

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年10月18日(18.10.2018)



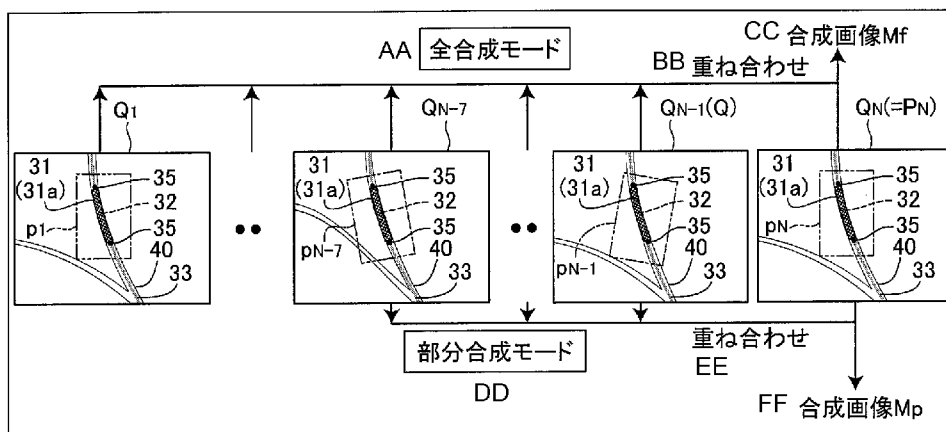
(10) 国際公開番号

WO 2018/190291 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/014897
- (22) 国際出願日: 2018年4月9日(09.04.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-080076 2017年4月13日(13.04.2017) JP
- (71) 出願人: 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: ダージス ミッシェル (DARGIS, Michel); H7T0A2 ケベック、ラヴァル、スイート201、1600ル・モンゴルフィエ、シマヅ・ソフトウェア・ディベロップメント・カナダ・インク Quebec (CA). 吉田 貴則 (YOSHIDA, Takanori); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 宮園 博一 (MIYAZONO, Hirokazu); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島5丁目13番9号 新大阪MTビル1号館 Osaka (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,

(54) Title: X-RAY IMAGING DEVICE

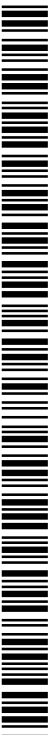
(54) 発明の名称: X線撮影装置



- AA Entire composition mode
- BB Layering
- CC Composite image Mf
- DD Partial composition mode
- EE Layering
- FF Composite image Mp

(57) Abstract: An image processing unit (13) of this X-ray imaging device is configured so as to be capable of switching between an entire-period image composition mode in which images are layered to create a composite image (M) using images from an entire image creation period, and a partial-period image composition mode in which images are layered to create a composite image using images from part of the image creation period.

(57) 要約: このX線撮影装置(100)の画像処理部(13)は、画像生成期間の全期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像(M)を生成する全期間画像合成モードと、画像生成期間の一部の期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する部分期間画像合成モードとに切替可能に構成されている。



WO 2018/190291 A1

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS,
MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,
ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ,
TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ,
DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,
LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS,
SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称： X線撮影装置

技術分野

[0001] この発明は、X線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、放射線の検出信号に基づく画像を重ね合わせて合成画像を生成するX線撮影装置が知られている。このようなX線撮影装置は、たとえば、特表2005-510288号公報に開示されている。

[0003] 特表2005-510288号公報には、位置合わせのためのマーカが付されたバルーンと、バルーンに取り付けられ、マーカよりもX線（放射線）を吸収しにくいステント（デバイス）とを用いる血管内インターベンション治療に使用される医用ビューイングシステムが開示されている。特表2005-510288号公報に記載の医用ビューイングシステムでは、X線を用いて撮影された新規の画像を、参照画像のマーカに対して位置合わせを行う。そして、位置合わせを行った画像同士を時間積分した（重ね合わせた）シーケンス画像を表示手段に表示するように構成されている。

[0004] なお、特表2005-510288号公報に記載の医用ビューイングシステムを用いた血管内インターベンション治療では、ステントが取り付けられたバルーンを血管内の狭窄部位に配置してバルーンを膨張させることにより、ステントを狭窄部位に配置する。ここで、血管内インターベンション治療では、たとえば、ステントの留置状態を確認する場合などのように、ステントに対するバルーン（マーカ）の相対位置の変化がほとんどない状態で、シーケンス画像を確認しながら手技が行われる場合がある。また、血管内インターベンション治療では、たとえば、新たなステントを既に留置された既設のステントに対して位置合わせをする場合などのように、ステントに対するバルーン（マーカ）の相対位置の変化がある状態で、シーケンス画像を確認しながら手技が行われる場合とがある。

先行技術文献

特許文献

[0005] 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

[0006] しかしながら、特表2005-510288号公報に記載された医用ビューイングシステムでは、ステントに対するバルーン（マーカ）の相対位置の変化がある状態で、シーケンス画像を確認しながら手技が行われる際に、シーケンス画像においてステントがぼやけてしまい、シーケンス画像（合成画像）においてステント（デバイス）の視認性が悪化するという問題点がある。具体的には、たとえば、撮影された時間が大きく異なることに起因してステントの位置の変化が大きい画像同士を重ね合わせる場合、位置合わせを行った後の画像において、ステントの位置が大きくずれる。このため、画像を重ね合わせてシーケンス画像を生成した場合に、シーケンス画像においてステントが大きくずれた状態で重ね合わせられるので、ステントがぼやけてしまい、ステント（デバイス）の視認性が悪化する。

[0007] この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、この発明の1つの目的は、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することが可能なX線撮影装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0008] この発明の一の局面によるX線撮影装置は、デバイスが導入された被検体を透過した放射線の検出信号に基づく画像を生成する画像生成部と、画像生成部により生成される複数の画像を重ね合わせる画像処理部と、画像を表示可能な表示部と、を備え、画像処理部は、画像生成期間の全期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する全期間画像合成モードと、画像生成期間の一部の期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する部分期間画像合成モードとに切替可能に構成されている。

[0009] この発明の一の局面によるX線撮影装置では、上記のように、画像処理部は、画像生成期間の一部の期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する部分期間画像合成モードに切替可能に構成されている。これにより、部分期間画像合成モードにおいて、重ね合わせる画像が一部の期間内の画像に限定されるので、重ね合わせる画像間におけるデバイスの位置の変化を小さくすることができる。この結果、デバイスがずれた状態で重ね合わせられるのを抑制することができるので、画像が重ね合わされた合成画像において、デバイスがぼやけるのを抑制することができる。したがって、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することができる。

[0010] また、一の局面によるX線撮影装置では、上記のように、画像処理部は、画像生成期間の全期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する全期間画像合成モードと、画像生成期間の一部の期間の画像を対象として、画像を重ね合わせて合成画像を生成する部分期間画像合成モードとに切替可能に構成されている。これにより、画像生成期間の全期間に亘ってデバイスの位置の変化がほとんどない状態で手技を行う場合には、全期間画像合成モードに切り替えられることによって、位置の変化がほとんどないデバイスが確実に重ね合わされるので、デバイスが鮮明な高画質の合成画像を表示部に表示させることができる。一方で、画像生成期間においてデバイスの位置の変化が大きい場合には、部分期間画像合成モードに切り替えられることによって、上記のように、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することができる。これらの結果、画像処理部を全期間画像合成モードと部分期間画像合成モードとに切替可能に構成することによって、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制しつつ、手技に適した合成画像を表示部に表示させることができる。

[0011] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、画像処理部は、部分期間画像合成モードにおいて、所定のフレーム数の画像を対象として、画像を重ね合わせるように構成されている。このように構成すれば、部分期

間画像合成モードにおいて、重ね合わせる画像が一部の期間内の所定のフレーム数の画像に限定されるので、重ね合わせる画像間におけるデバイスの位置の変化を確実に小さくすることができる。これにより、デバイスがずれた状態で重ね合わせられるのをより抑制することができるので、画像が重ね合わされた合成画像において、デバイスがぼやけるのをより抑制することができる。

[0012] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、ユーザが全期間画像合成モードまたは部分期間画像合成モードに切り替えるための切替入力部をさらに備える。このように構成すれば、画像処理部のモードを、手技に合わせたモードにユーザが切り替えることができるので、確実に、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制しつつ、手技に適した合成画像を表示部に表示させることができる。

[0013] この場合、好ましくは、切替入力部による全期間画像合成モードまたは部分期間画像合成モードの切替に関する情報を、撮影開始時または撮影開始の前に取得する制御を行う制御部をさらに備える。このように構成すれば、制御部に撮影開始時または撮影開始の前にモードに関する情報を取得させることができるので、切り替えられたモードで、撮影開始時から画像処理部に合成画像を生成させることができる。これにより、たとえば、全期間画像合成モードに切り替えられている状態においては、早期にデバイスが鮮明な合成画像を生成させることができるので、ユーザは早期に放射線の照射を停止するようにX線撮影装置を操作することができる。この結果、被検体の被ばく量が増加するのを効果的に抑制することができる。

[0014] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、デバイスは、被検体内に留置された第1デバイスと、第1デバイスとは別個に被検体内に導入され、位置合わせのための指標を有する第2デバイスとを含み、画像処理部は、部分期間画像合成モードにおいて、第1デバイスに対する第2デバイスの相対移動に起因して合成画像において第1デバイスがぼやけるのを抑制するように、所定のフレーム数の画像を重ね合わせるように構成させている

。このように構成すれば、部分期間画像合成モードにおいて、第1デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することができる。

[0015] この場合、好ましくは、所定のフレーム数は、合成画像において、第2デバイスが十分に視認可能なフレーム数である。このように構成すれば、第2デバイスを十分に視認可能で、かつ、第1デバイスの視認性の悪化が抑制された合成画像を表示部に表示させることができる。

[0016] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、全期間画像合成モードにおいて撮影終了時の合成画像を生成するために用いる画像のフレーム数は、部分期間画像合成モードにおいて合成画像を生成するために用いる画像のフレーム数よりも多い。このように構成すれば、画像処理部は、全期間画像合成モードの撮影終了時において、デバイスが鮮明な合成画像を確実に生成することができる。

[0017] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、画像処理部は、全期間画像合成モードでの撮影終了時の合成画像に対してデバイスを強調する補正を行うことにより補正合成画像を生成するように構成されており、表示部は、全期間画像合成モードでの撮影終了時に、補正合成画像を表示するように構成されている。このように構成すれば、ユーザは、全期間画像合成モードでの撮影終了後に表示部に表示される補正合成画像によって、デバイスの状態をより正確に認識することができる。

