

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6265630号
(P6265630)

(45) 発行日 平成30年1月24日(2018.1.24)

(24) 登録日 平成30年1月5日(2018.1.5)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 18/12
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 3
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1
A 6 1 B 90/00 (2016.01)	A 6 1 B 1/00 6 2 2
請求項の数 8 (全 18 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号 特願2013-124346 (P2013-124346)
 (22) 出願日 平成25年6月13日(2013.6.13)
 (65) 公開番号 特開2015-93 (P2015-93A)
 (43) 公開日 平成27年1月5日(2015.1.5)
 審査請求日 平成28年6月9日(2016.6.9)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100104710
 弁理士 竹腰 昇
 (74) 代理人 100124682
 弁理士 黒田 泰
 (74) 代理人 100090479
 弁理士 井上 一
 (72) 発明者 佐藤 貴之
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
 審査官 栗山 卓也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

処置具及び特定部位の位置を検出し、検出した前記処置具及び前記特定部位の位置に基づいて前記特定部位と前記処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う距離情報取得部と、

前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行う近接度取得部と、

前記特定部位の太さ情報である特定部位情報の取得処理を行う特定部位情報取得部と、

前記近接度が閾値よりも大きい場合に前記処置具の切開能力を抑制する制御を行い、前記特定部位が太いほど前記切開能力の抑制度合いを大きくする処置具制御部と、

を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】

請求項1において、

前記特定部位は、血管であり、

前記太さ情報は、前記血管の血管径であることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項3】

処置具及び特定部位の位置を検出し、検出した前記処置具及び前記特定部位の位置に基づいて前記特定部位と前記処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う距離情報取得部と、

前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行う

近接度取得部と、

前記特定部位の種類を表す情報である特定部位情報の取得処理を行う特定部位情報取得部と、

前記特定部位が血管である場合には、前記近接度が閾値よりも大きい場合に、前記近接度が大きくなるほど前記処置具の切開能力を低下させる制御を行い、前記特定部位が神経である場合には、前記近接度が前記閾値よりも大きい場合に、前記切開能力を所定レベル以下に設定する処置具制御部と、

を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 4】

処置具及び特定部位の位置を検出し、検出した前記処置具及び前記特定部位の位置に基づいて前記特定部位と前記処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う距離情報取得部と、

前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行う近接度取得部と、

前記処置具の特性情報である処置具情報の取得処理を行う処置具情報取得部と、前記近接度が閾値よりも大きい場合に前記処置具の切開能力を抑制する制御を行い、前記処置具情報に応じて前記閾値を変化させる処置具制御部と、

を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記特定部位は、血管であり、

前記処置具情報は、前記処置具の止血能力であり、

前記処置具制御部は、

前記止血能力が低いほど前記閾値を小さくすることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 4 において、

前記処置具情報は、前記処置具の種類を表す情報であり、

前記処置具制御部は、

前記処置具が電気メスである場合には、前記閾値を第 1 閾値に設定し、前記処置具が超音波メスである場合には、前記閾値を前記第 1 閾値よりも小さい第 2 閾値に設定することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 7】

処置具及び特定部位の位置を検出し、検出した前記処置具及び前記特定部位の位置に基づいて前記特定部位と前記処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う距離情報取得部と、

前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行う近接度取得部と、

前記近接度が閾値よりも大きい場合に前記処置具の切開能力を抑制する制御を行う処置具制御部と、

ユーザーからの入力があった場合及び、前記近接度が所定時間間に所定量以上変化しない場合の少なくとも一方の場合に、前記処置具制御部による前記切開能力を抑制する制御を解除する制御解除部と、

を含むことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 8】

処置具及び特定部位の位置を検出し、検出した前記処置具及び前記特定部位の位置に基づいて前記特定部位と前記処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行い、

前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行い、

、

前記特定部位の太さ情報である特定部位情報の取得処理を行い、

前記近接度が閾値よりも大きい場合に前記処置具の切開能力を抑制する制御を行い、

10

20

30

40

50

前記特定部位が太いほど前記切開能力の抑制度合いを大きくすることを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

手術において処置具が危険部位に近づいたことをユーザーに通知する手術支援システムが知られている。例えば特許文献1には、手術中に処置具が接触してはならない危険部位等の指定部位と処置具との相対的な位置関係を手術者に知らせることができる手術支援システムが公開されている。この手術支援システムでは、予め取得した生体組織の画像データから生体組織のモデルを作成するモデル作成部と、処置具の先端と指定部位の離間距離を求める離間距離演算部と、離間距離が所定の閾値以下である場合に接近状態であると判断する判定部とを備え、手術中における生体組織及び処置具の位置データに基づいて、当該処置具が生体組織内の指定部位に接近していることを知らせる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-233240号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

さて、手術においては、術者の意図しない生体の特定部位を損傷させる危機を回避することにより、安全性を向上させるという課題がある。上記の特許文献1では、処置の安全性を向上させるために、処置具が危険部位に近づいたことをユーザーに通知している。しかしながら、特許文献1には、例えば切開能力等の処置具の設定を制御する手法については記載されていない。

【0005】

本発明の幾つかの態様によれば、処置具の設定を制御することにより処置の安全性を向上可能な内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法等を提供できる。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様は、特定部位と処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う距離情報取得部と、前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行う近接度取得部と、前記近接度に基づいて、前記処置具の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定を制御する処置具制御部と、を含む内視鏡装置に係る。

【0007】

本発明の一態様によれば、特定部位と処置具との間の距離に関する距離情報に基づいて、特定部位と処置具との間の近接度が取得され、その近接度に基づいて、処置具の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定が制御される。このようにして処置具の設定を制御することにより、処置の安全性を向上することが可能になる。

40

【0008】

また本発明の他の態様は、特定部位と処置具との間の距離に関する距離情報の取得処理を行い、前記距離情報に基づいて、前記特定部位と前記処置具との間の近接度の取得処理を行い、前記近接度に基づいて、前記処置具の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定を制御する内視鏡装置の作動方法に係る。

【図面の簡単な説明】

【0009】

50

【図1】内視鏡装置の基本構成例。

【図2】第1実施形態における内視鏡装置の構成例。

【図3】距離情報と近接度を対応付けたルックアップテーブルの例。

【図4】第1実施形態における、近接度に応じた処置具の設定制御の例。

【図5】第2実施形態における内視鏡装置の構成例。

【図6】第2実施形態における、近接度に応じた処置具の設定制御の例。

【図7】第3実施形態における内視鏡装置の構成例。

【図8】第3実施形態における、近接度に応じた処置具の設定制御の例。

【図9】第4実施形態における内視鏡装置の構成例。

【図10】第5実施形態における内視鏡装置の構成例。

10

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0011】

1. 本実施形態の概要

まず本実施形態の概要について説明する。内視鏡装置により手術を行う際、その手術領域には損傷を避けるべき部位（例えば血管、神経、尿管等）が混在・近接する場合が多い。ユーザー（医師、術者）は、このような特定部位を避けながら処置を行い、或は特定部位を処置（例えば血管の止血・切断）する場合には望まない損傷（例えば出血）が起こらないように処置を行う。しかしながら、意図せず特定部位を損傷させてしまう可能性があり、そのような意図しない損傷により手術の安全性が低下するという課題がある。

