

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02016/194718

発行日 平成30年3月29日 (2018. 3. 29)

(43) 国際公開日 平成28年12月8日 (2016. 12. 8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 5	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/215 (2017.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
	A 6 1 B 1/00 5 5 1	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2017-521849 (P2017-521849)	(71) 出願人	000002185
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/065387		ソニー株式会社
(22) 国際出願日	平成28年5月25日 (2016. 5. 25)		東京都港区港南1丁目7番1号
(31) 優先権主張番号	特願2015-114912 (P2015-114912)	(74) 代理人	100121131
(32) 優先日	平成27年6月5日 (2015. 6. 5)		弁理士 西川 孝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100082131
			弁理士 稲本 義雄
		(72) 発明者	菊地 大介
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
			式会社内
		(72) 発明者	水倉 貴美
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
			式会社内
		最終頁に続く	

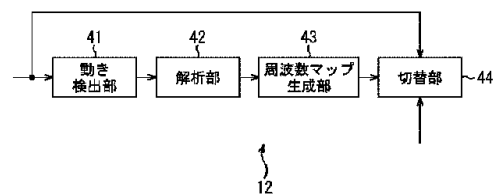
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、および手術システム

(57) 【要約】

本開示は、術中画像における生体の動きベクトルの周波数に基づいて術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出することができるようにする画像処理装置、画像処理方法、および手術システムに関する。

動き検出部は、時刻の異なる術中画像を用いて術中画像における生体の動きベクトルを検出する。解析部は、動き検出部により検出された動きベクトルの周波数を求める。周波数マップ生成部は、解析部により求められた周波数に基づいて、術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する。本開示は、例えば、内視鏡手術システムの C C U 等に適用することができる。

図2



41 Movement detection unit
 42 Analysis unit
 43 Frequency map generating unit
 44 Switching unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、

前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、

前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部と

を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記領域検出部は、前記周波数ごとに、その周波数に対応する前記特定の生体部位を含む前記領域を検出する

ように構成された

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記領域検出部は、所定の周波数に対応する前記特定の生体部位を含む前記領域を検出する

ように構成された

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記所定の周波数は、心拍情報に基づいて決定される

ように構成された

請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記領域検出部は、前記周波数と前記術中画像の特徴量とに基づいて、前記領域を検出する

ように構成された

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記領域は、特定の臓器または血管を含む

ように構成された

請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記領域検出部により検出された前記領域の特徴に基づいて、前記領域の状態を検出する状態検出部

をさらに備える

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記領域は、血管を含む領域であり、

前記状態検出部は、前記血管の幅に基づいて、前記血管の止血状態を検出する

ように構成された

請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記領域の状態に基づいて生成された状態通知画像を前記術中画像に重畳する重畳部

をさらに備える

請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記動き検出部により検出された前記動きベクトルに基づいて、前記領域検出部により検出された前記領域に含まれる前記特定の生体部位の種類を判別する判別部

をさらに備える

請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記判別部は、前記動き検出部により検出された前記動きベクトルと前記術中画像の特徴量とに基づいて、前記特定の生体部位の種類を判別するように構成された請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記領域は、血管を含む領域であり、
前記判別部は、前記血管が動脈か静脈かを判別するように構成された請求項 1 0 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 1 3】

前記領域検出部により検出された前記領域内の前記特定の生体部位の前記動きベクトルの交点を検出する交点検出部をさらに備える請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記領域検出部は、前記周波数と前記術中画像の特徴量に基づいて出血を含む領域を検出し、
前記交点検出部は、前記領域内の出血の前記動きベクトルの交点に基づいて、出血点を検出するように構成された請求項 1 3 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 1 5】

画像処理装置が、
時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出ステップと、
前記動き検出ステップの処理により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析ステップと、
前記解析ステップの処理により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出ステップとを含む画像処理方法。

30

【請求項 1 6】

術中画像を撮像する撮像装置と、
前記術中画像に対して画像処理を行う画像処理装置とを備え、
前記画像処理装置は、
時刻の異なる前記術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、
前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、
前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部とを備える手術システム。

40

【請求項 1 7】

前記術中画像を撮像する撮像装置は、内視鏡であるように構成された請求項 1 6 に記載の手術システム。

【請求項 1 8】

前記術中画像を撮像する撮像装置は、ビデオ顕微鏡であるように構成された

50

請求項 16 に記載の手術システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、画像処理装置、画像処理方法、および手術システムに関し、特に、術中画像における生体の動きベクトルの周波数に基づいて術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出することができるようにした画像処理装置、画像処理方法、および手術システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡により撮像された術中画像から色情報やエッジ情報等の特徴量を検出し、その特徴量に基づいて術中画像内の血管の領域を検出する画像処理装置がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2007 - 61638 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、術中画像の特徴量に基づいて、術中画像内の特定の生体部位の領域を高精度に検出することは困難である。例えば、血管の領域と血管以外の神経などの管の領域の区別ができない場合がある。

【0005】

本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、術中画像における生体の動きベクトルの周波数に基づいて術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出することができるようにするものである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示の第 1 の側面の画像処理装置は、時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部とを備える画像処理装置である。

【0007】

本開示の第 1 の側面の画像処理方法は、本開示の第 1 の側面の画像処理装置に対応する。

【0008】

本開示の第 1 の側面においては、時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルが検出され、前記動きベクトルの周波数が求められ、前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域が検出される。

【0009】

なお、第 1 の側面の画像処理装置は、コンピュータにプログラムを実行させることにより実現することができる。

【0010】

また、第 1 の側面の画像処理装置を実現するために、コンピュータに実行させるプログラムは、伝送媒体を介して伝送することにより、又は、記録媒体に記録して、提供することができる。

【0011】

本開示の第 2 の側面の手術システムは、術中画像を撮像する撮像装置と、前記術中画像

10

20

30

40

50

に対して画像処理を行う画像処理装置とを備え、前記画像処理装置は、時刻の異なる前記術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部とを備える手術システムである。

【 0 0 1 2 】

本開示の第 2 の側面においては、術中画像が撮像され、前記術中画像に対して画像処理が行われる。画像処理は、時刻の異なる前記術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出し、検出された前記動きベクトルの周波数を求め、前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する処理である。

10

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 3 】

本開示の第 1 および第 2 の側面によれば、術中画像に対して画像処理を行うことができる。また、本開示の第 1 および第 2 の側面によれば、術中画像における生体の動きベクトルの周波数に基づいて術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出することができる。

【 0 0 1 4 】

なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 1 5 】

20

【 図 1 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 1 実施の形態の構成例を示す図である。

【 図 2 】 図 1 の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 3 】 水平方向の動きベクトルの周波数を説明する図である。

【 図 4 】 周波数マップの例を示す図である。

【 図 5 】 図 2 の C C U の画像処理を説明するフローチャートである。

【 図 6 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 2 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 7 】 同期マップの例を示す図である。

【 図 8 】 図 6 の C C U の画像処理を説明するフローチャートである。

30

【 図 9 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 3 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 1 0 】 特徴量に基づく血管の領域の検出結果を示す図である。

【 図 1 1 】 臓器マップを示す図である。

【 図 1 2 】 図 9 の C C U の処理を説明するフローチャートである。

【 図 1 3 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 4 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 1 4 】 鉗子で血管をクリップする前の術中画像の例を示す図である。

【 図 1 5 】 鉗子で血管をクリップした後の術中画像の例を示す図である。

【 図 1 6 】 図 1 3 の C C U の処理を説明するフローチャートである。

40

【 図 1 7 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 5 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 1 8 】 動静脈マップの例を示す図である。

【 図 1 9 】 図 1 7 の C C U の画像処理を説明するフローチャートである。

【 図 2 0 】 本開示を適用した内視鏡手術システムの第 6 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 図 2 1 】 出血点の検出を説明する図である。

【 図 2 2 】 図 2 0 の画像処理を説明するフローチャートである。

【 図 2 3 】 コンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

50

【 0 0 1 6 】

以下、本開示を実施するための形態（以下、実施の形態という）について説明する。なお、説明は以下の順序で行う。

- 1．第1実施の形態：内視鏡手術システム（図1乃至図5）
- 2．第2実施の形態：内視鏡手術システム（図6乃至図8）
- 3．第3実施の形態：内視鏡手術システム（図9乃至図12）
- 4．第4実施の形態：内視鏡手術システム（図13乃至図16）
- 5．第5実施の形態：内視鏡手術システム（図17乃至図19）
- 6．第6実施の形態：内視鏡手術システム（図20乃至図22）
- 7．第7実施の形態：コンピュータ（図23）

10

【 0 0 1 7 】

< 第1実施の形態 >

（内視鏡手術システムの第1実施の形態の構成例）

図1は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第1実施の形態の構成例を示す図である。

【 0 0 1 8 】

内視鏡手術システム10は、表示装置11、CCU（カメラコントロールユニット）12、光源装置13、処置具用装置14、気腹装置15、レコーダ16、およびプリンタ17が搭載されたカート18を備える。また、内視鏡手術システム10は、内視鏡（腹腔鏡）19、エネルギー処置具20、鉗子21、トロッカ22乃至25、フットスイッチ26、および患者ベッド27を有する。内視鏡手術システム10は、例えば手術室に配置され、患者ベッド27に横たわった患者の腹部31に含まれる患部に対して腹腔鏡下手術を行う術者を支援する。

20

【 0 0 1 9 】

具体的には、内視鏡手術システム10の表示装置11は、据え置き型の2Dディスプレイやヘッドマウントディスプレイなどにより構成される。表示装置11は、CCU12から供給される術中画像等を表示する。

【 0 0 2 0 】

CCU12は、カメラケーブルを介して内視鏡19と接続する。なお、CCU12は、内視鏡19と無線で接続していてもよい。CCU12は、内視鏡19により撮像され、カメラケーブルを介して送信されてくるフレーム単位の術中画像を受信する。CCU12は、必要に応じて、受信された術中画像をレコーダ16やプリンタ17に供給する。

