

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02011/158792

発行日 平成25年8月19日 (2013.8.19)

(43) 国際公開日 平成23年12月22日 (2011.12.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 D	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 G	
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 43 頁)

出願番号	特願2011-546358 (P2011-546358)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/063511	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成23年6月13日 (2011.6.13)	(72) 発明者	沢田 之彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(11) 特許番号	特許第5006475号 (P5006475)	(72) 発明者	山田 典弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成24年8月22日 (2012.8.22)	(72) 発明者	築山 周作 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	61/355,646		
(32) 優先日	平成22年6月17日 (2010.6.17)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

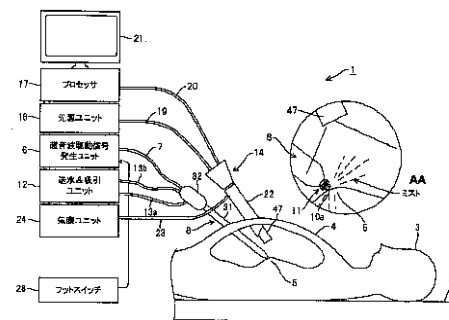
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波処置システム及び超音波処置システムの作動方法

(57) 【要約】

超音波吸引システム (1) は、超音波駆動信号発生部 (6) により発生した超音波駆動信号を超音波発生部に印加して超音波振動エネルギーを振動伝達部 (10) を介して先端部 (11) に伝達し、観察部 (14) による観察下で、処置対象の生体組織を超音波振動エネルギーにより破碎し、破碎された生体組織片を、生体組織の表面に供給した流体と共に吸引し、超音波振動エネルギーが付与された状態における観察画像を画像取得部により取得し、基準画像との比較結果に基づいて、制御部 (17) は超音波駆動信号の出力等を制御する。

(図1)



- 17 Processor
- 18 Light source unit
- 6 Ultrasound drive signal generation unit
- 12 Water supply and suction unit
- 24 Pneumoperitoneum unit
- 28 Foot switch
- AA Mist

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部と、

前記超音波駆動信号の印加により超音波振動エネルギーを発生する超音波発生部及び該超音波発生部で発生した超音波振動エネルギーを処置対象の生体組織に伝達する振動伝達部の先端部から付与することによって、前記生体組織を破碎すると共に、破碎された生体組織片を吸引するための吸引部が設けられた超音波吸引部と、

前記振動伝達部の先端部側に対向する前記生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、

前記生体組織の表面に流体を供給する流体供給部と、

前記超音波振動エネルギーが付与された状態における前記生体組織の表面からミストが発生している状態の観察画像を、前記観察部を介して取得するための画像取得部と、

前記振動伝達部の先端部への超音波エネルギーの付与時から付与直後までの前記ミストが発生していない状態に対応する基準画像と、前記画像取得部により取得された前記観察画像とを比較した比較結果に基づいて、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力及び前記流体の供給の少なくとも一方を制御する制御部と、

を有することを特徴とする超音波吸引システム。

10

【請求項 2】

さらに、前記比較結果に基づいて前記観察画像が前記基準画像から所定値以上に变化したミストが発生している状態の観察画像であるか否かの判定部を有し、所定値以上に变化している判定結果の場合には前記制御部は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力停止又は出力低減させる制御と共に、前記流体供給部による流体の供給を低減または停止させる制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波吸引システム。

20

【請求項 3】

さらに、前記吸引口に連通する吸引管路を介して前記生体組織の表面に供給された前記流体と共に、破碎された前記生体組織片を吸引する吸引デバイスを有し、

前記基準画像と前記観察画像との比較結果に基づいて前記観察画像が前記基準画像から所定値以上に变化している判定結果の場合には、前記制御部は前記吸引デバイスによる吸引の動作を低減または停止させる制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

30

【請求項 4】

前記観察部が、挿入部の先端部に設けられた内視鏡を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 5】

前記画像取得部は、前記超音波駆動信号が実質的に発生していない状態において前記観察部から取得した観察画像を前記基準画像に設定し、前記判定部は、該基準画像に対して、前記超音波駆動信号が発生している状態において前記観察部から取得された前記観察画像がミストの特徴に対応したパルス状画像を含むか否かの判定を行うことにより、前記ミストの発生の有無を判定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

40

【請求項 6】

前記判定部は、前記基準画像に比較して、前記観察画像が予め設定された閾値以上の輝度値を含む画像であるか否かの判定により、前記ミストの発生の有無を判定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 7】

前記判定部は、前記基準画像に比較して、前記観察画像が、所定領域中に前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含むか否かを判定し、所定数以上含む場合に、前記判定結果として前記ミストの発生と判定したミスト判定信号を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 8】

50

さらに、前記観察部の先端部の外表面に、前記ミストの飛散に伴う付着物が付着しているか否かを、前記観察画像から判定する付着判定部を有し、前記付着判定部は、前記付着物が付着していると判定した場合には判定信号を発生することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 9】

前記制御部は、前記判定信号の発生に基づいて、前記振動伝達部の先端部に設けた流体噴出部から、前記観察部の先端部の外表面に向けて流体を噴出させる制御を行うことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 10】

前記付着判定部は、前記観察画像における輝度値の最大値と最小値との差が所定値以下となる判定結果の場合に前記判定信号を発生することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波吸引システム。

10

【請求項 11】

前記付着判定部は、前記観察画像における空間周波数分布を分析する分析部を有し、前記空間周波数の高周波成分が所定値以下となる判定結果の場合に前記判定信号を発生することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 12】

さらに前記制御部は、少なくとも前記超音波駆動信号が発生している期間、前記振動伝達部の先端部に設けた気体噴出部から、前記観察部の先端部の外表面に向けて気体を噴出させる制御を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波吸引システム。

20

【請求項 13】

さらに前記振動伝達部の少なくとも先端側が挿入される体腔内に気体を送気及び吸気する気腹ユニットを有し、

前記制御部は、前記体腔内の前記気体の圧力情報に基づいて、前記気腹ユニットにおける少なくとも吸気の動作を制御することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 14】

前記超音波吸引部の先端部に設けられ、該先端部付近を加温する加温デバイスと、該加温デバイスに加温する電源を供給する電源部とを有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

30

【請求項 15】

前記判定信号が発生した場合に前記制御部は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力停止又は出力低減させる制御と共に、前記流体供給部による流体の供給を低減または停止させる制御を行うことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 16】

さらに、前記超音波吸引部の先端側の外套シースの内側に、突出及び退避可能に透明な傘を設け、該傘は突出された場合、超音波吸引プローブの先端部の周囲を略円錐形状の透明シートで覆うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 17】

さらに、前記超音波吸引部の先端側に、その基端が着脱自在に設けられ、先端側が開口する透明な袋を有し、該袋は開口する周縁を前記超音波吸引部の先端部の周囲における生体組織にクリップにて固定可能であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

40

【請求項 18】

前記超音波駆動信号発生部は、発生した前記超音波駆動信号を連続的に出力する連続出力モードと、ON 期間と OFF 期間からなる所定の周期で前記超音波駆動信号を間欠的に出力する間欠出力モードを有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 19】

50

前記制御部は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力電流値を制御することにより、前記超音波駆動信号の出力低減を含む制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波吸引システム。

【請求項 2 0】

処置対象の生体組織の表面を観察するための観察部による観察ステップと、

前記観察ステップによる観察状態において前記処置対象の生体組織に対して超音波吸引部の先端部から超音波振動エネルギーを付与して、前記生体組織を破碎する超音波振動付与ステップと、

前記処置対象の生体組織に流体を供給すると共に、前記超音波振動エネルギーの付与により破碎された生体組織片を前記超音波吸引部の先端部に設けられた吸引口から前記流体と共に吸引するための供給 / 吸引ステップと、

前記流体が供給された状態の前記処置対象の生体組織に前記超音波振動エネルギーの付与によるミストが発生する可能性のある観察画像を取得する画像取得ステップと、

前記超音波振動エネルギーの付与時から付与直後までの前記ミストが発生していない状態に対応する基準画像と、前記画像取得ステップにより取得した観察画像とを比較した比較結果に基づき、前記観察画像が前記ミストの発生を含む画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、

前記判定ステップにより、前記観察画像が前記ミストの発生を含む画像であると判定した判定結果に基づいて、前記生体組織に付与される前記超音波振動エネルギー量及び前記流体の供給量の少なくとも一方を低減する制御を制御部が行う制御ステップと、

を有することを特徴とする超音波吸引方法。

【請求項 2 1】

前記判定ステップは、前記基準画像に比較して、前記観察画像が、所定領域中に前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含むか否かを判定し、所定数以上含む場合に、前記ミストの発生と判定したミスト判定信号を発生し、

前記ミスト判定信号に基づいて前記制御ステップは超音波駆動信号の出力停止又は出力低減させる制御と共に、

前記供給 / 吸引ステップにおける前記流体供給部による流体の供給を低減または停止させ、かつ前記超音波吸引部による吸引を低減または停止させる制御を行うことを特徴とする請求項 2 0 に記載の超音波吸引方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波を用いて吸引を行う超音波吸引システム及び超音波吸引方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年、患者に対する治療のための各種の処置が内視鏡を用いた内視鏡観察下で広く行われるようになってきている。

【0 0 0 3】

また、処置を行い易くするために、超音波振動エネルギーを処置対象の生体組織に与え、脆弱な組織を超音波振動によって破碎して、吸引すると共に、血管等の弾力性に富む組織を破碎せずに露出させる超音波吸引装置または超音波吸引システムが用いられる場合がある。

【0 0 0 4】

この場合、脆弱な組織を乳化し、破碎された組織片を円滑に吸引できるように処置対象の生体組織の表面に流体を供給する。そのため、超音波振動エネルギーを処置対象の生体組織に付与した場合、流体にも超音波振動エネルギーが付与されることになるため、流体がミストになって内視鏡の観察窓からの観察機能を低下させる場合が発生する。

【 0 0 0 5 】

観察機能を低下に関連する第 1 の先行例としての日本国特開平 1 1 - 1 5 5 8 6 9 号公報の送気吸引制御システムは、高周波焼灼装置や超音波凝固切開装置により発生した煙やミストが内視鏡による観察を妨げるため、高周波焼灼装置又は超音波凝固切開装置による出力の停止信号に基づいて、吸引手段による吸引を加圧と共に所定時間遅延させて行うように制御している。この制御により、高周波焼灼装置等の出力停止後にも煙やミストを吸引して除去する。

【 0 0 0 6 】

また、第 2 の先行例としての日本国特開 2 0 0 7 - 2 9 6 0 0 2 号公報には、高周波焼灼装置により発生する煙やミストが内視鏡先端の観察窓に付着して観察視野を悪化するため、観察窓に加圧ガスを供給する。そして、観察窓の表面に沿って加圧ガスとしての CO_2 ガスを流して、煙やミストが観察窓の表面に到達しないように流体カーテンを形成する内容が開示されている。

10

【 0 0 0 7 】

しかしながら、第 1 の先行例は、煙やミストの発生量をモニタしていないため、ミストの発生量に適切に対応できない。

【 0 0 0 8 】

また、第 2 の先行例は、流体カーテンを形成することにより、煙やミストが観察窓の表面に到達しないように制御するが、超音波吸引システムの場合には、流体カーテンにより観察視野を鮮明な状態を確保することができない。

20

【 0 0 0 9 】

このため、流体を生体組織の表面に供給して超音波による破碎の処置を行う場合、ミストの発生量に応じて超音波出力又は流体を制御して円滑に処置を行うことができる超音波吸引システム及び超音波吸引方法が望まれる。

【 0 0 1 0 】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡の観察機能によりミストの発生量に応じて超音波出力又は流体を制御でき、術者による処置を支援できる超音波吸引システム及び超音波吸引方法を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

30

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様に係る超音波吸引システムは、超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部と、前記超音波駆動信号の印加により超音波振動エネルギーを発生する超音波発生部及び該超音波発生部で発生した超音波振動エネルギーを処置対象の生体組織に伝達する振動伝達部の先端部から付与することによって、前記生体組織を破碎すると共に、破碎された生体組織片を吸引するための吸引部が設けられた超音波吸引部と、前記振動伝達部の先端部側に対向する前記生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、前記生体組織の表面に流体を供給する流体供給部と、前記超音波振動エネルギーが付与された状態における前記生体組織の表面からミストが発生している状態の観察画像を、前記観察部を介して取得するための画像取得部と、前記振動伝達部の先端部への超音波エネルギーの付与時から付与直後までの前記ミストが発生していない状態に対応する基準画像と、前記画像取得部により取得された前記観察画像とを比較した比較結果に基づいて、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力及び前記流体の供給の少なくとも一方を制御する制御部と、を有することを特徴とする。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様に係る超音波吸引方法は、処置対象の生体組織の表面を観察するための観察部による観察ステップと、前記観察ステップによる観察状態において前記処置対象の生体組織に対して超音波吸引部の先端部から超音波振動エネルギーを付与して、前記生体組織を破碎する超音波振動付与ステップと、前記処置対象の生体組織に流体を供給すると共に、前記超音波振動エネルギーの付与により破碎された生体組織片を前記超音波吸引部

50

の先端部に設けられた吸引口から前記流体と共に吸引するための供給／吸引ステップと、前記流体が供給された状態の前記処置対象の生体組織に前記超音波振動エネルギーの付与によるミストが発生する可能性のある観察画像を取得する画像取得ステップと、前記超音波振動エネルギーの付与時から付与直後までの前記ミストが発生していない状態に対応する基準画像と、前記画像取得ステップにより取得した観察画像とを比較した比較結果に基づき、前記観察画像が前記ミストの発生を含む画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、前記判定ステップにより、前記観察画像が前記ミストの発生を含む画像であると判定した判定結果に基づいて、前記生体組織に付与される前記超音波振動エネルギー量及び前記流体の供給量の少なくとも一方を低減する制御を制御部が行う制御ステップと、を有することを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態の超音波吸引システムの全体構成を使用状態で示す図。

