

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-500172

(P2017-500172A)

(43) 公表日 平成29年1月5日(2017.1.5)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|--------------------------------|---------------|-------------------|
| A 6 1 B 18/26 (2006.01) | A 6 1 B 18/26 | 4 C 0 2 6 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 | 3 0 0 H 4 C 1 6 0 |
| A 6 1 B 17/22 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 | A 4 C 1 6 1 |
| | A 6 1 B 17/22 | |

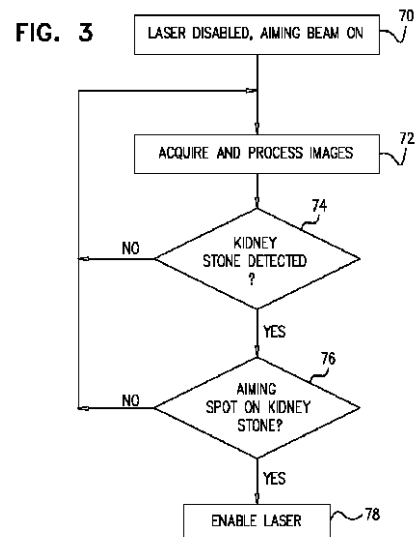
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

| | | | |
|---------------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2016-553212 (P2016-553212) | (71) 出願人 | 512303149 |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年9月30日 (2014. 9. 30) | | ジャイラス・エーシーエムアイ・インコーポレーテッド |
| (85) 翻訳文提出日 | 平成28年7月8日 (2016. 7. 8) | | アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01772・サウスボロー・ターンパイク・ロード・136 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/US2014/058147 | (74) 代理人 | 100108453 |
| (87) 国際公開番号 | W02015/069387 | | 弁理士 村山 靖彦 |
| (87) 国際公開日 | 平成27年5月14日 (2015. 5. 14) | (74) 代理人 | 100110364 |
| (31) 優先権主張番号 | 14/076, 314 | | 弁理士 実広 信哉 |
| (32) 優先日 | 平成25年11月11日 (2013. 11. 11) | (74) 代理人 | 100133400 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | 弁理士 阿部 達彦 |
| | | (72) 発明者 | シャイ・フィンクマン |
| | | | イスラエル・34861・ハイファ・マルティン・ブーバー・ストリート・17 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 安全なレーザー碎石術のためのエイミングビーム検出

(57) 【要約】

内視鏡(24)を含む医療用装置(20)であって、内視鏡(24)は体腔の中へのインサート用に構成された遠位端を含み、かつ内視鏡(24)は、その遠位端に近接する体腔部位のイメージをキャプチャおよび出力するように構成されたイメージングアセンブリ(30)を含む。エネルギー源(50)は、エネルギーガイド(36)を通して、エネルギーパルスを出射するように構成されている。コントロールユニット(56)は、体腔内の標的塊を識別するためにかつエネルギーガイドを通して送られたエイミングビームが標的塊上に入射したことを確認するためにイメージを処理するように構成されており、かつ前記確認に応答して、エネルギー源を作動させて標的塊(28)上にエネルギーガイドを介してエネルギーパルスを送るように構成されている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡であって、内視鏡が、体腔内へのインサート用に構成された遠位端を有し、かつ内視鏡が、その遠位端に近接した体腔部位のイメージをキャプチャおよび出力するように構成されたイメージングアセンブリを備える、内視鏡と、

エネルギーガイドと、

エネルギーガイドを通して、エネルギーパルスを出射するように構成されたエネルギー源と、コントロールユニットであって、体腔内の標的塊を識別するためにかつエネルギーガイドを通して送られたエイミングビームが標的塊上に入射したことを確認するためにイメージを処理するように構成されており、かつ前記確認に応答してエネルギー源を作動させて標的塊にエネルギーガイドを介してエネルギーパルスを送るように構成されたコントロールユニットと、

を備える医療用装置。

【請求項 2】

照明源を備え、前記照明源が、前記エネルギーガイドを通してエイミングビームを送るように構成された請求項 1 に記載の医療用装置。

【請求項 3】

前記エネルギーガイドが、前記内視鏡を通して遠位端にある開口を通る請求項 1 に記載の医療用装置。

【請求項 4】

前記内視鏡は、前記内視鏡を通して遠位端にある開口を通るワーキングチャネルを備えており、かつ前記エネルギーガイドが前記ワーキングチャネルを通してのインサート用に構成された請求項 3 に記載の医療用装置。

【請求項 5】

前記エネルギーガイドが、前記内視鏡の遠位端にある開口を通して突出するように構成されており、その結果、前記エネルギーガイドの遠位端が、標的塊に近接した状態にある請求項 4 に記載の医療用装置。

【請求項 6】

前記内視鏡が患者の尿路を通してのインサート用に構成されており、前記標的塊が結石であり、かつ前記エネルギー源により出射されたパルスが結石により吸収されかつそれにより結石の破砕を含むように構成された請求項 4 に記載の医療用装置。

