

(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2017-86851

(P2017-86851A)

(43) 公開日 平成29年5月25日(2017.5.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-32376 (P2016-32376)
 (22) 出願日 平成28年2月23日 (2016.2.23)
 (31) 優先権主張番号 201510736383.3
 (32) 優先日 平成27年11月3日 (2015.11.3)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)

(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
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 リ グアン
 中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲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 吉新 寛樹
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

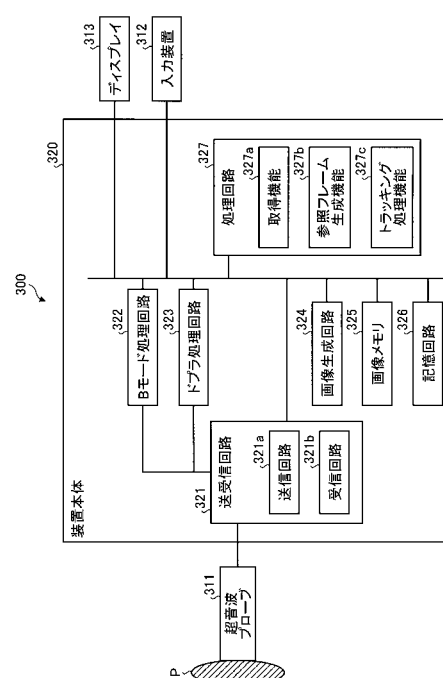
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 関心領域を正確に追跡できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置300は、取得部327aと、参照フレーム生成部327bと、トラッキング処理部327cとを備える。取得部327aは、初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する。参照フレーム生成部327bは、現在フレームと現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する。トラッキング処理部327cは、参照フレームと現在フレームとの間で、トラッキング処理を行う。

【選択図】 図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する取得部と、

現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた前記初期フレーム及び前記直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する参照フレーム生成部と、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で、トラッキング処理を行うトラッキング処理部と、

を備えた、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記参照フレーム生成部は、前記類似度比較を行い、類似度が高ければ、前記直前フレームの重みを増し、類似度が低ければ、前記初期フレームの重みを増す処理を行って、重みづけ処理した前記初期フレーム及び前記直前フレームを加算することにより、前記参照フレームを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記初期フレームは、関心領域が設定されたフレームであり、

前記参照フレーム生成部は、前記加算の前に、前記直前フレームの関心領域の位置を前記初期フレームの関心領域に対し変位させる、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記トラッキング処理部は、更に、前記現在フレームと前記直前フレームとの間で前記トラッキング処理を行う、請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記トラッキング処理部は、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間、及び、前記現在フレームと前記直前フレームとの間で、マッチングを行うマッチング部と、

前記現在フレームにおける前記参照フレームとの間でマッチングされた領域と、前記参照フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第 1 の変化量を算出し、前記現在フレームにおける前記直前フレームとの間でマッチングされた領域と、前記直前フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第 2 の変化量を算出し、算出した前記第 1 の変化量及び前記第 2 の変化量が同時に閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、算出した前記第 1 の変化量及び前記第 2 の変化量の少なくともいずれか一方が前記閾値以上の場合、トラッキング失敗と判定するトラッキング結果判定部と

30

を備えた、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記マッチング部は、前記参照フレームと前記現在フレームとの間、および、前記現在フレームと前記直前フレームとの間でのマッチング双方で、他のフレームとしての前記参照フレーム及び前記直前フレームのうちのいずれか一方から前記現在フレームへ行うマッチングである正方向マッチング、及び、前記現在フレームから前記他のフレームへ行うマッチングである逆方向マッチングを行い、

40

前記トラッキング結果判定部は、前記参照フレームの前記現在フレームへの領域変化量と前記現在フレームの前記参照フレームへの領域変化量との間の差分値を前記第 1 の変化量として算出し、前記直前フレームの前記現在フレームへの領域変化量と前記現在フレームの前記直前フレームへの領域変化量との間の差分値を前記第 2 の変化量として算出する、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記マッチング部は、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で前記正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の前記参照フレームの関心領域を前記対応する領域とし、

50

前記現在フレームと前記直前フレームとの間で前記正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の前記直前フレームの関心領域を前記対応する領域とし、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で前記逆方向マッチングを行う場合、前記現在フレームから前記逆方向マッチングを行った後の前記参照フレームのマッチング領域を前記対応する領域とし、

前記現在フレームと前記直前フレームとの間で前記逆方向マッチングを行う場合、前記現在フレームから前記逆方向マッチングを行った後の前記直前フレームのマッチング領域を前記対応する領域とする、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記トラッキング処理部は、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で、マッチングを行うマッチング部と、

前記現在フレームにおけるマッチングされた領域に基づいて、前記現在フレームにおけるマッチングされた領域と、前記参照フレームにおいて前記マッチングされた領域と対応する領域との間の変化量を算出し、算出した変化量が閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、算出した変化量が閾値以上の場合、トラッキング失敗と判定するトラッキング結果判定部と

を備えた、請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記マッチング部は、前記参照フレームと前記現在フレームとの間において、前記参照フレームから前記現在フレームへ行うマッチングである正方向マッチング、及び、前記現在フレームから前記参照フレームへ行うマッチングである逆方向マッチングを行い、

前記トラッキング結果判定部は、前記参照フレームの前記現在フレームへの領域変化量と前記現在フレームの前記参照フレームへの領域変化量との間の差分値を前記変化量として算出する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記マッチング部は、前記正方向マッチングにおいて、マッチングを行う前の前記参照フレームの関心領域を前記対応する領域とし、前記逆方向マッチングにおいて、前記現在フレームから前記逆方向マッチングを行った後の前記参照フレームのマッチング領域を前記対応する領域とする、請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記トラッキング処理部は、更に、前記トラッキング結果判定部によってトラッキング失敗と判定された場合、前記現在フレームを破棄し、前記トラッキング結果判定部によってトラッキング成功と判定された場合、前記現在フレームを保持するリジェクション処理部を備えた、請求項 5 ～ 10 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する取得部と、

現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する参照フレーム生成部と、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で、トラッキング処理を行うトラッキング処理部と、

を備えた、画像処理装置。

【請求項 13】

初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得し、

現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成し、

前記参照フレームと前記現在フレームとの間で、トラッキング処理を行う、

処理をコンピュータに実行させるための、画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

臨床の応用において、TCA (Time Curve Analysis、時間曲線分析) は、超音波画像系列 (シーケンス) における異常領域 (腫瘍など) の定量的分析のための重要な手段である。しかし、周知のように、時間曲線分析において、観察者が興味を持っている腫瘍領域などの関心領域 (ROI、Region Of Interest) は、時間経過とともに取得した一列の超音波画像にて変化しつつ、ROIの動的トラッキングは、関心領域 (例えば、腫瘍領域) のTCA結果を確実に取得するための重要なステップである。

10

【0003】

ROIの動的トラッキングの精度を向上するために、特許文献1では、所定のフェーズ前後の画像情報 (フレーム) を記憶回路から読み出して、中間の仮想フレームを取得し小領域画像 (ROI) を算出する案が提出されている。そのうち、ROIの移動位置の算出には、ブロックマッチング法などの画像に関する処理が用いられており、当該技術案によれば、関連性の低いROIをノイズなどの必要のない画像として判定し、対応した部位の輝度情報を減少することができる。

【0004】

しかし、特許文献1の技術案では、所定のフェーズ前後の画像情報が不正確の場合について考慮されていない。例えば、サンプリング中にフレームの紛失、または超音波画像強度の段階的且つ劇的な変化が既に発生している場合など、所定のフェーズ前後の2フレームは所望のROIが存在しないことがあり、当該前後2フレームに基づいて参照フレームを取得したとしても、この参照フレームに所望のROIがないので、後続の算出結果も不正確になり、ROIの精度の高い動的トラッキングを実現することは不可能となる。また、特許文献1では、ROIの移動位置の算出について、ブロックマッチング法が用いられているが、そのブロックマッチングは上述した方法による2領域間のみで施され、サンプリング中にフレームの紛失、または画像強度の大きな変化が既に発生している場合には、移動位置の差分値は同様に不正確になる。

20

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-289632号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、関心領域の追跡精度を向上させることができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

40

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、参照フレーム生成部と、トラッキング処理部とを備える。取得部は、初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する。参照フレーム生成部は、現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する。トラッキング処理部は、前記参照フレームと前記現在フレームとの間で、トラッキング処理を行う。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る医用画像処理装置を表すブロック図である。

【図2】図2は、参照フレームの生成において直前フレームの関心領域を初期フレームの

50

関心領域へ変位させる過程を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置によるトラッキング処理の手順を示すフローチャートである。

【図 4】図 4 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置を表すブロック図である。

【図 5】図 5 は、マッチング部により行う正方向マッチング及び逆方向マッチング、並びに、トラッキング結果判定部により行うトラッキング処理を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置によるトラッキング処理の手順を示すフローチャートである。

