

(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2018-15131
(P2018-15131A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 6
G 0 6 T 7/20 (2017.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 0 A	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2	5 L 0 9 6
	G 0 6 T 7/20 3 0 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-146425 (P2016-146425)
(22) 出願日 平成28年7月26日 (2016.7.26)

(71) 出願人 399086263
学校法人帝京大学
東京都板橋区加賀2丁目11番1号
(74) 代理人 110000279
特許業務法人ウィルフォート国際特許事務所
(72) 発明者 河窪 正照
福岡県大牟田市岬町6-22 学校法人帝京大学内
Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 DA02 FA47 FD09
FF16 FF22 FF42
4C096 AA20 AC04 AD26 BA15 DA14
DC19 DC23 DC36

最終頁に続く

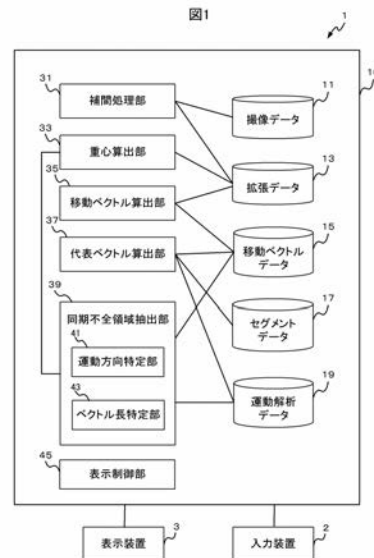
(54) 【発明の名称】 画像処理のためのコンピュータプログラム、画像処理装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】 心臓の同期障害の状態をより具体的に把握する。

【解決手段】 医用画像処理装置 1 は、心臓の心拍の一周期を複数時相に分割して、各時相における心臓の3次元ボリュームデータを記憶する。そして、移動ベクトル算出部 35 が、3次元ボリュームデータ内の心房または心室の壁の一以上の領域について、領域ごとに、第1の時相から、第1の時相以降の第2の時相への移動を示すベクトルを特定する。同期不全領域抽出部 39 が、各領域のベクトルと、心房または心室の重心位置とに基づいて、心房または心室における同期不全の領域を特定する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓の心拍の一周期を複数時相に分割して、各時相における心臓の 3 次元ボリュームデータを記憶するコンピュータが行う画像処理のためのコンピュータプログラムであって、前記 3 次元ボリュームデータ内の心房または心室の壁の一以上の領域について、領域ごとに、第 1 の時相から、第 1 の時相以降の第 2 の時相への移動を示すベクトルを特定するベクトル特定ステップと、

各領域のベクトルと、前記心房または心室の重心位置とに基づいて、前記心房または心室における同期不全の領域を特定する同期不全領域特定ステップと、を前記コンピュータに実行させるコンピュータプログラム。

10

【請求項 2】

前記同期不全領域特定ステップは、

前記各領域のベクトルの方向と、各領域から前記重心位置へ向かう方向との差に基づいて、前記同期不全の領域を特定する、請求項 1 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 3】

前記同期不全領域特定ステップは、

前記各領域のベクトルと、各領域から前記重心位置へ向かうベクトルとの角度を領域ごとに特定し、前記角度が所定の閾値以上の領域を前記同期不全の領域として特定する、請求項 2 に記載のコンピュータプログラム。

20

【請求項 4】

前記同期不全領域特定ステップは、

前記角度が所定の閾値以上であり、かつ、各領域のベクトルの長さが所定の閾値以上である領域を前記同期不全の領域として特定する、請求項 3 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 5】

前記各領域は、それぞれ一のボクセルからなり、

前記ベクトル特定ステップは、ボクセルごとにベクトルを特定する、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載のコンピュータプログラム。

【請求項 6】

前記各ボクセルのベクトルに基づいて、複数のボクセルを有するセグメントごとの代表ベクトルを特定するステップをさらに有し、

30

前記同期不全領域特定ステップは、前記代表ベクトルに基づいてセグメント単位で前記同期不全の領域を特定する、請求項 5 に記載のコンピュータプログラム。

【請求項 7】

前記同期不全領域特定ステップは、

前記各ボクセルのベクトルと、各ボクセルから前記重心位置へ向かうベクトルとの角度をボクセルごとに特定し、

前記各ボクセルの角度に基づいて、複数のボクセルを有するセグメントごとの代表角度を特定し、

各セグメントの代表角度が所定の閾値以上のセグメントを前記同期不全の領域として特定する、請求項 5 に記載のコンピュータプログラム。

40

【請求項 8】

前記各領域は、それぞれ複数のボクセルを有するセグメントであり、

前記ベクトル特定ステップは、前記セグメントごとにベクトルを特定する、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載のコンピュータプログラム。

