

(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
2014年6月19日(19.06.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/091977 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/082548
- (22) 国際出願日: 2013年12月4日(04.12.2013)
- (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 2012-271547 2012年12月12日(12.12.2012) JP
特願 2013-012096 2013年1月25日(25.01.2013) JP
- (71) 出願人: コニカミノルタ株式会社(KONICA MINOLTA, INC.) [JP/JP]; 〒1007015 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 嶋村 謙太(SHIMAMURA Kenta); 〒1007015 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 Tokyo (JP). 大和 宏(YAMATO Hiroshi); 〒1007015 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 Tokyo (JP). 遠山 修(Toyama Osamu); 〒1007015 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 Tokyo (JP). 村岡 慎太郎(MURAOKA Shintaro); 〒1007015 東京都千代

田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 Tokyo (JP). 野地 翔(NOJI Sho); 〒1007015 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 吉竹 英俊, 外(YOSHITAKE Hidetoshi et al.); 〒5400001 大阪府大阪市中央区城見1丁目4番70号住友生命OBPプラザビル10階 Osaka (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

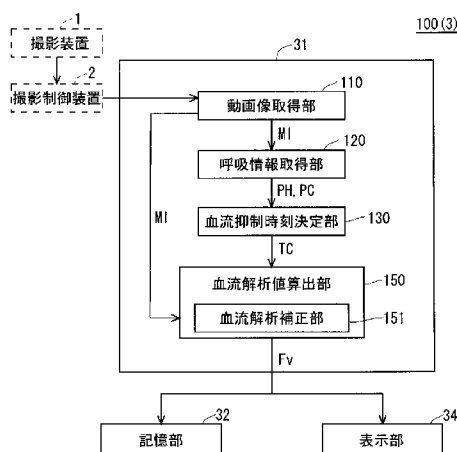
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE-PROCESSING DEVICE AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置及びプログラム

【図3】



- 1... IMAGING DEVICE
2... IMAGING CONTROL DEVICE
32... STORAGE UNIT
34... DISPLAY UNIT
110... MOVING IMAGE-ACQUIRING SECTION
120... RESPIRATION INFORMATION-ACQUIRING SECTION
130... SUPPRESSED BLOOD FLOW TIME-DETERMINING SECTION
150... BLOOD FLOW ANALYSIS VALUE-CALCULATING SECTION
151... BLOOD FLOW ANALYSIS-CORRECTING SECTION

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to obtain an image-processing device with which very precise and appropriate blood flow analysis values are obtained and which is capable of preventing reductions in the ability to identify thrombi using dynamic diagnosis. This image-processing device (3) for performing blood flow analysis is provided with: a moving image-acquiring section (110) for acquiring a moving image configured from multiple image frames in which changes in the blood flow of a target region have been taken sequentially in time; a respiration information-acquiring section (120) for acquiring respiration information synchronized with the times at which the image frames are taken; a suppressed blood flow time-determining section (130) for determining suppressed blood flow times (TC), which represent times when blood flow in the target region is assumed to be suppressed as a result of respiration, on the basis of the respiration information; and a blood flow analysis-detail correction section (151) for blood flow analysis detail correction, which excludes the image frames taken in the suppressed blood flow times (TC) from the blood flow analysis or reduces the blood flow analysis severity thereof compared to other time periods.

(57) 要約: 本発明は、精度が高く、適切な血流解析値が得られるとともに、動態診断による血栓の判別性能の低下を防ぐことが可能な画像処理装置をえいることを目的とする。本発明に係る血流解析を行う画像処理装置(3)は、対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得部(110)と、フレーム画像が撮影された時刻に同期した呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得部(120)と、呼吸に伴い対象領域の血流が抑制されると想定される時刻を示す血流抑制時刻(TC)を、呼吸情報に基づいて決定する血流抑制時刻決定処理を行う血流抑制時刻決定部(130)と、血流抑制時刻(TC)に撮影されたフレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行う血流解析補正部(151)と、を備える。



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:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：画像処理装置及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、人体または動物の身体が撮影された動態画像の画像処理技術に関する。

背景技術

[0002] 医療現場では、X線等を用いて内臓や骨格等に含まれる患部を撮影することにより、各種検査や診断が行われている。そして、近年では、デジタル技術の適用により、X線等を用いて患部の動きを捉えた動画像（複数のフレーム画像から構成される画像群）を比較的容易に取得することが可能となっている。

[0003] そこでは、FPD（flat panel detector）等の半導体イメージセンサを利用し、診断対象領域を含む被写体領域に対し動態画像を撮影できるため、従来のX線撮影による静止画撮影及び診断では実施できなかった診断対象領域などの動き解析による診断を実施することが可能になってきた。とりわけ、X線胸部における動態解析では、胸部における動画像のフレーム間差分を使うことで、2つの大きな動きである呼吸と心拍とに起因する換気機能と血流機能とを、胸部位置毎に解析できるため、低被爆で簡易な換気及び血流の診断方法として注目されている。

[0004] そこで、近年、換気機能と血流機能との動態解析として、種々な画像処理技術が提案されている。例えば、特許文献1が開示する技術では、血流解析においてはハイパスフィルタを用いた処理を行い、換気解析においてはローパスフィルタを用いた処理を行うというように、フィルタを使い分け、血流と換気とそれぞれの濃度値への影響を除外することで、フィルタ間差分による換気や血流を精度良く抽出する技術が開示されている。

[0005] また、特許文献2が開示する技術では、被検者の呼吸サイクルにおける現在の位相を検出し、現在の位相に応じてX線源を制御する技術が開示されて

いる。

[0006] 一方、上述したF P D等の半導体イメージセンサを利用することにより、従来のX線撮影による静止画撮影及び診断では実施できなかった診断対象領域などの動き解析に起因する病理解析や診断を実施する試みがなされている。とりわけ、X線胸部における動態解析では、肺野内の換気情報や血流情報を抽出し、各位置に対する肺野内濃度変化や血流の動きに関する動態機能定量的解析により、診断／治療を支援（X線動画用C A D）する検討も実施されている。

[0007] 上記の定量的解析方法として、胸部動画のフレーム間差分情報を基に、時間的変化を解析することで、胸部位置ごとの詳細な機能的データ、すなわち、呼吸の動きに関する換気異常箇所解析値や血流の動きに関する血流異常箇所解析値における情報を取得する換気解析や血流解析の方法が提案されている。

[0008] 例えば、特許文献3が開示する技術では、時系列的に連続して取得した複数のX線動画像を用いて時間的に隣接する画像の差分画像を算出し、複数の差分画像における対応画素群毎の最大画素値を示す画素で構成された1枚の画像を生成する技術が開示されている。

[0009] また、特許文献4が開示する技術では、胸部X線動画像における肺野の画素値が心拍動性により変化する性質を利用し、ピクセル値の変化情報を肺血流の情報とみなして、肺塞栓症や心臓疾患等等の診断のために有効利用する技術であり、具体的手法として、心室拡張期の心臓動態を認識し、心室収縮期における心臓から肺への血流増加（肺血流の増加）に伴う胸部X線動画像のピクセル値の変化の情報を生成する技術が開示されている。

[0010] 更に、上述した特許文献1が開示する技術では、血流解析においてはハイパスフィルタを用いた処理を行い、換気解析においてはローパスフィルタを用いた処理を行うというように、フィルタを使い分け、血流と換気とそれぞれの濃度値への影響を除外することで、フィルタ間差分による換気や血流を精度良く抽出する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

- [0011] 特許文献1：特開2012-110399号公報
特許文献2：特開2003-249398号公報
特許文献3：特開2004-312434号公報
特許文献4：国際公開第2007/078012号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0012] (第1の事情)

一方、X線胸部動態画像を用いた血流解析を行う際、最大吸気状態では肺内部の血管が圧迫される等の理由から当該血管に流れる血流が減弱するという現象が生じ、血流解析により得られる血流解析値が本来の値よりも減少すると考えられている。とりわけ、血栓になりやすい末梢血管は、上記の血流減弱の現象に加え、もともと血流量が少ないため、血流が更に見え難くなり、血栓との区別がつかなくなる可能性が高くなることから、血栓の判別性能が低下すると考えられている。

[0013] これに対して、上記特許文献1の従来技術では、換気と血流とは相互に関係しない情報として影響を排除するものであるため、上記現象に対しては、動態診断に適切な血流解析が行えなくなる可能性があるという課題がある。

[0014] また、上記特許文献2の従来技術では、呼吸周期に応じてX線源を制御することで、動態診断に必要な情報量を最大にすることが可能であるが、肺や横隔膜などの組織の動きを検査することが目的であり、血流解析を目的としたものではなく開示もされていない。

[0015] (第2の事情)

一方、上記特許文献3、4の従来技術によって詳細な血流解析を実施するにあたっては、被検者が息止めを行い、呼吸に起因した影響を除去した状態で撮影を行うという方法が望ましい。

[0016] しかしながら、息止め状態で撮影した動態画像では、肺野内の動きや形状変化が見られないため、換気解析を同時に解析することはできないという課題がある。したがって、血流解析と換気解析とを行う場合は、血流解析のための息止撮影と、換気解析のための自然呼吸状態または強制呼吸状態の撮影といった２パターンの撮影を実施する必要がある。また、両方の撮影を実施するということは、各々解析を行う為に必要な周期及び撮影秒数（フレーム画像数）を確保することから、撮影そのものの時間が長くなり、被曝量の増加に繋がるという課題がある。

[0017] これに対して、上記特許文献１の従来技術では、換気と血流とは相互に関係しない情報として影響を排除するものであるため、撮影そのものは、呼吸状態における動画撮影の１パターンの撮影ですむが、呼吸の吸気位相状態及び呼気位相状態の何れかの位相状態によって血流解析値に影響が及ぶことが考慮されていない（詳細は後述する）。このため、血流解析精度低下が発生し得るという課題がある。

[0018] 本発明は、上述した第１の事情に鑑みてなされたものであり、精度が高く、適切な血流解析値が得られるとともに、動態診断による血栓の判別性能の低下を防ぐことが可能な画像処理技術を提供することを目的とする。

[0019] さらに、本発明は、上述した第２の事情に鑑みてなされたものであり、呼吸の位相状態（吸気位相状態及び呼気位相状態）を考慮した精度の高い血流解析値を得ることが可能な画像処理技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0020] 上記第１の事情を考慮して、上記課題のうち少なくとも一つを解決するために、本発明の第１の側面においては、血流解析を行う画像処理装置であって、人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、前記フレーム画像が撮影された時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、呼吸に伴い前記対象領域の血流が抑制されると想定される時刻を示す血

流抑制時刻を、前記呼吸情報に基づいて決定する血流抑制時刻決定処理を行う血流抑制時刻決定手段と、前記血流抑制時刻に撮影された前記フレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行う血流解析補正手段と、を備える。

[0021] 上記第2の事情を考慮して、上記課題のうち少なくとも一つを解決するために、本発明の第2の側面においては、人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、前記フレーム画像が撮影された撮影時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、前記呼吸情報が吸気位相状態または呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定して位相状態判定結果を得る位相状態判定処理を行う位相状態判定手段と、前記呼吸情報及び前記位相状態判定結果に基づいて前記吸気位相状態及び前記呼気位相状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定する解析範囲設定処理を行う解析範囲設定手段と、前記血流解析範囲内における前記フレーム画像に対して、血流解析を行うことにより、前記少なくとも一方の状態における血流解析値を得る血流解析値算出処理を行う血流解析値算出手段と、を備える画像処理装置である。

発明の効果

[0022] 上記第1の側面の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定手段により、血流抑制時刻を呼吸情報に基づいて設定し、血流解析補正手段により、該血流抑制時刻に撮影されたフレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行っている。したがって、血流解析内容補正処理を伴った血流解析が可能となり、呼吸に起因して血流解析値が異常値となることを回避することができるため、精度が高く、適切な血流解析値を得ることが可能となる。このため、血栓の判別性能が低下することを防ぎ、血流の動態診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0023] 上記第2の側面の画像処理装置によれば、呼吸情報及び位相状態判定結果に基づいて吸気位相状態及び呼気位相状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定し、血流解析範囲内におけるフレーム画像に対して、血流解析を行うことにより、上記少なくとも一方の状態における血流解析値を得る。これにより、ユーザが所望する、吸気位相状態及び呼気位相状態のうち少なくとも一方の位相状態に応じた、すなわち、呼吸の位相状態を考慮した血流解析値を得ることが可能となる。このため、血流の画像診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]第1実施形態に係る放射線動態画像撮影システム100の全体構成を示す図である。

[図2]呼吸位相について説明する図である。

[図3]第1実施形態に係る画像処理装置3の機能構成を示すブロック図である。

[図4]放射線動態画像撮影によって撮影した動態画像を例示する図である。

[図5]肺野領域の輪郭抽出を例示する模式図である。

[図6]肺野領域の特徴点の位置を例示した模式図である。

[図7]呼吸情報の波形データを時系列で示した模式図である。

[図8]血流抑制時刻決定処理について説明する図である。

[図9]血流抑制時刻決定処理について説明する図である。

[図10]血流抑制時刻決定処理について説明する図である。

[図11]第1実施形態において実現される画像処理装置3の基本動作を説明するフローチャートである。

[図12]第1実施形態において実現される画像処理装置3の基本動作を説明するフローチャートである。

[図13]第2実施形態に係る画像処理装置3Aの機能構成を示すブロック図である。

[図14]振幅方向拡張処理について説明する図である。

[図15]振幅方向拡張処理について説明する図である。

[図16]振幅方向拡張処理について説明する図である。

[図17]振幅方向拡張処理について説明する図である。

[図18]第2実施形態において実現される画像処理装置3Aの基本動作を説明するフローチャートである。

[図19]第3実施形態に係る画像処理装置3Bの機能構成を示すブロック図である。

[図20]時間軸方向拡張処理について説明する図である。

[図21]時間軸方向拡張処理について説明する図である。

[図22]第3実施形態において実現される画像処理装置3Bの基本動作を説明するフローチャートである。

[図23]第4実施形態に係る画像処理装置3Cの機能構成を示すブロック図である。

[図24]第4実施形態に係る画像処理装置3Cの変形例の機能構成を示すブロック図である。

[図25]血流抑制時刻決定処理に制約を課す処理について説明する図である。

[図26]第4実施形態において実現される画像処理装置3Cの基本動作を説明するフローチャートである。

[図27]第5実施形態に係る画像処理装置3Dの機能構成を示すブロック図である。

[図28]第5実施形態に係る画像処理装置3Dの変形例の機能構成を示すブロック図である。

[図29]複数のフレーム画像から得られる血流周期を説明する図である。

[図30]血流周期の単位で設定されるよう血流抑制時刻を調整する処理について説明する図である。

[図31]第5実施形態において実現される画像処理装置3Dの基本動作を説明するフローチャートである。

[図32]呼吸中に息止めをして動画撮影をした場合の呼吸位相PHについて説

明する図である。

[図33]呼吸相対値について説明する図である。

[図34]血流抑制時刻決定処理に制約を課す処理について説明する図である。

[図35]第6実施形態に係る放射線動態画像撮影システム200の全体構成を示す図である。

[図36]呼吸位相について説明する図である。

[図37]呼吸位相と心拍位相との関係について説明する図である。

[図38]第6実施形態に係る画像処理装置3の機能構成を示すブロック図である。

[図39]第6実施形態に係る画像処理装置3'の機能構成を示すブロック図である。

[図40]呼吸情報の波形データを時系列で示した模式図である。

[図41]心臓壁の変動を例示する模式図である。

[図42]心臓の横幅の変動サイクルを例示する模式図である。

[図43]心電計で計測された波形の一部を例示する模式図である。

[図44]解析範囲設定処理について説明する図である。

[図45]解析範囲設定処理について説明する図である。

[図46]解析範囲設定処理について説明する図である。

[図47]血流解析値算出処理について説明する図である。

[図48]血流解析値算出処理について説明する図である。

[図49]血流解析値算出処理について説明する図である。

[図50]第6実施形態において実現される画像処理装置3(3')の基本動作を説明するフローチャートである。

[図51]第6実施形態において実現される画像処理装置3(3')の基本動作を説明する模式図である。

[図52]診断目的範囲の一例を示す図である。

[図53]診断目的範囲の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0025] < 1. 第 1 実施形態 >

本発明の第 1 実施形態に係る放射線動態画像撮影システムについて以下説明する。

[0026] < 1 - 1. 放射線動態画像撮影システムの全体構成 >

第 1 実施形態に係る放射線動態画像撮影システムは、人体または動物の身体を被写体として、被写体の対象領域の物理的状态が周期的に時間変化する状況に対して放射線画像の撮影を行う。

[0027] 図 1 は、第 1 実施形態に係る放射線動態画像撮影システムの全体構成を示す図である。図 1 に示すように、放射線動態画像撮影システム 100 は、撮影装置 1 と、撮影制御装置 2（撮影用コンソール）と、画像処理装置 3（診断用コンソール）とを備える。撮影装置 1 と、撮影制御装置 2 とが通信ケーブル等により接続され、撮影制御装置 2 と、画像処理装置 3 とが LAN（Local Area Network）等の通信ネットワーク NT を介して接続されて構成されている。放射線動態画像撮影システム 100 を構成する各装置は、DICOM（Digital Image and Communications in Medicine）規格に準じており、各装置間の通信は、DICOM 規格に則って行われる。

[0028] < 1 - 1 - 1. 撮影装置 1 の構成 >

撮影装置 1 は、例えば、X 線撮影装置等によって構成され、呼吸運動を伴う、被写体 M の胸部の動態を撮影する装置である。動態撮影は、被写体 M の胸部に対し、X 線等の放射線を繰り返して照射しつつ、時間順次に複数の画像を取得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（動画像）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。本実施形態においてはこれらの画像に基づいて血流解析を行うとともに、呼吸の波形（呼吸位相）を求める。

[0029] 図 1 に示すように、撮影装置 1 は、照射部（放射線源）11 と、放射線照射制御装置 12 と、撮像部（放射線検出部）13 と、読取制御装置 14 と、サイクル検出センサ 15 と、サイクル検出装置 16 とを備えて構成されている。

- [0030] 照射部 1 1 は、放射線照射制御装置 1 2 の制御に従って、被写体 M に対し放射線（X 線）を照射する。図示例は人体用のシステムであり、被写体 M は検査対象者に相当する。以下では被写体 M を「被検者」とも呼ぶ。
- [0031] 放射線照射制御装置 1 2 は、撮影制御装置 2 に接続されており、撮影制御装置 2 から入力された放射線照射条件に基づいて照射部 1 1 を制御して放射線撮影を行う。
- [0032] 撮像部 1 3 は、F P D 等の半導体イメージセンサにより構成され、照射部 1 1 から照射されて被検者 M を透過した放射線を電気信号（画像情報）に変換する。
- [0033] 読取制御装置 1 4 は、撮影制御装置 2 に接続されている。読取制御装置 1 4 は、撮影制御装置 2 から入力された画像読取条件に基づいて撮像部 1 3 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、撮像部 1 3 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、読取制御装置 1 4 は、取得した画像データ（フレーム画像）を撮影制御装置 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、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。
- [0034] ここで、放射線照射制御装置 1 2 と読取制御装置 1 4 とは互いに接続され、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。
- [0035] サイクル検出装置 1 6 は、被検者 M の呼吸サイクルを検出してサイクル情報を撮影制御装置 2 の制御部 2 1 に出力する。また、サイクル検出装置 1 6 は、例えばレーザー照射によって被写体 M の胸部の動き（被写体 M の呼吸サイクル）を検出するサイクル検出センサ 1 5 と、サイクル検出センサ 1 5 により検出された呼吸サイクルの時間を測定し制御部 2 1 に出力する計時部（

不図示)とを備える。

[0036] < 1 - 1 - 2. 撮影制御装置 2 の構成 >

撮影制御装置 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 により取得された動態画像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の確認用に表示する。

[0037] 図 1 に示すように、撮影制御装置 2 は、制御部 2 1 と、記憶部 2 2 と、操作部 2 3 と、表示部 2 4 と、通信部 2 5 とを備えて構成され、各部はバス 2 6 により接続されている。

[0038] 制御部 2 1 は、CPU (Central Processing Unit) や RAM (Random Access Memory) 等により構成される。制御部 2 1 の CPU は、操作部 2 3 の操作に応じて、記憶部 2 2 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後述する撮影制御処理を始めとする各種処理を実行し、撮影制御装置 2 各部の動作や、撮影装置 1 の動作を集中制御する。

[0039] 記憶部 2 2 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 2 2 は、制御部 2 1 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。

[0040] 操作部 2 3 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とを備えて構成され、キーボードに対するキー操作、マウス操作、あるいは、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部 2 1 に出力する。

[0041] 表示部 2 4 は、カラー LCD (Liquid Crystal Display) 等のモニタにより構成され、制御部 2 1 から入力される表示信号の指示に従って、操作部 2 3 からの入力指示やデータ等を表示する。

[0042] 通信部 2 5 は、LAN アダプタやモデムや TA (Terminal Adapter) 等を備え、通信ネットワーク NT に接続された各装置との間のデータ送受信を制

御する。

[0043] < 1 - 1 - 3. 画像処理装置 3 の構成 >

画像処理装置 3 は、撮影装置 1 から送信された動態画像を、撮影制御装置 2 を介して取得し、医師等が読影診断するための画像を表示する。

[0044] 図 1 に示すように、画像処理装置 3 は、制御部 3 1 と、記憶部 3 2 と、操作部 3 3 と、表示部 3 4 と、通信部 3 5 と、解析部 3 6 とを備えて構成され、各部はバス 3 7 により接続されている。

[0045] 制御部 3 1 は、CPU、RAM 等により構成される。制御部 3 1 の CPU は、操作部 3 3 の操作に応じて、記憶部 3 2 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各種処理を実行し、画像処理装置 3 各部の動作を集中制御する（詳細は後述する）。

[0046] 記憶部 3 2 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 3 2 は、制御部 3 1 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 3 2 は、後述する画像処理を実行するための画像処理プログラムを記憶している。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 3 1 は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

[0047] 操作部 3 3 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、あるいは、タッチパネルを介して入力された指示信号を制御部 3 1 に出力する。

[0048] 表示部 3 4 は、カラー LCD 等のモニタにより構成され、制御部 3 1 から入力される表示信号の指示に従って、操作部 3 3 からの入力指示、データ、及び、後述する表示用画像を表示する。

[0049] 通信部 3 5 は、LAN アダプタやモデムや TA 等を備え、通信ネットワーク NT に接続された各装置との間のデータ送受信を制御する。

[0050] 解析部 36 は、制御部 31 の制御の下で、撮影装置 1 から送信された動態画像に基づいて血流を解析する。

[0051] < 1 - 2. 呼吸位相の一般的特性と血流解析値における問題点 >

この実施形態における画像処理装置 3 の詳細を説明する前提として、呼吸位相の一般的特性と血流解析から得られる血流解析値における問題点とを説明しておく。

[0052] 図 2 は、呼吸位相の一般的特性を例示する図であり、図 2 (a) が呼吸位相の波形の一部を示し、図 2 (b) が図 2 (a) の領域 A R (1 周期分) における呼吸位相を示す。なお、横軸は動画撮影された時刻 (時間方向) を示し、縦軸は後述する呼吸振動値 (詳細は後述する) を示す。

[0053] 図 2 (b) で示されるように、1 周期 P C 分の呼吸位相 P H は、最大吸気位相 B 1 と最大呼気位相 B 2 と (詳細は後述する) を有し、最大呼気位相 B 2 から最大吸気位相 B 1 までを吸気位相 P H 1 と呼び、最大吸気位相 B 1 から最大呼気位相 B 2 までを呼気位相 P H 2 と呼ぶ。すなわち、1 周期 P C のうち前半周期 P C 1 を吸気位相 P H 1 とし後半周期 P C 2 を呼気位相 P H 2 とすれば、前半周期 P C 1 と後半周期 P C 2 とは、健常者であれば一般的には等しくなる。

[0054] ところで、最大吸気位相 B 1 においては、肺野領域の血管に流れる血流が減弱する現象が生じる。血流が減弱する要因としては、以下 2 種類が考えられている。

[0055] (i) 血管圧迫 : 最大吸気状態では、肺内部の血管への外部からの圧迫が高まると、血流が流れにくくなるため、フレーム画像上での血流の見えが減弱する。

[0056] (i i) 血管伸長 : 最大吸気状態では、肺が膨らみ、血管が本来より伸びて細くなるため、フレーム画像上での血流の見えが減弱する。

[0057] このため、血流解析を解析対象となるデータに対して一括して行くと、最大吸気位相 B 1 の時刻においては、血流解析により得られる血流解析値が本来の値よりも減少してしまい正常な値が得られない可能性がある。

[0058] また、血栓になりやすい末梢血管では、上記の血流が減弱する現象に加え、もともと血流量が少ないため、最大吸気状態では、さらに血流が見えなくなり、血栓との区別がつかなくなる可能性が高い。このため、血栓の判別性能が低下し、血流の動態診断を適切かつ効率的に行うことができない。

[0059] このような背景の下、呼吸に起因して血流解析値が異常値となることで誤診することを回避し、適切に血栓の判別が行える動態診断が望まれている。

[0060] 以下に説明する各構成においては、上記のような血流が減弱する時刻（タイミング）を考慮することで適切な血流解析値が得られるとともに、動態診断による血栓の判別性能が低下することを防ぐことが可能となる。なお、以下の説明においては、このように血流が減弱することを、「血流が抑制される」、あるいは「血流抑制」と表現している。また、本発明及び本実施形態の説明において、「時刻」の用語は必ずしも特定の時分を示すものではなく、所定のタイミングや瞬間等を表現するために便宜上「時刻」の用語を用いている。例えば、測定の開始から経過時間における特定の瞬間や、時間軸上の所定のタイミングをスタートとして計測される経過時間における特定のタイミング等を含む表現として用いられる。

[0061] 以下では、第1実施形態における画像処理装置3の詳細について説明する。

[0062] <1-3. 画像処理装置3の具体的構成>

本発明の第1実施形態における放射線動態画像撮影システム100の画像処理装置3は、血流が抑制される時刻（タイミング）を考慮して血流解析値を得ることにより、血流の動態診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0063] 以下では、画像処理装置3で実現される機能的な構成について説明する。

[0064] <1-3-1. 画像処理装置3の機能構成>

図3は、放射線動態画像撮影システム100における画像処理装置3において、CPU等が各種プログラムに従って動作することにより制御部31で実現される機能構成を他の構成とともに示す図である。なお、この実施形態

の画像処理装置 3 は、主として心臓および両肺を含む胸部が撮影された動態画像を使用する。

[0065] 制御部 31 では、主に、動画像取得部 110 と、呼吸情報取得部 120 と、血流抑制時刻決定部 130 と、血流解析値算出部 150 と、血流解析補正部 151 と、から構成される。

[0066] 以下では、図 3 で示されたような制御部 31 の機能的な構成が、あらかじめインストールされたプログラムの実行によって、実現されるものとして説明するが、専用のハードウェア構成で実現されても良い。

[0067] 以降、動画像取得部 110、呼吸情報取得部 120、血流抑制時刻決定部 130、血流解析値算出部 150、血流解析補正部 151 が行う各処理についての具体的内容を、図 3 を参照しながら順次説明する。

[0068] <1-3-1-1. 動画像取得部 110>

動画像取得部 110 では、撮影装置 1 の読取制御装置 14 によって撮影された被検者 M の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する。本実施形態における対象領域とは、血流解析の対象となる領域であり、肺野領域内の血管領域を想定する。すなわち、図 3 で示されるように、撮影装置 1 と画像処理装置 3 との間に、撮影制御装置 2 が介在し、撮影制御装置 2 の記憶部 22 に記憶された検出データ（複数のフレーム画像）が通信部 25 を介して、画像処理装置 3 の通信部 35 に出力される。

[0069] 図 4 は、呼吸に伴う被検者 M の胸部の動態に対し、放射線動態画像撮影によって撮影した動画像を例示する図である。図 4 で示されるように、動画像取得部 110 により取得されたフレーム画像 M1 ~ M10 は、呼吸サイクルの 1 周期を一定の撮影タイミングで連続撮影されたものである。具体的には、時刻 $t = t_1, t_2, t_3, \dots, t_{10}$ の撮影タイミングにおいて撮影された画像が、フレーム画像 M1, M2, M3, ..., M10 にそれぞれ対応している。追って説明する如く、図 4 に示されたフレーム画像 M1 ~ M10 (M1) を用いて被検者 M の胸部における血流の解析が行われるとともに、同フレ

ーム画像M1に基づいて被験者Mの呼吸についての情報も求めることができる。

[0070] <1-3-1-2. 呼吸情報取得部120>

呼吸情報取得部120では、フレーム画像M1が撮影された時刻に同期した被検者Mにおける呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う。

[0071] 呼吸情報取得処理は大別すると2つの処理があるため、以下では各々分説する。

[0072] <1-3-1-2-1. 第1の呼吸情報取得処理：呼吸振動値>

第1の呼吸情報取得処理は、被写体Mの肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を呼吸情報として取得する処理である。ここでいう呼吸振動値は、例えば、動画像取得部110にて取得した動画像を構成する複数のフレーム画像M1に基づいて求めることができる。

[0073] 図3で示されるように、第1の呼吸情報取得処理では、呼吸情報取得部120が、動画像取得部110によって取得された複数のフレーム画像M1を用いて呼吸振動値を算出する。具体的に、呼吸振動値とは、呼吸による肺野領域サイズの変化に対応する指標であり、例えば、「肺野領域の特徴点間の距離（肺尖部から横隔膜までの距離等）」「肺野部の面積値（肺野領域サイズ）」「横隔膜の絶対位置」「肺野領域の画素濃度値」等が挙げられる。以下では、呼吸振動値が「肺野部の面積値」と「肺野領域の特徴点間の距離」との場合を例にして説明する。

[0074] 呼吸振動値を「肺野部の面積値」とする場合、肺野部の輪郭抽出を行い、輪郭に囲まれた領域の画素数を肺野部の面積として定義することが可能である。

[0075] 図5は、肺野部の輪郭抽出を例示する模式図である。肺野部の抽出は、図5で示すように、左右ごとに抽出しても（図5（a）参照）、心臓や脊椎の領域を含んだ輪郭（図5（b）参照）として抽出してもよい。抽出方法としては、従来技術（例えば、“Image feature analysis and computer-aided diagnosis: Accurate determination of ribcage boundary in chest radiogr

aphs” , Xin-Wei Xu and Kunio Doi, Medical Physics, Volume 22(5), May 1995, pp.617-626. 等参照) 等を採用することができる。

[0076] このように、呼吸情報取得部 120 では、取得された複数のフレーム画像 M I を用いて、肺野部の輪郭 O L の抽出を実施し、抽出された領域内のピクセル数を肺野部の面積値を検出することで呼吸振動値を取得する。そして、該呼吸振動値の変化を呼吸位相 P H とし、呼吸周期 P C を検出する（後述する図 7 参照）。

[0077] 呼吸振動値を「肺野領域の特徴点間の距離」とする場合は、複数のフレーム画像 M I を用いて、肺野領域の特徴点間の距離を算出する。すなわち、肺野部の抽出を上記方法と同様に実施し、抽出された領域から、特徴点 2 点を求め、その 2 点間の距離を求めることで呼吸振動値として検出する。そして、該特徴点間の距離（呼吸振動値）の変化を呼吸位相 P H とする。

[0078] 図 6 は、図 5 (a) の肺野部の輪郭 O L を採用した場合における肺野領域の特徴点の位置を例示した図である。肺領域の上端 L T から下端 L B までの長さ（肺野長）の変化を算出する場合、図 6 (a) では、肺尖部を肺領域の上端 L T とし、肺尖部から体軸方向におろした直線と横隔膜との交点を肺領域の下端 L B として抽出した例であり、図 6 (b) では、肺尖部を肺領域の上端 L T とし、肋横角を肺領域の下端 L B として抽出した例である。

[0079] このように、呼吸情報取得部 120 では、取得された複数のフレーム画像 M I を用いて、肺野領域の輪郭 O L の抽出を実施し、抽出された領域から特徴点間距離を検出することで呼吸振動値を取得する。そして、該呼吸振動値の変化を呼吸位相 P H とし、呼吸周期 P C を検出する（後述する図 7 参照）。

[0080] 図 7 は、呼吸情報取得部 120 において検出された呼吸振動値の波形データを時系列で示した呼吸位相 P H の模式図であり、肺野領域の面積値や特徴点間距離等といった呼吸振動値を算出し、撮影タイミング T M 毎に時間方向にモニタリングした結果となる。なお、図 7 で示す縦方向の矢印は、呼吸位相 P H の振幅方向 A P を示す。

[0081] 図7で示されるように、呼吸周期（呼吸サイクル）PCの1周期は、吸気と呼気とから構成され、1回の呼気と1回の吸気からなる。吸気では、横隔膜が下がって息が吸い込まれるに連れて胸郭中の肺野の領域が大きくなる。息を最大限に吸い込んだとき（吸気と呼気の変換点）が最大吸気位相B1である。呼気では、横隔膜が上がって息が吐き出されるに連れて肺野の領域が小さくなるが、息を最大限に排出したとき（呼気と吸気の変換点）が最大呼気位相B2となる。

[0082] 一方、別機器により呼吸振動値を計測する方法を採用しても良い。例えば、特許第3793102号に記載されているような装置を用いることができる。また、レーザー光とCCDカメラで構成されたセンサによるモニタリングにより実施する手法（例えば、“FG視覚センサを用いた就寝者の呼吸モニタリングに関する検討”，青木 広宙，中島 真人，電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集 2001年，情報・システムソサイエティ大会講演論文集，320-321，2001-08-29，等参照）等を採用することもできる。

[0083] 本実施形態では、図1で示されるように、サイクル検出装置16のサイクル検出センサ15が利用可能である。また、呼吸振動値を検出するための別の方法としては、呼吸モニタベルトを用いて被写体の胸部の動きを検出する方法や、気速計により呼吸の気流を検出する方法があり、これらの方法を適用することも可能である。

[0084] <1-3-1-2-2. 第2の呼吸情報取得処理：呼吸相対値>

第2の呼吸情報取得処理は、動画像によらず被写体Mの吸気位相PH1または呼気位相PH2の何れに属するかの判断が可能な相対的な値を示す呼吸相対値を呼吸情報として取得する処理である。

[0085] 図33は呼吸相対値について例示する図であり、横軸は動画撮影された時刻を示し、縦軸は呼吸相対値を示す。図33で示されるように、呼吸相対値がプラスの値を示すときは吸気位相PH1に相当し、呼吸相対値がマイナスの値を示すときは呼気位相PH2に相当する。また、呼吸相対値が、吸気位相PH1から呼気位相PH2に変化する境界は最大吸気位相B1に相当し、

呼気位相 P H 2 から吸気位相 P H 1 に変化する境界は最大呼気位相 B 2 に相当する。なお、図 3 3 では呼吸相対値の例として説明したが、実際、呼吸相対値はプラスとマイナスという値でなくとも、相対的に見て吸気位相 P H 1 と呼気位相 P H 2 との何れに属するか判断可能な値であればよい。

[0086] ここで、呼吸相対値は、別機器による計測結果から取得可能である。例えば、上記別機器において、計測値が所定の閾値以上であればプラスの値を出力し、計測値が当該閾値以下であればマイナスの値を出力するといった構成に変更することで、呼吸相対値を取得することが可能である。すなわち、複数のフレーム画像 M I が動画撮影されるのと同期して外部より呼吸情報が取得されている場合を想定しており、該呼吸相対値から呼吸周期 P C が認識可能となる。

[0087] このように、呼吸情報取得部 1 2 0 では、動画像取得部 1 1 0 を介して、複数のフレーム画像 M I を取得するとともに、これと同期した呼吸相対値をも取得し、該呼吸相対値に基づいて呼吸周期 P C を検出する（図 3 参照）。

[0088] < 1 - 3 - 1 - 3 . 血流抑制時刻決定部 1 3 0 >

血流抑制時刻決定部 1 3 0 では、呼吸に伴い対象領域の血流が抑制されると想定される時刻あるいはタイミング等を示す血流抑制時刻を、呼吸情報に基づいて決定する血流抑制時刻決定処理を行う（図 3 参照）。

[0089] 血流抑制時刻決定処理は大別すると 3 つの処理があるため、以下では各々分説する。

[0090] < 1 - 3 - 1 - 3 - 1 . 第 1 の血流抑制時刻決定処理：最大値 >

第 1 の血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が最大値となる時刻を血流抑制時刻として設定する処理である。

[0091] 図 8 は、第 1 の血流抑制時刻決定処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図 8 で示されるように、血流抑制時刻決定部 1 3 0 は、動態診断の対象となる複数のフレーム画像 M I から得られた呼吸振動値のうち、最大値 M X に相当する時刻を血流抑制時刻 T C 1 1 (T C) として設定する。

[0092] < 1 - 3 - 1 - 3 - 2. 第2の血流抑制時刻決定処理：最大吸気位相>

第2の血流抑制時刻決定処理は、(i)呼吸振動値から呼吸周期PCが認識可能であるため(図2参照)、呼吸周期PC毎に、呼吸振動値が最大値となる時刻を血流抑制時刻TCとして設定する処理、あるいは、(ii)呼吸相対値から呼吸周期PCが認識可能であるため(図3参照)、呼吸周期PC毎に、呼吸相対値が吸気位相PH1から呼気位相PH2に変化する時刻を血流抑制時刻TCとして設定する処理である。

[0093] 上記(i)の処理では、大別すると以下のような2つの方法がある。

[0094] 第1の方法は、全体時間において、呼吸振動値が極大値となる時刻を順次に血流抑制時刻TCとして設定する方法である。具体的には、全体時間における呼吸振動値にスムージングをかけ、高周波ノイズ成分を低減させた状態で、呼吸振動値の極大値(最大吸気位相B1)を抽出する方法である。これにより、呼吸振動値に含まれるノイズ成分を極大値として誤検出することを防ぐことが可能となる。

[0095] 第2の方法は、呼吸周期PC毎に呼吸振動値が最大値となる時刻を血流抑制時刻TCとして設定する方法である。第1の方法と異なる点は、全体時間ではなく、呼吸周期PC単位で呼吸振動値の最大値(すなわち、最大吸気位相B1)を抽出する点である。なお、第2の方法においても、第1の方法と同様に、呼吸振動値にスムージングをかけ、高周波ノイズ成分を低減させた状態で、最大値を抽出させても良い。

[0096] 図9は、第2の血流抑制時刻決定処理のうち、上記(i)の処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図9で示されるように、上記第1の方法を採用する場合には、血流抑制時刻決定部130は、動態診断の対象となる全てのフレーム画像MIから得られた呼吸振動値に対して、極大値となる時刻を順次に血流抑制時刻TC12(TC)として設定する。上記第2の方法を採用する場合には、血流抑制時刻決定部130は、動態診断の対象となる複数のフレーム画像MIから得られ

た呼吸振動値のうち、呼吸周期 P C 単位で呼吸振動値の最大値（すなわち、最大吸気位相 B 1）を抽出し、最大吸気位相 B 1 となる時刻を呼吸周期 P C 毎に血流抑制時刻 T C 1 2（T C）として設定する。

[0097] また、図 9 では上記（i）の処理について説明したが、上記（i i）の処理の場合は、図 3 3 で示されるように、血流抑制時刻決定部 1 3 0 は、呼吸相対値が吸気位相 P H 1 から呼気位相 P H 2 に変化する時刻（すなわち、呼吸周期 P C 内それぞれにおける最大吸気位相 B 1）を、呼吸周期 P C 毎に順次に血流抑制時刻 T C 1 2（T C）として設定する。

[0098] なお、（i i）の処理では、呼吸位相の変化に基づいて最大吸気位相 B 1 を検出するため、最大吸気位相 B 1 を比較的容易に検出することが可能となる。

[0099] < 1 - 3 - 1 - 3 - 3. 第 3 の血流抑制時刻決定処理：基準値以上 >

第 3 の血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が予め定められた基準値以上である時間帯に含まれる時刻を血流抑制時刻 T C として決定する処理である。

[0100] 図 1 0 は、第 3 の血流抑制時刻決定処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図 1 0 で示されるように、血流抑制時刻決定部 1 3 0 は、動態診断の対象となる複数のフレーム画像 M I から得られた呼吸振動値が予め定められた基準値 S V 以上である時間帯を血流抑制時刻 T C 1 3（T C）として設定する。具体的には、呼吸位相 P H のうち、基準値 S V 以上である呼吸位相 E P H に相当する時間帯を血流抑制時刻 T C 1 3 として設定する。このように、第 3 の血流抑制時刻決定処理は一定の時間帯（に含まれる時刻）を血流抑制時刻 T C 1 3 としている。

[0101] < 1 - 3 - 1 - 4. 血流解析値算出部 1 5 0 >

図 3 に戻って、血流解析値算出部 1 5 0 では、動画像取得部 1 1 0 で取得された動画像内における血流解析の対象となる解析用データに対して、血流解析値を求める血流解析処理を実施する。そして、動態診断に用いる血流解

析値 F_v を記憶部 32 や表示部 34 に出力する。

[0102] ここでいう血流解析値とは、基本的には、動画像内に含まれる複数のフレーム画像 M_I 間の差分を取ることで得られる値であるが、ノイズ除去などの処理も必要に応じて行う。

[0103] < 1-3-1-5. 血流解析補正部 151 >

血流解析補正部 151 では、血流抑制時刻決定部 130 が設定した血流抑制時刻 T_C に撮影されたフレーム画像 M_I を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行う。

[0104] ここでいう血流解析内容補正処理とは、血流解析処理を実施する前に行う前処理あるいは血流解析処理を実施した後に行う後処理の何れかの処理である。ここで、前処理においては、解析用データのうち、血流抑制時刻 T_C におけるデータに対しては、(a1) 血流解析処理を禁止させる処理、及び、(a2) 重要度を低くして血流解析処理を実行させる処理、の何れかの処理となり、一方の後処理においては、(a3) 血流解析値のうち、血流抑制時刻 T_C におけるデータに対しては、血流解析値としては取り扱わない処理、及び、(a4) 血流解析値の重要度を低下させる処理、の何れかの処理となる。以下では、前処理と後処理とを各々分説する。

[0105] < 1-3-1-5-1. 前処理 >

前処理となる (a1) の処理としては、血流抑制時刻 T_C におけるデータを解析用データから取り除く処理を行う。そして、血流解析値算出部 150 が、血流抑制時刻 T_C 以外のデータに対して血流解析を行うことで血流解析値 F_v を求めた後、血流解析値 F_v を記憶部 32 や表示部 34 に出力する。

[0106] これに対して、前処理となる (a2) の処理としては、血流抑制時刻 T_C におけるデータに対して、重要度を低くし血流解析値に対する影響を減ずるための血流解析値信頼度（重み付け係数）（以下「 w 」とする）を付与する処理を行う。ここでいう重み付けとは、通常の流れ解析処理にて算出される血流解析値（以下「 f 」とする）に基づいて、例えば、血栓として疑わしい

位置や時刻を抽出する場合（ケース１）や、血栓疑いの高い患者順に並び替えをする場合（ケース２）等において、血流解析値 f の信頼性に重み付けを行うことをいう。

[0107] 具体的に、ケース１においては、血栓疑い度のある患部の血流方向前後の血流解析値 f の差（以下「 B 」とする）によって算出するとしたとき、血流解析値信頼度 w が低いときは血栓疑い度が下がるように乗算（ $w * B$ ）することで、最終的な血栓疑い度とすることが可能である。また、ケース２においては、患者ごとの血栓疑い度に血流解析値信頼度 w を乗算する方法を採用することが可能である。

[0108] さらに、別のケースとしては、血流周期毎の正確な血流解析値 F_v の算出に用いることができる。すなわち、血流周期毎の正確な血流解析値 F_v を、各血流周期の血流解析値 f を単純に平均するのではなく、血流解析値信頼度 w を用いた重み付き平均で求めることが可能となる。ここで、血流抑制時刻 TC 以外においては「 $w = 1$ 」とする一方、血流抑制時刻 TC においては、血流解析値 f としての重要度を低下させるべく「 $w < 1$ 」にすることが好ましい。すなわち、（ $a1$ ）の処理のように、血流抑制時刻 TC におけるデータを動態診断に用いないため、例えば、「 $w = 0$ 」とすることで補正後の血流解析値 F_v を「 $w * f = 0$ 」とし、他の時間帯の血流解析値 F_v と明瞭に区別することが可能である。そして、血流解析値算出部 150 が、補正後の血流解析値 F_v を求めた後、血流解析値 F_v を記憶部 32 や表示部 34 に出力する。

[0109] <1-3-1-5-2. 後処理>

一方、後処理となる（ $a3$ ）の処理としては、血流解析値算出部 150 により算出された解析後のデータ（血流解析値）のうち、血流抑制時刻 TC におけるデータを血流解析値としては取り扱わない処理を行い、血流抑制時刻 TC 以外の血流解析値を血流解析値 F_v とする。そして、血流解析補正部 151 が、血流解析値 F_v を記憶部 32 や表示部 34 に出力する。

[0110] これに対して、後処理となる（ $a4$ ）の処理としては、血流解析値算出部

150により算出された解析後のデータ（血流解析値）のうち、血流抑制時刻TCにおけるデータを、上記（a2）の処理のように、例えば、「 $w=0$ 」とすることで補正後の血流解析値Fvを「 $w * f = 0$ 」とし、他の時間帯の血流解析値Fvと明瞭に区別することで、血流解析値算出部150が、補正後の血流解析値Fvを求めた後、血流解析値Fvを記憶部32や表示部34に出力する。

[0111] <1-4. 画像処理装置3の基本動作>

図11及び図12は、本実施形態に係る画像処理装置3において実現される基本動作を説明するフローチャートである。なお、図11では、血流解析内容補正処理が上記（a1）または（a2）の前処理である場合のフローであり、図12では、血流解析内容補正処理が上記（a3）または（a4）の後処理である場合のフローである。既に各部の個別機能の説明は行ったため（図3参照）、ここでは全体の流れのみ説明する。

[0112] <1-4-1. 前処理のフロー>

まず、血流解析内容補正処理が前処理の場合について、図11を参照して説明する。

[0113] 図11に示すように、まず、ステップS1において、制御部31の動画像取得部110が、撮影装置1の読取制御装置14によって撮影された動画像（複数のフレーム画像M1）を、撮影制御装置2を介して取得する。

[0114] ステップS2では、呼吸情報取得部120が、呼吸振動値または呼吸相対値といった呼吸情報を取得する第1または第2の呼吸情報取得処理を実施し、呼吸位相PHや呼吸周期PCを検出する（図5～図7参照）。

[0115] ステップS3では、血流抑制時刻決定部130が、第1～第3の何れかの血流抑制時刻決定処理を実施し、血流抑制時刻TC（TC11、TC12、TC13の何れか）を設定する（図8～図10参照）。

[0116] ステップS4では、血流解析補正部151が、ステップS3にて設定した血流抑制時刻TCにおいて、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を実施する。すなわち、

ここでいう血流解析内容補正処理とは、血流解析処理を実施する前に行う前処理であり、血流解析補正部 151 は上記 (a1) または (a2) の何れかの処理を行う。