【図 7】図 7 は、従来技術に係る超音波画像輝度の大きな変化及びプローブの動きなどによるフレームの紛失を概略的に示す図である。

【図 8】図 8 は、ディスプレイに表示された超音波画像及びその関心領域を示す図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置による全体処理の流れを示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用される。また、下記の実施形態では、ROI (Region Of Interest) として腫瘍領域をトラッキングすることを例に説明するが、実施形態の応用は腫瘍領域に限定されておらず、他の関心領域をトラッキングしてもよい。

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 は第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置を表すブロック図である。

【0011】

図 1 に示すように、医用画像処理装置 100 は、取得回路 101 と、参照フレーム生成回路 102 と、トラッキング処理回路 103 と、を備える。なお、取得回路 101 のことを取得部とも言い、参照フレーム生成回路 102 のことを参照フレーム生成部とも言い、トラッキング処理回路 103 のことをトラッキング処理部とも言う。

【0012】

このように構成される医用画像処理装置 100 は、超音波診断装置により時系列に撮像された超音波画像である複数のフレームを、撮像された順に取得する。そして、医用画像処理装置 100 は、例えば、腫瘍領域である ROI をトラッキングする場合、以下に示す画像処理方法を実行する。図 9 を用いて、医用画像処理装置 100 による画像処理方法の全体処理の流れについて説明する。図 9 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 100 による画像処理方法の全体処理の流れを示すフローチャートである。

【0013】

例えば、図 9 に示すように、医用画像処理装置 100 は、最新のフレームを取得する (ステップ S1)。例えば、医用画像処理装置 100 は、超音波診断装置によりリアルタイムで撮像される超音波画像のうち最新のフレームを取得する。なお、医用画像処理装置 100 は、超音波診断装置により撮像された超音波画像であって、所定の記憶部に記憶された超音波画像を撮像された順に取得してもよい。

【0014】

続いて、医用画像処理装置 100 は、取得したフレームの総数が 3 以上であるか否かを判定する (ステップ S2)。ここで、医用画像処理装置 100 は、取得したフレームの総数が 3 以上であると判定しなかった場合 (ステップ S2、No)、ステップ S1 に移行し、最新のフレームを取得する。一方、医用画像処理装置 100 は、取得したフレームの総

10

20

30

40

50

数が3以上であると判定した場合（ステップS2、Yes）、トラッキング処理を実行する（ステップS3）。例えば、医用画像処理装置100は、最新のフレームを取得するたびに参照フレームを生成し、参照フレームと最新のフレームとの間で、トラッキング処理を行う。なお、トラッキング処理の詳細については後述する。なお、「最新のフレーム」のことを「現在フレーム」とも言う。

【0015】

医用画像処理装置100は、トラッキング処理の終了後、全てのフレームを処理したか否かを判定する（ステップS4）。ここで、医用画像処理装置100は、全てのフレームを処理したと判定しなかった場合（ステップS4、No）、ステップS1に移行し、最新のフレームを取得する。一方、医用画像処理装置100は、全てのフレームを処理したと判定した場合（ステップS4、Yes）、TCA解析を実行する（ステップS5）。以下では、医用画像処理装置100が有する各部によるトラッキング処理の詳細について説明する。

10

【0016】

取得回路101はプロセッサにより実現することができ、初期フレーム（Frame₁）を始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する。超音波画像は、検査対象となる被検体を撮像してなるものである。実施形態では、時系列に取得する複数のフレームをFrame₁（初期フレーム）、・・・、Frame_{i-1}（現在フレームの直前フレーム）、Frame_i（現在フレーム）で表し、但し、i≧3とする。時系列に取得する超音波画像を表す各フレームは、後述のトラッキング処理を行い、トラッキング処理成功と判定された後、医用画像処理装置100に対応する記憶回路（メモリ）に格納される。

20

【0017】

実施形態中の初期フレームとして、撮像開始したばかりのフレームでもよいし、撮像開始してから一定時間後のフレームでもよいが、作業者が関心領域（腫瘍）を正確に選定できるようなフレームでなければならない。実施形態に係る関心領域とは、作業者が興味を持っており、且つ、医用画像処理装置100の外部の表示装置（ディスプレイ）による観察を希望する目標領域をいう。関心領域を設定する手段として、初期フレームを選定した後、医用画像処理装置100に対応する入力部を用い、人為的操作により関心領域をマーク付けることで、初期フレームに関心領域が設定されたようにすることができる。

30

【0018】

図8は、ディスプレイに表示された超音波画像及びその関心領域を示す図である。図8の右図及び図8の左図は、造影剤存在下で被検体を走査した同一の反射波データに基づく初期フレームの超音波画像である。図8の左図は、造影剤のみを映像化した超音波画像8bを示し、図8の右図は、図8の左図の背景のBモードの超音波画像8aを示す。作業者は、例えば、超音波画像8a或いは超音波画像8bを参照して、関心領域を設定する。より具体的には、超音波画像8aにおいて関心領域8cを設定する。そして、医用画像処理装置100は、関心領域8cの設定に連動して、超音波画像8bにおいて関心領域8cに対応する位置に関心領域8dを設定する。なお、作業者は、超音波画像8bにおいて関心領域8dを設定してもよい。かかる場合、医用画像処理装置100は、関心領域8dの設定に連動して、超音波画像8aにおいて関心領域8dに対応する位置に関心領域8cを設定する。このように、初期フレームは、関心領域が設定されたフレームである。

40

【0019】

参照フレーム生成回路102は、プロセッサにより実現することができ、現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する。例えば、参照フレーム生成回路102は、撮像した現在フレーム（Frame_i）とその直前フレーム（Frame_{i-1}）との類似度比較を行い、当該類似度に基づき初期フレーム及び直前フレームに重みを付与する。より具体的には、参照フレーム生成回路102は、類似度が高ければ、直前フレーム（Frame_{i-1}）の重みを増し、または、類似度が低ければ

50

、初期フレーム (Frame₁) の重みを増して、重みが付与された直前フレーム及び初期フレームを用い、参照フレーム (Frame_r) を生成する。なお、参照フレームの生成において、関心領域が設定された初期フレーム (Frame₁) が用いられる。このため、生成する参照フレームには同様に、関心領域が設定され、腫瘍観察の際にディスプレイから関心領域を観察することができる。本実施形態の場合、例えば、図 8 を用いて上述したように、超音波画像において関心領域 8c 及び関心領域 8d が設定される。なお、参照フレームの生成について、後述の内容に詳しく説明する。

【0020】

トラッキング処理回路 103 は、プロセッサにより実現することができ、参照フレームと現在フレームとの間と、現在フレームと直前フレームとの間とでトラッキング処理を行う。例えば、トラッキング処理回路 103 は、現在フレームを格納するか否かを判定するように、各フレーム間にトラッキング処理を行う。トラッキング処理は、いずれかのフレームの関心領域から別のフレームのマッチング領域をマッチングするマッチング処理と、いずれかのフレームの関心領域と別のフレームのマッチング領域との間の変化量と予め確定した閾値とを比較する比較判定処理と、を含む。

【0021】

従来の技術では、2 フレームの間にマッチングを行うマッチング処理、及び、マッチング後の変化量と閾値とを比較する方法が開示されている。本実施形態に係るトラッキング処理回路 103 は、従来の技術に係る方法により、参照フレームと現在フレームとの間のみでマッチング処理を行い、マッチング後のフレーム間の変化量と閾値とを比較することにより現在フレームを格納するか否かを判定することができる。しかし、2 フレーム間のみでマッチング処理を行って変化量と閾値との比較を行う場合、参照フレームが不正確であると、後続の処理による結果も不正確になることがあるので、現在フレームの信頼性を正確に判定することができない。

【0022】

それに対し、本実施形態に係るトラッキング処理回路 103 が 3 フレーム間 (参照フレーム (Frame_r) と現在フレーム (Frame_i) との間、及び、現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) との間) にマッチング及び閾値比較を行うことは好ましく、現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) にもマッチング及び閾値比較を行うことにより、現在フレームを格納するか否かをより正確に判定することができる。

【0023】

(参照フレームの生成)

以下は、参照フレーム生成回路 102 による参照フレームの生成について具体的に説明する。

【0024】

参照フレーム生成回路 102 は、類似度比較を行い、類似度が高ければ、直前フレームの重みを増し、類似度が低ければ、初期フレームの重みを増す処理を行って、重みづけ処理した初期フレーム及び直前フレームを加算することにより、参照フレームを生成する。

【0025】

例えば、参照フレーム生成回路 102 は、参照フレームの生成において、まず、直前フレームの関心領域を初期フレームの関心領域に対し変位させ、そして、初期フレームと変位された直前フレームとにそれぞれ重みを付与することで、参照フレームを生成する。変位及び重みの付与について、後述の内容に詳しく説明する。

【0026】

参照フレームの生成には、下記の式 (1) が用いられる。すなわち、式 (1) は、 $Frame_r = a \times Frame_1 + b \times T(Frame_{i-1})$ である。ここで、 a, b [0, 1] とする。