【請求項 7】

前記エネルギーガイドが光ファイバを備えており、かつ前記エネルギー源がレーザを備える請求項 1 に記載の医療用装置。

【請求項 8】

前記エイミングビームがイメージ中に現れずに標的塊に入射されるとき、前記コントロールユニットが前記エネルギー源の作動を禁止するように構成された請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の医療用装置。

【請求項 9】

時間コントロールユニットが、前記標的塊へのエネルギーパルスの出射の後の所定の時間間隔の間、前記エネルギー源の作動禁止を遅延するように構成された請求項 8 に記載の医療用装置。

【請求項 10】

内視鏡を提供するステップであって、前記内視鏡が、体腔内へのインサート用に構成された遠位端と、体腔内への挿入用に構成されたエネルギーガイドと、を備える、内視鏡を提供するステップと、

エイミングビームを、前記エネルギーガイドを通して、体腔内へと送るステップと、

前記遠位端に近接した体腔部位のイメージをキャプチャするステップと、

体腔内の標的塊を識別するためにかつエイミングビームが標的塊に入射したことを確認するために、イメージプロセッサを用いて前記イメージを処理するステップと、

10

20

30

40

50

前記確認に応答して、エネルギー源を作動させて前記標的塊に前記エネルギーガイドを介してエネルギーパルスを送るステップと、

を備える内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 1】

前記内視鏡が、前記内視鏡を通して遠位端にある開口を通るワーキングチャネルを備えており、かつ前記エネルギーガイドを提供するステップが、前記エネルギーガイドを前記ワーキングチャネルを通してインサートするステップを備える請求項 1 0 に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 2】

前記エネルギーガイドをインサートするステップが、前記内視鏡の遠位端にある開口を通して突出させるために、その結果、前記エネルギーガイドの遠位先端が標的塊に近接した状態にあるようにするために、前記ワーキングチャネルを通して、前記エネルギーガイドを進めるステップを備える請求項 1 1 に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 3】

前記エネルギーガイドが光ファイバを備えており、かつ前記エネルギー源がレーザを備える請求項 1 1 に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 4】

前記内視鏡を提供するステップが、患者の尿路を通して前記内視鏡をインサートするステップを備え、前記標的塊が結石であり、かつ前記エネルギー源を作動させるステップが、パルスが結石により吸収されかつそれにより結石の破砕を含むように、前記レーザからパルスを出射するステップを備える請求項 1 3 に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 5】

前記エミミングビームがイメージ中に現れずに前記標的塊に入射されるとき、前記エネルギー源の作動を禁止するステップを備える請求項 1 0 から 1 4 のいずれか一項に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【請求項 1 6】

前記作動を禁止するステップが、前記標的塊にエネルギーパルスを出射した後の所定の時間間隔の間、前記エネルギー源の作動禁止を遅延するステップを含む請求項 1 5 に記載の内視鏡手術を行うための方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は概して最小侵襲的医療機器および処置に関し、詳細には内視鏡を用いる標的化エネルギー処置を制御する装置および方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

レーザ碎石術は、尿道、膀胱、尿管、および腎臓を含む尿路から結石を取り除くのに広く用いられる最小侵襲的処置である。レーザ碎石術を行うために、内視鏡（膀胱鏡、尿道鏡、リノスコープ（renoscope））が、結石部位まで尿路内に挿入され、かつ光ファイバが、内視鏡のワーキングチャネルに導入される。光ファイバは、光ファイバがワーキングチャネルの遠位開口を出てかつ結石と極めて間近に接するようになるまで、前方に押される。レーザビームは、光ファイバを通して結石へと発射され、結石にレーザビームエネルギーを吸収させて破砕させる。

【0 0 0 3】

光ファイバが、遠位開口から突出するというよりも、まだ内視鏡のワーキングチャネル内部にある間に、レーザビームが発射された場合、レーザビームは、ワーキングチャネル及び周囲の組織にダメージを与えることがある。この問題に対し様々な解決策が提案されてきた。たとえば、特許文献 1 は、不注意による医療機器の作動を防ぐシステムを記載する。前記システムは、近位端と、遠位端と、近位端から遠位端へと延在するルーメンと、を有する細長いチューブを含む。ルーメンは、作動状態および非作動状態を有する医療機

10

20

30

40

50

器を受けるように構成されている。検出システムは、細長いチューブの遠位端に対する医療機器の遠位端の位置を求め、かつ医療機器の作動をコントロールする。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許出願公開第2013/0072753号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

以下、本明細書で説明される本発明の態様は、内視鏡処置においてエネルギー放出をコントロールするのに用いることが可能な方法および装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

したがって、本発明の一態様によれば、内視鏡を含み、内視鏡が、体腔内に挿入するために構成された遠位端を含み、かつ内視鏡が、遠位端に近接する体腔領域のイメージをキャプチャ及び出力するように構成されたイメージングアセンブリを含む、医療装置が提供される。医療装置は、エネルギーガイドと、エネルギー源と、を含み、エネルギーガイドを通して、エネルギーのパルスを出射するように構成されている。コントロールユニットは、体腔内の標的塊(target mass)を識別するために且つエネルギーガイドを通して送られたエイミングビームが標的塊に入射したことを確かめるためにイメージを処理し、そのような確認に回答してエネルギー源を作動させてエネルギーパルスをエネルギーガイドを介して標的塊上に送るように、構成されている。

