

(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
2021年2月25日(25.02.2021)



(10) 国際公開番号

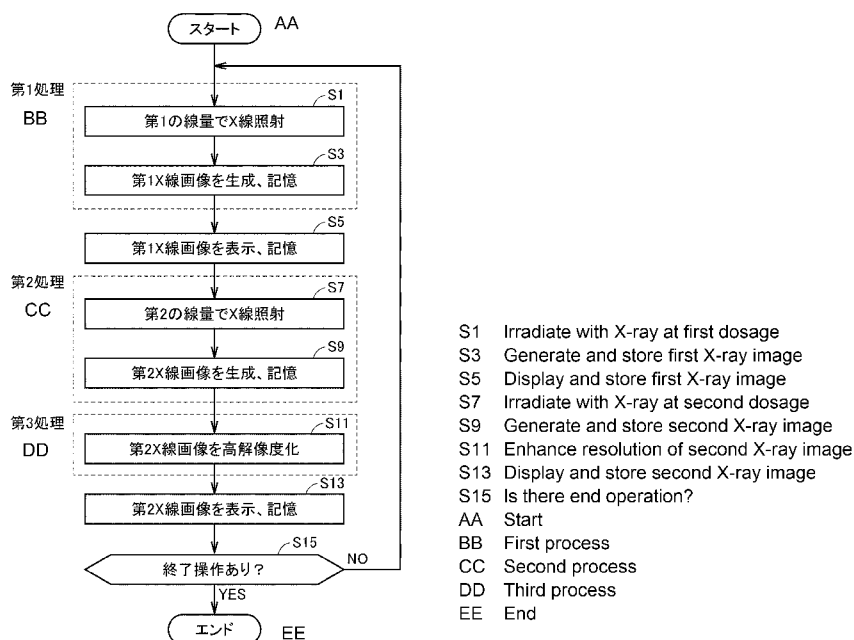
WO 2021/033291 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/032633
- (22) 国際出願日: 2019年8月21日(21.08.2019)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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: 森田 尚孝 (MORITA, Hisanori); 〒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: 特許業務法人深見特許事務所 (FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島三丁目2番4号 中之島フェスティバルタワー・ウエスト 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, 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,

(54) Title: X-RAY IMAGE CAPTURING METHOD AND X-RAY IMAGE CAPTURING SYSTEM

(54) 発明の名称: X線撮影方法およびX線撮影システム

FIG.6



(57) Abstract: Provided is an X-ray image capturing method for capturing an X-ray image of a subject, the X-ray image capturing method including: a step for irradiating the subject with an X-ray at a first dosage and capturing a first X-ray image of the subject; a step for irradiating the subject with an X-ray at a second dosage smaller than the first dosage and capturing a second X-ray image of the subject; and a step for inputting the second X-ray image into a learnt model learnt by machine learning, and correcting the second X-ray image.

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))

(57) 要約: 被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、被検体に第1の線量でX線を照射し、被検体の第1X線画像を撮影するステップと、被検体に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体の第2X線画像を撮影するステップと、第2X線画像を、機械学習により学習された学習済みモデルに入力して、第2X線画像を修正するステップとを含む、X線撮影方法。

明 細 書

発明の名称： X線撮影方法およびX線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、X線撮影方法およびX線撮影システムに関する。

背景技術

[0002] 特開2018-46905号公報（特許文献1）には、被検体にX線を照射し、被検体内を画像化した透視画像を撮影する放射線撮影装置が開示されている。この放射線撮影装置は、所定の時間間隔で断続的にX線を照射して、透視画像を連続的に生成し、動画の形式でモニタに表示させる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2018-46905号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 医療に用いるためのX線画像（動画）には、高い画質が求められる。高い画質を得るためには、短い時間間隔、かつ、高い線量で断続的に被検体にX線を照射することが望ましい。その一方で、X線画像の撮影による被検体の被ばく量を極力低減させることが望ましい。

[0005] しかしながら、被検体の被ばく量を低減させるためにX線を照射する時間間隔を広げると、フレームレートが低下することになる。すなわち、フレームの間隔が大きくなるため、フレーム間の情報が欠落してしまう可能性がある。また、被検体の被ばく量を低減させるためにX線の線量を低下させると、X線画像の解像度が低下し、X線画像が不鮮明なものになってしまう可能性がある。すなわち、X線画像の撮影による被検体の被ばく量を低減させることと、X線画像の画質を向上させることは背反の関係にある。

[0006] 本発明は、上記課題を解決するためになされたものであり、その目的は、X線画像の画質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることで

ある。

課題を解決するための手段

- [0007] 本発明の第1の態様は、被検体のX線動画を撮影するX線撮影方法であって、被検体に第1の線量でX線を照射し、被検体の第1 X線画像を撮影するステップと、被検体に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体の第2 X線画像を撮影するステップと、第2 X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、第2 X線画像を修正するステップとを含む。
- [0008] 本発明の第2の態様は、被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、所定の時間間隔で被検体にX線を照射して、被検体の連続した第3 X線画像および第4 X線画像を撮影するステップと、第3 X線画像および第4 X線画像を用いて、第3 X線画像と第4 X線画像との間の中間画像を生成するステップとを含む。
- [0009] 本発明の第3の態様は、被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、被検体にX線を照射し、被検体のX線画像を生成するステップと、生成済みのX線画像を用いて、X線画像の次のフレームの予測画像を生成するステップとを含む。
- [0010] 本発明の第4の態様は、被検体にX線を照射して被検体のX線画像を順次生成するように構成された撮影装置と、X線画像を処理する画像処理装置とを備えるX線撮影システムである。撮影装置は、被検体に第1の線量でX線を照射し、被検体の第1 X線画像を撮影する処理と、被検体に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体の第2 X線画像を撮影する処理とを実行可能に構成される。画像処理装置は、第2 X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、第2 X線画像を修正するように構成される。
- [0011] 本発明の第5の態様は、撮影装置と、画像処理装置とを備えるX線撮影システムである。撮影装置は、所定の時間間隔で被検体にX線を照射して、被検体の連続した第3 X線画像および第4 X線画像を撮影するように構成され

る。画像処理装置は、第3 X線画像および第4 X線画像を用いて、第3 X線画像と第4 X線画像との間の中間画像を生成するように構成される。

[0012] 本発明の第6の態様は、被検体にX線を照射して被検体のX線画像を順次生成するように構成される撮影装置と、生成済みのX線画像を用いて、上記X線画像の次のフレームの予測画像を生成するように構成される画像処理装置とを備えるX線撮影システムである。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、X線画像の画質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]実施の形態1に係るX線撮影システムの全体構成図である。

[図2]X線撮影システムを用いた冠動脈（心血管）インターベンション治療に用いられるカテーテルの構成を概略的に示す図である。

[図3]実施の形態1に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。

[図4]第1 X線画像の一例を説明するための図である。

[図5]第2 X線画像の一例を説明するための図である。

[図6]実施の形態1に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図7]変形例1に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図8]変形例2に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。

[図9]変形例2に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図10]実施の形態2に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。

[図11]実施の形態2に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図12]変形例5に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。

[図13]変形例5に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の

一例を示すフローチャートである。

[図14]実施の形態3に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。

[図15]実施の形態3に係る撮影装置および画像処理装置で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一又は相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

[0016] [実施の形態1]

<全体構成>

図1は、実施の形態1に係るX線撮影システム100の全体構成図である。X線撮影システム100は、人体等の被検体50にX線を照射して、被検体50内を画像化したX線画像を撮影する。図1を参照して、X線撮影システム100は、撮影装置10と、画像処理装置20とを備える。

[0017] 撮影装置10は、X線照射部1と、X線検出部2と、撮影テーブル3と、移動機構4と、駆動部5と、制御部6と、表示部7と、操作部8と、記憶部9とを含む。

[0018] X線照射部1は、X線管と、コリメータとを含んで構成される（いずれも図示せず）。X線管は、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。コリメータは、X線管に設けられており、X線管から照射されるX線の照射野を調整する。X線照射部1は、制御部6により設定される撮影条件に従ってX線を発生させる。撮影条件は、たとえば、管電圧、管電流、および、X線照射の時間間隔またはパルス幅等を含む。

[0019] X線検出部2は、X線照射部1と撮影テーブル3を挟んで対向するように配置されている。X線検出部2は、X線照射部1から照射されて被検体50および撮影テーブル3を透過したX線を検出する。そして、X線検出部2は、検出したX線強度に応じた検出信号を画像処理装置20に出力する。X線

検出部 2 は、代表的には、フラットパネルディテクタ（以下「F P D（Flat Panel Detector）」とも称する）によって構成される。

[0020] X線照射部 1 と X線検出部 2 とは、移動機構 4 に移動可能に支持されている。撮影テーブル 3 は、駆動部 5 により移動可能となっている。X線照射部 1、X線検出部 2 および撮影テーブル 3 を移動させることにより、被検体 5 0 のうちの撮影対象となる撮影領域を移動させることができる。

[0021] 制御部 6 は、C P U（Central Processing Unit）と、メモリ（R O M（Read Only Memory）および R A M（Random Access Memory））と、各種信号を入出力するための入出力バッファ等を含んで構成される（いずれも図示せず）。制御部 6 は、入力された各種信号等に基づいて、制御プログラムを実行することにより、撮影装置 1 0 の各部および画像処理装置 2 0 を制御する。また、制御部 6 は、後述の第 1 処理および第 2 処理を X線撮影システム 1 0 0 において実行するために、各部および画像処理装置 2 0 を制御する。

[0022] 表示部 7 は、たとえば液晶ディスプレイ等のモニタである。表示部 7 は、制御部 6 からの指令に従い、画像処理装置 2 0 により生成された X線画像、あるいは、記憶部 9 に記憶された X線画像を表示する。

[0023] 操作部 8 は、X線撮影システム 1 0 0 を利用する医師や技師等（以下、単に「ユーザ」とも称する）が操作可能な入力装置である。ユーザは、操作部 8 から、たとえば、X線撮影システム 1 0 0 による X線撮影の開始／終了を指示したり、X線撮影システム 1 0 0 の撮影条件を設定したり、表示部 7 の表示状態を指示したりすることができる。

[0024] 記憶部 9 は、たとえば、ハードディスクドライブやソリッドステートドライブ等の大容量の記憶装置を含んで構成される。記憶部 9 は、X線撮影システム 1 0 0 による撮影終了後の再生用に、表示部 7 に表示される X線画像の画像データを記憶する。

[0025] 画像処理装置 2 0 は、プロセッサ 2 1 と、記憶部 2 5 とを含む。記憶部 2 5 には、種々の画像処理を実行するための画像処理プログラムが記憶されて

いる。プロセッサ 21 が画像処理プログラムを実行することにより、画像生成部 22 および画像処理部 23 の機能が実行される。なお、画像生成部 22 および画像処理部 23 の各々は、専用のプロセッサにより構成されてもよい。

[0026] 画像生成部 22 は、X線検出部 2 から取得した検出信号に基づいて、X線画像を生成する。実施の形態 1 に係る画像生成部 22 は、X線検出部 2 から順次出力される検出信号に基づいて、X線画像を動画の形式で連続的に生成する。具体的には、X線照射部 1 から被検体 50 に対して、X線が所定の時間間隔で断続的に照射される。そして、被検体 50 を透過したX線をX線検出部 2 が順次検出する。画像生成部 22 は、X線検出部 2 から順次取得した検出信号に基づいてX線画像を生成することにより、X線画像を所定のフレームレートで連続的に生成する。フレームレートは、たとえば、15FPS～30FPS程度である。

[0027] 画像処理部 23 は、画像生成部 22 により生成されたX線画像に対して画像処理（後述の第3処理）を実行することが可能に構成される。

[0028] 画像処理装置 20 は、画像生成部 22 により生成されたX線画像および画像処理部 23 により画像処理が施されたX線画像を、撮影装置 10 に出力する。撮影装置 10 の制御部 6 は、画像処理装置 20 から取得したX線画像を表示部 7 に表示させることによって、被検体 50 のX線画像をリアルタイムに表示させることができる。また、画像処理装置 20 は、画像生成部 22 により生成されたX線画像および／または画像処理部 23 により画像処理が施されたX線画像を、画像データ 27 として記憶部 25 に記憶してもよい。

[0029] 図 2 は、X線撮影システム 100 を用いた冠動脈（心血管）インターベンション治療に用いられるカテーテルの構成を概略的に示す図である。図 1 および図 2 を参照して、カテーテル 33 は、その内部にガイドワイヤ 32 を含む。ガイドワイヤ 32 には、ステント 31 が設けられている。ステント 31 は、たとえば金属または樹脂で形成された網目構造を有する筒状形状に構成される。ステント 31 の両端には、X線撮影時にステント 31 の位置を特定

するためのマーカ34, 35が設けられている。マーカ34, 35は、たとえば金やプラチナ、タンタル等の金属によって構成されるX線不透過の部材である。撮影されたX線画像においてマーカ34, 35の位置を検知することによって、ステント31の位置を特定することができる。

[0030] 冠動脈インターベンション治療では、カテーテル33を被検体50の血管内に挿入し、カテーテル33を心臓の冠動脈に到達させる。そして、血管内の狭窄部位にステント31を配置し、ステント31の内部に設けられるバルーン（図示せず）によりステント31を膨らませて留置する。これによって、狭窄部位を広げて血流を正常に保つことができる。

[0031] <X線動画の撮影>

上記のような冠動脈インターベンション治療においては、ステント31の位置等を正確に把握することが必要となるため、X線画像には、高い画質が求められる。X線画像（動画）を撮影するにあたり、高い画質（動画質）を得るためには、短い時間間隔、かつ、高い線量で断続的にX線を照射してX線画像を生成することが望ましい。X線の線量が大きいほど、生成されるX線画像（すなわちX線動画）の解像度が高く、X線を照射する時間間隔が小さいほど、実際の動作に追従した動画を撮影することが可能となるためである。

[0032] その一方で、X線動画の撮影による被検体50の被ばく量を低減させることが望まれている。被検体50の被ばく量を低減させるためにX線を照射する時間間隔を大きくすると、フレームレートが低下し、フレームの間隔が大きくなるため、フレーム間の情報が欠落してしまう可能性がある。また、被検体50の被ばく量を低減させるためにX線の線量を低下させると、個々のX線画像の解像度が低下し、X線画像が不鮮明なものになってしまう可能性がある。すなわち、X線動画の撮影による被検体50の被ばく量を低減させることと、X線動画の動画質を向上させることは背反の関係にある。

