求めた第1の撮像明瞭度R1に設定する。

40

【0124】

ステップS12060において、領域検出部120は、ステップS12030で全ての縦ラインを選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない縦ラインが存在する場合にはステップS12030へと処理を戻す。一方、全ての縦ラインを選択したのであれば、ステップS12070へと処理を進める。

【0125】

ステップS12070において、領域検出部120は、撮像断層画像の撮像領域内の後方エコー領域を検出する。その際に、後方エコー領域らしさ(第2の撮像明瞭度)を0~1の範囲の値として算出する。

【0126】

50

例えば先ず、長方形に変換した撮像領域中から着目部位領域としての腫瘍候補領域を、例えば上記文献 2 に開示されている垂直エッジの検出に基づく方法によって検出する。次に、腫瘍候補領域を内包する矩形領域を設定し、その後方（下方）に図 13 に示すような 3 つの領域を設定する。この中央領域（腫瘍候補領域の直下の領域）と腫瘍候補領域より後方（下方）の矩形領域を合わせた領域が後方エコー領域である。そして、左側領域と右側領域の平均輝度値（腫瘍候補領域の直下の領域の左右に隣接する領域内の平均画素値）と、中央領域の平均輝度値とに基づいて、次式によって第 2 の撮像明瞭度 R_2 を算出する。

【 0 1 2 7 】

【 数 4 】

$$R_2 = \frac{I_{lr} - I_c}{I_{lr}}$$

（ $I_{lr} \geq I_c$ の場合）

10

$$R_2 = \frac{I_c - I_{lr}}{I_{\max} - I_{lr}}$$

（ $I_{lr} < I_c$ の場合）

20

【 0 1 2 8 】

ここで、 I_{lr} は左側領域と右側領域の平均輝度値、 I_c は中央領域の平均輝度値、 $I_{\max}$ は輝度値の取り得る最大輝度値を表す。即ち、係る式は、 I_c と I_{lr} との差分を、 I_{lr} 若しくは $I_{\max}$ から I_{lr} を引いた値で除した値を求める式である。

【 0 1 2 9 】

ステップ S 1 2 0 8 0 において、領域検出部 1 2 0 は、ステップ S 1 2 0 7 0 で検出した後方エコー領域に対応する第 2 のマスク画像内の領域を構成する各画素の画素値を、ステップ S 1 2 0 7 0 で算出した第 2 の撮像明瞭度 R_2 に基づいて設定する。例えば、ステップ S 1 2 0 7 0 で検出した後方エコー領域に対応する第 2 のマスク画像内の領域を構成する各画素の画素値に、ステップ S 1 2 0 7 0 で算出した第 2 の撮像明瞭度 R_2 を設定する。

30

【 0 1 3 0 】

ステップ S 1 2 0 9 0 において、領域検出部 1 2 0 は、第 1 のマスク画像、第 2 のマスク画像に対して、上記式 1 の変換の逆変換を施す。なお、超音波画像診断装置の撮像部としてリニアプローブを用いる場合には、本ステップは不要となる。

【 0 1 3 1 】

ステップ S 1 2 1 0 0 において、領域検出部 1 2 0 は、ステップ S 1 2 0 0 0 からステップ S 1 2 0 9 0 の処理によって得られた第 1 のマスク画像、第 2 のマスク画像を画像合成部 1 4 0 へと出力する。以上説明した処理によって、撮像断層画像から性質の異なる撮像不明瞭領域を検出することができると共に、その撮像明瞭度を算出することができる。

40

【 0 1 3 2 】

次に、図 14 を用いて、上記ステップ S 3 0 3 0 において本実施形態に係る画像合成部 1 4 0 が行う処理について説明する。ステップ S 1 4 0 0 0 において、画像合成部 1 4 0 は、撮像断層画像をデータ入力部 1 1 0 から入力し、撮像不明瞭領域およびその撮像明瞭度を表す第 1 のマスク画像、第 2 のマスク画像を領域検出部 1 2 0 から入力する。また、生成断層画像を画像生成部 1 3 0 から入力する。

【 0 1 3 3 】

ステップ S 1 4 0 1 0 において、画像合成部 1 4 0 は、撮像断層画像において未だ選択

50

されていない画素を１つ、選択画素として選択する。ステップＳ１４０２０で画像合成部１４０は選択画素の画素値を決定する。より詳しくは、選択画素の画素値と、生成断層画像内の対応する画素位置の画素値とを、第１のマスク画像内で選択画素に対応する画素位置の画素値Ｒ１、第２のマスク画像内で選択画素に対応する画素位置の画素値Ｒ２に基づいて合成する。

【０１３４】

例えば、 $R_1 = \alpha_1$ 、 $R_2 = \alpha_2$ の場合、選択画素の画素値 I_s と、生成断層画像において対応する画素位置の画素値 I_g との合成は、以下の式５に基づいて行われる。

【０１３５】

【数５】

$$I = (1 - \alpha_1)(1 - \alpha_2)I_s + (\alpha_1 + \alpha_2 - \alpha_1\alpha_2)I_g$$

【０１３６】

ここで、 I は画素値 I_s と画素値 I_g との合成結果としての画素値である。そして、選択画素の画素値 I_s を、係る合成処理により得られる画素値 I に置き換える。係る合成処理により、撮像断層画像と生成断層画像とを、合成率 α_1 、 α_2 でもって合成することができる。

【０１３７】

ステップＳ１４０３０において、画像合成部１４０は、ステップＳ１４０１０で撮像断層画像内の全ての画素を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない画素がある場合にはステップＳ１４０１０へと処理を戻す。一方、撮像断層画像内の全ての画素を選択したのであれば、ステップＳ１４０４０へと処理を進める。

【０１３８】

ステップＳ１４０４０において、画像合成部１４０は、ステップＳ１４０００からステップＳ１４０３０の処理によって更新された撮像断層画像を、撮像断層画像と生成断層画像との合成画像として出力する。以上説明した処理によって、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域に対して、撮像明瞭度に応じて生成断層画像が合成される。

【０１３９】

以上の説明により、本実施形態によれば、断層画像中の撮像不明瞭領域を複数の方法で検出し、夫々の撮像明瞭度に応じて３次元ボリュームデータから生成された断層画像と合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭領域を３次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。なお、本実施形態ではシャドー領域を検出した後に後方エコー領域を検出したが、検出の順番は逆でもよいし、並列処理で検出してもよい。

【０１４０】

〔第６の実施形態〕

本実施形態では、撮像不明瞭領域の性質に応じた方法で撮像断層画像中の領域の撮像明瞭度を算出する。また、３次元画像データの信頼度の３次元分布に基づいて、３次元画像データから生成した断層画像中の信頼度分布を算出する。そして、撮像断層画像の撮像明瞭度および生成断層画像中の信頼度分布に基づいて、撮像断層画像と生成断層画像とを合成する。なお、本実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱い、３次元ボリュームデータを３次元画像データとして取り扱う場合について説明する。

【０１４１】

以下、本実施形態について、第４の実施形態との相違部分についてのみ説明する。なお、本実施形態に係る画像処理装置の構成は図１と同様であり、画像生成部１３０および画像合成部１４０の機能のみが異なっている。本実施形態では、画像生成部１３０は、３次元ボリュームデータの信頼度の３次元分布に基づいて、生成断層画像中の信頼度分布を算出する。

【０１４２】

10

20

30

40

50

次に、図 15 を用いて、上記ステップ S 3020 において本実施形態に係る画像生成部 130 が行う処理について説明する。

【0143】

ステップ S 15000 において、画像生成部 130 は、3次元ボリュームデータと、予め算出した 3次元ボリュームデータの信頼度の 3次元分布と、撮像断層画像の基準座標系における位置姿勢情報と、をデータ入力部 110 から入力する。

【0144】

ここで、3次元ボリュームデータは、超音波画像診断装置 190 によって撮像した断層画像群から復元したものであるため、その信頼度は 3次元ボリュームデータを構成する各ボクセルで一様ではない。例えば、超音波プローブを低速で動かしながら撮像した、断層画像群が密集している領域は、信頼度が高いと言える。一方、超音波プローブを高速に動かしながら撮像した、断層画像群が疎な領域は、信頼度が低いと言える。そこで、例えば、断層画像群から 3次元ボリュームデータの各ボクセル値を復元する際に使用した断層画像の枚数を、使用枚数の最大値で割って 0～1 の範囲に正規化した値を、各ボクセルの信頼度 L_v とする。

【0145】

ステップ S 15010 において、画像生成部 130 は、ステップ S 15000 で取得した位置姿勢情報に基づいて、データ入力部 110 が取得した撮像断層画像と同じ断層面の像を、3次元ボリュームデータから切り出すことで生成断層画像を生成する。

