

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-97836

(P2017-97836A)

(43) 公開日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G06T 7/00 (2017.01)	G06T 7/00 300F	4C601
A61B 8/14 (2006.01)	A61B 8/14	5B057
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290D	5L096

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-137987 (P2016-137987)	(71) 出願人 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日 平成28年7月12日 (2016.7.12)	
(31) 優先権主張番号 201510833447.1	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(32) 優先日 平成27年11月25日 (2015.11.25)	
(33) 優先権主張国 中国 (CN)	(72) 発明者 ターン チェ 中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2 05号楼1至3層 東芝医療系統 (中国) 有限公司内
	(72) 発明者 リ グアン 中国北京市朝阳区酒仙橋北路甲10号院2 05号楼1至3層 東芝医療系統 (中国) 有限公司内
	Fターム(参考) 4C601 EE09 JB34 JB45 JB47 JC06 JC16 JC32 JC37

最終頁に続く

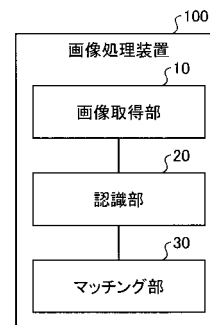
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法および超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 画像上の特定部位のマッチングを精度高く且つ自動的に行うことができる画像処理装置、画像処理方法および超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 画像処理装置100は、画像取得部10と、認識部20と、マッチング部30とを備える。画像取得部は、時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む第1画像および第2画像を取得する。認識部は、画像取得部が取得した各画像における特定部位を認識し、第1画像における複数の第1特定部位候補および第2画像における複数の第2特定部位候補を認識する。マッチング部は、複数の第1特定部位候補のそれぞれの特徴量と、複数の第2特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、各第1特定部位候補と各第2特定部位候補とのマッチングを行って、第1画像および第2画像において同一の特定部位を表す対応関係を特定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する画像取得部と、

前記画像取得部が取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する認識部と、

前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれの特徴量と、前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、各第 1 特定部位候補と各第 2 特定部位候補とのマッチングを行って、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同一の特定部位を表す対応関係を特定するマッチング部と

を備える、画像処理装置。

【請求項 2】

前記マッチング部は、

前記第 1 特定部位候補と前記第 2 特定部位候補とのペアである特定部位ペアのそれぞれについて、前記特定部位ペアにおける前記第 1 特定部位候補の特徴量と前記第 2 特定部位候補の特徴量との差分を、複数の特徴量ごとに計算する特徴量差分計算部と、

前記特徴量差分計算部により計算された各特徴量の差分に基づいて、前記特定部位ペアそれぞれの総合指標を計算し、前記総合指標が最も小さい前記特定部位ペアを、前記第 1 画像および前記第 2 画像における同一の特定部位として特定する評価部と

を備える、請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記評価部は、前記特徴量差分計算部により計算された複数の特徴量の差分に対して正規化処理を行うことによって、前記総合指標を計算する、

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記評価部は、前記特徴量差分計算部により計算された複数の特徴量の差分に対して、各特徴量の差分に反比例した重み付け係数をそれぞれ付与することによって、前記総合指標を取得する、

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記特徴量は、分散値、平均輝度、エントロピー、ユークリッド距離、容積比、及び修正 Jaccard 係数のうち少なくとも一つの値である

請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

画像の座標変換により、前記画像取得部により取得される第 1 画像及び第 2 画像の座標系を一致させる座標変換を行う座標変換部を更に備え、

前記マッチング部は、前記座標変換後の座標系に基づいて、前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれと前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれとの特徴量の差分を求める

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記マッチング部により特定された同一の特定部位に対応する第 1 特定部位候補及び第 2 特定部位候補のグレースケールのパラメータを用いて、前記第 1 特定部位候補及び前記第 2 特定部位候補の対応関係を再度マッチングするマッチング修正部を更に備える、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像取得部は、前記特定部位が撮像された超音波画像を第 1 画像として取得し、且つ、前記第 1 画像とは異なるタイミングで前記特定部位が撮像された CT 画像を第 2 画像として取得する、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する画像取得ステップと、

前記画像取得ステップで取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する認識ステップと、

前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれの特徴量と、前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、各第 1 特定部位候補と各第 2 特定部位候補とのマッチングを行って、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同一の特定部位を表す対応関係を特定するマッチングステップと

を含む、画像処理方法。

10

【請求項 10】

前記マッチングステップは、

前記第 1 特定部位候補と前記第 2 特定部位候補とのペアである特定部位ペアのそれぞれについて、前記特定部位ペアにおける前記第 1 特定部位候補の特徴量と前記第 2 特定部位候補の特徴量との差分を、複数の特徴量ごとに計算する特徴量差分計算ステップと、

前記特徴量差分計算ステップにより計算された各特徴量の差分に基づいて、前記特定部位ペアそれぞれの総合指標を計算し、前記総合指標が最も小さい前記特定部位ペアを、前記第 1 画像および前記第 2 画像における同一の特定部位として特定する評価ステップと

を含む、請求項 9 に記載の画像処理方法。

20

【請求項 11】

前記評価ステップは、前記特徴量差分計算ステップにより計算された複数の特徴量の差分に対し正規化処理を行うことによって、前記総合指標を計算する

請求項 10 に記載の画像処理方法。

【請求項 12】

前記評価ステップでは、前記特徴量差分計算ステップにより計算された複数の特徴量の差分に対して、各特徴量の差分に反比例した重み付け係数をそれぞれ付与することによって、前記総合指標を取得する、