[0033] そこで、実施の形態1では、被検体50にX線を所定の時間間隔で照射してX線画像を生成するX線撮影システム100において、1回おきに被検体

50に照射するX線の線量を低下させる。これによって、X線動画の撮影による被検体50の被ばく量を低減させることができる。X線の線量を低下させて生成されたX線画像は、X線の線量を低下させずに生成されたX線画像よりも解像度が低下するが、この対策として、X線の線量を低下させて生成されたX線画像の解像度を向上させる処理をさらに実行する。これによって、1回おきに被検体50に照射するX線の線量を低下させたとしても、X線動画の動画質が低下することを抑制することができる。

[0034] X線の線量の調整は、管電流、X線照射の時間間隔またはパルス幅を変更することにより行なうことができる。X線の線量を調整する代わりに、管電圧を変更することにより照射エネルギーを調整してもよい（これにより皮膚線量も変更される）。

[0035] さらに、X線の線量を調整する代わりに、X線の照射範囲を調整してもよい。X線の照射範囲は、コリメータの絞り量を変更することにより、あるいは、穴の開いた遮蔽板を出し入れすることにより、行なうことができる。

[0036] 図3は、実施の形態1に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。図3には、所定の時間間隔（…， $t-1$ ， t ， $t+1$ ， $t+2$ ，…）でX線照射が行なわれ、それぞれの時間においてX線画像が生成されていることが示されている。

[0037] 時間 $t-1$ および時間 $t+1$ においては、被検体50に第1の線量でX線を照射して被検体50のX線画像（以下、「第1 X線画像」とも称する）28を生成する第1処理が実行される。時間 t および時間 $t+2$ においては、被検体50に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体50のX線画像（以下、「第2 X線画像」とも称する）29を生成する第2処理が実行される。すなわち、所定の時間間隔毎に、第1処理と第2処理とが交互に実行される。

[0038] 上記のように、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行すれば、所定の時間間隔で第1処理が実行される場合と比べて、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0039] ただし、X線の線量を低下させて生成された第2 X線画像29は、第1 X線画像28よりも解像度が低いものとなっている。一例を図4および図5に示す。図4は、第1 X線画像28の一例を説明するための図である。図5は、第2 X線画像29の一例を説明するための図である。図4および図5には、冠動脈インターベンション治療において生成されたX線画像が示されている。図4および図5を比較して認識し得るように、第1 X線画像28よりも小さいX線の線量で生成された第2 X線画像29は、X線の線量が小さいため、第1 X線画像28よりも解像度が低くなっている。

[0040] そこで、X線動画に解像度が異なるX線画像が混在することを回避するために、画像処理部23は、第2 X線画像29の解像度を向上させるように、第2 X線画像29を修正する画像処理を行なう。具体的には、画像処理部23は、第2処理で生成された第2 X線画像29の解像度を、機械学習により学習された学習済モデルを用いて、第1 X線画像28の解像度と同程度の解像度に向きさせる第3処理を実行する。なお、第3処理によって解像度が向上されたX線画像（第2 X線画像29A）は、本来のX線画像（第2処理の実行に代えて第1処理を実行した場合に生成される第1 X線画像）と完全に同一であるとは限らない。実施の形態1においては、深層学習により学習された学習済モデルが用いられる。

[0041] なお、機械学習とは、与えられた情報（たとえば学習データセット）に基づいて反復的に学習し、法則または判定基準を自立的に確立させる手法である。深層学習とは、多層構造のニューラルネットワークを用いた機械学習である。

[0042] 学習済モデルは、たとえば、学習用データセットを用いて、学習処理を繰り返し実行して生成される。学習用データセットは、たとえば、入力として与えられる低解像度画像に対して、出力として与えられる高解像度画像をラベル付けした学習用データを複数含むものである。学習用データは、たとえば、高解像度画像を低解像度化させることによって用意することができる。上記のような学習用データセットを用いて学習された学習済モデルは、入力

された画像を高解像度化して出力する。

[0043] 第3処理により第2 X線画像29の解像度を向上させれば、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行したとしても、所定の時間間隔で第1処理が実行される場合と同程度のX線動画を撮影することができる。なお、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とが交互に実行されることは一例であり、第1処理と第2処理とが実行される比率は、実施の形態1に係るX線撮影システム100が用いられる治療あるいは検査等の内容に応じて適切に設定すればよい。所定の時間間隔で実行される第1処理の一部を第2処理に変更するとともに、第3処理を実行するようにすれば、X線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0044] <撮影装置および画像処理装置で実行される処理>

図6は、実施の形態1に係る撮影装置10および画像処理装置20で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートに示される処理は、たとえば操作部8においてユーザがX線撮影の開始操作を行なった際に開始される。

[0045] フローチャートに示される処理が開始されると、操作部8においてユーザがX線撮影の終了操作を行なうまで、所定の時間間隔毎に第1処理および第2処理が交互に実行される。まず、ステップ（以下ステップを「S」と略す）1およびS3において、撮影装置10および画像処理装置20は、第1処理を実行する。具体的には、S1において、撮影装置10は、X線照射部1から第1の線量で被検体50にX線を照射する。X線検出部2は、被検体50および撮影テーブル3を透過したX線を検出し、画像処理装置20に出力する。

[0046] S3において、画像処理装置20の画像生成部22は、X線検出部2から取得した検出信号に基づいて、第1 X線画像28を生成する。そして、画像生成部22は、生成した第1 X線画像28の画像データを撮影装置10に出力する。なお、画像生成部22は、生成した第1 X線画像28を撮影装置10に出力するとともに、記憶部25に記憶してもよい。

- [0047] S 5において、撮影装置 10は、取得した画像データに基づいて、第1 X線画像 28を表示部 7に表示させるとともに、第1 X線画像 28を記憶部 9に記憶する。
- [0048] 第1処理の実行から所定の時間が経過すると、S 7およびS 9において、撮影装置 10および画像処理装置 20は、第2処理を実行する。具体的には、S 7において、撮影装置 10は、X線照射部 1から第1の線量よりも小さい第2の線量で被検体 50にX線を照射する。X線検出部 2は、被検体 50および撮影テーブル 3を透過したX線を検出し、画像処理装置 20に出力する。
- [0049] S 9において、画像処理装置 20の画像生成部 22は、X線検出部 2から取得した検出信号に基づいて、第2 X線画像 29を生成する。そして、画像生成部 22は、生成した第2 X線画像 29を画像処理部 23に出力する。
- [0050] 次に、S 11において、画像処理装置 20は、第3処理を実行して、S 9において生成した第2 X線画像 29の解像度を向上させる。具体的には、画像処理部 23は、S 9において画像生成部 22が生成した第2 X線画像 29を学習済モデルに入力し、第2 X線画像 29を高解像度化した第2 X線画像 29Aを生成する。そして、画像処理部 23は、高解像度化した第2 X線画像 29Aを撮影装置 10に出力する。なお、画像処理部 23は、高解像度化した第2 X線画像 29Aを撮影装置 10に出力するとともに、記憶部 25に記憶してもよい。
- [0051] S 13において、撮影装置 10は、取得した画像データに基づいて、第2 X線画像 29Aを表示部 7に表示させるとともに、第2 X線画像 29Aを記憶部 9に記憶する。
- [0052] S 15において、撮影装置 10は、X線撮影の終了操作がなされたか否かを判定する。なお、X線撮影の終了操作がなされたか否かの判定は、S 15に代えて、あるいはS 15に加えて、第1処理と第2処理との実行の切り替わりのタイミング（すなわち、S 5とS 7との間）でなされてもよい。
- [0053] 終了操作がなされていない場合（S 15においてNO）、撮影装置 10は

、処理をS 1に戻して、X線撮影を継続する。すなわち、第1処理および第2処理の実行を継続させる。

[0054] 終了操作がなされた場合（S 15においてYES）、撮影装置10は、処理を終了し、X線撮影を終える。

[0055] 以上のように、実施の形態1では、被検体50にX線を所定の時間間隔で照射してX線画像を生成するX線撮影システム100において、1回おきに被検体50に照射するX線の線量を低下させる。すなわち、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行する。X線の線量を低下させて生成された第2 X線画像29は、第1 X線画像28よりも解像度が低下する。そのため、第3処理を実行して、第2 X線画像29の解像度を向上させる。

[0056] 上記のように、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行することによって、所定の時間間隔で第1処理を実行する場合と比べて、被検体50の被ばく量を低減させることができる。第2処理によって生成された第2 X線画像29は、第1処理によって生成された第1 X線画像28よりも解像度が低下するが、第3処理によって、第1 X線画像28の解像度と同程度の第2 X線画像29Aに高解像度化される。ゆえに、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行したとしても、所定の時間間隔で第1処理が実行される場合と同程度の動画質のX線動画を撮影することが可能となる。つまり、実施の形態1に係るX線撮影システム100によれば、X線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0057] [変形例1]

実施の形態1においては、画像処理装置20は、生成したX線画像（第1 X線画像28、第2 X線画像29A）を撮影装置10に順次出力した。そして、撮影装置10は、取得したX線画像を表示部7に順次表示した。すなわち、実施の形態1においては、所定の時間間隔毎に生成されたX線画像がリアルタイムに表示された。X線画像をリアルタイムに表示させるため、画像処理装置20は、第2 X線画像29を生成する毎に第2 X線画像29を高解

像度化した。しかしながら、X線画像のリアルタイムでの表示を必要としない場合には、X線撮影が終了した後に、記憶しておいた第2 X線画像29をまとめて高解像度化してもよい。変形例1においては、X線撮影が終了した後に、記憶しておいた第2 X線画像29をまとめて高解像度化する構成について説明する。

[0058] 図7は、変形例1に係る撮影装置10および画像処理装置20で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートに示される処理は、たとえば操作部8においてユーザがX線撮影の開始操作を行なった際に開始される。フローチャートに示される処理が開始されると、操作部8においてユーザがX線撮影の終了操作を行なうまで、所定の時間間隔毎に第1処理および第2処理が交互に実行される。

[0059] S21およびS22において、撮影装置10および画像処理装置20は、第1処理を実行する。具体的には、S21において、撮影装置10は、X線照射部1から第1の線量で被検体50にX線を照射する。X線検出部2は、被検体50および撮影テーブル3を透過したX線を検出し、画像処理装置20に出力する。

[0060] S22において、画像処理装置20の画像生成部22は、X線検出部2から取得した検出信号に基づいて、第1 X線画像28を生成する。そして、画像生成部22は、生成した第1 X線画像28を記憶部25に記憶する。

[0061] 第1処理の実行から所定の時間が経過すると、撮影装置10および画像処理装置20は、第2処理を実行する。具体的には、S23において、撮影装置10は、X線照射部1から第1の線量よりも小さい第2の線量で被検体50にX線を照射する。X線検出部2は、被検体50および撮影テーブル3を透過したX線を検出し、画像処理装置20に出力する。

[0062] S24において、画像生成部22は、X線検出部2から取得した検出信号に基づいて、第2 X線画像29を生成する。そして、画像生成部22は、生成した第2 X線画像29を記憶部25に記憶する。

[0063] S25において、撮影装置10は、X線撮影の終了操作がなされたか否か

を判定する。なお、X線撮影の終了操作がなされたか否かの判定は、S 2 5 に代えて、あるいはS 2 5に加えて、第1処理と第2処理との実行の切り替わりのタイミングでなされてもよい。

[0064] 終了操作がなされていない場合（S 2 5においてN O）、撮影装置10は、処理をS 2 1に戻して、X線撮影を継続する。すなわち、第1処理および第2処理の実行を継続させる。

[0065] 終了操作がなされた場合（S 2 5においてY E S）、撮影装置10は、X線撮影を終了し、処理をS 2 6に進める。

[0066] S 2 6において、画像処理装置20は、第3処理を実行して、記憶部25に記憶された第2 X線画像29の解像度を向上させる。具体的には、画像処理部23は、記憶部25に記憶された第2 X線画像29を学習済モデルに入力し、第2 X線画像29を高解像度化した第2 X線画像29 Aを生成する。そして、画像処理部23は、記憶部25に記憶された第2 X線画像29を第2 X線画像29 Aに更新する。

[0067] S 2 7において、画像処理装置20は、今回のフローチャートに示される処理の実行によって生成した第1 X線画像28および第2 X線画像29 Aの画像データ27を撮影装置10に出力する。撮影装置10は、たとえば、画像処理装置20から取得した画像データ27を表示部7に表示させるとともに、記憶部9に記憶する。画像処理装置20は、画像データ27を撮影装置10に出力した後に、記憶部25に記憶された画像データ27を消去してもよい。

[0068] 以上のように、X線撮影が終了した後に第3処理を実行して、複数の第2 X線画像29をまとめて高解像度化するようにしても、実施の形態1と同様にX線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0069] [変形例2]

実施の形態1においては、所定の時間間隔毎に第1処理と第2処理とを交互に実行する例について説明した。しかしながら、第1処理と第2処理とは

、交互に実行されることに限られるものではなく、たとえば、第1処理を実行した後に、第2処理を複数回実行するようにしてもよい。第1処理と第2処理との実行の比率は、X線撮影システム100が用いられる治療あるいは検査等の内容に応じて適切に設定することができる。変形例2においては、第1処理が実行された後に、第2処理が2回実行される例について説明する。

[0070] 図8は、変形例2に係るX線動画の撮影を説明するための模式図である。図8には、所定の時間間隔($\dots$, $t-1$, t , $t+1$, $t+2$, $\dots$)でX線照射が行なわれ、それぞれの時間においてX線画像が生成されていることが示されている。

[0071] 図8を参照して、時間 $t-1$ および時間 $t+2$ においては、第1X線画像28を生成する第1処理が実行される。時間 t および時間 $t+1$ においては、第2X線画像29を生成する第2処理が実行される。

[0072] そして、実施の形態1と同様に、第2X線画像29に対しては、第3処理を実行して第1X線画像28の解像度と同程度の第2X線画像29Aに高解像度化させる。

