(19)日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11)国際公開番号
WO2014/171159

発行日　平成29年2月16日(2017.2.16)

(43)国際公開日　平成26年10月23日(2014.10.23)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/08 (2006.01)	A61B 8/08	4C601

審査請求 有　予備審査請求 未請求　（全 26 頁）

出願番号　特願2015-512325(P2015-512325)
(21)国際出願番号　PCT/JP2014/051378
(22)国際出願日　平成26年1月23日(2014.1.23)
(31)優先権主張番号　特願2013-87733(P2013-87733)
(32)優先日　平成25年4月18日(2013.4.18)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

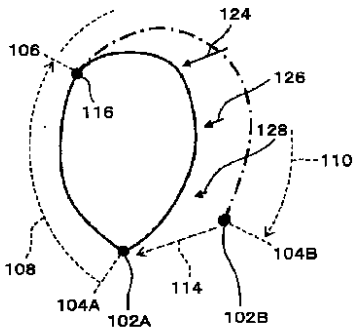
(71)出願人　000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目６番６号
(74)代理人　110001210
特許業務法人ＹＫＩ国際特許事務所
(72)発明者　長野　智章
東京都三鷹市牟礼６丁目２２番１号　日立アロカメディカル株式会社内

Ｆターム(参考)　4C601 BB06 DD15 EE09 GB04 GB06 JC16 JC23 KK31 KK36 LL04 LL38

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療画像処理装置

(57)【要約】
超音波診断装置等の医療画像処理装置において、フレーム列における隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を順次行う。これにより、１心拍期間において、観測点が開始座標から終了座標まで運動する。それらの座標の差が誤差ベクトルであり、それから全体補正量が求められる。その全体補正量が、拡張期における個々の補正対象フレームに適応的に配分される。より詳しくは、補正対象フレームごとに求められた誤差指標値としての観測点移動量に基づいて、補正対象フレームごとの配分量が演算される。観測点移動量が大きい場合には大きな配分量が与えられ、観測点移動量が小さい場合には小さな配分量が与えられる。これにより各観測点座標を自然に補正することが可能となる。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたフレーム列に含まれる同時相関係にある開始フレーム及び終了フレームの間で、隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、
前記開始フレーム上の観測点座標に対する前記終了フレーム上の観測点座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、
前記フレーム列における補正対象フレーム列において、各補正対象フレームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象フレームに配分することにより、補正対象フレームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、
前記補正対象フレームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、
を含む、ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項２】
請求項1記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は、前記観測点トラッキング処理で生成される当該補正対象フレーム固有の値であってトラッキング誤差に関連する値である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項３】
請求項２記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は前記観測点トラッキング処理によって演算される観測点移動量であり、
前記個別補正量演算部は、
前記補正対象フレーム列における補正対象フレームごとの観測点移動量を積算して求められる積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量を正規化することにより、前記補正対象フレームごとの配分比率を演算し、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとの配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとの配分量を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとの配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項４】
請求項３記載の医療画像処理装置において、
前記積算値は、前記補正対象フレームごとの観測点移動量の絶対値を積算した値であり、
前記補正対象フレームごとの配分比率は、前記補正対象フレームごとの観測点移動量の絶対値を前記積算値で正規化することにより演算されたものである、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項５】
請求項２記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は、前記トラッキング処理によって演算される観測点移動量のｘ成分及びｙ成分であり、
前記個別補正量演算部は、
前記補正対象フレーム列における前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｘ成分を積算して求められるｘ成分積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｘ成分を正規化することにより、前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分比率を演算し、
前記補正対象フレーム列における前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｙ成分を積算して求められるｙ成分積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｙ成分を正規化することにより、前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分比率を演算し

、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分量を演算し、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分量を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量のｘ成分を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量のｙ成分を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項６】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記画像フレーム列は１心拍分のフレーム列であり、
前記補正対象フレーム列は前記画像フレーム列中における部分的なフレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項７】
請求項６記載の医療画像処理装置において、
前記補正対象フレーム列は収縮末期から拡張末期までの拡張期に対応するフレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項８】
請求項1記載の医療画像処理装置において、
前記開始フレームから前記終了フレームにかけてフレーム単位で演算された補正後の観測点座標に基づいて波形を生成する波形生成部を含み、
前記波形における始点及び終点のレベルが揃えられた、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項９】
請求項1記載の医療画像処理装置において、
当該医療画像処理装置は超音波画像処理装置であり、
前記フレーム列は断層画像フレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１０】
請求項９記載の医療画像処理装置において、
前記生体組織は心臓であり、
前記断層画像フレーム列は心筋の時間的変化を表すものである、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１１】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記観測点トラッキング処理は、前記隣接フレーム間ごとに実行されるパターンマッチング処理を含む、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１２】
請求項１１記載の医療画像処理装置において、
前記パターンマッチング処理は、前記隣接フレーム間において二次元移動ベクトルを演算する処理である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１３】
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたボリューム列に含まれる同

時相関係にある開始ボリューム及び終了ボリュームの間で、隣接ボリューム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、
前記開始ボリューム上の観測点座標に対する前記終了ボリューム上の観測点座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、
前記ボリューム列における補正対象ボリューム列において、各補正対象ボリュームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象ボリュームに配分することにより、補正対象ボリュームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、
前記補正対象ボリュームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、
を含む、ことを特徴とする医療画像処理装置。

【請求項１４】
医療画像処理装置において実行されるプログラムであって、
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたフレーム列に含まれる同時相関係にある開始フレーム及び終了フレームの間で、隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算する機能と、
前記開始フレーム上の観測点座標に対する前記終了フレーム上の観測点座標のずれを全体補正量として演算する機能と、
前記フレーム列における補正対象フレーム列において、各補正対象フレームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象フレームに配分することにより補正対象フレームごとの個別補正量を演算する機能と、
前記補正対象フレームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する機能と、
を含むことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、医療画像処理装置に関し、特に、フレーム列における隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理が順次実行される装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
医療画像処理装置として、超音波診断装置、Ｘ線ＣＴ装置、ＭＲＩ装置等が知られている。それらの装置を利用して、生体組織の時間的な変化を表すフレーム列（画像フレームデータ列）を取得することが可能であり、また、取得されたフレーム列を処理することが可能である。それらの装置で取得された画像フレーム列を取り込んで処理する情報処理装置も医療画像処理装置の一種である。以下、超音波診断装置について説明する。
【０００３】
超音波診断装置は、生体に対する超音波の送受波により得られたデータに基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波画像として動画像が形成される場合、その動画像は時間軸上に並ぶ複数のフレームつまりフレーム列からなる。各フレームは例えば断層画像（Ｂモード断層画像）である。心臓の超音波診断においては、例えば左室機能を評価するために、短軸像(short-axis view)が動画像として表示され、その短軸像を利用して心筋の動きが計測される。そのための計測方法として、二次元組織トラッキング法が知られている（例えば特許文献１、２を参照）。
【０００４】
二次元組織トラッキング法について具体例を説明する。最初に基準フレーム上において、心筋上の計測位置に観測点が設定される。例えば、心筋の厚み変化を観測する場合には、心筋内膜上に第１観測点が設定され、心筋外膜上に第２観測点が設定される。第１観測点と第２観測点との間の距離が心筋の厚みに相当する。基準フレーム以後において、隣接フレーム間で、個々の観測点ごとにトラッキング処理が順次実行される。トラッキング処理においては、一般に、パターンマッチング処理が実行される。隣接フレーム間での観測

