

(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2005-515825

(P2005-515825A)

(43) 公表日 平成17年6月2日(2005.6.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

F I

A61B 17/39

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2003-563414 (P2003-563414)
 (86) (22) 出願日 平成14年10月24日 (2002.10.24)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年7月26日 (2004.7.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/034218
 (87) 国際公開番号 W02003/063716
 (87) 国際公開日 平成15年8月7日 (2003.8.7)
 (31) 優先権主張番号 10/057, 227
 (32) 優先日 平成14年1月25日 (2002.1.25)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), CA, JP, US

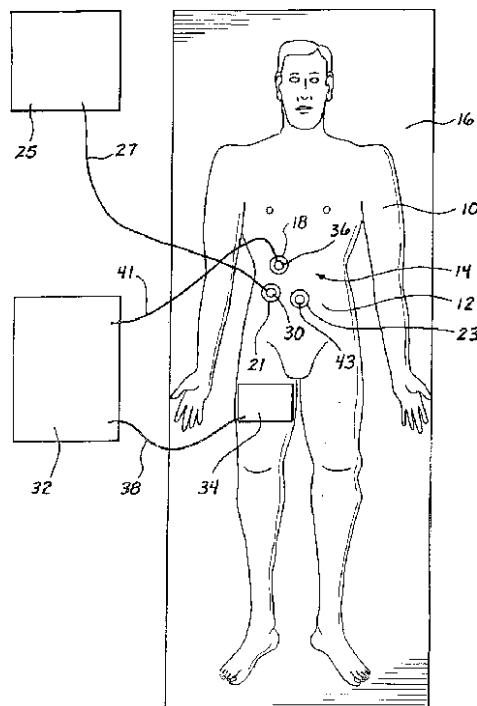
(71) 出願人 503000978
 アプライド メディカル リソーシーズ
 コーポレーション
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
 688 ランチョー サンタ マルガリー
 タ アヴェニダ エンプレッサ 2287
 2
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100065189
 弁理士 穴戸 嘉一
 (74) 代理人 100082821
 弁理士 村社 厚夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改良型の制御装置を利用した電気外科手術器具およびその取扱い方法

(57) 【要約】

電気外科手術システムが開示されているが、同システムは、電極により電力を供給する電気外科手術用の電気発生器と、光ファイバーによりレーザーエネルギーを供給するレーザーとを備えている。電極の光ファイバーと環境ガス源は全てハンドピース内、カテーテル内、或いは、これら以外の搬送装置内に包含させることができる。動作時には、環境ガスを手術部位および活性化されたレーザーの近辺に放散させ、経路に沿って原子にエネルギー投与することができる。次いで、電気外科手術用の電力を付与して、経路の原子の構成分子をイオン化し、電気外科手術用のアークを得るための最小抵抗の経路を設けることができる。レーザーの光子周波数を環境ガスの励起周波数に対して応分にすることより、所要のレーザー出力を低減させることができる。腹腔鏡処置手順では、通気ガスを環境ガスとして使用することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の手術部位で電気外科手術を実施するようになった電気外科手術装置であって、該装置は、

多数の特性を有しているガス分子を供給して、励起状態になるまで特定周波数でエネルギー投与されるようにした環境ガス源と、

ガス源に連結され、且つ、手術部位の近位にガス分子を搬送するようになった第 1 の搬送装置と、

環境ガスの特定周波数の概ね整数倍に等しい周波数で、また、ガス分子を励起するのに凡そ十分な出力でレーザーエネルギーを供給するレーザービームを生成するようになったレーザーと、 10

レーザーに連結され、且つ、手術部位に向けて通じている経路に沿ってレーザービームを搬送する第 2 の搬送装置と、

電気外科手術用の電力を供給する電気外科手術用の電気発生器と、

電気外科手術用の電気発生器に連結され、且つ、手術部位に向かう経路に沿って電気外科手術用の電力を搬送するようになった第 3 の搬送装置とを備えている、電気外科手術装置。

【請求項 2】

前記レーザーエネルギーは、前記経路に沿って前記ガス分子をイオン化するのに凡そ十分な量が供給される、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。 20

【請求項 3】

前記電気外科手術用の電力は、前記レーザーにより励起された前記ガス分子をイオン化するのに凡そ十分な量が供給される、請求項 2 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 4】

前記ガス源は第 1 のガスの分子を供給し、

前記レーザーは第 2 のガスの分子を含有している環境で前記レーザーエネルギーを生成する特性を有している、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 5】

前記第 1 のガスは前記第 2 のガスの分子を含有している、請求項 4 に記載の電気外科手術装置。 30

【請求項 6】

前記第 1 のガスと前記第 2 のガスは、二酸化炭素、アルゴン、および、ヘリウムの中の少なくとも 1 つの分子を含有している、請求項 4 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 7】

前記レーザーは第 1 のレーザーであり、前記レーザービームは第 1 のレーザービームであり、前記装置は、

患者の手術部位の近位で第 1 のレーザービームと共に収束する第 2 のレーザービームを生成する第 2 のレーザーを更に備えている、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 8】

前記第 1 のレーザービームは出力、温度、周波数、および、断面形状などからなる特性を有しており、 40

前記第 2 のレーザービームは出力、温度、周波数、および、断面形状などからなる特性を有しており、

第 1 のレーザービームの特性のうちの少なくとも 1 つは第 2 のレーザービームのそれぞれの特性とは異なっている、請求項 7 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 9】

前記電気外科手術装置はハウジングを有しているハンドピースを備えており、

前記第 1 の搬送装置、前記第 2 の搬送装置、および、前記第 3 の搬送装置の少なくとも各部がハンドピースのハウジング内に配置されている、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 0】

第 1 の顎部およびこれに対向する第 2 の顎部を更に備えており、
前記第 1 の搬送装置は第 1 の顎部に配置されており、
前記第 2 の搬送装置は第 1 の顎部と第 2 の顎部のうちの一方に配置されており、
前記第 3 の搬送装置は第 1 の顎部と第 2 の顎部のうちの一方に配置されている、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 1】

患者の腹腔の手術部位で腹腔鏡電気外科手術を実施するための電気外科手術装置であって、該装置は、
多数の特性を有しているガス分子を供給し、励起状態になるまで特定周波数でエネルギー投与されるようにした環境遮断ガス源と、
ガス源に連結され、且つ、手術部位の近位にガス分子を搬送するようになった第 1 の搬送装置と、
環境ガスの特定周波数の概ね整数倍に等しい周波数で、また、ガス分子を励起するのに凡そ十分な出力でレーザーエネルギーを供給するレーザービームを生成するようになったレーザーと、
レーザーに連結され、且つ、手術部位に向けて通じている経路に沿ってレーザービームを搬送する第 2 の搬送装置と、
電気外科手術用の電力を供給する電気外科手術用の電気発生器と、
電気外科手術用の電気発生器に連結され、且つ、手術部位に向かう経路に沿って電気外科手術用の電力を搬送するようになった第 3 の搬送装置と、
ハウジングおよび該ハウジングから延びている細長いプローブを有しているハンドピースとを備えており、
少なくとも第 3 の搬送装置はハンドピースのプローブを通して延びている、電気外科手術装置。

【請求項 1 2】

前記第 2 の搬送装置は前記ハンドピースの前記プローブを通して延びている、請求項 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 3】

前記第 1 の搬送装置は前記ハンドピースの前記プローブを通して延びている、請求項 1 2 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 4】

前記ガス源は前記ハンドピースの前記ハウジングに配置されている、請求項 1 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 5】

前記レーザーは前記ハンドピースの前記ハウジングに配置されている、請求項 1 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 6】

前記レーザーはバッテリーと、バッテリーにより電力投与されるレーザー発生装置とから構成される、請求項 1 1 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 7】

前記バッテリーは再充電可能である。請求項 1 6 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 8】

前記ガス源は前記ハンドピースの前記ハウジングに包含されている、請求項 1 5 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 1 9】

近位端および遠位端を有しているカテーテルであって、カテーテルは身体導管内で電気外科手術を実施するのに適しており、該カテーテルは、
カテーテルの遠位端まで延びている細長いシャフトと、
シャフトによって保持され、カテーテルの概ね遠位端付近に配置されているバルーンと