【請求項 9】

心臓を撮像して得た複数枚のスライス画像から、隣り合うスライス画像間に、一枚以上の拡張スライス画像を補間して、前記 3 次元のボリュームデータを生成するステップを、さらに有する請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載のコンピュータプログラム。

【請求項 10】

50

心臓の心拍の一周期を複数時相に分割して、各時相における心臓の3次元ボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記3次元ボリュームデータ内の心房または心室の壁の一以上の領域について、領域ごとに、第1の時相から、第1の時相以降の第2の時相への移動を示すベクトルを特定するベクトル特定手段と、

各領域のベクトルと、前記心房または心室の重心位置とに基づいて、前記心房または心室における同期不全の領域を特定する同期不全領域特定手段と、を備える画像処理装置。

【請求項11】

心臓の心拍の一周期を複数時相に分割して、各時相における心臓の3次元ボリュームデータを記憶するコンピュータが行う画像処理方法であって、

10

ベクトル特定手段が、前記3次元ボリュームデータ内の心房または心室の壁の一以上の領域について、領域ごとに、第1の時相から、第1の時相以降の第2の時相への移動を示すベクトルを特定するステップと、

同期不全領域特定手段が、各領域のベクトルと、前記心房または心室の重心位置とに基づいて、前記心房または心室における同期不全の領域を特定するステップと、を行う方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、医用画像処理技術に関し、特に心臓の運動を解析する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、心電図に同期させて心拍の一周期を複数の時相に分けて撮像した画像を用いて、心臓の動きを解析することが行われている。例えば、特許文献1には、シネMRIを用いて心室機能を評価する技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2005-270491号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

心臓は同期して伸縮するものであるが、この同期のタイミングがずれてしまう同期障害(Dyssynchrony)と呼ばれる機能不全がある。同期障害の状態をより具体的に把握することにより、CRT(Cardiac Resynchronization Therapy:心臓再同期療法)などの治療の適応をより適切に決定することができる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

40

本発明の一つの実施態様に従うコンピュータプログラムは、心臓の心拍の一周期を複数時相に分割して、各時相における心臓の3次元ボリュームデータを記憶するコンピュータが行う画像処理のためのコンピュータプログラムであって、前記3次元ボリュームデータ内の心房または心室の壁の一以上の領域について、領域ごとに、第1の時相から、第1の時相以降の第2の時相への移動を示すベクトルを特定するベクトル特定ステップと、各領域のベクトルと、前記心房または心室の重心位置とに基づいて、前記心房または心室における同期不全の領域を特定する同期不全領域特定ステップと、を前記コンピュータに実行させる。

【0006】

好適な実施態様では、前記同期不全領域特定ステップは、前記各領域のベクトルの方向

50

と、各領域から前記重心位置へ向かう方向との差に基づいて、前記同期不全の領域を特定してもよい。

【0007】

好適な実施態様では、前記同期不全領域特定ステップは、前記各領域のベクトルと、各領域から前記重心位置へ向かうベクトルとの角度を領域ごとに特定し、前記角度が所定の閾値以上の領域を前記同期不全の領域として特定してもよい。

【0008】

好適な実施態様では、前記同期不全領域特定ステップは、前記角度が所定の閾値以上であり、かつ、各領域のベクトルの長さが所定の閾値以上である領域を前記同期不全の領域として特定してもよい。

10

【0009】

好適な実施態様では、前記各領域は、それぞれ一のボクセルからなり、前記ベクトル特定ステップは、ボクセルごとにベクトルを特定してもよい。

【0010】

好適な実施態様では、前記各ボクセルのベクトルに基づいて、複数のボクセルを有するセグメントごとの代表ベクトルを特定するステップをさらに有しても良い。そして、前記同期不全領域特定ステップは、前記代表ベクトルに基づいてセグメント単位で前記同期不全の領域を特定しても良い。

【0011】

好適な実施態様では、前記同期不全領域特定ステップは、前記各ボクセルのベクトルと、各ボクセルから前記重心位置へ向かうベクトルとの角度をボクセルごとに特定し、前記各ボクセルの角度に基づいて、複数のボクセルを有するセグメントごとの代表角度を特定し、各セグメントの代表角度が所定の閾値以上のセグメントを前記同期不全の領域として特定してもよい。

20

【0012】

好適な実施態様では、前記各領域は、それぞれ複数のボクセルを有するセグメントであってもよい。前記ベクトル特定ステップは、前記セグメントごとにベクトルを特定してもよい。

【0013】

好適な実施態様では、心臓を撮像して得た複数枚のスライス画像から、隣り合うスライス画像間に、一枚以上の拡張スライス画像を補間して、前記3次元のボリュームデータを生成するステップを、さらに有してもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る医用画像処理装置1の全体構成図である。