【0007】

いくつかの態様において、医療装置は、照明源を含み、照明源は、エイミングビームをエネルギーガイドを通して送るように構成されている。

【0008】

いくつかの実施形態において、エネルギーガイドは、内視鏡を通して、その遠位端にある開口を通る。典型的に、内視鏡は、内視鏡を通してその遠位端にある開口を通るワーキングチャンネルを含み、かつエネルギーガイドは、ワーキングチャンネルを通してのインサート用に構成されている。エネルギーガイドは、内視鏡の遠位端にある開口を通して突出するように構成可能であり、その結果、エネルギーガイドの遠位先端が標的塊に近接した状態にある。開示された態様において、内視鏡は、患者の尿路を通してのインサート用に構成されており、標的塊は結石であり、かつエネルギー源によって出射させられたパルスは、結石により吸収され、それによって結石の破砕を含むように、構成されている。

【0009】

典型的に、エネルギーガイドは、光ファイバを含み、かつエネルギー源は、レーザを含む。

【0010】

開示された態様において、エイミングビームがイメージ中に現れずに標的塊に入射されると、コントロールユニットは、エネルギー源を作動させないように構成されている。任意に、コントロールユニットは、標的塊上にエネルギーパルスを放出した後の所定の時間間隔の間、エネルギー源の作動禁止を遅延するように構成可能である。

【0011】

また、本発明の一態様によれば、内視鏡手術を行うための方法が提供される。内視鏡手術を行うための方法は内視鏡を提供するステップを含み、内視鏡は、体腔内への挿入用に構成された遠位端と、体腔内への挿入用に構成されたエネルギーガイドと、を含む。エイミングビームは、エネルギーガイドを通して、体腔内に送られる。体腔内の標的塊を識別するためにかつビームが標的塊に入射されたことを確認するために、遠位端に近接した体腔領域のイメージは、イメージプロセッサを用いて、キャプチャされかつ処理される。前記確認に回答して、エネルギー源は、エネルギーパルスを標的塊上にエネルギーガイドを介して送るように作動される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

本発明は、図面とともに以下のより詳細な実施形態の説明からより完全に理解できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態にかかるレーザ碎石術用システムを示す概略的な絵画図である。

【図 2】図 2 は、本発明の一実施形態にかかるレーザ碎石術システムのコントロールコンソール要素を概略的に示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、本発明の一実施形態にかかるレーザ碎石術制御方法を概略的に示すフローチャート図である。

【図 4】図 4 は、本発明の別の実施形態にかかるレーザ碎石術システムを示す概略的な絵画図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

従来において、レーザ碎石術システムは既知であり、かつ一般的にホルミウム Y A G レーザなどの高出力赤外レーザを用いて、標的結石に発射されるエネルギーパルスが発生させていると考えられる。また、結石を破砕するために用いられるレーザビームは一般的に、人間の目及び標準的なイメージセンサには見え、したがって、可視 L E D またはレーザ光源などの照明源は、可視エイミングビームを発生するのに用いることが可能と考えられる。このエイミングビームは通常、光ファイバまたは他の同様のデバイスを通して送られ、かつレーザビームの標的に衝突するように構成可能である。エイミングビームを用いることにより、内視鏡が標的エリアを観察するために用いられ、したがって医師がシステムを操作して光ファイバからのエネルギーが入射されたことを見れるようにしたときに形成されたイメージ中に、エイミングビームスポットは、出現することができる。

【 0 0 1 5 】

周囲組織に対するダメージを回避するため、医師は、レーザを発射する前に、エイミングビームが結石に入射されるのを確認すべきである。また、エイミングビームスポットの適切な観察は、標的に向かって遠位方向に突出するという、そうあるべき状態ではなく、光ファイバがまだワーキングチャンネル内にある間、レーザの誤発射を防ぐのに役立つはずである。しかしながら、実際には、結石は、治療中、動く傾向があり、しかも、内視鏡およびファイバの操縦は困難であり、かなりの器用さ及び注意を必要とする。この結果、誤発射はごく一般的に起こりやすく、患者組織に対しておよび内視鏡に対して、ダメージにつながる。

【 0 0 1 6 】

以下に説明される本発明の実施形態は、レーザの作動を許可する前に、エイミングビームが標的結石に適切に入射されたことを確かめることにより、レーザの誤発射を防ぐことが意図されている。この目的の一つの方法は、内視鏡カメラによりキャプチャされたイメージを処理することにより、達成可能である。組織および機器に対するダメージを防ぐという利点に加えて、このアプローチは、システムハードウェアに対して実質的な修正または付加をすることなく、既存のレーザ碎石術システムに適切な処理および制御機能を追加することにより、簡単に実装可能であるという点で、特に有益である。

