

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2009年3月5日 (05.03.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/028333 A1

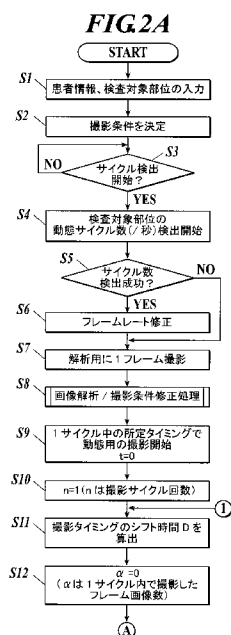
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/064529
- (22) 国際出願日: 2008年8月13日 (13.08.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2007-221141 2007年8月28日 (28.08.2007) JP
特願2007-221181 2007年8月28日 (28.08.2007) JP
特願2007-221194 2007年8月28日 (28.08.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタエムジー株式会社 (KONICA MINOLTA MEDICAL & GRAPHIC, INC.) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町1番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 村岡 慎太郎 (MURAOKA, Shintarou) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町1番地 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 荒船 博司 (ARAFUNE, Hiroshi); 〒1620832 東京都新宿区岩戸町18番地 日交神楽坂ビル5階 光陽国際特許法律事務所内 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD,

[続葉有]

(54) Title: RADIATION IMAGE CAPTURING SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線画像撮影システム

[図2A]



S1 INPUT PATIENT INFORMATION AND PORTION TO BE EXAMINED
S2 DECIDE IMAGING CONDITION
S3 CYCLE DETECTION TO BE STARTED?
S4 START DETECTION OF DYNAMIC CYCLE QUANTITY(SEC) OF THE PORTION TO BE EXAMINED
S5 DETECTION OF CYCLE QUANTITY SUCCESSFUL?
S6 CORRECT FRAME RATE
S7 ONE-FRAME IMAGING FOR ANALYSIS
S8 IMAGE ANALYSIS/IMAGING CONDITION CORRECTION PROCESS
S9 START IMAGING FOR MOVING MODE AT A PREDETERMINED TIMING IN ONE CYCLE, t=0
S10 n=1 (n IS THE NUMBER OF IMAGING CYCLES)
S11 CALCULATE IMAGING TIMING SHIFT TIME D
S12 α=0 (α IS THE NUMBER OF FRAME IMAGES CAPTURED IN ONE CYCLE)

(57) Abstract: It is possible to obtain an image effective for diagnosis by performing dynamic imaging under an imaging condition based on a portion to be examined and imaged. In a radiation image capturing system (100), a control unit (21) of an imaging console (2) reads out an imaging condition based on the specified portion to be examined from a storage unit (22) on an examination object portion specification screen (241) and sets the condition on an imaging device (1). Under the set imaging condition, the imaging device (1) performs dynamic imaging of the portion to be examined.

(57) 要約: 撮影対象となる検査対象部位に応じた撮影条件で動態撮影を行うことによって診断に有効な画像を得ることができるようにする。放射線画像撮影システム100によれば、撮影用コンソール2の制御部21は、検査対象部位指定画面241において指定された検査対象部位に応じた撮影条件を記憶部22から読み出して撮影装置1に設定し、設定した撮影条件で撮影装置1により検査対象部位の動態撮影を行う。



SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

放射線画像撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像撮影システムに関するものである。

背景技術

[0002] 従来のフィルム／スクリーンや輝尽性蛍光体プレートを用いた放射線の静止画撮影及び診断に対し、FPD (flat panel detector) 等の半導体イメージセンサを利用して検査対象部位の動態画像を撮影し、診断に応用する試みがなされるようになってきている。具体的には、半導体イメージセンサの画像データの読取・消去の応答性の早さを利用し、半導体イメージセンサの読取・消去のタイミングと合わせて放射源からパルス状の放射線を連続照射し、1秒間に複数回の撮影を行って、検査対象部位の動態を撮影する。撮影により取得された一連の複数枚の画像を順次表示することにより、医師は検査対象部位の一連の動きを認識することが可能となる。

[0003] また、動態画像を見やすく表示するための各種技術も提案されている。例えば、特許文献1には、時系列的に連続して取得された動態画像を、時間方向を奥行きに取った「時空間3次元画像」として扱い、その横断像、矢状断像を作成し、観察可能に表示する技術が記載されている。また、特許文献2には、動態画像のフレーム間差分画像を作成し、差分動画像を表示する技術が記載されている。

特許文献1:特開2004－305487号公報

特許文献2:特開2004－312434号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、一般的に、検査対象部位の種類によって動態の1サイクルに要する平均的な時間は異なる。また、検査対象部位の動態の単位時間あたりのサイクル数や検査対象部位の構造物のサイズは、被検者によって異なる。従って、撮影対象となる検査対象部位によって、診断に有効な画像を得るための撮影条件(フレームレート、画素サイズ、撮影タイミング)は異なり、一律に同じ撮影条件で撮影することは好ましくな

い。

- [0005] しかしながら、従来は、特許文献1、2に記載のように動態撮影により得られた動態画像に画像処理を施して診断しやすく表示する技術は提案されているが、動態撮影において診断に有効な画像を得るための撮影条件の設定については考慮されていなかった。
- [0006] また、撮影技師は、撮影により得られた画像を確認して診断に値するか否かを短時間で判断し、診断に値する画像であれば医師に提供し、診断に値しない画像であれば再撮影を行わなければならない。
- [0007] 静止画像撮影の場合、撮影技師は撮影により得られた画像を一枚一枚表示し、医師の診断の対象となるROI領域が画像データの表示領域内に存在するか否か(ポジショニングが正しいか否か)、及び適正な(診断分解能に合致する)コントラストを有しているか否かで撮影された画像が診断に値する画像か否かを判断していた。
- [0008] しかしながら、動態画像の撮影の場合、従来の静止画撮影のように動態画像を構成する個々の画像を単純表示しても撮影技師には動画的診断に適合するか否かは判断がつかない場合があった。また、総撮影枚数が増えているので撮影技師による確認工程が増加し、撮影作業効率化の観点から好ましくないといった問題があった。
- [0009] また、動態撮影時には複数回の放射線照射を行うため、静止画像の撮影に比べて被検者の被曝量が大きくなってしまう。また、被検者の被曝量は1秒間における撮影画像数が増えるほど大きくなってしまう。そこで、被検者の被曝線量を低減するため、動態撮影時には放射線照射線量は静止画像と比べて低く設定される。
- [0010] しかしながら、被検者の被曝線量低減のため1回毎の放射線量を低減すると、撮影画像のノイズ成分が増加する。1秒間における撮影画像数が増えるほど1回当たりに照射される放射線量は小さくなるので放射線量が不足し、画像解析や診断に十分な画質の画像を得られなくなる。
- [0011] 上述の特許文献1、2においては、動態撮影により得られた動態画像に画像処理を施して診断しやすく表示する技術は提案されているが、画像処理を行って表示する画像の画質を向上させるための前処理については記載されておらず、放射線量が不足した画像をそのまま解析したり表示したりしていた。

[0012] 本発明の課題は、第一に、撮影対象となる検査対象部位に応じた撮影条件で動態撮影を行うことによって診断に有効な画像を得ることができるようにすることである。第二に、撮影技師による動態画像の確認作業を効率的に行えるようにすることである。第三に、動態画像の表示前に前処理を行うことにより診断用に画質を向上させるとともに、動態画像の画像解析前に前処理を行うことにより画像解析用に画質を向上させることにある。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明の第1の側面によると、

人体における検査対象部位の動態を撮影して、前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データを取得する撮影手段を備えた放射線画像撮影システムにおいて、

前記検査対象部位を指定するための操作手段と、

前記操作手段により指定された検査対象部位に基づいて撮影条件を決定し、前記決定した撮影条件で前記撮影手段に撮影を行わせる制御手段と、
を備える。

[0014] 前記撮影条件は、前記撮影手段により撮影する単位時間当たりの画像数、前記撮影手段により取得する画像データの画素サイズ、撮影タイミングのうち少なくとも一つを含むことが好ましい。

[0015] 前記制御手段は、前記操作手段により1回の撮影について複数の検査対象部位が指定された際に、前記指定された各検査対象部位に基づいて決定される撮影条件のうち、より精密な撮影条件を用いて前記撮影手段に撮影を行わせることが好ましい。

[0016] 前記制御手段は、前記検査対象部位の動態の撮影前に前記撮影手段により前記決定された撮影条件で前記検査対象部位を撮影し、撮影により得られた画像データを解析し、その解析結果に基づいて、前記決定した撮影条件を修正することが好ましい。

[0017] 前記検査対象部位の状態を検出する検出手段を備え、
前記制御手段は、前記検出手段の検出結果に応じて前記決定した撮影条件を修

正し、当該修正した撮影条件で前記撮影手段に撮影を行わせることが好ましい。

- [0018] 前記検査対象部位の動態は、周期性をもつ動態であり、
前記検出手段は、前記検査対象部位の状態とともに前記検査対象部位の動態のサイクルを検出し、
前記制御手段は、複数のサイクルを撮影する際に、前記検出手段により検出された動態の各サイクル毎に撮影タイミングを変更することが好ましい。
- [0019] 前記検査対象部位の動態は、肺の呼吸運動の動態であり、
前記検出手段は、肺の状態とともに肺の呼吸運動のサイクルを検出し、
前記制御手段は、複数の呼吸運動のサイクルを撮影する際に、前記検出手段により検出された呼吸運動の各サイクル毎に撮影タイミングを変更することが好ましい。
- [0020] 前記検査対象部位の動態は、周期性をもつ動態であり、
前記制御手段は、前記撮影手段による前記検査対象部位の動態撮影の開始後、前記撮影手段により最初に取得された少なくとも2つの画像データを用いて、一連の動態撮影における前記検査対象部位の画像領域の面積変化率を算出し、算出した面積変化率が予め定められた範囲内ではない場合に、前記決定した撮影条件を修正し、当該修正した撮影条件で前記撮影手段に再撮影を行わせることが好ましい。
- [0021] 前記撮影手段により取得された画像データに基づく画像を表示する表示手段を備え、
前記制御手段は、前記取得された前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データのなかから、予め定められた一部の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させることが好ましい。
- [0022] 前記制御手段は、前記取得された前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データのなかから、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データ及び前記検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づいて、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像及び最小の画像を前記表示手段に表示させることが好ましい。
- [0023] 前記制御手段は、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データと前記検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データにおける前記検査対象部

位の面積比を算出し、前記面積が最大の画像及び前記面積が最小の画像とともに前記表示手段に表示させることが好ましい。

[0024] 前記制御手段は、前記算出された面積比が予め定められた閾値を超えるか否かを判断し、閾値を超えない場合に、前記表示手段にその旨を警告表示させることが好ましい。

[0025] 前記制御手段は、更に、前記撮影手段から取得された画像データのそれぞれについて前記検査対象部位の画像領域を認識し、前記検査対象部位の全画像領域が前記画像データの表示領域内に収まっていない場合に、前記表示手段にその旨を警告表示させることが好ましい。

[0026] 前記検査対象部位の動態は、肺の呼吸運動の動態であることが好ましい。
前記検査対象部位が所定周期で運動するように誘導する誘導手段を備え、
前記撮影手段は、前記誘導手段に連動して前記検査対象部位の動態を撮影することが好ましい。

[0027] 前記制御手段は、前記複数の画像データのそれぞれに対し間引き処理を行い、間引き処理後の前記複数の画像データのなかから前記予め定められた一部の画像データを抽出することが好ましい。

[0028] 前記撮影手段により取得された複数の画像データに基づいて動態画像を表示する表示手段と、

前記撮影手段により取得された複数の画像データに解析処理を施す解析処理手段と、

前記表示手段による動態画像の表示前及び前記解析処理手段による解析前に前記複数の画像データに粒状抑制処理を施す前処理手段と、
を備えることが好ましい。

[0029] 前記前処理手段は、前記表示手段による動態画像の表示前と前記解析処理手段による解析前とで異なる処理条件で前記複数の画像データに粒状抑制処理を施すことが好ましい。

[0030] 前記粒状抑制処理は、前記画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出し、前記エッジ成分を強調するエッジ強調処理と前記ノイズ成分を減少させるノイズ

抑制処理を含むものであり、

前記前処理手段は、前記表示手段による動態画像の表示前においては、前記画像データにおける所定の空間周波数以上の高周波数成分について、前記解析処理手段による解析前と比べてエッジ強調を強める処理条件及びノイズ抑制を強める処理条件で粒状抑制処理を施すことが好ましい。

[0031] 前記粒状抑制処理は、前記画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出し、前記エッジ成分を強調するエッジ強調処理と前記ノイズ成分を減少させるノイズ抑制処理を含むものであり、

前記複数の画像データには、当該複数の画像データを取得した動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数の情報が付帯されており、

前記前処理手段は、前記動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数が大きいほどノイズ抑制を強める処理条件で前記ノイズ抑制処理を施すことが好ましい。

発明の効果

[0032] 本発明の第1の側面によれば、撮影対象となる検査対象部位に応じた撮影条件で動態撮影を行うことによって診断に有効な画像を得ることが可能となる。

[0033] 例えば、撮影対象となる検査対象部位に応じて、撮影手段により撮影する単位時間当たりの画像数、撮影手段により取得する画像データの画素サイズ、撮影タイミングのうち少なくとも一つを含む撮影条件を決定することが可能となる。

[0034] また、操作手段により1回の撮影について複数の検査対象部位が指定された際に、制御手段が、前記指定された各検査対象部位に基づいて決定される撮影条件のうち、より精密な撮影条件を用いて撮影手段に撮影を行わせることにより、1回の撮影に対し複数の検査対象部位が指定された場合に、何れの検査対象部位についても診断に有効な動態画像を得ることが可能となる。

[0035] また、制御手段が動態の撮影前に前記決定した撮影条件で実際に検査対象部位を撮影した画像データを解析し、その結果に応じて撮影条件を修正することにより、被写体となった検査対象部位や撮影手段の個別の状態に応じてより最適な撮影条件で撮影することが可能となる。

[0036] また、検査対象部位の状態を検出する検出手段を備え、制御手段が検出手段の

検出結果に応じて前記決定した撮影条件を修正することにより、被写体となった検査対象部位の個別の状態に応じてより最適な撮影条件で撮影することが可能となる。

[0037] また、検出手段が検査対象部位の状態とともに検査対象部位の動態のサイクルを検出し、制御手段が複数のサイクルを撮影する際に、検出手段により検出された動態の各サイクル毎に撮影タイミングを変更することにより、撮影手段における単位時間当たりの画像数を増やすことなく、動態1サイクル中において撮影されるタイミングを増やすことができ、検査対象部位の動態の変化をより精細に撮影することが可能となる。

[0038] また、検出手段が肺の状態とともに肺の呼吸運動のサイクルを検出し、制御手段が複数の呼吸運動のサイクルを撮影する際に検出手段により検出された呼吸運動の各サイクル毎に撮影タイミングを変更することにより、撮影手段における単位時間当たりの画像数を増やすことなく、肺の呼吸運動1サイクル中において撮影されるタイミングを増やすことができ、呼吸運動による肺の変化をより精細に撮影することが可能となる。

[0039] また、制御手段が、撮影手段による検査対象部位の動態撮影の開始後、撮影手段により最初に取得された少なくとも2つの画像データを用いて一連の動態撮影における検査対象部位の画像領域の面積変化率を算出し、算出した面積変化率が予め定められた範囲内ではない場合に、前記決定した撮影条件を修正し、当該修正した撮影条件で撮影手段に再撮影を行わせることにより、被写体となった検査対象部位の個別の状態によって撮影条件の修正が必要であれば修正を行って再撮影を自動的に行い、撮影条件の修正が必要なければそのまま撮影を続行することができる。

[0040] また、撮影手段により取得された画像データに基づく画像を表示する表示手段を備え、
制御手段が前記取得された前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データのなかから予め定められた一部の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づく画像を表示手段に表示させることにより、撮影技師が動態画像の確認作業を効率的に行うことが可能となる。

[0041] また、制御手段が取得された検査対象部位の動態を示す複数の画像データのな

かから検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データ及び検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づいて、検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像及び最小の画像を表示手段に表示させることにより、表示する画像を撮影技師がポジショニングを確認するのに必要な最低限の画像に絞り込むことができるので、撮影技師が動態画像の確認作業を効率的に行うことが可能となる。

[0042] また、制御手段が検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データと検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データにおける検査対象部位の面積比を算出し、面積が最大の画像及び面積が最小の画像とともに表示手段に表示させることにより、検査対象部位の動態の一サイクルを含む撮影を行えたか否かを撮影技師が容易に判断することが可能となる。

[0043] また、制御手段が算出された面積比が予め定められた閾値を超えるか否かを判断し、閾値を超えない場合に表示手段にその旨を警告表示させることにより、検査対象部位の動態の一サイクルを含む撮影が行えなかった場合に、撮影技師が容易にその旨を認識することが可能となる。

[0044] また、制御手段が、更に、撮影手段から取得された画像データのそれぞれについて検査対象部位の画像領域を認識し、検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域内に収まっていない場合に表示手段にその旨を警告表示させることにより、検査対象部位が表示領域内に収まっていない画像がある場合に、撮影技師が容易にその旨を認識することが可能となる。

[0045] 例えば、肺の呼吸運動の動態の撮影の際に、撮影技師が動態画像の確認作業を効率的に行うことが可能となる。

[0046] また、検査対象部位が所定周期で運動するように誘導する誘導手段を備え、撮影手段が誘導手段に連動して検査対象部位の動態を撮影することにより、検査対象部位の動態の周期と撮影のタイミングを合わせることが可能となる。

[0047] また、制御手段が複数の画像データのそれぞれに対し間引き処理を行い、間引き処理後の複数の画像データのなかから表示手段に表示させる画像データを抽出することにより、表示する画像データの抽出にかかる処理時間を短縮することが可能と

なる。

[0048] また、撮影手段により取得された複数の画像データに基づいて動態画像を表示する表示手段と、撮影手段により取得された複数の画像データに解析処理を施す解析処理手段と、表示手段による動態画像の表示前及び解析処理手段による解析前に撮影手段により取得された複数の画像データに粒状抑制処理を施す前処理手段と、を備えることにより、診断用に画質を向上させるとともに、画像解析用に画質を向上させることができる。

[0049] また、前処理手段が表示手段による動態画像の表示前と解析処理手段による解析前とで異なる処理条件で撮影手段から取得した複数の画像データに粒状抑制処理を施すことにより、診断のための動態画像の表示前には診断に応じた画質の画像データを得ることができ、解析処理前には解析に応じた画質の画像データを得ることができる。

[0050] また、粒状抑制処理は、画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出しエッジ成分を強調するエッジ強調処理とノイズ成分を減少させるノイズ抑制処理を含むものであり、前処理手段が、表示手段による動態画像の表示前においては、画像データにおける所定の空間周波数以上の高周波数成分について、解析処理手段による解析前と比べてエッジ強調を強める処理条件及びノイズ抑制を強める処理条件で粒状抑制処理を施すことにより、動態画像の表示前には、解析前と比べて高周波成分のエッジの視認性を高めることが可能となる。

[0051] また、粒状抑制処理は、画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出しエッジ成分を強調するエッジ強調処理とノイズ成分を減少させるノイズ抑制処理を含むものであり、前処理手段が、動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数が大きいほどノイズ抑制を強める処理条件でノイズ抑制処理を施すことにより、放射線量の不足しがちな動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数が大きい動態画像ほど、ノイズ成分の抑制処理を強めることが可能となる。

図面の簡単な説明

[0052] [図1]本発明の実施の形態における放射線画像撮影システムの全体構成例を示す図である。

[図2A]第1の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図2B]第1の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図3]図1に示す撮影用コンソールの表示部に表示される検査対象部位指定画面の一例を示す図である。

[図4]肺(喚気)を検査対象部位として複数の異なるフレームレートで撮影した場合の各フレームレートにおける撮影画像の目視評価結果を示す図である。

[図5]肺(喚気)を検査対象部位として複数の異なる画素サイズで撮影した場合の各画素サイズにおける撮影画像の目視評価結果を示す図である。

[図6]心臓(血流)を検査対象部位として複数の異なるフレームレートで撮影した場合の各フレームレートにおける撮影画像の目視評価結果を示す図である。

[図7]心臓(血流)を検査対象部位として複数の異なる画素サイズで撮影した場合の各画素サイズにおける撮影画像の目視評価結果を示す図である。

[図8]図2AのステップS8において撮影用コンソールの制御部により実行される画像解析／撮影条件修正処理を示すフローチャートである。

[図9]複数サイクルの撮影を行う場合の各サイクルにおける撮影タイミングの一例を示す図である。

[図10A]第2の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図10B]第2の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図11]第2の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図12]第2の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図13]肺野の面積の変化を説明するための図である。

[図14A]第3の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行

される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図14B]第3の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図15]第3の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの表示部に表示される肺野の面積の最大画像と最小画像の一例を示す図である。

[図16]第3の実施の形態の変形例における放射線画像撮影システムの全体構成例を示す図である。

[図17]第4の実施の形態において図1に示す撮影用コンソールの制御部により実行される撮影制御処理を示すフローチャートである。

[図18]第4の実施の形態において図1に示す診断用コンソールの制御部により実行される画像解析処理を示すフローチャートである。

[図19]第4の実施の形態において図1に示す診断用コンソールの制御部により実行される画像表示処理を示すフローチャートである。

[図20]図18、図19に示す前処理における多重解像度分解処理～差分処理において実現される機能を示すブロック図である。

[図21]図18、図19に示す前処理において実行されるエッジ成分情報取得処理の一例を示すフローチャートである。

[図22A]差分画像信号の或る一系列分の画像信号を模式的に示す図である。

[図22B]図22Aの差分画像信号にエッジ成分情報取得処理を施した場合のエッジ成分及び非エッジ成分の分類を模式的に示す図である。

[図23A]多重解像度分解のダウンサンプリングをバイノミアルフィルタリングを8回行うラプラシアンピラミッド法で行った場合に用いる二次元の平滑化フィルタ係数(5tap)の一例を示す図である。

[図23B]多重解像度分解のダウンサンプリングをバイノミアルフィルタリングを8回行うラプラシアンピラミッド法で行った場合に用いる一次元の平滑化フィルタ係数(5tap)の一例を示す図である。

[図24]図18、図19に示す前処理において実行される復元処理において実現される処理機能を示すブロック図である。

発明を実施するための最良の形態

[0053] 以下、本発明に係る第1及び第2の実施の形態について説明する。ただし、本発明は図示例のものに限定されるものではない。

[0054] [第1の実施の形態]

(放射線画像撮影システム100の構成)

まず、構成を説明する。

図1に、第1の実施の形態における放射線画像撮影システム100の全体構成を示す。

図1に示すように、放射線画像撮影システム100は、撮影装置1と、撮影用コンソール2とが通信ケーブル等により接続され、撮影用コンソール2と、診断用コンソール3とがLAN (Local Area Network) 等の通信ネットワークNを介して接続されて構成されている。

[0055] (撮影装置1の構成)

撮影装置1は、例えば、呼吸に伴う肺の膨張及び収縮の形態変化、心臓の拍動等の、周期性(サイクル)をもつ人体の動態を撮影する撮影手段である。動態撮影は、検査対象部位に対し、放射線を連続照射して複数の画像を取得(即ち、連続撮影)することにより行う。この連続撮影により得られた一連の画像を動態画像と呼ぶ。また、動態画像を構成する複数の画像のそれぞれをフレーム画像と呼ぶ。

撮影装置1は、図1に示すように、放射線源11、放射線照射制御装置12、放射線検出部13、読取制御装置14、サイクル検出センサ15、サイクル検出装置16等を備えて構成されている。

[0056] 放射線源11は、放射線照射制御装置12の制御に従って、被写体Mに対し放射線(X線)を照射する。

放射線照射制御装置12は、撮影用コンソール2に接続されており、撮影用コンソール2から入力された放射線照射条件に基づいて放射線源11を制御して放射線撮影を行う。撮影用コンソール2から入力される放射線照射条件は、例えば、連続照射時のパルスレート、パルス幅、パルス間隔、撮影開始/終了タイミング、X線管電流の値、X線管電圧の値、フィルタ種等である。パルスレートは、単位時間あたり(ここでは1

秒あたり)の放射線照射回数であり、後述するフレームレートと一致している。パルス幅は、放射線照射1回当たりの放射線照射時間である。パルス間隔は、連続撮影において、1回の放射線照射開始から次の放射線照射開始までの時間であり、後述するフレーム間隔と一致している。

[0057] 放射線検出部13は、FPD等の半導体イメージセンサにより構成される。FPDは、例えば、ガラス基板等を有しており、基板上の所定位置に、放射線源11から照射されて少なくとも被写体Mを透過した放射線をその強度に応じて検出し、検出した放射線を電気信号に変換して蓄積する複数の画素がマトリックス状に配列されている。各画素は、例えばTFT(Thin Film Transistor)等のスイッチング部により構成されている。