を備えており、バルーンは壁を有しており、レーザーにより励起され得る分子を含んでい
る膨張ガスにより膨張可能であり、

バルーンの各部が、バルーンから膨張ガスを制御しながら放散するのに備えた少なくと
も 1 個の穴を画定しており、該カテーテルは、

膨張ガスでバルーンを膨張させ、バルーンの少なくとも 1 個の穴を通して膨張ガスの一
部を放散させるようにした膨張装置と、

バルーンの壁に沿って配置された光ファイバーを有しているレーザー装置とを更に備え
ており、光ファイバーは膨張ガス中にレーザーエネルギーを放出して経路に沿ってガスの
分子を励起させるのに適しており、該カテーテルは、

バルーンの壁に沿って配置された電極を有している電気外科手術装置を更に備えており 10
、電極は経路に沿って電気外科手術用のエネルギーを放出して、身体導管内で電気外科手
術を実施するのに適している、カテーテル。

【請求項 20】

前記バルーンの前記壁は内表面を有しており、前記光ファイバーはバルーンの壁の内表
面に沿って配置されている、請求項 19 に記載のカテーテル。

【請求項 21】

前記光ファイバーは側面光ファイバーである、請求項 20 に記載のカテーテル。

【請求項 22】

前記バルーンの前記壁は外表面を有しており、前記電気外科手術用の電極はバルーンの
壁の外表面に沿って配置されている、請求項 19 に記載のカテーテル。 20

【請求項 23】

前記レーザー装置の前記光ファイバーは前記バルーンの前記壁の前記外表面に沿って配
置されている、請求項 22 に記載のカテーテル。

【請求項 24】

前記バルーンの前記穴、前記レーザーシステムの前記光ファイバー、および、前記電気
外科手術システムの前記電極は前記カテーテルの前記シャフトの概ね長軸線方向に配置さ
れている、請求項 19 に記載のカテーテル。

【請求項 25】

前記膨張ガスは励起周波数を有しており、前記レーザー装置の前記レーザーエネルギー
は前記励起周波数の概ね整数倍に等しい放電周波数を有している、請求項 19 に記載のカ
テーテル。 30

【請求項 26】

患者の手術部位で電気外科手術を実施するための電気外科手術法であって、該方法は、
励起周波数を有している環境ガス分子源を設ける工程と、

環境ガス分子源から手術部位の近位にガス分子を移動させる工程と、

レーザービームを生成するレーザーに、環境ガスの励起周波数の概ね整数倍に等しい周
波数を供与する工程と、

レーザービームを制御して、手術部位に向かって通じている経路に凡そ沿ってガス分子
を励起させるのに十分な出力を供給する工程と、

電気外科手術用の電力を有している電気外科手術用の電気発生器を設ける工程と、 40

手術部位に向かう経路に沿って電気外科手術用の電力を搬送し、患者に電気外科手術を
施す工程とを含んでいる、方法。

【請求項 27】

前記搬送工程中、

電気外科手術用のエネルギーに、前記経路に沿って励起ガス分子をイオン化するのに十
分な出力を供与する工程を更に含んでいる。請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 28】

腹腔鏡処置において特定ガスを用いて患者に通気法を施す工程を更に含んでおり、

レーザーを設ける前記工程は、特定ガスを含む放電レーザーでレーザービームを発生さ
せる工程を含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。 50

【請求項 29】

前記発生工程は、二酸化炭素放電レーザーでレーザービームを発生させる工程を含んでいる、請求項 28 に記載の電気外科手術法。

【請求項 30】

少なくとも 1 つのレーザーを設ける前記工程は、
第 1 のレーザービームを生成する第 1 のレーザーを設ける工程と、
第 2 のレーザービームを生成する第 2 のレーザーを設ける工程と、
第 1 のレーザービームと第 2 のレーザービームを手術部位に向けて収束させる工程とを含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 31】

電気外科手術用の電力を搬送する前記工程は、モノポーラ構成で電気外科手術用の電力を搬送する工程を含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 32】

電気外科手術用の電力を搬送する前記工程は、バイポーラ構成で電気外科手術用の電力を搬送する工程を含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 33】

患者に対してレーザービームを移動させる工程を更に含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 34】

前記移動工程は、手術部位に対してレーザービームを走査する工程を含んでいる、請求項 33 に記載の電気外科手術法。

【請求項 35】

レーザーに電力投与する前記工程はレーザーをパルス調整する工程を更に含んでいる、請求項 26 に記載の電気外科手術法。

【請求項 36】

患者の腹部の手術部位で電気外科手術を実施するための腹腔鏡法であって、該方法は、
励起周波数を有しているガス分子を利用して腹部を通気処理する工程と、
レーザービームでガス分子を励起して、手術部位に向けて通じている励起分子の経路を形成する工程とを含んでおり、レーザービームは、通気ガスの励起周波数に概ね等しい基本周波数またはその高調波を有しており、該方法は、
励起ガス分子の経路に沿って電気外科手術用のエネルギーを搬送し、手術部位で電気外科手術を実施する工程を更に含んでいる、腹腔鏡法。

【請求項 37】

患者に対してレーザービームを移動させる工程を更に含んでいる、請求項 36 に記載の電気外科手術法。

【請求項 38】

手術部位以外でレーザービームを合焦させる工程を更に含んでいる、請求項 36 に記載の電気外科手術法。

【請求項 39】

前記移動工程は、レーザービームを走査して経路に非線形形状を供与する工程を更に含んでいる、請求項 37 に記載の電気外科手術法。

【請求項 40】

前記走査工程は、レーザービームを走査して経路に平坦形状を供与する工程を更に含んでいる、請求項 39 に記載の電気外科手術法。

【請求項 41】

レーザービームをパルス調整する工程を更に含んでいる、請求項 36 に記載の電気外科手術法。

【請求項 42】

電気外科手術用のエネルギーをパルス調整する工程を更に含んでいる、請求項 41 に記載の電気外科手術法。

10

20

30

40

50

【請求項 4 3】

患者の腹腔の手術部位で腹腔鏡電気外科手術を実施するための電気外科手術法であって、該方法は、

励起周波数を有している通気ガスを利用して腹腔を通気処理する工程と、

レーザー発生工程中、レーザー発生周波数で通気ガスをレーザー処理し、ガス分子を励起させて、手術部位に向かって通じている励起ガス分子の経路を形成する工程と、

励起ガス分子の経路に沿って手術部位に向けて、電気外科手術用のエネルギーを方向づける工程と、

手術部位で患者に電気外科手術を施す工程とを含んでいる、方法。

【請求項 4 4】

前記レーザー発生周波数は前記通気ガスの前記励起周波数で決まる、請求項 4 3 に記載の電気外科手術法。

【請求項 4 5】

前記レーザー発生周波数は前記通気ガスの前記励起周波数の整数倍である、請求項 4 4 に記載の電気外科手術法。

【請求項 4 6】

前記励起ガス分子をイオン化する工程を更に含んでいる、請求項 4 3 に記載の電気外科手術法。

【請求項 4 7】

前記レーザー発生工程は前記イオン化工程を含んでいる、請求項 4 6 に記載の電気外科手術法。

【請求項 4 8】

前記方向付け工程は、該方向付け工程の範囲内で前記イオン化工程が起こる、請求項 4 6 に記載の電気外科手術法。

【請求項 4 9】

前記方向付け工程は、

前記イオン化工程中は、前記電気外科手術用のエネルギーに第 1 の特性を供与し、前記手術工程中は、電気外科手術用のエネルギーに第 1 の特性とは異なる第 2 の特性を供与する工程を含んでいる、請求項 4 6 に記載の電気外科手術法。

【請求項 5 0】

身体導管内で電気外科手術を実施する方法であって、該方法は、

近位端および遠位端を設けたシャフトを有しているカテーテルと、壁を有しているバルーンとを設ける工程を含んでおり、バルーンはシャフトの概ね遠位端付近でシャフトに保持されており、該方法は、

分子を含んでいるガスでバルーンを膨張させる工程と、

バルーンからガス分子の一部を放散させる工程と、

レーザーエネルギーで膨張ガスの分子を励起し、励起ガス分子の経路を生じる工程と、

電気外科手術用のエネルギーを経路に導入し、身体導管の内部で電気外科手術を実施する工程とを更に含んでいる、方法。

【請求項 5 1】

前記励起工程は、前記カテーテルの前記シャフトの内部に光ファイバーを設ける工程と

、
光ファイバーを当ててガス中にレーザーエネルギーを搬送して、ガスの分子を励起する工程とを含んでいる、請求項 5 0 に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記搬送工程は、前記バルーンの前記壁を通して前記ガスの前記分子にレーザーエネルギーを搬送する工程を含んでいる、請求項 5 1 に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記導入工程は、

