

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5995449号  
(P5995449)

(45) 発行日 平成28年9月21日(2016.9.21)

(24) 登録日 平成28年9月2日(2016.9.2)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-12434 (P2012-12434)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成24年1月24日 (2012.1.24)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-150680 (P2013-150680A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成25年8月8日 (2013.8.8)	(74) 代理人	100076428
審査請求日	平成27年1月6日 (2015.1.6)		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】 情報処理装置及びその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の基準座標系における注目領域の位置を取得する注目領域取得手段と、  
超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

前記取得された注目領域の位置、及び、前記取得された前記超音波断層画像の位置姿勢の少なくともいずれかに基づいて、前記超音波断層画像の平面によって座標軸が定義される超音波座標系における、前記注目領域に対応する対応位置を推定する推定手段と、

前記推定された対応位置に誤差範囲を付加することにより、前記超音波座標系における前記対応位置の存在領域を算出する存在領域算出手段と、

前記算出された存在領域の情報と前記取得された超音波断層画像の位置姿勢の情報とに基づいて、前記存在領域と前記超音波断層画像との交差領域を算出する交差領域算出手段と、

前記超音波断層画像と、診断される領域を示すボディマークとを表示するとともに、前記存在領域と前記交差領域とを前記ボディマーク上に表示する表示制御手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項2】

前記表示制御手段は、更に、前記超音波プローブの位置または前記超音波断層画像もしくはその外形を前記ボディマーク上に表示することを特徴とする請求項1に記載の情報処理装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記存在領域は、前記注目領域の位置を通る同一面領域であって、  
前記表示制御手段は、更に、前記注目領域を前記ボディマーク上に表示することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の情報処理装置。

## 【請求項 4】

前記存在領域は、前記注目領域の位置を通る同一面領域であって、  
前記表示制御手段は、

前記超音波断層画像が前記存在領域と交差する場合には、前記超音波断層画像と前記存在領域との交差領域を表す情報を前記ボディマーク上に表示し、

前記超音波断層画像が前記存在領域と交差しない場合には、前記超音波断層画像と前記同一面領域との交差領域を前記ボディマーク上に表示する

ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の情報処理装置。

## 【請求項 5】

被検体の 3 次元の基準座標系における処理対象領域を取得する処理対象領域取得手段と  
超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

超音波座標系において、前記処理対象領域に対応する対応位置に誤差範囲を付加することにより、前記処理対象領域の存在領域を算出する存在領域算出手段と、

前記算出された存在領域の情報と前記取得された超音波断層画像の位置姿勢の情報とに基づいて、前記存在領域と前記超音波断層画像との交差領域を算出する交差領域算出手段と、

前記超音波断層画像と、診断される領域を示すボディマークとを表示するとともに、前記存在領域と前記交差領域とを前記ボディマーク上に表示する表示制御手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

## 【請求項 6】

情報処理装置の制御方法であって、

注目領域取得手段が、被検体の基準座標系における注目領域の位置を取得するステップと、

位置姿勢取得手段が、超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得するステップと、

推定手段が、前記取得された注目領域の位置、及び、前記取得された前記超音波断層画像の位置姿勢の少なくともいずれかに基づいて、前記超音波断層画像の平面によって座標軸が定義される超音波座標系における、前記注目領域に対する対応位置を推定するステップと、

存在領域算出手段が、前記推定された対応位置に誤差範囲を付加することにより、前記超音波座標系における前記対応位置の存在領域を算出するステップと、

交差領域算出手段が、前記算出された存在領域の情報と前記取得された超音波断層画像の位置姿勢の情報とに基づいて、前記存在領域と前記超音波断層画像との交差領域を算出するステップと、

表示制御手段が、前記超音波断層画像と、診断される領域を示すボディマークとを表示するとともに、前記存在領域と前記交差領域とを前記ボディマーク上に表示するステップと、

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

## 【請求項 7】

情報処理装置の制御方法であって、

処理対象領域取得手段が、被検体の 3 次元の基準座標系における処理対象領域を取得するステップと、

位置姿勢取得手段が、超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得するステップと、

存在領域算出手段が、超音波座標系において、前記処理対象領域に対応する対応位置に

誤差範囲を付加することにより、前記処理対象領域の存在領域を算出するステップと、  
交差領域算出手段が、前記算出された存在領域の情報と前記取得された超音波断層画像の位置姿勢の情報とに基づいて、前記存在領域と前記超音波断層画像との交差領域を算出するステップと、

表示制御手段が、前記超音波断層画像と、診断される領域を示すボディマークとを表示するとともに、前記存在領域と前記交差領域とを前記ボディマーク上に表示するステップと、

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

【請求項 8】

被検体における注目領域の位置を取得する注目領域取得手段と、  
超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

診断される領域を示すボディマークの平面と平行で、かつ、前記取得された注目領域の位置を通過する平面を算出する平面算出手段と、

前記算出された平面の情報と前記取得された前記超音波断層画像の位置姿勢とに基づいて、前記算出された平面と前記超音波断層画像との交差領域を算出する交差領域算出手段と、

前記超音波断層画像と前記ボディマークとを表示するとともに、前記算出された交差領域と前記超音波プローブの位置とを前記ボディマーク上に表示する表示制御手段と、

を備えることを特徴とする情報処理装置。

【請求項 9】

情報処理装置の制御方法であって、

注目領域取得手段が、被検体における注目領域の位置を取得するステップと、

位置姿勢取得手段が、超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得するステップと、

平面算出手段が、診断される領域を示すボディマークの平面と平行で、かつ、前記取得された注目領域の位置を通過する平面を算出するステップと、

交差領域算出手段が、前記算出された平面の情報と前記取得された前記超音波断層画像の位置姿勢とに基づいて、前記算出された平面と前記超音波断層画像との交差領域を算出するステップと、

表示制御手段が、前記超音波断層画像と前記ボディマークとを表示するとともに、前記算出された交差領域と前記超音波プローブの位置とを前記ボディマーク上に表示するステップと、

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

【請求項 10】

コンピュータを、請求項 1 乃至 5 及び請求項 8 のうちいずれか 1 項に記載の情報処理装置が有する各手段として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、モダリティ、撮影体位、撮影日時等の撮影条件が異なる画像間の注目領域に対応する領域を効率良く探索するための情報処理装置及びその制御方法に関する。

【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（被検体内部の 3 次元的情報を表す断層画像群からなる 3 次元画像データ）をモニタに表示し、表示された画像を読み取って病変部の診断を行う。医用画像を撮像する医用画像収集装置（以下、モダリティと呼ぶ）としては、超音波画像診断装置、磁気共鳴映像装置（以下、MRI 装置と呼ぶ）、X 線コンピュータ断層撮影装置（以下、X 線 CT 装置と呼ぶ）などが挙げられる。

【0003】

10

20

30

40

50

これらの個々のモダリティで撮像された医用画像を観察するだけでは、病変部の状態を正しく診断することは困難である。そこで、複数のモダリティで撮像された夫々の医用画像や、異なる日時に撮像された夫々の医用画像中の病変部を比較することによって、病変部の状態を正しく診断しようとする試みがなされている。

