

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5017014号
(P5017014)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 335
A 6 1 B 6/00 350 C

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-208472 (P2007-208472)
 (22) 出願日 平成19年8月9日 (2007.8.9)
 (65) 公開番号 特開2009-39359 (P2009-39359A)
 (43) 公開日 平成21年2月26日 (2009.2.26)
 審査請求日 平成22年7月29日 (2010.7.29)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100076428
 弁理士 大塚 康徳
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (74) 代理人 100130409
 弁理士 下山 治
 (74) 代理人 100134175
 弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮影装置及びその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の線量で放射線撮影をする第1の撮影と、前記第1の線量よりも少ない第2の線量で放射線撮影をする第2の撮影とが可能な撮影手段と、

周期的な動作をする臓器について、当該周期的な動作の一周期における複数のタイミングで前記第2の撮影を実行して複数の画像を得る実行手段と、

前記実行手段により取得された前記複数の画像から得られる前記臓器の変化量に基づいて、前記臓器の周期的な動作における一周期内の特定の位相に対応する予測されたタイミングを決定する決定手段と、

前記予測されたタイミングで前記第1の撮影を実行し、前記第2の撮影を前記予測されたタイミングの前後で実行する撮影制御手段と、

前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像に基づいて認識される前記特定の位相のタイミングと、前記予測されたタイミングとのずれを検出する検出手段と、

前記検出手段で検出されたずれに基づいて、前記予測されたタイミングを補正する補正手段と、

変更手段が、前記検出手段で検出されたずれの量に基づいて、前記撮影制御手段が実行する前記第2の撮影の回数を変更する変更手段と、を備えることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項 2】

10

20

前記検出手段は、前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像間における前記臓器の大きさの増減量を検出し、

前記補正手段は、前記検出手段で検出された増減量の和が所定の値になるように前記予測されたタイミングを補正することを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影装置。

【請求項3】

第1の線量で放射線撮影をする第1の撮影と、前記第1の線量よりも少ない第2の線量で放射線撮影をする第2の撮影とが可能な放射線撮影装置の制御方法であって、

実行手段が、周期的な動作をする臓器について、当該周期的な動作の一周期における複数のタイミングで前記第2の撮影を実行して複数の画像を得る実行工程と、

決定手段が、前記実行工程により取得された前記複数の画像から得られる前記臓器の変化量に基づいて、前記臓器の周期的な動作における一周期内の特定の位相に対応する予測されたタイミングを決定する決定工程と、

撮影制御手段が、前記予測されたタイミングで前記第1の撮影を実行し、前記第2の撮影を前記予測されたタイミングの前後で実行する撮影制御工程と、

検出手段が、前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像に基づいて認識される前記特定の位相のタイミングと、前記予測されたタイミングとのずれを検出する検出工程と、

補正手段が、前記検出工程で検出されたずれに基づいて、前記予測されたタイミングを補正する補正工程と、

変更手段が、前記検出工程で検出されたずれの量に基づいて、前記実行工程で実行される前記第2の撮影の回数を変更する変更工程と、を備えることを特徴とする放射線撮影装置の制御方法。

【請求項4】

前記検出工程では、前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像間における前記臓器の大きさの増減量を検出し、

前記補正工程では、前記検出工程で検出された増減量の和が所定の値になるように前記予測されたタイミングを補正することを特徴とする請求項3に記載の放射線撮影装置の制御方法。

【請求項5】

請求項3または4に記載された放射線撮影装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させるコンピュータプログラム。

【請求項6】

請求項5に記載されたコンピュータプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線撮影装置による動画撮影に関するものであり、特に心臓や肺など動きに周期性のある組織の動画撮影に好適なものである。

【背景技術】

【0002】

近年、医療用のX線透視診断装置は、従来のアナログ撮影からデジタル画像を用いて診断を行う方式が普及してきている。これに伴い、連続的にX線撮影されたデジタル画像を、動画像データとしてモニタ上に表示したり、メモリやハードディス装置内に保存したりすることで、診断や治療等に利用可能としている。

【0003】

一般に、このような動画撮影において被検体の胸部や腹部の撮影を行う際に、撮影された画像の精度向上を図るために被検体の呼吸や心拍に伴う臓器等の変動を考慮する必要がある。例えば、被検体表面から臓器までの深さは、呼吸による自律運動で周期的に常に変動している。従って、適切なX線照射量により安定した精度で臓器を撮影するためには、

10

20

30

40

50

被検体表面から臓器までの深さを所定の値（位置）に保った状態でX線を照射することが極めて重要である。また、診断用画像として精度良く撮影するために、心臓や肺など臓器の撮影範囲が最も大きくなるように、例えば肺の場合、被検体が最大吸気状態のときに撮影したり、各呼吸位相で連続的に撮影したりする場合がある。この間、被検体はX線技師の指示により体を固定してかつ息を止める事によって所定の状態を保つことが可能である。心臓の場合も同様に、心拍に同期した各位相で連続的に撮影する必要があり、被検体の動きに応じた撮影が重要となるが、心臓を止めることはできない。

【0004】

そこで、被検体の心臓や肺など動きに周期性のある組織の位相を何らかの手段で検出して、所望の位相に同期してX線動画撮影を行う手法が種々提案されている。

10

【0005】

被検体の動きに応じた撮影に関する提案としては、特許文献1、特許文献2で示すように、生態的な動きに応じて動画フレームレートを可変にしたりX線パルスの強度を可変にしたりする手法が提案されている。

【0006】

また、被検体の動き、特に位相に同期した撮影に関する提案としては、特許文献3、特許文献4、特許文献5がある。これら特許文献に示されるように、被検体の透視診断画像を解析したり、被検体の体表面の変位など外部要因を用いたりすることで、動きのある組織の周期を検出して、所望の位相に同期してX線動画撮影を行う手法が提案されている。

【特許文献1】特開平5-192319号公報

20

【特許文献2】特開2004-073490号公報

【特許文献3】特開2003-245272号公報

【特許文献4】特開2005-342088号公報

【特許文献5】特開2006-034579号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、心臓や肺など動きに周期性がある組織の動きの位相に同期したタイミングで撮影するX線診断装置においては、位相を検出するために透視診断用のX線動画像を用いる。透視診断用のX線動画像は、透視診断に必要な強い線量のX線パルスを照射して撮影される。一般的に動きの位相に同期するためには、フレームレートを高くする必要があるが、高いフレームレートで透視診断用のX線動画像を撮影すると、被検体の被曝量は増大してしまう。反対に被検体の被曝量を低減するためにフレームレートを低くした場合は、動きの位相に同期することが出来ないため、最適な撮影タイミングで撮影を行うことが出来ないと言う課題がある。

30

【0008】

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、動きに周期性がある組織を、動きの位相に同期したタイミングで放射線撮影するにおいて、放射線の被曝量を抑えつつ、最適な撮影タイミングでの撮影可能とする目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0009】