【0027】

式 (1) では、Frame₁ は初期フレーム、Frame_{i-1} は現在フレームの直前

10

20

30

40

50

フレーム、 $T(\text{Frame}_{i-1})$ は直前フレーム中の関心領域の位置を初期フレーム中の関心領域の位置に対し変位させたもの、 a, b はそれぞれ初期フレーム (Frame_1) 及び直前フレーム (Frame_{i-1}) の重み係数 (以下、 a, b をそれぞれ初期フレームの重み a 、直前フレームの重み b という)、 Frame_r は生成される参照フレームを表しており、この参照フレームは、重み a が付与された初期フレームと、初期フレームに対し変位され且つ重み b が付与された直前フレームとを加算することにより得られる。すなわち、参照フレーム生成回路 102 は、加算の前に、直前フレームの関心領域の位置を初期フレームの関心領域に対し変位させる。

【0028】

そして、式 (1) における $T(\text{Frame}_{i-1})$ の変位 (即ち、直前フレームの関心領域を初期フレームの関心領域に対し変位させたこと) について図 2 を参照して説明する。図 2 では、 Frame_1 は記憶回路から読取られた初期フレーム、 Frame_{i-1} は記憶回路から読取られた直前フレーム、 $T(\text{Frame}_{i-1})$ は直前フレーム中の関心領域を初期フレーム中の関心領域に対し変位させた画像、 Frame_r は生成される参照フレームを表している。例えば、図 2 に示すように、初期フレーム (Frame_1) には関心領域 2a が設定され、直前フレーム (Frame_{i-1}) には関心領域 2b が設定される。

【0029】

超音波画像の収集過程は動的過程であるので、取得回路 101 が時系列に取得する複数のフレームのうち、関心領域の位置が完全に一致しないことがあり、2 フレーム (初期フレーム、直前フレーム) 中の関心領域の位置を合わせるために、いずれかのフレームの関心領域の位置を別のフレームに対し変位させる必要がある。本実施形態では、初期フレームが関心領域の存在を特定するための基準フレームとして機能するため、変位のときには、直前フレーム中の関心領域の位置を初期フレーム中の関心領域の位置に対し変位させる。より具体的には、参照フレーム生成回路 102 は、直前フレーム (Frame_{i-1}) における関心領域 2b を、初期フレーム (Frame_1) 中の関心領域 2a に対し変位させる。すなわち、参照フレーム生成回路 102 は、直前フレーム (Frame_{i-1}) の関心領域 2b を、 $T(\text{Frame}_{i-1})$ における所望の目標位置 2c に変位させる。なお、図 2 に示す例では、参照フレーム中には関心領域 2d が設定される。この参照フレーム中の関心領域 2d の位置は、初期フレーム中の関心領域 2a の位置に対応する。

【0030】

また、参照フレームの生成において、初期フレーム及び直前フレームにそれぞれ付与される重み a, b は下記の式 (2) で表される関係を満足し、即ち、重み b が小さければ、重み a が大きくなり、重み b が大きければ、重み a が小さくなる。ここで、式 (2) は、 $a = 1 - b$ である。

【0031】

なお、式 (2) では、重み b が現在フレームと直前フレームの類似度によって決定され、下記の式 (3) を満足する。ここで、式 (3) は、 $b = 0.5 * CC(i-1, i)$ である。

【0032】

式 (3) では、 $CC(i-1, i)$ は現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) との類似度を表しており、当該類似度の算出方法として、従来の技術における算出方法を用いてもよい。 $CC(i-1, i)$ が現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) とに基づいて算出され、重み b と $CC(i-1, i)$ との間には式 (3) で表される関係があるため、重み b は現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) とに対応付けられたパラメータである。

【0033】

従って、式 (2) 及び式 (3) における重み a, b と類似度 $CC(i-1, i)$ との関係に基づいて、現在フレームと直前フレームとの類似度が高ければ、式 1 における直前フレームに大きな重みを付与し初期フレームに小さい重みを付与するのに対し、現在フレー

10

20

30

40

50

ムと直前フレームとの類似度が低ければ、式 1 における直前フレームに小さい重みを付与し初期フレームに大きな重みを付与する。

【 0 0 3 4 】

(参照フレームの生成による作用)

本実施形態に係る参照フレームは、初期フレーム、直前フレーム及び現在フレームに基づいて生成され、そのうち、初期フレームは関心領域が設定されたフレームである。初期フレームを含む三つのフレームを用い参照フレームを生成することにより、参照フレームにおける所望の関心領域の存在を確保し、超音波画像輝度の大きな変化またはフレームの紛失による誤検出を排除することができる。

【 0 0 3 5 】

10

また、本実施形態に係る参照フレームの生成において、直前フレームと現在フレームとの類似度に応じて、初期フレーム及び直前フレームに異なる重みを適応的に付与し、直前フレームと現在フレームとの類似度が高ければ、直前フレームの重みを増し、直前フレームと現在フレームとの類似度が低ければ、初期フレームの重みを増すことで、参照フレームを生成する。この方法により、類似度が高ければ、現在フレームに似ている直前フレームの重みを増し、類似度が低ければ、関心領域の検出に失敗が発生したなどと判定して関心領域が設定された初期フレームの重みを増すことで、参照フレームにおける所望の関心領域の存在を保証し、超音波画像輝度の大きな変化またはフレームの紛失による誤検出を排除することができる。

【 0 0 3 6 】

20

以下、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 によるトラッキング処理の手順について、図 3 を参照して説明する。図 3 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 によるトラッキング処理の手順を示すフローチャートである。

【 0 0 3 7 】

医用画像処理装置 1 0 0 の取得回路 1 0 1 は、初期フレーム (F r a m e ₁) を始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する (ステップ S 1 0 1) 。初期フレームに、観察者が興味を持っている部位である関心領域を含む。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 1 0 2 では、参照フレーム生成回路 1 0 2 は直前フレーム (F r a m e _{i - 1}) 中の関心領域を初期フレーム (F r a m e ₁) 中の関心領域に対し変位させ、現在フレーム (F r a m e _i) と直前フレーム (F r a m e _{i - 1}) との類似度比較を行い、現在フレーム (F r a m e _i) と直前フレーム (F r a m e _{i - 1}) との類似度に基づき初期フレーム (F r a m e ₁) 及び直前フレーム (F r a m e _{i - 1}) に重みを付与し、類似度が高ければ、直前フレームの重みを増し、類似度が低ければ、初期フレームの重みを増して、それぞれ重みが付与された直前フレーム及び初期フレームを加算して参照フレーム (F r a m e _r) を生成する。類似度比較は、現在フレームの超音波画像及び直前フレームの超音波画像の全域で行う。

30

【 0 0 3 9 】

そして、トラッキング処理回路 1 0 3 は現在フレームが受け入れられるか否かを判定するために、各フレーム間でトラッキング処理を行う。受け入れられると判定されると現在フレームを格納し、受け入れられないと判定されると現在フレームを破棄する (ステップ S 1 0 3) 。

40

【 0 0 4 0 】

トラッキング処理は、いずれかのフレームの関心領域から別のフレームのマッチング領域をマッチングするマッチング処理と、いずれかのフレームの関心領域と別のフレームのマッチング領域との間の変化量と予め確定した閾値とを比較する比較判定処理と、を含む。

【 0 0 4 1 】

従来の技術では、二つのフレームの間にマッチングを行うマッチング処理、及び、マッチング後の変化量と閾値とを比較する方法が開示されている。ステップ S 1 0 3 において

50

、従来の技術に係る方法により、参照フレームと現在フレームとの間のみでマッチング処理を行い、マッチング後のフレーム間の変化量と閾値とを比較することにより現在フレームを格納するか否かを判定してもよい。しかし、二つのフレーム間のみでマッチング処理を行って変化量と閾値との比較を行う場合、参照フレームが不正確であると、後続の処理による結果も不正確になることがあるので、現在フレームを格納するか否かを正確に判定することができない。

【0042】

それに対し、第1の実施形態のステップS103では、トラッキング処理回路103は、三つのフレーム間（参照フレーム（Frame_r）と現在フレーム（Frame_i）との間、及び、現在フレーム（Frame_i）と直前フレーム（Frame_{i-1}）との間）で関心領域のマッチングを行う。そして、トラッキング処理回路103は、現在フレームにおける参照フレームとの間でマッチングされた領域と、参照フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第1の変化量を算出する。また、トラッキング処理回路103は、現在フレームにおける直前フレームとの間でマッチングされた領域と、直前フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第2の変化量を算出する。そして、トラッキング処理回路103は、算出した第1の変化量及び第2の変化量が同時に閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、算出した第1の変化量及び第2の変化量の少なくともいずれか一方が閾値以上の場合、トラッキング失敗と判定する。

10

【0043】

図7は、従来技術に係る超音波画像輝度の大きな変化及びプローブの動きなどによるフレームの紛失を概略的に示す図である。図7上段を用いて、超音波画像輝度の大きな変化によるフレームの紛失がある場合を説明し、図7下段を用いて、プローブの動きや被検体の体動などによるフレームの紛失がある場合を説明する。

