

(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
2019年9月26日(26.09.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/181230 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 6/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2019/003594

(22) 国際出願日: 2019年2月1日(01.02.2019)

(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 2018-052917 2018年3月20日(20.03.2018) JP

(71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 岩下 貴司 (IWASHITA, Atsushi); 〒1468501 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 Tokyo (JP). 佃 明 (TSUKUDA, Akira); 〒1468501 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 Tokyo (JP). 照井 晃介 (TERUI, Kosuke); 〒1468501 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 Tokyo (JP). 鳥居 聡太 (TORII, Sota); 〒1468501 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 Tokyo (JP). 野田 剛司 (NODA, Takeshi); 〒1468501 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 Tokyo (JP).

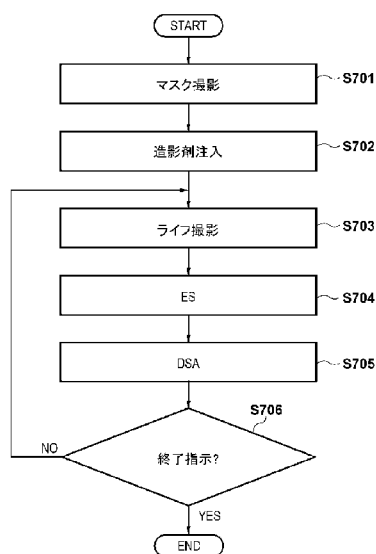
(74) 代理人: 大塚 康德, 外 (OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町3番6号紀尾井町パークビル7F Tokyo (JP).

(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, 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: RADIOGRAPHY SYSTEM, PHOTOGRAPHY CONTROL DEVICE, AND METHOD

(54) 発明の名称: 放射線撮影システム、撮影制御装置及び方法

【図7】



S701 Perform mask photography
S702 Inject contrast medium
S703 Perform live photography
S706 Stop command?

(57) Abstract: A photography control device that: acquires a plurality of images that are products of different radiation energies; uses the plurality of images to perform energy subtraction processing and generate energy subtraction images; and generates a difference image between a mask image that is based on a plurality of energy subtraction images that were generated in the past and a live image that is based on the present energy subtraction images.

(57) 要約: 撮影制御装置は、互いに異なる放射線エネルギーによる複数の画像を取得し、複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成し、過去に生成された複数のエネルギーサブトラクション画像に基づくマスク画像と現在のエネルギーサブトラクション画像に基づくライブ画像との差分画像を生成する。

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：放射線撮影システム、撮影制御装置及び方法

技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影システム、撮影制御装置及び方法に関する。

背景技術

[0002] 現在、放射線による医療画像診断や非破壊検査に用いる撮影装置として、半導体材料によって形成された平面検出器（Flat Panel Detector、以下FPDと略す）を用いた放射線撮影装置が普及している。このような放射線撮影装置は、例えば医療画像診断においては、一般撮影のような静止画撮影や、透視撮影のような動画撮影のデジタル撮影装置として用いられている。

[0003] FPDを用いた動画撮影として、造影剤を注入しながら撮影を行う血管造影や、カテーテルやステント等の医療デバイスを用いた血管内治療が盛んに行われている。この造影の方法の一つに、デジタル差分造影法（以下、DSA（digital subtraction angiography））がある。DSAでは、造影剤の注入前に撮影を行ってマスク画像を取得した後、造影剤の注入後に撮影を行ってライブ画像を取得する。マスク画像とライブ画像を用いた演算により、造影剤のみを画像化して血管の診断を行うことができる。

[0004] 一方、FPDを用いた撮影方法のひとつに、エネルギーサブトラクションがある。エネルギーサブトラクションでは、まず、管電圧の異なる放射線を複数回照射するなどして、エネルギーの異なる画像を複数枚取得する。それらを演算することで、骨画像と軟部組織画像に分離するなどの処理を行うことができる。これにより造影剤のみを画像化することで、動く対象の血管を診断する方法が提案されている（特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開昭58-221580号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0006] 特許文献1で生成された画像を用いてDSAを適用すると、マスク画像に動く物体（ステント、石灰化など）がある場合、ライブ画像とマスク画像の差分を取った際にアーチファクトが生じてしまう。

課題を解決するための手段

- [0007] 本発明の一態様による撮影制御装置は以下の構成を備える。すなわち、互いに異なる放射線エネルギーによる複数の画像を取得する取得手段と、前記複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成する第1の生成手段と、過去に生成された複数のエネルギーサブトラクション画像に基づくマスク画像と現在のエネルギーサブトラクション画像に基づくライブ画像との差分画像を生成する第2の生成手段と、を備える。

発明の効果

- [0008] 本発明によれば、差分による画像生成においてアーチファクトの発生をより低減することができる。
- [0009] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

- [0010] [図1A]実施形態による放射線撮影システムの構成例を示すブロック図である。
- [図1B]放射線撮影装置へ供給される信号および制御用コンピュータの機能構成を示す図である。
- [図2]実施形態の放射線撮影装置における画素の等価回路図である。
- [図3]放射線エネルギーの異なる画像の時分割による取得処理を示すタイミングチャートである。

[図4]放射線エネルギーの異なる画像の時分割による取得処理を示すタイミングチャートである。

[図5]放射線画像の補正処理を説明する図である。

[図6A]第1実施形態による物質分離に係る信号処理を示すブロック図である。

[図6B]第2実施形態による物質識別に係る信号処理を示すブロック図である。

[図6C]第2実施形態に係るカラー画像生成の画像処理を示すブロック図である。

[図7]第1実施形態によるデジタル差分血管造影法による処理を示すフローチャートである。

[図8]第1実施形態によるデジタル差分血管造影法による処理を説明する模式図である。

[図9]第2実施形態によるデジタル差分血管造影法による処理を説明する模式図である。

[図10]第3実施形態によるデジタル差分血管造影法による処理を示すフローチャートである。

[図11]第2実施形態によるデジタル差分血管造影法による処理を説明する模式図である。

[図12]第4実施形態に係るテーブル生成の処理を示すフローチャートである。

[図13]第4実施形態に係るテーブル参照を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。なお、以下の実施形態において、放射線という用語は、X線その他、例えば、 α 線、 β 線、 γ 線粒子線、宇宙線などを含み得る。

[0012] <第1実施形態>

図1Aは、第1実施形態に係る放射線撮影システム100の構成例を示す

ブロック図である。第1実施形態の放射線撮影システム100は、放射線発生装置101、放射線制御装置102、制御用コンピュータ103、放射線撮影装置104を備える。

[0013] 放射線発生装置101は放射線制御装置102の制御下で放射線を発生する。制御用コンピュータ103は、放射線制御装置102を制御して放射線を曝射させるとともに、放射線撮影装置104を制御して画像情報を取得する撮影制御装置として機能する。制御用コンピュータ103は、例えば、不図示の1つまたは複数のプロセッサ(CPU)、メモリを有し、1つまたは複数のプロセッサがメモリに格納されたプログラムを実行することで各種処理を実行する。放射線撮影装置104は、放射線を可視光に変換する蛍光体105と、可視光を検出する二次元検出器106を備えている。二次元検出器106は、放射線量子を検出する画素20をX列×Y行のアレイ状に配置したセンサであり、画像情報を出力する。

[0014] 図2に、第1実施形態に係る画素20の等価回路図を示す。画素20は、光電変換素子201と、出力回路部202とを含む。光電変換素子201は、典型的にはフォトダイオードである。出力回路部202は、増幅回路部204、クランプ回路部206、サンプルホールド回路部207、選択回路部208を含む。

[0015] 光電変換素子201は、電荷蓄積部を含む。この電荷蓄積部は、増幅回路部204のMOSトランジスタ204aのゲートに接続されている。MOSトランジスタ204aのソースは、MOSトランジスタ204bを介して電流源204cに接続されている。MOSトランジスタ204aと電流源204cとによってソースフォロア回路が構成されている。MOSトランジスタ204bは、そのゲートに供給されるイネーブル信号ENがアクティブレベルになるとオンしてソースフォロア回路を動作状態にするイネーブルスイッチである。

[0016] 図2に示す例では、光電変換素子201の電荷蓄積部およびMOSトランジスタ204aのゲートが共通のノードを構成していて、このノードは、電

荷蓄積部に蓄積された電荷を電圧に変換する電荷電圧変換部として機能する。即ち、電荷電圧変換部には、電荷蓄積部に蓄積された電荷 Q と電荷電圧変換部が有する容量値 C とによって定まる電圧 $V (= Q/C)$ が現れる。電荷電圧変換部は、リセットスイッチ203を介してリセット電位 V_{res} に接続されている。リセット信号 $PRES$ がアクティブレベルになると、リセットスイッチ203がオンして、電荷電圧変換部の電位がリセット電位 V_{res} にリセットされる。

[0017] クランプ回路部206は、リセットした電荷電圧変換部の電位に応じて増幅回路部204によって出力されるノイズをクランプ容量206aによってクランプする。つまり、クランプ回路部206は、光電変換素子201で光電変換により発生した電荷に応じてソースフォロア回路から出力された信号から、ノイズをキャンセルするための回路である。このノイズはリセット時の kTC ノイズを含む。クランプは、クランプ信号 PCL をアクティブレベルにしてMOSトランジスタ206bをオン状態にした後に、クランプ信号 PCL を非アクティブレベルにしてMOSトランジスタ206bをオフ状態にすることによってなされる。クランプ容量206aの出力側は、MOSトランジスタ206cのゲートに接続されている。MOSトランジスタ206cのソースは、MOSトランジスタ206dを介して電流源206eに接続されている。MOSトランジスタ206cと電流源206eとによってソースフォロア回路が構成されている。MOSトランジスタ206dは、そのゲートに供給されるイネーブル信号 EN_0 がアクティブレベルになるとオンしてソースフォロア回路を動作状態にするイネーブルスイッチである。

[0018] 光電変換素子201で光電変換により発生した電荷に応じてクランプ回路部206から出力される信号は、光信号として、光信号サンプリング信号 TS がアクティブレベルになることによってスイッチ207Saを介して容量207Sbに書き込まれる。電荷電圧変換部の電位をリセットした直後にMOSトランジスタ206bをオン状態とした際にクランプ回路部206から出力される信号は、クランプ電圧である。ノイズ信号は、ノイズサンプリン

グ信号TNがアクティブレベルになることによってスイッチ207Naを介して容量207Nbに書き込まれる。このノイズ信号には、クランプ回路部206のオフセット成分が含まれる。スイッチ207Saと容量207Sbによって信号サンプルホールド回路207Sが構成され、スイッチ207Naと容量207Nbによってノイズサンプルホールド回路207Nが構成される。以上のように、サンプルホールド回路部207は、信号サンプルホールド回路207Sとノイズサンプルホールド回路207Nとを含む。

[0019] 信号線21は、信号線21Sと信号線21Nを含む。駆動回路部が行選択信号をアクティブレベルに駆動すると、容量207Sbに保持された信号（光信号）がMOSトランジスタ208Saおよび行選択スイッチ208Sbを介して信号線21Sに出力される。また、同時に、容量207Nbに保持された信号（ノイズ）がMOSトランジスタ208Naおよび行選択スイッチ208Nbを介して信号線21Nに出力される。MOSトランジスタ208Saは、信号線21Sに設けられた不図示の定電流源とソースフォロア回路を構成する。同様に、MOSトランジスタ208Naは、信号線21Nに設けられた不図示の定電流源とソースフォロア回路を構成する。MOSトランジスタ208Saと行選択スイッチ208Sbによって信号用選択回路部208Sが構成され、MOSトランジスタ208Naと行選択スイッチ208Nbによってノイズ用選択回路部208Nが構成される。選択回路部208は、信号用選択回路部208Sとノイズ用選択回路部208Nとを含む。

[0020] 画素20は、隣接する複数の画素20の光信号を加算する加算スイッチ209Sを有してもよい。加算モード時には、加算モード信号ADDがアクティブレベルになり、加算スイッチ209Sがオン状態になる。これにより、隣接する画素20の容量207Sbが加算スイッチ209Sによって相互に接続されて、光信号が平均化される。同様に、画素20は、隣接する複数の画素20のノイズを加算する加算スイッチ209Nを有してもよい。加算スイッチ209Nがオン状態になると、隣接する画素20の容量207Nbが加算スイッチ209Nによって相互に接続されて、ノイズが平均化される。

加算部209は、加算スイッチ209Sと加算スイッチ209Nを含む。

[0021] 画素20は、感度を変更するための感度変更部205を有してもよい。画素20は、例えば、第1感度変更スイッチ205aおよび第2感度変更スイッチ205'a、並びにそれらに付随する回路素子を含みうる。第1変更信号WIDEがアクティブレベルになると、第1感度変更スイッチ205aがオンして、電荷電圧変換部の容量値に第1付加容量205bの容量値が追加される。これによって画素20の感度が低下する。第2変更信号WIDE2がアクティブレベルになると、第2感度変更スイッチ205'aがオンして、電荷電圧変換部の容量値に第2付加容量205'bの容量値が追加される。これによって画素20の感度が更に低下する。このように画素20の感度を低下させる機能を追加することによって、より大きな光量を受光することが可能となり、ダイナミックレンジを広げることができる。第1変更信号WIDEがアクティブレベルになる場合には、イネーブル信号EN_nをアクティブレベルにして、MOSトランジスタ204aに変えてMOSトランジスタ204'aをソースフォロア動作させてもよい。MOSトランジスタ204'bは、そのゲートに供給されるイネーブル信号EN_nがアクティブレベルになるとオンしてソースフォロア回路を動作状態にするイネーブルスイッチである。

[0022] 放射線撮影装置104は、以上のような画素回路の出力を、不図示のAD変換器でデジタル値に変換した後、制御用コンピュータ103に画像として転送する。撮影制御装置としての制御用コンピュータ103は、図1Bに示されるように、画像取得部131、画像処理部132、DSA処理部133を有する。これらは、プロセッサがプログラムを実行することで実現されてもよいし、1部または全部が専用のハードウェアにより実現されてもよい。画像取得部131、画像処理部132、DSA処理部133の詳細については、のちの説明により明らかになる。タイミングコントローラ120は、制御用コンピュータ103からの同期信号に従って、RESET、SH__S、SH__Nを放射線撮影装置104に提供する。なお、RESET信号は図2のリセット信号PRESに対応し、SH__S信号とSH__N信号はそれぞれ

図2の光サンプリング信号TSとノイズサンプリング信号TNに対応する。

[0023] 次に第1実施形態による放射線撮影システム100の駆動について説明する。制御用コンピュータ103の画像取得部131は、1ショット間にエネルギーが変化する放射線が被写体に照射され、当該1ショット間に前記被写体を透過した前記放射線を複数回検出して得られた、互いに異なる放射線エネルギーによる複数の画像を取得する。本実施形態では、連続する2つのリセットに挟まれた期間において二次元検出器106で少なくとも2回のサンプリングを行い、1フレームの撮影期間において互いに異なる放射線エネルギーによる第1の画像と第2の画像を取得する。図3は、第1実施形態に係る放射線撮影システムにおいてエネルギーサブトラクションを行う場合の二次元検出器106の駆動タイミング（サンプリングと読出しのタイミング）を示すタイミングチャートである。図中の波形は横軸を時間として、放射線の曝射、同期信号、光電変換素子201のリセット、サンプルホールド回路207、信号線21からの画像の読み出しのタイミングを示している。図3に示される各信号（Reset、SH__S、SH__N）は例えば、図1Bに示されるようなタイミングコントローラ120から供給され得る。なお、タイミングコントローラ120は、制御用コンピュータ103に組み込まれていてもいいし、放射線撮影装置104に組み込まれていてもいいし、制御用コンピュータ103と放射線撮影装置104の間に介在する独立した装置であってもいい。二次元検出器106からは、信号サンプルホールド回路207Sとノイズサンプルホールド回路207Nでホールドされた信号の差分（S-N）が読み出される。

[0024] まず、光電変換素子201のリセットを行ってから、放射線を曝射する。放射線の管電圧は理想的には矩形波であるが、管電圧の立ち上がりと立下りには有限の時間がかかる。特に、パルス放射線で曝射時間が短い場合は、管電圧はもはや矩形波とはみなせず、図3に示すような波形となる。すなわち、放射線の立ち上がり期、安定期、立下り期で放射線のエネルギーが異なる。

[0025] そこで、立ち上がり期の放射線 301 が曝射された後に、ノイズサンプルホールド回路 207N でサンプリングを行い、さらに安定期の放射線 302 が曝射された後に信号サンプルホールド回路 207S でサンプリングを行う。その後、信号線 21N と信号線 21S の差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路 207N には立ち上がり期の放射線 301 の信号 (R_1) が保持されている。また、信号サンプルホールド回路 207S には立ち上がり期の放射線 301 の信号 (R_1) と安定期の放射線 302 の信号 (B) の和となる信号 ($R_1 + B$) が保持されている。従って、信号 ($R_1 + B$) から信号 (R_1) が差し引かれた画像、すなわち安定期の放射線 302 の信号に対応した画像 304 (B) が読み出される。