[0117] ステップ S5 では、血流解析値算出部 150 が、ステップ S4 にて実施した (a1) または (a2) の処理の結果を考慮して、解析用データ (複数のフレーム画像 M1) に対して血流解析処理を実施し血流解析値 Fv を得る。

[0118] 最後に、ステップ S6 において、血流解析値算出部 150 が、ステップ S5 にて得た補正後の血流解析値 Fv を記憶部 32 または表示部 34 にて出力し (図 3 参照)、本動作フローが終了される。

[0119] <1-4-2. 後処理のフロー>

続いて、血流解析内容補正処理が後処理の場合について、図 12 を参照して説明する。なお、図 11 で示した前処理 (ステップ S1 ~ S3) と同様のステップ S10 ~ S30 の説明は省略し、前処理と異なるステップ S40 ~ S60 のみ説明する。

[0120] ステップ S40 では、血流解析値算出部 150 が、ステップ S10 にて取得した複数のフレーム画像 M1 に対して、血流解析処理を実施し血流解析値を得る。

[0121] なお、ステップ S40 は、ステップ S20 及びステップ S30 と並行して処理する構成のほか、ステップ S20 及びステップ S30 よりも先に処理する構成でも、後に処理する構成でも良い。すなわち、ステップ S40 は、ステップ S50 の前に処理されていれば良い。

[0122] ステップ S50 では、血流解析補正部 151 が、ステップ S40 にて得た血流解析値のうち、ステップ S30 にて設定した血流抑制時刻 TC において、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする上記 (a3) または (a4) の何れかの血流解析内容補正処理を実施する。

[0123] ステップ S60 では、血流解析補正部 151 が、ステップ S50 にて得た補正後の血流解析値 Fv を記憶部 32 や表示部 34 に出力する。

- [0124] 以上、画像処理装置 3 によれば、血流抑制時刻決定部 130 により、血流抑制時刻 T_C を呼吸情報に基づいて決定し、血流解析補正部 151 により、該血流抑制時刻 T_C に撮影されたフレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行っている。したがって、血流解析内容補正処理を伴った血流解析が可能となり、呼吸に起因して血流解析値が異常値となることを回避することができるため、精度が高く、適切な血流解析値 F_v を得ることが可能となる。このため、血栓の判別性能が低下することを防ぎ、血流の動態診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。
- [0125] また、第 1 の血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が最大値 M_X となる時刻を血流抑制時刻 $T_C 11$ として決定する処理である。これにより、最も血流が抑制され最も血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻を血流抑制時刻 $T_C 11$ として決定することが可能となる。
- [0126] また、第 2 の血流抑制時刻決定処理は、呼吸周期毎に、呼吸振動値が最大値（呼吸周期 P_C それぞれ内における最大吸気位相 B_1 ）となる時刻を血流抑制時刻 $T_C 12$ として決定する処理である。最大値は呼吸周期 P_C 毎に得られることから、肺野領域の物理的变化値に基づいて、血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻を血流抑制時刻 $T_C 12$ として決定することが可能となる。
- [0127] また、第 2 の血流抑制時刻決定処理は、呼吸周期 P_C 毎に、呼吸相対値が吸気位相から呼気位相に変化する時刻（図 33 における呼吸周期 P_C それぞれ内における最大吸気位相 B_1 となる時刻）を血流抑制時刻 $T_C 12$ として決定する処理をも含む。これにより、各呼吸周期 P_C 内で、最も血流が抑制され最も血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻をそれぞれ血流抑制時刻 $T_C 12$ として決定することが可能となるため、他周期の影響を受けない口バスト化の効果を奏する。また、呼吸相対値から呼吸周期 P_C を認識することにより、動画像に基づき呼吸周期 P_C を取得する必要がある分、呼吸情報取得処理を簡略化することができる。

[0128] また、第3の血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が予め定められた基準値SV以上である（時間帯に含まれる）時刻を血流抑制時刻TC13として決定する処理である。これにより、呼吸周期PC毎の最大値MXにより最大吸気位相B1を求めることなく、容易に血流抑制時刻TC13を拡張し設定することが可能となる。

[0129] また、既に知見として得られている統計データを用いて基準値SVを設定することで、動画像から得られるデータに依存することなく、安定的に血流抑制時刻TC13を決定することが可能となる。

[0130] さらに、基準値SVを設けることで、撮影時期を隔てた同一の身体（被写体M）における動画像データに対して、血流解析値Fvの差分比較を精度良く行えるため、動態診断から一身体における血流状態の経過観察を正確に行うことが可能となる。

[0131] また、血流解析内容補正処理は、上記（a1）～（a4）のうち何れか1つの処理を含む。すなわち、（a1）または（a2）の処理では、血流解析処理を行う前に同処理の禁止、または、同処理の影響を減ずる処理を行うため、血流抑制時刻TCを考慮して効率的に血流解析を行うことが可能となる。とりわけ、（a1）の処理では、血流抑制時刻TCにおける血流解析処理を行わずに済むため、無駄な計算をせずに計算時間の短縮化が図れる。

[0132] 一方、（a3）または（a4）の処理では、血流解析処理を行った後に血流抑制時刻TCにおけるデータに対しては、血流解析値としては取り扱わない処理、または、重要度を低下させる処理を行うため、血流解析処理の前に血流抑制時刻TCを設定する必要は無く、血流解析処理を行ってから血流抑制時刻TCを設定することも可能となる。

[0133] 更に、対象領域は肺野領域内の血管領域であることにより、動態診断により肺野領域の血流状態を適切に把握することが可能となる。このため、動態診断による肺血栓塞栓症の判別性能が低下することを防ぐことが可能となる。

[0134] <2. 第2実施形態>

図 1 3 は、本発明の第 2 実施形態として構成された画像処理装置 3 A で用いられる制御部 3 1 A の機能構成を示す図である。この制御部 3 1 A は、第 1 実施形態の画像処理装置 3 における制御部 3 1 (図 3 参照) の代替として使用される。第 1 実施形態と異なる点は、第 1 実施形態の血流抑制時刻決定部 1 3 0 に対応する血流抑制時刻決定部 1 3 0 A が血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A を備え、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A が振幅方向拡張部 1 3 2 を備える点である。なお、残余の構成は画像処理装置 3 と同様である。

[0135] < 2 - 1 . 血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A 、 振幅方向拡張部 1 3 2 >

血流抑制時刻決定部 1 3 0 A は、血流抑制時刻 T_C を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 T_C を拡張する血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A を備える。また、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A は、該時間幅 ΔT を設定するよう振幅方向拡張処理を行う振幅方向拡張部 1 3 2 を備える。

[0136] 振幅方向拡張処理は大別すると 4 つの処理があり、何れか 1 つの処理を行う。以下では第 1 ~ 第 4 の時間軸方向拡張処理について各々分説する。

[0137] < 2 - 1 - 1 . 第 1 の振幅方向拡張処理 >

第 1 の振幅方向拡張処理は、呼吸振動値が最大となる値に対して第 1 の値分少ない値を第 1 の閾値とし、呼吸振動値が第 1 の閾値以上となる時刻によって時間幅を設定する処理である。

[0138] 図 1 4 は、第 1 の振幅方向拡張処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図 1 4 で示されるように、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A が、第 1 の血流抑制時刻決定処理にて設定した血流抑制時刻 T_{C1} を基準として時間幅 ΔT_2 を持たせるよう血流抑制時刻 T_{C1} を拡張する。具体的に、呼吸振動値の最大値 M_X に対して第 1 の値 V_1 分少ない値を第 1 の閾値 T_{H1} とし、呼吸振動値が第 1 の閾値 T_{H1} 以上となる呼吸位相 E_{PH} における時刻によって時間幅 ΔT_2 を設定する。そして、時間幅 ΔT_2 に存在する時刻の集合体を血流抑制時刻 T_{C2} とする。

[0139] < 2 - 1 - 1 - 1 . 第 1 の値決定処理 >

第 1 の値決定処理では、第 1 の振幅方向拡張処理を用いた上記第 1 の値 V_1 が、(b 1) 呼吸振動値が最大となる値 M_X と最小となる値 M_N との差分値に基づいて算出された値、及び、(b 2) 予め定める一定値、のうち、何れか 1 つの値とすることで、第 1 の閾値 T_{H1} を設定する処理である。

[0140] 図 16 は、第 1 の値決定処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図 16 で示されるように、血流抑制時刻拡張部 131A が、第 1 の血流抑制時刻決定処理にて設定した血流抑制時刻 T_{C11} を基準として時間幅 ΔT_{23} を持たせるよう血流抑制時刻 T_{C11} を拡張する。

[0141] 図 16 では、第 1 の値決定処理における上記 (b 1) の方法について説明する。すなわち、第 1 の値 V_1 を呼吸振動値の最大値 M_X と最小値 M_N との差分値 ΔM_{XN} に対して任意の割合として決定する方法である。例えば、第 1 の値 V_1 を差分値 ΔM_{XN} に対して百分率表現で 20% の値に設定する場合と 40% の値に設定する場合とでは、第 1 の閾値 T_{H1} が 20% の時より 40% の時の方が低くなるため、時間幅 ΔT_{23} は、20% の時より 40% の時の方が広く設定される。

[0142] このように、上記 (b 1) の方法を用いれば、任意の割合に応じて時間幅 ΔT_{23} が変動することにより血流抑制時刻 T_{C23} もそれに応じて変動することになる。

[0143] 一方、上記 (b 2) の方法を用いれば、第 1 の値 V_1 を予め定める一定値とすることから、ユーザが指定する一定値に応じて血流抑制時刻 T_{C23} が変動することになる。

[0144] なお、第 1 の値 V_1 は、上記 (b 1) または (b 2) の方法を用いて決定したが、これらの方法に限られず、他の方法を用いて決定しても良い。例えば、患者の体格の大きさや健康状況 (COPD (慢性閉塞性肺疾患) か否か等) といった患者のプロファイルを考慮して第 1 の値 V_1 を決定しても良い。

[0145] <2-1-2. 第 2 の振幅方向拡張処理>

第2の振幅方向拡張処理は、呼吸周期PC毎に、呼吸振動値が最大となる値B1に対して第2の値分少ない値を第2の閾値とし、呼吸振動値が第2の閾値以上となる時刻によって時間幅を設定する処理である。

[0146] 図15は、第2の振幅方向拡張処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図15で示されるように、血流抑制時刻拡張部131Aが、第2の血流抑制時刻決定処理にて設定した血流抑制時刻TC12を基準として時間幅 $\Delta T22$ を持たせるよう血流抑制時刻TC12を拡張する。具体的に、呼吸周期PC毎に、呼吸振動値が最大となる値（すなわち、最大吸気位相B1）に対して第2の値V2分少ない値を第2の閾値TH2とし、呼吸振動値が第2の閾値TH2以上となる呼吸位相EPHにおける時刻によって時間幅 $\Delta T22$ を設定する。そして、時間幅 $\Delta T22$ に存在する時刻の集合体を血流抑制時刻TC22とする。

[0147] <2-1-2-1. 第2の値決定処理>

第2の値決定処理では、上記第2の値が、(c1)呼吸周期PC毎に設定され、呼吸振動値が最大となる値B1と最小となる値B2との差分値に基づいて算出された値、(c2)予め定める一定値、のうち、何れか1つの値とすることで、第2の閾値TH2を設定する処理である。

[0148] 図17は、第2の値決定処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図17で示されるように、血流抑制時刻拡張部131Aが、第2の血流抑制時刻決定処理にて設定した血流抑制時刻TC12を基準として時間幅 $\Delta T24$ を持たせるよう血流抑制時刻TC12を拡張する。

[0149] 図17では、第2の値決定処理における上記(c1)の方法について呼吸周期PCの1周期分のみを示して説明する。すなわち、第2の値V2を呼吸周期PC毎に設定され、呼吸振動値が最大値（すなわち、最大吸気位相B1）と最小値（すなわち、最大呼気位相B2）との差分値 $\Delta B12$ に対して任意の割合として決定する方法である。例えば、第2の値V2を差分値 $\Delta B12$ に対して百分率表現で20%の値に設定する場合と40%の値に設定する

場合とでは、上記と同様に、第2の閾値 TH_2 が20%の時より40%の時の方が低くなるため、時間幅 ΔT_{24} は、20%の時より40%の時の方が広く設定される。

[0150] このように、上記(c1)の方法を用いれば、任意の割合に応じて時間幅 ΔT_{24} が変動することにより血流抑制時刻 TC_{24} も変動することになる。

[0151] 一方、上記(c2)の方法を用いれば、第2の値 V_2 を予め定める一定値とすることから、ユーザが指定する一定値に応じて血流抑制時刻 TC_{24} が変動することになる。

[0152] なお、第2の値 V_2 は、上記(c1)(c2)の方法を用いて決定したが、これらの方法に限られず、他の方法を用いて決定しても良い。例えば、呼吸周期 PC 毎に、ユーザが所望の数値を指定して第2の値 V_2 を決定しても良いし、前述のような患者のプロファイルを考慮して第2の値 V_2 を決定しても良い。

[0153] <2-2. 画像処理装置3Aの基本動作>

続いて、図18は、第2実施形態に係る画像処理装置3Aの動作フローを例示した図である。なお、図18では、血流解析内容補正処理が上記(a1)または(a2)の前処理である場合を代表して示す。また、図18のうち、ステップ SA_1 、 SA_2 、 $SA_4 \sim SA_6$ は図11のステップ S_1 、 S_2 、 $S_4 \sim S_6$ と同様であるため、その説明は省略する。

[0154] この第2実施形態では、第1実施形態では存在しなかった血流抑制時刻拡張部131A(振幅方向拡張部132)が付加されたことで、下記の工程のみが変更される。

[0155] すなわち、第1実施形態と同様の工程として、ステップ SA_1 、 SA_2 を経て、図18で示されるように、ステップ SA_3 にて、血流抑制時刻決定部130Aが、第1または第2の血流抑制時刻決定処理を実施した上で、振幅方向拡張部132が、第1及び第2の振幅方向拡張処理うち、何れか1つの振幅方向拡張処理により時間幅 ΔT を設定し血流抑制時刻 TC を決定する(

図 1 4 ～図 1 7 参照)。

[0156] 具体的には、血流抑制時刻決定部 1 3 0 A が、第 1 の血流抑制時刻決定処理を実施した場合は、振幅方向拡張部 1 3 2 が、第 1 の振幅方向拡張処理により時間幅 $\Delta T 2 1$ または $\Delta T 2 3$ を設定し血流抑制時刻 $T C 2 1$ または $T C 2 3$ を設定する (図 1 4 及び図 1 6 参照)。また、血流抑制時刻決定部 1 3 0 A が、第 2 の血流抑制時刻決定処理を実施した場合は、振幅方向拡張部 1 3 2 が、第 2 の振幅方向拡張処理により時間幅 $\Delta T 2 2$ または $\Delta T 2 4$ を設定し血流抑制時刻 $T C 2 2$ または $T C 2 4$ を設定する (図 1 5 及び図 1 7 参照)。

[0157] そして、残余の工程は第 1 実施形態と同様となる。

[0158] 以上のように第 2 実施形態に係る画像処理装置 3 A では、血流抑制時刻決定部 1 3 0 A は、血流抑制時刻 $T C 1 1$ または $T C 1 2$ を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 $T C 1 1$ または $T C 1 2$ を拡張する血流抑制時刻拡張部 1 3 1 A を備える。これにより、血流が抑制され血流解析値に悪影響を与えると想定される時間帯を拡張することができる (図 1 4 ～図 1 7 参照)。

[0159] また、第 1 の振幅方向拡張処理は、呼吸振動値が第 1 の閾値 $T H 1$ 以上となる時刻によって時間幅 $\Delta T 2 1$ を生成することにより、血流抑制の疑いが高い時間帯を拡げてより確実に抽出し血流抑制時刻 $T C 2 1$ として設定することが可能となる (図 1 4 参照)。

[0160] また、第 2 の振幅方向拡張処理は、呼吸周期 $P C$ 毎に呼吸振動値が最大となる値 (最大吸気位相 $B 1$) を用いて時間幅 $\Delta T 2 2$ を設定することで、呼吸周期 $P C$ 内で血流抑制の疑いが高い時刻を適切に抽出し血流抑制時刻 $T C 2 2$ として設定することが可能となる。また、呼吸周期 $P C$ 毎に振幅方向拡張処理を行うため、他周期の影響を受けないロバスト化の効果を奏する (図 1 5 参照)。

[0161] また、第 1 の振幅方向拡張処理における第 1 の値 $V 1$ として、呼吸振動値の最大値 $M X$ と最小値 $M N$ との差分値 $\Delta M X N$ に基づく値を用いる場合は、

呼吸位相 P H 内で最大の呼吸振幅値により第 1 の値 V 1 が決定できるため、第 1 の閾値 T H 1 が低くなりすぎることなく適切に設定することが可能となる（図 1 6 参照）。また、第 1 の値 V 1 として予め定める一定値を用いる場合は、呼吸位相 P H 内で最大の呼吸振幅値を具体的に算出することなく、容易に第 1 の閾値 T H 1 を設定することが可能となる。

[0162] 更に、第 2 の振幅方向拡張処理における第 2 の値 V 2 として、呼吸周期 P C 毎の呼吸振動値が最大となる値（最大吸気位相 B 1）と最小となる値（最大呼気位相 B 2）との差分値 $\Delta B 1 2$ に基づく値を用いる場合は、呼吸振幅値により第 2 の値 V 2 が決定できるため、第 2 の閾値 T H 2 が低くなりすぎることなく適切に設定することが可能となる（図 1 7 参照）。また、第 2 の値 V 2 として予め定める一定値を用いる場合は、呼吸振幅値を具体的に算出することなく、容易に第 2 の閾値 T H 2 を設定することが可能となる。

[0163] <3. 第 3 実施形態>

図 1 9 は、本発明の第 3 実施形態として構成された画像処理装置 3 B で用いられる制御部 3 1 B の機能構成を示す図である。この制御部 3 1 B は、第 1 実施形態の画像処理装置 3 における制御部 3 1（図 3 参照）の代替として使用される。第 1 実施形態と異なる点は、第 1 実施形態の血流抑制時刻決定部 1 3 0 に対応する血流抑制時刻決定部 1 3 0 B が血流抑制時刻拡張部 1 3 1 B を備え、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 B が時間軸方向拡張部 1 3 3 を備える点である。なお、残余の構成は画像処理装置 3 と同様である。

[0164] <3-1. 血流抑制時刻拡張部 1 3 1 B、時間軸方向拡張部 1 3 3>

血流抑制時刻決定部 1 3 0 B は、血流抑制時刻 T C を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 T C を拡張する血流抑制時刻拡張部 1 3 1 B を備える。また、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 B は、該時間幅 ΔT を設定するよう時間軸方向拡張処理を行う時間軸方向拡張部 1 3 3 を備える。

[0165] 時間軸方向拡張処理は、大別すると 3 つの処理があり、何れかの処理を行う。以下では第 1 ～第 3 の時間軸方向拡張処理について各々分説する。

[0166] <3-1-1. 第 1 の時間軸方向拡張処理>

第1の時間軸方向拡張処理では、時間幅 ΔT を、呼吸周期 PC 毎に、吸気位相 $PH1$ に要する時間に基づいて定められた第1の時間幅と、呼気位相 $PH2$ に要する時間に基づいて定められた第2の時間幅と、の組合せ時間幅とする処理である。ここでいう「組合せ時間幅」とは、独立して設定された第1の時間幅と第2の時間幅とを既知の情報として持ちつつも合算した時間幅をいう。すなわち、血流抑制時刻拡張部131Bが、第2の血流抑制時刻決定処理にて決定した血流抑制時刻 $TC12$ を基準として時間幅（第1の時間幅と第2の時間幅との組合せ時間幅） $\Delta T3$ を持たせるよう血流抑制時刻 $TC12$ を拡張し、血流抑制時刻決定部130Bが血流抑制時刻 $TC31$ を決定する（後述の図20及び図21参照）。

[0167] 図20及び図21は、第1の時間軸方向拡張処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図20で示されるように、呼吸周期 PC 毎に、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ の各位相に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ にそれぞれ基づいて定められた第1及び第2の時間幅 $\Delta T31$ 、 $\Delta T32$ の組合せ時間幅を、時間幅 $\Delta T3$ として設定する。

[0168] 呼吸周期 PC 毎に設定される第1及び第2の時間幅 $\Delta T31$ 、 $\Delta T32$ は、ユーザが指定する値をそれぞれ設定しても良いが、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ の各位相に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ に対して任意の割合として決定する方法がある。例えば、図20で示されるように、第1の時間幅 $\Delta T31$ を吸気位相 $PH1$ に要する時間 $PC1$ に対して45%の値に設定し、第2の時間幅 $\Delta T32$ を呼気位相 $PH2$ に要する時間 $PC2$ に対して60%の値に設定するといったように、各位相に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ に応じて割合を変更することも可能である。そして、時間幅 $\Delta T3$ に応じて血流抑制時刻 $TC31$ を変更することが可能となる。

[0169] 一方、被検者Mの呼吸状態に異常があるときには、例えば、吸気位相 $PH1$ に要する時間 $PC1$ が呼気位相 $PH2$ に要する時間 $PC2$ より長い場合（図21参照）や、逆に、時間 $PC1$ が時間 $PC2$ より短い場合が存在する。

このような場合に、第1の時間軸方向拡張処理は非常に有効的である。すなわち、ユーザが所望の割合でもって第1及び第2の時間幅 ΔT_{31} 、 ΔT_{32} を設定できることにより、血流解析値に悪影響を与えると想定される吸気位相 E_{PH1} 、呼気位相 E_{PH2} における時刻を、呼吸振幅値等を介さず直接に血流抑制時刻 T_{C31} に含ませることが可能となる。

[0170] <3-1-2. 第2の時間軸方向拡張処理>

第2の時間軸方向拡張処理では、時間幅 ΔT を、呼吸周期 PC 毎に、1周期に要する時間に基づいて定められた時間幅とする処理である。具体的には、第2の時間軸方向拡張処理では、第1の時間軸方向拡張処理のように吸気位相 P_{H1} 及び呼気位相 P_{H2} の各位相に要する時間 PC_1 、 PC_2 に基づいて時間幅 ΔT_3 ($=\Delta T_{31} + \Delta T_{32}$) を定めるのではなく、1周期に要する時間 (図20における吸気周期 PC_1 と呼気周期 PC_2 とを合算した時間) PC に基づいて時間幅 ΔT を設定する。このようにして呼吸周期 PC 毎に設定される時間幅 ΔT は、1周期に要する時間 PC に対して任意の割合として決定することができる。ここで、その割合を、例えば一律に40%と指定したとしても、呼吸周期毎に1周期に要する時間 PC が異なることが多いため、その場合には、呼吸周期毎に、時間幅 ΔT に応じて血流抑制時刻 T_{C32} (不図示) が変動することになる。

[0171] そして、血流抑制時刻拡張部131Bが、第2の血流抑制時刻決定処理にて決定した血流抑制時刻 T_{C12} を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 T_{C12} を拡張し、血流抑制時刻決定部130Bが血流抑制時刻 T_{C32} を決定する。

[0172] <3-1-3. 第3の時間軸方向拡張処理>

第3の時間軸方向拡張処理では、時間幅 ΔT を、予め定められた時間幅とする処理である。これにより、ユーザが指定する時間幅 ΔT に応じて血流抑制時刻 T_{C33} (不図示) が変動することになる。すなわち、血流抑制時刻拡張部131Bが、第1の血流抑制時刻決定処理にて決定した血流抑制時刻 T_{C11} または第2の血流抑制時刻決定処理にて決定した血流抑制時刻 T_{C12}

12を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 $TC11$ または $TC12$ を拡張し、血流抑制時刻決定部130Bが血流抑制時刻 $TC33$ を決定する。

[0173] <3-1-4. その他の時間軸方向拡張処理>

時間幅 ΔT は、上記第1～第3の時間軸方向拡張処理にて設定されたが、これらの方法に限られず、他の方法を用いて設定しても良い。例えば、ユーザが所望の数値を呼吸周期 PC 毎に指定して時間幅 ΔT を設定しても良いし、前述のような患者のプロファイルを考慮して時間幅 ΔT を設定しても良い。

[0174] <3-2. 画像処理装置3Bの基本動作>

続いて、図22は、第3実施形態に係る画像処理装置3Bの動作フローを例示した図である。なお、図22では、血流解析内容補正処理が上記(a1)または(a2)の前処理である場合を代表して示す。また、図18のうち、ステップSB1, SB2, SB4～SB6は図11のステップS1, S2, S4～S6と同様であるため、その説明は省略する。

[0175] この第3実施形態では、第1実施形態では存在しなかった血流抑制時刻拡張部131B（時間軸方向拡張部133）が付加されたことで、下記の工程のみが変更される。

[0176] すなわち、第1実施形態と同様の工程として、ステップSB1, SB2を経て、図22で示されるように、ステップSB3にて、血流抑制時刻決定部130Bが、第1または第2の血流抑制時刻決定処理を実施した上で、時間軸方向拡張部133が、第1～第3の何れかの時間軸方向拡張処理により時間幅 ΔT を設定し血流抑制時刻 TC を決定する。

[0177] 具体的には、血流抑制時刻決定部130Bが、第1の血流抑制時刻決定処理を実施した場合は、時間軸方向拡張部133が、第3の時間軸方向拡張処理により時間幅 ΔT を設定し血流抑制時刻 $TC33$ を決定する。また、血流抑制時刻決定部130Bが、第2の血流抑制時刻決定処理を実施した場合は、時間軸方向拡張部133が、第1～第3の何れかの時間軸方向拡張処理に

より時間幅 ΔT を設定し血流抑制時刻 TC ($TC31 \sim TC33$ の何れか)を決定する(図20及び図21参照)。

[0178] そして、残余の工程は第1実施形態と同様となる。

[0179] 以上のように第3実施形態に係る画像処理装置3Bでは、血流抑制時刻決定部130Bは、血流抑制時刻 $TC11$ または $TC12$ を基準として時間幅 ΔT を持たせるよう血流抑制時刻 $TC11$ または $TC12$ を拡張する血流抑制時刻拡張部131Bを備える。これにより、血流が抑制され血流解析値に悪影響を与えると想定される時間帯を拡張することができる。

[0180] また、時間幅 ΔT は、上記の第1～第3の時間軸方向拡張処理のうち、何れかの処理で決定された時間幅である。これにより、各位相に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ に基づいて時間幅を設定する第1の時間軸方向拡張処理を用いる場合、各位相に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ と比べて設定される時間幅 $\Delta T3 (= \Delta T31 + \Delta T32)$ が相対的に広くなりすぎず、適切に血流抑制時刻 $TC31$ を拡張し決定することが可能となる(図20参照)。また、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ に要する時間が異なる場合は、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ に応じて第1及び第2の時間幅 $\Delta T31$ 、 $\Delta T32$ の組合せにより、適切に時間幅 $\Delta T3$ を設定することが可能となる(図21参照)。このため、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ に要する時間 $PC1$ 、 $PC2$ が異なる呼吸困難な患者に対しても、適切に血流抑制時刻 $TC31$ を決定することが可能となる(図20、図21参照)。

[0181] 一方、1周期に要する時間に基づいて時間幅を設定する場合は、吸気位相 $PH1$ 及び呼気位相 $PH2$ に要する各々時間 $PC1$ 、 $PC2$ を算出せずとも、1周期に要する時間 PC のみ算出されれば良いため、計算時間の短縮化が図れる。

[0182] また、予め定められた時間幅を設定する第3の時間軸方向拡張処理を用いる場合は、各時刻の呼吸振動値に依存することなく(すなわち、呼吸位相の時刻を算出することなく)、容易に血流抑制時刻 $TC11$ 、 $TC12$ を拡張し血流抑制時刻 $TC32$ を決定することが可能となる。

[0183] <4. 第4実施形態>

図23は、本発明の第4実施形態として構成された画像処理装置3Cで用いられる制御部31Cの機能構成を示す図である。この制御部31Cは、第1実施形態の画像処理装置3における制御部31（図3参照）の代替として使用される。第1実施形態と異なる点は、血流抑制時刻制約部140が付加される点である。また、血流抑制時刻決定部130Cは第1実施形態の血流抑制時刻決定部130と同様の機能を有するが、血流抑制時刻制約部140との間で信号の授受を行う点で異なる。なお、残余の構成は画像処理装置3と同様である。

[0184] また、図24は、画像処理装置3Cの変形例であり、画像処理装置3C2で用いられる制御部31C2の機能構成を示す図である。すなわち、画像処理装置3Cと異なる点は、図24で示されるように、画像処理装置3C2では、血流抑制時刻決定部130C2が血流抑制時刻拡張部131C2を備え、血流抑制時刻拡張部131C2が振幅方向拡張部132及び時間軸方向拡張部133を備える点である。つまり、画像処理装置3C2では、第2及び第3実施形態を組合せて、血流抑制時刻制約部140を更に付加させた構成を採る。

[0185] なお、図24は画像処理装置3Cの変形例の一例であり、例えば、血流抑制時刻拡張部131C2が、振幅方向拡張部132のみ備える構成や、時間軸方向拡張部133のみ備える構成でも可能である。

[0186] <4-1. 血流抑制時刻制約部140>

血流抑制時刻制約部140は、(e1)全体時間における、血流抑制時刻TC以外の血流解析に用いる要解析時間の合算時間が、第1の基準時間以上を満足する条件、及び、(e2)呼吸周期PC毎における、血流抑制時刻TC以外の血流解析に用いる要解析時間が、第2の基準時間以上を満足する条件、のうち、何れか1つの条件を満足するよう血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2（血流抑制時刻決定処理）に制約を課す（図23及び図24参照）。

- [0187] 図 2 5 は血流抑制時刻決定処理に制約を課す処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。
- [0188] ここで、図 2 3 の構成を採用した場合における図 2 5 との対応関係、及び、図 2 4 の構成を採用した場合における図 2 5 との対応関係について以下それぞれ記載する。
- [0189] 図 2 3 で示される血流抑制時刻制約部 1 4 0 が血流抑制時刻決定部 1 3 0 C に制約を課す場合は、上記の第 3 の血流抑制時刻決定処理における基準値 SV (図 1 0 参照) が閾値 THA , THB , THC (図 2 5 参照) に相当し、血流抑制時刻 $TC13$ (図 1 0 参照) が TCA , TCB , TCC (図 2 5 参照) に相当する。
- [0190] 一方、図 2 4 で示される血流抑制時刻制約部 1 4 0 が血流抑制時刻決定部 1 3 0 C 2 に制約を課す場合は、振幅方向拡張部 1 3 2 を制約する場合及び／または時間軸方向拡張部 1 3 3 を制約する場合がある。
- [0191] 振幅方向拡張部 1 3 2 を制約する場合は、第 1 の振幅方向拡張処理における第 1 の閾値 $TH1$ (図 1 4, 図 1 6 参照) が THA , THB , THC (図 2 5 参照) に相当し、時間幅 $\Delta T21$, $\Delta T23$ (図 1 4, 図 1 6 参照) が ΔTA , ΔTB , ΔTC (図 2 5 参照) に相当し、血流抑制時刻 $TC21$, $TC23$ (図 1 4, 図 1 6 参照) が TCA , TCB , TCC (図 2 5 参照) に相当する。一方、第 2 の振幅方向拡張処理における第 2 の閾値 $TH2$ (図 1 5, 図 1 7 参照) が閾値 THA , THB , THC (図 2 5 参照) に相当し、時間幅 $\Delta T22$, $\Delta T24$ (図 1 5, 図 1 7 参照) が ΔTA , ΔTB , ΔTC (図 2 5 参照) に相当し、血流抑制時刻 $TC22$, $TC24$ (図 1 5, 図 1 7 参照) が TCA , TCB , TCC (図 2 5 参照) に相当する。
- [0192] 時間軸方向拡張部 1 3 3 を制約する場合は、第 1 ～第 3 の何れかの時間軸方向拡張処理の時間幅 ΔT (図 2 0, 図 2 1 参照) が ΔTA , ΔTB , ΔTC (図 2 5 参照) に相当し、血流抑制時刻 $TC31$, $TC32$ (図 2 0, 図 2 1 参照) が TCA , TCB , TCC (図 2 5 参照) に相当する。
- [0193] 以上のように、何れの場合においても、血流抑制時刻を TCA , TCB ,

TCC（時間幅を ΔT_A 、 ΔT_B 、 ΔT_C ）の順に変更すると、要解析時間はTDA、TDB、TDCの順で遷移する（図25参照）。例えば、血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2が最初に血流抑制時刻をTCAに設定した場合、血流抑制時刻制約部140が、（e1）全体時間における、血流抑制時刻TCA以外の血流解析に用いる要解析時間TDAの合算時間（合算フレーム画像数）が、第1の基準時間（第1のフレーム画像数）N1以上を満足する条件、及び、（e2）呼吸周期PC毎における、血流抑制時刻TCA以外の血流解析に用いる要解析時間TDA（フレーム画像数）が、第2の基準時間（第2のフレーム画像数）N2以上を満足する条件、のうち、何れか1つの条件を満足するよう血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2に制約を課す。ここで、第1の基準時間（第1のフレーム画像数）N1は、血流3周期分に相当する時間（フレーム画像数）であることが好ましく、第2の基準時間（第2のフレーム画像数）N2は、血流1周期分に相当する時間（フレーム画像数）であることが好ましい。

[0194] なお、血流抑制時刻TCA以外の血流解析に用いる要解析時間TDAの全体時間に対する第1の割合をR1とし、呼吸周期PC毎に、血流抑制時刻TCA以外の血流解析に用いる要解析時間TDAの呼吸周期PCに対する第2の割合をR2とすれば、第1の割合R1及び第2の割合R2は、百分率表現で少なくとも30%以上であることが好ましい。

[0195] そして、血流抑制時刻制約部140が、上記（e1）または（e2）の条件を満足せず、「全体時間の要解析時間TDAの合算時間が、第1の基準時間N1より短い」または「呼吸周期PCの要解析時間TDAが、第2の基準時間N2より短い」（すなわち、要解析時間TDAが少ない）と判定した場合には、血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2に血流抑制時刻をTCAより時間幅が短いTCBに設定するよう指令を与える。血流抑制時刻をTCBに設定されたことで、要解析時間がTDAからTDBに増加し、再度、血流抑制時刻制約部140が、上記（e1）または（e2）の条件を満足するか否かを判定する。満足する場合は、血流抑制時刻をTCBに設定する

よう血流抑制時刻制約部 140 が血流抑制時刻決定部 130C または 130C2 に指令を与える。

[0196] 満足しない場合は、血流抑制時刻を TCB より時間幅が短い TCC に決定するよう血流抑制時刻制約部 140 が血流抑制時刻決定部 130C または 130C2 に指令を与える。血流抑制時刻が TCC に決定されたことで、要解析時間が TDB から TDC に増加し、再々度、血流抑制時刻制約部 140 が、上記 (e1) または (e2) の条件を満足するか否かを判定する。

[0197] このように、血流抑制時刻 TC を順次に設定しながら、この一連のループを、最終的に上記 (e1) または (e2) の条件が満足されるまで繰り返し実行し、その判定の段階の時間幅を血流抑制時刻 TC として決定することで実現できる。

[0198] なお、上記の例では、血流抑制時刻 TC を TCA (ΔTA) , TCB (ΔTB) , TCC (ΔTC) の順で時間幅が長い方から短い方へと順次決定することを説明したが、これに限られず、血流抑制時刻 TC を TCC (ΔTC) , TCB (ΔTB) , TCA (ΔTA) の順で時間幅が短い方から長い方へと順次決定する方法でもよい。この場合は、上記一連のループを、最終的に上記 (e1) または (e2) の条件を満足しないと判定されるまで繰り返し実行し、その判定の前段階の時間幅を血流抑制時刻 TC として設定することで実現できる。

[0199] このように、血流抑制時刻制約部 140 が付加されることで、ユーザが必要とする血流解析時間を確保しながら血流抑制時刻 TC を決定することが可能となる。

[0200] 以上のように、上記図 25 の例では、図 23 及び図 24 で示される血流抑制時刻制約部 140 において説明したが、図 23 で示される血流抑制時刻制約部 140 においては、第 3 の血流抑制時刻決定処理のみについて説明した。図 23 で示される血流抑制時刻制約部 140 においては、時間幅をもって血流抑制時刻が設定される第 3 の血流抑制時刻決定処理が主流であるが、以下のような例では、第 1 及び第 2 の血流抑制時刻決定処理の場合にも有効と

なる。

[0201] 図34は、図23の構成における第1の血流抑制時刻決定処理に制約を課す処理について説明する図であり、縦軸は呼吸振動値、横軸は動画撮影された時刻を示す。図34で示されるように、最大吸気位相時に息止めをして動画撮影がされたため、呼吸振動値が最大値MXとなる時刻が時間幅をもって存在する。このため、第1の血流抑制時刻決定処理を行った場合、時間幅をもって血流抑制時刻TC11が決定され、血流抑制時刻TC11を除く時間が要解析時間TDEとなる。したがって、血流抑制時刻制約部140は、上記(e1)の条件「全体時間における、要解析時間TDEの合算時間が、第1の基準時間N1以上を満足する」、または、上記(e2)の条件「呼吸周期PC毎における、要解析時間TDEが、第2の基準時間N2以上を満足する」のうち、何れか1つの条件を満足するよう血流抑制時刻決定部130C(第1の血流抑制時刻決定処理)に制約を課す(図23参照)。

[0202] 図9で示される息止めをせずに動画撮影される場合は、呼吸振動値の最大値MXが単一の点として定まったため、血流抑制時刻TC11は時間幅を持たなかったが、図34で示される息止めをして動画撮影される場合は、呼吸振動値の最大値MXは連続して存在することにより、血流抑制時刻TC11は時間幅を持つため、血流抑制時刻制約部140の機能が有効となる。とりわけ、上記(e2)の条件では、呼吸周期PC毎に判定されるため、呼吸周期PC毎に解析する場合には威力を発揮する。

[0203] なお、図34では第1の血流抑制時刻決定処理に特化して説明したが、第2の血流抑制時刻決定処理についても血流抑制時刻制約部140は同様の効果を奏する。

[0204] <4-2. 画像処理装置3Cの基本動作>

図26は、第4実施形態に係る画像処理装置3Cの動作フローを例示した図である。なお、図26では、血流解析内容補正処理が上記(a1)または(a2)の前処理である場合を代表して示す。また、図26のうち、ステップSC1, SC2, SC4~SC6は図11のステップS1, S2, S4~

S 6と同様であるため、その説明は省略する。

[0205] この第4実施形態では、第1実施形態では存在しなかった血流抑制時刻制約部140が付加されたことで、下記の工程のみが変更される。

[0206] すなわち、第1実施形態と同様の工程として、ステップSC1、SC2を経て、図26で示されるように、ステップSC3にて、血流抑制時刻制約部140が上記(e1)及び(e2)の条件のうち、何れか1つの条件を満足するよう血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2（血流抑制時刻決定処理）に制約を課すことで、血流抑制時刻決定部130Cまたは130C2が適切な血流抑制時刻TCを決定する（図25参照）。

[0207] そして、残余の工程は第1実施形態と同様となる。

[0208] 以上のように第4実施形態に係る画像処理装置3Cでは、血流抑制時刻決定処理に制約を課す血流抑制時刻制約部140を更に備える。これにより、血流解析に用いる要解析時間TDにおけるデータ量を必要最低限確保することができ、血流の動態診断を適切に行うことが可能となる。

[0209] <5. 第5実施形態>

図27は、本発明の第5実施形態として構成された画像処理装置3Dで用いられる制御部31Dの機能構成を示す図である。この制御部31Dは、第1実施形態の画像処理装置3における制御部31（図3参照）の代替として使用される。第1実施形態と異なる点は、血流周期検出部125が付加され、第1実施形態の血流解析値算出部150及び血流解析補正部151と同様の機能を有する血流解析値算出部150D及び血流解析補正部151Dが血流周期単位化部152を備える点である。なお、残余の構成は画像処理装置3と同様である。

[0210] また、図28は、画像処理装置3Dの変形例であり、画像処理装置3D2で用いられる制御部31D2の機能構成を示す図である。すなわち、画像処理装置3Dと異なる点は、図28で示されるように、画像処理装置3D2では、血流抑制時刻決定部130D2が血流抑制時刻拡張部131D2を備え、血流抑制時刻拡張部131D2が振幅方向拡張部132及び時間軸方向拡

張部 1 3 3 を備える点である。つまり、画像処理装置 3 D 2 では、第 2 及び第 3 実施形態を組合せて、血流周期検出部 1 2 5 及び血流周期単位化部 1 5 2 を更に付加させた構成を採る。

[0211] なお、図 2 8 は画像処理装置 3 D の変形例の一例であり、例えば、血流抑制時刻拡張部 1 3 1 D 2 が、振幅方向拡張部 1 3 2 のみ備える構成や、時間軸方向拡張部 1 3 3 のみ備える構成でも可能である。

[0212] < 5 - 1. 血流周期検出部 1 2 5 >

血流周期検出部 1 2 5 では、動画像取得部 1 1 0 にて取得した複数のフレーム画像 M I を用いて、対象領域における対象画素の血流周期を検出する。血流周期の検出方法としては、例えば、フレーム画像 M I 間の差分をとることで、対象領域における信号の明確な画素（対象画素）の濃度変化（すなわち、血流量の変化）を血流位相とし、該血流位相に基づいて血流周期を検出することができる。

[0213] 図 2 9 は、血流周期検出部 1 2 5 が複数のフレーム画像 M I から検出する血流位相と血流周期とを説明する図である。図 2 9 (a) ではフレーム画像 M I 上の対象領域（対象画素）R O I 1, R O I 2 の位置を示し、図 2 9 (b) では対象画素 R O I 1, R O I 2 における血流位相と血流周期とを示す。なお、図 2 9 (b) の縦軸はフレーム画像 M I 間の差分をとることで得られた対象画素 R O I 1, R O I 2 の画素値（血流量）、横軸は動画撮影された時刻を示す。

[0214] 図 2 9 (b) では、血流周期検出部 1 2 5 にて検出された対象領域 R O I 1 の血流位相 B H 1 により血流周期 B C 1 ~ B C 3 を検出する例を示している。ここで、血流周期 B C 1 ~ B C 3 の決定方法は、例えば、血流位相 B H 1 の最高値 H P を基準に立ち上がりを探査して、それを目安に決定する方法等が採用可能である。

[0215] 一方、対象領域 R O I 1 よりも心臓部 H T からの距離が離れた対象領域 R O I 2 を選択する場合は（図 2 9 (a) 参照）、血流位相 B H 1 との位相のズレ Δd を有する血流位相 B H 2 のような変化を示す（図 2 9 (b) 参照）

。一般的に、血流位相は心臓部 H T からの距離や血流の流れ方等のファクタに依存することから、信号の明確な画素から対象領域の血流位相を推定することも可能である。概して、心臓部 H T により近い画素の信号の方がより遠い画素の信号より明確であるため、例えば、対象領域 R O I 2 に対しても血流解析を行いたい場合は、対象領域 R O I 1 の血流位相 B H 1 を求めてから対象領域 R O I 2 の血流位相 B H 2 を推定することも可能である。

[0216] < 5 - 2. 血流周期単位化部 1 5 2 >

血流周期単位化部 1 5 2 では、血流抑制時刻決定処理にて設定された血流抑制時刻 T C に対して、血流周期検出部 1 2 5 が検出した血流周期単位 B C で血流解析が行われるように血流抑制時刻 T C を調整する。

[0217] 図 3 0 は血流周期検出部 1 2 5 が検出した血流周期単位 B C で血流解析が行われるように血流抑制時刻 T C を調整する処理について説明する図であり、図 3 0 (a) が呼吸位相 P H の波形の一部を示し、図 3 0 (b) が図 3 0 (a) の領域 A R (1 周期分) における呼吸位相 P H とそれに対応する血流位相 B H とを重畳的に表示する。なお、図 3 0 (b) の縦軸は、呼吸位相 P H に関しては呼吸振動値を示し、血流位相 B H に関しては画素値 (血流量) を示し、横軸は両者共通して動画撮影された時刻を示す。また、血流位相 B H は、実際は図 2 9 で示されるように最高値 H P から次の最高値 H P までの時間間隔はあるが、図 3 0 (b) ではこの時間間隔を省略し模式的に示している。

[0218] ここで、図 2 7 の構成を採用した場合における図 3 0 との対応関係、及び、図 2 8 の構成を採用した場合における図 3 0 との対応関係について以下それぞれ記載する。

[0219] 図 2 7 で示される画像処理装置 3 D を採用する場合は、血流抑制時刻決定部 1 3 0 の上記の第 3 の血流抑制時刻決定処理において設定された血流抑制時刻 T C 1 3 (図 1 0 参照) が、図 3 0 で示される血流抑制時刻 T C に相当する。

[0220] 一方、図 2 8 で示される画像処理装置 3 D 2 を採用する場合は、血流抑制

時刻決定部 130D2 の振幅方向拡張部 132 において決定された血流抑制時刻 $TC_{21} \sim TC_{24}$ (図 14 ~ 図 17 参照) または時間軸方向拡張部 133 において決定された血流抑制時刻 TC_{31} , TC_{32} (図 20, 図 21 参照) が、図 30 で示される血流抑制時刻 TC に相当する。また、図 30 で示される血流抑制時刻 TC は、振幅方向拡張部 132 及び時間軸方向拡張部 133 を相互に機能させて決定された血流抑制時刻 TC であってもよい。

[0221] 以上のように、何れの場合であっても、設定された血流抑制時刻 TC に対応する血流位相 BH は、通常、血流周期単位 BC で設定されるわけではなく、血流周期単位 BC で血流解析する場合は、血流抑制時刻 TC の境界となる時刻の血流周期 BC (すなわち、領域 AR_2 , AR_3) においては、血流解析値が欠損し血流周期 BC 内全体の血流状態が把握できないという課題がある。

[0222] そこで、血流周期単位化部 152 が、血流抑制時刻 TC に対して、血流周期検出部 125 にて検出した血流周期単位 BC (図 29 参照) で血流解析が行われるように血流抑制時刻 TC を調整し変更することで、血流抑制時刻 TC_R に再度決定する。すなわち、領域 AR_2 , AR_3 における血流周期 BC (換言すると、領域 AR_2 , AR_3 における吸気位相 EPH_a 及び呼気位相 EPH_b) も血流抑制時刻 TC_R に含めることになるため、血流抑制時刻 TC_R 以外の時刻では血流周期単位 BC で解析用データが存在し、血流周期単位 BC 毎に血流解析を行うことが可能となる。

[0223] また、図 30 の例では、血流周期単位化部 152 が、血流抑制時刻 TC から血流抑制時刻 TC_R に拡張するように調整したが、縮小させるように調整しても良い。すなわち、縮小させる場合においては、拡張させる場合と同様に、血流抑制時刻 TC_R 以外の時刻では血流周期単位 BC 毎に血流解析を行うことができる一方、拡張させる場合より血流周期 BC の 2 周期分のデータ量を血流解析に利用することが可能となる。