前記バルーンの前記壁に電気外科手術用の電極を設ける工程と、

10

20

30

40

50

前記経路に沿って電気外科手術用のエネルギーを搬送して、前記身体導管内で電気外科手術を実施する工程とを含んでいる、請求項 50 に記載の方法。

【請求項 54】

前記膨張工程は、励起周波数を有している膨張ガスで前記バルーンを膨張させる工程を含んでおり、

前記励起工程は、膨張ガスの励起周波数の概ね整数倍に等しい放電周波数を有しているレーザーエネルギーで膨張ガスを励起する工程を含んでいる、請求項 50 に記載の方法。

【請求項 55】

患者の手術部位で電気外科手術を実施するようになった電気外科手術装置であって、該装置は、

複数の特性を有するガス分子を含み、励起周波数でエネルギー投与されるようにした環境ガスと、

レーザービームを遮断ガスに導入するように配置され、患者の手術部位に通じる経路に沿って環境ガスを励起させはするがイオン化はしないようにするレーザーとを備えており、レーザービームが遮断ガスの励起周波数の概ね整数倍に等しい放電周波数を有しており、該装置は、

経路に沿って電気外科手術用のアークを生じるように配置され、患者の手術部位で電気外科手術を実施するための電気外科手術用の電気発生器を更に備えている、装置。

【請求項 56】

前記レーザーは前記放電周波数を有する活性媒体を備えている、請求項 55 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 57】

前記レーザーはガスレーザーであり、前記活性媒体はガスである、請求項 56 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 58】

前記レーザーは固相レーザーであり、前記活性媒体は結晶である、請求項 56 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 59】

前記レーザーの前記放電周波数は整調可能である、請求項 56 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 60】

前記結晶はルビーである、請求項 58 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 61】

前記ガスは二酸化炭素である、請求項 57 に記載の電気外科手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に電気外科手術器具に関するものであり、特に、電気外科手術による切断部を凝血させる焼灼術および高周波療法の有効な制御器具に関連している。

【背景技術】

【0002】

電気外科手術器具のメカニズムは、骨の折れる外科手術切断術を実施し、凝血、焼灼、高周波療法、その他の特有の効果をもつ能力のあるものとして周知である。一般に、電気外科手術は非常に高周波数で高電圧を放電することに関与し、通例はスパーク放電またはアーク放電の形態で行われる。しかし、どのような電気スパーク放電を利用するにせよ、制御が常に争点となる。環境効果を過剰に単純化しなければ、電気は最小抵抗の方向を辿る傾向にあるのは一般に周知である。残念ながら、このような傾向は、電気外科放電を完全に制御したいという医者が必要に反するものであり、例えば、腹腔鏡処置の事例などで、医者は非常に狭い四分体に正確な外科手術切開部を設けようとする医者の試みに反して働く。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

このような制御をし損うと、電気外科スパークを望ましくない部位に不注意に放電してしまいかねない。例えば、金属把持装置すなわち金属クランプが組織の一部を保持している場合、電気スパークは、標的組織へ至るまでの小さい電極間ギャップを越えることなく、むしろ、把持装置またはクランプに放電してしまうことがある。標的組織と電極との間の小さい電極間ギャップが最適な電気外科施術を達成するのに重要であることを踏まえていても、このような不注意な放電は発生する確率が高い。

【 0 0 0 4 】

電気外科手術の発電装置の設計者は複雑な高周波形を設計し、複数の波形を混成するばかりか、高度のフィードバックシステムと患者監視システムをも設計し、現行レベルの患者の満足と効果を達成してきた。しかし、切開環境下で電気が供与された時は特に、不慮の放電やそれに付随する損傷が起こる潜在的可能性は常に存在する。配線による電流と比較して、アーク放電による電気外科放電は特に制御性を欠いている。電気外科エネルギーを制御してアークの方向を定めるように工夫された装置とその方法が特に有益であるのは確かである。

【 0 0 0 5 】

レーザーを利用して電気外科手術用のイオン化導電経路を設けることができるということが、米国特許第5,509,916号明細書を見れば分かる。レーザーはレーザービームに沿って空気分子をイオン化することで、手術部位に至る最小抵抗の経路を確立する。電気外科スパークまたはアークはこの最小抵抗経路を辿り、最終的に、手術部位における電気外科施術を遂行する。従って、レーザーは電気外科アークを制御する手段を効果的に設けることで、不注意な、或いは、誤った放電を回避している。

【 0 0 0 6 】

【特許文献1】米国特許第5,509,916号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

このシステムは空中ではうまくいくが、電気外科手術環境ではそのような気体は利用できないし、望ましいものでもない。例えば、通気ガスとして二酸化炭素が使われている場合の腹腔鏡施術環境では、レーザー発生気体は利用できない。更に、レーザーによる環境空気を完全にイオン化することのほうが（単なる励起よりむしろ）最小抵抗の経路を確立する際のレーザー効率を最大限にする点で劣る。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、高度に制御された態様で電気外科放電を開始し、方向設定し、維持する装置および方法が開示される。電気外科手術用エネルギーの不注意かつ方向を誤った放電を実質的に回避する仮想ワイヤが設けられる。一局面では、本発明は低出力レーザービームにより励起されるだけのガス分子の環境を設け、厳密な標的に至る良好に規定された経路を設けるよう図っている。そのため、電気外科手術用の電気発生装置に、励起分子を完全にイオン化するのに十分な電力を供与することで、手術部位に至る最小抵抗の経路を設けている。

【 0 0 0 9 】

好ましい実施形態では、装置は腹腔鏡施術環境の雰囲気、すなわち、二酸化炭素を利用し、また、低電力レーザーを使用することで、電気外科手術器具放電の方向設定と制御を実施することができる。代替の実施形態では、電気外科手術器具はレーザービームと同様に環境ガスを供給してもよい。ガス流および/またはレーザービームは走査され、パルス調整され、合焦解除され、或いは、上記以外の変更を受けて、多様な電気外科手術効果をもたらすことができる。

【 0 0 1 0 】

このシステムの効率を最大限にするために、レーザーには環境ガスの原子にエネルギー

10

20

30

40

50

投入するのに十分なだけの電力しか供与しないですむ。これらエネルギー投与された原子が手術部位に至る経路を確率してしまうと、電気外科手術用の電気発生器からのエネルギーを利用して励起分子を十分にイオン化し、最小抵抗の経路を規定することができる。

【0011】

本発明はまた、空気が利用できない環境、或いは、空気が望ましくない環境のいずれにも利用することができる。例えば、腹腔鏡手術では、二酸化炭素のような通気ガスが環境ガスとなることができるし、経路を規定するべくレーザー発生されることも可能である。

【0012】

環境ガスの励起周波数で決まる周波数でレーザービームを供与することにより、別な効果ももたらされる。従って、腹腔鏡電気外科手術の処置などでは、二酸化炭素分子を励起するの二酸化炭素ガス放電レーザーが最も効率よく使用される。

10

【0013】

一局面では、本発明は、患者の手術部位に電気外科手術を施すように工夫された電気外科手術装置を含んでいる。この装置は、励起状態に至るまで特定の周波数でエネルギー投入されるように、多数の特性を備えたガス分子を供給する遮断ガス源を有している。第1の搬送装置はこのガス源に連結され、且つ、手術部位の近位でガス分子を搬送するようにされている。レーザーは、環境ガスの特定周波数の概ね整数倍に等しい周波数で、また、ガス分子を励起するのに概ね十分な電力でレーザーエネルギーを供与するレーザービームを発生するようにされている。第2の搬送装置はレーザーに連結され、且つ、手術部位に向けて通じる経路に沿ってレーザービームを搬送する。電気外科手術用の電気発生器は電気外科手術用の電力を供給し、手術部位に向かう経路に沿って電気外科手術用の電力を搬送する第3の搬送装置によって連結されている。ハウジングおよび細長いプローブを含むハンドピースを第1の搬送装置、第2の搬送装置、第3の搬送装置のうちのいずれか1つまたは全部について使用することができる。レーザーエネルギーは経路に沿ってガス分子をイオン化するのに概ね十分な量が供給される。しかし、電気外科手術用の電力は、レーザーによって励起されるガス分子をイオン化するのに概ね十分な量が供給される。

