

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4492107号  
(P4492107)

(45) 発行日 平成22年6月30日(2010.6.30)

(24) 登録日 平成22年4月16日(2010.4.16)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/00	G
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/055</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 8 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/03</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 6 0 Q
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/08</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 7 0 B
<b>G 0 1 R</b>	<b>33/32</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/08	

請求項の数 3 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-402833 (P2003-402833)  
 (22) 出願日 平成15年12月2日(2003.12.2)  
 (65) 公開番号 特開2005-160688 (P2005-160688A)  
 (43) 公開日 平成17年6月23日(2005.6.23)  
 審査請求日 平成18年11月28日(2006.11.28)

(73) 特許権者 000153498  
 株式会社日立メディコ  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 (74) 代理人 100098017  
 弁理士 吉岡 宏嗣  
 (72) 発明者 馬場 博隆  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社日立メディ  
 コ内  
 (72) 発明者 吉田 清  
 岡山県岡山市平野1020-153  
 (72) 発明者 渡邊 望  
 宮崎県宮崎市原町8-10  
 (72) 発明者 秋山 真樹  
 岡山県岡山市岩田町4-26  
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の診断部位を撮像する撮像手段と、該撮像手段により時間的にずれて撮像された複数のフレーム画像を記憶する記憶手段と、前記記憶手段から第1のフレーム画像を読み出して第1の指定部位を設定する設定手段と、前記第1のフレーム画像の撮像時間から設定時間までの間に撮像された一連のフレーム画像を前記記憶手段から撮像順番を昇順にして読み出す読出手段と、該読み出された一連のフレーム画像の輝度の時間的変化に基づいて前記第1の指定部位の移動先座標を求める追跡手段とを備え、

前記設定手段は、前記設定時間に対応した第2のフレーム画像を前記記憶手段から読み出して、前記第1のフレーム画像の第1の指定部位を含む切り出し領域の輝度データと前記第2のフレーム画像の輝度データとの比較により、前記第1の指定部位に相当する第2の指定部位を設定し、前記読出手段は、前記第1のフレーム画像の撮像時間から前記設定時間までの間に撮像された一連のフレーム画像を前記記憶手段から撮像順番を降順にして読み出し、読み出した一連のフレーム画像を前記追跡手段に出力して前記第2の指定部位の移動先座標を求めさせることを特徴とする画像診断装置。

【請求項2】

前記第1の指定部位の移動先座標と前記第2の指定部位の移動先座標のそれぞれに重み係数を乗算し、乗算した前記各移動先座標を合成することを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。

【請求項3】

前記撮像時間は、心電図に基づいて設定される時相に関連付けられることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の動きを追跡する画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置、磁気共鳴イメージング(MRI)装置、及びX線CT装置等の画像診断装置は、いずれも被検体の検査部位(例えば、心臓や血管等の循環器系およびその他の動きのある臓器)に係る断層像などを撮像してモニタに表示するものである。

10

【0003】

このような画像診断装置により検査部位の動きを計測する場合、断層像に表示された指定部位に計測点を設定し、時間的にずれて撮像された一連の断層像の画像情報(例えば、輝度)の時間的变化に基づいて計測点の移動先座標を追跡することにより、検査部位の動きを定量的に計測することが行われる(例えば、特許文献1参照)。

【0004】

【特許文献1】特開2002-177273号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0005】

しかしながら、撮像の際に発生するノイズなどに起因して断層像の画像情報に誤差が含まれている場合、その画像情報に基づいて計測点を追跡すると、追跡した移動先座標にはズレが生じることがある。したがって、特許文献1などの従来技術では、画像情報に基づいて計測点の移動先座標を算出し、算出した移動先座標を基準にして次のフレーム画像上の移動先座標を求める処理が繰り返されるから、求められた移動先座標のズレが徐々に蓄積されたものになり、計測点の追跡精度が悪くなるという問題がある

本発明の課題は、診断画像に基づいて生体組織の動きを追跡するとき、追跡精度を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

30

【0006】

上記課題を解決するため、本発明の画像診断装置は、第1のフレーム画像の撮像時間から設定時間までの間に撮像された一連のフレーム画像を記憶手段から撮像順番を昇順にして読み出す読出手段と、読み出された一連のフレーム画像の輝度の時間的变化に基づいて第1の指定部位の移動先座標を求める追跡手段とを備え、設定手段は、設定時間に対応した第2のフレーム画像を記憶手段から読み出して、第1のフレーム画像の第1の指定部位を含む切り出し領域の輝度データと第2のフレーム画像の輝度データとの比較により、第1の指定部位に相当する第2の指定部位を設定し、読出手段は、第1のフレーム画像の撮像時間から設定時間までの間に撮像された一連のフレーム画像を記憶手段から撮像順番を降順にして読み出し、読出した一連のフレーム画像を追跡手段に出力して第2の指定部位の移動先座標を求めさせることを特徴とする。

40

【0007】

すなわち、第2の指定部位は第1の指定部位に対応して設定されたものであるから、第1の指定部位の移動先座標にズレが生じていないときは、第1及び第2の指定部位の移動先座標はほぼ一致することになるが、ズレが生じているときは第1及び第2の各移動先座標は異なるものになる。