30

【 0 0 2 1 】

また、CCU12（画像処理装置）は、術中画像に対して画像処理を行う。CCU12は、フットスイッチ26から供給される操作信号に応じて、術中画像と画像処理結果を切り換えて表示装置11に供給し、表示させる。

【 0 0 2 2 】

光源装置13は、ライトガイドケーブルを介して内視鏡19と接続する。光源装置13は、各種の波長の光（白色光、特殊光など）を切り換えて内視鏡19に出射する。

【 0 0 2 3 】

処置具用装置14は、高周波出力装置であり、ケーブルを介してエネルギー処置具20およびフットスイッチ26と接続する。処置具用装置14は、フットスイッチ26から供給される操作信号に応じて、エネルギー処置具20に高周波電流を出力する。

40

【 0 0 2 4 】

気腹装置15は、送気手段および吸気手段を備え、腹部31の腹壁に取り付けられた開孔器具であるトロッカ24の孔から、腹部31の内部に空気を送気する。

【 0 0 2 5 】

レコーダ16は、CCU12から供給される術中画像を記録する。プリンタ17は、CCUから供給される術中画像を印刷する。

【 0 0 2 6 】

50

内視鏡 19 (撮像装置) は、撮像部と照明レンズなどの光学系とを備えるスコープ、カメラヘッドなどにより構成される。内視鏡 19 は、腹部 31 の腹壁に取り付けられたトロッカ 22 の孔から、手術対象である腹部 31 の内部に挿入される。内視鏡 19 の光学系は、光源装置 13 から出射され、カメラヘッドを介して供給される光を腹部 31 の内部に照射し、撮像部は、腹部 31 の内部の術中画像を撮像する。内視鏡 19 は、カメラヘッドとカメラケーブルを介して術中画像を C C U 12 に供給する。

【0027】

エネルギー処置具 20 は、電気メスなどにより構成される。エネルギー処置具 20 は、腹部 31 の腹壁に取り付けられたトロッカ 23 の孔から、腹部 31 の内部に挿入される。エネルギー処置具 20 は、腹部 31 の内部を、電気熱を用いて変性させたり、切断したりする。

10

【0028】

鉗子 21 は、腹部 31 の腹壁に取り付けられたトロッカ 25 の孔から、腹部 31 の内部に挿入される。鉗子 21 は、腹部 31 の内部を把持する。内視鏡 19、エネルギー処置具 20、および鉗子 21 は、術者、助手、スコピスト、またはロボット等により把持される。

【0029】

フットスイッチ 26 は、術者や助手等の足による操作を受け付ける。フットスイッチ 26 は、受け付けた操作を表す操作信号を、C C U 12 や処置具用装置 14 に供給する。

【0030】

以上のように構成される内視鏡手術システム 10 において、術者等は、フットスイッチ 26 を操作することにより、表示装置 11 の表示対象を術中画像と画像処理結果の一方から他方に切り替える。

20

【0031】

(C C U の構成例)

図 2 は、図 1 の C C U 12 の構成例を示すブロック図である。

【0032】

図 2 の C C U 12 は、動き検出部 41、解析部 42、周波数マップ生成部 43、および切替部 44 により構成される。

【0033】

C C U 12 の動き検出部 41 は、図 1 の内視鏡 19 からフレーム単位の術中画像を受信し、保持する。また、動き検出部 41 は、その術中画像と、その術中画像より前のフレーム (時刻) の保持している術中画像とを用いて、検出単位 (例えば 1 以上の画素) ごとに、術中画像における生体の動き量と動き方向を表す動きベクトルを検出する。動きベクトルの検出方法としては、ブロックマッチング法や勾配法などがある。動き検出部 41 は、術中画像の各検出単位の動きベクトルを解析部 42 に供給する。

30

【0034】

解析部 42 は、動き検出部 41 から供給される動きベクトルを、複数フレーム (例えば 60 フレーム (1 秒間)) である解析フレーム分保持する。解析部 42 は、保持している解析フレーム分の動きベクトルを水平方向および垂直方向の動きベクトルに分解する。解析部 42 は、検出単位ごとに、解析フレーム分の水平方向および垂直方向の動きベクトルのうちの、動き量の最大値が大きい方の周波数を求める。

40

【0035】

動きベクトルの周波数を求める方法としては、例えば動きベクトルに対して FFT (Fast Fourier Transform) を行う方法がある。これにより、解析フレームの間に動きベクトルの所定の時間変化が繰り返される検出単位において、その時間変化の周期に対応する周波数が求められる。解析フレームを構成するフレーム数が多いほど周波数の精度が向上するが、多くの計算時間を要するため、リアルタイム性が失われる。解析部 42 は、各画素の周波数を画素値として表す周波数画像を周波数マップ生成部 43 に供給する。

【0036】

周波数マップ生成部 43 は、解析部 42 から供給される周波数画像に基づいて、周波数が近い、連続する検出単位からなる画像内の領域を検出し、その領域の画像内の位置と周

50

波数の平均値とを表す周波数マップを生成する。

【 0 0 3 7 】

具体的には、周波数マップ生成部 4 3 (領域検出部) は、周波数画像を平滑化し、平滑化後の周波数画像に対して周波数ごとに領域分割を行って、各周波数に対応する特定の生体部位 (例えば、特定の臓器、血管、血液など) を含む領域を検出する。なお、周波数を求めることができなかった検出単位は、周波数不定領域に分割される。周波数マップ生成部 4 3 は、周波数画像内の各領域を、その領域に対応する周波数に割り当てられた色で表す周波数マップを生成し、切替部 4 4 に供給する。

【 0 0 3 8 】

切替部 4 4 は、フットスイッチ 2 6 から送信されてくる操作信号に応じて、内視鏡 1 9 から送信されてくるフレーム単位の術中画像、または、周波数マップ生成部 4 3 から供給される周波数マップを選択する。切替部 4 4 は、選択された術中画像または周波数マップを図 1 の表示装置 1 1 に送信する。

10

【 0 0 3 9 】

(水平方向の動きベクトルの周波数の説明)

図 3 は、解析部 4 2 により求められる水平方向の動きベクトルの周波数を説明する図である。

【 0 0 4 0 】

図 3 において、横軸は、時刻 (フレーム) を表し、縦軸は水平方向の動きベクトル値を表している。動きベクトル値は、動きベクトルが表す動きの方向を正負で表し、動き量を値で表す値である。動きベクトルが表す動きの方向が右方向である場合、例えば、水平方向の動きベクトル値は正の値であり、左方向である場合、動きベクトル値は負の値である。

20

【 0 0 4 1 】

図 3 の例では、解析フレーム数に相当する時間 T の間の水平方向の動きベクトル値の絶対値 (振幅)、即ち動き量の最大値が、絶対値 A である。この絶対値 A が、垂直方向の動きベクトル値の絶対値の最大値に比べて大きい場合、解析部 4 2 は、水平方向の動きベクトルの周波数を検出する。図 3 の例では、水平方向の動きベクトル値の所定の時間変化が 2 回繰り返されているため、周期 $1/2 T$ に対応する周波数が、水平方向の動きベクトルの周波数として検出される。

30

【 0 0 4 2 】

なお、図示は省略するが、垂直方向の動きベクトルの周波数も、水平方向の動きベクトルの周波数と同様に求められる。

【 0 0 4 3 】

(周波数マップの例)

図 4 は、周波数マップの例を示す図である。

【 0 0 4 4 】

図 4 の例では、平滑化後の周波数画像が、1 Hz、40 Hz、または 2 Hz を表す検出単位と、周波数を求めることができなかった検出単位とにより構成されている。この場合、周波数マップ生成部 4 3 は、平滑化後の周波数画像を、周波数が、それぞれ、1 Hz、40 Hz、2 Hz である領域 5 1 乃至 5 3 と、周波数を求めることができなかった領域である周波数不定領域 5 4 の合計 4 つの領域に分割する。

40

【 0 0 4 5 】

そして、周波数マップ生成部 4 3 は、領域 5 1 乃至 5 3 および周波数不定領域 5 4 のそれぞれに対して異なる色を割り当て、領域 5 1 乃至 5 3 および周波数不定領域 5 4 の色がそれぞれ異なる周波数マップ 5 0 を生成する。

【 0 0 4 6 】

(C C U の処理の説明)

図 5 は、図 2 の C C U 1 2 の画像処理を説明するフローチャートである。

【 0 0 4 7 】

50

図 5 のステップ S 1 1 において、C C U 1 2 の動き検出部 4 1 と切替部 4 4 は、図 1 の内視鏡 1 9 からフレーム単位の術中画像を受信する。動き検出部 4 1 は、受信されたフレーム単位の術中画像を保持する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 2 において、切替部 4 4 は、受信されたフレーム単位の術中画像を図 1 の表示装置 1 1 に送信する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 3 において、動き検出部 4 1 は、ステップ S 1 1 で受信されたフレーム単位の術中画像と、その術中画像より前のフレームの保持している術中画像とを用いて、検出単位ごとに、術中画像における生体の動きベクトルを検出する。動き検出部 4 1 は、術中画像の各検出単位の動きベクトルを解析部 4 2 に供給する。解析部 4 2 は、動き検出部 4 1 から供給される動きベクトルを保持する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 4 において、解析部 4 2 は、動きベクトルを解析フレーム分保持しているかどうかを判定する。ステップ S 1 4 でまだ動きベクトルを解析フレーム分保持していないと判定された場合、処理はステップ S 1 1 に戻り、解析部 4 2 が解析フレーム分の動きベクトルを保持するまで、ステップ S 1 1 乃至 S 1 4 の処理が繰り返される。