[0073] 上記のように、第1処理を実行した後に、第2処理を複数回(上記例では2回)実行することにより、所定の時間間隔で第1処理が実行される場合と比べて、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0074] 図9は、変形例2に係る撮影装置10および画像処理装置20で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートに示される処理は、図6のフローチャートの処理に対して、S16およびS17を追加したものである。その他の処理については、図6のフローチャートの処理と同様であるため、図6のフローチャートの処理と同一の番号を付し、ここでは繰り返し説明しない。

[0075] S16において、撮影装置10は、第1処理を実行してからの第2処理の実行回数 n が、予め設定された回数 N に達したか否かを判定する。変形例2に係る回数 N は、2回に設定されている。すなわち、S16において撮影装

置 1 0 は、第 1 処理が実行されてから、第 2 処理が 2 回実行されたか否かを判定する。

[0076] 第 2 処理の実行回数 n が回数 N に到達していない場合（S 1 6 において N O）、撮影装置 1 0 は、処理を S 1 7 に進める。S 1 7 において、撮影装置 1 0 は、第 2 処理の実行回数 n に 1 を加算して処理を S 7 に戻す。そして、撮影装置 1 0 は、再び第 2 処理を実行する。

[0077] 一方、第 2 処理の実行回数 n が回数 N に到達した場合（S 1 6 において Y E S）、撮影装置 1 0 は、処理を S 1 5 に進める。なお、この場合には、撮影装置 1 0 は、第 2 処理の実行回数 n をクリアする。

[0078] 以上のように、変形例 2 においても、所定の時間間隔で第 1 処理が実行される場合と比べて、被検体 5 0 の被ばく量を低減させることができる。なお、回数 N を増加させるほど、すなわち第 2 処理の実行回数が増えるほど、被検体 5 0 の被ばく量を低減させることができる。

[0079] なお、変形例 2 は、上述の変形例 1 と組み合わせることも可能である。変形例 1 と組み合わせることによっても、所定の時間間隔で第 1 処理が実行される場合と比べて、被検体 5 0 の被ばく量を低減させることができる。

[0080] [変形例 3]

実施の形態 1 および変形例 1 においては、高解像度化した第 2 X 線画像 2 9 A が、X 線動画における 1 つの X 線画像として用いられる例について説明した。すなわち、高解像度化した第 2 X 線画像 2 9 A は、X 線動画の 1 コマとして用いられた。高解像度化した第 2 X 線画像 2 9 A は、他の用途に用いられてもよい。変形例 3 においては、高解像度化した第 2 X 線画像 2 9 A が、X 線画像におけるステント 3 1 の視認性を向上させるための重畳画像の作成に用いられる例について説明する。

[0081] ステント 3 1 は、被検体 5 0 の体組織および血管との X 線透過率の差が小さい。そのため、X 線画像において、ステント 3 1 の視認性が低くなってしまいう可能性がある。そこで、マーカ 3 4、3 5 の位置に基づいて、位置合わせを行なった上で複数の X 線画像を重ね合わせる（積算する）ことにより、

重畳画像を作成することができる。具体的には、画像処理部 23 は、画像生成部 22 が生成した第 1 X 線画像 28 のうちから、所定のタイミングで基準となる X 線画像（以下「基準画像」とも称する）を選択する。そして、画像処理部 23 は、基準画像以外のフレームの第 1 X 線画像 28 および高解像度化した第 2 X 線画像 29 A を、位置合わせを行なった上で基準画像に重ね合わせる。重畳画像が作成され、表示部 7 に表示されることによって、ステント 31 の視認性を向上させることができる。

[0082] 画像の位置合わせについては、基準画像のマーカ 34, 35 の位置を基準にして、画像間でマーカ 34, 35 が互いに重なり合うように、画像を移動したり、拡大または縮小したり、回転したりすることで、画像の位置合わせが行なわれる。

[0083] 高解像度化した第 2 X 線画像 29 A は、上記のような重畳画像の作成に用いることも可能である。この場合においても、被検体 50 の被ばく量を低減させることが可能である。

[0084] [実施の形態 2]

X 線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体 50 の被ばく量を低減させるための、他の手法について説明する。上述の変形例 1 のように、X 線画像のリアルタイムでの表示を必要としない場合には、実施の形態 2 に係る X 線撮影システム 101（図 1 参照）を適用することが可能である。実施の形態 2 に係る X 線撮影システム 101 においては、被検体 50 に X 線を照射する時間間隔（所定の時間間隔）を大きくする。これによって、被検体 50 の被ばく量を低減させることが可能である。しかしながら、この場合には、フレームレートが低下し、フレームの間隔が大きくなり、フレーム間の情報が欠落することが懸念される。そこで、実施の形態 2 に係る X 線撮影システム 101 においては、所定の時間間隔を大きくするとともに、所定の時間間隔で生成された連続する X 線画像を用いて、フレーム間の X 線画像を生成する。

[0085] 図 10 は、実施の形態 2 に係る X 線動画の撮影を説明するための模式図である。図 10 には、所定の時間間隔（…， t ， $t+2$ ， $t+4$ ，…）で X 線

照射が行なわれ、それぞれの時間においてX線画像が生成されていることが示されている。すなわち、時間 t 、時間 $t + 2$ および時間 $t + 4$ において、被検体 50 に第 1 の線量でX線を照射して被検体 50 の第 1 X線画像 28 を生成する第 1 処理が実行される。

[0086] 実施の形態 2 に係る所定の時間間隔は、たとえば、実施の形態 1 に係る時間間隔の 2 倍である。そのため、実施の形態 1 に係る所定の時間間隔で第 1 処理が実行される場合と比較すると、X線の照射量は半分になるため、被検体 50 の被ばく量を低減させることができる。ただし、その一方で、X線動画としては、フレームの間隔が大きくなるため、フレーム間の情報が欠落してしまい、X線動画の動画質が低下する。

[0087] そこで、時間 t に生成された第 1 X線画像 28 A と、時間 $t + 2$ に生成された第 1 X線画像 28 B とを用いて、時間 t と時間 $t + 2$ との間の時間（たとえば時間 $t + 1$ ）のX線画像（以下「中間画像」とも称する）60 を、機械学習により学習された学習済モデルを用いて生成する。より具体的には、実施の形態 2 においては、深層学習により学習された学習済モデルが用いられる。なお、時間 $t + 2$ と時間 $t + 4$ との間の時間 $t + 3$ の中間画像 60 についても同様である。

[0088] 学習済モデルは、たとえば、学習用データセットを用いて、学習処理を繰り返し実行して生成される。学習用データセットは、たとえば、入力として与えられる連続した 2 つの画像に対して、出力として与えられる上記 2 つの画像の時間的に中間に相当する画像をラベル付けした学習用データを複数含むものである。学習用データは、たとえば、連続して生成された 3 つの画像のうち、1 番目および 3 番目の画像を入力として与えられる画像とし、2 番目の画像を出力として与えられる画像とすることによって用意することができる。上記のような学習用データセットを用いて学習された学習済モデルは、入力された 2 つの画像に対する、時間的に中間の画像を生成して出力する。

[0089] 時間 t と時間 $t + 2$ との間の時間 $t + 1$ の中間画像 60 を生成すれば、所

定の時間間隔を長くしたとしても、フレーム間の情報の欠落を補うことができる。そのため、X線動画の動画質の低下を抑制することができる。なお、時間 t に生成された第1 X線画像 28 Aは、この発明に係る「第3 X線画像」の一例に相当する。また、時間 $t + 2$ に生成された第1 X線画像 28 Bは、この発明に係る「第4 X線画像」の一例に相当する。なお、所定の時間間隔は、実施の形態2に係るX線撮影システム101が用いられる治療あるいは検査等の内容に応じて適切に設定すればよい。

[0090] <実施の形態2に係る全体構成>

再び図1を参照して、実施の形態2に係るX線撮影システム101は、実施の形態1の画像処理装置20に代えて、画像処理装置210を備える。その他の構成については、実施の形態1と同様であるため、ここでは繰り返し説明しない。

[0091] 画像処理装置210は、実施の形態1の画像処理部23を画像処理部231に変更したものである。また、記憶部25は、第1 X線画像28および上述の中間画像60を画像データ27として記憶する。

[0092] 図11は、実施の形態2に係る撮影装置10および画像処理装置210で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートに示される処理は、たとえば操作部8においてユーザがX線撮影の開始操作を行なった際に開始される。

[0093] フローチャートに示される処理が開始されると、操作部8においてユーザがX線撮影の終了操作を行なうまで、所定の時間間隔で第1処理を実行する。具体的には、S31において、撮影装置10は、X線照射部1から第1の線量で被検体50にX線を照射する。X線検出部2は、被検体50および撮影テーブル3を透過したX線を検出し、画像処理装置210に出力する。

[0094] S32において、画像処理装置210の画像生成部22は、X線検出部2から取得した検出信号に基づいて、第1 X線画像28を生成する。そして、画像生成部22は、生成した第1 X線画像28を記憶部25に記憶する。

[0095] S33において、撮影装置10は、X線撮影の終了操作がなされたか否か

を判定する。終了操作がなされていない場合（S 3 3においてNO）、撮影装置 1 0は、処理をS 3 1に戻して、X線撮影を継続する。すなわち、所定の時間間隔で第 1 処理を実行する。

[0096] 終了操作がなされた場合（S 3 3においてYES）、撮影装置 1 0は、X線撮影を終了し、処理をS 3 4に進める。

[0097] S 3 4において、画像処理装置 2 1 0は、記憶部 2 5に記憶した第 1 X線画像 2 8を用いて、中間画像 6 0を生成する。具体的には、画像処理装置 2 1 0の画像処理部 2 3 1は、連続した第 1 X線画像 2 8を記憶部 2 5から読み出す。連続した第 1 X線画像 2 8のうち、時間的に前に生成されたものが上述の第 1 X線画像 2 8 Aに相当し、時間的に後に生成されたものが上述の第 1 X線画像 2 8 Bに相当する。ここでは、一例として、時間 t に生成された第 1 X線画像 2 8を第 1 X線画像 2 8 Aとして読み出し、時間 $t + 2$ に生成された第 1 X線画像 2 8を第 1 X線画像 2 8 Bとして読み出したことを想定する。画像処理部 2 3 1は、連続した第 1 X線画像 2 8である第 1 X線画像 2 8 Aおよび第 1 X線画像 2 8 Bを学習済モデルに入力し、時間 t および時間 $t + 2$ の間の時間 $t + 1$ の中間画像 6 0を生成する。なお、たとえば、第 1 処理が 1 回実行された後に終了操作が行われたような場合には、S 3 4において中間画像 6 0は生成されない。

[0098] S 3 5において、画像処理装置 2 1 0は、生成した中間画像 6 0を時間 $t + 1$ のX線画像として記憶部 2 5に記憶する。すなわち、画像処理部 2 3 1は、フレーム間の画像として中間画像 6 0を記憶部 2 5に記憶する。

[0099] S 3 6において、画像処理装置 2 1 0は、記憶部 2 5に記憶された画像データ 2 7、すなわちS 3 4およびS 3 5において生成されたX線画像（第 1 X線画像 2 8および中間画像 6 0）を撮影装置 1 0に出力する。撮影装置 1 0は、たとえば、画像処理装置 2 1 0から取得した画像データを表示部 7に表示させるとともに、記憶部 9に記憶する。画像処理装置 2 1 0は、画像データを撮影装置 1 0に出力した後に、記憶部 2 5に記憶された画像データ 2 7を消去してもよい。

[0100] 以上のように、実施の形態 2 に係る X 線撮影システム 101 においては、被検体 50 に X 線を照射する時間間隔（所定の時間間隔）を大きくすることで、被検体 50 の被ばく量を低減させる。そして、フレーム間の中間画像を生成することによって、フレーム間の情報の欠落を補う。これによって、X 線動画の動画質の低下を抑制することができる。すなわち、実施の形態 2 に係る X 線撮影システム 101 によれば、X 線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体 50 の被ばく量を低減させることができる。

[0101] [変形例 4]

実施の形態 2 においては、機械学習により学習された学習済モデルを用いて中間画像 60 が生成された。しかしながら、中間画像 60 を生成することができればよく、中間画像 60 を生成する手段は、機械学習により学習された学習済モデルを用いることに限られるものではない。変形例 4 においては、線形補間等の補間処理によって中間画像 60 が生成される構成について説明する。

[0102] 変形例 4 においては、一例として、連続する第 1 X 線画像 28 A および第 1 X 線画像 28 B を用いて、線形補間により中間画像 60 を生成する例について説明する。第 1 X 線画像 28 A は、図 10 における時間 t において生成された第 1 X 線画像であり、第 1 X 線画像 28 B は、時間 $t + 2$ において生成された第 1 X 線画像であることを想定する。

[0103] 第 1 X 線画像 28 A および第 1 X 線画像 28 B の対応する画素の画素値をそれぞれ比較する。対応する画素において、第 1 X 線画像 28 A の画素値と、第 1 X 線画像 28 B の画素値との差分が、時間 t から時間 $t + 2$ における当該画素の画素値の変化量といえる。そこで、ある画素における、たとえば時間 $t + 1$ の画素値は、第 1 X 線画像 28 A の画素値と第 1 X 線画像 28 B の画素値との中間の値とすることができる。第 1 X 線画像 28 A と第 1 X 線画像 28 B とで、画素値に変化がない画素においては、第 1 X 線画像 28 A および第 1 X 線画像 28 B のものと同値の画素値とすることができる。

[0104] 第 1 X 線画像 28 A および第 1 X 線画像 28 B を用いて、すべての画素に

対して上記の補間処理を実行することにより、時間 $t + 1$ の中間画像 60 生成することができる。

[0105] 機械学習により学習された学習済モデルを用いることに代えて、補間処理により中間画像を生成することによっても、実施の形態 2 と同様の効果を奏することができる。

[0106] [変形例 5]

実施の形態 2 においては、被検体 50 に X 線を照射する時間間隔（所定の時間間隔）を大きくし、所定の時間間隔で生成された連続する X 線画像を用いて、フレーム間の X 線画像である中間画像を 1 つ生成する例について説明した。しかしながら、生成される中間画像は、1 つに限られるものではない。所定の時間間隔で生成された連続する X 線画像を用いて、複数の中間画像を生成してもよい。変形例 5 においては、所定の時間間隔で生成された連続する X 線画像を用いて、複数の中間画像を生成する例について説明する。

