

(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
2017年9月21日(21.09.2017)



(10) 国際公開番号

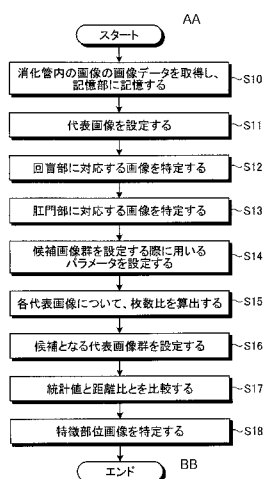
WO 2017/158901 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/081731
- (22) 国際出願日: 2016年10月26日(26.10.2016)
- (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 2016-056251 2016年3月18日(18.03.2016) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 猪股 亮 (INOMATA, Ryo); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING DEVICE OPERATION METHOD, AND IMAGE PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム

【図3】



S10 Obtain image data of images within digestive tract, and store image data in storage unit
S11 Set representative image
S12 Identify image corresponding to ileocecal portion
S13 Identify image corresponding to anal portion
S14 Set parameter to be used when setting candidate image group
S15 Calculate number ratio for each representative image
S16 Set representative image group to be candidate
S17 Compare statistic value and distance ratio
S18 Identify characteristic portion image
AA Start
BB End

(57) Abstract: This image processing device is provided with: a representative image setting unit for setting representative images representing a group of images taken by a capsule type endoscope introduced within a digestive tract of a test subject; and a distance ratio calculation unit for allocating a count to each of the representative images included in a predetermined segment of the digestive tract, and calculating, for each of the representative images, a ratio of the length between the start position of the segment and the representative image with respect to the total length of the segment, on the basis of the count and the total number of the representative images included in the segment. Thereby provided is an image processing device that can identify the site within the digestive tract where each obtained image has been taken, and moreover identify an image corresponding to a characteristic site from a group of images taken within the digestive tract.

(57) 要約: 画像処理装置は、被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定部と、前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出部と、を備える。これにより、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：

画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、カプセル型内視鏡が被検体の消化管内を時系列順に撮像することにより取得した一連の画像群を用いて、被検体の診断を行う技術が知られている。

[0003] この技術では、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかについては、医師等のユーザが目視により判断する。例えば、大腸の診断を行う際には、ユーザが目視により判別しやすい特徴部位（回盲部、肝湾曲、脾湾曲）に対応する画像を設定し、回盲部と肝湾曲との間が上行結腸、肝湾曲と脾湾曲との間が横行結腸、脾湾曲以降が下行結腸であると判断していた。

[0004] 特許文献 1 には、ユーザが、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを把握するのを補助するため、各画像が撮像された大まかな位置を表示する位置マーカを表示部に表示させる内視鏡システムが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特許第 5 2 4 8 8 3 4 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献 1 には、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定する手段は開示されていない。また、特徴

部位に対応する画像を特定する手段も開示されていない。従って、特許文献 1 の技術を用いたとしても、ユーザが各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定する、あるいは、特徴部位に対応する画像を目視により特定するのに、多大な時間を要するという課題があった。

[0007] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム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

[0008] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る画像処理装置は、被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定部と、前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出部と、を備えることを特徴とする。

[0009] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比率に基づいて、前記代表画像の中から前記消化管の特徴部位を撮像した少なくとも 1 つの特徴部位画像を特定する特定部をさらに備えることを特徴とする。

[0010] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記消化管内における特徴部位の位置に関するパラメータと、前記比率とを前記代表画像ごとに比較する比較部をさらに備え、前記特定部は、前記比較部の比較結果に基づいて、少なくとも 1 つの前記代表画像を前記特徴部位画像として特定することを特徴とする。

[0011] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記比率が、前記パラメータに基づいて定められた、前記区間の一

部区間に含まれる前記代表画像の集合である候補画像群を設定する候補画像群設定部をさらに備え、前記特定部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータと前記比率とが合致する、又は、前記パラメータと前記比率が近い値を有する少なくとも1つの前記代表画像を前記候補画像群の中から前記特徴部位画像として特定することを特徴とする。

[0012] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の位置を記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、前記位置に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0013] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部は、前記位置の変化量と所定の閾値とを比較し、前記特徴部位画像は、前記被検体の左右方向の前記位置の変化量が所定の閾値より大きい値を有し、かつ、前記被検体の上下方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、前記被検体の前後方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有する前記代表画像、又は、前記被検体の左右方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、前記被検体の上下方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、前記被検体の前後方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有する前記代表画像、であることを特徴とする。

[0014] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の姿勢を記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、前記姿勢に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0015] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部は、前記姿勢のうち前記カプセル型内視鏡の仰角と所定の閾値とを比較し、前記特徴部位画像は、前記仰角が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像であることを特徴とする。

[0016] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像

された時の電波受信強度を画像ごとに記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、前記電波受信強度に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0017] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記記憶部は、前記画像群の各画像が撮像された時の第1の電波受信強度と第2の電波受信強度とを記憶し、前記第1の電波受信強度と前記第2の電波受信強度との相関値を算出する相関算出部をさらに備え、前記特定部は、前記候補画像群の中から、前記相関算出部が算出した前記相関値が最も小さい値を有する前記代表画像を前記特徴部位画像として特定することを特徴とする。

[0018] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の加速度を記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、前記加速度に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0019] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部は、前記加速度のうち前記被検体の左右方向の前記加速度と所定の閾値とを比較し、前記特徴部位画像は、前記左右方向の前記加速度が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、又は、前記左右方向の前記加速度が所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、であることを特徴とする。

[0020] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像された時のフレームレートを記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、前記フレームレートに基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0021] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部は、前記フレームレートと所定の閾値とを比較し、前記特徴部位画像は、前記フレームレートが所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、又は、前記フレームレートが所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、であることを特徴とする。

[0022] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群の各画像が撮像

された時刻を記憶する記憶部をさらに備え、前記特定部は、各画像間の前記時刻の間隔に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする。

[0023] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記比較部は、前記各画像間の前記時刻の間隔と所定の閾値とを比較し、前記特徴部位画像は、前記各画像間の前記時刻の間隔が所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、又は、前記各画像間の前記時刻の間隔が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、であることを特徴とする。

[0024] また、本発明の一態様に係る画像処理装置は、前記画像群から選択された選択画像と、前記消化管の構成図とを表示する表示部に対して、前記構成図上における前記比率に基づいた前記選択画像に対応する位置を表す指標を表示させる表示制御部をさらに備えることを特徴とする。

[0025] また、本発明の一態様に係る画像処理装置の作動方法は、被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定ステップと、前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出ステップと、を含むことを特徴とする。

[0026] また、本発明の一態様に係る画像処理プログラムは、被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定ステップと、前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0027] 本発明によれば、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラムを実現することができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]図1は、実施の形態1に係る画像処理装置を示すブロック図である。

[図2]図2は、被検体の消化管における大腸部分の構造を表す模式図である。

[図3]図3は、実施の形態1に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図4]図4は、時系列順に並べられた一連の消化管内の画像を示す模式図である。

[図5]図5は、回盲部から各代表画像までの距離比を示す模式図である。

[図6]図6は、肝湾曲に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群、及び肝湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。

[図7]図7は、脾湾曲に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群、及び脾湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。

[図8]図8は、実施の形態1の変形例に係る画像処理装置が特定する肝湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。

[図9]図9は、実施の形態1の変形例に係る画像処理装置が特定する脾湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。

[図10]図10は、実施の形態2に係る画像処理装置を示すブロック図である。

[図11]図11は、実施の形態2に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図12]図12は、大腸におけるカプセル型内視鏡の動きを表す模式図である。

[図13]図13は、大腸におけるカプセル型内視鏡の位置の時間変化を表す図である。

[図14]図14は、大腸におけるカプセル型内視鏡の位置の変化量を表す図である。

[図15]図15は、大腸におけるカプセル型内視鏡の仰角の時間変化を表す図である。

[図16]図16は、実施の形態3に係る画像処理装置を示すブロック図である。

[図17]図17は、実施の形態3に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図18]図18は、図16に示す特定部が実行する特徴部位画像を特定する処理を示すフローチャートである。

[図19]図19は、第1のアンテナの正規化した電波受信強度を表す図である。

[図20]図20は、第2のアンテナの正規化した電波受信強度を表す図である。

[図21]図21は、2つのアンテナの電波受信強度の相関係数を表す図である。

[図22]図22は、アンテナの他の配置例を示す図である。

[図23]図23は、実施の形態4に係る画像処理装置を示すブロック図である。

[図24]図24は、実施の形態4に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図25]図25は、大腸におけるカプセル型内視鏡のX軸方向の加速度を表す図である。

[図26]図26は、カプセル型内視鏡の累積撮像画像枚数の時間変化を表す図である。

[図27]図27は、カプセル型内視鏡の撮像時間間隔の時間変化を表す図である。

[図28]図28は、実施の形態5に係る画像処理装置を示すブロック図である。

。

[図29]図 2 9 は、部位分類部の動作を説明するための図である。

[図30]図 3 0 は、部位分類部の動作を説明するための図である。

[図31]図 3 1 は、部位分類部の動作を説明するための図である。

[図32]図 3 2 は、選択画像が上行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。

[図33]図 3 3 は、選択画像が横行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。

[図34]図 3 4 は、選択画像が下行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。

[図35]図 3 5 は、実施の形態 6 に係る画像処理装置を示すブロック図である。

[図36]図 3 6 は、被検体の消化管における小腸及び大腸部分の構造を表す模式図である。

[図37]図 3 7 は、回盲部から各画像までの距離比を示す模式図である。

[図38]図 3 8 は、回盲部から各画像までの距離比を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0029] 以下に、図面を参照して本発明に係る画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラムの実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。本発明は、カプセル型内視鏡に用いる画像処理装置、画像処理装置の作動方法、及び画像処理プログラム一般に適用することができる。

[0030] また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

[0031] (実施の形態 1)

図 1 は、実施の形態 1 に係る画像処理装置を示すブロック図である。実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 は、被検体の消化管内をカプセル型内視鏡により順次撮像することにより取得された一連の画像群から、予め定められた区間の画像を抜き出し、その区間内の特徴的な部位（特徴部位）に対応する特徴部位画像を簡単に特定することができる機能を有する。

[0032] 予め定められた区間が大腸である場合、特徴部位は、肝湾曲や脾湾曲に対応する。図 2 は、被検体の消化管における大腸部分の構造を表す模式図である。図 2 に示すように、被検体の消化管における大腸部分は、内容物が進行する方向に沿って、回腸と盲腸との境界である回盲部 A 1 と、盲腸から被検体の上方（頭側）に向かって延在する上行結腸 A 2 と、湾曲部である肝湾曲 A 3 と、被検体の左右方向に延在する横行結腸 A 4 と、湾曲部である脾湾曲 A 5 と、被検体の下方（脚側）に向かって延在する下行結腸 A 6 と、大腸の出口である肛門部 A 7 とからなる。画像処理装置 1 は、消化管内の画像群の中から肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する画像を簡単に特定することができる機能を有する。

[0033] 図 1 に戻り、画像処理装置 1 は、該画像処理装置 1 全体の動作を制御する制御部 10 と、カプセル型内視鏡（図示しない）により撮像された被検体の消化管内の画像データを取得する画像取得部 20 と、外部からの操作に応じた信号を制御部 10 に入力する入力部 30 と、画像取得部 20 によって取得された画像データや種々のプログラムを格納する記憶部 50 と、画像データに対して所定の画像処理を実行する演算部 100 と、を備え、画像処理装置 1 に接続された表示部 40 に、各種情報や画像を表示させる。

[0034] 制御部 10 は、CPU（Central Processing Unit）等のハードウェアによって実現され、記憶部 50 に記録された各種プログラムを読み込むことにより、画像取得部 20 から入力される画像データや入力部 30 から入力される信号等に従って、画像処理装置 1 を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置 1 全体の動作を統括的に制御する。

- [0035] 画像取得部20は、被検体内を撮像するカプセル型内視鏡を含むシステムの態様に応じて適宜構成される。例えば、カプセル型内視鏡との間の画像データの受け渡しに可搬型の記録媒体が使用される場合、画像取得部20は、この記録媒体を着脱自在に装着し、記録された画像の画像データを読み出すリーダ装置で構成される。また、カプセル型内視鏡によって撮像された画像の画像データを保存しておくサーバを設置する場合、画像取得部20、サーバと接続される通信装置等で構成され、サーバとデータ通信を行って画像データを取得する。
- [0036] 入力部30は、例えばキーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の入力デバイスによって実現され、これらの入力デバイスに対する外部からの操作に応じて発生させた入力信号を制御部10に出力する。
- [0037] 記憶部50は、更新記録可能なフラッシュメモリ等のROM (Read Only Memory) やRAM (Random Access Memory) といった各種ICメモリ、内蔵若しくはデータ通信端子で接続されたハードディスク、又は、CD-ROM等の情報記録装置及びその読取装置等によって実現される。記憶部50は、画像取得部20によって取得された消化管内画像の画像データその他、画像処理装置1を動作させるとともに、種々の機能を画像処理装置1に実行させるためのプログラムや、このプログラムの実行中に使用されるデータ等を格納する。また、記憶部50は、演算部100の各部が演算した結果を記憶する。
- [0038] 演算部100は、CPU等のハードウェアによって実現され、肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定する処理を行う。
- [0039] 次に、演算部100の構成について説明する。図1に示すように、演算部100は、回盲部A1に対応する画像を特定する回盲部特定手段110と、肛門部A7に対応する画像を特定する肛門部特定手段120と、候補画像群を抽出するためのパラメータ（例えば、統計値）を設定するパラメータ設定部130と、画像取得部20が取得した画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定部140と、予め定められた区間（例えば、回盲部A1から

肛門部 A 7 までの間)の全長に対する区間の開始位置から各代表画像までの長さの比率である距離比を代表画像ごとに算出する距離比算出部 150 と、距離比算出部 150 により算出された距離比とパラメータ設定部 130 が設定したパラメータとを比較する比較部 170 と、比較部 170 の比較結果に基づいて、肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像の候補となる候補画像群を設定する候補画像群設定部 160 と、比較部 170 の比較結果に基づいて、候補画像群の中から肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像を特定する特定部 180 と、を備える。

[0040] 回盲部特定手段 110 は、画像群の中から回盲部 A 1 に対応する画像を特定する情報を取得する。まず、医師等のユーザは、表示部 40 に表示された消化管内の画像群の中から回盲部 A 1 に対応する画像を選択し、入力部 30 に所定の入力を行う。そして、回盲部特定手段 110 は、入力部 30 が受け付けた情報を取得し、ユーザが選択した画像を回盲部 A 1 に対応する画像として特定する。これにより、区間の最初の画像（最初の位置）が特定される。なお、回盲部特定手段 110 は、消化管内の画像群に対して画像認識を行い、回盲弁に対応する画像を回盲部 A 1 に対応する画像としてもよい。例えば、カプセル型内視鏡が回盲弁を通過する際には、撮像した画像全体が暗くなるため、画像群の中の画像全体が暗い写真を画像認識により検出すればよい。

[0041] 肛門部特定手段 120 は、画像群の中から肛門部 A 7 に対応する画像を特定する。まず、医師等のユーザは、表示部 40 に表示された消化管内の画像群の中から肛門部 A 7 に対応する画像を選択し、入力部 30 に所定の入力を行う。そして、肛門部特定手段 120 は、入力部 30 が受け付けた情報を取得し、ユーザが選択した画像を肛門部 A 7 に対応する画像として特定する。これにより、区間の最後の画像（最後の位置）が特定される。なお、肛門部特定手段 120 は、消化管内の画像群に対して画像認識を行い、肛門部に対応する画像を肛門部 A 7 に対応する画像としてもよい。例えば、カプセル型内視鏡が肛門部 A 7 から排出され、画像全体が明るくなる前の最後の画像を

画像認識により検出すればよい。

- [0042] パラメータ設定部 130 は、候補画像群設定部 160 が候補画像群を設定する際に用いるパラメータを設定する。具体的には、入力部 30 がユーザの入力を受け付けると、パラメータ設定部 130 は、その入力情報を取得して候補画像群設定部 160 が候補画像群を設定する際に用いるパラメータを設定する。ここで、大腸の全長に対する、回盲部 A1 から肝湾曲 A3 までの距離比は、11%～19%であることが統計的に知られている。同様に、大腸の全長に対する、回盲部 A1 から脾湾曲 A5 までの距離比は、39%～52%であることが統計的に知られている。これらの統計値に基づいて、ユーザは、距離比が 11%～19%の代表画像を肝湾曲 A3 に対応する特徴部位画像の候補となる候補画像群とするようにパラメータを入力し、距離比が 39%～52%の代表画像を脾湾曲 A5 に対応する特徴部位画像の候補となる候補画像群とするようにパラメータを入力する。このように、ユーザは、例えば、統計値に基づいてパラメータを設定することができる。なお、パラメータは予め設定しておき、ユーザによる入力を省略できるようにしてもよい。
- [0043] 代表画像設定部 140 は、代表画像を設定する。ここで、代表画像は、カプセル型内視鏡が消化管内で大きく動いた際に撮像された画像である。代表画像設定部 140 は、時系列順に並べられた画像群の前後の画像を比較して類似度を算出し、算出した類似度が所定の閾値より小さい場合にその画像を代表画像に設定する。あるいは、別の種々の方法でカプセル型内視鏡が消化管内で大きく動いたと判断し、代表画像として設定してもよい。
- [0044] 距離比算出部 150 は、まず、区間内の代表画像それぞれに対し順次 1 起算の計数を割り当てる。つまり、各代表画像が区間内において時系列で何枚目の代表画像であるのかを数える。そして、各代表画像の計数と区間内の代表画像の総枚数との比率を算出する。すなわち、距離比算出部 150 は、区間内における各代表画像の枚数比を算出する。ここで、代表画像は、カプセル型内視鏡の動きが大きい画像に対応するため、枚数比は、区間（例えば大腸）の全長に対する、区間の開始位置（回盲部 A1）から各代表画像までの

長さの距離比に近似することができる。そこで、距離比算出部 150 は、算出した枚数比を距離比として各代表画像と関連付けて記憶部 50 に記憶させる。

[0045] 比較部 170 は、パラメータに基づいて定められた値と、距離比とを代表画像ごとに比較する。具体的には、上述したように回盲部 A1 から肝湾曲 A3 までの距離比の統計値は 11%～19% であり、この統計値と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。あるいは、例えばこの統計値の中央値である 15% と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。同様に、回盲部 A1 から脾湾曲 A5 までの距離比の統計値は 39%～52% であり、この統計値と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。あるいは、例えばこの統計値の中央値である 45% と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。

[0046] 候補画像群設定部 160 は、距離比算出部 150 により算出された距離比に基づいて、大腸の一部区間に含まれる代表画像の集合である候補画像群を設定する。具体的には、候補画像群設定部 160 は、比較部 170 の比較結果に基づいて、距離比算出部 150 により算出された距離比が 11%～19% の代表画像を肝湾曲 A3 に対応する候補画像群として設定し、距離比が 39%～52% の代表画像を脾湾曲 A5 に対応する候補画像群として設定する。