請求項 10 に記載の画像処理方法。

【請求項 13】

前記特徴量は、分散値、平均輝度、エントロピー、ユークリッド距離、容積比、及び修正 Jaccard 係数のうち少なくとも一つの値である

請求項 9 または 10 に記載の画像処理方法。

30

【請求項 14】

画像の座標変換により、前記画像取得ステップにより取得される第 1 画像及び第 2 画像の座標系を一致させる座標変換を行う座標変換ステップを更に含み、

前記マッチングステップでは、前記座標変換後の座標系に基づいて、前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれと前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれとの特徴量の差分を求める

請求項 9 に記載の画像処理方法。

40

【請求項 15】

前記マッチングステップにより特定された同一の特定部位に対応する第 1 特定部位候補及び第 2 特定部位候補の対応関係に基づいて、グレースケールのパラメータを用いて、前記第 1 特定部位候補及び前記第 2 特定部位候補の対応関係を再度マッチングするマッチング修正ステップを更に含む、

請求項 9 に記載の画像処理方法。

【請求項 16】

前記画像取得ステップは、前記特定部位が撮像された超音波画像を第 1 画像として取得し、且つ、前記第 1 画像とは異なるタイミングで前記特定部位が撮像された CT 画像を第 2 画像として取得する、

50

請求項 9 に記載の画像処理方法。

【請求項 17】

時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する画像取得部と、

前記画像取得部が取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する認識部と、

前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれの特徴量と、前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、各第 1 特定部位候補と各第 2 特定部位候補とのマッチングを行って、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同一の特定部位を表す対応関係を特定するマッチング部と

を備える、超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、画像処理装置、画像処理方法および超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、X 線 CT (Computed Tomography)、超音波走査装置などの医用装置 (医用画像診断装置) が広く利用されている。

【0003】

実際に応用する場合に、それら医用装置により取得される画像に対して、治療前後などの異なる時刻に取得される画像を照合することにより、医師による読影を支援する必要がある。例えば、ある血管または腫瘍が存在する箇所などの特定部位を治療した後、当該特定部位の形態が変化することがある。この場合、異なる時刻の画像を照合する際、特定部位の複数の画像間でのマッチングが困難になる。いわゆる「マッチング」とは、異なる画像間の同一の領域を合わせるように、画像の地理的座標をマッチングすることをいう。

【0004】

特に、画像を取得した環境の変化が大きいまたは時間間隔が長い、或いは、異なる装置で取得した画像を照合する場合、図 10 に示すように、同一の被検体としても、治療前後の画像の間の違いが大きく、特に治療後の画像では、グレースケールによる画素照合を用いれば、治療前の画像上の特定部位と対応する部位を識別するのが困難であり、マッチングし難いという問題が存在する。

【0005】

従来方法において、それら誤差の大きい画像をマッチングするために、通常、操作者によって治療後の画像などの照合画像に、特定部位が存在する箇所または共通の関心領域が手動的に入力され、このような入力に基づいてマッチングが行われる。

【0006】

例えば、特許文献 1 には、連係設備を用い異なる座標系を同一の座標系に変換する方法が開示されている。しかし、当該方法では依然として、画像における位置偏差が大きくなることが原因で、マッチングに失敗が発生するという問題を解決することができない。

【0007】

また、特許文献 2 には、複数の医用装置 MR、CT などで取得した画像について、予め設定した参照特徴ポイントを用い画像を取得することで、画像のマッチングを行う方法が開示されている。しかし、当該方法により、画像位置が違った際に発生するマッチングの誤差を避けることはできない。

【0008】

更に、特許文献 3 には、超音波画像上にポイントクラウドを選択することにより、マッチングを行う方法が開示されている。しかし、当該方法には依然として、予め設定したポイントクラウドで位置決めする必要があり、データの正否を特定することはできない。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

よって、従来の技術には、参照領域を予め設定する必要があり、且つ、変形の大きい（治療または呼吸運動などが原因で）、或いは、重畳部分が小さい画像を精確にマッチングし難いという問題が存在している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 8 8 3 1 7 0 8 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 2 0 9 0 1 5 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第 8 7 3 1 2 6 4 号明細書

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

本発明が解決しようとする課題は、画像上の特定部位のマッチングを精度高く且つ自動的に行うことができる画像処理装置、画像処理方法および超音波診断装置を提供することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

実施形態の画像処理装置は、画像取得部と、認識部と、マッチング部とを備える。画像取得部は、時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する。認識部は、前記画像取得部が取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する。マッチング部は、前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれの特徴量と、前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、各第 1 特定部位候補と各第 2 特定部位候補とのマッチングを行って、前記第 1 画像および前記第 2 画像において同一の特定部位を表す対応関係を特定する。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、第 1 の実施形態に係るマッチング部の構成を示すブロック図である。

30

【 図 3 】 図 3 は、第 1 の実施形態に係る画像マッチング処理の流れを示すフローチャートである。

【 図 4 】 図 4 は、第 1 の実施形態に係る複数の特徴量の差分計算を例示するフローチャートである。

【 図 5 】 図 5 は、画像処理装置を複数の医用装置による連携システムに用いた構成を示す概略図である。

【 図 6 】 図 6 は、本実施形態における特定部位を特定する具体例を説明する説明図である。

【 図 7 】 図 7 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【 図 8 】 図 8 は、第 2 の実施形態に係る画像マッチング処理の流れを示すフローチャートである。

40

【 図 9 】 図 9 は、本実施形態と従来の技術とを対比する図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、異なる時期での画像変動を説明する概略図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 4 】