【0146】

ステップ S 15020 において、画像生成部 130 は、生成断層画像の各画素の信頼度 L_p を、生成断層画像の各画素の生成に使用した各ボクセルの信頼度 L_v に基づいて算出する。例えば、各画素の値を最近傍のボクセルの値に設定する場合には、ある画素の信頼度 L_p は最近傍のボクセルの信頼度 L_v に設定すればよい。

【0147】

ステップ S 15030 において、画像生成部 130 は、生成断層画像および生成断層画像を構成する各画素の信頼度（信頼度分布）を、画像合成部 140 へと出力する。以上説明した処理によって、生成断層画像および生成断層画像中の信頼度分布を算出することができる。

【0148】

次に、図 16 を用いて、上記ステップ S 3030 において本実施形態に係る画像合成部 140 が行う処理について説明する。ステップ S 16000 において、画像合成部 140 は、撮像断層画像をデータ入力部 110 から入力し、撮像不明瞭領域およびその撮像明瞭度を表すマスク画像を領域検出部 120 から入力する。また、生成断層画像および生成断層画像中の信頼度分布を画像生成部 130 から入力する。

【0149】

ステップ S 16010 において、画像合成部 140 は、撮像断層画像内で未だ選択していない画素を選択画素として選択する。ステップ S 16020 で画像合成部 140 は、選択画素の画素値と生成断層画像において対応する画素位置の画素値を、生成断層画像において選択画素に対応する画素位置の信頼度と、マスク画像において選択画素に対応する画素位置の画素値に基づいて合成する。例えば、生成断層画像において選択画素に対応する画素位置の信頼度が L_p 、マスク画像において選択画素に対応する画素位置の画素値が α_1 であるとする。この場合、選択画素の画素値 I_s と、生成断層画像において対応する画素位置の画素値 I_g との合成は、以下の式 6 に基づいて行われる。

【0150】

【数 6】

$$I = (1 - \alpha_1 L_p) I_s + \alpha_1 L_p I_g$$

【0151】

ここで、 I は画素値 I_s と画素値 I_g との合成結果としての画素値である。そして、選

10

20

30

40

50

撮画素の画素値 I_s を、係る合成処理により得られる画素値 I に置き換える。

【 0 1 5 2 】

ステップ S 1 6 0 3 0 において、画像合成部 1 4 0 は、ステップ S 1 6 0 1 0 で撮像断層画像内の全ての画素を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない画素がある場合にはステップ S 1 6 0 1 0 へと処理を戻す。一方、撮像断層画像内の全ての画素を選択したのであれば、ステップ S 1 6 0 4 0 へと処理を進める。

【 0 1 5 3 】

ステップ S 1 6 0 4 0 において、画像合成部 1 4 0 は、ステップ S 1 6 0 0 0 からステップ S 1 6 0 3 0 の処理によって更新された撮像断層画像を、撮像断層画像と生成断層画像との合成画像として出力する。以上説明した処理によって、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域の撮像明瞭度および生成断層画像中の信頼度分布に応じて撮像断層画像と生成断層画像とを合成することができる。

10

【 0 1 5 4 】

以上の説明により、本実施形態によれば、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域の撮像明瞭度と、生成断層画像中の信頼度分布とに応じて、両者を合成することができる。その結果として、断層画像中の撮像明瞭領域の観察を妨げることなく、撮像不明瞭領域を 3 次元ボリュームデータに基づいて補完することができる。なお、本実施形態では、シャドー領域を撮像不明瞭領域として取り扱う場合について説明したが、撮像不明瞭領域はシャドー領域に限らず、後方エコー領域であってもよい。

【 0 1 5 5 】

20

[第 7 の実施形態]

(変形例 1)

上記の実施形態の夫々において、断層画像を撮影する医用画像収集装置として超音波画像診断装置 1 9 0 を用いる場合を例に述べたが、断層画像を撮影する医用画像収集装置はこれに限るものではない。例えば、磁気共鳴映像装置 (M R I)、X 線コンピュータ断層撮影装置 (X 線 C T)、光干渉断層計 (O C T) などの断層画像を撮影可能な医用画像収集装置を用いる場合にも、上記の実施形態の手法が適用可能である。

【 0 1 5 6 】

(変形例 2)

上記の実施形態の夫々において、超音波画像診断装置 1 9 0 で断層画像を撮影する場合を例に述べたが、医用画像収集装置で取得するデータはこれに限られるものではない。例えば、3 次元の超音波プローブで M P R (M u l t i P l a n a r R e f o r m a t) 像を取得する場合にも、上記の実施形態の手法が適用可能である。すなわち、複数の切断面の夫々に対して上記の実施形態の手法をそのまま適用すればよい。

30

【 0 1 5 7 】

(変形例 3)

上記の実施形態の夫々において、3 次元画像データとして、超音波画像診断装置 1 9 0 によって被検体を予め撮像して得られた断層画像群から予め復元した輝度値配列データを用いる場合を例に述べた。しかし、使用する 3 次元画像データはこれに限られるものではない。例えば、3 次元の超音波プローブで取得した 3 次元ボリュームデータを用いてもよい。また、取得磁気共鳴映像装置 (M R I)、X 線コンピュータ断層撮影装置 (X 線 C T)、光干渉断層計 (O C T) などによって被検体を予め撮像して得られた断層画像群から予め復元した輝度値配列データを用いることも可能である。さらに、それらの輝度値配列データを、超音波画像診断装置によって撮像されたかのような輝度値配列データに変換して用いてもよい。また、標準形状モデルなどの 3 次元 C G データを用いてもよい。

40

【 0 1 5 8 】

なお、予め撮像して得られた断層画像群から予め復元した輝度値配列データを用いるのではなく、実時間で撮像して得られた断層画像群から実時間で輝度値配列データを復元して用いてもよい。その場合には、輝度値配列データの復元に用いる断層画像群から、最新の撮像断層画像を除外してもよい。

50

【 0 1 5 9 】

また、3次元画像データとして、予めまたは実時間で撮像して得られた断層画像群から輝度値配列データを復元せずに、断層画像群をそのまま用いてもよい。その場合には、例えば以下に示す文献に開示されている方法を用いて、撮像断層画像と略同一の断面を有する生成断層画像を断層画像群から直接生成すればよい。

【 0 1 6 0 】

R.W. Prager, A.H. Gee, and L. Berman, "Stradx: real-time acquisition and visualisation of freehand 3D ultrasound," Technical report CUED/F-INFENG/TR 319, Cambridge University Department of Engineering, April 1998.

(変形例 4)

上記の実施形態の夫々において、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域を検出してから、検出した領域を3次元ボリュームデータに基づいて補完する場合について説明した。しかし、撮像不明瞭領域が既知の場合には、撮像不明瞭領域を検出する処理が不要となる。例えば、超音波プローブを構成する圧電素子（振動子）の一部が破損している場合には、撮像領域内の特定の領域が常に、シャドー領域と同様に通常よりも輝度が低くて不明瞭となる。このような場合には、上記の特定の領域を予め手作業等で指定しておき、指定された領域に対して、上記の実施形態の夫々におけるシャドー領域に対する処理と同様の処理を行えばよい。その際に、撮像不明瞭領域の撮像明瞭度を予め算出しておき、撮像明瞭度に基づいて撮像不明瞭領域に対する合成を行ってもよい。

【 0 1 6 1 】

(変形例 5)

上記の実施形態の夫々において、撮像断層画像中の撮像不明瞭領域を3次元ボリュームデータに基づいて補完する場合について説明した。しかし、撮像明瞭領域に対しても、その観察を妨げない程度の比率で生成断層画像の画素値を混合してもよい。例えば、マスク画像の画素値が0.1以下の領域を全て画素値0.1に置換した上で、ステップS11020における式3、またはステップS14020における式5によって撮像断層画像の画素値と生成断層画像の画素値を混合すればよい。以上によって、撮像明瞭領域の観察が妨げられることなく、生成断層画像の全体像を把握することが可能となる。

【 0 1 6 2 】

(変形例 6)

第1の実施形態において、撮像明瞭領域と撮像不明瞭領域を夫々異なる表示属性で表示してもよい。例えば、撮像明瞭領域を256階調の青色で表示し、撮像不明瞭領域を256階調の赤色で表示してもよい。また、撮像不明瞭領域のみを点滅させて表示してもよい。さらに、撮像明瞭領域と撮像不明瞭領域の境界線を描画してもよい。

【 0 1 6 3 】

即ち、合成画像を表示する際、撮像不明瞭領域とそれ以外の領域とを識別可能に表示する為の表示形態であれば、如何なる表示形態を採用しても良い。以上によって、撮像明瞭領域と撮像不明瞭領域とを混同せずに把握することが可能となる。

【 0 1 6 4 】

(変形例 7)

第3の実施形態において、撮像不明瞭領域の性質毎に異なる表示属性で表示してもよい。例えば、シャドー領域を256階調の赤色で表示し、後方エコー領域を256階調の緑色で表示してもよい。即ち、撮像不明瞭領域を表示する際、それぞれの種別の撮像不明瞭領域を識別可能に表示する為の表示形態であれば、如何なる表示形態を採用しても良い。その際に、撮像明瞭領域を256階調の青色で表示してもよい。