[0018] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、画像処理部は、全期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の全期間の画像の全てを重ね合わせるように構成されている。このように構成すれば、全期間画像合成モードにおいて、より早期にデバイスが鮮明な合成画像を生成させることができる。

[0019] 上記部分期間画像合成モードにおいて、所定のフレーム数の画像を対象として画像を重ね合わせる構成において、好ましくは、画像処理部は、部分期間画像合成モードにおいて、最新の所定のフレーム数の画像を重ね合わせる

ように構成されている。このように構成すれば、部分期間画像合成モードにおいて、デバイスがぼやけるのが抑制された最新の合成画像を表示部に表示させることができるので、ユーザは、最新の合成画像を確認しながら手技を確実に行うことができる。

[0020] 上記一の局面によるX線撮影装置において、好ましくは、合成画像は、デバイスとしてのステントが強調表示されたステント強調画像である。このように構成すれば、ステントの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することができる。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、上記のように、デバイスの視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]本発明の一実施形態によるX線撮影装置の全体構成を示すブロック図である。

[図2]ステントを含む治療具を説明するための図である。

[図3]ステントとマーカとの相対位置が変化しない場合における画像の一例を示した図である。

[図4]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化しない場合の領域に基づく位置合わせを説明するための図である。

[図5]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化しない場合の位置補正画像の重ね合わせを説明するための図である。

[図6]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化しない場合の全合成モードにおける合成画像を示した図である。

[図7]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化しない場合の全合成モードにおける補正合成画像を示した図である。

[図8]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化しない場合の部分合成モードにおける合成画像を示した図である。

[図9]ステントとマーカとの相対位置が変化する場合における画像の一例を

示した図である。

[図10]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化する場合の領域に基づく位置合わせを説明するための図である。

[図11]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化する場合の位置補正画像の重ね合わせを説明するための図である。

[図12]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化する場合の全合成モードにおける合成画像を示した図である。

[図13]本発明の一実施形態のX線撮影装置における相対位置が変化する場合の部分合成モードにおける合成画像を示した図である。

[図14]本発明の一実施形態によるX線撮影装置の制御フローを示した図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本発明を具体化した実施形態を図面に基づいて説明する。

[0024] (X線撮影装置の構成)

図1～図8を参照して、本発明の一実施形態によるX線撮影装置100の構成について説明する。

[0025] 本発明の一実施形態によるX線撮影装置100は、図1に示すように、人体などの被検体Tの外側からX線（放射線）を照射することによって、被検体T内を画像化したX線画像を撮影する装置である。

[0026] X線撮影装置100は、X線照射部1と、X線検出部2と、制御部6と、表示部7と、操作部8と、記憶部9と、画像処理装置10と、を備えている。

[0027] X線照射部1は、治療具30のステント31（図2参照）が導入された被検体TにX線を照射する。X線検出部2は、被検体Tを透過したX線を検出する。X線照射部1とX線検出部2とは、それぞれ、被検体Tが載置される天板3を挟んで対向するように配置されている。X線照射部1およびX線検出部2は、移動機構4に移動可能に支持されている。天板3は、天板駆動部5により水平方向に移動可能である。移動機構4および天板駆動部5は、制

御部6に接続されている。制御部6は、被検体Tの所定の領域を画像P（図3参照）として撮影できるように、移動機構4および天板駆動部5を介してX線照射部1、X線検出部2および天板3を移動させる。

[0028] X線照射部1は、X線源1aを含んでいる。X線源1aは、図示しない高電圧発生部に接続されており、高電圧が印加されることによりX線を発生させるX線管である。X線源1aは、X線出射方向をX線検出部2の検出面に向けて配置されている。X線照射部1は、制御部6に接続されている。制御部6は、管電圧、管電流およびX線照射の時間間隔などの予め設定された撮影条件に従ってX線照射部1を制御し、X線源1aからX線を発生させる。

[0029] X線検出部2は、X線照射部1から照射され、被検体Tを透過したX線を検出し、検出したX線強度に応じた検出信号を出力する。X線検出部2は、たとえば、FPD（Flat Panel Detector）により構成されている。X線検出部2は、所定の解像度のX線検出信号を画像処理装置10に出力する。画像処理装置10は、X線検出部2からX線検出信号を取得して、画像P（図3参照）を生成する。

[0030] 制御部6は、CPU（Central Processing Unit）、ROM（Read Only Memory）およびRAM（Random Access Memory）などを含んで構成されたコンピュータである。制御部6は、CPUが所定の制御プログラムを実行することにより、X線撮影装置100の各部を制御する制御部として機能する。制御部6は、X線照射部1および画像処理装置10の制御、および、移動機構4および天板駆動部5の駆動制御などを行う。

[0031] 表示部7は、たとえば、液晶ディスプレイなどのモニタであり、画像処理装置10により生成された画像Pなどを表示可能である。制御部6は、画像処理装置10により生成された画像Pを表示部7に表示させる制御を行うように構成されている。

[0032] 操作部8は、X線撮影に関するユーザの入力を受け付けることが可能に構成されている。制御部6は、ユーザによる入力操作を、操作部8を介して受

け付けるように構成されている。また、操作部 8 は、後述する画像処理部 14 のモードを切り替えるためのモード切替ボタン 8 a を有している。なお、画像処理部 14 のモードについては後述する。また、モード切替ボタン 8 a は、特許請求の範囲の「切替入力部」の一例である。

[0033] 記憶部 9 は、たとえばハードディスクドライブなどの記憶装置により構成される。記憶部 9 は、画像データ、撮影条件および各種の設定値を記憶するように構成されている。表示部 7、操作部 8 および記憶部 9 の各々は、画像処理装置 10 に設けられていてもよい。

[0034] また、X線撮影装置 100 は、X線透視とX線撮影との2種類の方法で、画像 P を取得可能に構成されている。なお、X線透視では、X線撮影よりも少ない放射線量が被検体 T に照射されることによって、被検体 T の被ばく量を低減可能である一方、低画質の画像 P が取得される。一方、X線撮影では、ある程度高画質の画像 P が取得される。

[0035] 画像処理装置 10 では、画像 P の撮影中にリアルタイムで画像処理が行われる。画像処理装置 10 は、たとえば、CPU あるいは GPU (Graphics Processing Unit) などのプロセッサ 11 と、ROM および RAM などの記憶部 12 とを含んで構成されるコンピュータである。すなわち、画像処理装置 10 は、記憶部 12 に記憶された画像処理プログラム 15 をプロセッサ 11 に実行させることにより構成される。画像処理装置 10 は、制御部 6 と同一のハードウェア (CPU) に画像処理プログラムを実行させることにより、制御部 6 と一体的に構成されてもよい。

[0036] 記憶部 12 は、コンピュータを画像処理装置 10 として機能させるための画像処理プログラム 15 を記憶している。また、記憶部 12 は、後述する画像生成部 13 により生成された画像 P および合成画像 M などを画像データ 16 として一時的に蓄積するように構成されている。

[0037] 画像処理装置 10 は、画像処理プログラム 15 を実行することによる機能として、画像生成部 13 と、画像処理部 14 と、を含む。画像生成部 13 および画像処理部 14 は、それぞれ専用のプロセッサにより個別に構成されて

いてもよい。

[0038] 画像生成部13は、治療具30のステント31（図2参照）が導入された被検体Tを透過したX線の検出信号に基づく画像Pを生成するように構成されている。画像生成部13は、X線検出部2の検出信号に基づき、画像Pを動画像の形式で生成する。すなわち、X線照射部1から被検体Tに対してX線が所定時間間隔で断続的に照射され、被検体Tを透過したX線がX線検出部2により順次検出される。画像生成部13は、X線検出部2から順次出力される検出信号を画像化することにより、画像Pを15FPSのフレームレートで生成する。なお、フレームレートは、7.5FPS~30FPS程度であればよい。画像Pは、たとえばグレースケールで所定の階調数（10~12ビットなど）の画素値を有する画像である。そのため、低画素値の画素では輝度値が小さく黒く（暗く）表示され、高画素値の画素では輝度値が大きく白く（明るく）表示される。なお、画像を白黒反転させてもよい。

[0039] 画像処理部14は、画像生成部13により連続的に生成された複数の画像P（図3参照）を重ね合わせて合成画像M（図6~図8参照）を作成する画像処理を行うことが可能に構成されている。具体的には、画像処理部14は、まず、図3に示すように、位置合わせのために、複数の画像Pから一对のマーカ35が含まれる領域pを取り出す。そして、画像処理部14は、図4に示すように、アフィン変換などを用いて、各々の領域pにおける一对のマーカ35の位置が、現撮影時点（最新）の画像P_Nの領域p_Nにおける一对のマーカ35の位置と一致するように、2次元的な位置合わせを行う。そして、画像処理部14は、図5に示すように、位置合わせされた領域pを用いて画像Pを位置合わせすることによって、位置合わせ後の位置補正画像Qを生成する。最後に、画像処理部14は、位置補正画像Qを重ね合わせる（時間積分を行う）ことによって、図6~図8に示すように、ステント31が強調表示されたステント強調画像としての合成（積算）画像Mを生成する。

[0040] また、画像処理部14は、合成画像Mの生成を、画像生成部13により新たに画像Pが生成される毎に行うように構成されている。これにより、生成

した合成画像Mを、動画としてリアルタイムに表示部7に表示させることが可能である。

[0041] ここで、本実施形態では、画像処理部14は、画像生成部13により生成された複数の画像Pを重ね合わせて合成画像Mを作成する際のモードとして、全合成モードまたは部分合成モードのいずれかに切替可能に構成されている。全合成モードは、画像処理部14により、画像生成期間の全期間の画像P ($P_1 \sim P_N$ 、図3参照)の全てを重ね合わせて合成画像M (M_f (M_s))、図6 (図7)参照)を生成するモードである。また、部分合成モードは、画像処理部14により、画像生成期間の一部の期間である最新(直近)の8フレームの画像P ($P_{N-7} \sim P_N$ 、図6参照)を重ね合わせて合成画像M (M_p 、図8参照)を生成するモードである。なお、部分合成モードにおいて、8フレームの画像が得られていない場合には、全合成モードと同様の合成画像Mが生成される。

[0042] また、「画像生成期間」とは、画像生成部13により複数の画像が生成される期間を意味し、具体的には、撮影開始時から現撮影時点までの期間を意味する。また、「最新の8フレームの画像Pを重ね合わせる」とは、時系列的に並べた画像Pのうち、新しい画像 P_N と、新しい画像 P_N から古くなる方向に向かって順に7フレームの画像P ($P_{N-7} \sim P_{N-1}$)との8フレームの画像Pを重ね合わせることを意味する。また、全合成モードおよび部分合成モードは、それぞれ、特許請求の範囲の「全期間画像合成モード」および「部分期間画像合成モード」の一例である。