20

【0044】

図7上段では、超音波画像7a、超音波画像7b及び超音波画像7cを示す。図7上段に示す各超音波画像は、超音波画像7a、超音波画像7b及び超音波画像7cの順で時系列に取得されるものとする。また、図7上段に示す例では、超音波画像7aを初期フレームとし、初期フレームである超音波画像7aにおいて関心領域7dが設定されるものとする。

30

【0045】

ここで、TCA解析では、例えば、造影剤が関心領域に取り込まれた後、関心領域から造影剤が排出されるまでの期間において、関心領域における時系列の造影剤濃度の変化が観察される。関心領域に造影剤が取り込まれる際には、超音波画像において急激な輝度の変化が生じる。例えば、超音波画像7bや超音波画像7cでは、超音波画像7aに比べて輝度が急激に変化している。このような場合、従来技術に係る医用画像処理装置は、例えば、隣接する2フレーム間でのパターンマッチングでは、関心領域を正確に追跡することができない可能性がある。より具体的には、従来技術に係る医用画像処理装置は、超音波画像7aとのパターンマッチングでは、超音波画像7bにおける関心領域7eを追跡できない。また、従来技術に係る医用画像処理装置は、関心領域を追跡できなかった超音波画像7bとのパターンマッチングでは、超音波画像7cにおける関心領域7fを追跡できない。このように、従来技術に係る医用画像処理装置によって関心領域を正確に追跡できない場合、超音波画像7bや超音波画像7cは、TCA解析において所望されないフレームとなる。

40

【0046】

また、図7下段では、超音波画像7g、超音波画像7h及び超音波画像7iを示す。図7下段に示す各超音波画像は、超音波画像7g、超音波画像7h及び超音波画像7iの順で時系列に取得されるものとする。また、図7下段に示す例では、超音波画像7gを初期フレームとし、初期フレームである超音波画像7gにおいて関心領域7jが設定されるものとする。

50

【 0 0 4 7 】

ここで、超音波走査中にプローブの移動や被検体の体動により撮像範囲が移動する場合がある。例えば、超音波画像 7 h や超音波画像 7 i では、超音波画像 7 g に比べて撮像範囲が移動している。このような場合、従来技術に係る医用画像処理装置は、例えば、隣接する 2 フレーム間でのパターンマッチングでは、関心領域を正確に追跡することができない可能性がある。より具体的には、従来技術に係る医用画像処理装置は、超音波画像 7 g とのパターンマッチングでは、超音波画像 7 h における関心領域 7 k を追跡できない。また、従来技術に係る医用画像処理装置は、関心領域を追跡できなかった超音波画像 7 h とのパターンマッチングでは、超音波画像 7 i における関心領域 7 l を追跡できない。このように、従来技術に係る医用画像処理装置によって関心領域を正確に追跡できない場合、超音波画像 7 h や超音波画像 7 i は、T C A 解析において所望されないフレームとなる。

10

【 0 0 4 8 】

しかしながら、上述した画像処理方法によれば、図 7 に示すような所望されないフレームを破棄することができ、即ち、超音波画像輝度の大きな変化及びプローブの動きなどによる価値のない画像を排除することは可能となる。より具体的には、医用画像処理装置 1 0 0 は、図 7 上段に示す超音波画像 7 b を破棄する。更に、医用画像処理装置 1 0 0 は、参照フレームとのマッチング及び直前フレームである超音波画像 7 b とのマッチングにより、図 7 上段に示す超音波画像 7 c において、正確に関心領域を追跡可能になる。これにより、医用画像処理装置 1 0 0 は、超音波画像 7 c を保持することができる。また、医用画像処理装置 1 0 0 は、図 7 下段に示す超音波画像 7 h を破棄する。更に、医用画像処理装置 1 0 0 は、参照フレームとのマッチング及び直前フレームである超音波画像 7 h とのマッチングにより、図 7 下段に示す超音波画像 7 i において、正確に関心領域を追跡可能になる。これにより、医用画像処理装置 1 0 0 は、超音波画像 7 i を保持することができる。

20

【 0 0 4 9 】

(変形例)

上述した実施形態では、重み a , b が式 2 で表される関係を満足し、且つ、重み b 及び $CC(i-1, i)$ が式 3 で表される関係を満足するとして説明したものであるが、また、重み a が重み b と伴って変化することなく 0 以上の固定値となり、重み b と類似度 $CC(i-1, i)$ との間で他の正の相関関係を満足するとしてもよい。

30

【 0 0 5 0 】

重み a , b と $CC(i-1, i)$ との間の関係は特に限定されておらず、現在フレームと直前フレームとの類似度が高ければ、直前フレームに大きな重みを付与し、現在フレームと直前フレームとの類似度が低ければ、直前フレームに小さい重みを付与するように満足すればよい。

【 0 0 5 1 】

(実施形態 2)

第 2 の実施形態は第 1 の実施形態の変形例である。図 4 に示すように、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 2 0 0 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 の取得回路 1 0 1 及び参照フレーム生成回路 1 0 2 と同一の取得回路 2 0 1 及び参照フレーム生成回路 2 0 2 と、第 1 の実施形態に係るトラッキング処理回路 1 0 3 と異なるトラッキング処理回路 2 0 3 と、を備える。

40

【 0 0 5 2 】

第 2 の実施形態に係るトラッキング処理回路 2 0 3 はマッチング回路 2 0 4 とトラッキング結果判定回路 2 0 5 とを備える。

【 0 0 5 3 】

図 5 はマッチング回路 2 0 4 により行う正方向マッチング及び逆方向マッチング、並びに、トラッキング結果判定回路 2 0 5 により行うトラッキング処理を説明するための図である。

【 0 0 5 4 】

50

図 5 の中図は、現在フレームの超音波画像 5 a を示す。そして、図 5 の左図は、参照フレームの超音波画像 5 b を示し、図 5 の右図は、直前フレームの超音波画像 5 c を示す。また、図 5 の左図には、参照フレームの超音波画像 5 b において設定された関心領域 5 e を示し、図 5 の右図には、直前フレームの超音波画像 5 c において設定された関心領域 5 f を示す。

【 0 0 5 5 】

図 5 に示すように、本実施形態に係るマッチング回路 2 0 4 は参照フレームと現在フレームとの間、および、現在フレームと直前フレームとの間でのマッチング双方で、他のフレームとしての参照フレーム及び直前フレームのうちのいずれかから現在フレームへ行うマッチングである正方向マッチング、及び、現在フレームから他のフレーム（参照フレーム、直前フレーム）へ行うマッチングである逆方向マッチングを行う。関心領域の信頼性という視点で、参照フレームが直前フレームよりも優れるため、参照フレームの関心領域（ $Block_r$ ）に基づいて現在フレームのマッチング領域（ $Block_i$ ）をマッチングすることが好ましい。

10

【 0 0 5 6 】

逆方向マッチングは、正方向マッチングが行われ且つ現在フレームのマッチング領域（ $Block_i$ ）が取得された後に行い、当該逆方向マッチングでは、現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）に基づいて、参照フレーム及び直前フレームにおいて新たなマッチング領域（ $Block_r'$ 、 $Block_{i-1}'$ ）を更にマッチングする。

【 0 0 5 7 】

20

異なるフレーム間での正方向マッチング及び逆方向マッチング時の、マッチング回路 2 0 4 への入力（入力情報）及びマッチング回路 2 0 4 からの出力（出力情報）は、以下に示す。

【 0 0 5 8 】

参照フレームの現在フレームへの正方向マッチングを行う場合、マッチング回路 2 0 4 は、超音波画像の全域を示す参照フレーム、現在フレーム、及び参照フレーム中の関心領域（ $Block_r$ ）を用い、現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）を生成する。より具体的には、マッチング回路 2 0 4 は、例えば、パターンマッチングを用い、参照フレームに設定された関心領域と類似する現在フレーム中の領域を検索する。図 5 に示す例では、マッチング回路 2 0 4 は、図 5 の中図に示す現在フレームの超音波画像 5 a において、マッチング領域 5 d を設定する。

30

【 0 0 5 9 】

現在フレームの参照フレームへの逆方向マッチングを行う場合、マッチング回路 2 0 4 は、超音波画像の全域を示す参照フレーム、現在フレーム、及び現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）を用い、参照フレーム中の新たなマッチング領域（ $Block_r'$ ）を生成する。より具体的には、マッチング回路 2 0 4 は、例えば、正方向のマッチングで設定された現在フレーム中のマッチング領域と類似する参照フレーム中の領域を検索する。そして、マッチング回路 2 0 4 は、検索した参照フレーム中の領域を、新たなマッチング領域に設定する。