読取制御装置14は、撮影用コンソール2に接続されており、撮影用コンソール2から入力された画像読取条件に基づいて放射線検出部13の各画素のスイッチング部を制御して、当該各画素に蓄積された電気信号の読み取りをスイッチングしていき、放射線検出部13に蓄積された電気信号を読み取ることにより、画像データを取得する。そして、取得した画像データを撮影用コンソール2に出力する。画像読取条件は、例えば、フレームレート、フレーム間隔、画素サイズ、画像サイズ(マトリックスサイズ)等である。フレームレートは、単位時間あたり(ここでは1秒あたり)に取得するフレーム画像数であり、パルスレートと一致している。フレーム間隔は、連続撮影において、1回のフレーム画像の取得動作開始から次のフレーム画像の取得動作開始までの時間であり、パルス間隔と一致している。

なお、パルス間隔及びフレーム間隔は、パルスレート、フレームレートから求められる。

[0058] ここで、放射線照射制御装置12と読取制御装置14は互いに接続され、互いに同期信号をやりとりして放射線照射動作と画像の読み取りの動作を同調させるようになっている。

[0059] サイクル検出センサ15は、被写体Mの検査対象部位の状態を検出して検出情報をサイクル検出装置16に出力する。サイクル検出センサ15としては、例えば、検査対象部位が肺(喚気)の場合、呼吸モニタベルト、CCD(Charge Coupled Device)カ

メラ、光学カメラ、スパイロメータ等を適用することができる。また、検査対象部位が心臓(血流)である場合、心電計等を適用することができる。

[0060] サイクル検出装置16は、サイクル検出センサ15により入力された検出情報に基づいて、検査対象部位の動態のサイクル数(単位時間当たりのサイクル数。例えば、検査対象部位が肺(喚気)の場合は呼吸数(回/秒)、心臓(血流)、心臓の場合は心拍数(回/秒))、及び現在の検査対象部位の状態が1サイクル中のどの状態であるかを検出し、検出結果(サイクル情報)を撮影用コンソール2の制御部21に出力する。

例えば、サイクル検出装置16は、検査対象部位が肺(喚気)の場合は、サイクル検出センサ15(呼吸モニタベルト、CCDカメラ、光学カメラ、スパイロメータ等)により肺の状態が吸気から呼気への変換点であることを示す検出情報が入力されたタイミングを1サイクルの基点とし、次にこの状態が検出されるタイミングまでの間を1サイクルとして認識する。

また、サイクル検出装置16は、検査対象部位が心臓(血流を含む)の場合は、サイクル検出センサ15(心電計等)によりR波が入力されたタイミングを基点とし、次にR波が検出されるタイミングまでの間を1サイクルとして認識する。

そして、1秒あたりに認識したサイクル数をサイクル数として検出する。

[0061] (撮影用コンソール2の構成)

撮影用コンソール2は、放射線照射条件や画像読取条件を撮影装置1に出力して撮影装置1による放射線撮影及び放射線画像の読み取り動作を制御するとともに、撮影装置1により取得された画像データを撮影技師によるポジショニングの確認や診断に適した画像であるか否かを表示する装置である。

撮影用コンソール2は、図1に示すように、制御部21、記憶部22、操作部23、表示部24、通信部25等を備えて構成され、各部はバス26により接続されている。

[0062] 制御部21は、CPU(Central Processing Unit)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。制御部21のCPUは、操作部23の操作に応じて、記憶部22に記憶されているシステムプログラムや、撮影制御処理プログラムを始めとする各種処理プログラムを読み出してRAM内に展開し、展開されたプログラムに従って撮影用

コンソール2各部の動作や、撮影装置1の放射線照射動作及び読み取り動作を集中制御する制御手段である。制御部21には、図示しないタイマが接続されている。

[0063] 記憶部22は、不揮発性の半導体メモリやハードディスク等により構成される。記憶部22は、制御部21で実行される各種プログラムやプログラムにより処理の実行に必要なパラメータ、或いは処理結果等のデータを記憶する。例えば、記憶部22は、後述する撮影制御処理を実行するための撮影制御処理プログラムを記憶している。また、記憶部22は、撮影対象となり得る各検査対象部位の部位名に対応付けて、その検査対象部位に応じた撮影条件(放射線照射条件及び画像読取条件)を記憶している。各種プログラムは、読取可能なプログラムコードの形態で格納され、制御部21は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

[0064] 操作部23は、カーソルキー、数字入力キー、及び各種機能キー等を備えたキーボードと、マウス等のポインティングデバイスを備えて構成され、キーボードに対するキー操作やマウス操作により入力された指示信号を制御部21に出力する。また、操作部23は、表示部24の表示画面にタッチパネルを備えても良く、この場合、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部21に出力する。

[0065] 表示部24は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)等のモニタにより構成され、制御部21から入力される表示信号の指示に従って、操作部23からの入力指示やデータ等を表示する。

[0066] 通信部25は、LANアダプタやルータやTA(Terminal Adapter)等を備え、通信ネットワークNに接続された各装置との間のデータ送受信を制御する。

[0067] (診断用コンソール3の構成)

診断用コンソール3は、撮影用コンソールから送信された画像データを表示して医師が読影診断するための装置である。

診断用コンソール3は、図1に示すように、制御部31、記憶部32、操作部33、表示部34、通信部35等を備えて構成され、各部はバス36により接続されている。

[0068] 制御部31は、CPU、RAM等により構成される。制御部31のCPUは、操作部33の操作に応じて、記憶部32に記憶されているシステムプログラムや、各種処理プログラムを読み出してRAM内に展開し、展開されたプログラムに従って診断用コンソール3

各部の動作を集中制御する。

[0069] 記憶部32は、不揮発性の半導体メモリやハードディスク等により構成される。記憶部32は、制御部31で実行される各種プログラムやプログラムにより処理の実行に必要なパラメータ、或いは処理結果等のデータを記憶する。これらの各種プログラムは、読取可能なプログラムコードの形態で格納され、制御部31は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

[0070] 操作部33は、カーソルキー、数字入力キー、及び各種機能キー等を備えたキーボードと、マウス等のポインティングデバイスを備えて構成され、キーボードに対するキー操作やマウス操作により入力された指示信号を制御部31に出力する。また、操作部33は、表示部34の表示画面にタッチパネルを備えても良く、この場合、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部31に出力する。

[0071] 表示部34は、LCDやCRT等のモニタにより構成され、制御部31から入力される表示信号の指示に従って、操作部33からの入力指示やデータ等を表示する。

[0072] 通信部35は、LANアダプタやルータやTA等を備え、通信ネットワークNに接続された各装置との間のデータ送受信を制御する。

[0073] (放射線画像撮影システム100の動作)

次に、上記放射線画像撮影システム100における動作について説明する。

図2A～図2Bに、撮影用コンソール2の制御部21により実行される撮影制御処理のフローを示す。

[0074] まず、撮影技師により操作部23が操作され、撮影対象(被写体M)の患者情報の入力、検査対象部位の指定等が行われる(ステップS1)。図3に、検査対象部位指定画面241の一例を示す。当該画面は、撮影技師が操作部23により撮影対象となる検査対象部位の部位名を指定するための画面である。即ち、操作部23と検査対象部位指定画面241により操作手段が実現される。検査対象部位指定画面241は、撮影対象として指定可能な複数の部位名が表示された部位ボタンB1～Bnを有する(nは整数)。操作部23により部位ボタンB1～Bnの何れかが押下されると、押下された部位ボタンに表示された部位が撮影対象の検査対象部位として指定される。なお、複数の部位ボタンを押下して複数の部位を撮影対象の検査対象部位として指定するこ

とも可能である。

[0075] 検査対象部位が指定されると、指定された検査対象部位の部位名に記憶部22において対応付けて記憶されている撮影条件(デフォルト値)が撮影条件として決定され、放射線照射制御装置12及び読取制御装置14に設定される(ステップS2)。撮影条件は、具体的には、放射線照射条件及び画像読取条件であり、記憶部22において、選択された検査対象部位に対応付けて記憶されている放射線照射条件が放射線照射制御装置12に設定されるとともに、選択された検査対象部位に対応付けて記憶されている画像読取条件が読取制御装置14に設定される。

例えば、検査対象部位として「肺(喚気)」、「心臓(血流)」「心臓」が選択された場合、それぞれ以下のように撮影条件が決定される。

・肺(喚気)の場合

フレームレート／パルスレート(3フレーム／秒)、画素サイズ(400 μ m)、画像サイズ(40cm×30cm)、マトリックスサイズ(1024×768Pixel)、パルス幅(5msec)、管電圧(120kV)、管電流(50mA)、撮影タイミング(吸気→呼気の変換点のタイミング(撮影開始タイミング)からフレーム間隔時間毎)

・心臓(血流)の場合

フレームレート／パルスレート(15フレーム／秒)、画素サイズ(400 μ m)、画像サイズ(40cm×30cm)、マトリックスサイズ(1024×768Pixel)、パルス幅(5msec)、管電圧(120kV)、管電流(30mA)、撮影タイミング(拡張期→収縮期の変換点のタイミング(撮影開始タイミング)からフレーム間隔時間毎)・心臓の場合フレームレート／パルスレート(60フレーム／秒)、画素サイズ(400 μ m)、画像サイズ(20cm×15cm)、マトリックスサイズ(512×384Pixel)、パルス幅(4msec)、管電圧(130kV)、管電流(25mA)、撮影タイミング(拡張期→収縮期の変換点のタイミング(撮影開始タイミング)からフレーム間隔時間毎)

[0076] ここで、検査対象部位と撮影条件(フレームレート、画素サイズ)との関係について説明する。

出願人は、同一の検査対象部位を複数の撮影条件で撮影し、撮影条件毎の撮影画像の診断有効性を目視評価する実験を行った。

[0077] 図4に、肺(喚気)を検査対象部位として複数の異なるフレームレートで撮影した場合の各フレームレートにおける撮影画像の目視評価結果を示す。図5に、肺(喚気)を検査対象部位として複数の異なる画素サイズで撮影した場合の各画素サイズにおける撮影画像の目視評価結果を示す。図6に、心臓(血流)を検査対象部位として複数の異なるフレームレートで撮影した場合の各フレームレートにおける撮影画像の目視評価結果を示す。図7に、心臓(血流)を検査対象部位として複数の異なる画素サイズで撮影した場合の各画素サイズにおける撮影画像の目視評価結果を示す。

評価は4段階評価により行い、◎:きわめて良い、○:良い、△:普通、まあまあ(診断に許容される程度と判断できる)、×:悪い、とした。

[0078] 撮影には、Varian medical systems製PaxScan4030CBの放射線検出器を用いた。

肺(喚気)を検査対象部位とした撮影については、胸部動態ファントム(肺の総表面積約 60cm^2 、平均呼吸回数約18回/分)を用い、擬似横隔膜の視認性を目視評価した。

心臓(血流)を検査対象部位とした撮影については、心臓動態ファントム(大動脈内径約30mm+厚さ約2mm、動脈内径約5mm+厚さ約1mm、平均脈拍回数約70回/分)を用い、擬似動脈の視認性を目視評価した。

このときの他の撮影条件は、以下のように設定した。

・肺(喚気)

管電圧(120kV)、管電流(50mA)、パルス幅(5mSec)

・心臓(血流)

管電圧(120kV)、管電流(30mA)、パルス幅(5mSec)

フレームレートによる視認性の評価の際には、肺(喚気)、心臓(血流)とも画素サイズを $200\mu\text{m}$ 、 $400\mu\text{m}$ とし、画素サイズによる視認性の評価の際には、肺(喚気)、心臓(血流)ともフレームレートを7.5フレーム/秒、15フレーム/秒とした。

各撮影条件で撮影された撮影画像は、株式会社ナナオ製G21-S(17インチモニタ、解像度 1280×1024 、画素ピッチ 0.264mm)のモニタに表示して評価を行った。

[0079] 図4、図6に示すように、肺(喚気)の場合と心臓(血流)の場合とでは、同じフレーム

レートであっても視認性の評価結果が異なる場合がある。これは、呼吸運動のサイクル数(呼吸サイクル数)は平均0.3回/秒程度であり、心拍運動のサイクル数(心拍サイクル数)は平均1.2回/秒であり、呼吸運動の1サイクルと比べて心拍運動の1サイクルが速いことに起因する。フレームレートを多くすれば何れを検査対象部位とした場合においても診断有効性の高い画像を得ることができるが、フレームレートをやたらに多くすることは、画像データ量を増加させ、且つ、被写体Mの被爆量が増加することになり好ましくない。上記の結果から、肺(喚気)の場合は、フレームレートを3フレーム/秒以上、心臓(血流)の場合は、10フレーム/秒以上とすることが好ましい。ただし、これらより低いフレームレートであっても、後述するステップS11～ステップS22の処理のように複数サイクル撮影し各サイクルにおける撮影タイミングをずらす処理を行って実質的にこれらのフレームレートの性能を得ることができればよい。

[0080] 図5、図7に示すように、肺(喚気)の場合と心臓(血流)の場合とでは、同じ画素サイズであっても視認性の評価結果が異なる場合がある。これは、診断において注目する構造物のサイズに起因する。画素サイズを小さくすれば何れを検査対象部位とした場合においても診断有効性の高い精細な画像を得ることができるが、画素サイズが小さいと表示処理や画像処理に時間を要するので効率的とはいえない。上記の結果から、肺(喚気)の場合は、画素サイズを4mm以下、心臓(血流)の場合は、2mm以下とすることが好ましい。

[0081] なお、上記結果は、成人の動態の平均を対象として行ったが、成人/小児/幼児で動態は変わる。例えば、新生児の心拍数は成人の倍以上となる。そこで、検査対象部位毎の撮影条件は、成人/小児/幼児で別々の条件をもたせてもよい。例えば、小児では、成人よりも画像サイズ、管電圧、管電流を小さくする。また、更に、幼児では、小児よりも画像サイズ、管電圧、管電流を小さくする。

また、1回の撮影に対し複数の検査対象部位が指定された場合、検査対象部位毎に決定された撮影条件のうち、より精密な撮影条件に決定する。より精密な撮影条件とは、複数の撮影条件のうち、より精細な動態画像を得ることができる撮影条件であり、具体的には、より高いフレームレート、より細かい画素サイズ、より高いピクセル数等である。

- [0082] 図2Aに戻り、撮影条件が決定されると、操作部23の操作による動態サイクルの検出開始の指示が待機され、操作部23により動態サイクルの検出開始の指示が入力されると(ステップS3;YES)、検出手段であるサイクル検出センサ15及びサイクル検出装置16による検査対象部位の動態サイクルの検出が開始され、検査対象部位の動態のサイクル数(1秒あたりのサイクル数)が取得される(ステップS4)。なお、サイクル検出センサ15及びサイクル検出装置16による検査対象部位の動態サイクルの検出は、撮影が終了するまで(ステップS23に移行するまで)実施され、動態1サイクル中のどの状態(例えば、肺(喚気)の場合は、吸気→呼気の変換点、呼気、呼気→吸気の変換点、吸気。心臓の場合は、拡張→収縮の変換点、収縮期、収縮→拡張の変換点、拡張期)であるかの検出結果が制御部21に出力される。
- [0083] サイクル検出装置16においてサイクル数が検出されると(ステップS5;YES)、検出されたサイクル数に応じたフレームレート(パルスレート)が算出され、放射線照射制御装置12及び読取制御装置14に設定されているフレームレート(パルスレート)が算出されたフレームレート(パルスレート)に修正され(ステップS6)、処理はステップS7に移行する。例えば、検出されたサイクル数に基づいて、1サイクルが所定のフレーム数(例えば、10フレーム)で撮影されるようにフレームレート(パルスレート)が算出され、算出されたフレームレート(パルスレート)に修正される。例えば、サイクル検出装置16で検出された呼吸サイクル数が0.25回/秒であった場合、フレームレートが2.5フレーム/秒に修正される。
- [0084] 一方、呼吸運動、心機能に重度な疾患があり、サイクル毎のバラツキが大きくサイクル検出装置16において正常にサイクル数が検出できなかった場合(ステップS5;NO)、フレームレートはデフォルト値のままとして処理はステップS7に移行する。これにより、万一サイクル数が検出できない状態であっても、検査対象部位毎の代表的な撮影条件で撮影を行うことができる。
- [0085] ステップS7においては、画像解析用に1フレーム(又は数フレーム)撮影が行われる。即ち、放射線照射制御装置12を介して放射線源11により放射線が照射され、読取制御装置14を介して放射線検出部13により画像データが取得される。撮影は、操作部23から放射線の照射指示が入力されたことを契機に行うようにしてもよいし、サ

イクル検出装置16で検出された所定のタイミングで自動的に撮影を行うようにしてもよい。

- [0086] 次いで、画像解析／撮影条件修正処理が実行される(ステップS8)。ここで、ステップS8においては、解析に係る処理時間を短縮するために、画像データの画素サイズを所定の画素サイズ(例えば、1～4mm)に間引いてから画像解析を行うことが好ましい。

図8に、図2AのステップS8において制御部21により実行される画像解析処理のフローを示す。

- [0087] まず、取得された画像データにおいて、検査対象部位に応じた所定の構造物の検出が行われ、そのサイズが計測される(ステップS1001)。取得される画像データにおける所定の構造物の計測は、画像認識によって自動的に行ってもよいし、例えば、取得された画像データを表示部24に表示し、表示した画像上からの操作部23のマウス等のポインティングデバイスによる指定に基づいて行うようにしてもよい。

- [0088] 次いで、計測された所定の構造物のサイズが予め定められた閾値と比較され、予め定められた閾値以下であるか否かが判断される。所定の構造物のサイズが予め定められた閾値以下ではないと判断されると(ステップS1002;NO)、処理はステップS1004に移行する。所定の構造物のサイズが予め定められた閾値以下であると判断されると(ステップS1002;YES)、画素サイズが修正され(ステップS1003)、処理はステップS1004に移行する。

例えば、検査対象部位が肺(喚気)である場合、画像データにおいて計測された気管の直径が1.5cm以下であった場合、画素サイズが現在の設定の1/2に修正される。小児／幼児では、成人に比べ体内の構造物が小さいが、診断において注目される構造物が小さいと見づらく診断がしづらい。そこで、診断において注目される所定の構造物のサイズが予め定められた閾値以下である場合は、デフォルト値よりも画素サイズを小さく修正することで分解能を細かくし、診断をしやすくする。なお、ステップS1002で用いられる閾値は、検査対象部位毎に実験的経験的に定められた値である。

- [0089] 次いで、取得された画像データにおける検査対象部位の画像領域が認識され、そ

の位置が解析される(ステップS1004)。画像データから検査対象部位の画像領域を認識するプログラムは、記憶部22に予め記憶されており、検査対象部位に応じたプログラムが読み出され、ソフトウェア処理により検査対象部位の画像領域が認識される。

[0090] 例えば、検査対象部位が肺(喚気)である場合、画像データにおける肺野の画像領域(肺野領域)が認識される。肺野領域は、放射線(X線)の透過量が多いため、その周辺の領域に比べて信号値が高くなる。そこで、例えば、以下の処理により肺野領域が認識される。

まず、各画素の信号値から濃度ヒストグラムを作成し、判別分析法等によって閾値を求める。次いで、求められた閾値より高信号の領域を肺野領域の候補として抽出する。次いで、候補領域の境界付近でエッジ検出を行い、境界付近の小領域でエッジが最大となる点を境界に沿って抽出していく。そして、抽出されたエッジ点を多項式関数で近似し、肺野領域の境界線を取得する。

[0091] 次いで、取得した画像データにおける検査対象部位の所定領域における画素信号値の平均値が算出され(ステップS1005)、算出された平均値が予め定められた範囲内ではない場合(ステップS1006;NO)、処理はステップS1008に移行する。算出された平均値が予め定められた範囲内である場合(ステップS1006;YES)、管電流若しくはパルス幅の値が修正され(ステップS1007)、処理はステップS1008に移行する。例えば、検査対象部位が肺(喚気)である場合、肺野領域の画素信号値から平均値を算出する。算出された平均値が予め定められた範囲の下限值以下である場合は、ノイズが多く、診断に適した値ではないので、管電流を、例えば、 $(\text{下限値} / \text{算出された平均値})$ 倍に増加させる。また、予め定められた範囲の上限値以上である場合は、管電流を、例えば、 $\{1 / (\text{上限値} / \text{算出された平均値})\}$ に減少させる。なお、ステップS1006で用いられる上限値及び下限値(予め定める範囲)は、実験的・経験的に定められる。

[0092] 次いで、検査対象部位が所定の割合だけ膨張／移動した場合に、検査対象部位が画像データの表示領域に収まるか否かが判断される。例えば、取得された画像データにおける検査対象部位の領域を所定の割合(例えば、1.1倍)拡大した場合に、

拡大した検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域に収まるか否かを判断し、収まらない場合は、膨張した場合に収まらないと判断される。

[0093] 検査対象部位が所定の割合だけ膨張／移動した場合に、検査対象部位が画像データの表示領域に収まると判断されると(ステップS1008;YES)、処理は図2AのステップS9に移行し、収まらないと判断された場合は(ステップS1008;NO)、その旨及び再撮影を促す警告が表示部24に表示され(ステップS1009)、処理は図2AのステップS9に移行する。この警告表示により、撮影技師は、ポジショニングが正しいか否かを容易に認識することが可能となる。なお、ステップS1009においては、再撮影を促す警告だけでなく、検査対象部位の画像領域の欠ける可能性のある箇所をカラーで表示したり、検査対象部位のはみ出し量を予測して再撮影時に放射線検出部13をどの方向にどの程度移動すべきかのメッセージを表示したりすることが好ましい。

[0094] 図2Aに戻り、画像解析／撮影条件修正処理の終了後、サイクル検出装置16により現在が動態の1サイクルの所定のタイミング(動態の撮影開始タイミングとして設定されたタイミング。例えば、肺(喚気)の場合は、吸気→呼気の変換点のタイミング。心臓の場合は、拡張→収縮の変換点のタイミング。)であることが検出されると、動態撮影が開始され、タイマによる撮影開始からの経過時間 t のカウントが開始される(ステップS9)。

[0095] 次いで、撮影サイクル回数 n が1に初期化され(ステップS10)、設定された撮影タイミングからのサイクル毎の撮影タイミングのシフト時間 D が算出されるとともに(ステップS11)、1サイクル内で撮影したフレーム画像数のカウント値 α が0に初期化される(ステップS12)。

ここで、動態撮影においては、動態1サイクル中においてなるべく多くの状態を撮影することが診断上好ましい。しかしながら、低フレームレートでしか撮影できないような撮影装置等、1サイクル中に撮影できる枚数に限界がある。そこで、複数サイクル(N サイクル)を撮影する場合には、撮影サイクル回数 n によって各サイクルの撮影タイミングをシフト時間 D だけずらすことにより、高いフレームレートと同等の画像データを得る。

[0096] シフト時間Dは、例えば、以下の(例1)の(式1)、又は(例2)の(式2)を用いて求めることができる。なお、Tはフレーム間隔である。

・(例1) Nサイクルの撮影を行って、設定したフレームレートに対してN倍のフレームレートの動態画像を得る場合

$$(式1) \quad D = (n - 1) / N \times T$$

・(例2) 図9に示すタイミングチャートのように、フレーム間隔を1/2ずつ埋めるように撮影タイミングをずらす場合(2サイクル目を1サイクル目の撮影タイミングに対しフレーム間隔の1/2だけずらし、3サイクル目を1サイクル目の撮影タイミングに対しフレーム間隔の1/4だけずらし、4サイクル目を1サイクル目の撮影タイミングに対しフレーム間隔の3/4だけずらす場合)。なお、図9の横軸は、動態1サイクルにおける撮影開始から撮影タイミングまでの時間軸を示し、縦軸は、検査対象部位のサイズを示している。また、同図においては、1サイクル目～4サイクル目の撮影タイミングを同一の時間軸で示しており、t11～t14は1サイクル目の撮影タイミングを示し、t21～t24は2サイクル目の撮影タイミングを示し、t31～t34は3サイクル目の撮影タイミングを示し、t41～t44は4サイクル目の撮影タイミングを示している。

$$(式2) \quad D = X(n); X(1) = 0, X(2) = 1/2 \times T, X(3) = 1/4 \times T, X(4) = 3/4 \times T$$

[0097] 次いで、「 $t = \alpha \times T (T \text{はフレーム間隔}) + D$ 」(撮影タイミング)であるか否かが判断され、「 $t = \alpha \times T + D$ 」ではないと判断されると(図2BのステップS13; NO)、処理はステップS18に移行する。「 $t = \alpha \times T + D$ 」であると判断されると(ステップS13; YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS14)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に入力され、撮影時における撮影開始からの経過時間tと対応付けて記憶部22に保存される(ステップS15)。

[0098] 次いで、取得された画像データに基づいて画像が表示部24に表示され(ステップS16)、カウント値 α がインクリメントされる(ステップS17)。

[0099] ステップS18においては、サイクル検出装置16により現在の検査対象部位の状態が検出され、撮影開始から現在までの経過時間tと現在の検査対象部位の状態が対

応付けられて制御部21のRAMに保存される。そして、サイクル検出装置16から検出された検出結果に基づき、現在動態1サイクル中の所定タイミング(撮影開始タイミング)であるか否かが判断され、所定タイミングではないと判断されると(ステップS19; NO)、処理はステップS13に戻る。