点ごとのトラッキング処理により、観測点ごとの移動先座標が順次特定される。これにより、２つの観測点の位置変化として心筋の厚みの時間変化を取得することが可能である。

【０００５】

しかしながら、上記手法においては、隣接フレーム間でのトラッキング処理において生じるトラッキング誤差が時間軸上で徐々に累積してしまうという問題がある。すなわち、ドリフト誤差の問題である。これについて詳しく説明すると、隣接フレーム間でのパターンマッチング処理により観測点の移動先座標を推定する場合、ノイズ（アーチファクト）の影響、心臓の並進運動、その他の事由により、移動先座標を正確に特定できない場合がある。あるフレーム上において観測点座標に誤差が生じた場合、その誤差を含有する観測点座標を基準として次のフレーム上での観測点座標が特定されることになる。しかもそこでも誤差が入り込む可能性がある。これにより当初設定した位置とは異なる位置に観測点が順次移動してしまう。心臓は周期的に運動しているので、本来であれば、観測点は一心拍後に元の位置に戻って来る筈であるが、上記の誤差が生じると、一心拍の前後で観測点の位置にずれが生じる。

【０００６】

特許文献３には上記累積誤差の問題を軽減した技術が開示されている。すなわち、同文献には、時間軸の正方向にトラッキング処理を行った場合に形成される波形と時間軸の逆方向にトラッキング処理を行った場合に形成される波形とを重み付け加算して合成波形を生成することが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】特開２００７－１１７２５２号公報

【特許文献２】特開２００７－２２２５３３号公報

【特許文献３】特開２００５－１６０６８８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

以上のように、医療画像処理装置において、フレーム列に対して観測点のトラッキング処理を順次行う場合には、誤差の累積という問題がある。個々の隣接フレーム間で発生する誤差それ自体を厳密に特定できないとしても、累積誤差を見かけ上、自然に解消又は軽減することが求められている。なお、上記問題は、スキャンコンバート前の受信フレーム列に対してトラッキング処理を行う場合にも生じ得る。また、上記問題は、超音波画像フレーム列に限られず他の医療画像フレーム列に対してトラッキング処理を行う場合にも生じ得る。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の目的は、医療画像処理装置において、フレーム列の処理に際して信頼性を高めることにある。あるいは、本発明の目的は、観測点のトラッキング処理を順次実行する場合において生じる累積誤差を解消又は緩和することにある。あるいは、本発明の目的は、そのような累積誤差を自然に解消又は緩和することにある。

【００１０】

本発明は、周期的に運動する生体組織（例えば心臓）に対する計測によって取得されたフレーム列を処理する場合において、１（又は複数）心拍離れた同時相のフレーム間で特定される全体補正量を各補正対象フレームに対して適応的に配分することを特徴とするものである。

【００１１】

すなわち、本発明に係る医療画像処理装置は、前記フレーム列に含まれる同時相関係にある開始フレーム及び終了フレームの間で、隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、前記開始フレーム上

の観測点座標に対する前記終了フレーム上の観測点座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、前記フレーム列における補正対象フレーム列において、各補正対象フレームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象フレームに配分することにより補正対象フレームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、前記補正対象フレームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、を含むものである。

【００１２】

生体組織は周期的に運動しているので、あるフレーム上における観測点は、１周期（あるいは複数周期）経過した後の同時相フレーム上においても、同じ座標に戻って来る筈である。よって、開始フレーム上の観測点座標と終了フレーム上の観測点座標との間で生じる座標ずれは、誤差の蓄積により生じたものであるとみなせる。それを前提として、上記構成においては、その座標ずれをもって全体補正量が定義される。その上で、全体補正量が、補正対象フレームごとの誤差指標値に基づいて、各補正対象フレームに対して適応的に配分される。この適応的な配分により補正対象フレームごとに個別補正量が演算され、それに基づいて補正対象フレームごとに観測点座標が事後的に補正される。よって、適応的配分方式によれば、開始フレームから終了フレームまでに生じた累積誤差に相当する全体補正量を、個々の補正対象フレームに対して適応的に配分できるから、均等配分方式に比べて、より合理的なあるいはより自然な座標補正を実現できる。

【００１３】

上記構成において、補正対象フレーム列は、当初取得されたフレーム列の全部であってもよいが、望ましくは、当初取得されたフレーム列における一部である。特に望ましくは、補正対象フレーム列は、一心拍中における、収縮末期から拡張末期までの拡張期に対応する複数のフレームである。この構成によれば、診断上重視される拡張末期ピークを保存できる。すなわち、拡張末期ピークが補正されて、それが小さくなってしまう問題を回避できる。換言すれば、過度の補正を回避できる。

【００１４】

上記の適応的配分方式において参照される誤差指標値は、望ましくは、個々のトラッキング処理で生成される、補正対象フレーム固有の値であって、トラッキング誤差に関連する値である。特に望ましくは、補正対象フレームごとに生じ得る誤差の大小をおよそ表すパラメータ値が誤差指標値として用いられる。そのようなパラメータ値として、トラッキング処理で演算される観測点移動量をあげることができる。すなわち、経験上、観測点移動量が大きければ誤差も大きくなる傾向が認められるので、そのような性質を全体補正量の適応的配分で利用するものである。あるいは、上記のパラメータ値として、トラッキング処理での信頼性を指標する評価値（スコア値等）を用いてもよい。すなわち、信頼性が低いということは大きな誤差が生じる可能性が高いといえるので、そのような傾向を適応的配分で利用するものである。

【００１５】

誤差指標値として観測点移動量を用いる場合、望ましくは、以下のような複数の演算が実行される。すなわち、補正対象フレーム列における補正対象フレームごとの観測点移動量を積算することによって積算値を求める演算（第１演算）、積算値によって補正対象フレームごとの観測点移動量を正規化することにより補正対象フレームごとの配分比率を求める演算（第２演算）、全体補正量に対して補正対象フレームごとの配分比率を乗算することにより補正対象フレームごとの配分量を求める演算（第３演算）、及び、補正対象フレーム列において時間軸方向に補正対象フレームごとの配分量を順次累積することにより補正対象フレームごとの個別補正量を求める演算（第４演算）、が実行される。上記第１乃至第４演算は、単一の計算式を用いて一度に実行することも可能であり、あるいは、複数の計算式を用いて段階的に実行することも可能である。観測点移動量がベクトルとして表される場合、ベクトルの絶対値を上記各演算の基礎にするのが望ましい。あるいは、ベクトルを構成する成分（ｘ成分、ｙ成分）ごとに、個別補正量の演算及び座標補正が個別的に実行されてもよい。

【００１６】
上記の適応的配分方式によれば、開始フレームから終了フレームにかけてフレーム単位で演算された補正後の観測点座標に基づいて波形を生成する場合において、波形における始点及び終点のレベルを揃えることが可能である。すなわち、座標補正を行わない場合、累積誤差により、波形の始点レベルに対して波形の終点レベルがずれてしまい、すなわち、波形の始点と終点との間に現実には存在しないオフセットが生じてしまうが、上記構成によれば、そのようなオフセットを解消でき、しかもその解消に際して波形補正を自然に行うことが可能である。比較例としての均等配分方式によると、例えば、拡張期において実際には観測点があまり動いていないのに、観測点座標の補正後において、見かけ上、観測点が一定速度で運動しているように見えてしまう。これに対して、上記の適応的配分方式によれば、例えば、観測点の動きの少ない状況では個別補正量が小さくなるので、上記のような観測点の見かけ上の運動という問題を解消又は軽減することができる。よって、医療画像あるいは計測結果に基づく疾病診断に際して誤認のおそれを解消又は軽減できるという医療上の利点を得られる。なお、上記の適応的配分方式は、専用ハードウエアにより実現でき、あるいは、情報処理装置において実行されるプログラムの機能として実現できる。例えば、そのプログラムは、記憶媒体に格納され、その記憶媒体から情報処理装置へインストールされる。

【００１７】
上記の二次元処理を三次元処理に拡張することも可能である。その場合、望ましくは、医療画像処理装置が、周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたボリューム列に含まれる同時相関係にある開始ボリューム及び終了ボリュームの間で、隣接ボリューム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、前記開始ボリューム上の観測点座標に対する前記終了ボリューム上の観測点座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、前記ボリューム列における補正対象ボリューム列において、各補正対象ボリュームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象ボリュームに配分することにより、補正対象ボリュームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、前記補正対象ボリュームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、を含む。