[0043] また、制御部6は、ユーザによりモード切替ボタン8aが操作された際に、モード切替ボタン8aへの操作内容に基づくモードの切替に関する情報を取得するように構成されている。なお、制御部6は、撮影開始前に予めモードの切替に関する情報を取得するように構成されている。そして、制御部6は、画像処理部14にモードの切替に関する情報を送信することによって、画像処理部14のモードを、全合成モードまたは部分合成モードのいずれかに切り替えさせるように構成されている。

- [0044] 次に、図2～図13を参照して、冠動脈（心血管）インターベンション治療における本実施形態のX線撮影装置100のモードの切替の一例について説明する。
- [0045] 本実施形態のX線撮影装置100は、冠動脈インターベンション治療に用いられることが可能である。冠動脈インターベンション治療とは、心臓の冠動脈における血管40（図3参照）の狭窄を拡張する治療である。
- [0046] 冠動脈インターベンション治療では、図2に示すように、ステント31を含む治療具30が用いられる。治療具30は、ステント31と、ステント31が取り付けられるバルーン32と、ステント31およびバルーン32が先端近傍に取り付けられたガイドワイヤ33と、ガイドワイヤ33が内部に収容されるカテーテル34とを含む。ステント31は、細い金属などで形成された網目構造を有する筒状であり、X線が透過しやすく画像Pに写りにくい。このため、ステント31が取り付けられるバルーン32には、X線透過性の低い（または不透過の）素材で構成された一对のマーカ35が、目印として設けられている。この一对のマーカ35は、ステント31を挟み込むように、ステント31の両端近傍に設けられている。また、ステント31は、バルーン32が膨張することにより、折りたたまれた状態から拡張するように構成されている。なお、ステント31は、特許請求の範囲の「デバイス」の一例である。
- [0047] 冠動脈インターベンション治療の具体的な治療手順としては、まず、医師が、表示部7に表示されるX線透視による低画質のリアルタイム動画（画像）を参照しながら、カテーテル34を被検体Tの血管40内に挿入し、血管40を介してカテーテル34を心臓の冠動脈の血管40の狭窄部位へ到達させる手技を行う。
- [0048] そして、医師は、表示部7に表示されるX線撮影による合成画像Mのリアルタイム動画または合成画像Mの静止画を参照しながら、ステント31（31a）およびバルーン32の狭窄部位への位置決めを行う。そして、医師は、バルーン32を膨張させて血管40の狭窄部位を拡張させるとともに、折

りたたまれたステント31aを拡張して血管40内に留置する手技を行う。これにより、ステント31aによって血管40が内側から支えられる。また、医師は、X線撮影による合成画像Mのリアルタイム動画または合成画像Mの静止画を参照しながら、ステント31aが正しく留置されたかの確認を行う。そして、医師は、ステント31aが正しく留置されていない場合には、バルーン32を再度膨張させることなどによってステント31aを調整する手技を行う。これらの手技を行う場合、ステント31aと、バルーン32の一对のマーカ35との相対位置はほとんど変化しない。

[0049] ここで、ステント31aとマーカ35との相対位置が変化しない場合における、モード毎の画像処理部14により生成される合成画像Mについて説明する。

[0050] (全合成モードの場合)

全合成モードに切り替えられている場合には、画像処理部14は、まず、図3に示すように、位置合わせのために、複数の画像Pの全て(画像 $P_1 \sim P_N$)から一对のマーカ35が含まれる領域p(領域 $p_1 \sim p_N$)を取り出す。そして、画像処理部14は、図4に示すように、各々の領域 $p_1 \sim p_N$ の位置合わせを行う。その後、画像処理部14は、図5に示すように、位置合わせされた領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ を用いて画像 $P_1 \sim P_{N-1}$ を位置合わせすることによって、位置合わせ後の位置補正画像 $Q_1 \sim Q_{N-1}$ を生成する。最後に、画像処理部14は、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_N$ (なお、 Q_N は P_N と等しい)を重ね合わせる(時間積分を行う)ことによって、図6に示す合成画像Mfを生成する。

[0051] ここで、ステント31aとマーカ35との相対位置が変化しないため、各々の領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ における一对のマーカ35の位置が領域 p_N における一对のマーカ35の位置と一致するように位置合わせを行うことによって、位置補正画像 Q_i ($1 \leq i \leq N-1$)と位置補正画像 Q_N において、ステント31aが略同じ位置になる。この結果、位置補正画像Q(画像P)が重ね合わされた合成画像Mfでは、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_N$ においてステント31aのずれがほとんどないことにより、ステント31aが強調されて表示部7に表

示される。そして、合成画像M f が連続的に生成されて、表示部7にリアルタイム動画として表示される。

[0052] なお、全合成モードでは、撮影開始から時間が経過するにつれて合成画像M f を生成するために用いられる画像Pの枚数（フレーム数）が多くなるので、リアルタイム動画として表示部7に表示される合成画像M f では、徐々にステント31 aが鮮明になり高画質化する。

[0053] そして、十分高画質の合成画像M f が得られたことにより全合成モードにおけるX線撮影が終了された際、画像処理部14は、最後に生成した合成画像M f に対して、ステント31 aを強調するための補正処理を行う。この補正処理では、たとえば、ステント31 aが血管40と異なり直線的な形状を有するので、直線形状の部分のコントラストを上げるなどの処理が画像処理部14により行われる。これにより、画像処理部14により、合成画像M f からステント31 aがより強調されたより高画質の補正合成画像M s が生成される。そして、図8に示すように、補正合成画像M s は、静止画として表示部7に表示される。この結果、医師は、ステント31 aが正しく留置されたかの確認を確実に行うことが可能である。

[0054] なお、ユーザは、十分高画質の合成画像M f が得られたことをリアルタイムで確認してX線撮影を終了することができるので、不十分な画質の合成画像Mの状態でのX線撮影が終了されるのを抑制することが可能である。また、ユーザは、十分高画質の合成画像M f が得られたことをリアルタイムで確認して迅速にX線撮影を終了することができるので、被検体Tの被ばく量が増加するのを効果的に抑制することが可能である。

[0055] （部分合成モードの場合）

一方で、部分合成モードに切り替えられている場合には、画像処理部14は、まず、図3に示すように、位置合わせのために、複数の画像Pのうち、最新（直近）の8フレームの画像P（画像 $P_{N-7} \sim P_N$ ）から一对のマーカ-35が含まれる領域p（領域 $p_{N-7} \sim p_N$ ）を取り出す。そして、画像処理部14は、図4に示すように、各々の領域 $p_{N-7} \sim p_N$ の位置合わせを行う。そして、

画像処理部 14 は、図 5 に示すように、位置合わせされた領域 $p_{N-7} \sim p_{N-1}$ を用いて画像 $P_{N-7} \sim P_{N-1}$ を位置合わせすることによって、位置合わせ後の位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_{N-1}$ を生成する。最後に、画像処理部 14 は、位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_N$ を重ね合わせることによって、図 8 に示す合成画像 M_p を生成する。

[0056] ここで、ステント 31a とマーカー 35 との相対位置が変化しないため、全合成モードと同様に、位置補正画像 Q_i ($N-7 \leq i \leq N-1$) と位置補正画像 Q_N とにおいて、ステント 31a が略同じ位置になる。この結果、図 7 に示すように、位置補正画像 Q (画像 P) が重ね合わされた合成画像 M_p では、位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_N$ においてステント 31a のずれがほとんどないことにより、ステント 31a が強調されて表示部 7 に表示される。そして、合成画像 M_p が連続的に生成されて、表示部 7 にリアルタイム動画として表示される。

[0057] なお、部分合成モードでは、撮影開始から時間が経過しても合成画像 M_p を生成するために用いられる画像 P の枚数 (フレーム数) が 8 フレームで変化しない。このため、リアルタイム動画として表示される合成画像 M_p では、ステント 31a の鮮明度はほとんど変化しない。

[0058] ここで、一般的な撮影条件として、15FPS のフレームレートで 3 秒間撮影を行った場合には、全合成モードでは、撮影終了時に、45 フレームの画像 P (位置補正画像 Q) が合成された合成画像 M_f が生成される。つまり、全合成モードにおいて撮影終了時の合成画像 M を生成するために用いる画像のフレーム数 (45 フレーム) は、部分合成モードにおけるフレーム数 (8 フレーム) よりも多くなる。この結果、ステント 31a とマーカー 35 との相対位置が変化しない場合においては、部分合成モードよりも全合成モードの方が、ステント 31a が鮮明な高画質の合成画像 M が表示部 7 に表示される。したがって、ステント 31a とマーカー 35 との相対位置が変化しない場合においては、部分合成モードよりも全合成モードに画像処理部 14 を切り替えるのが好ましい。

[0059] 一方、狭窄部位が広範囲であり、1 個のステント 31 (31a) では狭窄

部位の全体の拡張ができない場合などには、血管40内に留置されたステント31aとは別個の新たなステント31b(31)が取り付けられた治療具30を、心臓の冠動脈の血管40の狭窄部位へ到達させる手技を行う。そして、医師は、一对のステント31aおよび31bにより、狭窄部位の血管40を内側から確実に支えるために、X線撮影による合成画像Mのリアルタイム動画を参照しながら、既に留置された既設のステント31aと、新たなステント31bおよびバルーン32との位置決めの手技を行う。なお、ステント31aおよび31bは、それぞれ、特許請求の範囲の「第1デバイス」および「第2デバイス」の一例である。

[0060] ここで、新たなステント31bと異なり、既設のステント31aはバルーン32に取り付けられていない。このため、図9に示すように、新たなステント31bとバルーン32の一对のマーカ-35との相対位置は変化しない一方、既設のステント31aとバルーン32の一对のマーカ-35とは相対移動する。つまり、既設のステント31aとマーカ-35との相対位置は変化する。

[0061] ここで、ステント31aとマーカ-35との相対位置が変化する場合における、モード毎の画像処理部14により生成される合成画像Mについて説明する。

[0062] (全合成モードの場合)

全合成モードに切り替えられている場合には、上記した場合と同様に、画像処理部14は、図9に示すように、まず、複数の画像Pの全て(画像 $P_1 \sim P_N$)から一对のマーカ-35が含まれる領域p(領域 $p_1 \sim p_N$)を取り出す。そして、画像処理部14は、図10に示すように、領域 $p_1 \sim p_N$ の位置合わせを行う。その後、画像処理部14は、図11に示すように、領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ を用いて位置補正画像 $Q_1 \sim Q_{N-1}$ を生成する。最後に、画像処理部14は、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_N$ を重ね合わせることによって、図12に示す合成画像Mfを生成する。

