

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5523791号
(P5523791)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 5 O A
A 6 1 B 6/00 3 6 O B
A 6 1 B 6/12

請求項の数 14 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2009-244074 (P2009-244074)
 (22) 出願日 平成21年10月23日 (2009.10.23)
 (65) 公開番号 特開2010-131371 (P2010-131371A)
 (43) 公開日 平成22年6月17日 (2010.6.17)
 審査請求日 平成24年10月1日 (2012.10.1)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-275348 (P2008-275348)
 (32) 優先日 平成20年10月27日 (2008.10.27)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 坂口 卓弥
 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
 (72) 発明者 南部 恭二郎
 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】 X線診断装置および画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線管から照射され被検体を透過したX線に基づいてX線画像を順次生成する画像生成部と、

前記順次生成されるX線画像における特徴点の位置を検出する特徴点位置検出部と、

前記順次生成されるX線画像の中でいずれか1つのX線画像において検出された前記特徴点の位置と、当該X線画像より後に生成される新規のX線画像において検出された前記特徴点の位置とを実質的に一致させる補正処理を施すことによって、画像内の前記特徴点の位置が実質的に同一位置となる補正画像を順次生成する補正画像生成部と、

前記補正画像生成部によって前記補正画像が新規に生成されるごとに該補正画像を順次表示することによって、表示部に動画表示を行なう表示制御部と、

を備え、

前記補正画像生成部は、前記順次生成されるX線画像における各フレーム間において前記補正処理を施すことによって前記補正画像を順次生成することを特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記表示制御部は、前記補正画像と前記順次生成されるX線画像とを並べて動画表示することを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御部は、前記特徴点の位置に基づく前記補正画像の領域を拡大した拡大画像

10

20

を前記表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の X 線診断装置。

【請求項 4】

前記補正画像の動画表示の ON / OFF を操作するための操作部をさらに備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の X 線診断装置。

【請求項 5】

前記被検体が配置される寝台の動きを検出するセンサーをさらに備え、

前記表示制御部は、前記センサーによって検出された前記寝台の動きが所定の値以上となる期間においては、前記動画表示を中止するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。 10

【請求項 6】

前記表示制御部は、前記特徴点位置検出部によって検出された前記 X 線画像間の特徴点の位置の移動量が所定の移動量以上である場合、前記動画表示を中止するように制御する、または警告を表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記 X 線画像から前記特徴点位置検出部によって前記特徴点が抽出されなかった場合、当該 X 線画像からの補正画像生成処理を中止するように前記補正画像生成部を制御するとともに、当該 X 線画像の直前に生成された X 線画像に基づく補正画像を継続して前記表示部にて表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。 20

【請求項 8】

前記表示制御部は、前記 X 線画像から前記特徴点位置検出部によって前記特徴点が抽出されなかった場合、X 線照射パルス幅、または前記 X 線管に供給される管電流の少なくとも一方を変更することを促すための撮影条件変更通知を前記表示部に表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記 X 線画像から前記特徴点位置検出部によって前記特徴点が抽出されなかった場合、X 線照射パルス幅、または前記 X 線管に供給される管電流の少なくとも一方を変更するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。 30

【請求項 10】

前記表示制御部は、前記特徴点位置検出部によって前記特徴点が抽出されなかった X 線画像が所定の回数にわたって連続して生成された場合、前記表示部における前記動画表示を中止するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。

【請求項 11】

複数の所定の対象物間の距離が所定の距離以内であるならば、前記表示制御部は、前記複数の所定の対象物に由来する複数の特徴点の位置それぞれが対応する複数の基準位置それぞれと一致するように画像変形して前記補正画像を生成するように前記補正画像生成部を制御し、 40

前記複数の所定の対象物間の距離が前記所定の距離より大きいならば、前記表示制御部は、前記特徴点位置検出部によって検出された前記複数の所定の対象物それぞれの特徴点の位置に基づいて、個別に補正画像を生成するように前記補正画像生成部を制御して、生成された個別の補正画像に基づく表示用画像それぞれを前記表示部にて分割表示するように制御することを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。

【請求項 12】

複数の所定の対象物間の距離が所定の距離以内であるならば、前記表示制御部は、前記複数の所定の対象物に由来する複数の特徴点の位置それぞれが対応する複数の基準位置それぞれと一致するように画像変形して前記補正画像を生成するように前記補正画像生成部 50

を制御し、

前記複数の所定の対象物間の距離が前記所定の距離より大きいならば、前記表示制御部は、操作者から所定の入力部を介して設定された前記複数の所定の対象物のいずれかを含む関心領域にある特徴点の位置のみに基づいて、前記補正画像を生成するように前記補正画像生成部を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記補正画像の動画表示制御処理開始時に、前記 X 線管から照射される X 線の照射レートを低減させ、さらに、前記補正画像の動画表示制御処理の実行中にて前記特徴点位置検出部が実行した前記特徴点の抽出結果に応じて、前記 X 線管から照射される X 線の照射レートを前記補正画像の動画表示制御処理開始時から増減させることを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の X 線診断装置。10

【請求項 14】

X 線管から照射され被検体を透過した X 線に基づいて順次生成される X 線画像における特徴点の位置を検出する特徴点位置検出部と、

前記順次生成される X 線画像の中でのいずれか 1 つの X 線画像において検出された前記特徴点の位置と、当該 X 線画像より後に生成される新規の X 線画像において検出された前記特徴点の位置とを実質的に一致させる補正処理を施すことによって、画像内の前記特徴点の位置が実質的に同一位置となる補正画像を順次生成する補正画像生成部と、

前記補正画像生成部によって前記補正画像が新規に生成されるごとに該補正画像を順次表示することによって、表示部に動画表示を行なう表示制御部と、20

を備え、

前記補正画像生成部は、前記順次生成される X 線画像における各フレーム間において前記補正処理を施すことによって前記補正画像を順次生成することを特徴とする画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、X 線診断装置および画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、血栓などにより血管内に生じた狭窄部位に対して、血管内インターベンション治療と呼ばれる治療法が行なわれている。

【0003】

血管内インターベンション治療においては、医師によりバルーン付きカテーテルが狭窄部位まで挿入される。そののち、カテーテルを通じてバルーン内に液体が注入されることにより、バルーンが拡張され、その結果、狭窄部位は、機械的に拡張される。なお、バルーン付きカテーテルは、バルーン内の液体が吸引されたうえで、医師により体外に引き出される。

【0004】

また、バルーンによって拡張された狭窄部位の再狭窄を防止するために、バルーンの外側に金属のメッシュ（ステントストラット）を密着させたバルーン付きカテーテルを用いた血管内インターベンション治療も行なわれている。かかる治療法においては、バルーンの拡張にともないステントストラットを拡張させたのちに、バルーン内の液体を吸引させてバルーン付きカテーテルが体外に引き出される。これにより、拡張されたステントストラットが狭窄部位に留置され、狭窄部位の再狭窄率を低下することができる。なお、ステントストラットおよびバルーン付きカテーテルの 2 つの部分を有するデバイスは、「ステント」と呼ばれる。

【0005】

上述した血管内インターベンション治療においては、X 線診断装置により治療対象部位40

50

の透視撮影が行なわれ、医師は、バルーン付きカテーテルやステントを用いた一連の処理を、モニタに表示されたX線画像を参照しながら遠隔操作により実行する。

【0006】

ここで、血管内インターベンション治療では、血管内に挿入したバルーン付きカテーテルやステントを治療対象部位まで精度よく移動させることができるとなる。特に、ステントストラットを留置する際には、ステントの位置決めをミリ単位の精度で行なうことが必要となる。このため、バルーン部分には、バルーン付きカテーテルやステントの位置を示すマーカー（ステントマーカー）としてX線不透過の金属が2箇所（1箇所の場合もある）取り付けられており、医師は、表示されたX線画像におけるステントマーカーを参照してバルーン付きカテーテルやステントの位置を確認しながら治療を行なう。

10

【0007】

しかし、心臓のように常に拍動を行なう臓器の血管に血管内インターベンション治療を行なう場合、X線画像上でのバルーン付きカテーテルやステントの位置が常に動いてしまうため、X線画像を参照して位置決めを行なうことは、医師にとって非常に高度な作業となる。

【0008】

また、ステントストラットのエッジ部分は、ステントストラットの拡張度合いを医師が判断するうえで重要となるが、ステントストラットのX線不透過性は、ステントマーカーのX線不透過性と比較して非常に低い。このため、X線画像においては、ステントストラットのエッジ部分が、ステントマーカーと比較して不鮮明となる。

20

【0009】

そこで、X線画像におけるステントの視認性を向上させるための技術として、ステント強調表示技術（例えば、特許文献1参照）が提案されている。

【0010】

ステント強調表示技術においては、治療対象部位のX線画像が時系列に沿って複数フレーム撮影され、ステントマーカーを基準として動くステントの位置が一致するよう、撮影された複数のX線画像に対して補正が行なわれる。そして、動き補正が行なわれた複数のX線画像に対して加算平均などの処理が行なわれることにより、ステントストラットが強調された強調画像が生成される。

【0011】

30

具体的には、図22に示すように、第2フレームのステントマーカーの位置が第1フレームのステントマーカーの位置と一致するように、第2フレームに対して補正処理が行なわれる。このような補正処理が複数フレーム（例えば、第30フレームまで）について行なわれ、ステントマーカーの位置が一致した複数のX線画像に対して加算平均処理が行なわれる。これにより、図22に示すように、ステントストラットが強調されてステント全体が鮮明に写し出された強調画像が生成され、生成された強調画像がモニタに表示される。なお、図22は、従来技術を説明するための図である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

40

【特許文献1】特表2005-510288号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

ところで、上記した従来の技術は、X線画像を参照して行なわれる血管内インターベンション治療実行時に、ステントなどの治療用機器の視認性を保証したX線画像を即時に表示できないという課題があった。