上記の目的を達成するための本発明の一態様による放射線撮影装置は以下の構成を備える。すなわち、

第1の線量で放射線撮影をする第1の撮影と、前記第1の線量よりも少ない第2の線量で放射線撮影をする第2の撮影とが可能な撮影手段と、

周期的な動作をする臓器について、当該周期的な動作の一周期における複数のタイミングで前記第2の撮影を実行して複数の画像を得る実行手段と、

前記実行手段により取得された前記複数の画像から得られる前記臓器の変化量に基づいて、前記臓器の周期的な動作における一周期内の特定の位相に対応する予測されたタイミングを決定する決定手段と、

50

前記予測されたタイミングで前記第1の撮影を実行し、前記第2の撮影を前記予測されたタイミングの前後で実行する撮影制御手段と、

前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像に基づいて認識される前記特定の位相のタイミングと、前記予測されたタイミングとのずれを検出する検出手段と、

前記検出手段で検出されたずれに基づいて、前記予測されたタイミングを補正する補正手段と、

前記検出手段で検出されたずれの量に基づいて、前記撮影制御手段が実行する前記第2の撮影の回数を変更する変更手段と、を備える。

【0010】

10

上記の目的を達成するための本発明の他の態様による放射線撮影装置の制御方法は、

第1の線量で放射線撮影をする第1の撮影と、前記第1の線量よりも少ない第2の線量で放射線撮影をする第2の撮影とが可能な放射線撮影装置の制御方法であって、

実行手段が、周期的な動作をする臓器について、当該周期的な動作の一周期における複数のタイミングで前記第2の撮影を実行して複数の画像を得る実行工程と、

決定手段が、前記実行工程により取得された前記複数の画像から得られる前記臓器の変化量に基づいて、前記臓器の周期的な動作における一周期内の特定の位相に対応する予測されたタイミングを決定する決定工程と、

撮影制御手段が、前記予測されたタイミングで前記第1の撮影を実行し、前記第2の撮影を前記予測されたタイミングの前後で実行する撮影制御工程と、

20

検出手段が、前記第1及び第2の撮影を実行することにより取得された画像に基づいて認識される前記特定の位相のタイミングと、前記予測されたタイミングとのずれを検出する検出手段と、

補正手段が、前記検出手段で検出されたずれに基づいて、前記予測されたタイミングを補正する補正工程と、

変更手段が、前記検出手段で検出されたずれの量に基づいて、前記実行工程で実行される前記第2の撮影の回数を変更する変更工程と、を備える。

【発明の効果】

【0011】

30

本発明によれば、動きに周期性がある組織を、動きの位相に同期したタイミングで放射線撮影するにおいて、放射線の被曝量を抑えつつ、最適な撮影タイミングで撮影することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付の図面を参照して本発明の好適な実施形態を説明する。

【0013】

図1は実施形態におけるX線透視診断装置の全体構成を表すブロック図を示す。図1に示すX線透視診断装置は、センサユニット101、X線発生装置104、コントローラ107、操作ユニット113を有する。

【0014】

40

センサユニット101は、X線センサ102、センサ制御部103を備えている。X線センサ102は、X線に反応し、検出したX線の強度に応じた電気信号に変換・出力することが可能な固体撮像素子を具備して構成される。或いは、X線センサ102は、X線のエネルギーに応じた可視光を発生する蛍光体と、その可視光をその強度に応じた電気信号に変換する光電変換素子を組み合わせたユニットなどで構成されてもよい。X線センサ102から出力された生画像デジタルデータはコントローラ107に送られる。また、センサ制御部103では、後述の撮影制御部112からのタイミング指示に応じてX線センサ102のデータ出力タイミング信号を発生させる処理やセンサの出力モード設定などを含む、センサ駆動制御を行う。センサユニット101とコントローラ107の間は、データ転送用としてL V D S (Low Voltage Differential Signaling)などの高速デジタルイン

50

タフェースが用いられている。またパラメータの入出力用としてU A R Tなどの非同期シリアル通信が用いられている。

【 0 0 1 5 】

X線発生装置104は、X線管105およびX線パルス制御部106を備えている。X線管105はX線パルス制御部106からのタイミング信号に応答してパルスX線を曝射する。また、X線パルス制御部106は、後述の撮影制御部112からのタイミング指示や設定パラメータに応じて、設定された曝射条件でX線管105に対してX線曝射タイミング信号を出力する処理を行う。

【 0 0 1 6 】

コントローラ107は、画像処理部108、符号化部109、表示画像送信部110、位相検出部111、撮影制御部112を有する。X線発生装置104とコントローラ107間のパラメータの入出力用としては、非同期シリアル通信、あるいはC A N (Controller Area Network)などの低遅延型のネットワークプロトコルが用いられる。

【 0 0 1 7 】

これらX線発生装置104およびセンサユニット101に対して連続的にタイミング指示を送ることにより、X線透視画像の連続撮影が可能であり、例えば1秒間に30回のタイミング指示によって、30 f p sの動画データを発生することができる。一般に、X線透視診断装置の動画データは、30 ~ 100 f p sのフレームレートで連続撮影することが可能である。臓器の中でも比較的動きの速い心臓の心拍であっても伸縮の繰り返しは約1秒間隔であるため、30 f p sの動画データを発生することが出来れば特に問題とならない。

【 0 0 1 8 】

画像処理部108では、センサユニット101から出力された生画像デジタルデータを受けて所定の画像処理を行う。画像処理はX線センサの特性に依存した補正やノイズ除去、ダイナミックレンジ改善などの画像の高画質化処理などである。また画像処理部108では、画像処理されたデータを位相検出部111へ送り、同時に、そのうち診断用に撮影された画像データ、つまり表示画像データのみを符号化部109へ送る処理を行う。符号化部109では、画像処理された表示画像データに対してロスレスの圧縮符号化処理を行い、表示画像送信部110へ送る。コントローラ107と操作ユニット113の間は、ギガビットイーサネットを使用したネットワークを介して接続されている。表示画像送信部110は、画像データのパケット化やネットワークプロトコル処理を実行し、操作ユニット113へネットワークを介してデータを送信する。

【 0 0 1 9 】

位相検出部111は、診断用の画像撮影（以下、本撮影と呼ぶ。）のためのX線照射タイミングと、動き検出用の補助撮影（以下、補助撮影と呼ぶ。）のためのX線照射タイミングを決定する。本撮影は、心臓や肺など動きに周期性のある組織に対して、所望の位相に同期したX線動画撮影を行う。例えば、心臓の心拍による伸縮動作で最も膨張した状態での撮影を連続して行ったり、被検体が最大吸気状態のときに肺の撮影を連続して行ったりする。また、補助撮影は本撮影の撮影タイミングを適切な位相で行うために本撮影の前後に挿入され、撮影された各画像データの動き量から位相のずれを検出して、本撮影の撮影タイミングを補正する。ここで、補助撮影で得られた画像データは、直接診断には用いられず動き検出にのみ用いられるため高精細な画像は必要とせず、使用するX線パルスは本撮影のX線パルスに比べて低線量で良い。また、本撮影のためのX線照射タイミングと補助撮影のためのX線照射タイミングは、それぞれ撮影制御部112に伝えられる。位相検出部111の動作については、後で詳細に説明する。