【 0 0 5 1 】

一方、ステップ S 1 4 で動きベクトルを解析フレーム分保持していると判定された場合、処理はステップ S 1 5 に進む。ステップ S 1 5 において、解析部 4 2 は、保持している解析フレーム分の動きベクトルに基づいて、検出単位ごとに動きベクトルの周波数を求める。解析部 4 2 は、求められた各画素の周波数を画素値として表す周波数画像を、周波数マップ生成部 4 3 に供給する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 6 において、周波数マップ生成部 4 3 は、解析部 4 2 から供給される周波数画像を平滑化し、平滑化後の周波数画像に対して領域分割を行う。周波数マップ生成部 4 3 は、分割された周辺画像内の各領域を、その領域に対応する周波数に割り当てられた色で表す周波数マップを生成する。周波数マップ生成部 4 3 は、周波数マップを切替部 4 4 に供給する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 7 において、切替部 4 4 は、フットスイッチ 2 6 から受信される操作信号に応じて、直前のステップ S 1 1 の処理で受信された術中画像、または、周波数マップ生成部 4 3 から供給される周波数マップを表示装置 1 1 に送信する。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 8 において、C C U 1 2 は、画像処理を終了するかどうか、例えばユーザにより画像処理の終了を指示するためのフットスイッチ 2 6 の操作が行われたかどうかを判定する。ステップ S 1 8 で画像処理を終了しないと判定された場合、処理はステップ S 1 1 に戻り、画像処理を終了すると判定されるまで、ステップ S 1 1 乃至 S 1 8 の処理が行われる。このとき、ステップ S 1 3 の処理では、解析部 4 2 は、動き検出部 4 1 から供給される動きベクトルを、保持している最も古い動きベクトルに代えて保持する。即ち、解析部 4 2 は、最新の解析フレーム分の動きベクトルのみを保持する。

【 0 0 5 5 】

一方、ステップ S 1 8 で画像処理を終了すると判定された場合、処理は終了する。

【 0 0 5 6 】

以上のように、C C U 1 2 は、術中画像における生体の動きベクトルの周波数に基づいて、術中画像内の動きベクトルの周波数の異なる特定の生体部位を含む領域を高精度で検出することができる。また、C C U 1 2 は、周波数マップと術中画像を切り替えて表示させるので、術者等は、術中画像内の血管や心臓等心拍と同期して動く生体部位の領域と、肺や横隔膜等呼吸と連動して動く生体部位の領域とを容易に識別することができる。その結果、手術の精度向上や時間短縮が期待できる。

【 0 0 5 7 】

< 第 2 実施の形態 >

(内視鏡手術システムの第 2 実施の形態の C C U の構成例)

本開示を適用した内視鏡手術システムの第 2 実施の形態の構成は、C C U の構成を除いて、図 1 の内視鏡手術システム 1 0 の構成と同一である。従って、以下では、C C U についてのみ説明する。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第 2 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 5 9 】

図 6 に示す構成のうち、図 2 の構成と同じ構成には同じ符号を付してある。重複する説明については適宜省略する。

【 0 0 6 0 】

図 6 の C C U 7 0 の構成は、同期マップ生成部 7 1 が新たに設けられる点、および、切替部 4 4 の代わりに切替部 7 2 が設けられる点が、図 2 の C C U 1 2 の構成と異なる。C C U 7 0 は、周波数マップではなく、周波数マップ内の領域のうちの所定の周波数に対応する領域を他の領域と異なる色で表す同期マップを、画像処理結果として表示装置 1 1 に表示させる。

【 0 0 6 1 】

具体的には、同期マップ生成部 7 1 (領域検出部) は、周波数マップ生成部 4 3 から供給される周波数マップと、図示せぬ外部機器から入力される周波数を表す周波数情報とに基づいて、周波数マップ内の領域のうちの、周波数情報が表す周波数に対応する特定の生体部位を含む領域を検出する。

【 0 0 6 2 】

より詳細には、同期マップ生成部 7 1 は、周辺マップ内の領域ごとに、その領域に対応する周波数と周波数情報が表す周波数との同期の有無を判定する。そして、同期マップ生成部 7 1 は、周波数マップ内の同期しないと判定された領域を削除することにより、同期マップを生成する。なお、周波数情報としては、例えば、心電計から入力される心拍に基づいて決定される周波数を表す心拍情報などがある。同期マップ生成部 7 1 は、同期マップを切替部 7 2 に供給する。

【 0 0 6 3 】

切替部 7 2 は、フットスイッチ 2 6 から送信されてくる操作信号に応じて、内視鏡 1 9 から受信されたフレーム単位の術中画像または同期マップ生成部 7 1 から供給される同期マップを、図 1 の表示装置 1 1 に送信する。

【 0 0 6 4 】

(同期マップの例)

図 7 は、同期マップの例を示す図である。

【 0 0 6 5 】

図 7 の例では、周波数マップ生成部 4 3 により図 4 の周波数マップ 5 0 が生成されている。また、周波数情報が表す周波数は 4 0 H z である。

【 0 0 6 6 】

この場合、同期マップ生成部 7 1 は、周波数マップ 5 0 の領域 5 1 乃至 5 3 および周波数不定領域 5 4 のうちの、4 0 H z に対応する領域 5 2 以外を削除し、図 7 の同期マップ 8 0 を生成する。

【 0 0 6 7 】

(C C U の処理の説明)

図 8 は、図 6 の C C U 7 0 の画像処理を説明するフローチャートである。

【 0 0 6 8 】

図 8 のステップ S 3 1 乃至 S 3 6 の処理は、図 5 のステップ S 1 1 乃至 S 1 6 の処理と同様であるので、説明は省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

ステップ S 3 7 において、同期マップ生成部 7 1 は、周波数マップ生成部 4 3 から供給される周波数マップと、図示せぬ外部機器から入力される周波数情報とに基づいて、同期マップを生成する。同期マップ生成部 7 1 は、同期マップを切替部 7 2 に供給する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 3 8 において、切替部 7 2 は、フットスイッチ 2 6 から受信された操作信号に応じて、直前のステップ S 3 1 の処理で受信されたフレーム単位の術中画像、または、同期マップ生成部 7 1 から供給される同期マップを、表示装置 1 1 に送信する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 3 9 の処理は、図 5 のステップ S 1 8 の処理と同様であるので、説明は省略する。

10

【 0 0 7 2 】

以上のように、CCU 1 0 0 は、同期マップと術中画像を切り換えて表示させるので、術者等は、術中画像内の所定の周波数で動く生体部位（例えば心拍と同期して動く血管など）を容易に識別することができる。

【 0 0 7 3 】

< 第 3 実施の形態 >

（内視鏡手術システムの第 3 実施の形態の CCU の構成例）

本開示を適用した内視鏡手術システムの第 3 実施の形態の構成は、CCU の構成を除いて、図 1 の内視鏡手術システム 1 0 の構成と同一である。従って、以下では、CCU につ

20

【 0 0 7 4 】

図 9 は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第 3 実施の形態の CCU の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 7 5 】

図 9 に示す構成のうち、図 6 の構成と同じ構成には同じ符号を付してある。重複する説明については適宜省略する。

【 0 0 7 6 】

図 9 の CCU 1 0 0 の構成は、特徴量検出部 1 0 1 および領域検出部 1 0 2 が新たに設けられる点と、切替部 7 2 の代わりに切替部 1 0 3 が設けられる点とが、図 6 の CCU 7 0 構成と異なる。CCU 1 0 0 は、同期マップと術中画像の特徴量に基づいて特定の臓器または血管の領域を検出する。

30

【 0 0 7 7 】

具体的には、特徴量検出部 1 0 1 は、内視鏡 1 9 から受信される術中画像から、エッジ情報や、輝度、彩度、色相などの色情報を特徴量として検出し、領域検出部 1 0 2 に供給する。

【 0 0 7 8 】

領域検出部 1 0 2 は、同期マップ生成部 7 1 により生成される同期マップと、特徴量検出部 1 0 1 から供給される特徴量とに基づいて、特定の臓器または血管の領域を検出する。領域検出部 1 0 2 は、検出された特定の臓器または血管の領域を所定の色で表す術中画

40

【 0 0 7 9 】

切替部 1 0 3 は、フットスイッチ 2 6 から受信された操作信号に応じて、内視鏡 1 9 から受信されたフレーム単位の術中画像、または、領域検出部 1 0 2 から供給される臓器マップを、図 1 の表示装置 1 1 に送信する。

【 0 0 8 0 】

（臓器マップの説明）

図 1 0 は、特徴量に基づく血管の領域の検出結果を示す図であり、図 1 1 は、臓器マップを示す図である。

【 0 0 8 1 】

50

図 10 および図 11 の例では、同期マップ生成部 71 は、心拍情報に基づいて図 7 の同期マップ 80 を生成している。また、領域検出部 102 は、血管の領域を検出する。

【0082】

この場合、領域検出部 102 は、まず、術中画像 110 の特徴量に基づいて、図 10 に示すように、術中画像 110 内の細管の領域 111 乃至 113 を血管の領域として検出する。即ち、領域検出部 102 は、術中画像 110 の特徴量だけでは血管の領域を識別することはできず、血管を含む細管の領域 111 乃至 113 を血管の領域として検出する。

【0083】

次に、領域検出部 102 は、領域 111 乃至 113 と同期マップ 80 に基づいて、細管の領域 111 乃至 113 のうちの、同期マップ 80 に含まれる領域 52 と重複する領域 112 を、最終的な血管の領域として検出する。即ち、領域検出部 102 は、細管の領域 111 乃至 113 のうちの心拍と同期して動く領域 112 を、血管の領域として識別する。そして、領域検出部 102 は、領域 112 を所定の色で表す術中画像と同一のサイズの臓器マップ 115 を生成する。

【0084】

(CCU の処理の説明)

図 12 は、図 9 の CCU 100 の処理を説明するフローチャートである。

【0085】

図 12 のステップ S51 乃至 S57 の処理は、図 8 のステップ S31 乃至 S37 の処理と同一であるので、説明は省略する。

【0086】

ステップ S58 において、特徴量検出部 101 は、内視鏡 19 から受信される術中画像から特徴量を検出し、領域検出部 102 に供給する。

【0087】

ステップ S59 において、領域検出部 102 は、特徴量検出部 101 から供給される特徴量に基づいて、特定の臓器または血管の領域を検出する。ステップ S53 において、領域検出部 102 は、ステップ S52 の検出結果と同期マップ生成部 71 により生成される同期マップとに基づいて臓器マップを生成し、切替部 103 に供給する。

【0088】

ステップ S61 において、切替部 103 は、フットスイッチ 26 から受信された操作信号に応じて、直前のステップ S51 の処理で受信されたフレーム単位の術中画像、または、領域検出部 102 から供給される臓器マップを、表示装置 11 に送信する。