【0008】

したがって、第1及び第2の各移動先座標の算出結果を比較するようになれば、第1の移動先座標にズレが生じているか否かを客観的に把握することができる。また、第1及び第2の各移動先座標のズレの大きさを把握するようになれば、第1の移動先座標の信ぴよ

50

う性や確からしさを把握することができる。

【0009】

この場合において、第1の移動先座標の算出結果には、追跡処理を開始した時から追跡時間が経過するにつれてズレが蓄積されていくから、その経過時間が比較的小さいときに算出された移動先座標のズレは、それほど大きくないと考えられる。したがって、撮像時間昇順に追跡した第1の移動先座標と、撮像時間降順に追跡した第2の指定部位の移動先座標のそれぞれに重みを付けて合成するのが望ましい。

【0010】

例えば、第1の移動先座標に乗算する重み係数は、追跡処理を開始してからの追跡時間が経過するにつれて小さくなるようにし、第2の移動先座標に乗算する重み係数は、追跡処理を開始してからの追跡時間が経過するにつれて大きくなるようにするのが好ましい。これにより、第1及び第2の移動先座標を合成した結果は、ズレがそれほど大きくない方に重みを付けたものになる。したがって、合成された移動先座標のズレは低減されるから、追跡精度を向上させることができる。なお、合成する第1及び第2の移動先座標に係る撮像時間は同じである。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、診断画像に基づいて生体組織の動きを追跡するとき、追跡精度を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0012】

(第1の実施形態) 本発明を適用した画像診断装置の第1の実施形態について図1ないし図4を参照して説明する。本実施形態は、心筋が表示された診断画像上に指定部位として計測点を設定し、設定した計測点の移動先座標を時間順方向及び時間逆方向に追跡することにより、心筋の厚みの変化を精度よく追跡するようにする一例である。

【0013】

図1は、本実施形態の画像診断装置のブロック図、図2は、時間的にずれて撮像された複数のフレーム画像の概念図、図3は、診断画像に設定された計測点の追跡処理を示す説明図、図4は、撮像時間昇順および降順に計測点を追跡した結果を示す図である。

【0014】

30

図1に示すように、画像診断装置1は、記憶手段として画像記憶部10、表示部12、設定手段として操作卓14、自動追跡部16、動態情報算出部18、各部を制御する制御部が信号伝送路20を介して接続して構成されている。なお、撮像手段として診断画像撮像装置22が画像記憶部10に接続されている。

【0015】

画像記憶部10は、診断画像撮像装置22により時間的にずれて撮像された複数のフレーム画像を格納し、格納したフレーム画像を読み出し指令に応じて表示部12、自動追跡部16などに出力するものである。なお、画像記憶部10内の各フレーム画像には、撮像順番を示すフレーム番号が関連付けられている。自動追跡部16は、画像記憶部10から複数のフレーム画像を読み出し、読み出した各フレーム画像の輝度に基づいて計測点の移動先座標を求め、求めた移動先座標を動態情報算出部18、表示部12などに順次出力する。動態情報算出部18は、自動追跡部16から出力される複数の移動先座標に基づいて、計測点の移動データ(例えば、移動量、移動速度、移動方向)を演算し、演算した移動データに基づいて、生体組織の動態データ(例えば、心筋の厚みの時間変化、心室の大きさの時間変化)を定量的に解析して表示部12に出力する。

40

【0016】

表示部12は、画像記憶部10から出力されるフレーム画像や、自動追跡部16から出力される移動先座標に対応するマークや、動態情報算出部18から出力される動態データなどを表示するものである。操作卓14は、画像記憶部10からフレーム画像を指定して読み出す指令や、表示部12に表示されたフレーム画像上に計測点としてマーク(目印)

50

を重畳表示させる指令、心電図のデータなどが入力される。計測点とは、動きを追跡したい生体組織（以下、組織）の指定部位に設定されたものである。また、診断画像撮像装置 22 としては、例えば超音波診断装置、磁気共鳴イメージング装置、または X 線 CT 装置が適用されるが、被検体の検査部位に係る診断画像を撮像できれば、いずれのものでもよい。

【0017】

さらに、図 1 に示すように、自動追跡部 16 は、第 1 の読出手段として同一時相フレーム選択手段 26、第 2 の読出手段として順方向フレーム選択手段 28、第 3 の読出手段として逆方向フレーム選択手段 30、画像領域設定手段 32、追跡手段として画像追跡手段 34、移動先座標算出手段 36、各部を制御する制御手段 24 を有して構成されている。

10

【0018】

同一時相フレーム選択手段 26 は、同一時相に対応する複数のフレーム画像を画像記憶部 10 から選択し、選択した複数のフレーム画像の撮像順番を昇順（以下、時間順）にして追跡手段 32 に出力するものである。なお、時相とは、生体組織が周期的な動きをするとき、その 1 周期の時間を一定時間ごとに区切って識別番号を付けたものである。本実施形態では、心電図の R 波を検出した時間から次の R 波を検出した時間までの時相を一定時間ごとに区切ったものを時相としている。また、各時相には識別番号が関連付けられる。