[0224] <5-3. 画像処理装置 3D の基本動作>

続いて、図 31 は、第 5 実施形態に係る画像処理装置 3D の動作フローを

例示した図である。なお、図 31 では、血流解析内容補正処理が上記 (a1) または (a2) の前処理である場合を代表して示す。また、図 30 のうち、ステップ SD1, SD3, SD6, SD7 は図 11 のステップ S1, S3, S5, S6 と同様であるため、その説明は省略する。

[0225] この第 5 実施形態では、第 1 実施形態では存在しなかった血流周期検出部 125、血流周期単位化部 152 が付加されたことで、下記の工程が追加または変更される。

[0226] すなわち、第 1 実施形態と同様の工程として、ステップ SD1 を経て、図 30 で示されるように、ステップ SD2 にて、呼吸情報取得部 120 が、第 1 または第 2 の呼吸情報取得処理を実施し、呼吸位相 PH や呼吸周期 PC を検出する (図 5 ~ 図 7 参照) とともに、血流周期検出部 125 が、ステップ SD1 にて取得した複数のフレーム画像 MI を用いて、対象領域の血流周期 BC を検出する (図 29 参照)。

[0227] ステップ SD4 では、血流周期単位化部 152 が、ステップ SD3 の血流抑制時刻決定処理にて決定した血流抑制時刻 TC に対して、血流周期単位 BC で血流解析が行われるように血流抑制時刻 TC を調整して、血流抑制時刻 TCR に再度決定する (図 30 参照)。

[0228] ステップ SD5 では、血流解析補正部 151D が、ステップ SD4 にて決定した血流抑制時刻 TCR において、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を実施する。すなわち、ここでいう血流解析内容補正処理とは、血流解析処理を実施する前に行う前処理であり、血流解析補正部 151D は上記 (a1) または (a2) の何れかの処理を行う。

[0229] そして、残余の工程は第 1 実施形態と同様となる。

[0230] 以上のように第 5 実施形態に係る画像処理装置 3D では、血流解析補正部 151D は、血流抑制時刻決定処理にて決定された血流抑制時刻 TC に対して、血流周期単位 BC で血流解析が行われるように血流抑制時刻 TC を調整する血流周期単位化部 152 を備える。これにより、血流周期 BC 毎に血流

解析値が欠損することを防止でき、血流周期BC内全体の血流状態を把握することが可能となる。

[0231] <6. 変形例（第1実施形態～第5実施形態）>

以上、本発明の第1の実施形態グループ（第1実施形態～第5実施形態）について説明してきたが、本発明は、上記第1の実施形態グループに限定されるものではなく、様々な変形が可能である。

[0232] ※ 第1の実施形態グループでは、画像処理装置3, 3A, 3B, 3C, 3C2, 3Dを個別に実施されるように各実施形態に分けて記載したが、これらの個別機能は、互いに矛盾しない限り、相互に組み合わせてもよい。

[0233] ※ 第4実施形態において、血流抑制時刻制約部140が血流抑制時刻決定部130Cに制約を課す場合には、第3の血流抑制時刻決定処理（図10参照）に制約を課す場合についてのみ説明したが、第2の血流抑制時刻決定処理（図9参照）に制約を課す構成であってもよい。但し、血流抑制時刻制約部140が血流抑制時刻決定部130Cの第2の血流抑制時刻決定処理に制約を課す構成を採用する場合は、上記（e1）の条件を満足するよう血流抑制時刻制約部140は血流抑制時刻決定部130Cに制約を課することになる。

[0234] ※ 第5実施形態における血流周期単位化部152（図27, 図28参照）は、血流解析補正部151Dに設けられたが、これに限られない。例えば、血流周期検出部125にて検出した血流周期単位BCを血流抑制時刻決定部130に入力することが可能な構成を採用する場合には、血流周期単位化部152は、血流抑制時刻決定部130に設けることも可能である。

[0235] ※ 第5実施形態におけるステップSD1（図31参照）では、呼吸情報と血流周期BCとを同時に取得したが、これに限られない。すなわち、血流周期単位化部152が血流周期単位BCで血流解析が行われるように血流抑制時刻TCを調整するステップSD4の前段階までに、血流周期BCが取得されていればよい。したがって、呼吸情報を取得してから血流周期BCを取得する構成であってもよいし、血流周期BCを取得してから呼吸情報を取得

する構成であってもよい。

[0236] ※ 呼吸中に息止めをして動画撮影をした場合における血流抑制時刻 T_C は、統計的に求められた呼吸振動値の閾値等を用いることで設定することができる。図 3 2 は、呼吸中に息止めをして動画撮影をした場合の呼吸位相 P_H について説明する図である。

[0237] 図 3 2 で示されるように、息止めをして動画撮影をした場合の呼吸位相 P_H は、時間区間 N_B の間、一定の呼吸振動値として取得される。また、息止めをしている間の時間区間 N_B は、最大吸気位相 B_1 またはその周辺に属さなければ、解析用データとして扱える。しかしながら、上述したように、時間区間 N_B の間は一定の呼吸振動値であり、その区間では呼吸位相 P_H の傾きが常にゼロとなるため、上記第 2 の血流抑制時刻決定処理（図 9 参照）では、極大値（最大吸気位相 B_1 ）や極小値（最大呼気位相 B_2 ）として誤検出してしまう可能性がある。そこで、上記第 3 の血流抑制時刻決定処理（図 1 0 参照）により、統計的に求めた呼吸振動値等を閾値 X_L （図 1 0 の基準値 S_V に相当）として、血流抑制時刻 T_C を決定することが可能である（図 3 2 参照）。

[0238] ※ 被検者 M が健常者でなく左肺野と右肺野とで呼吸位相 P_H が異なる場合については、左右それぞれの肺野毎に呼吸位相 P_H を検出し、それぞれ血流抑制時刻 T_C を決定することが望ましい。

[0239] ※ 血流抑制時刻 T_C を除いては、呼吸振動値の変化が少ない（呼吸位相 P_H の傾きがゼロに近い）方が血流量を正確に測定できるため、血流解析は最大呼気位相 B_2 付近で行うことが望ましい。

[0240] ※ 被写体は、人体だけでなく、動物の身体であってもよい。

[0241] < 6 - 1. 第 1 の実施形態グループで説明した画像処理装置のまとめ >
上述した第 1 の実施形態グループ（第 1 実施形態～第 5 実施形態）に係る画像処理装置において例えば以下の第 1 の態様～第 1 6 の態様が考えられる。第 1 の態様は、血流解析を行う画像処理装置であって、人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影さ

れた複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、前記フレーム画像が撮影された時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、呼吸に伴い前記対象領域の血流が抑制されると想定される時刻を示す血流抑制時刻を、前記呼吸情報に基づいて決定する血流抑制時刻決定処理を行う血流抑制時刻決定手段と、前記血流抑制時刻に撮影された前記フレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行う血流解析補正手段と、を備える。

[0242] また、第2の態様は、第1の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報として取得する処理、を含み、前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸振動値が最大値となる時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理、を含む。

[0243] また、第3の態様は、第1の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報として取得する処理、を含み、前記呼吸振動値から呼吸周期が認識可能であり、前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸周期毎に、前記呼吸振動値が最大値となる時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理、を含む。

[0244] また、第4の態様は、第1の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記身体の吸気位相または呼気位相の何れに属するかの判断が可能な相対的な値を示す呼吸相対値を前記呼吸情報として取得する処理、を含み、前記呼吸相対値から呼吸周期が認識可能であり、前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸周期毎に、前記呼吸相対値が前記吸気位相から前記呼気位相に変化する時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理、を含む。

[0245] また、第5の態様は、第2～第4の態様の画像処理装置であって、前記血流抑制時刻決定手段は、前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、を備える。

- [0246] また、第6の態様は、第2の態様の画像処理装置であって、前記血流抑制時刻決定手段は、前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、を備え、前記血流抑制時刻拡張部は、前記呼吸振動値が最大となる値に対して第1の値分少ない値を第1の閾値とし、前記呼吸振動値が前記第1の閾値以上となる時刻によって前記時間幅を設定する振幅方向拡張処理を行う振幅方向拡張部、を備える。
- [0247] また、第7の態様は、第6の態様の画像処理装置であって、前記第1の値は、(b1) 前記呼吸振動値が最大となる値と最小となる値との差分値に基づいて算出された値、及び、(b2) 予め定める一定値、のうち、何れか1つの値を含む。
- [0248] また、第8の態様は、第3の態様の画像処理装置であって、前記血流抑制時刻決定手段は、前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、を備え、前記血流抑制時刻拡張部は、前記呼吸周期毎に前記呼吸振動値が最大となる値に対して第2の値分少ない値を第2の閾値とし、前記呼吸振動値が前記第2の閾値以上となる時刻によって前記時間幅を設定する振幅方向拡張処理を行う振幅方向拡張部、を備える。
- [0249] また、第9の態様は、第8の態様の画像処理装置であって、前記第2の値は、(c1) 前記呼吸周期毎に設定され、前記呼吸周期毎の前記呼吸振動値が最大となる値と最小となる値との差分値に基づいて算出された値、及び、(c2) 予め定める一定値、のうち、何れか1つの値を含む。
- [0250] また、第10の態様は、第1の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報として取得する処理、を含み、前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸振動値が予め定められた基準値以上である時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理を含む。
- [0251] また、第11の態様は、第3または第4の態様の画像処理装置であって、前記血流抑制時刻決定手段は、前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持た

せるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、を備え、前記時間幅は、（d 1）前記呼吸周期毎に、吸気位相に要する時間に基づいて定められた第1の時間幅と、呼気位相に要する時間に基づいて定められた第2の時間幅と、の組合せ時間幅、（d 2）前記呼吸周期毎に、1周期に要する時間に基づいて定められた時間幅、及び（d 3）予め定められた時間幅、のうち、何れか1つの時間幅を含む。

[0252] また、第12の態様は、第2ないし第11の態様のうちのいずれか一つの態様の画像処理装置であって、（e 1）全体時間における、前記血流抑制時刻以外の前記血流解析に用いる要解析時間の合算時間が、第1の基準時間以上を満足する条件、及び、（e 2）呼吸周期毎における、前記血流抑制時刻以外の前記血流解析に用いる要解析時間が、第2の基準時間以上を満足する条件、のうち、何れか1つの条件を満足するよう前記血流抑制時刻決定処理に制約を課す血流抑制時刻制約手段、を更に備える。

[0253] また、第13の態様は、第1ないし第12の態様のうちのいずれか一つの態様の画像処理装置であって、前記対象領域の血流周期を検出する血流周期検出手段、を更に備え、前記血流解析補正手段は、前記血流抑制時刻決定処理にて決定された血流抑制時刻に対して、前記血流周期単位で血流解析が行われるように前記血流抑制時刻を調整する血流周期単位化部、を備える。

[0254] また、第14の態様は、第1ないし第13の態様のうちのいずれか一つの態様の画像処理装置であって、前記血流解析内容補正処理は、前記動画像内における前記血流解析の対象となる解析用データに対して、血流解析値を求める血流解析処理を実施する前に行う前処理あるいは前記血流解析処理を実施した後に行う後処理の何れかの処理を含み、前記前処理は、前記解析用データのうち、前記血流抑制時刻におけるデータに対しては、（a 1）前記血流解析処理を禁止させる処理、及び、（a 2）重要度を低くして前記血流解析処理を実行させる処理、の何れかの処理を含み、前記後処理は、（a 3）前記血流解析値のうち、前記血流抑制時刻におけるデータに対しては、前記血流解析値としては取り扱わない処理、及び、（a 4）前記血流解析値の重

要度を低下させる処理、の何れかの処理を含む。

[0255] また、第 15 の態様は、第 1 ないし第 14 の態様のうちのいずれか一つの態様の画像処理装置であって、前記対象領域は、肺野領域内の血管領域を含む。

[0256] また、第 16 の態様は、画像処理装置に含まれるコンピュータによって実行されることにより、前記コンピュータを、第 1 ないし第 14 の態様のうちのいずれか一つの態様の画像処理装置として機能させるプログラムである。

[0257] 第 1 の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定手段により、血流抑制時刻を呼吸情報に基づいて決定し、血流解析補正手段により、該血流抑制時刻に撮影されたフレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行っている。したがって、血流解析内容補正処理を伴った血流解析が可能となり、呼吸に起因して血流解析値が異常値となることを回避することができるため、精度が高く、適切な血流解析値を得ることが可能となる。このため、血栓の判別性能が低下することを防ぎ、血流の動態診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0258] 第 2 の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が最大値となる時刻を血流抑制時刻として決定する処理を含む。これにより、最も血流が抑制され最も血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻を血流抑制時刻として決定することが可能となる。

[0259] 第 3 の態様の画像処理装置によれば、呼吸周期毎に、呼吸振動値が最大値となる時刻を血流抑制時刻として決定している。最大値は呼吸周期毎に得られることから、肺野領域の物理的変化値に基づいて、血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻を血流抑制時刻として決定することが可能となる。

[0260] 第 4 の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定処理は、呼吸周期毎に、呼吸相対値が吸気位相から呼気位相に変化する時刻を血流抑制時刻として決定する処理を含む。これにより、各呼吸周期内で、最も血流が抑制され最も血流解析値に悪影響を与えると想定される時刻をそれぞれ血流抑制時

刻として決定することが可能となるため、他周期の影響を受けないロバスト化の効果を奏する。また、呼吸相対値から呼吸周期を認識することにより、動画像に基づき呼吸周期を取得する必要がある分、呼吸情報取得処理を簡略化することができる。

[0261] 第5の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定手段は、血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部を備える。これにより、血流が抑制され血流解析値に悪影響を与えると想定される時間帯を拡張することができる。

[0262] 第6の態様の画像処理装置によれば、呼吸振動値が第1の閾値以上となる時刻によって時間幅を生成することにより、血流抑制の疑いが高い時間帯を拡げてより確実に抽出し血流抑制時刻として決定することが可能となる。

[0263] 第7の態様の画像処理装置によれば、第1の値として呼吸振動値の最大値と最小値との差分値に基づく値を用いる場合は、呼吸位相内で最大の呼吸振幅値により第1の値が決定できるため、第1の閾値が低くなりすぎることなく適切に設定することが可能となる。また、第1の値として予め定める一定値を用いる場合は、呼吸位相内で最大の呼吸振幅値を具体的に算出することなく、容易に第1の閾値を設定することが可能となる。

[0264] 第8の態様の画像処理装置によれば、呼吸周期毎に呼吸振動値が最大となる値を用いて時間幅を設定することで、呼吸周期内で血流抑制の疑いが高い時刻を適切に抽出し血流抑制時刻として決定することが可能となる。また、呼吸周期毎に振幅方向拡張処理を行うため、他周期の影響を受けないロバスト化の効果を奏する。

[0265] 第9の態様の画像処理装置によれば、第2の値として呼吸周期毎の呼吸振動値が最大となる値と最小となる値との差分値に基づいて算出された値を用いる場合は、呼吸振幅値により第2の値が決定できるため、第2の閾値が低くなりすぎることなく適切に設定することが可能となる。また、第2の値として予め定める一定値を用いる場合は、呼吸振幅値を具体的に算出することなく、容易に第2の閾値を設定することが可能となる。

- [0266] 第10の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定処理は、呼吸振動値が予め定められた基準値以上である時刻を血流抑制時刻として決定する処理を含む。これにより、呼吸周期毎の最大値を求めることなく、容易に血流抑制時刻を拡張し決定することが可能となる。
- [0267] また、既に知見として得られている統計データを用いて基準値を設定することで、動画像から得られるデータに依存することなく、安定的に血流抑制時刻を決定することが可能となる。
- [0268] さらに、基準値を設けることで、撮影時期を隔てた同一の身体における動画像データに対して、血流解析値の差分比較を精度良く行えるため、動態診断から一身体における血流状態の経過観察を正確に行うことが可能となる。
- [0269] 第11の態様の画像処理装置によれば、時間幅は、(d1)～(d3)のうち、何れか1つの時刻幅を含む。これにより、各位相に要する時間に基づいて時間幅を設定する場合、各位相に要する時間と比べて設定される時間幅が相対的に広くなりすぎず、適切に血流抑制時刻を拡張し決定することが可能となる。また、吸気位相及び呼気位相に要する時間が異なる場合は、吸気位相及び呼気位相に応じて第1及び第2の時間幅の組合せにより、適切に時間幅を設定することが可能となる。このため、吸気位相及び呼気位相に要する時間が異なる呼吸困難な患者に対しても、適切に血流抑制時刻を決定することが可能となる。
- [0270] 一方、1周期に要する時間に基づいて時間幅を設定する場合は、吸気位相及び呼気位相に要する各々時間を算出せずとも、1周期に要する時間のみ算出されれば良いため、計算時間の短縮化が図れる。
- [0271] また、予め定められた時間幅を用いる場合は、各時刻の呼吸振動値に依存することなく（すなわち、呼吸位相の時刻を算出することなく）、容易に血流抑制時刻を拡張し決定することが可能となる。
- [0272] 第12の態様の画像処理装置によれば、血流抑制時刻決定処理に制約を課す血流抑制時刻制約手段を更に備える。これにより、血流解析に用いる要解析時間におけるデータ量を必要最低限確保することができ、血流の動態診断

を適切に行うことが可能となる。

[0273] 第13の態様の画像処理装置によれば、血流解析値制御手段は、血流抑制時刻決定処理にて決定された血流抑制時刻に対して、血流周期単位で血流解析が行われるように血流抑制時刻を調整する血流周期単位化部を備える。これにより、血流周期毎に血流解析値が欠損することを防止でき、血流周期内全体の血流状態を把握することが可能となる。

[0274] 第14の態様の画像処理装置によれば、血流解析内容補正処理は、(a1)～(a4)のうち何れか1つの処理を含む。すなわち、(a1)または(a2)の処理では、血流解析処理を行う前に同処理の禁止、または、同処理の影響を減ずる処理を行うため、血流抑制時刻を考慮して効率的に血流解析を行うことが可能となる。とりわけ、(a1)の処理では、血流抑制時刻における血流解析処理を行わずに済むため、無駄な計算をせずに計算時間の短縮化が図れる。

[0275] 一方、(a3)または(a4)の処理では、血流解析処理を行った後に血流抑制時刻におけるデータに対しては、血流解析値としては取り扱わない処理、または、重要度を低下させる処理を行うため、血流解析処理の前に血流抑制時刻を決定する必要は無く、血流解析処理を行ってから血流抑制時刻を決定することも可能となる。

[0276] 第15の態様によれば、対象領域は、肺野領域内の血管領域であることにより、動態診断により肺野領域の血流状態を適切に把握することが可能となる。このため、動態診断による肺血栓塞栓症の判別性能が低下することを防ぐことが可能となる。

[0277] 第16の態様によれば、第1の態様から第15の態様と同じ効果を得ることができる。

[0278] <7. 第6実施形態>

本発明の第6実施形態に係る放射線動態画像撮影システムについて以下説明する。

[0279] <7-1. 放射線動態画像撮影システムの全体構成>

第6実施形態に係る放射線動態画像撮影システムは、人体または動物の身体を被写体として、被写体の対象領域の物理的状态が周期的に時間変化する状況に対して放射線画像の撮影を行う。

[0280] 図35は、第6実施形態に係る放射線動態画像撮影システムの全体構成を示す図である。図35に示すように、放射線動態画像撮影システム200は、撮影装置1と、撮影制御装置2（撮影用コンソール）と、画像処理装置3（診断用コンソール）と、心電計4とを備える。撮影装置1及び心電計4と、撮影制御装置2とが通信ケーブル等により接続され、撮影制御装置2と、画像処理装置3とがLAN等の通信ネットワークNTを介して接続されて構成されている。放射線動態画像撮影システム200を構成する各装置は、DICOM規格に準じており、各装置間の通信は、DICOM規格に則って行われる。

[0281] <7-1-1. 撮影装置1等の構成>

撮影装置1、撮影制御装置2、及び画像処理装置3は図1で示した第1実施形態の撮影装置1、撮影制御装置2、画像処理装置3と同一構成であるため、同一符号を付して説明を適宜省略する。

[0282] <7-1-2. 心電計4の構成>

図35では心電計4は被検者Mとは離れて示されているが、実際には心電計4の各電極端子は被検者Mに装着されており、被検者Mの心電波形をデジタル信号として出力する。図35に示すように、心電計4は、位相検出部41を備えて構成され、位相検出部41は、制御部21のCPUからの制御信号に応答して、撮影装置1による撮影動作を同期させるための基礎情報として、被写体Mの心拍の位相を検出する。

[0283] なお、心電計4の構成は、本実施形態において必須の構成要件ではなく、後述する図38の第1の心拍周期取得処理を採用する場合は不要である。

[0284] <7-2. 呼吸位相の一般的特性と血流解析値における問題点>

この実施形態における画像処理装置3の詳細を説明する前提として、呼吸位相の一般的特性と血流解析から得られる血流解析値における問題点を説

明しておく。

[0285] 血流解析を行うにあたって重要となる、呼吸位相状態と心拍位相状態とにおける関係を説明する。図36は、呼吸位相の一般的特性を例示する図であり、図36(a)が呼吸位相PHの波形の一部を示し、図36(b)が図36(a)の領域AR(1周期分)における呼吸位相PHを示す。また、図37は呼吸位相PHと心拍位相BHとの関係について例示する図である。なお、図36及び図37の横軸は動画撮影された時刻(時間方向)を示し、縦軸は後述する呼吸振動値(詳細は後述する)を示す。

[0286] 図36(b)で示されるように、1周期PC分の呼吸位相PHは、呼吸周期PC内の最大値B1に相当する最大吸気位相IMと最小値B2に相当する最大呼気位相EMと(詳細は後述する)を有し、最大呼気位相EMから最大吸気位相IMまでの呼吸位相PHの区間を吸気位相PH1と呼び、最大吸気位相IMから最大呼気位相RMまでの呼吸位相PHの区間を呼気位相PH2と呼ぶ。以下では、最大呼気位相EMから始まる1周期PCのうち前半周期PC1を吸気位相PH1と称し、後半周期PC2を呼気位相PH2と称する。

[0287] 図37で示されるように、最大吸気位相IMに対応する領域AR1の心拍位相BH1と、最大呼気位相EMに対応する領域AR2の心拍位相BH2とは、領域AR1とAR2以外の他の領域の心拍位相BHと比較して、脈動が小さくなっていることが見て取れる。

[0288] ここで、図37で示されるように脈動が小さくなる現象の主な原因としては、以下の3つが挙げられる。

[0289] まず、最大吸気位相IMにおいては、肺野領域の血管に流れる血流が抑制される(血流が減弱する)現象が生じるためである。これにより、血流解析精度の低下を導く。ここで、血流が減弱する要因としては、前述したように2種類((i)血管圧迫及び(ii)血管伸長)が考えられている。

[0290] 次に、(iii)最大吸気位相IMと最大呼気位相EMとの両方において、血管への圧力が異なることにより、血管の太さが変わる現象が生じるため

である。これにより、血流解析精度の低下を導く。具体的には、吸気位相 P H 1 時は肺が縦方向に伸び、逆に呼気位相 P H 2 時は縦方向に縮まることにより、吸気位相 P H 1 時と呼気位相 P H 2 時とでは血管への圧力が異なる現象が生じるため、肺野内の血管の太さや該血管の相対的な位置関係が、吸気位相 P H 1 時と呼気位相 P H 2 時とにより大きく異なる可能性がある。このため、単純に安静呼吸や強制呼吸状態の全ての血流活用による解析を実施しても、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態で血管への圧力が異なることから血流解析値に悪影響が及ぶ。

[0291] 上記 (i) (i i) の課題に対しては、例えば、特開 2004-312434 号公報のように、フレーム画像間の差分より得られた複数の差分画像から得られる最大値を画素値として解析結果を出力するようにすれば、最大吸気位相 I M と最大呼気位相 E M とを回避することが可能となる。しかしながら、上記 (i i i) の課題に対しては、従来技術では、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態に起因した血流解析精度の低下を防ぐことは不可能である。

[0292] このような背景の下、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態に起因して血流解析精度が低下することで誤診することを回避するため、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態に応じた適切な血流解析値を得ることが望まれている。

[0293] 以下に説明する各構成においては、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態を考慮して血流解析を行うことで、当該各位相状態に起因した血流解析精度の低下を防ぎ、適切な血流解析値が得ることが可能となる。

[0294] 以下では、第 6 実施形態における画像処理装置 3 の詳細について説明する。

[0295] < 7-3. 画像処理装置 3 の具体的構成 >

本発明の第 6 実施形態における放射線動態画像撮影システム 200 の画像処理装置 3 は、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態の各位相状態を

考慮して血流解析値を得ることにより、血流の画像診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0296] 以下では、画像処理装置 3 で実現される機能的な構成について説明する。

[0297] < 7 - 3 - 1 . 画像処理装置 3 の機能構成 >

図 3 8 及び図 3 9 は、放射線動態画像撮影システム 2 0 0 , 2 0 0 ' における画像処理装置 3 , 3 ' において、CPU 等が各種プログラムに従って動作することにより制御部 3 1 E , 3 1 E ' で実現される機能構成を他の構成とともに示す図である。なお、この実施形態の画像処理装置 3 , 3 ' は、主として心臓および両肺を含む胸部が撮影された動態画像を使用する。

[0298] 制御部 3 1 E , 3 1 E ' では、主に、動画像取得部 4 1 0 と、呼吸情報取得部 4 2 0 , 4 2 0 ' と、心拍周期取得部 4 2 5 , 4 2 5 ' と、位相状態判定部 4 3 0 と、解析範囲設定部 4 4 0 と、血流解析値算出部 4 5 0 と、から構成される。

[0299] 以下では、図 3 8 及び図 3 9 で示されたような制御部 3 1 E , 3 1 E ' の機能的な構成が、あらかじめインストールされたプログラムの実行によって、実現されるものとして説明するが、専用のハードウェア構成で実現されても良い。

[0300] 以降、動画像取得部 4 1 0 、呼吸情報取得部 4 2 0 , 4 2 0 ' 、心拍周期取得部 4 2 5 , 4 2 5 ' 、位相状態判定部 4 3 0 、解析範囲設定部 4 4 0 、血流解析値算出部 4 5 0 が行う各処理についての具体的内容を、図 3 8 及び図 3 9 を参照しながら順次説明する。

[0301] < 7 - 3 - 1 - 1 . 動画像取得部 4 1 0 >

動画像取得部 4 1 0 では、撮影装置 1 の読取制御装置 1 4 によって撮影された被検者 M の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する。本実施形態における対象領域とは、血流解析の対象となる領域であり、肺野領域内の血管領域を想定する。すなわち、図 3 8 及び図 3 9 で示されるように、撮影装置 1 と画像処理装置 3 との間に、撮影制御装置 2 が介在し、撮影

制御装置 2 の記憶部 2 2 に記憶された検出データ（複数のフレーム画像）が通信部 2 5 を介して、画像処理装置 3 の通信部 3 5 に出力される。

[0302] 第 1 実施形態で用いた図 4 で示されるように、動画像取得部 4 1 0 により取得されたフレーム画像 M 1 ~ M 1 0 (M I) は、第 1 実施形態の動画像取得部 1 1 0 と同様、呼吸サイクルの 1 周期を一定の撮影タイミングで連続撮影されたものである。具体的には、時刻 $t = t_1, t_2, t_3, \dots, t_{10}$ の撮影タイミングにおいて撮影された画像が、フレーム画像 M 1, M 2, M 3, ..., M 1 0 にそれぞれ対応している。

[0303] < 7 - 3 - 1 - 2. 呼吸情報取得部 4 2 0, 4 2 0' >

呼吸情報取得部 4 2 0, 4 2 0' では、フレーム画像 M I が撮影された時刻に同期した被検者 M における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う。具体的に、呼吸情報取得処理は、肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を呼吸情報とし、呼吸周期 P C が少なくとも 1 周期の呼吸振動値を取得する処理を行う。加えて、呼吸情報取得処理は、呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを算出する処理を行う（図 3 6 及び図 3 7 参照）。

[0304] 呼吸情報取得処理の呼吸振動値の検出方法（第 1 ステップ）は大別すると 2 つの処理があるため、以下では各々分説する。その後、呼吸周期 P C 及び呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを算出する方法（第 2 ステップ）について説明する。

[0305] < 7 - 3 - 1 - 2 - 1. 第 1 の呼吸情報取得処理：画像解析（図 3 8） >

第 1 の呼吸情報取得処理の第 1 ステップとしては、動画像取得部 4 1 0 にて取得した動画像を構成する複数のフレーム画像 M I に基づいて、呼吸振動値を算出する処理である（図 3 8 参照）。

[0306] 図 3 8 で示されるように、まず、第 1 の呼吸情報取得処理では、呼吸情報取得部 4 2 0 が、動画像取得部 4 1 0 によって取得された複数のフレーム画像 M I を用いて呼吸振動値を算出する。具体的に、呼吸振動値とは、呼吸に

よる肺野領域サイズの変化を測るための指標であり、例えば、「肺野領域の特徴点間の距離（肺尖部から横隔膜までの距離等）」「肺野部の面積値（肺野領域サイズ）」「横隔膜の絶対位置」「肺野領域の画素濃度値」等が挙げられる。以下では、呼吸振動値が「肺野部の面積値」と「肺野領域の特徴点間の距離」との場合を例にして説明する。

[0307] 呼吸振動値を「肺野部の面積値」とする場合、肺野部の輪郭抽出を行い、輪郭に囲まれた領域の画素数を肺野部の面積として定義することが可能である。

[0308] 肺野部の抽出は、第1実施形態で用いた図5で示すように、左右ごとに抽出しても（図5（a）参照）、心臓や脊椎の領域を含んだ輪郭（図5（b）参照）として抽出してもよい。

[0309] このように、呼吸情報取得部420では、取得された複数のフレーム画像M1を用いて、肺野部の輪郭OLの抽出を実施し、抽出された領域内のピクセル数を肺野部の面積値を検出することで呼吸振動値を取得する（図38参照）。

[0310] 呼吸振動値を「肺野領域の特徴点間の距離」とする場合は、複数のフレーム画像M1を用いて、肺野領域の特徴点間の距離を算出する。すなわち、肺野部の抽出を上記方法と同様に実施し、抽出された領域から、特徴点2点を求め、その2点間の距離を求めることで呼吸振動値として検出する。そして、該特徴点間の距離（呼吸振動値）の変化を呼吸位相PHとする。

[0311] 肺領域の上端LTから下端LBまでの長さ（肺野長）の変化を算出する場合、第1実施形態で用いた図6（a）では、肺尖部を肺領域の上端LTとし、肺尖部から体軸方向におろした直線と横隔膜との交点を肺領域の下端LBとして抽出した例であり、図6（b）では、肺尖部を肺領域の上端LTとし、肋横角を肺領域の下端LBとして抽出した例である。

[0312] このように、呼吸情報取得部420では、取得された複数のフレーム画像M1を用いて、肺野領域の輪郭OLの抽出を実施し、抽出された領域から特徴点間距離を検出することで呼吸振動値を取得する（図38参照）。

[0313] 図40は、呼吸情報取得部420において検出された呼吸振動値の波形データを時系列で示した呼吸位相PHの模式図であり、肺野領域の面積値や特徴点間距離等といった呼吸振動値を算出し、撮影タイミングTM毎に時間方向にモニタリングした結果となる。なお、図40で示す縦方向の矢印は、呼吸位相PHの振幅方向APを示す。

[0314] <7-3-1-2-2. 第2の呼吸情報取得処理：別機器（図39）>

第2の呼吸情報取得処理の第1ステップは、別機器（外部機器）により呼吸振動値を計測する処理である（図39参照）。例えば、特許第3793102号に記載されているような装置や、前述したレーザー光とCCDカメラで構成されたセンサによるモニタリングにより実施する手法を用いることができる。

[0315] 本実施形態では、図35で示されるように、サイクル検出装置16のサイクル検出センサ15が利用可能である。また、呼吸振動値を外部機器から検出するための別の方法としては、呼吸モニタベルトを用いて被写体の胸部の動きを検出する方法や、気速計により呼吸の気流を検出する方法があり、これらの方法を適用することも可能である。

[0316] このように、呼吸情報取得部420'では、動画像取得部410を介して、複数のフレーム画像MIを取得するとともに、これと同期した呼吸振動値を外部機器より取得する（図39参照）。そして、呼吸振動値が、図40と同様に時系列データとして得られる。

[0317] <7-3-1-2-3. 呼吸周期PC、最大値B1、最小値B2の検出方法>

第1及び第2の呼吸情報取得処理の第2ステップとしては、第1ステップで各々検出された呼吸振動値の変化を呼吸位相PHとし、呼吸周期PC及び呼吸周期PC内における呼吸振動値の最大値B1と最小値B2とを算出する処理を行う（図40参照）。

[0318] 図40で示されるように、呼吸周期（呼吸サイクル）PCの1周期は、吸気と呼気とから構成され、1回の呼気と1回の吸気からなる。吸気では、横

隔膜が下がって息が吸い込まれるに連れて胸郭中の肺野の領域が大きくなる。息を最大限に吸い込んだとき（吸気と呼気の変換点）が最大吸気位相 I M である。呼気では、横隔膜が上がって息が吐き出されるに連れて肺野の領域が小さくなるが、息を最大限に排出したとき（呼気と吸気の変換点）が最大呼気位相 E M となる。

[0319] 以下では、第 1 及び第 2 の呼吸情報取得処理の第 2 ステップとして、2 つの方法について説明する。

[0320] 第 1 の方法は、全体時間において、呼吸振動値が極大値及び極小値となる時刻を順次に算出することで、呼吸周期 P C を決定し、呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを決定する方法である。具体的には、全体時間における呼吸振動値にスムージングをかけ、高周波ノイズ成分を低減させた状態で、呼吸振動値の極大値（最大吸気位相 I M）及び極小値（最大呼気位相 E M）を算出する。これにより、呼吸振動値に含まれるノイズ成分を極大値や極小値として誤検出することを防ぐことが可能となる。

[0321] 第 2 の方法は、呼吸周期 P C が先に検出され、呼吸周期 P C 毎に呼吸振動値が最大値、最小値となる時刻を検出する方法である。第 1 の方法と異なる点は、全体時間ではなく、呼吸周期 P C 単位で呼吸振動値の最大値（すなわち、最大吸気位相 I M）及び最小値（最大呼気位相 E M）を算出する点である。また、第 2 の方法においても、第 1 の方法と同様に、呼吸振動値にスムージングをかけ、高周波ノイズ成分を低減させた状態で、最大値及び最小値を抽出させても良い。

[0322] このように、呼吸情報取得部 4 2 0, 4 2 0' では、呼吸振動値の変化を呼吸位相 P H とし、呼吸周期 P C 及び呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを検出する（図 4 0 参照）。

[0323] < 7 - 3 - 1 - 3. 心拍周期取得部 4 2 5, 4 2 5' >

心拍周期取得部 4 2 5, 4 2 5' では、撮影時刻に同期した身体における心拍周期を取得する心拍周期取得処理を行う（図 3 8 及び図 3 9 参照）。

[0324] 心拍周期取得処理は大別すると 2 つの処理があるため、以下では各々分説

する。

[0325] < 7 - 3 - 1 - 3 - 1. 第 1 の心拍周期取得処理：画像解析（図 38） >

第 1 の心拍周期取得処理では、図 38 で示されるように心拍周期取得部 425 が、動画像取得部 410 によって取得された撮影画像を用いて、心臓壁の動き量を算出することで、心拍周期を取得する処理である。詳細には、動画像から心臓壁の変動が検出されることで、各フレーム画像が撮影されたタイミングにおける心臓の拍動の位相が検出される。そして、当該心臓の拍動の位相により心拍周期を決定する。

[0326] 図 41 は、動画像で捉えられた心臓壁の変動を例示する模式図である。図 41 で示されるように、心臓壁 HL の変動の一例として、心臓の横幅の変動を採用する。図 41(a)～図 41(c)では、心臓が拡張していく過程で、心臓の横幅が w_1 から w_3 へと大きくなっていく状態が例示されている。

[0327] そこで、心拍周期取得部 430 では、各フレーム画像から、心臓の横幅を検出することで、心拍周期を検出する。具体的に、心臓の横幅を検出する手法としては、例えば、心臓の輪郭を検出して行う手法等が挙げられる。そして、この心臓の輪郭を検出する手法としては、種々の公知の手法を採用することができ、例えば、心臓の形状を示すモデル（心臓モデル）を用いて、X 線画像中の特徴点と、心臓モデルの特徴点とを合わせて行くことで、心臓の輪郭を検出する手法（例えば、“Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Automated analysis of sizes of heart and lung in chest images”, Nobuyuki Nakamori et al., Medical Physics, Volume 17, Issue 3, May, 1990, pp. 342-350. 等参照）等を採用することができる。

[0328] 図 42 は、動画像を構成する複数のフレーム画像について、撮影された時刻と心臓の横幅との関係を例示する模式図である。図 42 では、横軸が時刻、縦軸が心臓の横幅を示し、丸印が検出された心臓の横幅の値を示している。

[0329] ここで、時刻 t で捉えられた心臓の横幅を H_{wt} 、時刻 $t + 1$ で捉えられた心臓の横幅を H_{wt+1} とし、 $(H_{wt+1} - H_{wt}) \geq 0$ が成立する場合には、時刻 t で捉えられたフレーム画像が心臓の拡張時に分類され、 $(H_{wt+1} - H_{wt}) < 0$ が成立する場合には、時刻 t で捉えられたフレーム画像が心臓の収縮時に分類される。

[0330] このように、心臓の横幅、すなわち、心臓壁 HL の変動を検出することで、心臓の拡張時および収縮時が分類できるため、心臓の拍動の位相を検出することが可能となる。

[0331] 以上のように、心拍周期取得部 425 では、動画像で捉えられた心臓壁の動きに基づき、心拍周期を検出することで、心拍周期を自動的に取得可能である。

[0332] $< 7 - 3 - 1 - 3 - 2$. 第2の心拍周期取得処理：心電計（図39） $>$

第2の心拍周期取得処理では、図39で示されるように心拍周期取得部425' が、心電計4の位相検出部41から取得された結果を用いて心拍周期を取得する処理である。図43は、被検者Mの心電図波形の1周期HBCを例示する図である。なお、図43では、横軸が時刻、縦軸が電気信号の大きさ（電圧）を示しており、いわゆるP波、Q波、R波、S波、T波及びU波の形状をそれぞれ示す曲線 P_p 、 Q_p 、 R_p 、 S_p 、 T_p 及び U_p を含む電気信号の変化を示す曲線が示されている。

[0333] そこで、心拍周期取得部425' では、位相検出部41から取得された心拍位相BHの検出結果に基づいて、上記の点（ P_p 、 Q_p 、 R_p 、 S_p 、 T_p 及び U_p ）を検出することで、心拍周期HBCを取得する。

[0334] なお、位相検出部41による検出動作は撮影装置1による撮像動作と同期して行われる（図35参照）。

[0335] このように、心拍周期取得部425' では、外部より心拍周期HBCが取得されることにより、心臓の周期的な時間変化を自動的に取得することが可能となる。

[0336] <7-3-1-4. 位相状態判定部430>

位相状態判定部430では、呼吸情報取得部420にて取得した呼吸情報が吸気位相PH1状態または呼気位相PH2状態の何れの位相状態に属するかを判定して位相状態判定結果を得る位相状態判定処理を行う。ここでいう「位相状態判定結果」とは、吸気位相PH1状態または呼気位相PH2状態の何れかの結果をいう。

[0337] 具体的に、位相状態判定処理とは、呼吸情報取得部420にて算出した呼吸周期PC内の呼吸振動値の最大値B1と最小値B2とに基づいて、呼吸振動値が吸気位相PH1状態または呼気位相PH2状態の何れの位相状態に属するかを判定する処理である。

[0338] すなわち、位相状態判定処理では、図36及び図40で示されるように、呼吸情報取得部420にて算出した呼吸周期PC内の呼吸振動値の最大値B1を最大吸気位相IMとし、最小値B2を最大呼気位相EMとすることで、最大呼気位相EMから最大吸気位相IMまでの位相を吸気位相PH1として判定し、最大吸気位相IMから最大呼気位相EMまでの位相を呼気位相PH2として判定する位相状態判定結果を得る。

[0339] <7-3-1-5. 解析範囲設定部440>

解析範囲設定部440では、呼吸情報及び位相状態判定結果に基づいて吸気位相PH1状態及び呼気位相PH2状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定する解析範囲設定処理を行う。ここでいう「呼吸情報」とは、呼吸振動値による呼吸位相PH、呼吸周期PC、呼吸周期PC内の呼吸振動値の最大値B1と最小値B2をいう。また、解析範囲設定部440は、該呼吸情報を位相状態判定部430から取得する（図38及び図39参照）。

[0340] 具体的に、解析範囲設定処理は、呼吸周期PCが少なくとも1周期の呼吸振動値に基づいて血流解析範囲を設定するとともに、心拍周期HBCを少なくとも1周期分含むように血流解析範囲を設定する処理を行う。また、血流解析範囲は、吸気位相PH1状態及び呼気位相PH2状態に対応した吸気位

相用解析範囲 R A 1 及び呼気位相用解析範囲 R A 2 を有する。

[0341] なお、以下の説明では、複数の呼吸周期 P C を持つ場合を想定して説明するが、これに限られず、呼吸周期 P C が 1 周期分であってもよい。また、吸気位相用解析範囲 R A 1 及び呼気位相用解析範囲 R A 2 の両方を設定する場合を想定して説明するが、何れか一方の範囲（R A 1 または R A 2 の何れか）のみを設定する場合であってもよい。

[0342] 血流解析範囲とは、呼吸振動値における振幅方向 A P（図 4 0 参照）に対しては、（a）呼吸振動値の振幅値に基づいて設定される「振幅値範囲 R B 1」（後述の図 4 4 等参照）を採用し、撮影時刻方向に対しては、（c）呼吸情報取得処理で取得した呼吸振動値の呼吸周期 P C のうち、解析対象とする「解析対象周期 R T 1」（後述の図 4 4 参照）、または、（d）解析対象周期とした周期のうち、吸気位相 P H 1 または呼気位相 P H 2 の何れか一方の位相に対応する「位相別解析対象周期 R T 2」（後述の図 4 5 参照）、の何れか 1 つの範囲を採用する。すなわち、第 6 実施形態における血流解析範囲とは、「振幅値範囲 R B 1」と「解析対象周期 R T 1」とを満足する範囲であるか、あるいは、「振幅値範囲 R B 1」と「位相別解析対象周期 R T 2」とを満足する範囲であるかの何れかの範囲となる。

[0343] ここでいう「振幅値範囲 R B 1」は、具体的に、（a 1）予め設定された第 1 の範囲に基づいて設定される範囲、または、（a 2）呼吸周期 P C 内の呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに基づいて設定される範囲、のうち、何れか 1 つの値である。

[0344] ここで、「第 1 の範囲」「解析対象周期 R T 1」及び「位相別解析対象周期 R T 2」の設定は、図 3 8 及び図 3 9 で示されるように、ユーザが画像処理装置 3（3'）の操作部 3 3 を介して入力することにより行われる。

[0345] 更に、複数の吸気位相 P H 1 内または複数の呼気位相 P H 2 内の何れか一方の複数の位相内において、複数設定された血流解析範囲 R A のうち呼吸振動値の範囲が相互に同一の範囲である「同一振動範囲」が複数存在する場合、解析範囲設定処理は、血流解析値算出部 4 5 0 に、後述する（e 1）～（

e 3) の処理の何れか 1 つの処理と (f) の処理とを実施するよう指令を与える。(e 1) ~ (e 3) の処理及び (f) の処理については、後に詳述する。

[0346] < 7 - 3 - 1 - 5 - 1 . 解析範囲設定処理の例 >

図 4 4 ~ 図 4 6 は解析範囲設定処理について説明する図であり、横軸は動画撮影された時刻を示し、縦軸は呼吸振動値を示す。なお、図 4 4 ~ 図 4 6 における振幅値範囲 R B 1 は、上記 (a 1) の第 1 の範囲として設定された場合を代表して説明するが、上記 (a 2) の呼吸周期 P C 内の呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに基づいて自動的に設定される方法であってもよい。また、上記 (a 2) の方法を採用する場合は、最大値 B 1 と最小値 B 2 との中間付近に設定されるようにすることが好ましい。

[0347] 図 4 4 で示される血流解析範囲 R A は、呼吸振動値における振幅方向 A P に対しては振幅値範囲 R B 1 を満足し、且つ、撮影時刻方向に対しては呼吸情報取得処理で取得した呼吸振動値の呼吸周期 P C のうち、3 周期分を解析対象周期 R T 1 として満足するように設定される。この結果、血流解析範囲 R A は、吸気位相 P H 1 における吸気位相用解析範囲 R A 1 は撮影時刻順に R A 1 1, R A 1 2, R A 1 3 として設定され、呼気位相 P H 2 における呼気位相用解析範囲 R A 2 は撮影時刻順に R A 2 1, R A 2 2, R A 2 3 として設定される。

[0348] これに対して、図 4 5 で示される血流解析範囲 R A は、呼吸振動値の振幅方向 A P に対しては図 4 4 と同様に振幅値範囲 R B 1 として設定されるが、撮影時刻方向に対しては図 4 4 と同様の解析対象周期 R T 1 のうち、吸気位相 P H 1 に対応する半周期 P C 1 (図 3 6 参照) のみを位相別解析対象周期 R T 2 として設定される。この結果、血流解析範囲 R A は、吸気位相用解析範囲 R A 1 として撮影時刻順に R A 1 1, R A 1 2, R A 1 3 のみが設定される。

[0349] なお、図 4 5 においては、位相別解析対象周期 R T 2 として、吸気位相 P H 1 の場合を想定したが、呼気位相 P H 2 の場合についても同様である。す

なわち、呼気位相 P H 2 の場合において、吸気位相 P H 1 の場合（図 4 5）と異なる点は、呼気位相 P H 2 に対応する半周期 P C 2（図 3 6 参照）のみを位相別解析対象周期 R T 2 として設定されることで、血流解析範囲 R A は、呼気位相用解析範囲 R A 2 として撮影時刻順に R A 2 1, R A 2 2, R A 2 3 のみが設定される点である。

[0350] このように、ユーザが吸気位相 P H 1 のみの血流解析値、あるいは、吸気位相 P H 2 のみの血流解析値を要求する場合は、周期単位で設定する解析対象周期 R T 1 で一旦全体の範囲を決定した上で、何れか一方の位相に対応する位相別解析対象周期 R T 2 を選択することが可能となる。これにより、後述の血流解析値算出処理で計算に要する時間が全体周期分から半周期分になることで、半分で済むため、計算時間の短縮化が図れる。

[0351] また、図 4 6 で示されるように、呼吸振動値における振幅方向 A P における振幅値範囲 R B 1 を、呼吸振動値の振幅値の大きい方から順に R B 1 1, R B 1 2, R B 1 3 として分けて設定することも可能である。そして、図 4 4 と同様に、撮影時刻方向に対して 3 周期分を解析対象周期 R T 1 として設定する結果、血流解析範囲 R A として、吸気位相用解析範囲 R A 1 は撮影時刻順に R A 1 1 3, R A 1 1 2, R A 1 1 1, R A 1 2 3, R A 1 2 2, R A 1 2 1, R A 1 3 3, R A 1 3 2, R A 1 3 1 として設定され、呼気位相用解析範囲 R A 2 は撮影時刻順に R A 2 1 1, R A 2 1 2, R A 2 1 3, R A 2 2 1, R A 2 2 2, R A 2 2 3, R A 2 3 1, R A 2 3 2, R A 2 3 3 として、合計 1 8 の範囲を設定することが可能となる。