[0047] 特定部 180 は、距離比算出部 150 により算出された距離比に基づいて、消化管の特徴部位を撮像した少なくとも 1 つの特徴部位画像を特定する。このとき、候補画像群の中から特徴部位画像を特定してもよい。具体的には、特定部 180 は、比較部 170 の比較結果に基づいて、距離比算出部 150 により算出された距離比が 15% の代表画像を肝湾曲 A3 に対応する特徴部位画像として特定し、距離比が 45% の代表画像を脾湾曲 A5 に対応する特徴部位画像として特定する。なお、特定部 180 は、距離比が 15% 又は 45% に合致する代表画像がない場合、これらの値に最も近い距離比を有する代表画像を特徴部位画像として特定する。

- [0048] 表示部40は、液晶や有機EL（Electro Luminescence）等の表示装置によって実現され、制御部10の制御の下で、消化管内画像を含む各種情報や画像を表示する。
- [0049] 次に、図1に示す画像処理装置1の動作について説明する。図3は、実施の形態1に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。図3に示すように、まず、ステップS10において、画像処理装置1は、時系列順に撮像された一連の消化管内画像の画像データを、画像取得部20を介して取得し、記憶部50に記録する。
- [0050] 続くステップS11において、代表画像設定部140は、時系列順に並べられた画像群の前後の画像を比較して類似度を算出し、算出した類似度が所定の閾値より小さい場合にその画像を代表画像に設定する。図4は、時系列順に並べられた一連の消化管内の画像を示す模式図である。図4に示す画像番号 n_1 、画像番号 n_2 、及び画像番号 n_M の画像が代表画像である。すなわち、代表画像の総枚数はM枚である。
- [0051] ステップS12において、ユーザが入力部30から回盲部A1に対応する画像を選択すると、回盲部特定手段110は、入力部30が受け付けた情報を取得し、ユーザが選択した画像を回盲部A1に対応する画像として特定する。つまり、区間の開始位置を設定する。図4に示すように、時系列順に並べられた画像群の最初に撮像された画像番号 n_a の画像が回盲部A1に対応する画像である。なお、ここでは、回盲部A1に対応する画像（画像番号 n_a ）は、代表画像でないものとする。
- [0052] さらに、ステップS13において、ユーザが入力部30から肛門部A7に対応する画像を選択すると、肛門部特定手段120は、入力部30が受け付けた情報を取得し、ユーザが選択した画像を肛門部A7に対応する画像として特定する。つまり、区間の終了位置を設定する。図4に示すように、時系列順に並べられた画像群の最後に撮像された画像番号 n_r の画像が肛門部A7に対応する画像である。なお、ここでは、肛門部A7に対応する画像（画像番号 n_r ）は、代表画像でないものとする。

[0053] ステップS 1 4 において、パラメータ設定部 1 3 0 は、入力部 3 0 が受け付けた入力に応じて、候補画像群設定部 1 6 0 が候補画像群を設定する際に用いるパラメータを設定する。なお、パラメータが予め設定されている場合には、入力部 3 0 へのユーザの入力は不要である。

[0054] そして、ステップS 1 5 において、距離比算出部 1 5 0 は、各代表画像について、枚数比 $R N m$ を算出する。なお、以下の各式において、 $m = 1, 2, \dots, M$ である。

$$R N m = n_m / (M + 1)$$

さらに、枚数比 $R N m$ が距離比 $R L m$ に近似できることから、 $R N m = R L m$ として距離比 $R L m$ が算出される。図 5 は、回盲部 A 1 から各代表画像までの距離比を示す模式図である。図 5 に示すように、画像番号 n_a の回盲部 A 1 に対応する画像の距離比 $R L m$ が 0 % であり、画像番号 n_r の肛門部 A 7 に対応する画像の距離比 $R L m$ が 1 0 0 % である。

[0055] 続くステップS 1 6 において、候補画像群設定部 1 6 0 は、距離比 $R L m$ とパラメータ設定部 1 3 0 が設定したパラメータとに基づいて、肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群を設定する。図 6 は、肝湾曲に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群、及び肝湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。図 6 に示すように、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群 G_A の最初の代表画像の距離比 $R L m$ が 1 1 % であり、最後の代表画像の距離比 $R L m$ が 1 9 % である。図 7 は、脾湾曲に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群、及び脾湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。図 7 に示すように、脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像の候補となる代表画像群 G_B の最初の代表画像の距離比 $R L m$ が 3 9 % であり、最後の代表画像の距離比 $R L m$ が 5 2 % である。

[0056] その後、ステップS 1 7 において、比較部 1 7 0 は、各代表画像について、大腸の全長に対する回盲部 A 1 から肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 までの長さの距離比 $R L m$ のパラメータ（例えば、統計の中央値である 1 5 % 又は 4 5

%)と、距離比 RLm とを比較する。

[0057] さらに、ステップS18において、特定部180は、比較部170の比較結果に基づいて、図6に示すように、代表画像群 G_A の略中央に位置する距離比 RLm が15%の画像番号 n_{A1} の代表画像を肝湾曲A3に対応する特徴部位画像として特定する。同様に、特定部180は、比較部170の比較結果に基づいて、図7に示すように、代表画像群 G_B の略中央に位置する距離比 RLm が45%の画像番号 n_{B1} の代表画像を脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定する。

[0058] 以上説明したように、本実施の形態1に係る画像処理装置1は、距離比算出部150が算出した距離比 RLm に基づいて、特定部180が肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定するため、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置である。

[0059] なお、上述した実施の形態1において、特定部180は、距離比 RLm が15%の画像番号 n_{A1} の代表画像を肝湾曲A3に対応する特徴部位画像として特定し、距離比 RLm が45%の画像番号 n_{B1} の代表画像を脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定したが、これに限られない。図8は、実施の形態1の変形例に係る画像処理装置が特定する肝湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。特定部180は、比較部170の比較結果に基づいて、図8に示すように、代表画像群 G_A の最初に撮像された代表画像である距離比 RLm が11%の画像番号 n_{A2} の代表画像を肝湾曲A3に対応する特徴部位画像として特定してもよい。図9は、実施の形態1の変形例に係る画像処理装置が特定する脾湾曲に対応する特徴部位画像を示す模式図である。特定部180は、比較部170の比較結果に基づいて、図9に示すように、代表画像群 G_B の最後に撮像された代表画像である距離比 RLm が52%の画像番号 n_{B2} の代表画像を脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定してもよい。また、特定部180は、入力部30が受け付けたユーザの入力に応

じて、肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像を代表画像群 G_A 及び代表画像群 G_B の中からそれぞれ特定してもよい。具体的には、候補画像群設定部 160 が候補画像群を設定した後、候補画像群の各代表画像を表示部 40 に表示させる。そして、ユーザは、表示部 40 に表示された候補画像群の各代表画像の中から肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像を選択し、入力部 30 に所定の入力を行う。特定部 180 は、入力部 30 が受け付けた入力情報に基づいて、ユーザが選択した代表画像を肝湾曲 A 3 及び脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像とする。

[0060] また、上述した実施の形態 1 では、画像番号 n_a の回盲部 A 1 に対応する画像及び画像番号 n_r の肛門部 A 7 に対応する画像が、代表画像ではない場合について説明したが、画像番号 n_a の画像及び画像番号 n_r の画像が、代表画像である場合には、以下のように距離比 RLm を算出することができる。

(1) 画像番号 n_a の画像が代表画像である場合

$$RLm = (n_m - 1) / M$$

(2) 画像番号 n_r の画像が代表画像である場合

$$RLm = n_m / M$$

(3) 画像番号 n_a の画像及び画像番号 n_r の画像が代表画像である場合

$$RLm = (n_m - 1) / M - 1$$

以上のように計算することにより、画像番号 n_a の画像又は画像番号 n_r の画像が代表画像であっても距離比 RLm を算出することができる。

[0061] (実施の形態 2)

図 10 は、実施の形態 2 に係る画像処理装置を示すブロック図である。図 10 に示すように、画像処理装置 1A は、受信部 21A を備え、画像処理装置 1A の演算部 100A は、位置及び姿勢算出手段 210A を備える。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるから適宜説明を省略する。

[0062] 受信部 21A は、複数のアンテナ部 21Aa を備え、これらのアンテナ部 21Aa を介してカプセル型内視鏡からの無線信号を順次受信する。受信部 21A の画像取得部 20 は、これらのアンテナ部 21Aa の中から最も受信

電界強度の高いアンテナを選択し、選択したアンテナを介して受信したカプセル型内視鏡からの無線信号に対して復調処理等を行う。これにより、画像取得部 20 は、無線信号から被検体の消化管内の画像データを抽出し、記憶部 50 に記憶させる。

[0063] 位置及び姿勢算出手段 210A は、受信部 21A の複数のアンテナ部 21Aa が受信した無線信号の強度に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置及び姿勢を画像ごとに算出し、カプセル型内視鏡の位置に関する情報（以下、位置情報）及び姿勢に関する情報（以下、姿勢情報）を生成して、記憶部 50 に記憶させる。

[0064] カプセル型内視鏡の位置及び姿勢は、例えば、位置及び姿勢の初期値を適宜設定し、ガウス－ニュートン法により位置及び姿勢の推定値を算出する処理を、算出した推定値と前回の推定値とのずれ量が所定値以下となるまで反復することにより求めることができる（例えば特開 2007-283001 参照）。

[0065] 次に、図 10 に示す画像処理装置 1A の動作について説明する。図 11 は、実施の形態 2 に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。図 11 に示すように、まず、ステップ S10 において、画像処理装置 1A は、時系列順に撮像された一連の消化管内画像の画像データを、画像取得部 20 を介して取得し、記憶部 50 に記録する。

[0066] 続くステップ S20 において、位置及び姿勢算出手段 210A は、受信部 21A の複数のアンテナ部 21Aa が受信した無線信号の強度に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡の位置及び姿勢を画像ごとに算出する。さらに、位置及び姿勢算出手段 210A は、各画像が撮像された時の位置情報及び姿勢情報を画像ごとに記憶部 50 に記憶させる。

[0067] 図 12 は、大腸におけるカプセル型内視鏡の動きを表す模式図である。図 12 において、時刻 $t = 0$ が回盲部 A1 に対応し、時刻 $t = t_1$ が肝湾曲 A3 に対応し、時刻 $t = t_2$ が脾湾曲 A5 に対応し、時刻 $t = t_3$ が肛門部 A7 に対応する。図 12 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、大腸内を回盲

部 A 1 から肛門部 A 7 まで移動する。なお、以下において、図 1 2 に示すように、被検体の左右方向を X 軸方向とし、被検体の上下方向を Y 軸方向とし、被検体の前後方向を Z 軸方向とする。

[0068] 図 1 3 は、大腸におけるカプセル型内視鏡の位置の時間変化を表す図である。図 1 3 に示すように、カプセル型内視鏡 2 は、上行結腸 A 2 において、被検体の上方に移動するとともに被検体の前方に移動する。一方、上行結腸 A 2 において、カプセル型内視鏡 2 の被検体の左右方向の移動はわずかである。また、カプセル型内視鏡 2 は、横行結腸 A 4 において、被検体の左右方向に移動する。一方、横行結腸 A 4 において、カプセル型内視鏡 2 の被検体の上下方向及び前後方向の移動はわずかである。また、カプセル型内視鏡 2 は、下行結腸 A 6 において、被検体の下方に移動するとともに被検体の後方に移動する。一方、下行結腸 A 6 において、カプセル型内視鏡 2 の被検体の左右方向の移動はわずかである。

[0069] 図 1 4 は、大腸におけるカプセル型内視鏡の位置の変化量を表す図である。図 1 3 に基づいて、カプセル型内視鏡 2 の位置の変化量を求めると図 1 4 のようになる。

[0070] その後、実施の形態 1 と同様の処理が行われ、ステップ S 2 1 において、比較部 1 7 0 は、位置の変化量と所定の閾値とを比較する。具体的には、比較部 1 7 0 は、代表画像ごとに位置の変化量 (ΔX 、 ΔY 、 ΔZ) と図 1 4 に示す閾値 B X 1、閾値 B X 2、閾値 B Y 1、閾値 B Y 2、閾値 B Z 1、閾値 B Z 2 とを比較する。

[0071] 続くステップ S 1 8 において、特定部 1 8 0 は、比較部 1 7 0 の比較結果に基づいて、候補画像群設定部 1 6 0 が設定した候補画像群の中から、 ΔX が閾値 B X 1 より大きい値を有し、かつ、 ΔY が閾値 B Y 1 より小さい値を有し、かつ、 ΔZ が閾値 B Z 1 より小さい値を有する代表画像を、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、これらの条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定してもよい。同様に、特定部

180は、候補画像群設定部160が設定した候補画像群の中から、 ΔX が閾値 $B \times 2$ より小さい値を有し、かつ、 ΔY が閾値 $B \times 2$ より小さい値を有し、かつ、 ΔZ が閾値 $B \times 2$ より小さい値を有する代表画像を、脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、これらの条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定してもよい。

[0072] 以上説明したように、本実施の形態2に係る画像処理装置1Aは、位置及び姿勢算出手段210Aが算出した位置に基づいて、特定部180が肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定するため、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置である。

[0073] なお、上述した実施の形態2においては、位置及び姿勢算出手段210Aが算出した位置に基づいて、特定部180が肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定するが、これに限られない。特定部180は、位置及び姿勢算出手段210Aが算出した姿勢に基づいて、特定部180が肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定してもよい。

[0074] 図15は、大腸におけるカプセル型内視鏡の仰角の時間変化を表す図である。図15において、時刻 $t = 0$ が回盲部A1に対応し、時刻 $t = t_{11}$ が肝湾曲A3に対応し、時刻 $t = t_{12}$ が脾湾曲A5に対応し、時刻 $t = t_{13}$ が肛門部A7に対応する。なお、以下において、仰角とは、重力方向と直交する面に沿った面内の角度であり、被検体の上方（頭側）に向かう方向を 0° 、被検体の下方（脚側）に向かう方向を 180° と定義する。具体的には、カプセル型内視鏡2は、上行結腸A2における仰角の変化はわずかであるが、肝湾曲A3において急激に仰角が変化する。同様に、カプセル型内視鏡2は、横行結腸A4における仰角の変化はわずかであるが、脾湾曲A5において急激に仰角が変化する。

[0075] この構成では、比較部170は、仰角と所定の閾値とを比較する。そして

、特定部 180 は、仰角が閾値 B A 1 よりも大きい値を有する代表画像を、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、この条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定してもよい。同様に、特定部 180 は、仰角が閾値 B A 2 よりも大きい値を有する代表画像を、脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、この条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像として特定してもよい。

[0076] (実施の形態 3)

図 16 は、実施の形態 3 に係る画像処理装置を示すブロック図である。図 16 に示すように、画像処理装置 1 B は、カプセル型内視鏡 2 を嚥下する被検体 3 の体表に取り付けられたアンテナ 70 B と、アンテナ 70 B からの電波受信強度を受信する電波強度受信部 71 B と、を備え、画像処理装置 1 B の演算部 100 B は、相関算出部 310 B を備える。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるから適宜説明を省略する。

[0077] 電波強度受信部 71 B は、各画像が撮像された時の電波受信強度を画像ごとに記憶部 50 に記憶させる。

[0078] 相関算出部 310 B は、電波強度受信部 71 B が受信した各アンテナ 70 B の電波受信強度の相関値として、例えば相関係数を算出する。ただし、相関値は、相関係数に限られず、各アンテナ 70 B の電波受信強度の差、積等の複数のアンテナ 70 B の相関を表す値であってよい。

[0079] 次に、図 16 に示す画像処理装置 1 B の動作について説明する。図 17 は、実施の形態 3 に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。図 17 に示すように、まず、ステップ S 10 において、画像処理装置 1 B は、時系列順に撮像された一連の消化管内画像の画像データを、画像取得部 20 を介して取得し、記憶部 50 に記録する。

[0080] 続くステップ S 30 において、電波強度受信部 71 B は、複数のアンテナ 70 B が受信した信号強度（電波受信強度）を受信する。さらに、電波強度

受信部 71B は、各画像が撮像された時の電波受信強度を画像ごとに記憶部 50 に記憶させる。

[0081] その後、実施の形態 1 と同様の処理が行われ、ステップ S18 において、特定部 180 は、特徴部位画像を特定する。図 18 は、図 16 に示す特定部が実行する特徴部位画像を特定する処理を示すフローチャートである。

[0082] まず、ステップ S31 において、回盲部 A1 に最も近い第 1 のアンテナの電波受信強度を正規化する。図 19 は、第 1 のアンテナの正規化した電波受信強度を表す図である。図 19 に示すように、第 1 のアンテナの電波受信強度は、カプセル型内視鏡 2 が消化管内を進み、回盲部 A1 から肝湾曲 A3 に向かうにつれて小さくなる。

[0083] 続くステップ S32 において、肝湾曲 A3 に最も近い第 2 のアンテナの電波受信強度を正規化する。図 20 は、第 2 のアンテナの正規化した電波受信強度を表す図である。図 20 に示すように、第 2 のアンテナの電波受信強度は、カプセル型内視鏡 2 が消化管内を進み、回盲部 A1 から肝湾曲 A3 に向かうにつれて大きくなる。さらに、第 2 のアンテナの電波受信強度は、カプセル型内視鏡 2 が消化管内を進んで肝湾曲 A3 を通過し、カプセル型内視鏡 2 が肝湾曲 A3 から離れて行くにつれて小さくなる。

[0084] ステップ S33 において、相関算出部 310B は、相関係数の最大算出範囲を設定する。具体的には、相関算出部 310B は、候補画像群設定部 160 が設定した候補画像群（距離比が 11%～19% の画像群）に対応する図 19 及び図 20 の最大算出範囲 C を最大算出範囲として設定する。

[0085] 続くステップ S34 において、相関算出部 310B は、相関係数を算出する区間を設定する。はじめは、候補画像群の最初に撮像された代表画像を 1 枚目として、1 枚目の代表画像から 2 枚目の代表画像までを、相関係数を算出する区間に設定する。

[0086] そして、ステップ S35 において、相関算出部 310B は、設定した区間の第 1 のアンテナの電波受信強度と第 2 のアンテナの電波受信強度との相関係数を算出する。

- [0087] その後、ステップS 3 6において、相関算出部3 1 0 Bは、相関係数を算出する区間を増やす。具体的には、候補画像群の1枚目の代表画像から3枚目の代表画像までを、相関係数を算出する区間に設定する。
- [0088] ステップS 3 7において、相関算出部3 1 0 Bは、算出する区間が最大算出範囲Cを超えているか否かを判定する。算出する区間が最大算出範囲Cを超えていない場合（ステップS 3 7：N o）には、算出する区間を増やしながらか関係数の算出を繰り返す。そして、算出する区間が最大算出範囲Cを超えている場合（ステップS 3 7：Y e s）には、次のステップに進む。すなわち、相関算出部3 1 0 Bは、最大算出範囲C内の全ての画像に対する相関係数を算出する。図2 1は、2つのアンテナの電波受信強度の相関係数を表す図である。相関算出部3 1 0 Bにより、図2 1に実線で示す最大算出範囲C（図2 1の太い破線）内の相関係数が算出される。なお、図2 1に破線で示す最大算出範囲C外の相関係数は、実際の処理では算出しなくてよい。
- [0089] 続くステップS 3 8において、特定部1 8 0は、候補画像群の中から、相関算出部3 1 0 Bが算出した相関係数が最も小さい値を有する代表画像を特徴部位画像として特定する。その後、画像処理装置1 Bの動作はメインルーチンに戻り、一連の動作が終了する。
- [0090] 同様に、第1のアンテナとして、肝湾曲A 3に最も近いアンテナを選択し、第2のアンテナとして、脾湾曲A 5に最も近いアンテナを設定することにより、脾湾曲A 5に対応する特徴部位画像を特定することができる。
- [0091] 以上説明したように、本実施の形態3に係る画像処理装置1 Bは、相関算出部3 1 0 Bが算出した相関値に基づいて、特定部1 8 0が肝湾曲A 3及び脾湾曲A 5に対応する特徴部位画像を特定するため、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であることを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置である。
- [0092] なお、上述した実施の形態3では、アンテナ7 0 Bがランダムに配置された構成を説明したが、これに限られない。図2 2は、アンテナの他の配置例