【図2】撮像データに基づく画像の一例を示す。

【図3】撮像データの補間を説明する模式図である。

【図4】第1時相と第2時相の左心室の模式図である。

【図5】移動ベクトルの算出手順の一例を示すフローチャートである。

【図6】回転角の説明図である。

40

【図7】運動解析データ190のデータ構造の一例を示す。

【図8】左心室の運動解析結果の表示例である。

【図9】左心室の同期不全領域の判定処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の一実施形態に係る医用画像処理装置について、図面を参照して説明する。

【0016】

図1は、本実施形態に係る医用画像処理装置1の全体構成図である。

【0017】

50

医用画像処理装置 1 は、医用画像処理装置本体 10 と、医用画像処理装置本体 10 に接続されたキーボード、ポインティングデバイスなどの入力装置 2 及び液晶ディスプレイなどの表示装置 3 とを有する。

【0018】

医用画像処理装置本体 10 は、例えば汎用的なコンピュータシステムにより構成され、以下に説明する 10 内の個々の構成要素または機能は、例えば、コンピュータプログラムを実行することにより実現される。

【0019】

医用画像処理装置本体 10 は、撮像データ記憶部 11 と、拡張データ記憶部 13 と、移動ベクトルデータ記憶部 15 と、セグメントデータ記憶部 17 と、運動解析データ記憶部 19 と、補間処理部 31 と、重心算出部 33 と、移動ベクトル算出部 35 と、代表ベクトル算出部 37 と、同期不全領域抽出部 39 と、表示制御部 45 とを有する。同期不全領域抽出部 39 はさらに、運動方向特定部 41 と、ベクトル長特定部 43 とを有する。

【0020】

撮像データ記憶部 11 は、被験者の心臓を撮像した撮像データ 110 を記憶する。撮像データ 110 は、心臓の心拍の一周期を複数の時相（フェーズ）に分割した各時相の撮像画像のデータで良い。各時相の撮像画像データは、複数のボクセルを有する 3 次元ボリュームデータでよく、例えば、MR（Magnetic Resonance）画像または CT（Computed Tomography）画像のデータでよい。

【0021】

図 2 は、本実施形態に係る撮像データ 110 に基づく画像の一例を示す。同図に示すように、本実施形態の撮像画像は、1 心拍が n 時相に分割された MR 画像である。同図の各時相の画像は、心尖部から心基部までの心臓を短軸方向に断層撮影したスライス画像である。本実施形態の各スライス画像は、心臓の左心室及び右心室を含む領域の画像で、 m 枚で構成されていても良い。撮像画像は左心室及び右心室に限らず、左心房及び右心房の領域のスライス画像でもよい。

【0022】

ここで、撮像データ 110 において、各時相ではスライス画像間の距離が大きく、長軸方向に離散的である。従って、心臓の 3 次元のスムーズな動きを把握するためには、長軸方向のスライスの間隔が狭い方が好ましい。

【0023】

そこで、本実施形態では、撮像データ 110 を拡張した拡張データを用いて心臓の動きの解析を行う。

【0024】

図 1 に戻ると、拡張データ記憶部 13 は、撮像データ 110 を拡張した拡張データを記憶する。補間処理部 31 が撮像データ 110 に基づいて補間処理を行って拡張データを生成する。拡張データもまた、複数の時相からなり、各時相の画像も複数のボクセルを有する 3 次元ボリュームデータである。

【0025】

図 3 は、撮像データ 110 の補間を説明する模式図である。

【0026】

同図 A は、複数の撮像スライス画像 115 を有する、ある一つの時相の撮像データ 110 の模式図である。この撮像スライス画像 115 は、左心室の短軸方向の断層画像において、左心室の輪郭を模式的に示したものである。

【0027】

同図 B は、同図 A の撮像スライス画像 115 の間に補間スライス画像 135 が挿入された拡張データ 130 の模式図である。

【0028】

補間処理部 31 は、例えば、公知の画像補間技術を用いて、撮像データ 110 から拡張データ 130 を生成する。例えば、補間処理部 31 は、隣り合う 2 枚の撮像スライス画像

10

20

30

40

50

115あるいはさらにその周辺の撮像スライス画像115のデータを用いて、その撮像スライス画像115の間に補間される一枚以上の補間スライス画像135を生成する。補間処理部31は、すべての時相について、撮像スライス画像115に補間スライス画像135を補間する。なお、以下の実施形態では拡張データを用いて様々な処理をしているが、撮像データを用いても良い。