[0026] 次に、立下り期の放射線 303 の曝射と、画像 304 の読み出しとが完了してから、再び信号サンプルホールド回路 207S でサンプリングを行う。このサンプリングにより画像 ($R_1 + B + R_2$) が取得される。その後、光電変換素子 201 のリセットを行い、再びノイズサンプルホールド回路 207N でサンプリングを行い、信号線 21N と信号線 21S の差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路 207N には放射線が曝射されていない状態の信号 (0) が保持される。また、信号サンプルホールド回路 207S には立ち上がり期の放射線 301 の信号と安定期の放射線 302 と立下り期の放射線 303 の信号の和 ($R_1 + B + R_2$) が保持されている。従って、立ち上がり期の放射線 301 の信号と安定期の放射線 302 の信号と立下り期の放射線 303 の信号に対応した画像 306 ($R_1 + B + R_2$) が読み出される。その後、画像 306 と画像 304 の差分を計算することで、立ち上がり期の放射線 301 と立下り期の放射線 303 の和に対応した画像 305 ($R_1 + R_2$) が得られる。

[0027] タイミングコントローラ 120 は、サンプルホールド回路 207 におけるサンプリング及び光電変換素子 201 のリセットを行うタイミングを、放射線発生装置 101 から放射線の曝射が開始されたことを示す同期信号 307 を用いて決定する。放射線の曝射開始を検出する方法としては、例えば、放

放射線発生装置 101 の管電流を測定し、測定された管電流（電流値）が予め設定された閾値を上回るか否かを判定することにより曝射開始を検出する方法を用いることができる。或いは、光電変換素子 201 のリセットが完了した後、画素 20 を繰り返して読み出し、画素値が予め設定された閾値を上回るか否かを判定することにより曝射開始を検出する方法を用いることもできる。さらには、放射線撮影装置 104 に二次元検出器 106 とは異なる放射線検出器を内蔵し、その測定値が予め設定された閾値を上回るか否かを判定することにより曝射開始を検出する方法も用いられ得る。いずれの方式の場合も、同期信号 307 の入力から予め指定した時間が経過した後に、信号サンプルホールド回路 207 S のサンプリング、ノイズサンプルホールド回路 207 N のサンプリング、光電変換素子 201 のリセットが行われる。

[0028] 以上のようにして、パルス放射線の安定期に対応した画像 304 と、立ち上がり期と立下り期の和に対応した画像 305 とが制御用コンピュータ 103 により得られる。これら 2 枚の画像を形成する際に曝射された放射線のエネルギーが異なるため、これらの画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行うことができる。

[0029] 図 4 に、第 1 実施形態に係る放射線撮影システム 100 においてエネルギーサブトラクションを行う場合の駆動タイミングの他の例を示す。図 3 に示される駆動タイミングとは、放射線の管電圧を能動的に切り替えている点で異なる。

[0030] まず、光電変換素子 201 のリセットを行ってから、低エネルギーの放射線 401 を曝射する。その後、ノイズサンプルホールド回路 207 N でサンプリングを行ってから、管電圧を切り替えて高エネルギーの放射線 402 が曝射された後に、信号サンプルホールド回路 207 S でサンプリングを行う。その後、管電圧を切り替えて低エネルギーの放射線 403 の曝射を行う。さらに、信号線 21 N と信号線 21 S の差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路 207 N には低エネルギーの放射線 401 の信号 (R_1) が保持され、信号サンプルホールド回路 207 S には低エネル

ギーの放射線401の信号と高エネルギーの放射線402の信号の和($R_1 + B$)が保持されている。従って、高エネルギーの放射線402の信号に対応した画像404(B)が読み出される。

[0031] 次に、低エネルギーの放射線403の曝射と、画像404の読み出しとが完了してから、再び信号サンプルホールド回路207Sでサンプリングを行う。その後、光電変換素子201のリセットを行い、再びノイズサンプルホールド回路207Nでサンプリングを行い、信号線21Nと信号線21Sの差分を画像として読み出す。このとき、ノイズサンプルホールド回路207Nには放射線が曝射されていない状態の信号(0)が保持されている。また、信号サンプルホールド回路207Sには低エネルギーの放射線401の信号と高エネルギーの放射線402と低エネルギーの放射線403の信号の和($R_1 + B + R_2$)が保持されている。従って、低エネルギーの放射線401の信号と高エネルギーの放射線402の信号と低エネルギーの放射線403の信号に対応した画像406($R_1 + B + R_2$)が読み出される。その後、画像406と画像404の差分を計算することで、低エネルギーの放射線401と低エネルギーの放射線403の和に対応した画像405($R_1 + R_2$)が得られる。同期信号407については、図3と同様である。このように、管電圧を能動的に切り替えながら画像を取得することで、図3の方法に比べて低エネルギーと高エネルギーの画像の間のエネルギー差をより大きくすることが出来る。

[0032] 次に、エネルギーサブトラクション処理について説明する。以下に説明するように、画像取得部131と画像処理部132は、複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成する。本実施形態では、画像取得部131が、連続する2つのリセットに挟まれた期間に、1つの二次元検出器106において少なくとも2回のサンプリングが行われる。これにより、画像取得部131は、互いに異なる放射線エネルギーの2つの画像を1フレームの撮影期間において取得する。画像取得部131は、さらに、取得した2つの画像について図5に示すような

補正処理を施し、減弱率の画像である第1の画像と第2の画像を得る。制御用コンピュータ103の画像処理部132は、画像取得部131により得られた第1の画像と第2の画像についてエネルギーサブトラクション処理（図6Aに示される信号処理）を行ってエネルギーサブトラクション画像（以下、処理画像）を得る。

[0033] 図5は、第1実施形態によるエネルギーサブトラクション処理において、画像取得部131が行う補正処理を説明する図である。まず、放射線撮影装置104に放射線を曝射せずに撮影を行い、図3または図4に示した駆動で画像を取得する。このとき2枚の画像が読み出されるが、1枚目の画像をF_ODD、2枚目の画像をF_EVENとする。F_ODDとF_EVENは、放射線撮影装置104の固定パターンノイズ（FPN）に対応する画像である。次に、被写体がない状態で放射線撮影装置104に放射線を曝射して撮影を行い、図3または図4に示した駆動で画像を取得する。このとき2枚の画像が読み出されるが、1枚目の画像をW_ODD、2枚目の画像をW_EVENとする。W_ODDとW_EVENは、放射線撮影装置104のFPNと放射線による信号の和に対応する画像である。

[0034] 従って、W_ODDからF_ODDを、W_EVENからF_EVENを減算することで、放射線撮影装置104のFPNが除去された画像WF_ODDとWF_EVENが得られる。WF_ODDは、例えば図3における安定期の放射線302に対応する画像であり、WF_EVENは立ち上がり期の放射線301と安定期の放射線302と立下り期の放射線303との和に対応する画像である。従って、WF_EVENからWF_ODDを減算することで、立ち上がり期と立下り期の放射線の和に対応する画像が得られる。放射線の立ち上がり期と立下り期のエネルギーは、放射線の安定期のエネルギーに比べて低い。従って、WF_EVENからWF_ODDを減算することで、被写体がない場合の低エネルギー画像W_Lowが得られる。また、WF_ODDから、被写体がない場合の高エネルギー画像W_Highが得られる。

[0035] 次に、被写体がある状態で放射線撮影装置104に放射線を曝射して撮影を行い、図3、または図4に示した駆動で画像を取得する。このとき1回の

曝射に対して２枚の画像が読み出されるが、１枚目の画像を X_0DD 、２枚目の画像を X_EVEN とする。被写体がない場合と同様の減算を行うことで、被写体がある場合の低エネルギー画像 X_Low と、被写体がある場合の高エネルギー画像 X_High が得られる。

[0036] ここで、被写体の厚みを d 、被写体の線減弱係数を μ 、被写体がない場合の画素２０の出力を I_0 、被写体がある場合の画素２０の出力を I とすると、以下の式が成り立つ。

[数１]

$$I = I_0 \exp(-\mu d)$$

[数１]を変形すると、以下の式が得られる。

[数２]

$$I/I_0 = \exp(-\mu d)$$

[数２]の右辺は被写体の減弱率を示す。すなわち、 I/I_0 は、減弱率の画像である。なお、被写体の減弱率は０～１の間の実数である。

[0037] 従って、被写体がある場合の低エネルギー画像 X_Low を、被写体がない場合の低エネルギー画像 W_Low で除算することで、低エネルギーにおける減弱率の画像 L が得られる。同様に、被写体がある場合の高エネルギー画像 X_High を、被写体がない場合の高エネルギー画像 W_High で除算することで、高エネルギーにおける減弱率の画像 H が得られる。

[0038] 図６Ａに、画像処理部１３２におけるエネルギーサブトラクション処理の信号処理のブロック図を示す。本実施形態のエネルギーサブトラクション処理では、２種類の放射線エネルギーに対する減弱率を示す第１の画像と第２の画像から骨と軟部組織の画像を処理画像として取得する。すなわち、本実施形態における信号処理では、図５に示した補正によって得られた低エネルギーにおける減弱率の画像 L と高エネルギーにおける減弱率の画像 H から、骨の厚さの画像 B と軟部組織の厚さの画像 S を求める。なお、以下では、画像 L を低エネルギーの画像、画像 H を高エネルギーの画像ともいう。

[0039] 放射線フォトンエネルギーを E 、エネルギー E におけるフォトン数を N

(E)、骨の厚さをB、軟部組織の厚さをS、エネルギーEにおける骨の線減弱係数を $\mu_B(E)$ 、エネルギーEにおける軟部組織の線減弱係数を $\mu_S(E)$ 、減弱率を I/I_0 とする。すると、以下の式が成り立つ。

[数3]

$$I/I_0 = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu_B(E)B - \mu_S(E)S\} E dE}{\int_0^{\infty} N(E) E dE}$$

[0040] エネルギーEにおけるフォトン数N(E)は、放射線のスペクトルである。放射線のスペクトルは、シミュレーション又は実測により得られる。また、エネルギーEにおける骨の線減弱係数 $\mu_B(E)$ とエネルギーEにおける軟部組織の線減弱係数 $\mu_S(E)$ は、NISTなどのデータベースから得られる。すなわち、任意の骨の厚さB、軟部組織の厚さS、放射線のスペクトルN(E)における減弱率 I/I_0 を計算することが可能である。

[0041] ここで、低エネルギーの放射線におけるスペクトルを $N_L(E)$ 、高エネルギーの放射線におけるスペクトルを $N_H(E)$ とすると、以下の式が成り立つ。

[数4]

$$L = \frac{\int_0^{\infty} N_L(E) \exp\{-\mu_B(E)B - \mu_S(E)S\} E dE}{\int_0^{\infty} N_L(E) E dE}$$

$$H = \frac{\int_0^{\infty} N_H(E) \exp\{-\mu_B(E)B - \mu_S(E)S\} E dE}{\int_0^{\infty} N_H(E) E dE}$$

[0042] また、高エネルギーの放射線における平均エネルギー E_H と低エネルギーの放射線における平均エネルギー E_L を、以下の式で表すものとする。

[数5]

$$E_L = \frac{\int_0^{\infty} N_L(E) E dE}{\int_0^{\infty} N_L(E) dE}$$

$$E_H = \frac{\int_0^{\infty} N_H(E) E dE}{\int_0^{\infty} N_H(E) dE}$$

[0043] ここで、放射線のスペクトル $N(E)$ を、平均エネルギーにおいてピークを持つ単色放射線として近似すると、[数4] は以下のように近似できる。

[数6]

$$L \approx \frac{N_L(E_L) \exp\{-\mu_B(E_L)B - \mu_S(E_L)S\} E_L}{N_L(E_L) E_L} = \exp\{-\mu_B(E_L)B - \mu_S(E_L)S\}$$

$$H \approx \frac{N_H(E_H) \exp\{-\mu_B(E_H)B - \mu_S(E_H)S\} E_H}{N_H(E_H) E_H} = \exp\{-\mu_B(E_H)B - \mu_S(E_H)S\}$$

[0044] [数6] の両辺の対数をとると、[数7] となる。

[数7]

$$\ln(L) \approx -\mu_B(E_L)B - \mu_S(E_L)S$$

$$\ln(H) \approx -\mu_B(E_H)B - \mu_S(E_H)S$$

[0045] [数7] の係数を行列としたときの行列式を $\det$ とすると、骨の厚さの画像 B 、軟部組織の厚さの画像 S は以下の式で表される。

[数8]

$$\det = \mu_B(E_L)\mu_S(E_H) - \mu_B(E_H)\mu_S(E_L)$$

$$B \approx \frac{\mu_S(E_L)}{\det} \ln(H) - \frac{\mu_S(E_H)}{\det} \ln(L)$$

$$S \approx \frac{\mu_B(E_H)}{\det} \ln(L) - \frac{\mu_B(E_L)}{\det} \ln(H)$$

[0046] エネルギー E における線減弱係数 $\mu(E)$ は既知の値である。従って、全ての画素について [数8] を計算することで、低エネルギーにおける減弱率の画像 L と高エネルギーにおける減弱率の画像 H から、骨の厚さの画像 B 、

軟部組織の厚さの画像 S を得ることができる。具体的には、低エネルギーにおける減弱率の画像 L の対数の画像 $\ln(L)$ と、高エネルギーにおける減弱率の画像 H の対数の画像 $\ln(H)$ に対して、線減弱係数 $\mu(E)$ によって決まる係数を掛けてから差分する。これにより、骨の厚さの画像 B と軟部組織の厚さの画像 S が求められる。

[0047] なお、本実施形態では「数8」における係数を平均エネルギー E_H と E_L における線減弱係数から求めたが、本実施形態はこれに限定されない。例えば、平均エネルギー以外のエネルギーにおける線減弱係数から「数8」の係数を求めてもよい。また、「数8」において使用する線減弱係数をユーザーが指定してもよいし、画像の統計量から推定するなどしてもよい。また、第1実施形態では説明を簡略化するために、骨の厚さ B と軟部組織の厚さ S を算出していたが、このような形態に限定されるものではない。例えば、水の厚さ W と造影剤の厚さ I を算出してもよい。要するに第1実施形態における信号処理とは、任意の二種類の物質の厚さに分解する処理であると言える。

[0048] 以上のように、第1の画像 (H) と第2の画像 (L) についてエネルギーサブトラクションを行って、第1の物質 (骨) の厚さに関わる第1の処理画像 (B) と第1の物質とは異なる第2の物質 (軟部組織) の厚さに関わる第2の処理画像 (S) が取得される。より具体的には、第1の放射線エネルギーにおける第1の物質と第2の物質のそれぞれの線減弱係数と、第2の放射線エネルギーにおける第1の物質と第2の物質のそれぞれの線減弱係数とに基づいて第1の処理画像と第2の処理画像が取得される。

[0049] DSA処理部133は、以上のようにして画像処理部132で生成された複数のエネルギーサブトラクション画像を用いて差分画像を生成する。本実施形態では、差分画像の生成の一例としてデジタル差分血管造影法 (以下、DSA (digital subtraction angiography)) が用いられる。DSA処理部133は、エネルギーサブトラクション処理により得られた処理画像を用いてDSAによる差分画像を生成する。DSA画像の生成では、造影剤の注入前後の第1の処理画像 (B) が用いられる。すなわち、第1実施形態では、

造影剤の注入前にエネルギーサブトラクション処理により得られる処理画像を用いてマスク画像を生成する。そして、造影剤の注入後にエネルギーサブトラクション処理により得られる処理画像を用いてライブ画像を生成し、マスク画像とライブ画像の差分画像（DSA画像）を生成する。

[0050] 図7に、第1実施形態に係るフローチャートを示す。まず、画像取得部131は、造影剤を注入する前に図3又は図4に示したタイミングで撮影を行い、図5に示した補正を行うことで、高エネルギーのマスク画像 H_M と、低エネルギーのマスク画像 L_M を取得する（S701）。造影剤が注入された後（S702）、画像取得部131は、マスク画像の取得時と同様に撮影と補正を行い、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L を取得する（S703）。その後、画像処理部132は、高エネルギーのマスク画像 H_M と低エネルギーのマスク画像 L_M に対して図6Aに示した信号処理を行い、骨のマスク画像 B_M と軟部組織のマスク画像 S_M に分離する。さらに、画像処理部132は、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L に対しても同様の処理を行い、骨のライブ画像 B_L と軟部組織のライブ画像 S_L に分離する（S704）。そして、DSA処理部133は、骨のライブ画像 B_L から骨のマスク画像 B_M を引くことで骨のDSA画像 B_{DSA} を、軟部組織のライブ画像 S_L から軟部組織のマスク画像 S_M を引くことで軟部組織のDSA画像 S_{DSA} を得る（S705）。処理の終了が指示されるまでの間（S706でNO）、上述したライブ画像の撮影と画像処理を繰り返し行うことで、エネルギーサブトラクションとDSAを組み合わせた動画画像を得ることができる。終了が指示されると（S706でYES）、本処理は終了する。

[0051] 図8に、第1実施形態に係る画像処理の模式図を示す。図8では、骨のマスク画像 B_M と骨のライブ画像 B_L とからDSA画像 B_{DSA} が生成される様子が示されている。高エネルギーのマスク画像 H_M と、低エネルギーのマスク画像 L_M は、造影剤を注入する前に撮影した画像であるため、骨と軟部組織の情報のみを含んでいる。これらのマスク画像に対してエネルギーサブトラクショ

ンを行って得た骨のマスク画像 B_M には骨の情報が、軟部組織のマスク画像 S_M (不図示) には軟部組織の情報が含まれる。一方、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L は、造影剤を注入した後に撮影した画像であるため、骨と軟部組織と造影剤の情報を含んでいる。これらのライブ画像に対してエネルギーサブトラクションを行うと、三種類目の物質である造影剤の情報が骨のライブ画像 B_L に現れる。骨の線弱係数と造影剤の線弱係数が近いからである。すなわち、骨のライブ画像 B_L には骨と造影剤の情報が、軟部組織のライブ画像 S_L (不図示) には軟部組織の情報が含まれる。