[0352] < 7 - 3 - 1 - 5 - 2. 解析範囲判定部 4 4 5 >

続いて、解析範囲判定部 4 4 5 では、解析範囲設定処理により設定された血流解析範囲 R A（吸気位相用解析範囲 R A 1 及び／または呼気位相用解析範囲 R A 2）が各々心拍周期 H B C を少なくとも 1 周期分（後述する図 4 7（a）参照）含んでいるか否かの判定を行う（図 3 8 及び図 3 9 参照）。ここで、解析範囲判定部 4 4 5 が心拍周期 H B C を少なくとも 1 周期分含んでいると判定した場合は、解析範囲設定部 4 4 0 が血流解析範囲 R A として正

式に決定する。一方、解析範囲判定部445が心拍周期HBCを少なくとも1周期分含んでいないと判定した場合は、解析範囲設定処理に、「撮影時刻方向」及び／または「呼吸振動値の振幅方向AP」のプラス方向及び／またはマイナス方向に対して拡張させて血流解析範囲RAを再度設定するよう促す。再設定された血流解析範囲RAに対して解析範囲判定部445が再度上記と同様の判定を行う。解析範囲判定部445は、この一連のループを、最終的に心拍周期HBCを少なくとも1周期分含んでいると判定するまで繰り返し実行し、解析範囲設定部440が最終結果を血流解析範囲RAとして正式に決定する。

[0353] <7-3-1-6. 血流解析値算出部450>

血流解析値算出部450では、解析範囲設定部440が設定した血流解析範囲RA内におけるフレーム画像MIに対して、血流解析を行うことにより、吸気位相PH1状態及び呼気位相PH2状態のうち、少なくとも一方の状態における血流解析値を得る血流解析値算出処理を実施する。

[0354] 血流解析値算出処理とは、吸気位相用解析範囲RA1及び呼気位相用解析範囲RA2それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行うことにより血流解析値を個別に得る処理をいう。ここでいう血流解析とは、基本的には、動画像内に含まれる複数のフレーム画像MI間の差分を取ることで得られる処理であるが、ノイズ除去などの処理も必要に応じて行う。例えば、特開2012-110399号公報に記載の血流解析方法を採用することが可能である。

[0355] また、少なくとも2つの呼吸周期PCに対して血流解析範囲RAが設定された場合には、血流解析値算出処理は、少なくとも2つの呼吸周期PCにおける少なくとも2つの周期単位血流解析値SMを得、該少なくとも2つの周期単位血流解析値SMを用いて血流解析値SMRを最終的に得る処理を備える（後に詳述する図48及び図49参照）。

[0356] そして、血流解析値算出部450は、先述した「同一振動範囲」が複数存在する際、解析範囲設定部440の解析範囲設定処理から以下の処理を実施

するよう指令が与えられるため、その指令内容に従って実施する。

[0357] すなわち、当該処理とは、複数の同一振動範囲内において算出される複数の周期単位血流解析値SMに対して、(e1)平均した値を示す範囲内平均値を血流解析値SMRとして算出する処理、(e2)最大となる値を示す範囲内最大値を血流解析値SMRとして算出する処理、及び、(e3)最小となる値を示す範囲内最小値を血流解析値SMRとして算出する処理、のうち、何れか1つの処理と、(f)範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか1つを用いて1枚の画像(最終画像)RGを生成する処理とである。

[0358] 最後に、血流解析値算出部450が、血流解析値SMR、または、画像診断に用いる最終画像RGを記憶部32や表示部34に出力する(図38及び図39参照)。

[0359] <7-3-1-6-1. 同一振動範囲が各位相に複数存在する場合>

複数の吸気位相PH1内及び複数の呼気位相PH2内に同一振動範囲が複数存在する場合として、図44で設定された血流解析範囲RAを例にして、周期単位血流解析値SM及び血流解析値SMRの算出方法と最終画像RGについて以下説明する。

[0360] <7-3-1-6-1-1. 周期単位血流解析値SM>

図47～図49は、血流解析値算出処理について説明する図である。図47(a)は、各血流解析範囲RA内のフレーム画像MI及び心拍周期HBCの関係を模式的に説明する図であり、横軸は撮影時刻を示し、縦軸は第1の心拍周期取得処理の場合は心臓の横幅を示し、第2の心拍周期取得処理の場合は心電計4から検出される電気信号を示す。図47(b)は図47(a)の各血流解析範囲RA内のフレーム画像MI間の差分値の総和(すなわち、周期単位血流解析値SMに相当)から生成された差分画像DGを示す。

[0361] なお、ここでいう各血流解析範囲RAとは、図44で示される吸気位相用解析範囲RA11～RA13、及び、呼気位相用解析範囲RA21～RA2

3の何れか1つの範囲を代表して示している。また、図47(a)の例では、血流解析範囲RA内のフレーム画像MIを7枚、時刻差 $\Delta t_1 \sim \Delta t_6$ の6つを想定したが、これはあくまで例示にすぎず、実際は動画撮影のフレームレートに合わせて設定される。

[0362] 図47(a)で示されるように、解析範囲設定部440が解析範囲判定部445の判定を介して設定した各血流解析範囲RA内は心拍周期HBCを少なくとも1周期分含んで設定されている。このため、各血流解析範囲RA内のフレーム画像MI間の差分を撮影時刻順に取り、各時刻差 $\Delta t_1 \sim \Delta t_6$ に対応する各差分値 $d_1 \sim d_6$ を得ることで、心拍の1周期HBC分の差分値が得られる。そして、各差分値 $d_1 \sim d_6$ の総和として周期単位血流解析値SMを得ることで、図47(b)で示されるように、1枚の差分画像DGが得られる。

[0363] すなわち、差分値 $d_1 \sim d_6$ の各値は、肺野内部の血流の流れに各々対応している。例えば、心拍のピーク時(図43の点Rp参照)では心臓付近に血流が集中するため、心臓付近(例えば、図47(b)の領域dr参照)において、フレーム画像上で濃度差が大きくなり、差分値が大きくなる。逆に、心拍のピーク時から遠い時刻(図43の点Up等参照)では心臓から遠い領域に血流が集中するため、心臓から遠い領域(例えば、図47(b)の領域du参照)において、フレーム画像上で濃度差が大きくなり、差分値が大きくなる。

[0364] このように、フレーム画像間の撮影時刻(時間的变化)によって、大きな値をもつ差分値(濃度差)がフレーム画像上で移動してゆく(空間的に変化する)。そして、心拍周期HBC1周期分に対応するフレーム画像MI間の差分をとって各差分値の総和をとることで周期単位血流解析値SMを得、周期単位血流解析値SMに基づいて1枚の差分画像DGを生成することにより、肺野領域全域に血流が巡った全貌を診ることが可能となる。このため、被検者Mが健常者でない場合は、肺野領域内で血流が流れていない領域を発見できるなど、肺野内部の血流の動きをも把握することができる。

[0365] <7-3-1-6-1-2. 血流解析値SMR及び最終画像RG>

続いて、図44、図48及び図49を用いて、吸気位相用解析範囲RA1及び呼気位相用解析範囲RA2それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行い、複数の周期単位血流解析値SMを用いて血流解析値SMRを最終的に得る処理について説明する。

[0366] 図44で示される吸気位相用解析範囲RA1(RA11~RA13)と呼気位相用解析範囲RA2(RA21~RA23)とは、互いに独立して血流解析値算出処理が行われる。すなわち、図44の例では、3つの吸気位相PH1内及び3つの呼気位相PH2内に、前述の同一振動範囲が3つずつ存在することになる。

[0367] まず、上記周期単位血流解析値SMの算出方法と同様に、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲RA11内、RA12内、RA13内において(図44参照)、それぞれ周期単位血流解析値SM11, SM12, SM13を算出する(図48参照)。これと並行して個別に、呼気位相用解析範囲RA21内、RA22内、RA23内において(図44参照)、それぞれ周期単位血流解析値SM21, SM22, SM23を算出する(図49参照)。

[0368] なお、図48及び図49で示される差分画像DG11~DG13及びDG21~DG23は、周期単位血流解析値SM11~SM13及びSM21~SM23に基づいて生成されているが、説明の便宜上示しており、実際は画像として生成する必要は無く、周期単位血流解析値SM11~SM13及びSM21~SM23を得ることが重要となる。

[0369] 次に、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲RA1内において、周期単位血流解析値SM11~SM13に対して、上記(e1)~(e3)の何れか1つの処理を行う。すなわち、図48で示されるように、上記(e1)の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM11~SM13の平均した値を示す範囲内平均値を血流解析値SMR1として算出する処理を行う

。また、上記（e 2）の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM 1 1～SM 1 3のうち、最大となる値を示す範囲内最大値を血流解析値SM R 1として算出する処理を行う。更に、上記（e 3）の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM 1 1～SM 1 3のうち、最小となる値を示す範囲内最小値を血流解析値SM R 1として算出する処理を行う。

[0370] これと並行して個別に、呼気位相用解析範囲RA 2内においても、血流解析値算出処理は、上記（e 1）～（e 3）の何れかの処理を行う。すなわち、図4 9で示されるように、上記（e 1）の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM 2 1～SM 2 3の平均した値を示す範囲内平均値を血流解析値SM R 2として算出する処理を行う。また、上記（e 2）の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM 2 1～SM 2 3のうち、最大となる値を示す範囲内最大値を血流解析値SM R 2として算出する処理を行う。更に、上記（e 3）の処理を採用する場合は、周期単位血流解析値SM 2 1～SM 2 3のうち、最小となる値を示す範囲内最小値を血流解析値SM R 2として算出する処理を行う。

[0371] なお、（e 2）及び（e 3）の範囲内最大値と範囲内最小値との決定方法に関しては、例えば、ユーザが画像診断したい診断領域における画素値（濃度）を基準として決定する方法がある。

[0372] このように、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲RA 1及び呼気位相用解析範囲RA 2それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行うことにより血流解析値SM R 1，SM R 2を個別に得る。

[0373] 最後に、吸気位相用解析範囲RA 1内において血流解析値算出処理は、（f）範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか1つを血流解析値SM R 1として、血流解析値SM R 1を用いて最終画像RG 1を最終的に生成する。また、これと並行して個別に、呼気位相用解析範囲RA 2内においても血流解析値算出処理は、（f）範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか1つを血流解析値SM R 2として、血流解析値SM R 2を用いて最終画像RG 2を最終的に生成する。

[0374] そして、血流解析値算出部450が、血流解析値SMR1, SMR2、あるいは、画像診断に用いる最終画像RG1, RG2の2枚を記憶部32や表示部34に出力する。

[0375] <7-3-1-6-2. 同一振動範囲が各位相に複数種存在する場合>

上記では、複数の吸気位相PH1内及び複数の呼気位相PH2内にそれぞれ、同一振動範囲が1種類存在する場合(図44参照)の血流解析値SMRを説明したが、以下では、複数の吸気位相PH1内及び複数の呼気位相PH2内にそれぞれ、互いに異なる同一振動範囲が複数種類存在する場合における血流解析値SMRについて図46を用いて説明する。

[0376] <7-3-1-6-2-1. 周期単位血流解析値SM>

まず、周期単位血流解析値SMの算出方法について以下説明する。図46で示されるように、3つの吸気位相PH1内及び3つの呼気位相PH2内に、同一振動範囲が3種類存在することになる。具体的に、3つの吸気位相PH1内に、3種類の同一振動範囲として、吸気位相用解析範囲RA1a(RA111~RA131)と、吸気位相用解析範囲RA1b(RA112~RA132)と、吸気位相用解析範囲RA1c(RA113~RA133)とが存在する。また、3つの呼気位相PH2内に、3種類の同一振動範囲として、呼気位相用解析範囲RA2a(RA211~RA231)と、吸気位相用解析範囲RA2b(RA212~RA232)と、吸気位相用解析範囲RA1c(RA213~RA233)とが存在する。

[0377] そして、血流解析値算出処理は、上記図44の場合と同様に、吸気位相用解析範囲RA1a(RA111~RA131)から周期単位血流解析値SM111~SM131を算出し、吸気位相用解析範囲RA1b(RA112~RA132)から周期単位血流解析値SM112~SM132を算出し、吸気位相用解析範囲RA1c(RA113~RA133)から周期単位血流解析値SM113~SM133を算出する。

[0378] これと並行して個別に、血流解析値算出処理は、呼気位相用解析範囲RA

2 a (R A 2 1 1 ~ R A 2 3 1) から周期単位血流解析値 S M 2 1 1 ~ S M 2 3 1 を算出し、呼気位相用解析範囲 R A 2 b (R A 2 1 2 ~ R A 2 3 2) から周期単位血流解析値 S M 2 1 2 ~ S M 2 3 2 を算出し、呼気位相用解析範囲 R A 2 c (R A 2 1 3 ~ R A 2 3 3) から周期単位血流解析値 S M 2 1 3 ~ S M 2 3 3 を算出する。

[0379] < 7 - 3 - 1 - 6 - 2 - 2 . 血流解析値 S M R 及び最終画像 R G >

次に、血流解析値 S M R の算出方法及び最終画像 R G について以下説明する。血流解析値算出処理は、上記図 4 4 の場合と同様に、周期単位血流解析値 S M 1 1 1 ~ S M 1 3 1 に対して、上記 (e 1) ~ (e 3) の何れかの処理を行うことで血流解析値 S M R 1 a を算出するとともに、周期単位血流解析値 S M 1 1 2 ~ S M 1 3 2 に対して、及び、周期単位血流解析値 S M 1 1 3 ~ S M 1 3 3 に対しても、上記 (e 1) ~ (e 3) の何れかの処理を各々行うことで、血流解析値 S M R 1 b , S M R 1 c を算出する。

[0380] これと並行して個別に、血流解析値算出処理は、周期単位血流解析値 S M 2 1 1 ~ S M 2 3 1 に対して、上記 (e 1) ~ (e 3) の何れかの処理を行うことで血流解析値 S M R 2 a を算出するとともに、周期単位血流解析値 S M 2 1 2 ~ S M 2 3 2 に対して、及び、周期単位血流解析値 S M 2 1 3 ~ S M 2 3 3 に対しても、上記 (e 1) ~ (e 3) の何れかの処理を各々行うことで、血流解析値 S M R 2 b , S M R 2 c を算出する。

[0381] 最後に、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲 R A 1 a , R A 1 b , R A 1 c 内の各々において、(f) 範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか 1 つを血流解析値 S M R 1 a , S M R 1 b , S M R 1 c として、血流解析値 S M R 1 a , S M R 1 b , S M R 1 c を用いて最終画像 R G 1 a , R G 1 b , R G 1 c を最終的に生成する。また、これと並行して個別に、血流解析値算出処理は、呼気位相用解析範囲 R A 2 a , R A 2 b , R A 2 c 内の各々において、(f) 範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか 1 つを血流解析値 S M R 2 a , S M R 2 b , S M R 2

cとして、血流解析値SMR 2 a, SMR 2 b, SMR 2 cを用いて最終画像RG 2 a, RG 2 b, RG 2 cを最終的に生成する。

[0382] そして、血流解析値算出部450が、血流解析値SMR 1 a, SMR 1 b, SMR 1 c, SMR 2 a, SMR 2 b, SMR 2 c、あるいは、画像診断に用いる最終画像RG 1 a, RG 1 b, RG 1 c, RG 2 a, RG 2 b, RG 2 cの6枚を記憶部32や表示部34に出力する。

[0383] <7-4. 画像処理装置3(3')の基本動作>

図50は、本実施形態に係る画像処理装置3(3')において実現される基本動作を説明するフローチャートであり、図51は、その基本動作の流れを簡略的に示す模式図である。なお、既に各部の個別機能の説明は行ったため(図38及び図39参照)、ここでは全体の流れのみ説明する。

[0384] 図50に示すように、まず、ステップS101において、制御部31E(31E')の動画像取得部410が、撮影装置1の読取制御装置14によって撮影された動画像(複数のフレーム画像M1)を、撮影制御装置2を介して取得する。

[0385] ステップS102では、呼吸情報取得部420または420'が、フレーム画像が撮影された撮影時刻に同期した呼吸情報を取得する第1または第2の呼吸情報取得処理を実施し、呼吸振動値による呼吸位相PH、呼吸周期PC、及び、呼吸周期PC内の呼吸振動値の最大値B1と最小値B2を検出する(図5、図6、図40、図51(a)及び図51(b)参照)。

[0386] ステップS103では、位相状態判定部430が、ステップS102にて取得した呼吸振動値が吸気位相PH1状態または呼気位相PH2状態の何れの位相状態に属するかを判定して位相状態判定結果を得る(図51(c)参照)。

[0387] ステップS104では、心拍周期取得部425または425'が、フレーム画像が撮影された撮影時刻に同期した第1または第2の心拍周期取得処理を実施し、心拍周期HBCを検出する(図41～図43参照)。

[0388] なお、ステップS104は、ステップS102及びステップS103と並

行して処理する構成のほか、ステップS 1 0 2 及びステップS 1 0 3 よりも先に処理する構成でも、後に処理する構成でも良い。すなわち、ステップS 1 0 4 は、ステップS 1 0 5 の前に処理されていれば良い。

[0389] ステップS 1 0 5 では、解析範囲設定部4 4 0 が、ステップS 1 0 4 にて取得した位相状態判定結果に基づいて吸気位相P H 1 状態及び呼気位相P H 2 状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲R Aを設定する。ここで、血流解析範囲R Aは、解析範囲判定部4 4 5 が行う判定結果に基づいて設定される（図4 4～図4 6、図5 1（d）参照）。

[0390] また、ステップS 1 0 5 では、解析範囲設定部4 4 0 が、周期単位血流解析値S Mに対して、上記（e 1）～（e 3）の何れかの処理を行うように、血流解析値算出部4 5 0（血流解析値算出処理）に指令を与える。

[0391] ステップS 1 0 6 では、血流解析値算出部4 5 0 が、吸気位相用解析範囲R A 1 及び呼気位相用解析範囲R A 2 それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行うことにより血流解析値S M Rを個別に得る。また、複数の同一振動範囲が存在する場合は、血流解析値算出処理は、周期単位血流解析値S Mを算出し、複数の同一振動範囲内において、ステップS 1 0 5 にて指令された上記（e 1）～（e 3）の何れかの処理を各々行うことで、血流解析値S M Rを算出する。そして、上記（f）の範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか1つを血流解析値S M Rとして決定し、血流解析値S M Rを用いて、最終画像R Gを最終的に1枚生成する（図4 7～図4 9参照）。

[0392] 最後に、ステップS 1 0 7 において、血流解析値算出部4 5 0 が、ステップS 1 0 6 にて血流解析値S M Rまたは最終画像R Gを記憶部3 2 または表示部3 4 にて出力し（図3 8 及び図3 9 参照）、本動作フローが終了される。

[0393] 以上のように第6実施形態に係る画像処理装置3（3'）では、呼吸情報及び位相状態判定結果に基づいて吸気位相P H 1 状態及び呼気位相P H 2 状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲R Aを設定し、血流解

析範囲 R A 内におけるフレーム画像 M I に対して、血流解析を行うことにより、上記少なくとも一方の状態における血流解析値 S M R を得る。これにより、ユーザが所望する、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態のうち少なくとも一方の位相状態に応じた、すなわち、呼吸の位相状態を考慮した適切な血流解析値 S M R を得ることが可能となる。このため、血流の画像診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0394] また、解析範囲設定処理は、心拍周期 H B C を少なくとも 1 周期分含むように血流解析範囲 R A を設定する。これにより、心拍周期 H B C を少なくとも 1 周期分含まれた状態で血流解析値 S M R が得られる。このため、心拍の 1 周期分全体の血流の動きを把握することが可能となる（図 4 7 参照）。

[0395] また、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲 R A 1 及び呼気位相用解析範囲 R A 2 それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行うことにより血流解析値 S M R（S M R 1，S M R 2）を個別に得る処理を行う。これにより、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態間で肺野内の血管への圧力が異なることに起因する血流解析精度の低下を防ぐことができる。このため、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態のそれぞれに対応した血流の画像診断が可能となる。

[0396] また、血流解析範囲 R A は、呼吸周期 P C が 1 周期以上の呼吸振動値の振幅方向 A P に対して振幅値範囲 R B 1 と、撮影時刻方向に対して解析対象周期 R T 1 または位相別解析対象周期 R T 2 の何れか 1 つの範囲と、を満足する範囲とすることにより、ユーザの用途に応じた血流解析範囲 R A を設定することが可能となる。また、ユーザが呼気位相 P H 1 状態または吸気位相 P H 2 状態の何れか一方のみの血流解析値 S M R を必要とする場合は、位相別解析対象周期 R T 2 で設定することにより、血流解析値算出処理で行う計算が一方の位相状態のみで済むため、解析対象周期で設定する場合と比較して、計算時間の短縮化を図れる（図 4 4 及び図 4 5 参照）。

[0397] また、振幅値範囲 R B 1 が、上記（a 1）予め設定された第 1 の範囲に基づいて設定される場合は、ユーザが呼吸振動値を考慮することなく自動的に

決定することが可能となる。また、上記（a 2）呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに基づいて設定される場合は、呼吸振動値に応じた適切な振幅値範囲 R B 1 を自動的に設定することが可能となる。

[0398] また、血流解析値算出処理は、少なくとも 2 つの呼吸周期 P C における少なくとも 2 つの周期単位血流解析値 S M を得、該少なくとも 2 つの周期単位血流解析値 S M を用いて血流解析値 S M R を最終的に得る処理を行う。これにより、呼吸の 1 周期分を血流解析する場合では実現できない、複数の周期単位血流解析値 S M を総合的に考慮することで最終的な血流解析値 S M R を、吸気位相 P H 1 状態及び呼気位相 P H 2 状態のうち、少なくとも一方の状態において、決定することが可能となる。このため、血流の画像診断をより適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0399] また、呼吸振動値に基づいて呼吸周期 P C を算出し、呼吸周期 P C 毎における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを算出する。一般的に、呼吸周期 P C 毎における呼吸振動値の最大値 B 1 及び最小値 B 2 が呼吸周期 P C 毎に異なるため、例えば、振幅値範囲が最大値 B 1 及び最小値 B 2 が呼吸周期 P C 毎に設定される場合、呼吸周期 P C 毎に個別の振幅値範囲 R B 1 を設定することが可能となる。

[0400] また、位相状態判定処理は、呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに基づいて、呼吸振動値が吸気位相 P H 1 状態または呼気位相 P H 2 状態の何れの位相状態に属するかを判定する。これにより、呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに相当する最大吸気位相 I M と最大呼気位相 E M とに基づいて、呼吸振動値の位相状態を適切且つ容易に判定することが可能となる（図 3 6 及び図 4 0 参照）。

[0401] 更に、解析範囲設定処理は、複数の同一振動範囲内において算出される複数の周期単位血流解析値 S M に対して、（e 1）平均した値を示す範囲内平均値を血流解析値 S M R として算出する処理、（e 2）最大となる値を示す範囲内最大値を血流解析値 S M R として算出する処理、及び、（e 3）最小

となる値を示す範囲内最小値を血流解析値 S M R として算出する処理、のうち、何れか 1 つの処理と、(f) 範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか 1 つを用いて 1 枚の画像 R G を生成する処理と、を実施するよう血流解析値算出部 4 5 0 に指令を与える処理を行う。範囲内平均値を用いて 1 枚の画像 R G を生成する場合は、周期単位血流解析値 S M に含まれる高周波ノイズ成分を低減させることができ、平滑化された画像を生成することが可能となる。また、最大吸気位相 I M 付近では肺野領域の血流が減弱することで血流解析精度が低下するため、最大吸気位相 I M 付近における血流解析値 S M R の画像診断をしたいときは、範囲内最大値を用いて 1 枚の画像 R G を生成することが効果的である。更に、範囲内最大値を用いて生成された画像 R G と範囲内最小値を用いて生成された画像 R G とを比較して、呼吸周期 P C 毎にその差異を診断することも可能となる。

[0402] < 8. 第 7 実施形態 >

本発明の第 7 実施形態における画像処理装置 3 A (不図示) は、第 6 実施形態の画像処理装置 3 (3') のうち、呼吸情報取得処理及び解析範囲設定処理の処理が以下で説明する点で異なる。なお、残余の構成は画像処理装置 3 (3') と同様であり、基本動作 (図 5 0 及び図 5 1 参照) においても同様である。

[0403] < 8 - 1. 呼吸情報取得処理 >

第 7 実施形態における呼吸情報取得処理は、第 6 実施形態における、呼吸周期 P C 内における呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とを算出する処理に加え、全体時間において呼吸振動値が最大となる値を示す全体最大値 M X を算出する処理をさらに含む。

[0404] < 8 - 2. 解析範囲設定処理 >

第 7 実施形態における解析範囲設定処理は、血流解析範囲 R A を設定する際、呼吸振動値における振幅方向 A P に対しては第 6 実施形態における上記 (a) 呼吸振動値の振幅値に基づいて設定される振幅値範囲 R B 1 を採用しない。

[0405] すなわち、第7実施形態における血流解析範囲RAは、呼吸周期PCが少なくとも1周期の呼吸振動値における振幅方向APに対しては（b）診断目的に応じて設定される「診断目的範囲RB2」（後述の図52及び図53参照）を採用する。なお、撮影時刻方向に対しては、第6実施形態と同様に、上記（c）または上記（d）の何れか1つの範囲とする。

[0406] すなわち、第7実施形態における血流解析範囲RAとは、「診断目的範囲RB2」と「解析対象周期RT1」とを満足する範囲であるか、あるいは、「診断目的範囲RB2」と「位相別解析対象周期RT2」とを満足する範囲であるかの何れかの範囲となる。

[0407] 診断目的範囲は、ユーザが診断したい目的に応じて範囲を設定することができる。また、診断目的範囲の設定は、第6実施形態と同様に（図38及び図39参照）、ユーザが画像処理装置3Aの操作部33を介して入力することにより行う。以下では、2つの診断目的範囲RB2について説明する。

[0408] <8-2-1. 診断目的範囲RB2（最大値B1と最小値B2との中間付近）>

ユーザが肺野内部の血流の流れそのものを診断したい場合において、診断目的範囲RB2は、呼吸周期PC内における呼吸振動値が最小値B2より大きな値であって、且つ、最大値B1より小さな値である範囲により設定される範囲とすることが好ましい。すなわち、呼吸周期PC内における呼吸振動値の最大値B1（最大吸気位相IM）と最小値B2（最大呼気位相EM）とでは、先述した上記（i）及び（ii）の課題のように、肺野内の血管への圧力が通常と異なり血流の流れが良い状況とはいえないため、血流の流れが最も良い範囲として、例えば、最大値B1と最小値B2との中間付近を診断目的範囲とすることがより好ましい。

[0409] 図52は、診断目的範囲として、最大値B1と最小値B2との中間付近に設定する場合について説明する図である。図52で示されるように、診断目的範囲RB2は、呼吸周期PC内における呼吸振動値が最小値B2より大きな値であって、且つ、最大値B1より小さな値である範囲として、最大値B

1 と最小値 B 2 との中間付近に設定されている。これによって設定される、吸気位相用解析範囲 R A 1 (R A 1 1 , R A 1 2 , R A 1 3) 、及び、呼気位相用解析範囲 R A 2 (R A 2 1 , R A 2 2 , R A 2 3) は、血流の流れが最も良い範囲として決定される。

[0410] 以上のように、第 7 実施形態における解析範囲設定処理では、診断目的範囲 R B 2 として、呼吸振動値が最小値 B 2 より大きな値であって、且つ、最大値 B 1 より小さな値である範囲により設定する。すなわち、呼吸振動値の最大値 B 1 と最小値 B 2 とに相当する最大吸気位相 I M と最大呼気位相 E M とは、肺野内の血管への圧力が通常と異なり血流の流れが良い状況ではない (上記 (i) 及び (i i) の課題を参照) 。このため、これら 2 つの位相状態を取り除くことで、血流の流れが最も良い範囲を血流解析範囲 R A として設定することができ、安定した血流解析値 S M R を得ることが可能となる。

[0411] < 8 - 2 - 2 . 診断目的範囲 R B 2 (全体最大値 M X の近傍領域) >

また、ユーザが肺野領域の血管の形状を診断したい場合において、診断目的範囲 R B 2 は、全体最大値 M X の近傍範囲により設定される範囲とすることが好ましい。これは、吸気位相 P H 1 時は、肺が縦方向に伸びることから血管が細くなる一方、血管自身は一番肺野内で広がっている状態であり、この状態を血流解析範囲 R A として採用することで、肺野内部の血管の形状 (張り巡らされ方) を確認することが可能となる。

[0412] 具体的に、診断目的範囲 R B 2 は、全体最大値 M X の近傍範囲で、且つ、全体最大値 M X を除く範囲とすることがより好ましい。

[0413] 図 5 3 は、診断目的範囲 R B 2 として、全体最大値 M X の近傍領域に設定する場合について説明する図である。図 5 3 で示されるように、診断目的範囲 R B 2 は、全体最大値 M X の近傍範囲であって、且つ、全体最大値 M X を除く範囲として設定されている。これによって設定される、吸気位相用解析範囲 R A 1 (R A 1 2 , R A 1 3) 、及び、呼気位相用解析範囲 R A 2 (R A 2 2 , R A 2 3) は、肺野領域の血管の形状が最も広がった範囲として決定される。ここで、全体最大値 M X が血流解析範囲 R A から除外したのは、

前述した上記の（i）及び（ii）の血流が抑制される（血流が減弱する）現象が生じている可能性が高く、正常な血流解析値SMRが得られなくなる可能性があるため、除外することがより好ましいからである。

[0414] また、図53に示される最大値B1aは全体最大値MXの近傍範囲には含まれず、呼吸周期PCaにおいては、血流解析範囲RAは存在しないことになる。これは、呼吸周期PCaにおける最大値B1aは、呼吸周期PCb、PCcにおける最大値B1b（全体最大値MX）及び最大値B1cと比較して小さな値であるため、最大値B1a付近では、肺が完全に膨らんで（縦方向に伸びきって）いない状況と考えられる。したがって、肺野領域の血管の形状を把握するには適切でないため、血流解析範囲RAから除外されることに支障はない。

[0415] 以上のように、第7実施形態における解析範囲設定処理では、診断目的範囲RB2として、全体最大値MXの近傍範囲により設定されることにより、最大吸気位相IM付近に血流解析範囲RAを設定することが可能となる。すなわち、最大吸気位相IM付近では、肺野領域の血管が肺野内で1番広がっている状態である。このため、最大吸気位相IM付近に血流解析範囲RAを設定し、血流解析を行うことにより、肺野内の血管の形状を把握することが可能となる。

[0416] また、診断目的範囲RB2は、全体最大値MXの近傍範囲で、且つ、全体最大値MXを除く範囲とすることにより、肺野領域の血管が肺野内で1番広がっている状態である最大吸気位相IM付近に血流解析範囲RAを設定することができ、得られた血流解析値SMRから、肺野内の血管の形状を把握することが可能となる。

[0417] 更に、全体最大値MXに相当する最大吸気位相IMでは、肺野領域の血管に流れる血流が抑制され血流が減弱する現象が生じる（上記（i）及び（ii）の課題を参照）。このため、血流解析を実施しても肺野内の血管の形状を把握し難い状況にある。したがって、全体最大値MXを血流解析範囲RAから取り除くことにより、適切な血流解析値SMRを得ることが可能となる。

。

[0418] < 9. 変形例（第 6 実施形態、第 7 実施形態） >

以上、本発明の第 2 の実施形態グループ（第 6 実施形態、第 7 実施形態）について説明してきたが、本発明は、上記第 2 の実施形態グループに限定されるものではなく、様々な変形が可能である。

[0419] ※ 第 2 の実施形態グループでは、画像処理装置 3, 3', 3 A を個別に実施されるように各実施形態に分けて記載したが、これらの個別機能は、互いに矛盾しない限り、相互に組み合わせてもよい。

[0420] ※ 第 2 の実施形態グループでは、解析範囲設定処理にて設定される血流解析範囲 R A は、呼吸周期 P C が複数存在する場合について説明したが、これに限られず、呼吸周期 P C が 1 周期分のみの場合も同様に実施可能である。

[0421] ※ 第 2 の実施形態グループにおける画像処理装置 3, 3', 3 A では、心拍周期取得部 4 2 5, 4 2 5' を設けて構成されたが、例えば、各血流解析範囲 R A が心拍周期 H B C を複数分含むほど明らかに広く設定されている場合には、心拍周期取得部 4 2 5, 4 2 5' を設けなくても良い。すなわち、血流解析値算出処理がフレーム画像 M I 間の差分をとって周期単位血流解析値 S M を得られる場合には、心拍周期取得部 4 2 5, 4 2 5' を設けない構成を採用することも可能である。

[0422] ※ 第 2 の実施形態グループでは、解析範囲設定処理にて設定される各血流解析範囲 R A は、心拍周期 H B C を 1 周期のみ含む場合について説明したが、これに限られず、心拍周期 H B C を複数含む場合であってもよい。

[0423] ※ 第 2 の実施形態グループでは、解析範囲設定部 4 4 0 は、呼吸情報（呼吸位相 P H, 呼吸周期 P C, 吸気位相 B 1, 呼気位相 B 2）を位相状態判定部 4 3 0 から取得する構成（図 3 8 及び図 3 9 参照）を採用したが、呼吸情報取得部 4 2 0（4 2 0'）と解析範囲設定部 4 4 0 とが通信可能に接続されている場合は、解析範囲設定部 4 4 0 は、該呼吸情報を呼吸情報取得部 4 2 0（4 2 0'）から直接取得する構成であってもよい。

[0424] ※ 被写体は、人体だけでなく、動物の身体であってもよい。

[0425] < 9 - 1. 第 2 の実施形態グループで説明した画像処理装置のまとめ >

上述した第 2 の実施形態グループ（第 6 実施形態及び第 7 実施形態）に係る画像処理装置において例えば以下の第 17 の態様～第 29 の態様が考えられる。第 17 の態様の画像処理装置は、人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、前記フレーム画像が撮影された撮影時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、前記呼吸情報が吸気位相状態または呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定して位相状態判定結果を得る位相状態判定処理を行う位相状態判定手段と、前記呼吸情報及び前記位相状態判定結果に基づいて前記吸気位相状態及び前記呼気位相状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定する解析範囲設定処理を行う解析範囲設定手段と、前記血流解析範囲内における前記フレーム画像に対して、血流解析を行うことにより、前記少なくとも一方の状態における血流解析値を得る血流解析値算出処理を行う血流解析値算出手段と、を備える画像処理装置である。

[0426] また、第 18 の態様は、第 17 の態様の画像処理装置であって、前記撮影時刻に同期した前記身体における心拍周期を取得する心拍周期取得処理を行う心拍周期取得手段を更に備え、前記解析範囲設定処理は、前記心拍周期を少なくとも 1 周期分含むように前記血流解析範囲を設定する処理、を含む。

[0427] また、第 19 の態様は、第 17 または第 18 の態様の画像処理装置であって、前記対象領域は、肺野領域内の血管領域であり、前記呼吸情報取得処理は、前記肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報とし、呼吸周期が少なくとも 1 周期の前記呼吸振動値を取得する処理を含み、前記解析範囲設定処理は、前記呼吸周期が少なくとも 1 周期の前記呼吸振動値に基づいて前記血流解析範囲を設定する処理を含み、血流解析範囲は、前記吸気位相状態及び前記呼気位相状態に対応した吸気位相用解析範囲及び呼気

位相用解析範囲であり、前記血流解析値算出処理は、前記吸気位相用解析範囲及び前記呼気位相用解析範囲それぞれにおいて互いに独立して前記血流解析を行うことにより前記血流解析値を個別に得る処理、を含む。

[0428] また、第20の態様は、第19の態様の画像処理装置であって、前記血流解析範囲は、前記呼吸周期が少なくとも1周期の前記呼吸振動値における振幅方向に対して、(a) 前記呼吸振動値の振幅値に基づいて設定される振幅値範囲、または、(b) 診断目的に応じて設定される診断目的範囲、の何れか1つの範囲と、前記撮影時刻方向に対して、(c) 前記呼吸情報取得処理で取得した前記呼吸振動値の前記少なくとも1周期のうち、解析対象とする解析対象周期、または、(d) 前記解析対象周期とした周期のうち、前記吸気位相または前記呼気位相の何れか一方の位相に対応する位相別解析対象周期、の何れか1つの範囲と、を満足する範囲を含む。

[0429] また、第21の態様は、第20の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記呼吸周期内における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理、を更に含み、前記振幅値範囲は、(a1) 予め設定された第1の範囲に基づいて設定される範囲、または、(a2) 前記呼吸周期内における前記最大値と前記最小値とに基づいて設定される範囲、のうち、何れか1つの値を含む。

[0430] また、第22の態様は、第20の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記呼吸周期内における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理を更に含み、前記診断目的範囲は、前記呼吸振動値が前記最小値より大きな値であって、且つ、前記最大値より小さな値である範囲により設定される範囲を含む。

[0431] また、第23の態様は、第17ないし第22の態様のうち、いずれか一つの態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記身体の前記肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報とし、複数の呼吸周期分の前記呼吸振動値を取得する処理を含み、前記解析対象範囲設定部は、前記複数の呼吸周期のうち、少なくとも2つの呼吸周期を解析対象とする

処理を含み、前記血流解析値算出処理は、前記少なくとも2つの呼吸周期における前記少なくとも2つの周期単位血流解析値を得、該少なくとも2つの周期単位血流解析値を用いて前記血流解析値を最終的に得る処理を含む。

[0432] また、第24の態様は、第23の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、前記呼吸振動値に基づいて前記呼吸周期を算出する処理と、前記呼吸周期毎における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理と、を更に含む。

[0433] また、第25の態様は、第21ないし第24の態様のうちいずれか一つの態様の画像処理装置であって、前記位相状態判定処理は、前記呼吸周期内の前記呼吸振動値の最大値と最小値とに基づいて、前記呼吸振動値が前記吸気位相状態または前記呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定する処理を含む。

[0434] また、第26の態様は、第20の態様の画像処理装置であって、前記呼吸情報取得処理は、全体時間において前記呼吸振動値が最大となる値を示す全体最大値を算出する処理を更に含み、前記診断目的範囲は、前記全体最大値の近傍範囲により設定される範囲を含む。

[0435] また、第27の態様は、第26の態様の画像処理装置であって、前記診断目的範囲は、前記全体最大値の近傍範囲で、且つ、前記全体最大値を除く範囲を含む。

[0436] また、第28の態様は、第23の態様の画像処理装置であって、複数の前記吸気位相内または複数の前記呼気位相内の何れか一方の複数の位相内において、複数設定された前記血流解析範囲のうち前記呼吸振動値の範囲が相互に同一の範囲となる同一振動範囲が複数存在する際、前記解析範囲設定処理は、前記複数の同一振動範囲内において算出される前記複数の周期単位血流解析値に対して、(e1) 平均した値を示す範囲内平均値を前記血流解析値として算出する処理、(e2) 最大となる値を示す範囲内最大値を前記血流解析値として算出する処理、及び、(e3) 最小となる値を示す範囲内最小値を前記血流解析値として算出する処理、のうち、何れか1つの処理と、(

f) 前記範囲内平均値、前記範囲内最大値、前記範囲内最小値のうち、何れか1つを用いて1枚の画像を生成する処理と、を実施するよう前記血流解析値算出手段に指令を与える処理を含む。

[0437] また、第29の態様は、画像処理装置に含まれるコンピュータによって実行されることにより、前記コンピュータを、第17ないし第28の態様のうち、いずれか一つの態様の画像処理装置として機能させるプログラムである。

[0438] 第17の態様の画像処理装置によれば、呼吸情報及び位相状態判定結果に基づいて吸気位相状態及び呼気位相状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定し、血流解析範囲内におけるフレーム画像に対して、血流解析を行うことにより、上記少なくとも一方の状態における血流解析値を得る。これにより、ユーザが所望する、吸気位相状態及び呼気位相状態のうち少なくとも一方の位相状態に応じた、すなわち、呼吸の位相状態を考慮した血流解析値を得ることが可能となる。このため、血流の画像診断を適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0439] 第18の態様の画像処理装置によれば、解析範囲設定処理は、心拍周期を少なくとも1周期分含むように血流解析範囲を設定する。これにより、心拍周期を少なくとも1周期分含まれた状態で血流解析値が得られる。このため、心拍の1周期分全体の血流の動きを把握することが可能となる。

[0440] 第19の態様の画像処理装置によれば、血流解析値算出処理は、吸気位相用解析範囲及び呼気位相用解析範囲それぞれにおいて互いに独立して血流解析を行うことにより血流解析値を個別に得る処理を行う。これにより、吸気位相状態及び呼気位相状態間で肺野内の血管への圧力が異なることに起因する血流解析精度の低下を防ぐことができる。このため、吸気位相状態及び呼気位相状態のそれぞれに対応した血流の画像診断が可能となる。

[0441] 第20の態様の画像処理装置によれば、血流解析範囲は、呼吸周期が1周期以上の呼吸振動値の振幅方向に対して振幅値範囲または診断目的範囲の何れか1つの範囲と、撮影時刻方向に対して解析対象周期または位相別解析対

象周期の何れか1つの範囲と、を満足する範囲を含む。これにより、ユーザの用途に応じた血流解析範囲を設定することが可能となる。また、ユーザが呼気位相状態または吸気位相状態の何れか一方のみの血流解析値を必要とする場合は、位相別解析対象周期で設定することにより、血流解析値算出処理で行う計算が一方の位相状態のみで済むため、解析対象周期で設定する場合と比較して、計算時間の短縮化を図れる。

[0442] 第21の態様の画像処理装置によれば、振幅値範囲が(a1)予め設定された第1の範囲に基づいて設定される場合は、ユーザが呼吸振動値を考慮することなく自動的に決定することが可能となる。また、(a2)呼吸周期内における呼吸振動値の最大値と最小値とに基づいて設定される場合は、呼吸振動値に応じた適切な振幅値範囲を自動的に設定することが可能となる。

[0443] 第22の態様の画像処理装置によれば、診断目的範囲は、呼吸振動値が最小値より大きな値であって、且つ、最大値より小さな値である範囲により設定される。すなわち、呼吸振動値の最大値と最小値とに相当する最大吸気位相と最大呼気位相とは、肺野内の血管への圧力が通常と異なり血流の流れが良い状況ではない。このため、これら2つの位相状態を取り除くことで、血流の流れが最も良い範囲を血流解析範囲として設定することができ、安定した血流解析値を得ることが可能となる。

[0444] 第23の態様の画像処理装置によれば、血流解析値算出処理は、少なくとも2つの呼吸周期における少なくとも2つの周期単位血流解析値を得、該少なくとも2つの周期単位血流解析値を用いて血流解析値を最終的に得る処理を行う。これにより、呼吸の1周期分を血流解析する場合では実現できなかった、複数の周期単位血流解析値を総合的に考慮することで最終的な血流解析値を、吸気位相状態及び呼気位相状態のうち、少なくとも一方の状態において、決定することが可能となる。このため、血流の画像診断をより適切かつ効率的に行うことが可能となる。

[0445] 第24の態様の画像処理装置によれば、呼吸振動値に基づいて呼吸周期を算出し、呼吸周期毎における呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する。一

般的に、呼吸周期毎における呼吸振動値の最大値及び最小値が呼吸周期毎に異なるため、例えば、振幅値範囲が最大値及び最小値が呼吸周期毎に設定される場合、呼吸周期毎に個別の振幅値範囲を設定することが可能となる。

[0446] 第25の態様の画像処理装置によれば、位相状態判定処理は、呼吸周期内における呼吸振動値の最大値と最小値とに基づいて、呼吸振動値が吸気位相状態または呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定する。これにより、呼吸周期内における呼吸振動値の最大値と最小値とに相当する最大吸気位相と最大呼気位相とに基づいて、呼吸振動値の位相状態を適切且つ容易に判定することが可能となる。

[0447] 第26の態様の画像処理装置によれば、診断目的範囲が全体最大値の近傍範囲により設定されることにより、最大吸気位相付近に血流解析範囲を設定することが可能となる。すなわち、最大吸気位相付近では、肺野領域の血管が肺野内で1番広がっている状態である。このため、最大吸気位相付近に血流解析範囲を設定し、血流解析を行うことにより、肺野内の血管の形状を把握することが可能となる。

[0448] 第27の態様の画像処理装置によれば、診断目的範囲は、全体最大値の近傍範囲で、且つ、全体最大値を除く範囲を含む。これにより、肺野領域の血管が肺野内で1番広がっている状態である最大吸気位相付近に血流解析範囲を設定することができ、得られた血流解析値から、肺野内の血管の形状を把握することが可能となる。

[0449] また、全体最大値に相当する最大吸気位相では、肺野領域の血管に流れる血流が抑制され血流が減弱する現象が生じる。このため、血流解析を実施しても肺野内の血管の形状を把握し難い状況にある。したがって、全体最大値を血流解析範囲から取り除くことにより、適切な血流解析値を得ることが可能となる。

[0450] 第28の態様の画像処理装置によれば、解析範囲設定処理は、複数の同一振動範囲内において算出される複数の周期単位血流解析値に対して、(e 1) 平均した値を示す範囲内平均値を血流解析値として算出する処理、(e 2)

）最大となる値を示す範囲内最大値を血流解析値として算出する処理、及び、（e 3）最小となる値を示す範囲内最小値を血流解析値として算出する処理、のうち、何れか1つの処理と、（f）範囲内平均値、範囲内最大値、範囲内最小値のうち、何れか1つを用いて1枚の画像を生成する処理と、を実施するよう前記血流解析値算出手段に指令を与える処理を行う。範囲内平均値を用いて1枚の画像を生成する場合は、周期単位血流解析値に含まれる高周波ノイズ成分を低減させることができ、平滑化された画像を生成することが可能となる。また、最大吸気位相付近では肺野領域の血流が減弱することで血流解析精度が低下するため、最大吸気位相付近における血流解析値の画像診断をしたいときは、範囲内最大値を用いて1枚の画像を生成することが効果的である。更に、範囲内最大値を用いて生成された画像と範囲内最小値を用いて生成された画像とを比較して、呼吸周期毎にその差異を診断することも可能となる。

[0451] 第29の態様によれば、第17の態様から第28の態様と同じ効果を得ることができる。

[0452] なお、上記第1の実施形態グループ及び上記第2の実施形態グループにおける各実施形態ではX線等の放射線を用いて取得した画像に基づいて血流解析を行っているが、本発明はX線等の放射線に限らず、体内の画像が得られるものであればどのような技術を用いてもよい。その一例として、例えばMRIを用いて体内の画像を取得して血流解析を行う技術にも本発明が適用できる。

符号の説明

- [0453] 1 撮影装置
 2 撮影制御装置
 3, 3', 3A, 3B, 3C, 3C2, 3D 画像処理装置
 31, 31A, 31B, 31C, 31C2, 31D, 31E, 31E'
 制御部
 32 記憶部