【 0 0 2 0 】

撮影制御部112は、位相検出部111からの各X線照射タイミングに応じて、また、操作ユニット113からの指示に基づいた撮影条件に従って、センサユニット101やX線発生装置104に対してタイミング指示やパラメータ指示を送る。

【 0 0 2 1 】

10

20

30

40

50

操作ユニット 113 は、表示システム 114、表示装置 115、コンソール 116、蓄積装置 117 を備えており、本実施形態では、PC（パーソナルコンピュータ）とこれに接続される周辺機器で構成される。表示システム 114 は PC 本体とその上で動作するアプリケーションソフトウェアにより実現される。表示システム 114 は、コントローラ 107 からネットワークを通じて送信された符号化撮影画像データを受信し、データの復号処理を行った後に表示装置 115 へ出力、あるいは蓄積装置 117 へ格納する処理を行う。また、コンソールからの操作に対応して、例えば撮影の開始／停止、撮影モードの設定などコントローラ 107 に対する各種指示をネットワークを通じて行う。

【0022】

次に、心臓や肺など、動きに周期性のある組織の動きを説明する。以下では、特に、肺の伸縮動作について図 2 と図 3 を用いて説明する。 10

【0023】

図 2 は、被検体の呼吸に伴う肺の伸縮動作を表す図である。図 2 において、201 は肺が最も収縮した状態であり、204 は肺が最も膨張した状態である。被検体が吸気を行うことで肺は 201 の状態から次第に膨張を続けて 202 と 203 の状態を経由した後に、最も膨張した状態である 204 となる。また、反対に被検体が呼気を行うことで肺は 204 の状態から次第に収縮を続けて 205 と 206 の状態を経由した後に最も収縮した状態である 201 に戻る。以上のように、被検体が呼吸を行うことで肺は 201 から 206 までの伸縮動作を順次繰り返し、常に周期的な自律動作を行う。

【0024】

図 3 は、図 2 における肺の伸縮動作をグラフ化した図である。図 3 の横軸は、肺が最も収縮した状態から次に同じ状態（最も収縮した状態）となるまでの一周期分の伸縮動作を正規化して、0° から 360° までの位相で表しており、縦軸は肺の大きさを表す。なお、肺の大きさの増減分は、画面上の面積（ピクセル数）に対応する。すなわち、位相 0° と位相 360° で肺は最も収縮した状態であり、これは図 2 の 201 の状態と同等である。また、位相 180° で肺は最も膨張した状態であり、これは図 2 の 204 の状態と同等である。更に図 3 は肺の伸縮動作の位相と変化量の関係を表している。すなわち、図 3 の矢印 302 は位相 100° から位相 140° までの肺の大きさの変化量を表しており、矢印 302 は増加方向にあることから肺が膨張状態であることが分かる。同様に、矢印 304 は位相 220° から位相 260° までの肺の大きさの変化量を表しており、矢印 304 は減少方向にあることから肺が収縮状態であることが分かる。また、矢印 303 は位相 160° から位相 220° までの肺の大きさの変化量を表しており、矢印 303 は水平方向で増加も減少もしていないことから肺が最も膨張した状態であること（あるいは、肺が最も膨張した状態となるタイミングを含むこと）が分かる。以上のように、心臓や肺など動きに周期性のある組織の動きを位相と変化量の関係としてモデル化することで現在の組織の状態を判別することが可能である。 30

【0025】

次に、図 4 乃至図 10 を参照して、図 1 に示される位相検出部 111 の動作を詳細に説明する。

【0026】

図 4 は、位相検出部 111 の全体構成を表すブロック図である。位相検出部 111 は、周期カウンタ 401、タイミング生成部 402、動き検出部 403、位相比較部 404、タイミング補正部 405 を具備する。 40

【0027】

周期カウンタ 401 は、本撮影のための X 線照射タイミングと補助撮影のための X 線照射タイミングを生成するために、被写体の動きの一周期内を予め設定した内部タイミングでカウントするカウンタである。また、周期カウンタ 401 は、一周期が経過した後にカウンタ値をクリアして再度カウントを繰り返すので、被写体の動きが一定である限り被写体の位相とカウンタ値は一致する。周期カウンタ 401 の値は、タイミング生成部 402 に入力される。 50

【0028】

タイミング生成部402は、タイミング補正部405の指示に基づいて周期カウンタ401の出力値に合わせて本撮影のためのX線照射タイミングと補助撮影のためのX線照射タイミングを生成する。タイミング補正部405は、本撮影画像を得る被写体の予想位相と周期カウンタ401の値との対応、補助撮影回数および各補助撮影画像を得る被写体の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を決定し、タイミング生成部402に指示する。タイミング生成部402はタイミング補正部405が指示する周期カウンタ401の値で各X線照射タイミングを生成することで、被写体の予想位相での撮影タイミングを生成する。

【0029】

動き検出部403は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから被写体の動きベクトルの方向と大きさを算出する。例えば動きベクトルの算出はマクロプロック単位で行われ、それらを組み合わせることで被写体全体の動きが拡大方向であるか縮小方向であるか、あるいはその増加量または減少量が算出可能である。なお、このような動き検出のためのアルゴリズムは、従来技術として広く利用されているためここでは詳細な説明を省略する。

10

【0030】

位相比較部404は、動き検出部403で算出された動きベクトルの方向と大きさから現在の本撮影画像を得る撮影タイミング（本撮影の予想位相）が実際の位相に対して遅れているのか進んでいるのかを判断する。例えば、動きベクトルの増減分をそれぞれ加算して0になれば位相が等しいと判断し、結果がプラスであれば予想位相が実際の位相より進んでいると判断し、反対にマイナスであれば予想位相が実際の位相より遅れていると判断する。更に、位相比較部404は加算した結果の大きさから撮影タイミングの補正量を算出して、タイミング補正部405に伝える。

20

【0031】

タイミング補正部405は、位相比較部404の結果に基づいて本撮影画像を得る被写体の予想位相と周期カウンタ401の値との対応、補助撮影回数および各補助撮影画像を得る被写体の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を更新する。すなわち、被写体の予想位相が実際の位相に対して遅れている場合は、現在の周期カウンタ401の値より早いタイミングで撮影するように各予想位相と値の対応を更新する。また、被写体の予想位相が実際の位相に対して進んでいる場合は、現在の周期カウンタ401の値より遅いタイミングで撮影するように各予想位相と値の対応を更新する。被写体の予想位相が実際の位相と等しい場合は各対応を更新しない。更に、タイミング補正部405は、位相比較部404からの撮影タイミングの補正量に応じて補助撮影回数を更新する。すなわち、補正量が大きければ被写体の動きに十分追従出来ていない可能性があり、精度を向上させるために補助撮影回数を増加させる。反対に補正量が小さければ被写体の動きに十分追従出来ているものとして、被曝量を低減するために補助撮影回数を減少させる。ただし、補助撮影は少なくとも1回は行われるものとする。