[0052] マスク画像とライブ画像の間で、心臓の拍動や呼吸などによって臓器が動くと、軟部組織の画像には大きな変化が現れる。しかし骨の位置は大きく動かない。すなわち、骨のライブ画像 B_L と骨のマスク画像 B_M に含まれる骨の情報はほぼ同じである。従って、骨のDSA画像 B_{DSA} では骨の情報が相殺され、ほぼ造影剤の情報のみが残る。このようにして、心臓の拍動や呼吸などによる動きがあっても、造影剤のみを画像化して、血管の診断を行うことができる。

[0053] また、第1実施形態では図3や図4で示したように、サンプルホールド回路を用いることで高エネルギーと低エネルギーの放射線画像を取得していたが、このような形態に限定されるものではない。例えば、高エネルギーの放射線を曝射して画像の読み出しを行ってから、低エネルギーの放射線を曝射して画像の読み出しを行い、高エネルギーと低エネルギーの放射線画像を取得してもよい。しかしながら、本実施形態では心臓の拍動や呼吸などにより被写体が動く状況下で用いることを想定している。被写体が動いた場合、高エネルギーと低エネルギーの放射線画像の間で時間差があると、エネルギーサブトラクション後の画像にモーションアーチファクトを生じるという課題がある。このような理由から、本実施形態では図3や図4で示したように、1つのフレームを撮影する間に（次のリセットがかかる前に）高エネルギーと低エネルギーの放射線画像を撮影する。このような撮影は、二次元検出器106の画素20が有するサンプルホールド回路部207を用いることで実

現され得る。このような撮影を時分割駆動と称する。時分割駆動は、高エネルギーと低エネルギーの放射線画像の撮影の時間差を短縮することができるため、DSA画像の生成にとってより望ましい形態である。すなわち、異なるエネルギーの画像を得るための撮影の間隔を短くすることができ、高精度でアーチファクトのないDSA画像を得ることができる。また、サンプルホールド回路を用いることで高エネルギーと中エネルギーと低エネルギーの放射線画像（3以上の放射線画像）を取得し、エネルギーサブトラクション処理を行ってもよい。

[0054] 本実施形態においては、互いにエネルギーの異なる放射線画像を取得するために、FPDを2枚重ねることで、放射線照射側から見て前面のFPDで低エネルギーの放射線画像を、背面のFPDで高エネルギーの放射線画像を取得する方法を用いてもよい。この方法では、高エネルギーと低エネルギーの放射線画像の間で時間差が生じないため、モーションアーチファクトが生じない。しかしながらFPDを積層した場合、前面のFPDを放射線が透過することになる。このFPDがアモルファスシリコンであれば問題ないが、結晶シリコンの場合、放射線によって画素回路の劣化が進んで、画質が悪化するという問題がある。血管造影や血管内治療では、長時間にわたって放射線を照射し続けるため、画素回路の劣化が進行しやすい。また、結晶シリコンのFPDはアモルファスシリコンと比較して高価である。すなわち、結晶シリコンのFPDを積層することは、画質やコストの点から望ましくない。一方、アモルファスシリコンのFPDは、結晶シリコンと比較してオフセットや残像が生じやすい。特に動画の場合は、より大きなオフセットや残像が発生し、エネルギーサブトラクション後の画像にアーチファクトを生じるという課題がある。このような理由からも、本実施形態の時分割駆動による高エネルギーと低エネルギーの放射線画像の撮影は、より望ましい形態である。

[0055] また、互いに異なる放射線エネルギーの第1の画像と第2の画像を取得するための駆動タイミングは図3、図4に示した駆動タイミングに限られない。

。互いに異なる放射線エネルギーの第1の画像と第2の画像を1フレームの撮影期間におい取得できる駆動タイミングであればよい。

[0056] <第2実施形態>

第1実施形態では、高エネルギーにおける減弱率の放射線画像（H）と低エネルギーにおける減弱率の放射線画像（L）とから、二種類の物質の厚さの画像を取得した（例えば、図6Aの軟部組織（S）と骨（B）の画像）。第2実施形態では、高エネルギーの放射線画像（H）と低エネルギーの放射線画像（L）とから、実効原子番号（Z）の画像と面密度（D）の画像を取得する（図6B）。なお、第2実施形態の放射線撮影システム100の構成及び高／低エネルギーの放射線画像を取得する動作は、第1実施形態（図1A、1B、2～5）と同様である。

[0057] 図6Bは、第2実施形態の画像処理部132によるエネルギーサブトラクション処理の信号処理のブロック図である。上述したように、第2実施形態における信号処理では、図5に示した補正処理によって得られた低エネルギーにおける減弱率の画像Lと高エネルギーにおける減弱率の画像Hから、実効原子番号Zの画像と面密度Dの画像を求める。なお、実効原子番号Zとは混合物の等価的な原子番号のことである。また、面密度Dとは、被写体の密度 $[g/cm^3]$ と被写体の厚み $[cm]$ の積であり、次元は $[g/cm^2]$ となる。

[0058] まず、放射線フォトンエネルギーをE、エネルギーEにおけるフォトン数をN（E）、実効原子番号をZ、面密度をD、実効原子番号ZかつエネルギーEにおける質量減弱係数を $\mu（Z，E）$ 、減弱率を I/I_0 とすると、以下の式が成り立つ。

[数9]

$$I/I_0 = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu(Z, E)D\} E dE}{\int_0^{\infty} N(E) E dE}$$

[0059] エネルギーEにおけるフォトン数N（E）は、放射線のスペクトルである

。放射線のスペクトルは、シミュレーション又は実測により得られる。また、実効原子番号 Z かつエネルギー E における質量減弱係数 $\mu(Z, E)$ は、NISTなどのデータベースから得られる。すなわち、[数9]により、任意の実効原子番号 Z 、面密度 D 、放射線のスペクトル $N(E)$ における減弱率 I/I_0 を計算することが可能である。

[0060] ここで、低エネルギーの放射線のスペクトルを $N_L(E)$ 、高エネルギーの放射線のスペクトルを $N_H(E)$ とすると、以下の式が成り立つ。

[数10]

$$L = \frac{\int_0^{\infty} N_L(E) \exp\{-\mu(Z, E)D\} E dE}{\int_0^{\infty} N_L(E) E dE}$$

$$H = \frac{\int_0^{\infty} N_H(E) \exp\{-\mu(Z, E)D\} E dE}{\int_0^{\infty} N_H(E) E dE}$$

[0061] ここで第1実施形態と同様に、放射線のスペクトル $N(E)$ を、平均エネルギーにおいてピークを持つ単色放射線として近似すると、[数10]は以下のように近似できる。

[数11]

$$L \approx \frac{N_L(E_L) \exp\{-\mu(Z, E_L)D\} E_L}{N_L(E_L) E_L} = \exp\{-\mu(Z, E_L)D\}$$

$$H \approx \frac{N_H(E_H) \exp\{-\mu(Z, E_H)D\} E_H}{N_H(E_H) E_H} = \exp\{-\mu(Z, E_H)D\}$$

[0062] [数11]の両辺の対数をとると、[数12]となる。

[数12]

$$\ln(L) \approx -\mu(Z, E_L)D$$

$$\ln(H) \approx -\mu(Z, E_H)D$$

さらに、[数12]の比をとることで面密度の項を相殺すると、以下の式が得られる。

[数13]

$$\frac{\ln(L)}{\ln(H)} \approx \frac{-\mu(Z, E_L)D}{-\mu(Z, E_H)D} = \frac{\mu(Z, E_L)}{\mu(Z, E_H)} = f(Z)$$

[0063] すなわち、低エネルギーにおける減弱率 L と高エネルギーにおける減弱率 H の対数の比は、実効原子番号から一意に求められる。従って逆関数を求めれば、低エネルギーにおける減弱率の L と高エネルギーにおける減弱率の H の対数の比から実効原子番号 Z を求めることができる。また、実効原子番号 Z が求まると、[数12]から面密度 D を求めることができる。

[数14]

$$Z \approx f^{-1}\left(\frac{\ln(L)}{\ln(H)}\right)$$

$$D \approx \frac{-\ln(L)}{\mu(Z, E_L)}$$

[0064] 以上のようにして、全ての画素について[数14]を計算することで、低エネルギーにおける減弱率の画像 L と高エネルギーにおける減弱率の画像 H から、実効原子番号 Z の画像と面密度 D の画像を得ることができる。

[0065] 図6Cに第2実施形態に係るエネルギーサブトラクション処理の画像処理のブロック図を示す。第2実施形態における画像処理では、図6Bに示した信号処理によって得られた実効原子番号 Z の画像と面密度 D の画像から、カラーの透視画像を得る。このときの変換には、HLS色空間が好適に用いられる。HLS色空間とは、色相 H (Hue)、彩度 S (Saturation)、輝度 L (Lightness)の3つ成分からなる色空間である。HLS色空間を利用する方法としては、実効原子番号 Z により色相 H を決定し、面密度 D によって輝度 L を決定する構成が用いられ得る。このような画像処理によって生成されたカラーの放射線画像は、空港における手荷物検査などでも利用されている。なお、彩度 S については、ユーザーが指定できるようにしてもよいし、固定値が用いられてもよい。

[0066] HLS色空間の色相 H 、彩度 S 、輝度 L からRGB値に変換してカラー画像を生成する方法として、円柱モデルや円錐モデルを用いる方法がある。例

例えば円錐モデルにおいては、以下の式を用いる。

[数15]

$$\begin{aligned} \text{Max} &= L + \frac{S}{2} \\ \text{Min} &= L - \frac{S}{2} \end{aligned}$$

[数16]

$$(R, G, B) = \begin{cases} (\text{Max} = \text{Min}, \text{Max} = \text{Min}, \text{Max} = \text{Min}) & \text{if } H \text{ is undefined} \\ (\text{Max}, \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{H}{60}, \text{Min}) & \text{if } 0 \leq H < 60 \\ (\text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{120-H}{60}, \text{Max}, \text{Min}) & \text{if } 60 \leq H < 120 \\ (\text{Min}, \text{Max}, \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{H-120}{60}) & \text{if } 120 \leq H < 180 \\ (\text{Min}, \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{240-H}{60}, \text{Max}) & \text{if } 180 \leq H < 240 \\ (\text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{H-240}{60}, \text{Min}, \text{Max}) & \text{if } 240 \leq H < 300 \\ (\text{Max}, \text{Min}, \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) \times \frac{360-H}{60}) & \text{if } 300 \leq H < 360 \end{cases}$$

[0067] 彩度Sは0～1の間の実数である。例えば彩度S=0の場合はMax=L, Min=Lとなることから、色相Hがどのような値であっても、RGB値は(L, L, L)となる。すなわち、輝度Lのみが反映されたモノクロの画像となる。これに対して彩度Sが1に近づくほど色相Hの情報が強く反映されるため、被写体を構成する材料を色によって識別しやすくなる。このため、彩度Sを手動で調整する形態が好ましい。

[0068] 第2実施形態に係るフローチャートは、図7と同様である。ただし、エネルギーサブトラクション(S704)とDSAの処理方法(S705)が異なる。まず、画像取得部131は、造影剤を注入する前に図3又は図4に示したタイミングで撮影を行い、図5に示した補正を行うことで、高エネルギーのマスク画像H_Mと、低エネルギーのマスク画像L_Mを取得する。次に、画像取得部131は、造影剤が注入された後、上記と同様に撮影と補正を行い、高エネルギーのライブ画像H_Lと低エネルギーのライブ画像L_Lを取得する。その後、画像処理部132は、高エネルギーのマスク画像H_Mと低エネルギーのマスク画像L_Mに対して図6Bに示した信号処理を行い、実効原子番号のマスク画像Z_Mと面密度のマスク画像D_Mに分離する。さらに、画像処理部1

32は、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L に対しても同様の処理を行い、実効原子番号のライブ画像 Z_L と面密度のマスク画像 D_L に分離する。このとき、各画像の関係は以下の〔数17〕で表される。

[0069] 〔数17〕

$$D_L = D_M + D_{DSA}$$

$$Z_L^n * \frac{D_L}{D_L} = Z_M^n * \frac{D_M}{D_L} + Z_{DSA}^n * \frac{D_{DSA}}{D_L}$$

ここで、 n は2.5以上、3以下の実数であり、例えば、 $n = 2.94$ である。これを変形すると、以下の〔数18〕が得られる。

[数18]

$$D_{DSA} = D_L - D_M$$

$$Z_{DSA}^n = \sqrt[n]{Z_L^n * \frac{D_L}{D_{DSA}} - Z_M^n * \frac{D_M}{D_{DSA}}}$$

[0070] DSA処理部133は、〔数18〕を用いて、面密度のDSA画像 D_{DSA} と実効原子番号のDSA画像 Z_{DSA} を求める。すなわち、実行原子番号のDSA画像は、面密度のマスク画像およびライブ画像（ D_M および D_L ）と実行原子番号のマスク画像およびライブ画像（ Z_M および Z_L ）に基づいて取得される。なお、実効原子番号のライブ画像 Z_L から実効原子番号のマスク画像 Z_M を単純に差分するなどして実効原子番号のDSA画像 Z_{DSA} を求めてもよい。最後に、面密度のDSA画像 D_{DSA} と実効原子番号のDSA画像 Z_{DSA} に対して図10の画像処理を行うことで、カラーのDSA画像 C_{DSA} を得る。このようなライブ画像の撮影と画像処理を繰り返し行うことで、エネルギーサブトラクションとDSAを組み合わせたカラーの動画像を得ることができる。

[0071] 図9に、第2実施形態に係る画像処理の模式図を示す。図8と同様、マスク画像とライブ画像の間で、心臓の拍動や呼吸などによって臓器は動くが、骨の位置は大きく動かない。従って、臓器が動いた部分に関して、面密度のDSA画像 D_{DSA} は変化するが、実効原子番号のDSA画像 Z_{DSA} はあまり変化しない。一方、造影剤が注入された部分は、面密度のDSA画像 D_{DSA} と実効原子番号のDSA画像 Z_{DSA} が変化する。従って、実効原子番号のDSA画

像 Z_{DSA} には造影剤の情報のみが残る。これをそのまま表示してもよい。

[0072] 或いは、実効原子番号の DSA 画像 Z_{DSA} と面密度の DSA 画像 D_{DSA} とを用いて、新たな DSA 画像を生成してもよい。この場合、例えば、実効原子番号の DSA 画像 Z_{DSA} と面密度の DSA 画像 D_{DSA} の画素値に対してそれぞれ閾値を設定し、閾値を下回る場合に画素値を 0 にクリップした後で両者を乗算するなどの処理が好適に用いられる。さらに、図 6C の画像処理を行って得たカラーの DSA 画像 C_{DSA} を生成してもよい。いずれの場合も、面密度の変化と実効原子番号の変化を両方用いるため、より正確に造影剤のみを画像化することができる。このようにして、心臓の拍動や呼吸などによる動きがあっても、造影剤のみを画像化して、血管の診断を行うことができる。

[0073] また、第 2 実施形態における実効原子番号の DSA 画像 Z_{DSA} では、マスク画像を引くことで軟部組織や骨によりもたらされる実効原子番号の変化が除去されている。従って、マスク画像の取得後に挿入された物質の実効原子番号（種類）を測定することができる。すなわち、実効原子番号を用いて、造影剤（ヨウ素）とカテーテルやステント（鉄）を識別することができるという利点がある。また、呼吸などによって骨の位置が多少ずれてしまった部分は、マスク画像の取得後に骨が挿入されたものとみなせる。従って、実効原子番号を用いて造影剤（ヨウ素）と骨（カルシウム）を識別し、造影剤のみを画像化するなどの処理も可能となる。

[0074] なお、実効原子番号と面密度の画像を用いた DSA 画像の生成において、2 つの異なる放射線エネルギーによる減弱率の画像を得るために時分割駆動を用いることは好ましい実施形態であるが、これに限られるものではない。例えば、第 1 実施形態で上述したように、時分割駆動以外の方法で 2 つの異なる放射線エネルギーによる減弱率の画像が得られてもよい。

[0075] <第 3 実施形態>

第 1、第 2 実施形態では、造影剤の注入前に撮影を行ってマスク画像を生成した。第 3 実施形態では、エネルギーサブトラクション処理により得られる処理画像のうち、現在のフレームよりも過去の複数のフレームの処理画像

に基づいてマスク画像を生成する。そして、現在のフレームの処理画像をライブ画像として用いてマスク画像との差分画像であるDSA画像を生成する。より具体的には、画像処理部132が、異なる放射線エネルギーによる複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成する。DSA処理部133は、過去に生成された複数のエネルギーサブトラクション画像に基づくマスク画像と現在のエネルギーサブトラクション画像に基づくライブ画像との差分画像を生成する。なお、第3実施形態の放射線撮影システム100の構成及び動作は、第1実施形態～第2実施形態と同様である。以下、第3実施系他について詳細に説明する。

[0076] 図10に、第3実施形態に係るフローチャートを示す。第1実施形態とは異なり、マスク画像の撮影は行わず、造影剤の注入の有無は問わない。まず、画像取得部131は、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L を取得する(S1001)。その後、画像処理部132は、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L に対して図6Aに示した信号処理を行い、骨のライブ画像 B_L と軟部組織のライブ画像 S_L に分離する(S1002)。このようなライブ画像の撮影とエネルギーサブトラクション処理を繰り返して行うことで動画像が得られる。