【0019】

順方向フレーム選択手段 28 は、同一時相間（1 周期）に撮像された一連のフレーム画像を画像記憶部 10 から選択し、選択した一連のフレーム画像を時間順にして追跡手段 32 に出力する。逆方向フレーム選択手段 28 は、同一時相間に撮像された一連のフレーム画像を画像記憶部 10 から選択し、選択した一連のフレーム画像の撮像順番を降順（以下、時間逆順）にして追跡手段 34 に出力する。画像領域設定手段 32 は、追跡手段 34 に入力された一連のフレーム画像の最初の画像に切出し領域を設定する。切出し領域とは、操作卓 14 により診断画像上に設定された計測点の表示座標を含む所定サイズの局所的な画像領域である。追跡手段 34 は、画像領域設定手段 32 により設定された切出し領域の輝度データと前記入力されたフレーム画像の輝度データとの一致度をフレーム画像ごとに次々に検索することにより、切出し領域の移動先座標をフレーム画像ごとに算出する。移動先座標算出手段 36 は、追跡手段 34 から出力される切出し領域の移動先座標に基づいて、計測点の移動先座標を算出して動態情報算出部 18 に出力する。

20

30

【0020】

このように構成される画像診断装置の具体的な動作について、心筋の厚みの時間的変化を計測する場合を一例として図 2 ないし図 4 を参照して説明する。まず、診断画像撮像装置 22 により心臓の断層像が時間的にずれて撮像される。撮像された時系列の断層像は、図 2 に示すような一連のフレーム画像 F1 ~ F10 として画像記憶部 10 に記憶される。また、撮像した心臓に関する心電図が操作卓 14 に入力される。入力された心電図に基づいて R 波が検出された時相  $T_A$  と、時相  $T_A$  の次に R 波が検出された時相  $T_B$  が検出される。なお、心電図を用いることに代えて、時相  $T_B$  を操作卓 14 から入力設定するようにしてもよい。

【0021】

40

そして、図 3 a に示すように、同一時相における計測点  $O_{A1}$  の追跡処理が行われる。例えば、時相  $T_A$  に対応したフレーム画像 F1 が、画像記憶部 10 から読み出される。読み出されたフレーム画像 F1 は、表示部 12 に表示される。表示されたフレーム画像 F1 に、操作卓 14 により計測点  $O_{A1}$  が入力設定される。設定された計測点  $O_{A1}$  の表示座標にはマークが表示される。なお、計測点を心筋の内壁側と外壁側の 2 点に設定し、その 2 点間の距離を心筋の厚みとして計測するが、説明の便宜上、内壁側の計測点  $O_{A1}$  を中心に説明する。

【0022】

また、時相  $T_B$  に対応したフレーム画像 F5 は、同一時相フレーム選択手段 26 によりフレーム画像 F1 と共に画像記憶部 10 から読み出されて追跡手段 32 に入力される。な

50

お、説明の便宜のため、同一時相間におけるフレーム画像の数を5つとしたが適宜変更すればよい。

【0023】

次いで、追跡手段32に入力されたフレーム画像F1上は、画像領域設定手段32により切出し領域が設定される。設定された切り出し領域の輝度データとフレーム画像F5の輝度データが順次比較されることにより、切出し領域と画像の一致度が最も高い同一サイズの追跡画像が抽出される。なお、画像の一致度を求める手法として、ブロックマッチング法やSAD法などを適用すればよい。そして、抽出された追跡画像の座標データが切出し領域の座標データと共に、移動先座標算出手段26に出力される。出力された各座標データの座標差に基づいて、移動先座標算出手段26により計測点 $O_{A1}$ の移動先座標 $O_{B1}$ が求められる。このような処理が、時相 $T_A$ と同一の時相 $T_B$ 、 $T_C$ 、 $T_D$ 、... $T_m$ に対応したフレーム画像F5、F10、F15、... $T_n$ についても適宜繰り返される。したがって、計測点 $O_{A1}$ の移動先座標 $O_{B1}$ 、 $O_{C1}$ 、 $O_{D1}$ 、... $O_n$ が順次算出される。なお、算出された移動先座標などは制御手段24に一時的に保持される。

10

【0024】

次に、図3bに示すように、同一時相間における計測点 $O_{A1}$ の追跡処理が行われる。例えば、フレーム画像F1~F5が、順方向フレーム選択手段28により画像記憶部10から読み出される。フレーム画像F1~F5は、時相 $T_A$ から時相 $T_B$ までの間の各時相に対応したものである。読み出されたフレーム画像F1~F5は、時間順に追跡手段34に出力される。また、フレーム画像F1上に設定された計測点 $O_{A1}$ の座標データが、画像領域設定手段32から追跡手段34に出力される。これにより、計測点 $O_{A1}$ の各フレーム画像F2~F5における移動先座標 $O_{A2}$ ~ $O_{A5}$ が求められる。求められた移動先座標 $O_{A2}$ ~ $O_{A5}$ の各座標データが、動態情報算出部18に出力される。そして、計測点 $O_{A1}$ と移動先座標 $O_{A2}$ ~ $O_{A5}$ の各座標データに基づいて、動態情報算出部18により計測点 $O_{A1}$ の移動データが算出される。算出された計測点 $O_{A1}$ の移動データに基づいて、心筋の厚みの時間的変化が演算される。演算された心筋の厚みの時間変化は、グラフの線図40として表示部12に表示される(図4a)。表示された線図40を観察することにより、例えば血栓の発生などが把握される。なお、図4aの横軸は、追跡処理を開始してからの追跡時間の経過を示し、縦軸は、心筋の厚みを示している。また、時相 $T_A$ から時相 $T_B$ の間の処理について説明したが、他の時相間でも同様である。