[0063] ここで、既設のステント31aと、バルーン32の一对のマーカ-35と

の相対位置が変化するため、各々の領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ における一对のマーカ-35の位置が領域 p_N における一对のマーカ-35の位置と一致するように位置合わせを行った際に、位置補正画像 Q_i ($1 \leq i \leq N-1$) と位置補正画像 Q_N とにおいて、ステント31bが略同じ位置になる。これにより、図12に示すように、位置補正画像 Q (画像 P) が重ね合わされた合成画像 M_f では、ステント31bが強調されて表示される。一方、既設のステント31aは、位置補正画像 Q_i と位置補正画像 Q_N とにおいて、異なる位置に位置するようになる (たとえば、図11の Q_1 と Q_N)。このため、図12に示すように、位置補正画像 Q (画像 P) が重ね合わされた合成画像 M_f では、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_N$ においてステント31aのずれが大きいことにより、ステント31aはぼやけて表示部7に表示される。

[0064] (部分合成モードの場合)

一方で、部分合成モードに切り替えられている場合には、上記した場合と同様に、画像処理部14は、図9に示すように、まず、複数の画像 P のうち、最新の8フレームの画像 P (画像 $P_{N-7} \sim P_N$) から一对のマーカ-35が含まれる領域 p (領域 $p_{N-7} \sim p_N$) を取り出す。そして、画像処理部14は、図10に示すように、領域 $p_{N-7} \sim p_N$ の位置合わせを行う。その後、画像処理部14は、図11に示すように、領域 $p_{N-7} \sim p_{N-1}$ を用いて位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_{N-1}$ を生成する。最後に、画像処理部14は、位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_N$ を重ね合わせることによって、図13に示す合成画像 M_p を生成する。

[0065] ここで、ステント31aとマーカ-35との相対位置が変化するものの、最新(直近)の8フレーム(約0.5秒程度)では、ステント31aとマーカ-35との相対位置の変化が小さい。これにより、各々の領域 $p_{N-7} \sim p_{N-1}$ における一对のマーカ-35の位置が領域 p_N における一对のマーカ-35の位置と一致するように位置合わせを行った際に、位置補正画像 Q_i ($N-7 \leq i \leq N-1$) と位置補正画像 Q_N とにおいて、ステント31bだけでなく、既設のステント31aも略同じ位置になる。この結果、図13に示すように、位置補正画像 Q (画像 P) が重ね合わされた合成画像 M_p では、ステント31

aおよび3 1 bのずれが共にほとんどないことにより、ステント3 1 bだけでなく、既設のステント3 1 aも強調されて表示部7に表示される。なお、部分合成モードにおいて、フレーム数が8フレームであることにより、ステント3 1 bが十分に視認可能なフレーム数が確保されている。

[0066] (全合成モードと部分合成モードとの比較)

これらの結果、X線撮影装置100では、ユーザ（医師等）がステント3 1とマーカー3 5との相対位置が変化しない手技を行う場合には、ユーザにより、画像処理部14のモードが全合成モードに切り替えられる。これにより、X線撮影中およびX線撮影後に、ステント3 1が鮮明になるように強調された高画質の合成画像M fまたは補正合成画像M sを、表示部7に表示させることが可能である。また、X線撮影装置100では、ユーザがステント3 1とマーカー3 5との相対位置が変化する手技を行う場合には、ユーザにより、画像処理部14のモードが部分合成モードに切り替えられる。これにより、X線撮影中に、ステント3 1がぼやけずに十分に強調された合成画像M pを、表示部7に表示させることが可能である。

[0067] (制御フロー)

次に、図14を参照して、X線撮影装置100の制御フローについて説明する。

[0068] まず、ステップS 11において、制御部6は、部分合成モードに切り替えられたか否かを判断する。制御部6が部分合成モードに切り替えられたと判断した場合には、ステップS 23に進み、ステップS 23～S 31において、部分合成モードに切り替えられた状態でX線撮影が行われる。

[0069] 制御部6が部分合成モードに切り替えられていないと判断した場合には、ステップS 12～S 22において、全合成モードに切り替えられた状態でX線撮影が行われる。まず、ステップS 12において、ユーザにより撮影開始に関する入力操作が操作部8に対して行われたことに関する情報が制御部6に送信されることによって、X線撮影が開始される。そして、ステップS 13において、制御部6は、X線照射部1からX線を放射させることによって

、X線検出部2に被検体Tを透過したX線を検出させて検出信号を出力させる。そして、画像生成部13が、検出信号に基づいて画像 P_N を生成する。

[0070] その後、ステップS14において、画像処理部14は、画像 P_N よりも前に生成された画像 $P_1 \sim P_{N-1}$ および新たに生成された画像 P_N から、それぞれ、領域 $p_1 \sim p_N$ を取得する。そして、ステップS15において、画像処理部14は、領域 p_N に基づいて領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ の位置合わせを行う。その後、ステップS16において、画像処理部14は、領域 $p_1 \sim p_{N-1}$ の位置合わせ結果に基づいて画像 $P_1 \sim P_{N-1}$ の位置合わせを行うことにより、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_{N-1}$ を生成する。そして、ステップS17において、画像処理部14は、位置補正画像 $Q_1 \sim Q_N$ を重ね合わせることにより、合成画像Mfを生成する。その後、ステップS18において、画像処理部14により生成された合成画像Mfは、制御部6を介して、表示部7に表示される。

[0071] そして、ステップS19において、制御部6は、ユーザにより撮影終了に関する入力操作が操作部8に対して行われたことに関する情報が制御部6に送信されることによって、X線撮影が終了されたか否かを判断する。制御部6がX線撮影が終了されていないと判断した場合には、ステップS20において、Nがインクリメント($N=N+1$)されて、ステップS13に戻り、画像生成部13が新たな画像 P_N を生成する。

[0072] また、制御部6がX線撮影が終了されたと判断した場合には、ステップS21において、画像処理部14は、ステント31が強調されるように最新の合成画像Mfの補正を行うことにより、補正合成画像Msを生成する。そして、ステップS22において、画像処理部14により生成された補正合成画像Msは、制御部6を介して、表示部7に表示される。その後、制御フローが終了される。

[0073] また、ステップS11において、制御部6が部分合成モードに切り替えられていると判断した場合には、ステップS23において、ステップS12と同様にX線撮影が開始される。そして、ステップS24において、ステップS12と同様に、画像生成部13が検出信号に基づいて画像 P_N を生成する。

[0074] その後、ステップS 25において、画像処理部14は、画像 P_N よりも前に生成された画像 $P_1 \sim P_{N-1}$ のうち、最新（直近）の画像 $P_{N-7} \sim P_{N-1}$ および新たに生成された画像 P_N から、それぞれ、領域 $p_{N-7} \sim p_N$ を取得する。そして、ステップS 26において、画像処理部14は、領域 p_N に基づいて領域 $p_{N-7} \sim p_{N-1}$ の位置合わせを行う。その後、ステップS 27において、画像処理部14は、領域 $p_{N-7} \sim p_{N-1}$ の位置合わせ結果に基づいて画像 $P_{N-7} \sim P_{N-1}$ の位置合わせを行うことにより、位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_{N-1}$ を生成する。そして、ステップS 28において、画像処理部14は、位置補正画像 $Q_{N-7} \sim Q_N$ を重ね合わせることで、合成画像 M_p を生成する。その後、ステップS 29において、画像処理部14により生成された合成画像 M_p は、制御部6を介して、表示部7に表示される。

[0075] そして、ステップS 30において、制御部6は、ステップS 19と同様に、X線撮影が終了されたか否かを判断する。制御部6がX線撮影が終了されていないと判断した場合には、ステップS 31において、Nがインクリメントされて、ステップS 24に戻り、画像生成部13が新たな画像 P_N を生成する。また、制御部6がX線撮影が終了されたと判断した場合には、制御フローが終了される。

[0076] （本実施形態の効果）

本実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0077] 本実施形態では、上記のように、画像処理部14を、画像生成期間の一部の期間の画像 P を対象として、画像 P を重ね合わせて合成画像 M (M_p)を生成する部分合成モードに切替可能に構成する。これにより、部分合成モードにおいて、重ね合わせる画像 P が一部の期間内（直近）の画像 P に限定されるので、重ね合わせる画像 P 間におけるステント31aの位置（ステント31aとバルーン32の一对のマーカ35との相対位置）の変化を小さくすることができる。この結果、ステント31aがずれた状態で重ね合わせられるのを抑制することができるので、画像 P が重ね合わされた合成画像 M_p において、ステント31がぼやけるのを抑制することができる。したがって

、ステント31の視認性が悪化した合成画像M_pが表示部7に表示されるのを抑制することができる。

[0078] また、本実施形態では、画像処理部14を、画像生成期間の全期間の画像Pを対象として、画像Pを重ね合わせて合成画像M_fを生成する全合成モードと、画像生成期間の一部の期間の画像Pを対象として、画像Pを重ね合わせて合成画像M_pを生成する部分合成モードとに切替可能に構成する。これにより、画像生成期間の全期間に亘ってステント31の位置の変化がほとんどない状態で手技を行う場合には、全合成モードに切り替えられることによって、位置の変化がほとんどないステント31が確実に重ね合わされるので、ステント31が鮮明な高画質の合成画像M_fを表示部7に表示させることができる。一方で、画像生成期間においてステント31の位置の変化が大きい場合には、部分合成モードに切り替えられることによって、ステント31の視認性が悪化した合成画像M_pが表示部7に表示されるのを抑制することができる。これらの結果、画像処理部14を全合成モードと部分合成モードとに切替可能に構成することによって、ステント31の視認性が悪化した合成画像Mが表示部7に表示されるのを抑制しつつ、手技に適した合成画像Mを表示部7に表示させることができる。

[0079] また、本実施形態では、画像処理部14を、部分合成モードにおいて、画像生成期間の一部の期間の所定のフレーム数（8フレーム）の画像Pを対象として、画像Pを重ね合わせるように構成する。これにより、部分合成モードにおいて、重ね合わせる画像Pが一部の期間内の所定のフレーム数（8フレーム）の画像Pに限定されるので、重ね合わせる画像P間におけるステント31aの位置の変化を確実に小さくすることができる。この結果、ステント31aがずれた状態で重ね合わせられるのをより抑制することができるので、画像Pが重ね合わされた合成画像M_pにおいて、ステント31がぼやけるのをより抑制することができる。