本実施形態の技術案に係る画像処理装置は、時系列的に互いに異なるタイミングで採られた、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する画像取得手段と、前記画像取得手段が取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する認識手段と、前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれと、前記複数の第 2 特定部位候補の

50

それぞれとの特徴量の差分に基づき、同一の特定部位を表す第 1 特定部位候補及び第 2 特定部位候補の対応関係を特定するマッチング手段とを備える。

【0015】

また、本実施形態の別の技術案に係る画像処理方法は、時系列的に互いに異なるタイミングで採られた、被検体内の特定部位を含む第 1 画像および第 2 画像を取得する画像取得ステップと、前記画像取得ステップで取得した各画像における前記特定部位を認識し、前記第 1 画像における複数の第 1 特定部位候補および前記第 2 画像における複数の第 2 特定部位候補を認識する認識ステップと、前記複数の第 1 特定部位候補のそれぞれと、前記複数の第 2 特定部位候補のそれぞれとの特徴量の差分に基づき、同一の特定部位を表す第 1 特定部位候補及び第 2 特定部位候補の対応関係を特定するマッチングステップとを含む。

10

【0016】

各画像における特定部位候補を全面的に認識して、複数の特徴量の総合指標を用い選別する方式により、画像上の特定部位のマッチングを自動的に且つ精度高く行うことができ、画像間の誤差が大きい場合でも、参照ポイントまたは関心領域を指定することなく、マッチングを精度高く行うことが可能である。

【0017】

上述した特徴及び効果があるため、本実施形態では更に、異なる画像処理装置からの画像間を照合することも可能になる。

【0018】

本実施形態は、画像を処理する画像処理装置に関する。この画像処理装置は、画像収集装置に接続され独立したコンピュータなどの CPU (Central Process Unit) を有する装置で、画像処理装置の各機能を有するソフトウェアを実行することにより実現することができ、また、画像処理装置の各機能を実行可能な回路として、ハードウェアの方式により実現することもできる。且つ、本実施形態に係る画像処理装置は、CT (Computed Tomography) 装置または超音波装置などの医用画像収集装置における一部として、医用画像収集装置に予め組み込まれてもよい。

20

【0019】

以下、本実施形態を実施するための形態について図面を参照して説明する。また、異なる実施形態では、同一の部材について同一の記号が用いられており、重複の説明を適当に省略する。

30

【0020】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本実施形態の第 1 の実施形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、画像処理装置 100 は、画像取得部 10 と、認識部 20 と、マッチング部 30 とを備える。

【0021】

画像取得部 10 は、時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む複数の画像を取得する。例えば、画像取得部 10 が画像処理装置 100 に接続された超音波装置から、超音波装置が異なる時期に収集した複数の超音波画像を取得し格納する。画像取得部 10 は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。なお、画像取得部 10 により取得される各画像は、3次元の医用画像であるのが好適であるが、2次元の医用画像が含まれていてもよい。

40

【0022】

認識部 20 は、画像取得部 10 が取得した各画像における特定部位を認識し、認識した複数の特定部位を各画像における特定部位候補とする。認識部 20 は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0023】

いわゆる特定部位とは、画像上の類似する特徴を有する領域をいい、被検体の医用画像上の特定部位を代表しており、例えば腫瘍が存在する箇所、血管部位、特定の組織集合、医療介入素子の部位などが挙げられる。

50

【0024】

特定部位に対する認識には、画像特徴領域を抽出する従来の方法を用いてもよい。例えば、MSER (Maximally Stable Extremal Regions: 最大安定極値領域) 法により抽出することができる。具体的に、例えば、指標となるグレースケールの変化量、領域の最大面積、最大の変化率、安定領域の最小変換量などのうちのいずれかを用い、画像を構成する画素を解析して、選択指標に合う領域を特定部位として抽出する。

【0025】

本実施形態では、操作者によって特定部位の入力または確認を行う必要がないため、画像を全面的に認識することにより、通常、複数の特定部位が認識される。認識指標に合うそれら特定部位を特定部位候補として格納する。例えば、認識部20は、第1画像における複数の第1特定部位候補と、第2画像における複数の第2特定部位候補とをそれぞれ認識する。

10

【0026】

マッチング部30は、複数の第1特定部位候補のそれぞれの特徴量と、複数の第2特定部位候補のそれぞれの特徴量との違いに基づいて、異なるタイミングに撮像された複数の画像間でマッチングを行い、複数の画像間において同一の特定部位を表す対応関係を特定する。例えば、複数の画像のうち、治療前後の二枚の画像をマッチングする際、認識部20により特定部位候補 $R_1 \sim R_n$ が1枚目の画像上に認識され、特定部位候補 $F_1 \sim F_m$ が2枚目の画像上に認識された(但し、 n, m は自然数である)とすると、マッチング部30が特定部位候補 $R_1 \sim R_n$ のうちのいずれか R と、特定部位候補 $F_1 \sim F_m$ のうちのいずれか F とを一つの特定部位ペアとして、このように組み合わせられた特定部位ペア(R, F)毎に、 R と F との特徴量の差分を計算し、特徴量の差分を用い照合することにより、二枚の画像上の同一の特定部位を表す特定部位ペアを特定する。画像処理装置100は、マッチング部30により得た同一の特定部位を表す特定部位ペアに基づいて、画像の位置合わせを行うことができ、その結果が後続の重畳または表示処理に用いられる。マッチング部30は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。なお、特定部位候補 $R_1 \sim R_n$ は第1特定部位候補の一例であり、特定部位候補 $F_1 \sim F_m$ は第2特定部位候補の一例である。