#### 【0004】

複数種類の医用画像を診断に利用するためには、夫々の医用画像における病変部等を同定する（対応付ける）ことが重要である。モダリティの違いや被検体の変形等の影響で画像処理による同定の自動化が困難であるため、医師等の作業者は画像を見ながら同定の作業を手動で行うことが一般的である。作業者は、一方の医用画像（以下、参照画像）で指摘された注目する病変部（注目病変部）の画像を見て、病変部の形状やその周辺部の見え方等の類似性を検討する。そして作業者は、それらの情報を手がかりにして、その病変部に対応する病変部（対応病変部）を他方の医用画像（以下、対象画像）から探索し同定している。ここで、医用画像を提示する装置が、参照画像の座標系における注目病変部の位置から対象画像の座標系における対応病変部の位置を推定して提示する機能を備えているならば、作業者はその推定位置を手掛かりにして対応病変部の探索を行うことができる。

#### 【0005】

そこで、超音波プローブの位置と姿勢を計測することで、対象画像である超音波断層画像と参照画像との座標系の関係を求め、超音波断層画像の座標系（超音波座標系）における対応病変部の位置を推定してプローブの操作を誘導する試みがなされている。例えば、現在の超音波断層画像に対して、リファレンス像（MRI装置等の3次元断面画像）で設定したターゲット（注目病変部）の中心までの距離と方向を計算し、該距離と方向に基づく3次元の矢印像と数値を表示することが、特許文献1に開示されている。これにより、ユーザは、現在の超音波断層画像からターゲットまでの距離を視覚的に把握できるので、リファレンス像と超音波断層画像との対応（位置関係）を把握することが容易になる。

#### 【0006】

また、過去の超音波断層画像から選択した画像追跡点（注目病変部）が与えられた場合に、現在の超音波断層画像からの距離と方向に基づく大きさや色の正方形を平面内指示子として該現在の超音波断層画像に重ねて表示することが、特許文献2に開示されている。これにより、甲状腺中の小結節の数や肝臓中の転移の数等を計数する場合に、プローブの角度や位置を変えても、現在視覚化されている構造が新しく識別されたものか、あるいは既に識別されて計数済のものかを判別することができる。

#### 【0007】

ところで、超音波プローブの位置と姿勢の計測精度は完全ではなく、また、参照画像撮影時と超音波断層画像撮影時の被検体の形状は必ずしも一致していない。そのため、超音波断層画像の座標系における対応病変部の推定位置には誤差が含まれており、実際の対応病変部の位置とは位置ずれしたものとなる。しかしながら、上記特許文献1及び2で開示されている表示には上記位置ずれは考慮されていない。このため、上記位置ずれの程度によっては、ユーザは対応病変部を同定できない（見つけられない）可能性がある。この場合、結局、ユーザが超音波断層画像全体から対応病変部を探索することになり、探索の効率が悪いという課題があった。

#### 【0008】

そこで、このような課題を解決する技術が本発明者らによって特許文献3に提案されている。この発明によれば、超音波断層画像上において対応病変部が存在しうる範囲（存在範囲）が、位置推定の誤差を考慮することで算出される。そして、ユーザが対応病変部を探索する際の目安として、該存在範囲が超音波断層画像上に提示される。これにより、ユーザは、対応病変部の探索を行うべき範囲（探索範囲）が分かるので、対応病変部を効率良く探索して同定することができる。

#### 【0009】

一方、探索対象の対応病変部や超音波断層画像の位置を俯瞰的に参照できるようにすることで、探索効率を向上させられる方法として、対象物体の簡略形状を表すボディマーク

10

20

30

40

50

上に医用画像中の病変部の情報やプローブの位置情報を表示することが行われている。例えば特許文献4には、超音波検査時の患者の乳房上の位置から乳房を表す標準的なボディマーク上への座標変換を行う変換規則を求め、当該ボディマーク上に超音波プローブの位置を(ボディマーク座標系に正規化して)表示する方法が開示されている。また、特許文献5には、X線CT装置やMRI装置で撮像した対象物体のボリュームレンダリングによって3Dボディマークを生成し、3Dボディマーク上に病変部の位置とプローブの位置を表す図形を重ね合わせて表示する方法が開示されている。この方法によれば、超音波検査時に医師が病変部を検索する際のプローブ操作を支援することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0010】

【特許文献1】特開2008-246264号公報

【特許文献2】特開2008-212680号公報

【特許文献3】特願2011-084495

【特許文献4】特開2008-086742号公報

【特許文献5】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】

【0011】

しかしながら、特許文献3では、対応病変部の3次元の存在範囲の一断面を表示しているだけなので、3次元の存在範囲のどの場所を切り出したものなのかを容易に把握することが出来なかった。例えば、3次元の存在範囲が球形状で与えられる場合には、超音波断層画像が3次元の存在範囲のどの部分と交差していても、断層画像上における2次元の存在範囲は常に円形状で表示される。従って、球の大きさを知らないユーザにとっては、現在の交差位置が球の中心に近い部分なのか、球の端に近い部分なのかを把握することが容易ではないという課題があった。また、超音波断層画像が存在範囲と交差していない場合に、超音波プローブをどれだけ動かせば存在範囲に辿りつけるかを、容易に把握することはできなかった。

20

【0012】

一方、特許文献4では2Dボディマーク上での病変部の位置は分からないため、探索を効率化するのは難しい。また、特許文献5では、通常医師が見慣れた2Dボディマークとは異なり、医師が見慣れない3Dボディマーク上で超音波断層画像と病変部の位置関係を把握しなければならず、探索の効率が落ちる可能性があった。さらに、特許文献4と特許文献5に基づいて、2Dボディマーク上に超音波断層画像と病変部の位置を表示したとしても、超音波断層画像と対応病変部の、ボディマークの奥行き方向を含めた3次元的な位置関係までは分からない。そのため、超音波プローブをどれだけ動かせば対応病変部を写しだせるかを正確に知ることはできなかった。

30

【0013】

このように、従来技術では、対応病変部、或いは対応病変部に基づいて定義される領域と、超音波断層画像との位置関係を容易に把握することができなかった。

40

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一側面に係る情報処理装置は、  
被検体の基準座標系における注目領域の位置を取得する注目領域取得手段と、  
超音波プローブによって取得される超音波断層画像の位置姿勢を取得する位置姿勢取得手段と、

前記取得された注目領域の位置、及び、前記取得された前記超音波断層画像の位置姿勢の少なくともいずれかに基づいて、前記超音波断層画像の平面によって座標軸が定義される超音波座標系における、前記注目領域に対応する対応位置を推定する推定手段と、

前記推定された対応位置に誤差範囲を付加することにより、前記超音波座標系における

50

前記対応位置の存在領域を算出する存在領域算出手段と、

前記算出された存在領域の情報と前記取得された超音波断層画像の位置姿勢の情報とに基づいて、前記存在領域と前記超音波断層画像との交差領域を算出する交差領域算出手段と、

前記超音波断層画像と、診断される領域を示すボディマークとを表示するとともに、前記存在領域と前記交差領域とを前記ボディマーク上に表示する表示制御手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、病変部位置の存在領域や同一面領域などの処理対象領域と表示中の超音波断層画像との交差領域を、ボディマーク上に表示することができる。これにより、操作者は、ボディマーク上で超音波断層画像に対する対応病変部またはその存在領域の位置関係を容易に把握できるため、効率良く対応病変部を探索し同定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】第1の実施形態に係る情報処理装置の構成を示す図。