【0089】

ステップ S62 の処理は、図 8 のステップ S39 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【0090】

以上のように、CCU 100 は、術中画像の特徴量だけでなく、同期マップにも基づいて特定の臓器または血管の領域を検出するので、高精度で特定の臓器または血管の領域を検出することができる。その結果、術者等は、表示装置 11 に表示される臓器マップにより、術中画像内の特定の臓器または血管の領域を高精度に識別することができる。

【0091】

< 第 4 実施の形態 >

(内視鏡手術システムの第 4 実施の形態の CCU の構成例)

本開示を適用した内視鏡手術システムの第 4 実施の形態の構成は、CCU の構成を除いて、図 1 の内視鏡手術システム 10 の構成と同一である。従って、以下では、CCU についてのみ説明する。

【0092】

図 13 は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第 4 実施の形態の CCU の構成例を示すブロック図である。

【0093】

10

20

30

40

50

図 13 に示す構成のうち、図 9 の構成と同じ構成には同じ符号を付してある。重複する説明については適宜省略する。

【0094】

図 13 の CCU 120 の構成は、同期マップ生成部 71、領域検出部 102、切替部 103 の代わりに、同期マップ生成部 121、領域検出部 122、重畳部 124 が設けられる点、および、幅検出部 123 が新たに設けられる点が、図 9 の CCU 100 の構成と異なる。CCU 120 は、術中画像から検出された血管の領域の幅に基づいて血管の状態を検出する。

【0095】

具体的には、CCU 120 の同期マップ生成部 121 は、周波数マップ生成部 43 から供給される周波数マップと、図示せぬ心電計などから入力される心拍の心拍情報とに基づいて、周波数マップ内の領域のうちの心拍に対応する領域を検出し、同期マップを生成する。同期マップ生成部 121 は、同期マップを領域検出部 122 に供給する。

10

【0096】

領域検出部 122 は、同期マップ生成部 121 により生成される同期マップと、特徴量検出部 101 から供給される特徴量とに基づいて、血管の領域を検出する。領域検出部 122 は、検出された血管の領域を所定の色で表す術中画像と同一のサイズの血管マップを幅検出部 123 に供給する。

【0097】

幅検出部 123 (状態検出部) は、領域検出部 102 から供給される血管マップ内の血管の領域の幅を、血管の領域の特徴として検出する。幅検出部 123 は、血管の領域の幅の時間変化に基づいて血管の止血状態を検出し、検出結果を重畳部 124 に供給する。

20

【0098】

重畳部 124 は、フットスイッチ 26 から受信された操作信号に応じて、幅検出部 123 から供給される検出結果を表す状態通知画像を、内視鏡 19 から受信された術中画像に重畳する。状態通知画像は、例えば、検出結果が止血状態である場合、「止血成功」というメッセージの画像であり、検出結果が止血状態ではない場合、「止血失敗」というメッセージの画像である。

【0099】

重畳部 124 は、操作信号に応じて、状態通知画像が重畳された術中画像、または、状態通知画像が重畳されない術中画像を表示装置 11 に送信する。

30

【0100】

(止血状態の検出の説明)

図 14 は、鉗子 21 で血管をクリップする前の術中画像の例を示す図であり、図 15 は、鉗子 21 で血管をクリップした後の術中画像の例を示す図である。

【0101】

領域検出部 122 が、図 14 の鉗子 21 で血管 131 をクリップする前の術中画像 132 を用いて血管 131 の領域を検出する場合、幅検出部 123 は、血管 131 の領域の最大の幅 W1 を検出する。

【0102】

術者等が、この血管 131 の一部を鉗子 21 でクリップし、これにより止血が成功すると、鉗子 21 より上流側 (図 15 の例では左側) の血圧が上がるため、図 15 に示すように、鉗子 21 より上流側の血管 131 の幅が、幅 W1 より太くなる。また、鉗子 21 より下流側 (図 15 の例では右側) の血圧が下がるため、鉗子 21 より下流側の血管 131 の幅が、幅 W1 より細くなる。

40

【0103】

即ち、領域検出部 122 により、図 15 の鉗子 21 で血管 131 をクリップした後の術中画像 133 を用いて抽出された血管 131 の領域の最大の幅 W2 は、幅 W1 より太くなり、最小の幅 W3 は、幅 W1 より細くなる。従って、幅検出部 123 は、血管 131 の最大の幅が太くなった場合、血管 131 の状態が止血状態であることを検出する。

50

【 0 1 0 4 】

これに対して、止血が失敗している場合、鉗子 2 1 による血圧の変化は起こらず、血管 1 3 1 の領域の最大の幅は、幅 W 1 と同一である。従って、幅検出部 1 2 3 は、血管 1 3 1 の最大の幅が変化しない場合、血管 1 3 1 の状態が止血状態ではないことを検出する。

【 0 1 0 5 】

なお、血管 1 3 1 が破れ、出血している状態で、鉗子 2 1 を用いて血管 1 3 1 をクリップする場合、血管 1 3 1 の領域の端部でクリップが行われるため、鉗子 2 1 より下流側の血管 1 3 1 は存在しない。しかしながら、この場合であっても、鉗子 2 1 より上流側の血圧が上がるため、鉗子 2 1 より上流側の血管 1 3 1 の幅は幅 W 1 より太くなるため、血管 1 3 1 の最大の幅が W 1 より太くなったかどうかによって、血管の止血状態を検出することができる。

10

【 0 1 0 6 】

(C C U の処理の説明)

図 1 6 は、図 1 3 の C C U 1 2 0 の処理を説明するフローチャートである。

【 0 1 0 7 】

図 1 6 のステップ S 7 1 乃至 S 7 6 の処理は、図 1 2 のステップ S 5 1 乃至 S 5 6 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【 0 1 0 8 】

ステップ S 7 7 において、C C U 1 2 0 の同期マップ生成部 1 2 1 は、周波数マップ生成部 4 3 から供給される周波数マップと、図示せぬ心電計などから入力される心拍の心拍情報とに基づいて、同期マップを生成する。同期マップ生成部 1 2 1 は、同期マップを領域検出部 1 2 2 に供給する。

20

【 0 1 0 9 】

ステップ S 7 8 において、特徴量検出部 1 0 1 は、内視鏡 1 9 から受信される術中画像から特徴量を検出し、領域検出部 1 2 2 に供給する。

【 0 1 1 0 】

ステップ S 7 9 において、領域検出部 1 2 2 は、特徴量検出部 1 0 1 から供給される特徴量に基づいて、血管の領域を検出する。ステップ S 8 0 において、領域検出部 1 2 2 は、ステップ S 7 9 の検出結果と同期マップ生成部 1 2 1 から供給される同期マップとに基づいて血管マップを生成し、幅検出部 1 2 3 に供給する。

30

【 0 1 1 1 】

ステップ S 8 1 において、幅検出部 1 2 3 は、領域検出部 1 0 2 から供給される血管マップ内の血管の領域の幅を検出する。

【 0 1 1 2 】

ステップ S 8 2 において、幅検出部 1 2 3 は、血管の領域の幅の時間変化に基づいて血管の止血状態を検出し、検出結果を重畳部 1 2 4 に供給する。重畳部 1 2 4 は、フットスイッチ 2 6 から受信された操作信号に応じて、直前のステップ S 7 2 の処理で受信された術中画像に、幅検出部 1 2 3 から供給される検出結果を表す状態通知画像を重畳する。

【 0 1 1 3 】

ステップ S 8 3 において、重畳部 1 2 4 は、直前のステップ S 7 2 の処理で内視鏡 1 9 から受信された術中画像、または、状態通知画像が重畳された術中画像を、表示装置 1 1 に送信する。

40

【 0 1 1 4 】

ステップ S 8 4 の処理は、図 1 2 のステップ S 6 2 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【 0 1 1 5 】

< 第 5 実施の形態 >

(内視鏡手術システムの第 5 実施の形態の C C U の構成例)

本開示を適用した内視鏡手術システムの第 5 実施の形態の構成は、C C U の構成を除いて、図 1 の内視鏡手術システム 1 0 の構成と同一である。従って、以下では、C C U につ

50

いてのみ説明する。

【 0 1 1 6 】

図 1 7 は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第 5 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 0 1 1 7 】

図 1 7 に示す構成のうち、図 1 3 の構成と同じ構成には同じ符号を付してある。重複する説明については適宜省略する。

【 0 1 1 8 】

図 1 7 の C C U 1 4 0 の構成は、幅検出部 1 2 3、重畳部 1 2 4 の代わりに、判別部 1 4 1、切替部 1 4 2 が設けられる点が、図 1 3 の C C U 1 2 0 の構成と異なる。C C U 1 4 0 は、術中画像の動きベクトルと特徴量に基づいて、血管の領域のうちの動脈の領域と静脈の領域を判別する。

10

【 0 1 1 9 】

具体的には、C C U 1 4 0 の判別部 1 4 1 は、動き検出部 4 1 により検出された動きベクトルと特徴量検出部 1 0 1 により検出された術中画像の特徴量とに基づいて、領域検出部 1 2 2 により生成された血管マップ内の血管の領域が動脈の領域であるか、または、静脈の領域であるかを判別する。

【 0 1 2 0 】

即ち、一般的に、動脈血は、静脈血に比べて輝度と彩度が高く、色相がプラス側（分光特性が長波長側）に寄っている。また、隣り合う血管どうしは、動脈と静脈のペアであることが多いため、血流の方向が逆であることが多い。さらに、動脈は、静脈と比較して拍動が大きい。

20

【 0 1 2 1 】

以上により、判別部 1 4 1 は、血管マップ内の血管の領域の動きベクトルと特徴量のうちの色情報に基づいて主成分分析等を行うことにより、その領域が動脈の領域であるか、または、静脈の領域であるかを判別する。即ち、判別部 1 4 1 は、血管の領域に含まれる血管の種類を判別する。判別部 1 4 1 は、各領域の判別結果に基づいて、血管マップのうちの静脈の領域と動脈の領域の色を異ならせることにより、動静脈マップを生成し、切替部 1 4 2 に供給する。