[0100] 一方、現在動態1サイクル中の所定タイミングであると判断されると(ステップS19; YES)、撮影開始からの経過時間 t が0にリセットされる(ステップS20)。即ち、動態の1サイクル中の所定のタイミングが検出されると、次の動態1サイクルの撮影が開始され、次の動態1サイクルについての撮影開始からの経過時間 t が計時される。次いで、撮影サイクル回数 n が1インクリメントされ(ステップS21)、撮影サイクル回数 $n=N$ であるか否か(N サイクルの撮影が終了したか否か)が判断され、 $n=N$ ではない(N サイクルの撮影が終了していない)と判断されると(ステップS22; NO)、処理はステップS11に戻る。

[0101] 一方、撮影サイクル回数 $n=N$ である(N サイクルの撮影が終了した)と判断されると(ステップS22; YES)、撮影により取得された一連の画像データが経過時間 t の昇順に並べ替えられ(ステップS23)、各画像データが並び替え後の画像順を示す番号と対応付けて記憶部22に保存されるとともに(ステップS24)、画像順を示す番号に従って表示部24に表示される(ステップS25)。撮影技師は、表示部24に表示された撮影画像を確認し、操作部23により撮影OK/NGの判断結果を入力する。

[0102] 操作部23により「撮影OK」が入力されると(ステップS26; YES)、撮影により取得された一連の画像データのそれぞれに、一連の撮影を識別するための識別IDや、患者情報、検査対象部位、撮影開始からの経過時間 t を示す情報、画像順を示す番号、放射線照射条件、画像読取条件等の情報が付帯され、通信部25を介して診断用コンソール3に送信される(ステップS27)。そして、本処理は終了する。一方、操作部23により「撮影NG」が入力されると(ステップS26; NO)、記憶部22に記憶された一連の画像データが削除され(ステップS28)、本処理は終了する。

[0103] 診断用コンソール3においては、撮影用コンソール2から連続撮影された一連の画像データが通信部35により受信されると、制御部31により、記憶部32に受信された画像データが記憶される。

[0104] 診断用コンソール3において、操作部33により識別ID等が入力され、診断対象の画像データ(動態画像)が指定されると、制御部31により、記憶部32から指定された動態画像の一連の画像データが読み出される。そして、制御部31により、読み出された画像データに対し検査対象部位に応じて予め定められたプログラムが読み出され、動態解析処理が実行される。ここでいう動態解析処理とは、画像データにおける検査対象部位の所定の構造物の輝度変化、位置変化、形状変化を解析する処理のことであり、その結果が表示部34に表示される。

輝度変化の解析としては、例えば、画像順が隣り合うフレーム画像間の各画素の信号値の差分値を求めることにより輝度変化量を算出し、輝度変化量に応じた色で所定の構造物を表示する。

また、位置変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の画像領域の位置を認識し、その構造物の画像順における軌跡、移動速度の変化率を求めて表示する。

また、形状変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の位置を認識し、その構造物の輪郭を画像順にカラー表示することで、輪郭/周囲長/面積の変化を医師が視認可能に表示する。なお、面積の変化量を数値で表示してもよい。或いは、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の2つの構造物の画像領域の位置を認識し、2つの構造物の輪郭を画像順にカラー表示することで、2つの構造物間の距離の変化を医師が視認可能に表示する。2つの構造物間の距離を数値で求めて表示してもよい。また、2つの構造物が織り成す角度の変化を視覚可能に表示してもよい。

[0105] 以上説明したように、放射線画像撮影システム100によれば、撮影用コンソール2の制御部21は、検査対象部位指定画面241において指定された検査対象部位に応じた撮影条件を記憶部22から読み出して撮影装置1に設定し、設定した撮影条件で撮影装置1により検査対象部位の動態撮影を行う。従って、検査対象部位に応じた撮影条件で撮影を行って診断に有効な画像を得ることが可能となる。

[0106] また、1回の撮影について複数の検査対象部位が指定された場合には、指定された各検査対象部位のそれぞれに応じた撮影条件のうち、より精密な撮影条件に決定

し、決定された撮影条件で動態撮影を行う。従って、指定された何れの検査対象部位についても診断に有効な動態画像を得ることが可能となる。

[0107] また、動態の撮影前に、決定した撮影条件で実際に検査対象部位を撮影した画像データを解析し、その結果に応じて撮影条件を修正するので、被写体となった検査対象部位や撮影手段の個別の状態に応じてより最適な撮影条件で撮影することが可能となる。

[0108] また、検査対象部位の状態をサイクル検出装置16で検出し、検出結果によって撮影条件を修正するので、被写体となった検査対象部位の個別の状態に応じてより最適な撮影条件で撮影することが可能となる。

[0109] また、周期性をもつ動態を複数サイクルにわたって撮影する際に、各サイクル毎に撮影タイミングを変更するので、撮影装置1におけるフレームレートを増やすことなく、動態1サイクル中において撮影されるタイミングを増やすことができ、検査対象部位の動態の変化をより精細に撮影することが可能となる。

[0110] [第2の実施の形態]

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。

なお、第2の実施の形態における放射線画像撮影システム100の構成は、第1の実施の形態において図1を用いて説明したものと同様であるので説明を省略し、以下第2の実施の形態における動作について説明する。

[0111] 図10A～図12に、撮影用コンソール2の制御部21により実行される撮影制御処理のフローを示す。

[0112] まず、撮影技師により操作部23が操作され、撮影対象(被写体M)の患者情報の入力、検査対象部位の指定等が行われる(ステップS31)。検査対象部位の指定については、図3を参照して説明した検査対象部位指定画面241が用いられる。

[0113] 検査対象部位が指定されると、指定された検査対象部位の部位名に記憶部22において対応付けて記憶されている撮影条件(デフォルト値)が撮影条件として決定され、放射線照射制御装置12及び読取制御装置14に設定される(ステップS32)。撮影条件は、具体的には、放射線照射条件及び画像読取条件であり、記憶部22において、選択された検査対象部位に対応付けて記憶されている放射線照射条件が放

射線照射制御装置12に設定されるとともに、選択された検査対象部位に対応付けて記憶されている画像読取条件が読取制御装置14に設定される。なお、第2の実施の形態においては、撮影回数Mを撮影条件に含めた場合を例としている。

記憶部22に記憶されている検査対象部位毎の撮影条件(デフォルト値)は、第1の実施の形態で説明したように、実験的経験的に求められたものである。成人／小児／幼児で別々の条件をもたせてもよい。例えば、小児では、成人よりも画像サイズ、管電圧、管電流を小さくする。また、更に、幼児では、小児よりも画像サイズ、管電圧、管電流を小さくする。

また、1回の撮影に対し複数の検査対象部位が指定された場合、検査対象部位毎に決定された撮影条件のうち、より精密な撮影条件に決定する。より精密な撮影条件とは、複数の撮影条件のうち、より精細な動態画像を得ることができる撮影条件であり、具体的には、より高いフレームレート、より細かい画素サイズ、より高いピクセル数等である。

[0114] 撮影条件が決定されると、操作部23の操作による動態サイクルの検出開始の指示が待機され、操作部23により動態サイクルの検出開始の指示が入力されると(ステップS33; YES)、検出手段であるサイクル検出センサ15及びサイクル検出装置16による検査対象部位の動態サイクルの検出が開始され、検査対象部位の動態のサイクル数(1秒あたりのサイクル数)が取得される(ステップS34)。なお、サイクル検出センサ15及びサイクル検出装置16による検査対象部位の動態サイクルの検出は、撮影が終了するまで実施され、動態1サイクル中のどの状態(例えば、肺(喚気)の場合は、吸気→呼気の変換点、呼気、呼気→吸気の変換点、吸気。心臓の場合は、拡張→収縮の変換点、収縮期、収縮→拡張の変換点、拡張期)であるかの検出結果が制御部21に出力される。

[0115] サイクル検出装置16により現在が動態の1サイクルの所定のタイミング(動態の撮影開始タイミングとして設定されたタイミング。例えば、肺(喚気)の場合は、呼気→吸気の変換点のタイミング。心臓の場合は、収縮→拡張の変換点のタイミング。)であることが検出されると、動態撮影が開始され、タイマによる撮影開始からの経過時間tのカウントが開始される(ステップS35)。また、撮影したフレーム画像数のカウント値 α

が0に初期化される(ステップS36)。

[0116] 次いで、「 $t = \alpha \times T$ (T はフレーム間隔)」(撮影タイミング)であるか否かが判断され、「 $t = \alpha \times T$ 」であると判断されると(ステップS37; YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS38)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に入力され、撮影時における撮影開始からの経過時間 t と対応付けて記憶部22に保存される(ステップS39)。

[0117] 次いで、カウント値 α がインクリメントされ(ステップS40)、 $\alpha \geq 2$ であるか否か(2フレームの撮影が終了したか否か)が判断され、 $\alpha \geq 2$ ではないと判断されると(ステップS41; NO)、処理はステップS37に戻る。

[0118] 一方、 $\alpha \geq 2$ であると判断されると(ステップS41; YES)、撮影された2枚のフレーム画像の画像データにおける検査対象部位の画像領域の面積変化率が算出される(図10BのステップS42)。具体的には、まず、フレーム画像のそれぞれにおける検査対象部位の画像領域が認識される。画像データから検査対象部位の画像領域を認識するプログラムは、記憶部22に予め記憶されており、検査対象部位に応じたプログラムが読み出され、ソフトウェア処理により検査対象部位の画像領域が認識される。次いで、認識された画像領域内の画素数がカウントされ、そのカウント値が面積として算出される。そして、算出された2つの画像データにおける検査対象部位の面積変化率が算出される。

[0119] 検査対象部位の画像領域の面積変化率が算出されると、算出された面積変化率から検査対象部位の画像領域の面積が最小のときと最大のときの面積変化率が予測され(ステップS43)、予測された面積変化率が予め定められた所定範囲内であるか否かが判断される。

[0120] ところで、上述のように、撮影対象となる動態は周期性をもつものであり、肺の呼吸運動や心拍運動の1サイクルでは、検査対象部位である肺野や心臓のサイズが最小→最大→最小、或いは最大→最小→最大と変化する。ここで、面積が最小であるときと最大であるときの面積変化率は、人体の構造上、所定の範囲内となる(肺であれば深呼吸時で1.3～1.5倍)。従って、1フレーム目と2フレーム目の画像における検

査対象部位の面積変化率に基づいて、1フレーム目の画像と撮影回数Mの1/2回(例えば、撮影回数Mが10回なら5回)目の撮影で取得した画像との面積変化率を予測し、予測した面積変化率が所定範囲内となれば、設定したフレームレートで設定した撮影回数Mで撮影することにより動態の1サイクルが撮影できる。

[0121] 例えば、検査対象部位が肺(喚気)であり、撮影条件のフレームレートが5フレーム/秒、撮影回数Mが10回、撮影開始の所定タイミングが呼気→吸気である場合、1フレーム目の画像と2フレーム目の画像の肺野の面積変化率が1.2倍であったとすると、肺野の面積が最小である1フレーム目の画像と面積が最大となったときの画像との面積変化率は、図13に示すように、「 $1.1 \times 1.1 \times 1.1 \times 1.1 = \text{約} 1.46 \text{倍}$ 」となることが予測される。ここで、肺野の深呼吸時の平均的な面積変化率は1.3~1.5倍であるから、この撮影において、面積変化率が所定範囲内であると判断され、フレームレートを変更する必要はない。そこで、ステップS45~S49により、撮影を続行し、3フレーム移行の撮影を行う。なお、ステップS42~S44に要する時間は、フレーム間隔より十分短いものとする。

[0122] 一方、予測した面積変化率が所定範囲内より小さい場合、設定したフレームレートで撮影回数Mだけ撮影しても、動態の1サイクルの途中で撮影が終わってしまうと予測される。そこで、フレームレートを低く設定し、フレーム間隔が長くなるように撮影条件を修正し、動態の1サイクルが撮影できるようにする。そして、1フレーム目から撮影をやり直す。

[0123] 一方、予測した面積変化率が所定範囲内より大きい場合、設定したフレームレートで撮影回数M撮影すると、フレーム間における面積変化率が大きく、画像診断時に1サイクル中における動態の変化の状態を細かく観察することができなくなる。そこで、フレームレートを高く設定し、フレーム間隔が短くなるように撮影条件を修正する。そして、1フレーム目から撮影をやり直す。

[0124] 予測された面積変化率が所定範囲内であると判断されると(ステップS44; YES)、処理はステップS45に移行する。予測された面積変化率が所定範囲内ではないと判断されると(ステップS44; NO)、処理は図11のステップS50に移行する。

[0125] ステップS45においては、「 $t = \alpha \times T$ (Tはフレーム間隔)」(撮影タイミング)である

か否かが判断され、「 $t = \alpha \times T$ 」であると判断されると(ステップS45;YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS46)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に入力され、撮影時における撮影開始からの経過時間 t と対応付けて記憶部22に保存される(ステップS47)。

[0126] 次いで、カウント値 α がインクリメントされ(ステップS48)、 $\alpha \geq M$ (撮影回数)であるか否か(撮影回数 M の撮影が終了したか否か)が判断され、 $\alpha \geq M$ ではないと判断されると(ステップS49;NO)、処理はステップS45に戻る。 $\alpha \geq M$ (撮影回数)である、即ち、撮影回数 M の撮影が終了したと判断されると(ステップS49;YES)、処理はステップS77に移行する。

[0127] ステップS50においては、予測した面積変化率が所定範囲より小さいか否かが判断され、小さいと判断されると(ステップS50;YES)、フレームレートが設定よりも低く修正され(ステップS51)、処理はステップS54に移行する。ここで、ステップS51では、予測される面積変化率、面積変化率の所定範囲、撮影回数 M 等に基づいて、フレームレートが算出される。

[0128] 予測した面積変化率が所定範囲より小さいか否かが判断され、大きいと判断されると(ステップS50;NO)、フレームレートが設定よりも高く修正される(ステップS52)。ここで、ステップS52では、予測される面積変化率、面積変化率の所定範囲、撮影回数 M 等に基づいて、フレームレートが算出される。次いで、修正されたフレームレートは撮影装置1で撮影可能なフレームレートであるか否かが判断され、撮影可能なフレームレートであると判断されると(ステップS53;YES)、処理はステップS54に移行する。

[0129] ステップS54において、サイクル検出装置16により現在が動態の1サイクルの所定のタイミング(動態の撮影開始タイミングとして設定されたタイミング。例えば、肺(喚気)の場合は、呼気→吸気の変換点のタイミング。心臓の場合は、収縮→拡張の変換点のタイミング。)であることが検出されると、動態撮影が開始され、タイマによる撮影開始からの経過時間 t のカウントが開始される(ステップS54)。また、撮影したフレーム画像数のカウント値 α が0に初期化される(ステップS55)。

- [0130] 次いで、「 $t = \alpha \times T$ (T はフレーム間隔)」(撮影タイミング)であるか否かが判断され、「 $t = \alpha \times T$ 」であると判断されると(ステップS56; YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS57)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に輸入され、撮影時における撮影開始からの経過時間 t と対応付けて記憶部22に保存される(ステップS58)。
- [0131] 次いで、カウント値 α がインクリメントされ(ステップS59)、 $\alpha \geq M$ であるか否か(M 回の撮影が終了したか否か)が判断され、 $\alpha \geq M$ ではないと判断されると(ステップS60; NO)、処理はステップS56に戻る。 $\alpha \geq M$ である、即ち、 M 回の撮影が終了したと判断されると(ステップS60; YES)、処理は図10BのステップS77に移行する。
- [0132] 一方、ステップS53において、修正されたフレームレートは撮影装置1で撮影可能なフレームレートではないと判断されると(ステップS53; NO)、フレームレートの設定がデフォルト値に戻される(ステップS61)。そして、以下、デフォルト値のフレームレートで N サイクル(例えば、2サイクル)撮影する処理が行われる。
- [0133] サイクル検出装置16により現在が動態の1サイクルの所定のタイミング(動態の撮影開始タイミングとして設定されたタイミング。例えば、肺(喚気)の場合は、吸気→呼気の変換点のタイミング。心臓の場合は、拡張→収縮の変換点のタイミング。)であることが検出されると、動態撮影が開始され、タイマによる撮影開始からの経過時間 t のカウントが開始される(ステップS62)。
- [0134] 次いで、撮影サイクル回数 n が1に初期化され(ステップS63)、設定された撮影タイミングからのサイクル毎の撮影タイミングのシフト時間 D が算出されるとともに(ステップS64)、1サイクル内で撮影したフレーム画像数のカウント値 α が0に初期化される(ステップS65)。撮影タイミングのシフト時間 D は、第1の実施の形態のステップS11で説明した(例1)と同様の方法により求める。ここでは、2サイクル撮影を行い、 $N=2$ として説明するが、これに限定するものではない。これにより、2サイクルの撮影で、フレームレートを2倍としたときと同等のフレーム間隔ごとに画像データを得ることができる。
- [0135] 次いで、「 $t = \alpha \times T$ (T はフレーム間隔) + D 」(撮影タイミング)であるか否かが判断

され、「 $t = \alpha \times T + D$ 」ではないと判断されると(ステップS66;NO)、処理はステップS71に移行する。「 $t = \alpha \times T + D$ 」であると判断されると(図12のステップS66;YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS67)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に入力され、撮影時における撮影開始からの経過時間 t と対応付けて記憶部22に保存される(ステップS68)。保存後、カウント値 α がインクリメントされる(ステップS69)。

[0136] 次いで、サイクル検出装置16により現在の検査対象部位の状態が検出され、撮影開始から現在までの経過時間 t と現在の検査対象部位の状態が対応付けられて制御部21のRAMに保存され(ステップS70)、サイクル検出装置16から検出された検出結果に基づき、現在動態1サイクル中の所定タイミング(撮影開始タイミング)であるか否かが判断される。現在が所定タイミングではないと判断されると(ステップS71;NO)、処理はステップS66に戻る。

[0137] 一方、現在動態1サイクル中の所定タイミングであると判断されると(ステップS71;YES)、撮影開始からの経過時間 t が0にリセットされる(ステップS72)。即ち、動態の1サイクル中の所定のタイミングが検出されると、次の動態1サイクルの撮影が開始され、次の動態1サイクルについての撮影開始からの経過時間 t が計時される。次いで、撮影サイクル回数 n が1インクリメントされ(ステップS73)、撮影サイクル回数 $n=N$ であるか否か(N サイクルの撮影が終了したか否か)が判断され、 $n=N$ ではない(N サイクルの撮影が終了していない)と判断されると(ステップS74;NO)、処理は図11のステップS64に戻る。

[0138] 一方、撮影サイクル回数 $n=N$ である(N サイクルの撮影が終了した)と判断されると(ステップS74;YES)、撮影により取得された一連の画像データが経過時間 t の昇順に並べ替えられ(ステップS75)、各画像データが並び替え後の画像順を示す番号と対応付けて記憶部22に保存され(ステップS76)、処理はステップS77に移行する。

[0139] ステップS77においては、撮影により取得された一連の画像データに基づき動態画像が表示部24に表示される。2サイクル撮影した場合は、画像順を示す番号に従って表示部24に表示される。撮影技師は、表示部24に表示された撮影画像を確認し

、操作部23の所定の操作により撮影OK／NGの判断結果を入力する。

[0140] 操作部23により判断結果として「撮影OK」が入力されると(ステップS78;YES)、撮影により取得された一連の画像データのそれぞれに、一連の撮影を識別するための識別IDや、患者情報、検査対象部位、撮影開始からの経過時間 t を示す情報、画像順を示す番号、放射線照射条件、画像読取条件等の情報が付帯され、通信部25を介して診断用コンソール3に送信される(ステップS79)。そして、本処理は終了する。一方、操作部23により判断結果として「撮影NG」が入力されると(ステップS78;NO)、記憶部22に記憶された一連の画像データが削除され(ステップS80)、本処理は終了する。

[0141] 診断用コンソール3における処理は、第1の実施の形態で説明したのと同様であるので説明を省略する。

[0142] 以上説明したように、第2の実施の形態によれば、撮影用コンソール2において、動態撮影を2回行って2つのフレーム画像を取得すると、1フレーム目と2フレーム目の画像における検査対象部位の画像領域の面積変化率を算出し、算出した面積変化率に基づいて、動態1サイクルにおいて検査対象部位の面積が最小となる画像と最大となる画像との面積変化率を予測する。そして、予測した面積変化率が所定範囲内となれば、撮影条件を修正せずに、続きの撮影を行う。面積変化率が所定範囲内でない場合は、予測した面積変化率に基づいてフレームレートを修正し、撮影を行う。修正したフレームレートが撮影装置1の撮影可能なフレームレートの限界を超えている場合は、複数サイクル撮影を行い、各サイクルで撮影開始からの撮影タイミングをずらして撮影を行う。

[0143] 従って、被写体となった検査対象部位の個別の状態によって撮影条件の修正が必要であれば修正を行って再撮影を自動的に行い、撮影条件の修正が必要なければそのまま撮影を続行することができる。

[0144] なお、上記第1及び第2の実施の形態における記述は、本発明に係る放射線画像撮影システム100の好適な一例であり、これに限定されるものではない。

例えば、上記実施の形態においては、撮影装置1と撮影用コンソール2がデータ通信ケーブル等を介して直接接続された構成について説明したが、通信ネットワークN

を介して接続された構成としてもよい。また、撮影用コンソール2は、撮影装置1からの動態画像の画像データのみでなく、CR(Computed Radiography)装置等により撮影された静止画の画像データを表示する構成としてもよい。

[0145] また、患者情報や検査対象部位の指定、放射線照射の指示や撮影終了の指示は、撮影用コンソール2の操作部23から入力することとして説明したが、放射線照射制御装置12に操作パネルが接続された構成とし、この操作パネルから入力するようにしてもよい。この場合、操作パネルの操作信号は、放射線照射制御装置12を介して撮影用コンソール2の制御部21に出力される。

[0146] また、上記実施の形態においては、複数サイクル間で撮影タイミングを変える場合に、各サイクルにおける撮影間隔時間(フレーム間隔)を均一となるようにしたが、各サイクルによってフレーム間隔が異なるようにしてもよい。また、1サイクル中であつても撮影開始からの経過時間によってフレーム間隔を変えるようにしてもよい。例えば、肺(喚気)を検査対象部位とした場合には、肺野が最大又は最小となるタイミングで撮影することで呼吸による喚気率を正確に得ることができるので、肺野が最大又は最小となるタイミングと一致したタイミングで撮影することが重要である。そこで、例えば、2サイクル撮影を行う場合、1サイクル目は所定のフレーム間隔で撮影を行い、2サイクル目は肺野が最大又は最小となるタイミングの近傍でフレーム間隔を狭くして撮影を行うようにしてもよい。

[0147] [第3の実施の形態]

次に、本発明に係る第3の実施の形態について説明する。

なお、第3の実施の形態における放射線画像撮影システム100の構成は、第1の実施の形態において図1を用いて説明したものと同様であるので説明を省略し、以下第3の実施の形態における動作について説明する。

[0148] 図14A～図14Bに、第3の実施の形態において撮影用コンソール2の制御部21により実行される撮影制御処理のフローを示す。

[0149] まず、撮影技師により操作部23が操作され、撮影対象(被写体M)の患者情報の入力、検査対象部位や撮影方向等の選択が行われる(ステップS81)。ステップS81において撮影技師が操作部23を介して検査対象部位を選択するための画面は、図

3に示したものと同様である。

[0150] 検査対象部位が選択されると、選択された検査対象部位に対応する放射線照射条件が読み出されて放射線照射制御装置12に設定されるとともに、選択された検査対象部位に対応する画像読取条件が記憶部22から読み出されて読取制御装置14に設定される(ステップS82)。

[0151] 次いで、操作部23の操作による放射線照射の指示が待機され、操作部23により放射線照射指示が入力されると(ステップS83;YES)、連続撮影が開始され、タイマによる撮影開始からの経過時間 t のカウントが開始される(ステップS84)。また、撮影したフレーム画像数のカウント値 α が0に初期化される(ステップS85)。

[0152] 連続撮影が開始されると、「 $t = \alpha \times T$ (T はフレーム間隔)」(撮影タイミング)であるか否かが判断され、「 $t = \alpha \times T$ 」であると判断されると(ステップS86;YES)、撮影装置1において1のフレーム画像が撮影される(ステップS87)。即ち、放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される。撮影により取得された画像データは撮影用コンソール2に入力され、撮影順を示すフレーム番号と対応付けて記憶部22に記憶される(ステップS88)。

[0153] 次いで、取得された画像データが間引き処理され(ステップS89)、間引き処理された画像が表示部24に表示され(ステップS90)、カウント値 α がインクリメントされる(ステップS91)。

ここで、ステップS90で表示される画像を表示することで、撮影技師はポジショニング確認を行うことができる。撮影技師によるポジショニングの確認は、検査対象部位が画像データの表示領域内に配置されているか否かを確認するものであり、医師が診断に使用するような高解像度の画像は必要としない。そこで、ステップS89では、表示部24への画像表示処理の負荷を減らすために、撮影技師のポジショニング確認に必要な画素サイズ(0.5mm~4mm)に画像データを間引く処理を行う。画像データを間引く処理は、単に、表示する画像の画素サイズでリサンプリングしてもよいし、周辺数画素の平均化等を行ってもよい。このようにすることにより、表示部24のハードウェアのスペックダウンが可能となる。