【図2】第1の実施形態に係る情報処理装置の処理手順を示すフロー図。

【図3】乳房のボディマークを示す図。

【図4】第1の実施形態における交差領域を重畳させた超音波断層画像を示す図。

【図5】第1の実施形態における存在領域と超音波断層画像、及びその交差領域を示す図

【図6】第1の実施形態における乳房の合成ボディマークを示す図。

【図7】第2の実施形態に係る情報処理装置の構成を示す図。

【図8】第2の実施形態に係る情報処理装置の処理手順を示すフロー図。

【図9】第2の実施形態における存在領域と超音波断層画像、及びその交差領域を示す図

【図10】第2の実施形態における交差領域を重畳させた超音波断層画像を示す図。

【図11】第2の実施形態における乳房の合成ボディマークを示す図。

【図12】第3の実施形態に係る情報処理装置の処理手順を示すフロー図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

< 第1の実施形態 >

本実施形態に係る情報処理システムは、3次元画像データ（参照画像）中の注目領域（例えば、注目病変部）に対応する対応領域（対応病変部）が存在し得る領域（存在領域）を処理対象領域とする。そして、求めた3次元の存在領域と実時間で撮影している超音波断層画像（対象画像）との交差領域を算出し、算出した交差領域を該存在領域とともにボディマーク上に投影させて表示する。これにより、ユーザ（医師や技師）が超音波断層画像上で対応領域を探索する際、表示中の超音波断層画像が3次元の存在領域のどの場所に位置しているかを、ボディマーク上の表示情報から容易に把握できるようにする。その結果、操作者は探索すべき存在領域が後どの程度残されているかを容易に把握し、対応病変部を効率良く探索して同定できるようになる。以下、本実施形態に係る情報処理システムについて説明する。

【0018】

図1は、本実施形態に係る情報処理システムの構成を示す。同図に示すように、本実施形態における情報処理装置10は、注目領域取得部110、誤差取得部120、ボディマーク取得部130、ボディマーク変換規則算出部140、断層画像取得部150を備える。情報処理装置10は、更に、位置姿勢取得部160、存在領域算出部（処理対象領域取得部とも呼ぶ）170、交差領域算出部180、画像合成部190、ボディマーク合成部200、表示制御部210、表示部220を備える。そして、情報処理装置10は、第1医用画像収集装置20から収集された3次元画像データや後に記述する誤差要因情報等を

10

20

30

40

50

保持するデータサーバ30に接続されている。また、情報処理装置10は、被検体の超音波断層画像を撮像する第2医用画像収集装置40としての超音波画像診断装置にも接続されている。

【0019】

次に、図2のフローチャートを利用して、本実施形態における情報処理装置10の各部の動作の説明と処理手順を説明する。

【0020】

(S2000：データの入力)

S2000において、注目領域取得部110は、データサーバ30から注目領域を表す情報を取得し、存在領域算出部170に出力する。ここで、注目領域を表す情報とは、例えば、3次元画像データとしてのMRI画像における、注目病変部の位置(領域の重心位置)や、注目病変部の領域境界に位置する点群の座標である。以下の説明では、注目領域を表す情報は、MRI装置座標系で表されているものとする。

10

【0021】

(S2010：誤差要因情報の入力)

S2010において、誤差取得部120は、誤差推定値の算出に用いる各種の誤差要因情報をデータサーバ30から取得する。ここで、誤差要因情報とは、超音波断層画像上における対応領域の存在領域を算出するための情報である。例えば、超音波プローブの位置姿勢を計測する位置姿勢センサの種別(例えば、センサA、センサBなど)を表す情報を、誤差要因情報としてデータサーバ30から取得する。

20

【0022】

(S2020：誤差推定値の取得)

S2020において、誤差取得部120は、S2010で取得した各種の誤差要因情報(誤差の算出に用いる各種データ)に基づいて、誤差推定値を算出し、存在領域算出部170に出力する。

【0023】

誤差推定値を算出する処理は、例えば、第2医用画像収集装置40の超音波プローブの位置姿勢を計測する位置姿勢センサの特性等に基づいて実行することができる。位置姿勢センサの計測方式毎に予め誤差の基準値を定めておき、使用するセンサの計測方式に応じて値を選択するようにできる。例えば、S2010で入力した誤差要因情報が光学式センサであるセンサAを使用しているという情報の場合、磁気式センサであるセンサBを使用している場合に比べて小さい値として誤差推定値を算出するようにできる。なお、誤差を推定する処理は、他の処理であっても良い。

30

【0024】

(S2030：ボディマーク情報の取得)

S2030において、ボディマーク取得部130は、データサーバ30から乳房の概略形状を表すボディマークを取得する。

【0025】

図3は乳房のボディマークを示す図である。図3において、BMは右乳房のボディマークを表している。本実施形態では、図3に示すように、乳頭300、乳房上端301、乳房下端302、乳房内端303、乳房外端304をボディマークBMの特徴点とする。そして、それらの位置 $X_{I_k}^{Bodymark} (1 \leq I_k \leq I_N)$ が予め取得されて、ボディマークBMに付帯しているものとする。なお、これらの特徴点は、ボディマーク座標系BC(ボディマークを含む平面をXY平面とし、それと直交する軸をZ軸として定義した座標系)で表されるものとし、本実施形態では、XY平面上のみに存在するものとする。

40

【0026】

(S2040：ボディマーク変換規則の算出)

S2040において、ボディマーク変換規則算出部140は、乳房形状が図3におけるボディマークBMの形状と略一致するように変換するボディマーク変換規則を算出する。具体的には、乳房の特徴点の位置 $X_{I_k}^{Supine}$ とボディマークBMの特徴点の位置 $X_{I_k}^{Body}$

50

mark とが対応するように変換する規則を、例えば特許文献 4 に開示されている手法で算出する。このボディマーク変換規則は、乳房上の各点の、ボディマーク座標系における X Y 平面上の対応位置までの移動量を表す 3 次元変位ベクトル群で表現される。

#### 【 0 0 2 7 】

( S 2 0 5 0 : 断層画像の取得 )

S 2 0 5 0 において、断層画像取得部 1 5 0 は、第 2 医用画像収集装置 4 0 から超音波断層画像を取得する。また、位置姿勢取得部 1 6 0 は、上記超音波断層画像を撮像した際の超音波プローブの位置姿勢の計測値を第 2 医用画像収集装置 4 0 から取得する。そして、既知の値として予め記憶している校正データを利用して、該計測値から M R I 装置座標系における超音波断層画像の位置姿勢を算出する。そしてこれを、存在領域算出部 1 7 0、交差領域算出部 1 8 0、及びボディマーク合成部 2 0 0 へ出力する。なお、第 2 医用画像収集装置 4 0 としての超音波画像診断装置は、被検体の超音波断層画像を実時間で撮像する。また、超音波プローブの位置姿勢は不図示の位置姿勢センサで計測される。ここで、超音波プローブの位置姿勢は、例えば被検体を基準とした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。

10

#### 【 0 0 2 8 】

( S 2 0 6 0 : 存在領域の取得 )

S 2 0 6 0 において、存在領域算出部 1 7 0 は、超音波座標系上における対応領域の存在領域を算出し、交差領域算出部 1 8 0 とボディマーク合成部 2 0 0 へ出力する。ここで超音波座標系とは、超音波断層画像を基準とした 3 次元座標系であり、例えば、該断層画像上の 1 点を原点として、該断層画像の平面上に x 軸と y 軸を設定し、該平面に直交する方向に z 軸を設定した座標系として定義できる。