【 0 1 6 5 】

さらに、撮像明瞭度、すなわちマスク画像の画素値に応じて各色の混合比率を変更してもよい。シャドー領域を表す第1のマスク画像の画素値が α_1 、後方エコー領域を表す第2のマスク画像の画素値が α_2 である場合には、例えば次式によって青色、赤色、緑色の混合比率B : R : Gを算出することが可能である。

【 0 1 6 6 】

【 数 7 】

$$B:R:G = (1 - \alpha_1)(1 - \alpha_2) : \frac{\alpha_1(\alpha_1 + \alpha_2 - \alpha_1\alpha_2)}{\alpha_1 + \alpha_2} : \frac{\alpha_2(\alpha_1 + \alpha_2 - \alpha_1\alpha_2)}{\alpha_1 + \alpha_2}$$

【 0 1 6 7 】

即ち、合成画像を構成する各画素を、対応する撮像明瞭度と信頼度とに基づく値に応じた表示形態でもって表示するのであれば、如何なる表示形態を採用しても良い。更に、以上説明した各実施形態、変形例はその一部若しくは全部を適宜組み合わせ用いても良い。

10

【 0 1 6 8 】

[第 8 の実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置は、超音波画像診断装置から被検体の断層画像を時系列的に（時間的に連続して）取得し、得られた断層画像群から被検体の 3 次元形状データを復元する。このとき、超音波プローブと被検体が接触した直後の時点で撮像された断層画像及びこの接触が解除される直前（非接触となる直前）の時点で撮像された断層画像と、それ以外の断層画像とを異なる方法で処理する。これにより、プローブ圧力による変形の影響を軽減する。

【 0 1 6 9 】

20

ここで、接触した直後の時点で撮像された断層画像は、1 枚の断層画像に限らず、指定した枚数の断層画像であってもよい。または、例えば接触後に所定の距離および / または角度だけプローブが移動するまでの間の全ての断層画像を、接触した直後の断層画像として扱ってもよい。なお、プローブの移動は後述の位置姿勢センサによって計測することができる。また、非接触となる直前の断層画像も、接触した直後の断層画像と同様に、1 枚の断層画像に限られるものではない。

【 0 1 7 0 】

本実施形態では、3 次元形状データとして、3 次元のボクセルメッシュを構成する各ボクセルに輝度値が格納されたボリュームデータ（以下、輝度値配列データと呼ぶ）を復元する。以下、本実施形態について説明する。

30

【 0 1 7 1 】

先ず、図 1 8 を用いて、本実施形態に係る画像処理装置の機能構成例について説明する。図 1 8 に示す如く、本実施形態に係る画像処理装置 5 1 0 0 は、データ入力部 5 1 1 0、データ記憶部 5 1 2 0、位置姿勢算出部 5 1 3 0、接触判定部 5 1 4 0、変形判定部 5 1 5 0、変形補正部 5 1 6 0、3 次元形状復元部 5 1 7 0 によって構成される。そして更に、画像処理装置 5 1 0 0 には、断層画像を撮像する医用画像収集装置である超音波画像診断装置 5 1 9 0 が接続されている。

【 0 1 7 2 】

超音波画像診断装置 5 1 9 0 は、被検体の断層画像を時系列的に撮像する。超音波画像診断装置 5 1 9 0 には、断層画像群を取得するための超音波プローブ 5 1 9 5 が接続されている。そして、この超音波プローブ 5 1 9 5 を被検体に接触させることで、断層画像の撮像が行われる。超音波画像診断装置 5 1 9 0 によって得られた断層画像群は、データ入力部 5 1 1 0 を介して画像処理装置 5 1 0 0 に入力される。更に、この超音波プローブ 5 1 9 5 には、第 1 の実施形態と同様、その位置姿勢を計測するための位置姿勢センサが装着されている。もちろん、本実施形態においても、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢を取得することができるのであれば、その手法は如何なるものであっても良い。如何なる手法を用いるにせよ、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報は、データ入力部 5 1 1 0 を介して画像処理装置 5 1 0 0 に入力される。ここで、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報は、上記の基準座標系における位置姿勢で表されているものとする。なお、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢は、不図示のキーボードやマウスなどのユーザインタフェース

40

50

を用いて操作者が入力してもよい。

【 0 1 7 3 】

データ入力部 5 1 1 0 には、断層画像と、この断層画像を撮像した時点での超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報と、が時系列的に超音波画像診断装置 5 1 9 0 から入力される。データ入力部 5 1 1 0 は、入力された断層画像を必要に応じてデジタルデータに変換し、この断層画像を撮像した時点での超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報と関連付けてデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【 0 1 7 4 】

位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報を読み出す。更に位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、予め算出してデータ記憶部 5 1 2 0 内で管理している「超音波プローブ座標系における断層画像の位置姿勢情報」を読み出す。そして位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、これらの位置姿勢情報を用いて、基準座標系における断層画像の位置姿勢情報を算出し、データ記憶部 5 1 2 0 に格納する。ここで、超音波プローブ座標系とは、超音波プローブ 5 1 9 5 上の 1 点を原点として定義し、この原点で互いに直交する 3 軸を夫々 X 軸、Y 軸、Z 軸として定義した座標系のことを表す。

【 0 1 7 5 】

接触判定部 5 1 4 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から断層画像を読み出し、読み出した断層画像を用いて、この断層画像の撮像時点での超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触の有無を判定する。そして接触判定部 5 1 4 0 は、この判定結果（接触の有無）を示す情報をデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【 0 1 7 6 】

変形判定部 5 1 5 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から、断層画像と、この断層画像を用いて判定した接触の有無を示す情報と、を読み出す。そして変形判定部 5 1 5 0 は、読み出した断層画像と接触の有無を示す情報とを用いて、この断層画像が超音波プローブ 5 1 9 5 の圧力による変形の小さな断層画像（小変形断層画像）であるのか、変形の大きな断層画像（変形断層画像）であるのかを判定する。そして変形判定部 5 1 5 0 は、この判定の結果を示す情報を、データ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【 0 1 7 7 】

変形補正部 5 1 6 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から、断層画像と、この断層画像の基準座標系における位置姿勢情報と、この断層画像について変形判定部 5 1 5 0 が判定した結果を示す情報と、を読み出す。そして変形補正部 5 1 6 0 は、読み出したこれらの情報に基づいて、変形断層画像の変形を補正し、変形を補正した断層画像をデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。なお、以下では、変形を補正した断層画像を補正断層画像と呼称する。

【 0 1 7 8 】

3次元形状復元部 5 1 7 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から、小変形断層画像群と、補正断層画像群と、それぞれの基準座標系における位置姿勢情報と、を読み出す。そして3次元形状復元部 5 1 7 0 は、読み出したこれらの情報を用いて、輝度値配列データを復元し、外部機器へと出力する。

【 0 1 7 9 】

データ記憶部 5 1 2 0 には、以下に挙げるデータが格納されることになる。

【 0 1 8 0 】

- (1) 時系列的に取得した被検体の断層画像と、それに関する情報
 - (1 - 1) データ入力部 5 1 1 0 から入力される、被検体の断層画像
 - (1 - 2) 位置姿勢算出部 5 1 3 0 から入力される、基準座標系における断層画像の位置姿勢情報
 - (1 - 3) 接触判定部 5 1 4 0 から入力される、接触の有無を示す情報
 - (1 - 4) 変形判定部 5 1 5 0 から入力される、変形判定部 5 1 5 0 による判定結果を示す情報
 - (1 - 5) 変形補正部 5 1 6 0 から入力される、補正断層画像
- (2) 予め算出された、超音波プローブ座標系における断層画像の位置姿勢情報

そして、必要に応じてこれらのデータはデータ記憶部 5 1 2 0 に対して入出力される。なお、図 1 に示したデータ入力部 5 1 1 0、データ記憶部 5 1 2 0、位置姿勢算出部 5 1 3 0、接触判定部 5 1 4 0、変形判定部 5 1 5 0、変形補正部 5 1 6 0、3 次元形状復元部 5 1 7 0 の少なくとも一部は、独立した装置として実現してもよい。また、夫々 1 つもしくは複数のコンピュータにインストールし、コンピュータの CPU により実行することで、その機能を実現するソフトウェアとして実現してもよい。本実施形態では、画像処理装置 5 1 0 0 を構成する上記各部は、それぞれソフトウェアにより実現され、同一のコンピュータにインストールされているものとする。係るコンピュータとしては、第 1 の実施形態と同様、図 2 に示した構成例を有するコンピュータを適用すればよい。