を示す図である。図 2 2 に示すように、回盲部 A 1 に近いアンテナ 7 0 B a、肝湾曲 A 3 に近いアンテナ 7 0 B b、脾湾曲 A 5 に近いアンテナ 7 0 B c の 3 つのアンテナのみを配置してもよい。なお、図 2 2 において、アンテナ 7 0 B a は背中側に配置されており、アンテナ 7 0 B b 及びアンテナ 7 0 B c は胸側に配置されている。

[0093] (実施の形態 4)

図 2 3 は、実施の形態 4 に係る画像処理装置を示すブロック図である。図 2 3 に示すように、画像処理装置 1 C は、受信部 2 1 A を備え、画像処理装置 1 C の演算部 1 0 0 C は、加速度情報取得部 4 1 0 C を備える。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるから適宜説明を省略する。

[0094] 受信部 2 1 A は、実施の形態 2 と同様の構成であってよいが、カプセル型内視鏡内に配置された加速度センサから出力される加速度信号を受信する。

[0095] 加速度情報取得部 4 1 0 C は、受信部 2 1 A が受信した加速度信号に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡の加速度を画像ごとに記憶部 5 0 に記憶させる。

[0096] 次に、図 2 3 に示す画像処理装置 1 C の動作について説明する。図 2 4 は、実施の形態 4 に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。図 2 4 に示すように、まず、ステップ S 1 0 において、画像処理装置 1 C は、時系列順に撮像された一連の消化管内画像の画像データを、画像取得部 2 0 を介して取得し、記憶部 5 0 に記録する。

[0097] 続くステップ S 4 0 において、加速度情報取得部 4 1 0 C は、受信部 2 1 A の複数のアンテナ部 2 1 A a が受信した加速度信号に基づいて、被検体内におけるカプセル型内視鏡の X 軸方向の加速度を画像ごとに記憶部 5 0 に記憶させる。

[0098] 図 2 5 は、大腸におけるカプセル型内視鏡の X 軸方向の加速度を表す図である。図 2 5 において、時刻 $t = 0$ が回盲部 A 1 に対応し、時刻 $t = t_{21}$ が肝湾曲 A 3 に対応し、時刻 $t = t_{22}$ が脾湾曲 A 5 に対応する。図 2 5 に示すように、カプセル型内視鏡は、上行結腸 A 2 において、X 軸方向の移動

はわずかである。続く横行結腸A4では、はじめに加速し、その後略一定の速度で進む。さらに、カプセル型内視鏡2が脾湾曲A5に到達すると、進行方向が変えられるため、一端減速する。

[0099] その後、実施の形態1と同様の処理が行われ、ステップS41において、比較部170は、加速度と所定の閾値とを比較する。具体的には、比較部170は、加速度 a_x と図25に示す閾値D1、閾値D2とを比較する。

[0100] 続くステップS18において、特定部180は、比較部170の比較結果に基づいて、候補画像群設定部160が設定した候補画像群の中から、加速度 a_x が閾値D1より大きい値を有する代表画像を、肝湾曲A3に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、この条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、肝湾曲A3に対応する特徴部位画像として特定してもよい。同様に、特定部180は、候補画像群設定部160が設定した候補画像群の中から、加速度 a_x が閾値D2より小さい値を有する代表画像を、脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定する。このとき、この条件を満たす代表画像が複数枚ある場合には、最も早い時刻に撮像された代表画像を、脾湾曲A5に対応する特徴部位画像として特定してもよい。

[0101] 以上説明したように、本実施の形態4に係る画像処理装置1Cは、加速度情報取得部410Cが算出した加速度に基づいて、特定部180が肝湾曲A3及び脾湾曲A5に対応する特徴部位画像を特定するため、取得された各画像が消化管内のどの部位で撮像された画像であるかを特定し、また、消化管内で撮像された画像群から特徴部位に対応する画像を特定することができる画像処理装置である。

[0102] なお、実施の形態4と同様の構成として累積撮像画像枚数に基づいて特徴部位画像を特定してもよい。まず、カプセル型内視鏡は、フレームレート制御手段を備え、速度が上がるとフレームレートが上昇し、速度が下がるとフレームレートが下がる構成である。図26は、カプセル型内視鏡の累積撮像画像枚数の時間変化を表す図である。図26において、時刻 $t=0$ が回盲部

A 1 に対応し、時刻 $t = t_{31}$ が肝湾曲 A 3 に対応し、時刻 $t = t_{32}$ が脾湾曲 A 5 に対応し、時刻 $t = t_{33}$ が肛門部 A 7 に対応する。まず、上行結腸 A 2 では、カプセル型内視鏡の速度が低速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが低く、累積撮像画像枚数 N の上昇は緩やかである。続いて、横行結腸 A 4 では、カプセル型内視鏡の速度が高速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが高く、累積撮像画像枚数 N の上昇が大きくなる。そして、下行結腸 A 6 では、カプセル型内視鏡の速度が低速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが低く、累積撮像画像枚数 N の上昇は緩やかである。

[0103] 特定部 180 は、候補画像群設定部 160 が設定した候補画像群の中から、累積撮像画像枚数 N の変化量が所定の閾値より大きい代表画像を、肝湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定する。同様に、特定部 180 は、候補画像群設定部 160 が設定した候補画像群の中から、累積撮像画像枚数 N の変化量が所定の閾値より小さい代表画像を、脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像として特定する。

[0104] 同様に、特定部 180 は、撮像した各画像間の時刻の間隔に基づいて特徴部位画像を特定してもよい。図 27 は、カプセル型内視鏡の撮像時間間隔の時間変化を表す図である。図 27 において、時刻 $t = 0$ が回盲部 A 1 に対応し、時刻 $t = t_{41}$ が肝湾曲 A 3 に対応し、時刻 $t = t_{42}$ が脾湾曲 A 5 に対応する。まず、上行結腸 A 2 では、カプセル型内視鏡の速度が低速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが低く、撮像した各画像間の時刻の間隔 Δt が大きい。続いて、横行結腸 A 4 では、カプセル型内視鏡の速度が高速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが高く、撮像した各画像間の時刻の間隔 Δt が小さい。そして、下行結腸 A 6 では、カプセル型内視鏡の速度が低速であるため、カプセル型内視鏡のフレームレートが低く、撮像した各画像間の時刻の間隔 Δt が大きい。

[0105] 特定部 180 は、候補画像群設定部 160 が設定した候補画像群の中から、撮像した各画像間の時刻の間隔 Δt が閾値 E_1 より小さい代表画像を、肝

湾曲 A 3 に対応する特徴部位画像として特定する。同様に、特定部 180 は、候補画像群設定部 160 が設定した候補画像群の中から、撮像した各画像間の時刻の間隔 Δt が閾値 E 2 より大きい代表画像を、脾湾曲 A 5 に対応する特徴部位画像として特定する。

[0106] (実施の形態 5)

図 28 は、実施の形態 5 に係る画像処理装置を示すブロック図である。図 28 に示すように、画像処理装置 1D の制御部 10 は、表示制御部 11D を有し、画像処理装置 1D の演算部 100D は、部位分類部 510D を備える。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるから適宜説明を省略する。

[0107] 表示部 40 は、メインディスプレイとサブディスプレイとを含んで構成される。表示部 40 のメインディスプレイには、画像群からユーザが選択した選択画像が表示される。表示部 40 のサブディスプレイには、消化管の構成図が表示される。

[0108] 表示制御部 11D は、表示部 40 のサブディスプレイに表示された消化管の構成図上に、特定部 180 が特定した特徴部位画像に対応する位置、及び、距離比に基づいて定めた選択画像に対応する位置、を表す指標を表示させる。

[0109] 部位分類部 510D は、距離比算出部 150 によって算出された距離比に基づいて、代表画像以外の画像に対しても距離比を付与する。図 29～図 31 は、部位分類部の動作を説明するための図である。まず、図 29 に示すように、代表画像である画像番号 n_1 と画像番号 n_2 との間に、代表画像でない画像番号 n_{11} 、画像番号 n_{12} 、画像番号 n_{13} の画像があるとする。また、画像番号 n_1 の距離比は 0%、画像番号 n_2 の距離比は 10% であるとする。このとき、図 30 に示すように、部位分類部 510D は、画像番号 n_{11} 、画像番号 n_{12} 、画像番号 n_{13} の距離比を全て 0% とする。ただし、図 31 に示すように、部位分類部 510D は、距離比を均等に振り分け、画像番号 n_{11} の距離比を 2.5%、画像番号 n_{12} の距離比を 5%、画像番号 n_{13} の距離比を

7. 5%としてもよい。

[0110] 次に、表示部40のサブディスプレイに表示される画像について詳細に説明する。図32は、選択画像が上行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。表示部40のサブディスプレイには、図32に示すように、消化管（大腸）の構成図が表示されている。そして、この構成図上には、表示制御部11Dにより、回盲部A1に対応する指標M1、肝湾曲A3に対応する指標M2、脾湾曲A5に対応する指標M3、選択画像に対応する指標M4がそれぞれ表示されている。さらに、距離比表示部Fには、回盲部A1から選択画像までの距離比が色分けされたバーと数値（11）によって表示されている。また、選択画像は、上行結腸A2にあるので、上行結腸A2に対応する領域がハイライト表示されている。

[0111] 図33は、選択画像が横行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。図34は、選択画像が下行結腸である場合の表示部の表示を表す図である。図32と同様に表示部40のサブディスプレイには各指標と距離比（24、80）とが表示され、それぞれ選択画像がある横行結腸A4又は下行結腸A6がハイライト表示されている。

[0112] 以上説明したように、実施の形態5によれば、距離比及び特徴部位画像に対応して各種指標が表示部40に表示されていることにより、ユーザが現在見ている画像を直感的に把握しやすい。

[0113] （実施の形態6）

図35は、実施の形態6に係る画像処理装置を示すブロック図である。図35に示すように、画像処理装置1Eの演算部100Eは、十二指腸特定手段610Eを備える。そして、画像処理装置1Eの特定部180は、特徴部位として回盲部A1に対応する特徴部位画像を特定する。その他の構成については、実施の形態1と同様であるから適宜説明を省略する。

[0114] 図36は、被検体の消化管における小腸及び大腸部分の構造を表す模式図である。図36に示すように、被検体の消化管における小腸及び大腸部分は、内容物が進行する方向に沿って、胃と小腸との境界にある幽門部A11と

、十二指腸、空腸、回腸等を含む小腸 A 1 2 と、小腸 A 1 2 と大腸 A 1 3 との境界である回盲部 A 1 と、大腸 A 1 3 と、大腸 A 1 3 の出口である肛門部 A 7 とからなる。

[0115] 十二指腸特定手段 6 1 0 E は、回盲部特定手段 1 1 0 と同様に、消化管内の画像群の中から回盲部 A 1 に対応する画像を特定する。

[0116] パラメータ設定部 1 3 0 は、入力部 3 0 へのユーザの入力に応じて、候補画像群設定部 1 6 0 が候補画像群を設定する際に用いるパラメータを設定する。ここで、小腸 A 1 2 及び大腸 A 1 3 の全長に対する、幽門部 A 1 1 から回盲部 A 1 までの距離比は、75%～82%であることが統計的に知られている。この統計値に基づいて、ユーザは、距離比が75%～82%の代表画像を回盲部 A 1 に対応する特徴部位画像の候補となる候補画像群とするようにパラメータを入力する。

[0117] 距離比算出部 1 5 0 は、幽門部 A 1 1 から肛門部 A 7 までの距離に対する比率である距離比を代表画像ごとに算出する。

[0118] 比較部 1 7 0 は、上述したように統計値（75%～82%）と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。あるいは、例えばこの統計値の中央値である79%と各代表画像に関連付けられた距離比とを比較する。

[0119] 候補画像群設定部 1 6 0 は、比較部 1 7 0 の比較結果に基づいて、距離比算出部 1 5 0 により算出された距離比が75%～82%の代表画像を回盲部 A 1 に対応する候補画像群として設定する。

[0120] 特定部 1 8 0 は、比較部 1 7 0 の比較結果に基づいて、距離比算出部 1 5 0 により算出された距離比が79%の代表画像を回盲部 A 1 に対応する特徴部位画像として特定する。

[0121] 実施の形態6のように、統計値が明らかであれば、回盲部 A 1、肝湾曲 A 3、脾湾曲 A 5に限らず、どのような特徴部位でも対応する特徴部位画像を特定することができる。なお、実施の形態6において、十二指腸と空腸との境界や、空腸と回腸との境界に対応する画像を特徴部位画像として特定してもよい。

[0122] なお、上述した実施の形態では、画像番号 n_a の回盲部 A 1 に対応する画像から最初（画像番号 n_1 ）の代表画像までの区間、及び最後（画像番号 n_m ）の代表画像から画像番号 n_r の肛門部 A 7 に対応する画像までの区間を考慮して距離比 RL_m を計算したが、これらの区間を除外して計算してもよい。図 3 7 及び図 3 8 は、回盲部 A 1 から各画像までの距離比を示す模式図である。まず、図 3 7 に示すように、画像番号 n_m の代表画像から画像番号 n_r の画像までの区間を除外して計算する場合、画像番号 n_m の代表画像の距離比 RL_m が 100% となる。従って、以下のように距離比 RL_m を算出することができる。

$$RL_m = n_m / M$$

ただし、画像番号 n_a の画像が代表画像である場合には、以下のように算出することができる。

$$RL_m = (n_m - 1) / M - 1$$

なお、この場合には、画像番号 n_m の代表画像から画像番号 n_r の画像までの区間を除外して計算しているので、画像番号 n_r の画像が代表画像であるか否かに依らず式は同じである。次に、図 3 8 に示すように、画像番号 n_a の画像から画像番号 n_1 の代表画像の区間、及び画像番号 n_m の代表画像から画像番号 n_r の画像までの区間を除外して計算する場合、画像番号 n_1 の代表画像の距離比 RL_m が 0% となり、画像番号 n_m の代表画像の距離比 RL_m が 100% となる。従って、以下のように距離比 RL_m を算出することができる。

$$RL_m = (n_m - 1) / M - 1$$

なお、この場合には、画像番号 n_a の画像から画像番号 n_1 の代表画像の区間、及び画像番号 n_m の代表画像から画像番号 n_r の画像までの区間を除外して計算しているので、画像番号 n_a 及び画像番号 n_r の画像が代表画像であるか否かに依らず式は同じである。また、画像番号 n_a の画像及び画像番号 n_r の画像を必ず代表画像とする構成であってもよい。

[0123] さらに効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表わしかつ記述した特定

の詳細及び代表的な実施の形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

符号の説明

- [0124] 1、1 A、1 B、1 C、1 D、1 E 画像処理装置
- 2 カプセル型内視鏡
- 3 被検体
- 1 0 制御部
- 1 1 D 表示制御部
- 2 0 画像取得部
- 2 1 A 受信部
- 2 1 A a アンテナ部
- 3 0 入力部
- 4 0 表示部
- 5 0 記憶部
- 7 0 B、7 0 B a、7 0 B b、7 0 B c アンテナ
- 7 1 B 電波強度受信部
- 1 0 0、1 0 0 A、1 0 0 B、1 0 0 C、1 0 0 D、1 0 0 E 演算部
- 1 1 0 回盲部特定手段
- 1 2 0 肛門部特定手段
- 1 3 0 パラメータ設定部
- 1 4 0 代表画像設定部
- 1 5 0 距離比算出部
- 1 6 0 候補画像群設定部
- 1 7 0 比較部
- 1 8 0 特定部
- 2 1 0 A 位置及び姿勢算出手段
- 3 1 0 B 相関算出部

4 1 0 C 加速度情報取得部

5 1 0 D 部位分類部

6 1 0 E 十二指腸特定手段

A 1 回盲部

A 2 上行結腸

A 3 肝湾曲

A 4 横行結腸

A 5 脾湾曲

A 6 下行結腸

A 7 肛門部

A 1 1 幽門部

A 1 2 小腸

A 1 3 大腸

C 最大算出範囲

D 1、D 2、E 1、E 2 閾値

F 距離比表示部

G_A、G_B 代表画像群

M 1、M 2、M 3、M 4 指標

N 累積撮像画像枚数

n₁、n₂、n_a、n_r、n₁₁、n₁₂、n₁₃、n_M、n_{A1}、n_{A2}、n_{B1}、n_B

2 画像番号

請求の範囲

- [請求項1] 被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定部と、
- 前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出部と、
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記比率に基づいて、前記代表画像の中から前記消化管の特徴部位を撮像した少なくとも1つの特徴部位画像を特定する特定部をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記消化管内における特徴部位の位置に関するパラメータと、前記比率とを前記代表画像ごとに比較する比較部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記比較部の比較結果に基づいて、少なくとも1つの前記代表画像を前記特徴部位画像として特定することを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記比較部の比較結果に基づいて、前記比率が、前記パラメータに基づいて定められた、前記区間の一部区間に含まれる前記代表画像の集合である候補画像群を設定する候補画像群設定部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータと前記比率とが合致する、又は、前記パラメータと前記比率が近い値を有する少なくとも1つの前記代表画像を前記候補画像群の中から前記特徴部位画像として特定することを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。
- [請求項5] 前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の位置を記憶する記憶部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記位置に基づいて、前記候補画像群の中から少な

くとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

[請求項6]

前記比較部は、前記位置の変化量と所定の閾値とを比較し、

前記特徴部位画像は、

前記被検体の左右方向の前記位置の変化量が所定の閾値より大きい値を有し、かつ、

前記被検体の上下方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、

前記被検体の前後方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有する前記代表画像、

又は、

前記被検体の左右方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、

前記被検体の上下方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有し、かつ、

前記被検体の前後方向の前記位置の変化量が所定の閾値より小さい値を有する前記代表画像、

であることを特徴とする請求項5に記載の画像処理装置。

[請求項7]

前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の姿勢を記憶する記憶部をさらに備え、

前記特定部は、前記姿勢に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

[請求項8]

前記比較部は、前記姿勢のうち前記カプセル型内視鏡の仰角と所定の閾値とを比較し、

前記特徴部位画像は、

前記仰角が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像であることを特徴とする請求項7に記載の画像処理装置。

- [請求項9] 前記画像群の各画像が撮像された時の電波受信強度を画像ごとに記憶する記憶部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記電波受信強度に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。
- [請求項10] 前記記憶部は、前記画像群の各画像が撮像された時の第1の電波受信強度と第2の電波受信強度とを記憶し、
- 前記第1の電波受信強度と前記第2の電波受信強度との相関値を算出する相関算出部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記候補画像群の中から、前記相関算出部が算出した前記相関値が最も小さい値を有する前記代表画像を前記特徴部位画像として特定することを特徴とする請求項9に記載の画像処理装置。
- [請求項11] 前記画像群の各画像が撮像された時の前記カプセル型内視鏡の加速度を記憶する記憶部をさらに備え、
- 前記特定部は、前記加速度に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。
- [請求項12] 前記比較部は、前記加速度のうち前記被検体の左右方向の前記加速度と所定の閾値とを比較し、
- 前記特徴部位画像は、
- 前記左右方向の前記加速度が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、
- 又は、
- 前記左右方向の前記加速度が所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、
- であることを特徴とする請求項11に記載の画像処理装置。
- [請求項13] 前記画像群の各画像が撮像された時のフレームレートを記憶する記憶部をさらに備え、