20

#### 【 0 0 2 9 】

具体的には、存在領域算出部 1 7 0 は、まず、超音波座標系における注目領域に対する対応領域を推定する。例えば、注目領域を表す情報として注目病変部の位置が与えられている場合には、対応領域を表す情報として、超音波座標系上における対応病変部の位置を推定する。この推定は、S 2 0 5 0 で算出した M R I 装置座標系における超音波断層画像の位置姿勢に基づいて行うことができる。

#### 【 0 0 3 0 】

次に、存在領域算出部 1 7 0 は、上記で推定した対応領域と S 2 0 2 0 で取得した誤差推定値とに基づいて、超音波座標系上における対応領域の 3 次元の存在領域を算出する。例えば、推定した対応病変部の位置が中心で、誤差推定値が半径である球として存在領域を算出する。

30

#### 【 0 0 3 1 】

( S 2 0 7 0 : 存在領域と断層画像の交差領域の算出 )

S 2 0 7 0 において、交差領域算出部 1 8 0 は、存在領域の情報及び超音波断層画像の位置姿勢の情報を用いて、本実施形態の処理対象領域である存在領域と断層画像との交差領域を算出する。そしてこれを、画像合成部 1 9 0 とボディマーク合成部 2 0 0 へと出力する。存在領域が球の場合、交差領域は当該球と当該断層画像とが交差する領域 ( 球の断面 ) である円として定義される。したがって、交差領域算出部 1 8 0 は、超音波断層画像上におけるこの円の中心位置と半径を交差領域として算出する。なお、3 次元空間中で定義される球と平面との交差領域の算出方法は周知のものであるので、その説明は省略する。なお、当該球と当該断層画像が交差しない場合には、「断面上に存在範囲はない」という情報が保存される。

40

#### 【 0 0 3 2 】

( S 2 0 8 0 : 断層画像に交差領域を描画 )

S 2 0 8 0 において、画像合成部 1 9 0 は、交差領域算出部 1 8 0 から取得した円の中心位置と半径を用いて、超音波断層画像上に交差領域を重畳した画像を生成し、表示制御部 2 1 0 へ出力する。但し、S 2 0 7 0 において「断面上に交差領域は存在しない」と判定された場合には、超音波断層画像をそのまま表示制御部 2 1 0 へ出力する。そして、表

50

示制御部 210 は、取得した画像を表示部 220 に表示する。また、必要に応じて、不図示の I/F を介してこれを外部へと出力し、さらに、他のアプリケーションから利用可能な状態として不図示の RAM 上に格納する。

#### 【0033】

図 4 は、交差領域を重畳した超音波断層画像を示す図である。図 4 において、T は超音波断層画像、D は対応病変部、C は交差領域を表す。このとき、交差領域 C は超音波断層画像 T 上における対応病変部の 2 次元の存在領域を表すものであり、図 4 において、対応病変部 D は交差領域 C 内に存在することが分かる。

#### 【0034】

(S2090: ボディマーク上に取得領域を描画)

S2090 において、ボディマーク合成部 200 は、S2050 で算出した超音波断層画像の位置姿勢情報と、S2060 で算出した存在領域の情報と、S2070 で算出した交差領域の情報とを、ボディマーク座標系に変換する。そして、変換された情報を、S2030 で取得したボディマーク上に重畳させた表示物（以降、合成ボディマークと呼ぶ）を生成し、表示制御部 210 へ出力する。最後に、表示制御部 210 は、取得した画像を表示部 220 に表示する。以下に、合成ボディマークを生成するまでの具体的な方法を示す。

#### 【0035】

本実施形態では、まず、超音波断層画像の上端の線分領域、つまり超音波プローブが体表と触れているプローブ位置を超音波断層画像の位置姿勢情報から取得する。次に、超音波断層画像上の交差領域の重心位置（円領域の中心点）を取得する。そして、交差領域の重心を通り、超音波断層画像の横軸に平行であって、交差領域の境界を両端点とするような線分を求める。

#### 【0036】

図 5 は、超音波座標系における超音波断層画像と存在領域及びその交差領域を示す図である。図 5 において、UC は超音波座標系の x y z 軸、T は超音波断層画像、P はプローブ位置、R は存在領域、C は交差領域、G は交差領域の重心位置、L は交差領域の重心を通る線分を表す。

#### 【0037】

次に、プローブ位置 P、存在領域 R、線分 L、重心位置 G の夫々を、S2040 で算出したボディマーク変換規則に基づいて、図 4 における超音波座標系 UC から図 3 におけるボディマーク座標系 BC に変換する。そして、変換された領域情報をボディマークに重畳させることで合成ボディマークを得る。

#### 【0038】

図 6 は、合成ボディマークを示す図である。図 6 (a) において、BM、BC は図 3 と同様のものを表す。P<sub>B</sub> は変換後のプローブ位置、R<sub>B</sub> は変換後の存在領域、G<sub>B</sub> は変換後の交差領域の重心位置、L<sub>B</sub> は変換後の交差領域の重心を通る線分を表す。図 6 (a) から、ボディマークを観察したときに、超音波プローブが体表に触れている位置と存在領域との位置関係が分かる。さらに、超音波断層画像が存在領域におけるどの場所で交差しているのかが容易に把握できる。

#### 【0039】

また、合成ボディマークの生成方法はこの方法に限らない。例えば、線分 L の代わりに交差領域 C 自体をボディマーク座標系に変換して重畳させるようにしても良い。また、超音波断層画像上の交差領域の位置姿勢を分かり易くするために、超音波断層画像 T の外形形状も変換して重畳させるようにしてもよい。また、外形形状ではなく超音波断層画像 T そのものを変換して重畳させるようにしてもよい。

#### 【0040】

図 6 (b) において、P<sub>B</sub> と R<sub>B</sub> は図 6 (a) と同様のものを表す。また、C<sub>B</sub> は変換後の交差領域、T<sub>B</sub> は変換後の超音波断層画像の外形形状を表す。図 6 (b) から、ボディマークを観察したときに、超音波断層画像が存在領域におけるどの場所で交差しているの

10

20

30

40

50

かが分かるとともに、超音波断層画像の傾きも容易に把握することができる。

【0041】

(S2100：全体の処理を終了するか否かの判定)

S2100において、情報処理装置10は、全体の処理を終了するか否かの判定を行う。例えば、不図示のキーボードの所定のキー（終了キー）を操作者が押すなどして入力した終了の指示を取得する。終了すると判定した場合には、情報処理装置10の処理の全体を終了させる。一方、終了すると判定しなかった場合には、S2050へと処理を戻し、新たに撮像される超音波断層画像に対して、S2050以降の処理を再度実行する。

【0042】

以上のように、本実施形態に係る情報処理装置は、表示中の超音波断層画像と処理対象領域である対応病変部の存在領域との交差領域をボディマーク上に表示する。また、存在領域やプローブ位置の情報もこれに合わせてプローブ上に表示する。これにより、ユーザは存在領域に対する超音波断層画像の現在位置を容易に把握することができる。従って、操作者は探索すべき存在範囲が後どの程度残されているかを容易に把握でき、対応病変部を効率良く探索して同定することができる。