【 0 0 6 0 】

40

直前フレームの現在フレームへの正方向トラッキングを行う場合、マッチング回路 2 0 4 は、超音波画像の全域を示す現在フレーム、直前フレーム、及び直前フレーム中の関心領域（ $Block_{i-1}$ ）を用い、現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）を生成する。上述したように、本実施形態では、参照フレーム中の関心領域を用い現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）を生成することが好ましく、且つ、現在フレーム中のマッチング領域（ $Block_i$ ）が既に取得されている場合、直前フレームの現在フレームへの正方向マッチングを省略することが好ましく、当該ステップを省略することにより、作業の効率を向上することができる。なお、直前フレーム中の関心領域は、この直前フレームが現在フレームであった際の参照フレームによりマッチング領域として設定された領域である。

50

【 0 0 6 1 】

現在フレームの直前フレームへの逆方向トラッキングを行う場合、マッチング回路 2 0 4 は、超音波画像の全域を示す現在フレーム、直前フレーム、及び現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) を用い、直前フレーム中の新たなマッチング領域 ($Block_{i-1}'$) を生成する。より具体的には、マッチング回路 2 0 4 は、例えば、現在フレーム中のマッチング領域と類似する直前フレーム中の領域を検索する。そして、マッチング回路 2 0 4 は、検索した直前フレーム中の領域を、新たなマッチング領域に設定する。

【 0 0 6 2 】

続いて、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、現在フレームにおける参照フレームとの間でマッチングされた領域と、参照フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第 1 の変化量を算出する。例えば、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、参照フレームの現在フレームへの領域変化量と現在フレームの参照フレームへの領域変化量との間の差分値を第 1 の変化量として算出する。ここで、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、参照フレームと現在フレームとの間で正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の参照フレームの関心領域を対応する領域とし、参照フレームと現在フレームとの間で逆方向マッチングを行う場合、現在フレームから逆方向マッチングを行った後の参照フレームのマッチング領域を対応する領域とする。

【 0 0 6 3 】

また、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、現在フレームにおける直前フレームとの間でマッチングされた領域と、直前フレームにおいて当該マッチングされた領域と対応する領域との間の第 2 の変化量を算出する。例えば、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、直前フレームの現在フレームへの領域変化量と現在フレームの直前フレームへの領域変化量との間の差分値を第 2 の変化量として算出する。ここで、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、現在フレームと直前フレームとの間で正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の直前フレームの関心領域を対応する領域とし、現在フレームと直前フレームとの間で逆方向マッチングを行う場合、現在フレームから逆方向マッチングを行った後の直前フレームのマッチング領域を対応する領域とする。

【 0 0 6 4 】

より具体的には、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、正方向マッチングにより得られる現在フレームのマッチング領域 ($Block_i$) に基づいて、現在フレームのマッチング領域 ($Block_i$) と、参照フレーム中の関心領域 ($Block_r$) 及びメモリから読取られた直前フレーム中の関心領域 ($Block_{i-1}$) との間の変化量 ($FX1$, $FX2$)、並びに、現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) と、参照フレームの新たなマッチング領域 ($Block_r'$) 及び直前フレーム中の新たなマッチング領域 ($Block_{i-1}'$) との変化量 ($BX1$, $BX2$) をそれぞれ算出する。ここで、変化量 $FX1$ は、例えば、参照フレーム中の関心領域 ($Block_r$) から現在フレームのマッチング領域 ($Block_i$) への変位ベクトルであり、変化量 $FX2$ は、例えば、直前フレーム中の関心領域 ($Block_{i-1}$) から現在フレームのマッチング領域 ($Block_i$) への変位ベクトルである。また、変化量 $BX1$ は、現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) から参照フレームの新たなマッチング領域 ($Block_r'$) への変位ベクトルであり、変化量 $BX2$ は、現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) から直前フレーム中の新たなマッチング領域 ($Block_{i-1}'$) への変位ベクトルである。そして、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、算出した第 1 の変化量及び第 2 の変化量が同時に閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、算出した第 1 の変化量及び第 2 の変化量の少なくともいずれか一方が閾値以上の場合、トラッキング失敗と判定する。すなわち、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、 $|FX1| - |BX1|$ 及び $|FX2| - |BX2|$ が同時に閾値未満であるか否かを判定する。ここで、トラッキング結果判定回路 2 0 5 は、同時に所定の閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、同時に所定の閾値未満ではない場合、トラッキング失敗と判定する。また、トラッキング処理回路 2 0 3 は、トラッキング結果判定回路 2 0 5 によってトラッキング失敗と判定され

10

20

30

40

50

た場合、現在フレームを破棄し、トラッキング結果判定回路 205 によってトラッキング成功と判定された場合、現在フレームを保持するリジェクション処理回路を備えるようにしてもよい。

【0065】

図 6 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 200 によるトラッキング処理の手順を示すフローチャートである。

【0066】

本実施形態に係る医用画像処理装置 200 の取得回路 201 は、初期フレーム (Frame₁) を始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する (ステップ S201)。初期フレームに、観察者が興味を持っている部位である関心領域を含む。

10

【0067】

ステップ S202 では、参照フレーム生成回路 202 は、現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) との類似度比較を行い、現在フレーム (Frame_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) との類似度に基づき初期フレーム (Frame₁) 及び直前フレーム (Frame_{i-1}) に重みを付与し、類似度が高ければ、直前フレームの重みを増し、類似度が低ければ、初期フレームの重みを増して、それぞれ重みが付与された直前フレーム及び初期フレームを加算して参照フレーム (Frame_r) を生成する。類似度比較は、現在フレームの超音波画像及び直前フレームの超音波画像の全域で行う。

20

【0068】

上述のステップ S201 及びステップ S202 は、第 1 の実施形態におけるステップ S101 及びステップ S102 と同一である。

【0069】

実施形態 2 に係るトラッキング処理過程は更に、ステップ S203 ~ ステップ S209 を含む。

【0070】

ステップ S203 では、マッチング回路 204 はまず、参照フレーム (Frame_r) の現在フレーム (Frame₁) への正方向マッチングを行う。即ち、参照フレーム (Frame_r) 中の関心領域 (Block_r) に基づき現在フレーム (Frame_i) 中のマッチング領域 (Block_i) をマッチングする。

30

【0071】

そして、ステップ S204 では、トラッキング結果判定回路 205 はそれぞれ参照フレーム (Frame_r) 中の関心領域 (Block_r) と現在フレーム (Frame_i) 中のマッチング領域 (Block_i) との差分値 FX1、及び、現在フレーム (Frame_i) 中のマッチング領域 (Block_i) と直前フレーム (Frame_{i-1}) 中の関心領域 (Block_{i-1}) との差分値 FX2 を算出する。

【0072】

次に、ステップ S205 では、マッチング回路 204 は現在フレーム (Frame_i) 中のマッチング領域 (Block_i) に基づき参照フレーム (Frame_r) 中の新たなマッチング領域 (Block_{r'})、及び、直前フレーム (Frame_{i-1}) 中の新たなマッチング領域 (Block_{i-1'}) をマッチングする。

40

【0073】

続いて、ステップ S206 では、トラッキング結果判定回路 205 はそれぞれ現在フレーム (Frame_i) 中のマッチング領域 (Block_i) と、参照フレーム (Frame_r) 中の新たなマッチング領域 (Block_{r'}) 及び直前フレーム (Frame_{i-1}) 中の新たなマッチング領域 (Block_{i-1'}) との差分値 BX1 及び BX2 を算出する。

【0074】

本実施形態では、ステップ S203、S204、S205、S206 の順に進むが、マッチング回路 204 でのマッチングステップ S203、S205 を終了してから、トラッ

50

キング結果判定回路 205 による差分値算出ステップ S204、S206 を行っても良い。

【0075】

その後、ステップ S207 では、トラッキング結果判定回路 205 は算出された変化量 (FX1、FX2、BX1、BX2) のそれぞれに基づいて、参照フレームと現在フレームとの間で正方向マッチング及び逆方向マッチングを行うことにより得られる変化量 (FX1、BX1) の間の差が予め確定した閾値未満であるか否かを判定し、現在フレームと直前フレームとの間の二つの変化量 (そのうち、1つの変化量 (FX2) が直前フレーム中の関心領域から現在フレームのマッチング領域を減算したものであり、別の変化量 (BX2) が現在フレームから直前フレームへの逆方向マッチングにより得られたものである) の間の差が予め確定した閾値未満であるか否かを判定する。言い換えれば、ステップ S207 では、 $|FX1| - |BX1|$ 及び $|FX2| - |BX2|$ が同時に閾値未満であるか否かを判定する。変化量が閾値未満の場合、トラッキング成功と判定して現在フレームを格納し (ステップ S209)、変化量が閾値以上の場合、トラッキング不成功と判定して現在フレームを破棄する (ステップ S208)。