【 0 1 2 2 】

切替部 1 4 2 は、フットスイッチ 2 6 から受信された操作信号に応じて、内視鏡 1 9 から受信された術中画像、または、判別部 1 4 1 から供給される動静脈マップを、表示装置 1 1 に送信する。

30

【 0 1 2 3 】

（動静脈マップの例）

図 1 8 は、動静脈マップの例を示す図である。

【 0 1 2 4 】

判別部 1 4 1 は、例えば、水平方向または垂直方向の動きベクトル値の平均値の正負が反対である隣り合う血管の領域のペアのうちの、動き量、輝度、および彩度が大きく、色相がプラス側に寄っている方を、動脈の領域と判別し、もう一方を、静脈の領域と判別する。

40

【 0 1 2 5 】

その結果、図 1 8 に示すように、動静脈マップ 1 5 0 内の隣り合う血管の領域 1 5 1 と領域 1 5 2 の色は異なっている。例えば、動静脈マップ 1 5 0 内の領域 1 5 1 の色は、静脈の領域を表す色であり、領域 1 5 2 の色は、動脈の領域を表す色である。

【 0 1 2 6 】

（C C U の処理の説明）

図 1 9 は、図 1 7 の C C U 1 4 0 の画像処理を説明するフローチャートである。

【 0 1 2 7 】

図 1 9 のステップ S 1 0 1 乃至 S 1 1 0 の処理は、図 1 6 のステップ S 7 1 乃至 S 8 0

50

の処理と同様であるので、説明は省略する。

【 0 1 2 8 】

ステップ S 1 1 1 において、C C U 1 4 0 の判別部 1 4 1 は、動きベクトルと術中画像の特徴量とに基づいて、血管マップ内の血管の領域が動脈の領域であるか、または、静脈の領域であるかを判別し、動静脈マップを生成する。判別部 1 4 1 は、動静脈マップを切替部 1 4 2 に供給する。

【 0 1 2 9 】

ステップ S 1 1 2 において、切替部 1 4 2 は、フットスイッチ 2 6 から受信された操作信号に応じて、内視鏡 1 9 から受信された術中画像、または、判別部 1 4 1 から供給される動静脈マップを、表示装置 1 1 に送信する。

10

【 0 1 3 0 】

ステップ S 1 1 3 の処理は、図 1 6 のステップ S 8 4 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【 0 1 3 1 】

以上のように、C C U 1 4 0 は、術中画像の特徴量と動きベクトルに基づいて、血管の領域のうちの動脈の領域と静脈の領域を判別する。従って、動脈の領域と静脈の領域を高精度で判別することができる。

【 0 1 3 2 】

これに対して、色情報のみを用いて動脈の領域と静脈の領域の判別を行う場合、術中画像の撮影時の照明状況や血管の深さによって色情報が変化するため、動脈の領域と静脈の領域を高精度で判別することは難しい。

20

【 0 1 3 3 】

なお、第 5 実施の形態では、術中画像の特徴量と動きベクトルの両方に基づいて動脈の領域と静脈の領域の判別が行われたが、いずれか一方に基づいて判別が行われるようにしてもよい。

【 0 1 3 4 】

< 第 6 実施の形態 >

(内視鏡手術システムの第 6 実施の形態の C C U の構成例)

本開示を適用した内視鏡手術システムの第 6 実施の形態の構成は、C C U の構成を除いて、図 1 の内視鏡手術システム 1 0 の構成と同一である。従って、以下では、C C U につ

30

【 0 1 3 5 】

図 2 0 は、本開示を適用した内視鏡手術システムの第 6 実施の形態の C C U の構成例を示すブロック図である。

【 0 1 3 6 】

図 2 0 に示す構成のうち、図 1 7 の構成と同じ構成には同じ符号を付してある。重複する説明については適宜省略する。

【 0 1 3 7 】

図 2 0 の C C U 1 6 0 の構成は、領域検出部 1 2 2、判別部 1 4 1、切替部 1 4 2 の代わりに、領域検出部 1 6 1、交点検出部 1 6 2、重畳部 1 6 3 が設けられる点が、図 1 7 の C C U 1 4 0 の構成と異なる。C C U 1 6 0 は、同期マップと特徴量に基づいて出血領域を検出し、出血領域の動きベクトルに基づいて出血点を検出する。

40

【 0 1 3 8 】

具体的には、C C U 1 6 0 の領域検出部 1 6 1 は、同期マップ生成部 1 2 1 により生成される同期マップと、特徴量検出部 1 0 1 から供給される特徴量とに基づいて、出血領域を検出する。

【 0 1 3 9 】

即ち、血液は心拍に同期して流れ出すため、領域検出部 1 6 1 は、例えば、特徴量として赤色の色情報を有する所定のサイズ以上のサイズの領域であり、かつ、同期マップ内の心拍に同期する領域を、出血領域として検出する。領域検出部 1 2 2 は、検出された出血

50

領域を所定の色で表す術中画像と同一のサイズの出血マップを、交点検出部 162 に供給する。

【0140】

交点検出部 162 は、動き検出部 41 から供給される動きベクトルのうちの、領域検出部 161 から供給される出血マップの出血領域内の出血の動きベクトルの始点を延長した線の交点を出血点として検出する。交点検出部 162 は、出血点の術中画像内の位置を表す出血点情報を重畳部 163 に供給する。

【0141】

重畳部 163 は、フットスイッチ 26 から受信された操作信号に応じて、内視鏡 19 から受信された術中画像内の、交点検出部 162 から供給される出血点情報が表す出血点の位置に、出血点を表す出血点画像を重畳する。交点検出部 162 は、内視鏡 19 から受信された術中画像、または、出血点画像が重畳された術中画像を、図 1 の表示装置 11 に送信する。

10

【0142】

(出血点の検出の説明)

図 21 は、図 20 の交点検出部 162 による出血点の検出を説明する図である。

【0143】

出血が発生するとき、血液は、出血点から放射線状に流れ出す。従って、出血マップ 170 内の出血領域 171 における各動きベクトル 172 は、出血点から放射線状に分布すると推測される。従って、交点検出部 162 は、図 21 に示すように、各動きベクトル 172 の始点 172A を、動きベクトル 172 の方向とは反対の方向に延長し、延長後の動きベクトル 172 の交点 173 を出血点として検出する。

20

【0144】

(CCUの処理の説明)

図 22 は、図 20 の CCU 160 の画像処理を説明するフローチャートである。

【0145】

図 22 のステップ S121 乃至 S128 の処理は、図 19 のステップ S101 乃至 S118 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【0146】

ステップ S129 において、CCU 160 の領域検出部 161 は、特徴量検出部 101 から供給される特徴量のうちの色情報に基づいて、所定のサイズ以上のサイズの赤色の領域を出血領域として検出する。

30

【0147】

ステップ S130 において、領域検出部 161 は、ステップ S129 の処理による検出結果と、同期マップ生成部 121 により生成される同期マップとに基づいて、出血マップを生成する。具体的には、領域検出部 161 は、同期マップ内の領域のうちの、ステップ S129 の処理により検出された出血領域を最終的な出血領域として検出する。そして、領域検出部 161 は、検出された出血領域に基づいて出血マップを生成し、交点検出部 162 に供給する。

【0148】

ステップ S131 において、交点検出部 162 は、動き検出部 41 から供給される動きベクトルのうちの、領域検出部 161 から供給される出血マップ内の出血領域における動きベクトルの始点を延長した線の交点を、出血点として検出する。交点検出部 162 は、出血点情報を重畳部 163 に供給する。

40

【0149】

重畳部 163 は、フットスイッチ 26 から受信された操作信号に応じて、内視鏡 19 から受信された術中画像内の、交点検出部 162 から供給される出血点情報が表す出血点の位置に、出血点画像を重畳する。

【0150】

ステップ S132 において、交点検出部 162 は、フットスイッチ 26 から受信された

50

操作信号に応じて、内視鏡 19 から受信された術中画像、または、出血点画像が重畳された術中画像を、図 1 の表示装置 11 に送信する。

【0151】

ステップ S 133 の処理は、図 19 のステップ S 113 の処理と同様であるので、説明は省略する。

【0152】

以上のように、CCU 160 は、術中画像の動きベクトルに基づいて出血点を検出する。従って、CCU 160 は、出血点画像を術中画像に重畳して表示装置 11 に表示させることができる。その結果、術者等は、出血点の位置を容易に認識することができる。

【0153】

これに対して、出血点画像が表示装置 11 に表示されない場合、出血量が多いと、術中画像内の出血点の周囲が全て赤くなり、出血点を認識することが困難である。

【0154】

< 第 7 実施の形態 >

(本開示を適用したコンピュータの説明)

上述した一連の処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のパーソナルコンピュータなどが含まれる。

【0155】

図 23 は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【0156】

コンピュータ 200 において、CPU (Central Processing Unit) 201 , ROM (Read Only Memory) 202 , RAM (Random Access Memory) 203 は、バス 204 により相互に接続されている。

【0157】

バス 204 には、さらに、入出力インタフェース 205 が接続されている。入出力インタフェース 205 には、入力部 206 、出力部 207 、記憶部 208 、通信部 209 、及びドライブ 210 が接続されている。

【0158】

入力部 206 は、キーボード、マウス、マイクロフォンなどよりなる。出力部 207 は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部 208 は、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる。通信部 209 は、ネットワークインタフェースなどよりなる。ドライブ 210 は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブルメディア 211 を駆動する。

【0159】

以上のように構成されるコンピュータ 200 では、CPU 201 が、例えば、記憶部 208 に記憶されているプログラムを、入出力インタフェース 205 及びバス 204 を介して、RAM 203 にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。処理の途中結果や処理に用いられる情報は、ROM 202 や RAM 203 などに記憶される。

【0160】

コンピュータ 200 (CPU 201) が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブルメディア 211 に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