【0043】

<第2の実施形態>

第1の実施形態に係る情報処理システムでは、対応病変部の推定位置（以降、推定病変位置と呼ぶ）が正確とは見なせない場合に、対応病変部を探索すべき範囲を示すことを目的としていた。それに対し、本実施形態に係る情報処理システムでは、推定病変位置が正確であると見なせる場合を前提とする。そして、この前提のもと、プローブの操作を推定病変位置までナビゲートするための表示を行うことを目的とする。すなわち、超音波断層画像と推定病変位置との位置関係をユーザが把握するのを支援する情報を提供することを目的とする。より具体的には、本実施形態では、ボディマーク上に表示される誘導図形が推定病変位置と一致するようにプローブを操作すると、超音波断層画像内に推定病変位置が含まれるようになるような誘導図形の表示を行う。そのために、本実施形態では、推定病変位置を同一面内に含むような、推定病変位置と同じ深さの面領域（同一面領域）として、処理対象領域を定義する。そして、該同一面領域と超音波断面との交差領域を算出して、該交差領域を表す誘導図形を推定病変位置とともにボディマーク上に表示する。推定病変位置と同じ深さの超音波断層画像上の位置を表す誘導図形を、常にボディマーク上で把握できるようにすることで、超音波プローブをどの程度移動させれば推定病変位置に到達できるかを、正確に把握できるようにする。

【0044】

図7は、本実施形態に係る情報処理システムの構成を示す。同図に示すように、本実施形態における情報処理装置70は、注目領域取得部110、ボディマーク取得部130、ボディマーク変換規則算出部140、断層画像取得部150を備える。情報処理装置70は、更に、位置姿勢取得部160、同一面算出部（処理対象領域取得部とも呼ぶ）770、交差領域算出部780、画像合成部790、ボディマーク合成部800、表示制御部210、表示部220を備える。そして、3次元画像データや後に記述するボディマーク等を保持するデータサーバ30に接続されている。また、情報処理装置70は、被検体の超音波断層画像を撮像する第2医用画像収集装置40としての超音波画像診断装置にも接続されている。

【0045】

次に、図8のフローチャートを利用して、本実施形態における情報処理装置70の各部の動作の説明と処理手順を説明する。但し、S8000、S8030、S8040、S8050、S8100はそれぞれ、図2のフローチャートにおける、S2000、S2030、S2040、S2050、S2100の処理と同様であるため、説明は省略する。

【0046】

(S8060：同一面領域の取得)

S8060において、同一面算出部770は、処理対象領域として後述の同一面領域を

10

20

30

40

50

算出し、交差領域算出部 780 とボディマーク合成部 800 へ出力する。さらに、同一面取得の過程で推定される超音波座標系における対応病変部の位置情報（推定病変位置）をボディマーク合成部 800 へ出力する。ここで超音波座標系は、第 1 の実施形態と同様のものを表す。

#### 【0047】

具体的には、同一面算出部 770 は、まず、超音波座標系における対応病変部の位置を推定する。次に、同一面算出部 770 は、超音波座標系において人体の正面に平行な平面を決定する。これにより、人体の正面に平行な平面上に並ぶことが自明であるような体表上の少なくとも 3 つの特徴点の位置の組み合わせを取得することで決定できる。例えば、胸骨に近い体表点の位置を 3 点以上取得することで決定できる。そして、決定された平面に平行であり、かつ人体を正面から見たときの奥行き方向において推定病変位置と同じ深さになる（推定病変位置を通る）平面を、同一面領域として算出する。本実施形態では、この同一面領域を、超音波断層画像を対応病変が写る位置に導くための補助領域として位置づける。なお、同一面領域の取得方法はこれに限られるものではなく、推定病変位置を同一面内に含むような、推定病変位置と同じ深さの面領域を取得できる方法であれば他の方法であってもよい。たとえば、超音波座標系における推定病変位置の y 座標（深さ方向の座標）を  $P_y$  としたときに、 $y = P_y$  で定義される平面を同一面領域として取得してもよい。

#### 【0048】

（S8070：存在領域と断層画像の交差領域の算出）

S8070 において、交差領域算出部 780 は、同一面領域の情報及び超音波断層画像の位置姿勢の情報を用いて、本実施形態における処理対象領域である同一面領域と断層画像との交差領域を算出する。そしてこれを、画像合成部 790 とボディマーク合成部 800 へと出力する。本実施形態では、同一面領域は平面領域として定義されるので、交差領域は当該平面（無限の領域を持つ平面）と当該断層画像（有限の領域を持つ平面）とが交差する領域（平面と平面の交線）である線分領域として定義される。したがって、交差領域算出部 780 は、超音波断層画像上におけるこの線分領域の両端位置を交差領域として算出する。なお、3次元空間中で定義される平面と平面との交差領域の算出方法は周知のものであるので、その説明は省略する。なお、「同一面領域と当該断層画像が交差しない」と判定された場合には、超音波断層画像を超音波座標系における y 軸正の方向（深さ方向）に無限遠に延長させた平面領域と、同一面領域との交線を交差領域として算出する。

#### 【0049】

図 9 は、同一面領域と超音波断層画像及びその交差領域を示す図である。図 9 において、UC、T、P は、図 5 と同様のものを表す。また、図 9 において、E1 は推定病変位置、F は同一面領域、CL は超音波断層画像 T と同一面領域 F の交線である線分を表す。また、VL は推定病変位置 E1 から線分 CL に下ろした垂線、E2 は線分 CL と垂線 VL の交点、つまり交線 CL 上への推定病変位置 E1 の投影位置（以降、推定病変投影位置と呼ぶ）を表す。本実施形態では、推定病変投影位置 E2 も交差領域の情報に含めて算出するものとする。なお、垂線 VL の長さが所定の値より小さい場合に、超音波断層画像 T に推定病変位置 E1 が含まれていると判断し、その情報を保存しておく。

#### 【0050】

（S8080：断層画像に交差領域を描画）

S8080 において、画像合成部 790 は、交差領域算出部 780 から取得した線分領域の両端位置及び推定病変投影位置を用いて、超音波断層画像上に交差領域を重畳した画像を生成し、表示制御部 210 へ出力する。なお、S8070 において断層画像上に推定病変位置が含まれると判断された場合（この場合その位置は推定病変投影位置と一致する）には、それがユーザに分かるよう推定病変投影位置の表示態様を変更する（例えば色を変更する）ことが好ましい。但し、S8070 において「存在平面と超音波断層画像が交差しない」と判定された場合には、超音波断層画像をそのまま表示制御部 210 へ出力する。そして、表示制御部 210 は、取得した画像を表示部 220 に表示する。また、必要に

10

20

30

40

50

応じて、不図示の I / F を介してこれを外部へと出力し、さらに、他のアプリケーションから利用可能な状態として不図示の R A M 上に格納する。

【 0 0 5 1 】

図 1 0 は、交差領域を重畳した超音波断層画像を示す図である。図 1 0 において、T、C L、E 2 は図 9 と同様のものを表す。図 1 0 において、超音波断層画像 T 上に表示された存在平面と超音波断層画像 T との交線 C L を参照することで、推定病変位置が体表からの程度の深さに存在するかが分かる。それと同時に、超音波断層画像 T が人体の正面に平行な平面に対してどの程度傾いているのかも分かる。さらに、推定病変投影位置 E 2 を参照することで、超音波プローブの姿勢を固定した状態で、人体の正面に対して平行に超音波断層画像を前後方向に平行移動させたときに、どの位置に対応病変部が現れるかを知

10

【 0 0 5 2 】

( S 8 0 9 0 : ボディマーク上に取得領域を描画 )