20

30

【0025】

このような画像診断装置においては、診断画像を撮像する際にアーチファクトなどのノイズが発生し、発生したノイズが各フレーム画像の輝度データに誤差として含まれることがある。したがって、誤差が含まれる輝度データに基づいて計測点 $O_{A1}$ の移動先座標を次々に求めると、求めた移動先座標は、本来の追跡結果からズレが徐々に蓄積されたものになる。この点、本実施形態では、同一時相間における一連のフレーム画像を時間順にして計測点 $O_{A1}$ を追跡すると共に、その一連のフレーム画像を時間逆順にして計測点 $O_{A1}$ を追跡することにより、移動先座標の信ぴょう性や確からしさを把握するようにしている。

【0026】

ここで、一連のフレーム画像を時間逆順にして計測点 $O_{A1}$ を追跡する処理について図3cを参照して説明する。なお、時相 $T_A$ と時相 $T_B$ における処理を一例として説明するが、他の時相間でも同様である。

40

【0027】

まず、上述したように、同一時相における指定点 $O_{A1}$ の追跡処理が行われることにより、移動先座標 $O_{B1}$ が求められる。求められた移動先座標 $O_{B1}$ は、フレーム画像F5における指定点 $O_{B1}$ として設定される。そして、フレーム画像F1~F5が、逆方向フレーム選択手段30により画像記憶部10から読み出される。フレーム画像F1~F5は、時相 $T_A$ から時相 $T_B$ までの間の各時相に対応したものである。読み出されたフレーム画像F2~F4は、時間逆順に追跡手段34に出力される。これにより、最初に、フレー

50

ム画像 F 4 における指定点  $O_{B1}$  の移動先座標  $O_{B2}$  が、移動先座標算出手段 36 により求められる。そして、フレーム画像 F 3、F 2、F 1 における移動先座標  $O_{B3}$ 、 $O_{B4}$ 、 $O_{B5}$  が同様に求められる。求められた移動先座標  $O_{B2} \sim O_{B5}$  は、移動先座標算出手段 36 から動態情報算出部 18 に出力されることにより、心筋の厚みの時間的変化が時間逆方向に求められる。求められた心筋の厚みの時間逆方向の変化は、表示部 12 にグラフの線図 41 として表示される (図 4b)。なお、図 4b の横軸は、時間逆順の追跡処理を開始してからの追跡時間の経過を示しており、図 4a の横軸と同じレンジ幅である。そして、線図 41 は、線図 40 に重畳して表示される (図 4c)。なお、図 4c では線図 40、41 を重畳して表示するようにしたが、並べて表示するようにしてもよいし、操作卓 3 からの入力指令に基づいて切替えて表示するようにしてもよい。

10

## 【0028】

ここで、計測点  $O_{B1}$  は、計測点  $O_{A1}$  の指定部位と同一部位を指定するものであるから、計測点  $O_{A1}$  の移動先座標に誤差が含まれないとすれば、計測点  $O_{A1}$  を時間順方向に追跡した軌跡、例えば線図 40 は、計測点  $O_{B1}$  を時間逆方向に追跡した軌跡、例えば線図 41 とほぼ一致したものとなる。この点、本実施形態の図 4c では、線図 40 と線図 41 はズレが生じたものとなっているから、計測点  $O_{A1}$  の移動先座標の軌跡には、誤差が徐々に蓄積されていると判断することができる。

## 【0029】

本実施形態によれば、線図 40 と線図 41 のズレを視認することにより、計測点  $O_{A1}$  の移動先座標のうち、誤差が含まれている移動先座標を客観的に把握することができる。さらに、線図 40 と線図 41 とのズレが大きい部分ほど、誤差が大きいと判断できるから、計測点  $O_{A1}$  の各移動先座標の信ぴょう性や確からしさが分かる。したがって、信ぴょう性の高い移動先座標だけを抽出して組織の動態データを演算することにより、心筋の厚みの時間的変化を精度よく計測することができる。

20

## 【0030】

また、心筋の厚みの時間的変化を計測した結果、心筋の動きが低下したと解析されたときには、血栓などによって心筋に血が通わなくなったと判断することができる。

## 【0031】

(第2の実施形態) 本発明を適用した画像診断装置の第2の実施形態について図5ないし図7を参照して説明する。本実施形態が第1の実施形態と異なる点は、同一時相間において算出された計測点  $O_{A1}$  の時間順方向の移動先座標と計測点  $O_{B1}$  の時間逆方向の移動先座標とを重みを付けて合成することにある。図5は、本実施形態の追跡処理の結果を示す図、図6は、フレーム番号と重み係数の関係を示す線図、図7は、合成処理を示す説明図である。