【0161】

コンピュータ 200 では、プログラムは、リムーバブルメディア 211 をドライブ 21

10

20

30

40

50

0 に装着することにより、入出力インタフェース 205 を介して、記憶部 208 にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部 209 で受信し、記憶部 208 にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM 202 や記憶部 208 に、あらかじめインストールしておくことができる。

【0162】

なお、コンピュータ 200 が実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

【0163】

本明細書において、システムとは、複数の構成要素（装置、モジュール（部品）等）の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、1つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている1つの装置は、いずれも、システムである。

【0164】

なお、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、他の効果があってもよい。

【0165】

また、本開示の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

【0166】

例えば、周波数マップ、同期マップ、臓器マップ、および動静脈マップは、術中画像に重畳されて表示されたり、術中画像と同一の画面内に並列に表示されたりしてもよい。

【0167】

また、第4および第5実施の形態における血管の領域の検出、並びに、第6実施の形態における出血領域の検出は、術中画像の特徴量のみに基づいて行われるようにしてもよいし、同期マップのみに基づいて行われるようにしてもよい。

【0168】

さらに、第4実施の形態において、第5実施の形態において判別された動脈の血管または静脈の血管の止血状態を判別するようにしてもよい。また、第1乃至第6実施の形態の少なくとも2つを組み合わせ、周波数マップ、同期マップ、臓器マップ、状態通知画像、動静脈マップ、および出血点画像の少なくとも2つを生成可能にするようにしてもよい。

【0169】

また、本技術は、術中画像を撮像し、画像処理する手術システムであれば、内視鏡手術システム以外の手術システムに適用することもできる。例えば、本技術は、術中画像をビデオ顕微鏡で撮像し、画像処理する手術システムなどにも適用することができる。

【0170】

なお、本開示は、以下のような構成もとることができる。

【0171】

(1)

時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、

前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、

前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部と

を備える画像処理装置。

(2)

前記領域検出部は、前記周波数ごとに、その周波数に対応する前記特定の生体部位を含む前記領域を検出する

ように構成された

前記(1)に記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

(3)

前記領域検出部は、所定の周波数に対応する前記特定の生体部位を含む前記領域を検出する

ように構成された

前記(1)に記載の画像処理装置。

(4)

前記所定の周波数は、心拍情報に基づいて決定される

ように構成された

前記(3)に記載の画像処理装置。

(5)

前記領域検出部は、前記周波数と前記術中画像の特徴量とに基づいて、前記領域を検出する

ように構成された

前記(1)に記載の画像処理装置。

(6)

前記領域は、特定の臓器または血管を含む

ように構成された

前記(5)に記載の画像処理装置。

(7)

前記領域検出部により検出された前記領域の特徴に基づいて、前記領域の状態を検出する状態検出部

をさらに備える

前記(1)乃至(6)のいずれかに記載の画像処理装置。

(8)

前記領域は、血管を含む領域であり、

前記状態検出部は、前記血管の幅に基づいて、前記血管の止血状態を検出する

ように構成された

前記(7)に記載の画像処理装置。

(9)

前記領域の状態に基づいて生成された状態通知画像を前記術中画像に重畳する重畳部

をさらに備える

前記(7)または(8)に記載の画像処理装置。

(10)

前記動き検出部により検出された前記動きベクトルに基づいて、前記領域検出部により検出された前記領域に含まれる前記特定の生体部位の種類を判別する判別部

をさらに備える

前記(1)乃至(9)のいずれかに記載の画像処理装置。

(11)

前記判別部は、前記動き検出部により検出された前記動きベクトルと前記術中画像の特徴量とに基づいて、前記特定の生体部位の種類を判別する

ように構成された

前記(10)に記載の画像処理装置。

(12)

前記領域は、血管を含む領域であり、

前記判別部は、前記血管が動脈か静脈かを判別する

ように構成された

前記(10)または(11)に記載の画像処理装置。

(13)

前記領域検出部により検出された前記領域内の前記特定の生体部位の前記動きベクトルの交点を検出する交点検出部

10

20

30

40

50

をさらに備える

前記(1)乃至(12)のいずれかに記載の画像処理装置。

(14)

前記領域検出部は、前記周波数と前記術中画像の特徴量に基づいて出血を含む領域を検出し、

前記交点検出部は、前記領域内の出血の前記動きベクトルの交点に基づいて、出血点を検出する

ように構成された

前記(13)に記載の画像処理装置。

(15)

画像処理装置が、

時刻の異なる術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出ステップと、

前記動き検出ステップの処理により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析ステップと、

前記解析ステップの処理により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出ステップと

を含む画像処理方法。

(16)

術中画像を撮像する撮像装置と、

前記術中画像に対して画像処理を行う画像処理装置と

を備え、

前記画像処理装置は、

時刻の異なる前記術中画像を用いて前記術中画像における生体の動きベクトルを検出する動き検出部と、

前記動き検出部により検出された前記動きベクトルの周波数を求める解析部と、

前記解析部により求められた前記周波数に基づいて、前記術中画像内の特定の生体部位を含む領域を検出する領域検出部と

を備える

手術システム。

(17)

前記術中画像を撮像する撮像装置は、内視鏡である

ように構成された

前記(16)に記載の手術システム。

(18)

前記術中画像を撮像する撮像装置は、ビデオ顕微鏡である

ように構成された

前記(16)に記載の手術システム。

【符号の説明】

【0172】

12 CCU, 19 内視鏡, 41 動き検出部, 42 解析部, 43 周波数マップ生成部, 70 CCU, 71 同期マップ生成部, 100 CCU, 102 領域検出部, 120 CCU, 122 領域検出部, 123 幅検出部, 140 CCU, 141 判別部, 160 CCU, 161 領域検出部, 162 交点検出部