S 8 0 9 0 において、ボディマーク合成部 8 0 0 は、以下の情報をボディマーク座標系に変換する。

- ・ S 8 0 5 0 で算出した超音波断層画像の位置姿勢情報。
- ・ S 8 0 6 0 で推定された推定病変位置の情報。
- ・ S 8 0 7 0 で算出した交差領域の情報。そして、変換された情報を、S 8 0 3 0 で取得したボディマーク上に重畳させた表示物 (以降、合成ボディマークと呼ぶ) を生成し、表示制御部 2 1 0 へ出力する。最後に、表示制御部 2 1 0 は、取得した画像を表示部 2 2 0

20

【 0 0 5 3 】

本実施形態では、図 9 におけるプローブ位置 P および超音波断層画像 T の外形形状を、S 8 0 4 0 で算出したボディマーク変換規則に基づいて、図 9 における超音波座標系 U C から図 3 におけるボディマーク座標系 B C に変換する。また同様にして、推定病変位置 E 1、交線 C L、そして、推定病変投影位置 E 2 の領域を、超音波座標系 U C からボディマーク座標系 B C に変換する。そして、変換された領域情報をボディマークに重畳することで合成ボディマークを得る。このとき、超音波断層画像 T の外形形状ではなく、超音波断層画像 T そのもの (を変換した結果) をボディマーク上に重畳するようにしてもよい。

30

【 0 0 5 4 】

図 1 1 は、合成ボディマークを示す図である。図 1 1 において、B M、B C、P<sub>B</sub>、T<sub>B</sub> は図 6 と同様のものを表す。また、E 1<sub>B</sub> は変換後の推定病変位置、C L<sub>B</sub> は変換後の交線、E 2<sub>B</sub> は変換後の推定病変投影位置を表す。P<sub>B</sub> と E 1<sub>B</sub> の位置関係から、ボディマークを観察したときに、超音波プローブが体表に触れている位置と推定病変位置との位置関係が分かる。さらに、C L<sub>B</sub> と E 1<sub>B</sub> の位置関係から、人体の正面方向から見たとき (すなわちボディマークの奥行き方向に見たとき) に推定病変位置と同じ深さになる平面上において、超音波断層画像の対応位置が、推定病変位置からどの程度離れているかが分かる。つまり、超音波プローブの姿勢を固定した状態で、ボディマーク平面に対して平行にプローブを平行移動させたときに、どの程度で推定病変位置に到達できるのかが分かる。図 1 1 において、E 1<sub>B</sub> と E 2<sub>B</sub> が重なるようにプローブを移動させれば、超音波断層画像上に対

40

【 0 0 5 5 】

以上のように、本実施形態に係る情報処理装置は、推定病変位置と同じ深さの超音波断層画像上の対応位置を、推定病変位置とともにボディマーク上に表示することにより、ユーザは推定病変位置に対する超音波断層画像の現在位置を容易に把握することができる。従って、ユーザは超音波断層画像の位置をどの程度移動させれば推定病変位置に到達できるかを正確に把握できるようにする。

【 0 0 5 6 】

< 第 3 の実施形態 >

第 1 の実施形態では対応病変部が存在しうる領域として定義される存在領域 (第一の処

50

理対象領域と呼ぶ)と超音波断層画像との交差領域(第一の交差領域と呼ぶ)をボディマーク上に表示していた。一方、第2の実施形態では対応病変部の推定位置と同じ深さの平面領域として定義される同一面領域(第二の処理対象域と呼ぶ)と超音波断層画像との交差領域(第二の交差領域と呼ぶ)をボディマーク上に表示していた。それに対して、本実施形態に係る情報処理システムでは、超音波断層画像が第一の処理対象領域と交差するときは第一の交差領域を、交差しないときは第二の交差領域を、ボディマーク上に表示するように切り替える。本実施形態に係る情報処理システムの構成は図1と同様であるが、同一面算出部770、交差領域算出部180、画像合成部190、ボディマーク合成部200の処理の一部のみが第1の実施形態とは異なっている。以下、本実施形態に係る情報処理システムについて、第1の実施形態との相違部分についてのみ説明する。

10

## 【0057】

次に、図12のフローチャートを利用して、本実施形態における情報処理装置80の各部の動作の説明と処理手順を説明する。但し、S12000、S12010、S12020はそれぞれ、図2のS2000、S2010、S2020の処理と同様である。また、S12030、S12040、S12050、S12100はそれぞれ、図2のS2030、S2040、S2050、S2100の処理と同様である。そのため、これらの説明は省略する。

## 【0058】

(S12060:第一と第二の処理対象領域の取得)

S12060において、存在領域算出部170は、超音波座標系上における対応領域の存在領域(第一の処理対象領域)を、第1の実施形態におけるS2060と同様の方法で算出する。また、存在領域算出部170は、超音波座標系上における対応領域の同一面領域(第二の処理対象領域)を、第2の実施形態におけるS8060と同様の方法で算出する。

20

## 【0059】

(S12070:存在領域と断層画像の交差判定)

S12070において、交差領域算出部180は、S12060で算出した存在領域の情報、及びS12050で算出した超音波断層画像の位置姿勢の情報に基づき、超音波断層画像が存在領域と交差するか否かを判定する。そして、「交差する」と判定された場合は、S12080へと遷移し、「交差しない」と判定された場合は、S12090へと遷移する。

30

## 【0060】

(S12080:第一の交差領域の取得と描画)

S12080において、交差領域算出部180は、第一の交差領域を取得し、画像合成部190とボディマーク合成部200へ出力する。そして、画像合成部190は取得した第一の交差領域の情報を超音波断層画像に重畳させた第一の合成画像を生成し、表示制御部210は画像合成部190から取得した第一の合成画像を表示する。次に、ボディマーク合成部200は、S12050で算出した超音波断層画像の位置姿勢情報と、S12060で算出した第一の存在領域の情報と、S12080で算出した第一の交差領域の情報を、ボディマークに合成した第一の合成ボディマークを生成する。そして、表示制御部210はボディマーク合成部200から取得した第一の合成ボディマークを表示部220に表示する。S12080の処理は、第1の実施形態におけるS2070、S2080、S2090の3つを組み合わせた処理に等しいため、具体的な説明は省略する。

40

## 【0061】

(S12090:第二の交差領域の取得と描画)

S12090において、交差領域算出部180は、第二の交差領域を取得し、画像合成部190とボディマーク合成部200へ出力する。そして、画像合成部190は取得した第二の交差領域の情報を超音波断層画像に重畳させた第二の合成画像を生成し、表示制御部210は画像合成部190から取得した第二の合成画像を表示する。次に、ボディマーク合成部200は、以下の情報をボディマークに合成した第二の合成ボディマークを生成

50

する。

- ・ S 1 2 0 5 0 で算出した超音波断層画像の位置姿勢情報。
- ・ S 1 2 0 6 0 で推定された推定病変位置の情報。
- ・ 本ステップ S 1 2 0 9 0 で算出した第二の交差領域の情報。

【 0 0 6 2 】

そして、表示制御部 2 1 0 はボディマーク合成部 2 0 0 から取得した第二の合成ボディマークを表示部 2 2 0 に表示する。本ステップ S 1 2 0 9 0 の処理は、第 2 の実施形態における S 8 0 7 0、S 8 0 8 0、S 8 0 9 0 の 3 つを組み合わせた処理に等しいため、具体的な説明は省略する。