[0080] また、本実施形態では、X線撮影装置100が、ユーザが全合成モードまたは部分合成モードに切り替えるためのモード切替ボタン8aを備える。こ

れにより、画像処理部14のモードを、手技に合わせたモードにユーザが切り替えることができるので、確実に、ステント31の視認性が悪化した合成画像Mが表示部7に表示されるのを抑制しつつ、手技に適した合成画像Mを表示部7に表示させることができる。

[0081] また、本実施形態では、X線撮影装置100が、モード切替ボタン8aによる全合成モードまたは部分合成モードの切替に関する情報を、撮影開始の前に取得する制御を行う制御部6を備える。これにより、制御部6に撮影開始の前にモードに関する情報を取得させることができるので、切り替えられたモードで、撮影開始時から画像処理部14に合成画像Mを生成させることができる。この結果、たとえば、全合成モードに切り替えられている状態においては、早期にステント31が鮮明な合成画像Mを生成させることができるので、早期に放射線の照射を停止するようにX線撮影装置100を操作することができる。したがって、被検体Tの被ばく量が増加するのを効果的に抑制することができる。

[0082] また、本実施形態では、画像処理部14を、部分合成モードにおいて、ステント31aに対するステント31bの相対移動に起因して合成画像においてステント31aがぼやけるのを抑制するように、所定のフレーム数（8フレーム）の画像を重ね合わせるように構する。これにより、部分合成モードにおいて、ステント31aの視認性が悪化した合成画像Mpが表示部7に表示されるのを抑制することができる。

[0083] また、本実施形態では、部分合成モードにおける所定のフレーム数（8フレーム）は、合成画像Mにおいて、ステント31bが十分に視認可能なフレーム数である。これにより、ステント31bを十分に視認可能で、かつ、ステント31aの視認性の悪化が抑制された合成画像Mpを表示部7に表示させることができる。

[0084] また、本実施形態では、全合成モードにおいて撮影終了時の合成画像Mfを生成するために用いる画像Pのフレーム数は、部分合成モードにおいて合成画像Mpを生成するために用いる画像Pのフレーム数（8フレーム）より

も多い。これにより、画像処理部14は、全合成モードの撮影終了時において、ステント31が鮮明な合成画像M_fを確実に生成することができる。

[0085] また、本実施形態では、画像処理部14を、全合成モードでの撮影終了時の合成画像M_fに対してステント31を強調する補正を行うことにより補正合成画像M_sを生成するように構成するとともに、表示部7を、全合成モードでの撮影終了時に、補正合成画像M_sを表示するように構成する。これにより、ユーザは、全合成モードでの撮影終了後に表示部7に表示される補正合成画像M_sによって、ステント31の状態をより正確に認識することができる。

[0086] また、本実施形態では、画像処理部14を、全合成モードにおいて、画像生成期間の全期間の画像Pの全てを重ね合わせるように構成する。これにより、全合成モードにおいて、より早期にステント31が鮮明な合成画像M_fを生成させることができる。

[0087] また、本実施形態では、画像処理部14を、部分合成モードにおいて、最新の所定のフレーム数（8フレーム）の画像Pを対象として、画像Pを重ね合わせるように構成する。これにより、部分合成モードにおいて、ステント31がぼやけるのが抑制された最新の合成画像M_pを表示部7に表示させることができるので、ユーザは、最新の合成画像M_pを確認しながら手技を確実に行うことができる。

[0088] また、本実施形態では、合成画像Mが、ステント31が強調表示されたステント強調画像である。これにより、ステント31の視認性が悪化した合成画像Mが表示部7に表示されるのを抑制することができる。

[0089] [変形例]

なお、今回開示された実施形態は、すべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した実施形態の説明ではなく特許請求の範囲によって示され、さらに特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更（変形例）が含まれる。

[0090] たとえば、上記実施形態では、冠動脈（心血管）インターベンション治療

に用いるX線撮影装置100の例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明は、冠動脈インターベンション治療以外の用途に用いるX線撮影装置に適用されてもよい。指標（マーカー）に対するデバイスの相対位置の変化に起因して視認性が悪化した合成画像が表示部に表示されるのを抑制することが可能な本発明は、デバイスの位置の変化が生じ得る血管内IVR（インターベンショナルラジオロジー）治療に用いられるX線撮影装置としても使用することが可能である。

[0091] また、上記実施形態では、全合成モード（全期間画像合成モード）が画像生成期間の全期間の画像 P （ $P_1 \sim P_N$ ）の全てを重ね合わせて合成画像 M （ M_f ）を生成するモードである例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、全期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の全期間の画像のうちの一部の画像のみを用いるように構成してもよい。たとえば、全期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の全期間の画像のうち、マーカーが検出できない画像を重ね合わせる画像から除外してもよい。また、全期間画像合成モードにおいて、時系列的に並ぶ全期間の画像から数フレーム毎に画像を抜き出して、抜き出した複数の画像以外の画像を重ね合わせる画像から除外してもよい。なお、全期間画像合成モードにおいて、時系列的に並ぶ全期間の画像から均等になるように画像を抜き出して、抜き出した画像が重ね合わせられるのがよい。さらに、全期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の全期間の画像のうち全ての画像を用いる全合成モードと、上記のような画像生成期間の全期間の画像のうち一部の画像のみを用いる全期間合成モードとを選択可能なようにX線撮影装置を構成してもよい。

[0092] また、上記実施形態では、部分合成モード（部分期間画像合成モード）が画像生成期間の一部の期間の画像 P （ $P_{N-7} \sim P_N$ ）を重ね合わせて合成画像 M （ M_p ）を生成するモードである例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、部分期間画像合成モードにおいても、画像生成期間の一部の期間の画像のうち一部の画像のみを用いるように構成してもよい。たとえば、部分期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の一部の期間の画像の

うち、マーカーが検出できない画像を重ね合わせる画像から除外してもよい。

[0093] また、上記実施形態では、一对のマーカー35を用いて画像Pの位置合わせを行う例について示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、マーカーを用いずに画像の位置合わせを行ってもよい。たとえば、画像内の特徴点（たとえば、被検体のうち、他の部分に比べて放射線を吸収しやすい部分）を複数検出し、画像間で複数の特徴点が一致するように画像の位置合わせを行ってもよい。この場合、特徴点がステントに対して相対的に移動することによって、ステントがぼやけた合成画像が生成されるのを抑制するために、部分合成モードを採用することが可能である。

[0094] また、上記実施形態では、デバイスとしてステントを用いる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、デバイスは、ステントが取り付けられていないバルーンであってもよい。この場合であっても、たとえば、既設のステントとマーカーを有するバルーンとの間で位置決めを行う場合において、ステントの位置の変化に起因してステントがぼやけた合成画像が生成されるのを抑制するために、部分合成モードを採用することが可能である。

[0095] また、上記実施形態では、部分合成モード（部分期間画像合成モード）において、画像生成期間の一部の期間である最新の8フレームの画像を重ね合わせて合成画像Mを生成する例について示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、部分期間画像合成モードにおけるフレーム数は、8フレームに限られず、8フレームよりも少なくてもよいし、8フレームよりも多くてもよい。なお、フレーム数は、フレームレートに応じて変えるのが好ましい。たとえば、フレームレートが30FPSであれば、たとえば、8フレームよりも多い15フレームの画像を重ね合わせてもよく、フレームレートが7.5FPSであれば、たとえば、8フレームよりも少ない4フレームの画像を重ね合わせてもよい。なお、部分期間画像合成モードにおいて、重ね合わせる画像のフレーム数が多すぎる（フレーム数を取得するための期間が長くなる）と、合成画像において位置の変化するデバイスがぼやけて表示され

やすくなり、重ね合わせる画像のフレーム数が少なすぎると、合成画像においてデバイスを十分に強調表示できなくなる。このため、部分期間画像合成モードにおいて重ね合わせる画像のフレーム数は、0.3秒～1秒程度に対応するフレーム数で、かつ、4フレーム以上であるのが好ましいものの、本発明はこのフレーム数に限定されるものではない。

[0096] また、上記実施形態では、部分合成モード（部分期間画像合成モード）において、画像処理部14が最新の8フレームの画像を重ね合わせて合成画像Mを生成する例について示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、部分期間画像合成モードにおいて、画像処理部は、最新の期間以外の一部の期間における、所定のフレーム数の画像を重ね合わせて合成画像を生成してもよい。たとえば、画像処理部は、部分期間画像合成モードにおいて、画像生成期間の前半または中盤における、所定のフレーム数の画像を重ね合わせてもよい。

[0097] また、上記実施形態では、制御部6が撮影開始前に予めモードの切替に関する情報を取得する例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、制御部が撮影開始時にモードの切替に関する情報を取得するように構成されてもよい。たとえば、ユーザによる切替入力部の切替操作に基づいて、切り替えられたモードで撮影を開始するようにX線撮影装置を構成してもよい。また、X線撮影中に画像処理部のモードを切り替えることが可能なようにX線撮影装置を構成してもよい。

[0098] また、上記実施形態では、ユーザによりモード切替ボタン8aが操作された際に、画像処理部14のモードを、全合成モードまたは部分合成モードのいずれかに切り替える例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、モード切替ボタン以外のユーザの切替の指示に基づいて、画像処理部のモードを切り替えてもよい。たとえば、ユーザの音声に基づいて、画像処理部のモードを切り替えてもよいし、ユーザの動き（たとえば、光学センサの光を遮るようなユーザの動き）に基づいて、画像処理部のモードを切り替えてもよい。

[0099] また、ユーザの切替の指示に基づかずに、X線撮影装置が自動で画像処理部のモードを切り替えてもよい。この際、撮影開始時に撮影された最初の画像に対して画像認識を行い、画像認識の結果に基づいて、X線撮影装置が自動で画像処理部のモードを切り替えてもよい。たとえば、撮影開始時に撮影された最初の画像において、複数のステントが認識された場合には、X線撮影装置が自動で画像処理部のモードを部分合成モードに切り替え、複数のステントが認識されない場合には、全合成モードに切り替えるように、X線撮影装置を構成してもよい。

[0100] また、上記実施形態では、X線撮影の際に、画像処理部14のモードを切替可能に構成した例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、X線透視の際に、画像処理部のモードを切替可能に構成してもよい。

[0101] また、上記実施形態では、一对のマーカ-35が含まれる領域pを取り出して画像Pの位置合わせを行った例を示したが、本発明はこれに限られない。本発明では、領域を取り出さずに画像の位置合わせを行ってもよい。

符号の説明

- [0102] 6 制御部
7 表示部
8 a モード切替ボタン (切替入力部)
13 画像生成部
14 画像処理部
31 ステント (デバイス)
31 a ステント (デバイス、第1デバイス)
31 b ステント (デバイス、第2デバイス)
100 X線撮影装置
M、M f、M p 合成画像
M s 補正合成画像
P 画像
T 被検体