【図 2】図 2 は超音波吸引システムの概略の構成を示すブロック図。

【図 3 A】図 3 A はミストが発生しない状態の観察画像の例を示す図。

【図 3 B】図 3 B はミストが発生した状態の観察画像の例を示す図。

【図 3 C】図 3 C は対物レンズの外表面にミストが付着した例を示す図。

【図 4】図 4 はミスト判定 & 判定信号生成部の具体的構成を示すブロック図。

【図 5 A】図 5 A は観察画像におけるミスト発生を検出するための検出領域となる走査線を示す図。

20

【図 5 B】図 5 B は基準画像の画像信号の例及び閾値を加算した画像信号を示す図。

【図 5 C】図 5 C はミストが発生した場合の観察画像の画像信号の例を示す図。

【図 6】図 6 は第 1 の実施形態における超音波吸引方法の手順を示すフローチャート。

【図 7】図 7 は図 6 における主要部の動作説明のタイミング図。

【図 8】図 8 は基準画像の最大値を判定基準に用いる例と、基準画像の最大値に閾値を加算した値を判定基準にする場合の説明図。

【図 9 A】図 9 A は第 1 の実施形態の第 1 変形例における付着判定部の構成例を示すブロック図。

【図 9 B】図 9 B は画像領域を複数の小領域に分割した説明図。

30

【図 10】図 10 (A) から図 10 (I) は図 9 A の動作説明用のタイミング図を示し、図 10 (J) から図 10 (K) は第 1 の実施形態の第 2 変形例の動作説明用のタイミング図。

【図 11】図 11 は第 1 の実施形態の第 3 変形例における主要部の構成図。

【図 12】図 12 は第 3 変形例の動作説明用のタイミング図。

【図 13 A】図 13 A は第 3 変形例の変形例の構成を示す斜視図。

【図 13 B】図 13 B は第 3 変形例の他の変形例の構成を示す斜視図。

【図 14 A】図 14 A は本発明の第 2 の実施形態における超音波吸引プローブの概略の構成を示す側面図。

【図 14 B】図 14 B は図 14 A において操作レバーを操作した場合の超音波吸引プローブの概略の構成を示す側面図。

40

【図 14 C】図 14 C は外シースを除去して傘の構成を示す斜視図。

【図 14 D】図 14 D は図 14 C の状態において操作レバーを操作した場合の傘の構成を示す斜視図。

【図 15】図 15 は第 2 の実施形態における処置する様子を示す図。

【図 16 A】図 16 A は本発明の第 3 の実施形態における超音波吸引プローブの先端側の構成を示す側面図。

【図 16 B】図 16 B は第 3 の実施形態における超音波吸引プローブの先端側の構成を示す斜視図。

【図 17】図 17 は第 3 の実施形態における処置する様子を示す図。

50

【図 18】図 18 は本発明の第 4 の実施形態における超音波吸引システムの一部の構成を示すブロック図。

【図 19】図 19 (A) から図 19 (I) は第 4 の実施形態の動作説明用のタイミング図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の各実施形態を説明する。

【0015】

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の超音波吸引システム 1 は、ベッド 2 に横たわる患者 3 の例えば腹部 4 内の処置対象となる患部 5 の生体組織に対して、超音波振動エネルギー (超音波振動と略記) を利用して処置を行う。

【0016】

このため、超音波吸引システム 1 は、超音波振動を発生させるための超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生ユニット 6 を有する。この超音波駆動信号発生ユニット 6 は、発生した超音波駆動信号を信号ケーブル 7 を介して超音波吸引部としての超音波吸引プローブ 8 に出力する。

【0017】

図 2 に示すようにこの超音波吸引プローブ 8 は、超音波駆動信号発生ユニット 6 から信号ケーブル 7 を介して超音波駆動信号が印加されることにより超音波振動を発生する超音波発生部としての超音波振動子 9 を内蔵している。この超音波振動子 9 により、発生した超音波振動は、超音波振動を伝達する振動伝達部としての伝達管 10 を介して超音波吸引プローブ 8 の先端部 11 に伝達される。

【0018】

術者は、この先端部 11 を患部 5 の生体組織の表面に接触させることにより、超音波振動が患部 5 の生体組織に付与され、生体組織における脂肪組織等の脆弱な生体組織部分が破砕される。さらに、以下のような生体表面に供給される流体 (具体的には生理的食塩水) の存在下で、破砕された生体組織片は、乳化される。

【0019】

破砕された生体組織片を円滑に吸引により除去できるように、超音波吸引システム 1 は、流体供給部を構成する送水 & 吸引ユニット 12 を有する。この送水 & 吸引ユニット 12 における送水器 41 は、超音波吸引プローブ 8 に設けた送水チューブ 13a を介して流体としての生理的食塩水 (単に水と略記) を供給 (送水) し、吸引器 42 は、超音波吸引プローブ 8 に設けた吸引チューブ 13b を介して乳化物としての破砕された生体組織片及び水を吸引する。

【0020】

また、超音波吸引システム 1 は、患部 5 及び超音波吸引プローブ 8 の先端側等を光学的に観察する内視鏡 14 と、この内視鏡 14 に設けられた観察部としての (図 2 に示す) 撮像部 15 を構成する撮像素子 16 に対する信号処理を行うプロセッサ 17 と、撮像部 15 により撮像される撮像範囲を照明するための光源ユニット 18 とを有する。

【0021】

内視鏡 14 から延出されたライトガイドケーブル 19 は光源ユニット 18 に接続され、内視鏡 14 から延出された信号ケーブル 20 はプロセッサ 17 に接続される。

【0022】

このプロセッサ 17 による画像処理により生成された画像信号 (映像信号) は、画像表示手段としてのモニタ 21 に出力され、モニタ 21 の表示面には撮像部 15 により撮像された画像が内視鏡画像として表示される。

【0023】

なお、図 1 に示すように内視鏡 14 は、トラカール 22 を介して腹部 4 内に挿入される。また、超音波吸引プローブ 8 も、実際にはトラカールを介して腹部 4 内に挿入される。

図 2 に示すようにトラカール 2 2 に接続された気腹チューブ 2 3 は気腹ユニット 2 4 に接続される。

【 0 0 2 4 】

この気腹ユニット 2 4 は、気腹器 2 5 を構成する送気 & 吸引器により気腹用ガス（気体）を気腹チューブ 2 3 を介して腹部 4 内に送気し、腹部 4 内を気体で膨らませ、観察や処置を行い易い状態にする。また、気腹器 2 5 は気腹チューブ 2 3 を介して腹部 4 内の気体を吸引することもできる。吸引することにより、速やかに腹部 4 内を所望の圧力に設定することができる。

【 0 0 2 5 】

この気腹器 2 5 は、気腹コントローラ 2 6 により、送気及び吸引の動作が制御される。また、この気腹器 2 5 は、圧力センサ 2 5 a を備え、気腹コントローラ 2 6 により圧力制御を行うことができるようにしている。そして、この圧力センサ 2 5 a による圧力情報によって、腹部 4 内の気圧を一定に保つことができるようにしている。

【 0 0 2 6 】

また、この超音波吸引システム 1 は、術者等のユーザが超音波駆動信号発生ユニット 6、送気 & 吸引ユニット 1 2、光源ユニット 1 8、気腹ユニット 2 4 等に対して指示操作を行うユーザインタフェースとしてフットスイッチ 2 8 が設けてある。

【 0 0 2 7 】

フットスイッチ 2 8 には、超音波駆動信号発生ユニット 6 に対して、超音波駆動信号の発生（ON）及び停止（OFF）の指示操作を行う指示操作スイッチとしての超音波スイッチ 2 8 a が設けてある。

【 0 0 2 8 】

なお、フットスイッチ 2 8 に、後述する流体噴出部としてのノズル 5 0 から流体を噴出させるために、送気 & 送水ユニット 5 5 に対して送気及び送水の ON / OFF の指示操作を行う送気 & 送水スイッチ、気腹ユニット 2 4 の気腹（送気及び吸引）の ON / OFF の指示操作を行う気腹スイッチ等を設けても良い。

【 0 0 2 9 】

図 2 は、図 1 における各部の主要な構成を示す。超音波吸引プローブ 8 は、細長の外管（又はシース）3 1 と、この外管 3 1 内に同軸状に挿通され、超音波を伝達する伝達管 1 0 とを備える。外管 3 1 における基端側は拡径にされた把持部 3 2 が設けられ、把持部 3 2 の内部に超音波振動子 9 が配置されている。

【 0 0 3 0 】

この超音波振動子 9 は、例えば伝達管 1 0 の後端付近にリング形状に設けてある。超音波振動子 9 による超音波振動は、伝達管 1 0 により先端部 1 1 に伝達され、図 2 における矢印で示すように先端部 1 1 は、その軸方向に超音波振動する。

【 0 0 3 1 】

また、伝達管 1 0 の内部空間は、吸引管路を形成し、この伝達管 1 0 の後端は、吸引チューブ 1 3 b を介して送水 & 吸引ユニット 1 2 に接続される。

【 0 0 3 2 】

一方、送水チューブ 1 3 a は、超音波吸引プローブ 8 の基端側に設けた第 1 の送水管 3 3 a と接続され、この第 1 の送水管 3 3 a は途中で伝達管 1 0 と外管 3 1 との間の第 2 の送水管 3 3 b と連通する。この外管 3 1 の先端は、テーパ状に先細り形状となり、伝達管 1 0 の先端より少し後方で開口している。この伝達管 1 0 の外側のリング状の開口部分から矢印で示すように送水する。

【 0 0 3 3 】

なお、図 2 においては、外管 3 1 の先端が先細り形状となっているが、先細り形状に限定されるものでない。例えば図 1 4 A では、外管 3 1 の先端側は円管形状である。

【 0 0 3 4 】

一方、伝達管 1 0 の先端開口は吸引口 1 0 a となり、この吸引口 1 0 a から矢印で示すように送水された水に混ざって破砕された生体組織片等を吸引する。なお、図 1 において

10

20

30

40

50

も、円形の拡大図において、生体組織に対して処置している様子を示している。

【 0 0 3 5 】

超音波駆動信号発生ユニット 6 は、交流の発振信号を発生する発振器 3 6 と、この発振信号の発振信号を増幅すると共に絶縁して超音波駆動信号として出力する出力回路 3 7 と、発振器 3 6 による発振及び発振停止の制御と、出力回路 3 7 からの出力制御を行う発振 & 出力コントローラ 3 8 とを有する。

【 0 0 3 6 】

この出力回路 3 7 から信号ケーブル 7 を介して超音波吸引プローブ 8 の超音波振動子 9 に超音波駆動信号が印加され、超音波振動子 9 は超音波を発生、又は超音波振動を発生する。出力回路 3 7 は、超音波振動子 9 に出力する超音波駆動信号の電流値を可変するアンプ又は減衰器 3 7 a を内蔵し、発振 & 出力コントローラ 3 8 の出力コントローラはアンプ又は減衰器 3 7 a を制御して、超音波駆動信号の出力の低減を含む制御を行う。なお、超音波駆動信号の出力を可変する場合、超音波駆動信号の振幅を可変させることにより、超音波駆動信号の出力の低減を含む制御を行うようにしても良い。

10

【 0 0 3 7 】

フットスイッチ 2 8 は、発振 & 出力コントローラ 3 8 と接続され、術者はこのフットスイッチ 2 8 を操作して、超音波駆動信号の出力指示と、出力停止（発振停止）指示等を行うことができる。

【 0 0 3 8 】

送水 & 吸引ユニット 1 2 は、上記のように送水を行う送水器 4 1 と、吸引を行う吸引器 4 2 と、送水器 4 1 及び吸引器 4 2 の動作を制御する送水 & 吸引コントローラ 4 3 とを有する。

20

【 0 0 3 9 】

送水器 4 1 は、送水チューブ 1 3 a と接続され、この送水チューブ 1 3 a を介して超音波吸引プローブ 8 の送水管 3 3 a、3 3 b 側に送水する。

【 0 0 4 0 】

また、吸引器 4 2 は、吸引チューブ 1 3 b と接続され、この吸引チューブ 1 3 b と接続される超音波吸引プローブ 8 の吸引管路としての機能を持つ伝達管 1 0 を介して、伝達管 1 0 の先端の吸引口 1 0 a から吸引する。

【 0 0 4 1 】

また、内視鏡 1 4 は、細長の挿入部 4 5 と、この挿入部 4 5 の後端に設けられた把持部 4 6 とを有する。挿入部 4 5 の先端部 4 7 には、照明窓と観察窓とが設けられている。照明窓には、照明レンズ 4 8 が取り付けられて照明部が形成される。また、観察窓には対物レンズ 4 9 が取り付けられており、この対物レンズ 4 9 の結像位置に撮像素子 1 6 が配置されて観察部としての撮像部 1 5 が形成されている。

30

【 0 0 4 2 】

また、観察部による観察視野を形成する対物レンズ 4 9 の近傍には、この対物レンズ 4 9 に向かうように噴出口が望むノズル 5 0 が配置されている。

【 0 0 4 3 】

光源ユニット 1 8 からの照明光は、内視鏡 1 4 内を挿通されたライトガイド 5 1 により伝送され、ライトガイド 5 1 の末端から照明レンズ 4 8 を介して出射される。照明レンズ 4 8 からの照明光で照明された患部 5 等の光学像が、対物レンズ 4 9 によりその結像位置に配置された撮像素子 1 6 に結ばれる。

40

【 0 0 4 4 】

光源ユニット 1 8 は、光源ランプ 5 3 により発生した照明光をレンズ 5 4 により集光してライトガイド 5 1 の基端に入射する。また、光源ユニット 1 8 は、送気及び送水する送気 & 送水ユニット 5 5 を有し、送気 & 送水ユニット 5 5 による動作は送気 & 送水コントローラ（コントローラと略記）5 6 により制御される。

【 0 0 4 5 】

送気 & 送水ユニット 5 5 は、送気 & 送水チューブ 5 7 を介して内視鏡 1 4 内に設けられ

50

た送気 & 送水チューブ 5 8 と接続される。送気 & 送水ユニット 5 5 は、送気 & 送水チューブ 5 8 の先端に設けられた流体噴出部を構成するノズル 5 0 から、観察窓の対物レンズ 4 9 の外表面に向けて、気体及び水を噴出する。この噴出動作によって、この外表面に付着した付着物を除去して、観察窓を清浄な状態、つまり良好な観察視野を確保できるようにしている。なお、流体噴出部がノズル 5 0 と、送気 & 送水ユニット 5 5 とを含めて構成されると定義しても良い。

【 0 0 4 6 】

信号ケーブル 2 0 が接続されるプロセッサ 1 7 は、撮像素子 1 6 と接続された撮像素子ドライバ回路（ドライバ回路と略記）6 1 を有し、このドライバ回路 6 1 は撮像素子にドライバ信号を印加する。撮像素子 1 6 は、ドライバ信号の印加により、撮像面に結像された光学像を光電変換した画像信号を出力する。

10

【 0 0 4 7 】

この撮像素子 1 6 から出力される画像信号は、プロセッサ 1 7 内の画像処理ユニット 6 2 を構成する色分離回路 6 3 により色成分の画像信号に色分離された後、A / D 変換器 6 4 によりデジタルの色成分の画像信号に変換されてメモリ 6 5 に一時記録（記憶）される。