前記特定部は、前記フレームレートに基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

[請求項14]

前記比較部は、前記フレームレートと所定の閾値とを比較し、
前記特徴部位画像は、

前記フレームレートが所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、

又は、

前記フレームレートが所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、

であることを特徴とする請求項13に記載の画像処理装置。

[請求項15]

前記画像群の各画像が撮像された時刻を記憶する記憶部をさらに備え、

前記特定部は、各画像間の前記時刻の間隔に基づいて、前記候補画像群の中から少なくとも1つの前記特徴部位画像を特定することを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

[請求項16]

前記比較部は、前記各画像間の前記時刻の間隔と所定の閾値とを比較し、

前記特徴部位画像は、

前記各画像間の前記時刻の間隔が所定の閾値よりも小さい値を有する前記代表画像、

又は、

前記各画像間の前記時刻の間隔が所定の閾値よりも大きい値を有する前記代表画像、

であることを特徴とする請求項15に記載の画像処理装置。

[請求項17]

前記画像群から選択された選択画像と、前記消化管の構成図とを表示する表示部に対して、前記構成図上における前記比率に基づいた前記選択画像に対応する位置を表す指標を表示させる表示制御部をさら

に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項18]

被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定ステップと、

前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理装置の作動方法。

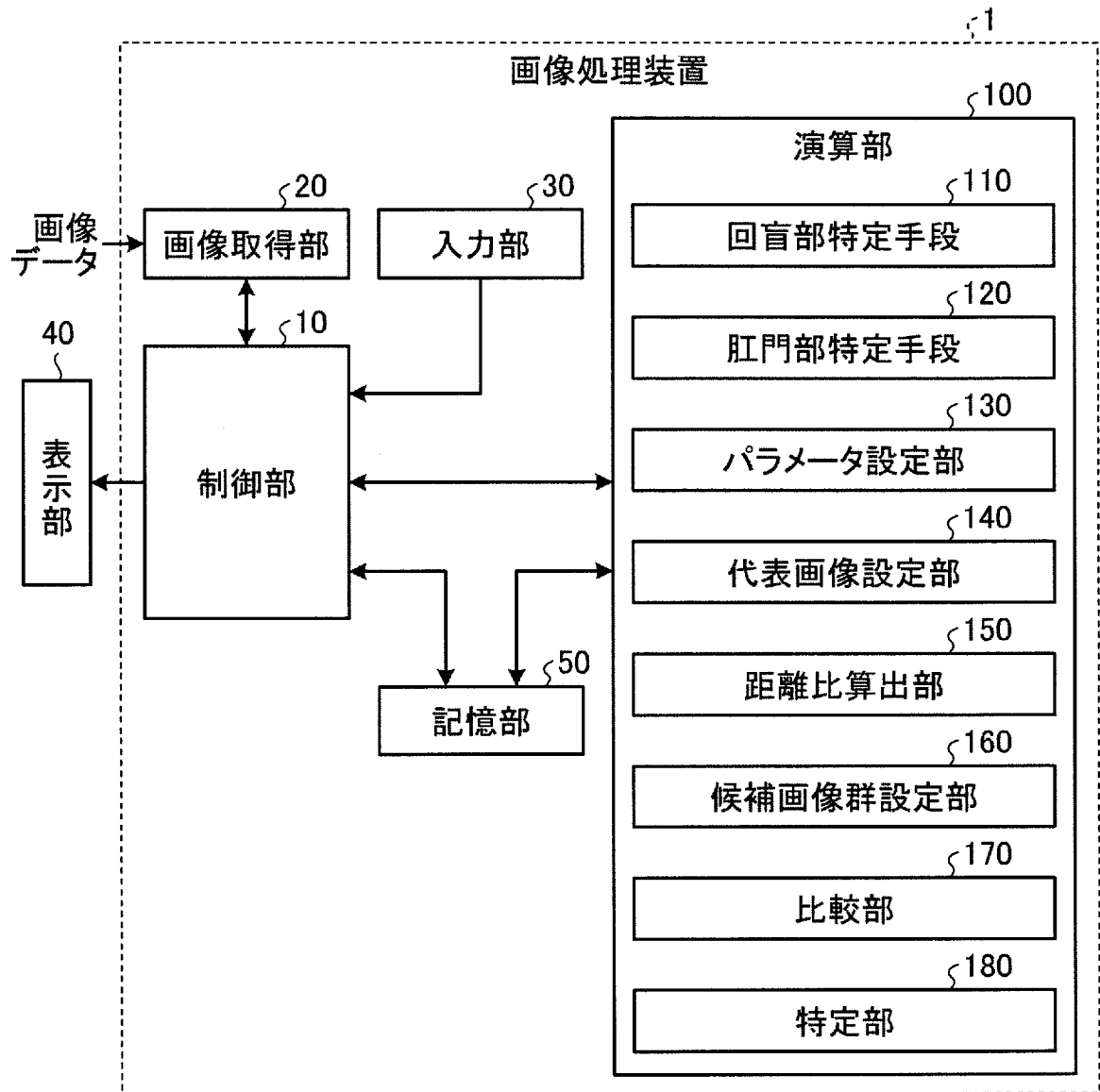
[請求項19]

被検体の消化管内に導入されたカプセル型内視鏡によって撮像された画像群を代表する代表画像を設定する代表画像設定ステップと、

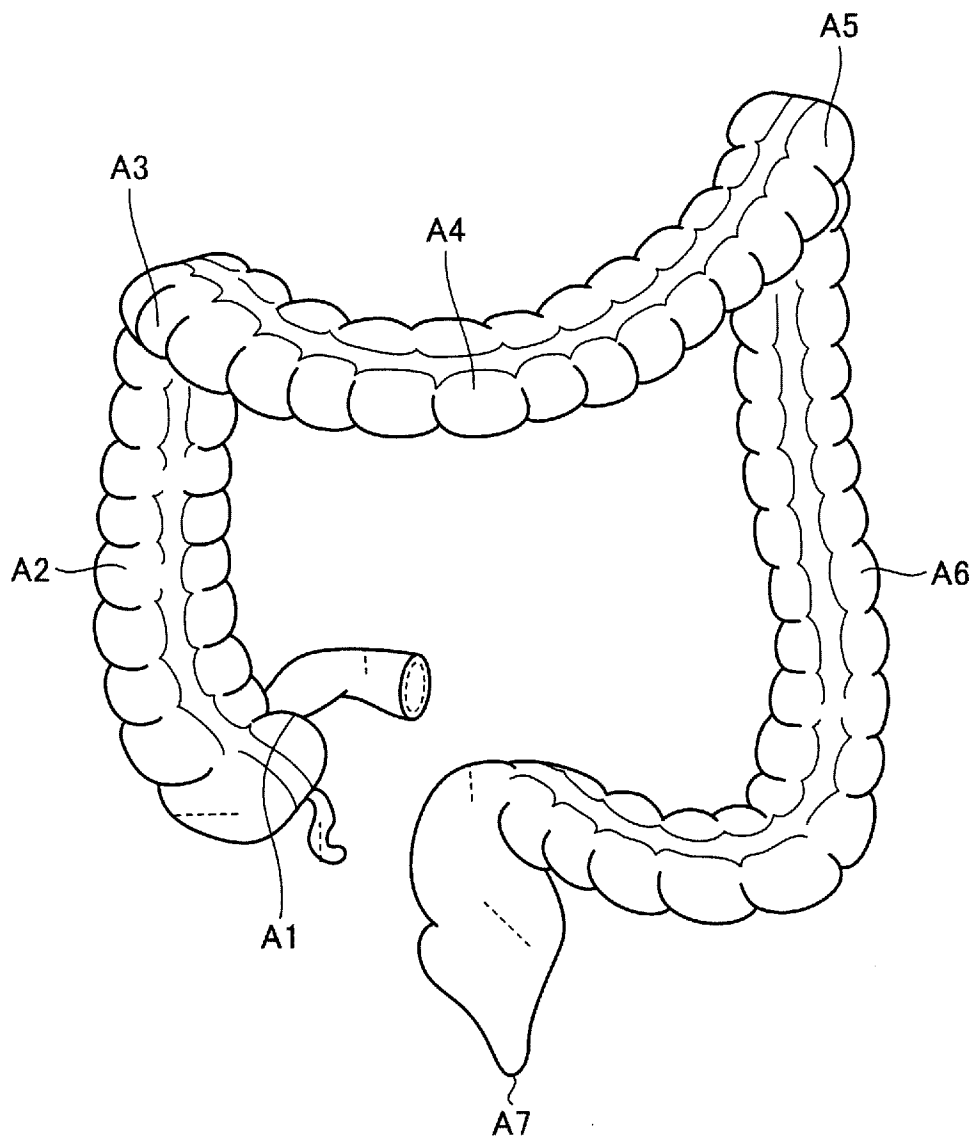
前記消化管において予め定められた区間に含まれる前記代表画像のそれぞれに計数を割り当て、前記計数と前記区間に含まれる前記代表画像の総枚数とに基づいて、前記区間の全長に対する、前記区間の開始位置から前記代表画像までの長さの比率を、前記代表画像ごとに算出する距離比算出ステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

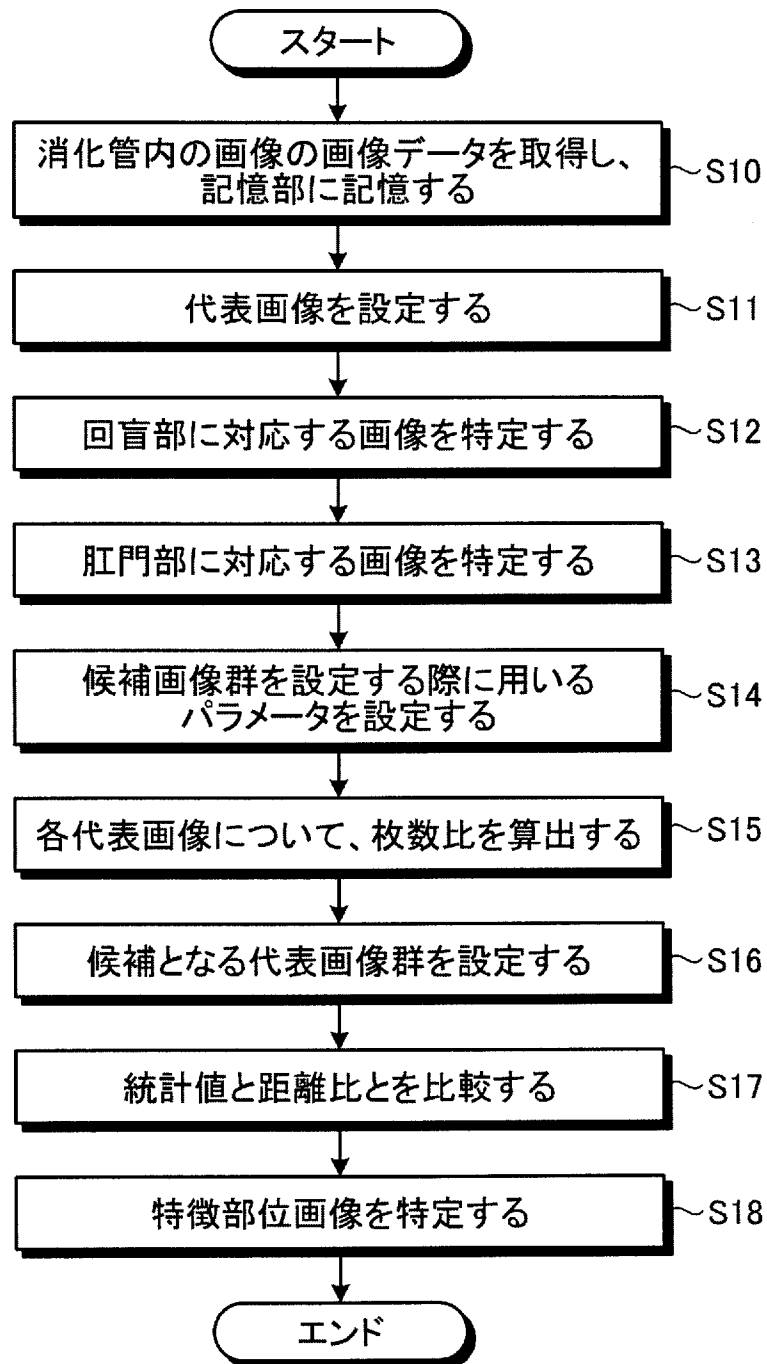
[図1]



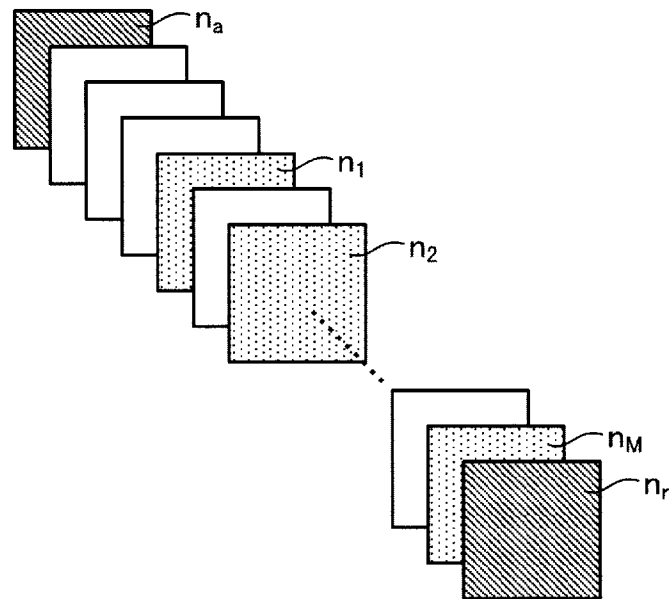
[図2]



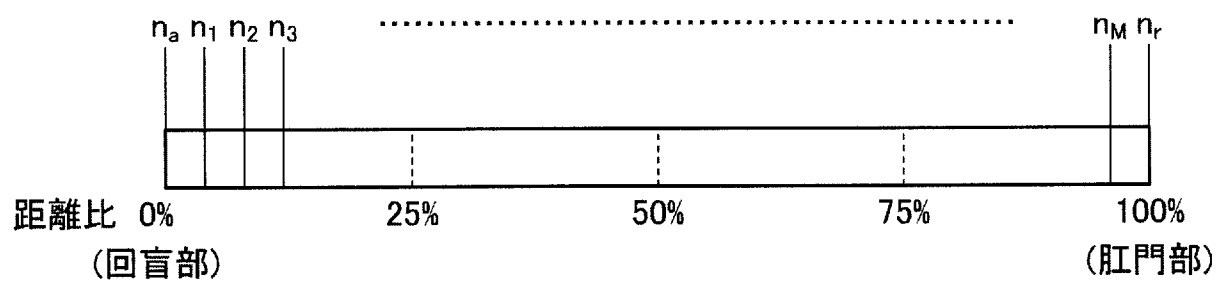
[図3]



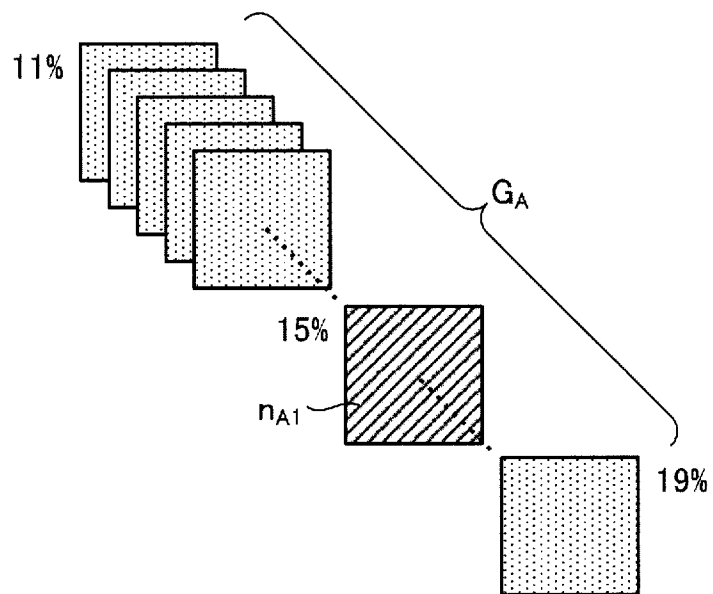
[図4]



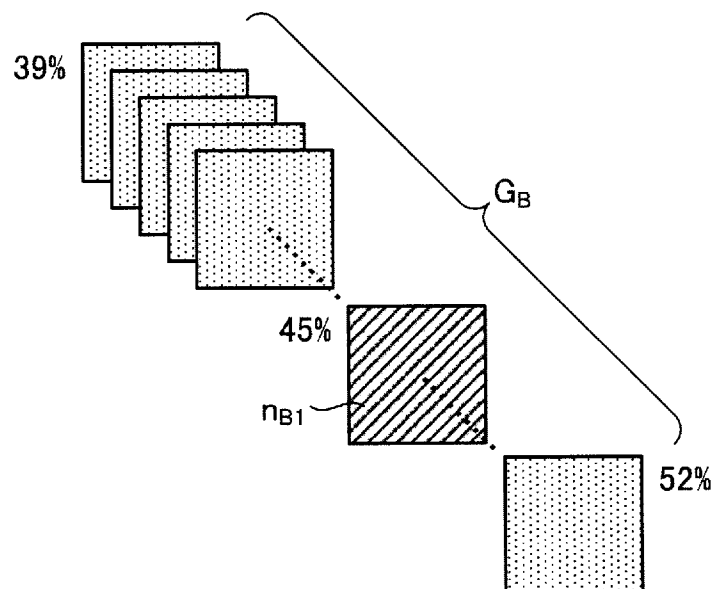
[図5]



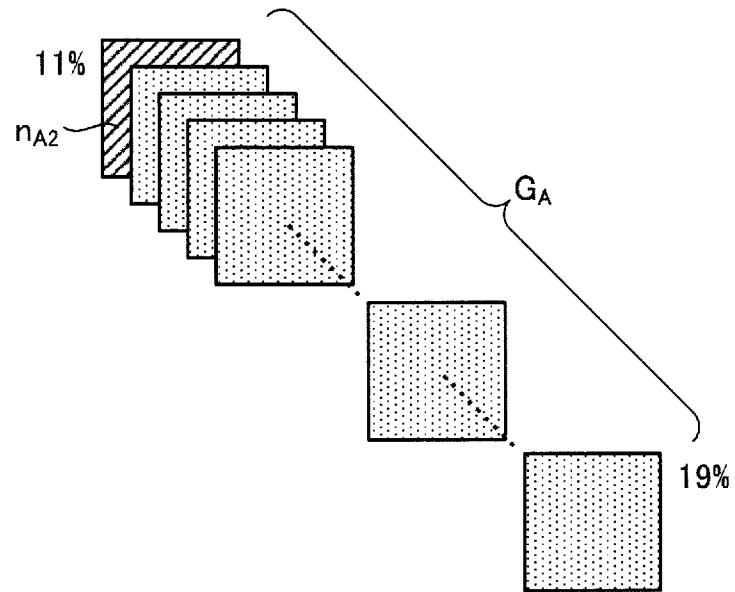
[図6]



[図7]