【0029】

図1に戻ると、重心算出部33は、拡張データ130に基づいて、心臓の各心室または心房の重心位置を算出する。

【0030】

例えば、重心算出部33は、拡張データ130に基づいて、各時相での左右の心室または心房について、それぞれの重心位置を特定しても良い。重心位置の特定は、例えば、以下のようにして行っても良い。すなわち、重心算出部33が、拡張データ130に基づいて、時相ごとに対象となる心室または心房を構成する心筋(壁)領域のボクセルを特定し、そして、特定された心筋領域のボクセルの座標に基づいて、対象の心室または心房の重心位置(ボクセル)を特定してもよい。

10

【0031】

移動ベクトル算出部35は、拡張データ130に基づいて、心臓の運動を示す移動ベクトルを算出する。

【0032】

移動ベクトルデータ記憶部15は、移動ベクトル算出部35により算出された移動ベクトルのデータを記憶する。

20

【0033】

移動ベクトル算出部35は、例えば、拡張データ130内の心房または心室の壁(心筋)の一以上の領域について、ある時相(第1時相)からその時相以降の他の時相(第2時相)への移動を示すベクトルを特定しても良い。

【0034】

移動ベクトル算出部35は、例えば、第1時相において心筋の領域のボクセルを特定する。さらに移動ベクトル算出部35は、特定された第1時相の心筋領域の各ボクセルが、心臓の運動によって移動した第2時相上の移動先の位置(ボクセル)を特定しても良い。第1時相のボクセル位置とそれに対応する第2時相のボクセル位置は、同一平面上でなく

30

【0035】

上述の第2時相上の移動先のボクセル位置の特定は、例えば、各ボクセルのボクセル値を用いたマッチング処理により行っても良い。すなわち、移動ベクトル算出部35は、所定の探索範囲内をパターンマッチングによって探索をして、第1時相上のボクセル(移動前ボクセル)のボクセル値とほぼ同じボクセル値を有する第2時相のボクセル(移動先ボクセル)を特定してもよい。移動先ボクセルを探索する際は、移動前ボクセルの位置を含む複数のボクセルからなるブロック単位でマッチングを行うブロックマッチング法により行うようにしても良い。ここで用いるブロックの形状は、例えば、直方体または立方体

40

【0036】

なお、探索範囲内にマッチするボクセルが存在しない(移動先のボクセルを特定できない)場合は、オペレータが手動で移動先のボクセルを特定しても良い。

【0037】

第2時相は、第1時相の次の(時間的に隣り合う)時相でも良いし、次の時相よりも後の時相でも良い。

【0038】

図4は、第1時相(時刻 $T = t$)の左心室の模式図 A_t と第2時相(時刻 $T = t + 1$)の左心室の模式図 A_{t+1} とを重ねて表示した図である。図中の重心位置 G は、第1時相

50

及び/または第2時相の重心位置である。

【0039】

同図では、第1時相におけるボクセル B_t が第2時相でボクセル B_{t+1} に移動したことが、移動ベクトル算出部35により検出されたことを示す。このとき、ボクセル B_t からボクセル B_{t+1} へのベクトル V_1 が、ボクセル B_t の移動ベクトルとなる。移動ベクトル算出部35は、第1時相の心筋領域内のすべてのボクセルについて、このような移動ベクトルの算出を行うようにしても良い。

【0040】

なお、上述の実施形態ではボクセルを一つの領域として移動ベクトルを算出しているが、複数のボクセルを一つの領域にまとめ、その領域ごとに移動ベクトルを算出しても良い。例えば、移動ベクトル算出部35は、後述するセグメント単位に移動ベクトルを算出しても良い。この場合、セグメント単位に算出された移動ベクトルが、後述するセグメントに対して一つ定まる代表ベクトルと同等のものとなる。

10

【0041】

図5は、移動ベクトルの算出手順の一例を示すフローチャートである。

【0042】

移動ベクトル算出部35が、処理対象時相 P_{hx} を特定する(S101)。

【0043】

移動ベクトル算出部35は、拡張データ130において、処理対象時相 P_{hx} の心筋領域内のボクセルを処理対象ボクセル v_x として特定する(S103)。

20

【0044】

移動ベクトル算出部35は、拡張データ130の処理対象時相 P_{hx} の次時相 P_{hx+1} をボックスマッチング法で探索し、対象ボクセル v_x の移動先ボクセル v_{x+1} を特定する(S105)。

【0045】

移動ベクトル算出部35は、移動前の対象ボクセル v_x の3次元座標と移動先ボクセル v_{x+1} の3次元座標とから、対象ボクセル v_x の3次元の移動ベクトルを算出する(S107)。

【0046】

移動ベクトル算出部35は、処理対象時相 P_{hx} の心筋領域内のすべてボクセルについて移動ベクトルを生成するまで、ステップS103からS107の処理を繰り返す(S109)。

30

【0047】

移動ベクトル算出部35は、さらに、すべての時相について、移動ベクトルを生成するまで、ステップS101からS109の処理を繰り返す(S111)。これにより、各ボクセルについて移動ベクトルが算出される。