20

【0027】

選択された特徴量は、予め設定され、例えば、特定部位を構成する画素の分散値、平均輝度、エントロピー、ユークリッド距離、容積比、修正Jaccard係数などから選ばれた少なくとも一つの値である。なお、精度よくマッチングを行うためには、マッチング部30は、特定部位候補ごとに複数の特徴量を算出するのが好適である。

30

【0028】

以下、特定部位ペアを特定する具体的な方法について説明する。例えば、マッチング部30は、ある特徴量について特定部位ペア間の当該特徴量の差分を指標として計算し、各特定部位ペアの指標を比較することにより、指標が所定の閾値を超えた特定部位ペア、或いは、指標によって順序付けられた最上位の特定部位ペアを同一の特定部位を表す特定部位ペアとする。

【0029】

また、本実施形態では更に、複数の特徴量を用い総合指標を形成して評価を行う方法が提案されている。マッチング部30は、特定部位ペア毎に、画像上に取得可能な複数の特徴量の差分を用いて総合指標を計算し、総合指標が最も小さい特定部位ペアを同一の特定部位を表す特定部位ペアとすることができる。

40

【0030】

図2は、上述した複数の特徴量により総合的に評価する方法を実行するマッチング部30の構成を示すブロック図である。図2に示すように、マッチング部30は、特徴量差分計算部31と、評価部32とを備える。

【0031】

特徴量差分計算部31は、特定部位ペアのそれぞれについて、特定部位ペアにおける第

50

1 特定部位候補の特徴量と第2特定部位候補の特徴量との差分を、複数の特徴量ごとに計算する。例えば、複数の特徴量の差分は、複数の特徴量毎に特定部位ペアにおけるRとFとの特徴量の差分をそれぞれ求めたものである。

【0032】

選択された特徴量は、予め設定され、例えば、特定部位を構成する画素の分散値(SD)、平均輝度(Mean Intensity)、エントロピー(Entropy)、ユークリッド距離(Euclidean Distance)、容積比(Volume Ratio)、修正Jaccard係数(Modified Jaccard similarity)などから選ばれた幾つかである。それら特徴量の計算方法として、従来の技術における方法を参照してもよく、例えば、下記の一般式が慣用のものとして挙げられる。

【0033】

【数1-1】

$$\text{Standard Deviation} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (x_i - u)^2} \quad \dots (1-1)$$

【数1-2】

$$\text{Mean Intensity} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N x_i \quad \dots (1-2)$$

【数1-3】

$$\text{Entropy} = \sum_{i=0}^N p_i \log p_i \quad \dots (1-3)$$

【数1-4】

$$\text{Euclidean Distance} = \text{baryCetnerR} - \text{transfomredBaryCetnerF} \quad \dots (1-4)$$

【数1-5】

$$\text{Volume Ratio} = \frac{\text{RegionR}}{\text{RegionF}} \quad \dots (1-5)$$

【数1-6】

$$\text{Modified Jaccary} = \text{jac} * \left(1 - \frac{|R \cap F|}{|R \cup F|} \right) \quad \dots (1-6)$$

【0034】

特徴量ごとの計算について、従来の技術における方法を参照してもよいので、詳しい説明は省略する。

【0035】

特徴量差分計算部31が指定された特徴量毎に、特定部位ペアのそれぞれにおける特定部位Rの特徴量と特定部位Fの特徴量を計算した後に、特定部位Rと特定部位Fとの対応する特徴量の差分を求める。例えば、特定部位Rのいずれかの特徴量の値をVRとし、特定部位Fの当該特徴量の値をVFとすると、特定部位Rと特定部位Fとの差分が(VR - VF)となる。

【0036】

評価部32は、特徴量差分計算部31により計算された各特徴量の差分に基づいて、特定部位ペアそれぞれの総合指標を計算し、総合指標が最も小さい特定部位ペアを、第1画像および第2画像における同一の特定部位として特定する。

【0037】

評価部32は、例えば、下記の式(2)で総合指標S(R, F)を求めることができる。

【0038】

10

20

30

40

【数 2】

$$S(R,F) = \sqrt{\sum_{i=0}^N \{w_i * (VR_i - VF_i)\}^2} \quad \dots (2)$$

【0039】

但し、Nは複数の特徴量の種類数、VRは特定部位Rのいずれかの特徴量の値、VFは特定部位Fの同一の特徴量の値、 W_i はi個目の特徴量に付与された重みを表す。

【0040】

ここで、二乗根を用い総合指標を計算する方式が例に挙げられているが、 $S(R, F)$ を求める方式は上記の例に限らず、他の計算方式を用いてもよい。

【0041】

重みを決定する方法について、複数の特徴量の差分の和と各特徴量の差分との比を重みとしてもよい。例えば、2つの特徴量A、Bが選択され、且つ、特徴量Aの差分が90、特量Bの差分が10の場合、重み(A) = 100 / 90、且つ、重み(B) = 100 / 10となる。

【0042】

また、各重みに正規化重み係数を付与してもよい。例えば、4つの特徴量A、B、C、Dが選択され、且つ、特徴量Aの差分が90、特徴量Bの差分が10、特徴量Cの差分が50、特徴量Dの差分が60の場合、次の式でこの4つの値を区間(0, 1)内に正規化する。即ち、 $W_i = (i \text{ 個目の特徴量の差分} - \text{最も小さい差分}) / (\text{最も大きい差分} - \text{最も小さい差分})$ 、となる。上述した例では、重み(A) = 1、重み(B) = 0.0000、重み(C) = 0.5、重み(D) = 0.625が求められる。