【 0 0 4 8 】

このメモリ 6 5 により記録された色成分の画像信号は、さらに画像処理回路 6 6 によりガンマ補正等の画像処理が施されて標準の画像信号が生成され、モニタ 2 1 に出力される。術者は、モニタ 2 1 に表示される内視鏡画像を観察画像として観察しながら、超音波吸引プローブ 8 による処置を行う。

20

【 0 0 4 9 】

上述したように、術者は、送水及び吸引を行いながら超音波吸引プローブ 8 によって、脆弱な生体組織を破碎し、破碎した生体組織片が混ざった水（乳化物）を効率良く吸引することができるが、水が存在している状態での超音波振動により、水又は水と生体組織片とが混ざった乳化物が、ミストとして飛散する現象が起こる場合がある。

【 0 0 5 0 】

ミストが殆ど発生しない状態又は超音波振動を停止している状態においては、例えば図 3 A に示すように、符号 I a で示す生体組織部分の画像を良好に観察することができる観察画像となる。図 3 A の観察画像 I a の状態において、所定値を超えるミストが発生すると、図 3 B に模式的に示すように観察画像 I a 中に花火又は雨のように輝度が高いライン状のミストが伴う観察画像になってしまう。

30

【 0 0 5 1 】

このようなライン状のミストが伴う観察画像になると、術者は処置対象の生体組織部分の観察画像 I a を、図 3 A のように良好な観察状態で観察することが困難になってしまう。このような場合、術者は、超音波スイッチ 2 8 a を OFF にして超音波振動を停止させ、超音波振動による処置を中断する。そして、ミストの発生を停止しないしはミストの発生を所定値以下にして、生体組織の状態を確認した後、再び超音波スイッチ 2 8 a を ON にする。その後においても、所定値を超えるミストが発生すると同様に処置を中断する作業が繰り返される。

40

【 0 0 5 2 】

また、このような所定値を超えるミストが頻繁に発生すると、飛散したミストが対物レンズ 4 9 の外表面に付着物として付着する。ミストが飛散して対物レンズ 4 9 の外表面に付着すると、例えば図 3 C に示すようになる。図 3 C のように観察窓の外表面、つまり対物レンズ 4 9 の外表面にミストが付着すると、図 3 A に示す観察画像は、付着したミストのために不鮮明な観察画像になってしまう。

【 0 0 5 3 】

このため、本実施形態においては、以下のように予め（実質的に）ミストが発生していない状態での観察画像を取得して基準となる基準画像を設定し、以後の観察画像を基準の観察画像と比較して、所定以上の変化を検出した場合には、所定値を超えるミストが発生

50

した観察画像であると判定し、その判定結果から所定値を超えるミストの発生に対応したミスト判定信号を生成する構成にしている。

【 0 0 5 4 】

図 2 に示すようにプロセッサ 1 7 における、メモリ 6 5 に記録された色成分の画像信号は、ミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 を構成する画像取得回路 6 9 に入力される。なお、この場合、画像取得回路 6 9 は、1 つの色成分の画像信号を取得しても良いし、複数の画像信号を取得しても良い。また、例えば R , G , B の色信号から、輝度信号 Y を生成して、画像取得回路 6 9 は、輝度信号 Y を取得しても良い。

【 0 0 5 5 】

この画像取得回路 6 9 は、取得した画像信号から所定値を超えるミストの発生を検出するための基準画像（の画像信号）を生成すると共に、所定値を超えるミストが発生しているか否かの判定対象の観察画像を時系列に取得する。

【 0 0 5 6 】

この画像取得回路 6 9 は、ミストが発生していない状態から超音波スイッチ 2 8 a が OFF から ON にされた時（タイミング）に撮像された観察画像から例えば所定の領域の画像部分を抽出して、基準画像メモリ 7 0 に基準画像として記録する。

【 0 0 5 7 】

なお、以下のように基準画像を記録（取得）するタイミングとして超音波スイッチ 2 8 a が ON された時の他に、ON 時ないしは ON 直後までの任意のタイミングのもので設定するようにしても良い。

【 0 0 5 8 】

ON 時ないしは ON 直後までの状態は、超音波駆動信号が超音波振動子 9 に印加され、超音波振動子 9 が超音波振動し、その超音波振動が伝達管 1 0 を介して超音波プローブ 8 の先端部 1 1 に付与された付与時ないしは付与直後の状態に相当する。このように付与時から付与直後までのミストが実質的に発生していない状態で撮像された観察画像（又はその所定の領域の画像部分）を基準画像にしても良い。以下の説明では主に付与時に相当する ON 時のタイミングの場合で説明する。

【 0 0 5 9 】

また、この画像取得回路 6 9 は、基準画像の取得以後の超音波スイッチ 2 8 a が ON された状態で、メモリ 6 5 から同じ所定の領域の観察画像の一部を抽出し、比較回路 7 1 に出力する。

【 0 0 6 0 】

比較回路 7 1 は、基準画像メモリ 7 0 に記録された基準画像と、超音波スイッチ 2 8 a が ON された状態において画像取得回路 6 9 により取得された観察画像とを比較する。

【 0 0 6 1 】

比較回路 7 1 は、比較結果を判定回路 7 2 に出力する。判定回路 7 2 は、比較回路 7 1 による比較結果から、所定値以上に変化にあったか否かを判定し、判定結果を制御部を構成するコントローラ 7 3 に出力する。判定回路 7 2 は、基準画像に比較して、観察画像が所定値以上に変化があったと判定した場合のみ、所定値を超えるミストが発生している状態であると判定して、ミスト判定信号を出力する。

【 0 0 6 2 】

このコントローラ 7 3 は、判定回路 7 2 による判定結果に応じて、少なくとも超音波駆動信号発生ユニット 6 と、送水 & 吸引ユニット 1 2 の動作を制御する制御部の機能を持つ。コントローラ 7 3 は、ミスト判定信号が入力された場合には、超音波駆動信号発生ユニット 6 に対して超音波駆動信号の出力停止又は出力低減させる制御を行うと共に、送水 & 吸引ユニット 1 2 に対して送水及び吸引の動作を停止、又は（送水及び吸引の）動作機能を低減させる制御を行う。

【 0 0 6 3 】

コントローラ 7 3 は、プロセッサ 1 7 内の各部を制御すると共に、超音波吸引システム 1 を構成する超音波駆動信号発生ユニット 6、送水 & 吸引ユニット 1 2、気腹ユニット 2

10

20

30

40

50

4、光源ユニット18の各コントローラ38, 43, 26, 56に制御信号を送ることにより各ユニットの動作を制御することができる。

【0064】

なお、コントローラ73による制御信号により、各コントローラ38, 43, 26, 56を介することなく、直接的に超音波駆動信号発生ユニット6、送水&吸引ユニット12、気腹ユニット24、光源ユニット18の動作を集中制御する構成にしても良い。

【0065】

また、プロセッサ17には、基準画像を設定したり、所定値を超えるミストの発生の判定の他に、後述するように対物レンズ49の外表面にミストの飛散による付着物が付着して、不鮮明な観察視野の状態になったか否かを判定する動作モードの設定操作を行う設定部74が設けてある。術者等のユーザは、この設定部74から基準画像の設定、選択や、動作モードの選択等を行うことができる。

10

【0066】

設定部74から設定、選択した場合の信号は、コントローラ73に入力され、コントローラ73は、この信号に対応して、基準画像の設定、選択や、動作モードの制御を行う。

【0067】

なお、超音波スイッチ28aがONされた場合、超音波駆動信号を連続的に出力する連続出力モードと、間欠的に出力する間欠出力モードとを選択設定する出力モード設定部を設けても良い。そして、後述する第4の実施形態において図示するように間欠出力モードで動作させるようにしても良い。

20

【0068】

図4はミスト判定&判定信号生成部68のより具体的な構成例を示す。

【0069】

メモリ65は、画像取得回路69を構成するクロック回路69aからのクロックに基づくアドレス信号により各フレームの画像信号が読み出され、画像処理回路66に出力されると共に、カウンタ69bを介してゲート69cに入力される。

【0070】

ゲート69cは、カウンタ69bにより設定された設定値に対応した所定の領域に対応した期間、開となり、その期間の画像信号がスイッチ69dを介して基準画像メモリ70に基準画像として格納される。図5Aの実線は、所定の領域としての走査線Lhを示す。走査線Lhに対応した期間Th、画像信号がゲート69aを通過する。

30

【0071】

図5Aの実線では、1本の走査線Lhに対応した所定の領域を示しているが、点線で示すように複数の走査線Lhにより所定の領域を設定してもよい。

【0072】

また、水平方向の走査線Lhに限らず、2点鎖線で示すように例えば対角線Ld上の画像部分においてミスト判定を行う所定の領域を設定するようにしても良い。この他に、垂直方向に沿って所定の領域を設定しても良い。

【0073】

また、例えば図9Bに示すように複数の小領域Rsに分割して、1つ或いは複数の小領域Rsをミスト判定を行う所定の領域に設定しても良い。また、所定の領域の代わりに所定の期間を設定しても良い。

40

【0074】

なお、スイッチ69dは、超音波スイッチ28aのON操作による超音波ON信号が入力されない状態においては接点aが選択され、超音波ON信号が入力されると接点bが選択される。このため、接点aが選択された状態においては、基準画像メモリ70の基準画像は、新しいものに順次更新される。そして、超音波ON信号が発生すると、この超音波ON信号のタイミングにおいて観察部により取得された観察画像の一部が基準画像メモリ70に基準画像としてフリーズされる。

【0075】

50

接点 b が選択されると、メモリ 6 5 からの画像信号がゲート 6 9 c の開となる所定の水平期間、比較回路 7 1 に入力される。この場合、基準画像メモリ 7 0 に記録された基準画像の画像信号も、ゲート 6 9 c の開と同期して比較回路 7 1 に入力される。

【 0 0 7 6 】

そして、比較回路 7 1 は所定の期間 T_h にそれぞれ同期して入力される 2 つの画像信号を比較する。比較回路 7 1 は、両画像信号の輝度値を直接比較するのではなく、基準画像の輝度値に比較して観察画像の画像信号が十分に高い輝度値を有しているか否かの比較を行う。

【 0 0 7 7 】

このような比較を行うため、比較回路 7 1 は、比較器 7 1 a と閾値設定器 7 1 b (図 4 では単に、格納されている閾値 7 1 b で略記) とを有する。なお、後述する閾値設定器 7 2 c に関しても同様である。

【 0 0 7 8 】

比較器 7 1 a は、基準画像の画像信号 I_r に (閾値設定器 7 1 b で設定された) 閾値 7 1 b を加算した輝度値と、観察画像の画像信号とを比較して判定回路 7 2 に出力する。

【 0 0 7 9 】

図 5 B は実線で示す基準画像の画像信号に閾値 V_{th} を加算して設定された基準画像の画像信号 I_{ra} を点線で示す。ミストが発生していない状態においては、画像信号の輝度値はほぼ連続的に変化し、短い期間内ではその変化量はあまり大きくない。

【 0 0 8 0 】

これに対して、所定値を超えるミストが発生した状態での画像信号は、図 5 C に示すように (照明光がミストで反射されるため) パルス (又はライン) 状に輝度値が激しく変化するパルス P が伴う画像信号 I_o となる。所定値を超えるミストが発生した場合、所定の領域としての例えば走査線 L_h 上に離散的に複数のパルス P が伴うことが頻繁に起こる。

【 0 0 8 1 】

図 5 B に示す画像信号 I_{ra} と、図 5 C に示す画像信号 I_o との輝度値を比較することにより、所定値を超えるミストの発生を有効に判定することができる。

【 0 0 8 2 】

また、判定回路 7 2 は、比較回路 7 1 の出力信号を、所定の周期のクロック回路 7 2 a による所定のクロックに同期してカウンタ 7 2 b で計数する。上記のようにミストは輝度値がパルス状に高くなるように発生するため、その平均的なパルス幅 L_p よりも若干長い幅 L_a に対応するクロック C ($L_a > L_p$) を用いて、カウンタ 7 2 b により計数する。

【 0 0 8 3 】

そして、カウンタ 7 2 b の計数値が閾値 7 2 c よりも大きいかな否かを比較回路 7 2 d により判定する。比較回路 7 2 d はカウンタ 7 2 b の計数値が閾値 7 2 c よりも大きい場合には、アンド回路 7 2 e を介してミスト判定信号をコントローラ 7 3 に出力する。このようにして観察画像に基づく画像処理により、ミストの特徴となるパルス P を伴うパルス状画像を有効に判定することができる。

【 0 0 8 4 】

なお、アンド回路 7 2 e には、例えばフットスイッチ 2 8 の超音波スイッチ 2 8 a からの超音波 ON 信号が入力され、この超音波 ON 信号が入力されている状態においてのみ、判定回路 7 2 は、所定値を超えるミストの発生を判定したミスト判定信号を発生する。

【 0 0 8 5 】

コントローラ 7 3 は、このミスト判定信号が入力されると、ミストの発生を抑制するための抑制信号を発生する。コントローラ 7 3 は、この抑制信号により超音波駆動信号発生ユニット 6 の発振 & 出力コントローラ 3 8 を介して超音波駆動信号の発生を停止または低減させる制御を行う。

【 0 0 8 6 】

また、コントローラ 7 3 は、この抑制信号により送水 & 吸引ユニット 1 2 のコントローラ 4 3 を介して送水器 4 1 の送水を停止又は低減させる制御を行う。超音波駆動信号の発

10

20

30

40

50

生を停止させることにより、超音波振動子 9 による超音波振動が速やかに停止する。従って、所定値を超えるミストが発生していた場合、超音波振動の停止によりミストの発生が速やかに低減ないしは停止する。

【 0 0 8 7 】

一方、送水器 4 1 の送水を停止しても、超音波吸引プローブ 8 の先端部 1 1 付近から実際に送水が停止するには、時間的な遅延が発生する。このため、所定値を超えるミストの発生を応答性良く、かつ短い期間で低減ないしは停止させる場合には、送水を停止しないで、超音波駆動信号の発生を停止させるのみでも良い。また、送水と吸引との動作は連動させる（つまり、流体としての送水の供給を低減または停止する場合には、吸引を低減又は停止するように連動させる）方が良いが、短い期間においては送水の動作のみを停止させるようにしても良い。

10

【 0 0 8 8 】

また、超音波駆動信号の発生を完全に停止させる代わりに、超音波駆動信号の出力値を低減させるように制御しても良い。また送水の動作を停止させる代わりに、送水量を低減するように制御しても良い。また、吸引の動作を停止させる代わりに、吸引量を低減するように制御しても良い。