3 4 表示部

1 0 0, 1 0 0 A, 1 0 0 B, 1 0 0 C, 1 0 0 C 2, 1 0 0 D, 2 0 0
, 2 0 0' 放射線動態画像撮影システム

1 1 0, 4 1 0 動画像取得部

1 2 0, 4 2 0, 4 2 0' 呼吸情報取得部

1 2 5 血流周期検出部

1 3 0, 1 3 0 A ~ 1 3 0 C, 1 3 0 C 2, 1 3 0 D 2 血流抑制時刻決定部

1 3 1 A, 1 3 1 B, 1 3 1 C 2, 1 3 1 D 2 血流抑制時刻拡張部

1 3 2 振幅方向拡張部

1 3 3 時間軸方向拡張部

1 4 0 血流抑制時刻制約部

1 5 0 血流解析値算出部

1 5 1 血流解析補正部

1 5 2 血流周期単位化部

4 2 5, 4 2 5' 心拍周期取得部

4 3 0 位相状態判定部

4 4 0 解析範囲設定部

4 4 5 解析範囲判定部

4 5 0 血流解析値算出部

B 1 最大吸気位相（最大値）

B 2 最大呼気位相（最小値）

B C 血流周期単位、血流周期

B H 血流位相

E M 最大呼気位相

F v 血流解析値

I M 最大吸気位相

M 被写体（被検者）

M I フレーム画像

H B C 心拍周期

H B H 心拍位相

P C 呼吸周期

P H 呼吸位相

P H 1 吸気位相

P H 2 呼気位相

S M 周期単位血流解析値

S M R 血流解析値

T C, T C 1 1 ~ T C 1 3, T C 2 1 ~ T C 2 4, T C 3 1, T C 3 2,
T C A ~ T C C, T C R 血流抑制時刻

請求の範囲

[請求項1]

血流解析を行う画像処理装置であって、

人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、

前記フレーム画像が撮影された時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、

呼吸に伴い前記対象領域の血流が抑制されると想定される時刻を示す血流抑制時刻を、前記呼吸情報に基づいて決定する血流抑制時刻決定処理を行う血流抑制時刻決定手段と、

前記血流抑制時刻に撮影された前記フレーム画像を、血流解析対象から除外あるいは他の時間帯に比べ血流解析重要度を低くする血流解析内容補正処理を行う血流解析補正手段と、

を備える、

画像処理装置。

[請求項2]

請求項1に記載の画像処理装置であって、

前記呼吸情報取得処理は、

前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報として取得する処理、

を含み、

前記血流抑制時刻決定処理は、

前記呼吸振動値が最大値となる時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理、

を含む、

画像処理装置。

[請求項3]

請求項1に記載の画像処理装置であって、

前記呼吸情報取得処理は、

前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼

吸情報として取得する処理、
を含み、前記呼吸振動値から呼吸周期が認識可能であり、
前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸周期毎に、
前記呼吸振動値が最大値となる時刻を前記血流抑制時刻として決定
する処理、
を含む、
画像処理装置。

[請求項4] 請求項1に記載の画像処理装置であって、
前記呼吸情報取得処理は、
前記身体 of 吸気位相または呼気位相の何れに属するかの判断が可能
な相対的な値を示す呼吸相対値を前記呼吸情報として取得する処理、
を含み、前記呼吸相対値から呼吸周期が認識可能であり、
前記血流抑制時刻決定処理は、前記呼吸周期毎に、
前記呼吸相対値が前記吸気位相から前記呼気位相に変化する時刻を
前記血流抑制時刻として決定する処理、
を含む、
画像処理装置。

[請求項5] 請求項2、請求項3または請求項4に記載の画像処理装置であって
、
前記血流抑制時刻決定手段は、
前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制
時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、
を備える、
画像処理装置。

[請求項6] 請求項2に記載の画像処理装置であって、
前記血流抑制時刻決定手段は、
前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制
時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、

を備え、

前記血流抑制時刻拡張部は、

前記呼吸振動値が最大となる値に対して第 1 の値分少ない値を第 1 の閾値とし、前記呼吸振動値が前記第 1 の閾値以上となる時刻によって前記時間幅を設定する振幅方向拡張処理を行う振幅方向拡張部、

を備える、

画像処理装置。

[請求項7]

請求項 6 に記載の画像処理装置であって、

前記第 1 の値は、

(b 1) 前記呼吸振動値が最大となる値と最小となる値との差分値に基づいて算出された値、及び、

(b 2) 予め定める一定値、

のうち、何れか 1 つの値を含む、

画像処理装置。

[請求項8]

請求項 3 に記載の画像処理装置であって、

前記血流抑制時刻決定手段は、

前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、

を備え、

前記血流抑制時刻拡張部は、

前記呼吸周期毎に前記呼吸振動値が最大となる値に対して第 2 の値分少ない値を第 2 の閾値とし、前記呼吸振動値が前記第 2 の閾値以上となる時刻によって前記時間幅を設定する振幅方向拡張処理を行う振幅方向拡張部、

を備える、

画像処理装置。

[請求項9]

請求項 8 に記載の画像処理装置であって、

前記第 2 の値は、

(c 1) 前記呼吸周期毎に設定され、前記呼吸周期毎の前記呼吸振動値が最大となる値と最小となる値との差分値に基づいて算出された値、及び、

(c 2) 予め定める一定値、
のうち、何れか1つの値を含む、
画像処理装置。

[請求項10]

請求項1に記載の画像処理装置であって、
前記呼吸情報取得処理は、

前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報として取得する処理、
を含み、

前記血流抑制時刻決定処理は、

前記呼吸振動値が予め定められた基準値以上である時刻を前記血流抑制時刻として決定する処理を含む、
画像処理装置。

[請求項11]

請求項3または請求項4に記載の画像処理装置であって、
前記血流抑制時刻決定手段は、

前記血流抑制時刻を基準として時間幅を持たせるよう前記血流抑制時刻を拡張する血流抑制時刻拡張部、
を備え、

前記時間幅は、

(d 1) 前記呼吸周期毎に、吸気位相に要する時間に基づいて定められた第1の時間幅と、呼気位相に要する時間に基づいて定められた第2の時間幅と、の組合せ時間幅、

(d 2) 前記呼吸周期毎に、1周期に要する時間に基づいて定められた時間幅、及び

(d 3) 予め定められた時間幅、
のうち、何れか1つの時間幅を含む、

画像処理装置。

[請求項12] 請求項2ないし請求項11のうち、いずれか1項記載の画像処理装置であって、

(e1) 全体時間における、前記血流抑制時刻以外の前記血流解析に用いる要解析時間の合算時間が、第1の基準時間以上を満足する条件、及び、

(e2) 呼吸周期毎における、前記血流抑制時刻以外の前記血流解析に用いる要解析時間が、第2の基準時間以上を満足する条件、のうち、何れか1つの条件を満足するよう前記血流抑制時刻決定処理に制約を課す血流抑制時刻制約手段、
を更に備える、
画像処理装置。

[請求項13] 請求項1ないし請求項12のうち、いずれか1項記載の画像処理装置であって、

前記対象領域の血流周期を検出する血流周期検出手段、
を更に備え、

前記血流解析補正手段は、

前記血流抑制時刻決定処理にて決定された血流抑制時刻に対して、
前記血流周期単位で血流解析が行われるように前記血流抑制時刻を調整する血流周期単位化部、

を備える、

画像処理装置。

[請求項14] 請求項1ないし請求項13のうち、いずれか1項記載の画像処理装置であって、

前記血流解析内容補正処理は、

前記動画像内における前記血流解析の対象となる解析用データに対して、血流解析値を求める血流解析処理を実施する前に行う前処理あるいは前記血流解析処理を実施した後に行う後処理の何れかの処理を

含み、

前記前処理は、

前記解析用データのうち、前記血流抑制時刻におけるデータに対しては、

(a 1) 前記血流解析処理を禁止させる処理、及び、

(a 2) 重要度を低くして前記血流解析処理を実行させる処理、
の何れかの処理を含み、

前記後処理は、

(a 3) 前記血流解析値のうち、前記血流抑制時刻におけるデータ
に対しては、前記血流解析値としては取り扱わない処理、及び、

(a 4) 前記血流解析値の重要度を低下させる処理、
の何れかの処理を含む、

画像処理装置。

[請求項15] 請求項1ないし請求項14のうち、いずれか1項記載の画像処理装置であって、

前記対象領域は、肺野領域内の血管領域を含む、
画像処理装置。

[請求項16] 画像処理装置に含まれるコンピュータによって実行されることにより、前記コンピュータを、請求項1ないし請求項15のうち、いずれか1項記載の画像処理装置として機能させるプログラム。

[請求項17] 人体または動物の身体内部における対象領域の血流が変化する状態を時間方向に順次に撮影された複数のフレーム画像から構成される動画像を取得する動画像取得手段と、

前記フレーム画像が撮影された撮影時刻に同期した前記身体における呼吸情報を取得する呼吸情報取得処理を行う呼吸情報取得手段と、

前記呼吸情報が吸気位相状態または呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定して位相状態判定結果を得る位相状態判定処理を行う位相状態判定手段と、

前記呼吸情報及び前記位相状態判定結果に基づいて前記吸気位相状態及び前記呼気位相状態のうち少なくとも一方の状態における血流解析範囲を設定する解析範囲設定処理を行う解析範囲設定手段と、

前記血流解析範囲内における前記フレーム画像に対して、血流解析を行うことにより、前記少なくとも一方の状態における血流解析値を得る血流解析値算出処理を行う血流解析値算出手段と、

を備える、

画像処理装置。

[請求項18]

請求項17に記載の画像処理装置であって、

前記撮影時刻に同期した前記身体における心拍周期を取得する心拍周期取得処理を行う心拍周期取得手段、

を更に備え、

前記解析範囲設定処理は、

前記心拍周期を少なくとも1周期分含むように前記血流解析範囲を設定する処理、

を含む、

画像処理装置。

[請求項19]

請求項17または請求項18に記載の画像処理装置であって、

前記対象領域は、肺野領域内の血管領域であり、

前記呼吸情報取得処理は、

前記肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報とし、呼吸周期が少なくとも1周期の前記呼吸振動値を取得する処理を含み、

前記解析範囲設定処理は、

前記呼吸周期が少なくとも1周期の前記呼吸振動値に基づいて前記血流解析範囲を設定する処理を含み、

前記血流解析範囲は、

前記吸気位相状態及び前記呼気位相状態に対応した吸気位相用解析

範囲及び呼吸位相用解析範囲であり、

前記血流解析値算出処理は、

前記吸気位相用解析範囲及び前記呼吸位相用解析範囲それぞれにおいて互いに独立して前記血流解析を行うことにより前記血流解析値を個別に得る処理、

を含む、

画像処理装置。

[請求項20]

請求項19に記載の画像処理装置であって、

前記血流解析範囲は、

前記呼吸周期が少なくとも1周期の前記呼吸振動値における振幅方向に対して、

(a) 前記呼吸振動値の振幅値に基づいて設定される振幅値範囲、または、

(b) 診断目的に応じて設定される診断目的範囲、の何れか1つの範囲と、

前記撮影時刻方向に対して、

(c) 前記呼吸情報取得処理で取得した前記呼吸振動値の前記少なくとも1周期のうち、解析対象とする解析対象周期、または、

(d) 前記解析対象周期とした周期のうち、前記吸気位相または前記呼吸位相の何れか一方の位相に対応する位相別解析対象周期、

の何れか1つの範囲と、

を満足する範囲を含む、

画像処理装置。

[請求項21]

請求項20に記載の画像処理装置であって、

前記呼吸情報取得処理は、

前記呼吸周期内における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理、

を更に含み、

前記振幅値範囲は、

(a 1) 予め設定された第 1 の範囲に基づいて設定される範囲、または、

(a 2) 前記呼吸周期内の前記最大値と前記最小値とに基づいて設定される範囲、

のうち、何れか 1 つの値を含む、

画像処理装置。

[請求項22]

請求項 20 に記載の画像処理装置であって、

前記呼吸情報取得処理は、

前記呼吸周期内における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理、

を更に含み、

前記診断目的範囲は、

前記呼吸振動値が前記最小値より大きな値であって、且つ、前記最大値より小さな値である範囲により設定される範囲、

を含む、

画像処理装置。

[請求項23]

請求項 17 ないし請求項 22 のうち、いずれか 1 項記載の画像処理装置であって、

前記呼吸情報取得処理は、

前記身体の肺野領域の物理的変化値として示す呼吸振動値を前記呼吸情報とし、複数の呼吸周期分の前記呼吸振動値を取得する処理、

を含み、

前記解析対象範囲設定部は、

前記複数の呼吸周期のうち、少なくとも 2 つの呼吸周期を解析対象とする処理を含み、

前記血流解析値算出処理は、

前記少なくとも 2 つの呼吸周期における前記少なくとも 2 つの周期

単位血流解析値を得、該少なくとも2つの周期単位血流解析値を用いて前記血流解析値を最終的に得る処理、
を含む、
画像処理装置。

[請求項24] 請求項23に記載の画像処理装置であって、
前記呼吸情報取得処理は、
前記呼吸振動値に基づいて前記呼吸周期を算出する処理と、
前記呼吸周期毎における前記呼吸振動値の最大値と最小値とを算出する処理と、
を更に含む、
画像処理装置。

[請求項25] 請求項21ないし請求項24のうち、いずれか1項記載の画像処理装置であって、
前記位相状態判定処理は、
前記呼吸周期内の前記呼吸振動値の最大値と最小値とに基づいて、
前記呼吸振動値が前記吸気位相状態または前記呼気位相状態の何れの位相状態に属するかを判定する処理、
を含む、
画像処理装置。

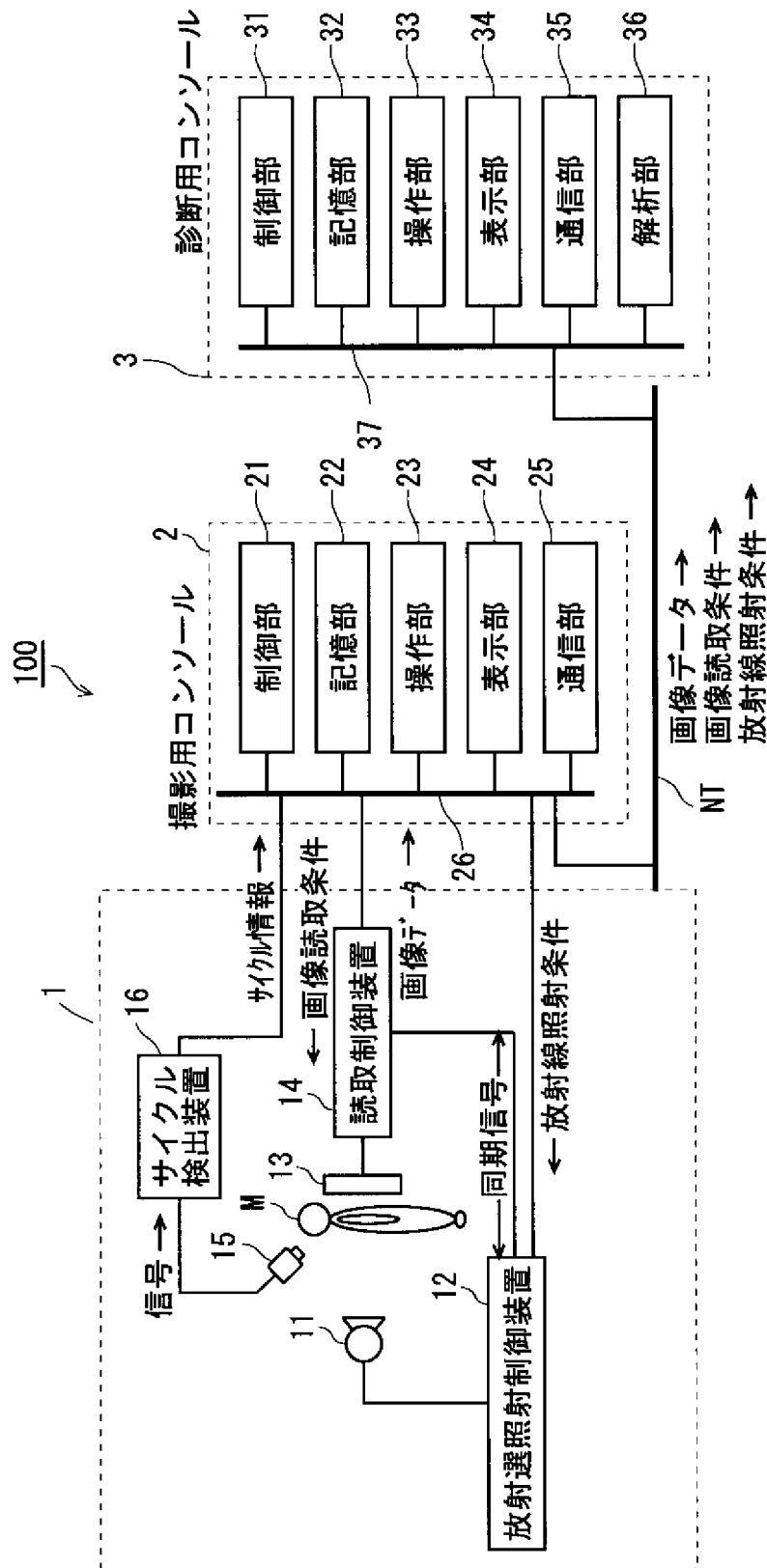
[請求項26] 請求項20に記載の画像処理装置であって、
前記呼吸情報取得処理は、
全体時間において前記呼吸振動値が最大となる値を示す全体最大値を算出する処理、
を更に含み、
前記診断目的範囲は、
前記全体最大値の近傍範囲により設定される範囲、
を含む、
画像処理装置。

[請求項27] 請求項26に記載の画像処理装置であって、
前記診断目的範囲は、
前記全体最大値の近傍範囲で、且つ、前記全体最大値を除く範囲を含む、
画像処理装置。

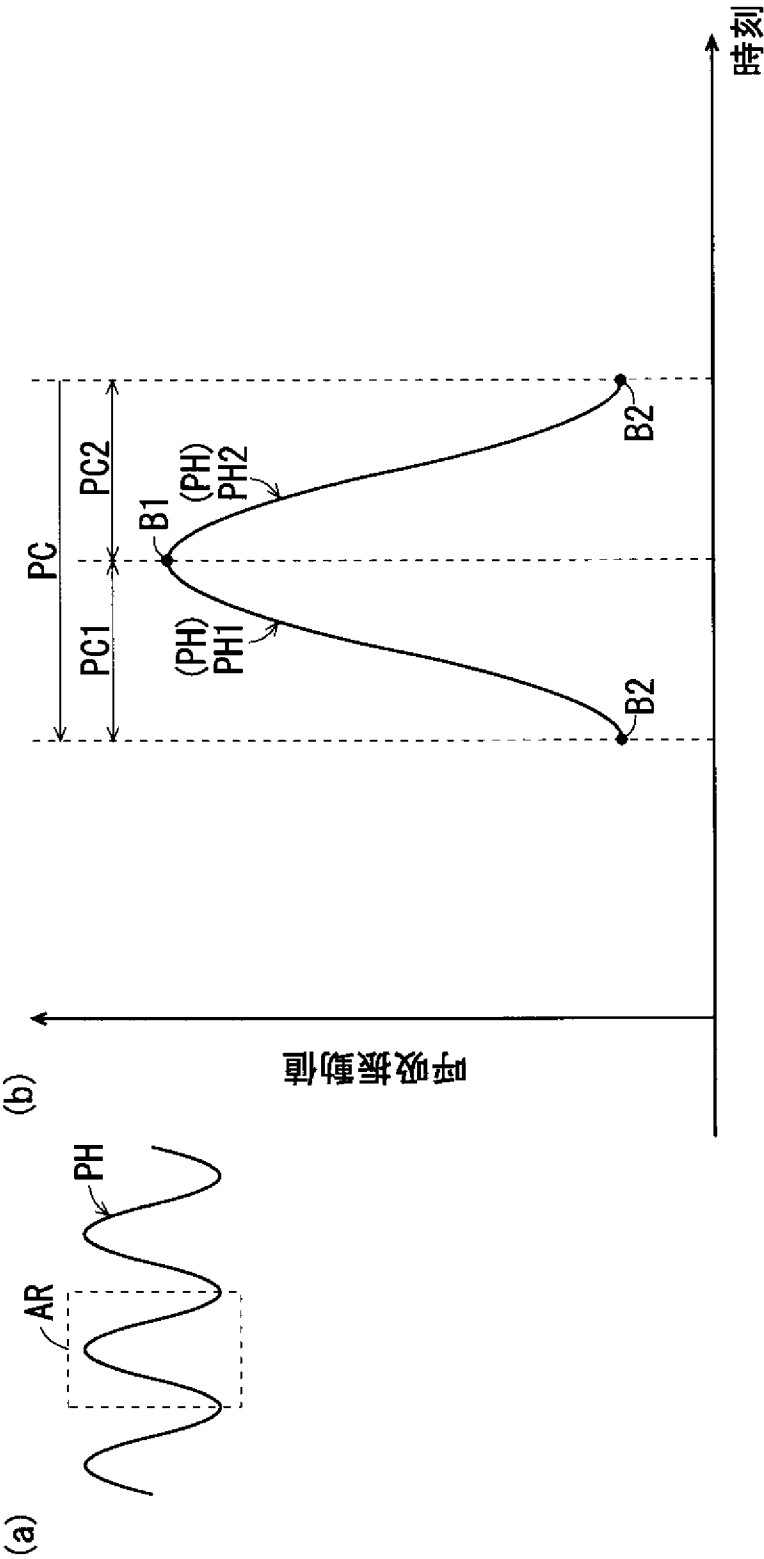
[請求項28] 請求項23に記載の画像処理装置であって、
複数の前記吸気位相内または複数の前記呼気位相内の何れか一方の複数の位相内において、複数設定された前記血流解析範囲のうち前記呼吸振動値の範囲が相互に同一の範囲となる同一振動範囲が複数存在する際、
前記解析範囲設定処理は、
前記複数の同一振動範囲内において算出される前記複数の周期単位血流解析値に対して、
（e1）平均した値を示す範囲内平均値を前記血流解析値として算出する処理、
（e2）最大となる値を示す範囲内最大値を前記血流解析値として算出する処理、及び、
（e3）最小となる値を示す範囲内最小値を前記血流解析値として算出する処理、
のうち、何れか1つの処理と、
（f）前記範囲内平均値、前記範囲内最大値、前記範囲内最小値のうち、何れか1つを用いて1枚の画像を生成する処理と、
を実施するよう前記血流解析値算出手段に指令を与える処理、
を含む、
画像処理装置。

[請求項29] 画像処理装置に含まれるコンピュータによって実行されることにより、前記コンピュータを、請求項17ないし請求項28のうち、いずれか1項記載の画像処理装置として機能させるプログラム。

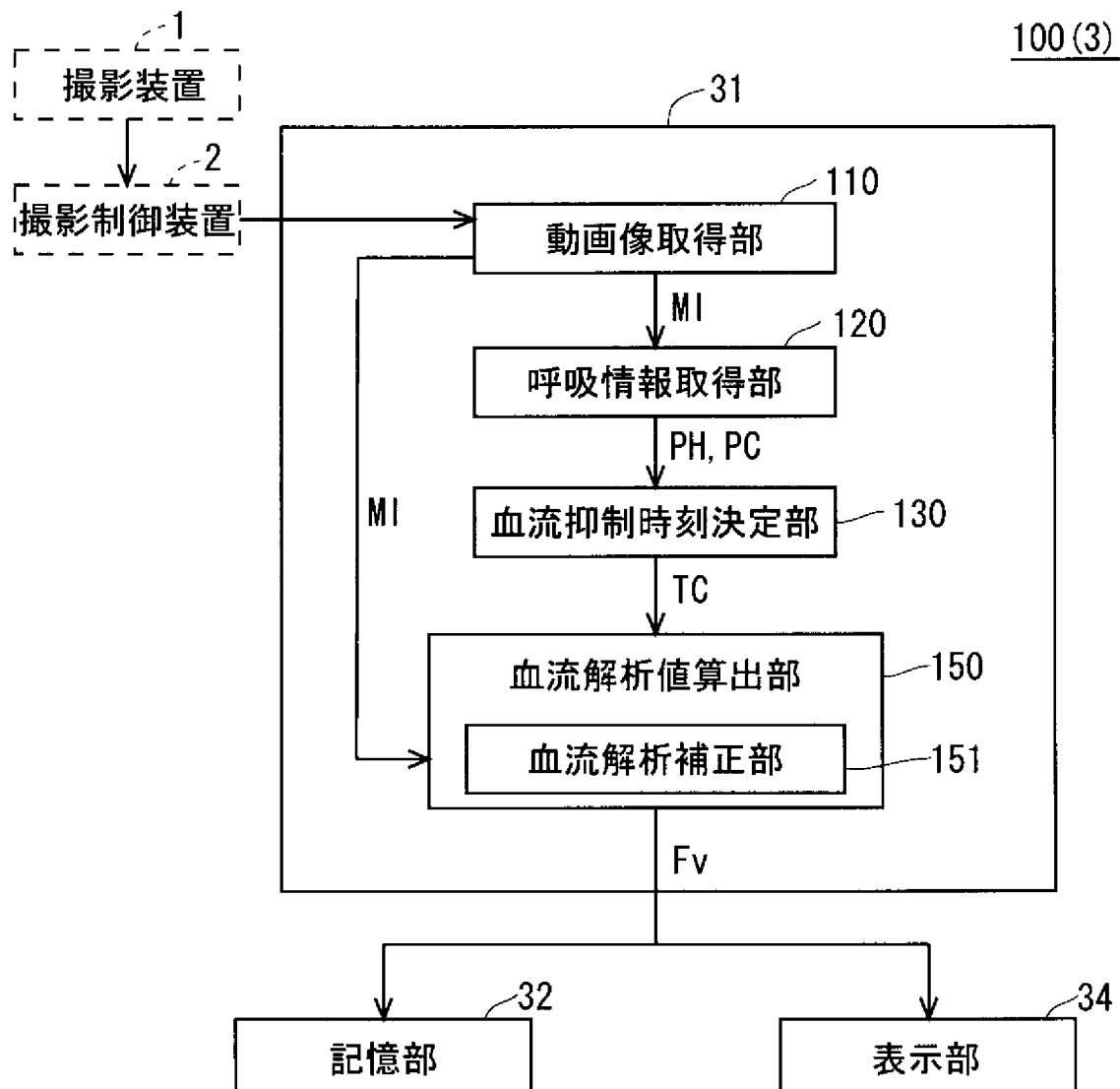
[図1]



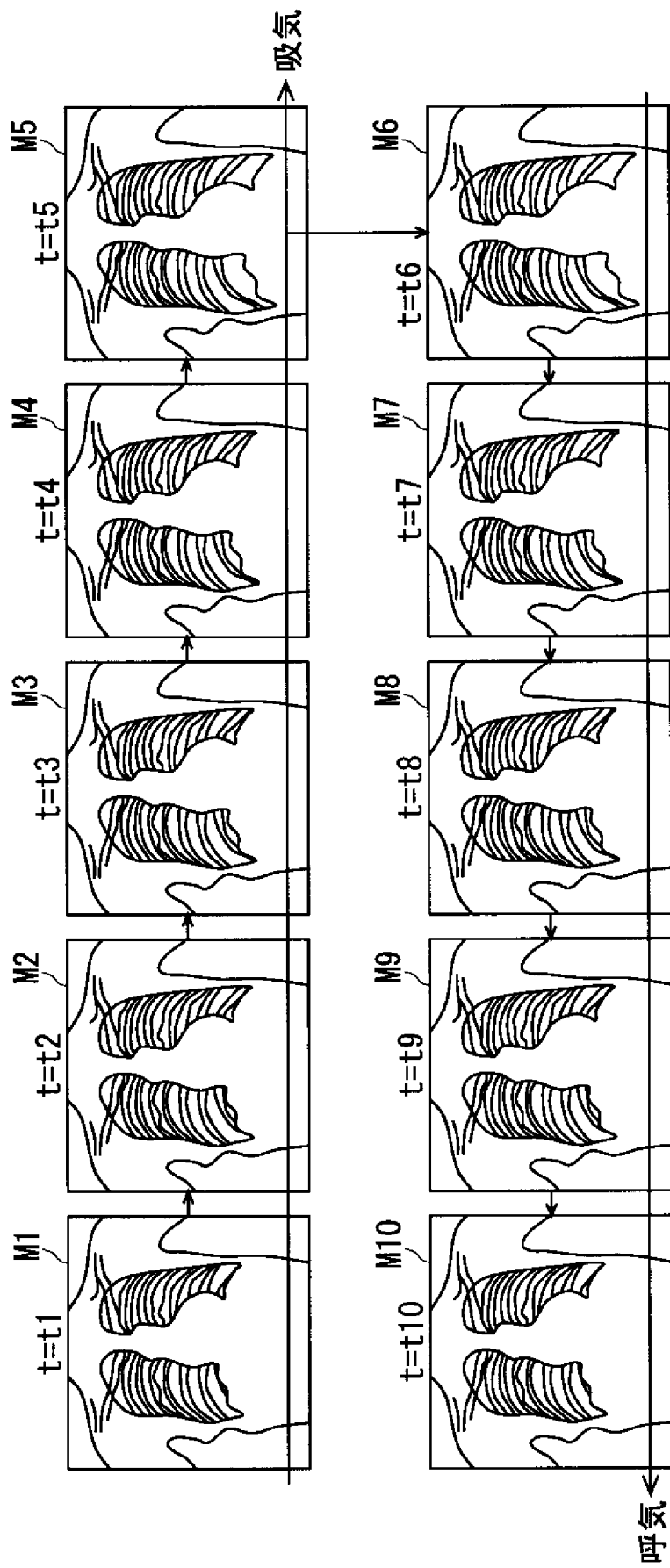
[圖2]



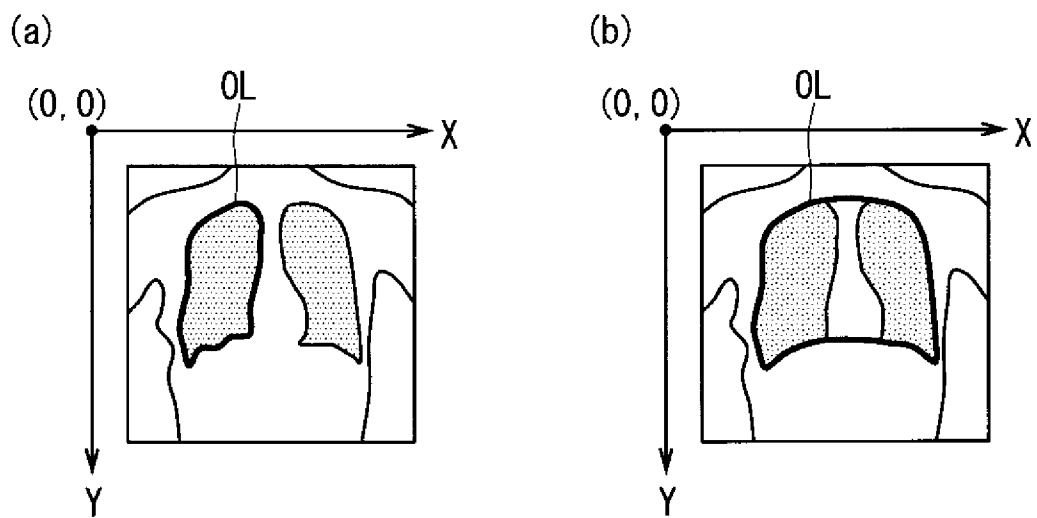
[図3]



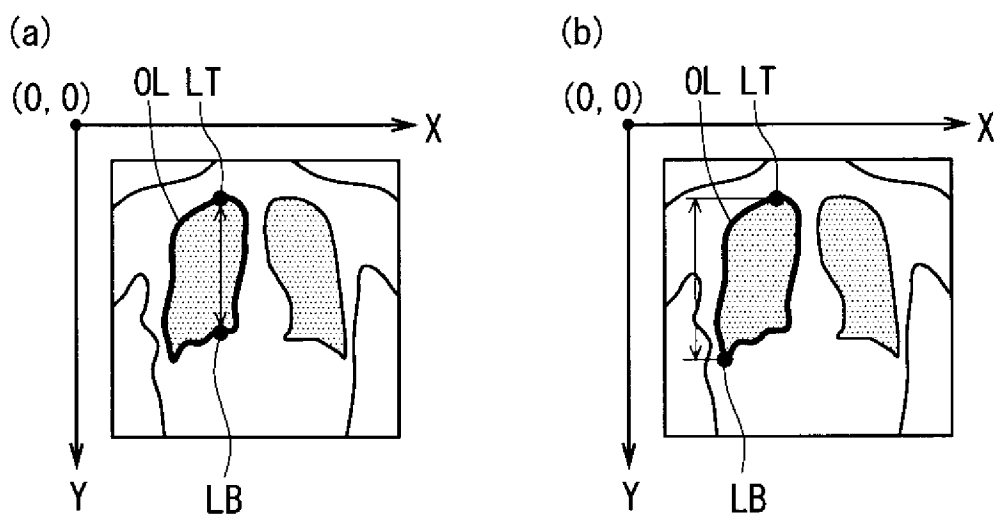
[図4]



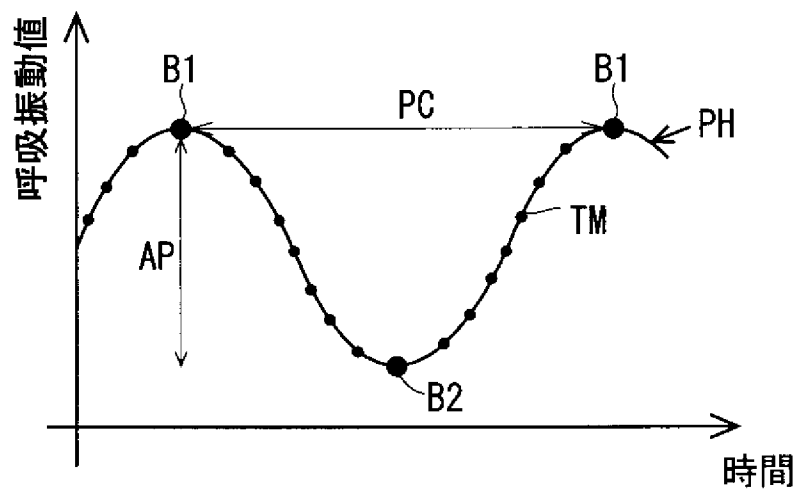
[図5]



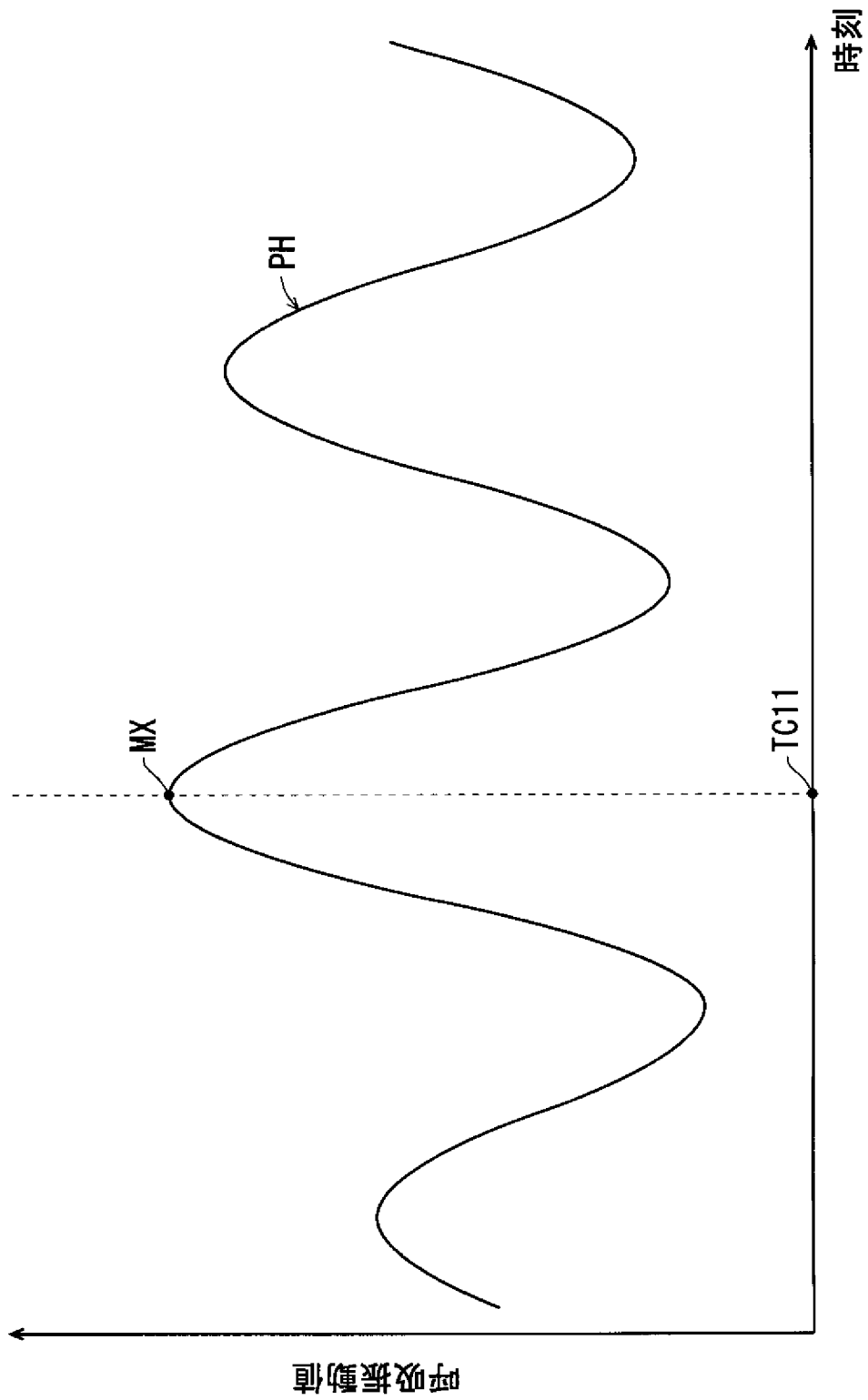
[図6]



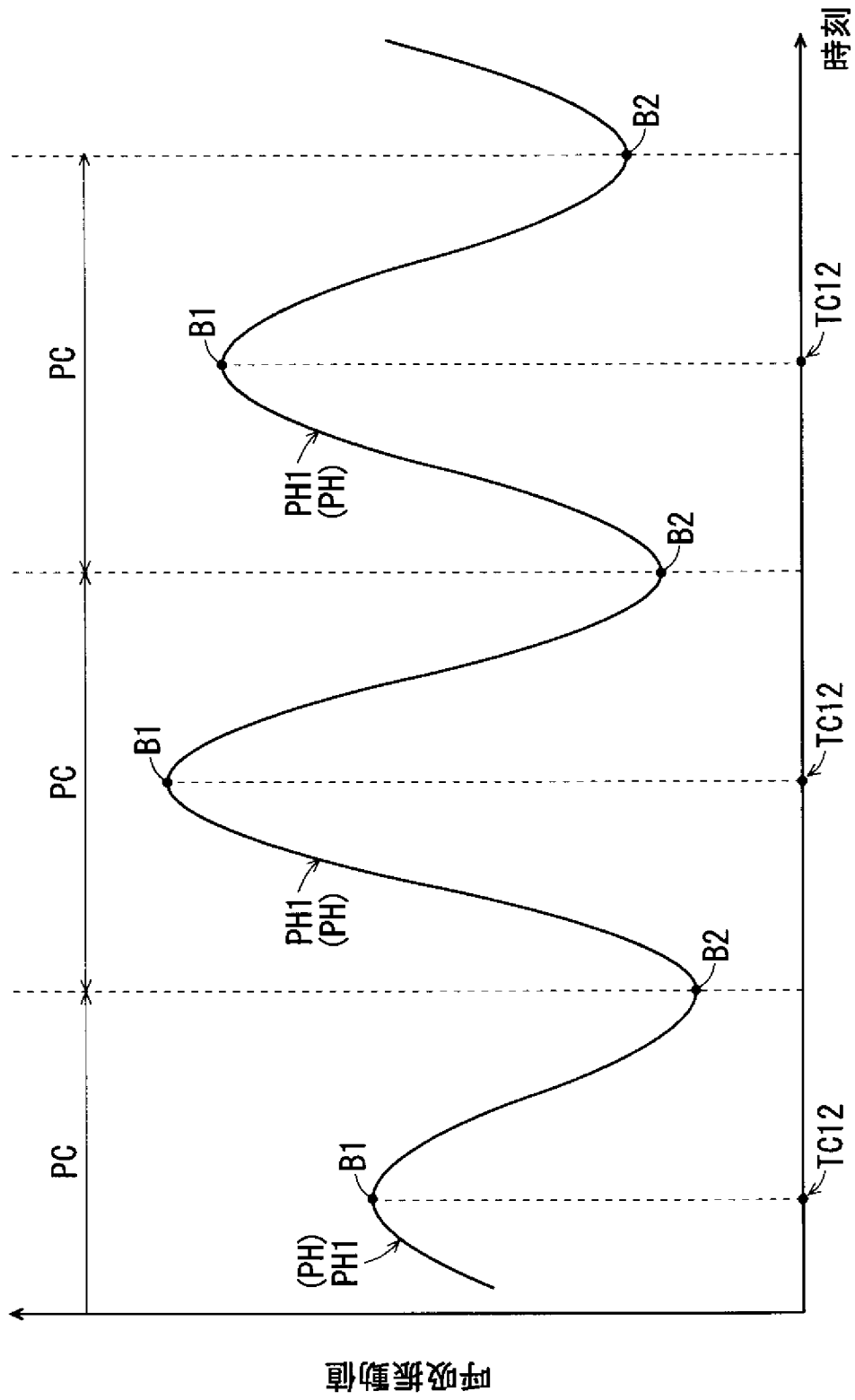
[図7]



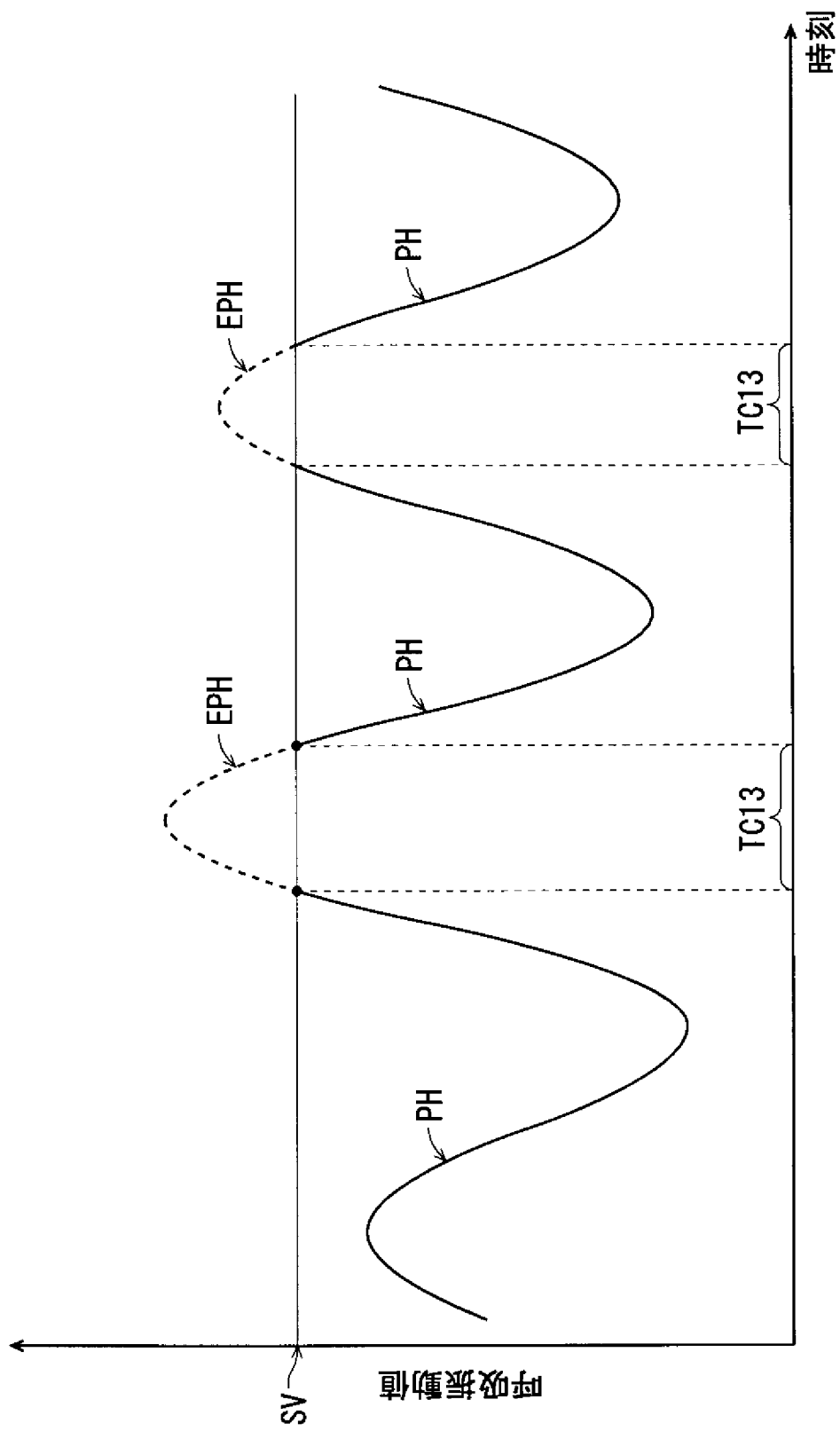
[図8]