【0048】

図1に戻ると、セグメントデータ記憶部17は、心臓を複数のセグメントに分割するためのセグメントデータを記憶する。セグメントは、心臓の各心室または各心房が複数の領域に区分けされた各領域である。各セグメントは1以上のボクセルを含む。セグメントの分け方は任意であるが、例えば、解剖学的に意味を持つセグメントに分割しても良いし、解剖学的に意味を持たない形状のセグメントに分割しても良い。解剖学的に意味を持つセグメンテーションは、例えば、ポーラマップ(ブルズアイマップ)などのAHA(American Heart Association)のセグメントモデルでよい。解剖学的に意味を持たない形状のセグメンテーションは立方体、直方体などで良い。

40

【0049】

セグメントデータ記憶部17に保存されているセグメントデータは、例えば、セグメントの識別情報と、各セグメントを構成する位置座標とが対応付けられていても良い。

【0050】

代表ベクトル算出部37は、移動ベクトルデータ記憶部15の移動ベクトルデータ15

50

0に基づいて各セグメントの代表ベクトルを算出してもよい。例えば、代表ベクトル算出部37は、左右のいずれかの心房または心室を対象とし、セグメントデータ記憶部17のセグメントデータに基づき、対象の心房または心室を複数のセグメントに分割する。代表ベクトル算出部37は、ボクセルごとの移動ベクトルに基づいてセグメントごとの代表ベクトルを特定してもよい。例えば、各セグメントに含まれるボクセルの移動ベクトルの平均ベクトルを代表ベクトルとしても良い。あるいは、各セグメントに含まれるボクセルの移動ベクトルの長さの中央値、最大値または最頻値を代表ベクトルの長さとしても良い。さらに、ベクトルの向きについても、各セグメントに含まれるボクセルの移動ベクトルの向きの中央を代表ベクトルの向きとしても良い。

【0051】

代表ベクトル算出部37は、全時相の移動ベクトルについて上記の処理を行って、全時相で各セグメントの代表ベクトルを算出しても良い。

【0052】

代表ベクトル算出部37が算出したセグメントごとの代表ベクトルは運動解析データ記憶部19に保存される。

【0053】

同期不全領域抽出部39は、各領域の代表ベクトルまたは移動ベクトルと、左右の心房または心室の重心位置とに基づいて、その心房または心室における同期不全の領域を特定しても良い。同期不全領域抽出部39は、移動ベクトルデータ記憶部15の移動ベクトル及びセグメントデータ記憶部17の代表ベクトルのいずれを用いても良い。以下の説明は、代表ベクトルを用いてセグメント単位で同期不全の判定を行う場合を例にして説明する場合があるが、同じ方法で移動ベクトルを用いてボクセル単位で同期不全の判定を行うこともできる。

【0054】

同期不全領域抽出部39は、運動方向特定部41と、ベクトル長特定部43とを有する。

【0055】

運動方向特定部41は、セグメントまたはボクセルの運動の方向を特定してもよい。運動方向特定部41は、例えば、各領域の代表ベクトルまたは移動ベクトルの方向と、各領域から重心位置へ向かう方向との差に基づいて、セグメントまたはボクセルの運動方向を特定してもよい。あるいは、運動方向特定部41は、各領域の代表ベクトルまたは移動ベクトルと、各領域から重心位置へ向かうベクトルとの角度を示す回転角を領域ごとに特定し、セグメントまたはボクセルの運動方向を特定してもよい。

【0056】

運動方向特定部41は、例えば、重心算出部33で算出された重心位置に基づいて、各セグメントまたはボクセルから重心位置へ向かう方向（例えば、セグメントまたはボクセルの中心から重心位置へ向かう方向）を特定する。さらに運動方向特定部41は、各セグメントまたはボクセルの代表ベクトルの方向と各セグメントまたはボクセルから重心位置へ向かう方向とのずれを特定する。ずれは、例えば角度（回転角）で表現しても良いし、あるいは、重心へ向かうベクトル（ベクトル長は所定長さで固定）との差分ベクトルでも良い。

【0057】

図6は、回転角の説明図である。

【0058】

同図には、あるセグメントの時相 P_{ht} の位置 S_t 及び時相 P_{ht+1} の位置 S_{t+1} を示す。時相 P_{ht} のセグメント S_t から重心 G へ向かう方向と、セグメント S_t の代表ベクトル V_2 との角度 θ が回転角である。

【0059】

ベクトル長特定部43は、代表ベクトルまたは移動ベクトルのベクトル長（ユークリッド距離）を算出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