20

【0012】

そこで図1に示すように、本実施形態の内視鏡装置は、距離情報取得部120と近接度取得部130と処置具制御部160とを含む。距離情報取得部120は、特定部位と処置具（手術器具）との間の距離に関する距離情報の取得処理を行う。近接度取得部130は、距離情報に基づいて、特定部位と処置具との間の近接度の取得処理を行う。そして処置具制御部160は、近接度に基づいて、処置具の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定を制御する。

30

【0013】

このようにすれば、生体の特定部位と処置具との近接度に基づいて処置具の設定（例えば、切開能力や止血能力に関する設定）を制御できるので、術者の意図しない生体の特定部位を損傷させる危険性を低下できる。上述した特許文献1では、処置具が特定部位に近接した場合にユーザーに警告する。しかしながら、近接した際に処置具の設定が変更されない場合、特定部位を傷付ける可能性が残る。この点、本実施形態では、処置具の設定を制御できるため、更に安全性を向上することができる。

【0014】

より具体的には、図4等で後述するように、処置具制御部160は、処置具が特定部位に近づいた場合（例えば近接度が閾値を超えた場合）に、処置具の切開能力を抑制する制御又は処置具の止血性能を向上させる制御を行う。例えば、電気的高周波エネルギーを用いた電気メスを処置具として用いる場合、電気メスへ供給する電気出力（電力）を抑制することで切開能力（切断性能）を抑制する。

40

【0015】

このようにすれば、処置具が特定部位に近接したときに切開能力が抑制され、或は止血能力が向上するので、誤って処置具を特定部位に近づけた場合であっても、特定部位を損傷させる（或は、特定部位が血管の場合には出血させる）可能性を低下できる。

【0016】

ここで、特定部位とは、内視鏡装置の処置具により処置を行う領域において、危険な部位或は注意すべき部位のことである。即ち、処置具（例えば電気メスや超音波メス等）に

50

よって処置（例えば切開や止血等）を行っている際に、ユーザーが意図せず傷付けてしまうと生体組織に危害が及ぶ可能性のある部位である。例えば、特定部位としては、血管や神経、尿管等の線状又は管状の部位が想定される。

【 0 0 1 7 】

また、近接度とは、処置具と特定部位の近さの度合いを表す指標であり、処置具と特定部位の距離が小さいほど近接度は大きくなる。処置具が特定部位に近いほど特定部位を損傷する可能性が増すことから、近接度は、そのような危険性を表す指標とも考えられる。そのため、危険性に応じて距離情報と近接度の対応を変化させてもよい。例えば、特定部位が血管である場合、危険性としては、血管を傷つけて出血させることが考えられる。出血の可能性や出血量は、処置具の切開能力（処置具情報）や血管の太さ等の特性（特定部位情報）によって変わるので、処置具の切開能力が高いほど或は血管が太いほど、同一距離に対して近接度を大きくしてもよい。

10

【 0 0 1 8 】

また、切開に関する設定とは、処置具を用いて生体組織を切開する際に処置具に対して設定するものであり、例えば切開能力を決める設定値やパラメーター（例えば電気メスの高周波出力や超音波メスの超音波出力）、或は切開を指示するモード設定（切開モード）等である。同様に、止血に関する設定とは、処置具を用いて血管を止血する際に処置具に対して設定するものであり、例えば止血能力を決める設定値やパラメーター、或は止血を指示するモード設定（止血モード）等である。

【 0 0 1 9 】

20

また、距離情報とは、特定部位と処置具との間の距離に関するものであればよく、処置具から特定部位までの距離そのものでなくともよい。即ち、距離の基準点は処置具の先端である必要はなく、任意に設定した所定位置であればよい。例えば、距離の基準点は、処置具の根元や撮像部（スコープ）の先端等であってもよい。処置具は撮像部の先端から挿入され、形状やサイズが決まっているため、処置具からの距離に代えて上記のような基準点からの距離を用いることが可能である。また、距離の終点についても、処置具に最も近い特定部位の位置に限定されない。例えば、処置具としてナイフを用いる場合、ナイフの切開方向（刃先の延長線上）における特定部位の位置を距離の終点としてもよい。本実施形態では、処置具が特定部位に及ぼす影響（例えば特定部位が血管である場合に、出血させる可能性）を回避したいので、その処置具の影響を受ける特定部位の位置を距離の終点とすればよい。

30

【 0 0 2 0 】

2. 第1実施形態

次に、本実施形態の詳細な構成について説明する。本実施形態の内視鏡装置としては、消化器（例えば食道や胃等の上部消化管や、或は大腸等の下部消化管）に挿入して診察・処置を行う消化器内視鏡装置や、外科手術において手術部位（例えば脳や腹部、関節等）に挿入することにより手術部位を撮影する外科内視鏡装置を想定できる。

【 0 0 2 1 】

なお、以下では特定部位が血管である場合を例に説明するが、本実施形態はこれに限定されない。即ち上述のように、特定部位は、内視鏡装置の処置具により処置を行う領域において、危険な部位或は注意すべき部位であればよい。

40

【 0 0 2 2 】

図2に、第1実施形態における内視鏡装置の構成例を示す。この内視鏡装置は、撮像部200（スコープ部）、処置具210（手術器具）、プロセッサ部300（画像プロセッサ部）、表示部400を含む。

【 0 0 2 3 】

第1実施形態では、撮像画像から処置具210及び血管の位置を検出し、それらの間の距離情報を求め、その距離情報に基づいて近接度を取得し、その近接度に基づいて処置具210の設定を制御する。

【 0 0 2 4 】

50

具体的には、撮像部200は、例えばCCDやCMOSセンサー等に代表される撮像素子を有する。撮像部200は、その撮像素子により観察対象物(被写体)を撮像し、その撮像した画像データをプロセッサ部300へ出力する。

【0025】

プロセッサ部300は、撮像画像に対する画像処理や、内視鏡装置の各部の制御を行う。プロセッサ部300は、画像取得部110、距離情報取得部120、近接度取得部130、通知処理部140、画像処理部150、処置具制御部160を含む。

【0026】

画像取得部110は、撮像部200から送信される撮像画像(画像データ)を受信し、その撮像画像を画像処理部150と距離情報取得部120へ出力する。

10

【0027】

画像処理部150は、撮像画像に対して種々の画像処理を行い、処理後の画像を表示部400へ出力する。例えば、画像処理として、ホワイトバランス処理やガンマ補正処理、強調処理、拡大・縮小処理、歪み補正処理、ノイズリダクション処理等を行う。