20

【0014】

本発明の別な局面では、電気外科手術法は患者の手術部位に電気外科手術を施すために利用される。この方法は、励起周波数を有する環境ガス分子源を設ける工程を含んでいる。このような分子は、手術部位の近位に移動させられてから、環境ガスの励起周波数の整数倍に等しい周波数を有するレーザービームでエネルギー投与される。レーザービームは手術部位に向かって通じている経路に沿ってガス分子を励起するのに十分な電力を供給するように制御されている。患者に電気外科手術を施すために、電気外科手術用の電力はこの経路に沿って手術部位まで搬送される。この経路は1本またはそれを越える本数だけ設けられてもよいし、電気外科手術用の電力はモノポーラ構成かバイポーラ構成のいずれで供給されてもよい。

30

【0015】

また別な局面では、本発明は、患者の腹部の手術部位に電気外科手術を実施するための腹腔鏡法に関与している。この方法は、励起周波数を有しているガス分子で腹部を通気して、励起周波数か、或いは、通気ガスの凡その励起周波数に等しいその高調波を有しているレーザービームでガス分子を励起し、更に、励起された分子の経路に沿って電気外科手術用のエネルギーを搬送して、手術部位において電気外科手術を施す工程を含んでいる。レーザービームは患者に対して移動させることができるため、経路の寸法および形状を変更することができる。レーザービームと電気外科手術用エネルギーのいずれか一方または両方をパルス調整することができる。

40

【0016】

本発明の別な局面では、電気外科手術法は、患者の腹腔の手術部位で腹腔鏡電気外科手術を辞しするために利用される。腹腔は初期的に、励起周波数を輸している気体で通気される。次に、この通気ガスがレーザー発生周波数でレーザー処理され、手術部位に向けて通じる励起ガス分子の経路を形成する。電気外科手術用のエネルギーはこの経路に沿って

50

方向づけられ、患者に電気外科施術を遂行する。

【0017】

本発明の別な局面では、近位端と遠位端を有しているカテーテルは、身体管腔内部で電気外科手術を実施するように工夫されている。このカテーテルは、環境ガスを身体導管に搬入する細長いシャフトを備えている。レーザー装置は光ファイバーを備えており、これはシャフトによって保持され、かつ、レーザーエネルギーを環境ガスに放散することで、経路に沿ってガス分子を励起するようになっている。電気外科手術装置は電極を備えており、これはシャフトによって保持され、経路に沿って電気外科手術用エネルギーを放散するようになっている。身体導管に沿って電気外科手術を実施するように図っている。バルーンがシャフトにより保持され、また、バルーンはその壁の穴を通して制御自在に放散されるガスで通気される。このようなガスの放散により、経路を設けるためにレーザー処理される環境ガスを供給している。これに付随するプロセスとして、膨張ガスでバルーンを膨張させる工程、バルーンから膨張ガスの一部を解放する工程、膨張ガスの分子をレーザーエネルギーで励起して経路を生じる工程、および、経路内に電気外科手術用エネルギーを導入して、身体導管内で電気外科手術を実施する工程がある。

10

【0018】

本発明の別な局面で、ガス分子を励起するために使用されるレーザーは、放電周波数を有している活性媒体から生成されるレーザービームを供与する。活性媒体はガスまたは結晶であってもよいし、また、放電周波数を変動させるように整調可能であってもよい。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0019】

本発明の上記特徴および利点と上記以外の特徴および利点は、好ましい実施形態の説明を見るとともに添付の図面を参照することで、より明瞭となる。

図1に患者が例示されており、全体で参照番号10で示されている。患者10は、内部腹腔14の輪郭となる腹壁12を有している。この図では、患者10は手術台16の上に置かれ、腹壁12を通して腹腔14の内部で実施される腹腔鏡外科手術の準備ができてい

【0020】

腹腔鏡処置は複数の細長い套管針18、21、23によって容易にされるが、これらは、腹壁を貫いて腹腔14に挿入される。多様な器具が套管針18、21、23に挿入可能および取出し可能であって、腹腔14の内部における特定の手術処置を容易にしている。

30

【0021】

図1では、患者10は腹腔鏡処置手順の電気外科手術の準備ができてい

る。レーザー25が設けられ、光ファイバーを通して、套管針21を通して延びているレーザープローブ30に接続されている。同じような態様で、電気外科手術用の電気発生器32が、接地プレート34および電気外科手術用のハンドピース36を有しているモノポラ構成で設けられている。接地プレート34はリード38を通して発生器32に接続されており、患者10との大きな電気接点領域を設けている。ハンドピース36はリード41を介して発生器に接続されており、套管針18を通して腹腔14に挿入することができる。この処置で有用となる上記以外の器具として腹腔鏡43があるが、これは通例、套管針23に挿通されて、腹腔14内部の照射と視認化に備えている。

40

【0022】

このような配置の套管針と器具は、図2の側面立面図に最もうまく例示されている。この図では、腹腔14は、胃45、腎臓47、および、膀胱50のような多様な器官を含むように例示されている。例示の処置手順では、電気外科手術は胃45の手術部位52で実施されている。

【0023】

本発明の好ましい方法によれば、腹腔14は初期に二酸化炭素のような気体で膨張または通気される。このような通気は腹壁12を膨張させ、それにより、腹腔14内部の作業領域の容積を増大させている。腹腔14の通気が完了してから、レーザープローブ30が

50

套管針 2 1 に挿通され、操作により、レーザービーム 5 4 を手術部位 5 2 に向けて方向づけることができる。

【 0 0 2 4 】

以下に詳細に記載される態様で、レーザービーム 5 4 は通気ガスの分子にエネルギー投入し、手術部位 5 2 に向けて通じる経路 5 6 を設ける。この経路 5 6 が確立されてしまうと、電気外科手術用の電気発生器 3 2 が作動され、ハンドピース 3 6 と接地パッド 3 4 の間の電気外科手術用の電位を生成することができる。この電位はスパークまたはアーク 5 8 を生じ、これにより手術部位 5 2 の電気外科施術を遂行することが意図されている。このスパークまたはアーク 5 8 の制御は、励起分子の経路 5 6 の近位にアーク 5 8 を導入することにより維持される。

10

【 0 0 2 5 】

好ましい方法では、電気外科手術用の電位は経路 5 6 に沿って励起分子をイオン化し、手術部位 5 2 に向けて通じる最小抵抗の経路を設けている。ここでイオン化された分子により規定されるこの経路 5 6 を辿って、アーク 5 8 は手術部位 5 2 に所望の電気外科施術を遂行することができる。

【 0 0 2 6 】

この処置は、通気ガスをレーザー処理して経路に沿って分子を励起させる工程を含んでいるが、励起分子をイオン化する工程は原子レベルに基づいて理解するのが最もうまくいく。図 3 では、原子 6 1 が概略例示されており、核 6 3 と 2 個の電子軌道または殻 6 5、6 7 を示している。2 個の電子 7 2 0 および 7 2 は通常は最内部すなわち第 1 殻 6 5 に存在しており、4 個の電子 7 4 は、この特定の原子では最外殻になる第 2 殻 6 7 に存在しているのが典型的である。周期表中の多様な元素と関与する原子は、主として、核 6 3 の構成が異なっており、殻 6 5、7 0 のような殻の数や、電子 7 0、7 2、7 4 などの電子の数も同様に異なっている。

20

【 0 0 2 7 】

本発明の特定の関心の対象は、電子 7 0、7 2 7 4 が電気プローブ 7 6 などのエネルギー源に晒された際の、これら電子の性質である。まず、殻 6 5 と殻 6 7 の各々について、付随する電子が異なるエネルギーレベルを有していることが認識される。このようなエネルギーレベルは内側の殻 6 5 で最低となり、外側の 6 7 で最高となる。

【 0 0 2 8 】

電極 7 6 により生じた電界に反応して、電子 7 2 のような電子がエネルギー投与される。電子 7 2 のエネルギーレベルが増大するにつれて、電子はより低いエネルギーの殻 6 5 からより高いエネルギーの殻 6 7 へと移動するが、これは、図 4 A に矢印 7 8 で示されているとおりである。電子 7 2 が外へ移動するにつれて、電子は電子空洞すなわち孔 8 1 を第 1 殻 6 5 に残す。

30

【 0 0 2 9 】

電界および電極 7 6 が継続して存在している場合でさえ、外殻 6 7 における電子 7 2 は、特に、電子孔 8 1 がエネルギーがより低いほうの殻 6 5 に存在しているために、不安定である。その結果、電子 7 2 は内側の殻 6 5 に戻る傾向にあるが、これは図 4 b の矢印 8 3 に例示されているとおりである。電子 7 2 が殻 6 7 の高いエネルギーレベルから殻 6 5 の低いエネルギーレベルへ移動するにつれて、エネルギー差は光子 8 5 として放出される。後の説明のために、特定の原子については、このプロセスで放出される光子は周波数 (f) と波長 (λ) の積に等しい、既に分かっているエネルギーレベルを有している。