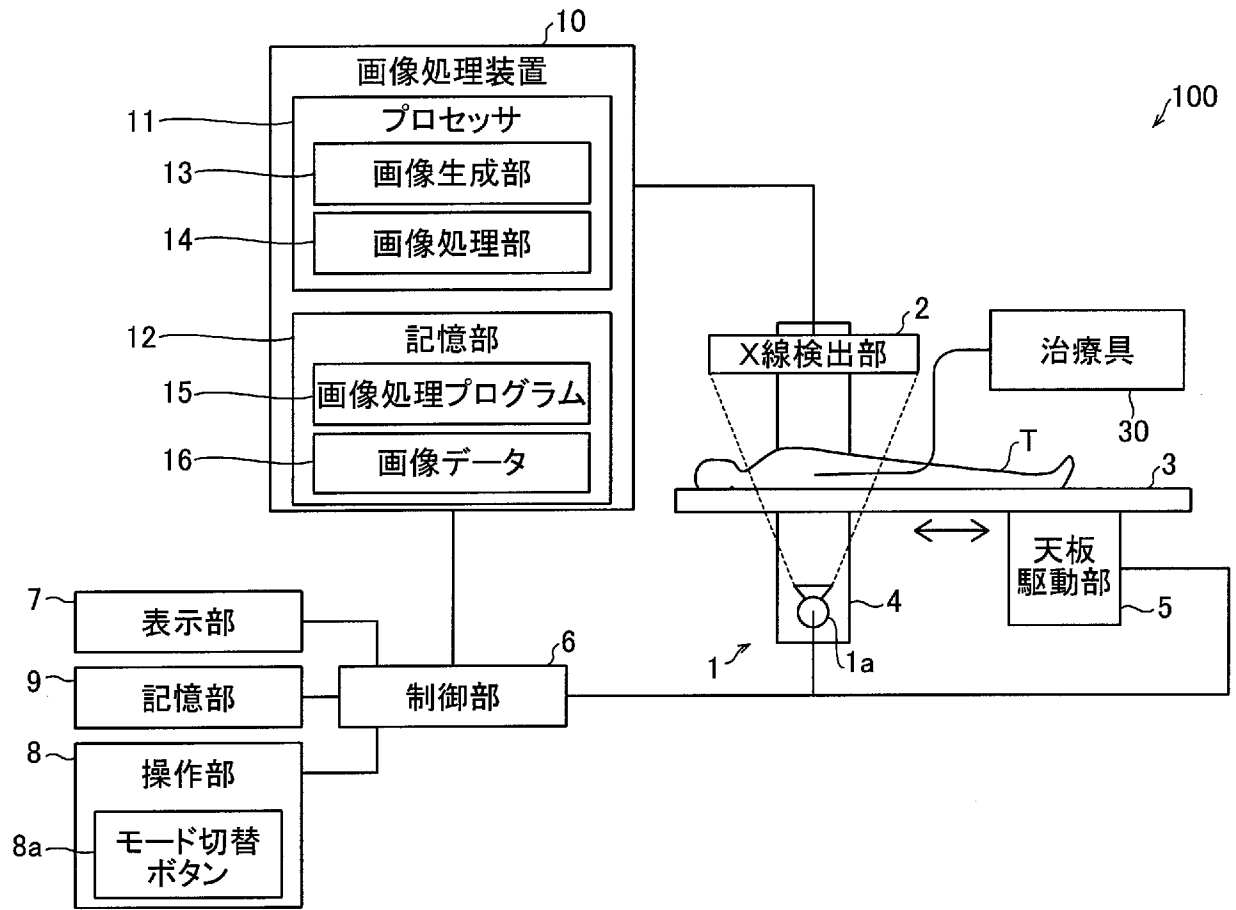
請求の範囲

- [請求項1] デバイスが導入された被検体を透過した放射線の検出信号に基づく画像を生成する画像生成部と、
- 前記画像生成部により生成される複数の前記画像を重ね合わせる画像処理部と、
- 前記画像を表示可能な表示部と、を備え、
- 前記画像処理部は、画像生成期間の全期間の前記画像を対象として、前記画像を重ね合わせて合成画像を生成する全期間画像合成モードと、前記画像生成期間の一部の期間の前記画像を対象として、前記画像を重ね合わせて合成画像を生成する部分期間画像合成モードとに切替可能に構成されている、X線撮影装置。
- [請求項2] 前記画像処理部は、前記部分期間画像合成モードにおいて、所定のフレーム数の前記画像を対象として、前記画像を重ね合わせるように構成されている、請求項1に記載のX線撮影装置。
- [請求項3] ユーザが前記全期間画像合成モードまたは前記部分期間画像合成モードに切り替えるための切替入力部をさらに備える、請求項1に記載のX線撮影装置。
- [請求項4] 前記切替入力部による前記全期間画像合成モードまたは前記部分期間画像合成モードの切替に関する情報を、撮影開始時または前記撮影開始の前に取得する制御を行う制御部をさらに備える、請求項3に記載のX線撮影装置。
- [請求項5] 前記デバイスは、前記被検体内に留置された第1デバイスと、前記第1デバイスとは別個に前記被検体内に導入される第2デバイスとを含み、
- 前記画像処理部は、前記部分期間画像合成モードにおいて、前記第1デバイスに対する前記第2デバイスの相対移動に起因して前記合成画像において前記第1デバイスがぼやけるのを抑制するように、所定のフレーム数の前記画像を重ね合わせるように構成させている、請求

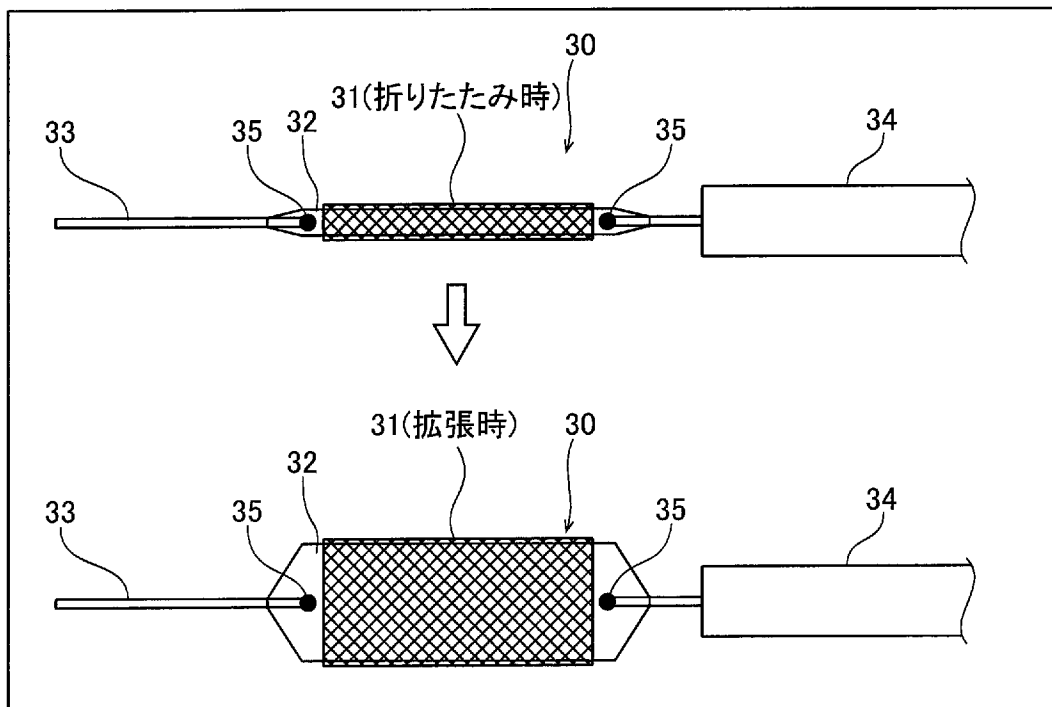
項 1 に記載の X 線撮影装置。

- [請求項6] 前記所定のフレーム数は、前記合成画像において、前記第 2 デバイスが十分に視認可能なフレーム数である、請求項 5 に記載の X 線撮影装置。
- [請求項7] 前記全期間画像合成モードにおいて撮影終了時の前記合成画像を生成するために用いる前記画像のフレーム数は、前記部分期間画像合成モードにおいて前記合成画像を生成するために用いる前記画像のフレーム数よりも多い、請求項 1 に記載の X 線撮影装置。
- [請求項8] 前記画像処理部は、前記全期間画像合成モードにおいて、撮影終了時の前記合成画像に対して前記デバイスを強調する補正を行うことにより補正合成画像を生成するように構成されており、
前記表示部は、前記全期間画像合成モードでの撮影終了時に、前記補正合成画像を表示するように構成されている、請求項 1 に記載の X 線撮影装置。
- [請求項9] 前記画像処理部は、前記全期間画像合成モードにおいて、前記画像生成期間の前記全期間の前記画像の全てを重ね合わせるように構成されている、請求項 1 に記載の X 線撮影装置。
- [請求項10] 前記画像処理部は、前記部分期間画像合成モードにおいて、最新の前記所定のフレーム数の前記画像を重ね合わせるように構成されている、請求項 2 に記載の X 線撮影装置。
- [請求項11] 前記合成画像は、前記デバイスとしてのステントが強調表示されたステント強調画像である、請求項 1 に記載の X 線撮影装置。

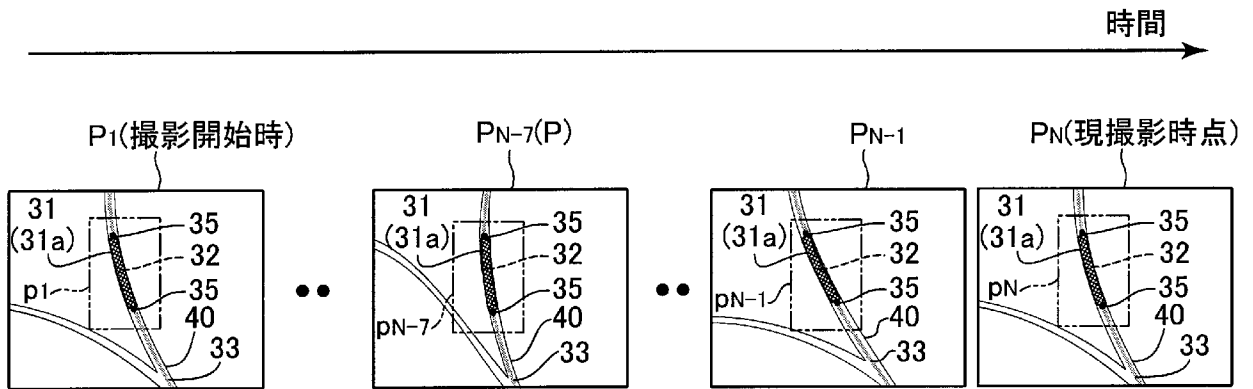
[図1]