運動方向特定部 4 1 及びベクトル長特定部 4 3 の処理結果は運動解析データ記憶部 1 9 に保存される。

【 0 0 6 1 】

図 7 は、運動解析データ 1 9 0 のデータ構造の一例を示す。運動解析データ 1 9 0 は、心臓の時相ごと、セグメントごとの運動の特徴を示すデータである。同図の例では、セグメント単位の運動解析データ 1 9 0 の例を示す。

【 0 0 6 2 】

運動解析データ 1 9 0 は、同図に示すように、時相 1 9 1、セグメント ID 1 9 2、代表ベクトル 1 9 3、回転角 1 9 4 及びベクトル長 1 9 5 をデータ項目として有する。

10

【 0 0 6 3 】

代表ベクトル 1 9 3 は、代表ベクトル算出部 3 7 で算出された各セグメントの代表ベクトルである。

【 0 0 6 4 】

回転角 1 9 4 は、運動方向特定部 4 1 で算出された各セグメントの代表ベクトルの方向と重心へ向かう方向との回転角である。

【 0 0 6 5 】

ベクトル長 1 9 5 は、ベクトル長特定部 4 3 で算出された各セグメントの代表ベクトルのベクトル長である。

【 0 0 6 6 】

20

同期不全領域抽出部 3 9 が、運動方向特定部 4 1 により特定された運動方向または回転角、あるいはベクトルのずれ量に基づいて同期不全の領域として特定するようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

例えば、同期不全領域抽出部 3 9 が以下のようにして回転角の外れ値を特定し、その外れ値のセグメントまたはボクセルを同期不全領域としても良い。すなわち、回転角が所定の閾値となる角度よりも大きい場合、同期不全領域抽出部 3 9 がその回転角を有するセグメントまたはボクセルを同期不全領域として抽出しても良い。閾値となる角度は、例えば、予め定められていても良いし、あるいは、同一時相または複数の時相の複数セグメントまたはボクセル（全セグメント（ボクセル）または対象セグメント（ボクセル）の周囲の一部のセグメント（ボクセル））の回転角の平均値及び標準偏差などに基づいて定められても良い。

30

【 0 0 6 8 】

なお、各セグメントを代表する回転角は上記のように代表ベクトルから算出する以外に、ボクセルごとに求めた回転角に基づいて、各セグメントを代表する回転角（例えば平均の回転角など）を定めても良い。

【 0 0 6 9 】

また、同期不全領域抽出部 3 9 が、以下のようにして差分ベクトルの外れ値を特定し、その外れ値のセグメントまたはボクセルを同期不全領域としても良い。すなわち、差分ベクトルの長さが所定の閾値となる長さより大きい場合、あるいは、差分ベクトルの方向が予め定められている所定の方向の範囲から外れる場合、同期不全領域抽出部 3 9 がその差分ベクトルを有するセグメントまたはボクセルを同期不全領域として抽出しても良い。閾値となる長さまたは方向の範囲は、例えば、予め定められていても良いし、あるいは、同一時相または複数時相の複数セグメントまたはボクセル（全セグメント（ボクセル）または対象セグメント（ボクセル）の周囲の一部のセグメント（ボクセル））の差分ベクトルの長さの平均値及び標準偏差、あるいは方向の平均値及び標準偏差などに基づいて定められても良い。

40

【 0 0 7 0 】

同期不全領域抽出部 3 9 は、ベクトル長特定部 4 3 の処理結果に基づいて、各領域の代表ベクトルまたは移動ベクトルの長さが所定の閾値以上である領域を同期不全の領域とし

50

て特定してもよい。

【0071】

同期不全領域抽出部39は、例えば、代表ベクトルまたは移動ベクトルの長さの外れ値を特定し、その外れ値のセグメントまたはボクセルを同期不全領域としても良い。すなわち、代表ベクトルまたは移動ベクトルの長さが所定の閾値となる長さより大きい場合、同期不全領域抽出部39はその代表ベクトルまたは移動ベクトルを有するセグメントまたはボクセルを同期不全領域として抽出しても良い。閾値となる長さは、例えば、予め定められていても良いし、あるいは、同一時相または複数時相の複数セグメントまたはボクセル（全セグメント（ボクセル）または対象セグメント（ボクセル）の周囲の一部のセグメント（ボクセル））の代表ベクトルまたは移動ベクトルの長さの平均値及び標準偏差などに基づいて定めても良い。

10

【0072】

同期不全領域抽出部39は、上述のように、(1)セグメントまたはボクセルの運動方向に基づいて同期不全領域を特定しても良いし、(2)代表ベクトルまたは移動ベクトルのベクトル長に基づいて同期不全領域を特定しても良いし、(3)(1)で同期不全とされ、かつ(2)で同期不全とされた領域を同期不全領域としてもよい。