[0107] 図 12 は、変形例 5 に係る X 線動画の撮影を説明するための模式図である。図 12 には、所定の時間間隔（…， t ， $t + 3$ ， …）で X 線照射が行なわれ、それぞれの時間において X 線画像が生成されていることが示されている。すなわち、時間 t および時間 $t + 3$ において、被検体 50 に第 1 の線量で X 線を照射して被検体 50 の第 1 X 線画像 28 を生成する第 1 処理が実行される。

[0108] 変形例 5 に係る所定の時間間隔は、たとえば、実施の形態 1 に係る時間間隔の 3 倍である。そのため、実施の形態 1 に係る所定の時間間隔で第 1 処理が実行される場合と比較すると、X 線の照射量は 3 分の 1 になるため、被検体 50 の被ばく量を低減させることができる。

[0109] 画像処理装置 210 は、時間 t および時間 $t + 3$ の間の時間である、時間 $t + 1$ および時間 $t + 2$ における中間画像 60 を、機械学習により学習された学習済モデルを用いて生成する。

[0110] 学習済モデルは、たとえば、学習用データセットを用いて、学習処理を繰り返し実行して生成される。学習用データセットは、たとえば、入力として

与えられる連続した2つの画像に対して、出力として与えられる上記2つの画像の時間的に間に相当する2つの画像（当該2つの画像は、時間的に異なる画像である）をラベル付けした学習用データを複数含むものである。具体的には、学習用データは、たとえば、連続して生成された4つの画像のうち、1番目および4番目の画像を入力として与えられる画像とし、2番目および3番目の画像を出力として与えられる画像とすることによって用意することができる。上記のような学習用データセットを用いて学習された学習済モデルは、入力された2つの画像に対する、時間的に間の2つの画像を生成して出力する。

[0111] 図13は、変形例5に係る撮影装置10および画像処理装置210で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。

[0112] このフローチャートに示される処理は、図11のフローチャートの処理に対して、S34をS38に代えたものである。その他の処理については、図11のフローチャートの処理と同様であるため、図11のフローチャートの処理と同一の番号を付し、ここでは繰り返し説明しない。

[0113] S38において、画像処理装置210は、記憶部25に記憶した第1X線画像28を用いて、複数の中間画像60を生成する。具体的には、時間 t に生成された第1X線画像28を第1X線画像28Aとして読み出し、時間 $t+3$ に生成された第1X線画像28を第1X線画像28Bとして読み出したことを想定する。画像処理装置210の画像処理部231は、連続した第1X線画像28である第1X線画像28Aおよび第1X線画像28Bを学習済モデルに入力し、時間 t および時間 $t+3$ の間の、時間 $t+1$ および時間 $t+2$ の中間画像60をそれぞれ生成する。

[0114] S38で生成された中間画像60は、続くS35において、フレーム間の画像として記憶部25に記憶される。

[0115] 上記のように、所定の時間間隔で生成された連続するX線画像を用いて、複数の中間画像を生成することによって、フレームレートを維持したまま、被検体50にX線を照射する所定の時間間隔を大きくすることが可能となる

ので、被検体 50 の被ばく量を低減させることが可能となる。あるいは、所定の時間間隔で生成された連続する X 線画像を用いて、複数の中間画像を生成することによって、被検体 50 に X 線を照射する所定の時間間隔を維持したまま、X 線動画のフレームレートを高めることも可能である。

[0116] [実施の形態 3]

X 線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体 50 の被ばく量を低減させるための、さらなる他の手法について説明する。実施の形態 3 では、過去に生成された X 線画像を用いて、次のフレームに表示させる X 線画像（以下「予測画像」とも称する）70 を生成する例について説明する。実施の形態 3 に係る X 線撮影システム 102（図 1 参照）においては、過去の X 線画像から予測画像を生成することができるため、リアルタイムに X 線画像を表示させることができる。

[0117] 図 14 は、実施の形態 3 に係る X 線動画の撮影を説明するための模式図である。図 14 では、一例として、所定の時間間隔（…， $t-2$ ， $t-1$ ，…）で被検体 50 に X 線を照射して X 線画像を生成する X 線撮影システム 102 において、所定の時間間隔の 2 回に 1 回の頻度で、被検体 50 への X 線の照射を省略し、過去に生成された X 線画像 28 を用いて予測画像 70 を生成する。具体的には、時間 $t-2$ および時間 $t-1$ では、被検体 50 に第 1 の線量で X 線を照射して第 1 X 線画像 28C，28D をそれぞれ生成する。そして、時間 t では、被検体 50 への X 線の照射を省略する。そして、過去に生成された X 線画像である第 1 X 線画像 28C，28D を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、時間 t における予測画像 70 を生成する。実施の形態 3 においては、深層学習により学習された学習済モデルが用いられる。

[0118] 学習済モデルは、たとえば、学習用データセットを用いて、学習処理を繰り返し実行して生成される。学習用データセットは、たとえば、入力として与えられる過去の画像に対して、出力として与えられる、上記過去の画像と時間的に連続した画像をラベル付けした学習用データを複数含むものである

。学習用データは、たとえば、時間的に連続して生成された画像のうち、時間的に前に生成された画像を入力として与えられる画像とし、時間的に後に生成された画像を出力として与えられる画像とすることにより用意することができる。入力として与えられる画像には、時間的に連続した複数の画像が用いられてもよい。上記のような学習用データセットを用いて学習された学習済モデルは、入力された画像から次のフレームを予測した画像を出力する。

[0119] たとえば、時間 t における被検体 50 への X 線の照射を省略し、時間 $t - 2$ に生成された第 1 X 線画像 28C および時間 $t - 1$ に生成された第 1 X 線画像 28D を、学習済モデルに入力して、時間 t の予測画像 70 を生成する。時間 t における被検体 50 への X 線の照射を省略することによって、X 線動画の撮影による被検体 50 の被ばく量を低減させることができる。そして、予測画像 70 を生成することによって、X 線動画のフレームレートを低下させず、X 線動画の動画質の低下を抑制することができる。なお、被検体 50 への X 線照射を省略する間隔は、実施の形態 3 に係る X 線撮影システム 102 が用いられる治療あるいは検査等の内容に応じて適切に設定すればよい。実施の形態 3 では、X 線を照射を 2 回行なうと、次の所定の時間が到来した際に X 線の照射を省略する。

[0120] ＜実施の形態 3 に係る全体構成＞

再び図 1 を参照して、実施の形態 3 に係る X 線撮影システム 102 は、実施の形態 1 の画像処理装置 20 に代えて、画像処理装置 220 を備える。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるため、ここでは繰り返しの説明しない。

[0121] 画像処理装置 220 は、実施の形態 1 の画像処理部 23 を画像処理部 232 に変更したものである。

[0122] 画像生成部 22 は、第 1 X 線画像 28 を生成すると、第 1 X 線画像 28 の画像データを撮影装置 10 に出力するとともに、画像処理部 232 に出力する。画像処理部 232 は、画像生成部 22 から第 1 X 線画像 28 を 2 つ取得

すると、予測画像 70 を生成する。すなわち、画像処理部 232 は、過去の連続した 2 つのフレームの第 1 X 線画像 28 C, 28 D を入力として受け付け、次のフレームの予測画像 70 を生成する。画像処理部 232 は、生成した予測画像 70 の画像データを撮影装置 10 に出力する。

[0123] 撮影装置 10 は、取得した画像データに基づいて、第 1 X 線画像 28 および予測画像 70 を表示部 7 に表示させるとともに、第 1 X 線画像 28 および予測画像 70 を記憶部 9 に記憶する。

[0124] 図 15 は、実施の形態 3 に係る撮影装置 10 および画像処理装置 220 で実行される処理手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートに示される処理は、たとえば操作部 8 においてユーザが X 線撮影の開始操作を行なった際に開始される。

[0125] フローチャートに示される処理が開始されると、操作部 8 においてユーザが X 線撮影の終了操作を行なうまで、撮影装置 10 および画像処理装置 220 は、所定の時間間隔で第 1 処理または予測画像 70 の生成の処理を実行する。具体的には、S41 において、撮影装置 10 は、X 線照射部 1 から第 1 の線量で被検体 50 に X 線を照射する。X 線検出部 2 は、被検体 50 および撮影テーブル 3 を透過した X 線を検出し、画像処理装置 220 に出力する。

[0126] S42 において、画像処理装置 220 の画像生成部 22 は、X 線検出部 2 から取得した検出信号に基づいて、第 1 X 線画像 28 を生成する。そして、画像生成部 22 は、生成した第 1 X 線画像 28 の画像データを撮影装置 10 に出力するとともに、第 1 X 線画像 28 の画像データを画像処理部 232 に出力する。

[0127] S43 において、撮影装置 10 は、取得した画像データに基づいて、第 1 X 線画像 28 を表示部 7 に表示させるとともに、第 1 X 線画像 28 を記憶部 9 に記憶する。

[0128] S44 において、撮影装置 10 は、X 線撮影の終了操作がなされたか否かを判定する。終了操作がなされた場合（S44 において YES）、撮影装置 10 は、処理を終了させる。終了操作がなされていない場合（S44 におい

てNO)、撮影装置10は、処理をS45に進める。

[0129] S45において、撮影装置10は、第1処理を所定回数実行したか否かを判定する。所定回数は、X線撮影システム102を用いて行なわれる治療あるいは検査の内容等に応じて設定することができるものである。所定回数は、予測画像70の生成に用いる第1X線画像の数に相当するものである。すなわち、第1処理が実行される毎に第1X線画像28が生成されるので、生成された第1X線画像28を用いて、予測画像70が生成される。上述の図14の例では、所定回数は2回に設定されている。

[0130] 第1処理が所定回数実行されていなければ(S45においてNO)、撮影装置10は、所定回数のカウントを加算して処理をS41に戻し、再び第1処理を実行する。第1処理が所定回数実行されていれば(S45においてYES)、撮影装置10は、処理をS46に進める。

[0131] S46において、画像処理装置220は、第1処理の実行によって生成された第1X線画像28を用いて、次のフレームの予測画像70を生成する。具体的には、画像処理部232は、第1処理の実行によって生成された第1X線画像28を、学習済モデルに入力して、予測画像70を生成する。画像処理部232は、生成した予測画像70の画像データを撮影装置10に出力する。

[0132] S47において、撮影装置10は、取得した画像データに基づいて、予測画像70を表示部7に表示させるとともに、予測画像70を記憶部9に記憶する。

[0133] S48において、撮影装置10は、X線撮影の終了操作がなされたか否かを判定する。終了操作がなされた場合(S48においてYES)、撮影装置10は、処理を終了させる。終了操作がなされていない場合(S48においてNO)、撮影装置10は、所定回数のカウントをリセットして、処理をS41に戻す。次のループにおいては、カウントがリセットされてから所定回数に達するまでに生成された第1X線画像28を用いて予測画像70が生成される。

[0134] 以上のように、実施の形態3では、所定の時間間隔で被検体50にX線を照射してX線画像を生成するX線撮影システム102において、所定の時間間隔の2回に1回の頻度で、被検体50へのX線の照射を省略する。X線の照射を省略すると、第1X線画像を生成できないが、第1X線画像の生成に代えて予測画像70を生成する。すなわち、所定回数毎にX線の照射を間引くことによって、被検体50の被ばく量を低減させる。そして、X線の照射を間引くことによって欠落するフレームの画像を、過去のX線画像を用いて予測画像70として生成する。これによって、X線動画の動画質が低下することを抑制することができる。すなわち、実施の形態3に係るX線撮影システム102によれば、X線動画の動画質を低下させることなく、被検体50の被ばく量を低減させることができる。

[0135] なお、実施の形態3においても、上述の変形例4で説明した補間処理を適用することが可能である。すなわち、機械学習により学習された学習済モデルに代えて、たとえば補間処理により予測画像70を生成してもよい。この場合には、たとえば、第1X線画像28C、28Dを用いた線形補間により、予測画像70を生成することができる。

[0136] [態様]

上述した複数の例示的な実施形態は、以下の態様の具体例であることが当業者により理解される。

[0137] (第1項) 一態様に係るX線撮影方法は、被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、被検体に第1の線量でX線を照射し、被検体の第1X線画像を撮影するステップと、被検体に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体の第2X線画像を撮影するステップと、第2X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、第2X線画像を修正するステップとを含む。

[0138] 第1項に記載のX線撮影方法によれば、X線画像の質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることができる。

[0139] (第2項) 第1項に記載のX線撮影方法において、学習済モデルは、学習

用データセットを用いた学習処理により生成される。学習用データセットは、機械学習の入力として与えられる画像に対して、機械学習の出力として与えられる上記画像よりも解像度の高い画像をラベル付けした学習用データを複数含む。

[0140] 第2項に記載のX線撮影方法によれば、第2 X線画像の画質を適切に向上させることができる。

[0141] (第3項) 第1項または第2項に記載のX線撮影方法において、第1 X線画像を撮影するステップを予め定められた所定回数実行した後、第2 X線画像を撮影するステップを実行する。

[0142] 第3項に記載のX線撮影方法によれば、X線撮影方法が用いられる診断あるいは検査等の内容に応じて、第1 X線画像を撮影するステップと、第2 X線画像を撮影するステップとの比率を適切に設定することができる。

[0143] (第4項) 第1項に記載のX線撮影方法において、撮影したX線画像を表示するステップをさらに含む。上記表示するステップでは、第1 X線画像および修正した第2 X線画像をそれぞれ異なる時刻に表示する。

[0144] 第4項に記載のX線撮影方法によれば、第1 X線画像および修正した第2 X線画像をそれぞれ異なる時刻に表示するので、X線画像を動画の形式で表示することができる。

[0145] (第5項) 第1項に記載のX線撮影方法において、第1 X線画像と修正した第2 X線画像とを積算するステップをさらに含む。

[0146] 第5項に記載のX線撮影方法によれば、第1 X線画像と修正した第2 X線画像とを積算することにより、X線画像の視認性を高めることができる。

[0147] (第6項) 第5項に記載のX線撮影方法において、上記積算するステップでは、第1 X線画像と修正した第2 X線画像を互いに位置合わせするステップを含む。