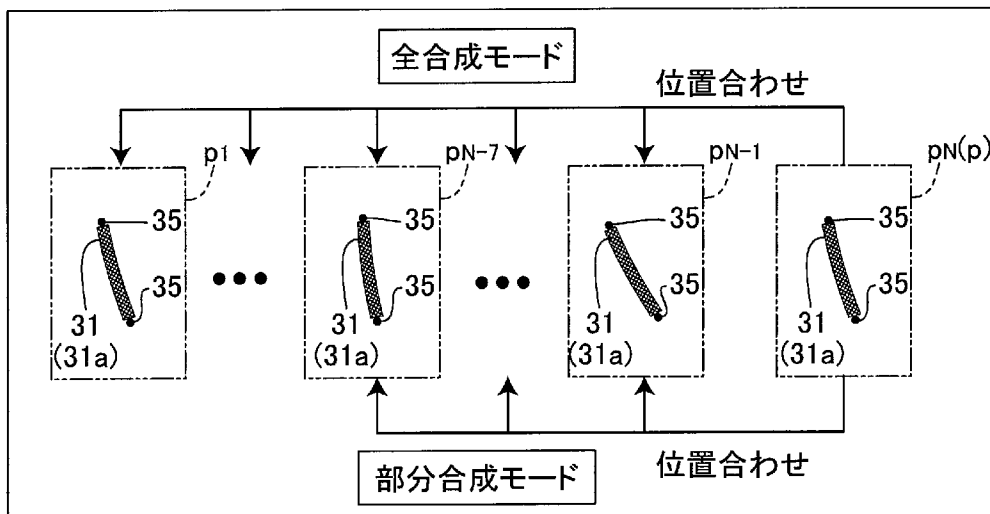
[図2]



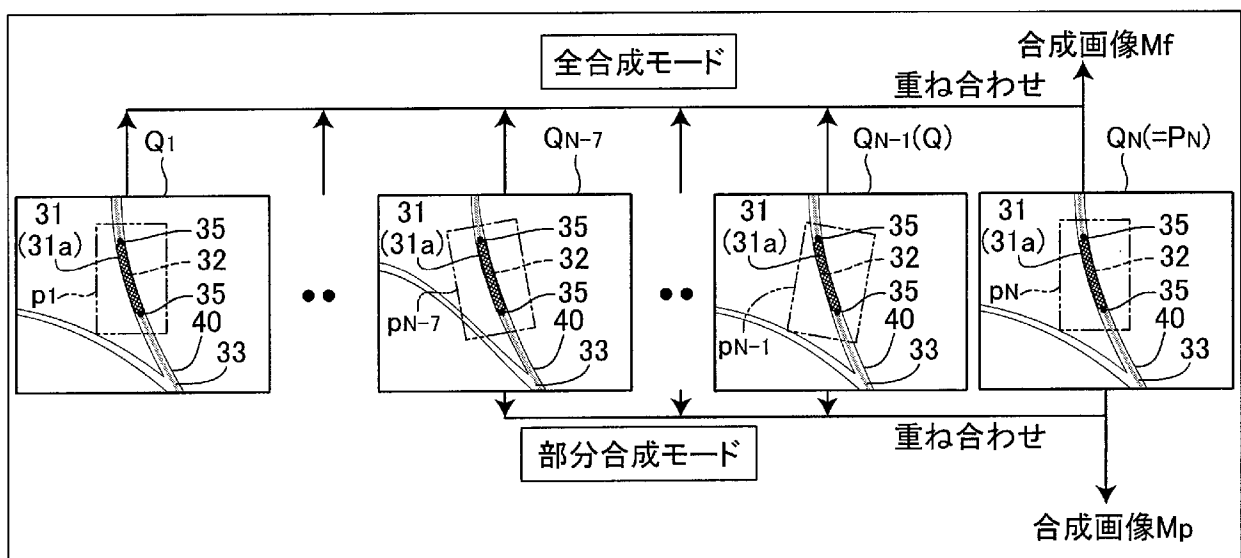
[図3]



[図4]

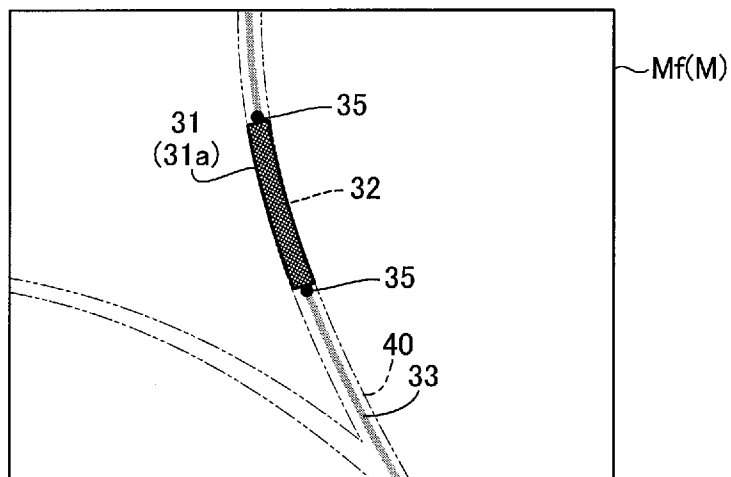


[図5]



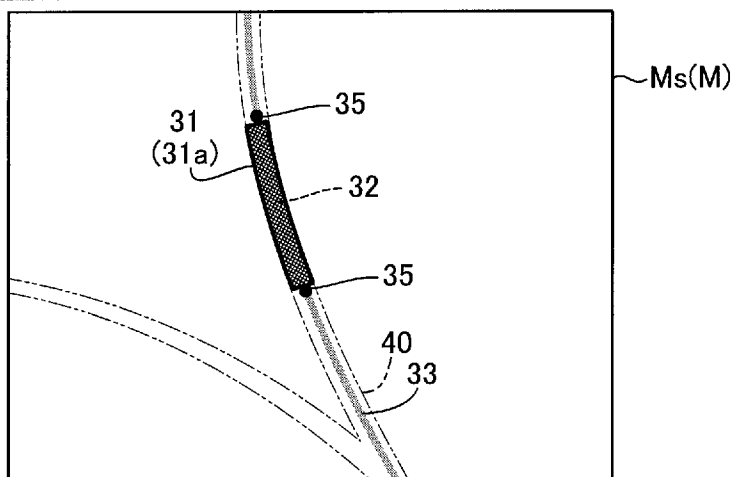
[図6]

全合成モード



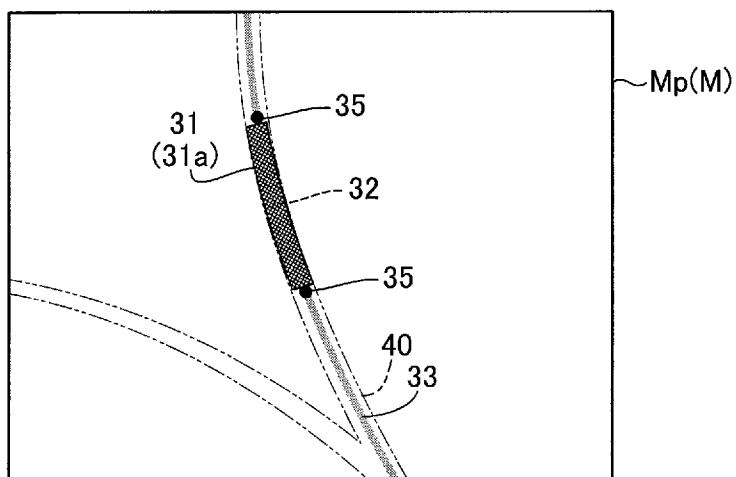
[図7]

全合成モード(補正合成画像Ms)

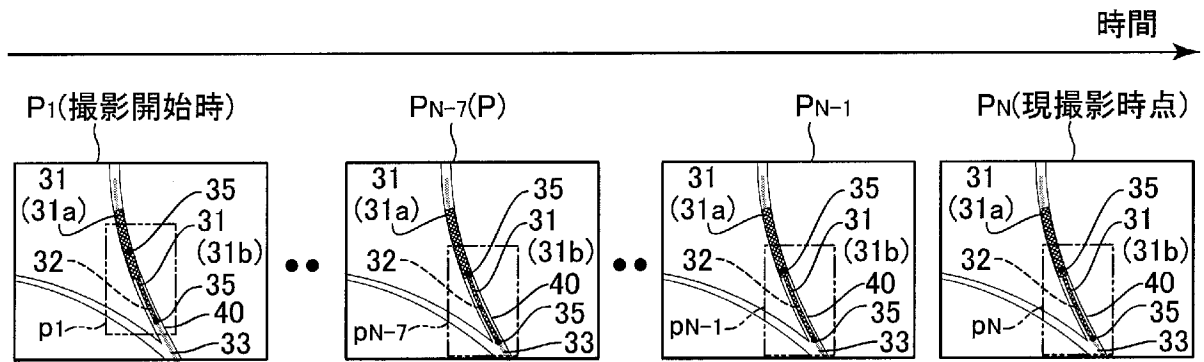


[図8]