[0077] ここで、現在のフレームの骨のライブ画像を $B_L[0]$ 、 n フレーム前の骨のライブ画像を $B_L[-n]$ とする。なお、 n は2以上の整数である。DSA処理部133は、 n フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-n]$ から1フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-1]$ までの n 枚の画像を用いて、骨のマスク画像 B_M を生成する(S1003)。最後に、DSA処理部133は、現在のフレームの骨のライブ画像 $B_L[0]$ を骨のライブ画像 B_L として、骨のライブ画像 B_L から骨のマスク画像 B_M を引くことで骨のDSA画像 B_{DSA} を得る(S1004)。軟部組織についても同様にして、軟部組織のライブ画像 S_L から軟部組織のマスク画像 S_M を引くことで軟部組織のDSA画像 S_{DSA} を得ることができる。このようなライブ画像の撮影と画像処理を繰り返し行うことで、

エネルギーサブトラクションとDSAを組み合わせた動画像を得る。

[0078] 図11に、第3実施形態に係る画像処理の模式図を示す。説明を単純にするため、心臓の冠動脈に造影剤を注入しながらライブ画像を撮影した場合を想定する。高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L は、骨と軟部組織と造影剤の情報を含んでいる。これらのライブ画像に対してエネルギーサブトラクションを行うと、三種類目の物質である造影剤の情報が骨のライブ画像 B_L に現れる。すなわち、骨のライブ画像 B_L には骨と造影剤の情報が含まれ得る。

[0079] このとき、心臓の拍動に伴って血管が動くため、造影剤も血管と一緒に移動する。一方で、骨は心臓の拍動によっては移動しない。すなわち、骨のライブ画像 B_L のある画素の時系列に注目すると、骨の情報のみを含むフレームと、骨と造影剤の情報を含むフレームが存在する。具体的には、造影剤が注入された血管がある画素を横切ったとき、造影剤の分だけ骨のライブ画像 B_L の画素値が上昇する。従って、 n フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-n]$ から1フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-1]$ までの n 枚の画像において、画素ごとに最小値をとると、動く造影剤の情報が除去されて、動かない骨の情報のみが残る。これを骨のマスク画像 B_M として、現在のフレームの骨のライブ画像 B_L から引くと、骨のDSA画像 B_{DSA} が得られる。骨のDSA画像 B_{DSA} では骨の情報が相殺されて、造影剤の情報のみが残る。このようにして、心臓の拍動による動きがあっても、造影剤のみを画像化して、血管の診断を行うことができる。

[0080] なお、第3実施形態の図11の説明においては、心臓の冠動脈に造影剤を注入しながらライブ画像を撮影した場合を想定したが、本実施形態はそのような場合に限定されない。例えば、心臓の冠動脈にガイドワイヤやステント等を挿入しながら撮影した場合が考えられる。このとき、造影剤の場合と同様、心臓の拍動に伴って血管が動くため、血管内を通して挿入されたガイドワイヤやステントも移動する。従って、撮影により得られたライブ画像に対してエネルギーサブトラクションを行うと、三種類目の物質であるガイドワ

イヤヤステント（鉄）の情報が骨のライブ画像 B_L に現れる。この場合も図 11 の説明と同様、ガイドワイヤヤステントが挿入された血管がある画素を横切ったとき、ガイドワイヤヤステントの分だけ骨のライブ画像 B_L の画素値が上昇する。従って、 n フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-n]$ から 1 フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-1]$ までの n 枚の画像において、画素ごとに最小値をとると、動くガイドワイヤヤステントの情報が除去されて、動かない骨の情報のみが残る。従って骨の DSA 画像 B_{DSA} では、骨の情報が相殺されて、ガイドワイヤヤステントの情報のみが残る。すなわち、ガイドワイヤヤステントを選択的に画像化することができる。同様の処理によって、血管内手術が完了して冠動脈内にステントが留置された状態でステントを選択的に画像化する形態や、心臓の冠動脈内に石灰化（カルシウム）が沈着しているときに、石灰化を選択的に画像化する形態が好適に用いられる。また、第 3 実施形態では、心臓の冠動脈を撮影する例を示したが、このような形態に限定されない。例えば、腹部大動脈や腎臓等の造影を行う際に、呼吸に伴う横隔膜の上下や、腸の蠕動などによって、DSA 画像にアーチファクトが生じるという課題がある。本実施形態によれば、そのような状況に適用することで横隔膜や腸が動いても、造影剤やステントや石灰化を選択的に画像化することができる。

[0081] 第 3 実施形態の図 11 では、 n フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-n]$ から 1 フレーム前の骨のライブ画像 $B_L[-1]$ までの n 枚の画像（ $n \geq 2$ ）、すなわち過去の複数フレームの画像において、画素ごとに最小値をとることで、骨のマスク画像 B_M を生成した。しかしながら本実施形態はこのような形態に限定されない。例えば、過去の複数フレームの骨のライブ画像 B_L があるとき、画素ごとに最大値や平均値、中央値などの統計量を計算することで、骨のマスク画像 B_M を生成してもよい。また、画素ごとに異常値を除去することで、骨のマスク画像 B_M を生成してもよい。例えば、骨のライブ画像 B_L では、骨の画像にはほとんど移動がないものの造影剤が通過する血管が移動するため、造影剤による画素値の変動を異常値として判定することで、骨の画

像を残すことができる。さらには、骨のライブ画像 B_L に対してリカーシブフィルタを適用することで、骨のマスク画像 B_M を生成してもよい。以上のように、過去の複数フレームの骨のライブ画像 B_L から、任意の方法で骨のマスク画像 B_M を生成してよい。

[0082] また、上記の説明では骨のライブ画像 B_L について説明したが、本実施形態はこのような形態に限定されない。軟部組織のマスク画像 S_M を、過去の複数フレームの軟部組織のライブ画像 S_L から生成してもよい。

[0083] また、第2実施形態のように、高エネルギーのライブ画像 H_L と低エネルギーのライブ画像 L_L とから実効原子番号の画像 Z と面密度の画像 D に分離する場合にも、第3実施形態の上記処理を適用することができる。この場合は、過去の複数フレームの実効原子番号のライブ画像 Z_L から実効原子番号のマスク画像 Z_M を、過去の複数フレームの面密度のライブ画像 D_L から面密度のマスク画像 D_M を生成するようにすればよい。

[0084] 以上のように、第3実施形態は、互いにエネルギーが異なる複数の放射線画像からエネルギーサブトラクションによって得た画像をエネルギーサブトラクション後のライブ画像とする。そして、過去の複数フレームのエネルギーサブトラクション後のライブ画像から、エネルギーサブトラクション後のマスク画像を生成する。そして、現在のフレームのエネルギーサブトラクション後のライブ画像から、上記のようにして生成されたエネルギーサブトラクション後のマスク画像を引くことで、エネルギーサブトラクション後の DSA 画像を生成する。したがって、例えば、ステントや石灰化などの、軟部組織以外の動く物体がマスク画像に存在しても、 DSA 画像におけるアーチファクトの発生を低減することができる。

[0085] <第4実施形態>

次に、第4実施形態を説明する。第1実施形態においては、図6Aで示した信号処理における「数4」を、単色放射線で近似することで解いていた。しかしながら、一般に、放射線が物質を通過するとき、低エネルギーの方がより多く吸収されるため、結果的にエネルギーピークが高い側にシフトする

、ビームハードニングという現象が発生する。したがって、被写体の厚みが増すと、このビームハードニングにより、放射線の平均エネルギーがより高エネルギー側にシフトする。これによって、骨の厚みBと軟部組織の厚みSに誤差が生じる可能性がある。そこで第4実施形態では、第1の物質である骨と第2の物質である軟部組織の厚みの変化により生じる減弱率の変化を考慮して、高エネルギー画像と低エネルギー画像から第1の物質と第2の物質の厚みを得るようにする。すなわち、以下で説明するようにして〔数4〕の非線形連立方程式を解くことで、骨の厚みBと軟部組織の厚みSを求める。第4実施形態の放射線撮影システム100の構成及び動作は、第1実施形態～第3実施形態と同様である。

[0086] 非線形連立方程式を解く代表的な方法として、ニュートンラフソン法を用いた場合について説明する。まず、ニュートンラフソン法の反復回数をm、m回目の反復後の骨の厚みを B^m 、m回目の反復後の軟部組織の厚みを S^m としたとき、m回目の反復後の高エネルギーの減弱率 H^m 、および、m回目の反復後の低エネルギーの減弱率 L^m を、以下の式で表す。

[数19]

$$L^m = \frac{\int_0^{\infty} N_L(E) \exp\{-\mu_B(E)B^m - \mu_S(E)S^m\} E dE}{\int_0^{\infty} N_L(E) E dE}$$

$$H^m = \frac{\int_0^{\infty} N_H(E) \exp\{-\mu_B(E)B^m - \mu_S(E)S^m\} E dE}{\int_0^{\infty} N_H(E) E dE}$$

[0087] また、厚みが微小に変化したときの減弱率の変化率を、以下の式で表す。

[数20]

$$\begin{aligned}\frac{\partial H^m}{\partial B^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu_B(E) N_H(E) \exp\{-\mu_B(E) B^m - \mu_S(E) S^m\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE} \\ \frac{\partial L^m}{\partial B^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu_B(E) N_L(E) \exp\{-\mu_B(E) B^m - \mu_S(E) S^m\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE} \\ \frac{\partial H^m}{\partial S^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu_S(E) N_H(E) \exp\{-\mu_B(E) B^m - \mu_S(E) S^m\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE} \\ \frac{\partial L^m}{\partial S^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu_S(E) N_L(E) \exp\{-\mu_B(E) B^m - \mu_S(E) S^m\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE}\end{aligned}$$

[0088] このとき、 $m+1$ 回目の反復後の骨の厚み B^{m+1} と軟部組織の厚み S^{m+1} を、高エネルギーの減弱率 H と低エネルギーの減弱率 L を用いて、以下の式で表す。

[数21]

$$\begin{bmatrix} B^{m+1} \\ S^{m+1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B^m \\ S^m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{\partial H^m}{\partial B^m} & \frac{\partial H^m}{\partial S^m} \\ \frac{\partial L^m}{\partial B^m} & \frac{\partial L^m}{\partial S^m} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} H - H^m \\ L - L^m \end{bmatrix}$$

[0089] 2×2 の行列の逆行列は、行列式を $\det$ とすると、クラメル公式より以下の式で表される。

[数22]

$$\begin{aligned}\det &= \frac{\partial H^m}{\partial B^m} \frac{\partial L^m}{\partial S^m} - \frac{\partial H^m}{\partial S^m} \frac{\partial L^m}{\partial B^m} \\ \begin{bmatrix} \frac{\partial H^m}{\partial B^m} & \frac{\partial H^m}{\partial S^m} \\ \frac{\partial L^m}{\partial B^m} & \frac{\partial L^m}{\partial S^m} \end{bmatrix}^{-1} &= \frac{1}{\det} \begin{bmatrix} \frac{\partial L^m}{\partial S^m} & -\frac{\partial H^m}{\partial S^m} \\ -\frac{\partial L^m}{\partial B^m} & \frac{\partial H^m}{\partial B^m} \end{bmatrix}\end{aligned}$$

[0090] 従って、[数 2 1] に [数 2 2] を代入すると、以下の式が求まる。

[数23]

$$B^{m+1} = B^m + \frac{1}{\det \frac{\partial L^m}{\partial S^m}} (H - H^m) - \frac{1}{\det \frac{\partial H^m}{\partial S^m}} (L - L^m)$$

$$S^{m+1} = S^m - \frac{1}{\det \frac{\partial L^m}{\partial B^m}} (H - H^m) + \frac{1}{\det \frac{\partial H^m}{\partial B^m}} (L - L^m)$$

[0091] このような計算を繰り返すことで、m回目の反復後の高エネルギーの減弱率 H^m と実測した高エネルギーの減弱率 H の差分が限りなく0に近づいていく。低エネルギーの減弱率 L についても同様である。これによって、m回目の反復後の骨の厚み B^m が骨の厚み B に収束し、m回目の軟部組織の厚み S^m が軟部組織の厚み S に収束する。このようにして、[数 4] に示した非線形連立方程式を解くことができる。

[0092] また、第2実施形態で示したような実効原子番号 Z と面密度 D を求める計算についても、同様の解法が成り立つ。すなわち、実効原子番号と面密度の変化により生じる減弱率の変化を考慮して、高エネルギー画像と低エネルギー画像から実効原子番号の画像と面密度の画像を得ることができる。例えば、[数 1 0] の非線形連立方程式をニュートンラフソン法により解いた場合について説明する。まず、ニュートンラフソン法の反復回数を m 、 m 回目の反復後の実効原子番号を Z^m 、 m 回目の反復後の面密度を D^m としたとき、 m 回目の反復後の高エネルギーの減弱率を H^m 、 m 回目の反復後の低エネルギーの減弱率 L^m を、以下の式で表す。

[数24]

$$L^m = \frac{\int_0^\infty N_L(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE}$$

$$H^m = \frac{\int_0^\infty N_H(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE}$$

[0093] また、実効原子番号と面密度が微小に変化したときの減弱率の変化率を、以下の式で表す。

[数25]

$$\begin{aligned}\frac{\partial H^m}{\partial Z^m} &= \frac{\int_0^\infty -\frac{\partial \mu(Z^m, E)}{\partial Z^m} D^m N_H(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE} \\ \frac{\partial L^m}{\partial Z^m} &= \frac{\int_0^\infty -\frac{\partial \mu(Z^m, E)}{\partial Z^m} D^m N_L(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE} \\ \frac{\partial H^m}{\partial D^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu(Z^m, E) N_H(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_H(E) E dE} \\ \frac{\partial L^m}{\partial D^m} &= \frac{\int_0^\infty -\mu(Z^m, E) N_L(E) \exp\{-\mu(Z^m, E) D^m\} E dE}{\int_0^\infty N_L(E) E dE}\end{aligned}$$

[0094] このとき、 $m+1$ 回目の反復後の骨の厚み B^{m+1} と軟部組織の厚み S^{m+1} を、高エネルギーの減弱率 H と低エネルギーの減弱率 L を用いて、以下の式で表す。

[数26]

$$\begin{bmatrix} Z^{m+1} \\ D^{m+1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z^m \\ D^m \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{\partial H^m}{\partial Z^m} & \frac{\partial H^m}{\partial D^m} \\ \frac{\partial L^m}{\partial Z^m} & \frac{\partial L^m}{\partial D^m} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} H - H^m \\ L - L^m \end{bmatrix}$$

[0095] 2×2 の行列の逆行列は、行列式を $\det$ とすると、クラメルの公式より以下の式で表される。

[数27]

$$\det = \frac{\partial H^m}{\partial Z^m} \frac{\partial L^m}{\partial D^m} - \frac{\partial H^m}{\partial D^m} \frac{\partial L^m}{\partial Z^m}$$

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial H^m}{\partial Z^m} & \frac{\partial H^m}{\partial D^m} \\ \frac{\partial L^m}{\partial Z^m} & \frac{\partial L^m}{\partial D^m} \end{bmatrix}^{-1} = \frac{1}{\det} \begin{bmatrix} \frac{\partial L^m}{\partial D^m} & -\frac{\partial H^m}{\partial D^m} \\ -\frac{\partial L^m}{\partial Z^m} & \frac{\partial H^m}{\partial Z^m} \end{bmatrix}$$

[0096] 従って、[数26]に[数27]を代入すると、以下の式が求まる。

[数28]

$$Z^{m+1} = Z^m + \frac{1}{\det} \frac{\partial L^m}{\partial D^m} (H - H^m) - \frac{1}{\det} \frac{\partial H^m}{\partial D^m} (L - L^m)$$

$$D^{m+1} = D^m - \frac{1}{\det} \frac{\partial L^m}{\partial Z^m} (H - H^m) + \frac{1}{\det} \frac{\partial H^m}{\partial Z^m} (L - L^m)$$

[0097] このような計算を繰り返すことで、m回目の反復後の高エネルギーの減弱率 H^m と実測した高エネルギーの減弱率 H の差分が限りなく0に近づいていく。低エネルギーの減弱率 L についても同様である。これによって、m回目の反復後の実効原子番号 Z^m が実効原子番号 Z に収束し、m回目の反復後の面密度 D^m が面密度 D に収束する。以上のようにして、[数10]に示した非線形連立方程式を解くことができる。

[0098] なお、第4実施形態においては、ニュートンラフソン法を用いて非線形連立方程式を解くことを説明したが、このような形態に限定されない。例えば、最小二乗法や二分法などの反復解法を用いてもよい。また、反復解法を用いるとき、0回目の反復後の骨の厚み B^0 と軟部組織の厚み S^0 、すなわち骨の厚みと軟部組織の厚みの初期値が必要となる。初期値としては任意の定数を与えてもよい。また、第1実施形態で説明したように、放射線のスペクトルを単色放射線で近似した[数8]を用いて骨の厚みと軟部組織の厚みを求め、これらを初期値とする構成が好適に用いられる。第2実施形態で示した実効原子番号 Z と面密度 D の場合についても同様に、放射線のスペクトルを単色放射線で近似した[数14]を用いて実効原子番号と面密度を求め、これらを初期値とする構成が好適に用いられる。以上のような計算により、骨