【0181】

次に、図 19 を用いて、本実施形態に係る画像処理装置 5 1 0 0 が行う処理について説明する。なお、以下の説明では、図 19 に示した各部を処理の主体としているが、上述の通り、本実施形態では、各部はコンピュータプログラムとして CPU 1 0 0 1 が実行するので、実際には、CPU 1 0 0 1 が処理の主体となる。

【0182】

上述の通り、超音波画像診断装置 5 1 9 0 からは、被検体の断層画像と、この断層画像を撮像した時点での超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報と、が順次出力される。従って、ステップ S 5 3 0 0 0 においてデータ入力部 5 1 1 0 は、被検体の断層画像と、この断層画像を撮像した時点における超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報と、を順次取得し、データ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【0183】

次に、位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、データ記憶部 5 1 2 0 から、超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢情報を読み出す。更に位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、予め算出してデータ記憶部 5 1 2 0 に格納されている「超音波プローブ座標系における断層画像の位置姿勢情報」を読み出す。そして位置姿勢算出部 5 1 3 0 は、これらの位置姿勢情報を用いて、基準座標系における断層画像の位置姿勢情報を算出し、データ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【0184】

ステップ S 5 3 0 1 0 において、接触判定部 5 1 4 0 は、ステップ S 5 3 0 0 0 でデータ記憶部 5 1 2 0 に格納した断層画像群に基づいて、夫々の断層画像を撮像した時刻における超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触の有無（接触か非接触か）を判定する。そして接触判定部 5 1 4 0 は、それぞれの断層画像を撮像した時刻における接触の有無を示す情報を、データ記憶部 5 1 2 0 に格納する。なお、本ステップにおける処理の詳細については、図 20 に示すフローチャートを用いて後に詳しく説明する。

【0185】

ステップ S 5 3 0 2 0 において、変形判定部 5 1 5 0 は、ステップ S 5 3 0 1 0 で得られた接触の判定結果に基づいて、ステップ S 5 3 0 0 0 で得た断層画像の夫々について、小変形断層画像であるのか変形断層画像であるのかを判定する。具体的には、接触の直後の時点で撮像された断層画像及び接触が解除される直前の時点で撮像された断層画像を小変形断層画像と判定し、それ以外を変形断層画像と判定する。そして変形判定部 5 1 5 0 は、それぞれの断層画像についての判定結果を示す情報をデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【0186】

ステップ S 5 3 0 3 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、ステップ S 5 3 0 2 0 で変形断層画像と判定された断層画像の夫々について変形の補正処理を施し、補正断層画像を生成する。そして変形補正部 5 1 6 0 は、得られた補正断層画像をデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。なお、本ステップにおける処理の詳細は、図 21 に示すフローチャートを用いて後に詳しく説明する。

【0187】

ステップ S 5 3 0 4 0 において、3 次元形状復元部 5 1 7 0 は、ステップ S 5 3 0 2 0 で小変形断層画像と判定された断層画像群（補正対象外）と、ステップ S 5 3 0 3 0 で生

10

20

30

40

50

成された補正断層画像群とを用いて、被検体の輝度値配列データを復元する。なお、本ステップにおける処理の詳細は、図22に示すフローチャートを用いて後に詳しく説明する。

【0188】

ステップS53050において、3次元形状復元部5170は、ステップS53040で復元した輝度値配列データを、I/F1009を介して外部へと出力する、若しくは、他のアプリケーションから利用可能な状態としてRAM1002上に格納する。以上説明した処理によって、取得した断層画像群から3次元形状データを復元することができる。

次に、図20に示すフローチャートを用いて、ステップS53010において接触判定部5140が実行する処理の手順を説明する。ステップS54000において、接触判定部5140は、断層画像群をデータ記憶部5120から読み出す。ステップS54010において、接触判定部5140は、読み出した断層画像群のうち未だ選択していない断層画像を選択断層画像として選択する。

10

【0189】

ステップS54020において、接触判定部5140は、上記式1に従って選択断層画像の撮像領域を長方形に変換する。なお、超音波プローブ5195としてリニアプローブを用いる場合には、撮像領域が長方形となるため、本ステップは不要となる。

【0190】

ステップS54030において、接触判定部5140は、長方形領域内の全ての縦ラインについて、接触状態を表すフラグを、接触を表す1に設定する。ステップS54040において、接触判定部5140は、長方形領域内で未だ選択していない縦ラインを選択縦ラインとして選択する。

20

【0191】

ステップS54050において、接触判定部5140は、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値が閾値よりも低いかなかを判定する。ここで、撮像領域の上端部付近は、超音波プローブ5195が被検体表面に適切に接触していない場合であっても、輝度が低くない場合がある。そこで、撮像領域の上端部を判定に用いないようにするために、所定のy座標値より大きなy座標における全ての画素の画素値が閾値よりも低いかなかを判定を行ってもよい。係る判定の結果、全て閾値よりも低い場合にはステップS54060へと処理を進め、それ以外の場合にはステップS54070へと処理を進める。

30

【0192】

なお、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値が閾値よりも低いかなかを判定する処理は、上述の処理に限定されるものではない。例えば、選択縦ラインを構成する全ての画素の画素値の平均が閾値以下でかつ分散が閾値以下であるかなかなどによって判定してもよい。

【0193】

ステップS54060において、接触判定部5140は、選択縦ラインの接触状態を表すフラグを、非接触を表す0に設定し、ステップS54070へと処理を進める。ステップS54070において接触判定部5140は、ステップS54040で全ての縦ラインを選択したかなかを判定する。係る判定の結果、選択断層画像について未だ選択していない縦ラインがある場合にはステップS54040へと処理を戻す。一方、選択断層画像について全ての縦ラインを選択したのであればステップS54080へと処理を進める。

40

【0194】

ステップS54080において、接触判定部5140は、全ての縦ラインの接触状態を表すフラグ(フラグ値)が0であるかなかを判定する。係る判定の結果、全ての縦ラインの接触状態を表すフラグが0であれば、超音波プローブ5195と被検体とは接触していないと判定し、それ以外の場合は接触していると判定する。

【0195】

ステップS54090において、接触判定部5140は、ステップS54010で未だ選択されていない断層画像があるかなかを判定する。係る判定の結果、未だ選択されてい

50

ない断層画像がある場合にはステップS 5 4 0 1 0へと処理を戻す。一方、ステップS 5 4 0 0 0においてデータ記憶部5 1 2 0から読み出された全ての断層画像についてステップS 5 4 0 1 0で選択されたのであれば、ステップS 5 4 1 0 0へと処理を進める。

【0196】

ステップS 5 4 1 0 0において、接触判定部5 1 4 0は、それぞれの断層画像についてステップS 5 4 0 8 0で判定した結果を示す情報を、データ記憶部5 1 2 0に格納する。以上説明した処理によって、夫々の断層画像を撮像した時刻において超音波プローブ5 1 9 5と被検体とが接触しているか否かを判定することができる。

【0197】

次に、図21のフローチャートを用いて、ステップS 5 3 0 3 0において変形補正部5 1 6 0が実行する処理の手順を説明する。ステップS 5 6 0 0 0において、変形補正部5 1 6 0は、断層画像の夫々と、基準座標系における各断層画像の位置姿勢情報と、それぞれの断層画像について変形判定部5 1 5 0が判定した結果を示す情報と、をデータ記憶部5 1 2 0から入力する。

【0198】

ステップS 5 6 0 1 0において、変形補正部5 1 6 0はまず、それぞれの断層画像について変形判定部5 1 5 0が判定した結果を示す情報を参照して、断層画像群のうち、変形断層画像を特定する。そして特定した変形断層画像群のうち、未だ選択していない変形断層画像を選択変形断層画像として選択する。

【0199】

ステップS 5 6 0 2 0において、変形補正部5 1 6 0は、例えば上記非特許文献5に開示されている手法によって、選択変形断層画像の体表面からの深さ y に応じた変形量 $d(y)$ を推定する。そして、推定結果に基づいて変形を補正した補正断層画像を生成する。

【0200】

なお、補正断層画像を生成する処理は、上述の処理に限定されるものではない。例えば、超音波プローブ5 1 9 5の圧力による変形を単純な剛体変換（平行移動）であると仮定して、スカラー値である変形量を推定して補正してもよい。または、超音波プローブ5 1 9 5の圧力による体表面の押し込み量をパラメータとした変形モデルを作成しておき、例えば体表面が滑らかであると仮定した上で押し込み量を推定して、変形モデルに基づいて変形を補正してもよい。本ステップの処理により、変形量 $d(y)$ の初期値が推定され、変形が大まかに補正された補正断層画像が生成される。

【0201】

ステップS 5 6 0 3 0において、変形補正部5 1 6 0は、ステップS 5 6 0 2 0の処理によって変形が大まかに補正された補正断層画像と、小変形断層画像群との交差を判定する。交差の判定には、例えば、以下の文献に開示されている、2枚の画像の画素値を比較して交線を探索する方法を用いる。

【0202】

R.F. Chang, W-J. Wu, D-R. Chen, W-M Chen, W. Shu, J-H. Lee, and L-B. Jeng, "3-D US frame positioning using speckle decorrelation and image registration," Ultrason in Med. & Biol., Vol.29, No.6, pp.801-812, 2003.