30

【0032】

図5乃至図7は、位相検出部111の処理の一例を示した図である。ここでは、図3で説明した肺の伸縮動作を基に説明する。すなわち、位相0°と位相360°で肺は最も収縮した状態であり、位相180°で肺は最も膨張した状態である。また、本撮影は、肺が最も膨張した状態である位相180°に同期して連続して行うものとする。

40

【0033】

図5の(a)は、肺の予想位相と実際の位相が等しい場合を表す図である。タイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生成している。また、タイミング生成部402は、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相100°、140°、220°、260°で生成している。従って、補助撮影は本撮影の位相180°を中心とした対象的なタイミングで実行されることになる。ここで、位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトル

50

を用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図5の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ+20、+10、-10、-20であり、これらを加算すると0になる。したがって、位相比較部404は予想位相と実際の位相とが等しいと判断する。このため、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を更新せず、次の周期も同じタイミングで撮影を行う。図5の(b)に次の周期における撮影タイミングを示す。

【0034】

図6の(a)は、肺の予想位相が実際の位相に対して進んでいる場合を表す図である。上述の様にタイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生成し、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相100°、140°、220°、260°でそれぞれ生成している。位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトルを用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図6の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ+20、+20、±0、-20であり、これらを加算すると+20になるので、位相比較部404は予想位相が実際の位相より進んでいると判断する。このため、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を、現在の周期カウンタ401の値より遅いタイミングで撮影するように更新し、次の周期では現在より遅いタイミングで各撮影が行われるようにする。図6の(b)に、図6の(a)に示した周期の次の周期における撮影タイミングを示す。図6の(b)によれば、肺の予想位相が図6の(a)の周期カウンタの値に対して20サイクル加算されており、各X線照射タイミングが前の周期の撮影に対して遅れて生成されており、実際の位相に追従している様子が示されている。

10

20

【0035】

図7の(a)は、肺の予想位相が実際の位相に対して遅れている場合を表す図である。上述したように、タイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生成し、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相100°、140°、220°、260°でそれぞれ生成している。上述したように、位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトルを用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図7の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ+20、±0、-20、-20であり、これらを加算すると-20になるので、位相比較部404は予想位相が実際の位相より遅れていると判断する。このため、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を現在の周期カウンタ401の値より早いタイミングで撮影するように更新し、次の周期では現在より早いタイミングで各撮影が行われるようにする。図7の(b)に、図7の(a)に示した周期の次の周期における撮影タイミングを示す。図7の(b)によれば、肺の予想位相が図7の(a)の周期カウンタの値に対して20サイクル減算されて、各X線照射タイミングが前の周期の撮影に対して進んで生成されており、実際の位相に追従している様子が示されている。

30

【0036】

以上を繰り返すことで、本撮影は肺が最も膨張した状態である位相180°に同期して連続して本撮影が行われ、画像撮影中に肺の動きに変動があった場合でも即座に撮影タイミングを補正して肺の動きに追従させることが可能である。

40

【0037】

また、図8乃至図10は、位相検出部111の別の処理例を示した図である。ここでも、同様に図3で説明した肺の伸縮動作を基に説明する。すなわち、位相0°と位相360°で肺は最も収縮した状態であり、位相180°で肺は最も膨張した状態である。また、本撮影は、肺が最も膨張した状態である位相180°に同期して連続して行われるものとする。

【0038】

図8の(a)は、肺の予想位相と実際の位相が等しい場合を表す図である。タイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生

50

成している。また、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相140°、220°で生成している。従って、補助撮影のためのX線照射タイミングは、本撮影の位相180°を中心とした対象的なタイミングでそれぞれ実行される。位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトルを用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図8の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ+10、-10であり、これらを加算すると0になるため、位相比較部404は予想位相と実際の位相は等しいと判断する。このため、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を更新せず、次の周期も同じタイミングで撮影を行う。図8の(b)に、図8の(a)に示した周期の次の周期における撮影タイミングを示す。

【0039】

10

図9の(a)は、肺の予想位相が実際の位相に対して大幅に進んでいる場合を表す図である。タイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生成し、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相140°、220°でそれぞれ生成している。位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトルを用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図9の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ+25、+10であり、これらを加算して+35になるため、位相比較部404は予想位相が実際の位相より進んでいると判断する。また、位相比較部404は、加算した値と予め定めた値(本実施形態では25とする)とを比較する。図8の(a)の例では、加算した値が予め定めた値より大きいため、位相比較部404は、肺の予想位相が実際の位相に対して大幅に進んでいると判断する。この場合、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を現在の周期カウンタ401の値より遅いタイミングで撮影可能な値に更新すると同時に補助撮影の回数を増やす。

20

【0040】

図9の(b)に、図9の(a)に示す周期の次の周期における撮影タイミングを示す。図9の(b)によれば、肺の予想位相が図9の(a)の周期カウンタの値に対して20サイクル加算されて各X線照射タイミングが前の周期の撮影に対して遅れて生成されていることが示されている。更に、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相100°、140°、220°、260°として、位相検出のための精度を向上させている。なお、変更された補助撮影のためのX線照射タイミングも、本撮影の位相180°を中心とした対象的なタイミングとなっている。

30

【0041】

図10の(a)は、肺の予想位相が実際の位相に対して大幅に遅れている場合を表す図である。上記と同様にタイミング生成部402は、予想位相として本撮影のためのX線照射タイミングを位相180°で生成しており、補助撮影のためのX線照射タイミングを位相140°、220°でそれぞれ生成している。ここで、位相比較部404は、本撮影と補助撮影で得られた画像データから算出された動きベクトルを用いて肺の予想位相と実際の位相を比較する。図10の(a)によれば、肺の大きさの増減分はそれぞれ-10、-25であり、これらを加算して-35になるため、位相比較部404は予想位相が実際の位相より遅れていると判断する。また、位相比較部404は、加算した値と予め定めた値(本実施形態では-25とする)とを比較する。図10の(a)の例では、加算した値が予め定めた値より小さいため肺の予想位相が実際の位相に対して大幅に遅れていると判断する。このとき、タイミング補正部405は肺の予想位相と周期カウンタ401の値との対応を現在の周期カウンタ401の値より早いタイミングで撮影可能な値に更新すると同時に補助撮影回数を増やす。

40

【0042】

図10の(b)に、図10の(a)に示す周期の次の周期における撮影タイミングを示す。図10の(b)において、肺の予想位相が図10の(a)の周期カウンタの値に対して20サイクル減算されて、各X線照射タイミングが前の周期の撮影に対して進んで生成されている。更に、図10の(b)において、補助撮影のためのX線照射タイミングが位

50

相 100° 、 140° 、 220° 、 260° のタイミングでそれぞれ生成されている。このように、補助撮影の回数を増やすことで位相検出のための精度を向上させている。なお、変更された補助撮影のための X 線照射タイミングも、本撮影の位相 180° を中心とした対象的なタイミングとなっている。