【 0 0 1 7 】

したがって、開示された実施形態において、体腔内に挿入するために構成された遠位端を有する、内視鏡は、以下の、すなわち、

イメージングアセンブリであって、遠位端に近接した体腔部位のイメージをキャプチャおよび出力する、イメージングアセンブリと、

エネルギーガイドであって、内視鏡の遠位端にある開口又は内視鏡の遠位端のエリアに、内視鏡を通して向かうことが可能な又は内視鏡を通して向わないことが可能な、エネルギーガイドと、

エネルギー源であって、エネルギーパルスをエネルギーガイドを通して出射するために結合さ

10

20

30

40

50

れた、エネルギーと、

のうちの１つ又は２つ以上を備える。

【００１８】

加えて、前述したように、照明源は、エネルギーガイドを通して、エイミングビームを送ることが可能である。代替的に、エネルギー源がレーザを備えると仮定すれば、このレーザは、別個の照明源に代えてエイミングビームとして用いるために、高出力エネルギーパルスに加えて、低出力可視ビームを出射するように構成可能である。

【００１９】

コントロールユニットは、体腔内の結石などの標的塊（target mass）を識別するために、かつエイミングビームが標的塊に入射されるのを確認するために、イメージングアセンブリにより出力されたイメージを処理する。この確認に基づいて、コントロールユニットは、エネルギー源を作動させて、エネルギーパルスを、エネルギーガイドを介して、標的塊上に送る。それ以外には、コントロールユニットは、エネルギー源の作動を禁止可能である。

【００２０】

以下に説明される実施形態において、内視鏡は、ワーキングチャネルを備え、エネルギーガイドは、光ファイバを備え、かつエネルギー源は、レーザを備える。光ファイバは、上記のように、ワーキングチャネルを通して挿入されるので、光ファイバの遠位端は、ワーキングチャネルの遠位開口から突出し、標的塊に近接している。内視鏡は、患者の尿路を通してのインサート用に構成されており、レーザにより出射されたパルスは、腎臓結石などの結石により吸収され、それによって腎臓結石などの結石の破砕を含む。

【００２１】

以下に説明する実施形態は、一例として、特にレーザ碎石術について言及するが、本発明の原理は、この特定の治療コンテキスト（context）に限定されるものではない。むしろ、代替的实施形態において、本明細書に記載のイメージ処理および制御の方法は、必要な変更を加えて、レーザだけでなく、他の種類のエネルギー源、例えば音響源またはマイクロ波源を用いた他の種類の治療手技に適用可能である。さらに、これらの実施形態は、特に尿路治療に関するものであるが、本明細書に記載のシステムおよび方法は、他の体腔内の、例えば腸管、呼吸器系、心臓血管系、および胸腔および腹腔内、および脳神経外科および歯科的処置、またはレーザまたは他の標的エネルギー源が使用可能な他の部分の内視鏡的治療に、同様に適用可能である。

【００２２】

図１は、本発明の一実施形態にかかるレーザ碎石術用のシステム２０を示す概略的な絵画図（pictorial illustration）である。システムオペレータ２２、一般的には泌尿器科医などの医師は、適切な内視鏡２４の遠位端を、患者２６の体腔の中に、例えば膀胱、尿管、または腎臓の中に入れる。挿絵（inset）に示されるように、オペレータ２２は、内視鏡２４の遠位端を、結石２８などの標的塊（target mass）の近くへと運ぶために、内視鏡２４を操作する。

【００２３】

当技術分野で周知のような、イメージセンサと、適切なイメージング光学系と、備える内視鏡の遠位端におけるイメージングアセンブリ３０は、遠位端の近くにおいて体腔内の部位のイメージをキャプチャし、かつ対応イメージ信号をワイヤ３２を介して制御コンソール４０に送る。代替的に、イメージングアセンブリは、光ファイバのイメージガイド（図示省略）を備えることが可能であり、光ファイバのイメージガイドは、内視鏡の近位端でのイメージセンサにその領域のイメージを伝える。典型的に、イメージングアセンブリ３０はまた、当技術分野で周知のような、照明源を備え、キャプチャされたイメージの部位を照明するが、この要素は、分かりやすくするために、図から同様に省略された。

【００２４】

内視鏡２４は、内視鏡２４の近位端から遠位端へと延在するワーキングチャネル３４を含む。オペレータ２２は、エネルギーガイド、典型的には適切な光ファイバ３６を、光ファイバ３６の遠位端がワーキングチャネル３４の遠位開口を通して突出するまで、ワーキン

グチャネル 3 4 を通して結石 2 8 の近位へと挿入する。結石 2 8 を破碎するのに用いられる高出力赤外レーザビームおよび可視エイミングビームの両方は、コンソール 4 0 から光ファイバ 3 6 の遠位端へと、光ファイバ 3 6 を通過し、(内視鏡 2 4 が適切に照準を合わせている間)高出力赤外レーザビームおよび可視エイミングビームは、結石 2 8 に入射される。