【0028】

距離情報取得部120は、撮像画像から血管構造を検出し、その血管の位置情報を取得する。また撮像画像から処置具を検出し、その処置具の位置情報を取得する。そして、血管及び処置具の位置情報から処置具から血管までの2次元距離(又は後述する3次元距離)を求める。処置具は多くの場合、金属で構成されているため、それを利用して処置具を検出する手法が考えられる。例えば、撮像画像を輝度画像に変換し、所定閾値以上の輝度値を有する画素を検出し、その画素のまとまりを輪郭検出することによってグルーピングし、所定の画素数以上のグループを処置具として検出する。血管についても同様に、血管の無い部分との輝度の差等から検出する手法が考えられる。そして、検出した画素グループの先端を処置具の先端とみなし、その先端から血管までの距離を算出する。なお、処置具や血管の検出手法は上記に限定されず、例えば色差画像(CrやCb)等を用いて色の特徴から処置具や血管を検出してよい。

20

【0029】

近接度取得部130は、距離情報に基づいて、血管と処置具の近接度合を示す近接度を算出し、その近接度を処置具制御部160に出力する。ここで近接度は、血管位置と処置具の距離が接近するほど値が大きくなる。例えば、図3に示すように、近接度取得部130はルックアップテーブルを記憶しており、そのルックアップテーブルを参照することにより2次元距離Dを近接度に変換する。ここで $D_1 > D_2 > D_3 > D_4$ である。或は、近接度取得部130は、2次元距離Dを関連度に対応付ける関数により関連度を算出してもよい。例えば所定係数を k として、近接度は $f(D) = k/D$ 等と表される。

30

【0030】

処置具制御部160は、近接度に応じて処置具210の設定を変化させる制御を行う。具体的には、処置具210は、生体組織を切開する機能又は血管を止血する機能を有し、電気出力(又は振動出力)に従って、その切開能力又は止血能力が調整される。例えば図4に示すように、処置具制御部160は、近接度に対して電気出力(又は振動出力)の設定値を変化させ、近接度が大きい場合に切開能力を抑制する。即ち、近接度が閾値Xよりも小さいときには、ユーザー設定により切開能力を自由に設定可能であり、近接度が閾値Xよりも大きい場合には、近接度が大きくなるほど徐々に切開能力を減少させる制御を行う。

40

【0031】

上記のような処置具210として、例えば、電気出力として高周波エネルギーを発生させる処置具(例えば電気メスや、バイポーラ型デバイス等)を想定できる。或は、振動出力として超音波の振動エネルギーを発生させる処置具(例えば超音波メス等)を想定できる。これらの処置具では、高周波エネルギーや振動エネルギーにより生体組織を過熱し、その熱によって生体組織を変成させて切開又は止血を行う。例えば、切開を行う処置具は、生体組織を変成により崩壊させるだけの高いエネルギーを出力する。止血を行う処置具

50

は、生体組織を変成により凝固させる比較的低いエネルギーを出力する。また、切開と止血を切り替える処置具では、出力エネルギーを切り替えることによって、切開モードと止血モードを切り替える。

【 0 0 3 2 】

なお、処置具 2 1 0 の制御手法は図 4 に限定されず、処置具 2 1 0 が特定部位に接近したときに特定部位の損傷可能性を低下させる制御であればよい。例えば、近接度が閾値 X を超えた場合に、止血性能を上げる制御を行い、意図しない出血を防ぐようにしてもよい。或は、近接度が閾値 X を超えた場合に、切開モードから止血モードに切り替える制御を行ってもよい。或は、特定部位が神経のような損傷が許されない部位である場合には、近接度が閾値 X を超えた場合に出力をゼロ（広義には所定レベル以下）にする制御を行って

10

【 0 0 3 3 】

通知処理部 1 4 0 は、処置具制御部 1 6 0 による設定（設定値又はモード設定）に基づいて、ユーザーに対して処置具 2 1 0 の制御状態を示す通知を行う。制御状態としては、例えば切開能力の抑制状態や、切開モード等のモード設定等が想定される。通知処理部 1 4 0 は、制御状態を示す表示設定を画像処理部 1 5 0 へ出力し、画像処理部 1 5 0 は、撮像画像に表示設定を重畳し、表示データとして表示部 4 0 0 へ出力する。その結果、表示部 4 0 0 には、診断画像と共に処置具の制御状態が表示される。

【 0 0 3 4 】

なお、制御状態の通知手法は画像表示に限定されず、例えば音や振動、LED の点灯等

20

によって通知を行ってもよい。

【 0 0 3 5 】

3 . 第 1 実施形態の変形例

上述した第 1 実施形態では、種々の変形実施が可能である。以下に、その変形例について説明する。

【 0 0 3 6 】

第 1 実施形態では、距離情報として 2 次元距離を取得したが、距離情報として 3 次元距離を取得してもよい。

【 0 0 3 7 】

この第 1 変形例では、撮像部 2 0 0 は、ステレオ画像を撮影可能なステレオ光学系を有する。ステレオ光学系は、例えば視差を有する 2 つの撮像光学系を配置して構成される。距離情報取得部 1 2 0 は、その視差を有するステレオ画像をマッチング処理して画像上の各位置での奥行き方向の距離を算出する。そして、処置具と血管の 2 次元位置及び奥行き方向の距離に基づいて、処置具と血管の 3 次元位置を検出し、その間の 3 次元距離を求める。近接度取得部 1 3 0 は、第 1 実施形態と同様にして 3 次元距離を関連度に変換する。

30

【 0 0 3 8 】

なお、奥行き方向の距離を検出する手法は、上記のようなステレオ撮影に限定されない。例えば、撮像部 2 0 0 がオートフォーカスを行う光学系を有し、そのオートフォーカスにより処置具や血管にフォーカスが合ったときのレンズ位置から処置具や血管までの奥行き方向の距離を推定してもよい。或は、撮像部 2 0 0 の先端から照射する照明光が、被写

40

体が遠いほど暗くなることを利用して、画像の明るさから処置具や血管までの奥行き方向の距離を推定してもよい。

【 0 0 3 9 】

また第 1 実施形態では、撮像部 2 0 0 で撮像した画像から処置具の位置を検出したが、位置センサーの出力に基づいて処置具の位置を検出してもよい。

【 0 0 4 0 】

この第 2 変形例では、位置センサーは処置具の位置を検出し、距離情報取得部 1 2 0 へ出力する。距離情報取得部 1 2 0 は、その処置具の位置と画像から検出した血管の位置とに基づいて処置具から血管までの距離情報を取得する。例えば、処置具 2 1 0 に磁気コイルを組み込み、位置センサーが磁気コイルから発生する磁気をセンシングすることにより

50

処置具の位置を検出する。

【 0 0 4 1 】

また第 1 実施形態では、生体の特定部位の一例として血管の位置情報を取得したが、構造を検出できれば神経や尿管等でも位置情報を取得可能である。

【 0 0 4 2 】

この第 3 変形例では、例えば、近赤外蛍光プローブである ICG (インド・シアニン・グリーン) を生体に投与すると体内を循環し、その蛍光を観察することで画像として生体の構造を認識することができる。これにより、例えば尿管の画像認識が可能となる。また、神経においても所定の蛍光薬剤等の投与により、画像として構造を認識できる。