【 0 0 6 3 】

以上のように、本実施形態に係る情報処理装置は、超音波断層画像が対応病変部の存在領域と交差するときは、該領域と超音波断層画像が交差する第一の交差領域をボディマーク上に表示する。一方、超音波断層画像が存在領域と交差しないときは、推定病変位置と同じ深さの同一面領域と超音波断層画像が交差する第二の交差領域を、ボディマーク上に表示するように切り替える。従って、超音波断層画像が対応病変部の存在領域の外側に位置する時は、ユーザは推定病変位置に対する超音波断層画像の現在位置を容易に把握でき、効率良く推定病変位置付近へ超音波プローブを操作することができる。そして、超音波断層画像が対応病変部の存在領域の内側に位置する時は、ユーザは該領域に対する超音波断層画像の現在位置を容易に把握することができ、推定病変位置付近において対応病変部を効率良く探索して同定することができる。

【 0 0 6 4 】

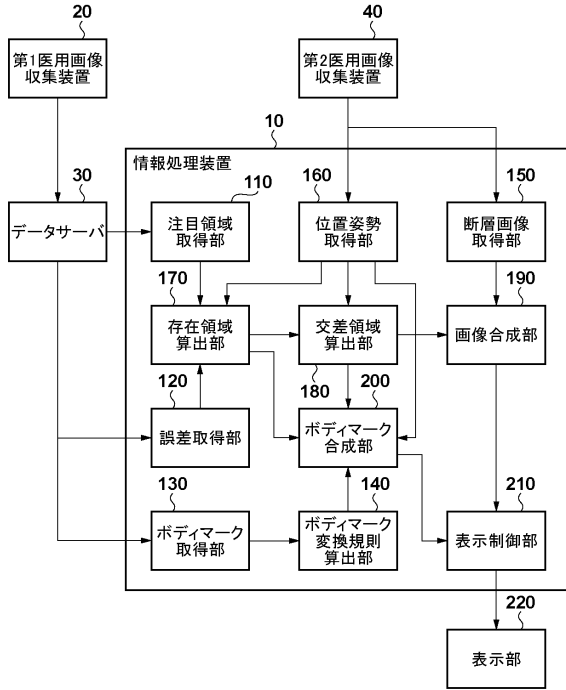
(その他の実施形態)