【 0 0 2 5 】

コンソール 4 0 は、制御および照射コンポーネントを備えており、制御および照射コンポーネントは図 2 に示されている。オペレータ 2 2 は、これらコンポーネントと、適切なユーザインターフェース要素、例えばフットペダル 4 2 および / または内視鏡 2 4 のハンドル 4 4 のコントロールを介して、やりとりをすることが可能である。コンソール 4 0 は、情報を、オペレータ 2 2 に対し、ディスプレイ 3 8 上に提供し、かつ場合によりオーディオおよび / または触覚などの他の手段により提供する。典型的には、ディスプレイ 3 8 は、イメージングアセンブリ 3 0 によりキャプチャされたイメージを表示し、この場合、結石 2 8 のイメージ 4 6 を含む。光ファイバ 3 6 が、ワーキングチャネル 3 4 の遠位端から外へ適切に配置され、かつ結石 2 8 に照準を合わせた場合、エイミングビームは結石上に明るいスポットを形成し、これはイメージ 4 6 上にビームスポット 4 8 として見える。スポット 4 8 は、その特徴的なサイズ、形、および色 (例えば、緑) により、見分けることが可能である。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、本発明の一実施形態にかかるコンソール 4 0 の要素を概略的に示すブロック図である。ホルミウム Y A G レーザなどの適切なレーザ 5 0 のパルスビームは、光学系 5 4 により、ファイバ 3 6 の近位端の中へと、位置合せおよび方向づけられている。可視 L E D またはレーザを用いた源 (laser-based source) などの照明源 5 2 は、エイミングビームを出射し、出射されたエイミングビームは光学系 5 4 によりファイバ 3 6 の中へと、同様に焦点を合わせられる。代替的に、前述のように、レーザ 5 0 は、高出力碎石術パルスに加えて、エイミングビームとして用いるために、低出力可視ビームを出射するように構成可能であり、この場合、照明源 5 2 は必要とされないことがある。

【 0 0 2 7 】

コントロールユニット 5 6 は、レーザ 5 0 および照明源 5 2 の作動をモニタおよびコントロールする。典型的に、コントロールユニット 5 6 は、適切なインターフェイスおよびソフトウェアを有する、汎用プログラマブルプロセッサを備えており、本明細書に記載された機能を実行する。代替的にまたは付加的に、これらの機能の一部または全部が、デジタルシグナルプロセッサにより、および / または、プログラマブルまたは固定シーケンスのハードウェアロジックにより、実行可能である。図 2 においておよび以下の説明において、コントロールユニット 5 6 は、ある特定の機能ブロックを備えるものとして示されているが、実際、これらの機能ブロックは、集積回路チップなどのまたはマイクロプロセッサ上で実行するソフトウェアモジュールとして、一のデバイス内で実施可能である。さらに、コントロールユニット 5 6 は、同様に、コンソール 4 0 内で、本発明の説明の範囲を超えた他の操作と共に、システム 2 0 のユーザインターフェースの操作などの、他の機能を典型的に行うことが可能である。

【 0 0 2 8 】

コントロールユニット 5 6 は、イメージプロセッサ 6 0 を備え、イメージプロセッサ 6 0 は、結石 2 8 のイメージ 4 6 を識別するために且つエイミングビームが結石に入射されたことを示す方法でエイミングビームに対応するスポット 4 8 がイメージ 4 6 上に現れるようにするために、イメージングアセンブリにより出力されたイメージを処理する。イメージプロセッサ 6 0 は、ビームコントローラ 5 8 に信号を送り、これは、オペレータ 2 2 のコマンドでレーザ 5 0 を作動させる。典型的には、コントローラ 5 8 は、エイミングビームが結石 2 8 に入射されたことを確認した後、イメージプロセッサ 6 0 が「有効」信号を与えたときのみ、レーザ 5 0 を作動できるようにし、かつそうでない場合、レーザの作動を禁止可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

図 3 は、本発明の一実施形態に従って、システム 2 0 において碎石術を制御する方法を概略的に示すフローチャートである。この方法は、明確さおよび都合上の目的のために、システム 2 0 を用いた腎臓結石の碎石術を参照して、本明細書に記載されるが、他の種類の内視鏡システムおよび手技において、変更すべきところは変更して、同様に適用可能である。

【 0 0 3 0 】

最初に、準備ステップ 7 0 では、内視鏡 2 4 およびファイバ 3 6 が患者の体内でのそれらの適切な位置に達するまで、コントローラ 5 8 は、レーザ 5 0 を無効にし続け、一方、照明源 5 2 は電源が入れられてエイミングビームを発生する。コントローラ 5 8 またはイメージプロセッサ 6 0 は、この段階で、照明源が光学的手段または電気的手段により使用可能であることを確認できる。コントロールユニット 5 6 は、レーザおよびエイミングビームのこの初期構成を維持し、一方、オペレータ 2 2 は、内視鏡 2 4 を、（典型的にはディスプレイ 3 8 を観察することにより）標的器官、例えば腎臓の中へと進め、標的器官内の結石 2 8 を探し出し、さらにファイバ 3 6 の遠位端が結石 2 8 に近接するようにファイバ 3 6 を進める。