【 0 0 4 3 】

また第 1 実施形態では、画像から処置具 210 の先端位置を検出したが、処置具 210 にマーカーを付与して、画像認識によって、手術器具の位置を取得しても良い。

【 0 0 4 4 】

この第 4 変形例では、処置具 210 の先端にマーカーを付し、距離情報取得部 120 がそのマーカーを検出することにより処置具 210 の位置を検出する。或は、処置具 210 の先端以外の部分 (例えばナイフの柄の部分等) にマーカーを付してもよい。この場合、距離情報取得部 120 は、処置具 210 の長さや幅等の物理情報に基づいてマーカーからナイフの先端までの距離を取得し、その距離からナイフの先端の位置を推定する。

【 0 0 4 5 】

以上の実施形態によれば、処置具制御部 160 は、近接度が閾値よりも大きい場合に処置具 210 の切開能力を抑制する制御を行う。

【 0 0 4 6 】

このようにすれば、処置具 210 を特定部位に所定以上近づけたときに切開能力が抑制されるので、ユーザーが誤って手術領域内の特定部位を損傷させてしまうような危機を、回避し、手術の安全性を高めることができる。

【 0 0 4 7 】

ここで、切開能力とは、処置具 210 が生体を切開する能力を表す情報であり、例えばユーザーの指示又は処置具制御部 160 の制御により処置具 210 から電気出力 (又は振動出力) を出力したときに、生体が切開される範囲 (例えば長さ、深さ等) である。

【 0 0 4 8 】

また本実施形態では、通知処理部 140 は、処置具制御部 160 による制御状態をユーザーに通知する処理を行う。より具体的には、近接度が閾値よりも大きい場合に処置具 210 の切開能力を抑制する制御を処置具制御部 160 が行う場合に、通知処理部 140 は、切開能力が抑制されている旨をユーザーに通知する処理を行う。

【 0 0 4 9 】

このようにすれば、ユーザーが処置具 210 の制御状態を知ることができるので、その制御状態に応じた適切な操作を行うことが可能となる。即ち、制御状態を通知することによりユーザーに対して注意を促し、ユーザーが知らないうちに制御状態が変更されることがなくなるので、処置の安全性を確保できる。

【 0 0 5 0 】

さて、上述した特許文献 1 の手法では、例えば MRI 等を用いて予め生体組織の画像データを取得しておく必要があり、また、手術を行う際には処置具の位置データを検出するために位置検出装置が必要な構成となっている。そのため、装置が大がかりであるという課題がある。

【 0 0 5 1 】

この点、本実施形態では、画像取得部 110 は、撮像部 200 により撮像された、特定部位及び処置具 210 の像を含む撮像画像を取得する。そして、距離情報取得部 120 は、撮像画像から処置具 210 及び特定部位の位置を検出し、その検出した処置具 210 及び特定部位の位置に基づいて処置具 210 から特定部位までの距離情報を取得する。

【 0 0 5 2 】

10

20

30

40

50

このようにすれば、処置具 210 が特定部位に接近していることを撮像画像からリアルタイムに検出し、ユーザーに関連度として通知することができるので、事前に特定部位の画像データを取得しておく必要がない。また、事前に特定部位の画像データを取得するための装置や、撮像画像以外から処置具 210 の位置を検出する装置やセンサー（例えば超音波画像装置やMRIやGPS送受信装置）が不要となるため、装置をコンパクトに構成できる。

【0053】

ここで、画像から処置具 210 を検出する場合、例えばナイフ等を用いて処置を行っている際にはナイフの先端が生体内に隠れて撮像されない可能性がある。例えばナイフで生体を切開したとき等にはナイフの先端が生体内に隠れ、画像でナイフの先端を認識できない場合がある。

10

【0054】

この点、本実施形態では、処置具 210 の柄等にマーカーを付すことにより、先端が隠れている場合であっても処置具 210 の先端位置を推定できるので、正確な近接度を求めることが可能となる。

【0055】

4. 第2実施形態

図5に、第2実施形態における内視鏡装置の構成例を示す。この内視鏡装置は、撮像部 200、処置具 210、プロセッサ部 300、表示部 400 を含む。プロセッサ部 300 は、画像取得部 110、距離情報取得部 120、近接度取得部 130、通知処理部 140、画像処理部 150、処置具制御部 160、特定部位情報取得部 180 を含む。なお、上述の実施形態で説明した構成要素と同一の構成要素については同一の符号を付し、適宜説明を省略する。

20

【0056】

第2実施形態では、特定部位の特性情報である特定部位情報及び処置具 210 と特定部位の近接度に基づいて、処置具 210 の設定を制御する。

【0057】

具体的には、特定部位情報取得部 180 は、画像取得部 110 が取得した撮像画像から血管の境界を検出し、その検出結果に基づいて血管径（血管の幅）を特定部位情報として取得する。血管の断面は一般的に円形と考えられることから、画像上での血管の幅を血管径とする。なお、撮像画像から血管を画像認識する処理は、距離情報取得部 120 と特定部位情報取得部 180 で共通化してもよいし、別個に行ってもよい。

30

【0058】

処置具制御部 160 は、血管径と近接度に基づいて処置具 210 の設定を制御する。図6に、その制御の例を示す。VD1は、血管径が所定の径より小さい場合における近接度と電気出力（又は振動出力）の関係を示し、VD2は、血管径が所定の径より大きい場合における近接度と電気出力（又は振動出力）の関係を示す。処置具制御部 160 は、近接度が閾値 X よりも大きい場合に、処置具 210 の切開能力を抑制する制御を行うが、血管径が所定の径より大きい場合（VD2）には、誤って血管を切断した際の出血リスクが大きいと判断し、即座に抑制を行う。一方、血管径が所定の径より小さい場合（VD1）には、血管を切断した際の出血リスクが小さいと判断し、即座に抑制は実施しない。即ち、血管径が大きい方が、近接度の増加に対してより速く切開能力を低下させる。

40

【0059】

以上の実施形態によれば、特定部位情報取得部 180 は、特定部位の特性情報である特定部位情報を取得する。そして、処置具制御部 160 は、近接度と特定部位情報に基づいて、処置具 210 の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定を制御する。

【0060】

このようにすれば、特定部位の特性に応じて処置具 210 の制御を適切に行うことが可能となる。即ち、近接度に対してどのように処置具 210 の設定を制御するかを、特定部位の特性ごとに変更することが可能となる。

50

【 0 0 6 1 】

なお、以上の実施形態では、特定部位情報として血管径（血管の太さ）を取得する場合を例に説明したが、本実施形態はこれに限定されない。即ち、特定部位の特性情報とは、処置の対象部に存在する特定部位が有する特性に対応した情報であればよい。例えば、特定部位が血管である場合には、血管の種類（例えば動脈や静脈、末梢血管）や、血管の太さ、血管が存在する部位（例えば下部消化管、上部消化管等）、血管が存在する組織（例えば粘膜や脂肪、筋肉）等を表す情報が想定される。