【0043】

また、他の方法により重み値を設定してもよい。例えば、インタフェースを介して操作者または他の装置から重み値に対する入力を直接受け付けて決定することができる。

【0044】

第1の実施形態では、画像取得部10は「画像取得手段」に対応し、認識部20は「認識手段」に対応し、マッチング部30は「マッチング手段」に対応している。以下、画像処理装置100による画像マッチング処理の流れについて説明する。

【0045】

図3は、本実施形態の第1の実施形態に係る画像マッチング処理の流れを示すフローチャートである。図3に示すように、マッチング処理の開始時、まず、画像取得部10が超音波装置などの医用装置から時系列的に互いに異なるタイミングで採られた、被検体内の特定部位を含む複数の画像を取得する(ステップS301)。例えば、図6に示されている画像が取得される。図6の(A)及び(B)は、本実施形態により特定部位を特定する具体例を説明する説明図である。

【0046】

次に、ステップS302では、認識部20は、画像取得部10により取得された各画像における特定部位を認識し、認識した複数の特定部位を各画像における特定部位候補とする。例えば、認識部20が図6の(A)における画像上に特定部位R1、R2、R3を認識し、図6の(B)における画像上に特定部位F1、F2を認識する。

【0047】

続いて、ステップS303に移行する。ステップS303では、マッチング部30が画像間の特定部位ペアの特徴量の差分を計算することで、同一の特定部位を表す特定部位ペアを確認する。

【0048】

具体的な計算方法は上述のとおり、例えば、複数の特徴量を用いて特定部位のマッチングがなされる。図4は、本実施形態の第1の実施形態に係る複数の特徴量の差分計算を示すフローチャートである。ステップS401では、マッチング部30の特徴量差分計算部31が特定部位ペア毎に、特定部位ペアのそれぞれにおける複数の特徴量の差分を求める。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

続いて、ステップ S 4 0 2 に移行する。ステップ S 4 0 2 では、マッチング部 3 0 の評価部 3 2 は、特徴量差分計算部 3 1 により計算された複数の特徴量の差分に基づき、特定部位ペアそれぞれの総合指標を計算し、総合指標の最も小さい特定部位ペアを、同一の特定部位を表す特定部位ペアとする。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示す例では、特定部位 R 1 , R 2 , R 3 と特定部位 F 1 , F 2 との全ての組合せに対し、総合指標 S (R , F) をそれぞれ計算して、表 1 に示すテーブルが得られた。

【 0 0 5 1 】

【表 1】

	R1	R2	R3
F1	5%	4%	15%
F2	3%	5%	86%

10

【 0 0 5 2 】

表 1 において、百分率是对応する特定部位ペア (R , F) の総合指標 S (R , F) を表す。

20

【 0 0 5 3 】

表 1 に示すように、F 2 と R 3 とからなる特定部位ペアの総合指標が 8 6 % であり、他の組合せに比べて遥かに高くなる。そのため、F 2 と R 3 とが対応しており、(R 3 , F 2) が図 6 の (A) と図 6 の (B) との間で同一の特定部位を表すことが確認される。ここまでに、マッチング処理が終了し、画像処理装置 1 0 0 は、特定部位ペアに基づいて、医師による読影のために、二枚の画像間の位置合わせまたは重畳表示処理を行ってから医師に提示することができる。

【 0 0 5 4 】

図 6 には一例が示されているが、特定部位の対応関係に対する特定は上記の例に限らず、例えば、得られた総合指標と所定の閾値とを比較し、閾値を超えた特定部位ペアを同一の特定部位を表す特定部位ペアとして確認してもよい。

30

【 0 0 5 5 】

上述したマッチング処理によれば、異なる時期で取得される画像の形態または位置はたとえ違いが大きいとしても、画像から複数の特定部位を特定部位候補として抽出し、複数の特徴量を用い総合的に評価することで、特定部位の特定関係を自動的に見出すことができ、画像のマッチングを精度高く実行することが可能となる。

【 0 0 5 6 】

(第 1 の実施形態の変形例)

第 1 の実施形態では、同種類の医用画像に対してマッチングがなされたが、本実施形態は、異なる医用装置からの種類の異なる医用画像に対するマッチングにも適用できる。

40

【 0 0 5 7 】

図 5 は、画像処理装置を複数の医用装置による連携システムに用いた構成を示す概略図である。

【 0 0 5 8 】

図 5 に示すシステムにおいては、画像処理装置 1 0 0 が組み込まれた装置がそれぞれ C T 装置 2 0 0 と超音波装置 3 0 0 とに接続されることにより、C T 装置 2 0 0 から C T 画像を取得し、且つ、超音波装置 3 0 0 から超音波画像を取得し、画像処理装置 1 0 0 によって X 線画像と超音波画像との間の特定部位をマッチングすることができる。

【 0 0 5 9 】

種類の異なる医用装置で収集する医用画像間の違いが大きいため、従来の方法を用いる

50

と、違った関心領域が特定部位として指定されやすく、マッチングの効果に影響を及ぼすことは一般的である。

【0060】

本実施形態に係る画像処理装置100を用い複数の特定部位を自動的に認識し、複数の特徴量の総合指標を用い特定部位ペアをマッチングするのは、誤差の大きい画像間においてもマッチング可能であり、マッチングの精度を高めることができる。