【0043】

なお、図 9 の (b) や図 10 の (b) の状態において、肺の大きさの増減分を加算した結果が予め定められた値より小さくなかった場合は、補助撮影の回数を減らすようにする。例えば、肺の大きさの増減分の絶対値が 25 未満になった場合は、補助撮影のタイミングを位相 140° と 220° のタイミング (図 9、図 10 の (a) の状態) に戻す。また、上記の説明では、杯の大きさの増減分の加算結果に応じて変化させる補助撮影の回数を「2回」と「4回」の 2 段階としたが、これに限られるものではない。例えば、補助撮影の回数を「2回」、「4回」、「6回」の 3 段階としてもよい。また、この際、補助撮影の間隔を変更してもよい (例えば、本撮影を中心とした位相 40° 每の補助撮影から、本撮影を中心とした位相 35° 每の補助撮影に変更する)。更に、上記の例では、臓器の最も膨張した状態、或いは最も収縮した状態を特定の位相とし、この特定の位相に対応したタイミングでの撮影を行うように制御しているが、特定の位相はこれに限られるものではない。臓器の膨張から収縮、或いは収縮から膨張の任意の位相を特定の位相とすることも可能である。この場合、臓器の大きさの増減分の加算値が 0 以外の特定の値となったときに、予想位相と実際の位相とが一致すると判断されることになる。

【0044】

以上を繰り返すことで、本撮影は肺が最も膨張した状態である位相 180° に同期して連続して行われることになる。また、画像撮影中に肺の動きに大幅な変動があった場合でも、補助撮影回数を増やすことにより位相検出精度を向上させているので、撮影タイミングを補正して肺の動きに追従することが可能である。また、補助撮影回数を増やすことで被写体の動きに十分追従出来れば、撮影タイミングの補正量は減少するため、改めて補助撮影回数を減らすことで被検体への被曝量を最小限にとどめることができある。

【0045】

以上説明した処理について、図 11 のフローチャートを参照して更に説明する。まず、ステップ S1101において、コントローラ 107 は、補助撮影を実行することにより周期的に動く臓器の周期を検出する。撮影された画像から臓器の動作の周期を検出する方法は、周知であるので説明を省略する (特許文献 3、特許文献 4 を参照)。周期カウンタ 401 は、検出された周期を 360 等分して得られた各位相のタイミングで周期カウンタ 401 のカウント値を 1 つずつ増加する。この結果、臓器の動作の周期に同期して、 $0 \sim 360$ (= 0) がカウントされることになる。このカウント値が、周期中における予測された各位相 ($0^\circ \sim 360^\circ$) に対応することになる。そして、ステップ S1102において、本撮影を実施すべき位相を設定する。図 5 ~ 図 7 の例では、本撮影を実施すべき特定の位相として 180° が設定されている。また、本撮影の前後に補助撮影を実施すべき位相が設定される。図 5 ~ 図 7 の例では 40° の間隔で前後に 2 回ずつ補助撮影を行うので、補助撮影の位相として 100° 、 140° 、 220° 、 260° が設定されている。

【0046】

ステップ S1103において、コントローラ 107 は、上記設定された位相で本撮影と補助撮影を実行する。すなわち、タイミング生成部 402 は、周期カウンタ 401 の値が 180 のときに本撮影を実行し、周期カウンタ 401 の値が 100 、 140 、 220 、 260 のときに補助撮影を実行するよう、各タイミング信号を撮影制御部 112 に送る。撮影制御部 112 は、タイミング生成部 402 からのタイミング信号に応じて X 線発生装置 104 とセンサユニット 101 を制御する。これにより、位相が 180° であると予測されたタイミングで第 1 の線量で放射線撮影をする第 1 の撮影としての本撮影が実行される。また、位相が 100° 、 140° 、 220° 、 260° となる予測されたタイミングで、第 1 の線量よりも少ない第 2 の線量で放射線撮影をする第 2 の撮影としての補助撮影が実行される。ステップ S1103 では、周期的な動作をする撮影対象の臓器について特定

10

20

30

40

50

の位相に対応する予測されたタイミングで本撮影が行われ、予測されたタイミングの前後で所定回数の補助撮影が行われることになる。このステップ S 1 1 0 3 における本撮影が繰り返し実行されることで、同位相における複数の X 線画像が取得される。

【 0 0 4 7 】

次に、ステップ S 1 1 0 4 において、動き検出部 4 0 3 と位相比較部 4 0 4 は、本撮影と補助撮影で得られた複数の X 線画像から認識される位相のタイミングと、予測された位相のタイミングとのずれを検出する。上記実施形態では、臓器の大きさの増減分の加算値が、ずれ量として算出される。そして、ステップ S 1 1 0 5 において、タイミング補正部 4 0 5 は、位相比較部 4 0 4 で検出されたずれの大きさ（増減分の加算値の大きさ）に基づいてタイミングの補正が必要か否かを判断する。上述の実施形態では、臓器の大きさの増減分の加算値と所定値との比較により、補正の要否が判断される。撮影タイミングに関して補正が不要であれば、ステップ S 1 1 0 3 へ戻り、現在設定されているタイミングでの撮影が繰り返される。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 1 0 5 で撮影タイミングの補正が必要と判定された場合は、ステップ S 1 1 0 6 に進む。ステップ S 1 1 0 6 において、タイミング補正部 4 0 5 は、検出されたずれの大きさに基づいてタイミングの補正量を決定する。そして、ステップ S 1 1 0 7 において、タイミング補正部 4 0 5 は、上記本撮影及び補助撮影のための、位相 1 0 0 °、1 4 0 °、1 8 0 °、2 2 0 °、2 6 0 ° に対する予測されたタイミングに対応するカウント値を補正する。本実施形態では、予測された位相が遅れているか進んでいるかに応じて、各位相に対応する予測されたタイミングのカウント値を + 2 0 または - 2 0 する（図 6、図 7 を参照）。

【 0 0 4 9 】

なお、上記実施形態では、本撮影及び補助撮影を実行して取得された画像間における臓器の大きさの増減量が検出され、検出された増減量の和が所定の値（上記実施形態では 0 ）になるように予測されたタイミングが補正される。

【 0 0 5 0 】

また、ステップ S 1 1 0 7 において、更に、ステップ S 1 1 0 6 で検出されたずれの大きさに基づいて、補助撮影の回数や補助撮影の間隔を変更するようにしてもよい。また、ずれの大きさに基づいて本撮影のタイミングの変更量を変えてよい。例えば、ずれ量の絶対値が 3 0 以上ならば本撮影のタイミングの変更量を ± 2 0 とし、ずれ量の絶対値が 2 5 以上～3 0 未満ならば本撮影の変更量を ± 1 5 とするという制御が考えられる。