[0148] 第6項に記載のX線撮影方法によれば、第1 X線画像と修正した第2 X線画像とが互いに位置合わせされるので、第1 X線画像と修正した第2 X線画像とを適切に積算することができる。

- [0149] (第7項) 一態様に係るX線撮影方法は、被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、所定の時間間隔で被検体にX線を照射して、被検体の連続した第3 X線画像および第4 X線画像を撮影するステップと、第3 X線画像および第4 X線画像を用いて、第3 X線画像と第4 X線画像との間の中間画像を生成するステップとを含む。
- [0150] 第7項に記載のX線撮影方法によれば、X線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることができる。
- [0151] (第8項) 第7項に記載のX線撮影方法において、中間画像を生成するステップで、第3 X線画像および第4 X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して中間画像を生成する。学習済モデルは、学習用データセットを用いた学習処理により生成される。学習用データセットは、機械学習の入力として与えられる連続した画像に対して、機械学習の出力として与えられる、連続した画像間の時間的に中間に相当する画像をラベル付けした学習用データを複数含む。
- [0152] 第8項に記載のX線撮影方法によれば、学習済モデルを用いることにより、第3 X線画像および第4 X線画像から、中間画像を適切に生成することができる。
- [0153] (第9項) 第7項に記載のX線撮影方法において、中間画像を生成するステップで、第3 X線画像および第4 X線画像を用いた補間処理により中間画像を生成する。
- [0154] 第9項に記載のX線撮影方法によれば、第3 X線画像および第4 X線画像を用いた補間処理により、中間画像を適切に生成することができる。
- [0155] (第10項) 一態様に係るX線撮影方法は、被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、被検体にX線を照射し、被検体のX線画像を生成するステップと、生成済みのX線画像を用いて、X線画像の次のフレームの予測画像を生成するステップとを含む。
- [0156] 第10項に記載のX線撮影方法によれば、X線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることができる。

- [0157] (第11項) 第10項に記載のX線撮影方法において、予測画像を生成するステップで、X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して予測画像を生成する。学習済モデルは、学習用データセットを用いた学習処理により生成される。学習用データセットは、機械学習の入力として与えられる入力画像に対して、機械学習の出力として与えられる、入力画像の次のフレームの画像をラベル付けした学習用データを複数含む。
- [0158] 第11項に記載のX線撮影方法によれば、学習済モデルを用いることにより、X線画像から、次のフレームの予測画像を適切に生成することができる。
- [0159] (第12項) 第10項に記載のX線撮影方法において、予測画像を生成するステップで、X線画像を用いた補間処理により予測画像を生成する。
- [0160] 第12項に記載のX線撮影方法によれば、X線画像を用いた補間処理により、予測画像を適切に生成することができる。
- [0161] (第13項) 一態様に係るX線撮影システムは、被検体にX線を照射して被検体のX線画像を順次生成するように構成された撮影装置と、X線画像を処理する画像処理装置とを備える。撮影装置は、被検体に第1の線量でX線を照射し、被検体の第1X線画像を撮影する処理と、被検体に第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、被検体の第2X線画像を撮影する処理とを実行可能に構成される。画像処理装置は、第2X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、第2X線画像を修正するように構成される。
- [0162] (第14項) 一態様に係るX線撮影システムは、撮影装置と、画像処理装置とを備える。撮影装置は、所定の時間間隔で被検体にX線を照射して、被検体の連続した第3X線画像および第4X線画像を撮影するように構成される。画像処理装置は、第3X線画像および第4X線画像を用いて、第3X線画像と第4X線画像との間の中間画像を生成するように構成される。
- [0163] (第15項) 一態様に係るX線撮影システムは、被検体にX線を照射して被検体のX線画像を順次生成するように構成される撮影装置と、生成済みの

X線画像を用いて、X線画像の次のフレームの予測画像を生成するように構成される画像処理装置とを備える。

[0164] 第13項から第15項に記載のX線撮影システムによれば、X線動画の動画質の低下を抑制しつつ、被検体の被ばく量を低減させることができる。

[0165] なお、上述した実施の形態および変更例で説明した構成について、明細書内で言及されていない組み合わせを含めて、不都合または矛盾が生じない範囲内で適宜組み合わせることは出願当初から予定されている。

[0166] 今回開示された実施の形態は、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。本開示の範囲は、上記した実施の形態の説明ではなくて請求の範囲によって示され、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が含まれることが意図される。

符号の説明

[0167] 1 X線照射部、2 X線検出部、3 撮影テーブル、4 移動機構、5 駆動部、6 制御部、7 表示部、8 操作部、9, 25 記憶部、10 撮影装置、20, 210, 220 画像処理装置、21 プロセッサ、22 画像生成部、23, 231, 232 画像処理部、27 画像データ、28, 28C, 28D 第1X線画像、28A 第3X線画像、28B 第4X線画像、29 第2X線画像、29A 第2X線画像（高解像度化）、31 スtent、32 ガイドワイヤ、33 カテーテル、34, 35 マーカ、50 被検体、60 中間画像、70 予測画像、100, 101, 102 X線撮影システム。

請求の範囲

- [請求項1] 被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、
前記被検体に第1の線量でX線を照射し、前記被検体の第1 X線画像を撮影するステップと、
前記被検体に前記第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、前記被検体の第2 X線画像を撮影するステップと、
前記第2 X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、前記第2 X線画像を修正するステップとを含む、X線撮影方法。
- [請求項2] 前記学習済モデルは、学習用データセットを用いた学習処理により生成され、
前記学習用データセットは、前記機械学習の入力として与えられる画像に対して、前記機械学習の出力として与えられる前記画像よりも解像度の高い画像をラベル付けした学習用データを複数含む、請求項1に記載のX線撮影方法。
- [請求項3] 前記第1 X線画像を撮影するステップを予め定められた所定回数実行した後、前記第2 X線画像を撮影するステップを実行する、請求項1に記載のX線撮影方法。
- [請求項4] 撮影したX線画像を表示するステップをさらに含み、
前記表示するステップでは、前記第1 X線画像および前記修正した第2 X線画像をそれぞれ異なる時刻に表示する、請求項1に記載のX線撮影方法。
- [請求項5] 前記第1 X線画像と前記修正した第2 X線画像とを積算するステップをさらに含む、請求項1に記載のX線撮影方法。
- [請求項6] 前記積算するステップでは、前記第1 X線画像と前記修正した第2 X線画像とを互いに位置合わせするステップを含む、請求項5に記載のX線撮影方法。
- [請求項7] 被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、

所定の時間間隔で前記被検体にX線を照射して、前記被検体の連続した第3 X線画像および第4 X線画像を撮影するステップと、

前記第3 X線画像および前記第4 X線画像を用いて、前記第3 X線画像と前記第4 X線画像との間の中間画像を生成するステップとを含む、X線撮影方法。

[請求項8] 前記中間画像を生成するステップにおいて、前記第3 X線画像および前記第4 X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して前記中間画像を生成し、

前記学習済モデルは、学習用データセットを用いた学習処理により生成され、

前記学習用データセットは、前記機械学習の入力として与えられる連続した画像に対して、前記機械学習の出力として与えられる、前記連続した画像間の時間的に中間に相当する画像をラベル付けした学習用データを複数含む、請求項7に記載のX線撮影方法。

[請求項9] 前記中間画像を生成するステップにおいて、前記第3 X線画像および前記第4 X線画像を用いた補間処理により前記中間画像を生成する、請求項7に記載のX線撮影方法。

[請求項10] 被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、
前記被検体にX線を照射し、前記被検体のX線画像を生成するステップと、

生成済みの前記X線画像を用いて、前記X線画像の次のフレームの予測画像を生成するステップとを含む、X線撮影方法。

[請求項11] 前記予測画像を生成するステップにおいて、前記X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して前記予測画像を生成し、

前記学習済モデルは、学習用データセットを用いた学習処理により生成され、

前記学習用データセットは、前記機械学習の入力として与えられる

入力画像に対して、前記機械学習の出力として与えられる、前記入力画像の次のフレームの画像をラベル付けした学習用データを複数含む、請求項10に記載のX線撮影方法。

[請求項12] 前記予測画像を生成するステップにおいて、前記X線画像を用いた補間処理により前記予測画像を生成する、請求項10に記載のX線撮影方法。

[請求項13] 被検体にX線を照射して前記被検体のX線画像を順次生成するように構成された撮影装置と、

前記X線画像を処理する画像処理装置とを備え、

前記撮影装置は、前記被検体に第1の線量でX線を照射し、前記被検体の第1X線画像を撮影する処理と、前記被検体に前記第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、前記被検体の第2X線画像を撮影する処理とを実行可能に構成され、

前記画像処理装置は、前記第2X線画像を、機械学習により学習された学習済モデルに入力して、前記第2X線画像を修正するように構成される、X線撮影システム。

[請求項14] 所定の時間間隔で被検体にX線を照射して、前記被検体の連続した第3X線画像および第4X線画像を撮影するように構成される撮影装置と、

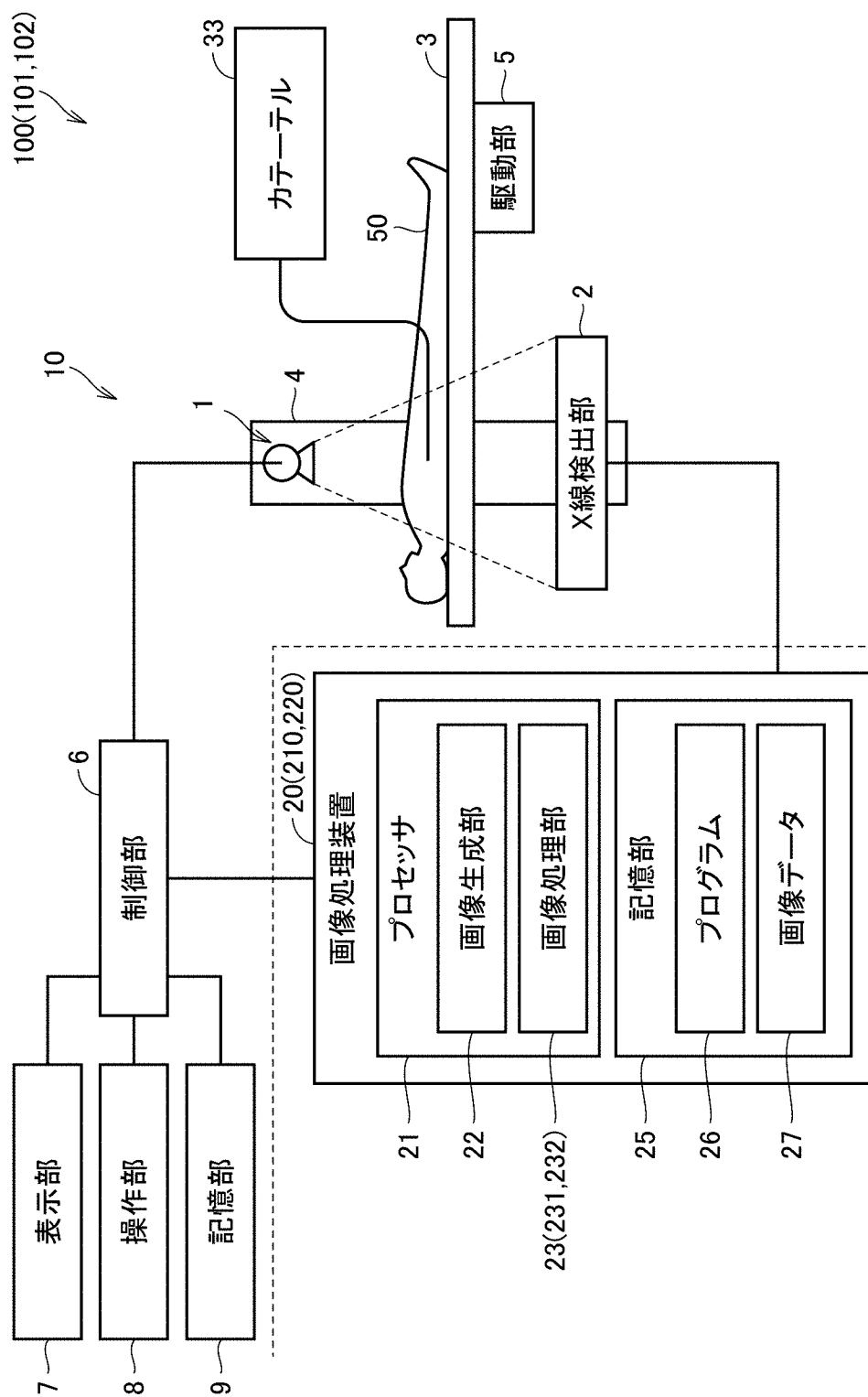
前記第3X線画像および前記第4X線画像を用いて、前記第3X線画像と前記第4X線画像との間の中間画像を生成するように構成される画像処理装置とを備える、X線撮影システム。

[請求項15] 被検体にX線を照射して前記被検体のX線画像を順次生成するように構成される撮影装置と、

生成済みの前記X線画像を用いて、前記X線画像の次のフレームの予測画像を生成するように構成される画像処理装置とを備える、X線撮影システム。

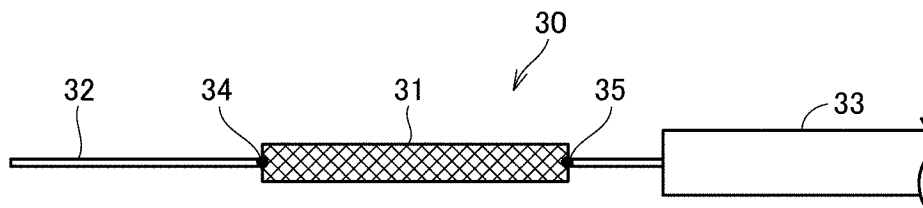
FIG. 1

[図1]