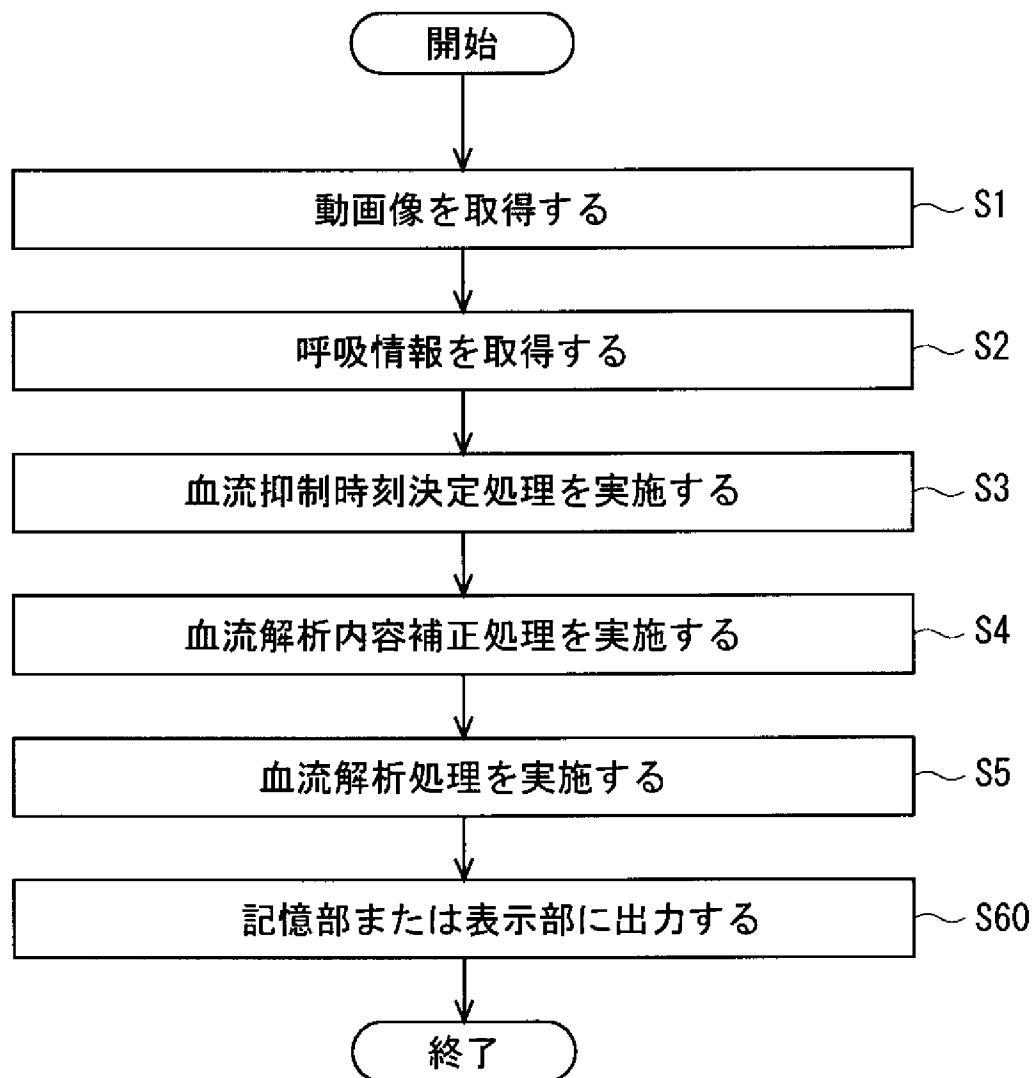
[図9]



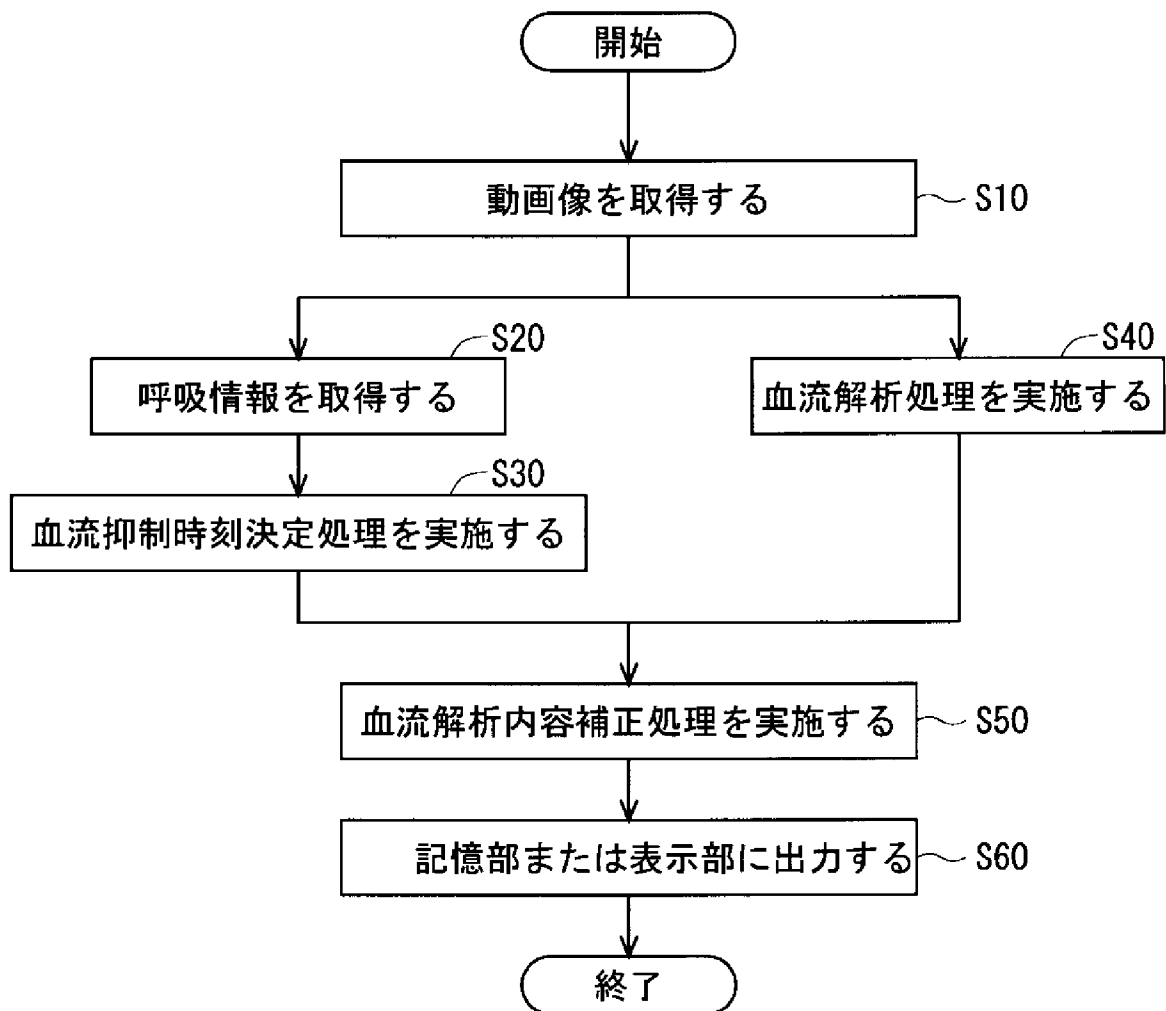
[図10]



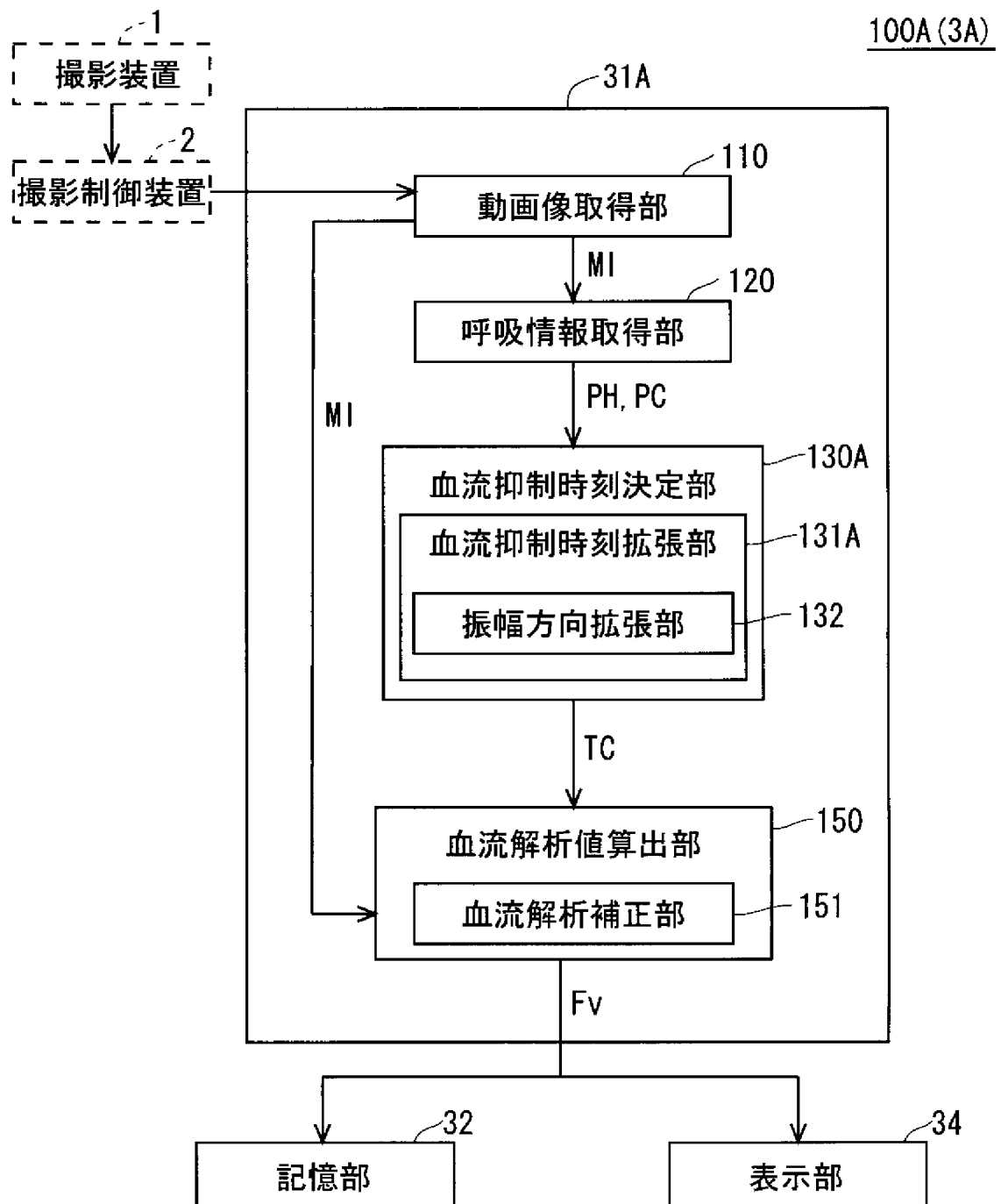
[図11]



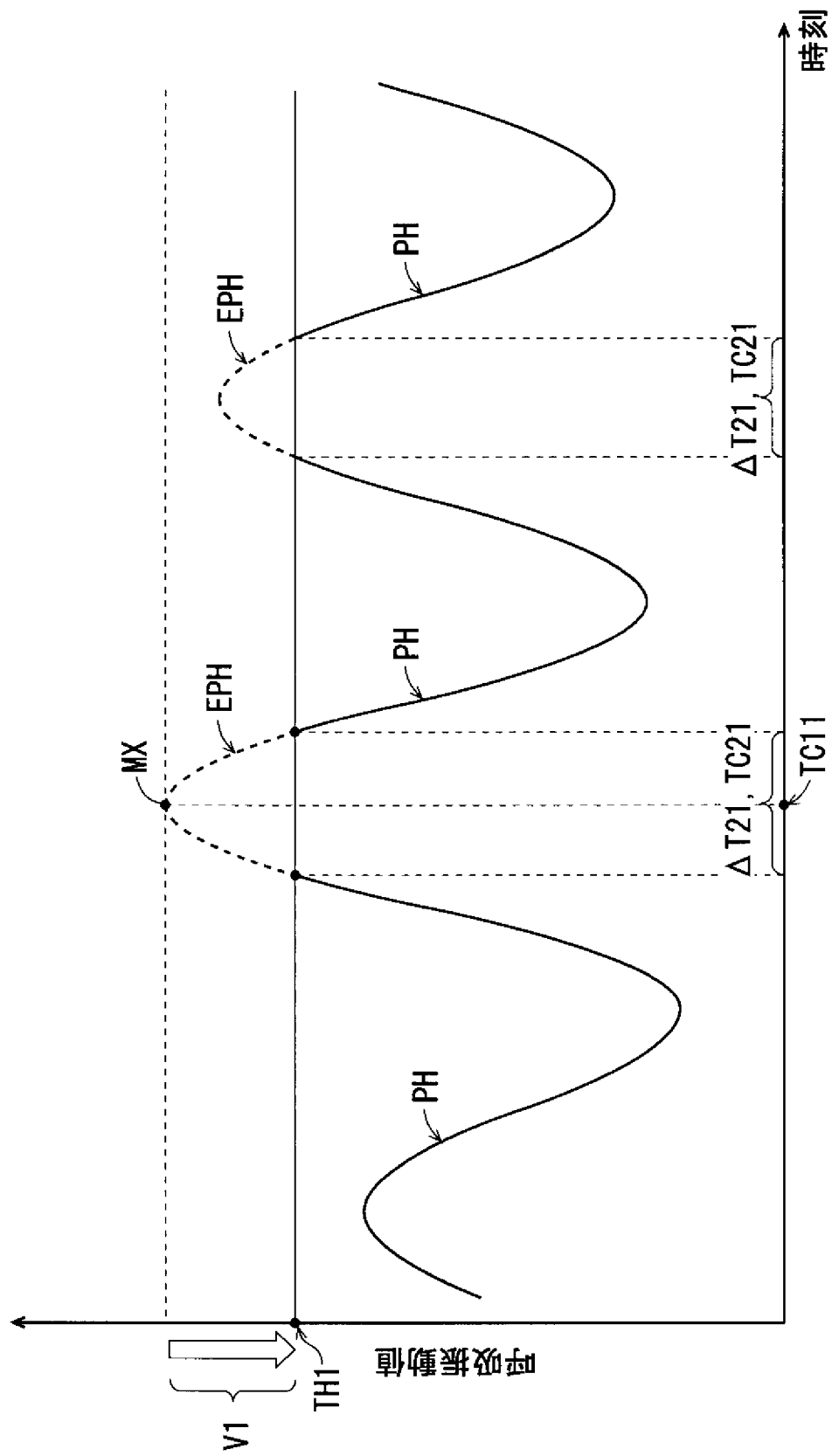
[図12]



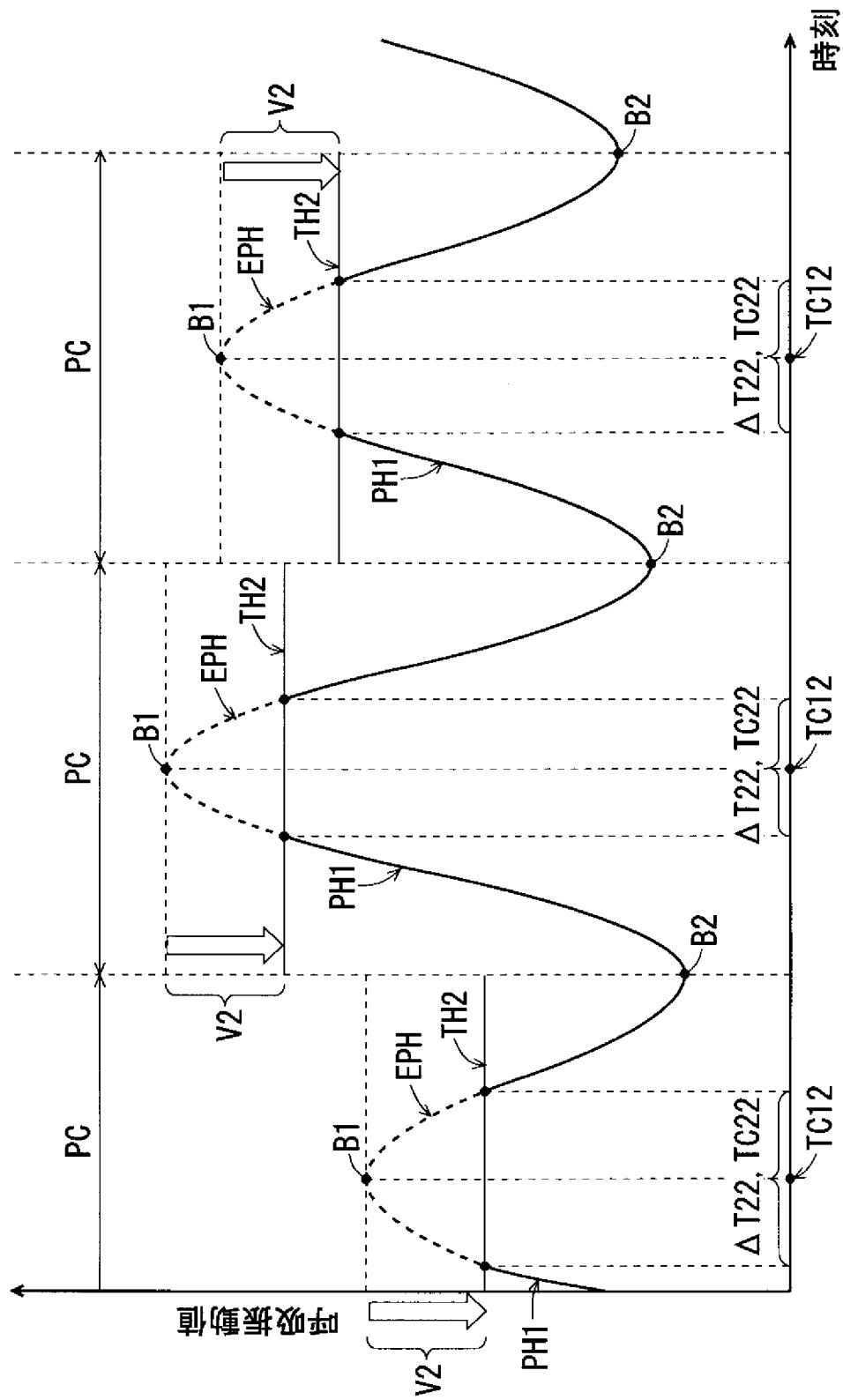
[図13]



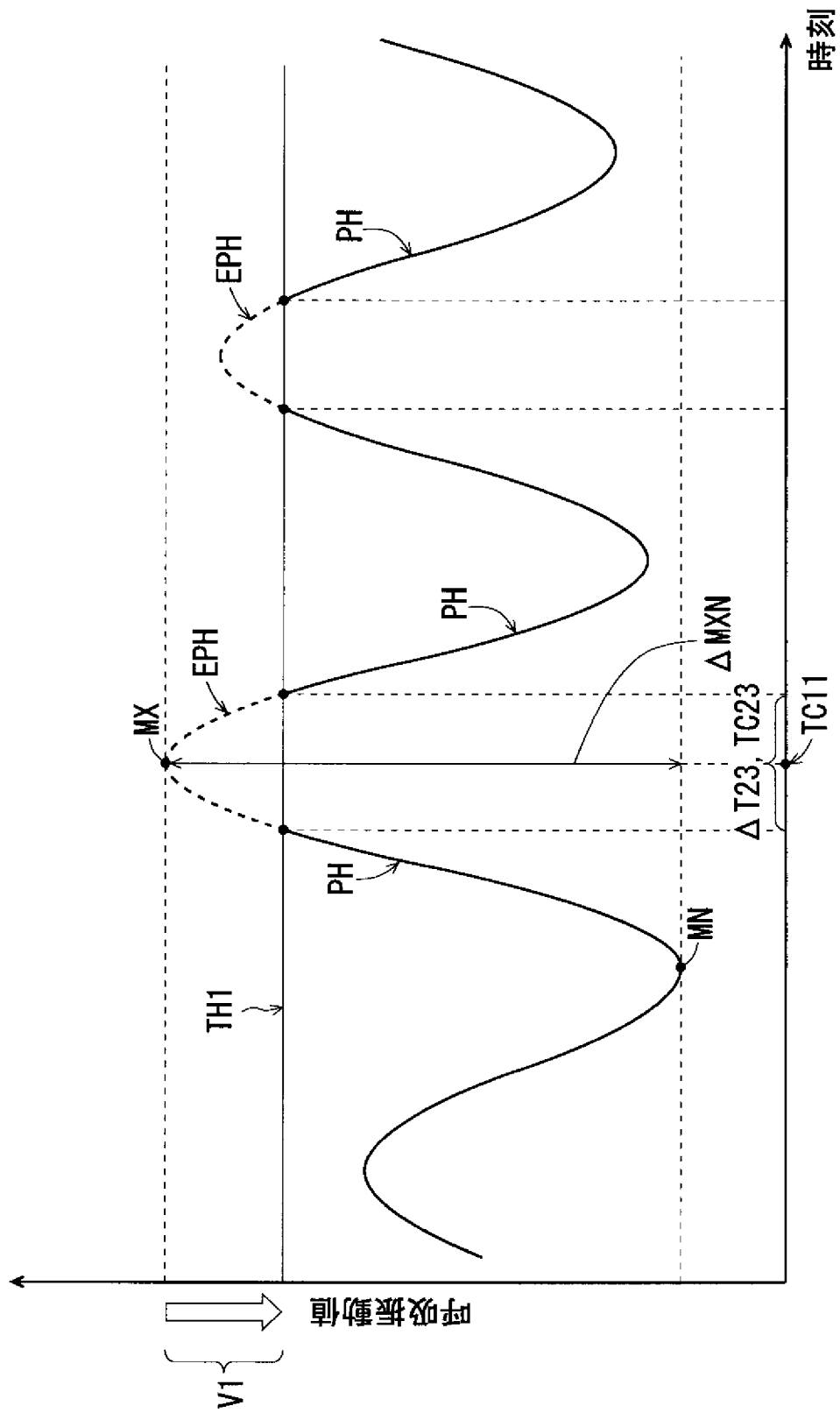
[図14]



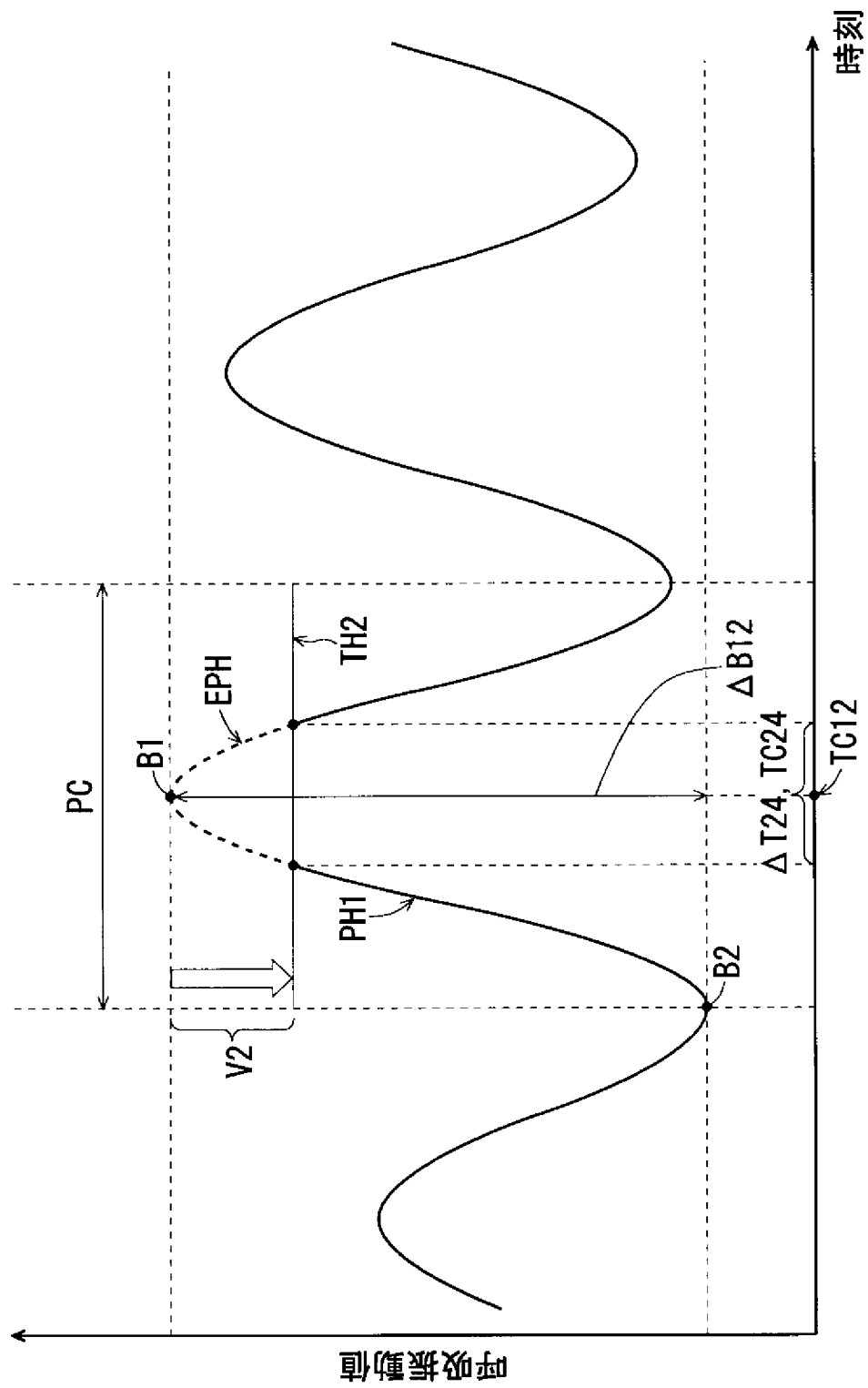
[図15]



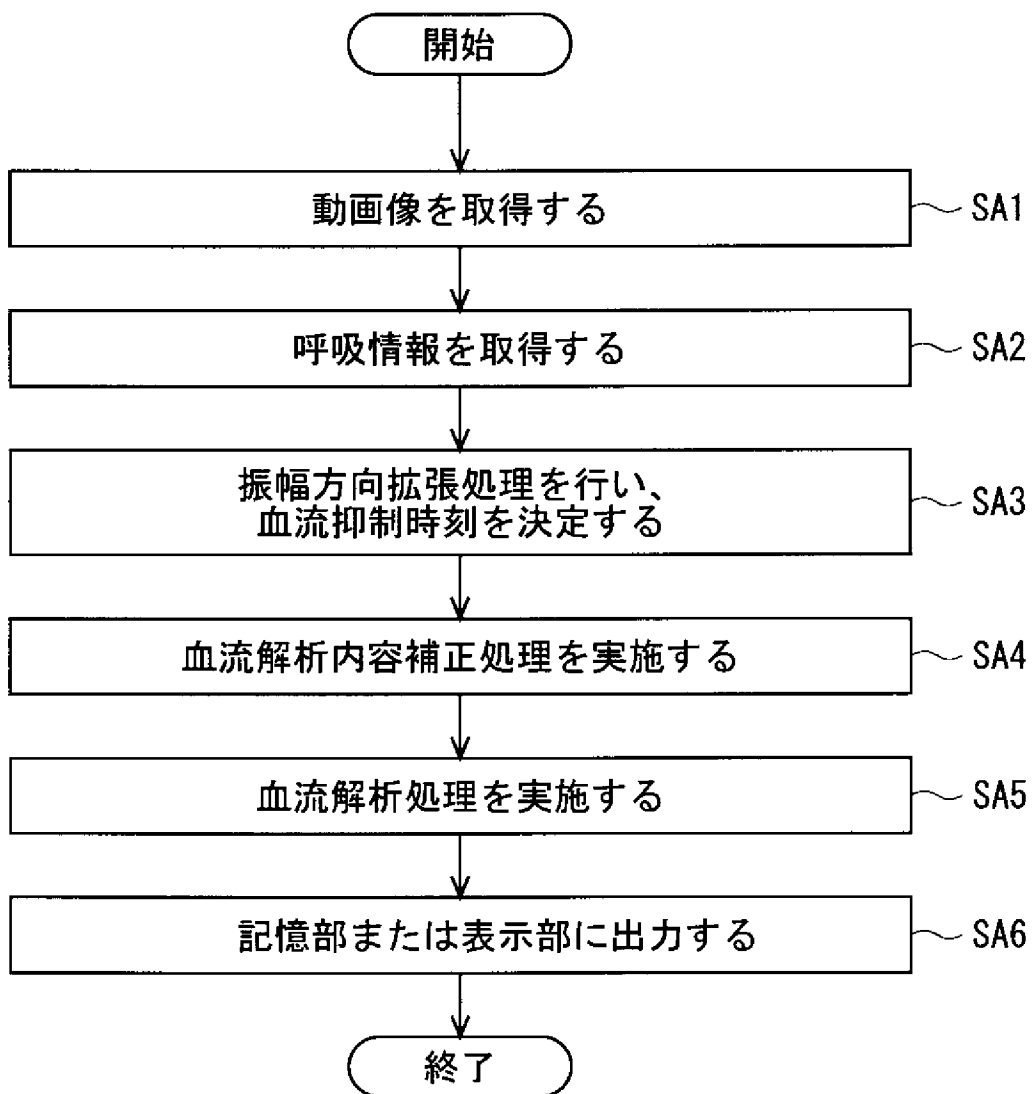
[図16]



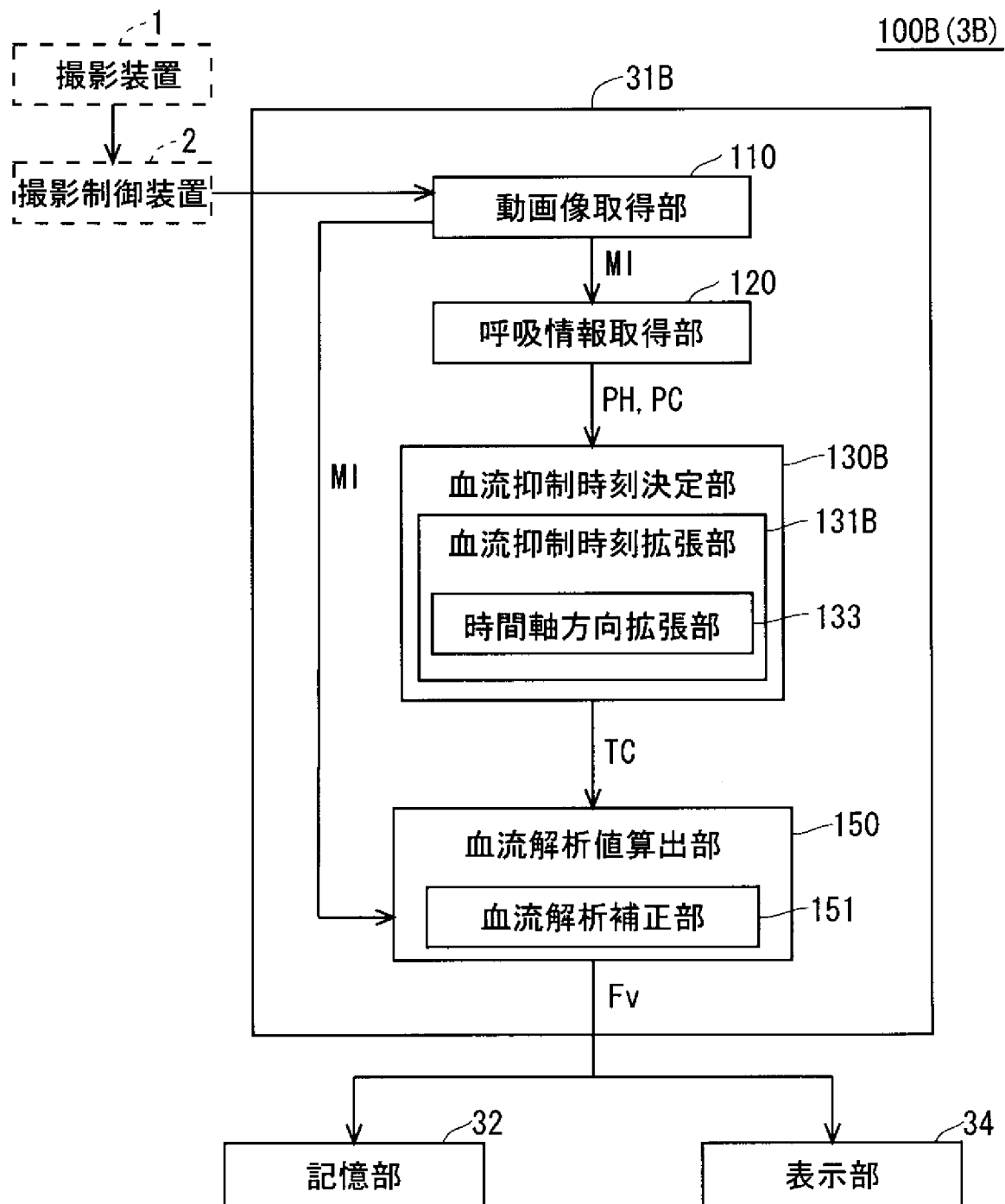
[図17]



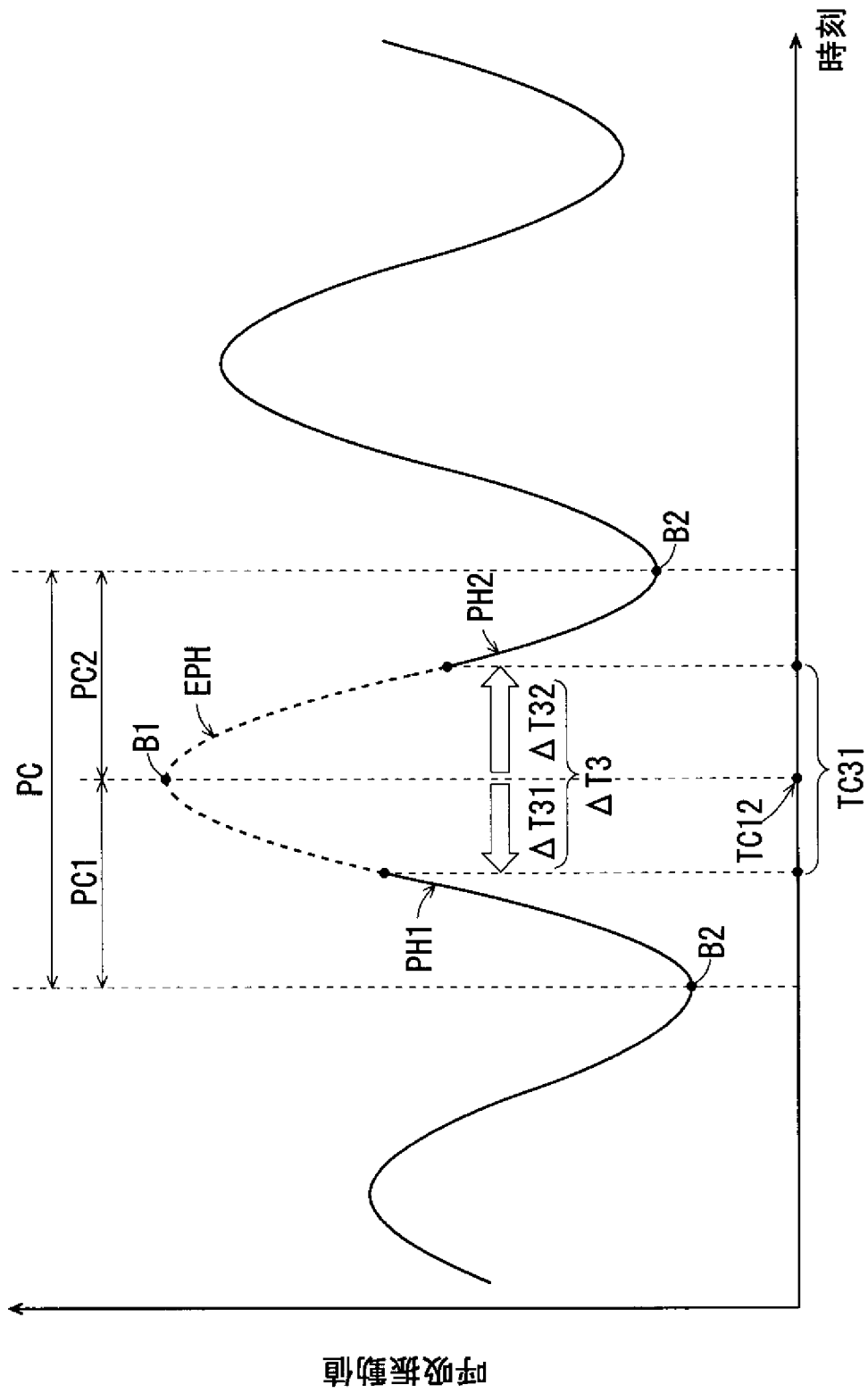
[図18]



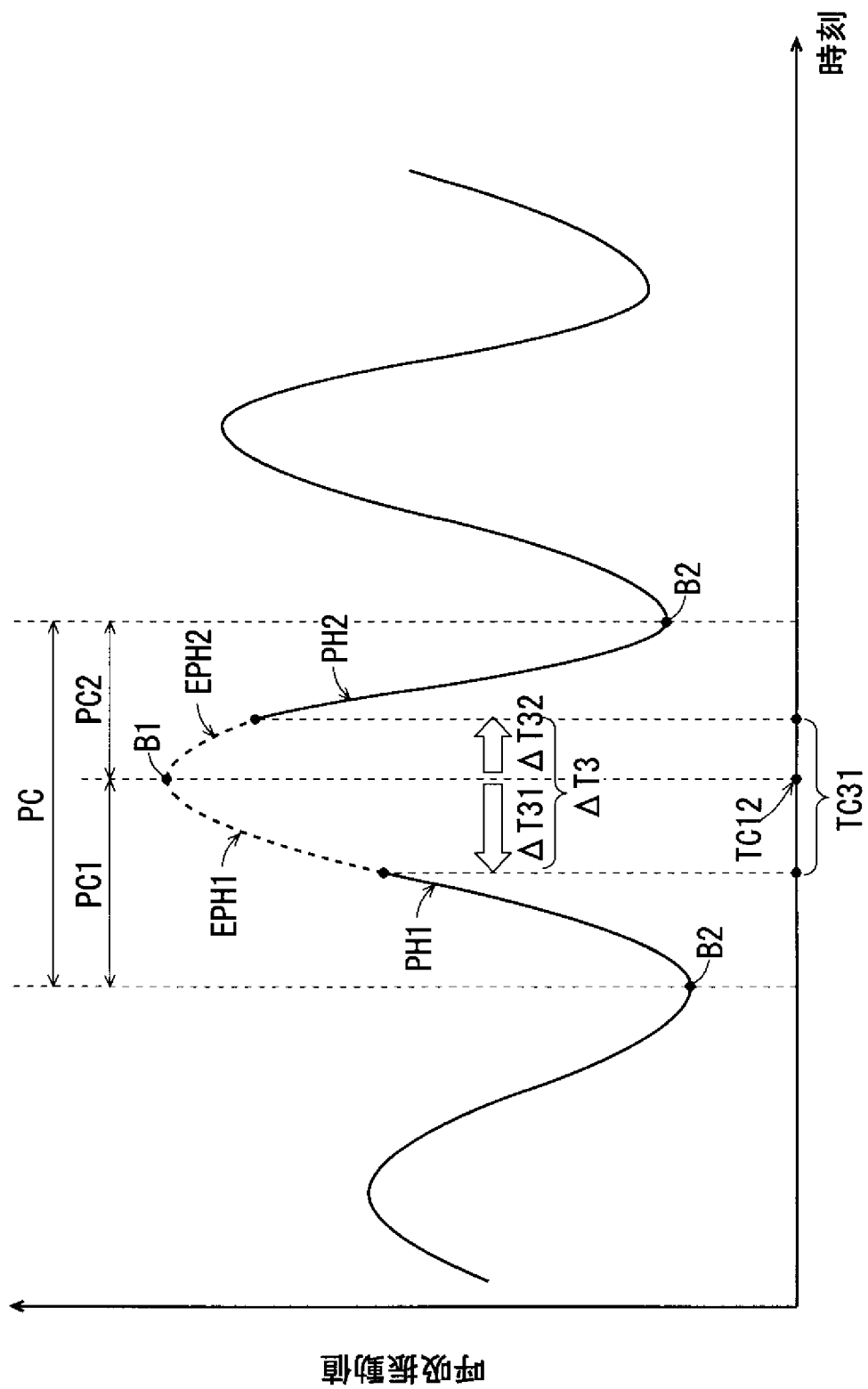
[図19]



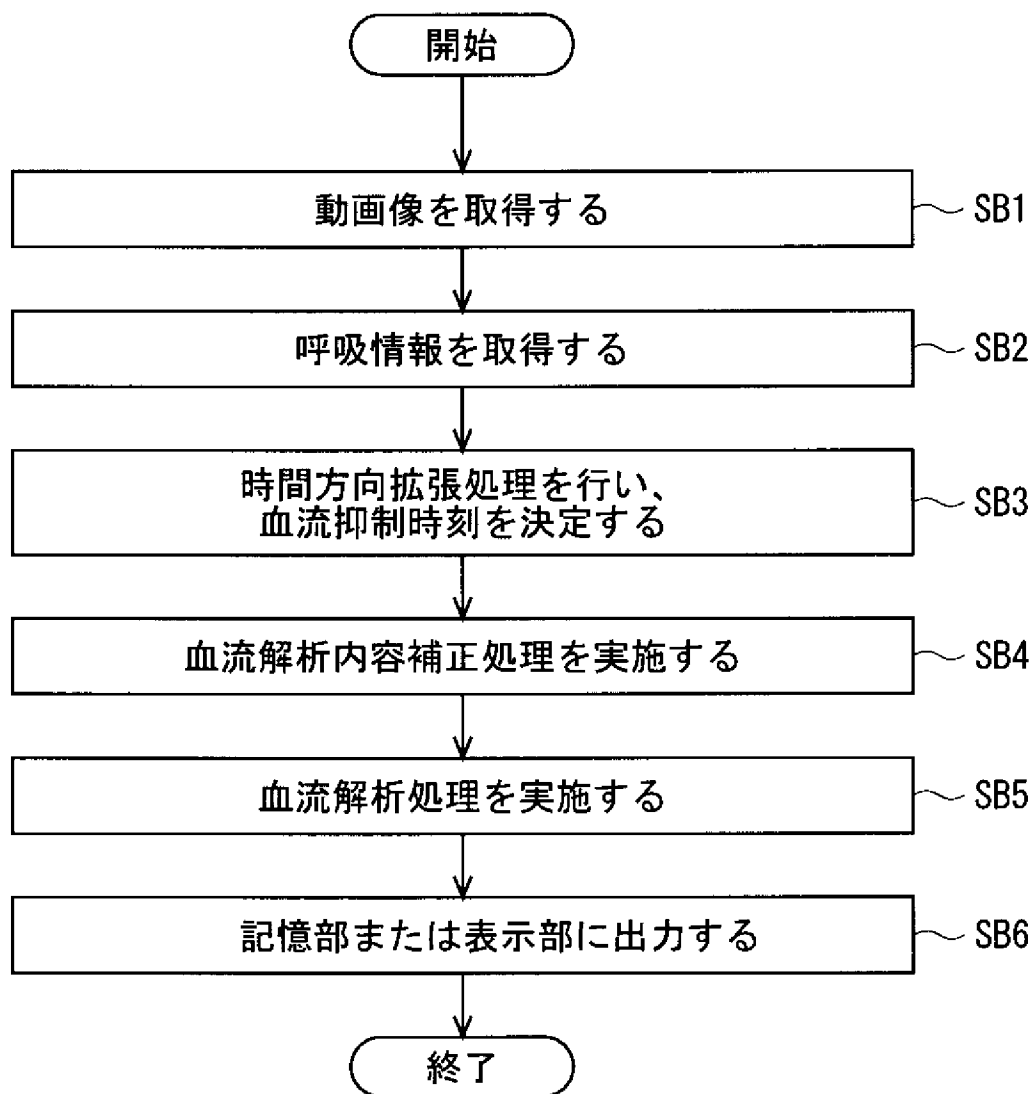
[図20]



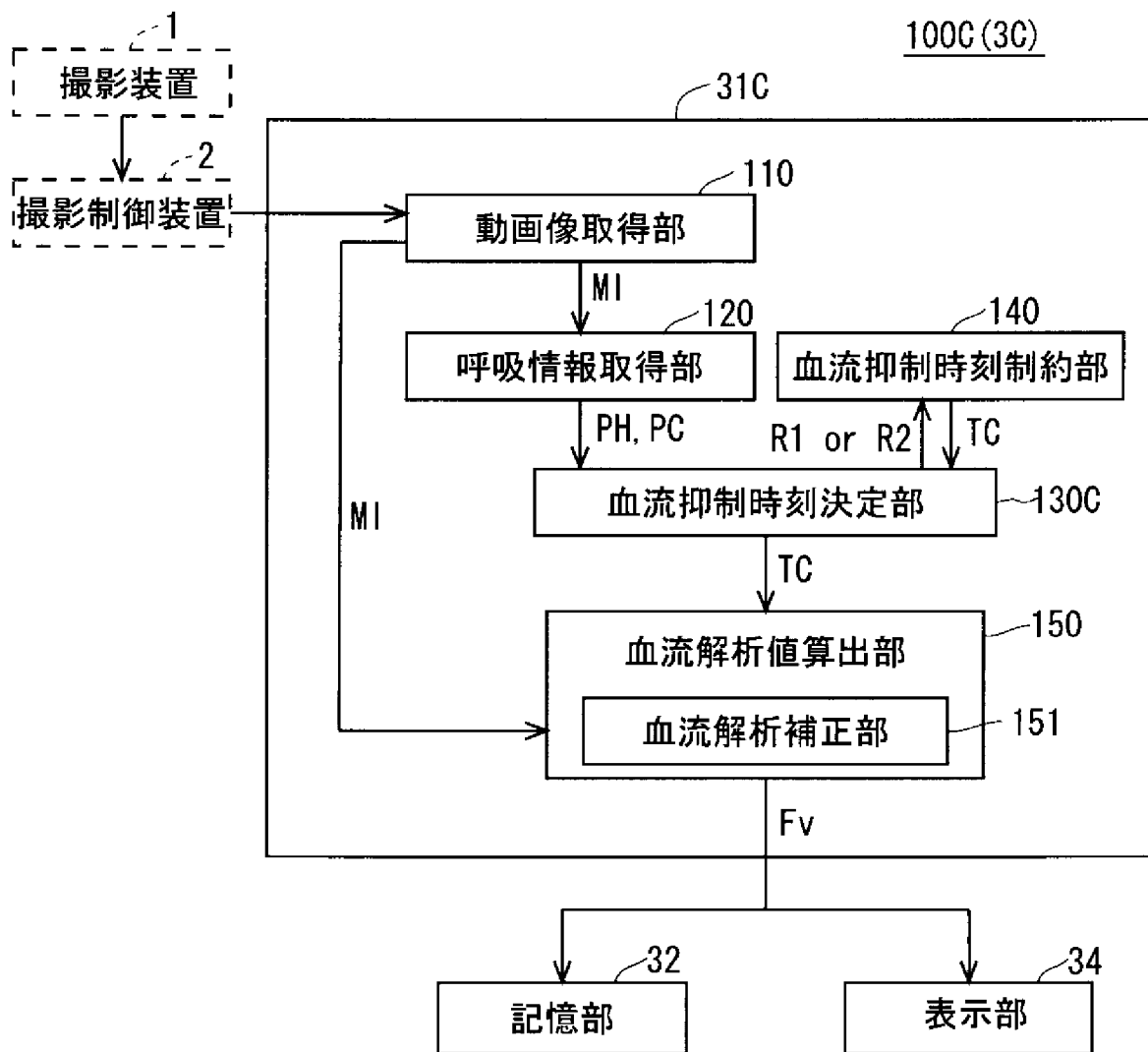
[図21]