【0014】

すなわち、上記したステント強調表示技術においては、ステントの視認性を向上することができるが、時系列に沿って複数のX線画像が生成されたうえでの後処理として、ステ

50

ントマーカーのトラッキング処理、補正処理、強調画像の生成処理が行なわれるため、X線画像の撮影から強調画像の表示までに、待ち時間（例えば、数十秒の待ち時間）が生じてしまう。また、強調画像は、補正処理が行なわれた複数枚（例えば、30枚）のX線画像から1枚しか生成されないので、表示される強調画像の時間分解能は、撮影されたX線画像の時間分解能と比較して低くなってしまう。

【0015】

なお、血管内インターベンション治療を行なう場合と同様に、X線不透過性のマーカーを取り付けた治療用機器（例えば、ロータープレーティングなど）を拍動によって動き続ける治療部位に配置し、当該治療用機器を用いた治療がX線画像を参照する医師によって行なわれる場合であれば、上記した従来の技術を用いても、治療用機器の視認性を保証したX線画像を同時に表示できないという課題があった。10

【0016】

そこで、この発明は、上述した従来技術の課題を解決するためになされたものであり、X線画像を参照して行なわれる治療実行時に、治療用機器の視認性を保証したX線画像を同時に表示することが可能となるX線診断装置および画像処理装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、本発明は、X線診断装置が、X線管から照射され被検体を透過したX線に基づいてX線画像を順次生成する画像生成部と、前記順次生成されるX線画像における特徴点の位置を検出する特徴点位置検出部と、前記順次生成されるX線画像の中でいずれか1つのX線画像において検出された前記特徴点の位置と、当該X線画像より後に生成される新規のX線画像において検出された前記特徴点の位置とを実質的に一致させる補正処理を施すことによって、画像内の前記特徴点の位置が実質的に同一位置となる補正画像を順次生成する補正画像生成部と、前記補正画像生成部によって前記補正画像が新規に生成されるごとに該補正画像を順次表示することによって、表示部に動画表示を行なう表示制御部と、を備え、前記補正画像生成部は、前記順次生成されるX線画像における各フレーム間において前記補正処理を施すことによって前記補正画像を順次生成することを特徴とする。20

【0019】

また、本発明は、画像処理装置が、X線管から照射され被検体を透過したX線に基づいて順次生成されるX線画像における特徴点の位置を検出する特徴点位置検出部と、前記順次生成されるX線画像の中でいずれか1つのX線画像において検出された前記特徴点の位置と、当該X線画像より後に生成される新規のX線画像において検出された前記特徴点の位置とを実質的に一致させる補正処理を施すことによって、画像内の前記特徴点の位置が実質的に同一位置となる補正画像を順次生成する補正画像生成部と、前記補正画像生成部によって前記補正画像が新規に生成されるごとに該補正画像を順次表示することによって、表示部に動画表示を行なう表示制御部と、を備え、前記補正画像生成部は、前記順次生成されるX線画像における各フレーム間において前記補正処理を施すことによって前記補正画像を順次生成することを特徴とする。30

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、X線画像を参照して行なわれる治療実行時に、治療用機器の視認性を保証したX線画像を同時に表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】図1は、実施例1におけるX線診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、実施例1における画像データ記憶部を説明するための図である。

【図3】図3は、実施例1における画像処理部の構成を説明するための図である。

【図4】図4は、実施例1におけるマーカー座標検出部を説明するための図である。40

【図5】図5は、実施例1における補正画像生成部を説明するための図である。

【図6】図6は、実施例1における画像後処理部を説明するための図である。

【図7】図7は、表示形態を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例1におけるX線診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図9】図9は、実施例1における変形例1を説明するための図である。

【図10】図10は、実施例1における変形例2を説明するための図である。

【図11】図11は、実施例1における変形例3を説明するための図である。

【図12】図12は、実施例2における画像処理部の構成を説明するための図である。

【図13】図13は、実施例2におけるX線画像を説明するための図である。

【図14】図14は、実施例2におけるマーカー座標検出部について説明するための図である。

【図15】図15は、周期的軌跡データ取得部を説明するための図である。

【図16】図16は、実施例2における新規画像を説明するための図である。

【図17】図17は、実施例2における補正画像生成部を説明するための図である。

【図18】図18は、実施例2におけるX線診断装置の周期的軌跡データ生成処理を説明するためのフローチャートである。

【図19】図19は、実施例2におけるX線診断装置の周期的軌跡データを用いた画像処理を説明するためのフローチャートである。

【図20】図20は、実施例3を説明するための図(1)である。

【図21】図21は、実施例3を説明するための図(2)である。

【図22】図22は、従来技術を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下に添付図面を参照して、この発明に係るX線診断装置および画像処理装置の実施例を詳細に説明する。なお、以下では、本発明をX線診断装置に適用した場合を実施例として説明する。

【実施例1】

【0024】

まず、実施例1におけるX線診断装置の構成について説明する。図1は、実施例1におけるX線診断装置の構成を説明するための図である。

【0025】

図1に示すように、本実施例におけるX線診断装置100は、高電圧発生器11と、X線管12と、X線絞り装置13と、天板14と、Cアーム15と、X線検出器16と、Cアーム回転・移動機構17と、天板移動機構18と、Cアーム・天板機構制御部19と、絞り制御部20と、システム制御部21と、入力部22と、表示部23と、画像データ生成部24と、画像データ記憶部25と、画像処理部26とを有する。

【0026】

高電圧発生器11は、高電圧を発生して、発生した高電圧をX線管12に供給する装置であり、X線管12は、高電圧発生部11から供給される高電圧を用いてX線を発生する装置である。すなわち、高電圧発生器11は、X線管12に供給する電圧を調整することで、被検体Pに対して照射されるX線量の調整や、被検体PへのX線照射のON/OFFの制御を行なう。

【0027】

X線絞り装置13は、X線管12が発生したX線を被検体Pの関心領域に対して選択的に照射されるように絞り込むための装置である。例えば、X線絞り装置13は、スライド可能な4枚の絞り羽根を有し、これら絞り羽根をスライドさせることで、X線管12が発生したX線を絞り込んで被検体Pに照射させる。

【0028】

天板14は、被検体Pを載せるベッドであり、図示しない寝台の上に配置される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

X線検出器16は、被検体Pを透過したX線を検出するためのX線検出素子がマトリックス状に配列された装置であり、各X線検出素子は、被検体Pを透過したX線を電気信号に変換して蓄積し、蓄積した電気信号を後述する画像処理部24に送信する。

【 0 0 3 0 】

Cアーム15は、X線管12、X線絞り装置13およびX線検出器16を保持するアームであり、X線管12およびX線絞り装置13とX線検出器16とは、Cアーム15により被検体Pを挟んで対向するように配置される。

【 0 0 3 1 】

Cアーム回転・移動機構17は、Cアーム15を回転および移動させるための装置であり、天板移動機構18は、天板14を移動させるための装置である。 10

【 0 0 3 2 】

Cアーム・天板機構制御部19は、Cアーム回転・移動機構17および天板移動機構18を制御することで、Cアーム15の回転調整および移動調整と、天板14の移動調整を行なう。

【 0 0 3 3 】

絞り制御部20は、X線絞り装置13が有する絞り羽根の開度を調整することで、X線の照射範囲を制御する。

【 0 0 3 4 】

画像データ生成部24は、X線検出器16によって被検体Pを透過したX線から変換された電気信号を用いてX線画像を生成し、生成したX線画像を画像データ記憶部25に格納する。具体的には、画像データ生成部24は、X線検出器16から受信した電気信号に対して、電流・電圧変換、A/D変換およびパラレル・シリアル変換を行なってX線画像を生成する。 20

【 0 0 3 5 】

画像データ記憶部25は、画像データ生成部24によって生成されたX線画像を記憶する。

【 0 0 3 6 】

画像処理部26は、画像データ記憶部25が記憶するX線画像に対して各種画像処理を実行する処理部であるが、これについては後に詳述する。 30

【 0 0 3 7 】

入力部22は、X線診断装置100を操作する医師や技師などの操作者が各種コマンドを入力するためのマウス、キーボード、ボタン、トラックボール、ジョイスティックなどを有し、操作者から受け付けたコマンドを、後述するシステム制御部21に転送する。

【 0 0 3 8 】

表示部23は、入力部22を介して操作者からコマンドを受け付けるためのG.U.I.(Graphical User Interface)を表示したり、画像データ記憶部25が記憶するX線画像および画像処理部26によって画像処理されたX線画像などを表示したりするためのモニタを有する。なお、表示部23は、複数のモニタを有する場合であってもよい。

【 0 0 3 9 】

システム制御部21は、X線診断装置100全体の動作を制御する。すなわち、システム制御部21は、入力部22から転送された操作者からのコマンドに基づいて、高電圧発生器11、Cアーム・天板機構制御部19、絞り制御部20を制御することで、X線量の調整およびX線照射のON/OFF制御と、Cアーム15の回転・移動の調整と、天板14の移動調整を行なう。 40

【 0 0 4 0 】

また、システム制御部21は、操作者からのコマンドに基づいて、画像データ生成部24における画像生成処理や後述する画像処理部26における画像処理の制御を行なう。さらに、システム制御部21は、操作者からコマンドを受け付けるためのG.U.I.や、画像データ記憶部25が記憶するX線画像および画像処理部26によって画像処理されたX線画 50

像などを表示部 23 のモニタに表示するように制御する。

【0041】

ここで、本実施例における X 線診断装置 100 は、被検体 P の心臓血管における狭窄部位に対してステントストラットおよびバルーン付きカテーテルを用いた血管内インターベンション治療を行なう際に、操作者からのコマンドに基づいて、ステントが挿入される狭窄部位を関心領域として X 線画像の透視撮影を時系列に沿って実行する。なお、本実施例では、ステントのバルーン部分両端に 2 つの X 線不透過の金属が、ステントマーカーとして取り付けられている場合について説明するが、本発明は、ステントのバルーン部分中央に 1 つの X 線不透過の金属が、ステントマーカーとして取り付けられている場合であっても適用可能である。

10

【0042】

すなわち、本実施例における X 線診断装置 100 は、図 2 に示すように、血管内インターベンション治療が施されている被検体 P の狭窄部位に対して X 線管 12 から X 線を照射し、被検体 P を透過した X 線を X 線検出器 16 によって検出することで、時系列に沿って順次生成した X 線画像を画像データ記憶部 25 に格納する。なお、図 2 は、実施例 1 における画像データ記憶部を説明するための図である。