【0061】

例えば、ある疾患の診断においては、予め撮像されたCT画像と、リアルタイムで撮像される超音波画像とを比較することが考えられる。このような場合、医師は、CT画像に描出された疾患部位やその周辺部位を目印として、超音波プローブの位置を決め、超音波画像の撮像を行う。ここで、撮像される超音波画像にはCT画像と同一の疾患部位や周辺部位が描出されるものの、両画像の位置や向きは異なっている場合が多い。そこで、本実施形態に係る画像処理装置100は、疾患部位や周辺部位を特定部位として両画像から認識し、認識した特定部位の候補群のなかから尤もらしい特定部位ペアを特定することで、両画像のマッチングを行う。このため、画像処理装置100は、疾患部位やその周辺部位を基準として、CT画像と超音波画像の位置合わせを行うことが可能となり、医師による両画像の比較診断を支援することができる。

10

【0062】

また、例えば、従来のマッチング手法では、画像全体を用いてマッチングを行うために、ローカルミニマムにトラップされてしまう場合があった。しかしながら、本実施形態に係る画像処理装置100は、同一の特定部位が撮像された複数の画像のそれぞれから特定部位の候補を認識し、認識した特定部位の候補ごとにマッチングを行うことにより、ローカルミニマムにトラップされる可能性を低減させることができる。

20

【0063】

なお、上記の例では、複数の画像として、CT画像と超音波画像とのマッチングが行われる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、複数の画像としては、磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging: MRI)装置により撮像されたMRI画像等、他の医用画像診断装置によって撮像された画像が含まれてもよい。

【0064】

(第2の実施形態)

第2の実施形態は第1の実施形態に基づいたものである。第1の実施形態に対する第2の実施形態の相違点は、マッチング処理に更なる精細なマッチングが追加され、画像に対し座標系の変換がなされたことにある。

30

【0065】

以下、第2の実施形態と第1の実施形態との相違点について主に説明し、重複の説明を適当に省略する。

【0066】

図7は、第2の実施形態に係る画像処理装置100Aの構成を示すブロック図である。図7に示すように、画像処理装置100Aは、画像取得部10と、認識部20と、座標変換部40と、マッチング部30と、マッチング修正部50とを備える。

40

【0067】

画像取得部10は、時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む複数の画像を取得する。画像取得部10は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0068】

認識部20は、画像取得部10により取得された各画像における特定部位を認識し、認識した複数の特定部位を各画像における特定部位候補とする。認識部20は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0069】

50

座標変換部 40 は、画像に対し座標変換を行い、異なる画像の座標系を一致させる。座標変換部 40 は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0070】

画像間の座標変換について、例えば、参照画像と照合画像とからなる一对の画像をマッチングする際に、座標変換部 40 は、照合画像を移動または回転させることで座標変換を行うことにより、当該照合画像の座標系が参照画像の座標系と一致するように変換することができる。当然ながら、マッチングが必要とされる二枚の画像をともに同一の座標系に変換することも可能である。

【0071】

座標変換の具体的な方法として、従来の方法を用いてもよい。例えば、超音波画像をマッチングする場合、超音波画像の磁場座標情報を用いマトリクス変換を行い、画素マトリクスに変位量を付与することにより、座標変換がなされる。

【0072】

マッチング部 30 は、認識部 20 により認識された特定部位に基づいて、座標変換部 40 により座標系が一致された画像をマッチングする。マッチング部 30 は、特定部位候補からなる特定部位ペアごとの複数の特徴量の差分に基づき、同一の特定部位を表す特定部位ペアを特定する。マッチング部 30 は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0073】

マッチング部 30 の具体的な構成及び特徴量に対する計算方法について、第 1 の実施形態において説明された総合指標の計算方法などを参照してもよい。

【0074】

且つ、第 2 の実施形態では、複数の特徴パラメータを用い総合指標を計算することにより、座標変換部 40 に用いられる磁場座標情報が不正確な状況に対応することもできる。それは、総合指標の計算において複数の特徴パラメータが用いられるので、ある誤りのパラメータによる影響を低下することができるからである。

【0075】

マッチング修正部 50 は、マッチング部 30 で特定された特定部位ペアの対応関係に基づいて、グレースケールパラメータを用い、画像を再度マッチングする。マッチング修正部 50 は、上述した機能を実現できる回路またはソフトウェアモジュールであってもよい。

【0076】

つまり、マッチング修正部 50 は、マッチング部 30 で特定された同一の特定部位の二枚の画像間の対応関係を、従来における特徴ポイントまたは特徴領域に対する指定として、従来のグレースケールマッチング方法を用い、画像に対し更なる精細なマッチングを行う。

【0077】

マッチング修正部 50 が依拠した特定部位の対応関係が、従来の操作者による手動入力などの方法で受け付けられた対応関係に比べて一層正確であるので、グレースケールによるマッチング方法では、画像処理装置 100A のマッチング結果を更に最適化させることができる。

【0078】

従来のグレースケールマッチング方法として、正規化相互相関 (normalized cross correlation: NCC) 方法及びnelder-mead法などが挙げられる。ここでは、詳しい説明を省略する。

【0079】

マッチング修正部 50 は、画像処理装置 100A のマッチング結果を更に最適化させるものであるので、省略されてもよい。

【0080】

10

20

30

40

50

第2の実施形態では、画像取得部10は「画像取得手段」に対応し、認識部20は「認識手段」に対応し、マッチング部30は「マッチング手段」に対応し、座標変換部40は「座標変換手段」に対応し、マッチング修正部50は「マッチング補正手段」に対応している。以下、画像処理装置100Aによる画像マッチング処理の流れについて説明する。