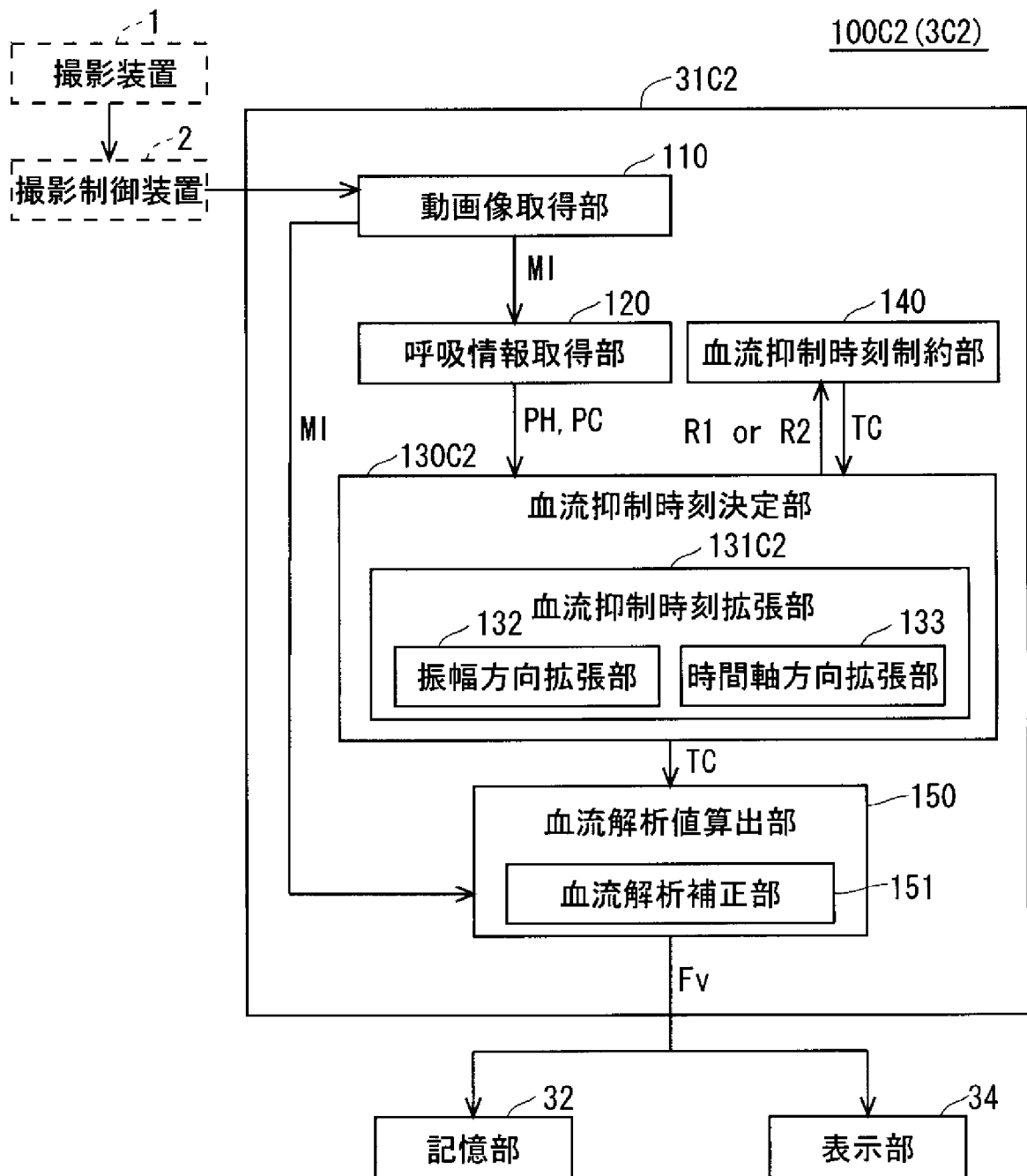
[図22]



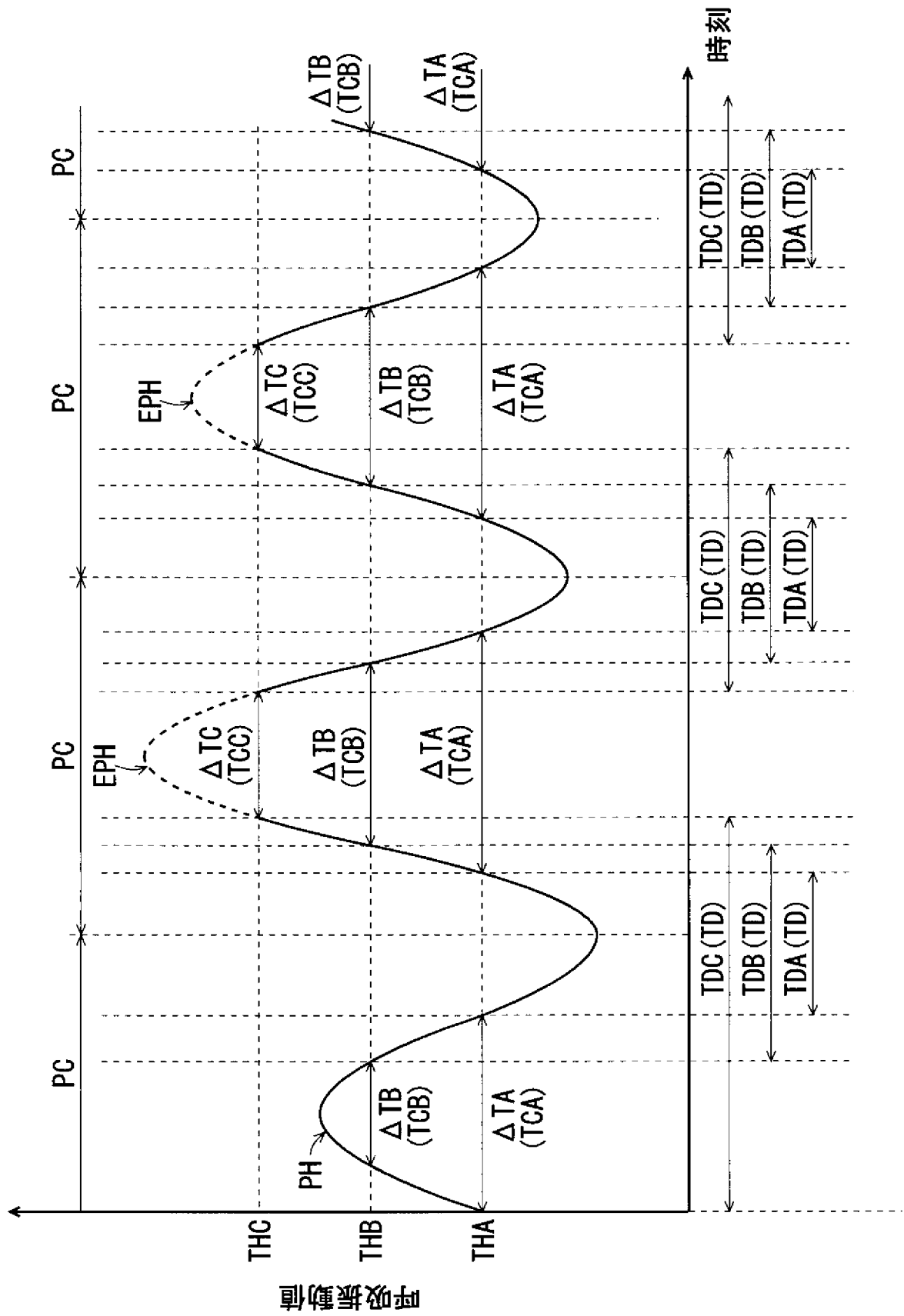
[図23]



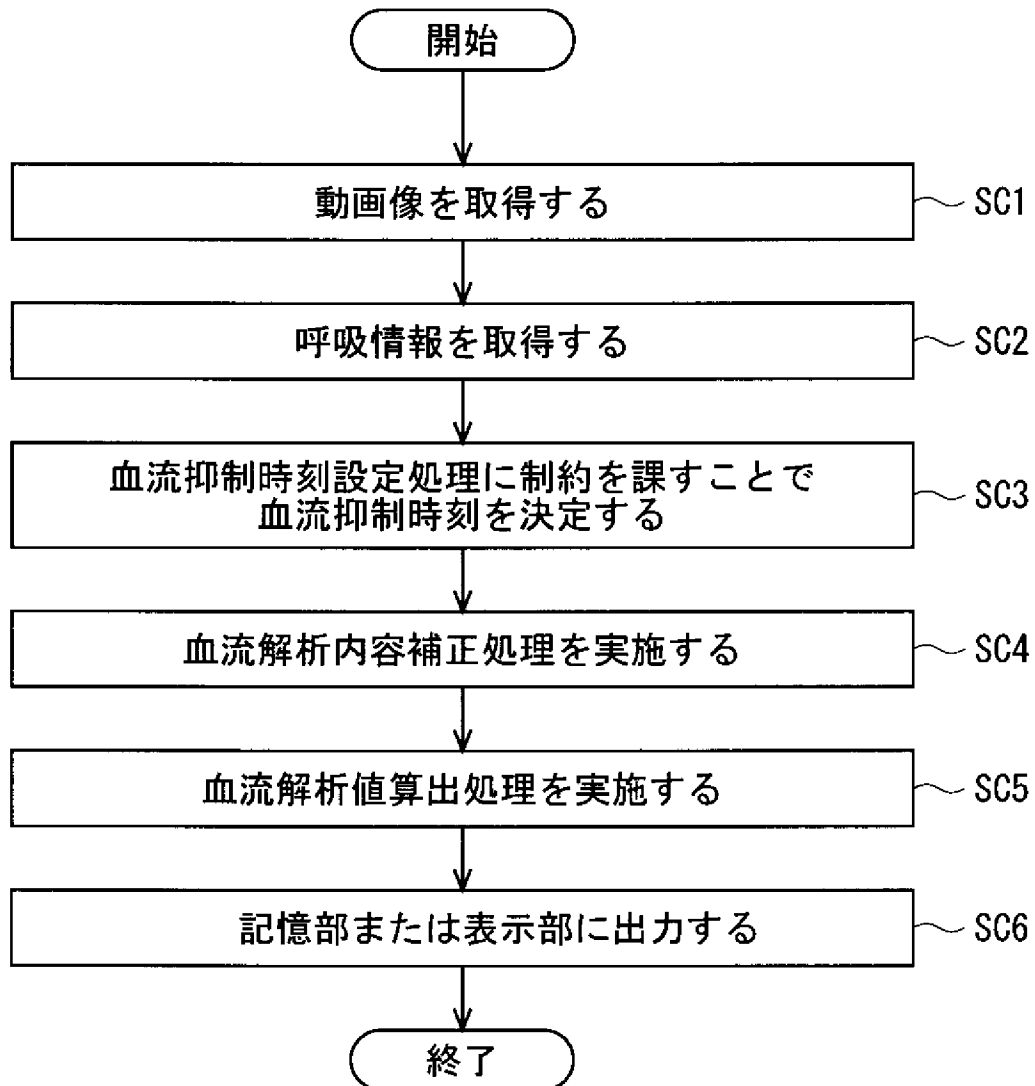
[図24]



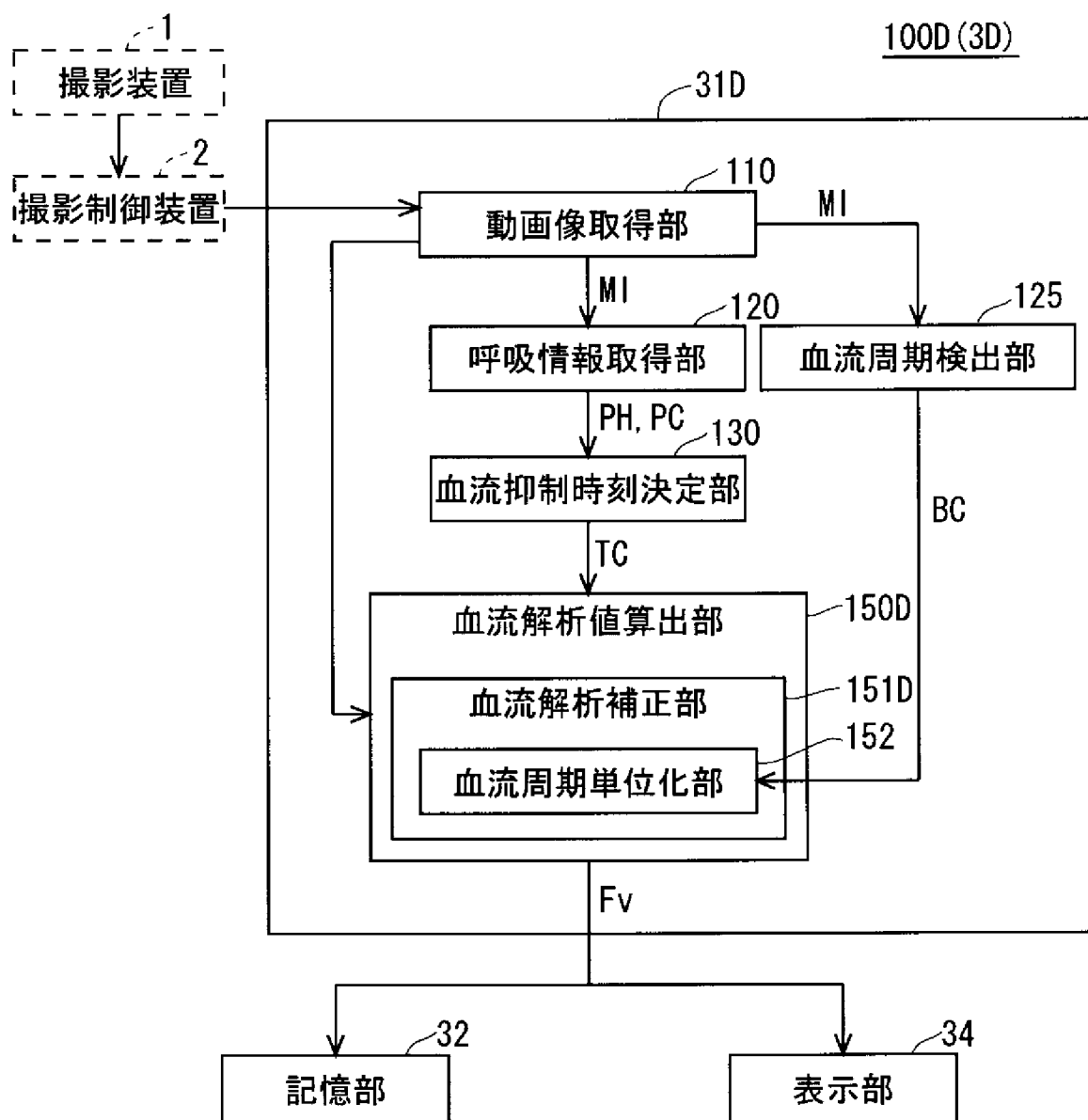
[図25]



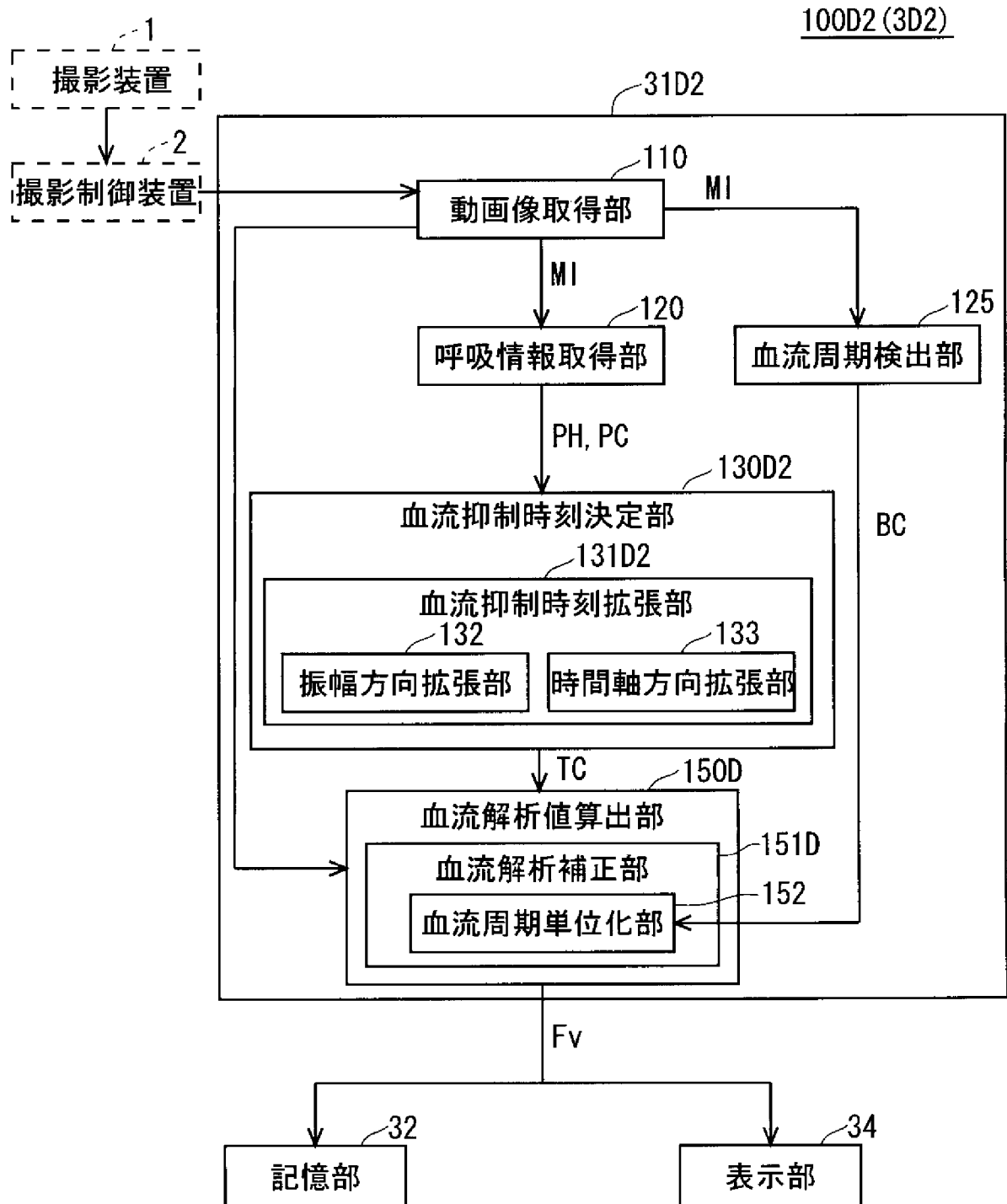
[図26]



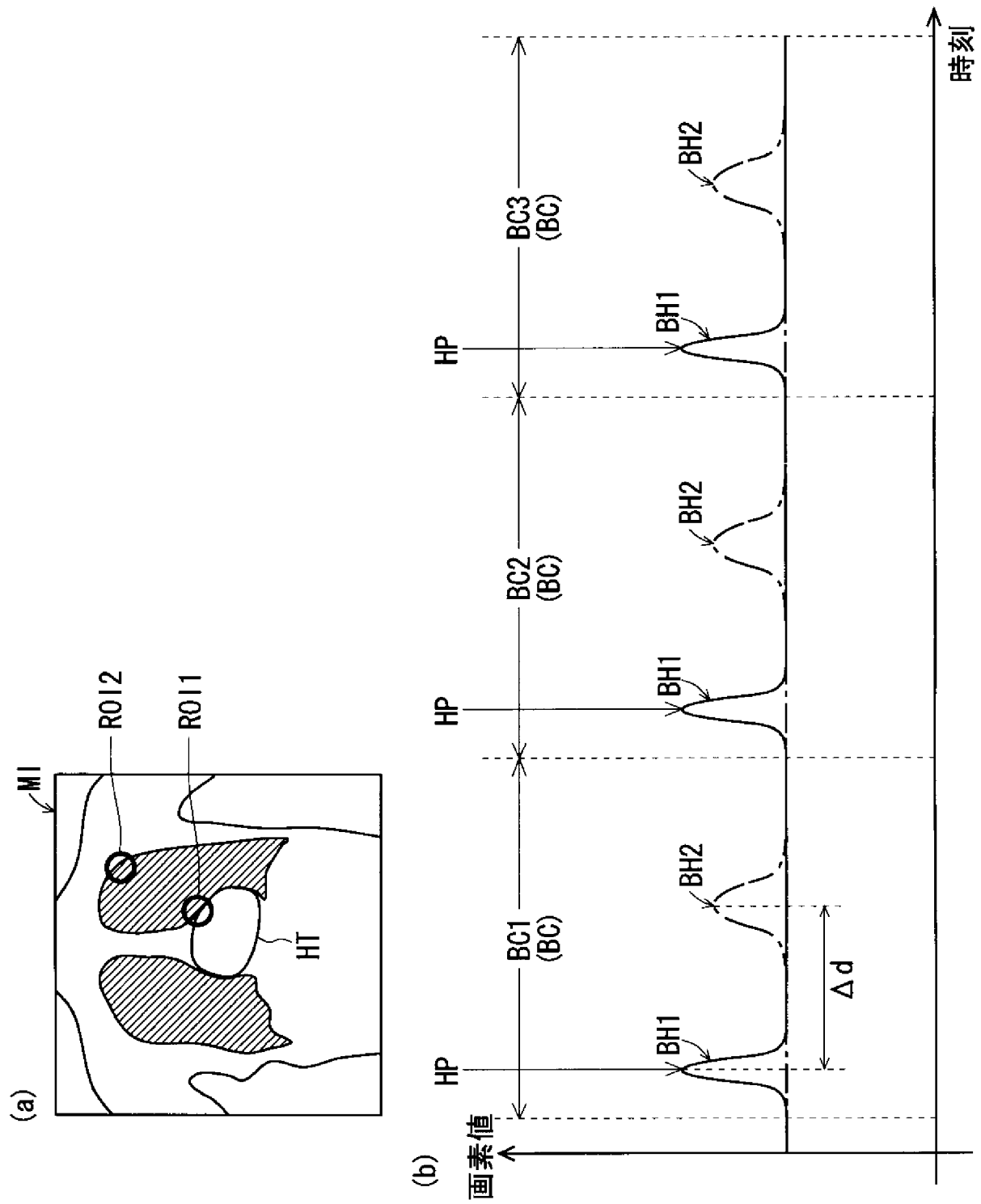
[図27]



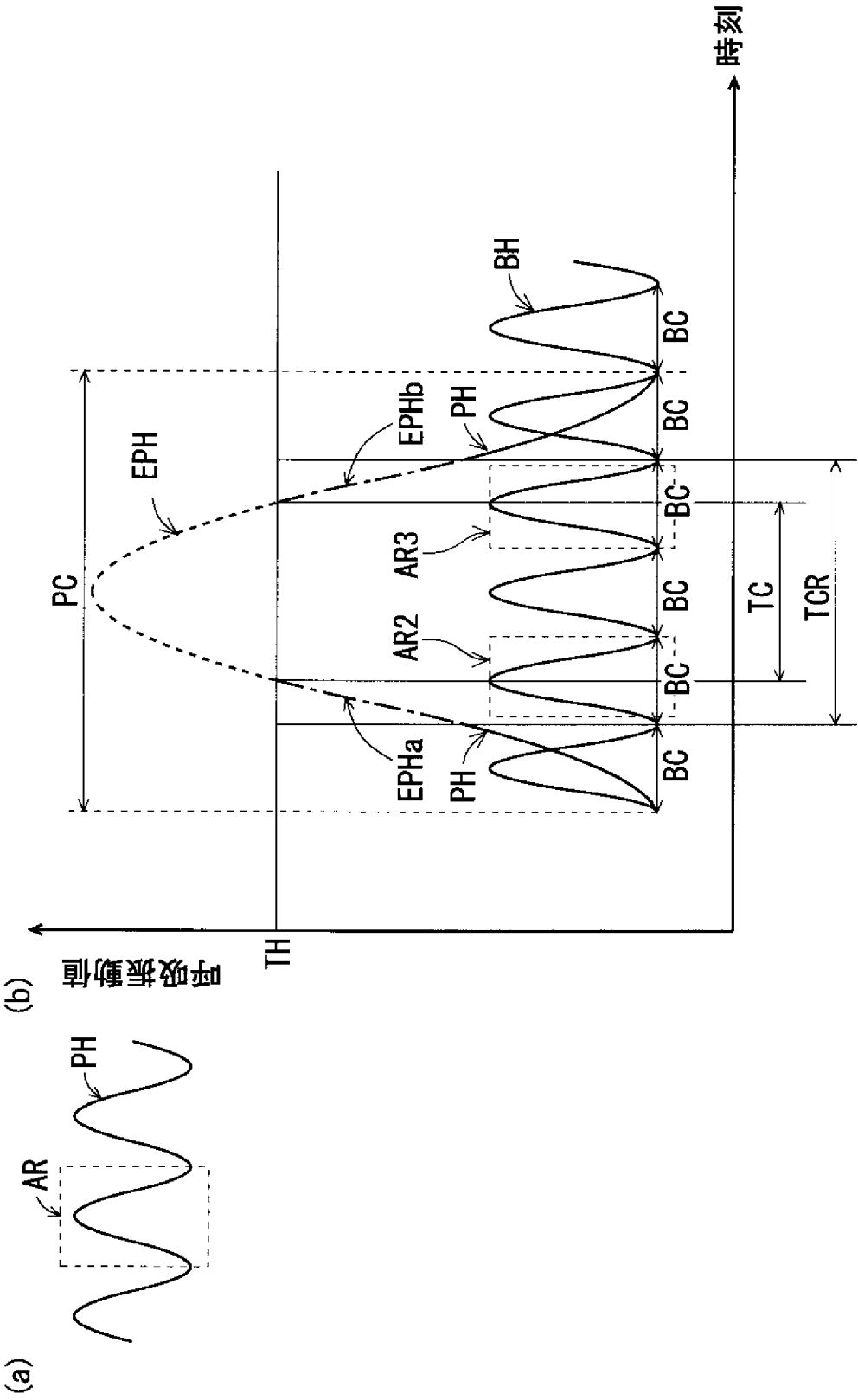
[図28]



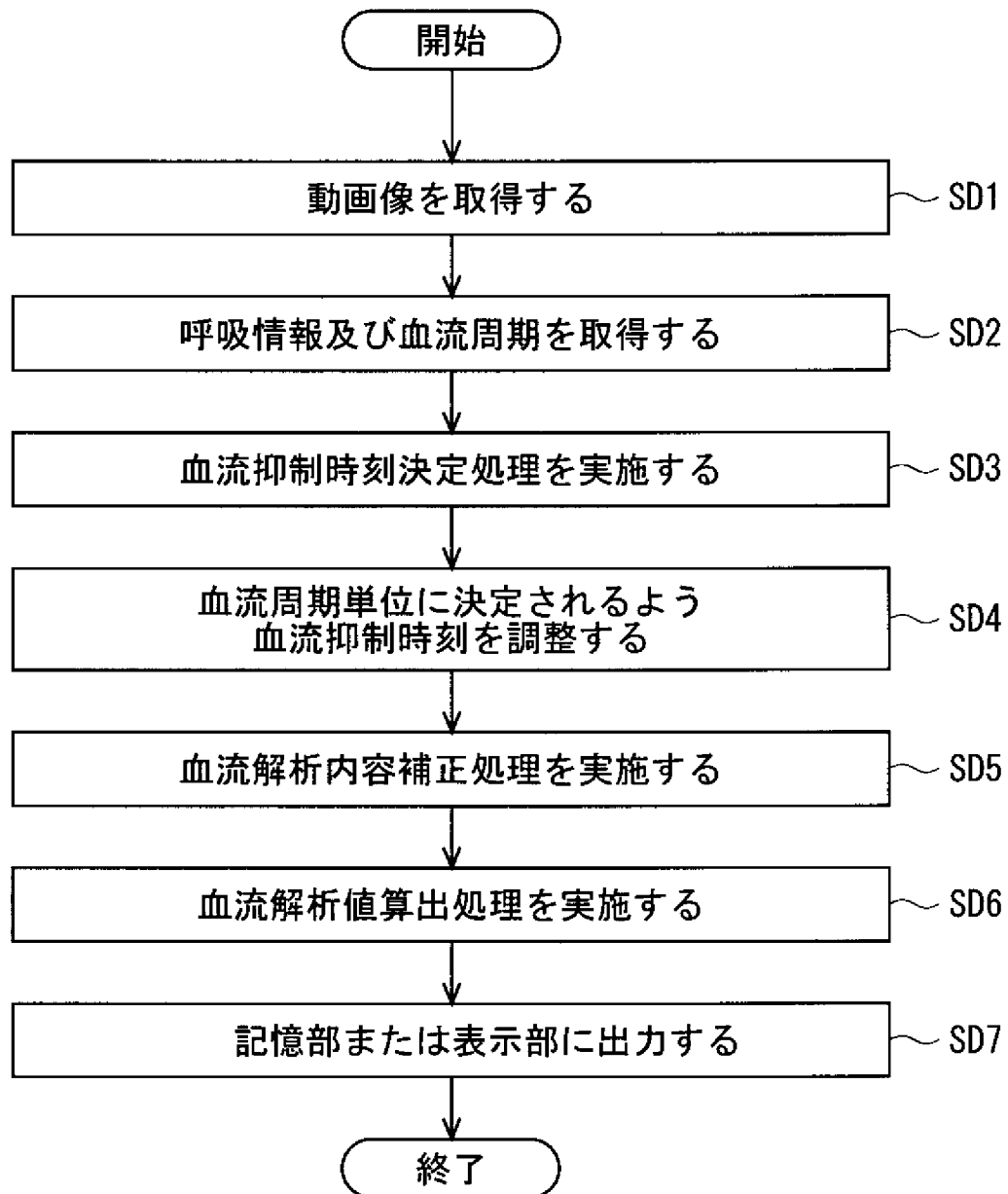
[図29]



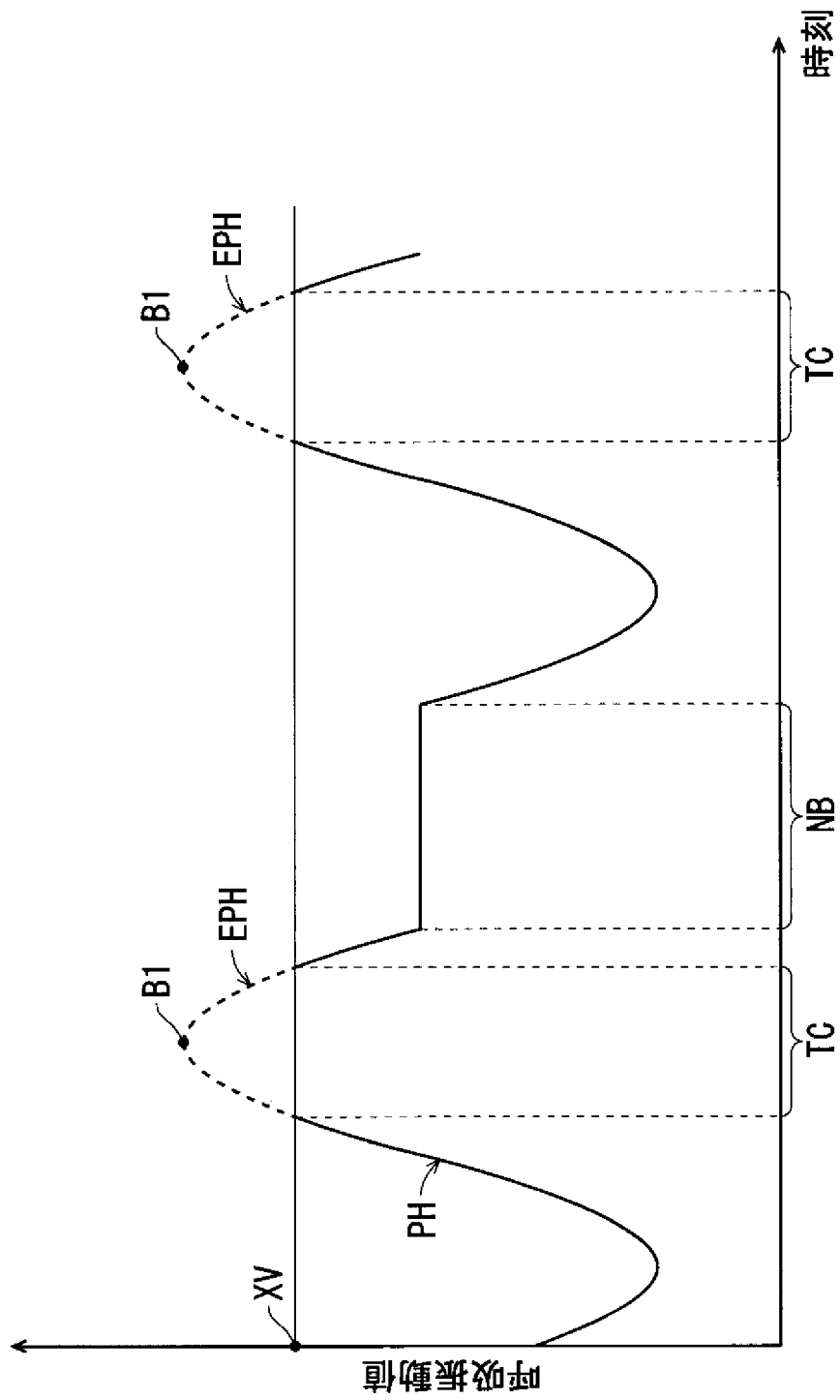
[図30]



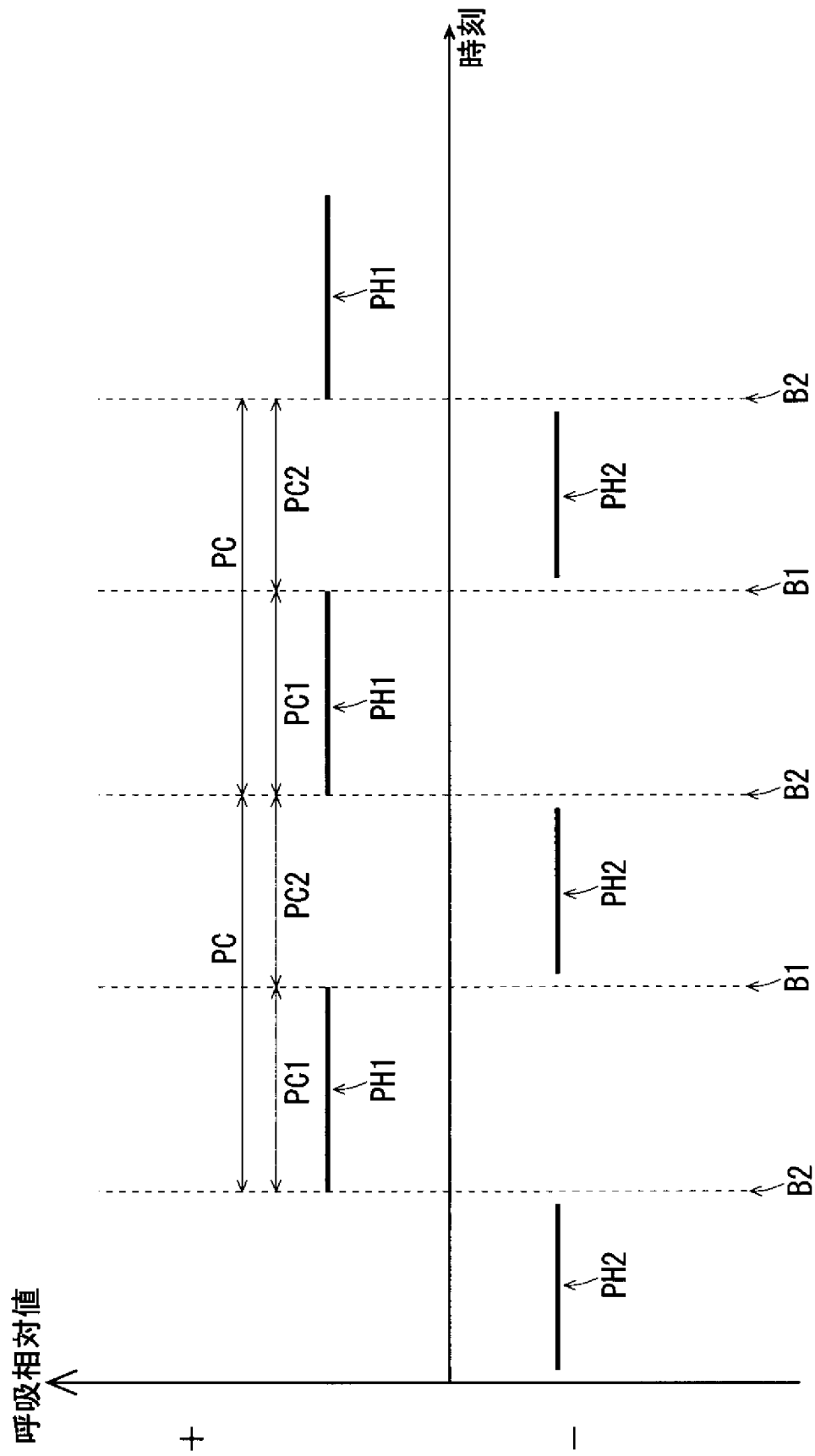
[図31]



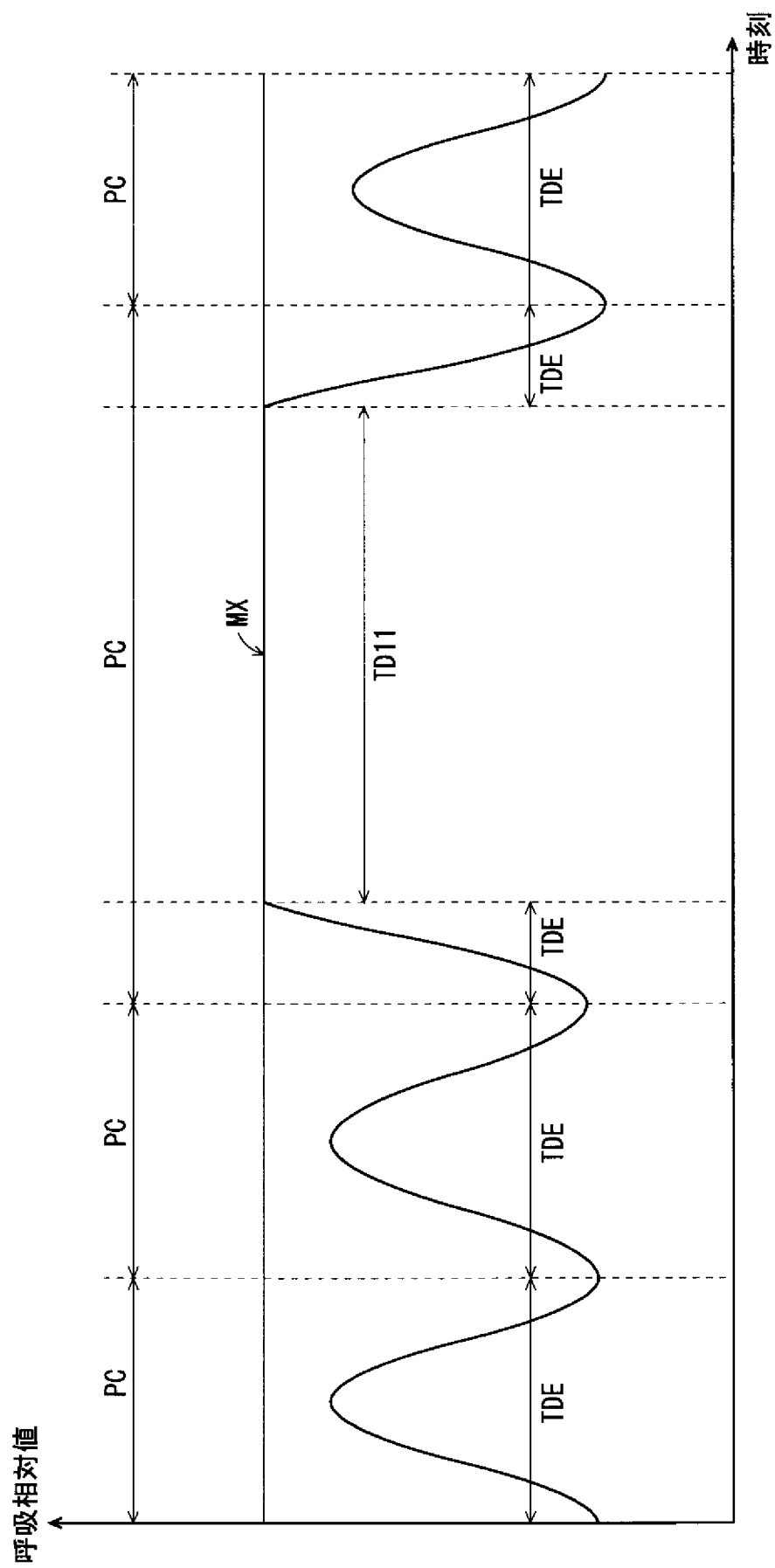
[図32]



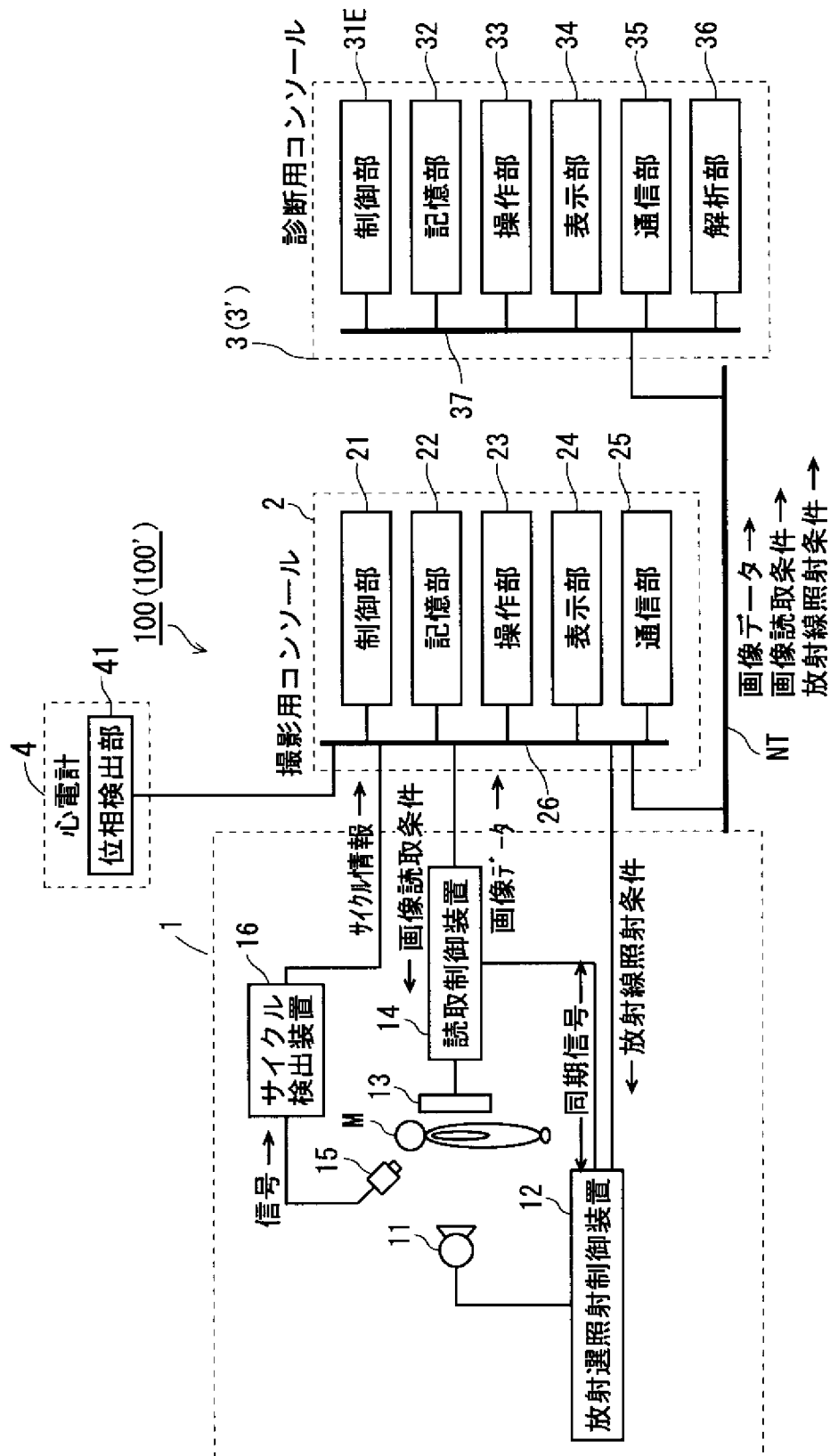
[図33]



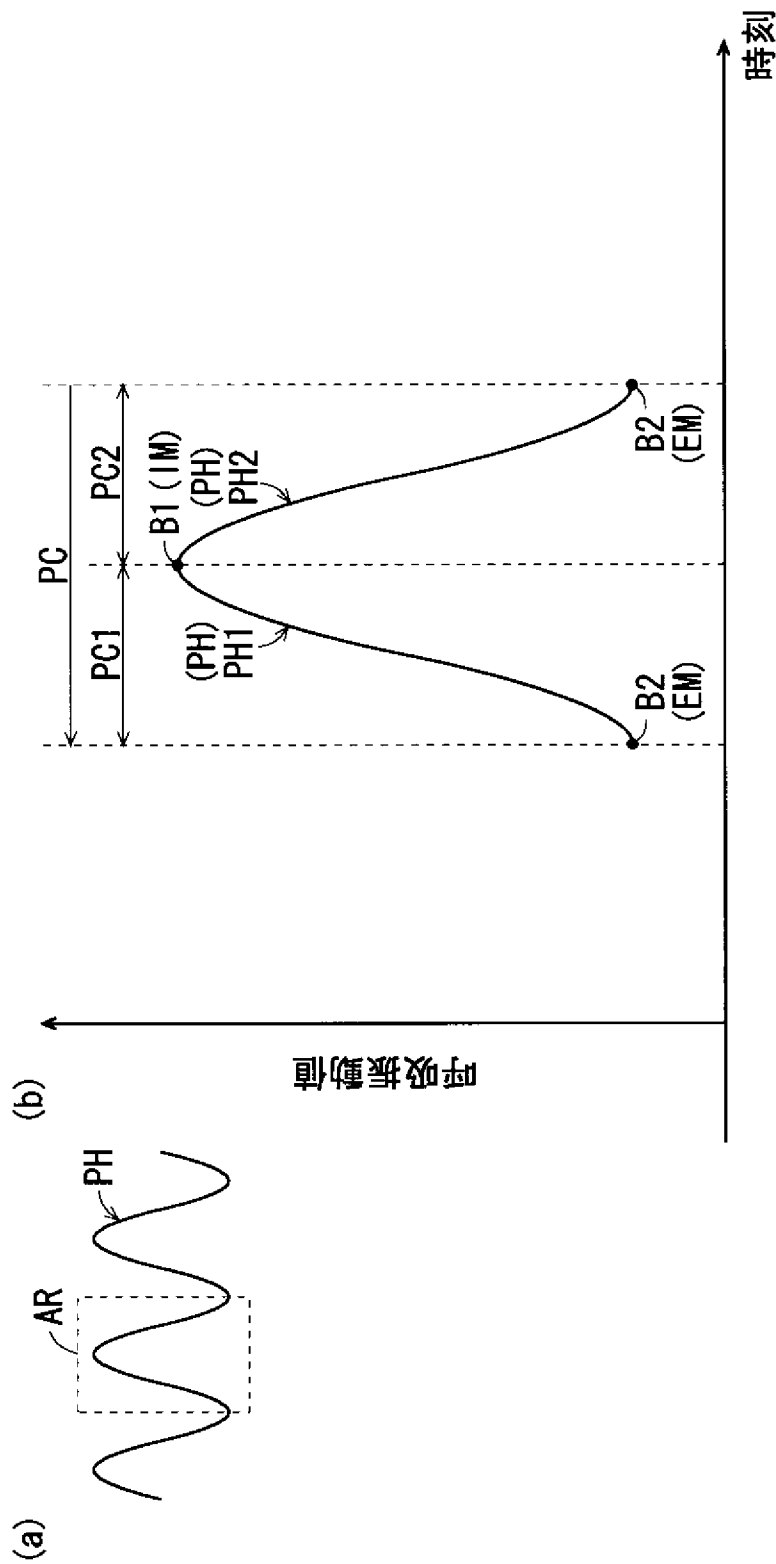
[图34]