【0043】

そして、本実施例における X 線診断装置 100 は、図 3 ~ 7 を用いて以下、詳細に説明する画像処理部 26 の処理が実行されることにより、X 線画像を参照して行なわれる血管内インターベンション治療実行時に、ステントの視認性を保証した X 線画像を即時に表示することが可能となることに主たる特徴がある。なお、図 3 は、実施例 1 における画像処理部の構成を説明するための図であり、図 4 は、マーカー座標検出部を説明するための図であり、図 5 は、実施例 1 における補正画像生成部を説明するための図であり、図 6 は、画像後処理部を説明するための図であり、図 7 は、表示形態を説明するための図である。

20

【0044】

図 3 に示すように、画像処理部 26 は、マーカー座標検出部 26a と、補正画像生成部 26b と、画像後処理部 26c とを有する。

【0045】

マーカー座標検出部 26a は、画像データ記憶部 25 に新規の X 線画像である新規画像が格納されるごとに、新規画像におけるステントに取り付けられたステントマーカーの座標を検出する。

30

【0046】

例えば、システム制御部 21 は、図 4 の (A) に示すように、最初に生成されて画像データ記憶部 25 に格納された X 線画像 (第 1 フレーム) を、表示部 23 のモニタに表示するように制御する。

【0047】

第 1 フレームを参照した医師は、図 4 の (A) に示すように、入力部 22 を介して、第 1 フレームにおける 2 つのステントマーカーを指定する。これにより、マーカー座標検出部 26a は、第 1 フレームにおける 2 つのステントマーカーそれぞれの座標を検出する。

40

【0048】

その後、マーカー座標検出部 26a は、図 4 の (A) に示すように、第 1 フレームにおいて指定された 2 つのステントマーカーそれぞれの座標を中心とした矩形を R O I (Region of Interest) として設定し、設定した R O I 内のパターンと類似したパターンを、例えば、相互関法により、順次生成される新規画像ごとに抽出して、相互関値が最も高くなった座標をステントマーカーの座標として検出する。

【0049】

なお、図 4 の (A) では、医師によってステントマーカーが 2 箇所指定される場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、医師によってステントマーカーが 1 箇所指定される場合であってもよい。この場合、マーカー座標検出部 26a は、第 1 フレームにおいても、指定されたステントマーカーの座標から設定した R O I を用いた

50

相互相關法を実行して、もう1つのステントマーカーの座標を検出する。

【0050】

あるいは、マーカー座標検出部26aは、実際に治療に用いられているステントに取り付けられているステントマーカーがX線画像において有する形状や輝度の特徴を示す教師画像を用いてステントマーカーの座標を検出する。

【0051】

例えば、図4の(B)に示すように、ステントマーカーのX線画像を教師画像として別途記憶しておく、マーカー座標検出部26aは、教師画像に類似したパターンを新規画像ごとに抽出し、抽出したステントマーカーの候補領域から、最も類似度が高い領域を検索してステントマーカーの座標を検出する。

10

【0052】

図3に戻って、補正画像生成部26bは、最初に生成されたX線画像である第1フレームにおいてマーカー座標検出部26aによって既に検出されたステントマーカーの座標を基準座標とし、第2フレーム以降の新規画像においてマーカー座標検出部26aによって検出したステントマーカーの座標が、基準座標と一致するように、第2フレーム以降の新規画像から平行移動、回転移動などの画像移動処理やアフィン変換などの画像変形処理により補正画像を生成する。

【0053】

例えば、補正画像生成部26bは、図5の(A)に示すように、新規画像として生成された第2フレームのX線画像で検出されたステントマーカーの座標が、第1フレームで既に検出されているステントマーカーの座標(基準位置)と一致するように、第2フレームから画像変形により補正画像2を生成する。

20

【0054】

そして、補正画像生成部26bは、第3フレーム以降の新規画像に関しては、新規画像の直前に生成されたX線画像から自身が生成した補正画像におけるステントマーカーの座標を基準座標として、補正画像を生成する。例えば、補正画像生成部26bは、図5の(B)に示すように、第3フレームで検出されたステントマーカーの座標が、第2フレームから生成した補正画像2のステントマーカーの座標と一致するように、第3フレームから画像変形により補正画像3を生成する。

30

【0055】

なお、本実施例では、新規画像の直前フレームから生成された補正画像におけるステントマーカーの座標を基準座標として用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、第1フレームにて検出されたステントマーカーの座標を基準座標に固定して、第2フレーム以降の新規画像から補正画像を生成する場合であってもよい。

【0056】

ただし、後述するように、補正画像は、動画表示する際に用いられる表示用画像を生成するために用いられるので、直前の補正画像を用いて新規画像から補正画像を生成することが、ステントマーカーの位置がぶれない画像の動画表示を確実に実行するためには望ましい。

【0057】

40

図3に戻って、画像後処理部26cは、補正画像生成部26bによって生成された補正画像に対して後処理を行なう。具体的には、画像後処理部26cは、図6に示すように、第1フレームとステントマーカーの位置が一致した補正画像に対し、高周波ノイズ低減フィルター処理および低周波成分除去フィルター処理を実行してフィルター処理済み補正画像を生成し、さらに、フィルター処理済み補正画像を構成する各画素の画素値に対して自然対数を底とする対数値を算出して対数画像を生成する。なお、画像後処理部26cは、第1フレームに関しても、上記した後処理を実行する。

【0058】

ここで、画像後処理部26cは、例えば、「Nambu K, Iseki H. A noise reduction method based on a statistical test of high dimensional pixel vectors for dynamic a

50

nd volumetric images. Riv Neuroradiol 2005;18:21-33.」および「Nishiki, Method for reducing noise in X-ray images by averaging pixels based on the normalized difference with the relevant pixel, Radiological Physics and Technology, Vol 2, 2008」に記載されている空間フィルターを用いた高周波ノイズ低減処理を実行する。

【0059】

この空間フィルターは、時間軸の異なるフレーム間で画素値の差異値を測定し、差異値の大きさに従って重み付けを変更して、単一フレーム内で平滑化処理を行なう高周波ノイズ低減フィルターであり、他フレームには影響を与えずに、高周波ノイズを低減することが可能である。ここで、補正画像においては、ステントマーカーの座標が一致していることから空間フィルターを強くかけることができ、これにより、ステント部分の高周波ノイズを低減して補正画像におけるステントの視認性を向上することが可能となる。10

【0060】

あるいは、画像後処理部26cは、例えば、リカーシブフィルター(Recursive Filter)を用いた高周波ノイズ低減フィルター処理を実行してもよい。

【0061】

リカーシブフィルターは、処理対象のフレームを構成する画素の画素値に、所定の重み付けを行なった過去のフレームを構成する画素の画素値を加算することにより高周波ノイズを低減するフィルターである。補正画像においては、ステントマーカーの座標が一致していることから、過去のフレームを処理に用いるリカーシブフィルターによっても、ステント部分の高周波ノイズを低減して補正画像におけるステントの視認性を向上することが可能となる。20

【0062】

また、画像後処理部26cは、ハイパスフィルターを用いて低周波成分除去フィルター処理する。これにより、補正画像におけるステント部分以外の背景部分における明暗差を低減することができる。

【0063】

また、画像後処理部26cは、フィルター処理済み補正画像に対して対数画像生成処理を実行することで、画像全体における信号成分を一定にすることができる。

【0064】

図3に戻って、システム制御部21は、画像後処理部26cによって対数画像が時系列に沿って新規に生成されるごとに、新規に生成された対数画像を表示用画像として表示部23のモニタにて順次表示するように制御する。30

【0065】

すなわち、システム制御部21は、ステントマーカーの座標が一致した表示用画像を動画表示するように制御する。これにより、ステント以外の背景部分がぶれた状態となるものの、ステント部分が動かない状態でX線画像を動画表示することができる。

【0066】

なお、システム制御部21は、操作者から入力部22を介して受け付けた表示形態指示コマンドに従って、表示用画像を様々な形態で表示する。

【0067】

具体的には、システム制御部21は、表示形態指示コマンドに従って、対数画像のステントマーカーの座標に基づいて設定される設定領域を表示用画像として表示するように制御する。例えば、システム制御部21は、対数画像における2つのステントマーカーの座標が(X1, Y1)および(X2, Y2)であった場合、((X1 + X2) / 2, (Y1 + Y2) / 2)を中心とし、「2 × | X1 - X2 |」を幅とし、「2 × | Y1 - Y2 |」を高さとする矩形を設定領域とし、設定領域以外の対数画像をマスクして表示するように制御する。40

【0068】

また、システム制御部21は、設定領域を拡大した拡大画像を表示用画像として表示するように制御する。50

【 0 0 6 9 】

ここで、システム制御部 2 1 は、対数画像、設定領域および拡大画像のいずれかのみを表示する場合、これら表示用画像におけるステントマーカーの位置が、表示部 2 3 のモニタ中心に位置するように制御する。

【 0 0 7 0 】

あるいは、システム制御部 2 1 は、表示形態指示コマンドに従って、表示用画像とともに、表示用画像の原画像を並列表示するように制御する。さらに、並列表示する際に、システム制御部 2 1 は、設定領域または拡大画像が表示用画像であるならば、設定領域に対応する領域を原画像にて表示するように制御する。

【 0 0 7 1 】

10

すなわち、システム制御部 2 1 は、図 7 の (A) に示すように、表示部 2 3 のモニタにて、設定領域に対応する枠が付加された原画像の動画表示と設定領域の動画表示とが並列して行なわれるよう制御する。あるいは、システム制御部 2 1 は、図 7 の (B) に示すように、表示部 2 3 のモニタにて、設定領域に対応する枠が付加された原画像の動画表示と拡大画像の動画表示とが並列して行なわれるよう制御する。