[図8]



[図9]

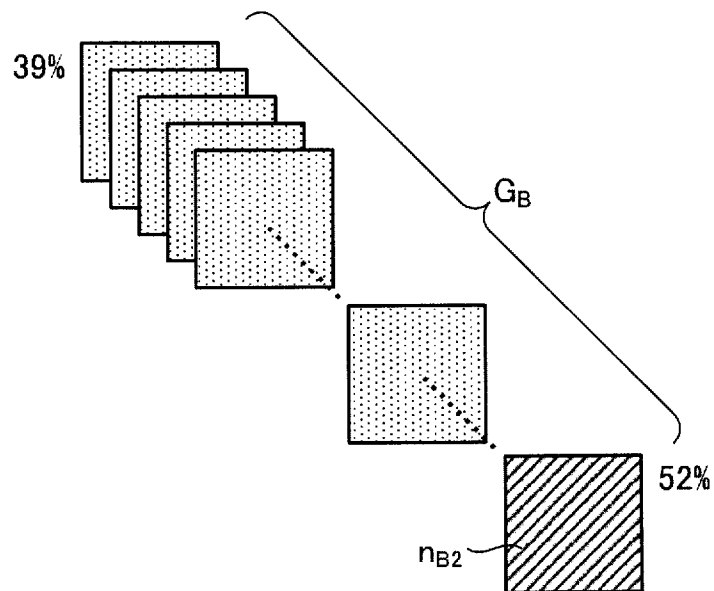
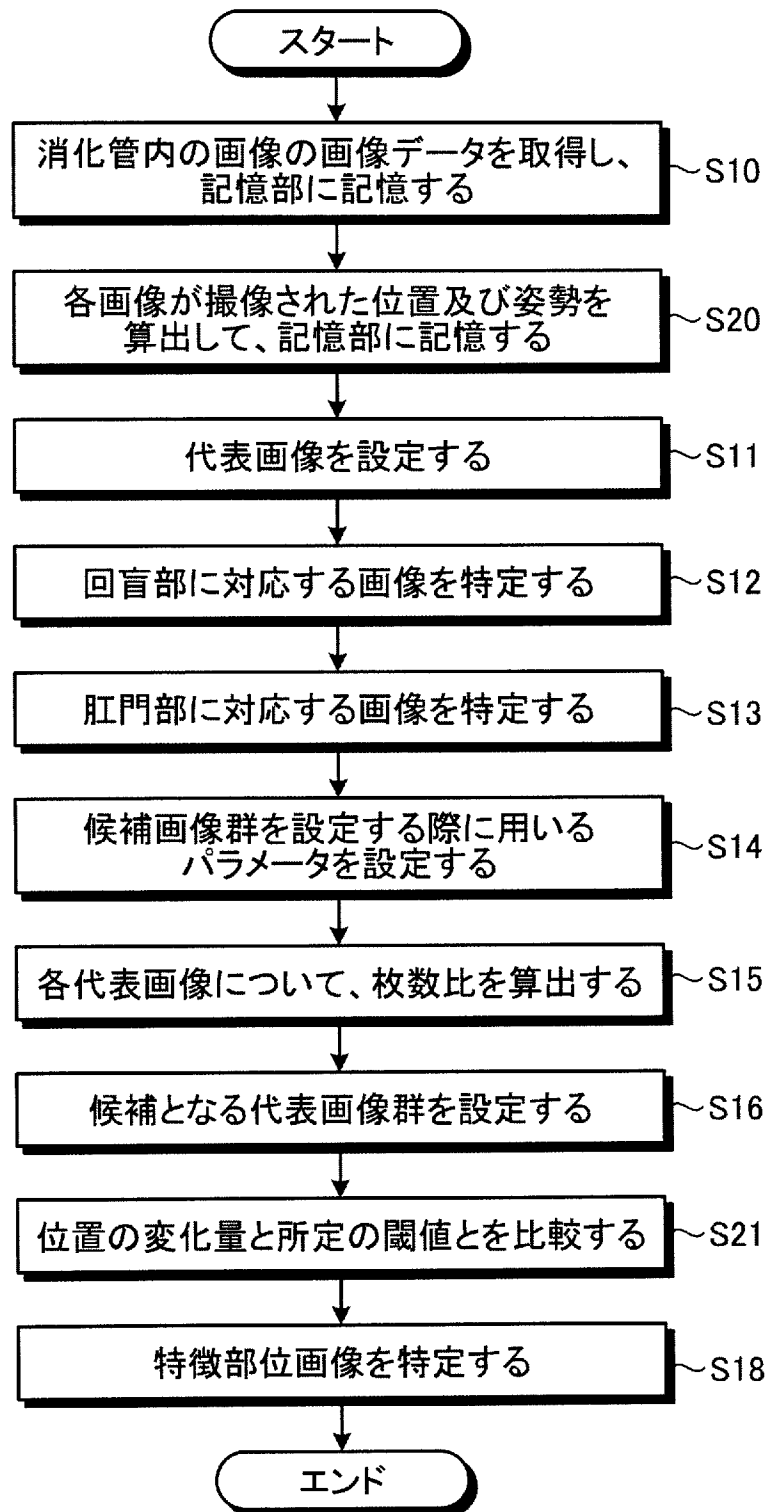
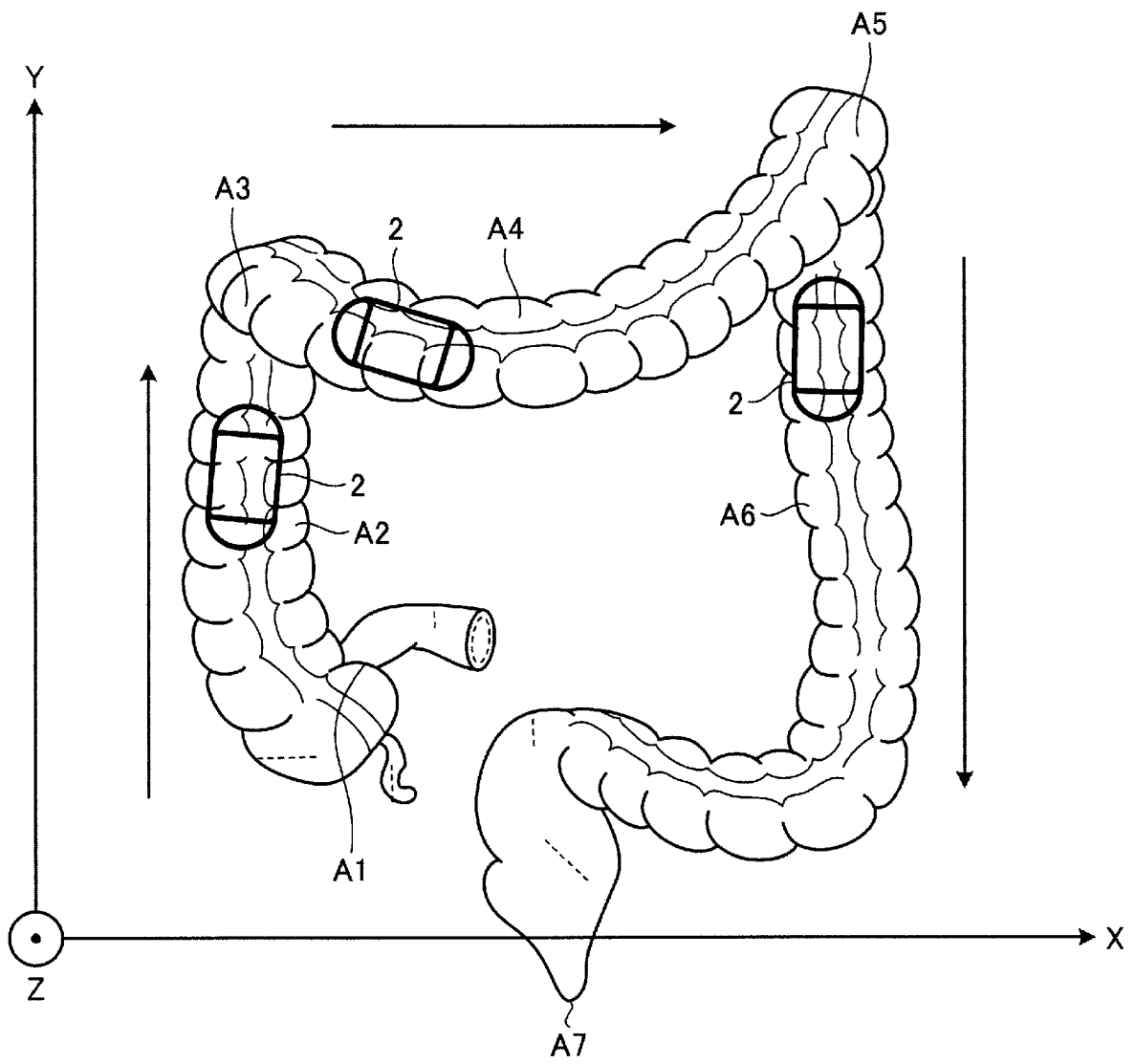


図1は、画像処理装置1Aの構成を示すブロック図である。装置1Aは、アンテナ21A（21Aaを含む）、受信部20、画像取得部20、制御部10、入力部30、表示部40、記憶部50、および演算部100Aを備える。受信部20はアンテナ21Aと接続され、画像取得部20と接続されている。画像取得部20は制御部10と接続されている。入力部30は制御部10と接続されている。表示部40は制御部10と接続されている。記憶部50は制御部10と接続されている。演算部100Aは、位置及び姿勢算出手段210A、回盲部特定手段110、肛門部特定手段120、パラメータ設定部130、代表画像設定部140、距離比算出部150、候補画像群設定部160、比較部170、および特定部180を含む。

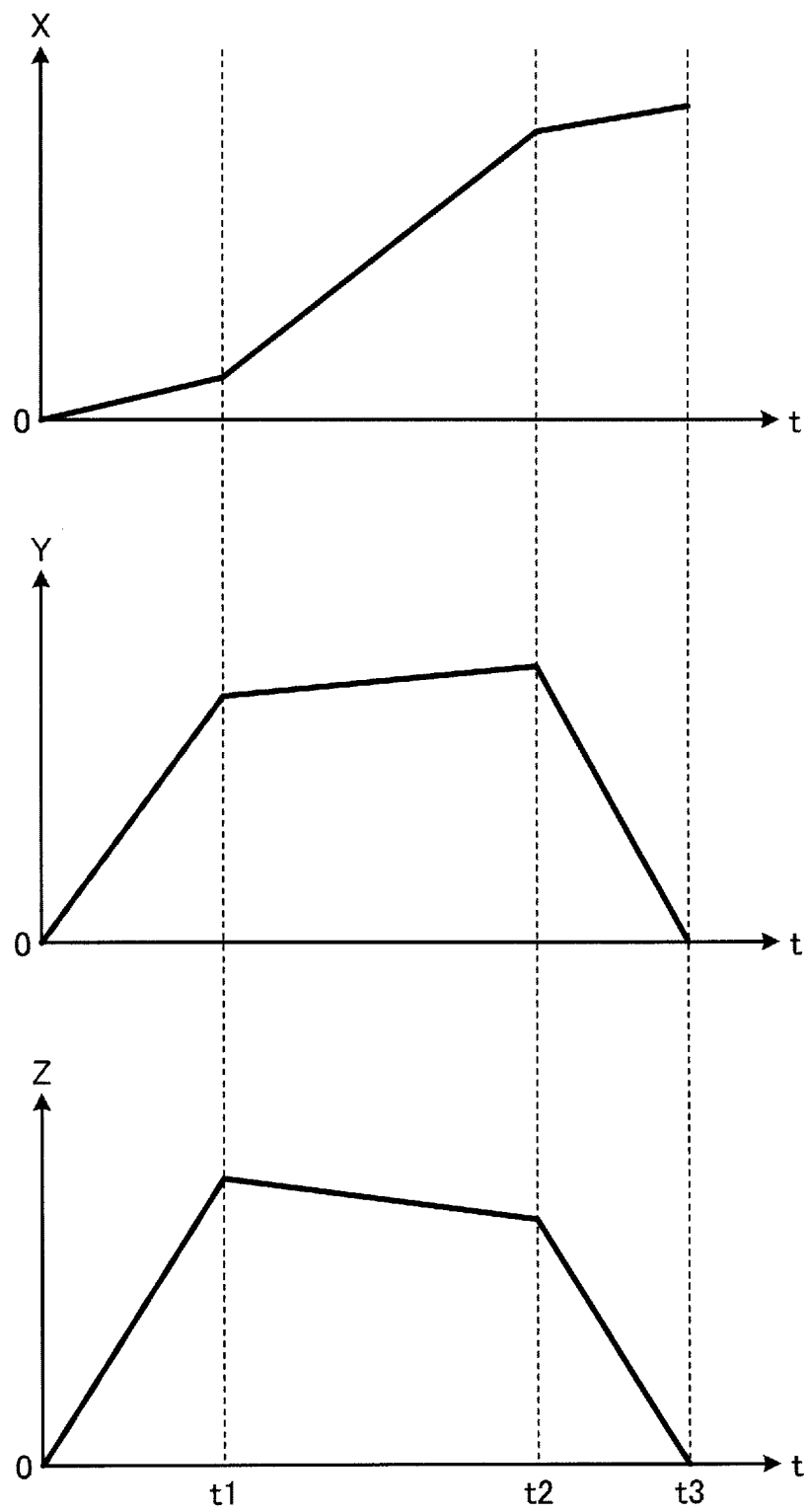
[図11]



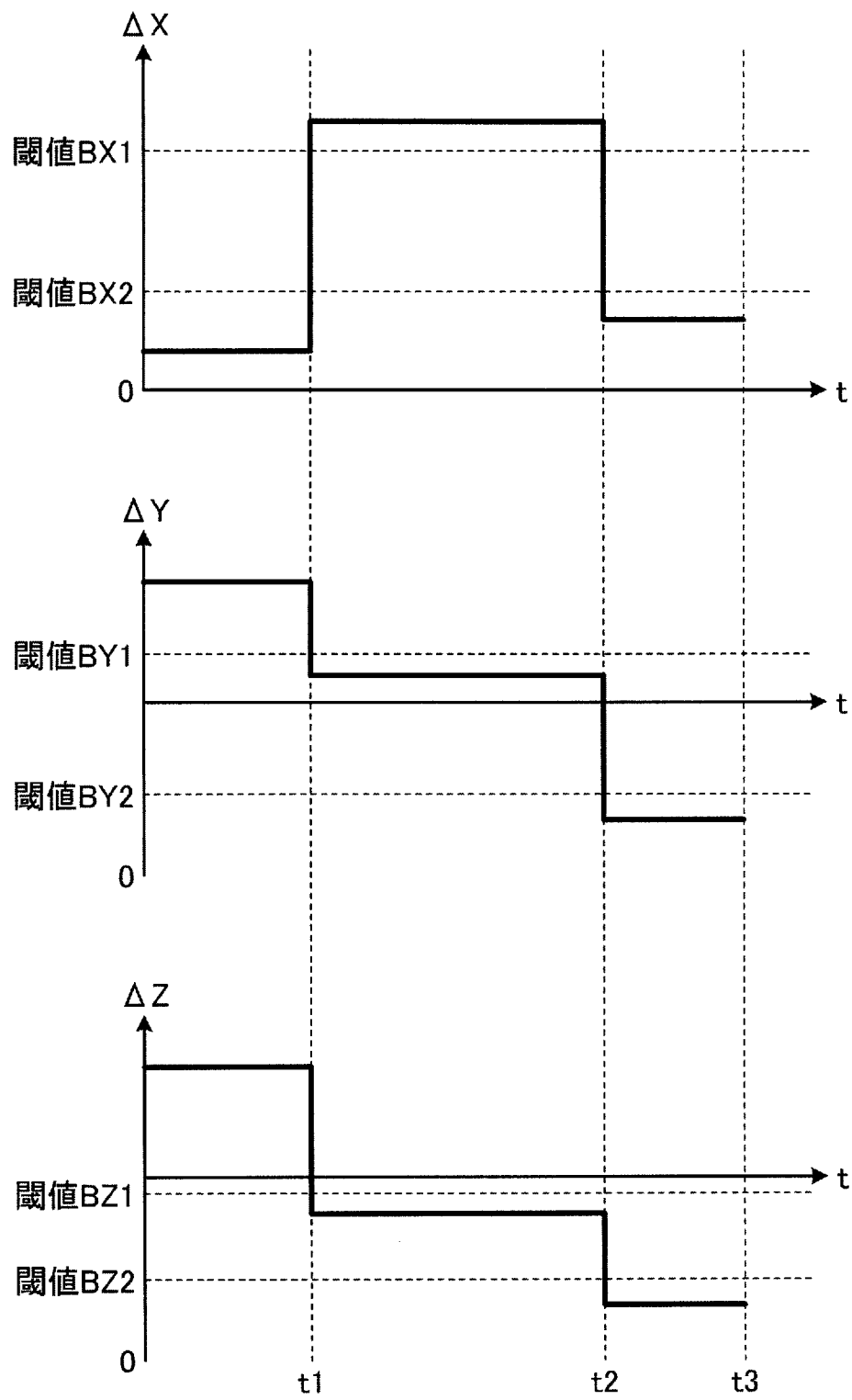
[図12]



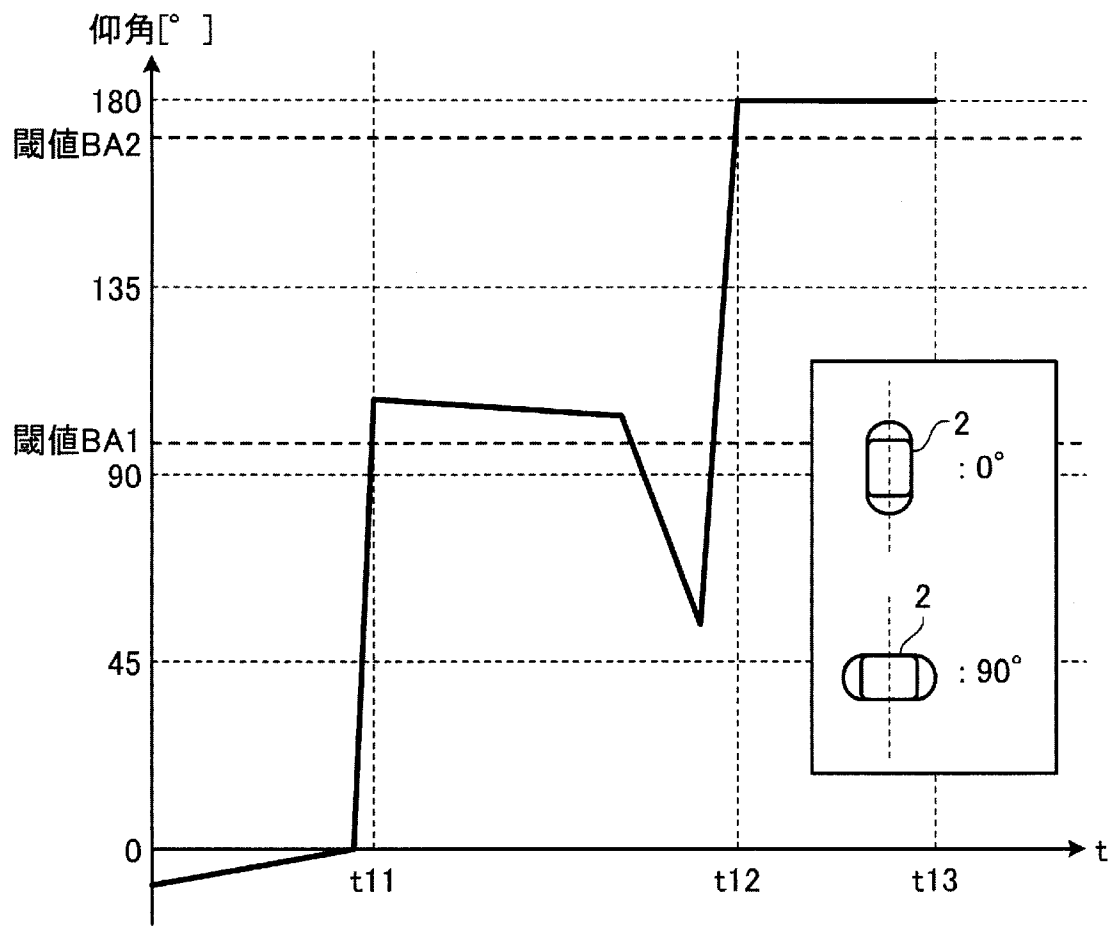
[図13]