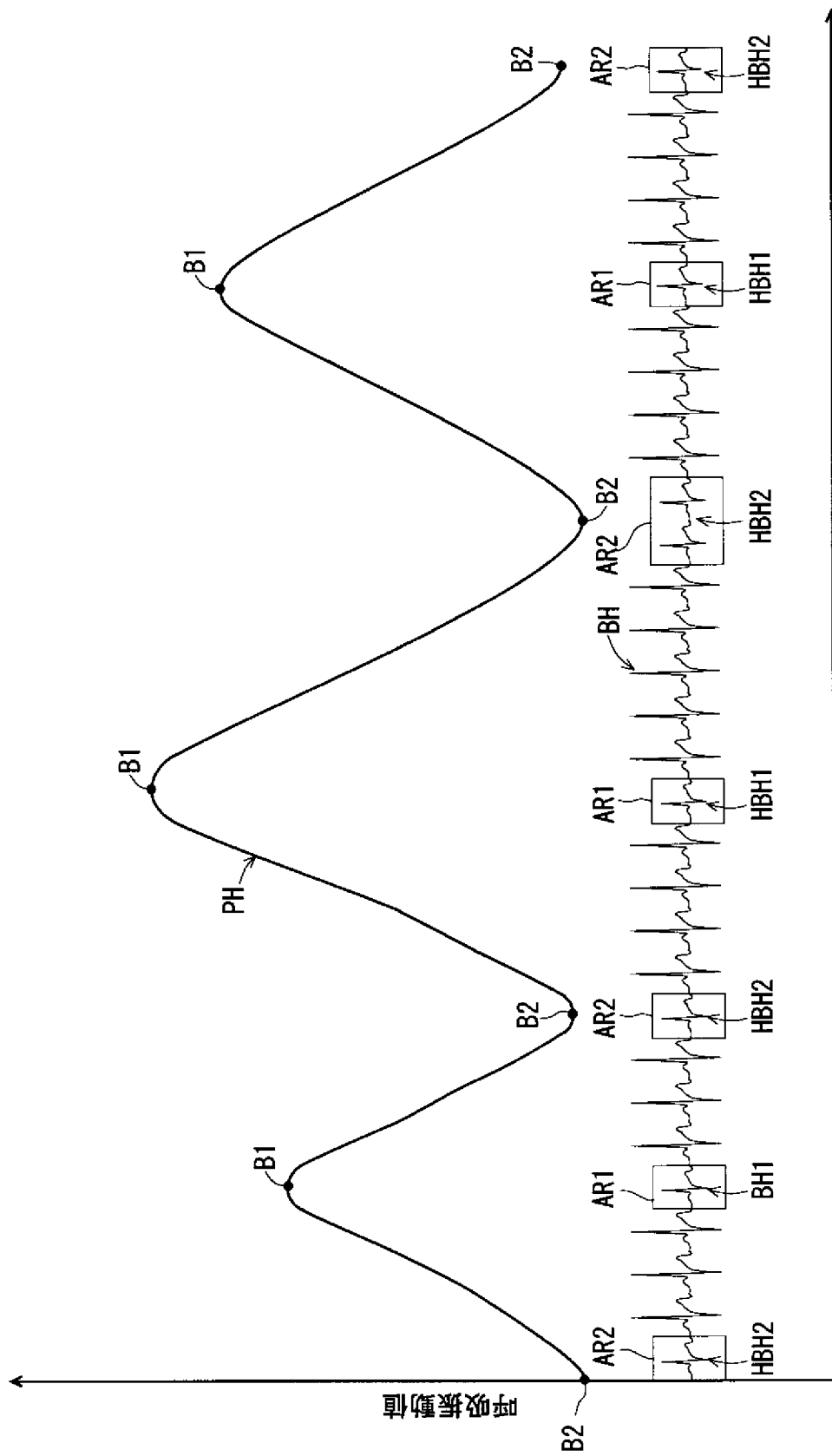
[図35]



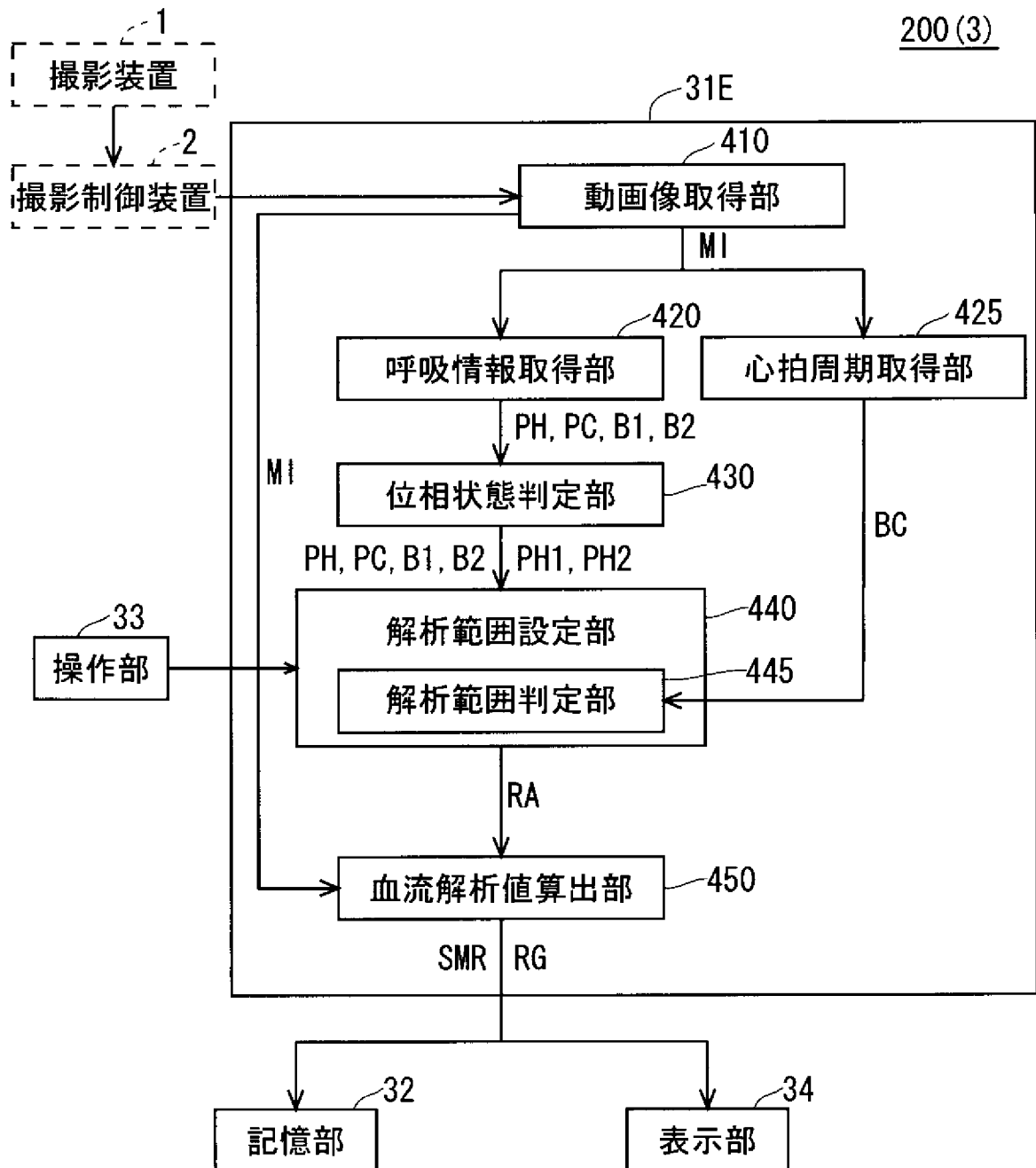
[図36]



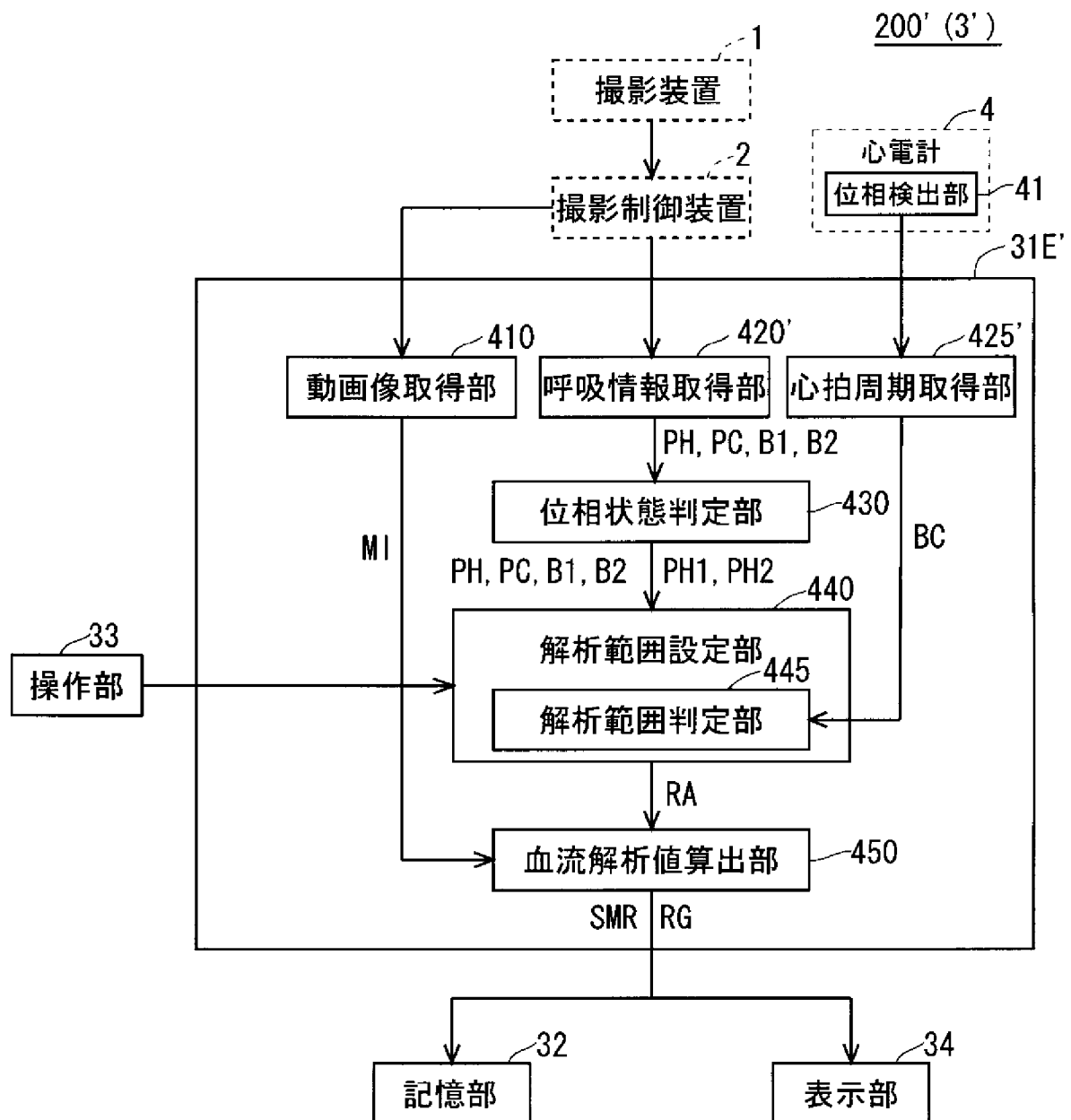
[図37]



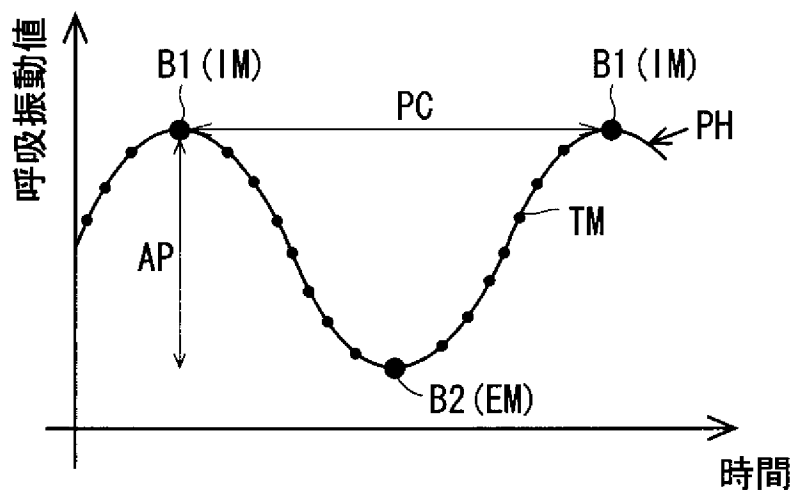
[図38]



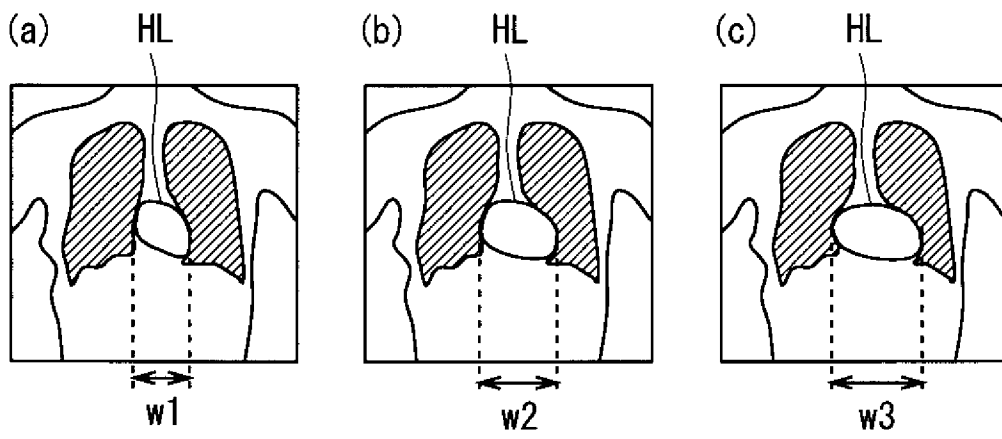
[図39]



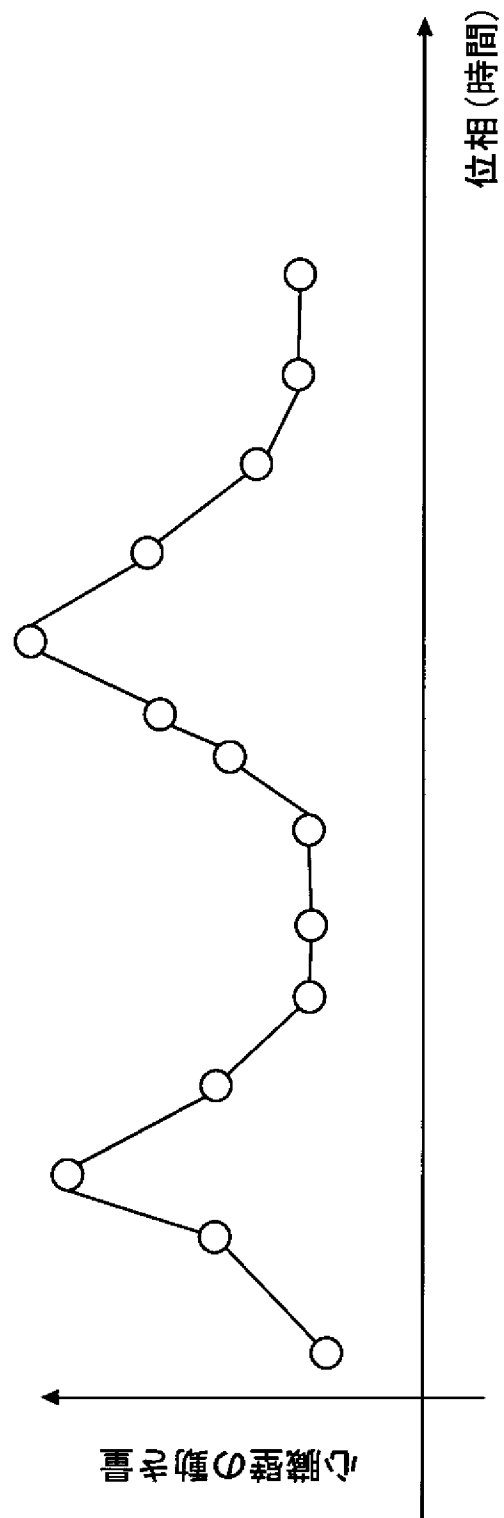
[図40]



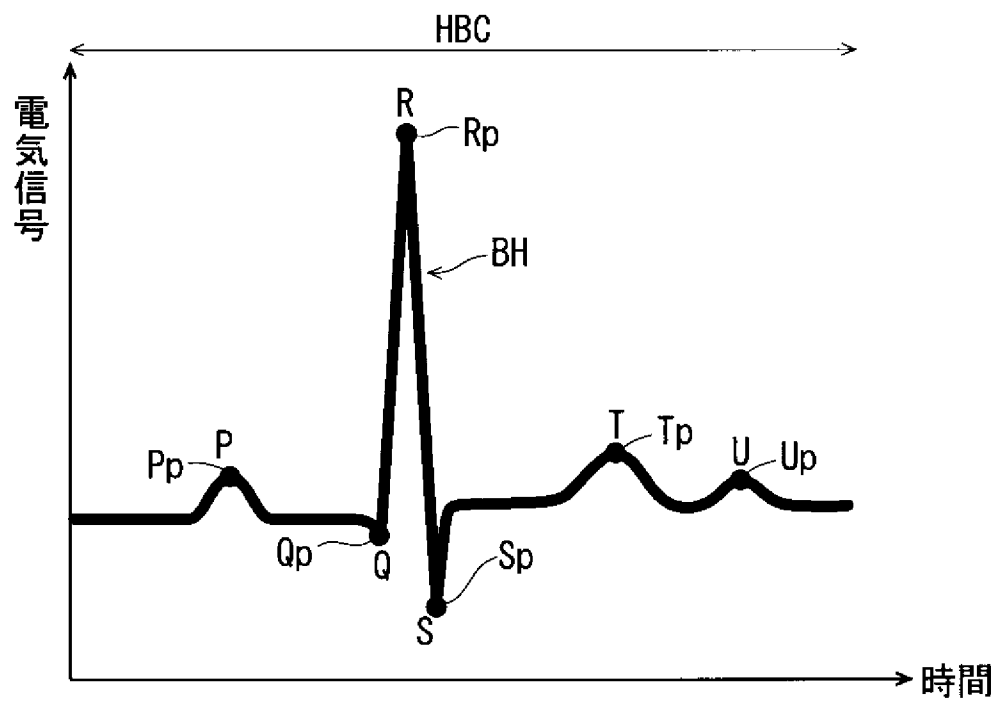
[図41]



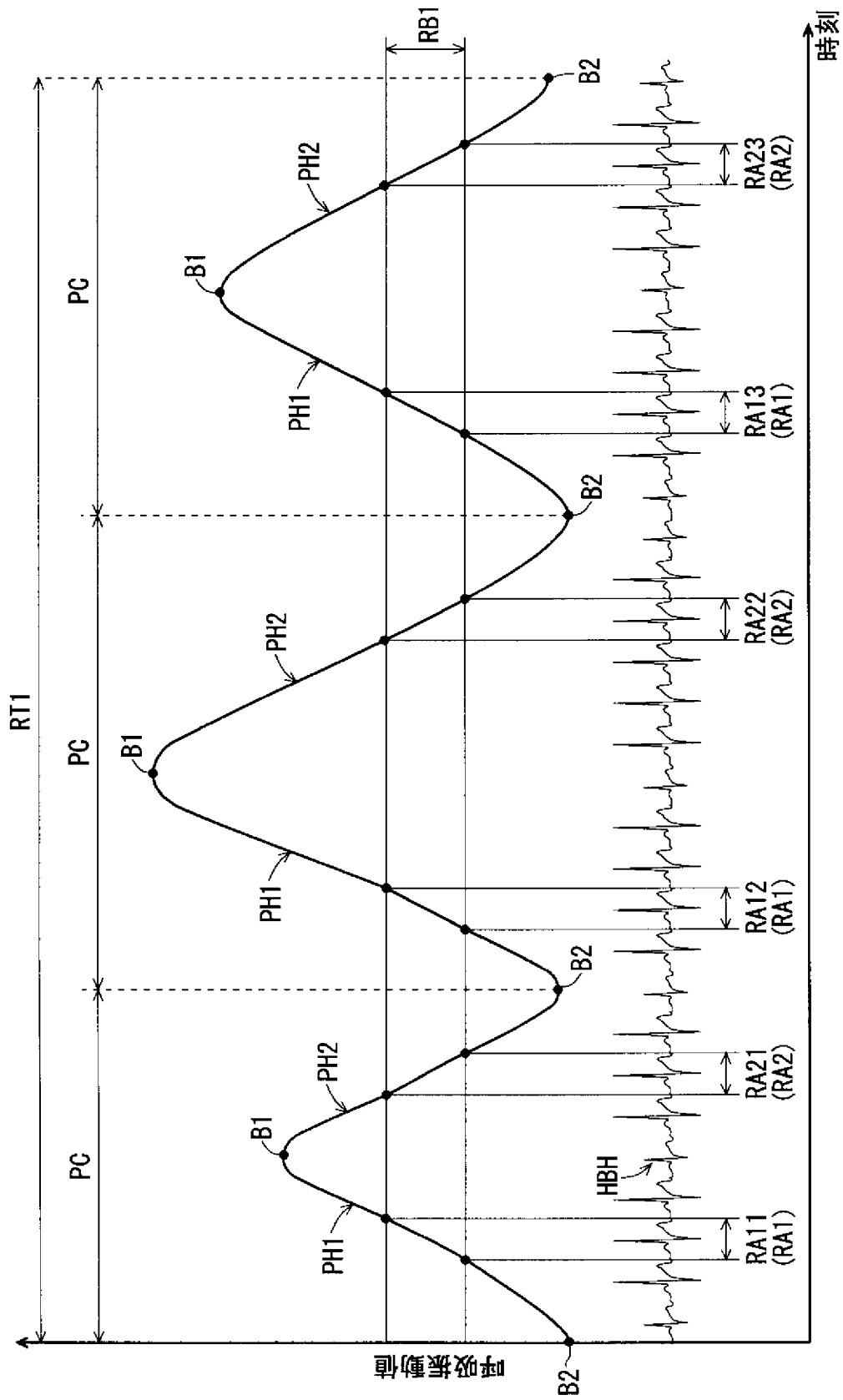
[図42]



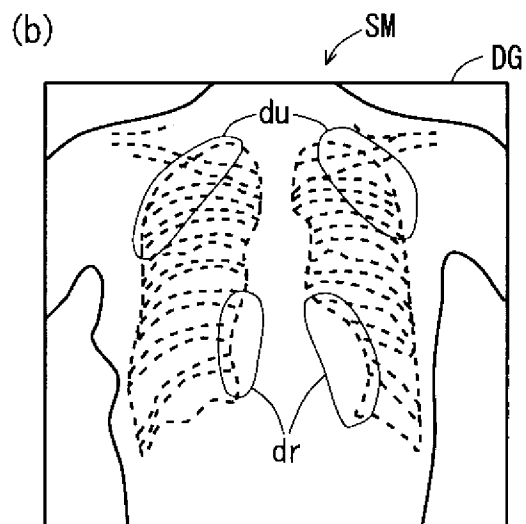
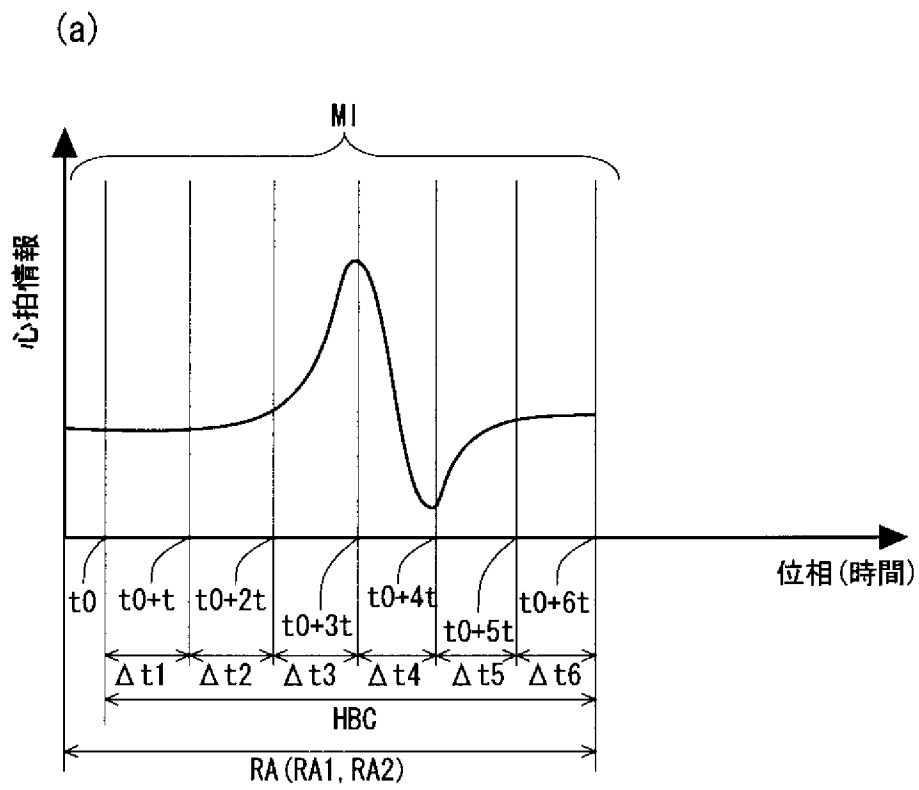
[図43]



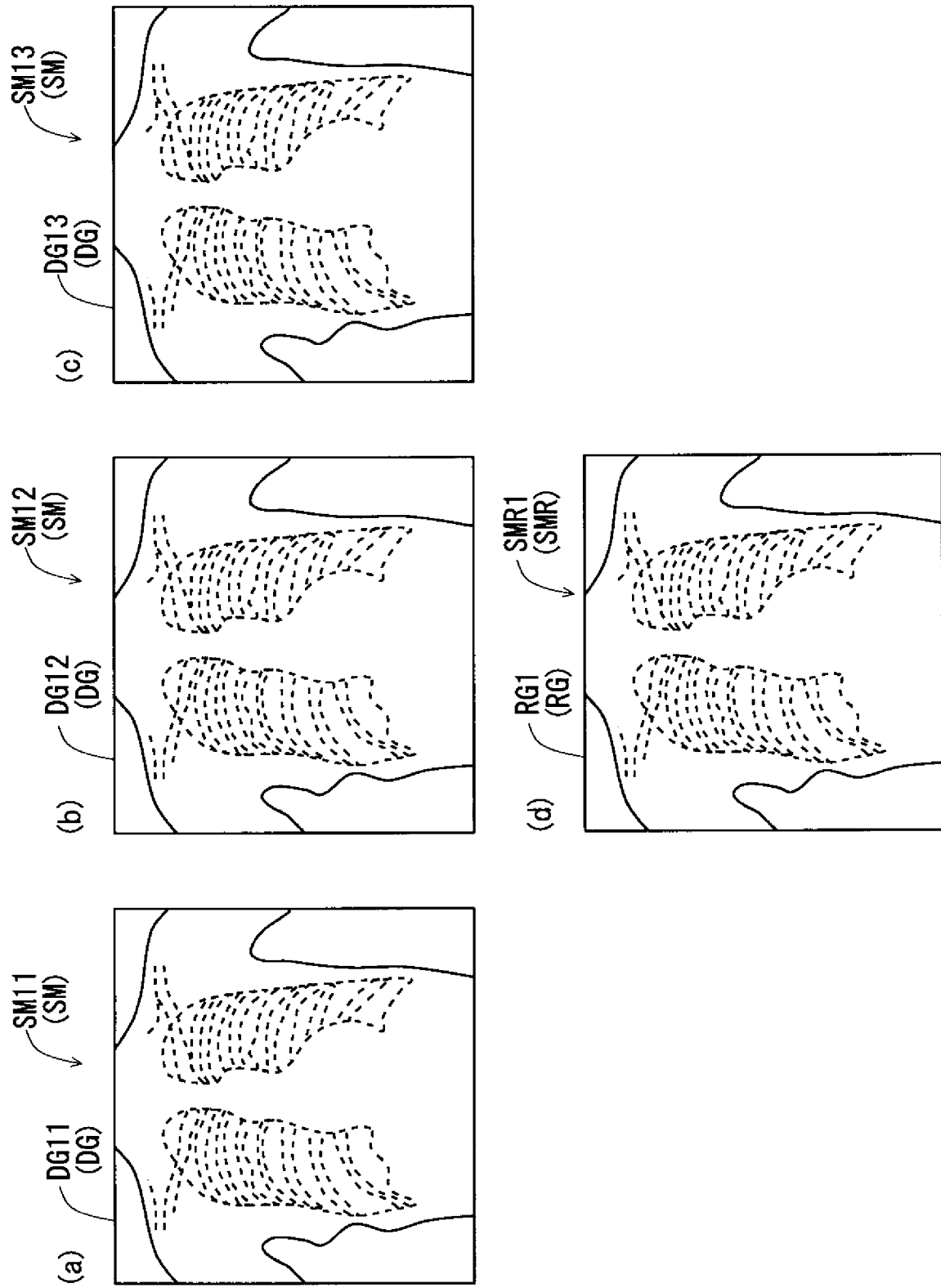
[図44]



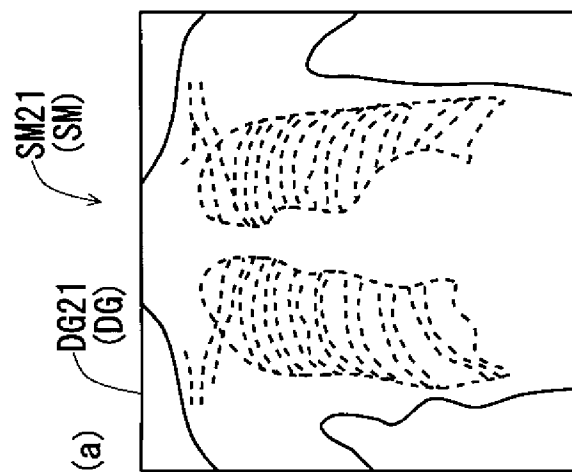
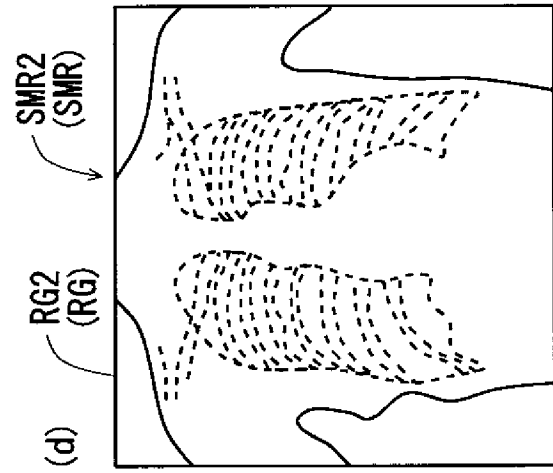
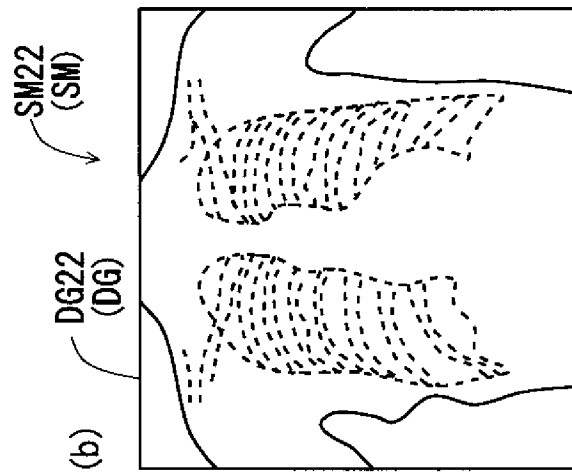
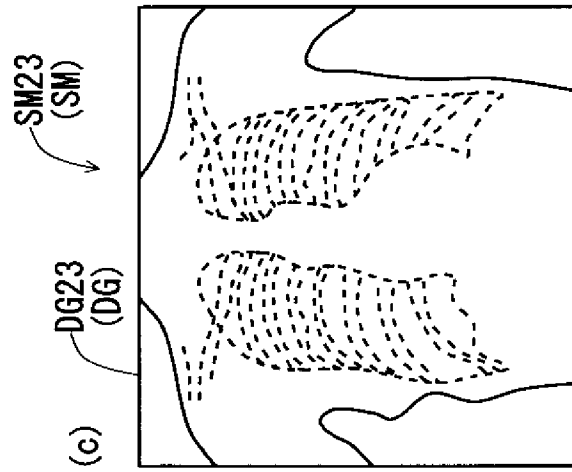
[図47]



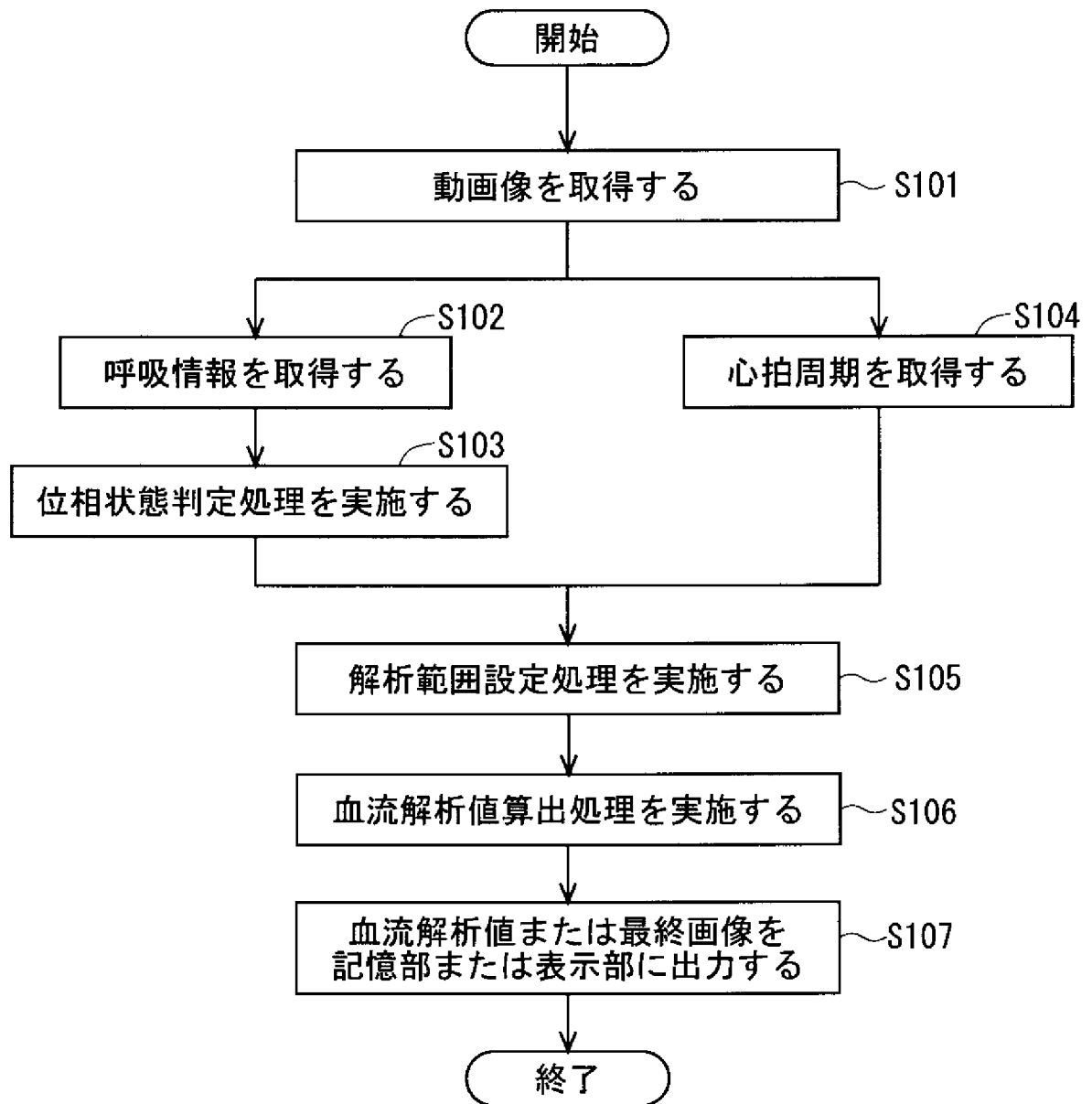
[図48]



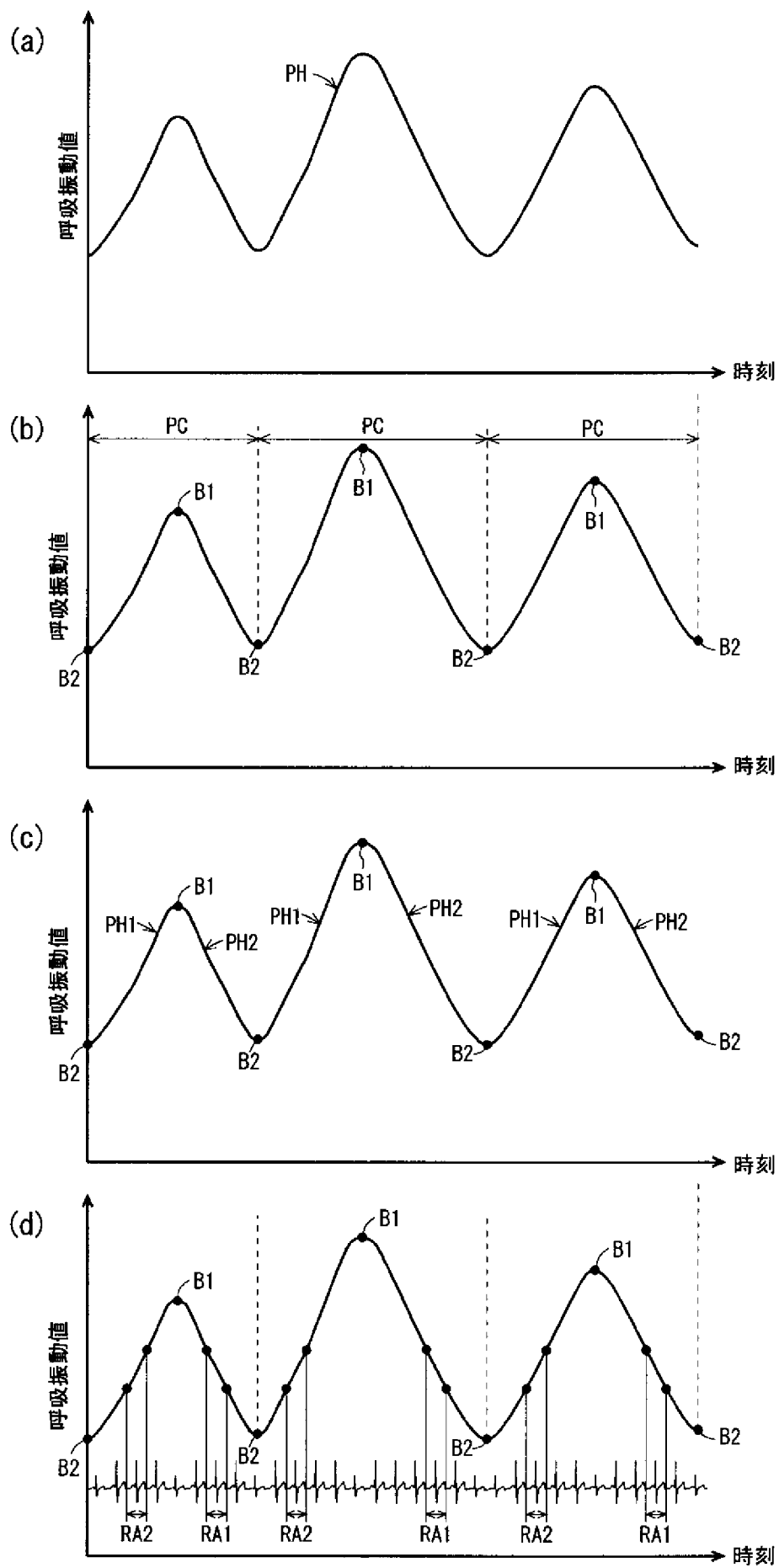
[図49]



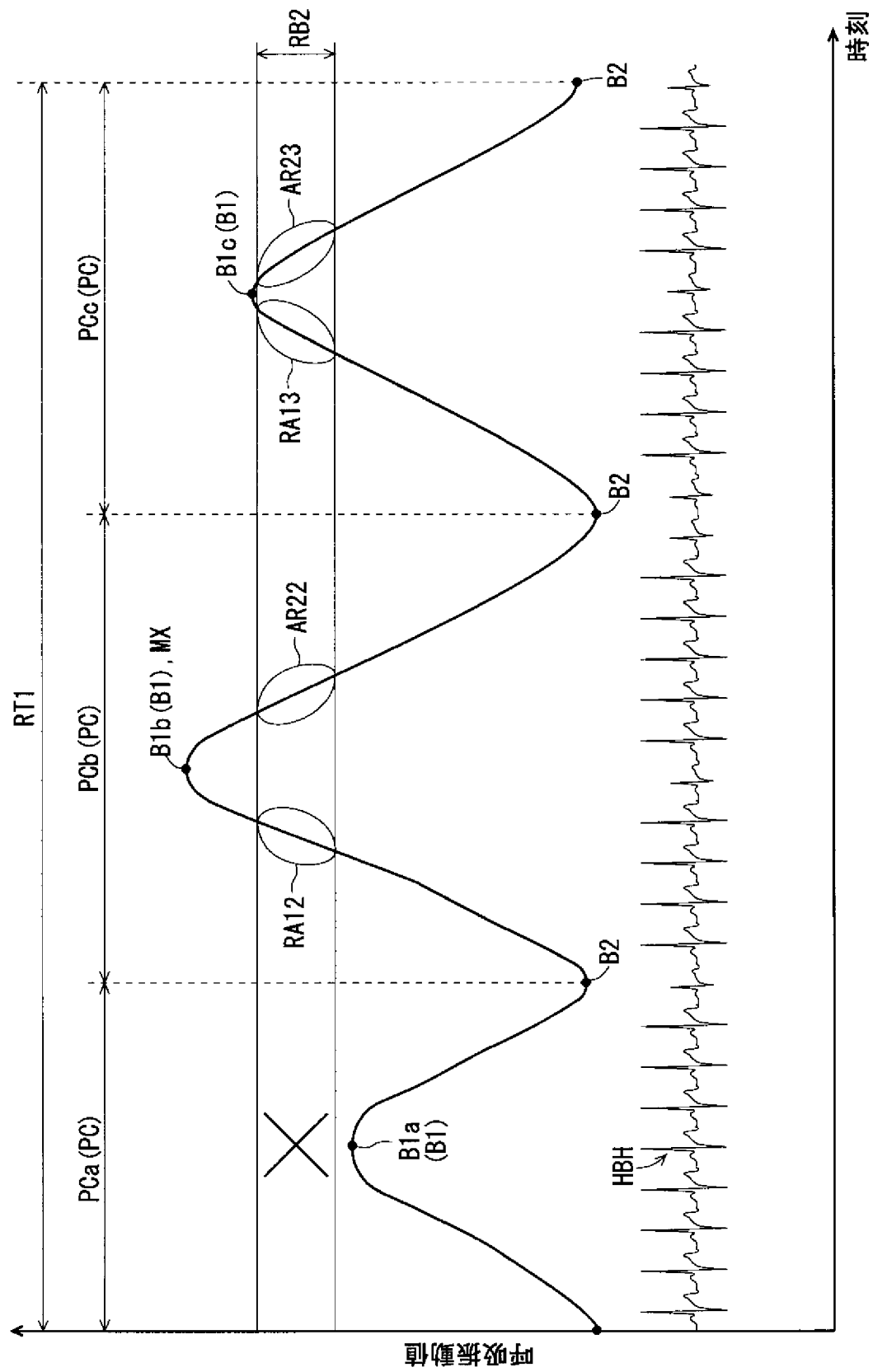
[図50]



[図51]



[図53]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082548

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)

A61B5/055, 6/00-6/14

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-110399 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 14 June 2012 (14.06.2012), paragraphs [0070] to [0074] (Family: none)	1-29
A	JP 2009-291313 A (Toshiba Corp.), 17 December 2009 (17.12.2009), abstract (Family: none)	1-29
A	JP 2004-201730 A (Hitachi, Ltd.), 22 July 2004 (22.07.2004), paragraph [0014] (Family: none)	1-29

☒ 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
20 December, 2013 (20.12.13)

Date of mailing of the international search report
07 January, 2014 (07.01.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/082548

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	WO 2013/141067 A1 (Konica Minolta, Inc.), 26 September 2013 (26.09.2013), abstract (Family: none)	1-29

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. A61B5/055, 6/00-6/14

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	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 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-110399 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2012.06.14, 【0070】～【0074】（ファミリーなし）	1-29
A	JP 2009-291313 A（株式会社東芝）2009.12.17, 要約（ファミリーなし）	1-29
A	JP 2004-201730 A（株式会社日立製作所）2004.07.22, 【0014】（ファミリーなし）	1-29

☒ 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

2 0 . 1 2 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 1 . 2 0 1 4

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）

杉田 翠

2 Q

3 8 1 1

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 請求項の番号
P, A	WO 2013/141067 A1 (コニカミノルタ株式会社) 2013. 09. 26, 要約 (ファミリーなし)	1-29