【 0 0 7 2 】

20

ここで、設定領域および拡大画像においては、図 7 の (A) および (B) に示すように、原画像と比較して、上記した後処理によりステントストラットが明瞭となり、また、背景部分の明暗差が低減されており、ステント全体の視認性が向上している。なお、原画像における枠は、ステントマーカーの位置の移動にともない移動する。また、原画像と表示用画像とは、上述したように、表示部 2 3 が有する 1 つのモニタにて並列表示される場合であってもよいが、表示部 2 3 が複数のモニタを有するならば、原画像と表示用画像とは、それぞれ異なる 2 つのモニタにて表示される場合であってもよい。

【 0 0 7 3 】

ここで、本実施例では、対数画像、設定領域、または拡大画像を表示用画像とする場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、補正画像そのものや、高周波ノイズ低減フィルター処理、低周波成分除去フィルター処理および対数画像生成処理の中で、操作者により設定された任意の組み合わせの後処理が実行された画像を表示用画像とする場合であってもよい。

【 0 0 7 4 】

30

次に、図 8 を用いて、実施例 1 における X 線診断装置 1 0 0 の処理について説明する。図 8 は、実施例 1 における X 線診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 7 5 】

図 8 に示すように、実施例 1 における X 線診断装置 1 0 0 は、ステントが挿入された被検体 P の狭窄部位に対する X 線画像の透視撮影を開始して、画像データ記憶部 2 5 に最初の X 線画像（第 1 フレーム）が格納されると（ステップ S 8 0 1 肯定）、マーカー座標検出部 2 6 a は、第 1 フレームにおいてステントマーカーの座標を検出する（ステップ S 8 0 2 ）。

【 0 0 7 6 】

40

そして、画像後処理部 2 6 c は、最初の X 線画像（第 1 フレーム）を後処理して表示用画像を生成し（ステップ S 8 0 3 ）、システム制御部 2 1 は、表示用画像にて設定した設定領域の拡大画像を原画像とともに表示するように制御する（ステップ S 8 0 4 ）。

【 0 0 7 7 】

続いて、新規画像が画像データ記憶部 2 5 に格納されると（ステップ S 8 0 5 肯定）、マーカー座標検出部 2 6 a は、新規画像においてステントマーカーの座標を検出する（ステップ S 8 0 6 ）。

【 0 0 7 8 】

その後、補正画像生成部 2 6 b は、第 1 フレームにおいてマーカー座標検出部 2 6 a によって既に検出されたステントマーカーの座標である基準座標と一致するように、新規画像から画像変形により補正画像を生成する（ステップ S 8 0 7 ）。

50

【 0 0 7 9 】

さらに、画像後処理部 2 6 c は、補正画像生成部 2 6 b によって生成された補正画像に対して高周波ノイズ低減フィルター処理、低周波成分除去フィルター処理および対数画像生成処理からなる後処理により、表示用画像を生成する（ステップ S 8 0 8）。

【 0 0 8 0 】

そして、システム制御部 2 1 は、表示用画像にて設定した設定領域の拡大画像を原画像とともに表示するように制御する（ステップ S 8 0 9）。

【 0 0 8 1 】

そののち、システム制御部 2 1 は、入力部 2 2 を介して操作者から表示終了要求が入力されたか否かを判定する（ステップ S 8 1 0）。

10

【 0 0 8 2 】

表示終了要求が入力されていない場合（ステップ S 8 1 0 否定）、システム制御部 2 1 は、ステップ S 8 0 5 に戻って、新規画像が格納され次第、ステントマーカーの座標を検出するようにマーカー座標検出部 2 6 a を制御する。

【 0 0 8 3 】

一方、システム制御部 2 1 は、表示終了要求が入力された場合（ステップ S 8 1 0 肯定）、処理を終了する。

【 0 0 8 4 】

上述してきたように、実施例 1 では、マーカー座標検出部 2 6 a は、新規画像が画像データ記憶部 2 5 に格納されると、新規画像においてステントマーカーの座標を検出し、補正画像生成部 2 6 b は、第 1 フレームにおいてマーカー座標検出部 2 6 a によって既に検出されたステントマーカーの座標である基準座標と一致するように、新規画像から画像変形により補正画像を生成する。

20

【 0 0 8 5 】

そして、画像後処理部 2 6 c は、補正画像生成部 2 6 b によって生成された補正画像に対して高周波ノイズ低減フィルター処理、低周波成分除去フィルター処理および対数画像生成処理からなる後処理により、表示用画像を生成し、システム制御部 2 1 は、表示用画像にて設定した設定領域の拡大画像を原画像とともに表示するように制御する。したがって、実施例 1 によれば、ステント以外の背景部分が若干動くものの、ステント部分が静止した状態となる X 線画像を動画表示することができ、上記した主たる特徴の通り、X 線画像を参照して行なわれる血管内インターベンション治療実行時に、ステントの視認性を保証した X 線画像を即時に表示することが可能となる。また、実施例 1 によれば、動画表示される X 線画像では、ステント部分が静止した状態となっているので、医師は、ステントストラットが拡張される過程を容易に把握することが可能となる。また、実施例 1 によれば、動画表示される X 線画像では、ステント部分とともにステントが挿入されている血管も静止した状態となるので、被検体 P に造影剤を投与した状態で治療が行なわれている場合、医師は、ステントが挿入されている血管における血流の状態も容易に把握することができる。

30

【 0 0 8 6 】

また、実施例 1 では、高周波ノイズ低減フィルター処理、低周波成分除去フィルター処理および対数画像生成処理などを補正画像に対して実行するので、X 線画像におけるステントの視認性をさらに向上することが可能となる。

40

【 0 0 8 7 】

なお、上記した実施例 1 は、種々の異なる変形例を適用して実施することが可能である。そこで、以下では、3 つの異なる変形例について図 9 ~ 1 1 を用いて説明する。なお、図 9 は、実施例 1 における変形例 1 を説明するための図であり、図 1 0 は、実施例 1 における変形例 2 を説明するための図であり、図 1 1 は、実施例 1 における変形例 3 を説明するための図である。

【 0 0 8 8 】

(変形例 1)

50

図9の(A)に示すように、実施例1におけるX線診断装置100において、被検体Pが横たわる天板14に動きを検出するためのセンサー27を取り付けておき、システム制御部21は、センサー27によって検出された天板14(すなわち、天板14が配置される寝台)の動き(移動量)が閾値以上となる期間においては、表示用画像の表示を中止するように制御する。

【0089】

あるいは、実施例1におけるX線診断装置100において、システム制御部21は、図9の(B)に示すように、マーカー座標検出部26aによって現に検出された第k+1フレームのステントマーカーの座標が、既に検出されている第kフレームのステントマーカーの座標に対する移動量が閾値以上となった場合、表示用画像の表示を中止するように制御する。なお、表示用画像の表示を中止した場合は、例えば、原画像のみが動画表示される。または、システム制御部21は、表示中止の代わりに、図9の(B)に示すように、フレーム間のステントマーカーの移動量が閾値以上となったことを示す警告をモニタに表示するように制御する場合であってもよい。

10

【0090】

これにより、ステントマーカーの位置が大きく移動したことで、過剰に画像変形した表示用画像を表示することが回避できる。

【0091】

(変形例2)

実施例1におけるX線診断装置100において、システム制御部21は、図10の(A)に示すように、新規画像(第k+1フレーム)にてステントマーカーの抽出不可であった場合、補正画像生成処理を中止して、直前のX線画像(第kフレーム)から生成された表示用画像を継続表示する。

20

【0092】

通常、透視撮影においては、1秒間に15~30フレームのX線画像が生成される。そこで、システム制御部21は、新規画像からステントマーカーの座標が検出されなかった場合は、直前フレームから生成された表示用画像を継続表示しておく。そして、再度、新規画像からステントマーカーの座標が検出された場合、システム制御部21は、補正画像生成処理を実行して、表示用画像を表示するように制御する。これにより、モニタを参照する医師に対して違和感を与えないまま、ステント部分が一致した表示用画像を動画表示することができる。

30

【0093】

あるいは、実施例1におけるX線診断装置100において、システム制御部21は、マーカー座標検出部26aが新規画像にてステントマーカーの抽出不可である場合、図10の(B)に示すように、X線照射パルス幅を短縮し、さらに、X線管12に供給される管電流を上昇させるように高電圧発生器11を制御して撮影条件を変更する。または、X線照射パルス幅を短縮し、X線管12に供給される管電流を上昇させるように撮影条件を変更することを促すための撮影条件変更通知を表示するように制御する。

【0094】

すなわち、「X線照射パルス幅」×「管電流」×「X線照射間隔」で表される「X線量」において、「X線照射間隔(フレームレート)」は変更せず、「X線照射パルス幅」を短くし、短くなった「X線照射パルス幅」を補償するために「管電流」を増加させることで、X線量を同じままに画像における被検体Pの動きぼけを低減する。これにより、動きぼけによりステントマーカーの検出が困難である場合、一定間隔ごとに照射されるX線量を同じままにステントマーカーの検出感度を上昇させることで、再度、表示用画像(補正画像)の生成可能な状態にすることができる。なお、撮影条件の変更制御、または撮影条件変更通知の表示制御の対象は、X線照射パルス幅の短縮、管電流の上昇から選択されたいずれか一方のみである場合であってもよい。また、撮影条件の変更制御、または撮影条件変更通知の表示制御は、ステントマーカーの抽出不可であり、かつ、透視撮影時ににおけるX線量が安全基準値以下である場合に限定して実行される場合であってもよい。

40

50

【 0 0 9 5 】

ここで、ステントマーカー抽出不可が連続すると表示用画像の静止画表示が継続することとなる。このため、実施例 1 における X 線診断装置 100において、システム制御部 21 は、所定の回数、例えば、図 10 の (C) に示すように、「第 $k + 1$ フレームから第 $k + 10$ フレームまで 10 回連続してステントマーカー抽出不可」であった場合、第 k フレームから生成された表示用画像の継続表示を中止する。そして、システム制御部 21 は、表示用画像の表示を中止した場合は、例えば、原画像のみを動画表示するように制御する。