40

【 0 0 3 0 】

極めて基本的な状況では、これは、光子が集められて平行化されてビーム 5 4 のようなレーザービームになる動作の説明となる (図 2)。このプロセスでは、エネルギー投与された電子が原子 6 1 の殻 6 5 と殻 6 7 の間で移動することが特に注目される。その結果、この原子に付随する電子の数は変動しない。この原子は単に励起されるだけで、イオン化はされない。この励起原子は図 4 A では参照番号 8 6 と示されている。

【 0 0 3 1 】

50

付加的エネルギーが既に励起済みの原子に付与されると、図４Ｃに例示されているように、電子７２のような電子のエネルギーは、外側の殻６７に電子を留めるのに必要なエネルギーレベルを超過することがある。このような状況下では、電子７２は自由電子８７として原子６１から分離されることがある。このイオン化を原因として生じる自由電子が経路５６（図２）の特性を変えるということは重要である。よって、励起原子の経路にすぎなかったものが、ここでは、電子アークを得るための最小抵抗の経路（図２）を初めて提供する、イオン化原子の経路となる。

【００３２】

エネルギー投与された原子とイオン化原子との間の区別をすれば、図２および図５に例示されている経路５６はまず、励起原子８６によってしか確立することができないことがここで分かる。このような励起原子８６は最小抵抗の経路を生じるわけではないが、それにも関わらず、これら原子は励起状態に既に達している原子の経路を設ける。このような状況下では、電気外科手術用のハンドピース３６は、図４Ｃに例示されているように、励起分子をイオン化するのに必要な残留エネルギーを供給することができる。結果として生じる自由電子の放出（図４Ｃに矢印８７で示されている）により、経路６は最小抵抗の経路となり、後で、手術部位５２に向けてアーク５８を搬送することができるようになる。

10

【００３３】

かつては、電気外科手術はレーザーを利用した切開処置で実施され、手術部位に通じる経路に沿って空気を十分にイオン化するように図っていた。最小抵抗の十分にイオン化された経路を生じるのにレーザーに依存することで、非常に高いレーザー出力を必要とせざるをえない。本件では、本発明に従って、レーザーは十分にイオン化された原子の経路を設けるためではなく、むしろ、励起原子の経路を生じるために必要となるにすぎない。このようにレーザーを供与することから生じた経路５６は最小抵抗の経路を規定するものではないが、それにも関わらず、手術部位に至る経路は励起原子８６によって規定される。このような原子は更なるエネルギー付与を最も受け易く、イオン化原子８８と自由電子８７を生じることになるため、結果として、最小抵抗のイオン化経路を生じる。

20

【００３４】

本発明で特に興味の対象となるのは、原子６１にエネルギー投入するために利用されるエネルギー量、とりわけ、エネルギーの周波数を考慮していることである。複数の原子殻間で電子を変位させるのに必要なエネルギーの量は、関与する特定原子ごとに異なっていることには既に注目した。従って、例えば、酸素原子は炭素原子が必要とする励起エネルギーのレベルとは異なるレベルを必要とする。更に、所要の励起出力の量は、特定原子の励起周波数で決まる周波数で付与された場合には低くてすむ。ここで重要なのは、励起出力が原子の励起周波数で決まる周波数で付与されると、所要の出力量が減じられる点である。

30

【００３５】

この場合の励起周波数は、光子８５のエネルギーに言及しながら先に提示した周波数と同じである（図４Ｂ）。この励起周波数、または、その高調波で付与されたエネルギーは、原子８６のような励起原子を生じるのに必要な出力が少なくすむ。従って、レーザー８６の光子の周波数が環境ガスに関与する励起周波数の基本周波数（または、その高調波）となるように選択されれば、励起に必要な出力は大いに減じることができる。レーザー７６が励起周波数に等しい光子周波数を持つように、或いは、その整数倍またはその整数の約数に等しい光子周波数を持つように選択することで、上記と同じ出力上の利点を達成することができる。

40

【００３６】

勿論、結晶レーザーやダイオードレーザーは元より、ガス放電レーザーなどの多種のレーザーが存在する。どのレーザーも、使用されている環境ガスの励起周波数に関して選択することができる独自の光子周波数を有している。勿論、ガス放電式のレーザーが本発明に関して最も考慮に入れやすいレーザーであるが、というのも、電気外科手術プロセスで使用される環境ガスの放電ガスと同じ放電ガスを有する特定のレーザーを選ぶことしか必

50

要ではないからである。場合によっては、環境ガスのせいでレーザーの選択が必要となるが、また違う事例では、レーザーのせいで環境ガスの選択が必要となる。

【 0 0 3 7 】

腹腔鏡外科手術の環境では、二酸化炭素は通気ガスとして二酸化炭素は最も広く使用される。この気体は電気外科手術による腹腔鏡処置のための環境ガスを必ず限定する。このような環境におけるレーザーの選択肢として最良のものは、二酸化炭素放電レーザーである。このレーザーは、通気ガスとして二酸化炭素を使用する通気式の腹腔鏡処置で励起原子の経路を設けるのに最小出力ですむ。

【 0 0 3 8 】

本発明のレーザー 2 5 に低出力の要件を課した場合、ハンドピース 3 6 の好ましい実施形態は図 7 に例示されているものになる。この場合、ハンドピース 3 6 は細長いプローブ 9 2 と連絡状態にあるハウジング 9 0 を備えている。ガスカートリッジ 9 4 はハウジング 9 0 によって保持され、ガス分子 9 6 をハウジング 9 0 内に放出するとともに、プローブ 9 2 を通して放出するようになっている。このような分子 9 6 は上記処置手順で環境ガスを供給するが、通気ガスを供給することはない。レーザー 2 5 と付随するバッテリー 9 8 もハウジング 9 0 の中に保持されていてもよい。光ファイバー 2 7 によりレーザーを活性化させることで、ガス分子 9 6 に付随する原子にエネルギーを投与してエネルギー投入された経路を設けることになる。

10

【 0 0 3 9 】

ハンドピース 3 6 はリード 4 1 により電気外科手術用の電気発生器 3 2 に連結されてもよい。発生器 3 2 は、モノポーラ構成であるが、リード 3 8 におり、患者 1 0 と手術台 1 6 の間に配置された接地プレート 3 4 に連結されることもある。電気外科手術用の発生器 3 2 は経路 5 6 の励起ガスの原子をイオン化するのに必要な電気外科手術用の電力を生成する。先に論じたように、これは最小抵抗の経路を設けて、後続の、患者 1 0 の手術部位 5 2 に対する電気外科手術用アーク放電に備えている。

20

【 0 0 4 0 】

バイポーラ構成では、ハンドピース 3 6 は図 8 に例示されているような構造にされることもある。この実施形態では、前述のものに類似する構造の各要素は、小文字「 a 」が後に続く同じ数字の参照番号で示されている。従って、ハンドピース 3 6 は、プローブ 9 2 a が光ファイバー 2 7 a を含んでいる状態で例示されており、ガス分子 9 6 a はレーザー

30

【 0 0 4 1 】

ハンドピース 3 6 の別な実施形態が図 9 に例示されているが、ここでは、先に論じたものに類似している構造の各要素は、小文字「 b 」が後に続く同じ数字の参照番号で示されている。この実施形態では、プローブ 9 2 b は 2 個の電極 9 9 b、1 0 1 b をバイポーラ構成で有しており、電極 1 0 1 b には光ファイバー孔 1 0 3 が設けられている。この実施例の動作は、環境ガスをプローブ 9 2 b を通して電極 9 8 b、1 0 1 b の近辺に搬送することができるという点で、図 8 の動作に類似している。レーザー 2 5 b は光ファイバー 2 7 b によりファイバー孔 1 0 3 に連結され、環境ガスの分子を励起することができるようになっている。次に、電気発生器 3 2 b により電気外科手術用の電力がリード 3 8 b、4 1 b を介して電極 1 0 1 b、9 8 b のそれぞれに供給される。これは、励起原子 8 6 b の所望のイオン化を果たし、電極 9 8 b と電極 1 0 1 b の間の制御された経路に沿ってアーク放電するのを容易にする。

40

【 0 0 4 2 】

図 1 0 は、レーザーナイフまたはレーザーメスとして機能するのに適しているハンドピース 3 6 の実施例を例示している。この実施例では、前述のものに類似する構造の各要素