10

【0076】

比較例として、1対のトラッキング結果のみについて考慮し、即ち、 $|FX1| - |BX1| < \text{閾値}$ または $|FX2| - |BX2| < \text{閾値}$ を満足するか否かということのみを判定すると仮設する場合について、以下のように説明する。第1対の変化量 (FX1、BX1) のみについて考慮する場合、重みが付与された参照フレームが十分正確でなければ、第1対の変化量 (FX1、BX1) に基づいて現在フレームのトラッキングが成功したか否かを正確に判定することができず、第2対の変化量 (FX2、BX2) のみについて考慮する場合、記憶回路に格納された直前フレームのトラッキング結果が少しずれると、当該ずれは現在フレームのトラッキングの判定に影響を及ぼし、当該ずれが大きくなる。極端の場合、関心領域が直前フレーム及び現在フレームにおいて同時に消えたが両方の画像にちょうど同一の構造特徴があるならば、変化量がコンバージェンスになる ($|FX2| - |BX2|$ が約 0 である) 結果が同様に示されるが、ここでの現在フレームのトラッキングが実際に成功していない。

20

【0077】

それに対し、本実施形態に係る医用画像処理装置 200 は、 $|FX1| - |BX1|$ 及び $|FX2| - |BX2|$ が同時に閾値未満である場合に限って、トラッキング成功と判定し、さもなければ、トラッキング失敗と判定する。このような判定方法によれば、 $|FX1| - |BX1|$ または $|FX2| - |BX2|$ のみを判定する場合に比べて、検出の精度を更に向上することができる。

30

【0078】

処理過程では、上述した図 7 に示すような超音波画像輝度の大きな変化またはプローブの動きによるフレームの紛失が発生する際に、所望されない現在フレームを破棄することができ、即ち、超音波画像輝度の大きな変化及びプローブの動きなどによる価値のない画像を排除することは可能となる。

40

【0079】

(変形例)

実施形態 2 では、参照フレームの関心領域 ($Block_r$) を用い現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) を生成し、直前フレームの関心領域 ($Block_{i-1}$) の現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) へのマッチングを省略して変化量 FX2 を直接算出したものであるが、実施形態はこれに限られない。更に、直前フレームの関心領域 ($Block_{i-1}$) に基づいて現在フレームのマッチング領域 ($Block_i$) をマッチングし、参照フレームの関心領域 ($Block_r$) の現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) へのマッチングを省略して変化量 FX1 を直接算出してもよい。また、参照フレームの関心領域 ($Block_r$) と直前フレームの関心領域 ($Block_{i-1}$) をそれぞれ用い現在フレーム中のマッチング領域 ($Block_i$) を 2 つ生成

50

し、当該２つの現在フレーム中のマッチング領域（Block_i）に基づいてそれぞれの逆方向マッチングを行って各自のトラッキング処理を行い、マッチングされた２つのマッチング領域（Block_i）により得られた変化量が何れも閾値との関係を満足すれば、トラッキング成功と判定し、さもなければ、トラッキング失敗と判定するとしてもよい。

【００８０】

変形例では、現在フレーム中のマッチング領域（Block_i）を生成するための基準が実施形態２とは異なる以外に、その他の部分が実施形態２とは同一である。

【００８１】

第１の実施形態、第２の実施形態及びそれらの変形例に係る医用画像処理装置によれば、現在フレーム、現在フレームの直前フレーム、及び関心領域が設定された初期フレームを用い参照フレームを生成し、生成した参照フレームと、現在フレーム及び現在フレームの直前フレームとの間で関心領域のトラッキングを行うことで、所望されない現在フレームを破棄することができ、超音波画像輝度の大きな変化及びプローブの動きなどによる価値のない画像（ノイズなど）を排除することは可能となる。

10

【００８２】

上述した第１の実施形態及び第２の実施形態に係る医用画像処理装置において、構成要件である取得回路、参照フレーム生成回路及びトラッキング処理回路により実現できる各処理機能は、コンピュータにより実行可能なプログラムの形態で記憶回路に格納されている。処理回路は、プログラムを記憶回路から読み出して実行することにより、各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。言い換えれば、各プログラムを読み出した状態での処理回路は取得回路、参照フレーム生成回路及びトラッキング処理回路の機能を有する。また、上述したように、実施形態に係る医用画像処理装置における取得回路、参照フレーム生成回路及びトラッキング処理回路を単一の処理回路により実現する場合について説明したものであるが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサによりプログラムを実行して、取得回路、参照フレーム生成回路及びトラッキング処理回路の機能を実現するとしてもよい。

20

【００８３】

（第３の実施形態）

上述した実施形態では、医用画像処理装置１００において、超音波診断装置により撮像された超音波画像を取得して、画像処理方法を実行する場合について説明した。ところで、かかる画像処理方法は、超音波診断装置において実行されてもよいものである。そこで、第３の実施形態では、超音波診断装置において、上述した実施形態と同様の画像処理方法を実行する場合について説明する。

30

【００８４】

図１０は、第３の実施形態に係る超音波診断装置３００の構成例を示すブロック図である。図１０に示すように、第３の実施形態に係る超音波診断装置３００は、超音波プローブ３１１と、入力装置３１２と、ディスプレイ３１３と、装置本体３２０とを備える。超音波プローブ３１１は、後述する装置本体３２０が備える送受信回路３２１と通信可能に接続される。また、入力装置３１２、及びディスプレイ３１３は、装置本体３２０が備える各種の回路と通信可能に接続される。

40

【００８５】

超音波プローブ３１１は、被検体Ｐの体表面に接触され、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ３１１は、複数の圧電振動子（振動子とも言う）を有する。これら複数の圧電振動子は、送受信回路３２１から供給される送信信号に基づいて、超音波を発生させる。発生した超音波は、被検体Ｐの体内組織において反射され、反射波信号として複数の圧電振動子にて受信される。超音波プローブ３１１は、複数の圧電振動子にて受信した反射波信号を、送受信回路３２１へ送る。

【００８６】

なお、第３の実施形態は、超音波プローブ３１１は、被検体Ｐ内の２次元領域を走査（２次元走査）する１Ｄアレイプローブであっても、被検体Ｐ内の３次元領域を走査（３次

50

元走査)するメカニカル４Ｄプローブや２Ｄアレイプローブであっても適用可能である。

【００８７】

入力装置３１２は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等に対応する。入力装置３１２は、超音波診断装置３００の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体３２０の各回路に対して適宜転送する。

【００８８】

ディスプレイ３１３は、操作者が入力装置３１２を用いて各種設定要求を入力するためのＧＵＩ（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体３２０において生成された超音波画像データに基づく画像（超音波画像）等を表示したりする。

10

【００８９】

装置本体３２０は、超音波プローブ３１１が受信した反射波信号に基づいて、超音波画像データを生成する装置である。図１０に示すように、装置本体３２０は、例えば、送受信回路３２１と、Ｂモード処理回路３２２と、ドブラ処理回路３２３と、画像生成回路３２４と、画像メモリ３２５と、記憶回路３２６と、処理回路３２７とを有する。送受信回路３２１、Ｂモード処理回路３２２、ドブラ処理回路３２３、画像生成回路３２４、画像メモリ３２５、記憶回路３２６、及び処理回路３２７は、互いに通信可能に接続される。

【００９０】

送受信回路３２１は、超音波プローブ３１１による超音波の送受信を制御する。例えば、送受信回路３２１は、送信回路３２１ａと受信回路３２１ｂとを有し、後述する処理回路３２７の指示に基づいて、超音波プローブ３１１が行う超音波送受信を制御する。送信回路３２１ａは、送信波形データを作成し、作成した送信波形データから超音波プローブ３１１が超音波を送信するための送信信号を生成する。そして、送信回路３２１ａは、超音波プローブ３１１に送信信号を印加することで、超音波がビーム状に集束された超音波ビームを送信させる。また、受信回路３２１ｂは、超音波プローブ３１１が受信した反射波信号に所定の遅延時間を与えて加算処理を行うことで、反射波信号の受信指向性に応じた方向から反射成分が強調された反射波データを生成し、生成した反射波データをＢモード処理回路３２２及びドブラ処理回路３２３に送信する。

20

【００９１】

Ｂモード処理回路３２２は、受信回路３２１ｂが反射波信号から生成した反射波データに対して各種の信号処理を行う。Ｂモード処理回路３２２は、受信回路３２１ｂから受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点（観測点）ごとの信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Ｂモードデータ）を生成する。Ｂモード処理回路３２２は、生成したＢモードデータを画像生成回路３２４へ送る。

30

【００９２】

また、Ｂモード処理回路３２２は、高調波成分を映像化するハーモニックイメージングを行なうための信号処理を行なう。ハーモニックイメージングとしては、コントラストハーモニックイメージング（ＣＨＩ：Contrast Harmonic Imaging）や組織ハーモニックイメージング（ＴＨＩ：Tissue Harmonic Imaging）が知られている。また、コントラストハーモニックイメージングや組織ハーモニックイメージングには、スキャン方式として、振幅変調、位相変調が知られている。

40

【００９３】

ドブラ処理回路３２３は、受信回路３２１ｂが受信した反射波データより、移動体のドブラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。具体的には、ドブラ処理回路３２３は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を各サンプル点で抽出したドブラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。ドブラ処理回路３２３は、生成したドブラデータを画像生成回路３２４へ送る。