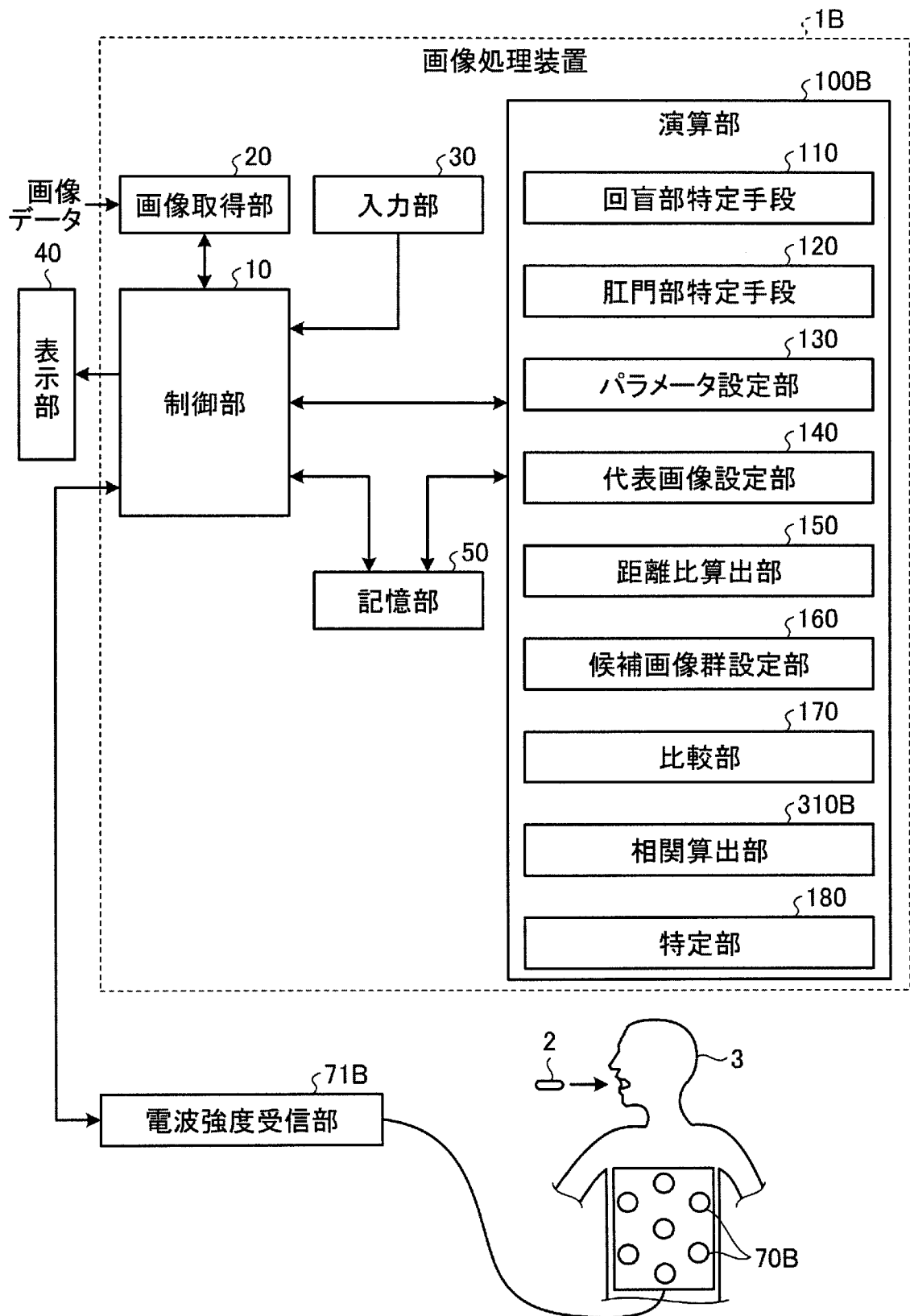
[図14]



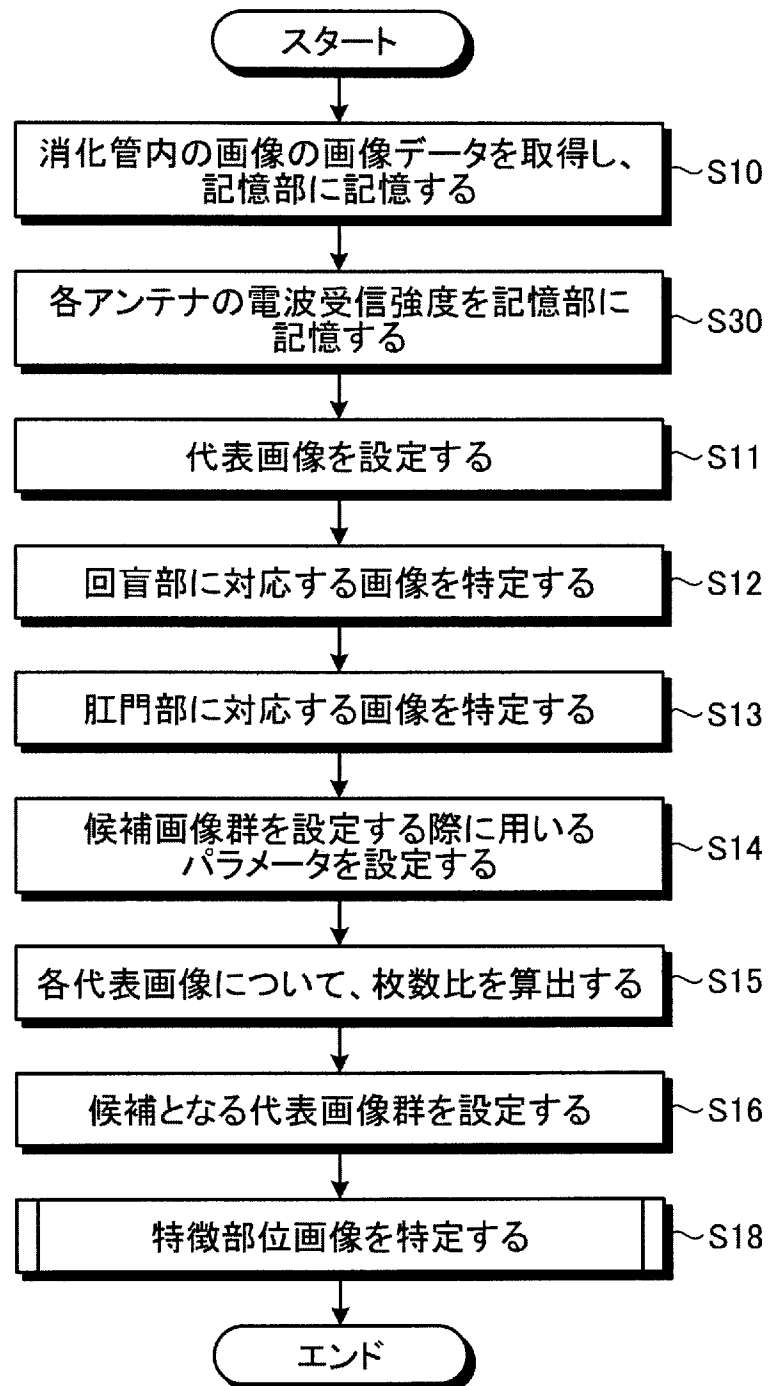
[図15]



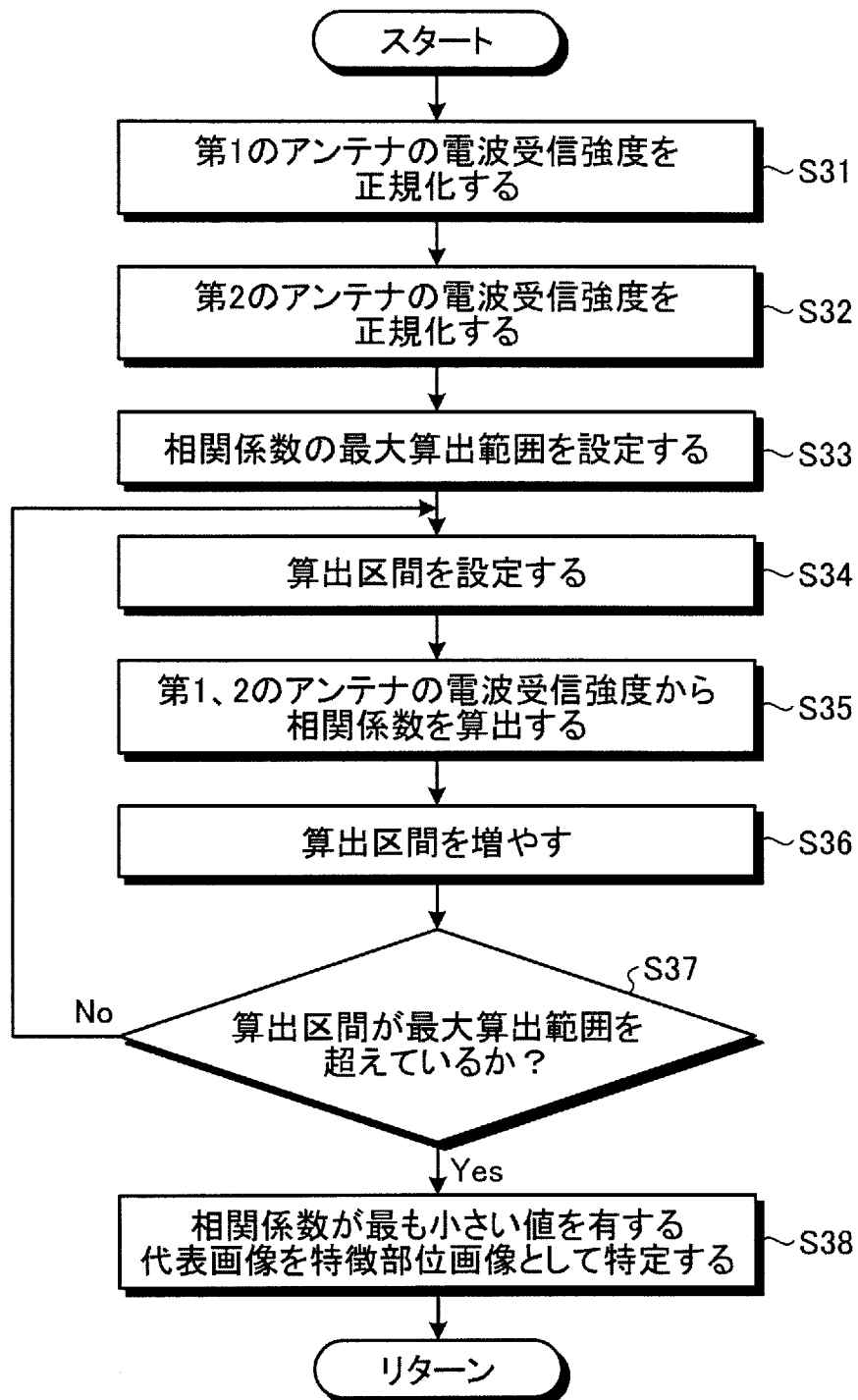
[図16]



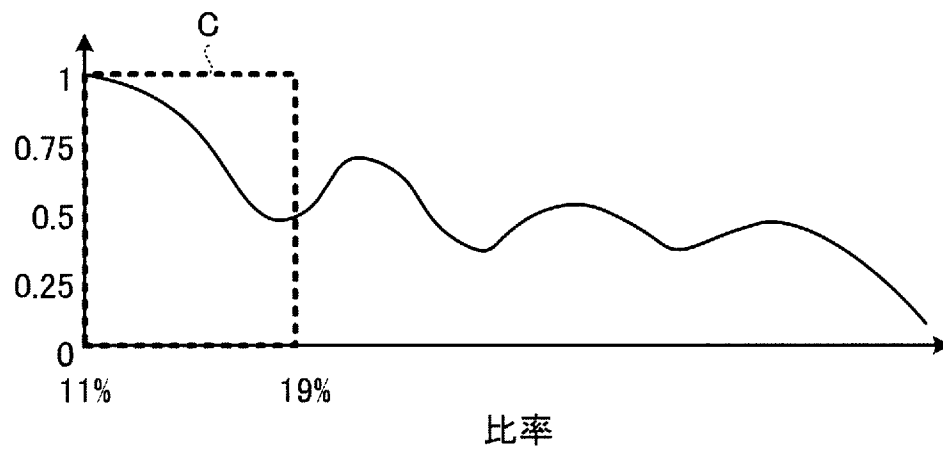
[図17]



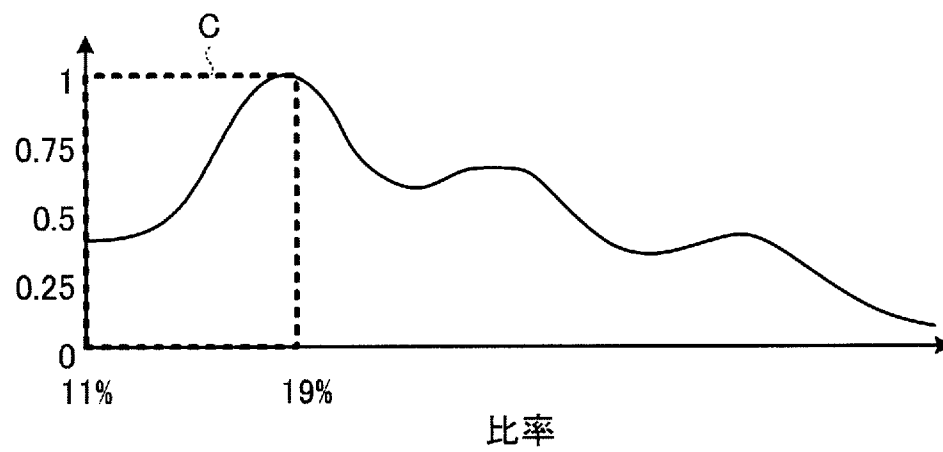
[図18]



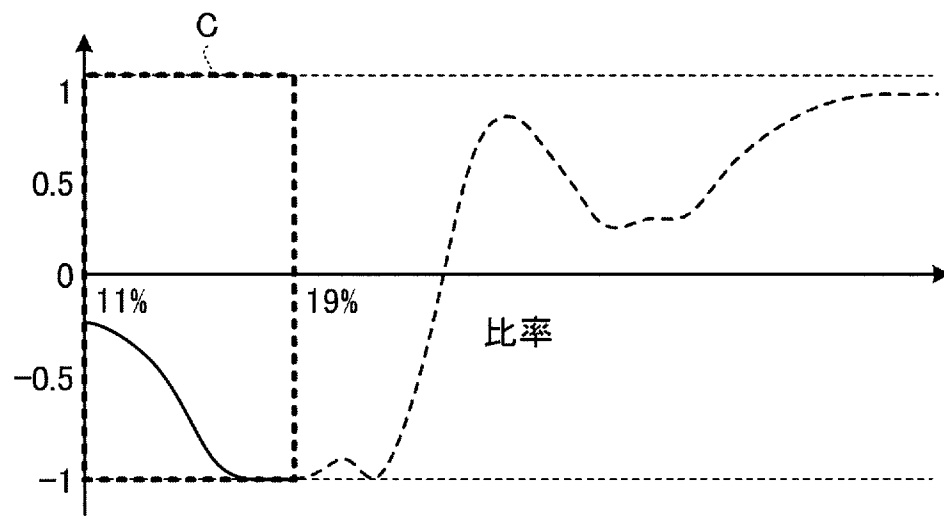
[図19]



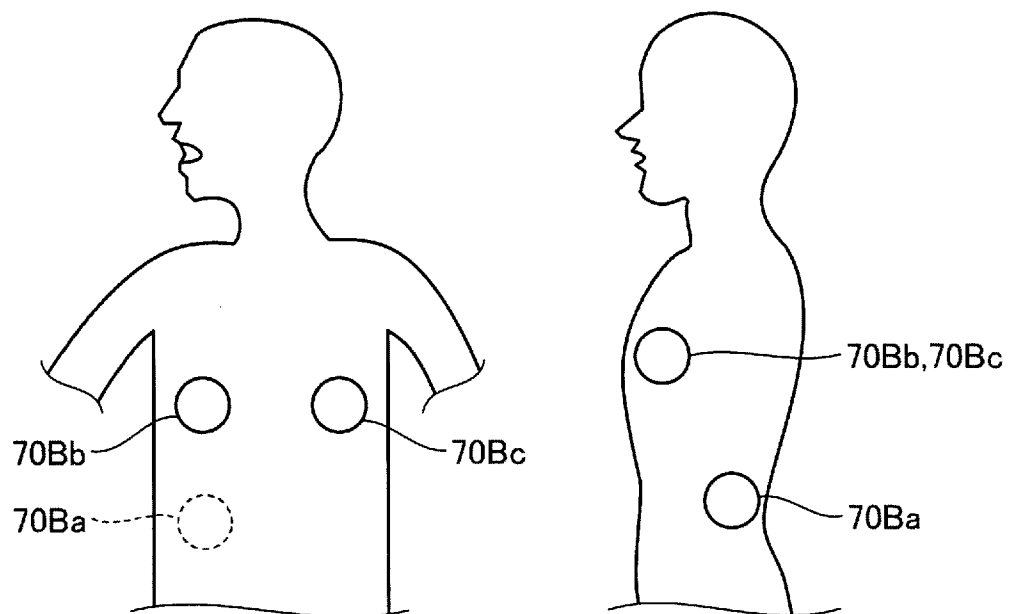
[図20]