50

は、小文字「c」が後続する同一数字の参照番号で示されている。図10では、ハンドピース36は完全に自蔵式であるうえに、レーザー25cと電気外科手術用の電気発生器32cの両方に電源投与しているのが例示されている。

【0043】

環境ガスが例えば通気ガスによって供給される処置手順では、レーザー25cは初期的に環境ガス分子にエネルギー投与するように作動させることができる。この場合、図10の実施形態は、レーザービーム54cが孔105を通して移動し、細長い概ね平坦な形状を有する経路56cを設けることができるようにするものである。電気外科手術用の電気発生器32cにエネルギー投与することにより、電極27cは経路56cの原子をイオン化するように活性化される。これにより、平坦な経路56cに沿って電気外科手術用のスパークまたはアーク58cを制御搬送するのが容易になる。

10

【0044】

本発明のまた別な実施形態が図11の側面立面図に例示されているが、同図中、前述のものに類似する構成の各要素は、小文字「d」が後続する同一数字の参照番号で示されている。図11では、本発明の概念は、ハブ110と軸線115に沿って遠位端114まで延びているカテーテル本体部112とを有しているカテーテル108として具体化される。図12の平面図に最もうまく例示されているように、電気外科手術用の電気発生器32(図1)から延びる電気外科手術用のリード41bとレーザー25から延びる光ファイバー27d(図1)とは、ハブ110に導入され、カテーテル本体部112を通して伸張される。遠位端114では、電気外科手術用のリード41dは、好ましい実施形態ではワイヤ116を備えている電極内で終端させることができる。

20

【0045】

また、遠位端114では、光ファイバー27dにはファセット118を有する遠位先端部が設けられ、或いは、選択的に取外される屈折率被覆部が設けられて、経路56dに必要な方向に光が逃避できるようにしている。例示の実施形態では、この方向は、経路の矢印56dにより示されているように、軸線115の横断方向である。環境ガスが既に存在している特定の実施形態では、ワイヤ電極116と光ファイバー27dは全て、本発明の概念を実現するのに必要である。光ファイバー27dによりレーザーエネルギーを付与することで、環境ガスの原子を励起すると同時に、例えばファセット118によって要求される方向に経路56dを設けることになる。次いで、ワイヤ電極116を活性化することで、電気外科手術用のエネルギーに経路56dをイオン化させ、所望の電気外科手術を遂行する。

30

【0046】

バルーン121をカテーテル108の遠位端114に設けて、典型的なカテーテルバルーン機能を実施するようにしてもよい。この例示の実施形態では、バルーン121は、一連の穿孔125を画定する部分を有する膨張可能な壁123を有している。バルーン121はカテーテル本体部112の上で中心に設置され、光ファイバー27dの切子面を設けた遠位先端部117が例えば軸線115の付近といったようなバルーンの内部に配置される。この実施形態では、ワイヤ電極116はバルーン123の外表面に沿って配置されるのが好ましい。

40

【0047】

動作時には、ガスがハブ110を通してカテーテル本体部112に沿って導入され、バルーン121を膨張させることができる。バルーン121が膨張すると、膨張ガスは穿孔125を通してバルーン121を包囲している環境へ漏出できるようになっている。この時点で、レーザー25(図1)を活性状態にし、光ファイバー27dに沿ってレーザーエネルギーの方向を設定し、経路56dに沿って環境ガスの原子にエネルギーを投与する。例示の実施形態では、この経路56Dはバルーン121の内部から延びて、バルーン121の内部の膨張ガスの中を通り抜け、穿孔125を通して外方向に向かい、更に、手術部位に向けて環境ガスの中を通る。ワイヤ電極116を活性化させると、電気外科手術用の電力が経路56aを辿り、電気外科手術を遂行する。

50

【 0 0 4 8 】

カテーテル 1 0 のようなカテーテルの実施形態は特に有利となることもあり、この場合、電気外科施術は尿管などの身体導管内で遂行されるのが望ましい。かかる実施形態では、バルーン 1 2 1 を追加することで多数の相乗効果を生じることもある。例えば、バルーンが単に膨張するだけで、電極ワイヤ 1 1 6 を身体導管の壁のより近位に搬入させることができる。先に注目したように、バルーン 1 2 1 の壁 1 2 3 を膨張させるために使用されるガスは、電気外科手術処置のための環境ガスを供給することもできる。適切に穿孔を設けられていれば、バルーン 1 2 1 を利用して、膨張ガスを環境中に所定の方向に放散させることができる。

【 0 0 4 9 】

また別なカテーテルの実施形態が図 1 4 の側面図と図 1 5 の頂面図と図 1 6 の端面図に例示されている。これらの図では、前述のものに類似する構造の各要素は、小文字の「 e 」が後続する同一数字の参照番号で示される。従って、カテーテル 1 0 8 e はハブ 1 1 0 e とカテーテル本体部 1 1 2 e を備えている。バルーン 1 2 1 e にはまた、壁 1 2 3 e と穿孔 1 2 5 e が設けられている。図 1 1 の実施例にあるように、電極ワイヤ 1 1 6 e はバルーン壁 1 2 3 の外表面に沿って配置されている。しかし、この実施形態では、光ファイバー 1 2 7 e の遠位先端部 1 1 7 はまた、バルーン壁 1 2 3 の外表面の上に保持される。

【 0 0 5 0 】

先の実施形態におけるのと同様に、膨張ガスをバルーン 1 2 1 に導入し、それにより、壁 1 2 3 を拡張させ、電極ワイヤ 1 1 6 e と光ファイバー遠位先端部 1 1 7 とを放射方向外向きに搬送させることができる。先の例と同様に、この膨張ガスは穿孔 1 2 5 e を通して環境中に漏出される。レーザーファイバー 1 2 7 e が活性状態になると、遠位先端部 1 1 7 e はレーザーエネルギーをバルーン 1 2 1 e の壁 1 2 3 e から外向きに方向づけし、エネルギー投与された経路 1 5 6 e を設けるようにしている。先の事例にあるように、電極ワイヤ 1 1 6 e の活性化はこの経路 1 5 6 e を辿って手術部位に向かう。

【 0 0 5 1 】

レーザープローブのまた別な実施形態が図 1 7 に例示されており、同図は図 2 の実施例に類似する実施例を提示している。図 1 7 では、前述のものに類似する構造の各要素は、小文字の「 f 」が後続する同一数字の参照番号で示される。この実施形態では、プローブ 3 0 f は、遠位端 1 1 4 f にレンズ 1 3 0 が設けられた遠位先端部を有している。このレンズ 1 3 0 はレーザービーム 5 4 f を発散させる傾向があるため、手術部位 5 2 f は図 2 の実施形態について先に例示されたように点として画定されるよりはむしろ、面積として画定される。レーザービーム 5 4 f が発散すると、励起原子の経路 5 6 f も、手術部位 5 2 f の領域に

近づくにつれて拡大する。電気外科手術用のハンドピース 3 6 f が活性化すると、スパークまたはアーク 5 8 f は手術部位 5 2 f の領域内でランダムな方向付けをされる。これは、所望の電気外科手術の遂行が手術部位 5 2 f の広い面積にわたる焼灼または凝血である場合には、特に有利となることがある。

【 0 0 5 2 】

ハンドピース 3 6 の別な実施形態が図 1 8 から図 2 0 に例示されており、ここでは、前述のものに類似する構造の各要素は、小文字の「 g 」が後続する同一数字の参照番号で示されている。従って、ハンドピース 3 6 g は、少なくとも光ファイバー 2 7 g を含むプローブ 9 2 g と電気外科手術用の電極 1 0 1 g を備えている。例示の実施形態では、プローブ 9 2 g は第 2 の光ファイバーも備えている。この場合、2 つの光ファイバー 2 7 g、1 3 2 は遠位位置のレンズ 1 3 4、1 3 6 でそれぞれ終端する。ファイバー 2 7 と関与するレンズ 1 3 4 により、レーザービーム 5 4 g は例示のように収束させられる。同様に、ファイバー 1 3 2 に付随するレンズ 1 3 6 により、レーザービーム 1 3 8 も収束させられる。重要なのは、このような 2 つのレーザービーム 5 4 g、1 3 8 も手術部位 5 2 に向けて収束させられる点である。この実施形態は、経路 5 6 g の発現のためのレーザー出力を増大させているという利点を提供している。このように出力が増大すると、経路 5 6 g は制