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。

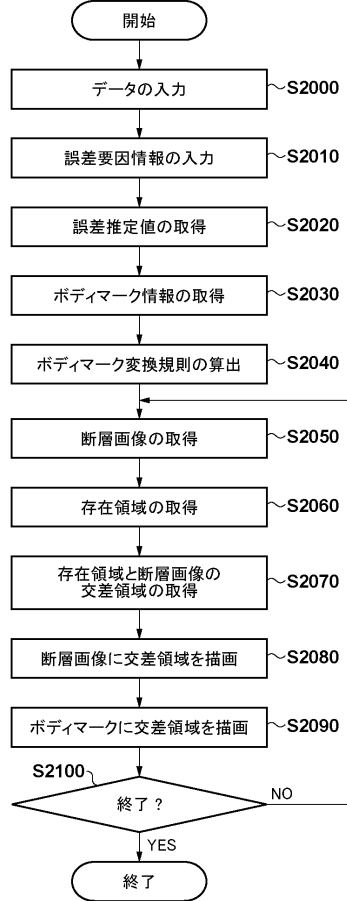
10

20

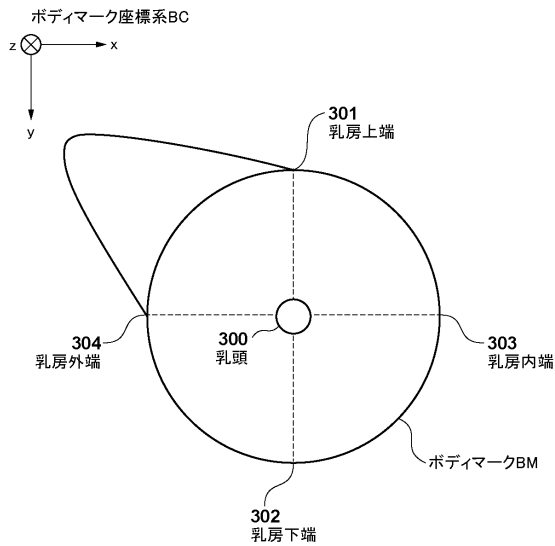
【図1】



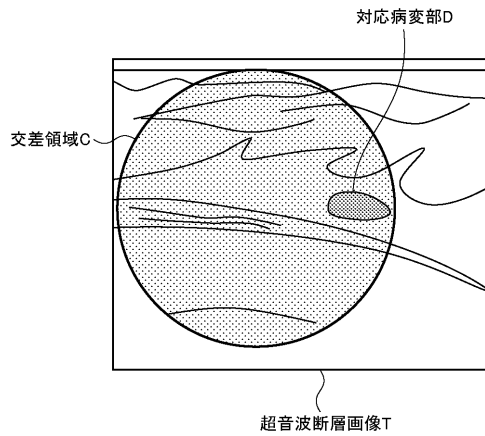
【図2】



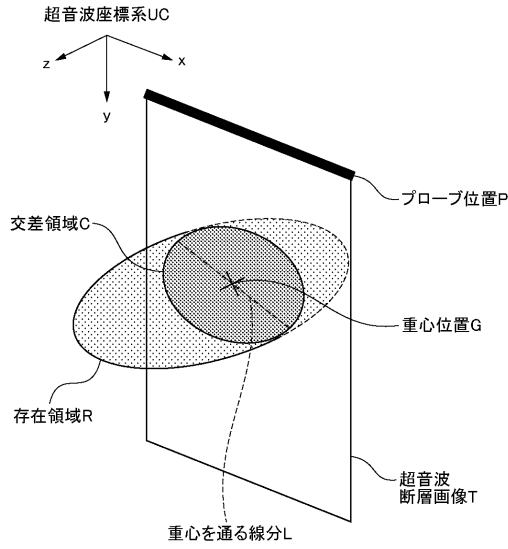
【図3】



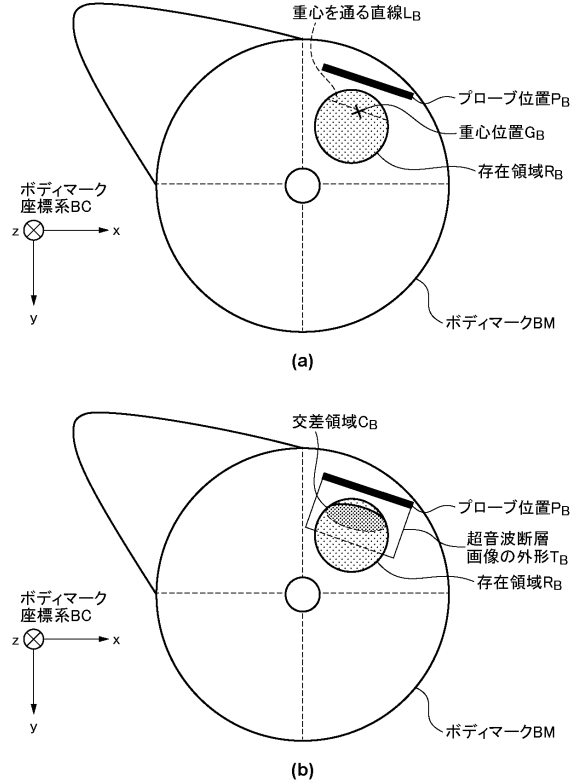
【図4】



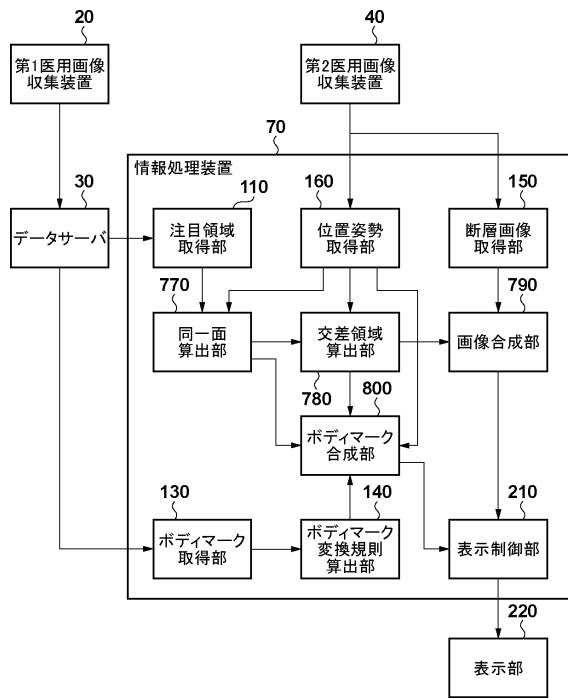
【図5】



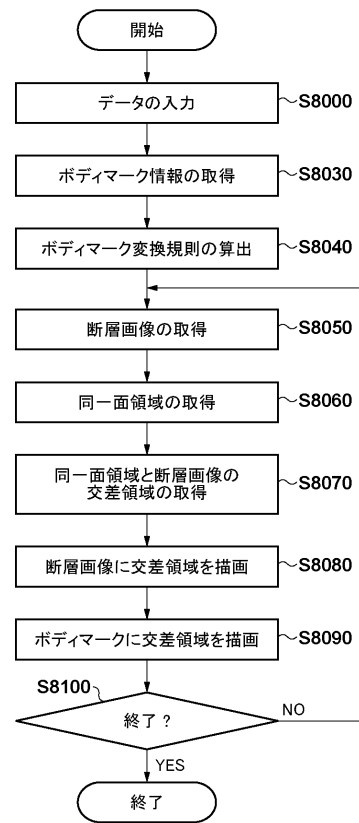
【図6】



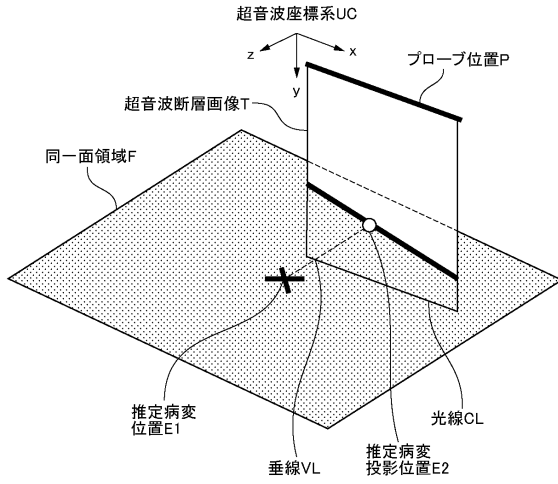
【図7】



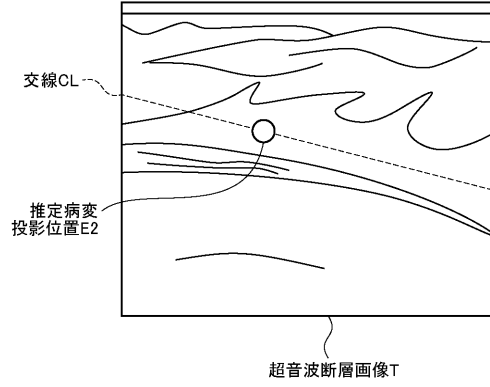
【図8】



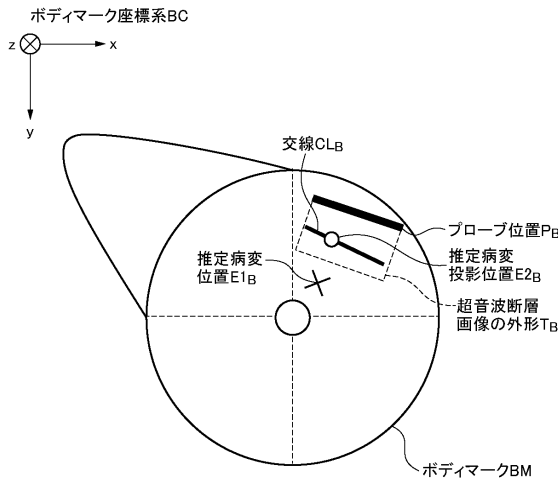
【図9】



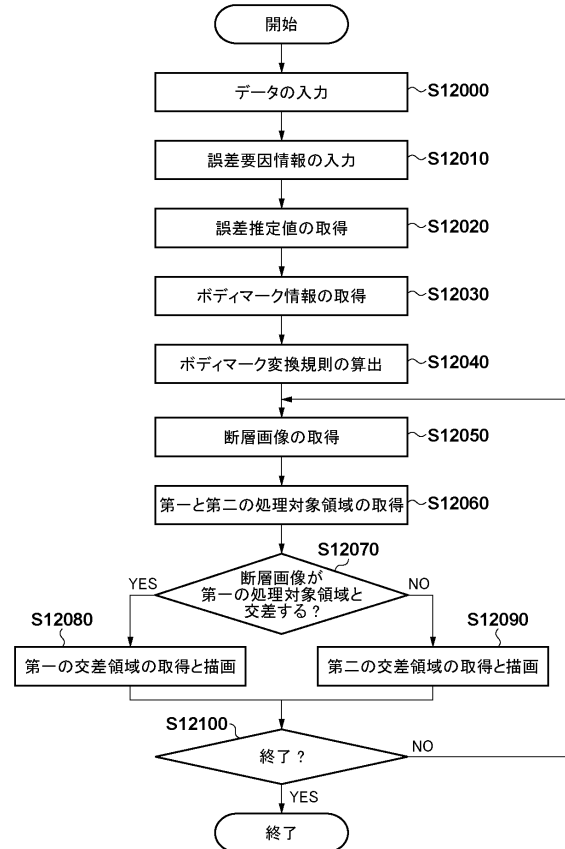
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 宮狭 和大  
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 前田 徹  
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 富永 昌彦

- (56)参考文献 国際公開第2006/059668(WO, A1)  
特開2008-086742(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	信息处理设备及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5995449B2</a>	公开(公告)日	2016-09-21
申请号	JP2012012434	申请日	2012-01-24
[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	宫狭和大 佐藤清秀 前田徹		
发明人	宫狭 和大 佐藤 清秀 前田 徹		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T7/30 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2207/30068		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/JC05 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK32 4C601/KK34 4C601/LL33		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
其他公开文献	JP2013150680A JP2013150680A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

在根据本发明的信息处理装置中，ROI获取单元获取对象中的ROI的位置。位置/姿势获取单元获取由超声波探头获取的断层图像的位置和姿势。处理目标区域获取单元获取基于ROI的位置定义的处理目标区域。计算单元基于断层图像的位置和取向来计算处理目标区域和断层图像之间的交叉区域。显示控制单元显示断层图像和指示待检查部分的近似轮廓的轮廓图像，并且还显示指示轮廓图像上的交叉区域的信息。

【 图 8 】