そして、小変形断層画像のいずれかと交差していると判定されればステップS 5 6 0 4 0へと処理を進め、それ以外の場合にはステップS 5 6 0 5 0へと処理を進める。ステップS 5 6 0 4 0において、変形補正部5 1 6 0は、補正断層画像の推定変形量 $d(y)$ の更新を、補正断層画像と交差する小変形断層画像を参照して行う。すなわち、両者の交線上にある画素値の類似度が最大となるように、補正断層画像の推定変形量 $d(y)$ を繰り返し計算によって更新する。例えば、補正断層画像の推定変形量 $d(y)$ に対して1.0に近い数種類の係数を掛け合わせた変形量の候補群を生成し、その候補群の中から類似度が最大となる候補を選択して更新する。そして、求められた推定変形量を用いて補正断層画像を再度生成し、生成された補正断層画像に更新済みのフラグを付加する。以下では、生成された補正断層画像を補正更新断層画像と呼ぶ。

【 0 2 0 3 】

ステップ S 5 6 0 5 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、ステップ S 5 6 0 1 0 において全ての変形断層画像を選択したか否かを判定する。係る判定の結果、未だ選択していない変形断層画像がある場合には、ステップ S 5 6 0 1 0 へと処理を戻す。一方、全ての変形断層画像を選択した場合には、ステップ S 5 6 0 6 0 へと処理を進める。

【 0 2 0 4 】

ステップ S 5 6 0 6 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、更新済みのフラグが付加されていない補正断層画像を選択する。すなわち、小変形断層画像のいずれとも交差しておらず、推定変形量の更新が行われていない補正断層画像を選択する。

【 0 2 0 5 】

ステップ S 5 6 0 7 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、選択された補正断層画像の推定変形量を、補正更新断層画像の推定変形量に基づいて更新する。例えば、選択された補正断層画像の撮影時刻を t とし、 t 以前の最も近い時刻に撮影された補正更新断層画像の撮影時刻を t_1 、その推定変形量を $d_1(y)$ とする。また、 t 以降の最も近い時刻に撮影された補正更新断層画像の撮影時刻を t_2 、その推定変形量を $d_2(y)$ とする。このとき、選択された補正断層画像の新たな推定変形量 $d'(y)$ を、例えば次式に従って算出する。

【 0 2 0 6 】

【 数 8 】

$$d'(y) = \frac{(t_2 - t)d_1(y) + (t - t_1)d_2(y)}{t_2 - t_1}$$

【 0 2 0 7 】

なお、推定変形量の更新は上述の方法に限られるものではない。例えば、選択された補正断層画像の更新前の推定変形量 $d(y)$ と推定変形量 $d'(y)$ との両者に基づいて、両者の平均を取るなどして、新たな推定変形量を算出してもよい。

【 0 2 0 8 】

ステップ S 5 6 0 8 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、更新済みのフラグが付加されていない全ての補正断層画像に対して処理を終えたか否かの判定を行い、処理を終えていない場合にはステップ S 5 6 0 6 0 へと処理を戻す。一方、処理を終えているのであればステップ S 5 6 0 9 0 へと処理を進める。

【 0 2 0 9 】

ステップ S 5 6 0 9 0 において、変形補正部 5 1 6 0 は、ステップ S 5 6 0 0 0 からステップ S 5 6 0 8 0 の処理によって得られた補正断層画像群をデータ記憶部 5 1 2 0 に格納する。

【 0 2 1 0 】

以上の処理によって、変形の少ない小変形断層画像群を手がかりとして、変形断層画像群の変形を効果的に補正することができる。すなわち、小変形断層画像群を、変形の補正を行わずに基準として用いることにより、基準なしで全ての断層画像群の変形を補正する場合よりも変形の影響が軽減された補正断層画像群を得ることができる。

【 0 2 1 1 】

次に、図 2 2 のフローチャートを用いて、ステップ S 5 3 0 4 0 において 3 次元形状復元部 5 1 7 0 が実行する処理の手順を説明する。ステップ S 5 7 0 0 0 において、3 次元形状復元部 5 1 7 0 は、小変形断層画像群と、補正断層画像群と、それらの基準座標系における位置姿勢情報とを、データ記憶部 5 1 2 0 から読み出す。

【 0 2 1 2 】

ステップ S 5 7 0 1 0 において、3 次元形状復元部 5 1 7 0 は、輝度値配列データを格納するための、例えば $256 \times 256 \times 256$ のボクセルからなるボクセルメッシュを生成する。ボクセルメッシュのサイズは、その内部に全ての断層画像が含まれる大きさにす

10

20

30

40

50

る。そして、ボクセルメッシュ座標系は、例えば、ある断層画像の中央位置を原点として定義し、この原点で互いに直交する3軸を基準座標系と一致するように定義する。

【0213】

ステップS57020において、3次元形状復元部5170は、基準座標系における各断層画像の位置姿勢情報に基づいて、各断層画像の各画素のボクセルメッシュ座標系における位置を算出する。

【0214】

ステップS57030において、3次元形状復元部5170は、輝度値配列データの復元、すなわち、全ボクセルの輝度値の算出を行う。各ボクセルの輝度値は、例えば、注目ボクセルの近傍に位置する複数の画素における輝度値の、ボクセルから各画素までの距離の逆数を重みとした加重平均によって算出する。

10

【0215】

ステップS57040において、3次元形状復元部5170は、ステップS57030で得られた輝度値配列データを、I/F1009を介して外部へと出力する。あるいは、他のアプリケーションから利用可能な状態としてRAM1002上に格納する。以上説明した処理によって、変形が補正された断層画像群から、歪みの小さな3次元形状データとして輝度値配列データが復元される。

【0216】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波プローブ5195と被検体との接触直後および非接触となる直前の断層画像とそれ以外の断層画像とを異なる方法で処理することで、断層画像群から歪みの小さな3次元形状データを復元することができる。すなわち、本実施形態では、小変形断層画像群を、超音波プローブ5195の圧力による変形が小さいものとして、補正を行わずに基準として用いている。そのため、基準なしで断層画像群の変形を補正する場合よりも、超音波プローブ5195の圧力による変形の影響が軽減された3次元形状データを復元することができる。

20

【0217】

[第9の実施形態]

第8の実施形態では、3次元形状データとして被検体のポリウムデータ(輝度値配列データ)を復元していたが、本実施形態では、3次元形状データとして、被検体のサーフェスモデル(表面形状モデル)を復元する。以下、本実施形態について、第8の実施形態との相違部分についてのみ説明する。

30

【0218】

図23を用いて、本実施形態に係る画像処理装置5800の機能構成について説明する。なお、図23において、図18と同じ部分については同じ参照番号を付けており、その説明は省略する。

【0219】

位置姿勢算出部5830は、データ記憶部5120から、基準座標系における超音波プローブ5195の位置姿勢と、予め算出して記憶された超音波プローブ座標系における超音波プローブ5195の接点の位置情報とを読み出す。本実施形態では、図24に示すように、被検体と超音波プローブ5195との接触面の重心位置を接点とする。そして位置姿勢算出部5830は、読み出したこれらの情報に基づいて、基準座標系における接点の位置情報を算出し、算出した位置情報をデータ記憶部5120に格納する。

40

【0220】

次に、図25に示すフローチャートを用いて、3次元形状復元部5870が上記ステップS53040において行う処理について説明する。ステップS6100において、3次元形状復元部5870は、断層画像の夫々を撮像した時刻における接点の位置情報と、夫々の断層画像についての超音波プローブ5195と被検体との接触判定結果を示す情報とを、データ記憶部5120から読み出す。

【0221】

ステップS6200において、3次元形状復元部5870は、接触の判定結果が切り替

50

わる時点での接点の位置情報に基づいて、被検体表面を表す点群を得る。具体的には、接触した直前および直後の接点の位置を平均して、接触した瞬間の接点の位置を算出する。同様に、非接触となる直前および直後の接点の位置を平均して、非接触となる瞬間の接点の位置を算出する。これらの接点群が被検体表面を表す点群となる。

【0222】

ステップS6300において、3次元形状復元部5870は、被検体表面を表す点群からサーフェスモデルを復元する。例えば、被検体表面を表す点群を頂点とする三角形パッチを生成して、その集合をサーフェスモデルとする。

【0223】

ステップS6400において、3次元形状合成部5870は、ステップS6300で得られたサーフェスモデルを、I/F1009を介して外部へと出力する。あるいは、他のアプリケーションから利用可能な状態としてRAM1002上に格納する。以上説明した処理によって、超音波プローブ5195と被検体との接触の判定結果に基づいて、歪みの小さな3次元形状データとしてサーフェスモデルが復元される。