【図面の簡単な説明】

【００１８】
【図１】本発明に係る医療画像処理装置の好適な実施形態を示す図であり、特に超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。
【図２】フレーム列を示す図である。
【図３】隣接フレーム間でのトラッキング処理を説明するための図である。
【図４】１心拍における観測点の運動軌跡を示す図である。
【図５】比較例としての均等補正方式を示す図である。
【図６】実施形態に係る適応的配分方式を示す図である。
【図７】適応的配分方式における計算例を示す図である。
【図８】移動ベクトルを示す図である。
【図９】比較例としての表示画像を示す図である。
【図１０】実施形態に係る表示画像を示す図である。
【図１１】適応的配分方式を説明するためのフローチャートである。
【図１２】トラッキング結果評価値に基づく全体誤差量の適応的配分を説明するための図である。
【図１３】成分ごとの適応的配分を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１９】
以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【００２０】

図１には、本発明に係る医療画像処理装置の好適な実施形態が示されている。本実施形態に係る医療画像処理装置は超音波診断装置である。超音波診断装置は病院等の医療機関に設置され、生体に対する超音波の送受波により得られたデータに基づいて超音波画像を形成する装置である。本実施形態において、超音波診断の対象となる組織は、心臓であり、特に左室である。心臓は周期的に運動する組織である。心臓以外の組織が診断対象となってもよい。

【００２１】

図１において、プローブ１０は、本実施形態において、体表面上に当接されており、プローブ１０によって、超音波が送受波される。プローブ１０は、アレイ振動子１２を有し、そのアレイ振動子１２は、例えば、直線的に配列された複数の振動素子により構成される。アレイ振動子１２により超音波ビーム１４が形成され、その超音波ビームが電子的に走査される。これにより走査面１６が構成される。ちなみに、図１においては、走査面１６上に左室の短軸断面１８が現れている。ｒ方向は深さ方向であり、θ方向は電子走査方向である。

【００２２】

超音波ビーム１４の１回の電子走査により１つの走査面１６が構成され、そのような走査面１６の形成が繰り返し実行される。本実施形態においては、電子走査方式として電子セクタ走査方式が利用されている。もちろん、例えば電子リニア走査方式等の他の電子走査方式が利用されてもよい。プローブ１０が食道内に挿入される経食プローブであってもよい。アレイ振動子１２として２Ｄアレイ振動子を設けることも可能である。

【００２３】

送受信部２０は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能するものである。送信時において、送受信部２０からアレイ振動子１２に対して複数の送信信号が並列的に供給される。これにより、アレイ振動子１２において送信ビームが形成される。受信時において生体内からの反射波がアレイ振動子１２において受波されると、アレイ振動子１２から複数の受信信号が並列的に出力される。それらの受信信号は、送受信部２０において整相加算処理され、これにより整相加算後の受信信号すなわちビームデータが生成される。１つの走査面１６ごとに例えば１００個のビームデータが得られることになる。それらのビームデータは受信フレームを構成する。１つの受信フレームが１つの走査面１６に対応する。

【００２４】

ビームデータ処理部２２は、検波回路、対数圧縮回路等の公知の回路を備えており、入力されるビームデータに対して所定の信号処理を実行する。信号処理後のビームデータが画像形成部２４に送られる。

【００２５】

画像形成部２４は、本実施形態において、デジタルスキャンコンバータ（ＤＳＣ）により構成されている。すなわち、画像形成部２４は、座標変換機能、補間機能等を備え、入力される受信フレームに対して所定の処理を実行し、これによって表示フレーム２６を生成する。１つの表示フレーム２６が１つの断層画像に相当する。受信フレームは極座標系に従うフレームであり、表示フレーム２６は直交座標系に従うフレームである。図示の例では、表示フレーム２６が表示処理部２８に送られており、またシネメモリ３０にも送られている。表示処理部２８は、入力される表示フレーム２６に対して必要な処理を適用した上でその表示フレーム２６を表示器５６へ出力する。これにより、表示器５６においては、動画像としての断層画像（Ｂモード断層画像）が表示される。それ以外の超音波画像が表示されてもよい。通常のＢモードの実行中においては、表示器５６の表示画面上にリアルタイムで取得されたＢモード断層画像が表示される。

【００２６】

シネメモリ３０は、リングバッファの構造を有し、現時点から過去の一定期間に亘って複数の表示フレーム２６を格納するものである。すなわちシネメモリ３０上にはフレーム列３２が格納される。そのような記憶装置がビームデータ処理部２２と画像形成部２４と

の間に設けられてもよい。例えば、フリーズ後におけるループ再生において、シネメモリ３０からフレーム列３２が読み出され、表示処理部２８に送られる。これにより表示器５６において再生された動画像が表示される。一方、本実施形態においては、シネメモリ３０に格納されたフレーム列３２を利用して観測点のトラッキング処理等を行うことが可能である。以下に、そのための構成について説明する。

【００２７】

図１において、画像処理部３４は、例えば実質的にソフトウェアの機能として実現されている。画像処理部３４はトラッキング処理機能、計測機能、波形生成機能等を有し、更に、本実施形態においては、１心拍間での累積誤差を解消するための補正機能を備えている。

【００２８】

具体的に説明すると、トラッキング処理部３６は、フレーム列３２における隣接フレーム間ごとに、観測点のトラッキング処理を実行するものである。すなわち、開始フレーム上において１又は複数の観測点がユーザーにより指定され、観測点ごとにフレーム単位でトラッキング処理が実行される。これにより、前フレーム上の観測点の座標を基準として、後フレーム上における観測点移動先を特定することができ、つまり、観測点ごとに二次元移動ベクトル（二次元移動量）を演算することが可能である。本実施形態においては、後に説明するように、左室の所定箇所に観測点が設定されており、その観測点の座標の時間変化が観測されている。例えば、心筋における厚み方向の両側に２つの観測点を指定し、それらの観測点について個別的にトラッキング処理を実行すれば、心筋の厚みやストレイン等についての時間的変動を計測することが可能である。

【００２９】

トラッキング処理においては、本実施形態において、パターンマッチング処理が実行されている。パターンマッチング処理としては公知のブロックマッチング法や勾配法を利用することができる。もちろん、他の手法が利用されてもよい。いずれにしても、パターンマッチング法の適用により、隣接フレーム間で観測点ごとに二次元移動ベクトルを得ることが可能である。これにより、フレームごとに、各観測点について移動後の座標が特定される。記憶部４０上には、観測点ごとに、個々の時相での座標が記録される。また、記憶部４０上には、観測点ごとの移動ベクトルすなわち移動量も記憶される。更に、パターンマッチング処理結果の信頼性を表すスコアや相関値等の指標値も記録される。

【００３０】

一次補正部３８は、トラッキング処理結果として特定された座標に対して、必要に応じて補正を実行するものである。トラッキング処理の直後に行われる一次補正としては各種の公知手法を適用することが可能である。一次補正が適用される場合、記憶部４０上には一次補正後の座標が記憶される。

【００３１】

計測部５０は、１又は複数の観測点の座標変化に基づいて所定の計測を実行するものであり、例えば変位、厚み、ストレイン等の時間的変化を計測することが可能である。そのような計測に当たっては、記憶部４０上に観測点ごとに格納された時系列順の座標群が参照される。

【００３２】

波形形成部５４は、計測部５０の結果を表す波形５４を生成する。波形５４における横軸は時間軸であり、縦軸は例えば変位、厚さ、ストレイン等を表すものである。診断の目的に応じて所望の波形５４が生成される。そのような波形は、図１に示した構成において、表示処理部２８を介して表示器５６に送られる。これにより表示器５６上においては波形がグラフとして表示される。例えば複数の波形が画面上に表示されてもよい。シネメモリ３０から読み出されたフレーム列に基づく再生画像もグラフと一緒に表示され得る。