【 0 0 6 2 】

また本実施形態では、特定部位情報は、特定部位の太さ情報である。処置具制御部 1 6 0 は、近接度が閾値 X よりも大きい場合に処置具 2 1 0 の切開能力を抑制する制御を行い、特定部位が太いほど切開能力の抑制度合いを大きくする。より具体的には、特定部位は、血管であり、太さ情報は、血管の血管径である。

10

【 0 0 6 3 】

このようにすれば、近接する血管の太さの違いによって、最適な切除及び止血の少なくとも一方に関する制御を実施することができる。即ち、血管を損傷したときに血管が太いほど出血のリスクが増すので、そのようなリスクの高い血管ほど処置具 2 1 0 の切開能力を速く抑制することで、安全性を向上できる。また、出血のリスクの少ない細い血管では、切開能力の抑制を少なくすることで、不用意に処置に要する時間を増加させないようにできる。

【 0 0 6 4 】

ここで、切開能力とは、処置具 2 1 0 が生体組織を切開する能力を表す情報であり、例えばユーザーの指示によりナイフに電流を流した（又は電圧を印加した）ときに、生体が切開される範囲（例えば長さ、深さ等）である。

20

【 0 0 6 5 】

また本実施形態では、特定部位情報は、特定部位の種類を表す情報である。そして、処置具制御部 1 6 0 は、特定部位が血管である場合には、近接度が閾値 X よりも大きい場合に、近接度が大きくなるほど切開能力を低下させる制御を行い、特定部位が神経である場合には、近接度が閾値 X よりも大きい場合に、切開能力を所定レベル以下に設定する。

【 0 0 6 6 】

このようにすれば、近接する特定部位の種類の違いによって、最適な切除及び止血の少なくとも一方に関する制御を実施することができる。即ち、損傷した場合に非常にリスクが高い神経のような部位の場合には、切開能力を所定レベル以下（例えばゼロ）に設定することで、損傷のリスクをできるだけ低下させることができる。

30

【 0 0 6 7 】

5 . 第 3 実施形態

図 7 に、第 3 実施形態における内視鏡装置の構成例を示す。この内視鏡装置は、撮像部 2 0 0、処置具 2 1 0、プロセッサ部 3 0 0、表示部 4 0 0 を含む。プロセッサ部 3 0 0 は、画像取得部 1 1 0、距離情報取得部 1 2 0、近接度取得部 1 3 0、通知処理部 1 4 0、画像処理部 1 5 0、処置具制御部 1 6 0、処置具情報取得部 1 7 0、特定部位情報取得部 1 8 0、メモリー 2 3 0 を含む。なお、上述の実施形態で説明した構成要素と同一の構成要素については同一の符号を付し、適宜説明を省略する。

40

【 0 0 6 8 】

第 3 実施形態では、処置具 2 1 0 の特性情報である処置具情報及び処置具 2 1 0 と特定部位の近接度に基づいて、処置具 2 1 0 の設定を制御する。

【 0 0 6 9 】

メモリー 2 3 0 には、例えば処置具 2 1 0 の型番のパラメーター（ID 情報）が記憶されている。或は、メモリー 2 3 0 には、処置具 2 1 0 の用途や使用部位、サイズ、形状等の情報が記憶されていてもよい。

【 0 0 7 0 】

処置具情報取得部 1 7 0 は、メモリー 2 3 0 から読み出した上記の情報に基づいて、処

50

置具 2 1 0 の止血能力を処置具情報として取得する。例えば、メモリー 2 3 0 から読み出す情報と切開能力を対応付けたルックアップテーブルを記憶しておき、そのルックアップテーブルを参照して止血能力を取得する。或は、メモリー 2 3 0 から読み出す情報を引数として関数により止血性能を取得してもよい。

【 0 0 7 1 】

処置具制御部 1 6 0 は、止血性能と近接度に基づいて処置具 2 1 0 の設定を制御する。図 8 に、その制御の例を示す。H C 1 は、止血性能が高い場合における近接度と電気出力（又は振動出力）の関係を示し、H C 2 は、止血性能が小さい場合における近接度と電気出力（又は振動出力）の関係を示す。処置具制御部 1 6 0 は、処置具 2 1 0 の止血能力が高い場合（H C 1）には、近接度が第 1 閾値 X_1 より大きい場合に、処置具 2 1 0 の切開能力を抑制する制御を行う。一方、処置具 2 1 0 の止血能力が低い場合（H C 2）には、近接度が第 2 閾値 X_2 （ $X_2 < X_1$ ）の場合に、処置具 2 1 0 の切開能力を抑制する制御を行う。例えば、超音波メスは電気メス（高周波メス）に比べて、切開性能は高いが、止血性能が低い特性を持ち、一方、電気メスは超音波メスに比べて、切開性能は低いが、止血性能が高い特性を持つ。即ち、電気メスを用いる場合の閾値は、超音波メスを用いる場合の閾値よりも大きくする。

【 0 0 7 2 】

6 . 第 3 実施形態の変形例

上述した第 3 実施形態では、種々の変形実施が可能である。以下に、その変形例について説明する。

【 0 0 7 3 】

第 3 実施形態では、血管径に基づく処置具 2 1 0 の制御と、止血性能に基づく処置具 2 1 0 の制御とを別個に行う場合について説明したが、それらを組み合わせて処置具 2 1 0 を制御してもよい。例えば、血管径が閾値 X よりも大きい場合であっても、止血性能が高い処置具 2 1 0 を用いる際には、切開能力の抑制を実施しない制御方法、などが考えられる。

【 0 0 7 4 】

また第 3 実施形態では、メモリー 2 3 0 から読み出した情報に基づいて止血性能を取得する場合を例に説明したが、例えば、ユーザーからの設定情報に基づいて止血性能を取得してもよい。例えば、止血能力を切り替え可能な処置具 2 1 0 の場合、ユーザーが切り替えた止血能力を処置具情報として取得することが考えられる。

【 0 0 7 5 】

また第 3 実施形態では、メモリー 2 3 0 がプロセッサ部 3 0 0 に設けられる場合を例に説明したが、例えば、メモリー 2 3 0 は処置具 2 1 0 又は撮像部 2 0 0 に設けられてもよい。この場合、その処置具 2 1 0 又は撮像部 2 0 0 に設けられたメモリー 2 3 0 から処置具情報取得部 1 7 0 が処置具 2 1 0 のパラメータを読み出す。

【 0 0 7 6 】

以上の実施形態によれば、処置具情報取得部 1 7 0 は、処置具 2 1 0 の特性情報である処置具情報を取得する。そして、処置具制御部 1 6 0 は、近接度と処置具情報に基づいて、処置具 2 1 0 の切開及び止血の少なくとも一方に関する設定を制御する。