【0224】

以上の説明により、本実施形態によれば、超音波プローブ5195と被検体との接触判定結果が切り替わる時の超音波プローブ5195の位置姿勢に基づいて、歪みの小さな3次元形状データを復元することができる。すなわち、本実施形態では被検体との接触判定結果が切り替わる時の、超音波プローブ5195の圧力による被検体の変形が小さい時の位置姿勢のみを用いている。そのため、全ての位置姿勢を用いる場合よりも、超音波プローブ5195の圧力による変形の影響が軽減された3次元形状データを復元することができる。

【0225】

[第10の実施形態]

本実施形態に係る画像処理装置は、超音波プローブと被検体との接触圧力が弱い時の断層画像と、それ以外の断層画像とを異なる方法で処理し、断層画像群から歪みの小さな3次元形状データを復元する。本実施形態では、圧力センサ5200を超音波プローブ5195に装着し、超音波プローブ5195と被検体との接触圧力を計測する。また、本実施形態では、3次元形状データとして輝度値配列データを復元する。以下、本実施形態について、第8の実施形態との相違部分についてのみ説明する。

【0226】

図26を用いて、本実施形態に係る画像処理装置5900の機能構成について説明する。なお、図26において、図18と同じ部分については同じ参照番号を付けており、その説明は省略する。

【0227】

データ入力部51110は、超音波プローブ5195が撮像した断層画像を第8の実施形態と同様に取得してデータ記憶部5120に格納すると共に、この断層画像を撮像した時点で圧力センサ5200が計測した圧力値をデータ記憶部5120に格納する。

【0228】

変形判定部51150は、データ記憶部5120から圧力センサ5200による計測値としての圧力値を読み出すと、読み出した圧力値を用いて、それぞれの断層画像が小変形断層画像であるのか変形断層画像であるのかを判定する。具体的には、圧力センサ5200の圧力値が閾値未満である場合には、この圧力値を計測した時点で撮像された断層画像を小変形断層画像と判定し、圧力値が閾値以上である場合には、この圧力値を計測した時点で撮像された断層画像を変形断層画像と判定する。そして、係る判定の結果を、第8の実施形態と同様に、データ記憶部5120に格納する。

【0229】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波プローブ5195と被検体との接触圧力が弱い時の断層画像とそれ以外の断層画像とを異なる方法で処理することで、断層画像群から歪みの小さな3次元形状データを復元することができる。

【 0 2 3 0 】

[他の実施形態]

(変形例 1)

第 8 の実施形態以降の夫々において、超音波画像診断装置 5 1 9 0 で 2 次元の断層画像を取得する場合を例に述べたが、医用画像収集装置で取得するデータはこれに限られるものではない。例えば、3 次元断層画像の取得が可能な 2 D アレイの超音波プローブを用いてもよい。この場合、接触判定部 5 1 4 0 による判定処理は、2 次元断層画像の場合の処理 (図 2 0 のフローチャート) を容易に拡張することができる。また、プローブのヘッドが自動でスキャンした範囲の断層画像群を取得する場合であっても、第 8 の実施形態以降で説明した手法が適用可能である。

10

【 0 2 3 1 】

(変形例 2)

第 8 の実施形態において、超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触直後および非接触直前の情報とそれ以外の情報とを異なる方法で処理して、断層画像群から歪みの小さな 3 次元形状データを復元する場合について説明した。しかし、超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触直後および非接触となる直前の情報が十分にあれば、それ以外の情報は利用しなくてもよい。この場合、変形断層画像の補正は行う必要がなく、小変形断層画像群と、それらの基準座標系における位置姿勢に基づいて、輝度値配列データを復元すればよい。

【 0 2 3 2 】

(変形例 3)

第 8 および第 9 の実施形態において、断層画像の撮像領域のうち、全ての縦ラインの接触状態を表すフラグが 0 であれば、超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体とが接触していないと判定し、それ以外の場合は接触していると判定していた。すなわち、断層画像全体が非接触状態か否かを判定していた。しかし、接触の判定方法はこれに限らず、断層画像の部分領域毎に非接触状態か否かを判定してもよい。例えば、図 2 7 に示す撮像領域 2 7 0 3 のうち、2 7 0 1 で示す部分領域を非接触領域と判定し、それ以外部分領域を接触領域と判定することができる。

20

【 0 2 3 3 】

ここで、非接触領域の近傍の接触領域については、プローブの圧力による変形が小さいと考えられる。そこで、このような部分領域 (以下では、小変形部分領域と呼ぶ) 2 7 0 2 を、小変形断層画像と同時に利用して、変形補正部 5 1 6 0 における変形の補正処理に利用することができる。小変形部分領域も利用することにより、変形補正部 5 1 6 0 における変形の補正の精度を向上させることができる。

30

【 0 2 3 4 】

(変形例 4)

第 8 および第 9 の実施形態では、断層画像に基づいて超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触を判定していた。しかし、接触の判定方法はこれに限らず、超音波プローブ 5 1 9 5 または被検体に装着した接触センサに基づいて判定してもよい。接触センサを用いる場合には、上記の接触判定部 5 1 4 0 が不要となる。

40

【 0 2 3 5 】

(変形例 5)

第 8 および第 9 の実施形態において、断層画像に基づいて超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体との接触を判定していた。しかし、接触の判定方法はこれに限らず、位置姿勢センサの計測値に基づいて判定してもよい。予め被検体の形状情報が分かっているならば、超音波プローブ 5 1 9 5 と被検体とが接触しているか否かは、位置姿勢センサの計測値と被検体の形状情報に基づいて容易に判定することができる。

【 0 2 3 6 】

(変形例 6)

第 8 の実施形態において、位置姿勢センサを用いて超音波プローブ 5 1 9 5 の位置姿勢

50

を計測し、断層画像間の位置関係を求めて3次元形状データを復元する方法について説明した。しかし、断層画像間の位置関係を算出する方法はこれに限らず、位置姿勢センサを用いずに算出してもよい。例えば、上記の非特許文献3に開示されている方法によって、断層画像中の画像特徴同士の相関に基づいて断層画像間の位置関係を推定し、3次元形状データを復元してもよい。

【0237】

(変形例7)

第10の実施形態において、超音波プローブ5195と被検体との接接触圧力が弱い時の情報とそれ以外の情報とを異なる方法で処理して、断層画像群から歪みの小さな3次元形状データを復元する場合について説明した。しかし、超音波プローブ5195と被検体との接触圧力が弱い時の情報が十分にあれば、それ以外の情報は利用しなくてもよい。この場合、変形断層画像の補正は行う必要がなく、小変形断層画像群と、それらの基準座標系における位置姿勢に基づいて、輝度値配列データを復元すればよい。

10

【0238】

(変形例8)

第9の実施形態において、超音波プローブ5195の代わりに、指示部として、例えばペンなどの一般的なポインティングデバイスを用いてもよい。この場合には、ポインティングデバイス座標系における、ポインティングデバイスと被検体との接点の位置を予め算出して記憶しておけば、被検体表面を表す点群を得ることができる。ここでポインティングデバイス座標系とは、ポインティングデバイス上の1点を原点として定義し、この原点

20

【0239】

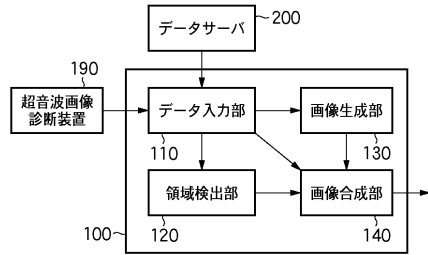
ポインティングデバイスと被検体の接触は、その他の実施形態における変形例4と同様に、ポインティングデバイスまたは被検体に装着した接触センサに基づいて判定すればよい。または、その他の実施形態における変形例5と同様に、位置姿勢センサの計測値と被検体の形状情報に基づいて判定してもよい。または、第10の実施形態と同様に、圧力センサをポインティングデバイスに装着して、被検体との接触圧力が弱い時の位置姿勢センサの計測値のみを利用して3次元形状モデルを復元してもよい。

【0240】

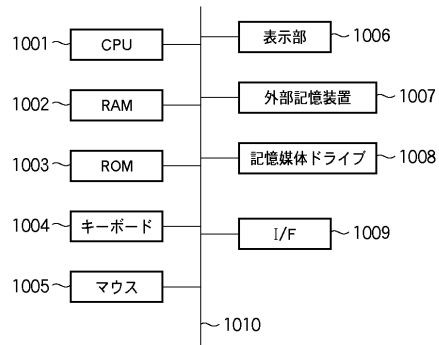
本変形例によれば、ポインティングデバイスによる被検体の変形の影響が軽減された3次元形状モデルを復元することができる。もちろん、第8の実施形態以降の各実施形態及び変形例は、その一部若しくは全部を適宜組み合わせ用いても良い。