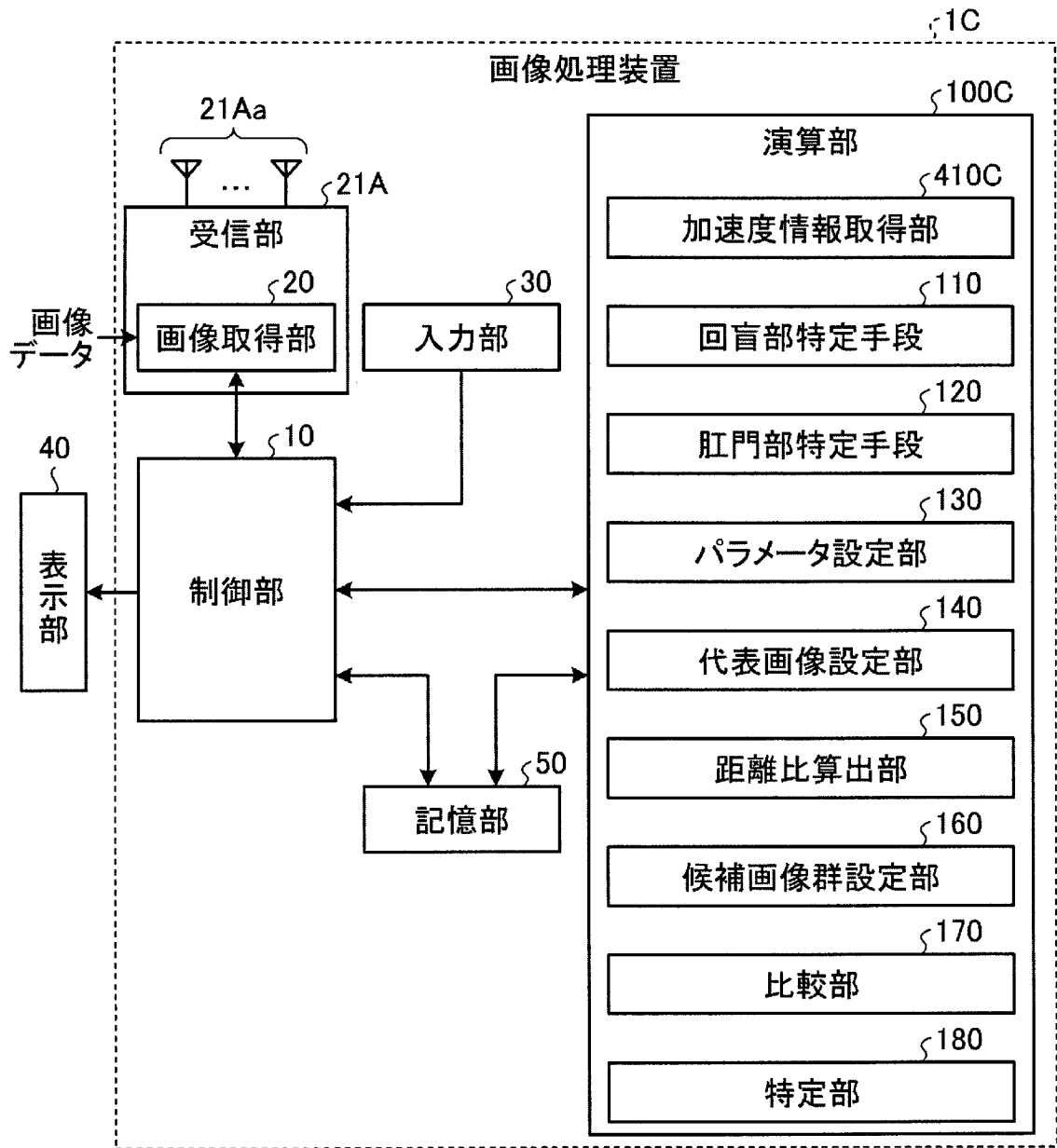
[図21]



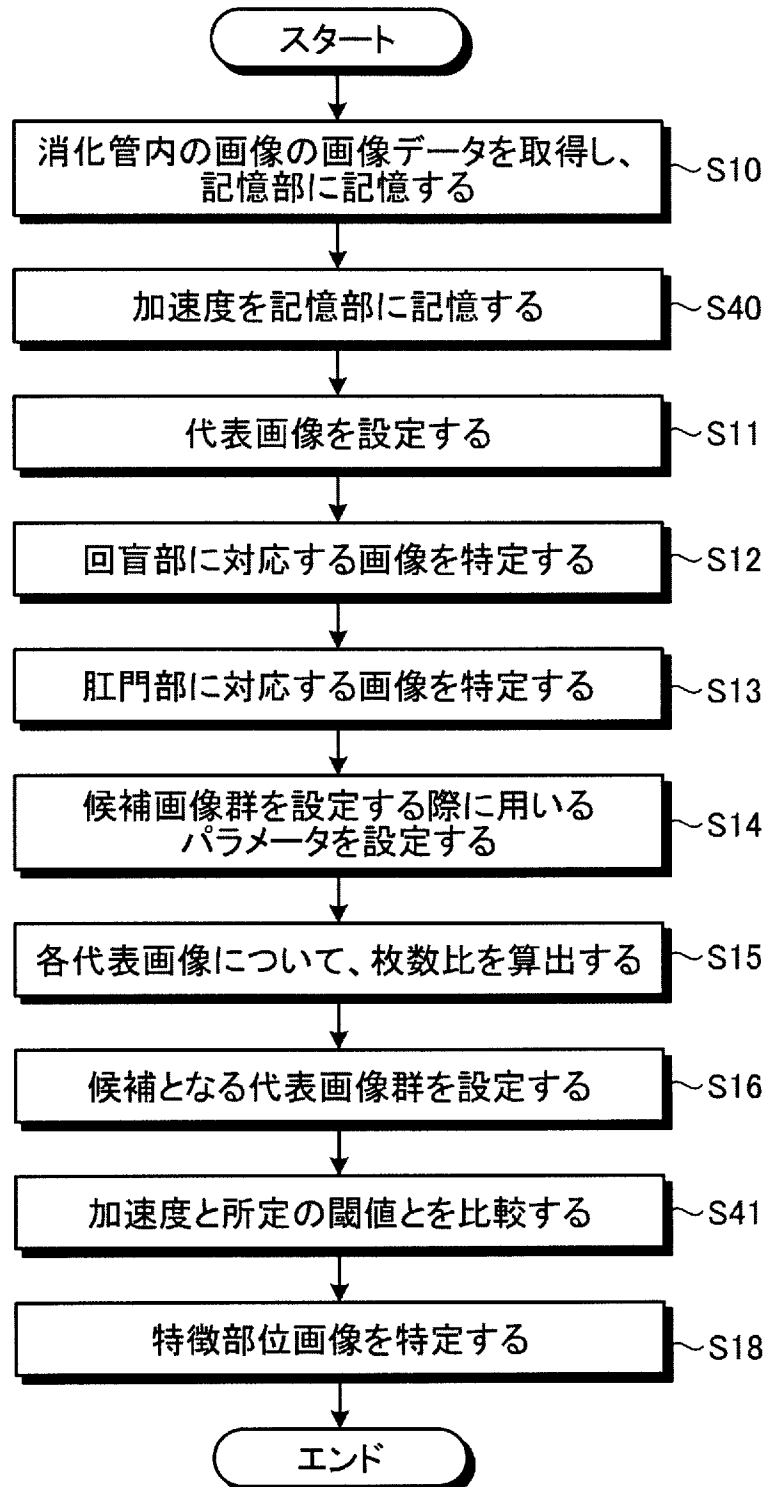
[図22]



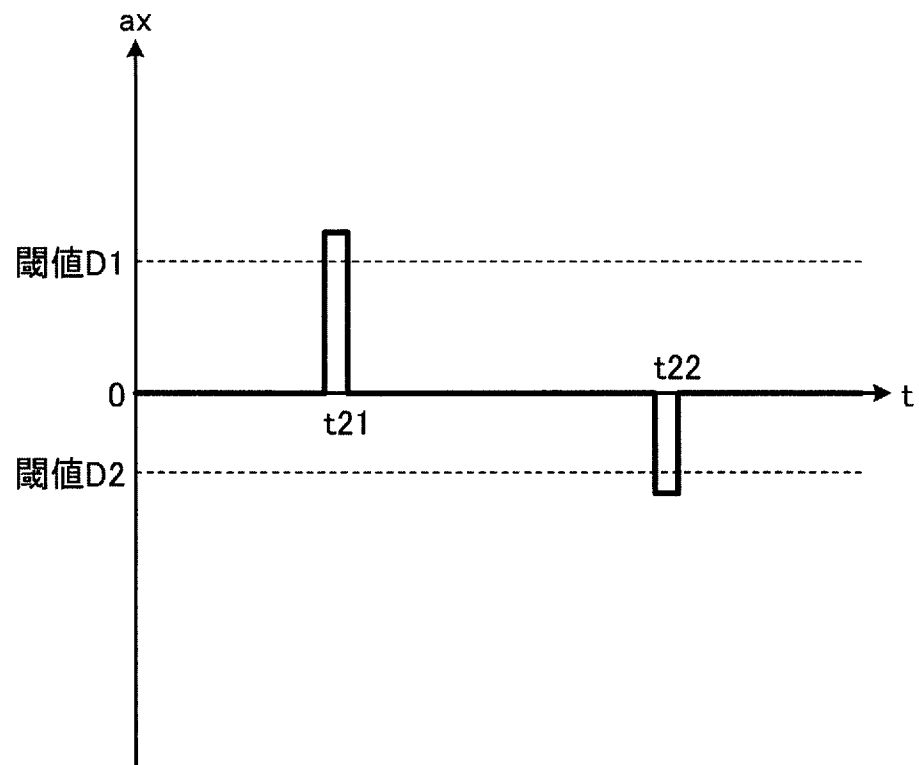
[図23]



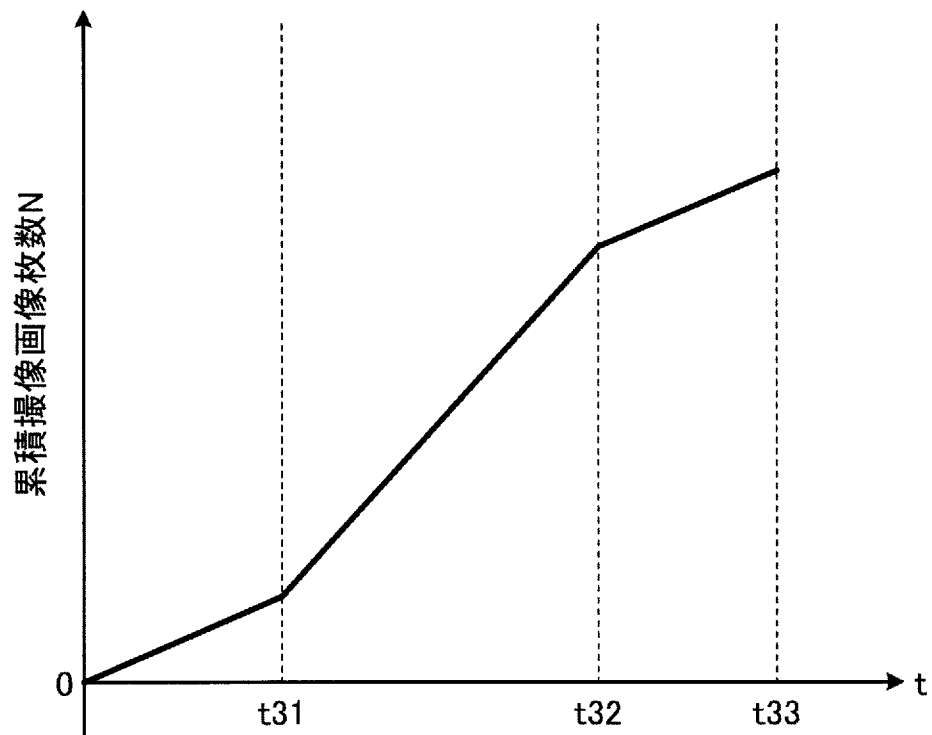
[図24]



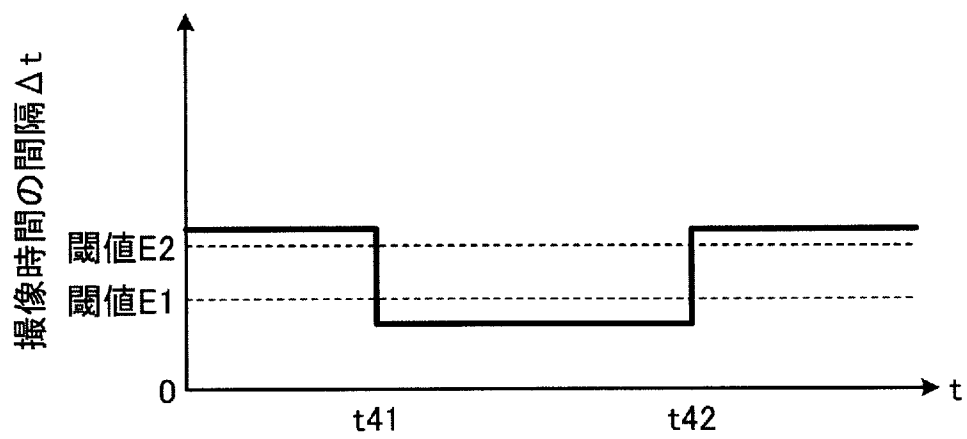
[図25]



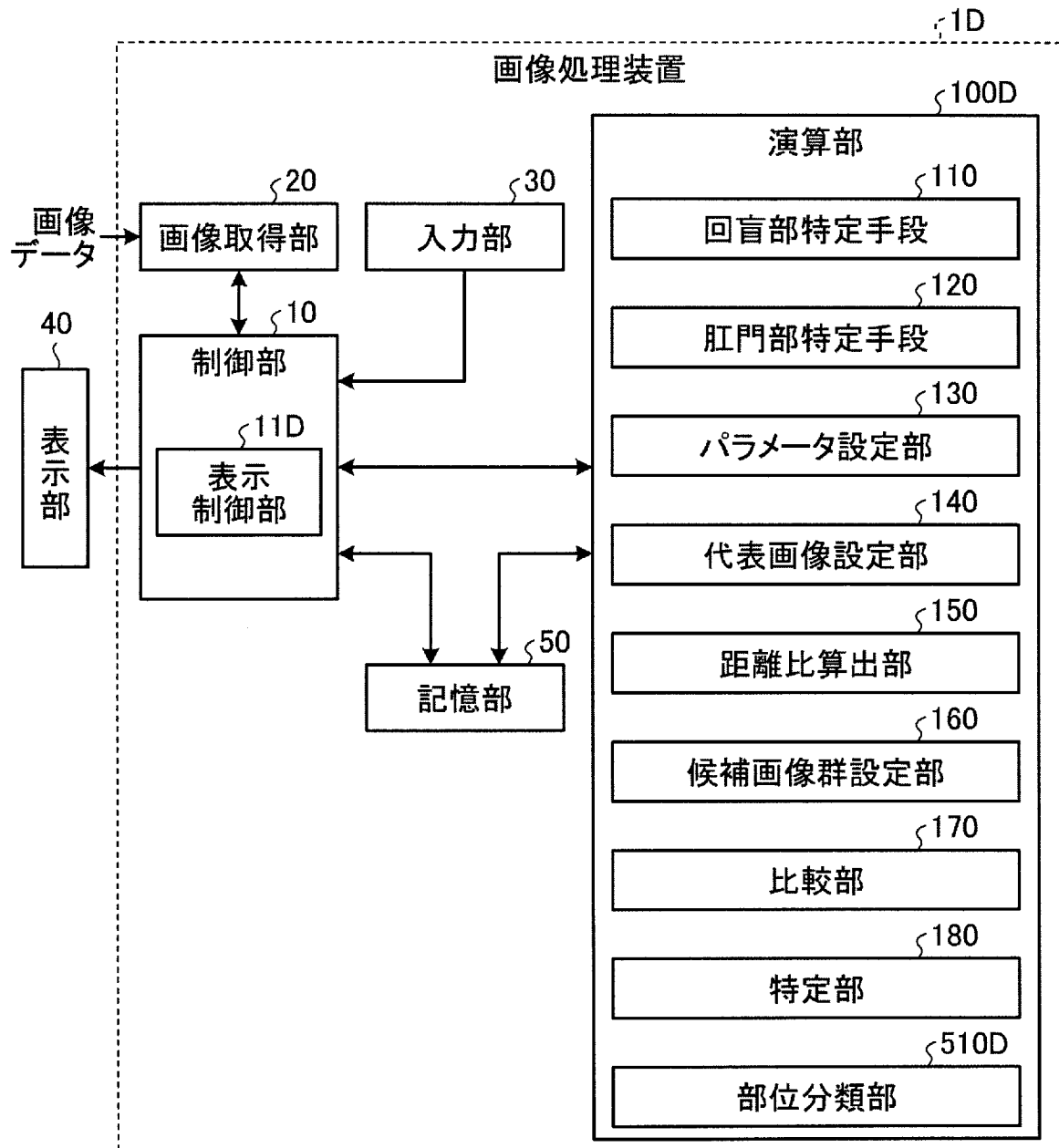
[図26]



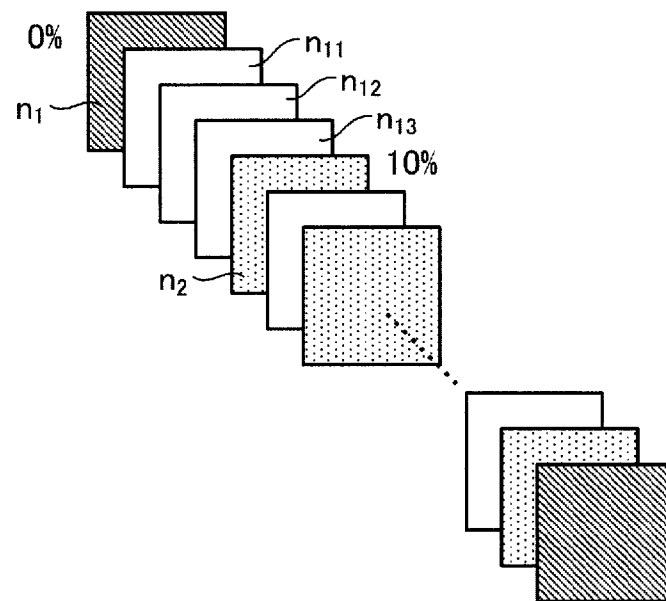
[図27]



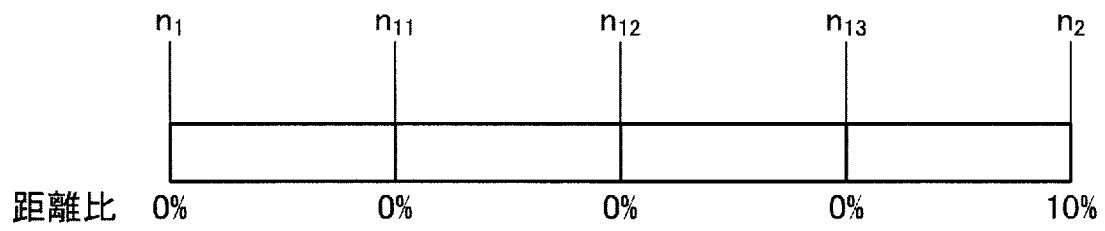
[図28]



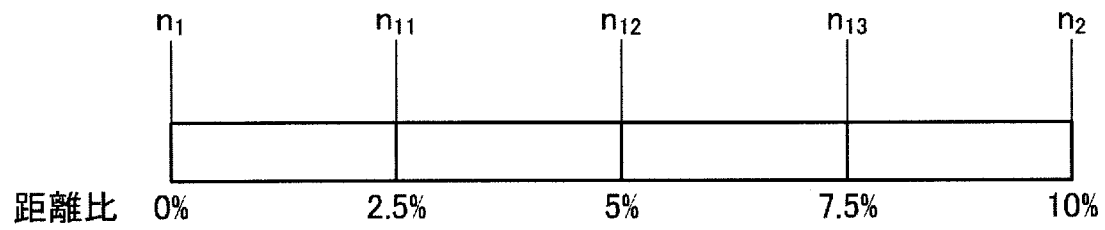
[図29]