【００９４】

画像生成回路３２４は、Ｂモード処理回路３２２やドブラ処理回路３２３が生成したデ

50

ータから超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路324は、Bモード処理回路322が生成したBモードデータから、反射波の強度を輝度で表したBモード画像データを生成する。また、画像生成回路324は、ドブラ処理回路323が生成したドブラデータから、移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。このドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0095】

画像メモリ325は、Bモード処理回路322、ドブラ処理回路323、及び画像生成回路324により生成されたデータを記憶するメモリである。例えば、画像メモリ325は、画像生成回路324により生成された超音波画像データを、被検体Pの心電波形に対応付けて記憶する。なお、画像メモリ325に記憶されるデータ量が画像メモリ325の記憶容量を超過する場合には、古いデータから順に削除され、更新される。

10

【0096】

記憶回路326は、各種データを記憶する記憶装置である。例えば、記憶回路326は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路326に記憶されるデータは、図示しないインタフェース部を介して、外部装置へ転送することができる。

【0097】

また、記憶回路326は、Bモード処理回路322、ドブラ処理回路323、及び画像生成回路324により生成されたデータを記憶する。例えば、記憶回路326は、操作者により指定された所定心拍分の超音波画像データを記憶する。なお、記憶回路326は、被検体Pを所定期間で走査して得られた複数の画像を記憶する記憶部の一例である。

20

【0098】

処理回路327は、超音波診断装置300の処理全体を制御する。具体的には、処理回路327は、入力装置312を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路326から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づいて、送受信回路321、Bモード処理回路322、ドブラ処理回路323、及び画像生成回路324等の処理を制御する。また、処理回路327は、画像メモリ325が記憶する超音波画像データをディスプレイ313に表示させる。

30

【0099】

また、処理回路327は、図10に示すように、取得機能327a、参照フレーム生成機能327b及びトラッキング処理機能327cを実行する。ここで、例えば、図10に示す処理回路327の構成要素である取得機能327a、参照フレーム生成機能327b及びトラッキング処理機能327cが実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路326に記録されている。処理回路327は、各プログラムを記憶回路326から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路327は、図10の処理回路327内に示された各機能を有することとなる。なお、取得機能327aのことを取得部とも言い、参照フレーム生成機能327bのことを参照フレーム生成部とも言い、トラッキング処理機能327cのことをトラッキング処理部とも言う。なお、処理回路327が実行する各機能の詳細については後述する。

40

【0100】

このように構成される超音波診断装置300は、例えば、TCA解析を行う場合、造影剤存在下で超音波走査を実行して、時系列に超音波画像を撮像する。そして、超音波診断装置300は、時系列に撮像した超音波画像において、例えば、腫瘍領域であるROIをトラッキングする場合、以下に示す画像処理方法を実行する。なお、超音波診断装置300が実行する画像処理方法は、超音波走査時にリアルタイムで取得した超音波画像を用いて実行されてもよく、或いは超音波走査後に所定の記憶部に格納された超音波画像を読み出して実行されてもよい。

50

【0101】

取得機能327aは、第1の実施形態に係る取得回路101と同様の機能を実行する。例えば、取得機能327aは、初期フレームを始点とした、超音波画像を表す複数のフレームを時系列に取得する。

【0102】

参照フレーム生成機能327bは、第1の実施形態に係る参照フレーム生成回路102と同様の機能を実行する。例えば、参照フレーム生成機能327bは、現在フレームと当該現在フレームの直前フレームとの類似度比較を行い、比較結果を用いた初期フレーム及び直前フレームへの重みづけ処理に基づき、参照フレームを生成する。

【0103】

トラッキング処理機能327cは、第1の実施形態に係るトラッキング処理回路103と同様の機能を実行する。例えば、トラッキング処理機能327cは、参照フレームと現在フレームとの間と、現在フレームと直前フレームの間とでトラッキング処理を行う。

【0104】

(第3の実施形態に係る変形例)

また、上述した第3の実施形態では、第1の実施形態と同様に、超音波診断装置300は、正方向マッチングのみを行うものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置300は、第2の実施形態と同様に、正方向マッチング及び逆方向マッチングを行うようにしてもよい。

【0105】

かかる場合、取得機能327aは、第1の実施形態に係る取得回路101と同様の機能を実行する。また、参照フレーム生成機能327bは、第1の実施形態に係る参照フレーム生成回路102と同様の機能を実行する。そして、トラッキング処理機能327cは、第2の実施形態に係るトラッキング処理回路203と同様の機能を実行する。

【0106】

例えば、トラッキング処理機能327cは、参照フレームと現在フレームとの間、および、現在フレームと直前フレームとの間でのマッチング双方で、他のフレームとしての参照フレーム及び直前フレームのうちのいずれか一方から現在フレームへ行うマッチングである正方向マッチング、及び、現在フレームから他のフレームへ行うマッチングである逆方向マッチングを行う。ここで、トラッキング処理機能327cは、参照フレームと現在フレームとの間で正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の参照フレームの関心領域を対応する領域とし、現在フレームと直前フレームとの間で正方向マッチングを行う場合、マッチングを行う前の直前フレームの関心領域を対応する領域とする。また、トラッキング処理機能327cは、参照フレームと現在フレームとの間で逆方向マッチングを行う場合、現在フレームから逆方向マッチングを行った後の参照フレームのマッチング領域を対応する領域とし、現在フレームと直前フレームとの間で逆方向マッチングを行う場合、現在フレームから逆方向マッチングを行った後の直前フレームのマッチング領域を対応する領域とする。

【0107】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【0108】

上述した実施形態では、現在フレームと参照フレーム及び現在フレームと直前フレームとの3つのフレーム間でトラッキングするものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、現在フレームと参照フレームとの2つのフレーム間でトラッキング処理を実行するようにしてもよい。以下では、第2の実施形態に係る医用画像処理装置200において、2つのフレーム間でのトラッキング処理を実行する場合について説明するが、2つのフレーム間でトラッキング処理は、第3の実施形態に係る超音波診断装置300においても同様に実行可能である。

【0109】

トラッキング処理回路 203 は、参照フレームと現在フレームとの間で、トラッキング処理を行う。例えば、トラッキング処理回路 203 のマッチング回路 204 は、参照フレームと前記現在フレームとの間で、マッチングを行う。

【0110】

ここで、トラッキング処理回路 203 のマッチング回路 204 は、参照フレームと現在フレームとの間において、参照フレームから現在フレームへ行うマッチングである正方向マッチング、及び、現在フレームから参照フレームへ行うマッチングである逆方向マッチングを行う。例えば、トラッキング処理回路 203 のマッチング回路 204 は、正方向マッチングにおいて、マッチングを行う前の参照フレームの関心領域を対応する領域とし、逆方向マッチングにおいて、現在フレームから逆方向マッチングを行った後の参照フレームのマッチング領域を対応する領域とする。

10

【0111】

そして、トラッキング処理回路 203 のトラッキング結果判定回路 205 は、現在フレームにおけるマッチングされた領域に基づいて、現在フレームにおけるマッチングされた領域と、参照フレームにおいてマッチングされた領域と対応する領域との間の変化量を算出する。ここで、トラッキング処理回路 203 のトラッキング結果判定回路 205 は、参照フレームの現在フレームへの領域変化量と現在フレームの参照フレームへの領域変化量との間の差分値を変化量として算出する。

【0112】

続いて、トラッキング処理回路 203 のトラッキング結果判定回路 205 は、算出した変化量が閾値未満の場合、トラッキング成功と判定し、算出した変化量が閾値以上の場合、トラッキング失敗と判定する。

20

【0113】

また、トラッキング処理回路 203 は、トラッキング結果判定回路 205 によってトラッキング失敗と判定された場合、現在フレームを破棄し、トラッキング結果判定回路 205 によってトラッキング成功と判定された場合、現在フレームを保持するリジェクション処理回路を備えるようにしてもよい。

【0114】

なお、上述した実施形態では、2つのフレーム間で正方向マッチング及び逆方向マッチングを行う場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、トラッキング処理回路 203 は、2つのフレーム間で正方向マッチングのみ実行するようにしてもよい。

30

【0115】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPG A)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図1、図4、及び図10における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

40

【0116】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分

50

散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0117】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

10

【0118】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、関心領域を正確に追跡することができる。

【0119】

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。これら実施形態は、その他の様々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同様に、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ものである。