30

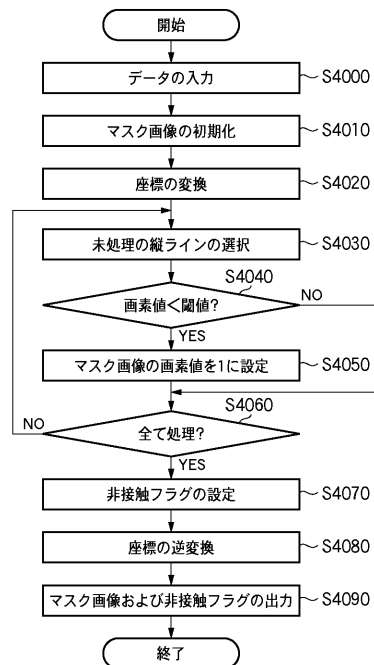
【図 1】



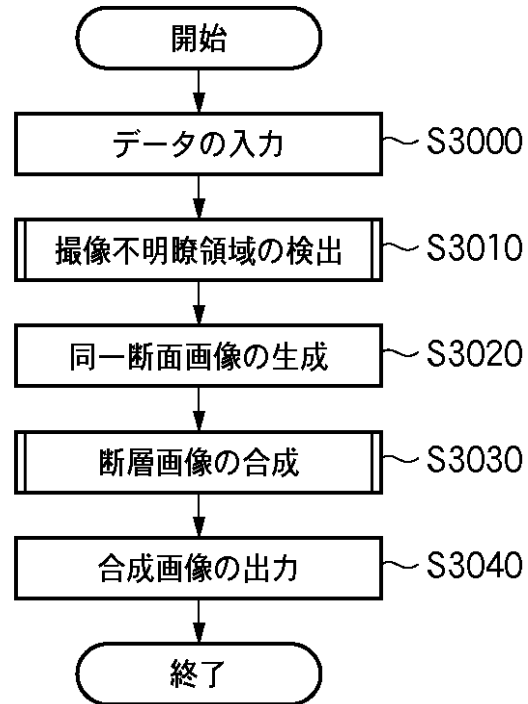
【図 2】



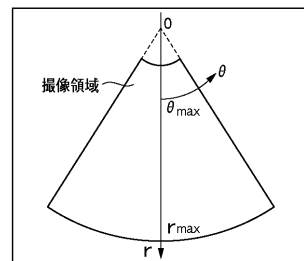
【図 4】



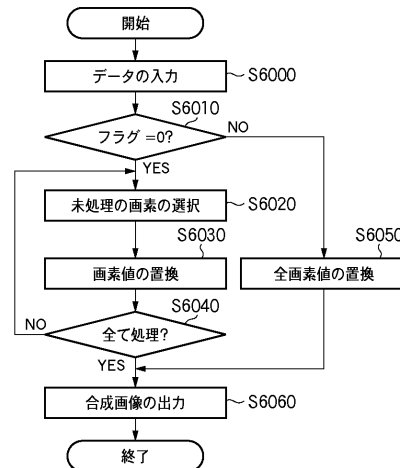
【図 3】



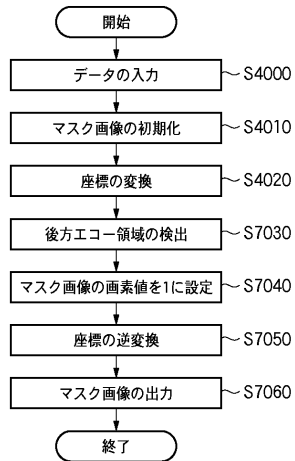
【図 5】



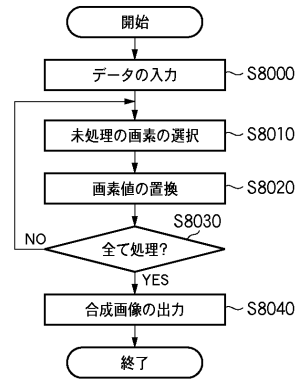
【図 6】



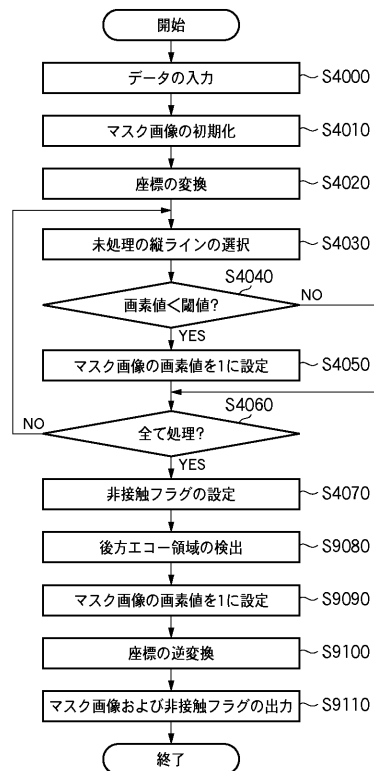
【図 7】



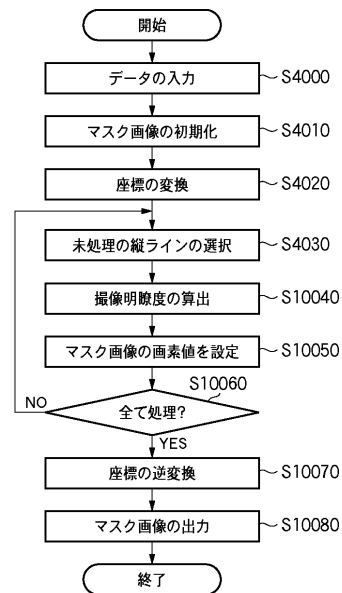
【図 8】



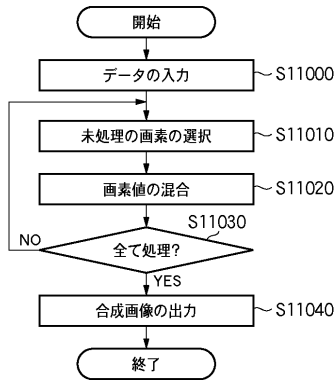
【図 9】



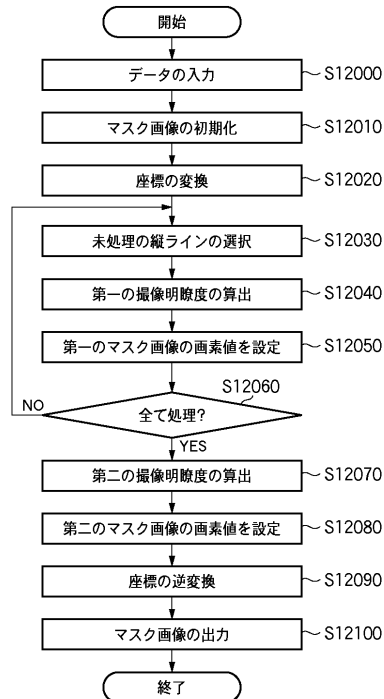
【図 10】



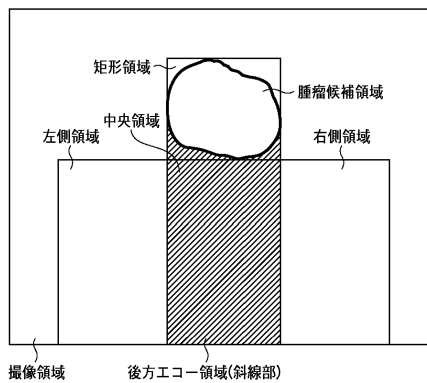
【図 1 1】



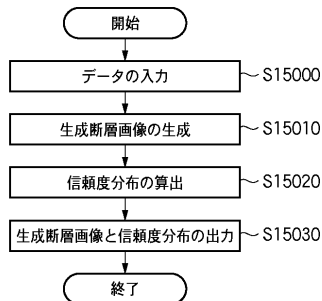
【図 1 2】



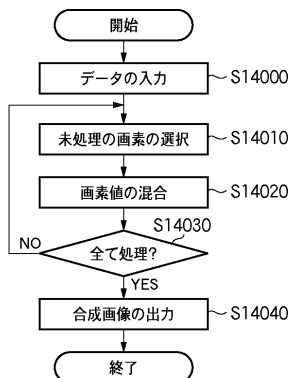
【図 1 3】



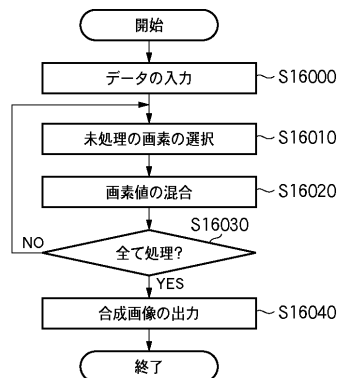
【図 1 5】



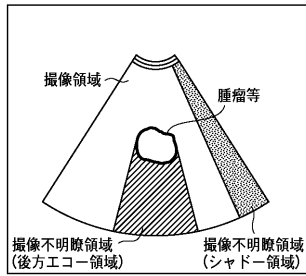
【図 1 4】



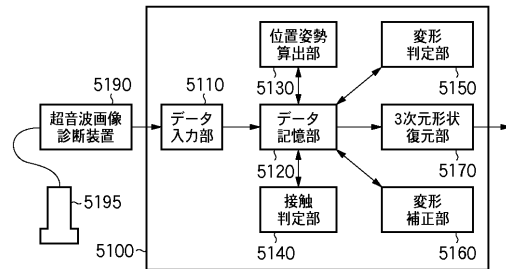
【図 1 6】



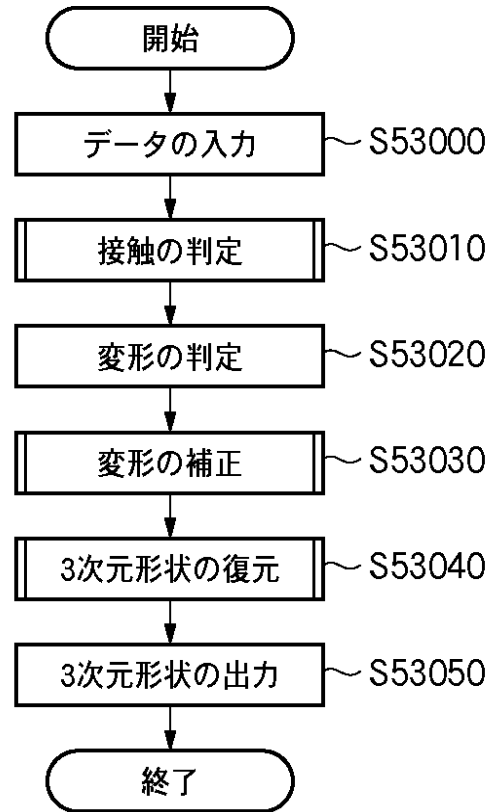
【図 17】



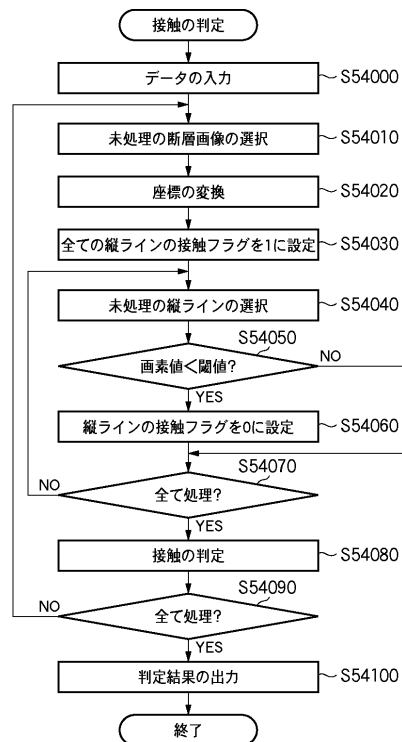
【図 18】



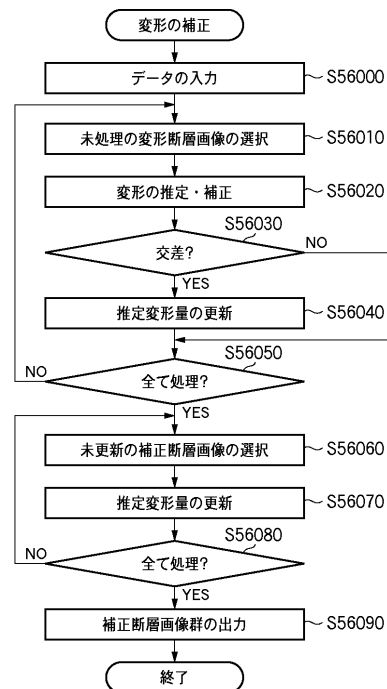
【図 19】



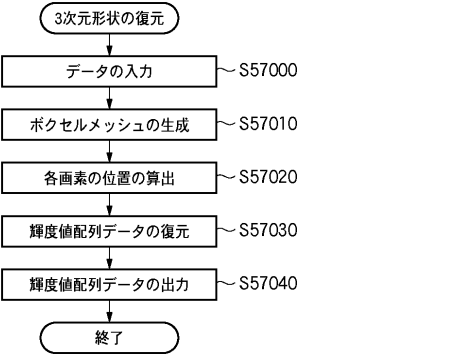
【図 20】



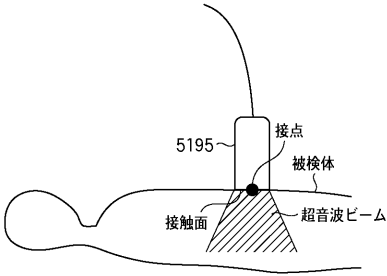
【図 21】



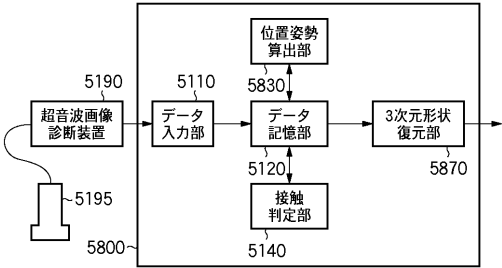
【図 2 2】



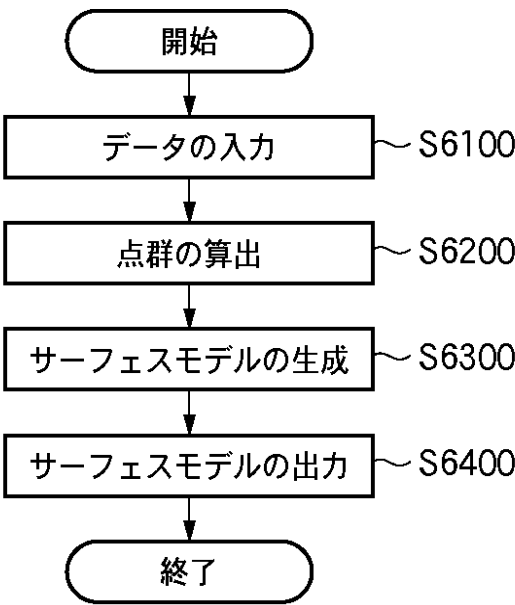
【図 2 4】



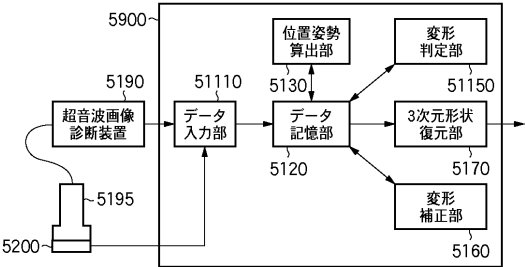
【図 2 3】



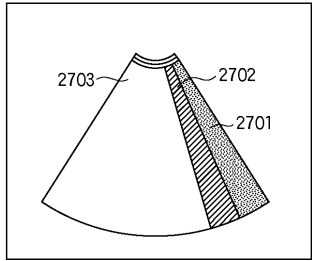
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 遠藤 隆明
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
- (72)発明者 石川 亮