[0154] 次いで、取得された画像データにおける検査対象部位の画像領域が認識され、そ

の位置が解析される(ステップS92)。ここで、ステップS92においては、解析に係る処理時間を短縮するために、画像データの画素サイズを所定の画素サイズ(例えば、1～4mm)に間引いてから画像解析が行われる。検査対象部位を認識するプログラムは、記憶部22に予め記憶されており、検査対象部位に応じたプログラムが読み出され、ソフトウェア処理により所定の構造物が認識される。

[0155] 例えば、検査対象部位が肺(喚気)である場合、画像データにおける肺野の画像領域(肺野領域)が認識される。肺野領域は、放射線(X線)の透過量が多いため、その周辺の領域に比べて信号値が高くなる。そこで、例えば、以下の処理により肺野領域が認識される。

まず、各画素の信号値から濃度ヒストグラムを作成し、判別分析法等によって閾値を求める。次いで、求められた閾値より高信号の領域を肺野領域の候補として抽出する。次いで、候補領域の境界付近でエッジ検出を行い、境界付近の小領域でエッジが最大となる点を境界に沿って抽出していく。そして、抽出されたエッジ点を多項式関数で近似し、肺野領域の境界線を取得する。

[0156] また、例えば、検査対象部位が心臓(血流)である場合、画像データにおける心臓の画像領域(心臓領域)が認識される。心臓領域は、例えば、以下の処理により認識される。

まず、肺野領域を認識し、肺野領域の外接矩形領域から探索領域を限定する。次いで、探索領域の各画素の信号値から濃度ヒストグラムを作成し、判別分析法等によって閾値を求め、閾値より低信号の領域を心臓の候補領域として抽出する。次いで、候補領域内でエッジ検出を行い、所定の大きさ以上のエッジ点を抽出する。そして、エッジ点と候補領域の境界線とからなるエッジ画像に対して、心臓形のテンプレートでテンプレートマッチングを行い、相関値が最大となる位置でのテンプレート領域を心臓領域として認識する。

[0157] また、例えば、検査対象部位が膝関節であり、膝の屈伸運動を撮影し診断する場合には、画像データにおける大腿骨外側顆、脛骨外側顆が認識される。これらの領域は、例えば、以下の処理により認識される。

まず、画像領域内でエッジ検出を行い、所定の大きさ以上のエッジ点を抽出する。

抽出されたエッジ点を追跡し、大腿骨、脛骨の輪郭を抽出する。そして、撮影方向別に予め用意された大腿骨外側顆、脛骨外側顆のテンプレートでテンプレートマッチングを行い、相関値が最大になる領域を大腿骨外側顆、脛骨外側顆の位置として認識する。

[0158] 次いで、検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域内に収まっているか否かが判断され、収まっていると判断されると(ステップS93;YES)、処理は図14BのステップS95に移行する。検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域内に収まっていないと判断されると(ステップS93;NO)、表示部24にその旨及び再撮影を促す警告が表示され(ステップS94)、処理は図14BのステップS95に移行する。このように、取得された画像データをリアルタイムで解析し、検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域内に収まっているか否かを判断し、収まっていない場合には警告を表示するので、撮影技師は、連続撮影中に容易にポジショニングが正しいか否かを認識することができる。なお、ステップS94においては、再撮影を促す警告だけでなく、検査対象部位の画像領域の欠けている箇所をカラーで表示したり、検査対象部位のはみ出し量を予測して再撮影時に放射線検出部13をどの方向にどの程度移動すべきかのメッセージを表示したりすることが好ましい。

[0159] ステップS95においては、撮影技師により操作部23を介して撮影終了指示が入力されたか否かが判断され、撮影終了指示が入力されていないと判断されると(ステップS95;NO)、処理は図14AのステップS86に戻る。撮影終了指示が入力されたと判断されると(ステップS95;YES)、放射線源11からの放射線照射が停止されて撮影動作が終了し(ステップS96)、処理はステップS97に移行する。

[0160] ステップS97においては、記憶部22に記憶された連続撮影により取得された一連のフレーム画像の画像データが読み出され、各画像データが解析されて一連の画像データから検査対象部位の画像領域の面積が最大のフレーム画像と最小のフレーム画像が抽出される(ステップS97)。例えば、検査対象部位が肺(喚気)である場合、上述の処理により連続撮影された各フレーム画像の画像データから肺野領域を認識し、認識された肺野領域内の画素数をカウントする。そして、肺野領域内の画素数が最大となった画像データを検査対象部位(肺)の画像領域の面積が最大のフレー

ム画像として、肺野領域内の画素数が最小となった画像データを検査対象部位(肺)の画像領域の面積が最小のフレーム画像として抽出する。また、例えば、検査対象部位が心臓(血流)である場合、上述の処理により連続撮影された各フレーム画像の画像データから心臓領域を認識し、認識された心臓領域内の画素数をカウントする。そして、心臓領域内の画素数が最大となった画像データを検査対象部位(心臓)の画像領域の面積が最大のフレーム画像として、心臓領域内の画素数が最小となった画像データを検査対象部位(心臓)の画像領域の面積が最小のフレーム画像として抽出する。心臓の場合、心房と心室で膨張期と収縮期がずれているため、心房領域と心室領域のそれぞれの面積が最大となる画像と最小となる画像を抽出してもよい。なお、各フレーム画像における解析は、解析に係る処理時間の短縮のため、画像データの画素サイズを所定の画素サイズ(例えば、1~4mm)に間引いてから画像解析を行う。

[0161] 連続撮影により取得された一連のフレーム画像から検査対象部位の画像領域の面積が最大のフレーム画像(最大画像)と最小のフレーム画像(最小画像)が抽出されると、抽出された最大画像と最小画像が表示部24の画面上に表示される(ステップS98)。次いで、抽出された最大画像と最小画像の面積比が算出され(ステップS99)、算出された面積比が表示部24の最大画像及び最小画像の表示された画面上に表示される(ステップS100)。

[0162] 図15に、ステップS100において表示部24に表示される画面例を示す。図15に示すように、ステップS100においては、連続撮影された一連のフレーム画像のうち、検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像と最小の画像が並べて表示される。また、両者の検査対象部位の画像領域の面積比も併せて表示される。このように、撮影用コンソール2においては、撮影終了後に、撮影により取得された一連の画像のうち、ポジショニングの確認に必要となる画像に絞り込んで表示を行うので、撮影技師は一枚一枚画像を表示して確認する必要がなくなり、動態画像の確認作業を効率的に行うことが可能となる。

[0163] 次いで、算出された面積比が予め定められた閾値と比較され、算出された面積比が閾値を超えている場合(ステップS101;NO)、処理はステップS103に移行する。

算出された閾値以下であった場合は(ステップS101;YES)、表示部24の画面上に警告が表示され(ステップS102)、処理はステップS103に移行する。

[0164] ここで、撮影装置1により撮影される動態は、上述したように、例えば、肺の呼吸運動や心臓の拍動等であり、検査対象部位の1回の膨張期(弛緩期)と1回の縮小期(収縮期)を1サイクルとして動作する。動態画像の診断においては検査対象部位の動態の1サイクル分が含まれていることが必要である。

[0165] 一般的に、人体構造上、或る一定の条件下で或る検査対象部位の動態を撮影した場合、検査対象部位の画像領域の最大面積と最小面積の比(面積比)は所定の範囲内をとる。例えば、肺野の呼吸運動では、胸部正面撮影の場合、安静時では1.1倍～1.2倍、深呼吸時では1.3倍～1.5倍である。従って、撮影したフレーム画像における検査対象部位の画像領域の最大の面積と最小の面積の面積比が、条件に応じて予め定められた一定値(閾値)を超える場合、検査対象部位の動態の1サイクル分の画像が含まれていると判断でき、一定値以下である場合、検査対象部位の動態の1サイクル分の画像が含まれていないと判断できる。そこで、撮影用コンソール2においては、算出された面積比が予め定められた閾値以下の場合、その旨を警告表示する。これにより、動態の1サイクルが含まれていないことを撮影技師が容易に認識することが可能となる。なお、年齢、身長、体重、性別、撮影状態(体位(立位/臥位)、撮影方向(PA/AP)、動作(安静/深呼吸))等の条件に応じて、検査対象部位の動態による面積の変化量は変わるので、検査対象部位毎に、各条件に応じた最大と最小の面積比の閾値を予め記憶しておき、撮影時の被写体Mの年齢、身長、体重、性別、撮影状態等の条件に応じて閾値を変更する。

[0166] なお、検査対象部位の動態の1サイクル分の画像が含まれているか否かの判断は、検査対象部位内の所定の構造物の移動量等により判断するようにしてもよい。例えば、検査対象部位が肺(喚気)の場合、横隔膜の上下動は一般的に安静時では1.5cm程度、深呼吸時では6cm～7cmである。そこで、検査対象部位が肺(喚気)である場合、連続撮影により取得された一連のフレーム画像の画像データを解析し、横隔膜領域を認識し、複数の画像間における横隔膜の上下の移動量が予め定められた閾値以下である場合に、動態の1サイクルが含まれていないと判断し、その旨の警

告を表示するようにしてもよい。画像データ内における横隔膜領域の認識は、肺野領域の認識と略同様の手法により行うことができる。

[0167] ステップS103においては、撮影技師による撮影OK/NGの判断結果を入力するためのOKボタン、NGボタンが表示部24に表示され、操作部23によりOKボタンが押下されると(ステップS103; YES)、連続撮影により取得された一連の画像データのそれぞれに、一連の撮影を識別するための識別IDや、フレーム番号、患者情報、検査対象部位、放射線照射条件、画像読取条件等の情報が付帯され、通信部25を介して診断用コンソール3に送信される(ステップS104)。そして、本処理は終了する。一方、操作部23によりNGボタンが押下されると(ステップS103; NO)、記憶部22に記憶された一連の画像データが削除され(ステップS105)、本処理は終了する。

[0168] 診断用コンソール3においては、撮影用コンソール2から連続撮影された一連の画像データが通信部35により受信されると、制御部31により、記憶部32に受信された画像データが記憶される。

[0169] 診断用コンソール3において、操作部33により識別ID等が入力され、診断対象の画像データが指定されると、制御部31により、記憶部32から指定された画像データが読み出される。そして、制御部31により、読み出された画像データに対し検査対象部位に応じて予め定められたプログラムが読み出され、動態解析処理が実行される。ここでいう動態解析処理とは、画像データにおける検査対象部位の所定の構造物の輝度変化、位置変化、形状変化を解析する処理のことであり、その結果が表示部34に表示される。

輝度変化の解析としては、例えば、撮影順が隣り合うフレーム画像間の各画素の信号値の差分値を求めることにより輝度変化量を算出し、輝度変化量に応じた色で所定の構造物を表示する。

また、位置変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の画像領域の位置を認識し、その構造物の軌跡、移動速度の変化率を求めて表示する。

また、形状変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の位置を認識し、その構造物の輪郭をカラー表示することで、輪郭/周囲

長／面積の変化を医師が視認可能に表示する。なお、面積の変化量を数値で表示してもよい。或いは、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の2つの構造物の画像領域の位置を認識し、2つの構造物の輪郭をカラー表示することで、2つの構造物間の距離の変化を医師が視認可能に表示する。2つの構造物間の距離を数値で求めて表示してもよい。また、2つの構造物が織り成す角度の変化を視覚可能に表示してもよい。

[0170] (変形例)

次に、第3の実施の形態の変形例について説明する。

変形例の構成は、図16に示すように、撮影装置1に呼吸誘導出力装置15が備えられている。呼吸誘導出力装置15は、撮影用コンソール2から入力される指示に従って、被写体Mの呼吸の誘導を行う装置(誘導手段)である。

ここで、呼吸運動は、吸気モードと呼気モードとから構成される。吸気モードとは、被写体Mが息を吸い込んでいくモードであり、それに連れて胸郭中での肺野の領域が大きくなり、横隔膜が押し上げられる(膨張期)。呼気モードとは、被写体Mが息を吐出していくモードであり、それに連れて肺野の領域が小さくなり、横隔膜が下がってくる(収縮期)。呼吸運動の1サイクルは、1回ずつの吸気モードと呼気モードからなる。吸気モードから呼気モードへの変換時点が肺の大きさは最大となり、呼気モードから吸気モードへの変換時点が肺の大きさは最小となる。呼吸誘導出力装置15は、「吸って」「吐いて」等の音声や表示を出力し、被写体Mによる呼吸運動を誘導する。

[0171] 操作部23の操作による放射線照射の指示の待機中(図14AのステップS83)に呼吸誘導指示が操作部23から入力されると、制御部21により、放射線照射制御装置12に設定したパルスレートに応じて呼吸誘導出力装置15に制御信号が出力され、呼吸誘導出力装置15により「吸って」「吐いて」等の音声や表示が出力される。撮影技師は、出力された呼吸誘導と被写体Mの呼吸動作を観察し、被写体Mが呼吸誘導に従った呼吸運動を行っていることが確認できたら、操作部23により放射線照射指示を入力する。撮影用コンソール2の制御部21は、吸気モードの始まるタイミングで連続撮影を開始し、タイマによる撮影開始からの経過時間tのカウントを開始する(図14AのステップS84)。撮影が開始されると、撮影が終了するまで放射線照射制御装

置12に設定したパルスレートに応じて呼吸誘導出力装置15により「吸って」「吐いて」等の音声や表示が出力される。

[0172] このように、呼吸誘導出力装置15を撮影装置1に備えることにより、呼吸のタイミングと撮影のタイミングを合わせることが可能となり、呼吸1サイクル分の画像データを確実に取得することが可能となる。

[0173] また、撮影終了時に呼吸誘導出力装置15の出力と、検査対象部位の変化を比較することで、撮影が適切か否かの確認を行うことも可能である。例えば、検査対象部位が肺(喚起)である場合、撮影終了後に、本明細書の段落[0160]に記載の方法で肺の画像領域が最大の画像と最小の画像を抽出する。次に、それぞれの画像のフレーム番号をもとに、撮影開始タイミングから肺の画像領域が最大となるタイミングまでの時間(吸気時間)と、肺の画像領域が最大となるタイミングから最小となるタイミングまでの時間(呼気時間)を算出する。そして、これらの吸気時間、呼気時間を、呼吸誘導出力装置15で出力した「吸って」、「吐いて」の出力時間とそれぞれ比較し、誤差が所定の値以上となった場合は、呼吸動作が呼吸誘導の出力と乖離があるとみなして、警告を表示する。また、吸気時間、呼気時間の間に撮影されたフレーム画像を解析し、「吸って」の出力に対応する吸気時間では肺や面積が単調に増加しているか否かを、「吐いて」の出力に対応する呼気時間では肺野面積が単調に減少しているか否かを確認することもできる。

[0174] 以上説明したように、第3の実施の形態における放射線画像撮影システム100によれば、撮影用コンソール2は、検査対象部位の動態を撮影した複数の画像データのなかから予め定められた一部の画像データ、具体的には、撮影技師がポジショニングを確認するのに必要な、検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データ及び最小の画像データを抽出して表示部24に表示するので、撮影技師が動態画像の確認作業を効率的に行うことが可能となる。

[0175] また、検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像における検査対象部位の面積と最小の画像における検査対象部位の面積比を算出して表示するので、検査対象部位の動態の一サイクルを含む撮影を行えたか否かを撮影技師が容易に判断することが可能となる。

[0176] また、上記算出した面積比が予め定められた閾値以下である場合に警告を表示するので、検査対象部位の動態の一サイクルを含む撮影が行えなかった場合に、撮影技師が容易にその旨を認識することが可能となる。

[0177] また、撮影された画像データそれぞれについて検査対象部位の画像領域を認識し、検査対象部位の全画像領域が画像データの表示領域内に収まっていない場合に警告を表示するので、撮影技師が容易にポジショニングが正しくない画像があることを認識することが可能となる。

[0178] なお、上記第3の実施の形態における記述は、本発明に係る放射線画像撮影システム100の好適な一例であり、これに限定されるものではない。

例えば、上記実施の形態においては、撮影終了前に、撮影により取得された画像データに基づく画像をその都度表示したが、全ての画像データの画像を表示するのではなく、例えば、所定枚数毎に間欠的に表示するようにしてもよいし、複数サイクルを撮影した場合には初めの数サイクルの画像を表示するようにしてもよい。

[0179] また、上記第3の実施の形態においては、撮影した画像のうち検査対象部位の画像領域の面積が最大となる画像と最小となる画像を同時に表示部24の画面上に表示したが、1画像ずつ表示するようにしてもよい。

[0180] また、上記第3の実施の形態においては、撮影装置1と撮影用コンソール2がデータ通信ケーブル等を介して直接接続された構成について説明したが、通信ネットワークNを介して接続された構成としてもよい。また、撮影用コンソール2は、撮影装置1からの動態画像の画像データのみでなく、CR (Computed Radiography) 装置等により撮影された静止画の画像データを表示する構成としてもよい。

[0181] 撮影用コンソール2が撮影装置1からの動態画像の画像データのみでなく、CR装置等により撮影された静止画の画像データを表示する構成である場合、同一患者に対する肺の静止画像(肺の静止画像は一般的に吸気から呼気変換点で撮影する)の背骨部と、肺の最大画像(動態画像のうち肺の面積が最大となった画像)の背骨部が同一の濃度となるように濃度(コントラスト)調整を行うようにしてもよい。そして、動態画像の他の画像については、最大画像の濃度を基準として濃度調整を行うようにしてもよい。これにより、静止画像と動態画像の濃度を合わせることが可能となる。な

お、この処理は、診断用コンソール3で行うようにしてもよい。

[0182] また、上記第3の実施の形態においては、検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データと最小の画像データを一連の画像データを解析することにより抽出したが、これに限定されない。例えば、図1に示したサイクル検出装置16により検査対象部位のサイズが最大及び最小となるタイミング（例えば、肺の撮影であれば吸気から呼気に代わるタイミング、呼気から吸気になるタイミング。心臓の撮影であれば心臓の膨張から収縮になるタイミング、収縮から膨張になるタイミング。）を検出し、そのタイミングで撮影された画像を抽出するようにしてもよい。

[0183] また、患者情報や検査対象部位の選択、放射線照射の指示や撮影終了の指示は、撮影用コンソール2の操作部23から入力することとして説明したが、放射線照射制御装置12に操作パネルが接続された構成とし、この操作パネルから入力するようにしてもよい。この場合、操作パネルの操作信号は、放射線照射制御装置12を介して撮影用コンソール2の制御部21に出力される。

[0184] [第4の実施の形態]

次に、本発明に係る第4の実施の形態について説明する。

なお、第4の実施の形態における放射線画像撮影システム100の構成は、第1の実施の形態において図1を用いて説明したものと同様であるので説明を省略し、以下第3の実施の形態における動作について説明する。

[0185] まず、放射線画像撮影システム100における撮影の流れについて説明する。

図17に、撮影装置1及び撮影用コンソール2において実行される撮影フローを示す。

[0186] 撮影技師により撮影用コンソール2の操作部23が操作され、撮影対象（被写体M）の患者情報の入力、検査対象部位や撮影方向等の選択が行われる（ステップS111）。検査対象部位の指定については、図3を参照して説明した検査対象部位指定画面241が用いられる。

[0187] 検査対象部位が選択されると、撮影用コンソール2の制御部21により、選択された検査対象部位に対応する放射線照射条件が読み出されて放射線照射制御装置12に設定されるとともに、選択された検査対象部位に対応する画像読取条件が記憶部

22から読み出されて読取制御装置14に設定される(ステップS112)。

- [0188] 次いで、操作部23の操作による放射線照射の指示が待機され、操作部23により放射線照射指示が入力されると(ステップS113; YES)、制御部21により、サイクル検出装置16にサイクル検出開始の指示が出力され、サイクル検出センサ15及びサイクル検出装置16による被写体Mの検査対象部位の動態のサイクル検出が開始されるとともに(ステップS114)、放射線照射制御装置12及び読取制御装置14に撮影開始指示が出力され、撮影装置1によって動態撮影が行われる。即ち、放射線照射制御装置12に設定されたパルス間隔で放射線源11により放射線が照射され、放射線検出部13により画像データが取得される(ステップS115)。サイクル検出装置16により予め定められた動態サイクルが検出されると、制御部21により放射線照射制御装置12及び読取制御装置14に撮影終了の指示が出力され、撮影動作が停止される。
- [0189] 撮影により取得された画像データは順次撮影用コンソール2に入力され、制御部21により、撮影順を示す番号と対応付けて記憶部22に記憶されるとともに(ステップS116)、表示部24に表示される(ステップS117)。撮影技師は、表示された一連の動態画像によりポジショニング等を確認し、撮影により診断に適した画像が取得された(撮影OK)か、再撮影が必要(撮影NG)を判断する。そして、操作部23を操作して、判断結果を入力する。
- [0190] 操作部23の所定の操作により撮影OKを示す判断結果が入力されると(ステップS118; YES)、制御部21により、動態撮影で取得された一連の画像データのそれぞれに、一連の撮影を識別するための識別IDや、患者情報、検査対象部位、放射線照射条件、画像読取条件、撮影順を示す番号等の情報が付帯され、通信部25を介して診断用コンソール3に送信される(ステップS119)。そして、本処理は終了する。一方、操作部23の所定の操作により撮影NGを示す判断結果が入力されると(ステップS118; NO)、制御部21により、記憶部22に記憶された一連の画像データが削除され(ステップS120)、本処理は終了する。
- [0191] 診断用コンソール3においては、動態撮影により取得された一連の画像データが通信部35により受信されると、制御部31により、記憶部32に受信された画像データが記憶される。

[0192] 次に、診断用コンソール3における動作について説明する。

診断用コンソール3においては、操作部33により入力される指示に応じて、動態撮影により取得された動態画像の各画像データに対し、画像解析処理、画像表示処理が施される。

[0193] 〈画像解析処理〉

図18に、診断用コンソール3の制御部31により実行される画像解析処理のフローを示す。当該処理は、操作部33により処理対象の動態画像の識別IDが入力され、画像解析処理の実行が指示された際に実行される。

[0194] まず、入力された識別IDが付与されている一連の画像データ(処理対象の画像データ)が記憶部32から読み出され(ステップS131)、読み出された画像データに対し、前処理(粒状抑制処理)が施される(ステップS132)。前処理については詳細を後述する。前処理が終了すると、検査対象部位に応じて予め定められた解析処理プログラムが読み出され、前処理済みの画像データに解析処理が施され、解析結果が表示部34に表示される(ステップS133)。

[0195] ここでいう解析処理とは、動態画像における検査対象部位の所定の構造物の位置変化、形状変化等を解析する処理のことである。

位置変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の画像領域の位置を認識し、その構造物の軌跡、移動速度の変化率を求めて表示する。

また、形状変化の解析としては、例えば、一連のフレーム画像のそれぞれから所定の構造物の位置を認識し、その構造物の輪郭をカラーにして一連のフレーム画像を表示することで、輪郭／周囲長／面積の変化を医師が視認可能に表示する。或るいは、各フレーム画像の画像データにおける所定の構造物の画像領域の画素数をカウントして面積を求め、求めた面積が最大となったときの画像データと最小となったときの画像データにおける面積比を求めて表示してもよい。また、検査対象部位が肺(喚気)であれば、求めた面積比から喚気率を算出して表示してもよい。

[0196] 〈画像表示処理〉

図19に、診断用コンソール3の制御部31により実行される画像表示処理のフロー

を示す。当該処理は、操作部33により処理対象の動態画像の識別IDが入力され、画像表示処理の実行が指示された際に実行される。

[0197] まず、入力された識別IDが付与されている一連の画像データ(処理対象の画像データ)が記憶部32から読み出され(ステップS141)、読み出された画像データに対し、前処理(粒状抑制処理)が施される(ステップS142)。前処理については詳細を後述する。前処理が終了すると、前処理済みの画像データに基づき動態画像が表示部34に施される(ステップS143)。

[0198] 上記のように、解析処理を行う場合、まず、検査対象部位に応じて所定の構造物の画像領域が認識され、認識された構造物の輪郭や面積を求めて解析が行われる。そこで、前処理(粒状抑制処理)によって画像データにおけるエッジ成分を強調することで、解析処理が行いやすくなる。

[0199] 一方、画像表示処理は、医師が動態画像を細部まで観察して画像診断を行うために行われる。そこで、前処理(粒状抑制処理)によって画像データの高周波成分のエッジを強調するとともに、高周波成分のノイズを抑制することによって検査対象部位の微細な構造の描画性能を高めることで、診断性能を高めることができる。

[0200] 〈前処理〉

ここで、図18の画像解析処理のステップS132、及び図19の画像表示処理のステップS142において実行される前処理について詳述する。

前処理では、ステップS131又はステップS141で読み出された一連の各画像データ(原画像信号 S_{in} とする)に対し、多重解像度分解処理→エッジ情報取得処理→ノイズ情報取得処理→画素値変換処理→差分処理→復元処理を施して、前処理済み画像データ(画像信号 S_{out} とする)を取得する。

画像解析処理のステップS132で行われる前処理と、画像表示処理のステップS142で行われる前処理では、後述する差分処理において使用するエッジ調整係数 β_{Ek} 及びノイズ調整係数 β_{Nk} が異なる。このように、解析処理前に行う前処理と画像表示前に行う前処理とで異なるエッジ調整係数 β_{Ek} 及びノイズ調整係数 β_{Nk} を用いることで、それぞれの後段の処理に応じた画像データを取得する。