の厚み B や軟部組織の厚み S 、実効原子番号 Z や面密度 D を高精度に求めることができる。

[0099] また、上記では、[数4] や [数10] で示した非線形連立方程式を反復解法で解いていた。しかしながら、この過程で [数19]、[数20]、[数24]、[数25] を計算するとき、数値積分が必要となる。しかも、 m 回の反復計算を行うたびに再計算が必要である。さらには、全ての画素においてこのような演算を行うことになる。従って、図6Aや図6Bで示したエネルギーサブトラクションの信号処理に、時間がかかるという課題がある。特に本実施形態では動画撮影を想定しているため、信号処理に許容される時間は1フレーム以下となる。例えばフレームレートが20fpsの場合、50ms以下で信号処理と画像処理を行わなければ、処理が追いつかなくなる。そこで様々な組み合わせの高エネルギーの減弱率 H と低エネルギーの減弱率 L に対する骨の厚み B や軟部組織の厚み S を事前に求めてテーブルを生成しておき、このテーブルを参照することで骨の厚み B や軟部組織の厚み S を高速に求めるようにしてもよい。

[0100] 図12に、第4実施形態におけるテーブル生成のフローチャートを示す。テーブルの分割数を M 、テーブルの低エネルギーの座標を l 、テーブルの高エネルギーの座標を h とする。なお、テーブルの座標 l 及び h は整数である。まず、制御用コンピュータ103は、低エネルギーの座標を $l=0$ として初期化してから (S1201)、高エネルギーの座標を $h=0$ として初期化する (S1202)。

[0101] 次に、制御用コンピュータ103は、座標 l における低エネルギーの減弱率 $L[l]$ と座標 h における高エネルギーの減弱率 $H[h]$ を以下の式により求める。

[数29]

$$\begin{aligned} H[h] &= h/M \\ L[l] &= l/M \end{aligned}$$

[0102] このようにして求めた低エネルギーの減弱率 $L[l]$ と高エネルギーの減

弱率を $H[h]$ に対して、[数4] で示した非線形連立方程式を解き、骨の厚み B と軟部組織の厚み S を求める。この結果を、骨の厚み B に対するテーブル $B[l, h]$ 及び軟部組織の厚み S に対するテーブル $S[l, h]$ に格納する (S1203)。その後、制御用コンピュータ103は、 $h = h + 1$ とする (S1204)。高エネルギーの座標 h がテーブルの分割数 M を越えていない場合 (S1205でNO) は、制御用コンピュータ103は、S1203からの処理を繰り返す。高エネルギーの座標 h がテーブルの分割数 M を越えた場合 (S1205YES) は、制御用コンピュータ103は、 $l = l + 1$ とする (S1206)。そして、低エネルギーの座標 l がテーブルの分割数 M を越えていない場合 (S1207でNO) は、制御用コンピュータ103は、 $h = 0$ として (S1202)、S1203～S1205の処理を繰り返す。低エネルギーの座標 l がテーブルの分割数 M を越えた場合 (S1207でYES) は、テーブルの生成が終了する。以上のようにして、あらゆる l と h の組み合わせについて骨の厚み B と軟部組織の厚み S を求めて、テーブルに格納することができる。

[0103] 図13に、第4実施形態におけるテーブル参照の模式図を示す。このテーブルは、高エネルギー画像が示す減弱率と低エネルギー画像が示す減弱率の組合せに応じて骨と軟部組織の厚みが登録された2次元のテーブルである。ある画素において低エネルギーの減弱率が L 、高エネルギーの減弱率が H であるとする。このとき、以下の式によって減弱率をテーブルの座標 l' 及び h' に変換する。

[数30]

$$\begin{aligned} h' &= H * M \\ l' &= L * M \end{aligned}$$

[0104] この座標を用いて、骨の厚み B に対するテーブル $B[l, h]$ を参照することで、骨の厚み B を求めることができる。軟部組織の厚みについても同様である。ただし、テーブルの座標 l' 及び h' は小数となるが、テーブルは配列に格納されているため、整数でなければ参照できない。従って、座標 l' 及

び h' を整数に変換してから、補間によって骨の厚み B 及び軟部組織の厚み S を求める構成が好適に用いられる。例えば、座標 l' の小数点を切り捨てて整数に変換した値を l 、座標 h' の小数点を切り捨てて整数に変換した値を h とし、バイリニア補間で骨の厚み B と軟部組織の厚み S を求める場合は、以下の式を用いる。

[数31]

$$\begin{aligned}
 B &= \{B[l, h](h+1-h') + B[l, h+1](h'-h)\}(l+1-l') \\
 &\quad + \{B[l+1, h](h+1-h') + B[l+1, h+1](h'-h)\}(l'-l) \\
 S &= \{S[l, h](h+1-h') + S[l, h+1](h'-h)\}(l+1-l') \\
 &\quad + \{S[l+1, h](h+1-h') + S[l+1, h+1](h'-h)\}(l'-l)
 \end{aligned}$$

[0105] 従って、事前にテーブルを生成しておけば、非線形連立方程式を解くのに比べて格段に少ない計算量で、骨の厚み B と軟部組織の厚み S を求めることができる。このようなテーブルは、放射線のスペクトル $N(E)$ が変化しない限り有効である。一般的に、動画撮影中に放射線のスペクトル $N(E)$ が変化することはないため、撮影前に一回テーブルを生成すれば十分である。当然のことながら、図12と図13で示したテーブルの生成と参照は、任意の二物質の厚みを求める計算についても同様に用いることができる。また、実効原子番号 Z と面密度 D を求める計算に対しても、同様に用いることができる。この場合、高エネルギー画像が示す減弱率と低エネルギー画像が示す減弱率の組合せに応じて実効原子番号と面密度が登録された2次元のテーブルが用いられることになる。このようにして、図6Aや図6Bで示したエネルギーサブトラクションの信号処理を高精度かつ高速に行うことができる。

[0106] なお、第4実施形態では、式(29)を用いて、座標 l における低エネルギーの減弱率 $L[l]$ と座標 h における高エネルギーの減弱率 $H[h]$ を求めていた。このようにして生成されたテーブルは、縦軸の座標が高エネルギーの減弱率 H 、横軸の座標が低エネルギーの減弱率 L となるが、テーブルは0～1の間の減弱率を等間隔に分割したものになる。しかしながら、人体の組成と厚みに対する減弱率は0付近の値となることが多い。このため、テーブルの分割数 M が小さいと、テーブルの参照と補間によって得た値と、非線

形連立方程式を解いて得た値との誤差が大きくなるという欠点がある。そこで、座標の範囲を決定する定数を k ($0 < k$) としたとき、以下の式を用いて減弱率を求める構成が好適に用いられる。

[数32]

$$H[h] = \exp(-k * h / M) \\ L[l] = \exp(-k * l / M)$$

[0107] [数32] によって座標から減弱率を求めた場合は、以下の式を用いて座標を求める。

[数33]

$$h' = -\ln(H[h]) * M / k \\ l' = -\ln(L[l]) * M / k$$

[0108] テーブルの参照と補間については、[数31]を用いる。このようにして生成されたテーブルは、縦軸の座標が $-\ln(H)$ 、横軸の座標が $-\ln(L)$ となっている。従って、減弱率の値が0付近になっても、テーブルの参照と補間によって得た値と、非線形連立方程式を解いて得た値との誤差を小さくできる。

[0109] また、第4実施形態において、テーブルの生成と参照を行うとき、解が存在しない高エネルギーの減弱率 H と低エネルギーの減弱率 L の組み合わせが生じうる。例えば、高エネルギーの減弱率 H は、通常、低エネルギーの減弱率 L よりも大きくなる。従って、[数29] や [数32] を用いて生成されたテーブルでは、 $H < L$ となる領域の解が求められない。本実施形態においては、テーブル上で解が求められない領域を減らすように、座標を選択してもよい。例えば、縦軸の座標を $\ln(L) / \ln(H)$ 、横軸の座標を $-\ln(H)$ などにしてもよい。あるいは、縦軸の座標として、[数8] や [数14] のように、単色放射線で近似して解いた値を用いるなどしてもよい。また、第4実施形態においてテーブルの参照を行う際に、テーブルの範囲外の座標が指定される可能性や、解が求められない領域が参照される可能性がある。このような場合は、指定された座標の周囲にある、解が存在する領域の値を用いる構成が好適に用いられる。

[0110] なお、第1実施形態では、図7のようにエネルギーサブトラクションを行ってからD S Aを行う順序で画像処理を行っていた。しかしながら、[数8]のように、放射線のスペクトル $N(E)$ を単色放射線で近似した場合は、D S Aを行ってからエネルギーサブトラクションを行う構成としてもよい。例えば、[数8]をマスク画像とライブ画像の両方に適用すると、厚み B と軟部組織の厚み S は、以下の式で表される。

[0111] [数34]

$$\begin{aligned} \det &= \mu_B(E_L)\mu_S(E_H) - \mu_B(E_H)\mu_S(E_L) \\ B_M &\approx \frac{\mu_S(E_L)}{\det} \ln(H_M) - \frac{\mu_S(E_H)}{\det} \ln(L_M) \\ S_M &\approx \frac{\mu_B(E_H)}{\det} \ln(L_M) - \frac{\mu_B(E_L)}{\det} \ln(H_M) \\ B_L &\approx \frac{\mu_S(E_L)}{\det} \ln(H_L) - \frac{\mu_S(E_H)}{\det} \ln(L_L) \\ S_L &\approx \frac{\mu_B(E_H)}{\det} \ln(L_L) - \frac{\mu_B(E_L)}{\det} \ln(H_L) \end{aligned}$$

[0112] [数34]より、D S A画像は以下の式で表される。

[数35]

$$\begin{aligned} B_{DSA} &= B_L - B_M \approx \frac{\mu_S(E_L)}{\det} \{\ln(H_L) - \ln(H_M)\} - \frac{\mu_S(E_H)}{\det} \{\ln(L_L) - \ln(L_M)\} \\ &= \frac{\mu_S(E_L)}{\det} \ln\left(\frac{H_L}{H_M}\right) - \frac{\mu_S(E_H)}{\det} \ln\left(\frac{L_L}{L_M}\right) \\ S_{DSA} &= S_L - S_M \approx \frac{\mu_B(E_H)}{\det} \{\ln(L_L) - \ln(L_M)\} - \frac{\mu_B(E_L)}{\det} \{\ln(H_L) - \ln(H_M)\} \\ &= \frac{\mu_B(E_H)}{\det} \ln\left(\frac{L_L}{L_M}\right) - \frac{\mu_B(E_L)}{\det} \ln\left(\frac{H_L}{H_M}\right) \end{aligned}$$

[0113] すなわち、エネルギーサブトラクションを行った後にライブ画像からマスク画像を減算してD S Aを行った結果と、ライブ画像をマスク画像で除算することでD S Aを行った後にエネルギーサブトラクションを行った結果が一致する。しかしながら、第4実施形態のように、非線形連立方程式を画素ごとと解く構成、又は事前に解いてテーブルを生成してから参照する構成では、このような演算の順不同性は保証されない。すなわち、D S Aを行ってから

エネルギーサブトラクションを行うと、誤差が大きくなるという課題がある。一方で、非線形方程式を画素ごとに解いてエネルギーサブトラクション行った後にD S Aを行う構成にすると、誤差は小さくなるが計算量が多くなるという課題がある。このような理由から、第4実施形態で示したように、非線形連立方程式を解くことで、互いに異なる複数のエネルギーにおける画素値とエネルギーサブトラクション後の画素値との対応関係を示すテーブルを生成して置くことが望ましい。画像処理部132は、こうして生成されたテーブルを参照することでエネルギーサブトラクション後の画像を生成し、D S A処理部133は、エネルギーサブトラクション後の画像を用いてD S Aを行う。

[0114] なお、第1～第4実施形態では、放射線撮影装置104は蛍光体を用いた間接型の放射線センサとしたが、このような形態に限定されない。例えばC d T e等の直接変換材料を用いた直接型の放射線センサを用いてもよい。また、第1～第4実施形態では放射線発生装置101の受動的な管電圧変化を利用するか、能動的に管電圧を切り替えるなどしていたが、このような形態に限定されない。放射線発生装置101のフィルタを時間的に切り替えるなどして、放射線撮影装置104に曝射される放射線のエネルギーを変化させてもよい。

[0115] さらに、第1～第4実施形態では放射線撮影装置104に曝射される放射線のエネルギーを変化させることで、エネルギーサブトラクションを行っていたがこのような形態に限定されない。例えば、第1実施形態でも述べたが、センサを2枚積層することで、前面のセンサと背面のセンサで検出する放射線のスペクトルを変化させる方式が用いられてもよい。また、放射線量子の個数をエネルギー別にカウントする、フォトンカウンティング方式のセンサを用いることで、互いにエネルギーが異なる複数の画像を取得するなどしてもよい。

[0116] また、第1と第2実施形態では、放射線撮影システムの制御用コンピュータ103を用いてエネルギーサブトラクション処理を行っていたが、このよ

うな形態に限定されない。制御用コンピュータ 103 で取得した画像を別のコンピュータに転送して、エネルギーサブトラクション処理を行ってもよい。例えば、取得した画像を医療用の P A C S を介して別のパソコンに転送し、エネルギーサブトラクション処理を行ってから表示する構成が好適に用いられる。すなわち、上記各実施形態では、互いにエネルギーが異なる放射線画像をエネルギーサブトラクション処理に提供できればよく、互いにエネルギーが異なる放射線画像を取得するための方法は、上記実施形態に限定されるものではない。

[0117] 本発明は、上述の実施形態の 1 以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける 1 つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1 以上の機能を実現する回路（例えば、A S I C）によっても実現可能である。

[0118] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0119] 本願は、2018 年 3 月 20 日提出の日本国特許出願特願 2018-052917 を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 互いに異なる放射線エネルギーによる複数の画像を取得する取得手段と、
- 前記複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成する第1の生成手段と、
- 過去に生成された複数のエネルギーサブトラクション画像に基づくマスク画像と現在のエネルギーサブトラクション画像に基づくライブ画像との差分画像を生成する第2の生成手段と、を備えることを特徴とする撮影制御装置。
- [請求項2] 前記取得手段は、1ショット間にエネルギーが変化する放射線が被写体に照射され、当該1ショット間に前記被写体を透過した前記放射線を複数回検出して得られた、互いに異なるエネルギーを有する前記複数の画像を取得することを特徴とする請求項1に記載の撮影制御装置。
- [請求項3] 前記取得手段は、連続する2つのリセットに挟まれた期間に、1つの二次元検出器において少なくとも2回のサンプリングを行うことにより、前記複数の画像を1フレームの撮影期間において取得することを特徴とする請求項1に記載の撮影制御装置。
- [請求項4] 前記第1の生成手段は、前記複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行って、第1の物質の厚さに関わる第1のエネルギーサブトラクション画像と、前記第1の物質とは異なる第2の物質の厚さに関わる第2のエネルギーサブトラクション画像を生成し、
- 前記第2の生成手段は、前記第1のエネルギーサブトラクション画像を用いて前記差分画像を生成することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の撮影制御装置。
- [請求項5] 前記第1の物質は骨であり、前記第2の物質は軟部組織であることを特徴とする請求項4に記載の撮影制御装置。
- [請求項6] 前記第1の生成手段は、前記複数の画像についてエネルギーサブト

ラクション処理を行って、実効原子番号の画像と面密度の画像を前記エネルギーサブトラクション画像として取得し、

前記第2の生成手段は、前記実効原子番号の画像を用いて前記差分画像を生成することを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の撮影制御装置。

[請求項7] 前記第1の生成手段は、前記複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行って、実効原子番号の画像と面密度の画像を前記エネルギーサブトラクション画像として取得し、

前記第2の生成手段は、前記実効原子番号の画像と面密度の画像を用いて前記差分画像を生成することを特徴とする請求項1または2に記載の撮影制御装置。

[請求項8] 前記第2の生成手段は、前記実効原子番号の画像と前記面密度の画像に基づいて生成されたマスク画像をそれぞれ Z_M 、 D_M とし、前記実効原子番号の画像と前記面密度の画像に基づいて生成されたライブ画像をそれぞれ Z_L 、 D_L とした場合に、面密度の差分画像である D_{DSA} と実行原子番号の差分画像である Z_{DSA} を、

$$D_{DSA} = D_L - D_M$$

$$Z_{DSA} = n \sqrt{Z_L^n * \frac{D_L}{D_{DSA}} - Z_M^n * \frac{D_M}{D_{DSA}}}$$

(ただし、 n は2.5以上、3以下の実数)

により生成することを特徴とする請求項7に記載の撮影制御装置。

[請求項9] 前記第2の生成手段は、過去に生成された前記複数のエネルギーサブトラクション画像の画素ごとの画素値の統計量を計算し、前記マスク画像の画素値とすることを特徴とする請求項1乃至8のいずれか1項に記載の撮影制御装置。

[請求項10] 前記統計量は、最小値、最大値、平均値、中央値のいずれかであることを特徴とする請求項9に記載の撮影制御装置。

[請求項11] 前記第2の生成手段は、過去に生成された前記複数のエネルギーサ

ブトラクション画像に基づいて、画素ごとに異常値を除去することで前記マスク画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

[請求項12] 前記第 2 の生成手段は、過去に生成された前記複数のエネルギーサブトラクション画像についてリカーシブフィルタを適用することで前記マスク画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

[請求項13] 前記複数の画像は、第 1 の放射線エネルギーによる第 1 の画像と前記第 1 の放射線エネルギーとは異なる第 2 の放射線エネルギーによる第 2 の画像を含み、

前記第 1 の生成手段は、前記エネルギーサブトラクション画像を構成する画素の値の変化により生じる減弱率の変化を考慮して、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像から前記エネルギーサブトラクション画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

[請求項14] 前記第 1 の生成手段は、前記第 1 の画像と前記第 2 の画像が示す減弱率の組合せに応じて、前記エネルギーサブトラクション画像における画素の値が登録された 2 次元のテーブルを参照することを特徴とする請求項 1 3 に記載の撮影制御装置。