【 0 0 5 1 】

以上のように、上記実施形態によれば、医療用の X 線透視診断装置において、X 線被曝量を抑えながら手術や診断を行うに十分な品位の X 線撮影を行うことができる。また、上記実施形態によれば、位相を検出するために透視診断用の X 線動画像より低い線量の X 線パルスを照射して撮影した補助撮影画像を用いるため、フレームレートが高い場合であっても被検体の被曝量を最小限に抑えることが可能である。また、被検体の被曝量を低減するためにフレームレートを低くした場合でも、動きの変動に応じて撮影タイミングを補正して位相に同期することが出来る。このため、常に最適な撮影タイミングで撮影を行うことが可能である。

【 0 0 5 2 】

【 他の実施形態 】

以上、実施形態を詳述したが、本発明は、例えば、システム、装置、方法、プログラムもしくは記憶媒体等としての実施態様をとることが可能である。具体的には、複数の機器から構成されるシステムに適用しても良いし、また、一つの機器からなる装置に適用しても良い。

【 0 0 5 3 】

尚、本発明は、ソフトウェアのプログラムをシステム或いは装置に直接或いは遠隔から供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータが該供給されたプログラムコードを読み

10

20

30

40

50

出して実行することによって前述した実施形態の機能が達成される場合を含む。この場合、供給されるプログラムは実施形態で図に示したフローチャートに対応したコンピュータプログラムである。

【0054】

従って、本発明の機能処理をコンピュータで実現するために、該コンピュータにインストールされるプログラムコード自体も本発明を実現するものである。つまり、本発明は、本発明の機能処理を実現するためのコンピュータプログラム自体も含まれる。

【0055】

その場合、プログラムの機能を有していれば、オブジェクトコード、インタプリタにより実行されるプログラム、OSに供給するスクリプトデータ等の形態であっても良い。

10

【0056】

コンピュータプログラムを供給するためのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体としては以下が挙げられる。例えば、フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、MO、CD-ROM、CD-R、CD-RW、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ROM、DVD（DVD-ROM, DVD-R）などである。

【0057】

その他、プログラムの供給方法としては、クライアントコンピュータのブラウザを用いてインターネットのホームページに接続し、該ホームページから本発明のコンピュータプログラムをハードディスク等の記録媒体にダウンロードすることが挙げられる。この場合、ダウンロードされるプログラムは、圧縮され自動インストール機能を含むファイルであってもよい。また、本発明のプログラムを構成するプログラムコードを複数のファイルに分割し、それぞれのファイルを異なるホームページからダウンロードすることによっても実現可能である。つまり、本発明の機能処理をコンピュータで実現するためのプログラムファイルを複数のユーザに対してダウンロードさせるWWWサーバも、本発明に含まれるものである。

20

【0058】

また、本発明のプログラムを暗号化してCD-ROM等の記憶媒体に格納してユーザに配布するという形態をとることもできる。この場合、所定の条件をクリアしたユーザに、インターネットを介してホームページから暗号を解く鍵情報をダウンロードさせ、その鍵情報を使用して暗号化されたプログラムを実行し、プログラムをコンピュータにインストールさせるようにもできる。

30

【0059】

また、コンピュータが、読み出したプログラムを実行することによって、前述した実施形態の機能が実現される他、そのプログラムの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOSなどとの協働で実施形態の機能が実現されてもよい。この場合、OSなどが、実際の処理の一部または全部を行ない、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される。

【0060】

さらに、記録媒体から読み出されたプログラムが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わるメモリに書き込まれて前述の実施形態の機能の一部或いは全てが実現されてもよい。この場合、機能拡張ボードや機能拡張ユニットにプログラムが書き込まれた後、そのプログラムの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行なう。

40

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】実施形態によるX線透視診断装置の構成例を表すブロック図である。

【図2】肺の伸縮動作を説明する図である。

【図3】図3に示した肺の伸縮動作をグラフ化した図である。

【図4】実施形態による位相検出部111の構成例を表すブロック図である。

50

【図5】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相と等しい場合の動作を説明する図である。

【図6】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相より進んでいる場合の動作を説明する図である。

【図7】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相より遅れている場合の動作を説明する図である。

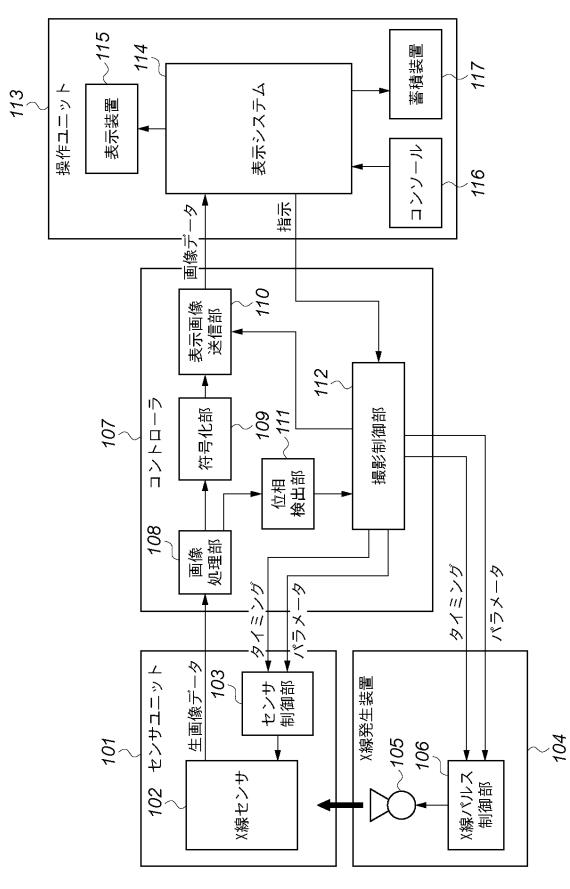
【図8】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相と等しい場合の別の動作例を表す図である。

【図9】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相より進んでいる場合の別の動作例を表す図である。 10

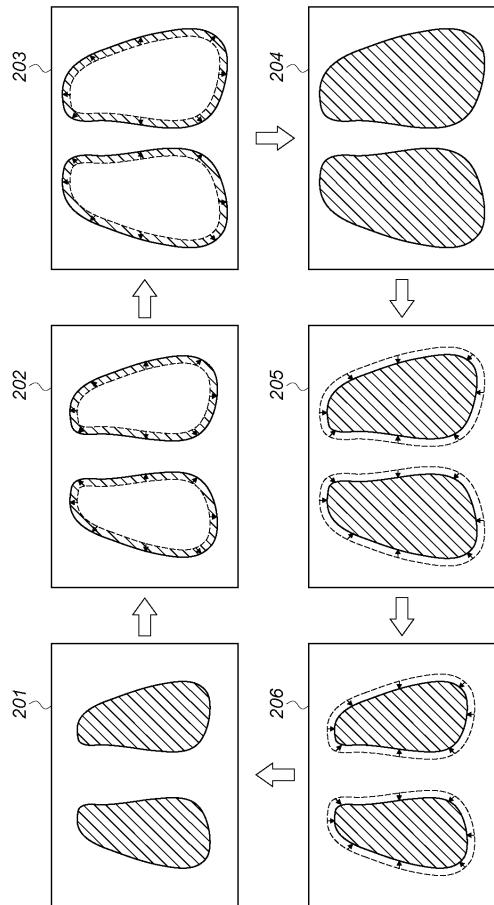
【図10】実施形態の位相検出部の、肺の予想位相が実際の位相より遅れている場合の別の動作例を表す図である。