【 0 0 8 9 】

上述した構成の超音波吸引システム 1 は、超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部としての超音波駆動信号発生ユニット 6 と、前記超音波駆動信号の印加により超音波振動エネルギーを発生する超音波発生部としての超音波振動子 9 及び該超音波発生部で発生した超音波振動エネルギーを先端部 1 1 に伝達し、処置対象の生体組織に対して、前記先端部 1 1 から超音波振動エネルギーを付与し、前記生体組織を破砕すると共に、破砕された生体組織片を吸引するための吸引口 1 0 a が設けられた超音波吸引プローブ 8 とを有する。

20

【 0 0 9 0 】

また、超音波吸引システム 1 は、前記生体組織を光学的に観察する観察部としての撮像部 1 5 が挿入部 4 5 の先端部 4 7 に設けられた内視鏡 1 4 と、前記生体組織の表面に流体を供給する流体供給部を構成する送水器 4 1 と、前記超音波振動エネルギーが付与された状態における前記生体組織の表面からミストが発生する可能性のある観察画像を、前記観察部を介して取得するための画像取得部としての画像取得回路 6 9 とを有する。また、超音波吸引システム 1 は、前記ミストが（実質的に）発生していない状態に対応する基準画像と、前記画像取得部により取得された前記観察画像とを比較した比較結果に基づいて、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力を制御する制御部としてのコントローラ 7 3 と、を有することを特徴とする。

30

【 0 0 9 1 】

次に図 6 を参照して、本実施形態による超音波吸引プローブ 8 を用いて患部 5 の生体組織に対する処置を行う場合の超音波吸引方法の手順を説明する。

【 0 0 9 2 】

最初のステップ S 1 において術者は、図 1 に示すように超音波吸引システム 1 を処置する状態に設定する。また、術者は、超音波吸引プローブ 8 を超音波駆動信号発生ユニット 6 及び送水 & 吸引ユニット 1 2 に接続する。

40

【 0 0 9 3 】

次のステップ S 2 において術者は、患者 3 の腹部 4 内にトラカール 2 2 を介して内視鏡 1 4 の挿入部 4 5 を挿入し、内視鏡 1 4 の観察部により腹部 4 内の患部 5 等を観察できる状態にする。

【 0 0 9 4 】

次のステップ S 3 において術者は、内視鏡 1 4 による観察下で、超音波吸引プローブ 8 を腹部 4 内に挿入し、超音波吸引プローブ 8 の先端部側を患部 5 の生体組織の近くに対向するように設定する。

【 0 0 9 5 】

50

次のステップS 4において術者は、送水&吸引ユニット1 2を送水及び吸引する動作状態、つまり灌流させる状態に設定する。なお、超音波駆動信号発生ユニット6は、フットスイッチ2 8における超音波スイッチ2 8 aがONされた場合のみ超音波駆動信号を発生する状態となる。

【0096】

次のステップS 5において術者は、内視鏡1 4の観察下で、超音波スイッチ2 8 aを操作して、患部5の生体組織に対して超音波吸引プローブ8による処置を開始する。

【0097】

ステップS 6、7に示すように術者は超音波スイッチ2 8 aを足で踏む操作を行ったり、踏む操作を停止する。術者が足で超音波スイッチ2 8 aを踏む操作を行った場合は、超音波スイッチ2 8 aは、超音波ON信号を発生し、踏む操作を停止すると超音波ON信号は発生停止する(OFFとなる)。

【0098】

超音波ON信号が発生すると、ステップS 8に示すように超音波振動子9が超音波振動し、術者は、内視鏡1 4による観察下で、超音波吸引プローブ8の先端部を患部5の生体組織に接触させることにより超音波振動による処置を行うことができる。

【0099】

また、超音波ON信号が発生すると、ステップS 9に示すようにミスト判定&判定信号生成部6 8は、基準画像メモリ6 9に超音波ON信号のタイミングで基準画像をフリーズし、基準画像を確定する。また、ミスト判定&判定信号生成部6 8は、超音波ON信号以後の観察画像を取得し、基準画像と比較して所定値を超えるミストの発生の判定を開始する。

【0100】

次のステップS 10においてミスト判定&判定信号生成部6 8の判定部は、所定値を超えるミストの発生の有無を判定し、判定結果を出力する。そして、ミスト判定信号が出力された場合には、ステップS 11に示すようにコントローラ7 3は超音波駆動信号を短い時間、出力停止(又は低減)と、送水動作を短い時間、停止(又は低減)させる制御を行う。

【0101】

超音波駆動信号の出力停止により、ステップS 12に示すように所定値を超えるミストが発生している場合、そのミストの発生を停止ないしは抑制することができる。ミストが発生しない又は抑制された状態に設定することにより、術者はミストの発生が停止又は低減した観察画像により良好な観察ができる。

【0102】

一方、ミスト判定信号が出力されない場合には、ステップS 11に示すような制御を行わない。つまり、ミスト判定信号が出力されない場合には、ステップS 13に示すように、術者は観察画像を見ながら、超音波駆動信号の出力状態及び送水動作状態で、超音波吸引プローブ8による処置を続行する。

【0103】

ステップS 11又はS 13の処理の後、ステップS 14に示す処置を終了する指示操作がされていないと、ステップS 6の処理に戻る。そして、上述したステップS 6以降の処理を繰り返す。

【0104】

なお、ステップS 7において超音波ON信号が発生しない場合には、ステップ1 5に示すようにミスト判定&判定信号生成部6 8は、基準画像を更新する処理を行い、この処理の後、ステップS 6の処理に戻る。

【0105】

このようにして患部5の生体組織に対する処置が終了した場合には、ステップS 16に示すように超音波吸引プローブ8による処置を終了する。

【0106】

10

20

30

40

50

図 7 (A) ~ 図 7 (F) は、図 6 における主要部の動作説明のタイミング図を示す。図 6 のステップ S 4 により、図 7 (A) 及び図 7 (B) に示すように例えば時間 t_1 で送水及び吸引の動作が開始する。その時間 t_1 よりも後の時間 t_2 において図 7 (C) に示すように超音波スイッチ 28 a が ON される。そして、この超音波スイッチ 28 a が ON されると、超音波 ON 信号が発生し、超音波駆動信号発生ユニット 6 は図 7 (D) に示すように超音波駆動信号を超音波振動子 9 に出力する。超音波振動子 9 は超音波振動し、術者は、図 6 のステップ S 8 に示すように超音波吸引プローブ 8 により処置を行う。

【 0 1 0 7 】

また、超音波スイッチ 28 a が ON されると、図 7 (E) に示すようにミスト判定 & 判定信号生成部 68 はミストの発生の有無を判定するミスト判定動作を開始する。ミスト判定 & 判定信号生成部 68 の判定回路 72 は、判定結果を出力する。

10

【 0 1 0 8 】

図 1 の拡大図に示すように患部 5 の生体組織の表面に対して超音波吸引プローブ 8 の先端部 11 を接触させて、超音波振動を付与することにより、脆弱な脂肪組織などを破碎することができ、弾力性に富む血管等を露出させることができる。

【 0 1 0 9 】

また、この先端部 11 の近傍から送水及び吸引することにより破碎した生体組織片を送水した水と共に、乳化状態で効率良く吸引して、除去する（又は回収する）ことができる。

【 0 1 1 0 】

20

しかし、表面付近に送水された状態において生体組織に超音波振動を付与すると、超音波振動により表面付近の水が、破碎された生体組織片を含むミストとなって、周囲に飛び散る現象が発生する。

【 0 1 1 1 】

そして、所定値を超えるミストが発生すると、判定回路 72 は、図 7 (F) に示すように例えば時間 t_3 に示すようにミスト判定信号を出力する。ミスト判定信号が出力されると、コントローラ 73 は、直ちに送水を停止させると共に、超音波駆動信号の出力を停止させる。

【 0 1 1 2 】

超音波吸引プローブ 8 の先端部 11 は超音波振動しなくなるので、時間 t_3 から短い時間後の例えば時間 t_4 になるとミストの発生が停止又は十分に小さくなる。すると、ミスト判定信号が出力されなくなるので、送水の停止が解除されると共に、超音波駆動信号の出力停止が解除される。

30

【 0 1 1 3 】

なお、図 7 (B) の点線で示すようにコントローラ 73 は、送水の停止に連動して吸引を停止させるようにしても良い。この場合には時間 t_4 において吸引の停止が解除される。

【 0 1 1 4 】

そして、送水及び吸引された状態で、超音波振動により処置が行われる。この場合の動作は、上述した時間 t_2 以後の動作に類似した動作となる。つまり、時間 t_4 から時間 t_6 までの動作は、時間 t_2 から時間 t_4 までの動作の繰り返しとなる。

40

【 0 1 1 5 】

術者は、超音波吸引プローブ 8 による処置を終了した場合には、超音波スイッチ 28 a を例えば時間 t_7 で OFF にする。また、術者は、送水の動作も時間 t_8 で停止させる。

【 0 1 1 6 】

このようにして、患部 5 の生体組織に対する超音波吸引プローブ 8 による処置が終了する。

【 0 1 1 7 】

このように動作する本実施形態は、超音波吸引プローブ 8 による超音波振動を利用して、患部 5 の生体組織における脆弱な脂肪組織を破碎して除去する処置を行った場合、観察

50

画像に対する画像処理により、所定値を超えるミストの発生を検出（判定）する。そして、ミスト発生の判定結果により、直ちに超音波駆動信号の出力停止又は低減を行うようにしているので、所定値を超えるミストが発生した場合、そのミストを停止又は低減して、良好な観察状態に設定できる。

【 0 1 1 8 】

従って、術者は、内視鏡 1 4 の観察下で、ミストが発生する可能性がある環境で処置を行った場合にも、所定値を超えるミストの発生を抑制して超音波吸引プローブ 8 による処置を効率良く行うことができる。

【 0 1 1 9 】

なお、このように制御していないと、図 3 B を参照して説明したように術者は観察の妨げとなるミストの発生を停止させるために、超音波スイッチ 2 8 a を OFF にする操作を頻繁に行うことが必要になる。そして、ミストの発生が低減ないしは停止した場合、再び超音波スイッチ 2 8 a を ON にする操作が必要になる。

10

【 0 1 2 0 】

これに対して、本実施形態によれば、所定値を超えるミストの発生を監視し、所定値を超えるミストの発生を検出した場合には、ミストの発生が低減ないしは停止する状態となるように自動的に超音波駆動信号の出力を停止（又は低減）し、かつ送水動作も停止（又は低減）する。なお、吸引動作も送水動作に連動させることができる。

【 0 1 2 1 】

そして、本実施形態は、ミストの発生量が所定値以下の状態を検出すると、自動的に超音波駆動信号の出力停止を解除すると共に、送水等の動作の停止も解除する。従って、本実施形態によれば、術者は、煩わしい操作を行うことを必要としない操作性が良い状態で、上述したように超音波吸引プローブ 8 による処置を円滑に、かつ効率良く行うことができる。

20

【 0 1 2 2 】

なお、上述した説明において、基準画像と観察画像とを比較して判定を行う場合、閾値 V_{th} を加算した基準画像の画像信号 I_{ra} と観察画像の画像信号 I_o とを比較して判定を行っていた。このような判定を行う代わりに、図 8 に示すように基準画像の画像信号 I_r における最大値 V_m と、図 5 C に示す観察画像の画像信号 I_o とを比較して判定を行うようにしても良い。

30

【 0 1 2 3 】

あるいは、図 8 に示すように閾値 V_{th} を加算した基準画像の画像信号 I_r の最大値 V_{mr} を設定し、この最大値 V_{mr} と観察画像の画像信号 I_o とを比較して判定を行うようにしても良い。このような設定は、例えば設定部 7 4 による選択設定の指示操作により行うことができる。

【 0 1 2 4 】

次に本実施形態の第 1 変形例における機能を説明する。上述した第 1 の実施形態が備える基本の機能においては、プロセッサ 1 7 には観察画像からミストの発生の有無を判定するミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 を設けていた。

40

【 0 1 2 5 】

本変形例は、さらに対物レンズ 4 9 の外表面がミストに起因する付着物の付着により、観察画像が不鮮明になる現象を、観察画像の画像信号から判定（検出）する付着判定部（又は不鮮明判定部）8 1 を設けている。

【 0 1 2 6 】

付着判定部 8 1 は、付着有りと判定した場合には、付着判定信号をコントローラ 7 3 に出力する。コントローラ 7 3 は、付着判定信号が入力されると、光源ユニット 1 8 内に設けた送気 & 送水ユニット 5 5 による送気及び送水動作を行うように制御する。

【 0 1 2 7 】

図 9 A は、付着判定部 8 1 の概略の構成を示す。メモリ 6 5 の画像信号は、コントローラ 7 3 からの制御信号により、画像取得部の機能を持つ周波数 / 輝度分析回路 8 1 a を介

50

して基準メモリ 8 1 b に格納される。

【 0 1 2 8 】

コントローラ 7 3 は、例えば最初の超音波スイッチ 2 8 a の ON 時の時間に、制御信号を出力する。この時間以降においてミストが発生する可能性があるが、始動時においては観察窓の対物レンズ 4 9 はミストが付着していない清浄な状態と見なすことができる。

【 0 1 2 9 】

この時間において、周波数 / 輝度分析回路 8 1 a は、メモリ 6 5 の 1 フレーム分の基準画像となる画像信号を取り込み、かつ 1 フレーム分の画像領域を小領域に分割して、それぞれの小領域での周波数と輝度の分析を行い、その分析データを基準メモリ 8 1 b に基準分析データとして格納する。

10

【 0 1 3 0 】

この基準メモリ 8 1 b の基準分析データは、比較回路 8 1 c に出力される。また、この基準分析データの格納後においては、周波数 / 輝度分析回路 8 1 a は、例えば超音波スイッチ 2 8 a が OFF にされた後から各 1 フレーム分の観察画像の画像信号を取り込み、各 1 フレーム分の画像領域を図 9 B に示すように小領域 R s に分割して、それぞれの小領域 R s での周波数と輝度の分析を行い、その分析データを比較回路 8 1 c に出力する。

【 0 1 3 1 】

比較回路 8 1 c は、対応する各小領域において基準分析データと、分析データとで周波数データ及び輝度分布の比較を行う。対物レンズ 4 9 の外表面にミスト等が付着すると、付着物のために対物レンズ 4 9 による本来の結像機能が低下する。このため、取得された観察画像の空間周波数の分布は、付着物の無い状態と比較すると、高周波成分が少なく、低周波成分が多くなる。

20

【 0 1 3 2 】

また、同様に、輝度成分に関しても、付着物の無い状態と比較すると、付着物のために不鮮明な画像成分が多くなるため、最大輝度値と最低輝度値の差が小さくなる。また、このような特徴又は傾向は、時間的に継続する。