30

## 【0032】

まず、第1の実施形態と同様に、計測点  $O_{A1}$  が時相  $T_A$  と時相  $T_B$  の間で時間順方向に追跡されることにより、線図 40 が求められる (図 5a)。また、計測点  $O_{B1}$  が時相  $T_A$  と時相  $T_B$  の間で時間逆方向に追跡されることにより、線図 41 が求められる (図 5b)。そして、線図 40 と線図 41 にそれぞれ重み係数が乗算される。乗算された線図 40 と線図 41 は合成されることにより、線図 50 が表示される (図 5c)。線図 50 に示される心筋の厚み変化に基づいて、血栓の発生などが診断される。

40

## 【0033】

ここで、線図 40 と線図 41 にそれぞれ乗算する重み係数について説明する。なお、重み係数  $W_F$  は、計測点  $O_{A1}$  の移動先の座標ベクトルに乘算するものを示し、重み係数  $W_B$  は、計測点  $O_{B1}$  の移動先の座標ベクトルに乘算するものを示す。

## 【0034】

本実施形態では、重み係数  $W_F$ 、重み係数  $W_B$  は、追跡処理を開始した時から追跡時間が経過するにつれて一定の割合で小さくされる。言い換えれば、図6に示すように、重み係数  $W_F$  は、フレーム画像 F 1 ~ F 5 のフレーム番号が大きくなるにつれて一定の割合で小さくされる。また、重み係数  $W_B$  は、フレーム画像 F 1 ~ F 5 のフレーム番号が大き

50

なるにつれて一定の割合で大きくされる。このような重み係数 $W_F$ と重み係数 $W_B$ は、数1式に表される。なお、 $F_i$ は、 $i$ 番目のフレーム番号、 $F_1$ は、同一時相間における最も小さいフレーム番号、 $F_n$ は、同一時相間における最も大きいフレーム番号を示している。

【0035】

【数1】

$$W_B = \frac{F_i - 1}{F_n - F_1}$$

10

$$W_F = 1 - W_B$$

このような重み係数 $W_F$ 、重み係数 $W_B$ を用いた合成処理の一例を図7に示す。なお、図7は、合成処理を簡便に説明するための概念図であり、実際の計測値ではないものとする。まず、計測点 $O_{A_1}$ が時間順方向に追跡されることにより、移動先座標の移動ベクトル $S_1$ 、 $S_2$ 、 $S_3$ が順番に求められる(図7a)。移動ベクトル $S_1$ は、追跡処理が開始されてからの経過時間が最も小さいため追跡精度は高いと考えられる。したがって、移動ベクトル $S_1$ に重み係数 $W_F$ 「1」が乗算されることにより、移動ベクトル $S_1'$ に補正される(図7b)。また、移動ベクトル $S_3$ は、追跡処理が開始されてからの経過時間が最も大きいため追跡精度が低下していると考えられる。したがって移動ベクトル $S_3$ に重み係数 $W_F$ 「0」が乗算されることにより、移動ベクトル $S_3'$ に補正される。なお、移動先ベクトル $S_2$ には、重み係数 $W_F$ 「0.5」が乗算されて移動ベクトル $S_2'$ に補正される。

20

【0036】

一方、計測点 $O_{B_1}$ が時間逆方向に追跡されることにより、移動先座標の移動ベクトル $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ が求められる(図7c)。移動ベクトル $P_1$ は、追跡処理が開始されてからの経過時間が最も小さいため追跡精度は高いと考えられる。したがって、移動ベクトル $P_1$ に重み係数 $W_F$ 「1」が乗算されることにより、移動ベクトル $P_1'$ に補正される(図7d)。移動ベクトル $P_3$ は、追跡処理が開始されてからの経過時間が最も大きいため追跡精度が低下していると考えられる。したがって、移動ベクトル $P_3$ に重み係数 $W_F$ 「0」が乗算されることにより、移動ベクトル $P_3'$ に補正される。なお、移動先ベクトル $P_2$ には、重み係数 $W_F$ 「0.5」が乗算されて移動ベクトル $P_2'$ に補正される。

30

【0037】

そして、フレーム番号を対応させて移動先ベクトルが合成される。例えば、移動ベクトル $S_1'$ と移動ベクトル $P_3'$ は、フレーム番号が同じであるから、合成されて移動ベクトル $R_1$ にされる。同様に、移動ベクトル $S_2'$ と移動ベクトル $P_2'$ が合成されて $R_2$ にされる。移動ベクトル $S_3'$ と移動ベクトル $P_1'$ が合成されて $R_3$ にされる(図7e)。