【図11】実施形態による撮影処理を説明するフローチャートである。

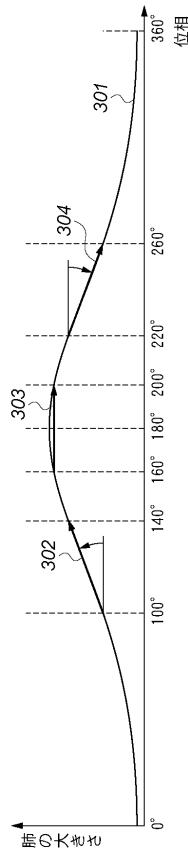
【図1】



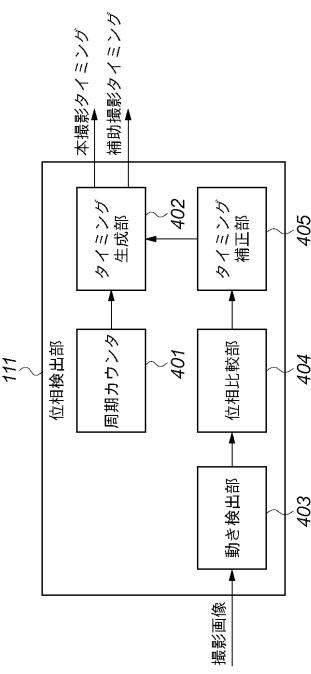
【図2】



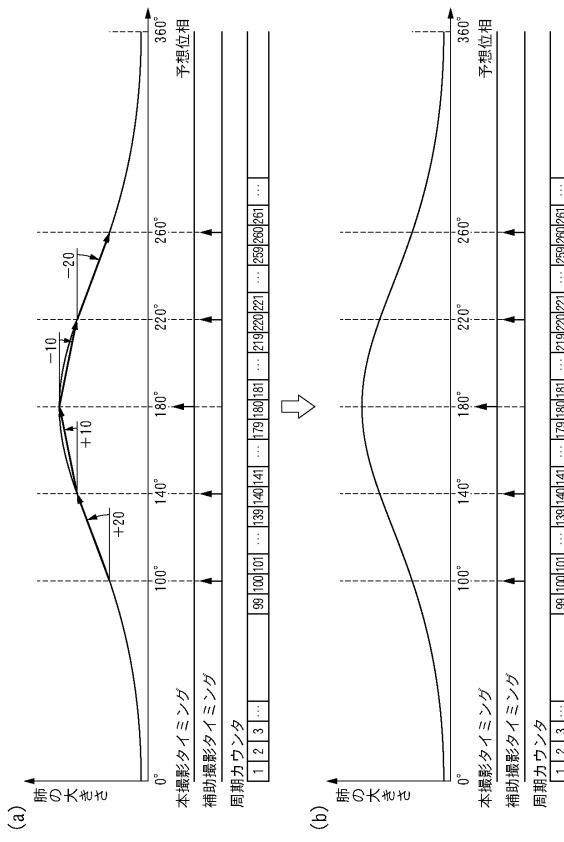
【図3】



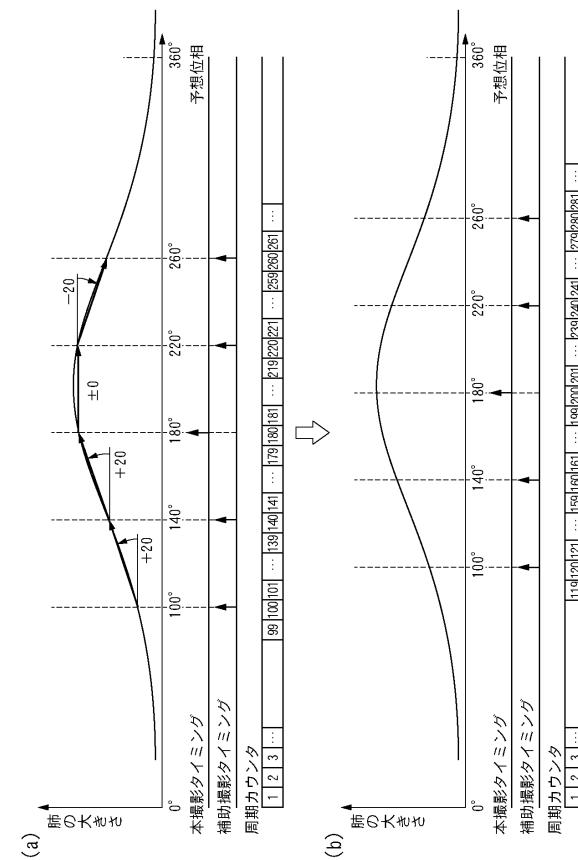
【図4】



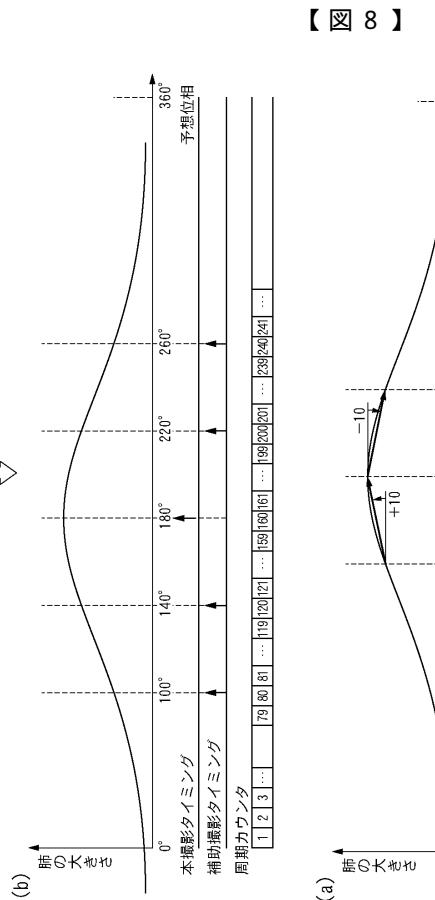
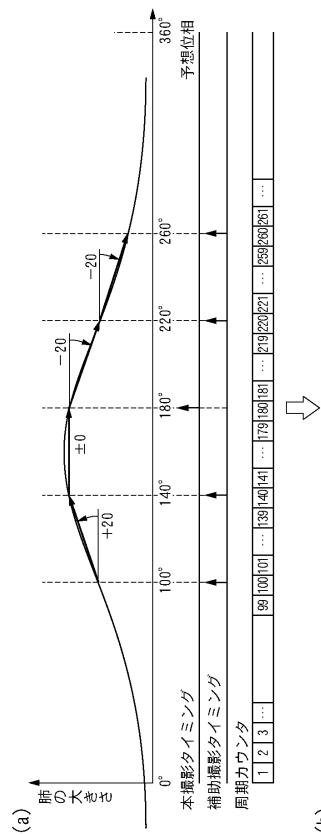
【図5】