【 0 0 9 6 】

これにより、モニタを参照して治療を実行している医師に違和感を与えることを回避するとともに、X 線画像撮影条件が不適切であることや、被検体 P に心拍変動が発生していることなどの可能性を、医師に報知することができる。なお、表示用画像の表示を中止した場合でも、マーカー座標検出部 26a は、新規画像に対するステントマーカーの抽出処理を継続しており、再度、ステントマーカーの抽出処理に連続して成功した場合、新たな表示用画像の表示を再開することも可能である。

【 0 0 9 7 】

なお、ステントマーカーの抽出が不可であり、直前フレームから生成された表示用画像を継続表示している場合、システム制御部 21 は、警告メッセージを表示部 23 のモニタに表示するように制御してもよい。例えば、システム制御部 21 は、ステントマーカーの抽出に失敗した場合、警告メッセージとして、直前フレームから生成された表示用画像の表示位置に、失敗したことを示す失敗マークを表示させる。これにより、医師は、例えば、失敗マークが連続して表示されているならば、表示されている画像の信頼性が低いことを認識することができる。なお、失敗マークは、目立ちにくい位置に目立ちにくい色で表示されることが好ましい。また、警告メッセージの形式としては、失敗マークの他に、ステントマーカーの抽出に連続して失敗したフレーム数の数字を表示する形式や、ステントマーカーの抽出に失敗した連続回数が多くなるに応じて色が青から赤に徐々に変わっていく表示形式であってもよい。あるいは、警告メッセージの形式としては、Progress Bar のようなものであってもよい。

【 0 0 9 8 】**(变形例 3)**

血管内インターベンション治療においては、複数のステントが同時に挿入される場合がある。例えば、2つのステントが挿入されている場合、実施例 1 における X 線診断装置 100において、システム制御部 21 は、これら 2 つのステント同士の距離に基づいて、以下に説明する制御を行なう。

【 0 0 9 9 】

なお、ステント同士の距離は、第 1 フレーム（原画像）を参照する医師によって入力部 22 を介して指定された座標を用いてマーカー座標検出部 26a が算出する場合であってもよいし、マーカー座標検出部 26a が教師画像を用いて第 1 フレーム内で検出したステントマーカーの座標を用いて算出する場合であってもよい。

【 0 1 0 0 】

具体的には、2つのステント同士の距離が実空間面において所定の距離内（例えば、50 mm 以内）であることから、ステント同士が隣接していると判断される場合、システム制御部 21 は、各ステントに由来する複数のステントマーカーの座標それぞれが、対応する複数の基準位置それぞれと一致するように画像変形して補正画像を生成するように補正画像生成部 26b を制御する。

【 0 1 0 1 】

例えば、ステントマーカーがバルーン中央部に 1 つ取り付けられたステントを用いている場合、システム制御部 21 の制御に基づいて、補正画像生成部 26b は、図 11 の (A) 上段に示すように、新規画像において検出された 2 つのステントマーカーの座標が、2 つのステントそれぞれにおける基準座標 (X_1, Y_1) および (X_2, Y_2) に一致する

10

20

30

40

50

ように画像変形を行なう。

【0102】

また、ステントマーカーがバルーン両端に2つ取り付けられたステントを用いている場合、システム制御部21の制御に基づいて、補正画像生成部26bは、図11の(A)下段に示すように、新規画像において検出された4つのステントマーカーの座標が、2つのステントそれぞれにおける基準座標(X1, Y1)および(X2, Y2)と(X3, Y3)および(X4, Y4)とに一致するように画像変形を行なう。

【0103】

一方、2つのステント同士の距離が実空間面において所定の距離より大きい(例えば、50mmより大きい)ことから、ステント同士が離れていると判断される場合、2つのステントそれぞれの位置を1つの画像上で一致させるためには、過剰な画像変形を行なわなければならない。これを回避するため、ステント同士が離れている場合、システム制御部21は、図11の(B)に示すように、2つのステント(ステント1およびステント2)それぞれを個別に処理するように画像処理部26を制御する。例えば、システム制御部21は、ステント1の位置が一致した表示用画像の動画表示と、ステント2の位置が一致した表示用画像の動画表示とをモニタ上の2つの子ウィンドウにて実行するために、2種類の表示用画像を生成するように画像処理部26を制御する。

【0104】

あるいは、2つのステントのうち、どちらか一方のステントを関心領域として指定するための関心領域指定画面を表示させ、関心領域としていずれかのステントが入力部22を介して指定されると、システム制御部21は、図11の(B)に示すように、指定されたステントのみ処理するように画像処理部26を制御する。例えば、システム制御部21は、指定されたステント1の位置が一致した表示用画像のみを生成するように画像処理部26を制御する。

【0105】

このようなことから、複数のステントを用いて治療が実行されている場合でも、ステント間の距離に応じて最適な表示用画像を動画表示することができる。

【実施例2】

【0106】

上述した実施例1では、新規画像ごとにステントマーカーの座標を検出して補正画像を生成する場合について説明したが、実施例2では、新規画像におけるステントマーカーの座標を検出せずに補正画像を生成する場合について説明する。

【0107】

まず、図12を用いて実施例2における画像処理部26の構成について説明する。図12は、実施例2における画像処理部の構成について説明するための図である。

【0108】

実施例2におけるX線診断装置100は、図1に示した実施例1におけるX線診断装置100と同様の構成であるが、図12に示すように、実施例2における画像処理部26は、図3に示した実施例1における画像処理部26と比較して、心電情報取得部26f、周期的軌跡データ取得部26dおよび周期的データ記憶部26eを新たに備える点が異なる。以下、これを中心に説明する。

【0109】

ここで、実施例2においては、図12に示すように、心電波形を取得する心電計28が被検体Pに取り付けられている。そして、心電情報取得部26fは、ステントが挿入された状態にある被検体Pの心電波形を心電計28から取得する。なお、心電情報取得部26fは、心電計28から取得した心電波形を画像データ記憶部25および周期的軌跡データ取得部26dそれぞれに転送することが可能である。

【0110】

すなわち、図13に示すように、実施例2におけるX線診断装置100は、実施例1と同様に、X線管12からX線を照射し、被検体Pを透過したX線をX線検出器16によっ

10

20

30

40

50

て検出することで、時系列に沿ったX線画像を生成するが、さらに、被検体Pに取り付けられた心電計28から心電情報取得部26fが心電波形を取得することで、X線画像の生成時における被検体Pの心位相も取得する。なお、図13は、実施例2におけるX線画像を説明するための図である。

【0111】

ここで、実施例2におけるX線診断装置100は、表示用画像の表示処理を開始した時点から所定の期間（例えば、3心拍分）に渡って予備撮影を行なう。これにより、画像データ記憶部25は、心位相の情報が付加された3心拍分のX線画像を予備画像として記憶する。なお、予備画像は、後述する周期的軌跡データを収集するための画像のことであり、診断用として表示する画像を利用すればよい。また、予備画像として、今回の撮影より前に行なった撮影の画像を利用しても良い。10

【0112】

そして、実施例2におけるマーカー座標検出部26aは、予備画像ごとにステントマーカーの座標を取得する。

【0113】

以下、実施例2におけるマーカー座標検出部26aの予備画像におけるステントマーカー座標検出処理の一例について図14を用いて説明する。なお、図14は、実施例2におけるマーカー座標検出部について説明するための図である。

【0114】

まず、予備画像が画像データ記憶部25に格納されると、システム制御部21は、例えば、1心拍分の時系列に沿った複数の予備画像を表示部23のモニタに表示するように制御する。この際、図14の（A）に示すように、システム制御部21は、複数の予備画像それぞれが、心電波形のどの位置（心位相）にて生成された画像であるのかを操作者に把握できるように表示させる。20

【0115】

そして、操作者は、図14の（A）に示すように、モニタに表示された予備画像の中で、例えば、収縮末期の予備画像にてマーカーを1箇所指定し、さらに、拡張末期の予備画像にて対応するマーカーを1箇所指定する。なお、以下では、収縮末期の予備画像として、R波の間隔における30%の時期（RR間隔30%）における予備画像が指定され、拡張末期の予備画像として、R波の間隔における70%の時期（RR間隔70%）における予備画像が指定されたとして説明する。30

【0116】

マーカー座標検出部26aは、これら2つの予備画像において指定されたステントマーカーの座標を検出するとともに、指定されたステントマーカーの座標を中心とした矩形を設定する。そして、図14の（B）に示すように、マーカー座標検出部26aは、他の予備画像において設定した矩形内のパターンと類似したパターンを、例えば、相互相關法により抽出して、相互相關値が最も高くなった座標をステントマーカーの座標として検出する。

【0117】

なお、マーカー座標検出部26aによる処理が終了したのちは、システム制御部21が予備画像に対するマーカー座標検出部26aによる処理結果をモニタに表示するように制御し、操作者により検出されたステントマーカーの座標を入力部22のマウスを介して修正してもよい。40

【0118】

また、実施例1において説明したように、本実施例においても、マーカー座標検出部26aが教師画像を用いて処理を実行する場合であってもよい。

【0119】

また、マーカー座標検出処理は、1心拍分ごとの予備画像に対して繰り返して実行する場合であってもよいし、3心拍分の予備画像に対して一括して実行する場合であってもよい。50

【0120】

そして、図12に示す周期的軌跡データ取得部26dは、複数の予備画像ごとにマーカー座標検出部26aによって検出されたステントマーカーの座標と、複数の予備画像それぞれの生成時における心位相とに基づいて、ステントマーカーの時系列に沿った周期的軌跡データを取得する。

【0121】

ここで、ステントマーカーが指定された2つの予備画像のうち、「RR間隔70%の予備画像」におけるステントマーカーの座標が基準点として操作者が選択したとする。この場合、周期的軌跡データ取得部26dは、図15の(A)に示すように、各予備画像においてマーカー座標検出部26aによって検出されたステントマーカーの座標と「RR間隔70%の予備画像」の基準点との差異を、補正ベクトルとして算出する。10

【0122】

さらに、周期的軌跡データ取得部26dは、3心拍分すべての予備画像において算出した補正ベクトルから、各心位相における平均補正ベクトルを算出する。

【0123】

例えは、周期的軌跡データ取得部26dは、図15の(B)に示すように、「心位相：RR間隔70%」の基準点に対する「心位相：RR間隔M%」の平均補正ベクトル(ベクトル C_M)を算出することで、平均補正ベクトルと心位相とを対応付けた周期的軌跡データを生成する。