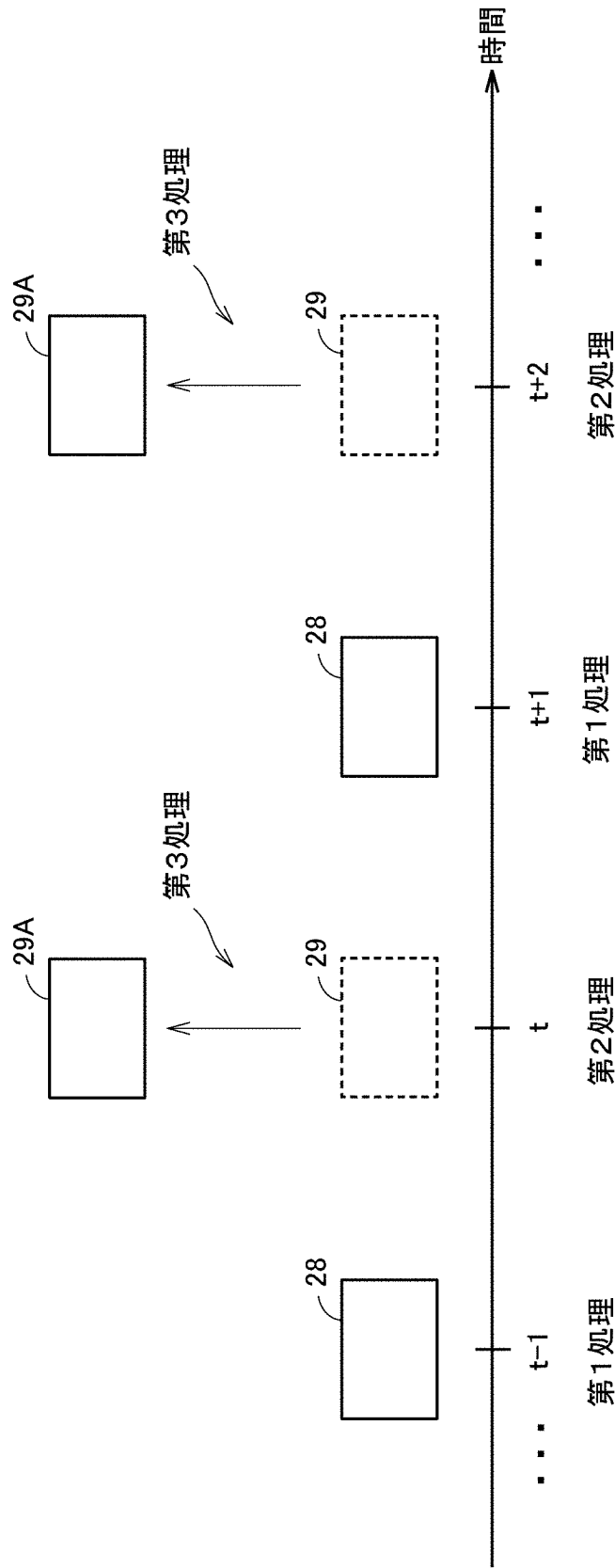
[図2]

FIG.2



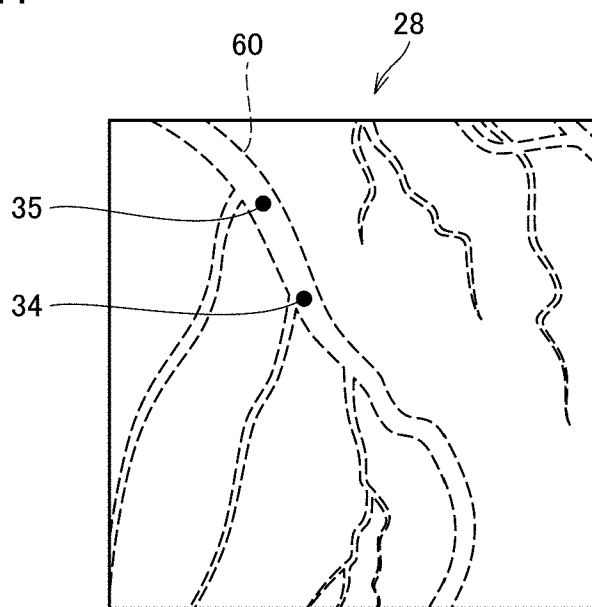
[図3]

FIG.3



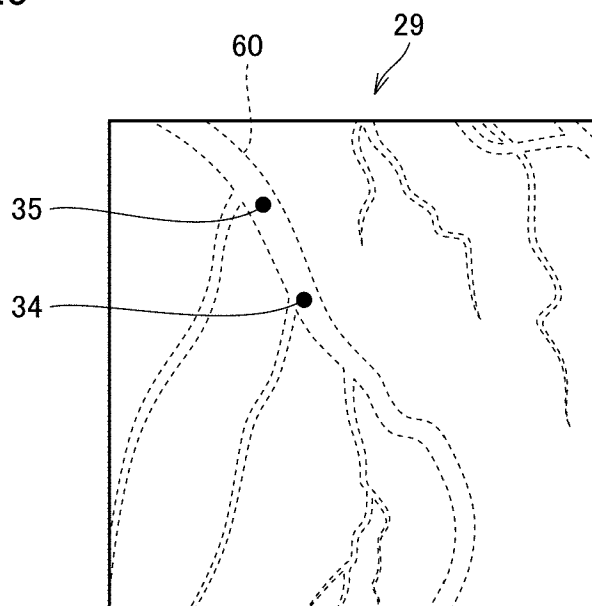
[図4]

FIG.4



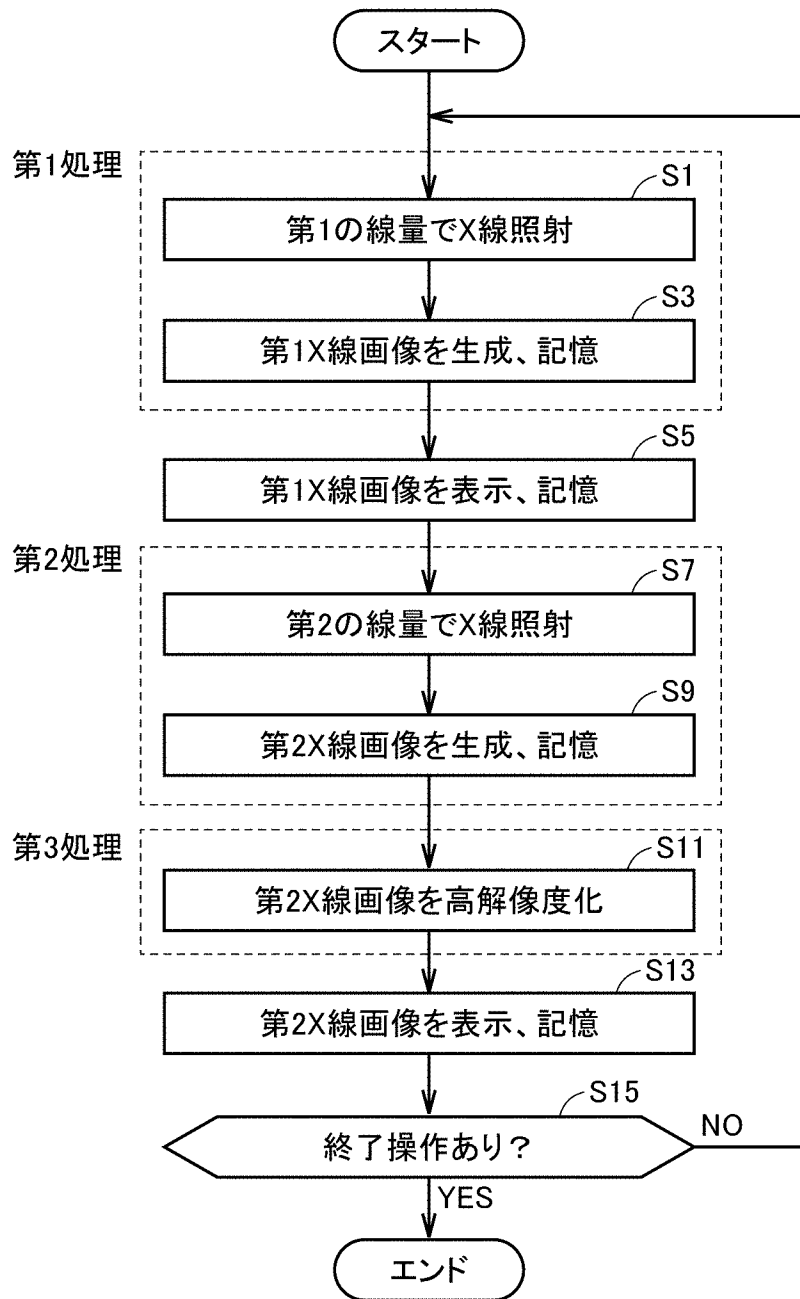
[図5]

FIG.5



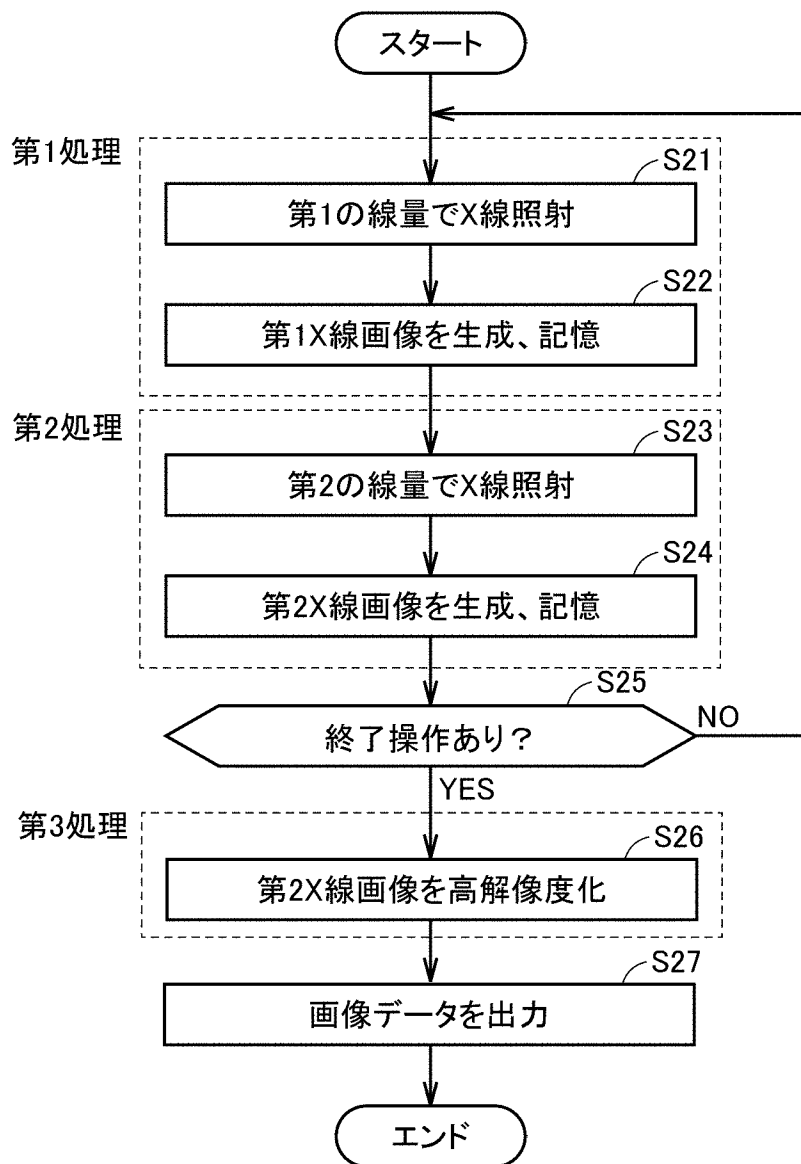
[図6]

FIG.6



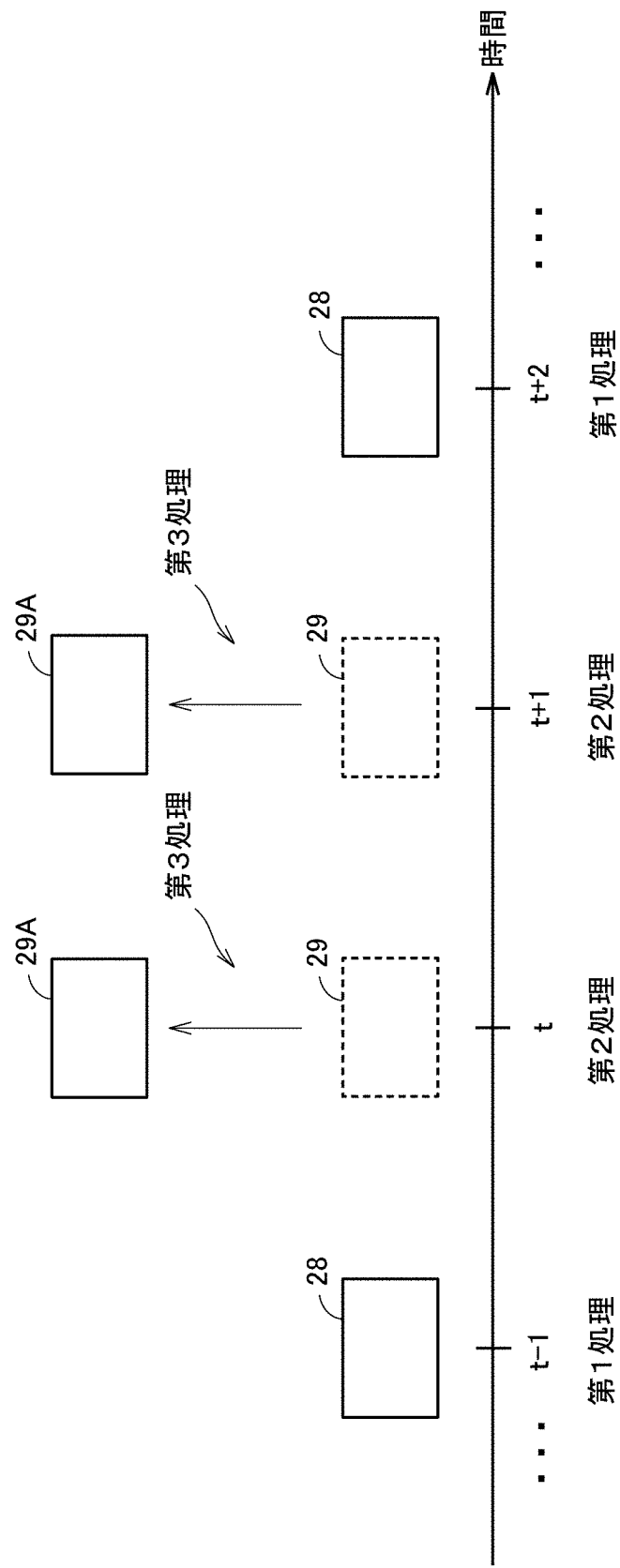
[図7]