【００３３】

本実施形態においては、画像処理部３４が累積誤差補正部４２を有している。累積誤差補正部４２は、例えば１心拍間で生じた累積誤差を事後的に解消するための座標補正を実

行するものである。この補正は、上述した一次補正との対比において二次補正と言いうるものである。本実施形態では、１心拍のフレーム列が処理対象とされており、１心拍間での全体補正量を各補正対象フレームに適応的に配分し、これによって求められる補正対象フレームごとの個別補正量に基づいて、各補正対象フレーム上の観測点座標が補正される。

【００３４】

累積誤差補正部４２は、より詳しくは、全体補正量演算部４４、個別補正量演算部４６及び座標補正部４８を備えている。全体補正量演算部４４は、１心拍間において生じた累積誤差に相当する全体補正量を演算するものである。個別補正量演算部４６は、全体補正量を補正対象フレーム列に対して適応的に配分することにより、各補正対象フレームについて個別補正量を求めるものである。座標補正部４８は、補正対象フレームごとに求められた個別補正量に基づいて当該補正対象フレームにおける観測点座標を補正するものである。座標補正の結果、記憶部４０に記憶されている観測点座標が補正後の観測点座標に置き換えられる。もちろん、旧座標を保存しておくようにしてもよい。累積誤差補正部４２の具体的な処理内容については後に詳述する。

【００３５】

いずれにしても、本実施形態においては、画像処理部３４が累積誤差補正部４２を備えているので、隣接フレーム間でトラッキング処理を繰り返し実行した場合において生じる累積誤差を事後的に解消又は改善することが可能である。しかもその場合において適応的配分方式が採用されているので、座標補正をより自然に行うことが可能であり、ひいては波形５４を自然に補正することが可能である。

【００３６】

ちなみに、画像処理部３４は、例えばパーソナルコンピューター等の情報処理装置によって実現することも可能である。その場合においては、当該情報処理装置が医療画像処理装置と言い得る。その情報処理装置に対しては、超音波診断装置で取得されたフレーム列が記憶媒体を介してあるいはネットワークを介して伝送される。そのような情報処理装置が、超音波画像列ではなく、ＣＴ画像列やＭＲＩ画像列等を処理するものであってもよい。

【００３７】

上記処理を三次元処理として実現することも可能である。その場合、例えば、超音波診断装置において、２Ｄアレイ振動子等によって三次元動画像が取得され、それが処理される。三次元動画像は、時間軸上に並ぶ複数のボリューム（ボリュームデータ）により構成される。個々のボリュームは三次元空間内から取得された複数のエコーデータからなるものである。三次元処理において、トラッキング処理は、ボリュームを単位として実行される。隣接ボリューム間の観測点の移動量として、三次元移動ベクトルが求められる。三次元移動ベクトルは、ある面に対して垂直に伸びるベクトルであり、二次元方向の二成分と奥行き方向の成分とからなるものである。そのような三次元処理を行う場合、以下の説明において、フレームがボリュームに読み替えられる。

【００３８】

図１に示す制御部５８は、ＣＰＵ及び動作プログラムによって構成される。制御部５８は図１に示された各構成の動作制御を行っている。制御部５８には入力部６０が接続されている。入力部６０は操作パネルにより構成され、それはトラックボールや複数のスイッチ等を含む。入力部６０を利用して、個々の観測点の初期座標を断層画像上で指定することが可能である。画像解析によって個々の観測点が自動的に特定されてもよい。入力部６０を利用して累積誤差補正モードのオンオフやモード変更等を行うことも可能である。心電計６２は、生体から心電信号６３を取得し、それを制御部５８に送るものである。制御部５８は心電信号６３を解析する機能を備え、例えば心電波形におけるＲ波の検出により、個々の心拍における所定時相を特定している。本実施形態において、観測点トラッキングは例えば１心拍分のフレーム列を対象として実行されている。その場合において、例えば拡張末期の時相を心電信号６３中のＲ波により特定することが可能である。制御部５８

からトラッキング処理部３６に対して、時相を示す信号が与えられている。なお、記憶部４０あるいはシネメモリ３０に心電波形が記憶されてもよい。表示器５６には心電波形が断層画像等とともに表示されるのが望ましい。

【００３９】

図２には、上述したフレーム列３２が示されている。そのフレーム列３２は、時間軸方向に並ぶ複数のフレームからなるものであり、各フレームは断層画像としての表示フレームである。フレーム列３２は１心拍に対応しており、それは開始フレーム６４ａと終了フレーム６４ｂとを有している。もちろん、複数心拍分のフレーム列が処理対象となってもよい。図２に示す例では、開始フレーム６４ａに表れた左室断面６６上に、２つの観測点７４，７６がユーザーにより指定される。例えば、左室６６における内膜６８上に第１観測点７４が指定され、左室６６における外膜７０上に第２観測点７６が指定される。第１観測点７４及び第２観測点７６は重心点７８を基準として所定方位の方向に設定されている。上記のように、観測点７４，７６の指定を自動化することも可能である。開始フレーム６４ａ上において以上のように２つの観測点７４，７６が指定されると、それ以後の隣接フレーム間において観測点ごとにトラッキング処理が順次実行される。すなわち個々のフレーム上において２つの観測点についての運動後の座標が順次特定される。その結果、終了フレーム６４ｂ上において、第１観測点についての最終座標８０が特定され、第２観測点７６についての最終座標８２が特定される。以上の処理に際しては様々な公知技術を利用可能である。

【００４０】

図３には、隣接関係にある前フレーム８４及び後フレーム８６が示されている。トラッキング処理においては、上述したようにパターンマッチング処理が実行される。それは観測点ごとに実行される。これにより、例えば、前フレーム８４上における第１観測点８８が後フレーム８６においてどこに移動したのかを特定することが可能である。第１観測点８８についての移動後の新しい座標が符号９２で表されている。これにより第１観測点について移動ベクトル９３が定義される。同様に、第２観測点９０についても、移動後の新しい座標９４を特定でき、これにより第２観測点について運動ベクトル９５が定義される。フレーム間の時間差Δｔは既知かつ一定であり、よって、移動ベクトル９３，９５は速度ベクトルに相当する。移動ベクトル９３，９５は二次元ベクトルである。

【００４１】

既に説明したように、上記のような隣接フレーム間ごとのトラッキング処理においては誤差が生じる可能性がある。あるフレームにおいて誤差が生じると、その誤差が次のフレームにも引き継がれる。時間経過に従って誤差が増大していく可能性がある。これは上述した累積誤差の問題である。

【００４２】

図４には、そのような累積誤差が示されている。すなわち、図４には、ある観測点について１心拍分の運動軌跡が示されている。符号１０２Ａは開始座標を示しており、それは図４に示す例において拡張末期１０４Ａにおける観測点の座標である。拡張末期１０４Ａから収縮末期１０６までの期間が収縮期１０８であり、収縮末期１０６から１心拍後の拡張末期１０４Ｂまでの期間が拡張期１１０である。観測点は、１心拍にわたって図４に示すように例えばループ状に運動する。個々の点１０２－ｉは時相ｉでの観測点座標を示している。ちなみに、図４における運動軌跡は例示である。

【００４３】

図４に示されるように、拡張末期１０４Ａにおける開始座標１０２Ａに対して１心拍後の拡張末期１０４Ｂにおける終了座標１０２Ｂがずれている。両者間に誤差ベクトル１１２が生じている。本来であれば、周期的に運動する組織における所定部位は１心拍後においても同じ位置に戻って来る筈であるが、上述した累積誤差の影響により、誤差ベクトル１１２が生じる。このような誤差ベクトル１１２は実際には存在しない運動であり、それを解消又は緩和するための座標補正（軌跡補正）が求められる。

【００４４】

そこで、まず、誤差ベクトル１１２をキャンセルするための全体補正量（ベクトル）１１４が特定される。全体補正量は誤差ベクトルに対して逆向きのベクトルである。それは、例えば、終了座標１０２Ｂから開始座標１０２Ａを引くことによって特定される。全体補正量１１４を各補正対象フレームに対して適応的に配分することにより、個々の補正対象フレーム上において特定された移動後の観測点座標を補正することが可能である。