[請求項15] 放射線撮影装置のための撮影制御方法であって、

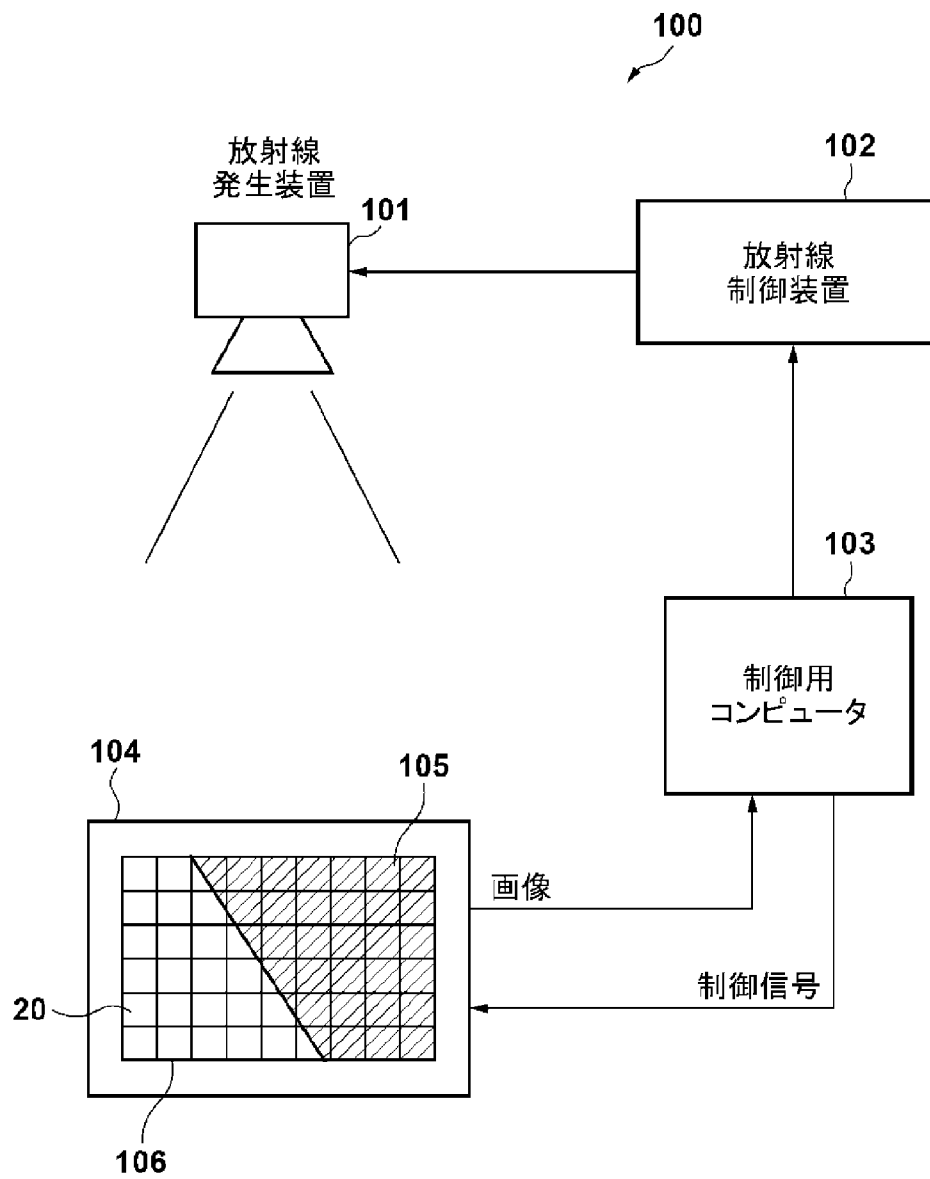
互いに異なる放射線エネルギーによる複数の画像を取得する取得工程と、

前記複数の画像を用いてエネルギーサブトラクション処理を行い、エネルギーサブトラクション画像を生成する第 1 の生成工程と、

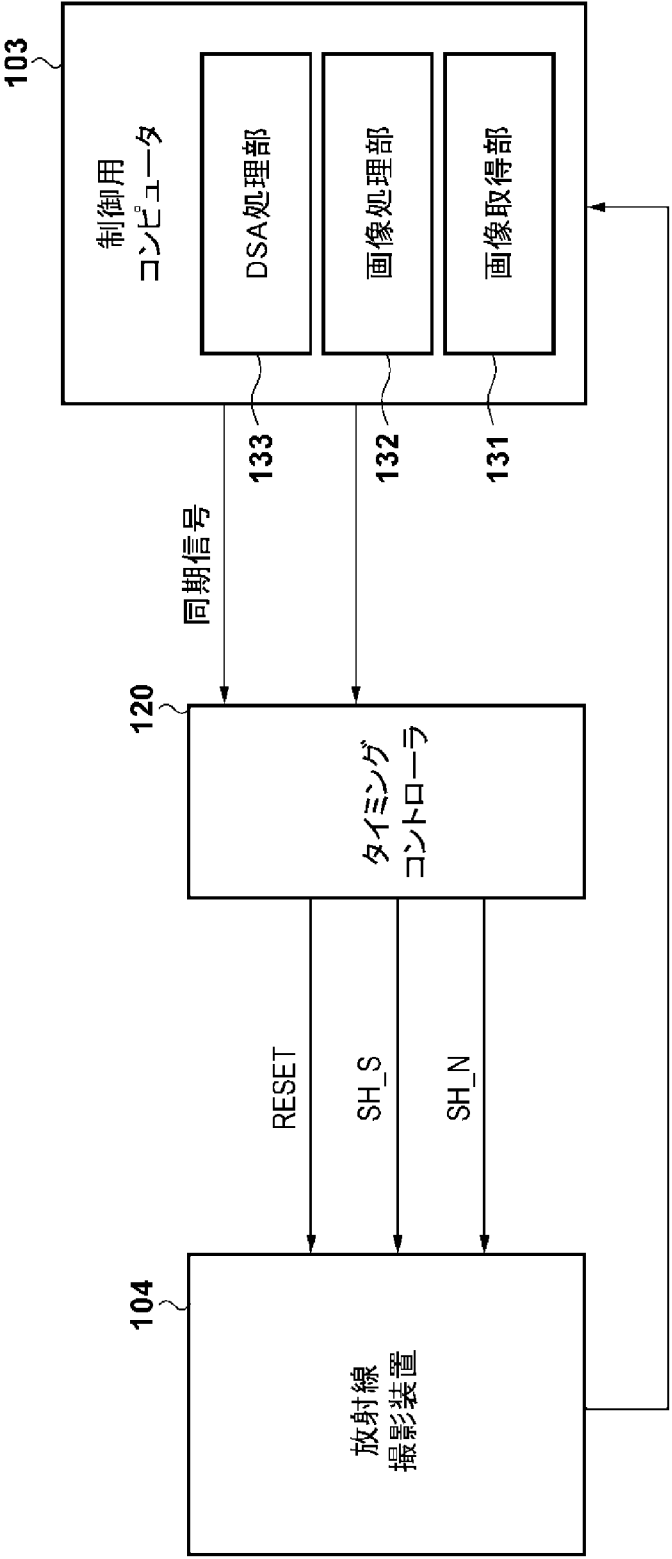
過去に生成された複数のエネルギーサブトラクション画像に基づくマスク画像と現在のエネルギーサブトラクション画像に基づくライブ画像との差分画像を生成する第 2 の生成工程と、を備えることを特徴とする撮影制御方法。

- [請求項16] 請求項1乃至14のいずれか1項に記載された撮影制御装置と、
 二次元検出器を含む放射線撮影装置と、
 放射線を発生する放射線発生装置と、を備えることを特徴とする放
 射線撮影システム。
- [請求項17] 請求項15に記載された撮影制御方法の各工程をコンピュータに実
 行させるためのプログラム。

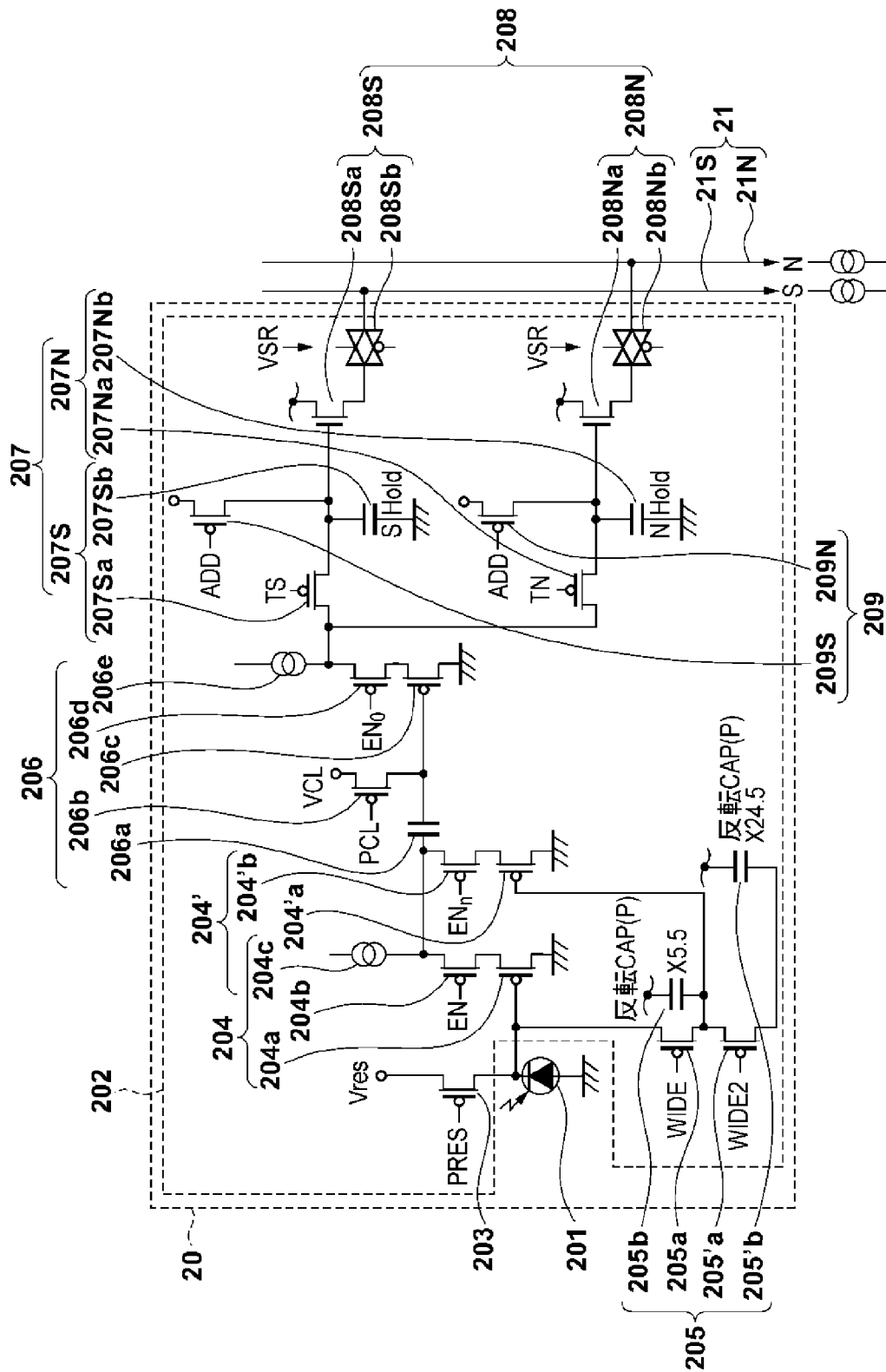
[図1A]



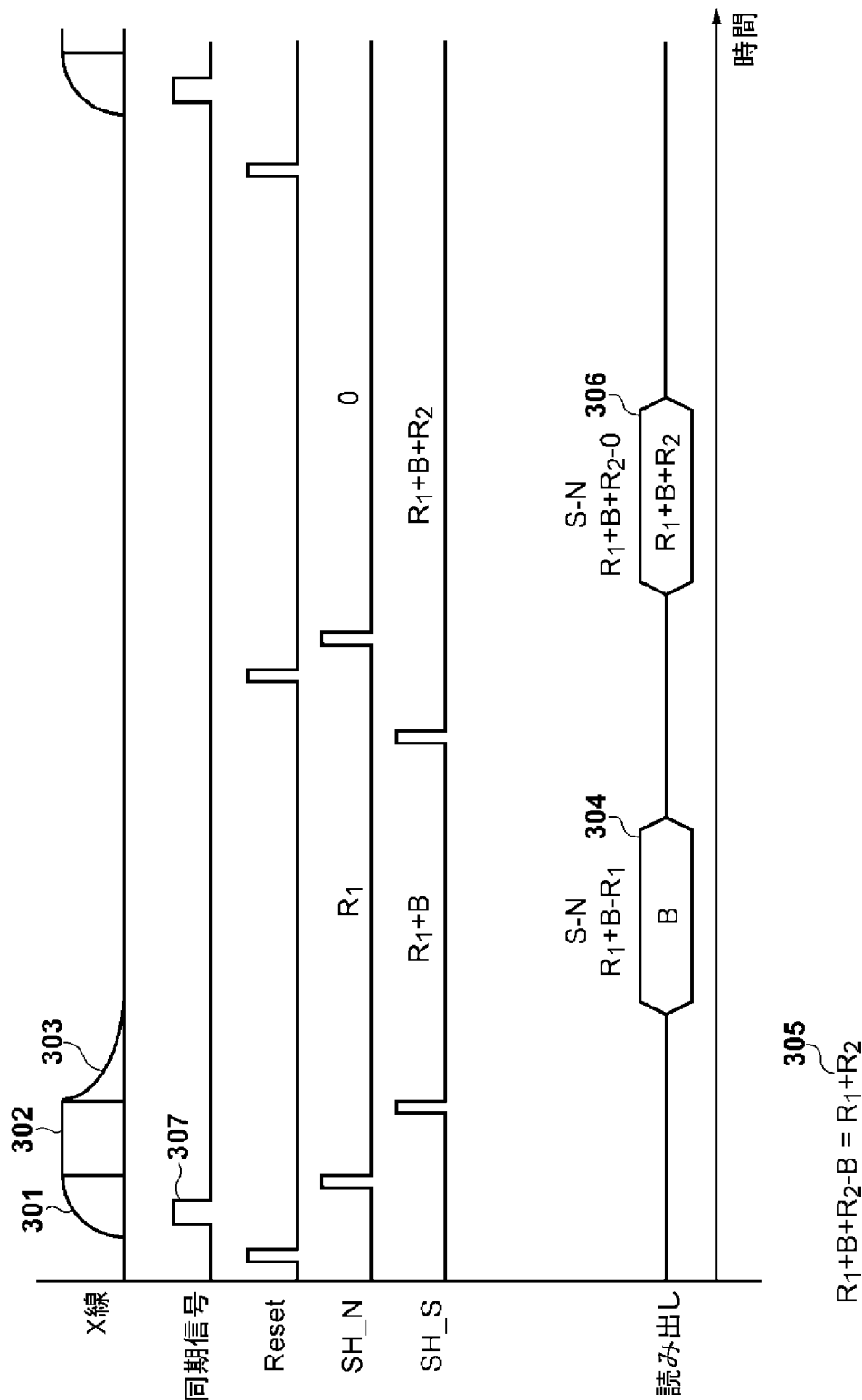
[図1B]



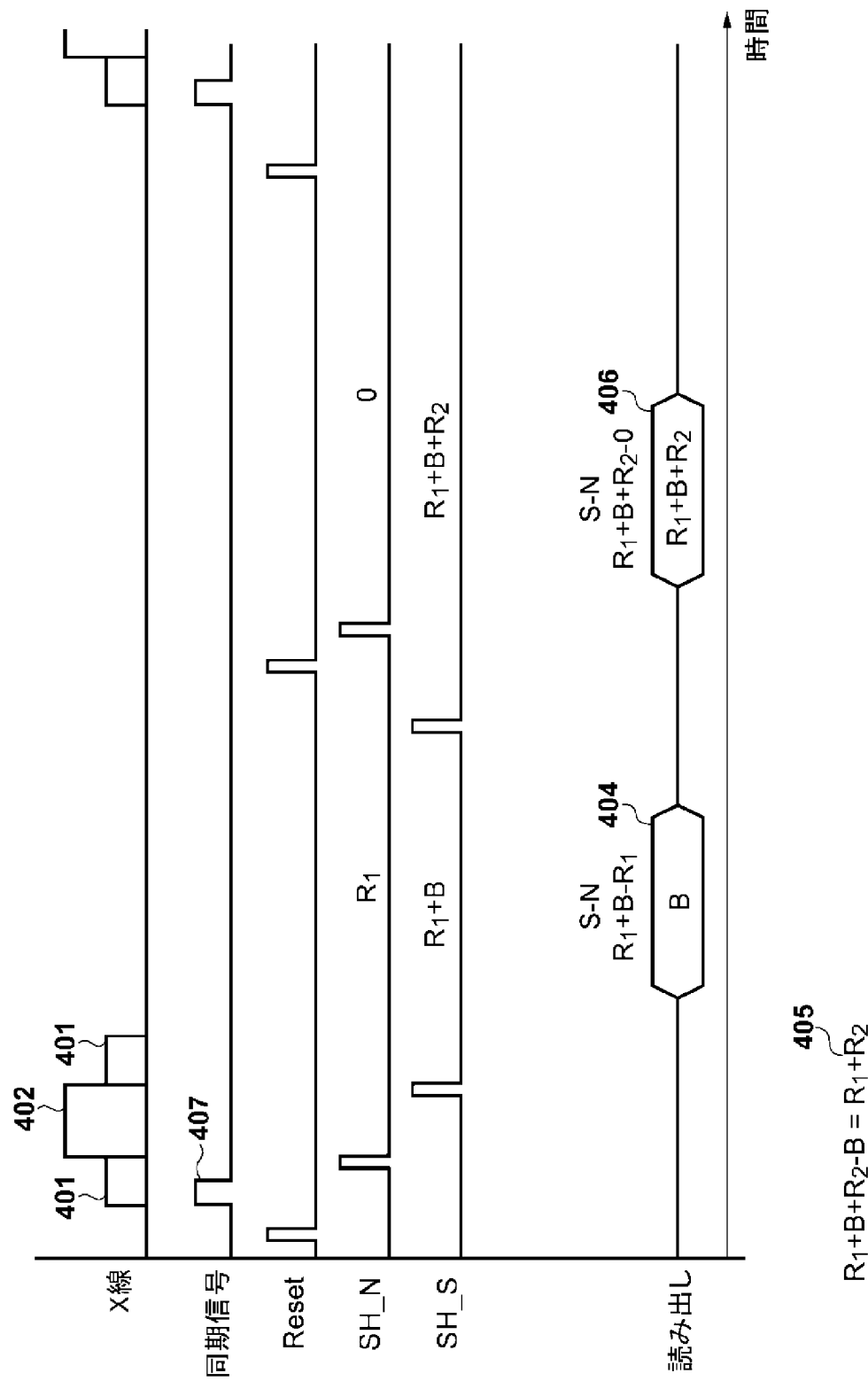
[図2]