FIG.7



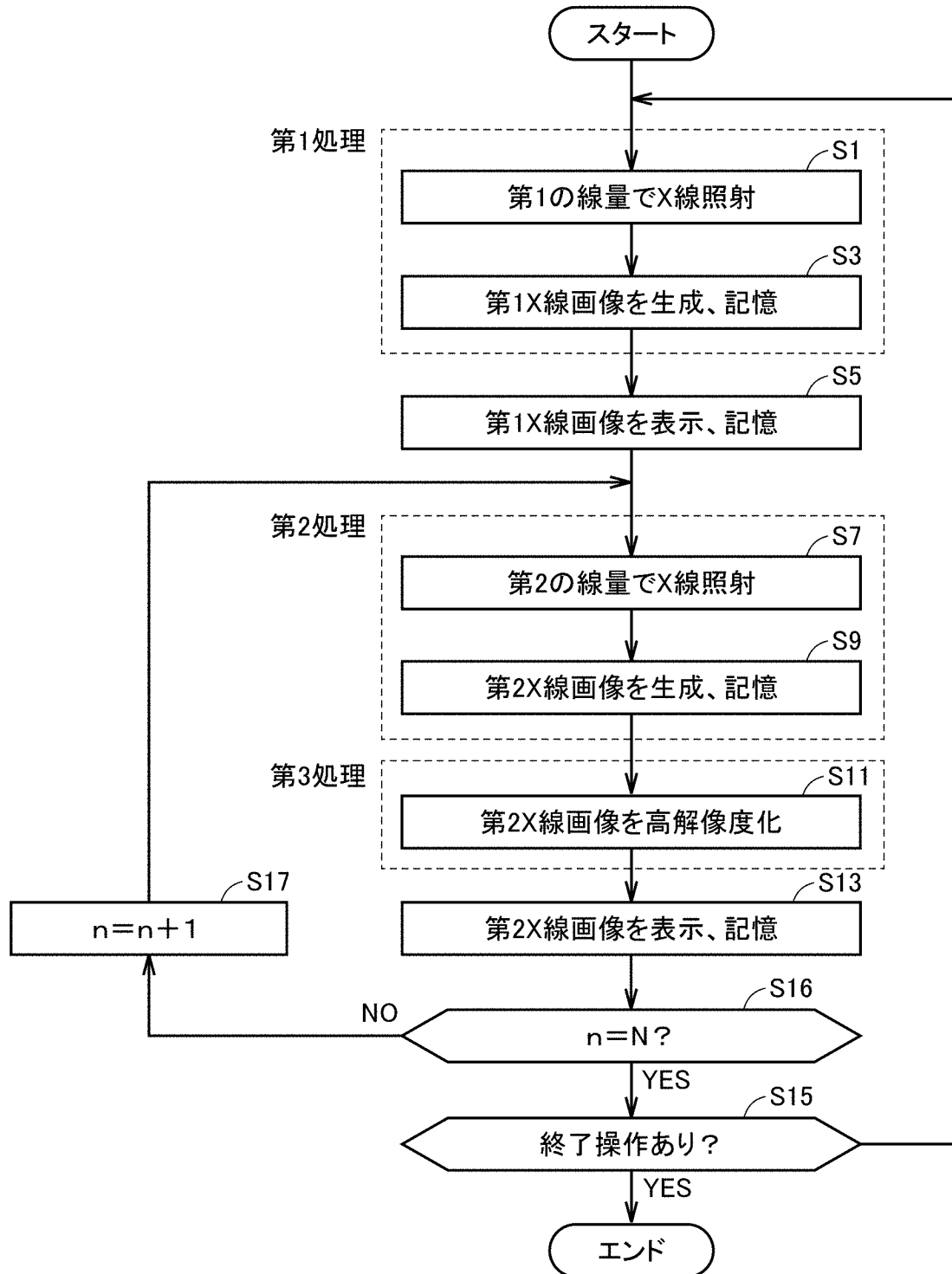
[図8]

FIG.8



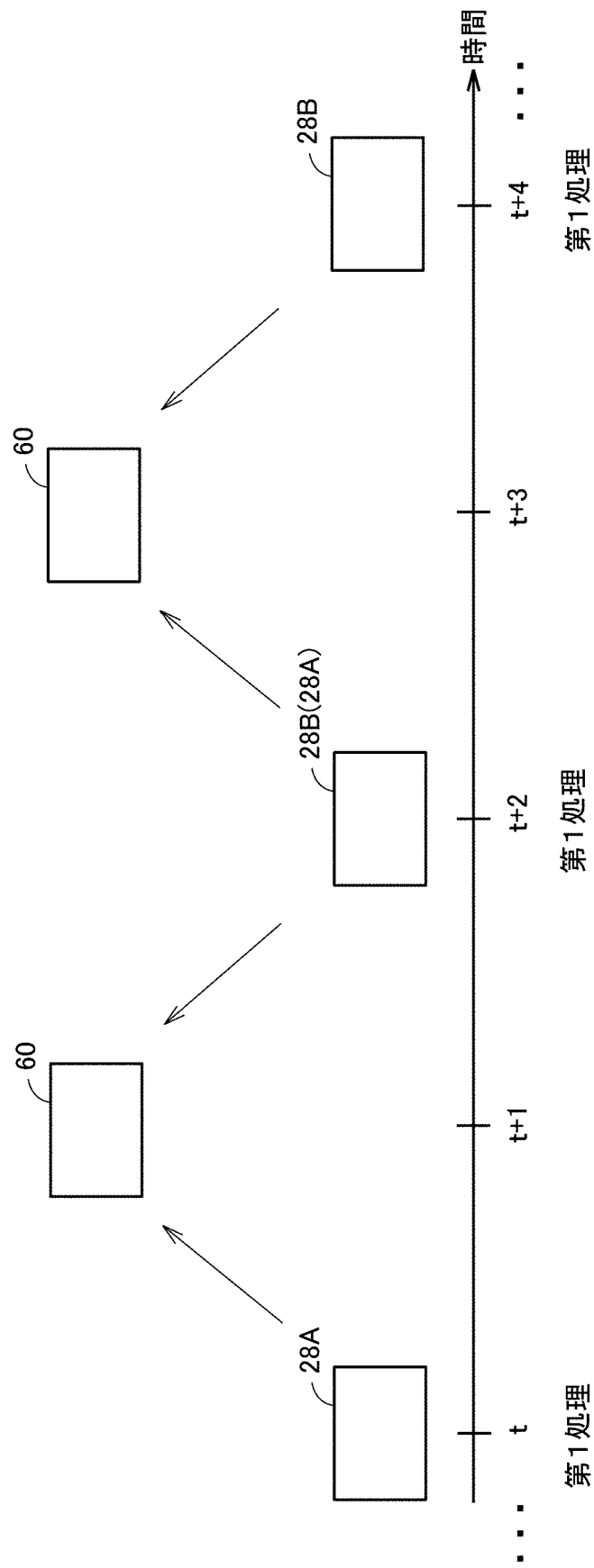
[図9]

FIG.9



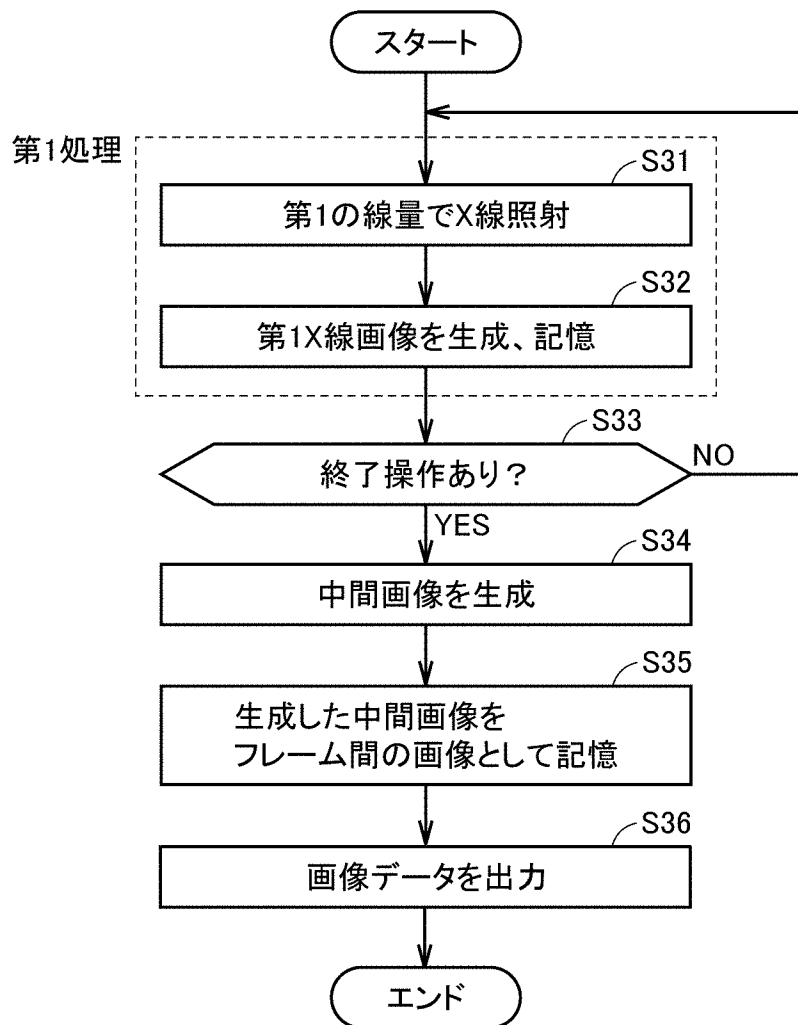
[図10]

FIG.10



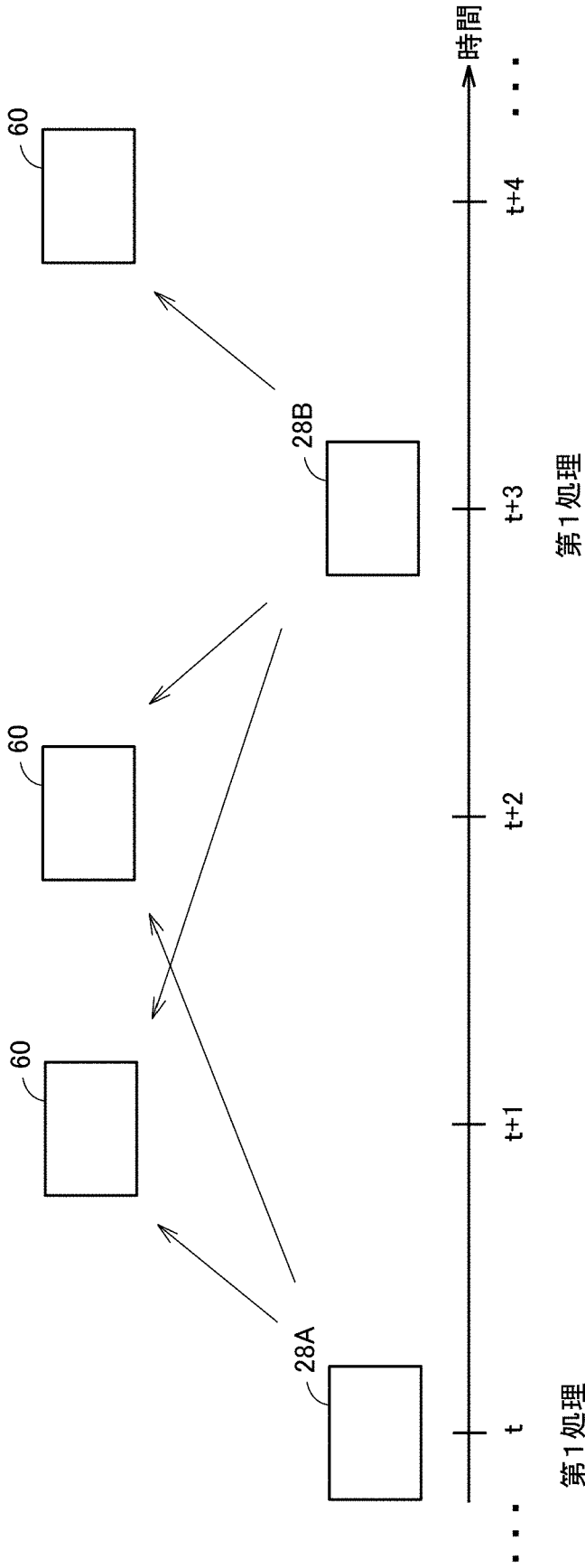
[図11]