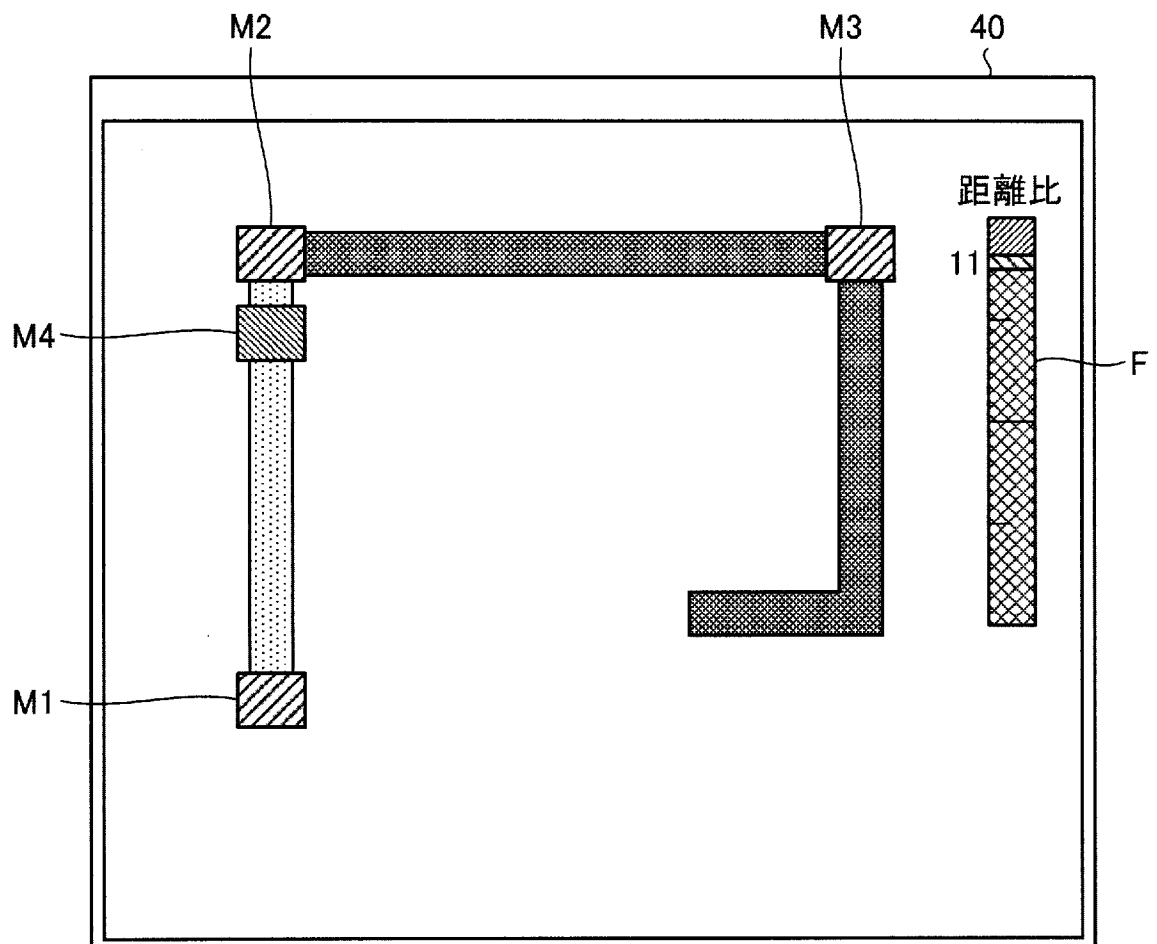
[図30]



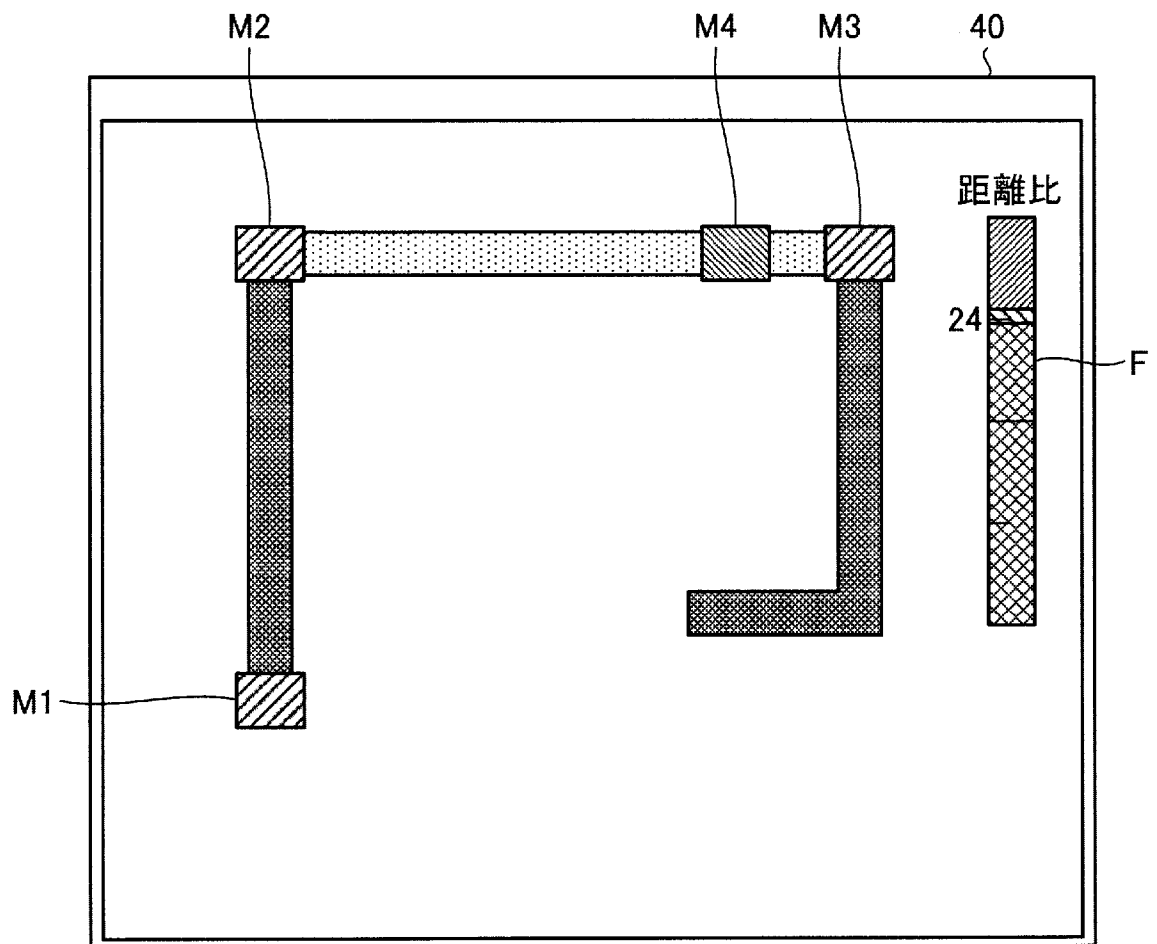
[図31]



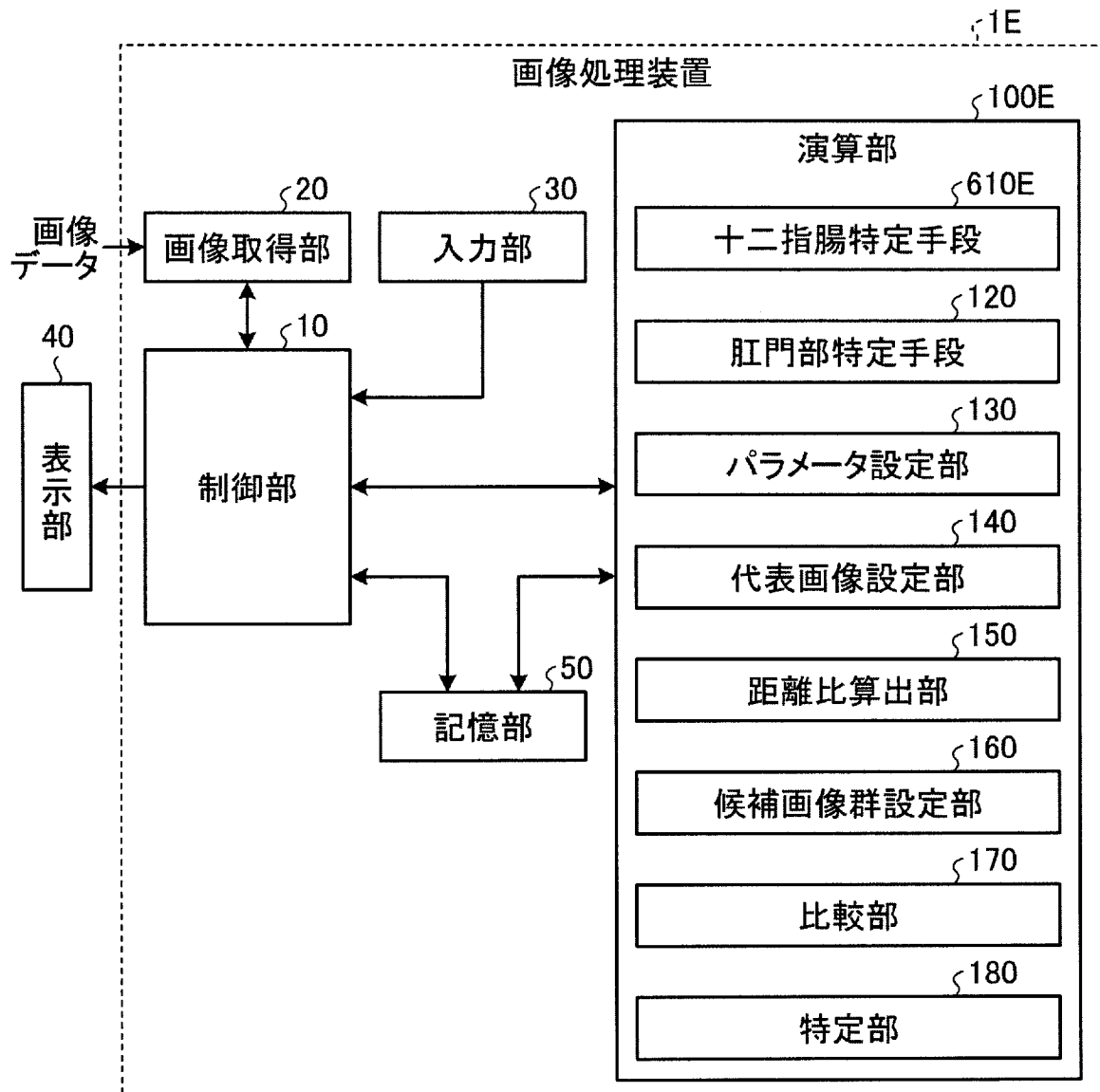
[図32]



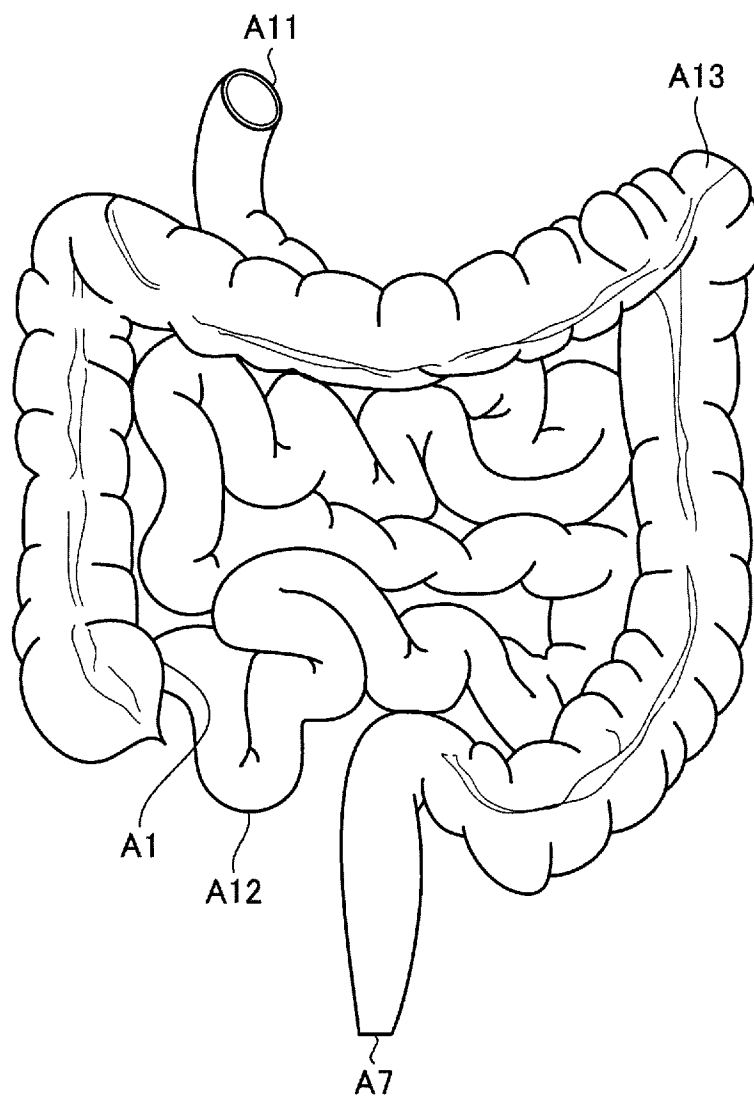
[図33]



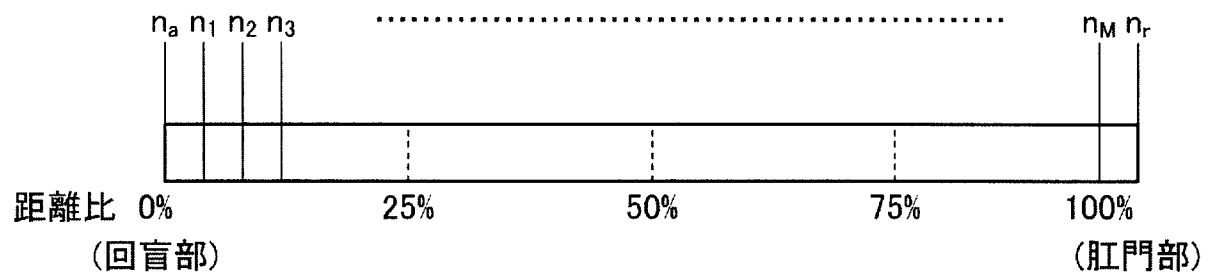
[図35]



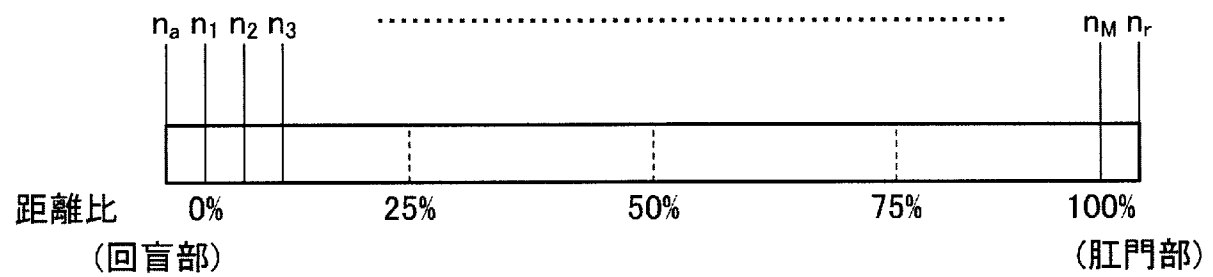
[図36]



[図37]



[図38]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/081731

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01) i, A61B1/00(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) A61B1/04, A61B1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-156203 A (Olympus Corp.), 18 August 2011 (18.08.2011), paragraphs [0073] to [0082] (Family: none)	1-19
Y	JP 2010-94185 A (Olympus Medical Systems Corp.), 30 April 2010 (30.04.2010), paragraphs [0012] to [0039] & US 2010/0097392 A1 paragraphs [0045] to [0092] & EP 2177149 A1 & CN 101721199 A	1-19
☒ 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 06 January 2017 (06.01.17)		Date of mailing of the international search report 24 January 2017 (24.01.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/081731

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2010/103868 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 September 2010 (16.09.2010), paragraphs [0285] to [0291] & US 2011/0196201 A1 paragraphs [0344] to [0350] & EP 2407082 A1 & CN 102421350 A	2-16
Y	JP 2010-524557 A (I3System Corp.), 22 July 2010 (22.07.2010), claims 4, 6 & US 2010/0130818 A1 claims 4, 6 & WO 2009/031771 A2 & CN 101674769 A	5-8, 13-16
Y	JP 2010-35746 A (Fujifilm Corp.), 18 February 2010 (18.02.2010), paragraphs [0073] to [0074] (Family: none)	9-12
Y	JP 2006-61469 A (Olympus Corp.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraphs [0127] to [0142]; fig. 19 & US 2007/0268280 A1 paragraphs [0268] to [0283] & WO 2006/022269 A1 & EP 1790277 A1 & CN 101669807 A	17
A	WO 2012/102204 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 02 August 2012 (02.08.2012), paragraphs [0186] to [0187] & US 2013/0038711 A1 paragraphs [0201] to [0202] & EP 2662016 A1 & CN 103281951 A	5-6
A	WO 2014/061553 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 24 April 2014 (24.04.2014), paragraph [0053] & US 2014/0303435 A1 paragraph [0060] & EP 2910173 A1 & CN 104114077 A	7-12
A	JP 2010-240000 A (Hoya Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), claim 5 (Family: none)	9-12

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(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. A61B1/04, A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
Y	JP 2011-156203 A（オリンパス株式会社） 2011.08.18, 【0073】～【0082】 （ファミリーなし）	1-19
Y	JP 2010-94185 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2010.04.30, 【0012】～【0039】 & US 2010/0097392 A1 [0045]-[0092] & EP 2177149 A1 & CN 101721199 A	1-19

☒ 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

06.01.2017

国際調査報告の発送日

24.01.2017

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）

山口 裕之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

2913

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
Y	WO 2010/103868 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.09.16, [0285] ~ [0291] & US 2011/0196201 A1 [0344]-[0350] & EP 2407082 A1 & CN 102421350 A	2-16
Y	JP 2010-524557 A (アイスリーシステム コーポレーション) 2010.07.22, 請求項4、6 & US 2010/0130818 A1 Claims 4,6 & WO 2009/031771 A2 & CN 101674769 A	5-8, 13-16
Y	JP 2010-35746 A (富士フイルム株式会社) 2010.02.18, 【0073】 ~ 【0074】 (ファミリーなし)	9-12
Y	JP 2006-61469 A (オリンパス株式会社) 2006.03.09, 【0127】 ~ 【0142】、図19 & US 2007/0268280 A1 [0268]-[0283] & WO 2006/022269 A1 & EP 1790277 A1 & CN 101669807 A	17
A	WO 2012/102204 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.08.02, [0186] ~ [0187] & US 2013/0038711 A1 [0201]-[0202] & EP 2662016 A1 & CN 103281951 A	5-6
A	WO 2014/061553 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2014.04.24, [0053] & US 2014/0303435 A1 [0060] & EP 2910173 A1 & CN 104114077 A	7-12
A	JP 2010-240000 A (HOYA株式会社) 2010.10.28, 請求項5 (ファミリーなし)	9-12