【００４５】

観測点座標の補正方式として、図５に、比較例として、均等配分方式が示されている。なお、図５において図４に示した要素と同様の要素には同一符号を付している。このことは後に説明する図６についても同様である。

【００４６】

図５に示す均等配分方式においては、拡張期１１０内の各補正対象フレームに対して全体補正量１１４が均等に配分される。すなわち、図５において符号１１８，１２０，１２２で示すように、時相によらずに、同じ配分量が与えられる。配分量１１８，１２０，１２２はそれぞれベクトルであり、拡張期１１０内でのそれらの総和が全体補正量１１４に相当する。したがって、各配分量（ベクトル）１１８，１２０，１２２の向きは全体補正量（ベクトル）１１４の向きに一致している。実際の座標補正に当たっては、図５に示す例において、拡張末期１０６に対応する基準座標１１６よりも後に存在する各座標に対して与えられる個別補正量は、基準座標１１６から当該座標までの間に配分された配分量の加算値（累積値）として定義される。このように、フレームごとの個別補正量に基づいて、フレームごとに座標補正演算が実行される。その結果、図５において破線で示す補正後の軌跡が得られる。この補正により、１心拍の開始と終了とで観測点の座標が一致する。図５に示す例では、補正対象は１心拍の全体ではなく、拡張末期１０６以降の拡張期１１０である。

【００４７】

図６には、本実施形態に係る適応的配分方式が示されている。この適応的配分方式では、全体補正量１１４が、補正対象フレームごとの固有パラメータ値に基づいて、各補正対象フレームに対して適応的に配分される。図６に示す例では、収縮末期１０６後の拡張期１１０が補正対象期間とされており、拡張期１１０内の先頭から最終までの各補正対象フレームに対して観測点座標の補正処理が適用される。全体補正量１１４の適応的配分に当たっては、フレームごとに演算される誤差指標値としての固有パラメータ値が参照される。固有パラメータ値は、図６に示す例において、フレーム間での観測点の移動量である。観測点の大きな動きがあった場合、より大きな誤差が発生している可能性が高いので、そのような場合にはより多くの配分量が与えられる。図６においては、移動量の大小に応じて変化する配分量１２４，１２６，１２８が示されている。

【００４８】

一般に、収縮末期１０６の直後において、観測点の動きは大きく、拡張末期１０４Ｂに近付くに従って観測点の動きは小さくなる。よって、拡張期１１０における初期において大きな配分量１２４が与えられ、拡張期１１０の後半部分では小さな配分量１２６，１２８が与えられる。図５に示した均等配分方式によると、拡張期１１０の後半部分において、実際には観測点がほとんど移動していないにもかかわらず、見かけ上、観測点が一定速度で移動したように見えてしまうが、図６に示した適応的配分方式によれば、移動量の大小によって配分量の大小が決まるので、見かけ上の運動という問題を解消又は軽減することが可能である。

【００４９】

図６に示した例においては、上記のように、収縮末期以降の拡張期１１０が補正対象期間である。これにより、収縮末期１０６付近で生じる、大きなしかも速い観測点の動き（ピーク）を保存することが可能である。すなわち、適用的配分方式では、観測点の移動量の大きいところにはより大きな配分量が与えられるため、１心拍全体を補正対象期間とした場合に上記ピーク付近に対して大きな配分量が与えられ、ピークがかなり大きく下がってしまう。これはある意味で診断上、重視される部分に対する過度の補正とも言える。そ

こで、図６に示した例では、１心拍中の一部分、特に、収縮末期以降の拡張期１１０が補正対象期間とされており、その期間内においてだけ全体補正量が配分されている。これにより、診断上、重視される部分を保存しつつ、その後において座標軌跡を自然に補正することが可能である。そして、最終的に累積誤差を消失させることが可能である。これについては後に図１０を用いてより詳しく説明する。

【００５０】

図７には、上述した適応的配分方式を実行する場合における計算例が示されている。Ｓ１０においては、全体補正量として、１心拍間での観測点座標の差分が演算される。それは全体補正量Ｅとみなされる。Ｅはベクトルである。Ｓ１２においては、ｋ番目の補正対象フレームについて演算された誤差指標値として、移動ベクトルV_kが参照される。ｋは、本実施形態において、収縮末期１０６後の各補正対象フレームの番号を示す（但し、ｋ＝１，２，３，…）。補正対象フレームの総数をｎとする。

【００５１】

Ｓ１４においては以下の（１）式が計算される。e_kは、ｋ番目のフレームに対して与えられる配分量（ベクトル）である。

【００５２】

［数１］

$$e_k = (|V_k| \,/\, \Sigma|V_k|) \times E \quad \cdots (1)$$

【００５３】

上記（１）式において、分子は、現在注目している補正対象フレーム上の移動ベクトルV_kの絶対値である。V_kそのものではなく、その絶対値$|V_k|$を計算で利用したのは、向きによらずに、移動量の大きさそれ自体に応じて、全体補正量を配分するためである。上記（１）式における分母$\Sigma|V_k|$は規格化のためのものであり、それは$|V_k|$を１番目からｋ番目まで加算したものである。ここで、ｋ＝１は収縮末期後の最初のフレームを表しており、ｋ＝ｎは１心拍後の拡張末期フレームつまり終了フレームを表している。括弧内が配分率に相当しており、その配分率が全体補正量Ｅに対して乗算され、これにより配分量e_kが求められている。

【００５４】

Ｓ１６においては、個々の補正対象フレームについての個別補正量C_k以下の（２）式から求められる。

【００５５】

［数２］

$$C_k = \Sigma e_k \quad \cdots (2)$$

【００５６】

上記の（２）式により、現在注目しているｋ番目の補正対象フレームについての個別補正量が、１番目からｋ番目までの配分量e_kすべて加算したものとして定義される。Ｓ１６では、このように演算された個別補正量C_kが現在注目しているｋ番目の補正対象フレーム上の観測点座標に対して適用され、具体的には、その観測点座標に対して個別補正量C_kを作用させることにより特定される座標として、補正後の観測点座標が定められる。以上の処理が収縮末期以降の補正対象フレームごとに順次実行される。その結果、観測点座標の軌跡が図６において一点鎖線から実線のように補正される。

【００５７】

なお、図８には上述した移動ベクトルV_kが示されており、そのｘ成分がx_kで示されており、そのｙ成分がy_kで示されている。三次元の場合には、ｘｙ平面に垂直なｚ方向に、ｚ成分がz_kで追加されて移動ベクトルV_kが演算される。

【００５８】

図９には、比較例として、表示画像１３０が示されている。表示画像１３０は、断層画像１３２、計測結果画像１３４及び心電波形１３６を含むものである。断層画像１３２は、時相マーカー１５４で特定される時相に対応した画像である。断層画像１３２として、ループ再生される動画像を表することも可能である。ちなみに符号１３８は観測点を表し

ている。

【００５９】

計測結果画像１３４は、図示の例において、実線で示されている波形（補正前波形）１４８を含んでいる。縦軸１４２は、例えば、観測点についての所定方向の変位又は所定点からの距離を表している。縦軸１４２が厚みやストレインを表してもよい。破線で示されている波形１５０は、均等配分方式による補正を経た観測点座標に基づいて作成された補正後波形である。１心拍１４４における拡張末期１０４Ａは心電信号のＲ波１３６Ａにより特定される。１心拍後の拡張末期１０４Ａも同様にＲ波により特定される。符号１４０は時間軸を表しており、計測結果画像１３４と心電波形１３６との間において時間軸は一致している。