【0124】

図12に戻って、周期的軌跡データ記憶部26eは、周期的軌跡データ取得部26dによって生成された周期的軌跡データを記憶する。20

【0125】

なお、本実施例では、図14に示すように、マーカー座標検出部26aが予備画像の上側にあるステントマーカーの座標のみを検出する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、マーカー座標検出部26aが予備画像の下側にあるステントマーカーの座標のみを検出する場合であっても、マーカー座標検出部26aが2つのステントマーカーの座標を検出する場合であってもよい。

【0126】

周期的軌跡データ記憶部26eに周期的軌跡データが格納されると、操作者の指示により、実施例2におけるX線診断装置100は、画像処理対象となる新規画像の透視撮影を実行する。30

【0127】

これにより、画像データ記憶部25は、図16に示すように、画像処理対象となる新規画像を心電波形から推定される心位相とともに順次記憶する。なお、図16は、実施例2における新規画像を説明するための図である。

【0128】

図12に戻って、実施例2における補正画像生成部26bは、時系列に沿って新規画像が生成されるごとに、周期的軌跡データ記憶部26eが記憶する周期的軌跡データと、新規画像生成時における心位相とに基づいて当該新規画像から補正画像を生成する。40

【0129】

すなわち、実施例2における補正画像生成部26bは、図17に示すように、新規画像が格納されると、格納された新規画像生成時の心位相に対応する平均補正ベクトルを周期的軌跡データから取得し、取得した平均補正ベクトルを用いて補正画像を生成する。

【0130】

次に、図18を用いて、実施例2におけるX線診断装置100の周期的軌跡データ生成処理について説明する。図18は、実施例2におけるX線診断装置の周期的軌跡データ生成処理を説明するためのフローチャートである。

【0131】

図18に示すように、実施例2におけるX線診断装置100は、予備画像(例えば、350

心拍分の期間に渡って撮影された予備画像)が心位相とともに画像データ記憶部25に格納されると(ステップS1801肯定)、マーカー座標検出部26aは、各予備画像のステントマーカーの座標を検出する(ステップS1802、図14参照)。

【0132】

そして、周期的軌跡データ取得部26dは、マーカー座標検出部26aによって各予備画像にて検出されたステントマーカーの座標それぞれにて、操作者から指定された基準点に対する平均補正ベクトルを算出し(ステップS1803)、平均補正ベクトルと心位相とを対応付けた周期的軌跡データを生成して周期的軌跡データ記憶部26eに格納し(ステップS1804)、処理を終了する。

【0133】

続いて、図19を用いて、実施例2におけるX線診断装置100の周期的軌跡データを用いた画像処理について説明する。図19は、実施例2におけるX線診断装置の周期的軌跡データを用いた画像処理を説明するためのフローチャートである。

【0134】

図19に示すように、実施例2におけるX線診断装置100は、ステントが挿入された被検体Pの狭窄部位に対するX線画像の透視撮影を実行して、画像データ記憶部25に画像処理対象の新規画像が心位相とともに格納されると(ステップS1901肯定)、補正画像生成部26bは、新規画像生成時の心位相に対応する補正ベクトルを、周期的軌跡データから取得して補正画像を生成する(ステップS1902)。

【0135】

そして、画像後処理部26cは、補正画像生成部26bによって生成された補正画像に対して高周波ノイズ低減フィルター処理、低周波成分除去フィルター処理および対数画像生成処理からなる後処理により、表示用画像を生成する(ステップS1903)。

【0136】

そして、システム制御部21は、表示用画像にて設定した設定領域の拡大画像を原画像とともに表示するように制御する(ステップS1904)。

【0137】

その後、システム制御部21は、入力部22を介して操作者から表示終了要求が入力されたか否かを判定する(ステップS1905)。

【0138】

表示終了要求が入力されていない場合(ステップS1905否定)、システム制御部21は、ステップS1901に戻って、新規画像が格納され次第、補正画像を生成するよう補正画像生成部26bを制御する。

【0139】

一方、システム制御部21は、表示終了要求が入力された場合(ステップS1905肯定)、処理を終了する。

【0140】

上述してきたように、実施例2では、マーカー座標検出部26aを用いずに、順次生成される新規画像から補正画像、表示用画像を生成するので、画像処理部26の処理負荷を軽減して処理時間を短縮することができ、ステントの視認性を保証したX線画像をより即时的に動画表示することが可能となる。

【実施例3】

【0141】

実施例3では、実施例1におけるX線診断装置100の機能と実施例2におけるX線診断装置100の機能とを併用する場合について、図20および図21を用いて説明する。なお、図20および図21は、実施例3におけるX線診断装置を説明するための図である。

【0142】

実施例3におけるX線診断装置100は、実施例1で説明した『マーカー座標検出部26aによって検出された新規画像におけるステントマーカーの座標を用いて補正画像の生

10

20

30

40

50

成処理を実行する「リアルタイムマーカー座標検出使用モード」』と、実施例 2 で説明した『周期的軌跡データを用いて補正画像の生成処理を実行する「周期的軌跡データ使用モード」』とのいずれかのモードを実行する指示を、操作者から入力部 22 を介して受け付ける。

【0143】

ここで、実施例 3 におけるシステム制御部 21 は、「リアルタイムマーカー座標検出使用モード」の実行中に、マーカー座標検出部 26a によって新規画像からステントマーカーが抽出されなかった場合、「周期的軌跡データ使用モード」に切替えて補正画像を生成するように補正画像生成部 26b を制御する。

【0144】

例えば、図 20 に示すように、第 k フレーム（心位相：RR 間隔 M %）にてステントマーカー抽出不可であった場合、システム制御部 21 の制御により、補正画像生成部 26b は、周期的軌跡データから、基準点（RR 間隔 70 %）に対する「心位相：RR 間隔 M %」の補正ベクトル「ベクトル C_M 」を取得する。

【0145】

そして、補正画像生成部 26b は、図 20 に示すように、「リアルタイムマーカー座標検出使用モード」の実行中に、RR 間隔 70 % で生成された新規画像においてマーカー座標検出部 26a によって既に検出されているステントマーカーの座標から、補正ベクトル「ベクトル C_M 」を用いて第 k フレームのステントマーカーの座標を推定し、補正画像を生成する。

【0146】

一方、実施例 3 におけるシステム制御部 21 は、「周期的軌跡データ使用モード」の実行中においても、「リアルタイムマーカー座標検出使用モード」によるマーカー座標検出部 26a の機能を用いて、周期的軌跡データを修正して更新するように制御する。

【0147】

例えば、図 21 に示すように、システム制御部 21 の制御により、マーカー座標検出部 26a は、順次生成される新規画像のうち所定の間隔ごと（例えば、5 フレームごと）に選択した選択画像それぞれからステントマーカーの座標を検出する。

【0148】

そして、周期的軌跡データ取得部 26d は、システム制御部 21 の制御により、図 21 に示すように、マーカー座標検出部 26a によって検出された選択画像それぞれのステントマーカーの座標と、選択画像それぞれの生成時における心位相とから周期的軌跡データ記憶部 26e が記憶する周期的軌跡データを修正して更新する。例えば、周期的軌跡データ取得部 26d は、システム制御部 21 の制御により、100 ミリ秒間隔ごとに、周期的軌跡データを修正して更新する。

【0149】

そして、補正画像生成部 26b は、システム制御部 21 の制御により、周期的軌跡データ記憶部 26e が記憶する更新された周期的軌跡データを用いて補正画像の生成処理を実行する。

【0150】

上述してきたように、実施例 3 では、「リアルタイムマーカー座標検出使用モード」の実行中に、例えば、新規画像の画質低下によりステントマーカーの座標が抽出されない場合でも、周期的軌跡データを用いて補正画像生成処理を実行することができ、ステントの視認性の高い X 線画像を途切れることなく動画表示することができる。また、実施例 3 では、「周期的軌跡データ使用モード」の実行中に、検出したマーカー座標によって周期的軌跡データを修正して更新することができ、即時性の高い画像表示方式によって表示される X 線画像のステントの視認性をさらに保証することができる。

【0151】

なお、上記した実施例 1 ~ 3 で説明した「ステントが静止した X 線画像を動画表示させる機能（以下、本機能と記載する）」を動作させるか否かは、X 線診断装置 100 の操作

10

20

30

40

50

者（医師もしくは技師）により決定することができる。すなわち、本機能のON/OFFを決定するためのボタンを、入力部22や寝台近傍に設けることで、治療を行なう医師の希望する場合のみ、ステントが静止したX線画像を動画表示させることができる。

【0152】

また、本機能の動作時には、モニタに表示されるステントは、ほぼ止まって見える。よって、本機能の動作時に実行される透視撮影のX線照射は、高レートで行なう必要がない。したがって、システム制御部21は、以下に説明する制御処理を行なってもよい。すなわち、システム制御部21は、本機能の動作開始時には、X線管12から照射されるX線の照射レート（例えば、パルスレートやフレームレート）を低減させ、本機能の動作終了後には、X線の照射レートを元に戻す。例えば、心臓冠状動脈治療の場合には、通常、フレームレートが15～30 frames/sec程度であるので、本機能動作時は、例えば、半分にする。また、システム制御部21は、ステントマーカーの検出結果に応じて、X線の照射レートを本機能の動作開始時から増減させる。具体的には、システム制御部21は、ステントマーカーの検出が所定の回数連続して失敗した場合、X線の照射レートを再度上昇させる。また、システム制御部21は、ステントマーカーの検出が所定の回数連続して成功した場合、X線の照射レートをさらに低減させる。かかる処理により、X線被曝を低減することが可能となる。10

【0153】

また、上記した実施例1～3において、ステントにステントマーカーが2つ取り付けられているならば、補正画像の生成時に、以下に説明する処理を加えてもよい。すなわち、補正画像生成部26bは、2つのステントマーカーの位置情報に基づいて、補正画像に描出されるステントの方向が、水平方向、または垂直方向となるように、さらに回転補正を行なう。これにより、医師は、常にステントの方向が水平方向、または垂直方向にある画像を参照することができるため、例えば、ステント拡張の様子を、より認識しやすくなる。20