【 0 0 3 1 】

イメージ処理ステップ 7 2 では、イメージプロセッサ 6 0 が、イメージングアセンブリ 3 0 により出力されたイメージを取得および処理する。システム 2 0 が作動している間、コントロールユニット 5 6 は、この機能を連続的に実行可能であり、またはオペレータ 2 2 がレーザ 5 0 の作動を開始すると、コントロールユニット 5 6 は、その機能を開始可能である。結石検出ステップ 7 4 では、イメージプロセッサ 6 0 が、取得されたイメージ中の結石を見つけようと試みる。パターン認識法などの当技術分野で周知の種々のイメージ処理方法は、この目的のために用いることが可能である。

【 0 0 3 2 】

例えば、イメージプロセッサ 6 0 は、ステップ 7 4 において、以下の工程を行うことが可能である。

1) アーチファクトおよび疑似要素 (artifacts and spurious elements) を取り除くために、イメージは、予め処理される。アーチファクトおよび疑似要素は、取り除かれなければ検出プロセスの効率を低下させてしまうことがある。

2) イメージは複数領域に分割され、イメージの各領域は、結石を含む候補である。これらの部位は、イメージ上でスライドウィンドウを移動することにより、またはイメージ分割方法により、規定可能である。

3) 結石を含むエリアをバックグラウンドと区別するために、各イメージ領域は、特徴空間ベクトルに変換される。特徴空間は、色、テクスチャ、およびエッジ形状などの特性値を含むことが可能である。以前は、結石が落ちることがある特徴空間における 1 つのエリアまたは複数のエリアの境界を定めるために、オフライン解析が用いられた。

4) 分類器は、特徴空間ベクトルを、結石エリアの境界と比較し、したがって、もしあれば、現在のイメージの領域のうちのどの領域が結石を含むかを決める。分類器は、各特徴値を許容可能な閾値と単に比較可能であり、またはより複雑な多変量および / または統計学的な比較を行うことも可能である。

【 0 0 3 3 】

上記解析の後、イメージプロセッサ 6 0 が現在のイメージは結石を含んでいないと判断した場合、コントロールユニット 5 6 は、オペレータ 2 2 に、内視鏡は再配置する必要があることを知らせることが可能である。たとえば、コンソール 4 0 は、（文字「結石が確認されなかった」または「レーザ無効」、または対応アイコンなどの）可視指示をディスプレイ 3 8 上に提供可能であり、および / または、オーディオ出力を提供可能である。この場合、ステップ 7 2 では、システム 2 0 が新しいイメージを取得および処理し続け、かつレーザ 5 0 は無効のままである。

【 0 0 3 4 】

一方、ステップ 74 で結石が識別された場合、エイミング確認ステップ 76 では、イメージプロセッサ 60 は続いて、スポット 48 が結石のイメージ上に適切に位置していることを確認する。スポット 48 は、その特徴的な、既知の色、およびその形ならびに前のフレームに対するフレーム中のその位置に基づき（エイミングビームの位置はフレーム間で連続的に変わるという仮定に基づき）検出可能である。この場合もやはり、イメージプロセッサ 60 が、前のステップで見つけれられた結石イメージ上にエイミングスポットを検出しない場合、コントロールユニット 56 は、その旨をオペレータ 22 に知らせることが可能であり、かつステップ 72 に戻す。しかしながら、エイミングビームが結石 28 上に適切に位置することを確認すると、イメージプロセッサ 60 は、ビームコントローラ 58 に信号を送ってレーザ 50 を有効にし、かつレーザは、標的にパルスを発射する。

10

【0035】

レーザパルスが結石 28 の表面に入射した直後は、ダストおよびデブリの雲（cloud）が、結石と内視鏡 24 の遠位端との間にたまることが多い。これは、結石の領域が内視鏡からの洗浄流体によりきれいにされるまでイメージングアセンブリ 30 によりキャプチャされたイメージを、数秒間、分かりにくくしてしまうことがある。この間において、イメージプロセッサ 60 は、部分的にまたは完全に、結石およびエイミングビームを識別不可能となることがある。このような状況において、エイミングビームは視覚化できないけれども、コントロールユニット 56 は、最初のレーザパルスの後に、短時間、レーザ 50 の繰り返し作動を可能にするようにプログラム可能である。したがって、ビームコントローラ 58 は、イメージプロセッサ 60 が最初のレーザパルスの後に結石のイメージを見失ったときすぐにレーザ 50 を禁止にするのではなく、イメージの見失いが特定の時間長さの間、続いた場合のみレーザビームが禁止されるように、所定の時間間隔の間、このような禁止を遅延することが可能である。

20

【0036】

図 4 は、本発明の代替的实施形態にかかるレーザ碎石術用システム 80 を示す概略的な絵画図である。この実施形態の作用は、システム 20（図 1）の作用と同様であり、図 4 中、同等の要素には、図 1 におけるものと同じ符号が付されている。しかしながら、システム 80 において、光ファイバ 36 は、内視鏡 24 とは分離されており、かつオペレータ 22 により別々に操作される。（この種の構成は、例えば腹腔鏡術において使用可能である。この場合のファイバ 36 は、それ自身のケーブルによりコンソール 40 に、典型的には接続されるが、このケーブルは、簡単にするために、図 4 から省略されている。）