【 0 1 3 3 】

このような特徴を考慮して、基準分析データの周波数データの高周波成分と、輝度の最大値と最小値間の差分値、換言するとコントラスト値とに比較して、分析データ側が予め設定された値以下に小さい場合には、比較回路 8 1 c は、付着有りの可能性があるとの比較信号を、判定回路 8 1 d に出力する。

30

【 0 1 3 4 】

判定回路 8 1 d は、例えば所定時間内に入力された比較信号の数が、閾値 8 1 e 以上の場合には付着有りと判定した付着判定信号をコントローラ 7 3 に出力する。付着判定信号が入力されると、コントローラ 7 3 は、送気 & 送水ユニット 5 5 による送気及び送水動作を行うように制御する。この制御により、対物レンズ 4 9 の外表面には、流体噴出部としてのノズル 5 0 から気体及び水が噴出され、外表面に付着したミストの飛散物等の付着物が除去されて、対物レンズの外表面は清浄な状態に設定される。

【 0 1 3 5 】

なお、付着判定信号が入力された場合、コントローラ 7 3 は、さらに超音波駆動信号発生ユニット 6 による前記超音波駆動信号の出力停止又は出力低減させる制御と共に、流体供給部としての送水 & 吸引ユニット 1 2 による流体の供給を低減または停止させる制御を行うようにしても良い。また、コントローラ 7 3 は、吸引の動作を送水の動作に連動して、吸引を低減または停止させる制御を行うようにしても良い。

40

【 0 1 3 6 】

また、上記の説明においては、例えば 1 フレームの観察画像を複数の領域に分割した例で説明したが、付着有りが否かを判定する所定領域として、1 フレーム分の観察画像で行うようにしても良い。

【 0 1 3 7 】

上記付着判定部 8 1 による動作例を図 1 0 (A) ~ 図 1 0 (G) に示す。図 1 0 (A)

50

に示すように送水器 4 1 による送水動作後、図 1 0 (B) に示す超音波スイッチ 2 8 a による超音波 ON 信号に同期して、図 1 0 (C) に示す超音波駆動信号が超音波吸引プローブ 8 の超音波振動子 9 に印加される。

【 0 1 3 8 】

また、図 1 0 (D) に示すように超音波スイッチ 2 8 a の ON 期間、ミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 によるミスト判定動作が行われる。

【 0 1 3 9 】

また、上記超音波スイッチ 2 8 a による超音波 ON 信号に同期して、図 1 0 (E) に示すように基準画像の基準分析データが生成され、基準メモリ 8 1 b に格納される。

【 0 1 4 0 】

図 1 0 (F) に示すように超音波スイッチ 2 8 a が OFF にされた期間、付着判定部 8 1 は付着判定の動作を行う。

【 0 1 4 1 】

つまり、付着判定部 8 1 は、図 1 0 (E) で基準分析データを確定した後、図 1 0 (B) に示すように超音波スイッチ 2 8 a が OFF にされた期間においてメモリ 6 5 から観察画像を取得して、分析データを生成する。さらに、付着判定部 8 1 は、基準分析データと分析データを比較して、付着判定の動作を開始する。

【 0 1 4 2 】

そして、例えば図 1 0 (G) のように判定回路 8 1 d が付着判定信号を発生すると、コントローラ 7 3 の制御により、図 1 0 (H) のように送気 & 送水ユニット 5 5 は、ノズル 5 0 から気体及び水を噴出して、対物レンズ 4 9 の外表面を清浄な状態にする。

【 0 1 4 3 】

本変形例によれば、ミストの発生により、ミストが飛散して対物レンズ 4 9 の外表面に付着して、鮮明な観察画像が得られないような状態になると、自動的にノズル 5 0 から気体及び水を噴出して、対物レンズ 4 9 の外表面を清浄な状態にすることができる。

【 0 1 4 4 】

なお、上述の説明においては、付着判定の動作を図 1 0 (F) に示すように超音波スイッチ 2 8 a が OFF にされた期間行う例で説明した。

【 0 1 4 5 】

このような場合に限定されるものでなく、例えば図 1 0 (I) に示すように超音波スイッチ 2 8 a が ON にされた期間に、行うようにしても良い。この場合には、付着判定とミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 の動作とが同時に行われる。

【 0 1 4 6 】

また、図 1 0 (I) の点線で示すように超音波スイッチ 2 8 a が (ON にされた期間だけでなく) OFF にされた期間も付着判定の動作を行うようにしても良い。

【 0 1 4 7 】

次に本実施形態における第 2 変形例の機能を説明する。

【 0 1 4 8 】

第 1 変形例においては、対物レンズ 4 9 の外表面にミストが付着したか否かを観察画像から判定する。そして、付着している判定結果の場合には流体噴出部としての送気 & 送水器 5 5 により、流体としての気体や液体を噴出し、付着物を除去するようにしていた。

【 0 1 4 9 】

本変形例は、さらに対物レンズ 4 9 の外表面にミストによる付着物が付着しないように付着を防止する手段を備える。

【 0 1 5 0 】

具体的には、超音波吸引プローブ 8 による超音波振動によりミストが発生する可能性があるため、図 1 0 (J) に示すように超音波スイッチ 2 8 a が ON された期間と同期して送気 & 送水器 5 5 から送気する動作をさせる。

【 0 1 5 1 】

送気することにより、ノズル 5 0 から対物レンズ 4 9 の外表面に向けて気体を噴出し、

10

20

30

40

50

対物レンズの外表面にミストが付着するのを防止する。

【 0 1 5 2 】

また、この場合、腹部 4 内の気圧が高くなるので、図 1 0 (K) に示すように気腹ユニット 2 4 における気腹器 2 4 により吸気して、腹部 4 内の気圧を一定に保つように圧力制御する。

【 0 1 5 3 】

本変形例によれば、ミストに起因する観察視野が低下することを防止することができる。なお、この場合にも図 1 0 (J) の点線で示すように超音波スイッチ 2 8 a が OFF にされた期間にも送気動作を行うようにしても良い。また、この場合には、吸気動作も連動させると良い。

10

【 0 1 5 4 】

次に本実施形態の第 3 変形例を説明する。本変形例は、図 1 , 図 2 に示した構成において、さらに内視鏡 1 4 の先端側に加温する手段を設け、上述した流体噴出部等による機能と組み合わせる。ミストに含まれる脂肪組織は、加温された状態になると、液化化したり、(加温されていない温度の場合に比較して) 除去し易い状態になる。

【 0 1 5 5 】

このため、図 1 1 に示すように内視鏡 1 4 の挿入部 4 5 の先端部 4 7 付近には、先端部 4 7 付近を加温する加温装置 8 5 a が設けられている。この加温装置 8 5 a は、先端部 4 7 の外周面を形成する円筒部分に形成され、挿入部 4 5 内を挿通された信号ケーブル 8 5 b を介して、光源ユニット 1 8 内に設けた加温用の電源回路 8 5 c に接続される。この電源回路 8 5 c は、コントローラ 5 6 又はコントローラ 5 6 及び 7 3 によりその動作が制御される。

20

【 0 1 5 6 】

また、加温装置 8 5 a には温度センサ 8 5 d が設けられ、この温度センサ 8 5 d は信号ケーブル 8 5 e を介して光源ユニット 1 8 内のコントローラ 5 6 に接続されている。コントローラ 5 6 は、この温度センサ 8 5 d の温度検知信号により、電源回路 8 5 から加温装置 8 5 a による加温する温度を適切な温度を保つように制御する。

【 0 1 5 7 】

例えば、コントローラ 5 6 は、加温装置 8 5 a が体温よりも若干高い所定の温度 T (例えば $T = 37^{\circ}\text{C} \sim 40^{\circ}\text{C}$ 程度) となるように温度制御する。なお、温度センサ 8 5 d の温度検知信号によって、直接的に電源回路 8 5 c による電源供給の制御して所定の温度を維持するようにしても良い。

30

【 0 1 5 8 】

また、送気 & 送水器 5 5 内における例えば送気する気体を加温する加温器 5 5 a を設けるようにしても良い。この加温器 5 5 a により加温した気体を送気 & 送水チューブ 5 7 を介して送気し、先端部 4 7 の先端面から突出するノズル 5 0 から、加温された気体を噴出するようにしても良い。

【 0 1 5 9 】

図 1 2 (A) ~ 図 1 2 (D) は本変形例における概略の動作説明図を示す。

【 0 1 6 0 】

図 1 2 (A) に示すように超音波吸引プローブ 8 による超音波振動による処置を行うために送水及び吸引を行っている期間、図 1 2 (B) 及び図 1 2 (C) に示すように加温装置 8 5 a による加温動作と、加温器 5 5 a による加温した気体の送気動作を行う。

40

【 0 1 6 1 】

また、図 1 2 (D) に示すように、例えばコントローラ 7 3 又は 2 6 の制御により、腹部 4 内を一定圧力に保つように吸気の動作も行うように制御する。

【 0 1 6 2 】

このような動作を行うことにより、対物レンズ 4 9 に、超音波振動によるミストが付着することを防止できると共に、付着した場合にも、ミストに含まれる脂肪組織を先端部 4 7 付近の加温により、液化化又は除去し易い状態に設定でき、対物レンズ 4 9 による観察

50

視野を清浄な状態に維持できる。

【0163】

なお、加温器55aにより、加温する気体を送気する動作と共に、加温された水も送水するようにしても良い。また、加温装置を内視鏡内部に設けるようにしても良い。このような構成にした場合には、使用する場合に特別な付加物を必要としないメリットを有する。また、加温する場所として、例えば対物レンズ49の少なくとも外表面を加温できるようにすると良い。

【0164】

また、上述の説明においては先端部47の先端面から1箇所突出するノズル50を用いて加温された気体などを送気することを説明したが、このノズル50を用いた構成の場合に限定されない。

10

【0165】

図13Aはノズル50とは異なる場合の送気口(又は噴出口)86aを設けた例を示す。挿入部45の外周面に沿って、例えば半円筒形状の送気管86bが設けられ、この送気管86bは、先端部47の先端面において半円筒状に開口する送気口86aとなる。

【0166】

この送気口86aは、先端面に対向するように開口し、送気された気体は矢印で示すように先端面に沿って噴出される。なお、この先端面には対物レンズ49と照明レンズ48が露呈する。

【0167】

従って、加温された気体を噴出させることにより、対物レンズ49及び照明レンズ48の外表面等に付着した脂肪組織を含むミストによる付着物を送気口86aと反対側の周縁部側に排除し易くする。

20

【0168】

また、図2等においては、内視鏡14の挿入部45の内部に設けた送気&送水チューブ58の先端部にノズル50を設けていたが、図13Bに示すように挿入部45の外周面に沿って設けた送気管86cの先端部に送気口(又はノズル)86dを設ける構成にしても良い。

【0169】

そして、この送気口86dから加温された気体を噴出又は送出しても良い。

30

【0170】

また、図13A及び図13Bに示すように、対物レンズ49及び照明レンズ48の外表面に撥水機能を有する撥水膜87a、87bを設けるようにしても良い。撥水膜87a、87bを設けることにより、ミストが付着し難くできると共に、付着した場合にも簡単に除去することができる。

【0171】

(第2の実施形態)

図14Aは本発明の第2の実施形態に係る超音波吸引プローブ8Bの構成を示す。本実施形態は、ミストが飛散するような場合においても、その飛散が内視鏡14の良好な観察視野に及ばないような手段を備えた構成にしている。その他の構成は、例えば第1の実施形態と同様である。

40

【0172】

この超音波吸引プローブ8Bは、図2に示した超音波吸引プローブ8Bの外管31を内シース91aとして、その外側に外シース91bを設けている。

【0173】

外シース91bの先端は、内シース91aの先端よりも後方側に位置し、この内シース91aの内側に配置された超音波吸引プローブ8Bの先端部11が、内シース91aの先端部から若干突出するように配置されている。

【0174】

また、内シース91aと外シース91bとの間における先端側部分には開閉自在となる

50

傘 9 2 a が、軸方向に移動自在に配置されている。

【 0 1 7 5 】

また、外シース 9 1 b の後端が固定された把持部 4 6 には、前方に移動可能な操作レバー 9 2 b が設けられ、術者がこの操作レバー 9 2 b を前方側に移動する（押す）操作を行うことにより、外シース 9 1 b の先端部内に待避していた傘 9 2 a を、図 1 4 B に示すように突出させることができる。

【 0 1 7 6 】

図 1 4 C に示すように外シース 9 1 b を外した構造から分かるように傘 9 2 a は、スライド棒 9 2 c を介して操作レバー 9 2 b と連結されている。従って、上記のように術者が操作レバー 9 2 b を前方側に移動する操作を行うことにより、図 1 4 B や図 1 4 D に示すように傘 9 2 a を突出させることができる。

10

【 0 1 7 7 】

なお、傘 9 2 a は、基端側に比べて先端側が拡開するように略円錐形状に形成された透明シート 9 2 e と、この透明シート 9 2 e を補強するようにシース 9 1 a、9 1 b の軸方向に沿って設けられた複数本のワイヤ状の骨格部 9 2 d とからなる。骨格部 9 2 d は、例えばその基端は固定されたリング部において、先端側が拡開する特性を持つように形状記憶金属等で形成されている。なお、内シース 9 1 a と外シース 9 1 b との隙間に水を灌流させることにより、傘 9 2 a に付着したミスト等の汚れを定期的に洗浄する。

【 0 1 7 8 】

図 1 5 は、このような構成の超音波吸引プローブ 8 B を用いて患部 5 の生体組織に対して超音波振動による処置を行う様子を示す。術者は、操作レバー 9 2 b を操作して、傘 9 2 a を開いた状態に設定しておく。また、傘 9 2 a は、透明シート 9 2 e により形成されているので、術者は透明シート 9 2 e を透過して患部 5 周辺部を観察することができる。

20

【 0 1 7 9 】

超音波吸引プローブ 8 B の先端部 1 1 により生体組織に超音波振動を付与した場合、生体組織の表面には水が送水されているため、超音波振動の付与により、破碎された生体組織片も水に混じってミストとなって周囲に飛散する。なお、図 1 5 においては、飛散するミストを矢印で示している。

【 0 1 8 0 】

ミストが飛散しても傘 9 2 a により、内視鏡 1 4 の観察視野側に飛び散ることを防止できる。従って、術者は、この内視鏡 1 4 の観察下で、超音波吸引プローブ 8 B による処置を円滑に行うことができる。

30

【 0 1 8 1 】

また、上記のように内シース 9 1 a と外シース 9 1 b との隙間に定期的に水を灌流させることにより、傘 9 2 a の内側がミストで汚れた状態になっても、その汚れを除去して傘 9 2 a の透明シート 9 2 e を通して内視鏡 1 4 により観察し易い状態を維持できる。