40

【0038】

本実施形態によれば、時間順方向及び時間逆方向に求めた移動先座標のうち、追跡処理を開始してからの経過時間が小さい方に大きな重みを付けて合成するようにしているから、単一方向(例えば、時間順方向)だけで求めた移動先座標に比べ、追跡結果に含まれる誤差を低減することができる。したがって、移動先座標は、組織の動きをより忠実に追跡したものになり、組織の動態データを的確に計測することができる。

【0039】

(第3の実施形態) 本発明を適用した画像診断装置の第3の実施形態について図8を

50

参照して説明する。本実施形態が第2の実施形態と異なる点は、重み付け係数の決定方法を変えたことにある。図8は、本実施形態のフレーム番号と重み係数の関係を示す線図である。

【0040】

生体組織（例えば、心筋）の動きが比較的大きくなる場合、心筋の動きに追跡処理が追いつかずに追跡すべき計測点が振り切られることがある。この点、本実施形態では、生体組織の動きが比較的大きい場合にあっては、重み係数の変化率を調整することにより、計測点が振り切られる場合でも、心筋の動きを的確に計測するようにしている。

【0041】

例えば、図8(a)に示すように、重み係数 $W_F$ は、フレーム番号が比較的小さいときには比較的大きな値のまま変化せず、所定のフレーム番号を超えてから徐々に小さくされる。一方、重み係数 $W_B$ は、フレーム番号が比較的小さいときには比較的小さい値のまま変化せず、所定のフレーム番号を超えてから徐々に大きくされる。なお、重み係数 $W_F$ 、重み係数 $W_B$ の合計は、常に「1」である。また、重み係数 $W_F$ 、 $W_B$ の変化率は、係数により決められる。このような重み係数 $W_F$ 、重み係数 $W_B$ は、数2式に表される。

【0042】

【数2】

$$W_B = \int e^{-\frac{(F_i - 1 - \frac{F_n - F_1}{2})^2}{\sigma}} dF$$

$$W_F = 1 - W_B$$

本実施形態によれば、係数の値を適宜調整することにより、重み係数 $W_F$ 、 $W_B$ の変化率を所定の値にすることができる。したがって、例えば、心筋の動きが比較的大きく計測点 $O_{A1}$ が追跡処理の途中でも振り切られた場合でも、計測点 $O_{B1}$ を時間逆方向に追跡した結果を合成すれば、計測点 $O_{A1}$ の動きの軌跡を的確に把握することができる。また、計測点 $O_{A1}$ が追跡処理の途中でも振り切られないときでも、計測点 $O_{A1}$ および計測点 $O_{B1}$ の追跡結果の合成割合を変化させることができるから、診断に応じた的確な追跡結果を得ることができる。

【0043】

また、時系列のフレーム画像の輝度の時間的変化などに基づいて組織の動きの大きさを計測し、計測値が設定値を超えているときには、係数を自動的に小さくするようにしてもよい(図8a)。また、計測値が設定値より小さいときには、係数を自動的に大きくするようにしてもよい(図8b)。これにより、組織の動きの大きさによって係数を自動的に可変できるようになるから、組織の動きを精度よく計測することができ、また装置の使い勝手を向上させることができる。

【0044】

以上、第1ないし第3の実施形態に基づいて本発明を適用したが、これらに限られるものではない。例えば、心筋の厚みの動きを計測するほか、心室の面積の変化や血管壁の動きなどにも計測することができる。つまり、組織部位が周期的に運動して同一時相で同一の形状となるものであれば計測することができる。さらに、心臓や血管などの循環器系のほか、動きのある検査部位であれば、いずれの部位でも計測することができる。また、2次元の断層像を用いた例を説明したが、3次元断層像にも適用することができる。