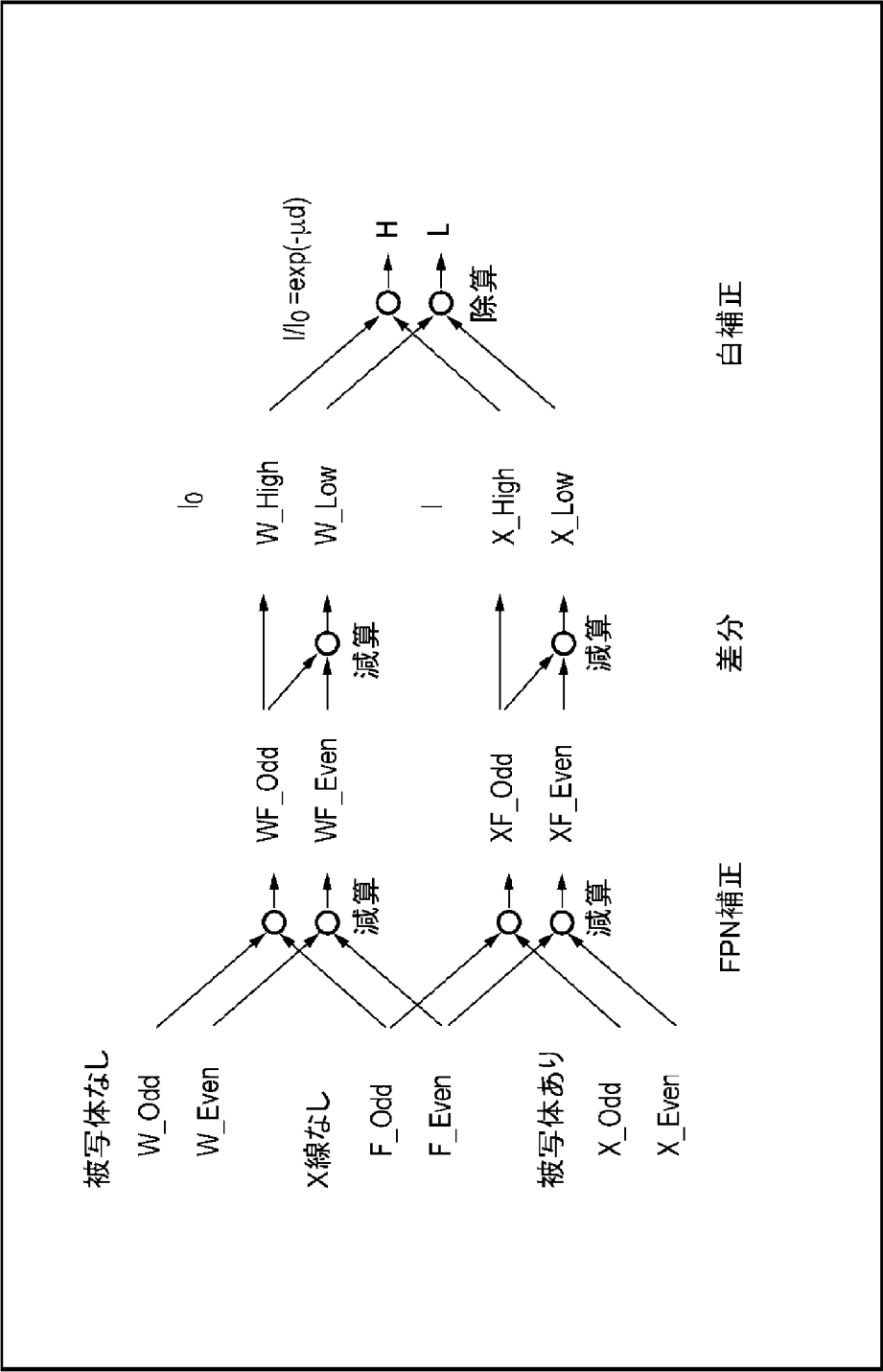
[図3]



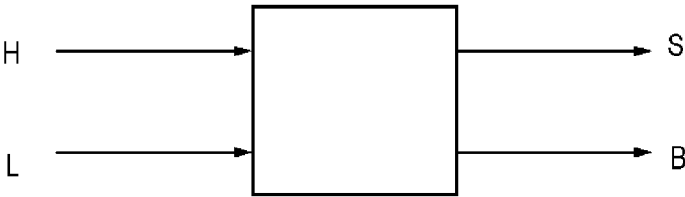
[図4]



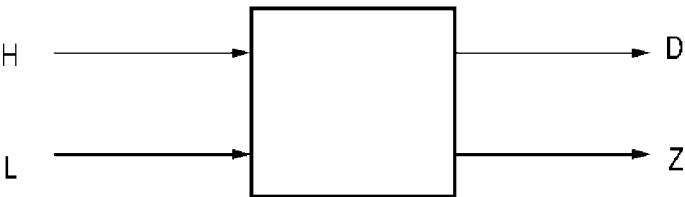
[図5]



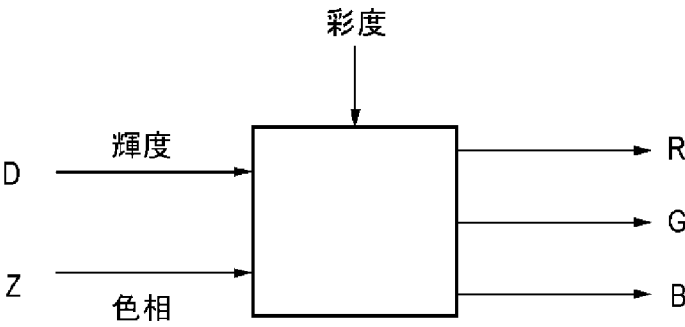
[図6A]



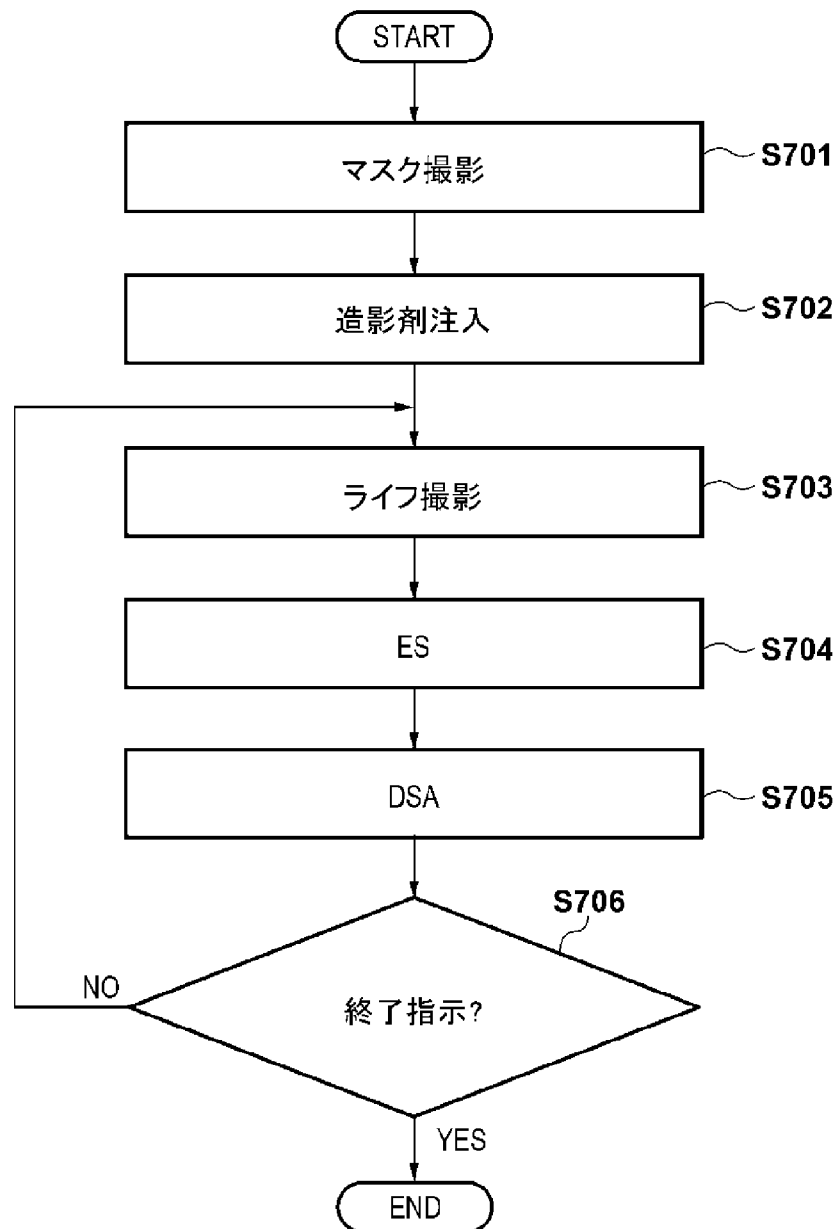
[図6B]



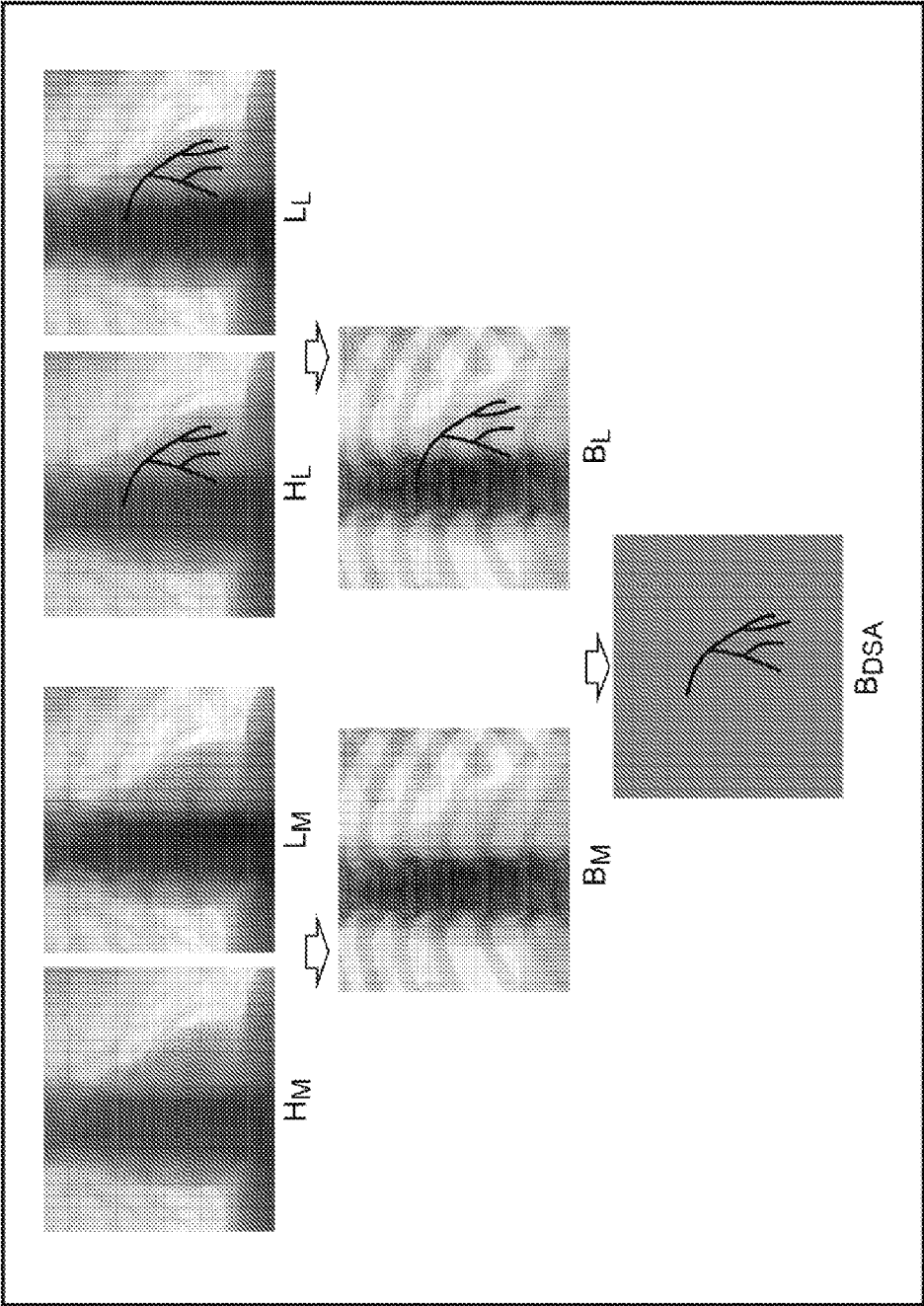
[図6C]