【 0 1 8 2 】

（第 3 の実施形態）

図 1 6 A 及び図 1 6 B は本発明の第 3 の実施形態に係る超音波吸引プローブ 8 C の先端側の構成を示す。

40

【 0 1 8 3 】

本実施形態においては、例えば第 1 の実施形態における図 1 及び図 2 に示した超音波吸引プローブ 8 において、その先端側に例えば透明な部材により形成された袋 9 5 a を着脱自在に取り付けることにより超音波吸引プローブ 8 C 形成されるようにしている。

【 0 1 8 4 】

この袋 9 5 a は、略半球形状ないしは円錐形状であり、その基端にはゴム等の弾性を有するリング 9 5 b によって、超音波吸引プローブ 8 の外管 3 1 に着脱自在に取り付けられるようにしている。また、この袋 9 5 a の先端側は、略円形に開口している。

【 0 1 8 5 】

また、図 1 7 は、本実施形態における超音波吸引プローブ 8 C を用いて超音波振動を利

50

用した処置を行う様子を示す。

【 0 1 8 6 】

本実施形態においては、内視鏡 1 4 の観察下で、処置対象の患部 5 周辺部を袋 9 5 a の内側となるように設定する。そして、内視鏡 1 4 の観察下で、術者は図示しない処置具を介して袋 9 5 a の開口する周縁における複数箇所を対向する生体組織の表面にクリップ 9 6 により固定する。

【 0 1 8 7 】

その後、上述した実施形態の場合と同様に超音波吸引プローブ 8 C により処置を行う。本実施形態の場合においてはミストが飛散しても、袋 9 5 a の内部から外部に飛散することを有効に防止できる。また、内視鏡 1 4 により、この透明な袋 9 5 a を透過して患部 5 周辺部を観察することができる。

10

【 0 1 8 8 】

従って、内視鏡 1 4 による観察下で超音波吸引プローブ 8 C による処置を円滑に行うことができる。

【 0 1 8 9 】

なお、上述した実施形態又は変形例を変形した構成又は変形した方法を採用しても良い。

【 0 1 9 0 】

例えば第 1 実施形態の第 1 変形例の説明においては、図 1 0 (A) から図 1 0 (C) に示すように、超音波スイッチ 2 8 a が ON された場合、超音波駆動信号が連続的に出力される場合で説明した。

20

【 0 1 9 1 】

これに対して、設定部 7 4 に出力モード設定部 7 4 b を設け、出力モード設定部 7 4 b の選択設定により、超音波駆動信号を間欠的に出力させるようにしても良い。

【 0 1 9 2 】

(第 4 の実施形態)

図 1 8 は、本発明の第 4 の実施形態の超音波吸引システムにおけるプロセッサ 1 7 及び超音波駆動信号発生ユニット 6 の構成を示す。本実施形態は、第 1 の実施形態において、さらに図 1 8 に示すようにクロック発生回路 1 0 1、ゲート回路 1 0 2、画像取得回路 1 0 3、画像処理回路 1 0 4、モニタ 1 0 5 を設けている。

30

【 0 1 9 3 】

本実施形態においては、超音波スイッチ 2 8 a が ON された場合には、プロセッサ 1 7 内に設けたクロック発生回路 1 0 1 のクロックにより、超音波駆動信号発生ユニット 6 内のゲート回路 1 0 2 の開閉が制御され、発振器 3 6 の出力信号はゲート回路 1 0 2 の開閉によって出力回路 3 7 に間欠的に出力される。なお、クロック発生回路 1 0 1 は、図 4 に示したクロック回路 6 9 a を用いても良い。

【 0 1 9 4 】

また、メモリ 6 5 の画像信号は、クロックに同期して画像を取得する第 2 の画像取得回路 1 0 3 及び画像処理を行う画像処理回路 1 0 4 を介して、第 2 のモニタ 1 0 5 に出力される。

40

【 0 1 9 5 】

この第 2 の画像取得回路 1 0 3 は、超音波駆動信号が OFF となる期間において、メモリ 6 5 からの画像信号を取得 (図 1 9 (E) 参照) し、超音波駆動信号が ON となる期間、メモリ 1 0 3 a でフリーズして保持する (図 1 9 (F) 参照) 。

【 0 1 9 6 】

そして、次の超音波駆動信号が OFF となる期間において取得した画像信号が入力されると、メモリ 1 0 3 a に格納されている画像信号は、更新される。第 2 の画像取得回路 1 0 3 の出力信号は、画像処理回路 1 0 4 により標準的な画像信号に変換されてモニタ 1 0 5 に出力される。

【 0 1 9 7 】

50

モニタ 105 には第 2 の画像取得回路 103 により取得された観察画像が表示される。なお、超音波スイッチ 28a が ON されていない場合には、画像取得回路 103 は、通常のフレームレートでメモリ 65 から動画を取得し、その動画がモニタ 105 で表示される。

【0198】

また、第 2 の画像取得回路 103 及び画像処理回路 104 はコントローラ 73 により制御される。また、設定部 74 には、出力モード設定部 74b が設けてあり、出力モード設定部 74b の選択設定によって、第 1 の実施形態のように連続出力モードと、以下に説明する間欠出力モードとから一方の出力モードを選択することができる。

【0199】

なお、連続出力モードが選択された場合には、ゲート回路 102 は常時開となり、第 1 の実施形態と同様の動作となる。

【0200】

その他の構成は図 2 に示した第 1 の実施形態と同様の構成である。図 19 (A) から図 19 (F) は本実施形態における間欠出力モードが選択された場合の動作説明用のタイミング図を示す。

【0201】

図 19 (A) に示すように送水 & 吸引動作が開始した後、図 19 (B) に示すように超音波スイッチ 28a が ON 及び OFF されて超音波吸引プローブ 8 による超音波振動を利用した処置が行われる。

【0202】

本実施形態においては、超音波スイッチ 28a が ON された場合には、クロックに同期して、図 19 (C) に示すように超音波駆動信号が間欠的に出力される。また、図 19 (D) に示すようにミスト判定 & 判定信号生成部 68 は、第 1 の実施形態で説明したように超音波スイッチ 28a が ON された期間、ミスト判定動作を開始する。

【0203】

また、図 19 (E) に示すように間欠的に出力される超音波駆動信号に同期して、第 2 の画像取得回路 103 は、超音波駆動信号が OFF の期間において観察画像を取得する。そして、この観察画像により生成した標準の画像信号は、モニタ 105 に表示される。なお、超音波スイッチ 28a が OFF の期間においては、図 19 (E) に示すように所定のフレームレート (例えば 20 フレーム / sec 又は 30 フレーム / sec) で動画の観察画像が取得、つまり通常動画が取得される。

【0204】

図 19 (E) において、間欠的に取得された観察画像を A, B, C, ..., F, G とすると、メモリ 103a には図 19 (F) で示すように例えば、取得した観察画像が 2 倍の周期、保持される。そして、モニタ 105 には、2 倍の周期 (この例では、超音波駆動信号の ON / OFF の周期) の動画として表示される。

【0205】

超音波駆動信号の ON / OFF の周期を設定部 74 により、可変設定できるようにしても良い。これにより、間欠出力モードにおける超音波駆動信号を ON にする期間と OFF にする期間を処置に応じて術者が選択設定できるようにしても良い。また、ON にする期間と OFF にする期間のデューティを設定部 74 により可変設定できるようにしても良い。

【0206】

なお、図 19 (E) における間欠的に取得される観察画像 A 等が、それぞれ複数フレームとなる場合には、その平均値が 1 フレームの観察画像に設定される。後述する図 19 (I) に示すように 1 フレーム又は 1 フィールドの観察画像のみを取得するようにしても良い。また、図 19 (F) において通常画像の場合には、メモリ 103a には所定のフレームレートで観察画像が記録される。図 19 (F) ではこの記録の動作を斜線で示している。

10

20

30

40

50

【 0 2 0 7 】

本実施形態においては、超音波スイッチ 2 8 a が ON された場合には、超音波駆動信号を間欠的に出力し、かつ超音波駆動信号が出力されていない期間において取得した観察画像を表示手段としてのモニタ 1 0 5 で、通常の動画のフレームレートの 1 / 2 以下となる低いフレームレートの動画として表示する。

【 0 2 0 8 】

従って、超音波振動によりミストが発生する可能性がある条件下においても、超音波振動が停止した期間において観察画像を取得して表示するようにしているので、所定値を超えるミストの発生による観察画像が観察しにくい画像になる事を少なくとも低減した状態の観察画像をモニタ 1 0 5 に表示することができる。

10

【 0 2 0 9 】

また、ミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 により、例えば図 1 9 (G) に示すように所定値を超えるミストの発生を判定したミスト判定信号が出力された場合には、図 1 9 (H) に示すようにコントローラ 7 3 は、出力回路 3 7 から出力される超音波出力値を低減する。また、コントローラ 7 3 は、図 1 9 (A) に示す送水 & 吸引ユニット 1 2 の送水及び吸引の動作を低減する。

【 0 2 1 0 】

そして、第 1 の実施形態のようにモニタ 2 1 側に表示される観察画像の品質を維持する。図 1 9 (H) においては、ミスト判定信号が出力された場合に、超音波出力値を低減する例で説明しているが、図 7 (D) に示したように超音波出力値を 0 , つまり超音波駆動信号の出力を停止させるようにしても良い。

20

【 0 2 1 1 】

なお、図 1 9 (E) のように超音波駆動信号が OFF の期間に、複数フレーム又は複数フィールドの画像を取得する代わりに、図 1 9 (I) に示すように超音波駆動信号が OFF の期間における超音波駆動信号が ON する直前の 1 フレーム又は 1 フィールドの画像を取得するようにしても良い。

【 0 2 1 2 】

このようにすると、超音波振動によりミストが発生するような条件下においても、所定値を超えるミストの発生による観察画像が観察し難くなることを低減した観察画像を取得してモニタ 1 0 5 に表示することができる。

30

【 0 2 1 3 】

本実施形態は、第 1 の実施形態と同様の効果を有する他に、第 2 のモニタ 1 0 5 には所定値を超えるミストの発生による悪影響の少ない観察画像を表示できる。従って、術者は、超音波振動による処置を円滑に行うことができる。

【 0 2 1 4 】

なお、本実施形態の変形例として、ミスト判定信号が発生するまでは、第 1 の実施形態で説明したように超音波駆動信号を連続出力モードで出力させ、ミスト判定信号が発生後は、間欠出力モードに変更させるような動作を選択又は制御するようにしても良い。

【 0 2 1 5 】

なお、上述した実施形態においては、超音波吸引プローブ 8 内に超音波振動を発生する超音波発生部としての超音波振動子 9 を備えた構成で説明したが、超音波吸引プローブ 8 の外部に超音波発生部を設けた構成にしても良い。また、図 2 等において、コントローラ 7 3 は、例えばミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 と別体の構成で示しているが、コントローラ 7 3 がミスト判定 & 判定信号生成部 6 8 を含む構成にしても良い。また、コントローラ 7 3 が付着判定部 8 1 を含む構成にしても良い。