【００６０】

補正前波形１４８においては、最終的に累積誤差に相当するオフセット１５２が生じている。すなわち、観測点の初期座標と終了座標との間に大きな乖離が生じている。このような補正前波形１４８は実態を反映しておらず診断に適さないものである。これに対し、均等配分方式に基づく補正を適用すれば補正後波形１５０を得られる。補正後波形１５０においては、オフセット１５２が消失している。しかし、補正後波形１５０において、ピークから終了時相にかけて、フレームごとに均等の配分量（補正量）が与えられた結果、ピーク以降において右斜め下へ傾斜した波形部分が生じている。その波形部分は、見かけ上の観測点の継続的な運動を表すものである。拡張期の後半において、観測点はあまり動かないので、その波形部分は実態を反映していないものである。

【００６１】

図１０には、本実施形態に係る表示例が示されている。なお、図９に示した構成と同様の構成には同一符号を付してある。図１０において、補正前波形１４８が一線鎖線で示されており、均等配分方式による補正後の波形１５０が破線で示されている。

【００６２】

本実施形態によれば、拡張期において、適応的配分方式により観測点座標が補正される。これにより、図１０において実線で示されている波形１５４を提供可能である。波形１５４においては、収縮末期１０６付近のピークが保存されている。収縮末期１０６以後の拡張期において、観測点の移動量が大きな最初の部分では補正量が大きいが、後半部分においては移動量が小さいので補正量も小さくなっている。上述した見かけ上の観測点の運動という問題も解消又は緩和されている。このように、本実施形態によれば、重要な波形部分を保存した上で、他の波形部分を自然に補正することが可能である。ちなみに、図１０中の各波形は例示である。

【００６３】

以上のように、適応的配分方式によれば誤差が生じる可能性の大小又は誤差の大小に応じて、配分量つまり個別補正量を動的に変更できるので、自然な座標補正を実現できる。なお、モード切替ボタン１５６は、補正なしモード、均等配分モード、適応的配分モードのいずれかのモードを選択するためのボタンである。上記構成において、ユーザーにより補正対象となる期間を可変設定できるように構成してもよい。ユーザーにより補正対象となる期間の開始時相及び終了時相を指定できるように構成してもよい。

【００６４】

図１１には、上述した適応的配分方式を実行する場合における動作例がフローチャートとして示されている。

【００６５】

Ｓ２０においては、開始フレーム上においてユーザーによりあるいは自動的に観測点が設定される。具体的には、画面上に断層画像が表示され、その断層画像上において座標が指定される。Ｓ２２においては、隣接フレーム間での観測点のトラッキング処理が実行される。そのトラッキング処理の結果を評価して、必要に応じて、移動先の座標に対して一次補正を適用するようにしてもよい。Ｓ２４において最終フレームまでトラッキング処理がなされたと判断されるまで、Ｓ２２の工程が隣接フレーム間ごとに順次実行される。Ｓ

２６においては、開始フレームにおける観測点の座標と終了フレームにおける観測点の座標との間で差分演算を行うことにより全体補正量が演算される。Ｓ２８では、全体補正量から、上述した計算式に基づき補正対象フレームごとに個別補正量が演算され、それを用いて補正対象フレームごとの観測点座標が補正される。Ｓ３０において所定時相後の各補正対象フレームについて座標補正が完了したと判断されるまで、Ｓ２８の工程が補正対象フレームごとに順次実行される。補正対象フレームごとの座標補正がすべて完了すると、Ｓ３２において、所定の計測が実行され、その計測結果を表す波形が画面上に表示される。

【００６６】

次に、上記実施形態の変形例について図１２及び図１３を用いて説明する。

【００６７】

図１２は、上述した図７に対応する図であり、図１２に示す変形例１においては、Ｓ４０において、図７に示したＳ１０と同じ工程が実行された上で、Ｓ４２においてフレームごとの誤差指標値としてトラッキング結果評価値R_kが参照される。すなわち図７に示した構成では誤差評価値として移動量が参照されていたが、この変形例１においてはトラッキング結果評価値が参照されている。そのような評価値はトラッキング処理、具体的にはパターンマッチング処理において、その過程で又はその結果として得られるものである。それは例えばマッチング結果の良否をスコア等として表すものである。そのような評価値は誤差が含まれる可能性あるいは誤差の大小を表すものであるから、それを誤差指標値として理解することが可能である。

【００６８】

Ｓ４４においては、（３）式が計算される。（３）式は、上記（１）式において移動ベクトルV_kを評価値R_kで置き換えたものに相当する。評価値R_kはスカラー値であり、それは正の値を有するものであるため、絶対値の演算は省略されている。もちろん、そのような評価値が正負の符号を有する場合、その正負の符号を考慮してもよいし、あるいは絶対値を演算してもよい。Ｓ４６においては（４）式が演算される。その（４）式は図７のＳ１６に示した式（２）と同じである。

【００６９】

図１３には変形例２が示されている。変形例２においては、ｘ成分及びｙ成分ごとに個別補正量が演算され、またｘ成分及びｙ成分ごとに座標補正が実行されている。すなわち、Ｓ５０においては、全体補正量として、１心拍間での観測点の座標差分が成分ごとに演算される。Ｓ５２においては、フレームごとの誤差指標値として、移動ベクトルのｘ成分及びｙ成分が参照される。そして、Ｓ５４においては、各フレームにおける観測点に対する個別補正量が成分ごとに演算される。すなわち上述した（１）式が成分ごとに実行されることになる。その上で、Ｓ５６において、各フレームにおける観測点の座標が、当該観測点について演算された個別補正量に基づき、成分ごとに補正される。すなわち、上述した（２）式が成分ごとに実行される。

【００７０】

上記の変形例２によれば、成分ごとに移動量の大小を評価して、成分ごとに配分量を決定できるから、より観測点の動きに忠実な座標補正を行うことが可能である。この変形例２によると、個々の補正対象フレーム上において、個別補正量ベクトルの向きが全体補正量ベクトルの向きと必ずしも一致しなくなるが、観測点の動きにより忠実な自然な補正を行えるという利点が得られる。

【００７１】

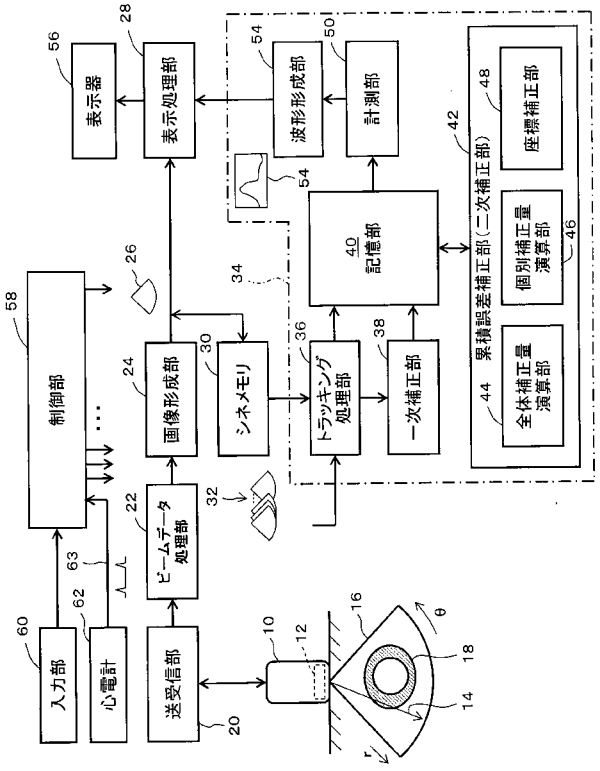
上述した適応的配分方式によれば、誤差が大きいとみなせる場合には配分量を大きくし、誤差が小さいとみなさる場合には配分量を小さくすることにより、より自然な座標補正を行える。均等配分方式によると、実際には動いていない観測点が見掛け上動いているように見えてしまうが、上記適応的配分方式によれば、そのような見掛け上の動きという問題を解消又は軽減できる。適応的配分方式を１周期全体に亘って適用すると、動きが大きいピークを大きく引き下げてしまう可能性があるが、上記の例においては、収縮末期以降