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 杉田 翠

- (56)参考文献 特開2010-233961(JP,A)
国際公開第2008/075740(WO,A1)
実開昭60-076910(JP,U)
国際公開第2007/133296(WO,A2)
特開2008-237912(JP,A)
G.M. Treece et al., Correction of probe pressure artifacts in freehand 3D ultrasound
, Medical Image Analysis, 2002年, vol.6, pp.199-214
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
JSTPlus(JDreamIII)
JMEDPlus(JDreamIII)

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法		
公开(公告)号	JP5631453B2	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	JP2013142135	申请日	2013-07-05
[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	遠藤隆明 佐藤清秀 石川亮		
发明人	遠藤 隆明 佐藤 清秀 石川 亮		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B6/03.360.G A61B6/03.360.Q A61B6/03.377		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/FF35 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/AB05 4C096/AD14 4C096/DC02 4C096/DC19 4C096/DC28 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DC38 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB17 4C601/EE04 4C601/GA18 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP2013223792A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像处理设备和图像处理方法，用于基于三维体数据补充图像断层图像中的成像模糊区域。图像生成单元基于超声波探头的位

数5]

置和取向信息，从三维体数据获得与由超声波探头成像的被摄体的断层图像对应的断层面的图像。图像组合单元140组合断层平面的图像和断层图像以生成组合图像并输出合成图像。在该合成中，通过将区域指定为断层图像中的不清晰区域并且将不清晰区域中的图像替换为与断层平面图像中的不清晰区域对应的区域中的图像，断层图像和断层平面的图像。点域1

$$I = (1 - a_1)(1 - a_2)I_s + (a_1 + a_2 - a_1a_2)I_g$$