40

【 0 2 1 6 】

また、上述した各実施形態等を部分的に組み合わせして異なる実施形態を形成しても良いし、変形例を構成しても良い。

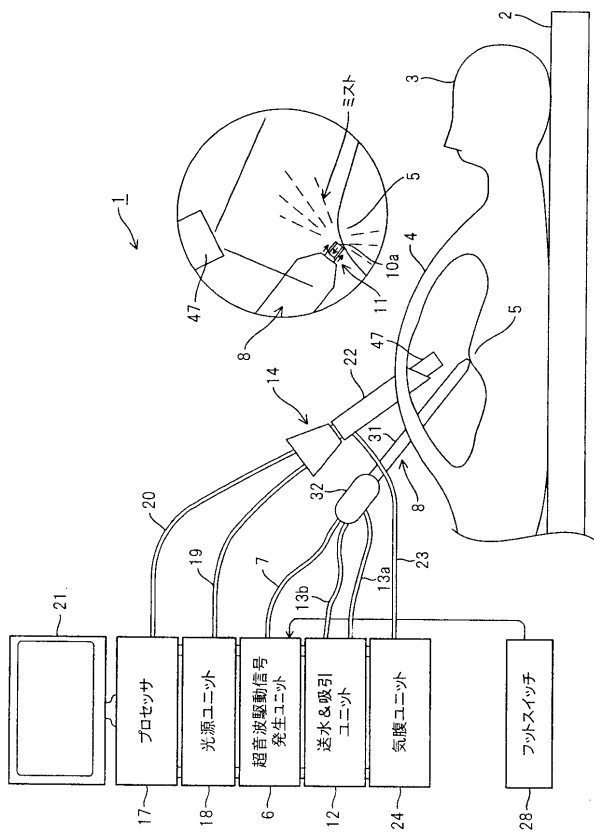
【 0 2 1 7 】

本出願は、2010年6月17日に米国に仮出願された61 / 355 , 646号を優先

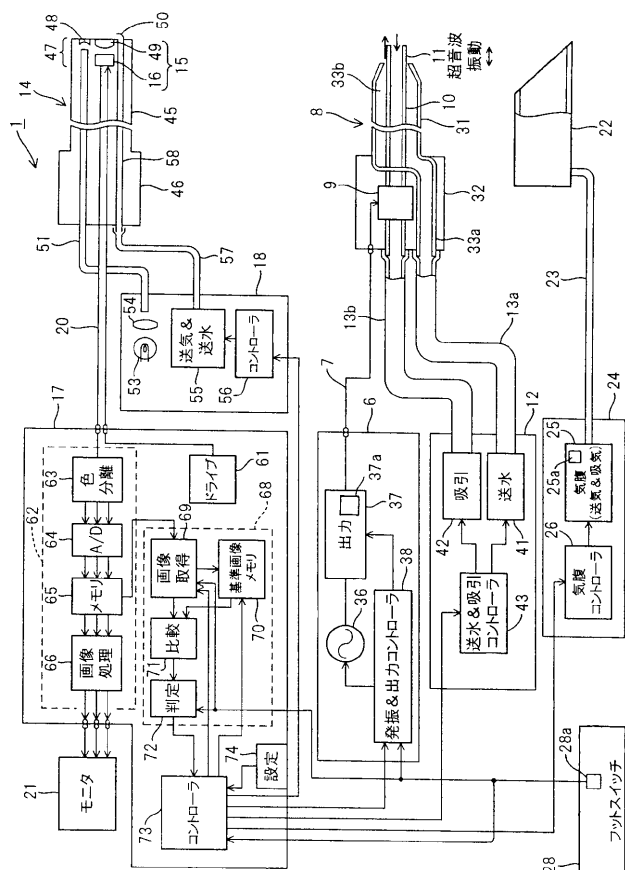
50

権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

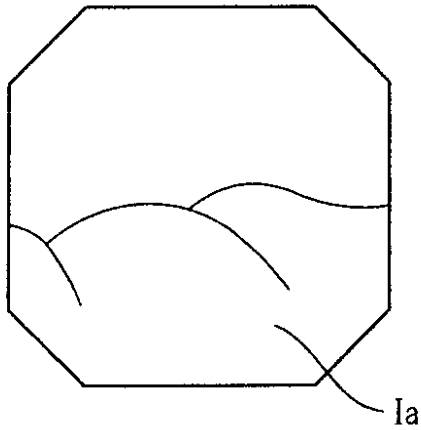
【 圖 1 】



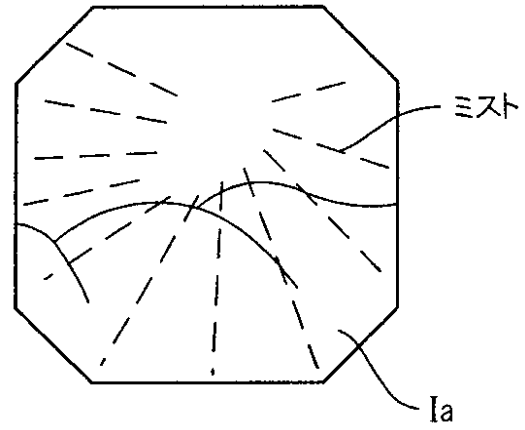
【 図 2 】



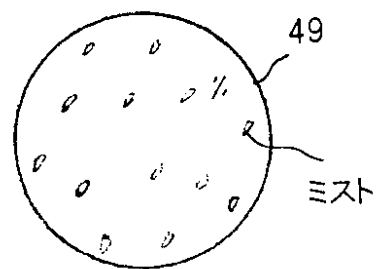
【図 3 A】



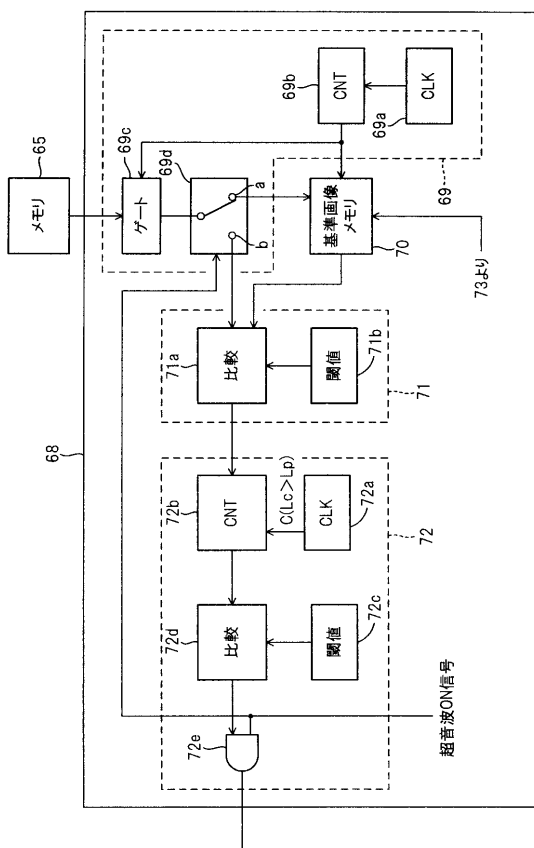
【図 3 B】



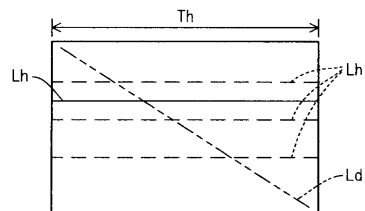
【図 3 C】



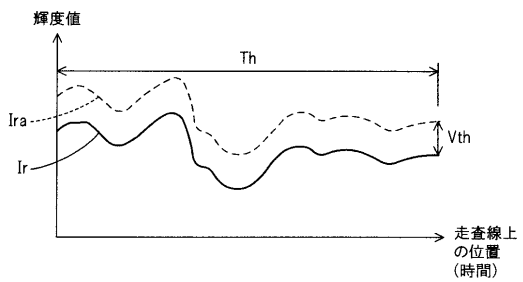
【図 4】



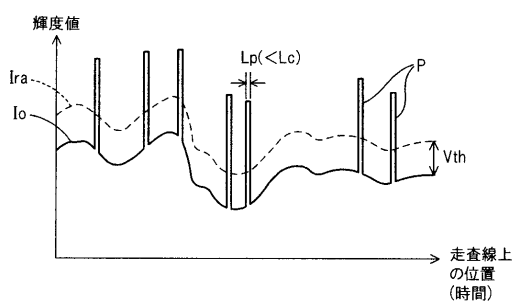
【図 5 A】



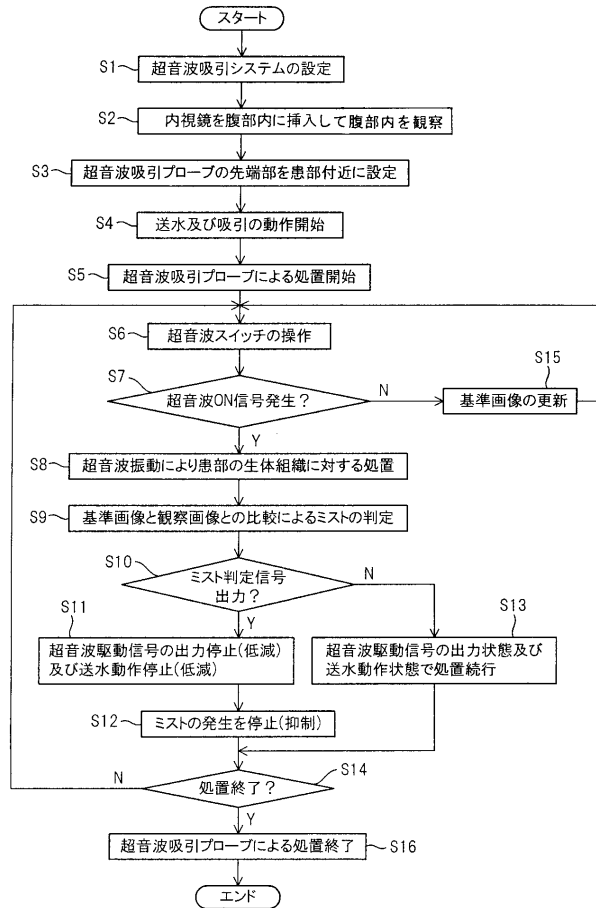
【図 5 B】



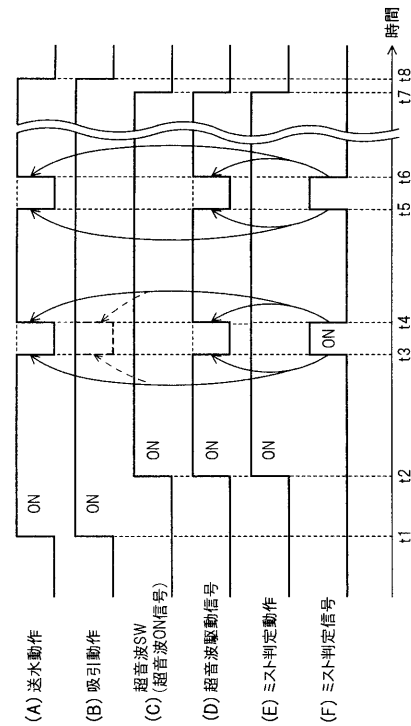
【図 5 C】



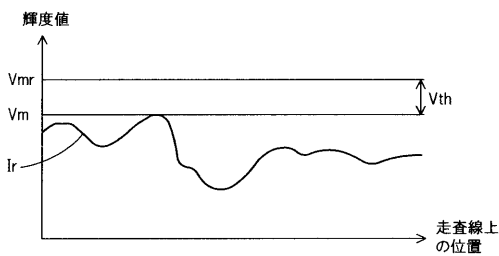
【図 6】



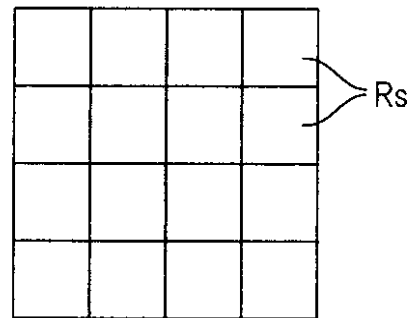
【図 7】



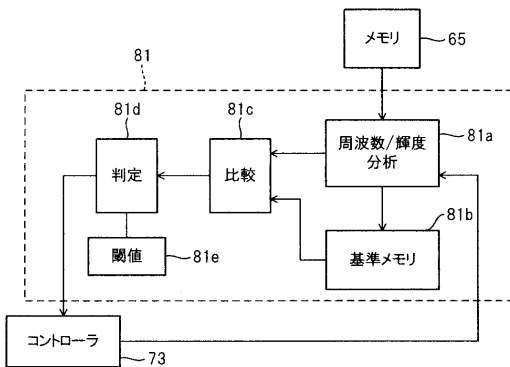
【図 8】



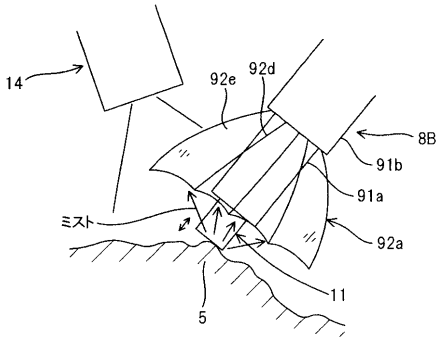
【図 9 B】



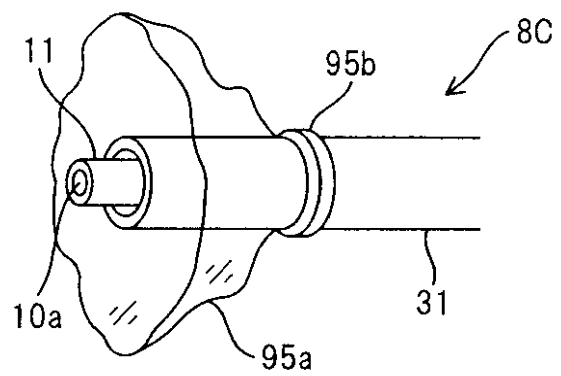
【図 9 A】



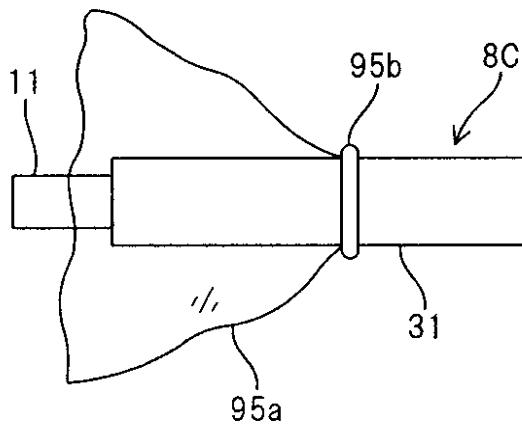
【 図 1 5 】



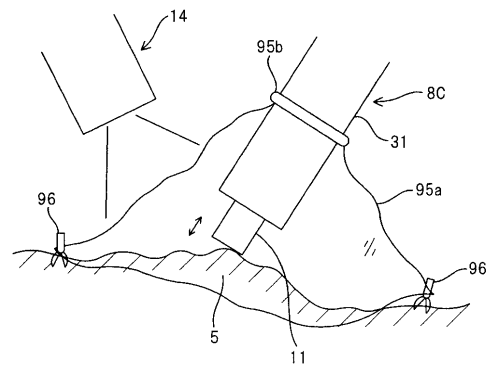
【 図 1 6 B 】



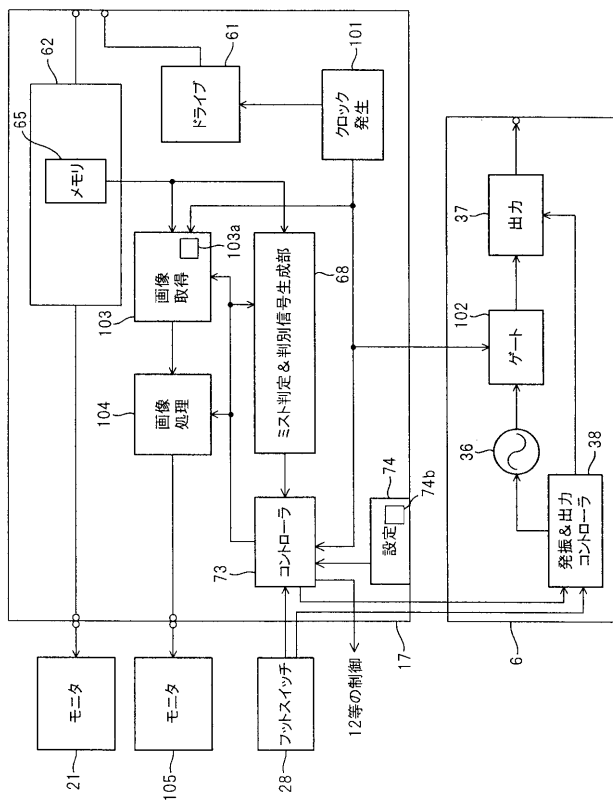
【 図 1 6 A 】



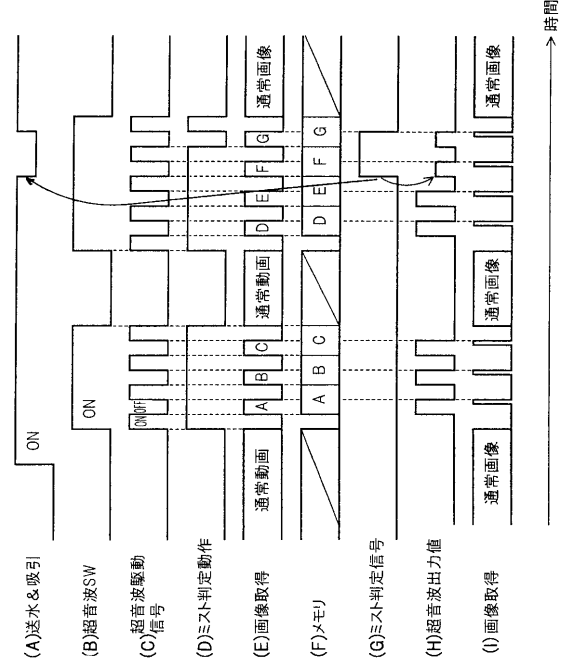
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 ㊦ 1 9 】