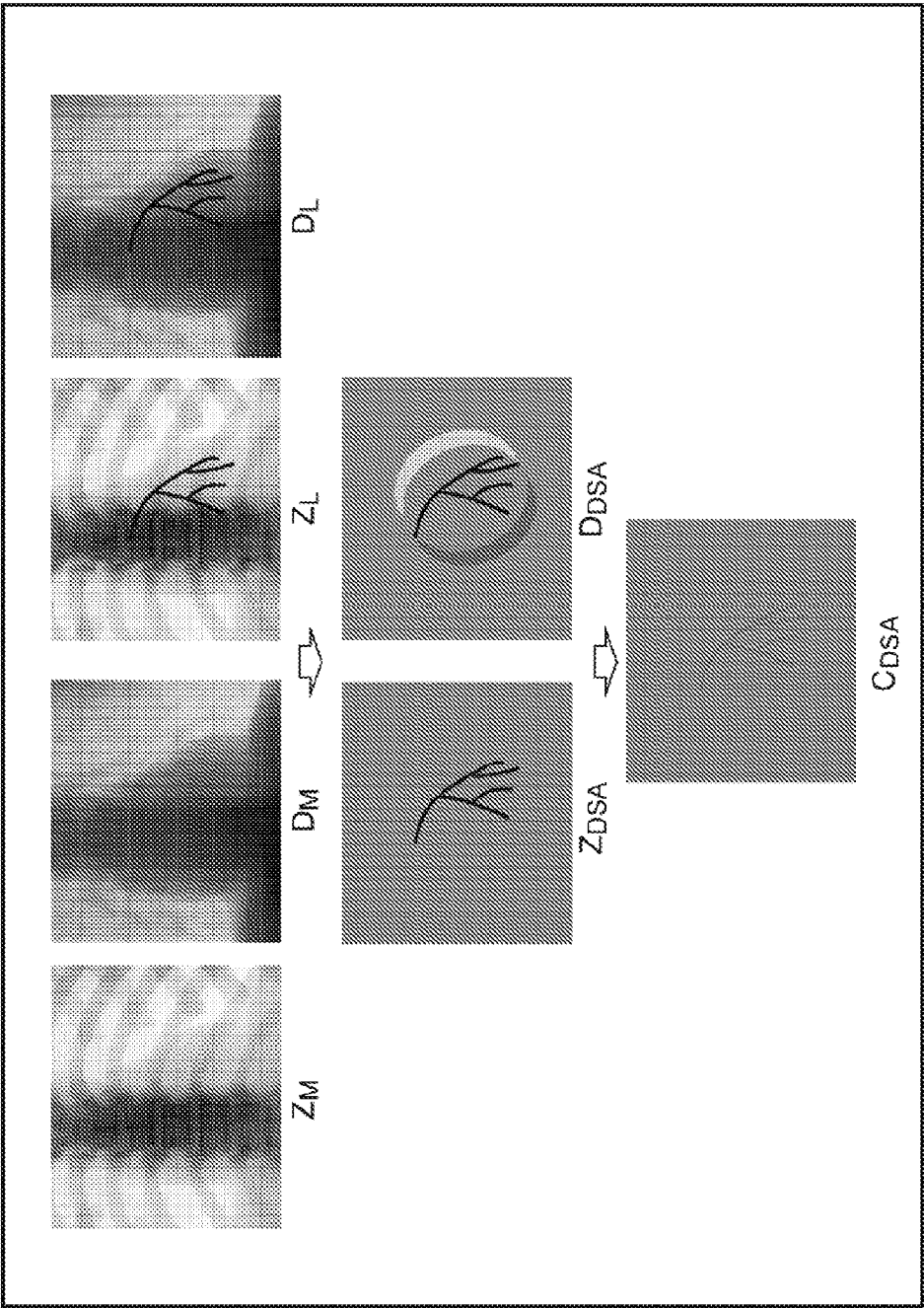
【図7】



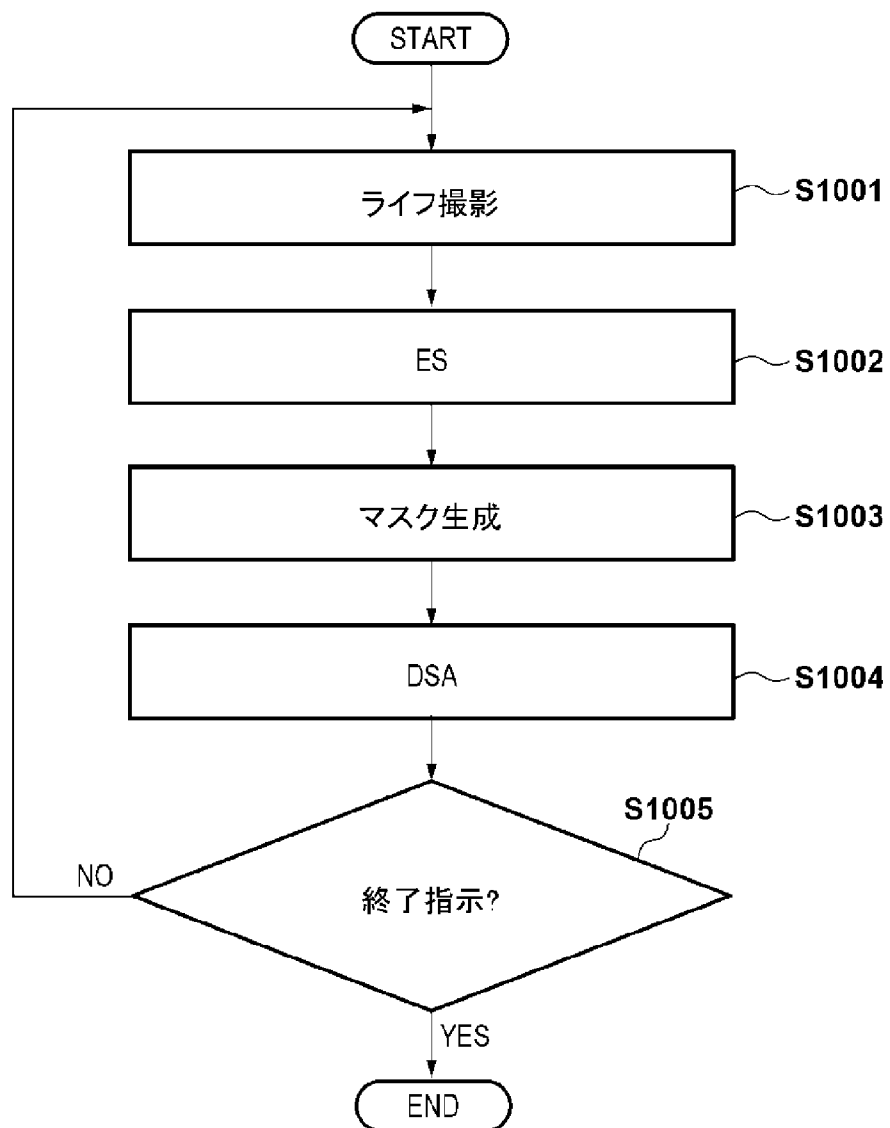
[図8]



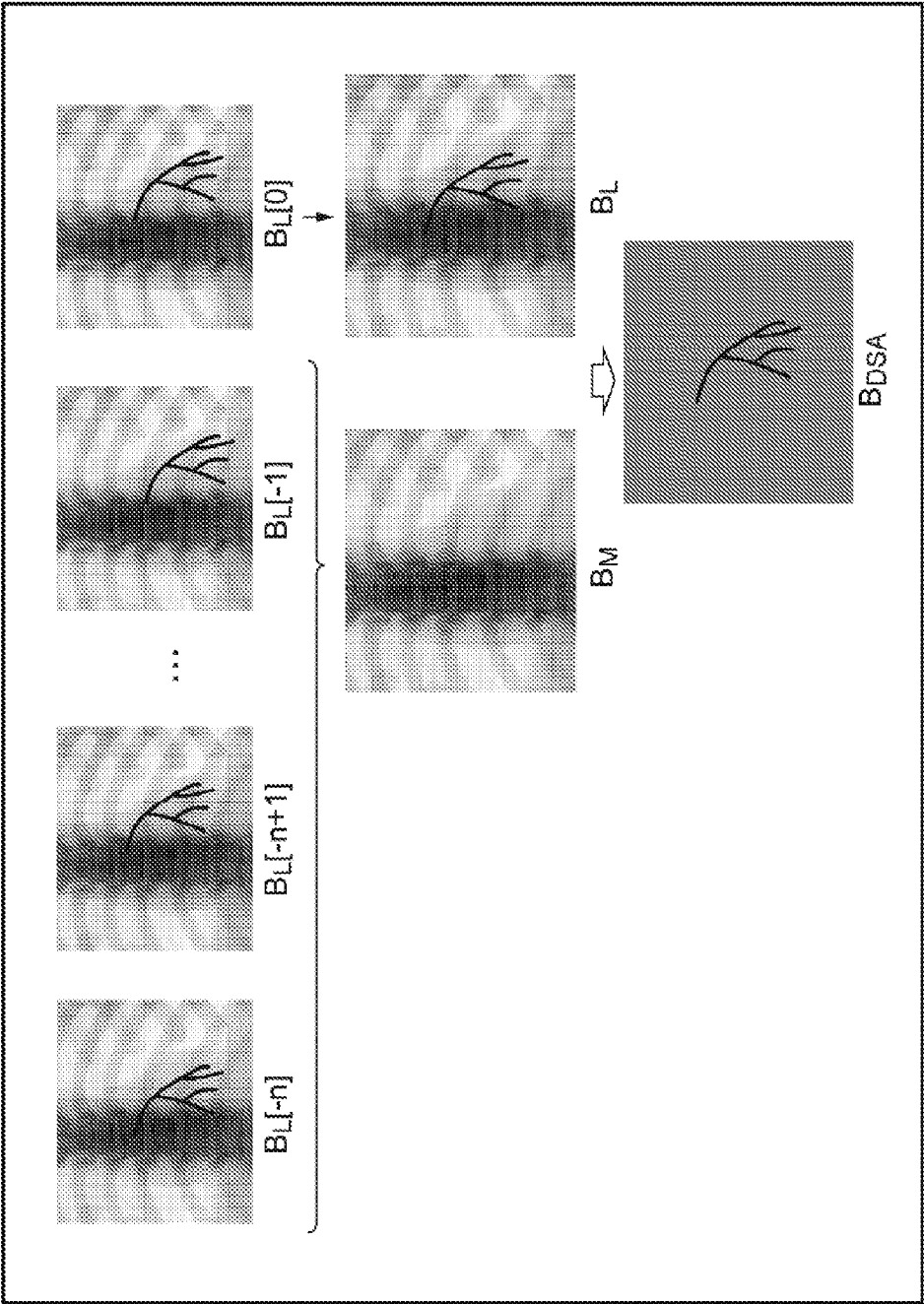
[図9]



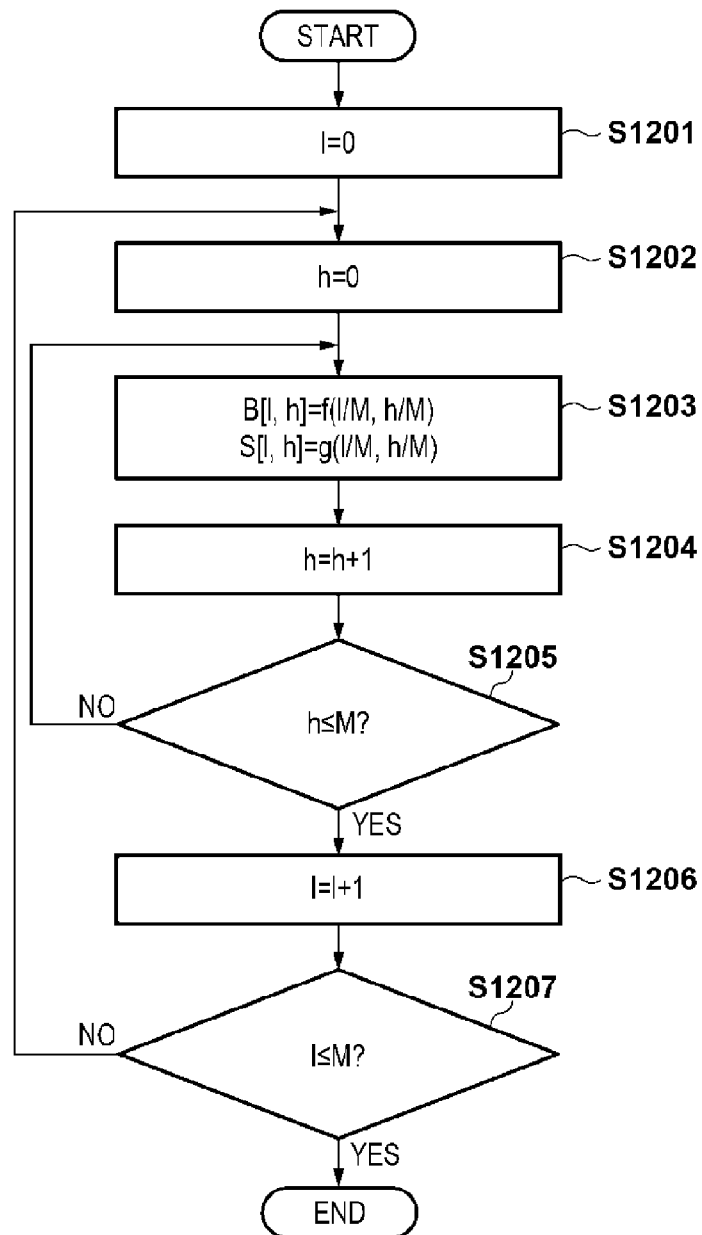
[図10]



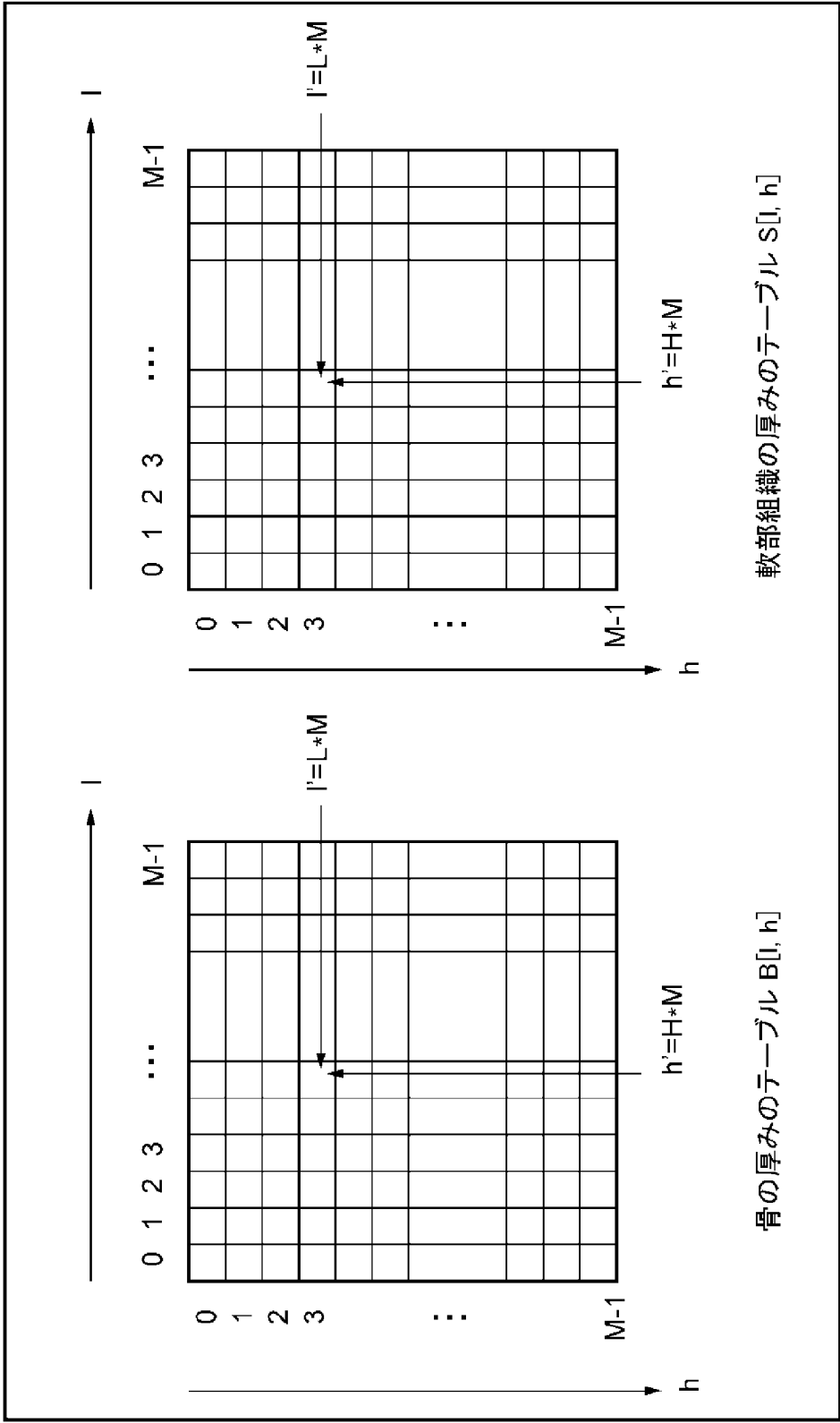
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/003594

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. A61B6/00-6/14

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

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 58-221580 A (GENERAL ELECTRIC CO.) 23 December 1983, page 7, upper right column, line 9 to page 7, lower left column, line 19, page 15, lower right column, line 1 to page 16, upper left column, line 3, fig. 1, 5 & US 4482918 A1, column 2, line 59 to column 3, line 21, column 13, lines 13-27, fig. 1, 5 & EP 92767 A1	1, 4-5, 13-17 2-3, 6-12
Y	JP 2012-125409 A (FUJIFILM CORP.) 05 July 2012, paragraph [0016] (Family: none)	2-3



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

"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
20 March 2019 (20.03.2019)

Date of mailing of the international search report
16 April 2019 (16.04.2019)

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/JP2019/003594

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-501684 A (SIEMENS AG) 20 January 2005, paragraphs [0034]-[0035] & US 2004/0223585 A1, paragraphs [0044]-[0045] & WO 2003/024331 A2 & DE 10143131 A1 & CN 1551745 A	6-8
Y	JP 2014-193320 A (TOSHIBA CORP.) 09 October 2014, paragraph [0022] & US 2016/0051218 A1, paragraph [0036] & WO 2014/133104 A1 & CN 105007818 A	9-10
Y	JP 2007-209649 A (FUJITSU LTD.) 23 August 2007, paragraph [0007] (Family: none)	11
Y	JP 61-172537 A (SHIMADZU CORPORATION) 04 August 1986, fig. 1 (Family: none)	12
P,A	JP 2018-75252 A (CANON INC.) 17 May 2018, entire text, all drawings & US 2018/0128755 A1, entire text, all drawings & CN 108065945 A & KR 10-2018-0052530 A	1-17

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. A61B6/00-6/14

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 58-221580 A（ゼネラル・エレクトロニクス・カンパニー） 1983.12.23, 第7頁右上欄9行目ー同頁左下欄19行目、第15頁 右下欄1行目ー第16頁左上欄3行目、第1、5図 & US 4482918 A1, 第2欄59行目ー第3欄21行目、第13欄1 3ー27行目、第1、5図 & EP 92767 A1	1, 4-5, 13-17 2-3, 6-12
Y	JP 2012-125409 A（富士フイルム株式会社）2012.07.05, [001 6] 段落（ファミリーなし）	2-3

☒ 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

20.03.2019

国際調査報告の発送日

16.04.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/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）

松岡 智也

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2U

3107

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y	JP 2005-501684 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2005.01.20, [0034] – [0035] 段落 & US 2004/0223585 A1, [0044]–[0045]段落 & WO 2003/024331 A2 & DE 10143131 A1 & CN 1551745 A	6-8
Y	JP 2014-193320 A (株式会社東芝) 2014.10.09, [0022] 段落 & US 2016/0051218 A1, [0036]段落 & WO 2014/133104 A1 & CN 105007818 A	9-10
Y	JP 2007-209649 A (富士通株式会社) 2007.08.23, [0007] 段落 (フ ァミリーなし)	11
Y	JP 61-172537 A (株式会社島津製作所) 1986.08.04, 第1図 (ファ ミリーなし)	12
P, A	JP 2018-75252 A (キヤノン株式会社) 2018.05.17, 全文、全図 & US 2018/0128755 A1, 全文、全図& CN 108065945 A & KR 10-2018-0052530 A	1-17