の拡張期において各フレームに対して座標補正が適用されるようにしたので、診断上重要となるピークを保存しつつもそれ以降の波形を自然に補正できる。

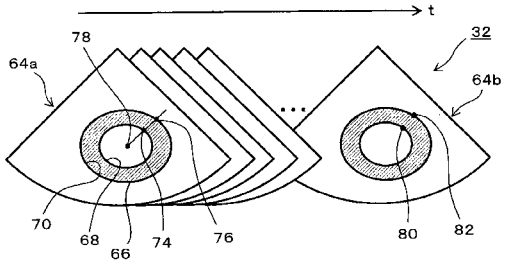
【００７２】

上記の例においては超音波画像フレーム列について説明したが、他の医療画像フレーム列に対して上記の適応的配分方式を適用することも可能である。そのような医療画像フレーム列として、ＣＴ画像フレーム列、ＭＲＩ画像フレーム列等を挙げることができる。上記の実施形態においては、心臓における特に左室が計測対象となっていたが、心臓において、左室以外の部分が診断対象となってもよく、また拍動する他の組織が診断対象となってもよい。図１に示した画像処理部３４に相当する情報処理装置において上記の適応的配分装置が実現されてもよい。上記実施形態では、スキャンコンバート後のフレーム列が処理されていたが、スキャンコンバート前のフレーム列を処理するようにしてもよい。

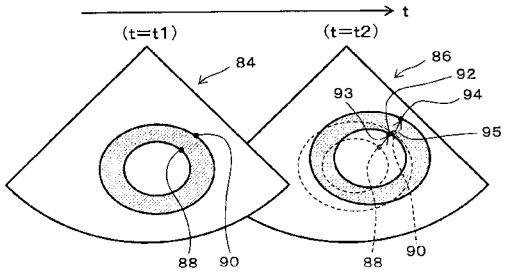
【図１】



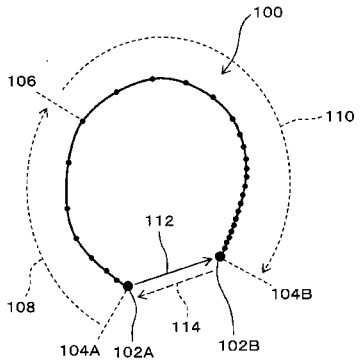
【図２】



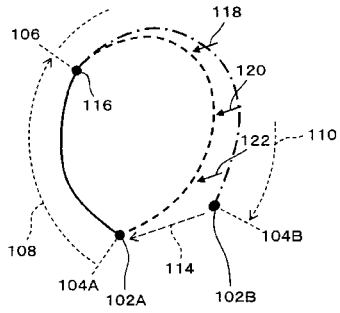
【図３】



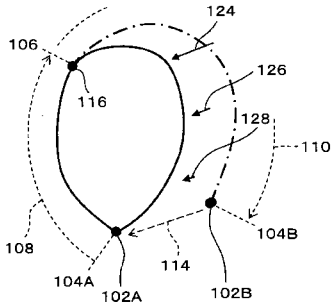
【図４】



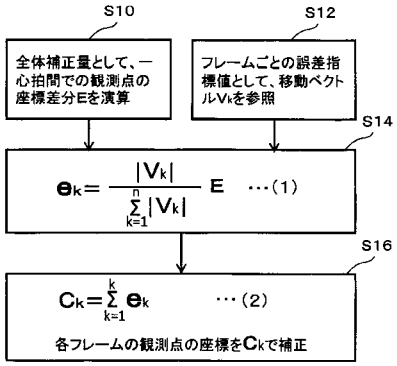
【図５】



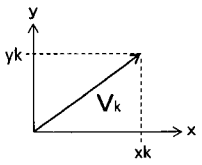
【図６】



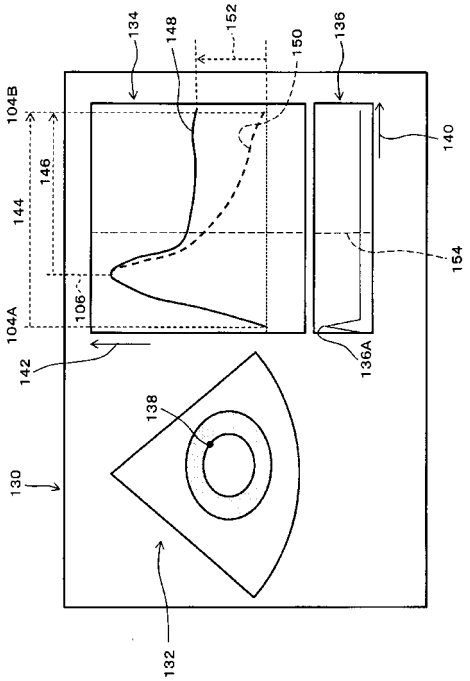
【図７】



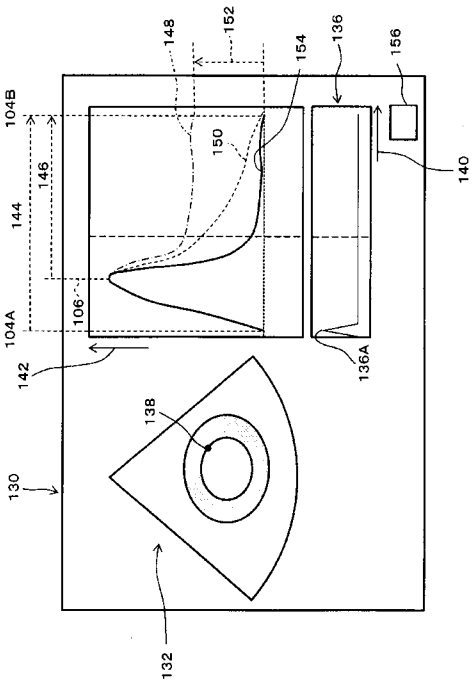
【図８】



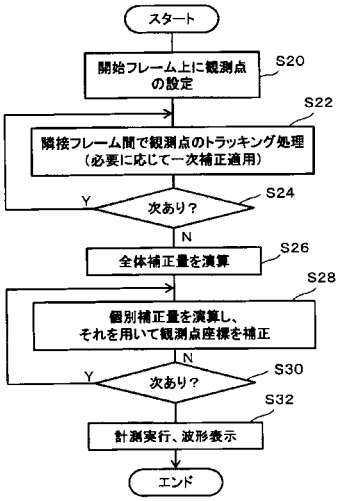
【図９】



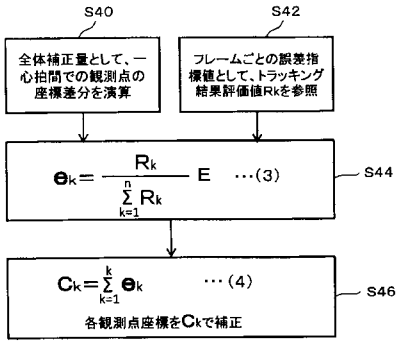
【図１０】



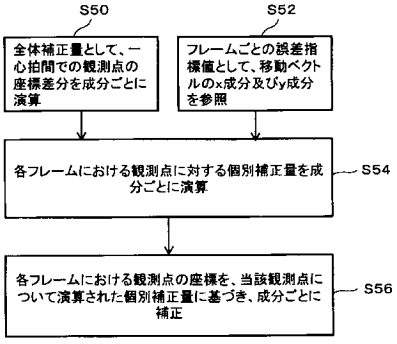
【図１１】



【図１２】



【図１３】



【手続補正書】
【提出日】平成26年7月14日(2014.7.14)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたフレーム列に含まれる同時相関係にある開始フレーム及び終了フレームの間で、隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、
前記開始フレーム上の観測点座標である開始座標に対する前記終了フレーム上の観測点座標である終了座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、
前記フレーム列における補正対象フレーム列において、各補正対象フレームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象フレームに配分することにより、補正対象フレームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、
前記補正対象フレームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、
を含み、
前記開始フレーム及び前記終了フレームの間の期間が前記生体組織の１又は複数の運動周期に対応し、
前記全体補正量演算部は、前記終了座標から前記開始座標を引くことにより前記全体補正量を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項２】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は、前記観測点トラッキング処理で生成される当該補正対象フレーム固有の値であってトラッキング誤差に関連する値である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項３】
請求項２記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は前記観測点トラッキング処理によって演算される観測点移動量であり、
前記個別補正量演算部は、
前記補正対象フレーム列における補正対象フレームごとの観測点移動量を積算して求められる積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量を正規化することにより、前記補正対象フレームごとの配分比率を演算し、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとの配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとの配分量を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとの配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項４】
請求項３記載の医療画像処理装置において、
前記積算値は、前記補正対象フレームごとの観測点移動量の絶対値を積算した値であり、
前記補正対象フレームごとの配分比率は、前記補正対象フレームごとの観測点移動量の絶対値を前記積算値で正規化することにより演算されたものである、
ことを特徴とする医療画像処理装置。