【手続補正書】

【提出日】平成23年10月27日(2011.10.27)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、超音波を用いて処置を行う超音波処置システム及び超音波処置システムの作動方法に関する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、内視鏡の観察機能によりミストの発生量に応じて超音波出力又は流体を制御でき、術者による処置を支援できる超音波処置システム及び超音波処置システムの作動方法を提供することを目的とする。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様に係る超音波処置システムは、超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部と、前記超音波駆動信号が印加されることによって処置対象の生体組織を超音波振動によって処置する超音波処置部と、前記処置対象の生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、前記観察部を介して前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として取得する画像取得部と、前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の画像を基準画像として予め記憶する記憶部と、前記画像取得部で取得された前記観察画像と前記記憶部に記憶された前記基準画像とを比較する比較部と、前記比較部の比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して所定以上に变化した画像であるか否かを判定する判定部と、前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に变化した画像であると判定された場合、前記超音波駆動信号の出力停止、又は出力低減させる制御を行う制御部と、を有する。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明の一態様に係る超音波処置システムの作動方法は、処置対象の生体組織を観察しながら超音波振動によって処置を行う超音波処置システムの作動方法であって、前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として画像取得部が取得する画像取得ステップと、予め記憶された前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の基準画像と前記画像取得ステップで取得された前記観察画像とを比較部が比較する比較ステップと、前記比較ステップの比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して所定以上に变化した画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、前記判定ステップによって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上

に変化した画像であると判定された場合、前記超音波振動を停止、又は前記超音波振動を低減させる制御を制御部が行う制御ステップと、を有する。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部と、

前記超音波駆動信号が印加されることによって処置対象の生体組織を超音波振動によって処置する超音波処置部と、

前記処置対象の生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、

前記観察部を介して前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として取得する画像取得部と、

前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の画像を基準画像として予め記憶する記憶部と、

前記画像取得部で取得された前記観察画像と前記記憶部に記憶された前記基準画像とを比較する比較部と、

前記比較部の比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して所定以上に変化した画像であるか否かを判定する判定部と、

前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化した画像であると判定された場合、前記超音波駆動信号の出力停止、又は出力低減させる制御を行う制御部と、

を有することを特徴とする超音波処置システム。

【請求項 2】

前記判定部は、前記基準画像に対して前記観察画像が、所定領域中に予め設定された閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 3】

前記比較部は、前記観察画像中における輝度値と前記基準画像中における輝度値に基づいて設定された閾値とを比較し、前記判定部は、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 4】

前記判定部は、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波処置システム。

【請求項 5】

前記判定部は、前記観察画像が前記基準画像に対して前記ミストの特徴に対応したパルス状画像を含むか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 6】

前記基準画像は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の発生していない時に前記観察部を介して取得された画像である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 7】

前記基準画像は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の発生時から発生直後までの任意のタイミングに前記観察部を介して取得された画像である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 8】

前記生体組織の処置中に前記超音波処置部によって破砕された生体組織片を吸引する吸引部をさらに備え、

前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化した場合、前記制御部は、前記吸引部による吸引動作を低減、又は停止させる制御を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 9】

前記生体組織の処置中に前記生体組織の表面に流体を供給する流体供給部をさらに備え、

前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化した場合、前記制御部は、前記流体供給部による流体供給動作を低減、又は停止させる制御を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 10】

前記超音波駆動信号発生部は、発生した前記超音波駆動信号を連続的に出力する連続出力モードと、ON 期間と OFF 期間からなる所定の周期で前記超音波駆動信号を間欠的に出力する間欠出力モードを有する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 11】

処置対象の生体組織を観察しながら超音波振動によって処置を行う超音波処置システムの作動方法であって、

前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として画像取得部が取得する画像取得ステップと、

予め記憶された前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の基準画像と前記画像取得ステップで取得された前記観察画像とを比較部が比較する比較ステップと、

前記比較ステップの比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して所定以上に変化した画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、

前記判定ステップによって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化した場合であると判定された場合、前記超音波振動を停止、又は前記超音波振動を低減させる制御を制御部が行う制御ステップと、を有する超音波処置システムの作動方法。

【請求項 12】

前記比較ステップは、前記観察画像中における輝度値と前記基準画像中における輝度値に基づいて設定された閾値とを比較し、前記判定ステップは、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波処置システムの作動方法。

【請求項 13】

前記判定ステップは、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波処置システム

。

【請求項 14】

前記判定ステップは、前記基準画像に対して前記観察画像が、所定領域中に予め設定された閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波処置システムの作動方法。

【手続補正書】

【提出日】平成24年3月26日(2012.3.26)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様に係る超音波処置システムは、超音波駆動信号を発生する超音波駆動信

号発生部と、前記超音波駆動信号が印加されることによって処置対象の生体組織を超音波振動によって処置する超音波処置部と、前記処置対象の生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、前記観察部を介して前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として取得する画像取得部と、前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の画像を基準画像として予め記憶する記憶部と、前記画像取得部で取得された前記観察画像と前記記憶部に記憶された前記基準画像とを比較する比較部と、前記比較部の比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が所定以上に変化した画像であるか否かを判定する判定部と、前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が前記所定以上に変化した画像であると判定された場合、前記超音波駆動信号の出力停止、又は出力低減させる制御を行う制御部と、を有する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

本発明の一態様に係る超音波処置システムの作動方法は、処置対象の生体組織を観察しながら超音波振動によって処置を行う超音波処置システムの作動方法であって、前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として画像取得部が取得する画像取得ステップと、予め記憶された前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の基準画像と前記画像取得ステップで取得された前記観察画像とを比較部が比較する比較ステップと、前記比較ステップの比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が所定以上に変化した画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、前記判定ステップによって前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が前記所定以上に変化した画像であると判定された場合、前記超音波振動を停止、又は前記超音波振動を低減させる制御を制御部が行う制御ステップと、を有する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波駆動信号を発生する超音波駆動信号発生部と、
前記超音波駆動信号が印加されることによって処置対象の生体組織を超音波振動によって処置する超音波処置部と、
前記処置対象の生体組織を観察する観察機能を有する観察部と、
前記観察部を介して前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として取得する画像取得部と、
前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の画像を基準画像として予め記憶する記憶部と、
前記画像取得部で取得された前記観察画像と前記記憶部に記憶された前記基準画像とを比較する比較部と、
前記比較部の比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が所定以上に変化した画像であるか否かを判定する判定部と、
前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が前記所定以上に変化した画像であると判定された場合、前記超音波駆動信号の出力停止、又は出力低減させる制御を行う制御部と、
を有することを特徴とする超音波処置システム。

【請求項 2】

前記判定部は、前記基準画像に対して前記観察画像が、所定領域中に予め設定された閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 3】

前記判定部は、少なくとも 1 本の水平走査線の画像において、予め決められた閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波処置システム。

【請求項 4】

前記判定部は、前記観察画像の対角線の画像において、予め決められた閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波処置システム。

【請求項 5】

前記比較部は、前記観察画像中における輝度値と前記基準画像中における輝度値に基づいて設定された閾値とを比較し、前記判定部は、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 6】

前記判定部は、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波処置システム。

【請求項 7】

前記判定部は、前記基準画像に対して前記観察画像が、光が発生したミストにより反射されることに起因して所定領域中において離散的に輝度値がパルス状に変位するパルス状画像を含むか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 8】

前記基準画像は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の発生していない時に前記観察部を介して取得された画像である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 9】

前記基準画像は、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の発生時から発生直後までの任意のタイミングに前記観察部を介して取得された画像である、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 10】

前記生体組織の処置中に前記超音波処置部によって破碎された生体組織片を吸引する吸引部をさらに備え、

前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化したと判定された場合、前記制御部は、前記吸引部による吸引動作を低減、又は停止させる制御を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 11】

前記生体組織の処置中に前記生体組織の表面に流体を供給する流体供給部をさらに備え、

前記判定部によって前記観察画像が前記基準画像に対して前記所定以上に変化したと判定された場合、前記制御部は、前記流体供給部による流体供給動作を低減、又は停止させる制御を行う、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 12】

前記超音波駆動信号発生部は、発生した前記超音波駆動信号を連続的に出力する連続出力モードと、ON 期間と OFF 期間からなる所定の周期で前記超音波駆動信号を間欠的に出力する間欠出力モードを有する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置システム。

【請求項 13】

処置対象の生体組織を観察しながら超音波振動によって処置を行う超音波処置システム

の作動方法であって、

前記生体組織の処置中に発生するミスト量に応じて変化する前記生体組織の画像を観察画像として画像取得部が取得する画像取得ステップと、

予め記憶された前記ミストが発生していない状態の前記生体組織の基準画像と前記画像取得ステップで取得された前記観察画像とを比較部が比較する比較ステップと、

前記比較ステップの比較結果に基づいて、前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が所定以上に変化した画像であるか否かを判定部が判定する判定ステップと、

前記判定ステップによって前記観察画像が前記基準画像に対して輝度が前記所定以上に変化した画像であると判定された場合、前記超音波振動を停止、又は前記超音波振動を低減させる制御を制御部が行う制御ステップと、を有する超音波処置システムの作動方法。

【請求項 1 4】

前記比較ステップは、前記観察画像中における輝度値と前記基準画像中における輝度値に基づいて設定された閾値とを比較し、前記判定ステップは、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波処置システムの作動方法。

【請求項 1 5】

前記判定ステップは、前記観察画像が前記閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波処置システムの作動方法。

【請求項 1 6】

前記判定ステップは、前記基準画像に対して前記観察画像が、所定領域中に予め設定された閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含む画像であるか否かを判定する、ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波処置システムの作動方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2011/063511									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/00(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) A61B1/00, A61B18/00 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 1996-2011 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP 11-155869 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 June 1999 (15.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)</td> <td>1-19</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2007-296002 A (Fujinon Corp.), 15 November 2007 (15.11.2007), entire text; all drawings & US 2007/0255106 A1</td> <td>1-19</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP 11-155869 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 June 1999 (15.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-19	A	JP 2007-296002 A (Fujinon Corp.), 15 November 2007 (15.11.2007), entire text; all drawings & US 2007/0255106 A1	1-19
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
A	JP 11-155869 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 June 1999 (15.06.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-19									
A	JP 2007-296002 A (Fujinon Corp.), 15 November 2007 (15.11.2007), entire text; all drawings & US 2007/0255106 A1	1-19									
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> "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 </td> </tr> </table>			* 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							
* 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 08 July, 2011 (08.07.11)		Date of mailing of the international search report 19 July, 2011 (19.07.11)									
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.									
Facsimile No.											

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/063511

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 20, 21
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 20 and 21 pertain to methods for treatment of the human body by therapy and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv), to search.
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/063511

The matter of controlling at least one of the output of the ultrasonic drive signal by the ultrasonic drive signal generating unit, or the supply of the fluid on the basis of the results of the comparison obtained by comparing a reference image, and the observation image acquired by the image acquisition unit, which is set forth in claim 1 includes those based on the results obtained by comparing all the states of the observation image and the reference image with one another.

However, the description discloses only the one controlling at least one of the output of the ultrasonic drive signal, or the supply of the fluid on the basis of the results obtained by comparing whether or not the observation image discretely includes not less than a predetermined number of brightness values of a threshold value or more in a predetermined area with the reference image.

Consequently, the search has been made on the scope supported by the disclosure of the description, namely the one comparing whether or not the observation image discretely includes not less than the predetermined number of brightness values of the threshold value or more in the predetermined area with the reference image.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/063511	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B18/00(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（IPC）） Int.Cl. A61B1/00, A61B18/00			
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 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011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 11-155869 A（オリンパス光学工業株式会社）1999.06.15, 全文、 全図（ファミリーなし）	1-19	
A	JP 2007-296002 A（フジノン株式会社）2007.11.15, 全文、全図 & US 2007/0255106 A1	1-19	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 08.07.2011		国際調査報告の発送日 19.07.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 菅家 裕輔 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	31 4424

国際調査報告	国際出願番号 PCT/J P 2011/063511
第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）	
法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。	
1. <input checked="" type="checkbox"/> 請求項 20, 21 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。 つまり、 請求項 20、21 は、治療による人体の処置方法に関するものであって、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。	
2. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、	
3. <input type="checkbox"/> 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。	
第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）	
次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。	
1. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。	
2. <input type="checkbox"/> 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。	
3. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。	
4. <input type="checkbox"/> 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。	
追加調査手数料の異議の申立てに関する注意	
<input type="checkbox"/> 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。	
<input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。	
<input type="checkbox"/> 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2011/063511

請求項1に記載の「基準画像と、前記画像取得部により取得された前記観察画像とを比較した比較結果に基づいて、前記超音波駆動信号発生部による前記超音波駆動信号の出力及び前記流体の供給の少なくとも一方を制御する」との事項について、観察画像と基準画像とのあらゆる状態を比較した結果に基づくものを包含する。

しかしながら、明細書には、基準画像に対して、観察画像が、所定領域中に閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含むか否かを比較した結果に基づいて、超音波駆動信号の出力及び流体の供給の少なくとも一方を制御するものしか開示されていない。

よって、調査は、明細書の開示により裏付けられている範囲、すなわち、基準画像に対して、観察画像が、所定領域中に閾値以上の輝度値を離散的に所定数以上含むか否かを比較するものについて行った。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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

F ターム(参考) 4C160 JJ15 JJ17 JJ43 KL03 KL07 MM32
4C161 AA24 FF38 FF40 FF42 HH02 HH03 HH04 HH08 HH09 JJ11
NN10

(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)	超声波处理系统和操作超声波处理系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2011158792A1	公开(公告)日	2013-08-19
申请号	JP2011546358	申请日	2011-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	沢田之彦 山田典弘 築山周作		
发明人	沢田 之彦 山田 典弘 築山 周作		
IPC分类号	A61B18/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B90/36 A61B90/361 A61B2017/00022 A61B2017/00057 A61B2017/00137 A61B2017/00902 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2090/364 A61B2218/002 A61B2218/007		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B1/00.332.D A61B1/00.300.G A61B1/00.300.Q		
F-TERM分类号	4C160/JJ15 4C160/JJ17 4C160/JJ43 4C160/KL03 4C160/KL07 4C160/MM32 4C161/AA24 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/FF42 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH04 4C161/HH08 4C161/HH09 4C161/JJ11 4C161/NN10		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	61/355646 2010-06-17 US		
其他公开文献	JP5006475B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波吸引系统将由超声波驱动信号生成部生成的超声波驱动信号应用于超声波生成部，经由振动传递部向前端部传递超声波振动能量，在观察部观察下，将处理利用超声波振动能量将生物体组织切片与供给到生物体组织表面的流体一起吸引，通过图像取得部取得赋予了超声波振动能量的状态下的观察图像。控制部分基于与参考图像的比较结果来控制超声驱动信号的输出。

[図1]