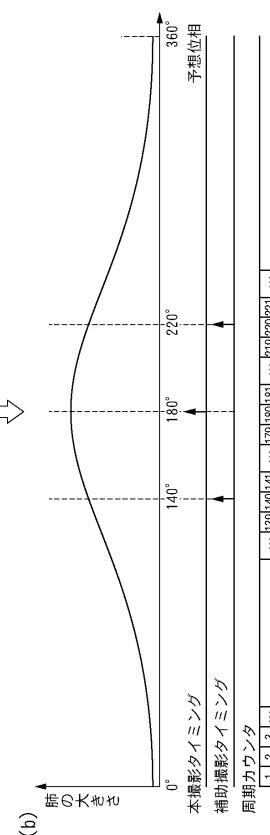
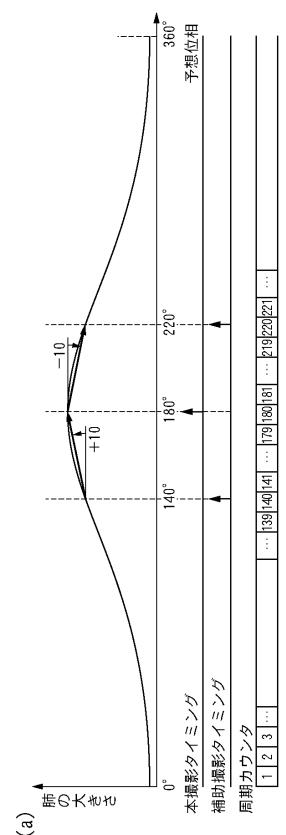
【図6】



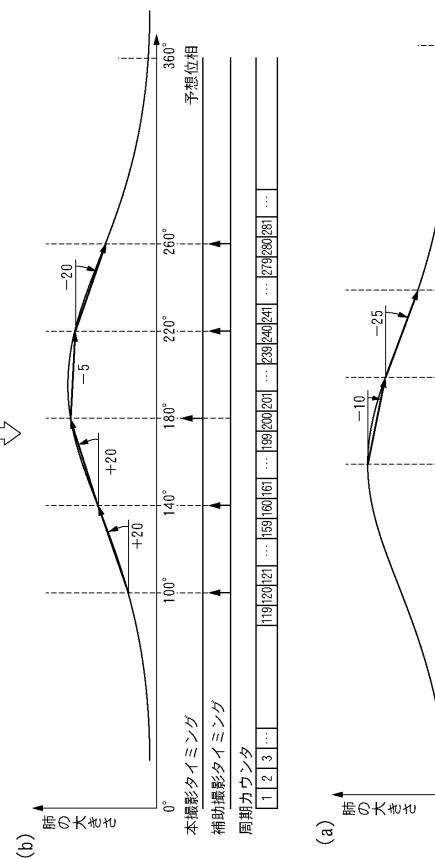
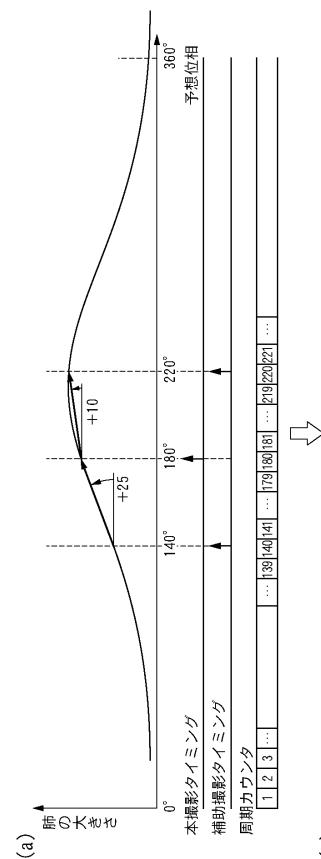
【図 7】



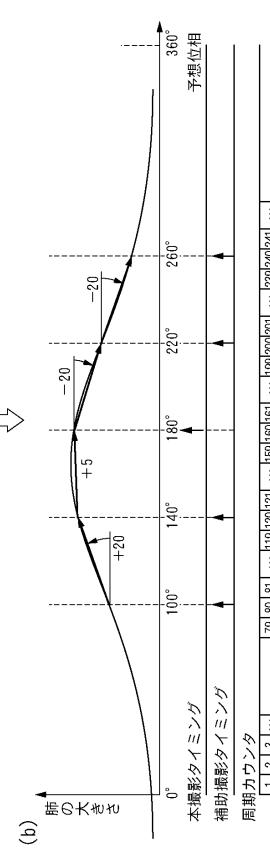
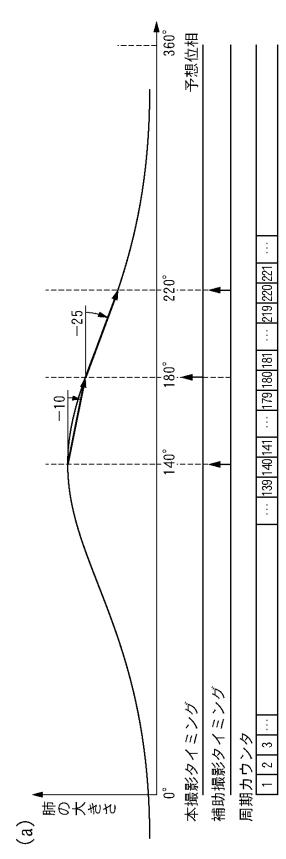
【図 8】



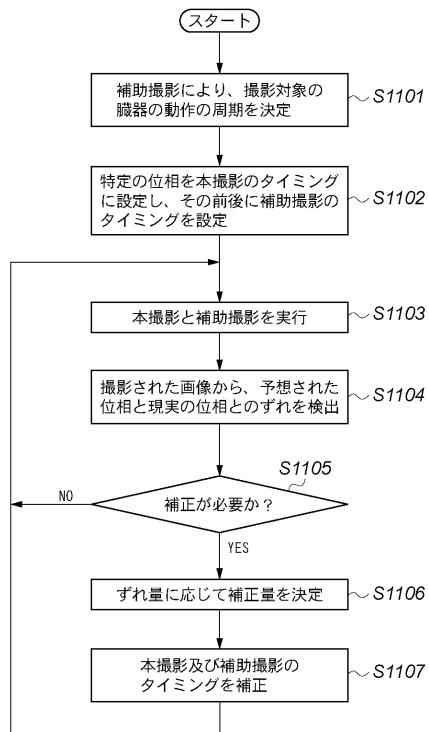
【図 9】



【図 10】



【図11】



フロントページの続き

(72)発明者 大島 浩二

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開2005-342088 (JP, A)

特開2006-034579 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00