【0081】

図8は、第2の実施形態に係る画像マッチング処理の流れを示すフローチャートである。

【0082】

図8に示すように、マッチング処理の開始時、まず、画像取得部10が超音波装置などの医用装置から時系列的に互いに異なるタイミングで撮像された、被検体内の特定部位を含む複数の画像を取得する(ステップS801)。

【0083】

次に、ステップS802では、認識部20は、画像取得部10により取得された各画像における特定部位を認識し、認識した複数の特定部位を各画像における特定部位候補とする。

【0084】

そして、ステップS803に移行する。ステップS803では、座標変換部40が照合画像に対し座標変換を行い、画素に変位量を付与し移動または回転させることにより、異なる画像の座標系を一致させる。

【0085】

その後、ステップS804では、マッチング部30が画像間の特定部位ペアの特徴量の差分を計算することで、同一の特定部位を表す特定部位ペアを確認する。具体的な流れについて、図4を参照してもよい。

【0086】

最後に、ステップS805では、マッチング修正部50が精細なマッチングを行う部分として、マッチング部30が特定した特定部位ペアの対応関係を入力とし、グレースケールパラメータを用い、画像をグレースケールに基づき再度マッチングする。

【0087】

図9は、本実施形態と従来技術とを対比する図である。そのうち、図9の(A)の左側で治療前の参照画像が示されており、画面の中心が病変領域である。且つ、図9の(A)の右側で治療後の照合画像が示されている。

【0088】

図9の(A)に示すように、治療の効果及び被検体の運動などに起因する、参照画像と照合画像との違いが全体的に大きい。

【0089】

図9の(B)は、操作者により関心領域が入力されて、従来のグレースケールマッチング方法を用いてマッチングされた結果を示している。位置を合わせた後の重畳表示において、黒い枠内の部位と参照画像における病変領域とが対応付けされているので、大きな誤差が存在する。

【0090】

一方、図9の(C)は、本実施形態に係る画像処理装置によるマッチングの結果を示している。移動または回転による座標系変換、及び特定部位の認識、並びに、複数の特徴量による総合的評価により、図9の(C)における黒い枠で囲まれる部位と参照画像における病変領域とが対応付けされており、従来技術に比べて、マッチングの精度が高くなっている。

【0091】

(第2の実施形態の変形例)

第2の実施形態では、認識部20が特定部位を認識した後に、座標変換部40による座標系変換を行うことになるが、本実施形態はそれだけに限らず、認識部20が特定部位を認識する前に、座標変換部40による座標系変換を行っても良い。

10

20

30

40

50

【0092】

本実施形態の画像処理装置は、各実施形態にて説明された機能を実現できる回路として、医用装置に組み込まれてもよいし、コンピュータが実行可能なプログラムとして、磁気ディスク（フロッピーディスク（登録商標：floppy）、ハードディスクなど）、コンパクトディスク（CD-ROM、DVDなど）、光ディスク（MO）、半導体メモリなどの記憶媒体に記憶されて配布されてもよい。

【0093】

且つ、記憶媒体からコンピュータにインストールされたプログラムによる指示に基づいてコンピュータ上に実行されるOS（オペレーティングシステム）、データベース管理ソフトウェア、ネットワークソフトウェアなどのMW（ミドルワーク）なども、上述した実施形態を実現するための各処理の一部を実行することができる。

10

【0094】

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

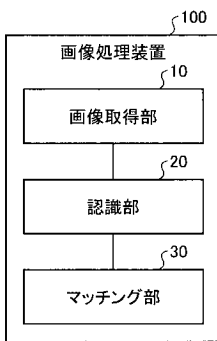
【符号の説明】

【0095】

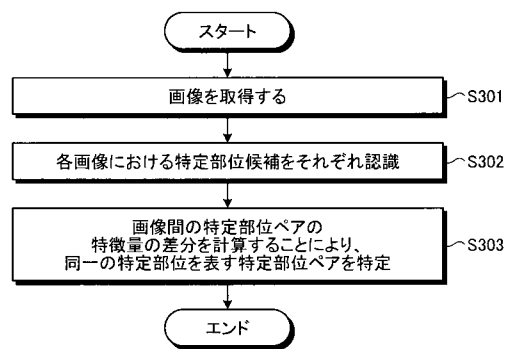
- 100 画像処理装置
- 10 画像取得部
- 20 認識部
- 30 マッチング部