【0154】

また、一般的に、医師は、血管内インターベンション治療を行なう際、透視撮影を間欠的に行なうことが多い。例えば、医師は、30秒の透視撮影を行ない、その後、透視撮影をやめ、その30秒後に透視撮影を再開する。ここで、最初の30秒の透視撮影を「A」、次の透視撮影を「B」とし、「A」と「B」とが独立して無相関に行なわれたとする。かかる場合、「A」の透視撮影中に表示されるステント静止動画像と、「B」の透視撮影中に表示されるステント静止動画像とでは、表示されるステントの角度が異なる角度である可能性が高く、医師は、透視撮影「B」の実行中に表示される画像を参照しても、ステントが見えにくくなってしまう。30

【0155】

そこで、補正画像生成部26bは、「A」と「B」とが所定時間内（例えば、1分以内）に行なわれているならば、「A」の処理中に取得した情報を、「B」の処理中に用いることで、表示されるステントの角度を同一となるように補正画像の生成処理を行なう。具体的には、補正画像生成部26bは、「A」の透視撮影にて生成されたX線画像で抽出されたステントマーカーの座標と一致するように、「B」の透視撮影にて生成されたX線画像の画像変形を行なう。これにより、例えば、1分以内に透視撮影が再開された場合は、医師は、ステントを同じ角度で観察できるため、手技が違和感なく続けられるようになる。なお、かかる機能は、ON/OFF可能とし、所定時間（例えば、1分）もユーザ設定可能とする。40

【0156】

また、上記した実施例1～3で説明した「ステントが静止したX線画像を動画表示させる機能」は、X線照射と同時にリアルタイムで実行される処理に用いられる場合であってもよいし、過去に時系列に沿って生成されたX線画像に対して実行される処理に用いられる場合であってもよい。

【0157】

また、上記した実施例1～3では、X線画像を参照して行なわれる治療として血管内インターベンション治療を、治療用器具としてステントを用いる場合について説明したが、本発明は、X線画像を参照して実行される様々な治療に用いられる治療用器具に対して、本発明を適用することが可能である。

【0158】

例えば、不整脈の治療に用いられる電気生理用カテーテルの電極、バルーンやステントなどでは拡張が困難な硬い狭窄部位に対して治療を行なうために用いられるローターブレーラーのドリル、方向性冠動脈切除術に用いられるカテーテルの先端に取り付けられた穴が開いた金属性の筒、狭窄部位の血管内の状況を検査するための超音波送受信機能付きのカテーテルなどをマーカーとしてすることで、これら治療用機器を用いた治療において本発明を適用することができる。また、治療用機器としては、血管内視鏡、血管超音波、血管内M R I (Magnetic Resonance Imaging)、O C T (Optical Coherence Tomography) や、再生医療の分野で幹細胞を移植するためのデバイスや、人工弁や、血管グラフトなども挙げられる。また、本発明は、外科と内科のハイブリット治療や、外科治療にて生検を行なうための穿刺針のガイダンスなど、様々な医療現場において適用可能である。10

【産業上の利用可能性】

【0159】

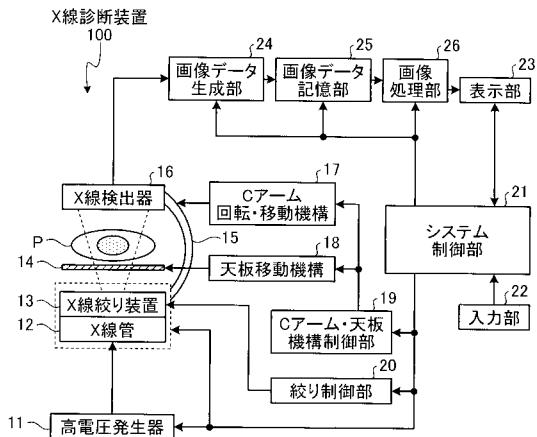
以上のように、本発明に係るX線診断装置および画像処理装置は、被検体を透過したX線を検出して時系列に沿った複数のX線画像を生成する場合に有用であり、特に、X線画像を参照して行なわれる治療実行時に、治療用機器の視認性を保証したX線画像を即時に表示することに適する。20

【符号の説明】

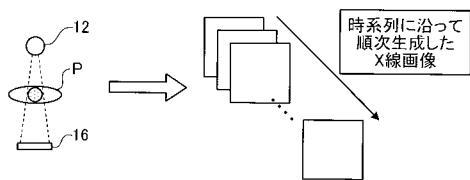
【0160】

- 1 1 高電圧発生器
- 1 2 X線管
- 1 3 X線絞り装置
- 1 4 天板
- 1 5 Cアーム
- 1 6 X線検出器
- 1 7 Cアーム回転・移動機構
- 1 8 天板移動機構
- 1 9 Cアーム・天板機構制御部
- 2 0 絞り制御部
- 2 1 システム制御部
- 2 2 入力部
- 2 3 表示部
- 2 4 画像データ生成部
- 2 5 画像データ記憶部
- 2 6 画像処理部
- 2 6 a マーカー座標検出部
- 2 6 b 補正画像生成部
- 2 6 c 画像後処理部
- 1 0 0 X線診断装置30
- 1 0 0 X線診断装置40