10

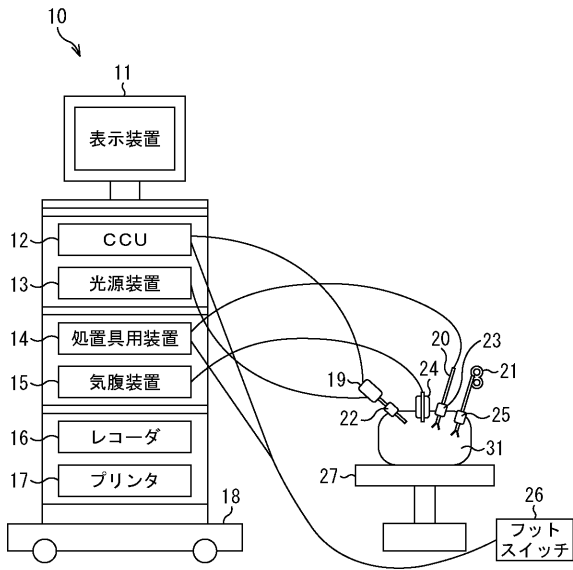
20

30

40

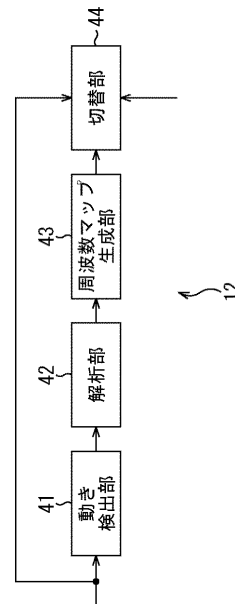
【図 1】

図1



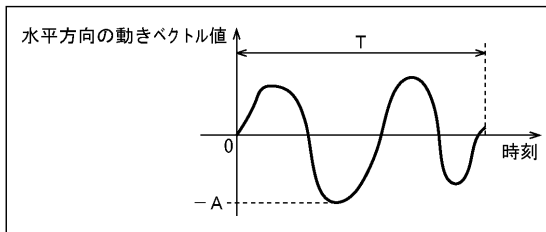
【図 2】

図2



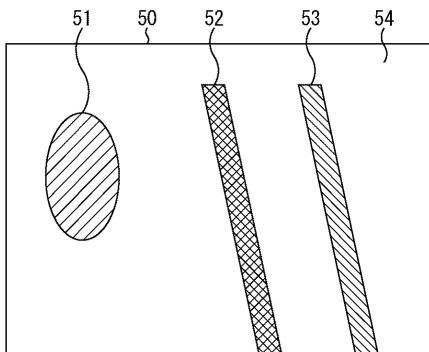
【図 3】

図3



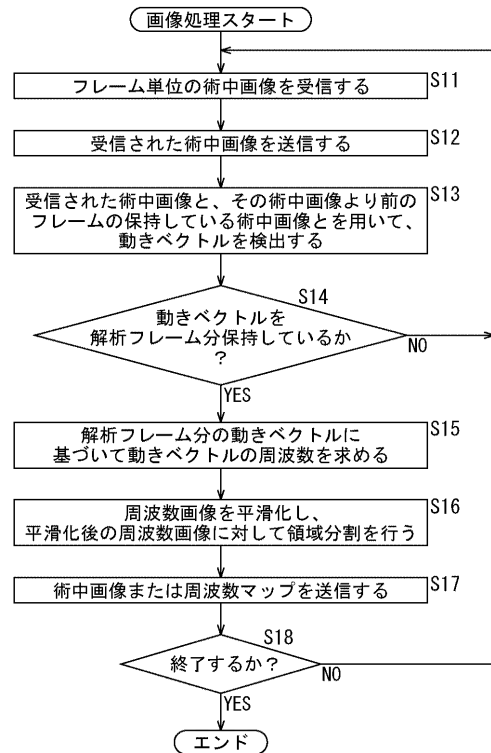
【図 4】

図4



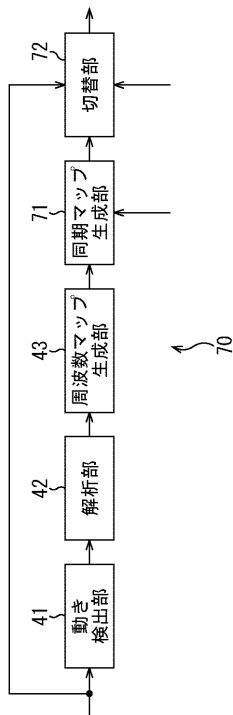
【図 5】

図5



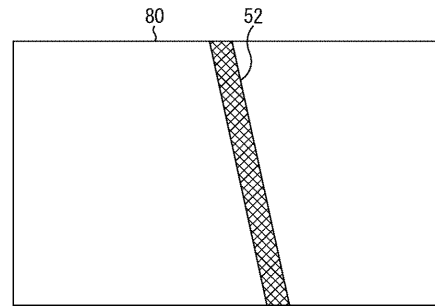
【図 6】

図6



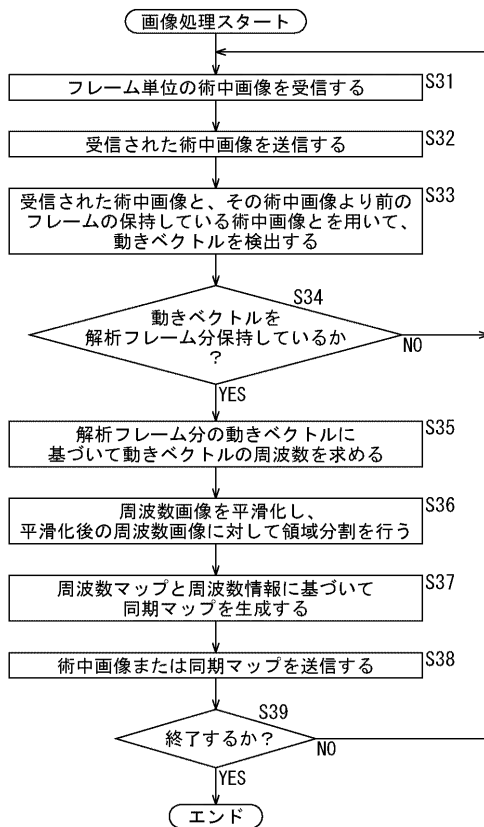
【図 7】

図7



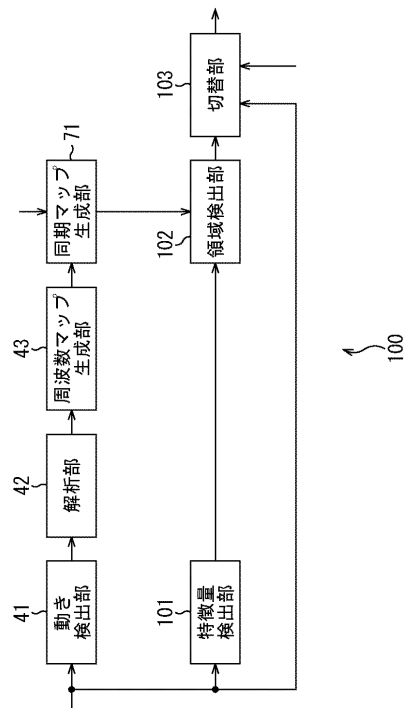
【図 8】

図8



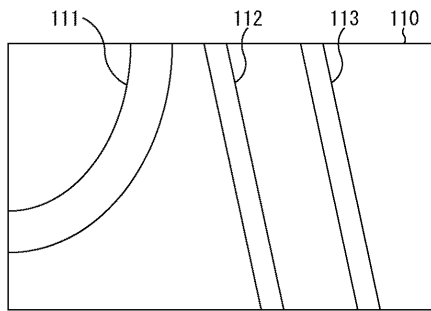
【図 9】

図9



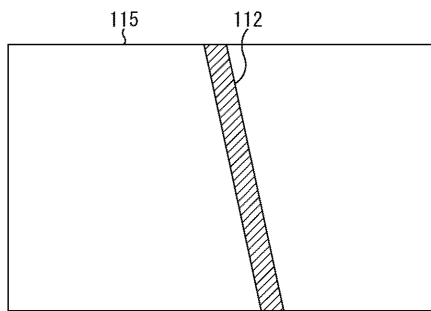
【図 10】

図10



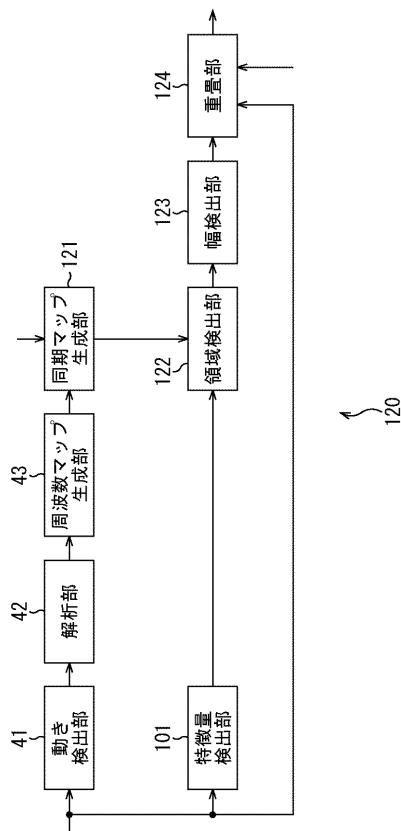
【図 11】

図11



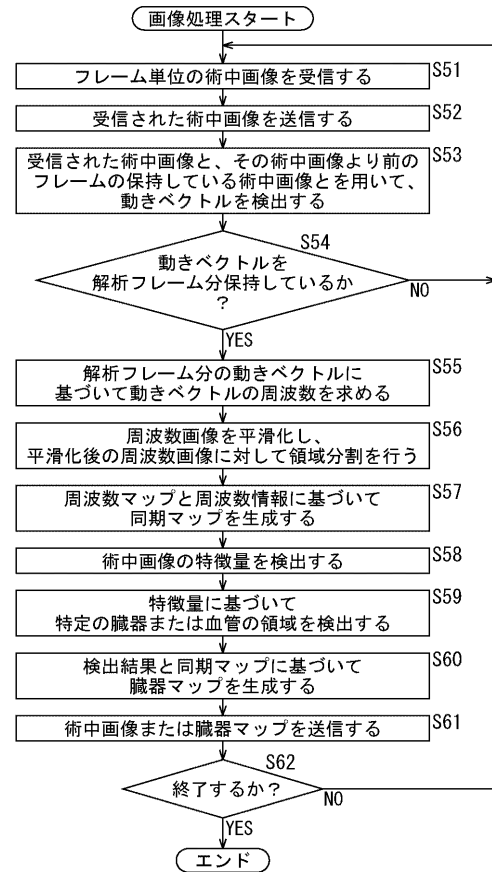
【図 13】

図13



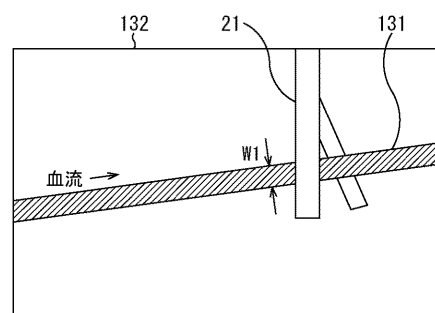
【図 12】

図12



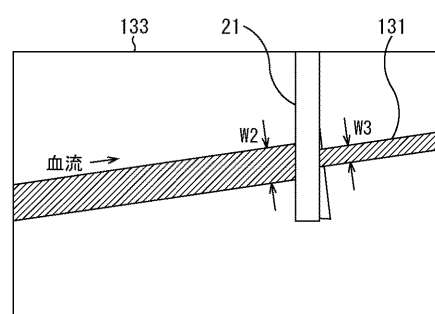
【図 14】

図14



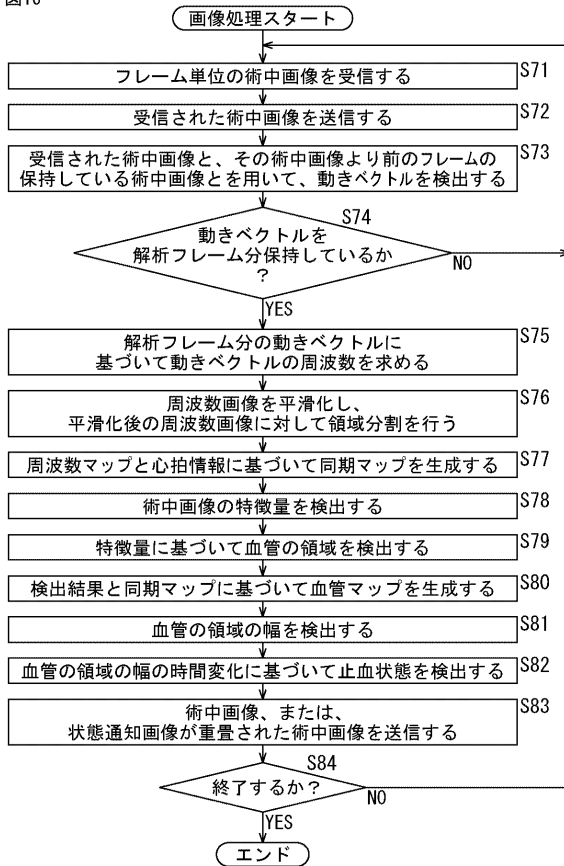
【図 15】

図15



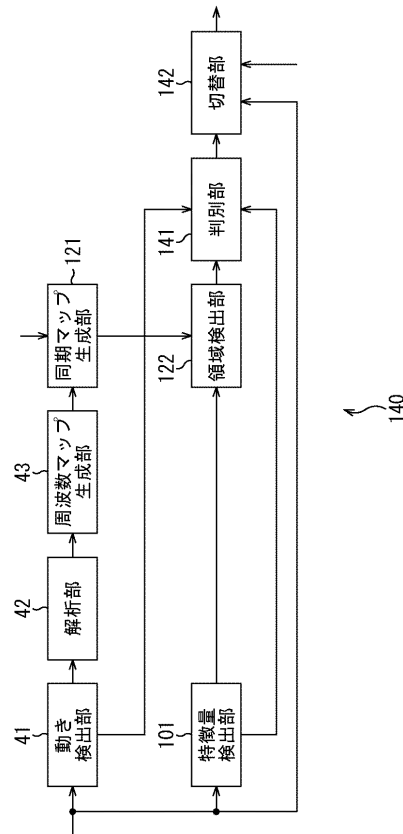
【図 16】

図16



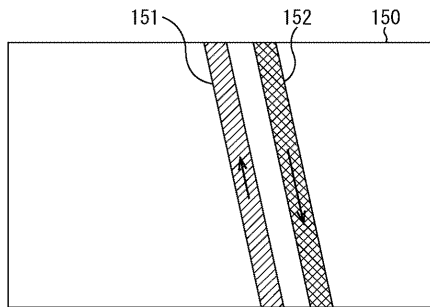
【図 17】

図17



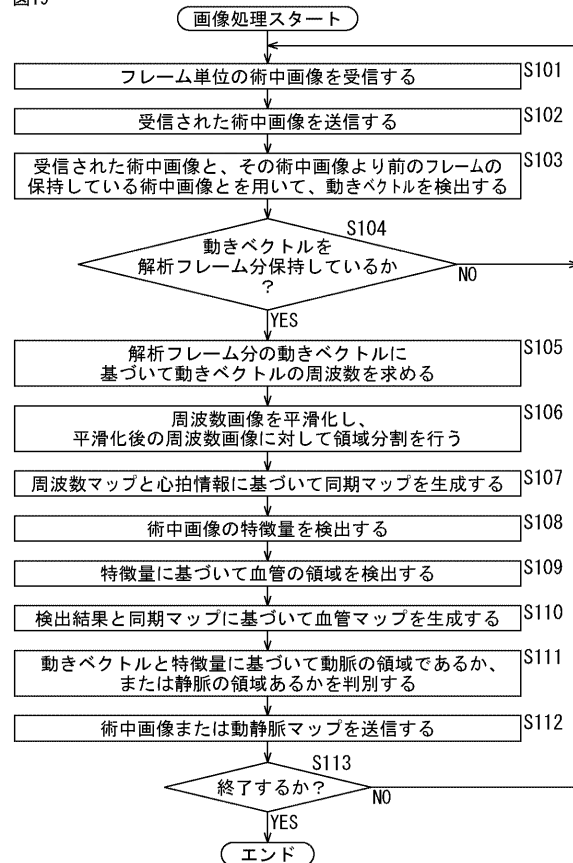
【図 18】

図18



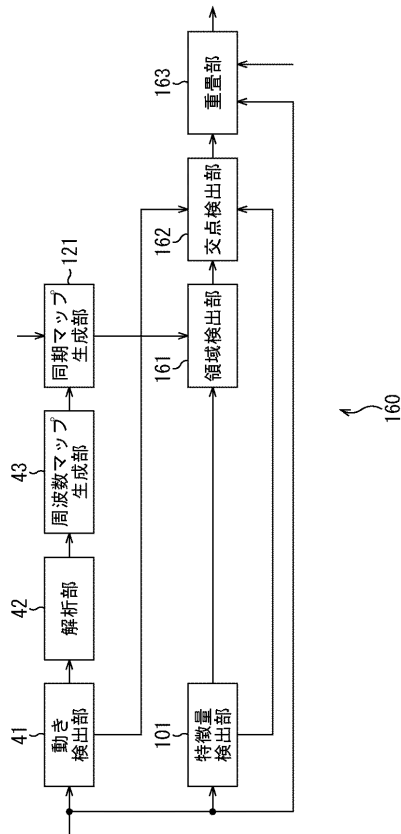
【図 19】

図19



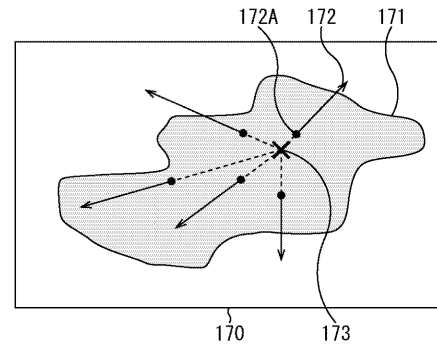
【図 20】

図20



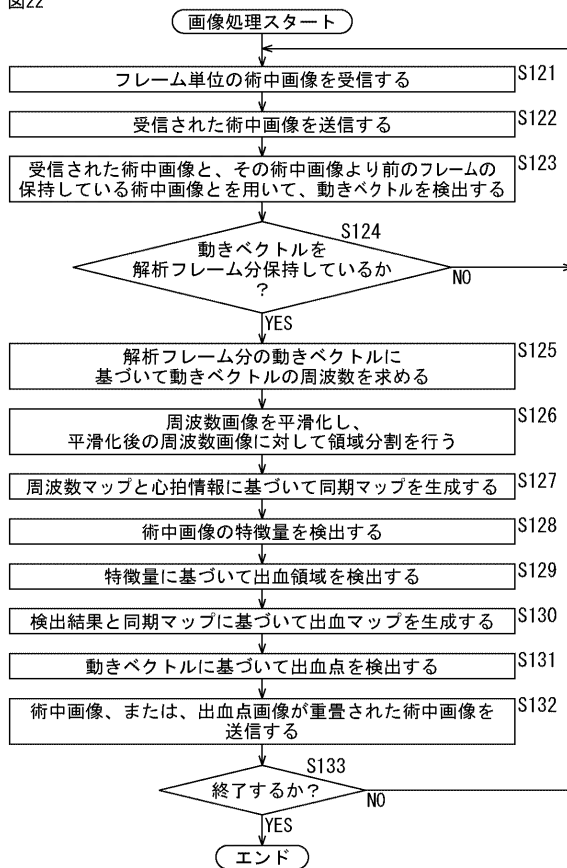
【図 21】

図21



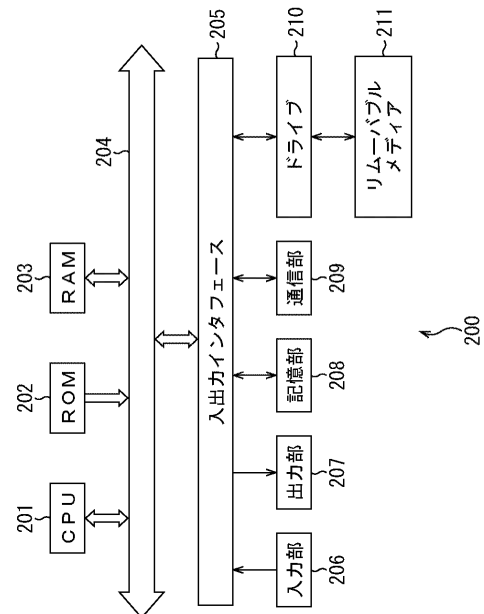
【図 22】

図22



【図 23】

図23



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/065387

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 2011-24628 A (Olympus Corp.), 10 February 2011 (10.02.2011), (Family: none)	1-18
A	JP 2014-3990 A (Olympus Medical Systems Corp.), 16 January 2014 (16.01.2014), (Family: none)	1-18

☐ 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
16 August 2016 (16.08.16)Date of mailing of the international search report
23 August 2016 (23.08.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 5 3 8 7										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2016年											
日本国実用新案登録公報	1996-2016年											
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 2011-24628 A（オリンパス株式会社） 2011.02.10,（ファミリーなし）	1-18										
A	JP 2014-3990 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2014.01.16,（ファミリーなし）	1-18										