FIG.11



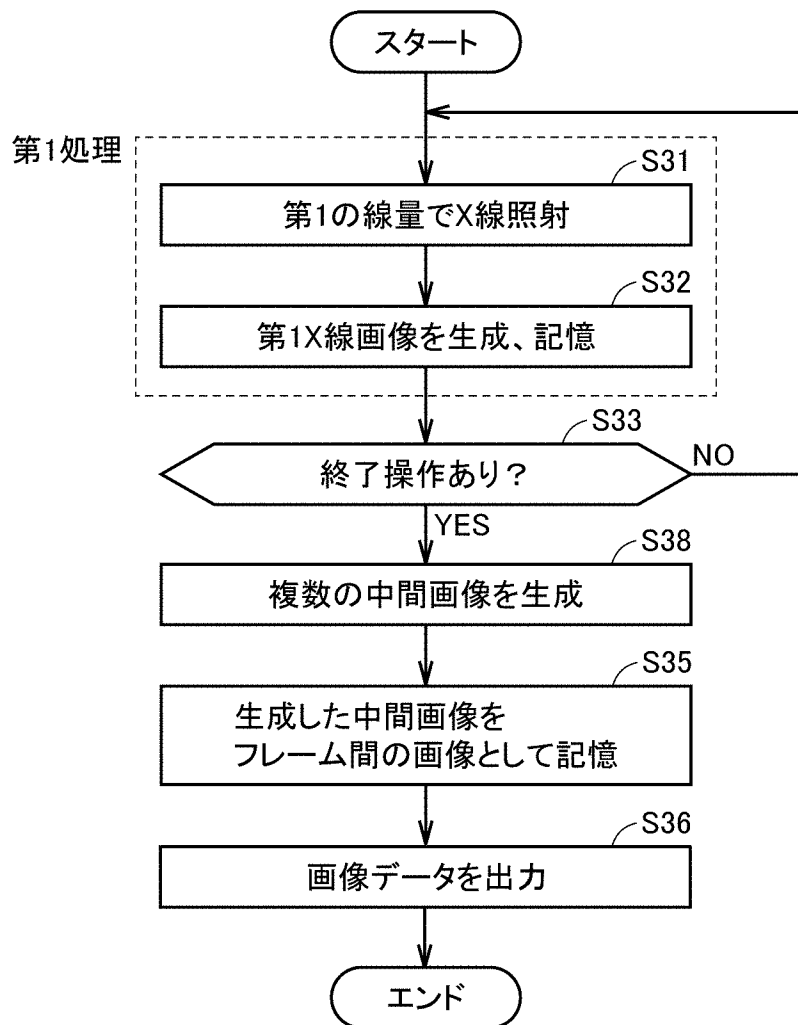
[図12]

FIG.12



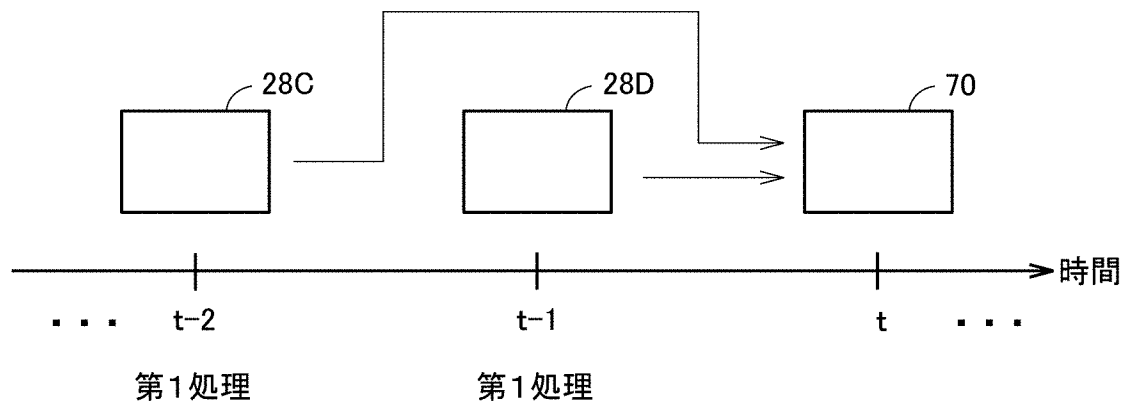
[図13]

FIG.13



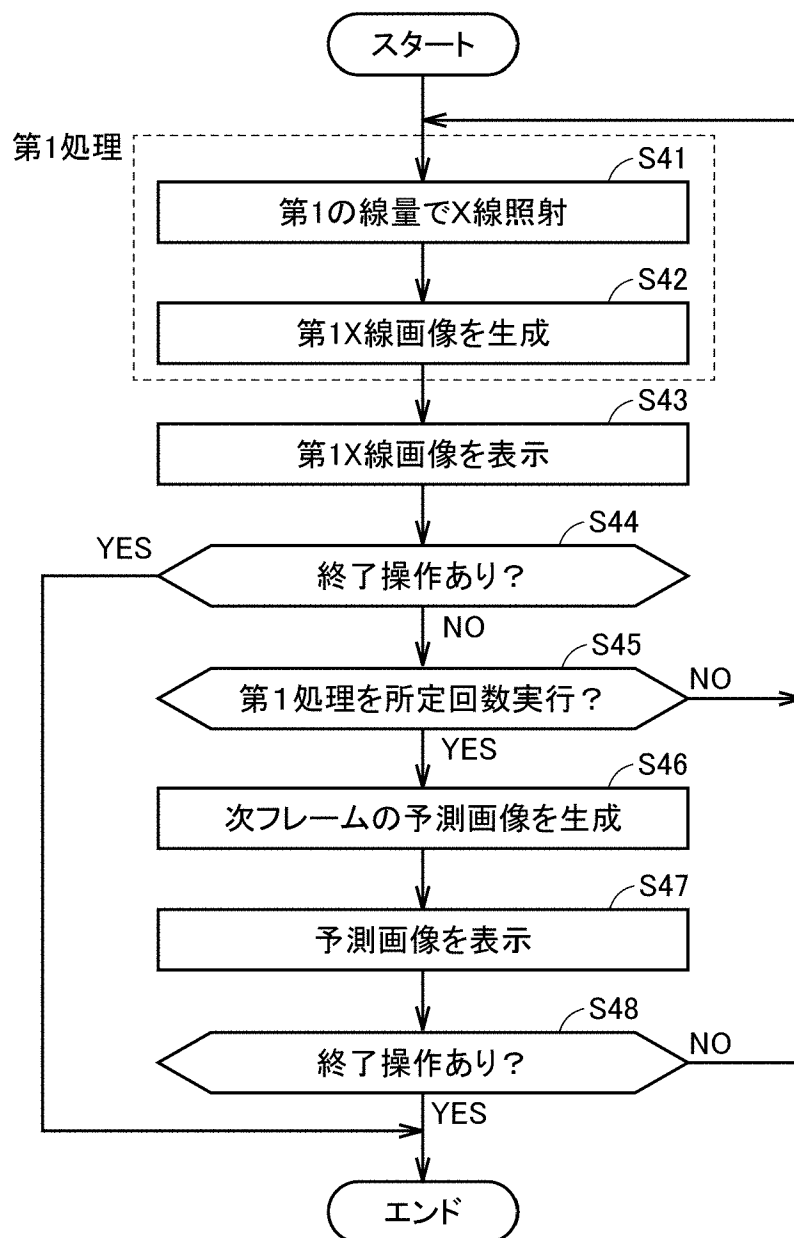
[図14]

FIG.14



[図15]

FIG.15



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/032633

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B6/00 (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 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 1971-2019 Registered utility model specifications of Japan 1996-2019 Published registered utility model applications of Japan 1994-2019 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)														
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>JP 2009-78035 A (FUJIFILM CORP.) 16 April 2009, paragraphs [0001]-[0007], [0028]-[0035], [0044]-[0110], fig. 5, 9, 11-14 (Family: none)</td> <td>1, 3, 13</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td></td> <td>2, 4-6</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2015-129987 A (MIE UNIVERSITY) 16 July 2015, paragraphs [0007]-[0015], [0017]-[0025], fig. 1, 2 (Family: none)</td> <td>2, 4-6</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	JP 2009-78035 A (FUJIFILM CORP.) 16 April 2009, paragraphs [0001]-[0007], [0028]-[0035], [0044]-[0110], fig. 5, 9, 11-14 (Family: none)	1, 3, 13	Y		2, 4-6	Y	JP 2015-129987 A (MIE UNIVERSITY) 16 July 2015, paragraphs [0007]-[0015], [0017]-[0025], fig. 1, 2 (Family: none)	2, 4-6
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X	JP 2009-78035 A (FUJIFILM CORP.) 16 April 2009, paragraphs [0001]-[0007], [0028]-[0035], [0044]-[0110], fig. 5, 9, 11-14 (Family: none)	1, 3, 13												
Y		2, 4-6												
Y	JP 2015-129987 A (MIE UNIVERSITY) 16 July 2015, paragraphs [0007]-[0015], [0017]-[0025], fig. 1, 2 (Family: none)	2, 4-6												
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.														
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "I" 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 </td> </tr> </table>			* 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	"I" 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										
* 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	"I" 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 26 September 2019 (26.09.2019)		Date of mailing of the international search report 08 October 2019 (08.10.2019)												
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/032633

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 4-241844 A (MITSUBISHI ELECTRIC CORP.) 28 August 1992, paragraph [0024], fig. 3, 4 (Family: none)	7, 9, 14 8
Y	WO 2017/125980 A1 (SONY CORP.) 27 July 2017, paragraphs [0164]-[0178], fig. 13 & US 2019/0012774 A, paragraphs [0246]-[0261], fig. 13	8
X	US 2019/0130565 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 02 May 2019, paragraphs [0015]-[0016], [0054], [0179]-[0186], [0191]-[0194], fig. 5, 7 & EP 3477589 A1 & KR 10-2019-0046471 A	10-12, 15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/032633

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/032633

<Continuation of Box No. III>

The claims include the following three inventions.

(Invention 1) Claims 1-6 and 13

Claims 1-6 have a technical feature of an "X-ray imaging method for capturing an X-ray image of a subject, the method including: a step of irradiating the subject with an X-ray at a first radiation dosage to capture a first X-ray image of the subject; a step of irradiating the subject with an X-ray at a second radiation dosage lower than the first radiation dosage to capture a second X-ray image of the subject; and a step of inputting the second X-ray image to a learning completion model trained through machine learning to correct the second X-ray image". Thus, claims 1-6 are classified as invention 1.

Claim 13 is substantially identical or equivalent to claim 1, and is thus included in category 1.

(Invention 2) Claims 7-9 and 14

Claims 7-9 do not share identical or corresponding special technical features with claims 1-6 and 13 classified as invention 1, and are not substantially identical or equivalent to any of the claims classified as invention 1.

Therefore, claims 7-9 cannot be classified as invention 1.

Claims 7-9 have a technical feature of an "X-ray imaging method for capturing an X-ray image of a subject, the method including: a step of irradiating the subject with an X-ray at a prescribed time interval to capture consecutive third X-ray image and fourth X-ray image of the subject; and a step of generating an intermediate image between the third X-ray image and the fourth X-ray image using the third X-ray image and the fourth X-ray image". Thus, claims 7-9 are classified as invention 2.

Claim 14 is substantially identical or equivalent to claim 7, and is thus included in category 2.

(Invention 3) Claims 10-12 and 15

Claims 10-12 do not share identical or corresponding special technical features with claims 1-6 and 13 classified as invention 1 and claims 7-9 and 14 classified as invention 2, and are not substantially identical or equivalent to any of the claims classified as invention 1 or 2.

Therefore, claims 10-12 cannot be classified as invention 1 or 2.

Claims 10-12 have a technical feature of an "X-ray imaging method for capturing an X-ray image of a subject, the method including: a step of irradiating the subject with an X-ray to generate an X-ray image of the subject; and a step of generating a predicted image of a next frame of the generated X-ray image by using the generated X-ray image". Thus, claims 10-12 are classified as invention 3.

Claim 15 is substantially identical or equivalent to claim 10, and is thus included in category 3.

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

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

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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
X Y	JP 2009-78035 A（富士フイルム株式会社）2009.04.16, [0001] - [0007]、[0028] - [0035]、[0044] - [0110]、図5、9、11-14（ファミリーなし）	1, 3, 13 2, 4-6
Y	JP 2015-129987 A（国立大学法人三重大学）2015.07.16, [0007] - [0015]、[0017] - [0025]、図1、2（ファミリーなし）	2, 4-6

☒ 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

26.09.2019

国際調査報告の発送日

08.10.2019

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）

芝沼 隆太

2U

4639

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
X Y	JP 4-241844 A (三菱電機株式会社) 1992. 08. 28, [0024]、図 3、4 (ファミリーなし)	7, 9, 14 8
Y	WO 2017/125980 A1 (ソニー株式会社) 2017. 07. 27, [0164]－[0178]、 図 13 & US 2019/0012774 A, [0246]－[0261], FIG. 13	8
X	US 2019/0130565 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2019. 05. 02, [0015]－[0016]、[0054]、[0179]－[0186]、[0191]－[0194]、FIG. 5、 7 & EP 3477589 A1 & KR 10-2019-0046471 A	10-12, 15

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。
特別ページ参照

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

この国際出願には、以下のとおり、3つの発明が含まれている。

（発明1）請求項1-6, 13

請求項1-6は、「被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、前記被検体に第1の線量でX線を照射し、前記被検体の第1 X線画像を撮影するステップと、前記被検体に前記第1の線量よりも小さい第2の線量でX線を照射し、前記被検体の第2 X線画像を撮影するステップと、前記第2 X線画像を、機械学習により学習された学習済みモデルに入力して、前記第2 X線画像を修正するステップとを含む、X線撮影方法」という技術的特徴を有しているので、発明1に区分する。

また、請求項13は、請求項1と実質同一の関係にあるため、区分1に含める。

（発明2）請求項7-9, 14

請求項7-9は、発明1に区分された請求項1-6, 13と同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しておらず、発明1に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。

したがって、請求項7-9は発明1に区分できない。

そして、請求項7-9は、「被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、所定の時間間隔で前記被検体にX線を照射して、前記被検体の連続した第3 X線画像および第4 X線画像を撮影するステップと、前記第3 X線画像および前記第4 X線画像を用いて、前記第3 X線画像と前記第4 X線画像との間の中間画像を生成するステップとを含む、X線撮影方法」という技術的特徴を有しているので、発明2に区分する。

また、請求項14は、請求項7と実質同一の関係にあるため、区分2に含める。

（発明3）請求項10-12, 15

請求項10-12は、発明1に区分された請求項1-6, 13及び発明2に区分された請求項7-9, 14と、同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しておらず、発明1、2に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。

したがって、請求項10-12は発明1、2に区分できない。

そして、請求項10-12は、「被検体のX線画像を撮影するX線撮影方法であって、前記被検体にX線を照射し、前記被検体のX線画像を生成するステップと、生成済みの前記X線画像を用いて、前記X線画像の次のフレームの予測画像を生成するステップとを含む、X線撮影方法」という技術的特徴を有しているので、発明3に区分する。

また、請求項15は、請求項10と実質同一の関係にあるため、区分3に含める。