30

【0037】

前述した実施形態と同様に、システム 80 のオペレータ 22 は、イメージングアセンブリ 30 が結石 28 のイメージをキャプチャするように、かつビームスポット 48 が結石の上に現れるように、内視鏡 24 およびファイバ 36 の両方を操作する。これらの条件が満たされると、上述したように、レーザ 50 は作動させられてレーザパルスを結石に向けて発射することが可能となる。

【0038】

前記実施形態は、例示の目的で挙げられていること、及び本発明は先に詳細に示されたおよび説明されたものに限定されないことは理解される。むしろ、本発明の範囲は、先に説明された種々の特徴のコンビネーション及びサブコンビネーションの両方を含み、並びに、当業者が前記説明を読んだときに生じ得る且つ従来技術に開示されていないそれらの変形および修正を含む。

40

【符号の説明】

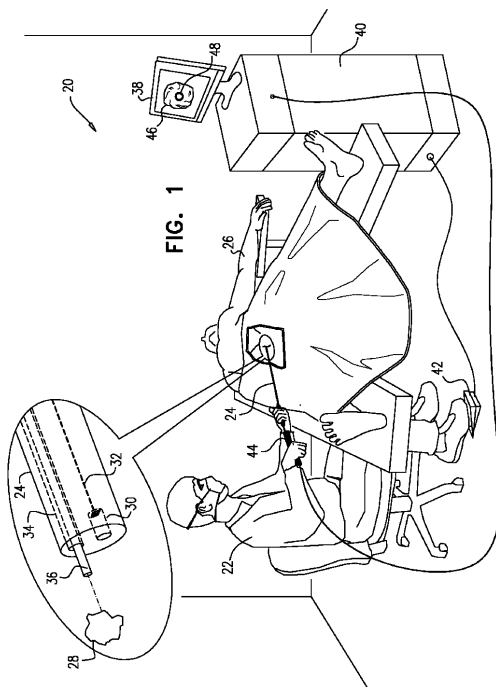
【0039】

- 20 レーザ碎石術用システム
- 24 内視鏡
- 30 イメージングアセンブリ
- 32 ワイヤ
- 34 ワーキングチャネル

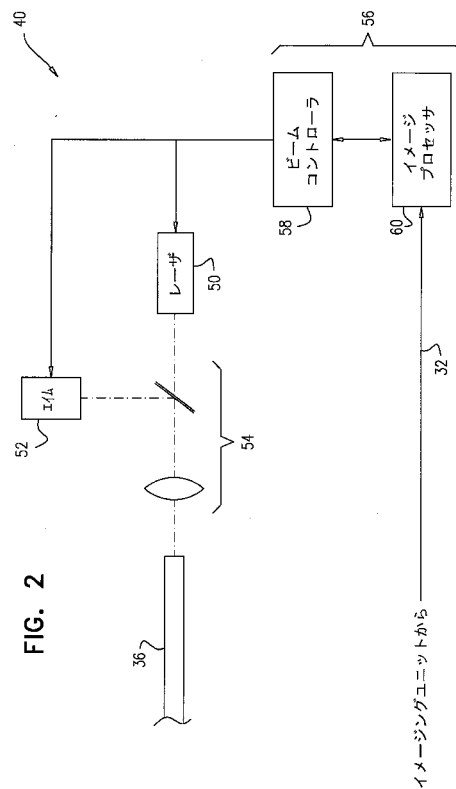
50

- 36 エネルギガイド
- 38 ディスプレイ
- 40 コンソール
- 50 レーザ
- 52 照明源
- 54 光学素子
- 56 コントロールユニット
- 58 ビームコントローラ
- 60 イメージプロセッサ

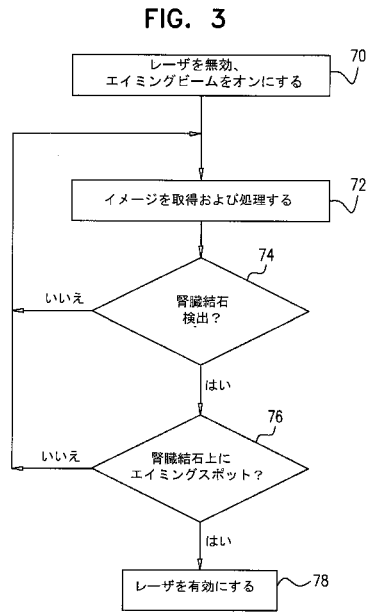
【図 1】



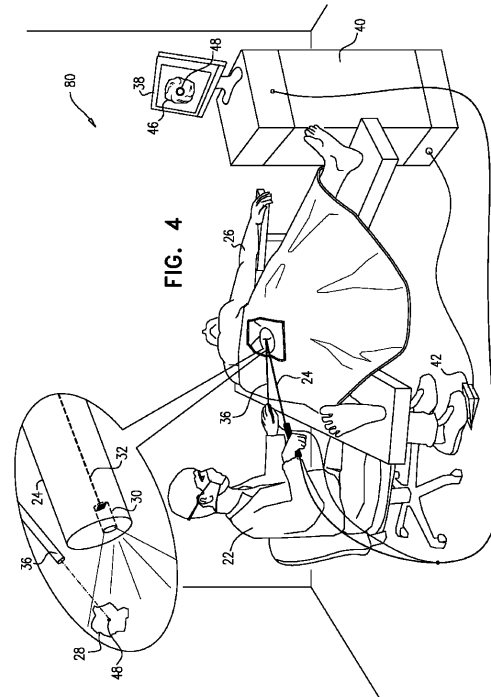
【図 2】



【 図 3 】



【 図 4 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2014/058147

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B1/045 A61B1/07 A61B1/307 A61B18/24 A61B18/26
ADD. A61B18/00 A61B19/00 A61B18/18 A61N7/00