【 0 0 7 7 】

このようにすれば、処置具 2 1 0 の特性に応じて処置具 2 1 0 の制御を適切に行うことが可能となる。即ち、近接度に対してどのように処置具 2 1 0 の設定を制御するかを、処置具 2 1 0 の特性ごとに変更することが可能となる。

【 0 0 7 8 】

なお、以上の実施形態では、処置具情報が止血能力である場合を例に説明したが、本実施形態はこれに限定されない。即ち、処置具 2 1 0 の特性情報とは、処置具 2 1 0 が有する特性に対応した情報であればよい。例えば、処置具 2 1 0 がナイフである場合、その切開能力に対応する情報として、ナイフに流す電流値やナイフに印加する電圧値、ナイフの材質、刃の形状、刃のサイズ、設定した処置モード（例えば止血モードや切開モード）等

10

20

30

40

50

が想定される。或は、処置具 210 を用いる部位（例えば下部消化管、上部消化管等）の情報や、処置具 210 の種類や用途を表す情報、処置具 210 に対応付けられた ID 情報等であってもよい。

【0079】

また本実施形態では、処置具制御部 160 は、近接度が閾値（ $X1$ 、 $X2$ ）よりも大きい場合に処置具 210 の切開能力を抑制する制御を行い、処置具情報に応じて閾値を変化させる。より具体的には、特定部位は、血管であり、処置具情報は、処置具 210 の止血能力である。そして、処置具制御部 160 は、止血能力が低いほど閾値を小さくする（ $X1 > X2$ ）。

【0080】

このようにすれば、止血能力の違いによって、最適な切除及び止血の少なくとも一方に関する制御を実施することができる。即ち、止血能力が低いほど止血に要する時間が長い可能性があるため、そのようなリスクの高い処置具 210 ほど、特定部位から離れたところから切開能力を抑制することで、安全性を向上できる。また、止血に要する時間が短い止血能力の高い処置具 210 では、より特定部位に近づいたところで切開能力を抑制することで、不用意に処置に要する時間を増加させないようにできる。

【0081】

ここで、止血能力とは、処置具 210 が血管を止血する能力を表す情報である。例えば止血用の処置具 210 として、血管を挟み込んで高周波や超音波により組織を加熱・凝固することで止血を行うデバイスが考えられる。このようなデバイスでは、止血能力は、例えば血管を凝固させる範囲（例えば幅）や時間、止血できる血管の太さ、止血の確実性等である。

【0082】

また本実施形態では、処置具情報は、処置具 210 の種類を表す情報である。そして、処置具制御部 160 は、処置具 210 が電気メスである場合には、閾値を第 1 閾値 $X1$ に設定し、処置具 210 が超音波メスである場合には、閾値を第 1 閾値 $X1$ よりも小さい第 2 閾値 $X2$ に設定する。

【0083】

このようにすれば、処置具 210 の種類の違いによって、最適な切除及び止血の少なくとも一方に関する制御を実施することができる。即ち、止血能力が比較的低い超音波メスの場合には、より特定部位から遠いところから切開能力を抑制することで、損傷のリスクを低下させることができる。

【0084】

7. 第 4 実施形態

図 9 に、第 4 実施形態における内視鏡装置の構成例を示す。この内視鏡装置は、撮像部 200、処置具 210、プロセッサ部 300、表示部 400 を含む。プロセッサ部 300 は、画像取得部 110、距離情報取得部 120、近接度取得部 130、通知処理部 140、画像処理部 150、処置具制御部 160、制御解除部 165、処置具情報取得部 170、特定部位情報取得部 180、メモリー 230 を含む。なお、上述の実施形態で説明した構成要素と同一の構成要素については同一の符号を付し、適宜説明を省略する。

【0085】

第 4 実施形態では、所定の条件を満たした場合に、近接度に応じた処置具 210 の制御を解除する。

【0086】

具体的には、制御解除部 165 は、ユーザーからの入力及び時間経過の少なくとも一方に基づいて、処置具制御部 160 による制御を解除する。上述のように処置具制御部 160 は、近接度が閾値よりも大きい場合に処置具 210 の切開能力を抑制する制御を行う。制御解除部 165 は、ユーザーからの入力があった場合及び、近接度が所定時間の間に所定量以上変化しない場合の少なくとも一方の場合に、切開能力を抑制する制御を解除する。

【 0 0 8 7 】

より具体的には、制御解除部 1 6 5 は、近接度が所定量変化しない場合に内部のタイマーを起動し、所定時間が経過すると、処置具制御部 1 6 0 に解除信号を出力する。また、制御解除部 1 6 5 は、図示しない術者から解除指示が設定された場合に解除信号を出力する。処置具制御部 1 6 0 は、制御解除部 1 6 5 からの解除信号が入力されると、処置具 2 1 0 の切開能力の抑制を解除する。

【 0 0 8 8 】

さて、処置具 2 1 0 が特定部位に近づくと切開能力が抑制されて切開できなくなるが、そのときユーザーが処置具 2 1 0 を遠ざけた場合には、ユーザーは特定部位を処置する意思がないと考えられる。一方、切開能力が抑制されても処置具 2 1 0 を移動させない場合には、ユーザーは特定部位を処置する意思があると考えられる。この場合、切開能力の抑制を解除しないと特定部位を処置できず、処置に無駄な時間がかかってしまう。

【 0 0 8 9 】

この点、第 4 実施形態によれば、ユーザーからの入力及び時間経過の少なくとも一方によって切開能力の抑制（広義には近接度に応じた処置具 2 1 0 の制御）を解除できる。これにより、切開能力の抑制により処置の安全性を向上させると共に、抑制解除により不用意に処置に要する時間を増加することがない。

【 0 0 9 0 】

8 . 第 5 実施形態

図 1 0 に、第 5 実施形態における内視鏡装置の構成例を示す。この内視鏡装置は、撮像部 2 0 0、処置具 2 1 0、プロセッサ部 3 0 0、表示部 4 0 0、光源部 5 0 0 を含む。プロセッサ部 3 0 0 は、画像取得部 1 1 0、距離情報取得部 1 2 0、近接度取得部 1 3 0、通知処理部 1 4 0、画像処理部 1 5 0、処置具制御部 1 6 0、光源制御部 1 9 0 を含む。なお上述の実施形態で説明した構成要素と同一の構成要素については同一の符号を付し、適宜説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

第 5 実施形態では、深部血管を撮像することが可能な特殊光による撮像画像を取得し、その撮像画像から深部血管を検出し、その深部血管の被写体からの深さ（深度）を用いて処置具から深部血管までの距離情報を取得する。

【 0 0 9 2 】

具体的には、光源部 5 0 0 は、白色の波長帯域を有する通常光（白色光）と、特定の波長帯域を有する特殊光とを照明光として発生する。例えば、光源部 5 0 0 は、通常光を発生する光源と特殊光を透過するフィルターとを有し、そのフィルターを光路に挿入していない場合には通常光を出射し、フィルターを光路に挿入している場合には特殊光を出射する。或は、光源部 5 0 0 は、通常光を発生する光源と特殊光を発生する光源とを有し、それらの光源を切り替えて通常光と特殊光を出射してもよい。