【0073】

表示制御部45は、表示装置3に様々な表示画面を表示させる。例えば、表示制御部45は、心臓の運動解析を行った心室または心房などについて、セグメントに分けて運動の状態を表示装置3に表示させる。

20

【0074】

図8は、表示装置3に表示させる左心室の運動解析結果の表示例である。同図の例は、ある時相でのセグメントごとの運動の状態を示す。同図では、各セグメントの運動方向（代表ベクトルの方向）を矢印の向きで、運動の強度（代表ベクトルのベクトル長）を矢印の太さ（または長さ）で示す。各セグメントが運動の方向及び強度に基づいて色分けして表示されても良い。

【0075】

表示制御部45は、同図のような心室の運動解析結果の表示を時相ごとに並べて表示しても良いし、時相の順に表示を切り替えて動画のように表示させても良い。

【0076】

本実施形態によれば、MR画像の生体組織の明瞭なコントラストと高い空間分解能を生かして、3次元のボクセルの動きを追跡することで、心筋が動く方向と強さを、視覚的かつ定量的に表示できる。

30

【0077】

図9は、左心室の同期不全領域の判定処理の一例を示すフローチャートである。

【0078】

同期不全領域抽出部39が、処理対象時相 $P_h x$ を特定する(S201)。

【0079】

重心算出部33が、処理対象時相 $P_h x$ の拡張データ130に基づいて、左心室の重心位置を特定する(S203)。

40

【0080】

運動方向特定部41が、セグメントデータ記憶部17を参照して、処理対象時相 $P_h x$ のセグメントの回転角の平均値及び標準偏差を算出して、回転角の閾値を決定する(S205)。

【0081】

同期不全領域抽出部39が、ステップS205で決定した閾値と各セグメントの回転角とを比較して、閾値よりも大きい回転角のセグメントを同期不全候補領域とする(S207)。

【0082】

ベクトル長特定部43が、セグメントデータ記憶部17を参照して、処理対象時相 P_h

50

xのセグメントの代表ベクトルのベクトル長の平均値及び標準偏差を算出して、ベクトル長の閾値を決定する(S209)。

【0083】

ベクトル長特定部43は、ステップS209で決定した閾値と各セグメントの代表ベクトルのベクトル長とを比較して、閾値よりも大きいベクトル長のセグメントを同期不全候補領域とする(S211)。

【0084】

同期不全領域抽出部39は、ステップS207及びS211の同期不全の候補領域の中から、同期不全領域を特定する(S213)。例えば、同期不全領域抽出部39は、ステップS207及びS211の両方で候補となった領域、あるいは、ステップS207及びS211のいずれか一方で候補となった領域を同期不全領域としても良い。

10

【0085】

ステップS201～S213をすべての時相について繰り返すことにより、心拍の1周期に渡り、どの時相のどの領域で同期不全が生じているのかを特定することができる。

【0086】

本実施形態によれば、心臓の収縮のタイミングにずれがある場合のみならず、収縮するタイミングにずれがなくても収縮(運動)する方向がずれている領域や、収縮(運動)の強度(ベクトル長)が他の領域と乖離している領域をも同期不全領域として抽出することができる。

【0087】

20

さらに、本実施形態によって同期不全領域を定量的に特定する技術が確立すれば、CRT(心臓再同期療法)、弁置換手術、あるいは心臓移植手術の適応基準など、新たな同期障害の指標を提供することが可能になる。

【0088】

上述した本発明の実施形態は、本発明の説明のための例示であり、本発明の範囲をそれらの実施形態にのみ限定する趣旨ではない。当業者は、本発明の要旨を逸脱することなしに、他の様々な態様で本発明を実施することができる。

【符号の説明】

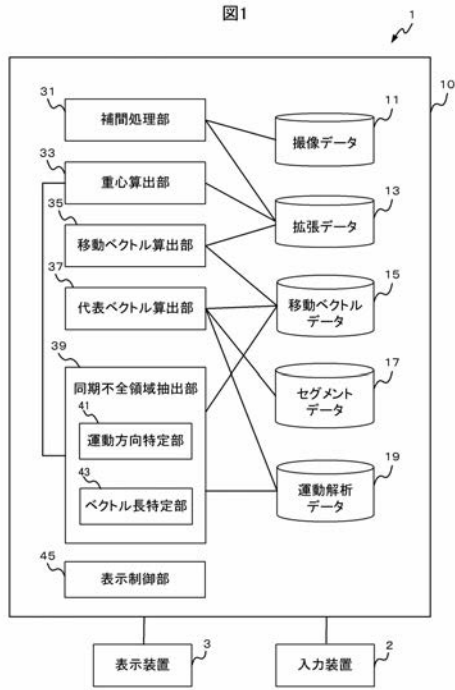
【0089】

- 1 医用画像処理装置
- 10 医用画像処理装置本体
- 11 撮像データ記憶部
- 13 拡張データ記憶部
- 15 移動ベクトルデータ記憶部
- 17 セグメントデータ記憶部
- 19 運動解析データ記憶部
- 31 補間処理部
- 33 重心算出部
- 35 移動ベクトル算出部
- 37 代表ベクトル算出部
- 39 同期不全領域抽出部
- 41 運動方向特定部
- 43 ベクトル長特定部
- 45 表示制御部