[0201] 図20に、多重解像度分解処理～差分処理において実現される処理機能のブロッ

ク図を示す。

図20に示す各機能は、制御部31のCPUと、記憶部32に記憶されている各機能を実現するためのプログラムとの協働によるソフトウェア処理により実現されることとするが、専用のハードウェアにより実現されるようにしてもよい。

[0202] 本実施の形態においては、原画像信号Sinをラプラシアンピラミッド法により多重解像変換して互いに異なる複数の空間周波数(以下、単に周波数とする)帯域の画像信号成分に分解するものとする。このラプラシアンピラミッド法によれば迅速な処理が可能となるが、ウェーブレット変換等、他の手法を用いることも可能である。

[0203] (多重解像度分解処理)

まず、原画像信号Sinがローパスフィルタを構成するフィルタリング手段121によりフィルタリングされる。

[0204] このようなローパスフィルタによりフィルタリングされた原画像信号Sinは1画素おきにサンプリング(ダウンサンプリング)されることで、非鮮鋭画像信号g1が生成される。この非鮮鋭画像信号g1は、原画像の1/4の大きさになっている。

[0205] ついで、補間手段122において、この非鮮鋭画像信号g1のサンプリングされた間隔に値が0の画素が補間される。この補間は、非鮮鋭画像信号g1の列毎および1行ごとに値が0の行および列を挿入することにより行う。なお、このように補間された非鮮鋭画像信号は、1画素おきに値が0の画素が挿入されているため、信号値の変化が滑らかではない状態になっている。そして、このような補間が行われた後に、補間手段122に含まれるローパスフィルタにおいて、再度フィルタリングを施し、非鮮鋭画像信号g1'を得る。この非鮮鋭画像信号g1'は、前記した補間直後の非鮮鋭画像信号に比べると信号値の変化が滑らかな状態になっている。

[0206] この非鮮鋭画像信号g1'は、画像を1/4にした後に1画素おきに0の補間とフィルタリングとをすることにより、原画像信号Sinと原画像信号と同じ大きさとなり、原画像信号Sinの空間周波数の半分より高い周波数が消えた状態になっている。

[0207] さらに、前述した非鮮鋭画像信号g1が、フィルタリング手段121によってフィルタリング処理される。これにより非鮮鋭画像信号g1は、さらに1画素おきにサンプリングされて1/4(もとの1/16)の非鮮鋭画像信号g2に変換される。そして、この非鮮

鋭画像信号 g_2 に対し、補間手段122によって同様な処理が施されて非鮮鋭画像信号 g_2' が生成される。

[0208] このような処理を順次繰り返すことで、非鮮鋭画像信号 g_k （ここで、 $k=1\sim L$ ）、非鮮鋭画像信号 g_k' を得ることができる。非鮮鋭画像信号 g_1' 、 g_2' 、 g_3' 、 $\dots$ は、周波数特性の異なる複数の周波数帯域の非鮮鋭画像信号となっている。

[0209] (エッジ情報取得処理)

多重解像度分解処理により複数の周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k' （ここで、 $k=1\sim L$ ）が得られると、複数の周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k' のうち、何れかの基準とする第 n 周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_n' においてエッジ情報取得処理が行われる。

[0210] エッジ情報の取得は、複数の周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k' のうち、何れかの基準とする第 n 周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_n' において行われる。

[0211] エッジ情報の取得帯域である第 n 周波数帯域は、画素サイズ $0.5\text{mm}\sim 1.0\text{mm}$ ピッチ程度の最高周波数帯域でない周波数帯域が好ましく、例えば、画素サイズ 0.175 ピッチの画像でダウンサンプリング率が $1/2$ の場合、第3周波数帯域がもっとも好ましい。これは、 $30\text{step}/1\sim 2\text{mm}$ 程度のエッジ信号にGaussianノイズを付加した擬似微小エッジ像に対して $0.5\text{mm}\sim 1.0\text{mm}$ ピッチの解像度でノイズ・コントラスト比が最も高くなり、エッジが認識しやすいためである。エッジ情報には、エッジ成分情報及びエッジ方向情報が含まれ、エッジ情報取得処理は、エッジ成分情報取得処理と、エッジ方向情報取得処理により構成される。

[0212] ・エッジ成分情報取得処理

まず、非鮮鋭画像信号 g_{n-1}' と非鮮鋭画像信号 g_n' の差分画像信号 M_n が求められる。この差分画像信号 M_n に図21に示すエッジ成分情報取得処理を施すことにより、エッジ成分情報が取得される。

以下、図21を参照してエッジ成分情報取得処理について説明する。

[0213] まず、差分画像信号 M_n に注目画素が設定される(ステップS151)。次いで、当該注目画素の信号値が予め定められた閾値 B_h (B_h は正の信号値)以上であるか否かが判断され、閾値 B_h 以上であると判断された場合(ステップS152; YES)、当該注目

画素が正のエッジ成分であると判別される(ステップS153)。閾値Bh以上ではない場合(ステップS152;NO)、当該注目画素の信号値が予め定められた閾値Bl(Blは負の信号値)以下であるか否かが判断され、閾値Bl以下であると判断された場合(ステップS154;YES)、当該注目画素が負のエッジ成分であると判別される(ステップS155)。

[0214] 一方、当該注目画素の信号値が予め定められた閾値Bh以上でも閾値Bl以下でもない場合(ステップS154;NO)、当該注目画素が正・負のエッジ成分の画素に共に隣接しているか否かが判断され、隣接している場合(ステップS156;YES)、当該注目画素がエッジ変局点であると判断される(ステップS157)。エッジ変局点とは、エッジ成分の正負の変わり目となる信号値0付近の点であり、エッジの基準となる点である。

[0215] 一方、注目画素が正・負のエッジ成分の画素に共に隣接していないと判断された場合(ステップS156;NO)、当該注目画素が非エッジ成分であると判断される(ステップS158)。

[0216] 当該注目画素の成分が判別されると、判別結果(正のエッジ、負のエッジ、エッジ変局点、非エッジの何れか)を示す情報と画素位置とが対応付けてRAMに記憶される(ステップS159)。上述のステップS151～S159が繰り返し実行され、全ての画素についての成分の判別が終了すると(ステップS160;YES)、本処理は終了する。

[0217] 図22Aは、差分画像信号Mnの或る一列分の画像信号を模式的に示す図である。図22Bは、図22Aの差分画像信号Mnに上記エッジ成分情報取得処理を施した場合のエッジ成分及び非エッジ成分の分類を模式的に示す図である。上記処理により正のエッジ、負のエッジ、エッジ変局点と判断された画素がエッジ成分として抽出される。

[0218] ・エッジ方向情報取得処理

エッジ方向情報Edは、非鮮鋭画像信号gn' にソベル(Sobel)フィルタ、プレヴィット(Prewitt)フィルタ等がかかることにより取得される。

[0219] (ノイズ情報取得処理)

ノイズ情報は、例えば、最高周波数帯域(第1周波数帯域)における差分画像信号

M1及び中間周波数帯域(例えば、第n周波数帯域とする)における差分画像信号M_nでの局所的な分散値、エントロピー値情報及びその画素位置情報から取得することができる。

画像のエントロピー値Seは、ある画素が画素値zを取る確率 P(z) とその画像の階調数Zを用いて下記の式(数1)により求めることができる(Wiley-Interscience 社刊「Digital Image Processing 3rd Edition」参照)。

[数1]

$$Se = - \sum_{z=0}^{Z-1} P(z) \log_2 \{P(z)\}$$

中間周波数帯域でエントロピー値が所定の値より低く、最高周波数帯域でエントロピーが大きい場合、その画素位置ではノイズ成分が支配的であり、その画素位置をノイズ成分とすることができる。

[0220] (画素値変換処理)

エッジ成分情報、エッジ方向情報、ノイズ情報が取得されると、取得された情報に基づいて、原画像信号Sin及び各周波数帯域の非鮮鋭画像信号g_k(k=1～k=L-1)に画素値変換処理が施される。具体的には、原画像信号Sin及び各周波数帯域の非鮮鋭画像信号g_k(k=1～k=L-1)に対して、エッジ平滑化処理(図20にP1で示す)、ノイズ平滑化処理(図20にP2で示す)がそれぞれ別個に施される。

[0221] 平滑化に用いるフィルタは多重解像度変換処理で用いるダウンサンプリングフィルタかそれに近い周波数応答のローパスフィルタであることが望ましい。図23A、図23Bは、多重解像度分解のダウンサンプリングをバイノミアルフィルタリング(binomial Filtering)を8回行うラプラシアンピラミッド法で行った場合に用いる平滑化フィルタ係数(5tap)の一例である。例えば、タップ数が5tapである場合、フィルタ係数F(x)は、以下の関数(数2)(数3)で表されることが望ましい。

[数2]

$$f_{1D}[i] = 0.303 \cdot \exp \left(-\frac{i^2}{4} \right)$$

[数3]

$$f_{2D}[i,j] = 0.092 \cdot \exp \left(-\frac{i^2 + j^2}{4} \right)$$

[0222] 以下、エッジ平滑化処理、ノイズ平滑化処理についてそれぞれ説明する。

[0223] ・エッジ平滑化処理

エッジ平滑化処理においては、原画像信号Sin及び各周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k ($k=1 \sim k=L-1$)のそれぞれの、上述のエッジ情報取得処理においてエッジ成分と判別された画素について、平滑化フィルタ(例えば、図23B参照)によりエッジ勾配方向のみに一次元的な平滑化処理を施す。これにより、主にノイズ成分と1レベル下の周波数帯域の周波数成分からなる画像信号が得られる。

[0224] ・ノイズ平滑化処理

ノイズ平滑化処理においては、原画像信号Sin及び各周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k ($k=1 \sim k=L-1$)のそれぞれの、上述のエッジ情報取得処理において非エッジ成分と判別された画素について、平滑化フィルタ(例えば、図23A参照)により二次元的な平滑化処理を行い、エッジ成分と判別された画素については、平滑化フィルタ(例えば、図23B参照)によりエッジ勾配方向以外の方向又はエッジ勾配方向と垂直な方向のみに一次元的な平滑化処理を施す。これにより、主にエッジ成分と1レベル下の周波数帯域の周波数成分からなる画像信号のみが得られる。

[0225] (差分処理)

原画像信号Sin及び各周波数帯域の非鮮鋭画像信号 g_k ($k=1 \sim k=L-1$)にエッジ平滑化処理が施されると、まず、図20に示す減算器128において、エッジ平滑化処理済みの原画像信号 SN' から非鮮鋭画像信号 $g1'$ の減算を行う。この減算は、原画像信号 SN' と非鮮鋭画像信号 $g1'$ との対応する画素の間で実行される。そして、減算により得られた主にノイズ成分からなる差分信号に所定のノイズ調整係数 $\beta N1$ ($0 > \beta Nk$ ($k=1 \sim k=L-1$) > -1)が掛けられ、ノイズ成分が減弱調整された差分画像信号 $N0$ が得られる。

[0226] 同様に、減算器129により、ノイズ平滑化処理済みの原画像信号 SE' から非鮮鋭画像信号 $g1'$ の減算を行う。この減算は、ノイズ平滑化処理済みの原画像信号 SE

' と非鮮鋭画像信号 $g1'$ との対応する画素の間で実行される。そして、減算により得られた主にエッジ成分からなる差分信号に、所定のエッジ調整係数 $\beta E1$ (βEk ($k=1 \sim k=L-1$) > 1) が掛けられ、エッジ成分が強調調整された差分画像信号 $E0$ が得られる。この差分画像信号 $N0$ と差分画像画像信号 $E0$ を加算器 130 により加算することにより、差分画像信号 $B0$ が得られる。

[0227] また、減算器 128 により、エッジ平滑化処理済みの非鮮鋭画像信号 $gN1'$ から非鮮鋭画像信号 $g2'$ の減算を行う。この減算は、非鮮鋭画像信号 $gN1'$ と非鮮鋭画像信号 $g2'$ との対応する画素の間で実行される。そして、減算により得られた主にノイズ成分からなる差分信号に、所定のノイズ調整係数 $\beta N2$ が掛けられ、ノイズ成分が減弱調整された差分画像信号 $N1$ が得られる。

[0228] 同様に、減算器 129 により、ノイズ平滑化処理済みの非鮮鋭画像信号 $gE1'$ から非鮮鋭画像信号 $g2'$ の減算を行う。この減算は、非鮮鋭画像信号 $gE1'$ と非鮮鋭画像信号 $g2'$ との対応する画素の間で実行される。そして、減算により得られた主にエッジ成分からなる差分信号に、所定のエッジ調整係数 $\beta E1$ が掛けられ、エッジ成分が強調調整された差分画像信号 $E1$ が得られる。この差分画像信号 $N1$ と差分画像信号 $E1$ を加算器 130 により加算することにより、差分画像信号 $B1$ が得られる。

[0229] このような処理を順次繰り返すことで、差分画像信号 $Bk-1$ ($k=1 \sim k=L$) を得る。得られた差分画像信号 $Bk-1$ は、RAM に格納される。

[0230] ここで、上述したように、画像解析処理における前処理と画像表示処理における前処理とは異なるエッジ調整係数 βEk ($k=1 \sim k=L-1$)、ノイズ調整係数 βNk ($k=1 \sim k=L-1$) が使用される。それぞれで使用するエッジ調整係数 βEk ($k=1 \sim k=L-1$)、ノイズ調整係数 βNk ($k=1 \sim k=L-1$) は、処理 (画像解析処理、画像表示処理) 及びフレームレートの組み合わせ毎に規定されており、これらの各係数は、処理名及びフレームレートの情報と対応付けて記憶部 32 に予め記憶されている。そして、差分処理時に実行中の処理に応じた各係数が読み出されて設定される。エッジ調整係数 βEk ($k=1 \sim k=L-1$) は、大きいほどエッジ強調処理を強めることができる。ノイズ調整係数 βNk ($k=1 \sim k=L-1$) は、小さい (絶対値が大きい) ほどノイズ抑制処理を強めることができる。

[0231] 画像解析処理における前処理で使用されるエッジ調整係数 βE_k ($k=1 \sim k=L-1$) は、下記のとおりである。

- ・画像データにおける解析対象構造物の周波数帯域を第 n 周波数帯域とすると、
エッジ調整係数: $\beta E_n > \beta E_1 \sim \beta E_{n-1}$ 、 $\beta E_n > \beta E_{n+1} \sim \beta E_{L-1}$

即ち、解析対象構造物の周波数帯域のエッジ調整係数は、それ以外の周波数帯域のエッジ調整係数より値の大きいものが使用される。これにより、解析対象構造物のエッジを強調することができる。

なお、解析対象構造物の周波数帯域は、検査対象部位毎に予め定められており、記憶部32に検査対象部位の部位名と周波数帯域番号(最高周波数帯域を1とした番号)が対応付けて記憶されている。

[0232] また、画像解析処理における前処理で使用されるノイズ調整係数 βN_k ($k=1 \sim k=L-1$) は、下記のとおりである。

- ・画像データにおける解析対象構造物の周波数帯域を第 n 周波数帯域とすると、
ノイズ調整係数: $\beta N_{n+1} \sim \beta N_L > \beta N_1 \sim \beta N_n$

即ち、解析対象構造物の周波数帯域及びそれより高い周波数帯域に対して、解析対象構造物の周波数帯域より低い周波数帯域よりノイズ抑制の度合いを強めるノイズ調整係数が使用される。これにより、主に高周波成分であるノイズ成分を抑制することができる。なお、ノイズ成分は主に高周波成分であるので、低周波帯域から強いノイズ抑制処理をかけると画像がぼけてしまう。そこで、解析対象構造物の周波数帯域にはノイズ調整係数をかけないようにしてもよい。

[0233] 画像表示処理における前処理で使用されるエッジ調整係数 βE_k ($k=1 \sim k=L-1$)、ノイズ調整係数 βN_k ($k=1 \sim k=L-1$) は、下記のとおりである。

- ・画像表示処理における $\beta E_1 \sim \beta E_n >$ 画像解析処理における前処理で使用されるエッジ調整係数 $\beta E_1 \sim \beta E_n$
- ・画像解析処理におけるノイズ調整係数 $\beta N_1 \sim \beta N_n >$ 画像表示処理におけるノイズ調整係数 $\beta N_1 \sim \beta N_n$

即ち、画像表示処理においては、高周波帯域において、画像解析処理で用いたエッジ調整係数よりも大きいエッジ調整係数が使用されるとともに、画像解析処理で用

いたノイズ調整係数よりも小さいノイズ調整係数が使用される。これにより、画像表示処理の前処理においては高周波成分に対するエッジ強調処理及びノイズ抑制処理を画像解析処理の前処理よりも強めることができ、画像表示処理の前処理後の画像データについて画像解析処理の前処理後の画像データに比べて高周波成分のエッジの視認性を高めることができる。

[0234] 一般的に、フレームレートを高く設定するほど被写体Mの被曝量低減のために1フレーム(1撮影)あたりの放射線照射量を下げるので、フレームレートが高いほど、1枚のフレーム画像毎の粒状度が高くなる。そこで、フレームレートが高くなるほどノイズ抑制の度合いを強めるノイズ調整係数が使用され、フレームレートが低くなるほどノイズ抑制の度合いを弱めるノイズ調整係数が使用され、画像のぼけが発生しないようにする。

[0235] (復元処理)

多重解像度分解処理～差分処理が終了すると、取得された差分画像信号 B_k-1 ($k=1\sim k=L$)を原画像信号 S_{in} に加算して逆変換し、画像信号 S_{out} を出力する復元処理が実行される。

図24に、復元処理において実現される処理機能のブロック図を示す。

図24に示す各処理機能は、制御部31のCPUと、記憶部32に記憶されている各処理機能を実現するためのプログラムとの協働によるソフトウェア処理により実現されることとするが、専用のハードウェアにより実現されるようにしてもよい。

[0236] まず、差分画像信号 $BL-1$ が補間手段131によって各画素の間が補間されて4倍の大きさの画像信号 $BL-1'$ とされる。次に、加算器132で、補間された画像信号 $BL-1'$ と、1段階周波数帯域の高い非鮮鋭画像信号 $BL-2$ とが対応する画素同士で加算され、加算画像信号($BL-1' + BL-2$)が得られる。

[0237] 次いで、この加算画像信号($BL-1' + BL-2$)が、補間手段131によって各画素の間が補間されてさらに4倍の大きさの画像 $BL-2'$ とされる。つぎに、加算器132で、補間された画像 $BL-2'$ と、1段階周波数帯域の高い非鮮鋭画像信号 $BL-3$ とが対応する画素同士で加算され、加算画像信号($BL-2' + BL-3$)が得られる。

[0238] 以上の処理を繰り返す。そしてこの処理をより高周波の差分画像信号に対して順次

行い、最終的に加算器132において補間された画像信号B1' と最高解像度の差分画像信号B0とを加算したものを加算器133で原画像信号Sinと加算して処理済み画像信号Soutを得る。

- [0239] 以上説明したように、診断用コンソール3によれば、撮影装置1により検査対象部位の動態を撮影した複数の画像データに解析処理を施す前に、前処理として粒状抑制処理を施す。また、撮影装置1により検査対象部位の動態を撮影した複数の画像データに基づく動態画像を医師の診断用に表示する前に、前処理として粒状抑制処理を施す。
- [0240] このように、動態画像の表示前に前処理として画像データに粒状抑制処理を行うことにより診断用に画質を向上させることができ、動態画像の画像解析前に画像データに前処理として粒状抑制処理を行うことにより画像解析用に画質を向上させることができる。
- [0241] また、診断用コンソール3によれば、動態画像の画像表示処理前と画像解析処理前とで異なるエッジ調整係数及びノイズ調整係数を用いて粒状抑制処理を施すので、画像解析と診断のそれぞれに応じた画質の画像データを得ることができる。特に、画像表示処理の前処理においては、画像データから抽出した高周波成分について画像解析処理前の前処理と比べてエッジ強調処理を強めるエッジ調整係数及びノイズ抑制処理を強めるノイズ調整係数を用いて粒状抑制処理を施すので、高周波成分のエッジの視認性を高め、画像を細部まで観察する診断に適した画像を得ることができる。
- [0242] また、撮影時のフレームレートが高い画像データほどノイズ抑制処理を強めるノイズ調整係数を用いて粒状抑制処理を施すので、放射線が不足しがちな高いフレームレートで撮影した動態画像についても、ノイズ成分を抑えた画像を提供することができる。
- [0243] なお、以上の第4の実施の形態においては、ラプラシアンピラミッド法を用いて多重解像度空間への変換と多重解像度空間からの逆変換を行うようにしていた。この変換と逆変換とを、ウェーブレット変換により行うことで、任意の方向(縦方向, 横方向, 斜め方向)についての強調処理を行うことが可能になる。

[0244] また、上記第4の実施の形態においては、全ての周波数帯域において差分画像信号を取得し、これを原画像信号に加算することとしたが、これに限定されず、少なくとも一つの周波数帯域において差分画像信号を得てエッジ強調及び／又はノイズ抑制処理を行うことで、エッジ強調、ノイズ抑制を行うことができる。

[0245] その他、放射線画像撮影システム100を構成する各装置の細部構成及び細部動作に関しても、本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

[0246] 明細書、請求の範囲、図面及び要約を含む2007年8月28日に出願された日本特許出願No. 2007-221141号、日本特許出願No. 2007-221181号、及び日本特許出願No. 2007-221194号の全ての開示は、そのまま本出願の一部に組み込まれる。

産業上の利用可能性

[0247] 医療の分野において、人体における検査対象部位の動態を撮影し、得られた画像データを確認、診断する放射線画像撮影システムに適用できる。

符号の説明

[0248] 100 放射線画像撮影システム

1 撮影装置

11 放射線源

12 放射線照射制御装置

13 放射線検出部

14 読取制御装置

15 サイクル検出センサ

2 撮影用コンソール

21 制御部

22 記憶部

23 操作部

24 表示部

25 通信部

26 バス

3 診断用コンソール

31 制御部

32 記憶部

33 操作部

34 表示部

35 通信部

36 バス

請求の範囲

- [1] 人体における検査対象部位の動態を撮影して、前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データを取得する撮影手段を備えた放射線画像撮影システムにおいて、
- 前記検査対象部位を指定するための操作手段と、
- 前記操作手段により指定された検査対象部位に基づいて撮影条件を決定し、前記決定した撮影条件で前記撮影手段に撮影を行わせる制御手段と、
- を備える放射線画像撮影システム。
- [2] 前記撮影条件は、前記撮影手段により撮影する単位時間当たりの画像数、前記撮影手段により取得する画像データの画素サイズ、撮影タイミングのうち少なくとも一つを含む請求項1に記載の放射線画像撮影システム。
- [3] 前記制御手段は、前記操作手段により1回の撮影について複数の検査対象部位が指定された際に、前記指定された各検査対象部位に基づいて決定される撮影条件のうち、より精密な撮影条件を用いて前記撮影手段に撮影を行わせる請求項1又は2に記載の放射線画像撮影システム。
- [4] 前記制御手段は、前記検査対象部位の動態の撮影前に前記撮影手段により前記決定された撮影条件で前記検査対象部位を撮影し、撮影により得られた画像データを解析し、その解析結果に基づいて、前記決定した撮影条件を修正する請求項1～3の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [5] 前記検査対象部位の状態を検出する検出手段を備え、
- 前記制御手段は、前記検出手段の検出結果に応じて前記決定した撮影条件を修正し、当該修正した撮影条件で前記撮影手段に撮影を行わせる請求項1～4の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [6] 前記検査対象部位の動態は、周期性をもつ動態であり、
- 前記検出手段は、前記検査対象部位の状態とともに前記検査対象部位の動態のサイクルを検出し、
- 前記制御手段は、複数のサイクルを撮影する際に、前記検出手段により検出された動態の各サイクル毎に撮影タイミングを変更する請求項5に記載の放射線画像撮

影システム。

- [7] 前記検査対象部位の動態は、肺の呼吸運動の動態であり、
前記検出手段は、肺の状態とともに肺の呼吸運動のサイクルを検出し、
前記制御手段は、複数の呼吸運動のサイクルを撮影する際に、前記検出手段により検出された呼吸運動の各サイクル毎に撮影タイミングを変更する請求項6に記載の放射線画像撮影システム。
- [8] 前記検査対象部位の動態は、周期性をもつ動態であり、
前記制御手段は、前記撮影手段による前記検査対象部位の動態撮影の開始後、前記撮影手段により最初に取得された少なくとも2つの画像データを用いて、一連の動態撮影における前記検査対象部位の画像領域の面積変化率を算出し、算出した面積変化率が予め定められた範囲内ではない場合に、前記決定した撮影条件を修正し、当該修正した撮影条件で前記撮影手段に再撮影を行わせる請求項1～3の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [9] 前記撮影手段により取得された画像データに基づく画像を表示する表示手段を備え、
前記制御手段は、前記取得された前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データのなかから、予め定められた一部の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させる請求項1に記載の放射線画像撮影システム。
- [10] 前記制御手段は、前記取得された前記検査対象部位の動態を示す複数の画像データのなかから、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データ及び前記検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データを抽出し、当該抽出された画像データに基づいて、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像及び最小の画像を前記表示手段に表示させる請求項9に記載の放射線画像撮影システム。
- [11] 前記制御手段は、前記検査対象部位の画像領域の面積が最大の画像データと前記検査対象部位の画像領域の面積が最小の画像データにおける前記検査対象部位の面積比を算出し、前記面積が最大の画像及び前記面積が最小の画像とともに