## 【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の第1の実施形態の画像診断装置のブロック図である。

【図2】時間的にずれて撮像された複数のフレーム画像の概念図である。

【図3】本発明の第1の実施形態の追跡処理を示す説明図である。

【図4】本発明の第1の実施形態の追跡結果の示す表示例である。

【図5】本発明の第2の実施形態の追跡結果を示す表示例である。

【図6】本発明の第2の実施形態のフレーム番号と重み係数の関係を示す線図である。

【図7】本発明の第2の実施形態の追跡処理を示す説明図である。

【図8】本発明の第3の実施形態のフレーム番号と重み係数の関係を示す線図である。

10

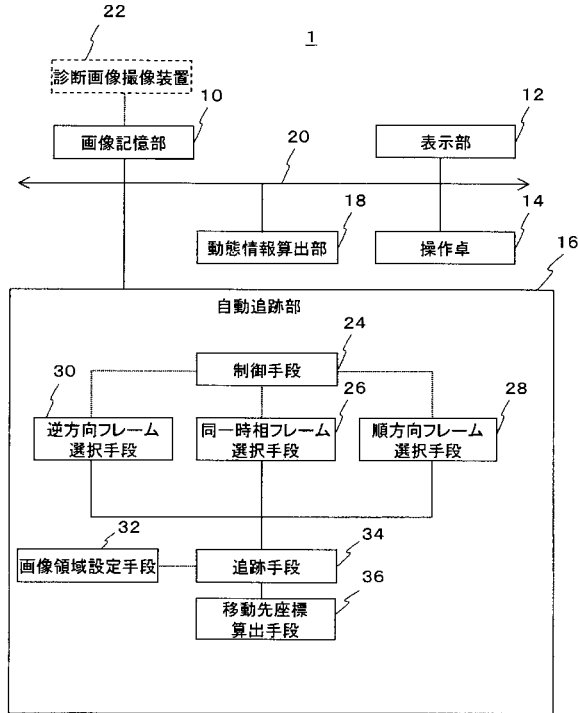
## 【符号の説明】

【0046】

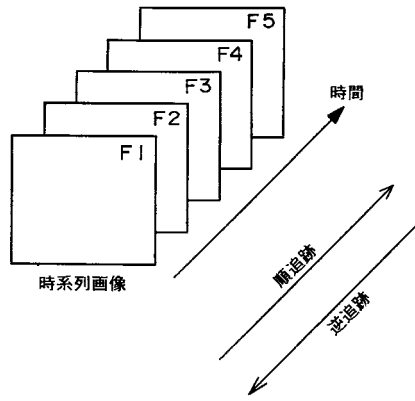
- 1 画像診断装置
- 10 画像記憶部
- 12 表示部
- 14 操作卓
- 18 動態情報算出部
- 20 信号伝送路
- 22 診断画像撮像装置
- 24 制御手段
- 26 同一時相フレーム選択手段
- 28 順方向フレーム選択手段
- 30 逆方向フレーム選択手段
- 32 画像領域設定手段
- 34 追跡手段
- 36 移動先座標算出手段