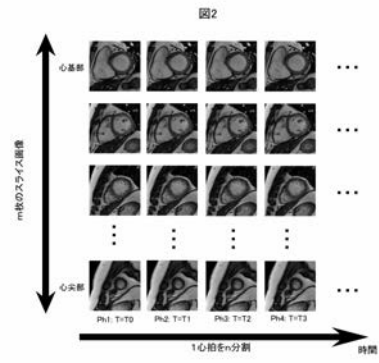
30

40

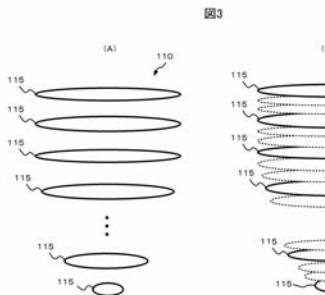
【 図 1 】



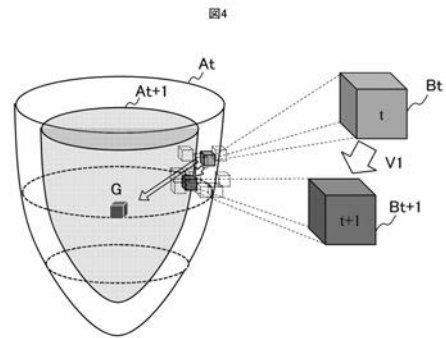
【 図 2 】



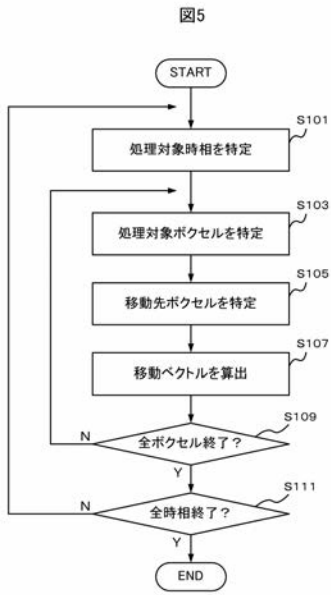
【 図 3 】



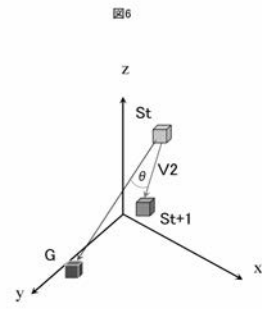
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

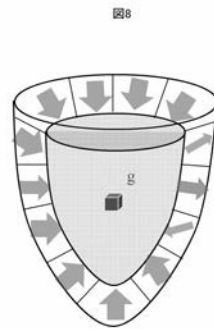


【 図 7 】

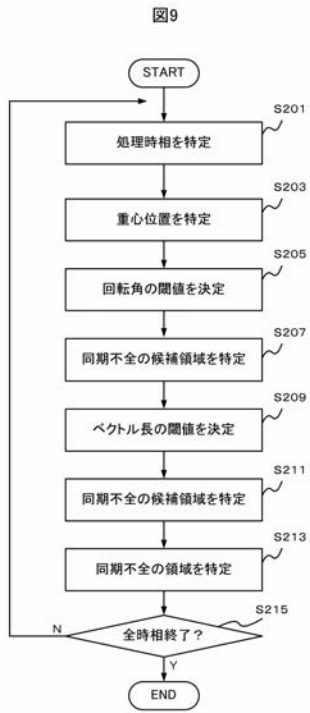
図7

191 時相	192 セグメント ID	193 代表ベクトル	194 回転角	195 ベクトル長
1	SG1	(x11,y11,z11)	$\theta 11$	L11
1	SG2	(x12,y12,z12)	$\theta 12$	L12
1	SG3	(x13,y13,z13)	$\theta 13$	L13
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
2	SG1	(x21,y21,z21)	$\theta 21$	L21
2	SG2	(x22,y22,z22)	$\theta 22$	L22
2	SG3	(x23,y23,z23)	$\theta 23$	L23
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

Fターム(参考) 5B057 BA03 BA06 CA13 CB17 CC03 CG09 DA03 DA08 DA16 DB03
DC06 DC34
5L096 BA13 FA34 FA55 FA60 FA72 GA13 HA04 JA18 MA01