【請求項５】
請求項２記載の医療画像処理装置において、
前記各補正対象フレームの誤差指標値は、前記トラッキング処理によって演算される観測点移動量のｘ成分及びｙ成分であり、
前記個別補正量演算部は、
前記補正対象フレーム列における前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｘ成分を積算して求められるｘ成分積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｘ成分を正規化することにより、前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分比率を演算し、
前記補正対象フレーム列における前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｙ成分を積算して求められるｙ成分積算値によって、前記補正対象フレームごとの観測点移動量のｙ成分を正規化することにより、前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分比率を演算し、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分量を演算し、
前記全体補正量に対して前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分比率を乗算することにより前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分量を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとのｘ成分用配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量のｘ成分を演算し、
前記補正対象フレーム列において時間軸方向に前記補正対象フレームごとのｙ成分用配分量を順次累積することにより、前記補正対象フレームごとの個別補正量のｙ成分を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項６】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記画像フレーム列は１心拍分のフレーム列であり、
前記補正対象フレーム列は前記画像フレーム列中における部分的なフレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項７】
請求項６記載の医療画像処理装置において、
前記補正対象フレーム列は収縮末期から拡張末期までの拡張期に対応するフレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項８】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記開始フレームから前記終了フレームにかけてフレーム単位で演算された補正後の観測点座標に基づいて波形を生成する波形生成部を含み、
前記波形における始点及び終点のレベルが揃えられた、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項９】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
当該医療画像処理装置は超音波画像処理装置であり、
前記フレーム列は断層画像フレーム列である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１０】
請求項９記載の医療画像処理装置において、
前記生体組織は心臓であり、
前記断層画像フレーム列は心筋の時間的変化を表すものである、
ことを特徴とする医療画像処理装置。

【請求項１１】
請求項１記載の医療画像処理装置において、
前記観測点トラッキング処理は、前記隣接フレーム間ごとに実行されるパターンマッチング処理を含む、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１２】
請求項１１記載の医療画像処理装置において、
前記パターンマッチング処理は、前記隣接フレーム間において二次元移動ベクトルを演算する処理である、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１３】
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたボリューム列に含まれる同時相関係にある開始ボリューム及び終了ボリュームの間で、隣接ボリューム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算するトラッキング処理部と、
前記開始ボリューム上の観測点座標である開始座標に対する前記終了ボリューム上の観測点座標である終了座標のずれを全体補正量として演算する全体補正量演算部と、
前記ボリューム列における補正対象ボリューム列において、各補正対象ボリュームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象ボリュームに配分することにより、補正対象ボリュームごとの個別補正量を演算する個別補正量演算部と、
前記補正対象ボリュームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する座標補正部と、
を含み、
前記開始ボリューム及び前記終了ボリュームの間の期間が前記生体組織の１又は複数の運動周期に対応し、
前記全体補正量演算部は、前記終了座標から前記開始座標を引くことにより前記全体補正量を演算する、
ことを特徴とする医療画像処理装置。
【請求項１４】
医療画像処理装置において実行されるプログラムであって、
周期的に運動する生体組織に対する計測によって取得されたフレーム列に含まれる同時相関係にある開始フレーム及び終了フレームの間で、隣接フレーム間ごとに観測点トラッキング処理を実行して移動後の観測点座標を演算する機能と、
前記開始フレーム上の観測点座標である開始座標に対する前記終了フレーム上の観測点座標である終了座標のずれを全体補正量として演算する機能と、
前記フレーム列における補正対象フレーム列において、各補正対象フレームの誤差指標値に応じて前記全体補正量を各補正対象フレームに配分することにより補正対象フレームごとの個別補正量を演算する機能と、
前記補正対象フレームごとに前記個別補正量に応じて前記移動後の観測点座標を補正して補正後の観測点座標を演算する機能と、
を含み、
前記開始フレーム及び前記終了フレームの間の期間が前記生体組織の１又は複数の運動周期に対応し、
前記全体補正量演算部は、前記終了座標から前記開始座標を引くことにより前記全体補正量を演算する、
ことを特徴とするプログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/051378

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i, *A61B5/055*(2006.01)i, *A61B6/03*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/00, A61B5/055, A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-178876 A (Toshiba Corp.), 19 August 2010 (19.08.2010), paragraphs [0025] to [0070] & US 2010/0195887 A1 & CN 101828930 A	1-14
A	JP 2009-261638 A (Toshiba Medical Systems Corp.), 12 November 2009 (12.11.2009), entire text; all drawings & US 2009/0270732 A1 & CN 101564306 A	1-14
A	WO 2008/044441 A1 (Hitachi Medical Corp.), 17 April 2008 (17.04.2008), entire text; all drawings & JP 4934143 B & US 2010/0036248 A1 & EP 2072013 A1 & CN 101522107 A	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
03 March, 2014 (03.03.14)	18 March, 2014 (18.03.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/051378

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-52137 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 27 February 1996 (27.02.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

国際調査報告

国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５１３７８

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl. A61B8/00, A61B5/055, A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	JP 2010-178876 A (株式会社東芝) 2010.08.19, 段落【００２５】－【００７０】 & US 2010/0195887 A1 & CN 101828930 A	1-14
A	JP 2009-261638 A (東芝メディカルシステムズ株式会社) 2009.11.12, 全文、全図 & US 2009/0270732 A1 & CN 101564306 A	1-14
A	WO 2008/044441 A1 (株式会社日立メディコ) 2008.04.17, 全文、全図 & JP 4934143 B & US 2010/0036248 A1 & EP 2072013 A1 & CN 101522107 A	1-14

☑ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊ 引用文献のカテゴリー
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ０３．０３．２０１４	国際調査報告の発送日 １８．０３．２０１４
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員） ２Ｑ ３４１０ 松谷 洋平 電話番号 ０３－３５８１－１１０１ 内線 ３２９２

様式ＰＣＴ／ＩＳＡ／２１０（第２ページ）（２００９年７月）

国際調査報告

国際出願番号 ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５１３７８

C（続き）. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 8-52137 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1996.02.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

（注）この公表は、国際事務局（ＷＩＰＯ）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第１８４条の１０第１項(実用新案法第４８条の１３第２項）により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	医学图像处理设备		
公开(公告)号	JPWO2014171159A1	公开(公告)日	2017-02-16
申请号	JP2015512325	申请日	2014-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	長野智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/055 A61B8/0883 A61B8/5223 A61B2576/023 G06F19/321 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL04 4C601/LL38		
优先权	2013087733 2013-04-18 JP		
其他公开文献	JP6253640B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在诸如超声诊断设备的医学图像处理设备中，观察点跟踪处理以帧序列在相邻帧之间顺序执行。 结果，观察点在一个心跳周期中从开始坐标移动到结束坐标。 这些坐标之间的差是误差矢量，并且从中获得总校正量。 总校正量被自适应地分配给舒张期中的每个校正目标帧。 更具体地，基于观察点的移动量作为针对每个校正目标帧获得的误差指标值来计算每个校正目标帧的分布量。 当观察点的移动量大时，给予大量分配，而当观察点的移动量小时，给予少量分配。 这使得可以自然地校正每个观察点的坐标。