前記表示手段に表示させる請求項10に記載の放射線画像撮影システム。

- [12] 前記制御手段は、前記算出された面積比が予め定められた閾値を超えるか否かを判断し、閾値を超えない場合に、前記表示手段にその旨を警告表示させる請求項11に記載の放射線画像撮影システム。
- [13] 前記制御手段は、更に、前記撮影手段から取得された画像データのそれぞれについて前記検査対象部位の画像領域を認識し、前記検査対象部位の全画像領域が前記画像データの表示領域内に収まっていない場合に、前記表示手段にその旨を警告表示させる請求項9～12の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [14] 前記検査対象部位の動態は、肺の呼吸運動の動態である請求項9～13の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [15] 前記検査対象部位が所定周期で運動するように誘導する誘導手段を備え、
前記撮影手段は、前記誘導手段に連動して前記検査対象部位の動態を撮影する請求項9～14の何れか一項に記載の放射線画像撮影システム。
- [16] 前記制御手段は、前記複数の画像データのそれぞれに対し間引き処理を行い、間引き処理後の前記複数の画像データのなかから前記予め定められた一部の画像データを抽出する請求項9に記載の放射線画像撮影システム。
- [17] 前記撮影手段により取得された複数の画像データに基づいて動態画像を表示する表示手段と、
前記撮影手段により取得された複数の画像データに解析処理を施す解析処理手段と、
前記表示手段による動態画像の表示前及び前記解析処理手段による解析前に前記複数の画像データに粒状抑制処理を施す前処理手段と、
を備える請求項1に記載の放射線画像撮影システム。
- [18] 前記前処理手段は、前記表示手段による動態画像の表示前と前記解析処理手段による解析前とで異なる処理条件で前記複数の画像データに粒状抑制処理を施す請求項17に記載の放射線画像撮影システム。
- [19] 前記粒状抑制処理は、前記画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出し、前記エッジ成分を強調するエッジ強調処理と前記ノイズ成分を減少させるノイズ

抑制処理を含むものであり、

前記前処理手段は、前記表示手段による動態画像の表示前においては、前記画像データにおける所定の空間周波数以上の高周波数成分について、前記解析処理手段による解析前と比べてエッジ強調を強める処理条件及びノイズ抑制を強める処理条件で粒状抑制処理を施す請求項18に記載の放射線画像撮影システム。

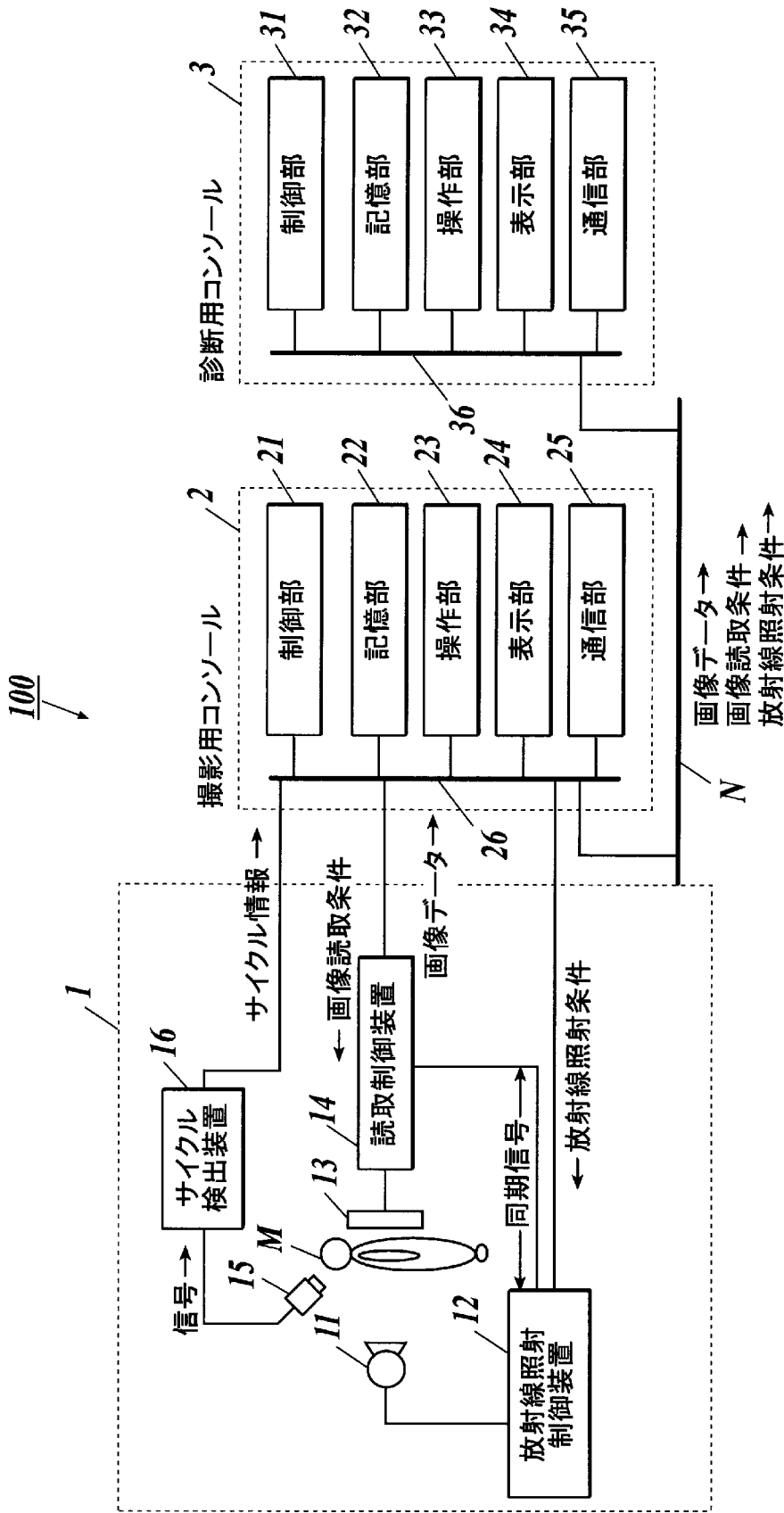
[20] 前記粒状抑制処理は、前記画像データにおけるエッジ成分及びノイズ成分を抽出し、前記エッジ成分を強調するエッジ強調処理と前記ノイズ成分を減少させるノイズ抑制処理を含むものであり、

前記複数の画像データには、当該複数の画像データを取得した動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数の情報が付帯されており、

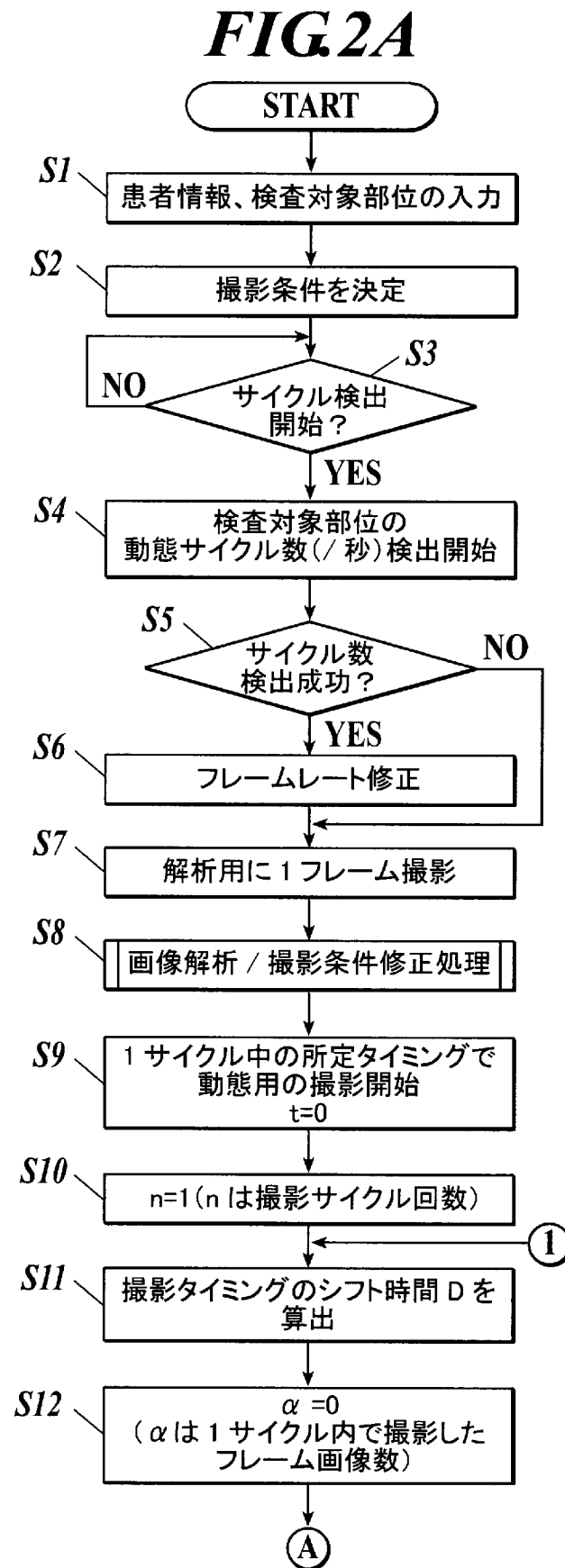
前記前処理手段は、前記動態撮影時の単位時間当たりの撮影画像数が多いほどノイズ抑制を強める処理条件で前記ノイズ抑制処理を施す請求項17又は18に記載の放射線画像撮影システム。

[図1]

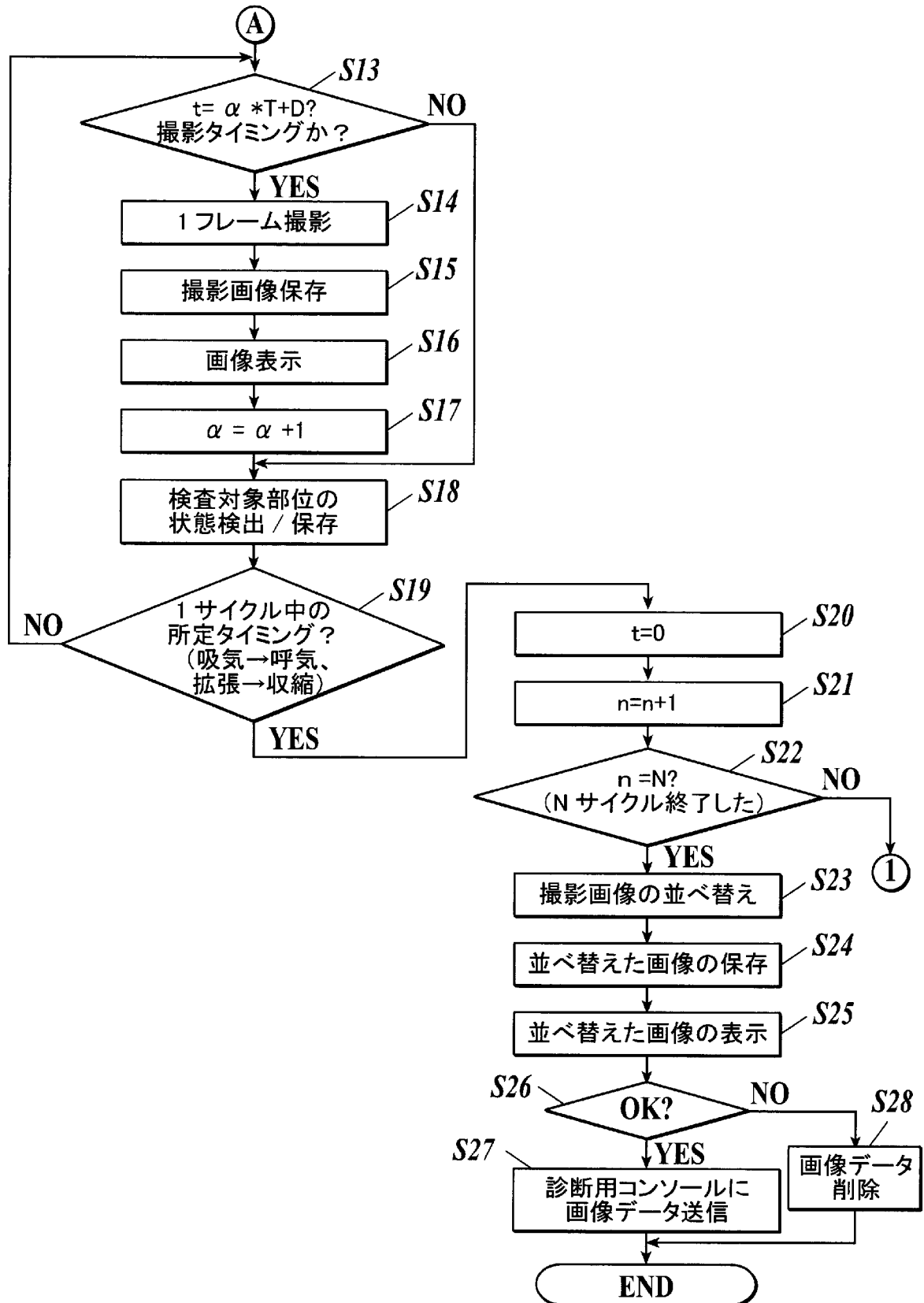
FIG1



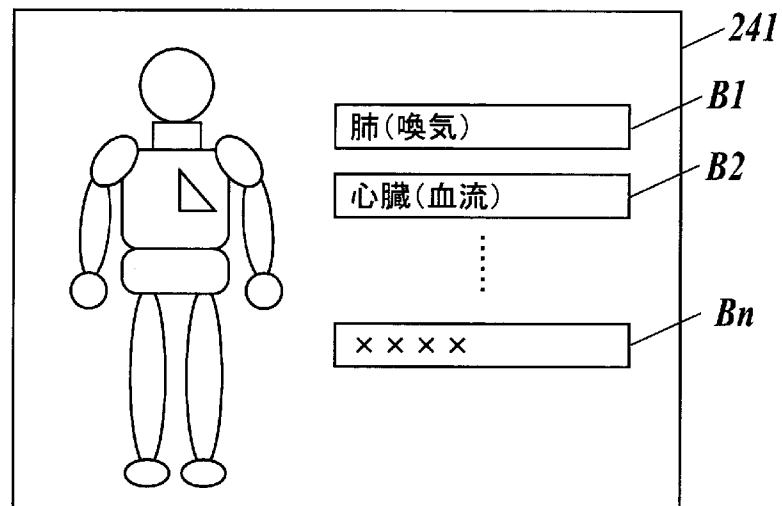
[図2A]



[図2B]

FIG.2B

[図3]

FIG.3

[図4]

FIG.4

フレームレート	診断の有効性
1 フレーム / 秒	× ~ △
3 フレーム / 秒	△ ~ ○
5 フレーム / 秒	○ ~ ◎
10 フレーム / 秒	◎
15 フレーム / 秒	◎
20 フレーム / 秒	◎

[図5]

FIG.5

画素サイズ	診断の有効性
2cm	× ~ Δ
1cm	× ~ Δ
8mm	Δ
4mm	Δ ~ ○
2mm	○
1mm	○ ~ ◎
800 μm	○ ~ ◎
400 μm	◎
200 μm	◎
100 μm	◎

[図6]

FIG.6

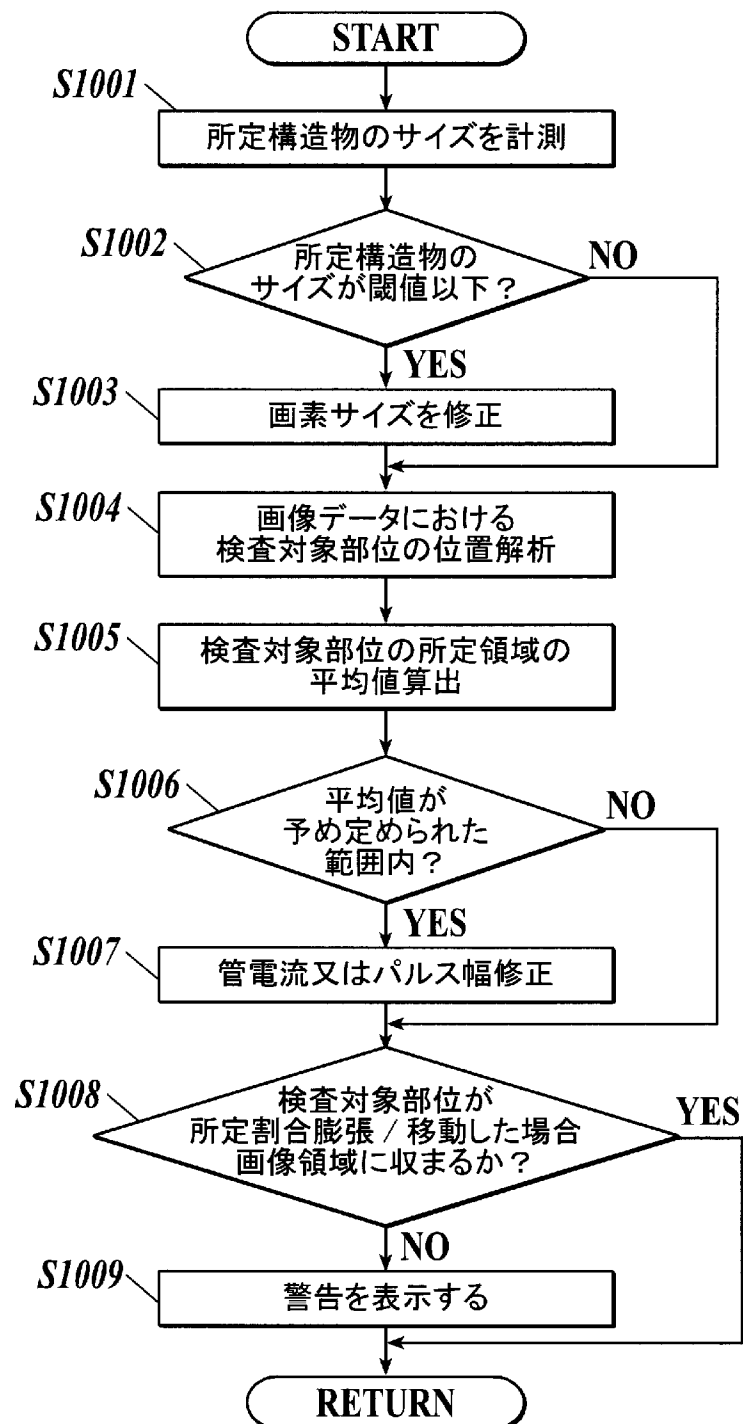
フレームレート	診断の有効性
1 フレーム / 秒	×
3 フレーム / 秒	Δ
5 フレーム / 秒	○
10 フレーム / 秒	◎
15 フレーム / 秒	◎
20 フレーム / 秒	◎

[図7]

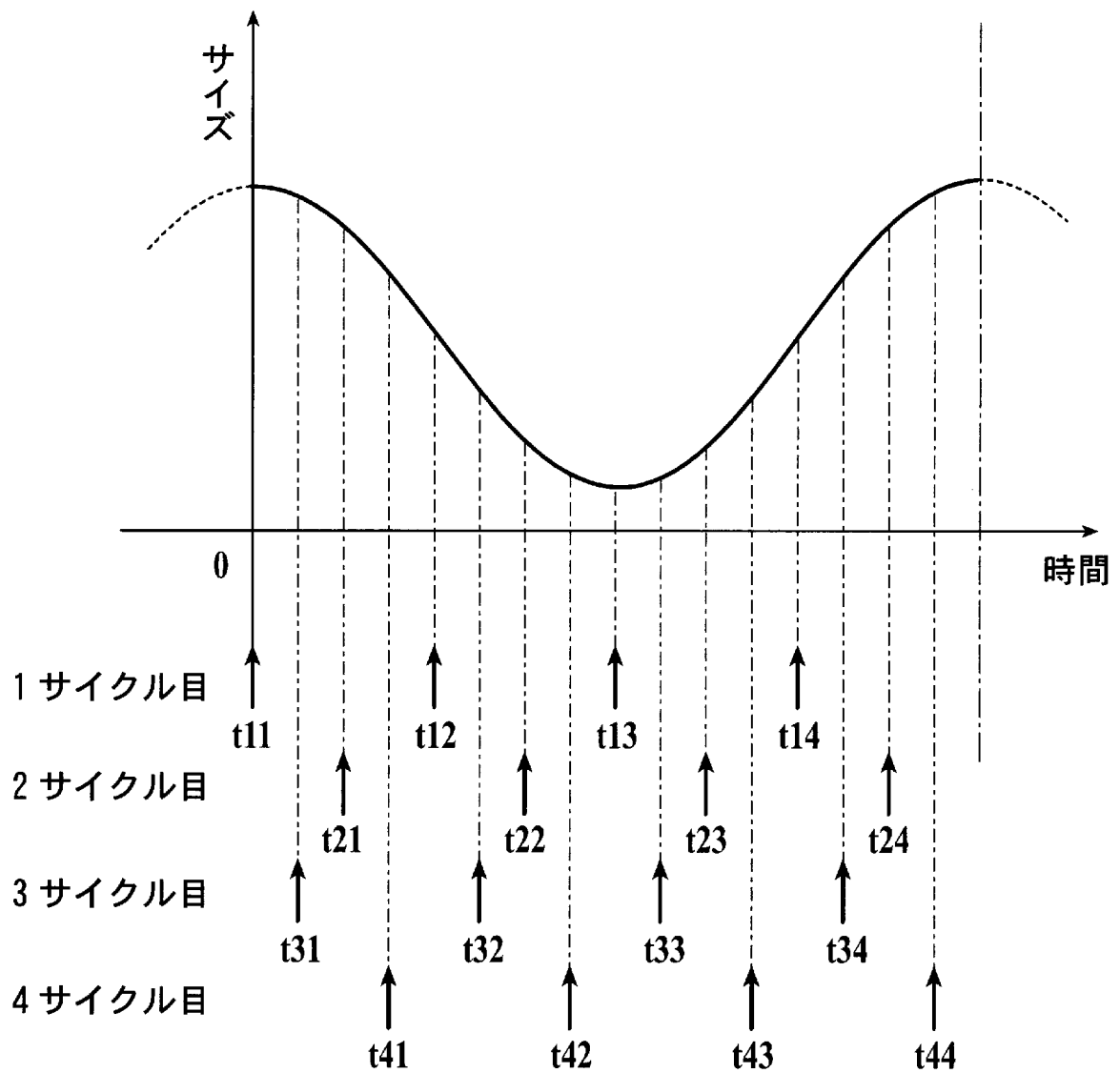
FIG. 7

画素サイズ	診断の有効性
2cm	×
1cm	×
8mm	× ~ △
4mm	△
2mm	△ ~ ○
1mm	○
800 μ m	○ ~ ◎
400 μ m	◎
200 μ m	◎
100 μ m	◎

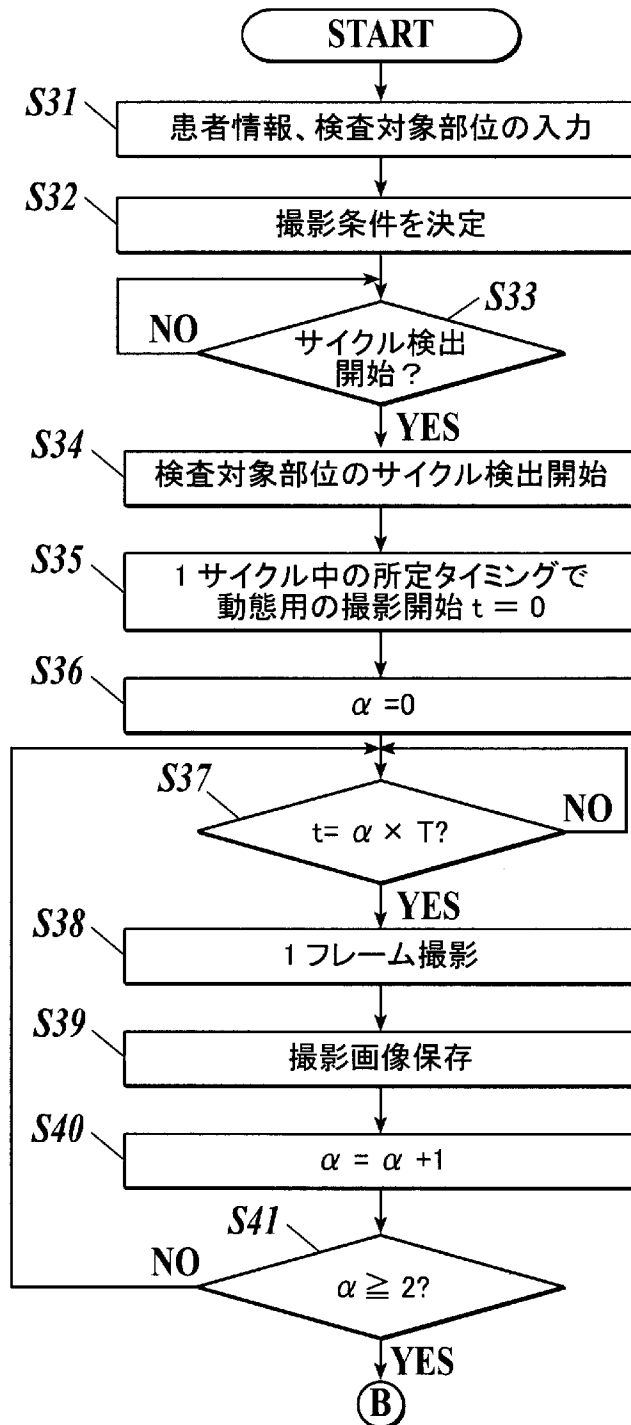
[図8]