20

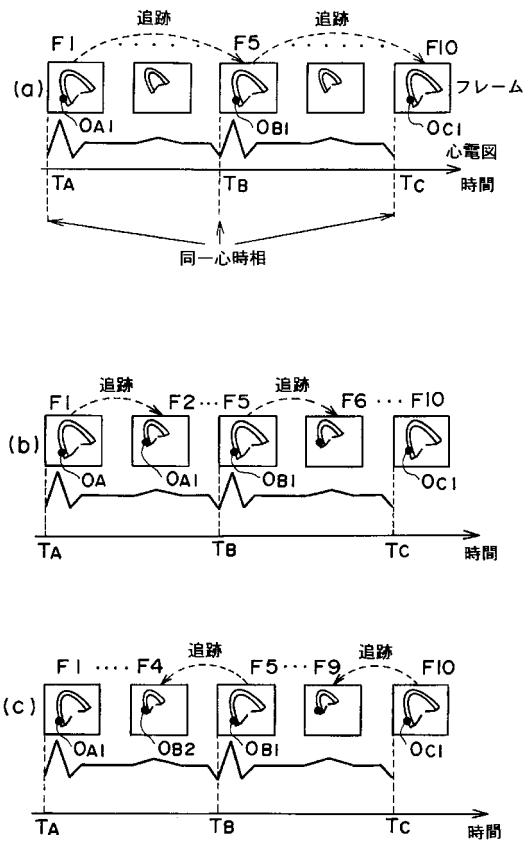
【図1】



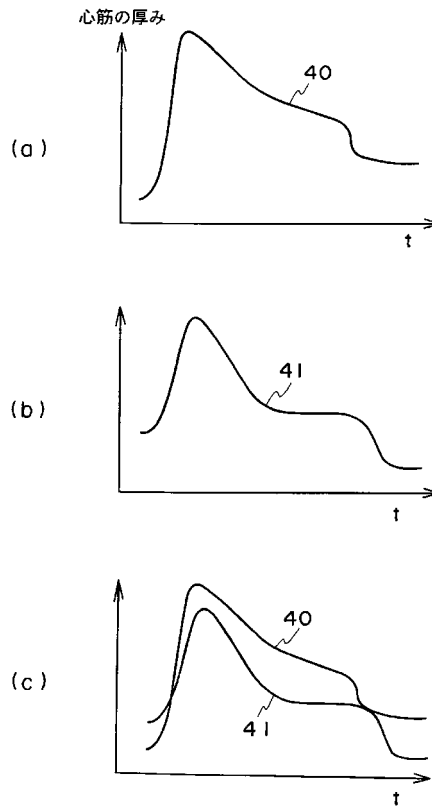
【図2】



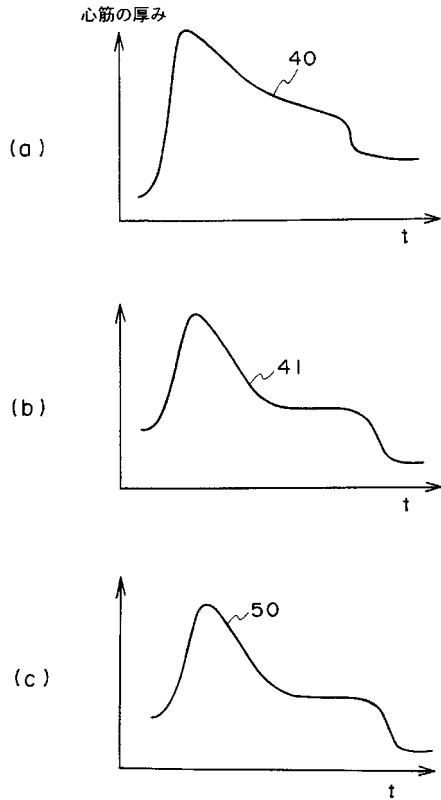
【図3】



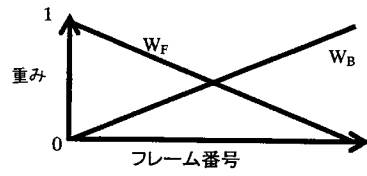
【図4】



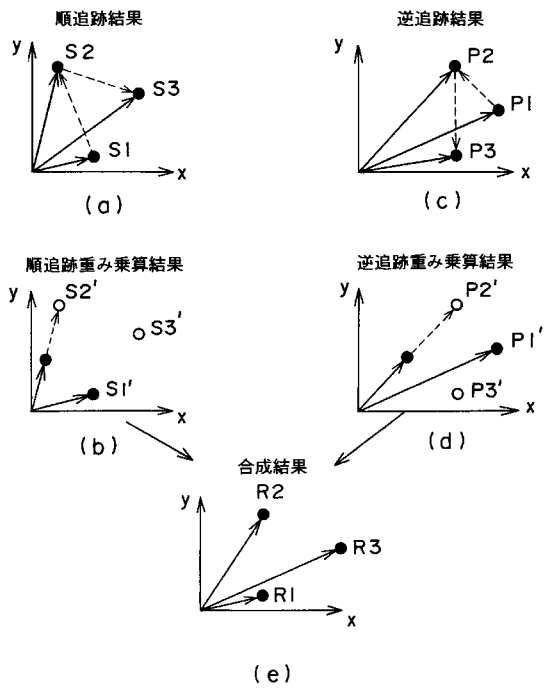
【図5】



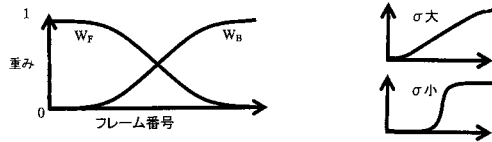
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 1 N 24/02 5 2 0 Y

(72)発明者 谷口 学  
岡山県岡山市青江四丁目3 - 2 3 A コートビレッジ2 - 3 0 2

(72)発明者 豊田 智彦  
岡山県倉敷市松島1 0 8 2 - 4 ハイコーポ中庄R - 2 5

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平09 - 2 0 1 3 6 1 ( J P , A )  
特開平08 - 0 8 9 5 0 1 ( J P , A )  
特開2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 ( J P , A )  
馬場博隆, 玉野聡, 三竹毅, 花坂智, 森修, “ 心筋組織追跡システムの開発 ”, 超音波医学, 日本, 社団法人日本超音波医学会, 2 0 0 3 年 4 月 1 5 日, 第3 0 巻、増刊号、7 6 - A 0 1 6  
, p . S 1 5 4

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)  
A 6 1 B 5 / 0 0  
A 6 1 B 5 / 0 5 5  
A 6 1 B 6 / 0 3  
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	图像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4492107B2</a>	公开(公告)日	2010-06-30
申请号	JP2003402833	申请日	2003-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	馬場博隆 吉田清 渡邊望 秋山真樹 谷口学 豊田智彦		
发明人	馬場 博隆 吉田 清 渡邊 望 秋山 真樹 谷口 学 豊田 智彦		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/08 G01R33/32		
FI分类号	A61B5/00.G A61B5/05.380 A61B6/03.360.Q A61B6/03.370.B A61B8/08 G01N24/02.520.Y A61B5/055.380 A61B8/14 G01N24/00.520.Y G01R33/32		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA18 4C093/CA35 4C093/DA02 4C093/FA47 4C093/FD12 4C093/FF24 4C093/FF32 4C093/FF33 4C093/FF35 4C096/AA09 4C096/AB38 4C096/AB44 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD27 4C096/DA18 4C096/DC25 4C096/DC33 4C117/XA07 4C117/XB09 4C117/XB20 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XE80 4C117/XG19 4C117/XG38 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XJ01 4C117/XJ14 4C117/XJ16 4C117/XJ52 4C117/XK04 4C117/XK09 4C117/XK15 4C117/XK18 4C117/XK43 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB36 4C601/JB47 4C601/JC06 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2005160688A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：在基于图像诊断跟踪生物组织的运动时提高跟踪精度。ZOLUTION：该图像诊断装置具有图像拾取装置22，存储装置10，控制台14，前向帧选择装置28，读取从图像拾取时间到第一个设定时间所拾取的一系列帧图像。控制器14从存储装置读取对应于设定时间的第二帧图像，并输出命令以设置对应于第一指定部分的第二指定部分；以及按升序排列的帧图像和跟踪装置34。反向帧选择装置30以降序从存储装置中读取从图像拾取时间中拾取的一系列帧图像到第一帧图像的设定时间，并将读取的一系列帧图像输出到跟踪装置34。并允许它找到第二指定部分的移动目的地坐标。Z

$$W_B = \frac{F_i - 1}{F_n - F_1}$$