20

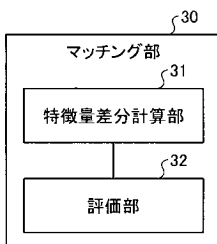
【図1】



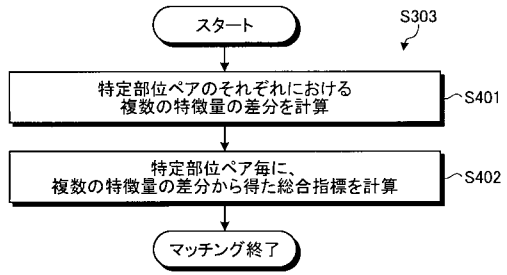
【図3】



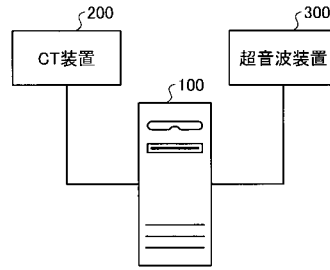
【図2】



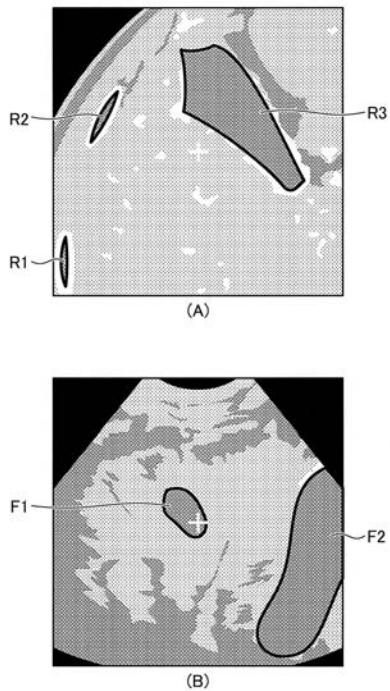
【 図 4 】



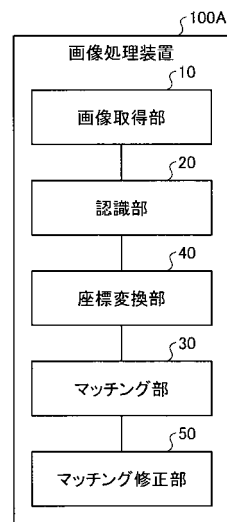
【 図 5 】



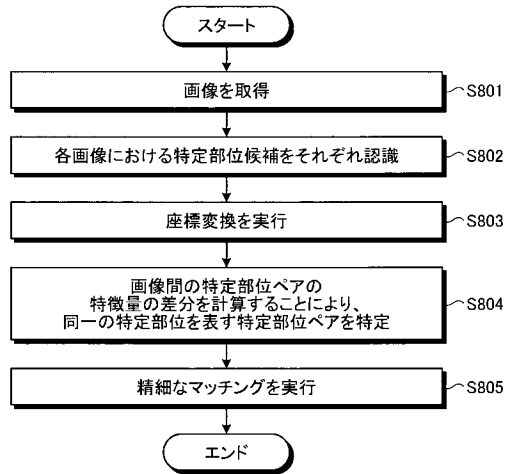
【 図 6 】



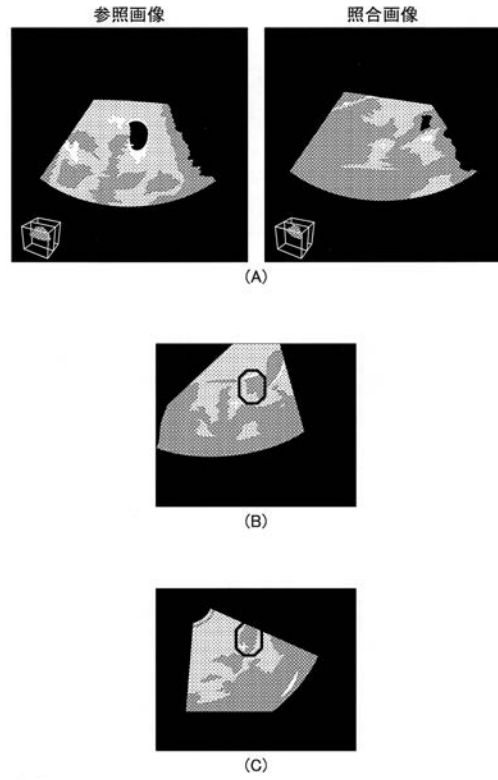
【 図 7 】



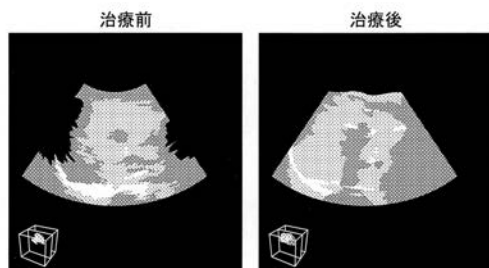
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5B057 AA07 BA03 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CD02
CD03 DA07 DB02 DB09 DC22 DC30 DC32 DC36
5L096 AA06 BA06 BA13 CA18 EA18 EA39 FA25 FA32 FA33 FA66
GA08 HA01 JA11

专利名称(译)	图像处理装置，图像处理方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2017097836A	公开(公告)日	2017-06-01
申请号	JP2016137987	申请日	2016-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	ターンチエ リグアン		
发明人	ターン チェ リグアン		
IPC分类号	G06T7/00 A61B8/14 G06T1/00		
FI分类号	G06T7/00.300.F A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC06 4C601/JC16 4C601/JC32 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD02 5B057/CD03 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC30 5B057/DC32 5B057/DC36 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/EA18 5L096/EA39 5L096/FA25 5L096/FA32 5L096/FA33 5L096/FA66 5L096/GA08 5L096/HA01 5L096/JA11		
优先权	201510833447.1 2015-11-25 CN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

针对图像的该特定部分的匹配的图像处理装置，可以进行高精度自动，提供一种图像处理方法和超声波诊断装置。图像处理装置100包括图像获取单元10，识别单元20和匹配单元30。图像获取单元获取包括对象中的特定部分的第一图像和第二图像，其在时间序列的不同时刻成像。识别单元识别由所述图像获取单元中的每个图像中的特定部分已经获得，在所述多个第一特定区域候补和所述第一图像中的第二图像中识别多个第二位点特异性的候选者。匹配单元包括多个第一位点特异性的候选中的相应的特征量，基于多个第二位点特异性的候选，所述第一位点特异性候选和第二位点特异性的候选的各个特征量之间的差，并指定表示第一图像和第二图像中的相同特定部分的对应关系。点域1