【 0 0 9 3 】

光源制御部 1 9 0 は、光源部 5 0 0 を制御するものであり、通常光と特殊光を切り替えて照明光として出射させる制御を行う。通常光と特殊光の切り替えは、例えばユーザーからの指示に基づいて行われてもよいし、或は自動的に交互に切り替えて照射されてもよい。

【 0 0 9 4 】

特定の波長帯域は、白色の波長帯域（例えば 3 8 0 n m ~ 6 5 0 n m）よりも狭い帯域であり（NBI: Narrow Band Imaging）、血液中のヘモグロビンに吸収される波長の波長帯域である。より具体的には、ヘモグロビンに吸収される波長は、3 9 0 n m ~ 4 4 5 n m（B 2 成分、第 1 の狭帯域光）、または 5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m（G 2 成分、第 2 の狭帯域光）である。なお、3 9 0 n m ~ 4 4 5 n m や 5 3 0 n m ~ 5 5 0 n m の波長帯域は、ヘモグロビンに吸収されるという特性及び、それぞれ生体の表層部または深部まで到達するという特性から得られた数字である。即ち、これらの波長帯域に限定されず、例えばヘモグロビンによる吸収と生体の表層部又は深部への到達に関する実験結果等の変動要因に

10

20

30

40

50

より、波長帯域の下限值が0～10%程度減少し、上限値が0～10%程度上昇すること
も考えられる。

【0095】

撮像部200は、例えば通常のRGB撮像素子により特殊光を撮像する。そして、画像
取得部110は、撮像部200から入力される画像のB成分（即ちB2成分）と、撮像部
200から入力される画像のG成分（即ちG2成分）とを、それぞれ特殊光画像として取
得する。特殊光のB2成分とG2成分は、生体表面より深い部分に存在する深部血管を撮
影することができるため、特殊光画像にはB2成分による深部血管とG2成分による深部
血管が写っている。B2成分とG2成分で到達できる生体表面からの深さが異なっている
ため、B2、G2成分による深部血管の深さは異なっている。

10

【0096】

距離情報取得部120は、B2成分の画像とG2成分の画像から血管を検出する。各成
分で写る血管の深さは予め分かっているため、その深さを血管の奥行き方向の距離情報と
して取得する。そして、画像平面上での処置具及び血管の位置と、B2、G2成分での血
管の深さとに基づいて、処置具から血管までの3次元距離を算出する。近接度取得部13
0は、その3次元距離を第1実施形態と同様の手法で近接度に変換する。

【0097】

なお本実施形態では、次のような特殊光画像を取得してもよい。即ち、画像取得部11
0は、撮像部200から入力される画像のG成分（即ちG2成分）をRチャンネルに入力
し、撮像部200から入力される画像のB成分（即ちB2成分）をG、Bチャンネルに入
力することにより、特殊光画像を取得してもよい。このような特殊光画像により、扁平上
皮癌等の通常光では視認が難しい病変などを褐色等で表示することが可能となり、病変部
の見落としを抑制することができる。

20

【0098】

以上、本発明を適用した実施形態およびその変形例について説明したが、本発明は、各
実施形態やその変形例そのままに限定されるものではなく、実施段階では、発明の要旨を
逸脱しない範囲内で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記した各実施
形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の
発明を形成することができる。例えば、各実施形態や変形例に記載した全構成要素からい
くつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施の形態や変形例で説明した構成
要素を適宜組み合わせてもよい。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種
々の変形や応用が可能である。また、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広
義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所にお
いても、その異なる用語に置き換えることができる。

30

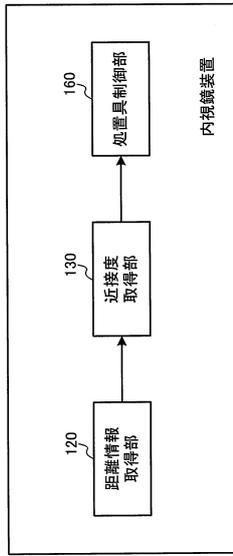
【符号の説明】

【0099】

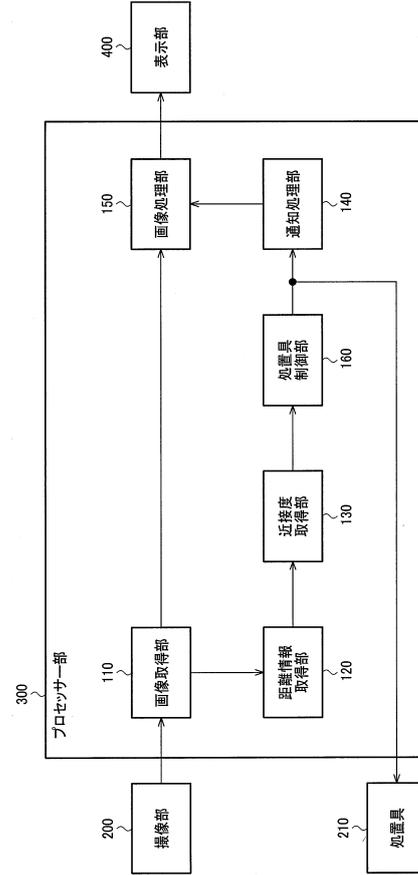
110 画像取得部、120 距離情報取得部、130 近接度取得部、
140 通知処理部、150 画像処理部、160 処置具制御部、
165 制御解除部、170 処置具情報取得部、180 特定部位情報取得部、
190 光源制御部、200 撮像部、210 処置具、230 メモリー、
300 プロセッサ部、400 表示部、500 光源部、
X 閾値、X1 第1閾値、X2 第2閾値

40

【図1】



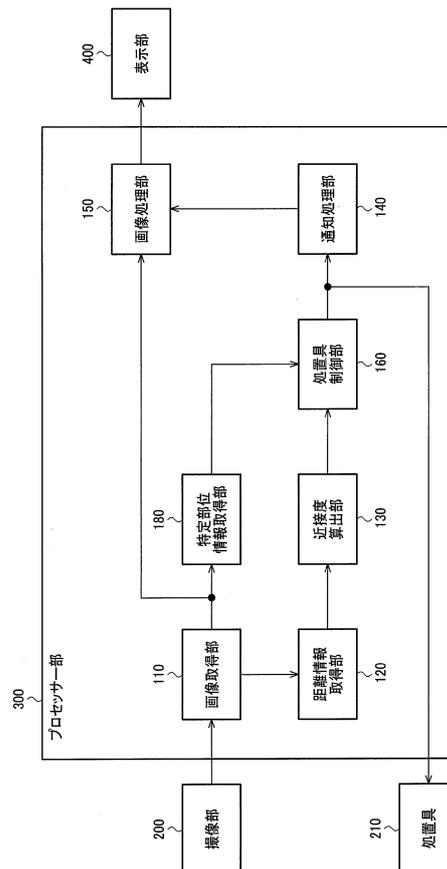
【図2】



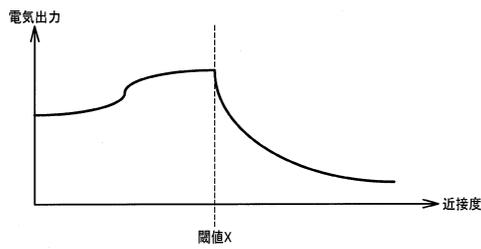
【図3】

距離D	近接度
$D1 \geq D > D2$	1
$D2 \geq D > D3$	2
$D3 \geq D > D4$	3
...	...