10

20

30

40

50

御により手術部位 5 2 g に向けて電気外科手術用のエネルギーを収束させることができるようになる。

【 0 0 5 3 】

ここに開示された実施形態に対し、その概念の真髄および範囲から逸脱せずに、多くの別な修正を行うことができるものと理解するべきである。例えば、多様な寸法の外科手術装置が多種多様な構成および材料と併せて思量される。各構成要素の形状とそれぞれの相互作用の両方にも、多数の修正を行うことができるのも明らかである。このような理由から、前段までの説明は本発明の限定と解釈するべきではなく、好ましい実施形態の具体例にすぎないと見なすべきである。当業者であれば、添付の特許請求の範囲の各請求項により限定されるような本発明の範囲と精神の範囲内でまた別な修正例を思いつくだろう。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 4 】

【図 1】患者が手術台上に置かれて、腹腔鏡外科手術の準備ができているのを例示する頂面図である。

【図 2】腹腔鏡処置中の腹腔の内部領域を例示した、患者の側面立面図である。

【図 3】典型的な原子の概略図である。

【図 4 A】励起中の原子の概略図である。

【図 4 B】光子の形態のエネルギーを分与する励起原子の概略図である。

【図 4 C】励起原子の経路を設けるプロセスの概略図である。

【図 5】励起分子の経路を設けるプロセスの概略図である。

20

【図 6】経路の励起分子をイオン化するためのプロセスの概略図である。

【図 7】ハンドピースがハウジングおよびプローブを備えており、かつ、モノポーラ電気外科手術処置で使用するよう工夫されているのを例示した、軸線方向断面図である。

【図 8】バイポーラ電気外科手術処置で使用するよう工夫されたハンドピースの側面立面図である。

【図 9】顎部を備えているハンドピースの斜視図である。

【図 10】ブレード形状を有しているハンドピースの斜視図である。

【図 11】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、バルーンカテーテルの一実施例を示す側面図である。

30

【図 12】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図 11 の実施例の頂面平面図である。

【図 13】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図 11 の実施例の端面立面図である。

【図 14】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、バイポーラ構成で使用するようになったバルーンカテーテルの別な実施例の側面立面図である。

【図 15】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図 14 の実施例の頂面平面図である。

40

【図 16】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図 14 の実施例の端面立面図である。

【図 17】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図 2 に類似しており、電気外科手術による凝血を促進するようにレーザービームが合焦解除されているのを示した側面立面図である。

【図 18】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散するこ

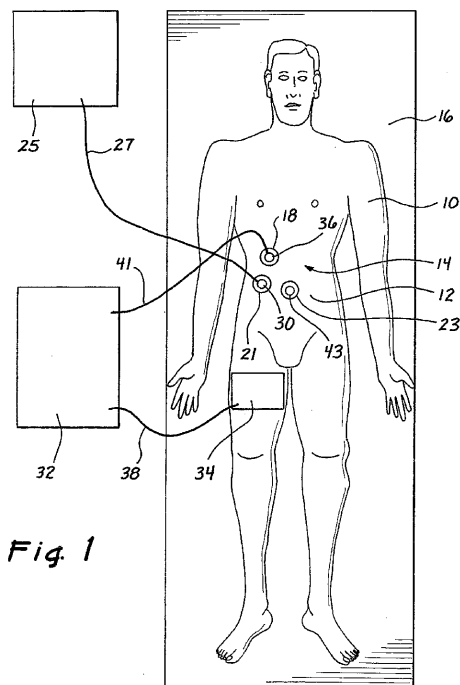
50

とにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、患者の手術部位に向かってビームが収束していく２種のレーザーを備えている実施例の斜視図である。

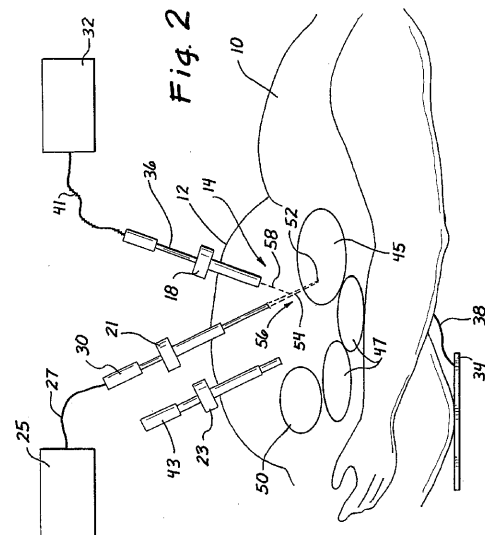
【図１９】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図１８の線XIX-XIXに沿って破断された端面図である。

【図２０】本発明のカテーテルがバルーンを備えており、膨張ガスを制御して放散することにより本発明の環境ガスを供給しているのを例示する図であり、特に、図１９の線XX-XXに沿って破断された軸線方向断面図である。