FIG 8

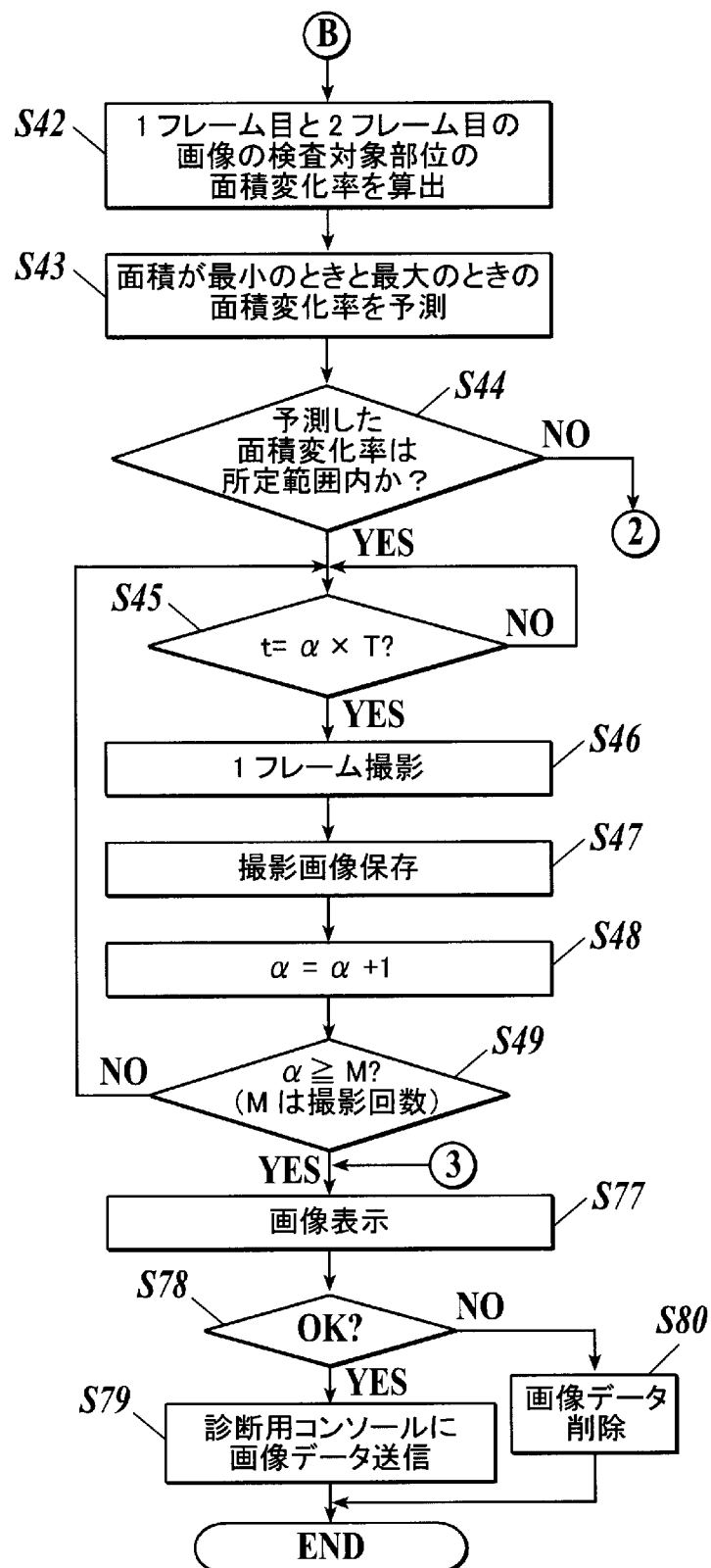
[図9]

FIG. 9

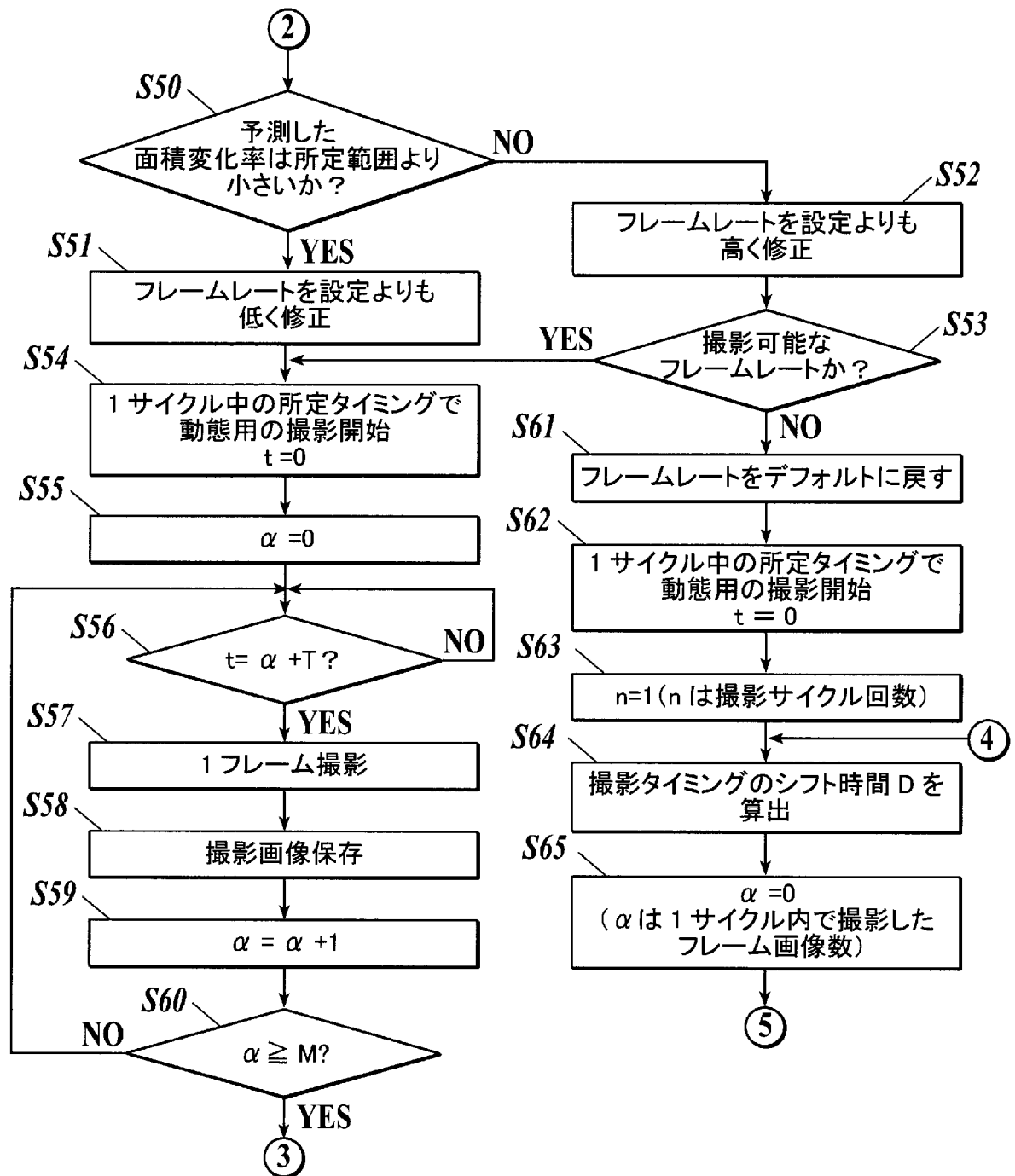
[図10A]

FIG 10A

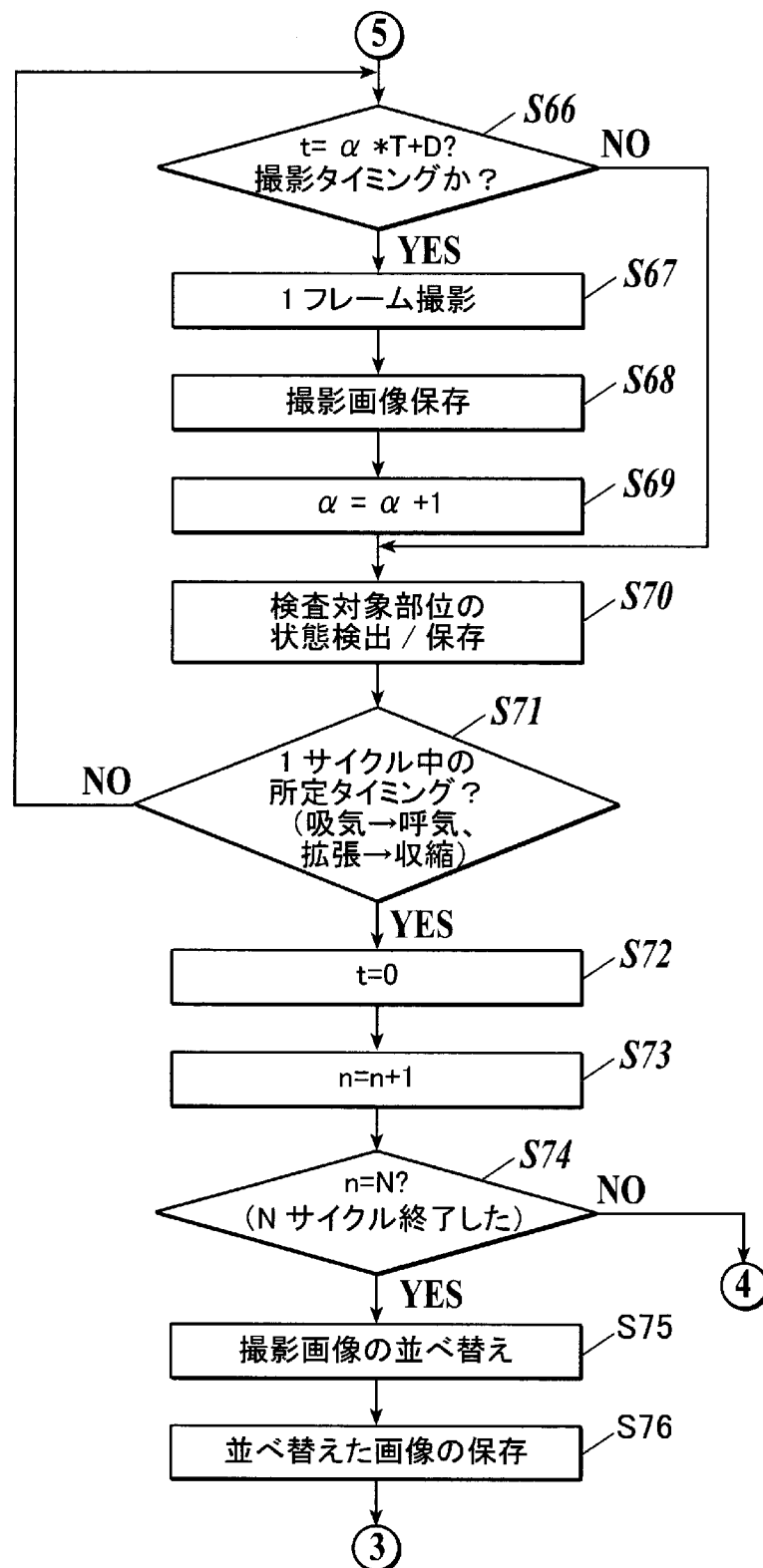
[図10B]

FIG. 10B

[図11]

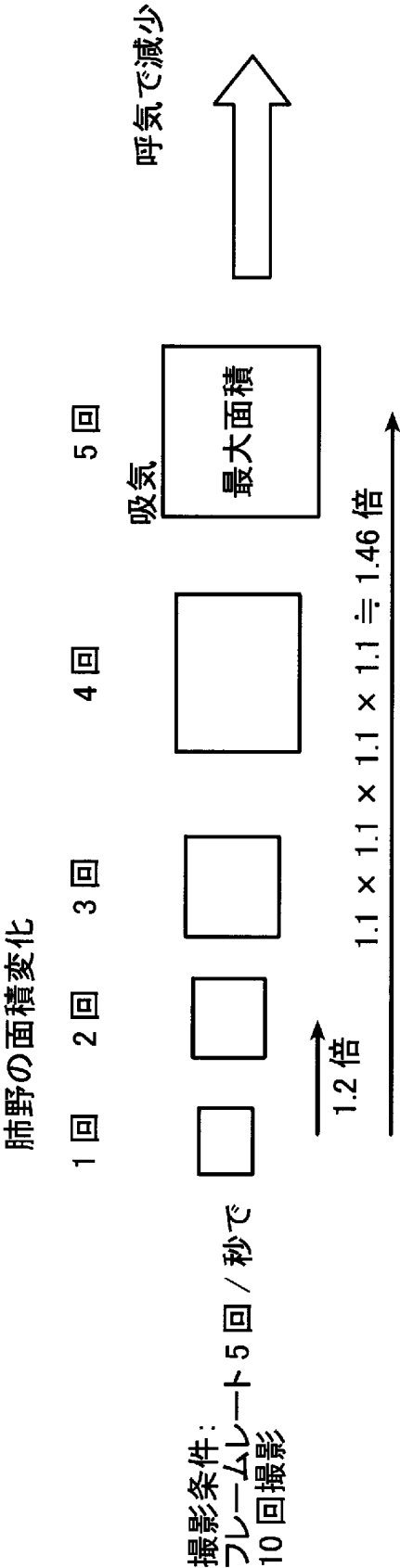
FIG.11

[図12]

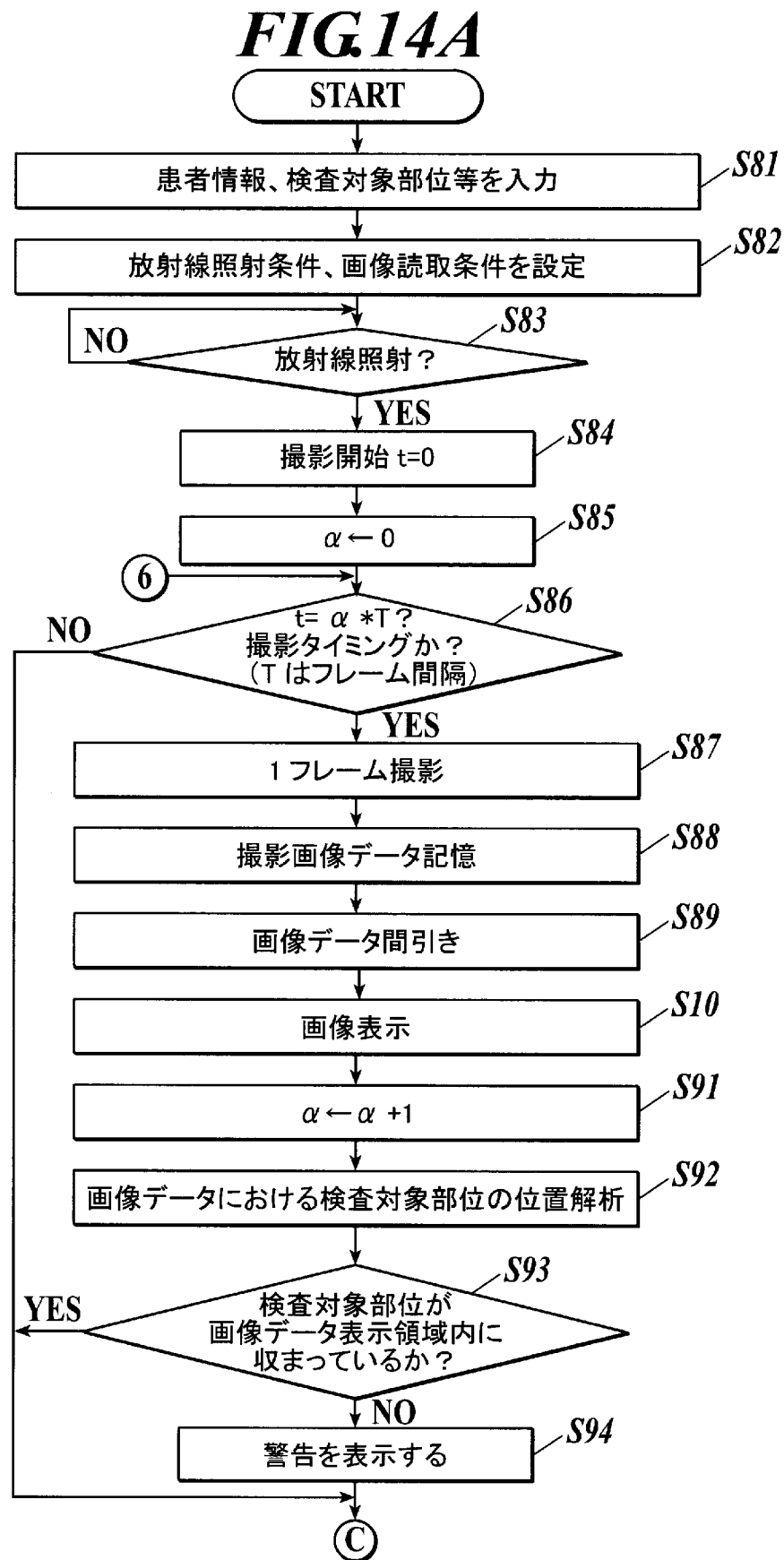
FIG.12

[図13]

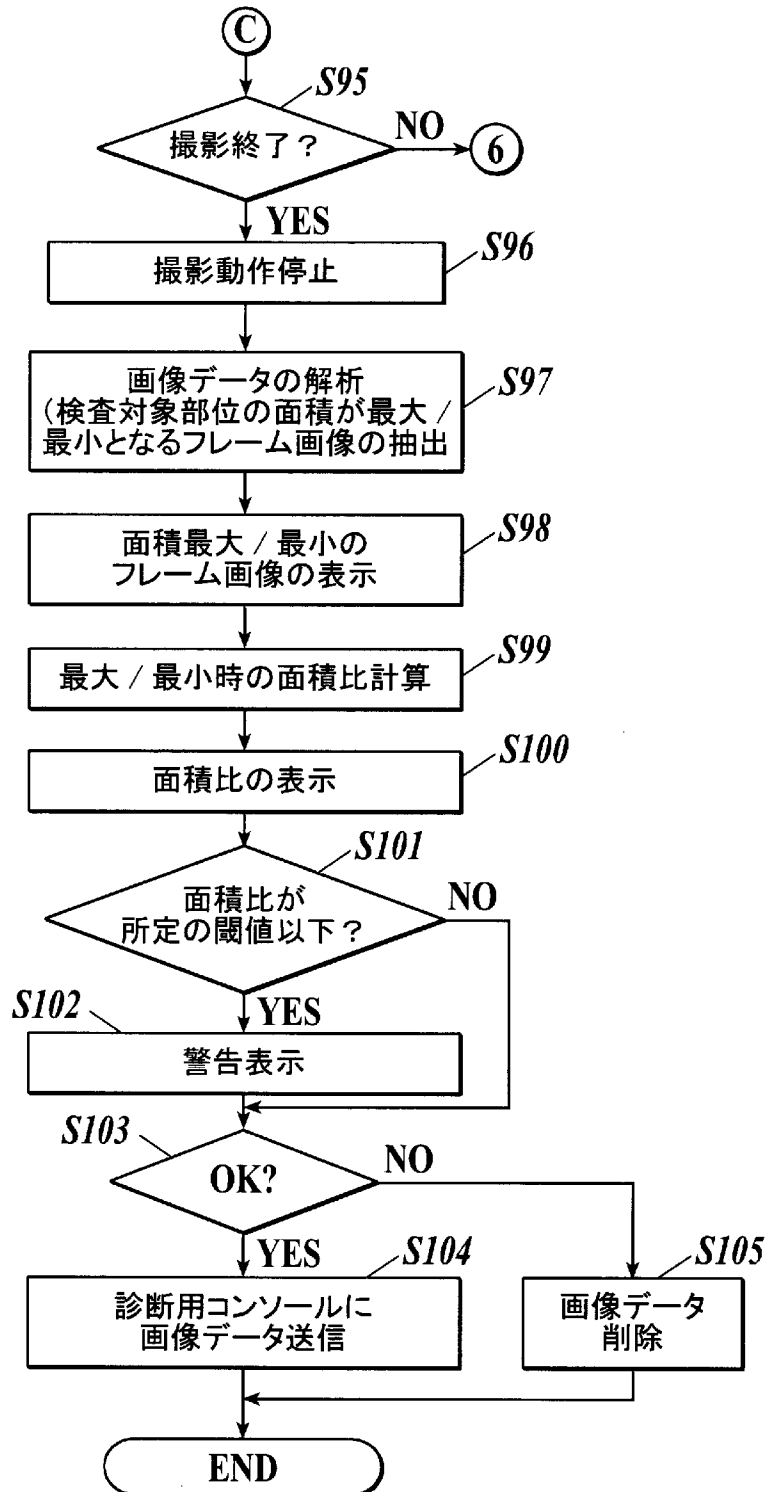
FIG13



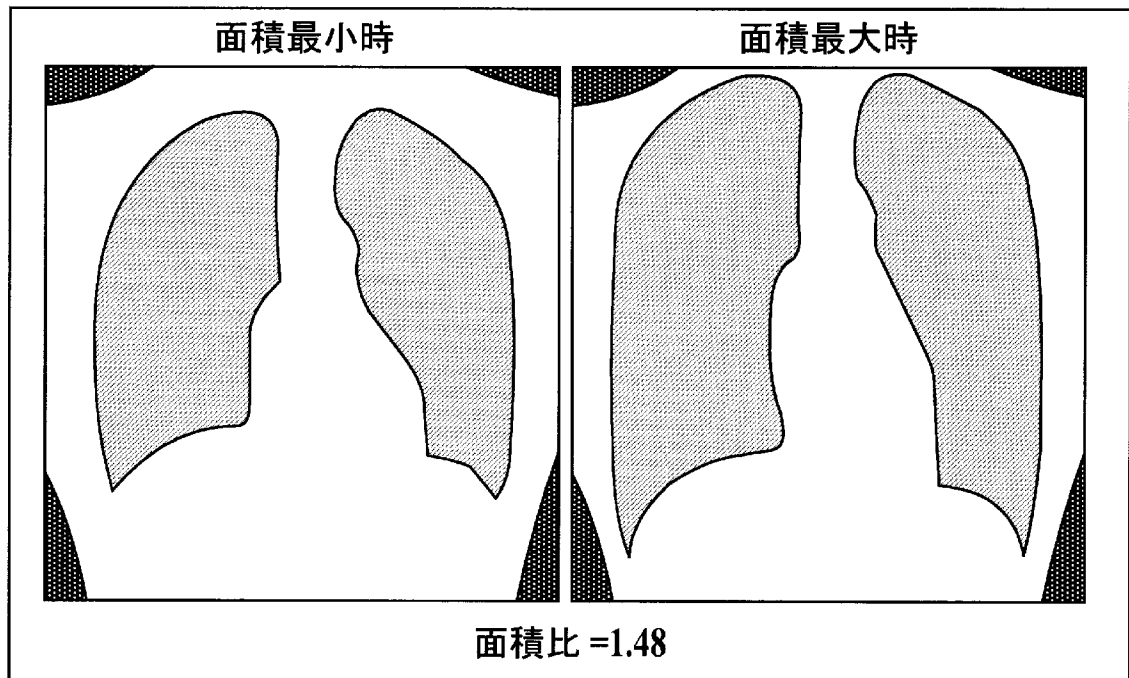
[図14A]



[図14B]