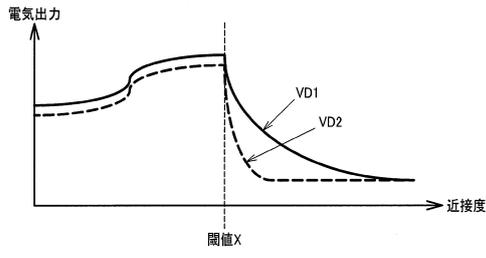
【図5】



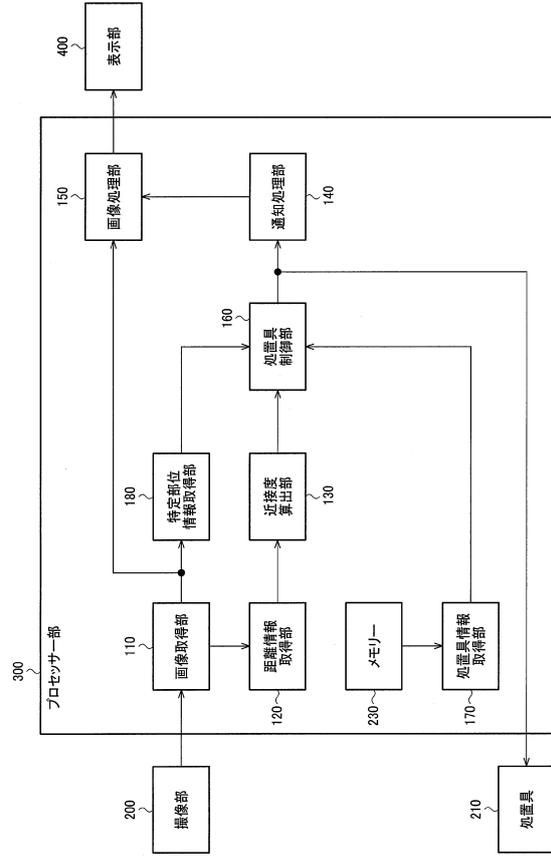
【図4】



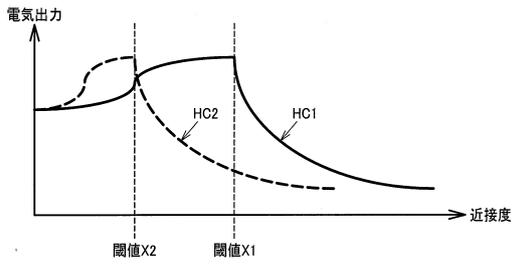
【図6】



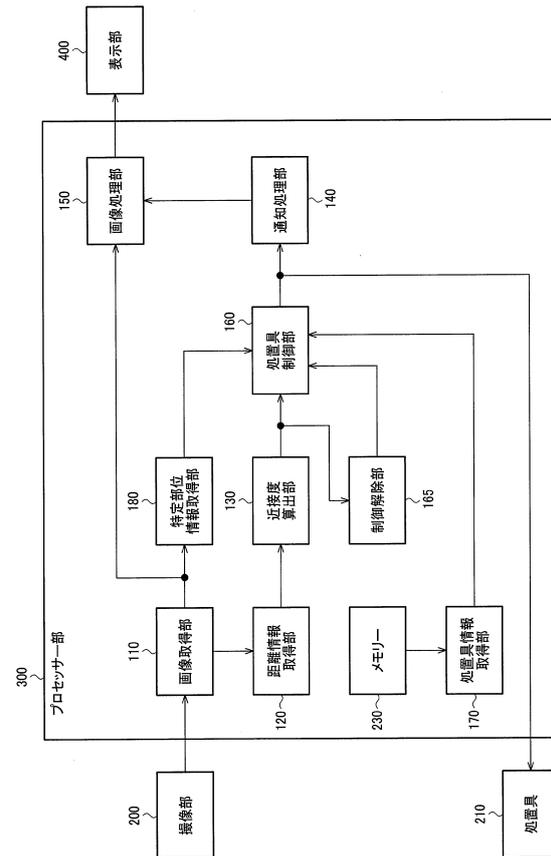
【図7】



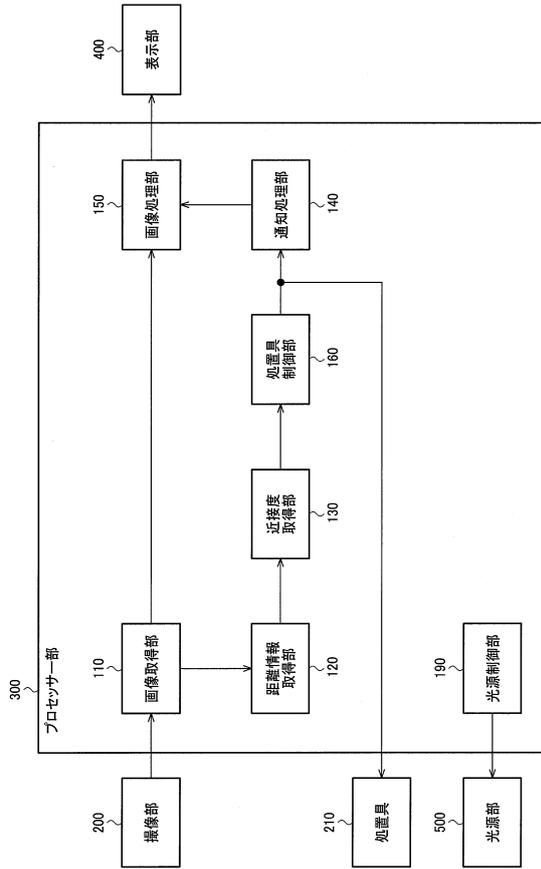
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/00

A 6 1 B 90/00

(56)参考文献 特開2006-280591(JP,A)

特開2009-233240(JP,A)

特開2009-100873(JP,A)

特開平11-161813(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0371527(US,A1)

米国特許出願公開第2012/0187941(US,A1)

米国特許出願公開第2009/0105726(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 4

A 6 1 B 1 8 / 0 0

A 6 1 B 1 8 / 1 2

A 6 1 B 9 0 / 0 0