20

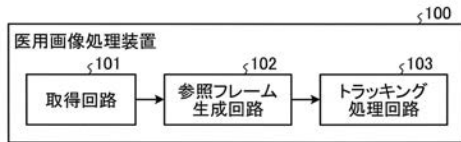
【符号の説明】

【0120】

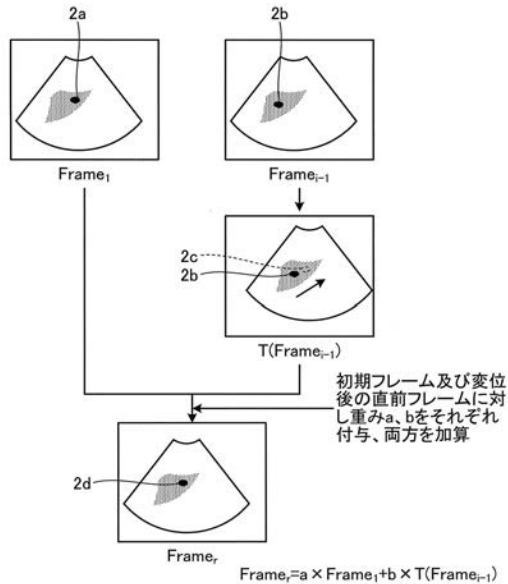
- 300 超音波診断装置
- 320 装置本体
- 327 処理回路
- 327a 取得機能
- 327b 参照フレーム生成機能
- 327c トラッキング処理機能

30

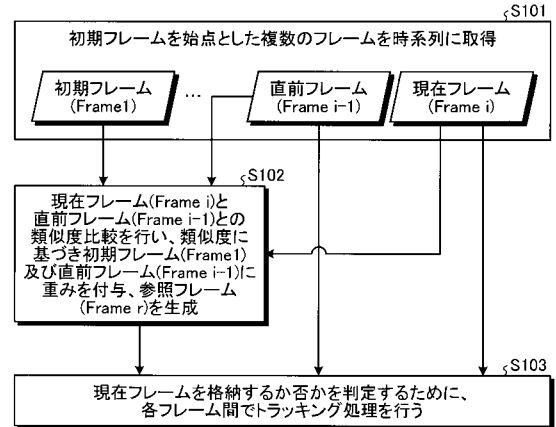
【図 1】



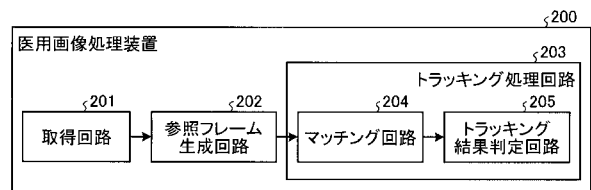
【図 2】



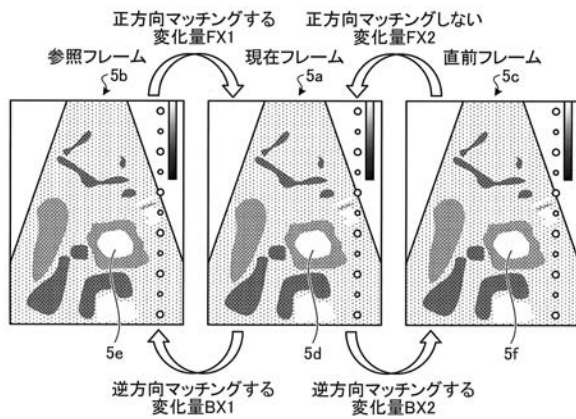
【図 3】



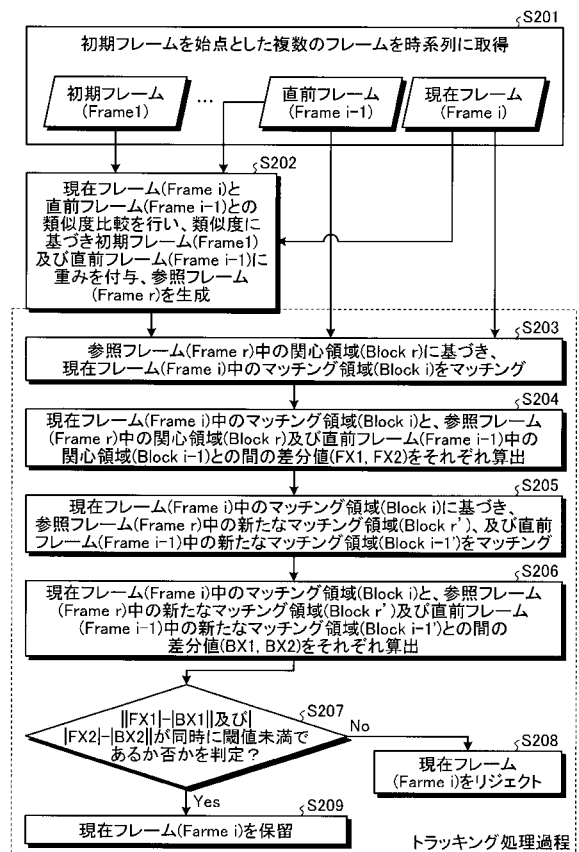
【図 4】



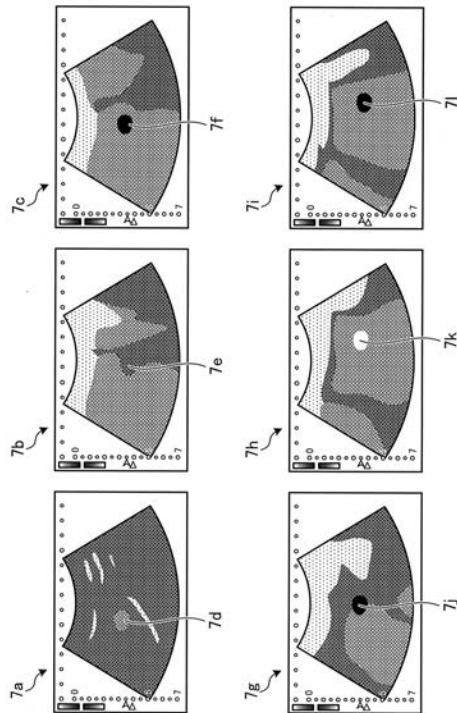
【図 5】



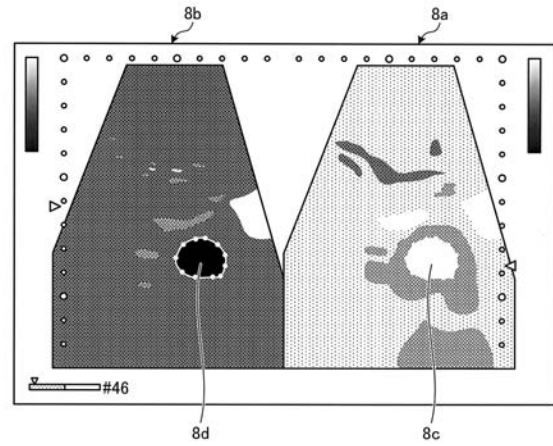
【図 6】



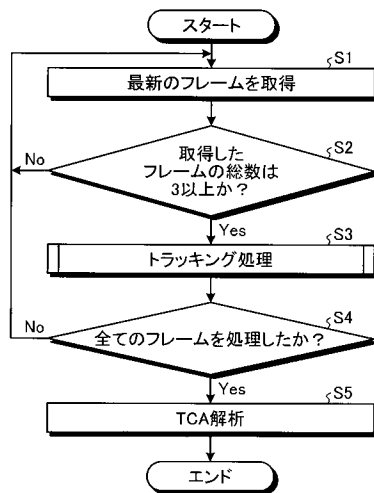
【図 7】



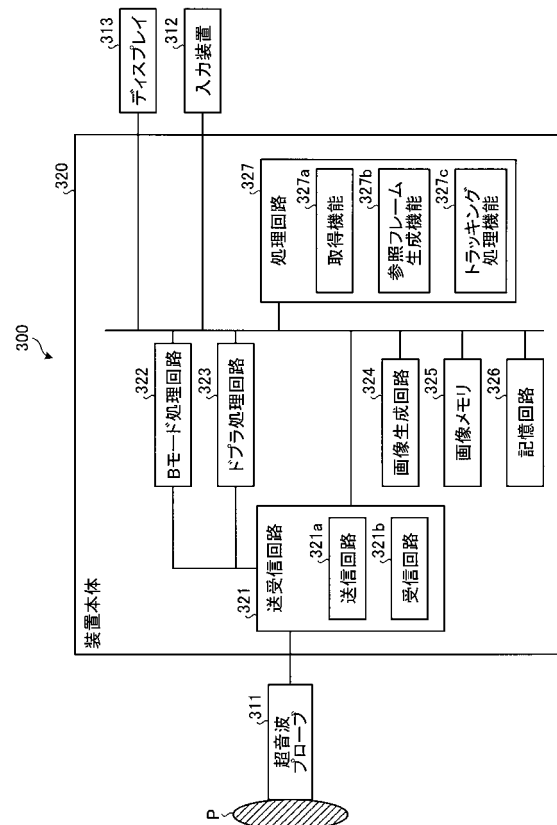
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 チェン リーンイー

中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲 1 0 号院 2 0 5 号楼 1 至 3 層 東芝医療系統（中国）有限公司内

(72)発明者 ターン チェ

中国北京市朝陽区酒仙橋北路甲 1 0 号院 2 0 5 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 DE06 DE11 EE09 JC11 JC16 JC18 JC37 LL38

[illegible]