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)

A61B A61N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

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

EP0-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| X | EP 0 329 492 A2 (ANGELSEN BJORN A J [NO]; LINKER DAVID [NO]) 23 August 1989 (1989-08-23) abstract; claim 1; figure 4 page 8, line 53 - page 9, line 43 ----- | 1-5,7,8 9 |
| X | EP 0 194 856 A2 (MCM LAB INC [US]) 17 September 1986 (1986-09-17) column 7, line 13 - column 8, line 18; claim 1 ----- | 1-8 9 |
| A | WO 92/14415 A1 (LUEBECK MED LASERZENTRUM GMBH [DE]) 3 September 1992 (1992-09-03) page 4 - page 5 ----- | 1-9 |



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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 January 2015

Date of mailing of the international search report

29/01/2015

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Kajzar, Anna

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/058147

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.: 10-16
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by therapy and surgery
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 an 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

Information on patent family members

International application No

PCT/US2014/058147

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|--------------------------|
| EP 0329492 | A2 | 23-08-1989 | EP 0329492 A2 23-08-1989 |
| | | JP H025936 A 10-01-1990 | |
| | | US 4887605 A 19-12-1989 | |
| ----- | | | |
| EP 0194856 | A2 | 17-09-1986 | CA 1263711 A1 05-12-1989 |
| | | DE 3685349 D1 25-06-1992 | |
| | | EP 0194856 A2 17-09-1986 | |
| | | US 4682594 A 28-07-1987 | |
| ----- | | | |
| WO 9214415 | A1 | 03-09-1992 | DE 4105060 A1 20-08-1992 |
| | | EP 0572435 A1 08-12-1993 | |
| | | WO 9214415 A1 03-09-1992 | |
| ----- | | | |

フロントページの続き

(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 アディ・ナツヴェー

イスラエル・クファー・サバ・チェルニコフスキー・ストリート・84/14

Fターム(参考) 4C026 AA04 AA06 AA08 BB07 BB08 FF17 FF22 FF52 FF55 GG06

HH02 HH15

4C160 EE15

4C161 AA15 CC06 DD01 FF43 FF46 HH51 HH56 JJ11 JJ17 LL02

NN05 SS21 WW15

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 瞄准光束检测安全激光碎石术 | | |
| 公开(公告)号 | JP2017500172A | 公开(公告)日 | 2017-01-05 |
| 申请号 | JP2016553212 | 申请日 | 2014-09-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 捷锐士阿希迈公司(以奥林巴斯美国外科技术名义) | | |
| 申请(专利权)人(译) | 上回儿CMI公司 | | |
| [标]发明人 | シャイフインクマン アディナツヴェー | | |
| 发明人 | シャイ・フインクマン アディ・ナツヴェー | | |
| IPC分类号 | A61B18/26 A61B1/00 A61B17/22 | | |
| CPC分类号 | A61B18/245 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/07 A61B1/307 A61B17/2202 A61B18/24 A61B18/26 A61B2017/22025 A61B2018/00511 A61B2018/00625 A61B2018/00642 A61B2018/00982 A61B2018/1861 A61B2018/20351 A61B2018/20355 A61B2018/205547 A61B2090/306 | | |
| FI分类号 | A61B18/26 A61B1/00.300.H A61B1/00.A A61B17/22 | | |
| F-TERM分类号 | 4C026/AA04 4C026/AA06 4C026/AA08 4C026/BB07 4C026/BB08 4C026/FF17 4C026/FF22 4C026/ /FF52 4C026/FF55 4C026/GG06 4C026/HH02 4C026/HH15 4C160/EE15 4C161/AA15 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/ /LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW15 | | |
| 代理人(译) | 村山彦 安倍晋三龙彦 | | |
| 优先权 | 14/076314 2013-11-11 US | | |
| 其他公开文献 | JP6518678B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

一种医疗设备(20)，包括内窥镜(24)，所述内窥镜(24)包括构造为插入体腔中的远端，并且所述内窥镜(24)包括：包括成像组件(30)，该成像组件被配置为捕获并输出靠近其远端的体腔部位的图像。能量源(50)被配置为通过能量导管(36)发射能量脉冲。控制单元(56)被配置为处理图像以识别体腔内的目标质量并确认通过能量引导器发送的瞄准光束已经进入目标质量，并且响应于该确认，能量源被激活以通过能量引导件将能量脉冲传递到目标质量(28)上。

FIG. 3