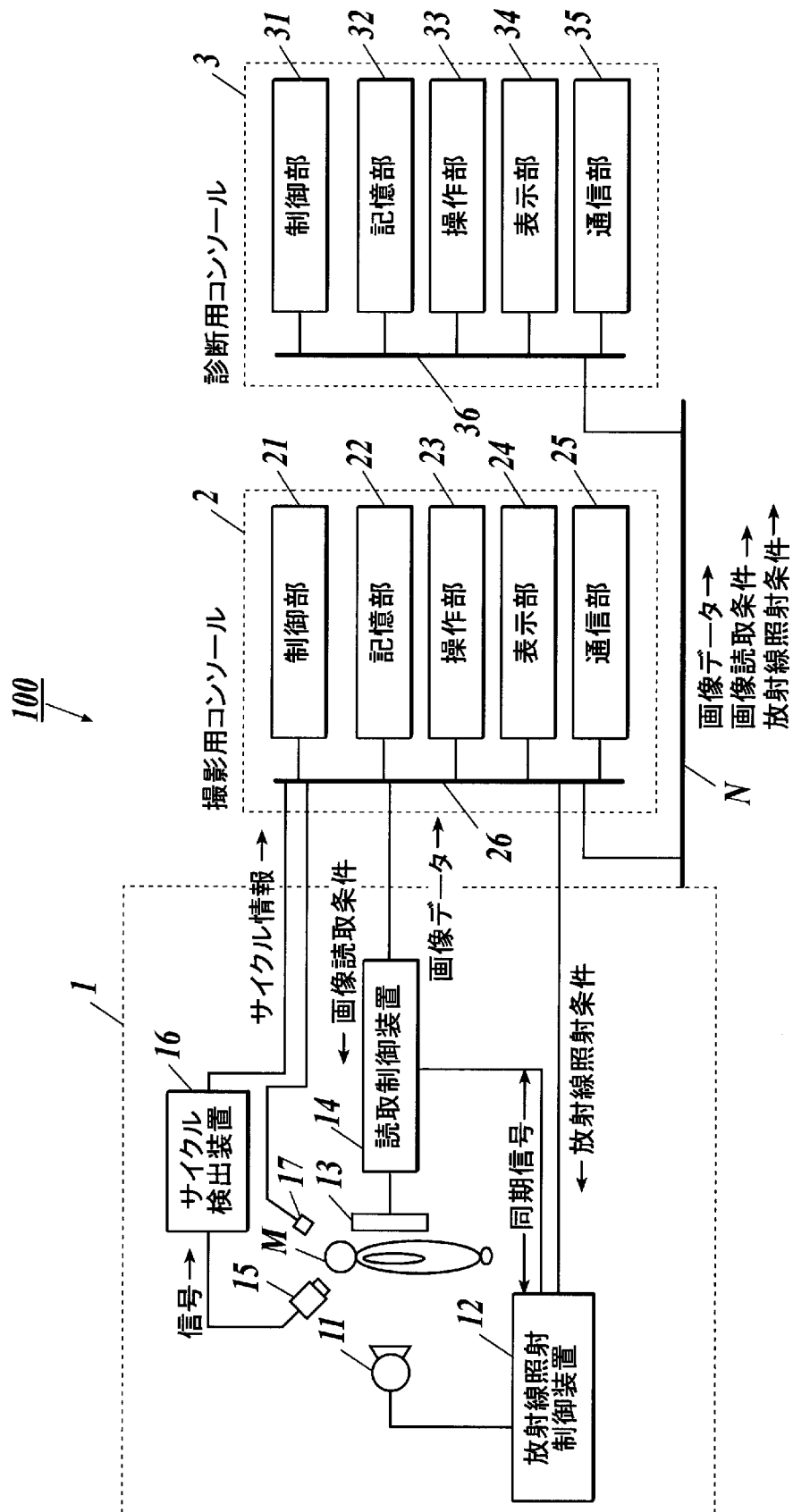
FIG. 14B

[図15]

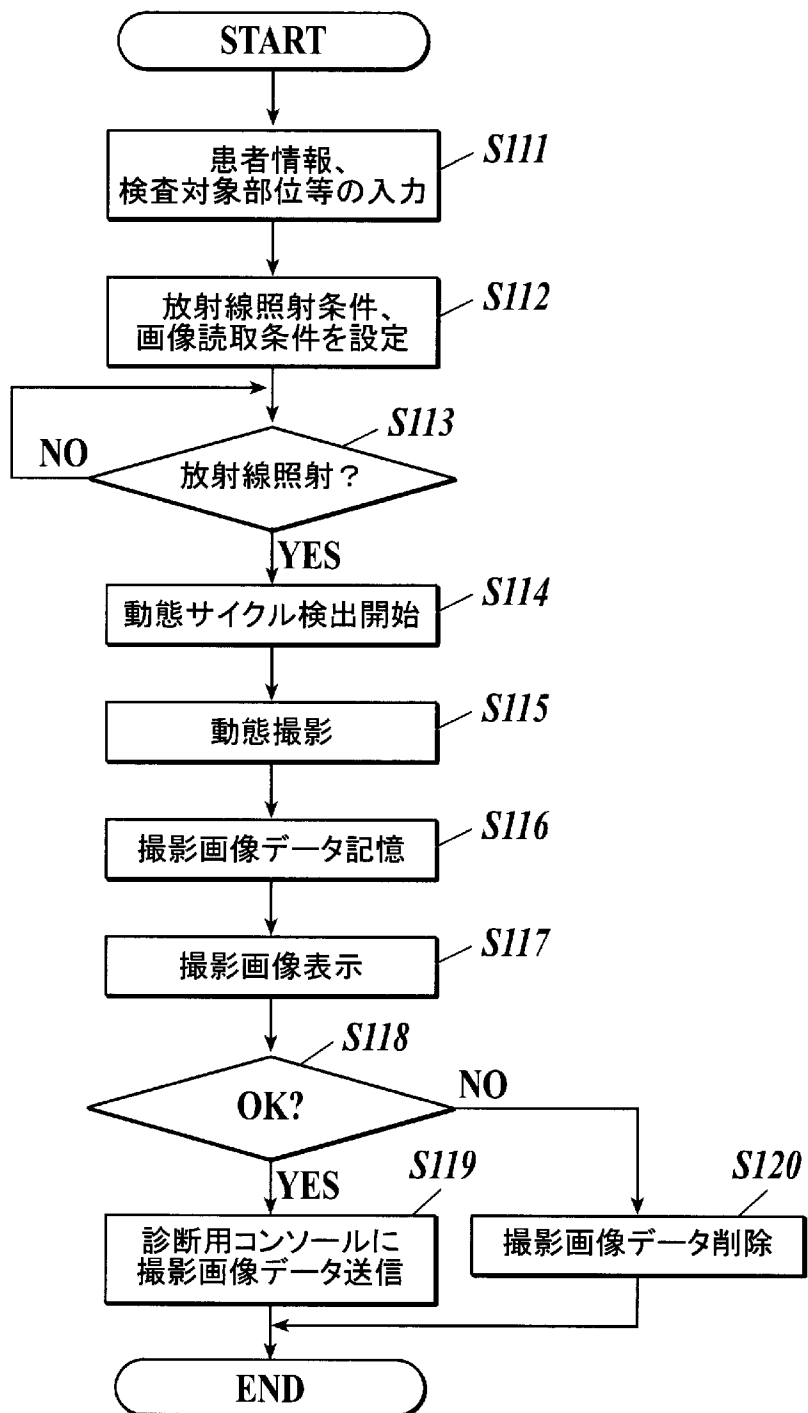
FIG.15

[図16]

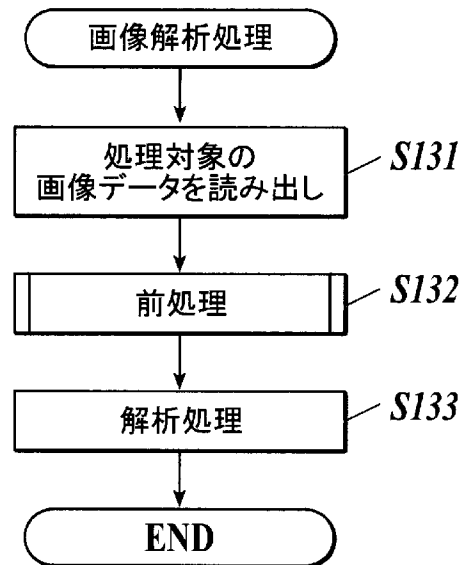
FIG. 16



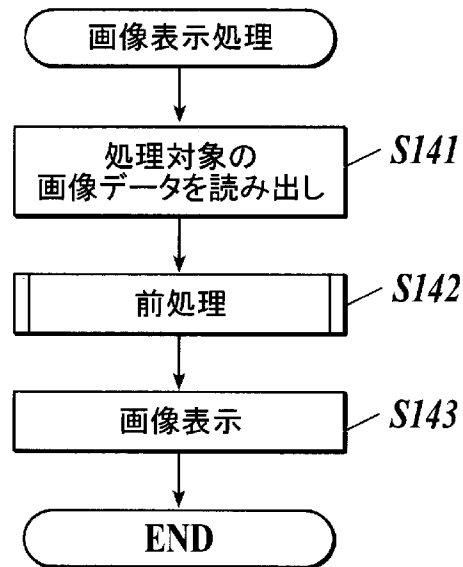
[図17]

FIG.17

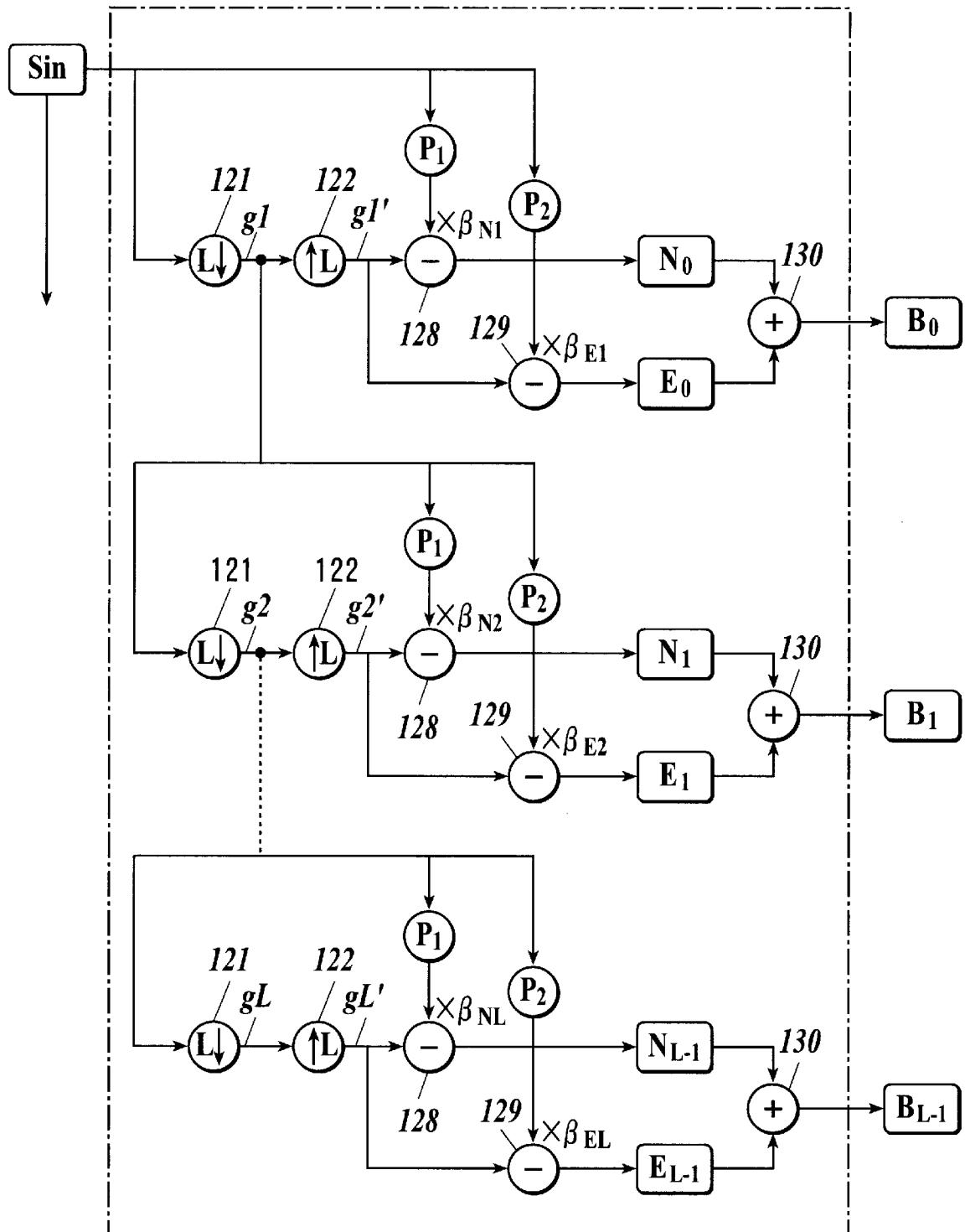
[図18]

FIG. 18

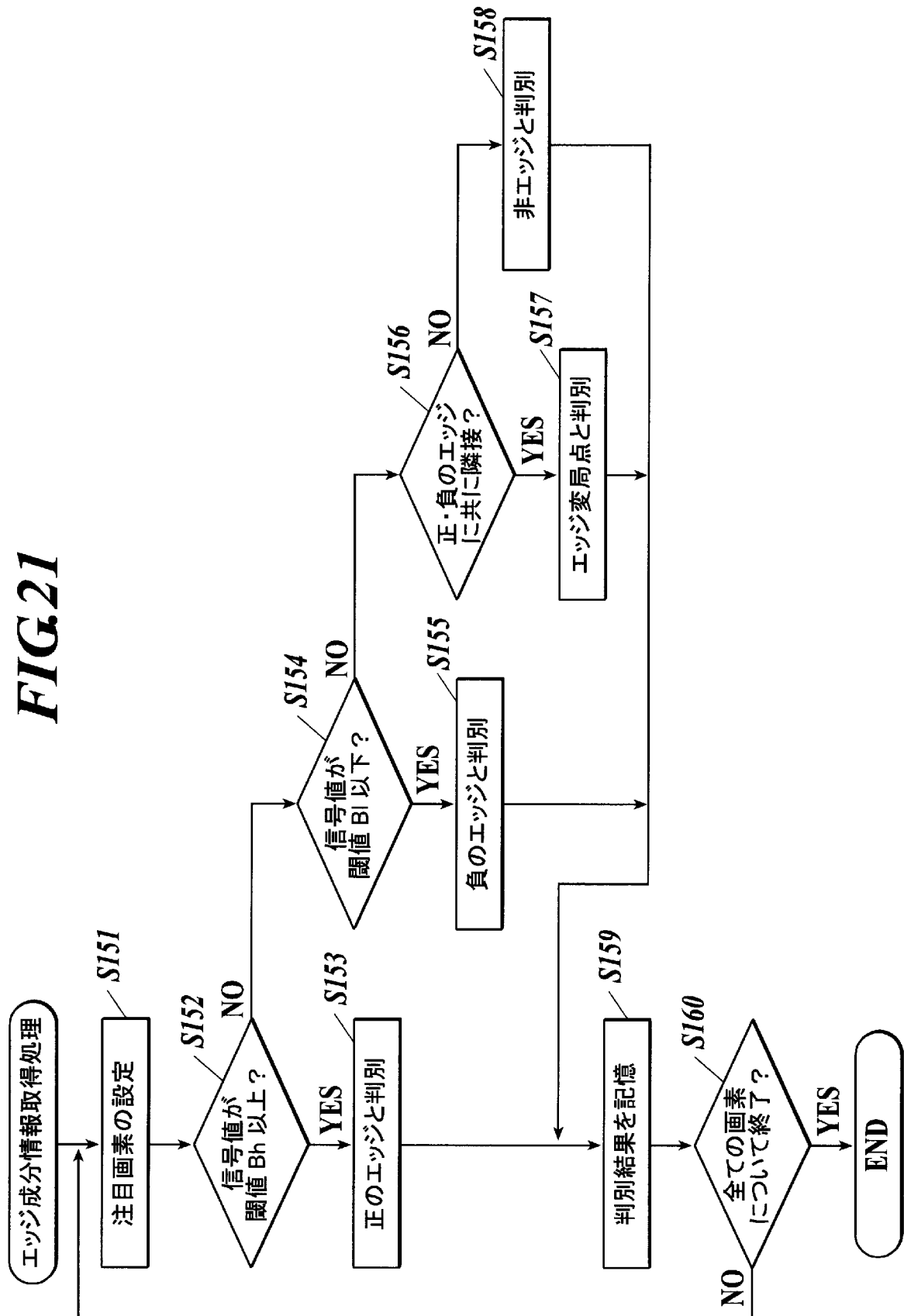
[図19]

FIG. 19

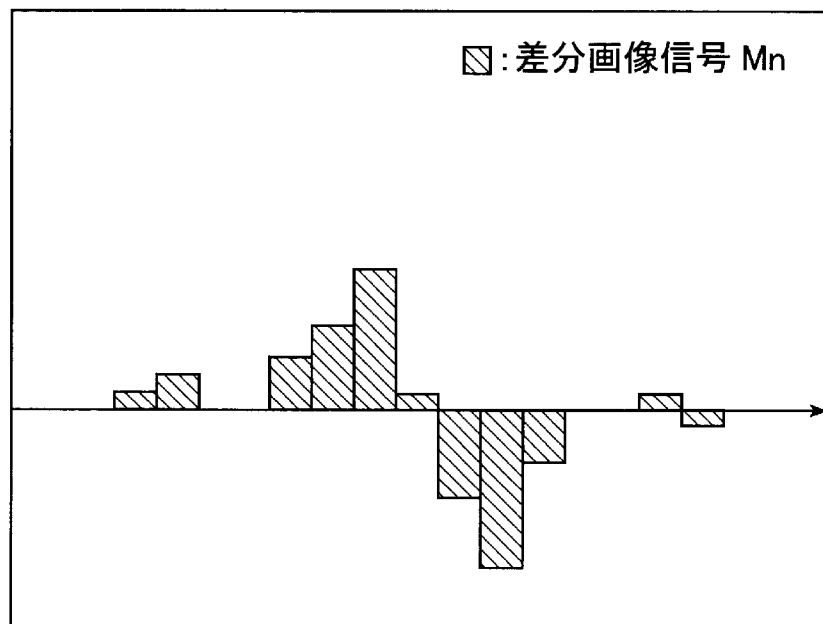
[図20]

FIG 20

[図21]

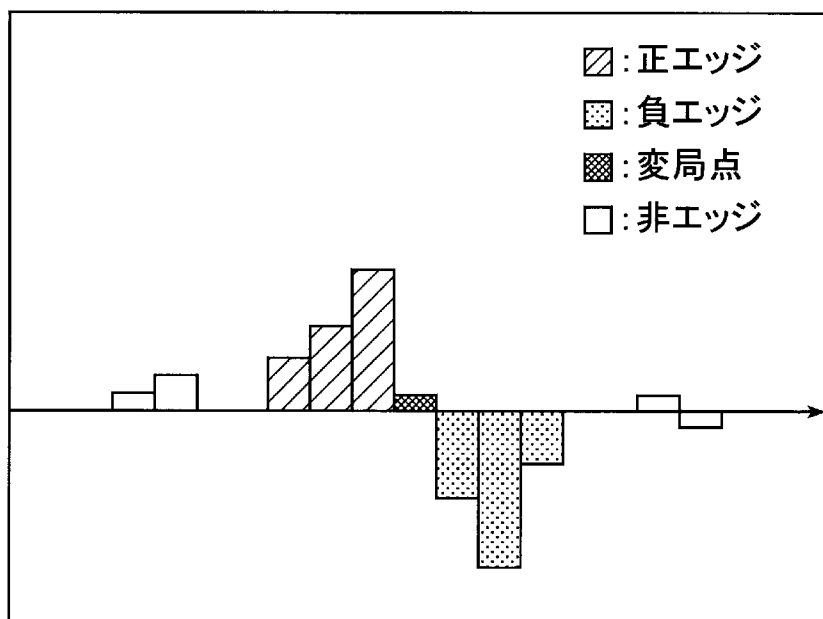


[図22A]

FIG.22A

差分画像信号 (1D)

[図22B]

FIG.22B

エッジ成分分類 (1D)

[図23A]

FIG.23A

2次元フィルタ係数

0.012	0.026	0.033	0.026	0.012
0.026	0.055	0.071	0.055	0.026
0.033	0.071	0.092	0.071	0.033
0.026	0.055	0.071	0.055	0.026
0.012	0.026	0.033	0.026	0.012

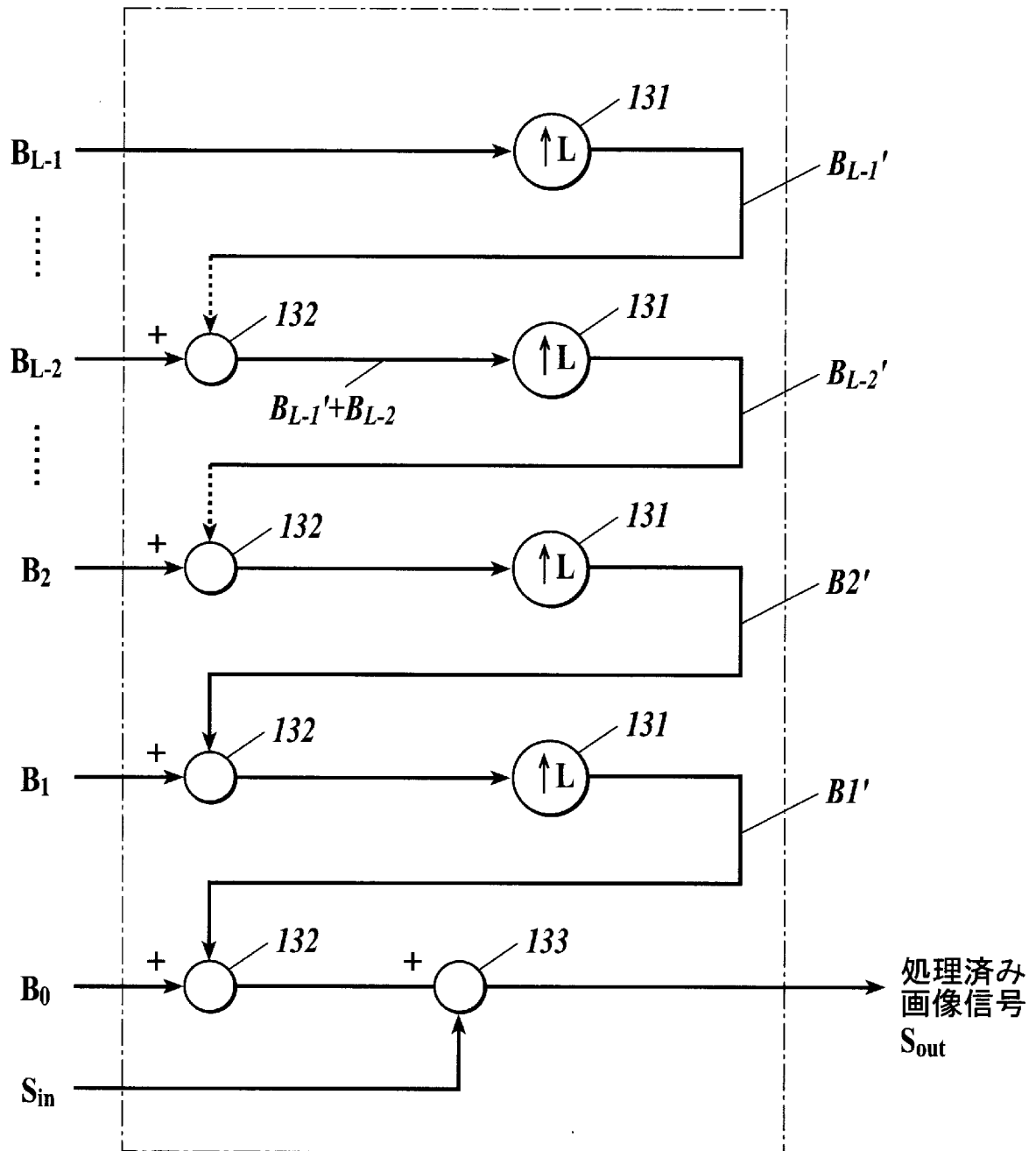
[図23B]

FIG.23B

1次元フィルタ係数

0.11
0.23
0.30
0.23
0.11

[図24]

FIG.24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/064529

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B6/00

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

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008

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.
Y A	JP 8-138883 A (Shimadzu Corp.), 31 May, 1996 (31.05.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y A	JP 2000-279400 A (Hitachi Medical Corp.), 10 October, 2000 (10.10.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y A	JP 7-67865 A (Toshiba Corp.), 14 March, 1995 (14.03.95), Full text; all drawings & US 5546440 A	1-7, 9-11, 13-20 8, 12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 November, 2008 (05.11.08)Date of mailing of the international search report
18 November, 2008 (18.11.08)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/064529

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2003-245272 A (Canon Inc.), 02 September, 2003 (02.09.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y	JP 2005-198798 A (Canon Inc.), 28 July, 2005 (28.07.05), Full text; all drawings (Family: none)	4
Y	JP 62-72323 A (Toshiba Corp.), 02 April, 1987 (02.04.87), Full text; all drawings (Family: none)	5-7

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

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 8 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 8 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 8 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 請求の範囲の番号
Y A	JP 8-138883 A（株式会社島津製作所）1996.05.31, 全文、全図（ファミリーなし）	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y A	JP 2000-279400 A（株式会社日立メディコ）2000.10.10, 全文、全図（ファミリーなし）	1-7, 9-11, 13-20 8, 12

☒ 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

0 5 . 1 1 . 2 0 0 8

国際調査報告の発送日

1 8 . 1 1 . 2 0 0 8

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

松谷 洋平

2 Q

3 4 1 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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 請求の範囲の番号
Y A	JP 7-67865 A (株式会社東芝) 1995.03.14, 全文、全図 & US 5546440 A	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y A	JP 2003-245272 A (キヤノン株式会社) 2003.09.02, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7, 9-11, 13-20 8, 12
Y	JP 2005-198798 A (キヤノン株式会社) 2005.07.28, 全文、全図 (ファミリーなし)	4
Y	JP 62-72323 A (株式会社東芝) 1987.04.02, 全文、全図 (ファミリーなし)	5-7