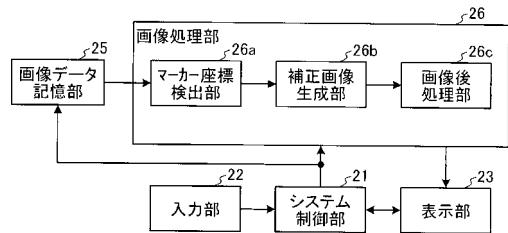
【図1】



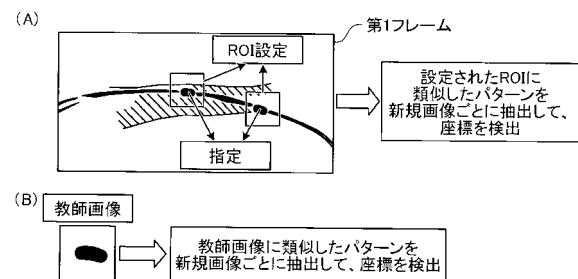
【図2】



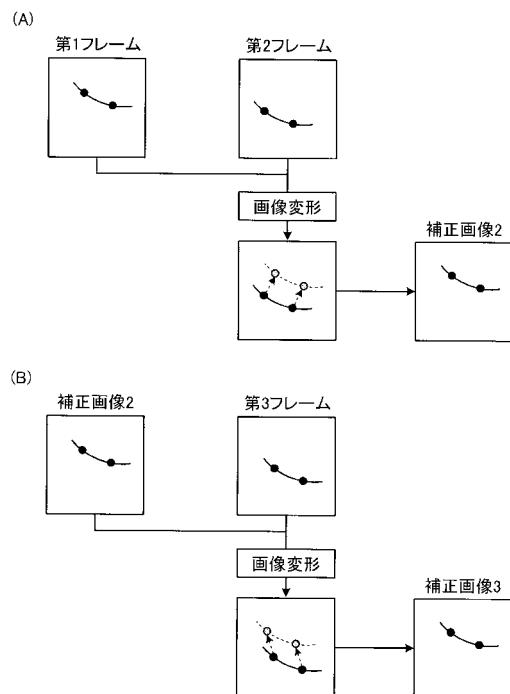
【図3】



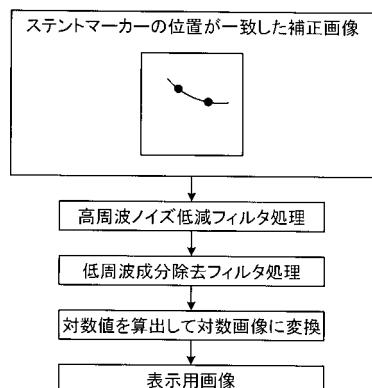
【図4】



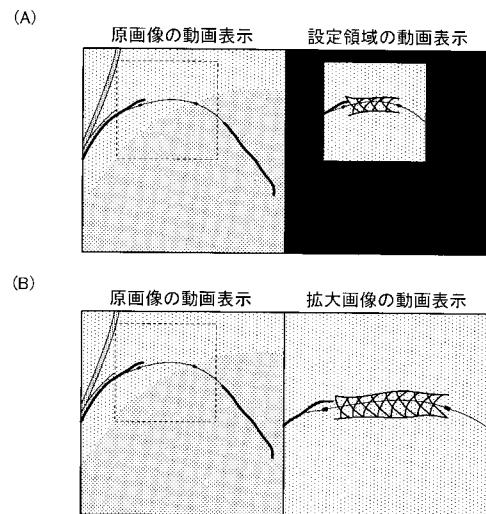
【図5】



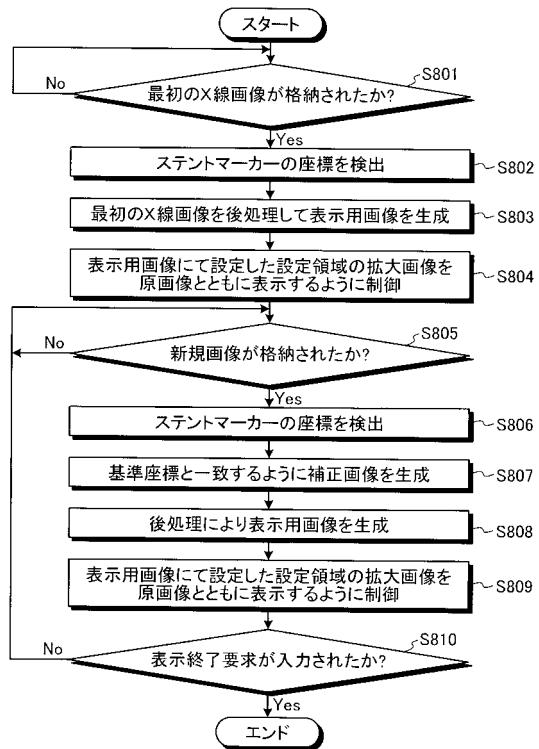
【図6】



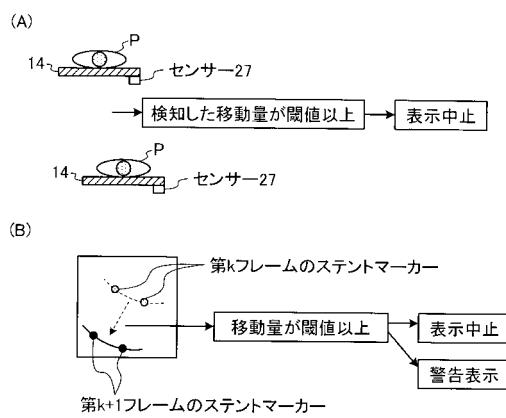
【図7】



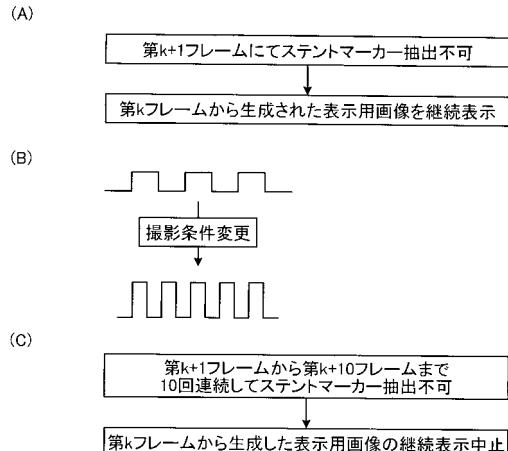
【図8】



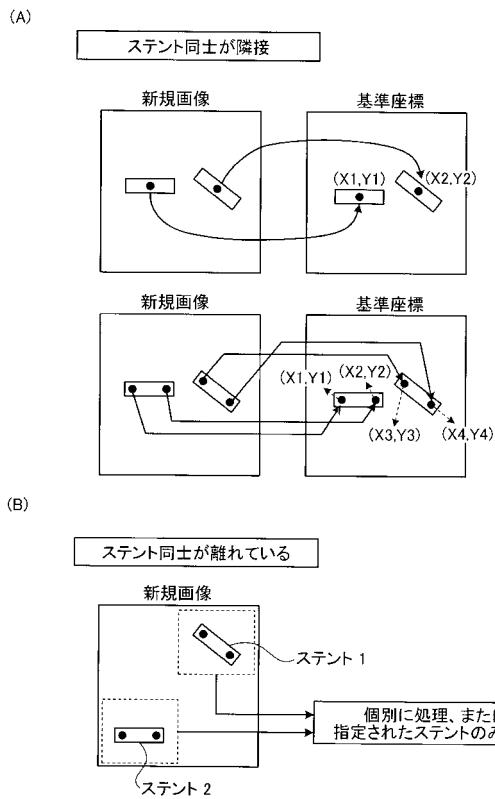
【図9】



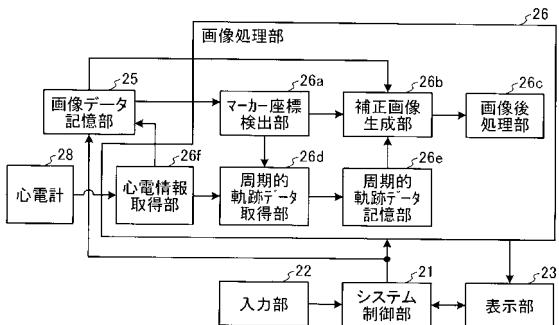
【図10】



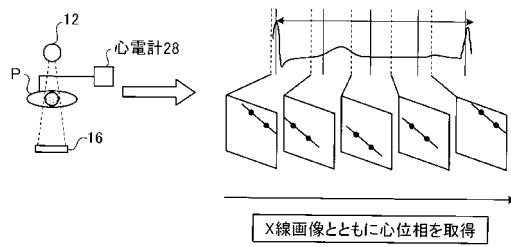
【図11】



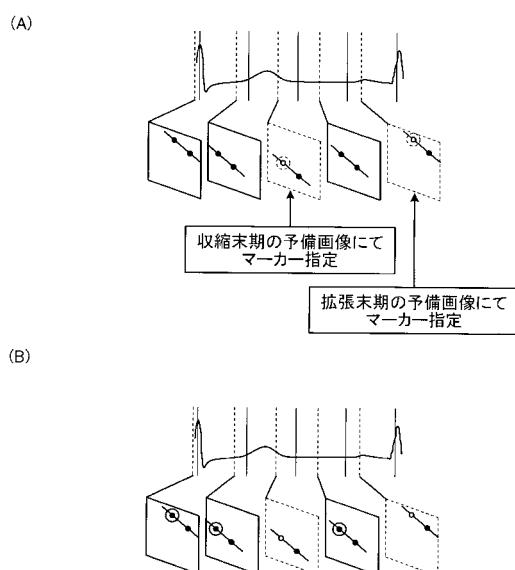
【図12】



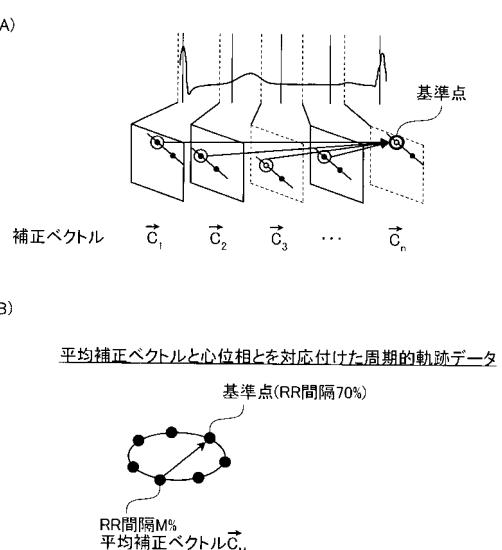
【図13】



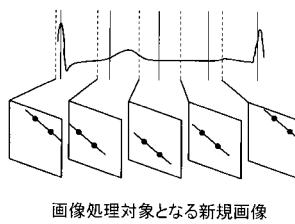
【図14】



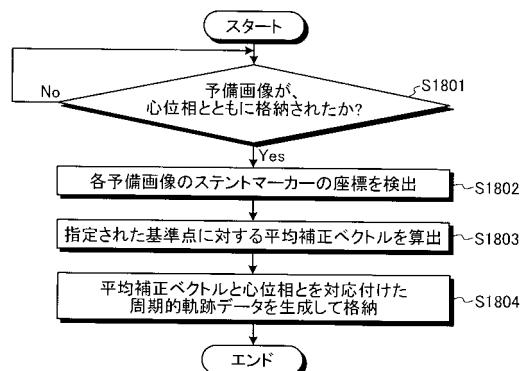
【図15】



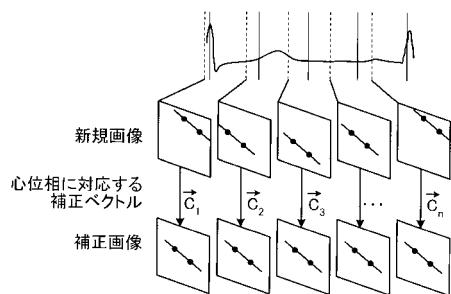
【図16】



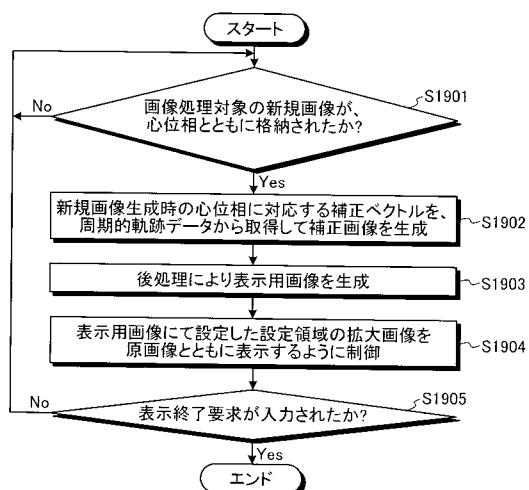
【図18】



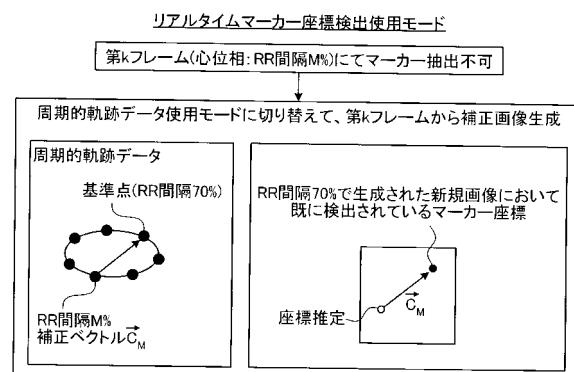
【図17】



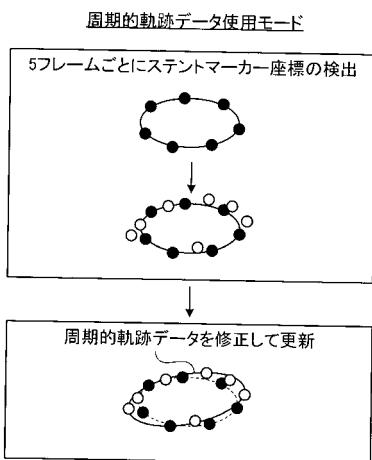
【図19】



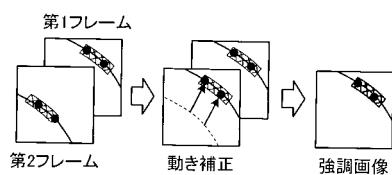
【図20】



【図21】



【図22】



フロントページの続き

(72)発明者 竹元 久人
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

審査官 泉 卓也

(56)参考文献 特開平09-056707(JP,A)
特開2008-142543(JP,A)
特表2005-510288(JP,A)
特開平08-082880(JP,A)
実開昭58-191003(JP,U)
特表2007-534420(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14