☐ 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。												
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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							
* 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 16.08.2016		国際調査報告の発送日 23.08.2016										
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		<table border="1"> <tr> <td>特許庁審査官（権限のある職員）</td> <td>2Q</td> <td>9163</td> </tr> <tr> <td colspan="3">小田倉 直人</td> </tr> <tr> <td colspan="3">電話番号 03-3581-1101 内線 3292</td> </tr> </table>		特許庁審査官（権限のある職員）	2Q	9163	小田倉 直人			電話番号 03-3581-1101 内線 3292		
特許庁審査官（権限のある職員）	2Q	9163										
小田倉 直人												
電話番号 03-3581-1101 内線 3292												

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 6 T 7/215
G 0 6 T 7/00 6 1 6

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, 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

(72)発明者 林 恒生

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 4C161 AA07 AA21 AA22 AA24 CC06 HH51 HH52 JJ17 NN05 SS21
WW02 WW08 WW15
5L096 BA06 BA13 CA04 DA04 EA06 FA06 FA10 FA15 HA04 HA09
JA11

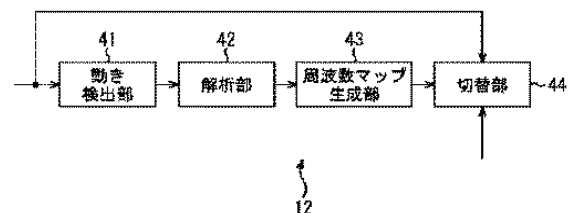
(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法和手术系统		
公开(公告)号	JPWO2016194718A1	公开(公告)日	2018-03-29
申请号	JP2017521849	申请日	2016-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	菊地大介 水倉貴美 林恒生		
发明人	菊地 大介 水倉 貴美 林 恒生		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G06T7/215 G06T7/00		
FI分类号	A61B1/045.618 A61B1/045.615 A61B1/045.622 A61B1/045.610 A61B1/00.551 G06T7/215 G06T7/00.616		
F-TERM分类号	4C161/AA07 4C161/AA21 4C161/AA22 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW08 4C161/WW15 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/DA04 5L096/EA06 5L096/FA06 5L096/FA10 5L096/FA15 5L096/HA04 5L096/HA09 5L096/JA11		
代理人(译)	西川 孝		
优先权	2015114912 2015-06-05 JP		
其他公开文献	JPWO2016194718A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开涉及一种图像处理设备，图像处理方法和外科手术系统，其能够基于术中图像中生物体的运动矢量的频率来检测术中图像中包括特定活体部位的区域。运动检测单元在不同时间使用术中图像来检测术中图像中的生物的运动矢量。分析单元获得由运动检测单元检测到的运动矢量的频率。频率图生成单元基于由分析单元获得的频率来检测术中图像中包括特定活体部位的区域。本公开可以应用于例如内窥镜手术系统的CCU。

図2



- 41 Movement detection unit
- 42 Analysis unit
- 43 Frequency map generating unit
- 44 Switching unit