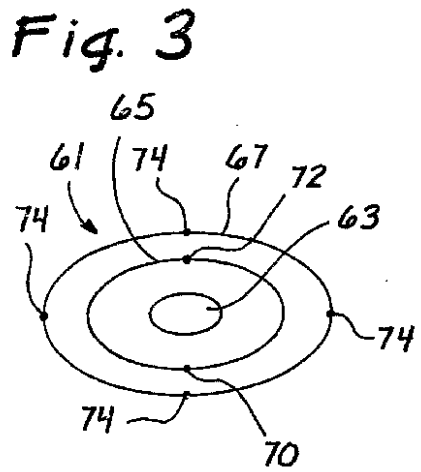
【図１】



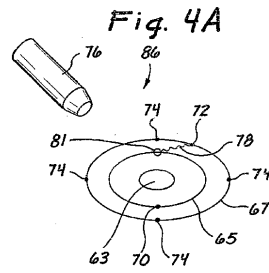
【図２】



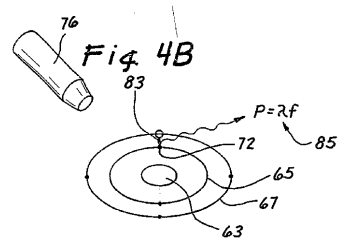
【 図 3 】



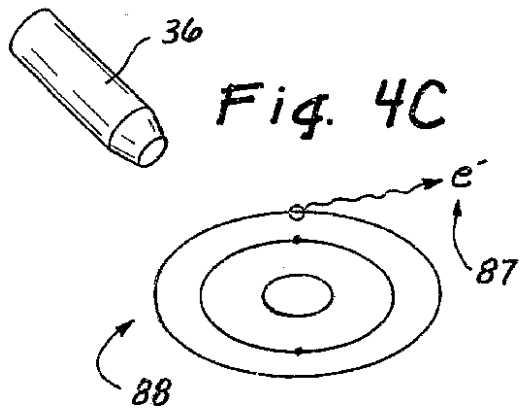
【 図 4 A 】



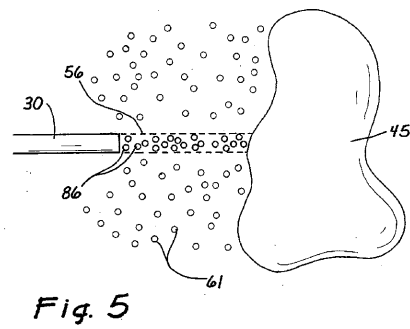
【 図 4 B 】



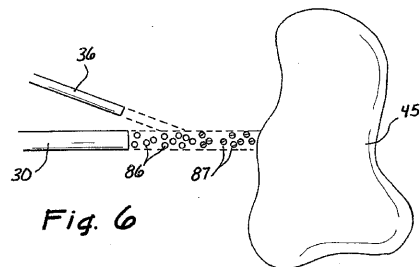
【 図 4 C 】



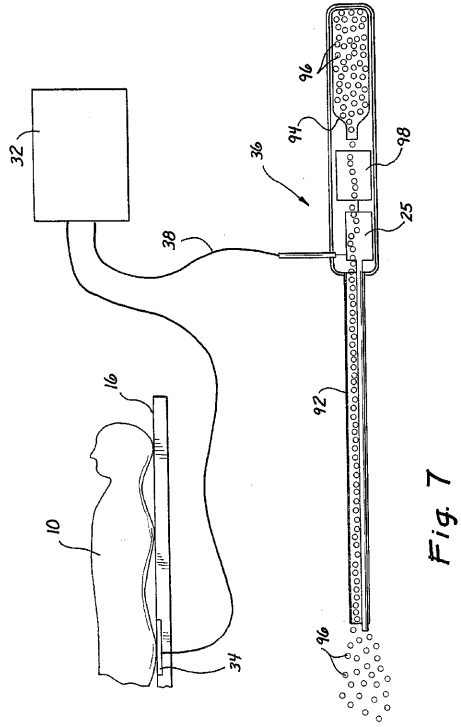
【 図 5 】



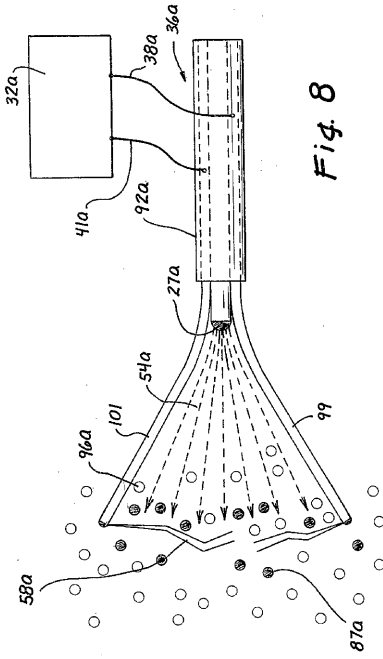
【 図 6 】



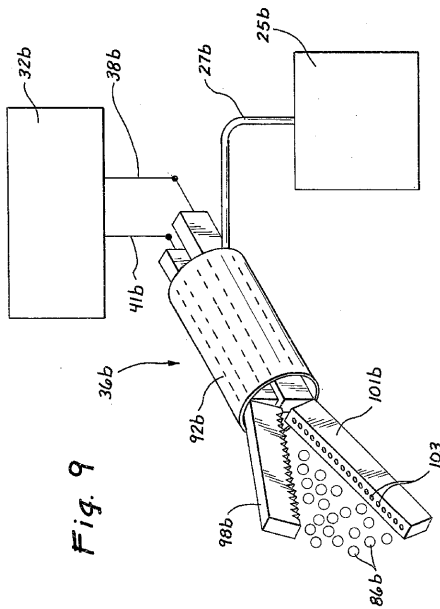
【 図 7 】



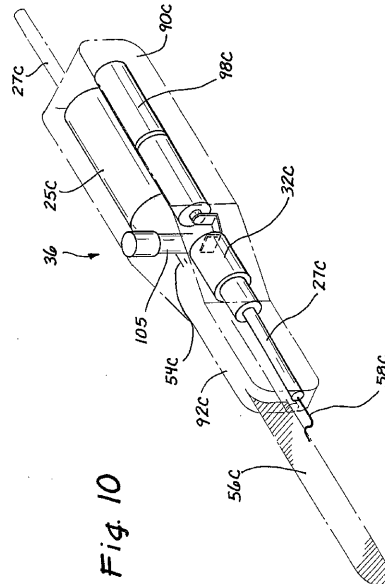
【 図 8 】



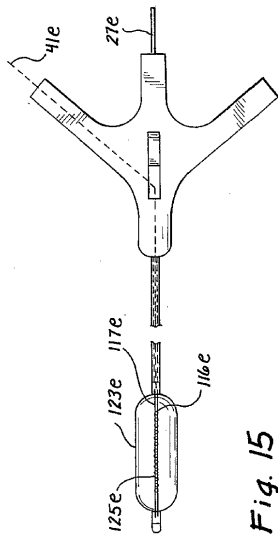
【 図 9 】



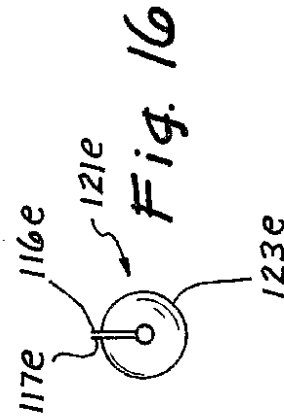
【 図 10 】



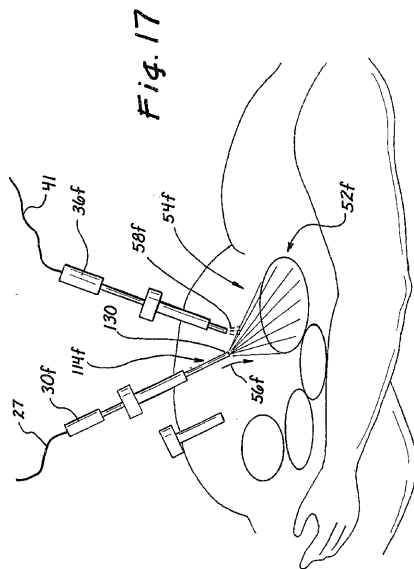
【 図 1 5 】



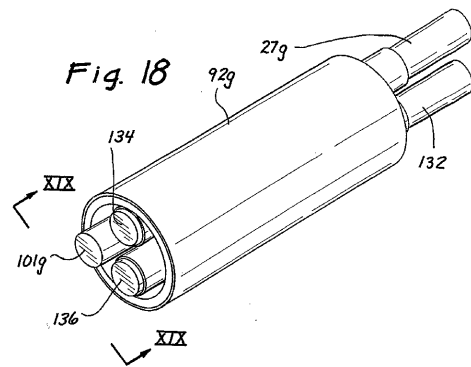
【 図 1 6 】



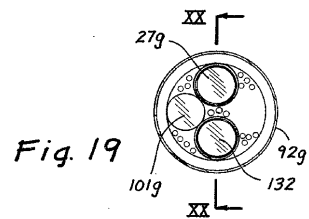
【 図 1 7 】



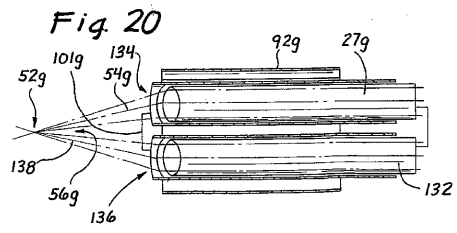
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 20 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US02/34218																				
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER																						
IPC(7) : A61B 18/04 US CL : 606/34 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) U.S. : 606/27-52																						
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)																						
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT																						
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																				
Y,P	US 6,387,088 A(Shattuck et al.) 14 May 2002 (14.05.2002), col. 7:22-31; col. 8: 66-67 through col. 9: 1-9, entire document.	1-61																				
Y	US 4,901,720 A(Bertrand) 20 February 1990 (20.02.1990), col. 4:34-60, entire document.	1-61																				
Y	US 5,588,432 A(Crowley) 31 December 1996 (31.12.1996), col. 6:30-35, entire document.	19-25,50-54																				
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.																						
* Special categories of cited documents: <table border="0"> <tr> <td>"A"</td> <td>document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"T"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"E"</td> <td>earlier application or patent published on or after the international filing date</td> <td>"X"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"I"</td> <td>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)</td> <td>"Y"</td> <td>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</td> </tr> <tr> <td>"O"</td> <td>document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td>"&"</td> <td>document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"P"</td> <td>document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> <td></td> </tr> </table>			"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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	"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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	"I"	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)	"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	"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&"	document member of the same patent family	"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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																			
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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																			
"I"	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)	"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																			
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&"	document member of the same patent family																			
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed																					
Date of the actual completion of the international search 10 February 2003 (10.02.2003)		Date of mailing of the international search report 02 JUL 2003																				
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703)305-3230		Authorized officer Linda C Dvorak Telephone No. 703 308 0858																				

フロントページの続き

(74)代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72)発明者 ヒラル セッド エス

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 7 9 コート デ カザ ヴィア ロブル 2 3 8 3
1

F ターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK06 KK09 KK10 KK25 KK28 MM24

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005515825A5	公开(公告)日	2006-01-05
申请号	JP2003563414	申请日	2002-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	应用医疗资源		
申请(专利权)人(译)	应用医疗Risoshizu公司		
[标]发明人	ヒラルセツドエス		
发明人	ヒラル セツド エス		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/20 A61B18/042 A61B18/14 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B2018/00065 A61B2018/0022 A61B2018/00238		
FI分类号	A61B17/39		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK25 4C060/KK28 4C060/MM24		
优先权	10/057227 2002-01-25 US		
其他公开文献	JP2005515825A		

摘要(译)

公开了一种电外科系统，包括用于通过电极供电的电外科发生器和用于通过光纤供应激光能量的激光器。电极的光纤和环境气体源都可以包含在手持件，导管或其他运输装置中。在操作中，环境气体可以消散到手术部位和激活的激光附近，并且沿着路径能量地施加到原子上。然后可以施加电外科电源以电离路径原子的组成分子并提供最小阻力的路径以获得用于电外科的电弧。通过使激光的光子频率响应于环境气体的激发频率，可以减少所需的激光输出。在腹腔镜手术中，通气气体可用作环境气体。