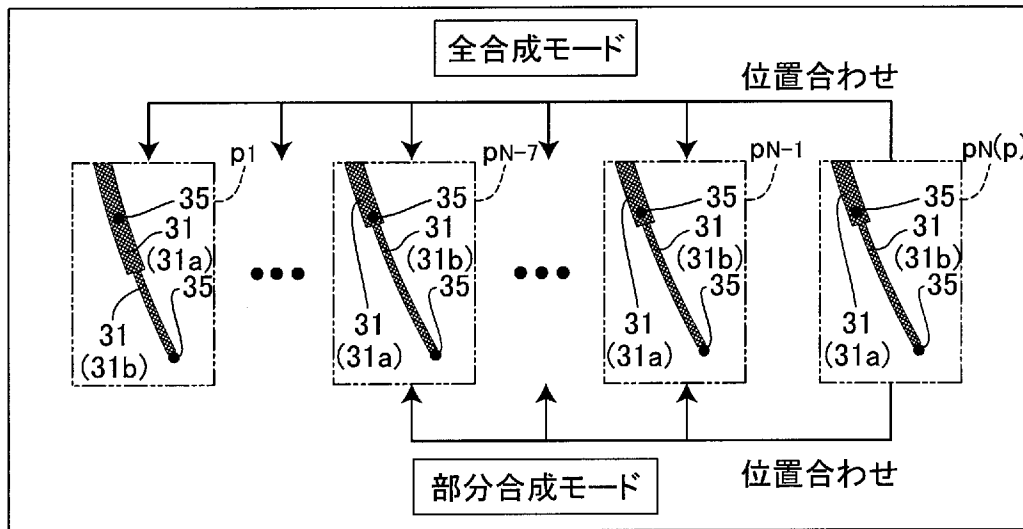
部分合成モード



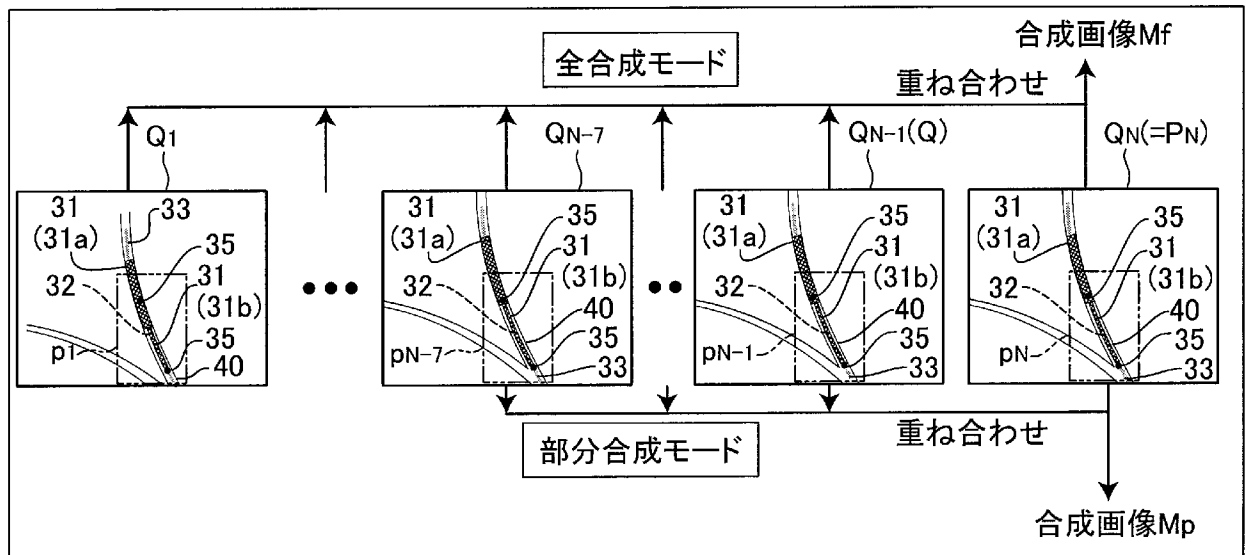
[図9]



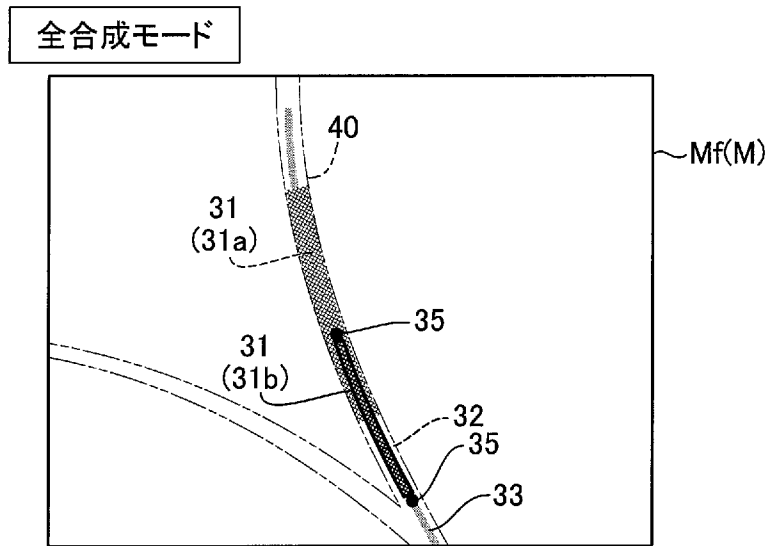
[図10]



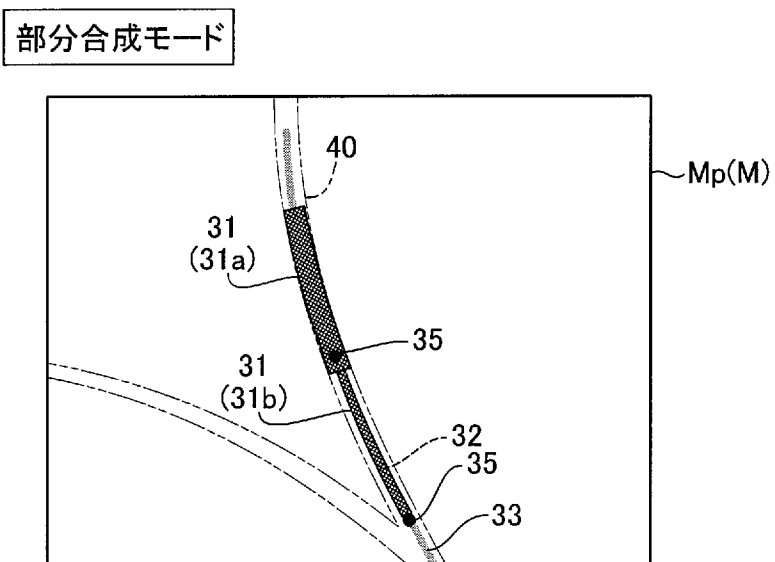
[図11]



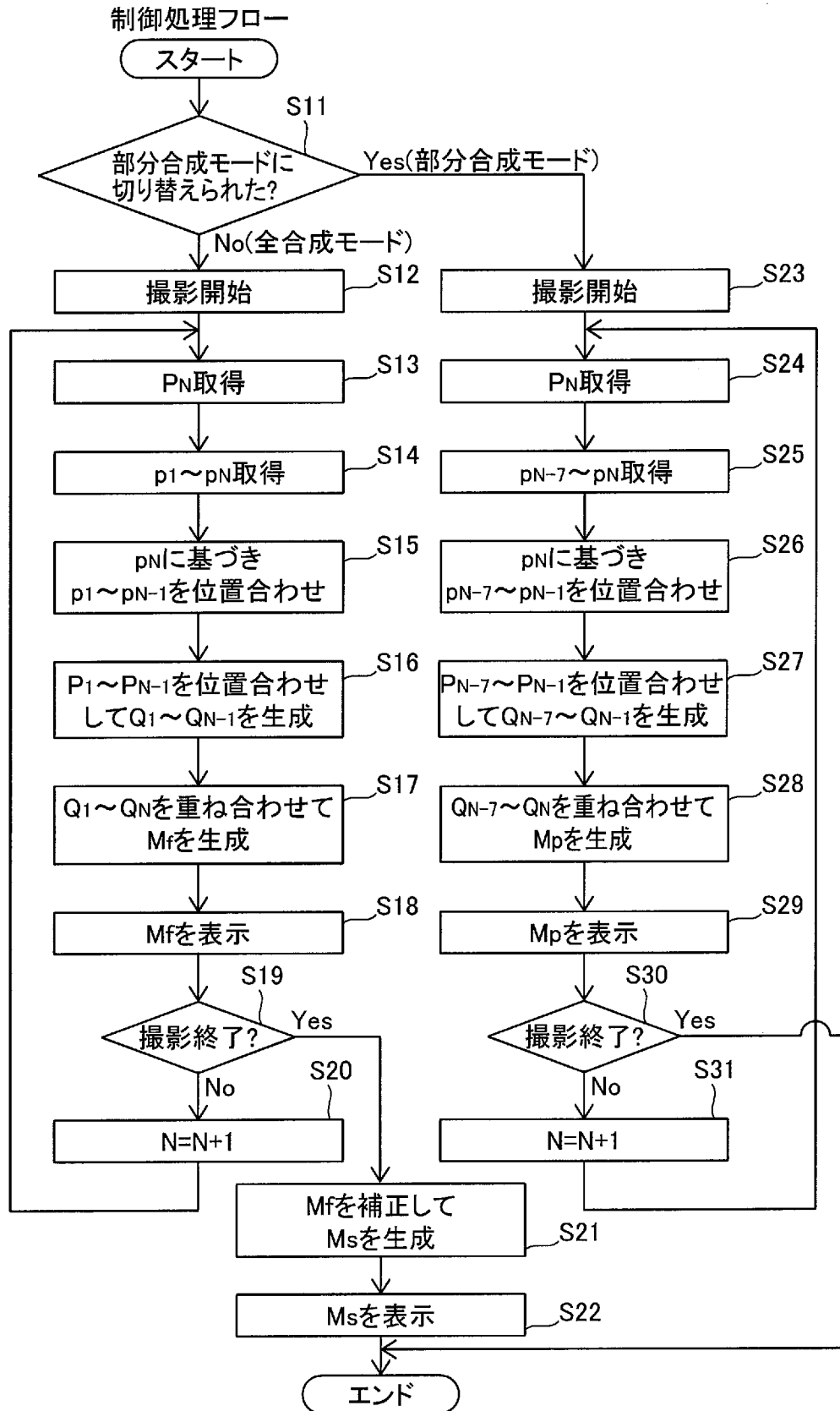
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/014897

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B6/00 (2006.01) i, A61B6/12 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl. A61B6/00-6/14, A61M25/00-29/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2017-51419 A (SHIMADZU CORP.) 16 March 2017, paragraphs [0001], [0039], [0041], [0050]-[0052], [0054], [0060], fig. 2, 4 (Family: none)	1-11
A	JP 2015-217020 A (SHIMADZU CORP.) 07 December 2015, entire text, all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2010-115429 A (TOSHIBA CORP.) 27 May 2010, entire text, all drawings (Family: none)	1-11

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 “E” earlier application or patent but published on or after the international filing date
 “L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 “O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 “P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 “&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
16.05.2018

Date of mailing of the international search report
29.05.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, A61B6/12(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00-6/14, A61M25/00-29/04

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2017-51419 A (株式会社島津製作所) 2017.03.16, 段落[0001], [0039], [0041], [0050]~[0052], [0054], [0060], 図 2, 4 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2015-217020 A (株式会社島津製作所) 2015.12.07, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2010-115429 A (株式会社東芝) 2010.05.27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
- 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

- 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

16.05.2018

国際調査報告の発送日

29.05.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊知地 和之

2U

9291

電話番号 03-3581-1101 内線 3292