

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4172910号  
(P4172910)

(45) 発行日 平成20年10月29日(2008.10.29)

(24) 登録日 平成20年8月22日(2008.8.22)

(51) Int.Cl.

A 61 B 17/32 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/32 330

請求項の数 7 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-508296 (P2000-508296)  
 (86) (22) 出願日 平成10年9月4日 (1998.9.4)  
 (65) 公表番号 特表2001-514037 (P2001-514037A)  
 (43) 公表日 平成13年9月11日 (2001.9.11)  
 (86) 國際出願番号 PCT/NL1998/000504  
 (87) 國際公開番号 WO1999/011184  
 (87) 國際公開日 平成11年3月11日 (1999.3.11)  
 審査請求日 平成17年8月10日 (2005.8.10)  
 (31) 優先権主張番号 1006944  
 (32) 優先日 平成9年9月4日 (1997.9.4)  
 (33) 優先権主張国 オランダ (NL)

前置審査

(73) 特許権者 397071355  
 スミス アンド ネフュー インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国 テネシー 38116、  
 メンフィス ブルクス ロード 145  
 O  
 (74) 代理人 100058479  
 弁理士 鈴江 武彦  
 (74) 代理人 100084618  
 弁理士 村松 貞男  
 (74) 代理人 100092196  
 弁理士 橋本 良郎  
 (74) 代理人 100095441  
 弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】外科内視鏡切断デバイス

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

細長い剛性ハウジング(4)と、挿入部(27)と、切斷手段(2)とを含む外科内視鏡切断デバイスであつて、

前記ハウジング(4)は、内部にフィットする態様で、前記ハウジングの長さ方向に延出する観察チャンネル(6)を有し、

前記剛性ハウジング(4)は、その長さ方向に延出して前記切斷手段(2)を収容する収容部(5)を備え、前記切斷手段(2)は、細長いシステム(17, 37)を有し、前記システムの一方の端部近くに、切斷部材(19, 35)を備え、前記切斷部材は、使用位置においては、前記剛性ハウジング(4)の挿入端部を越えて延出し、

前記剛性ハウジングの前記挿入端部から離間した前記切斷手段の前記収容部(5)の端部は、液体導入口(38)と別の液体導出口(31)とを備えており、前記導出口は、前記剛性ハウジング(4)の前記挿入端部から延出する1つの導出チャンネル(15)に接続され、前記導入口(38)は、前記挿入端部にまで延出する入り口チャンネル(14)まで延出してあり、

前記細長いシステム(17, 37)は、中空の吸引管であり、その他方の端部近くに、モータ駆動部に接続する手段、及び前記切斷手段からの材料を受け入れるための導出口(23)を備えており、前記導出口(23)は放出用ホースと前記ホース内の圧力制御手段とを有し、

遮蔽弁(39, 10)が導入チャンネル(14)に接続されて設けられ、前記遮蔽弁(10)が

10

20

39, 10)は、前記切斷手段の挿入を可能にするように形成されており、

前記挿入部(27)は、使用位置においては、前記剛性ハウジング(4)と前記別の液体導出口(31)の周囲に延出する挿入管(28)を有し、前記導出チャンネル(15)は前記剛性ハウジング(4)と前記挿入管(28)の間で固定されている、外科内視鏡切斷デバイス。

#### 【請求項2】

前記挿入端部から離間した前記挿入管(28)の端部は、前記剛性ハウジング(4)に着脱可能に固定するためのカップリング手段(30)を備える請求項1記載の外科内視鏡切斷デバイス。

#### 【請求項3】

前記切斷手段(2, 32)は、前記システムの周囲に延出する保護管(16, 36)を有し、前記導出口(23)と連通している請求項1または2記載の外科内視鏡切斷デバイス。

10

#### 【請求項4】

挿入の対象である前記剛性ハウジング(4)の長さ(A)は少なくとも30cmである請求項1~3のいずれか1項記載の外科内視鏡切斷デバイス。

#### 【請求項5】

観察チャンネルは、前記切斷部材の側部の近くに、レンズ(13)を備え、反対側の側部に、カメラに接続するための接続手段(7)を備える請求項1~4のいずれか1項記載の外科内視鏡切斷デバイス。

20

#### 【請求項6】

前記切斷部材は、前記保護管と相互作用を行なう手段(18, 19)を有する請求項3記載の外科内視鏡切斷デバイス。

#### 【請求項7】

前記保護管は、前記切斷部材の端部近くに、前記切斷部材が内部に延出する側方の開口(26)を備える請求項6記載の外科内視鏡切斷デバイス。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

この発明は、請求項1記載の前文による外科内視鏡切斷デバイスに関する。

##### 【0002】

30

そのような切斷デバイスは、一般的に知られており、膝関節の近傍におけるような硬質および/または、軟質の生体組織を切除するために使用される。そのような切斷デバイスは、例えば、関節のキャビティにおいて使用され、この場合は、光源と監視パートとで構成する観察デバイスを別途に挿入することによって、すべてが内視鏡的に案内されることが可能である。そのような手術は皮膚面からそんなに深くない場所に位置する器官と関節において成功裡に利用される。

##### 【0003】

もっと深い場所に位置する器官に手術を施す場合は、現在は他の技法が用いられる。例えば、もし、生体組織が、粘液質の薄膜などのような子宮、前立腺、泌尿器の膀胱から切除しなければならないときは、これまでのところ、いわゆるループ法を用いることが慣行となっている。これは、子宮が第1の電位とは異なる第2の電位状態になるとき、第1の電位状態になる1つのループ状の切除ワイヤーである。生体組織は、前記ワイヤーを、関係する子宮の部分に沿って移動することによって切除される。そのような手術を行うことが可能であるためには、子宮を拡張させることが必要であり、このことは、1つの液体を導入することによって実行される。電位差効果を維持するためには、そのような液体が非導電性であることが必要である。この液体の1例は、5パーセントのソルビトール(sorbitol)溶液である。上記の処置を取る間に傷が発生するが、この溶液のかなりの部分は(子宮を介して)患者の血流中に再吸収される。このことは、高度に危険を伴う電解液の移動に至ることが可能である。生体組織は、高周波の単一極性電流を作用させることによつてもっと容易に切除されることがわかっているが、そのような高周波電流が生体の表面お

40

50

および内部の火傷をもたらす危険もある。用いられるループは、内視鏡に接するハンドルを備える作業部材に大体フィットし、内視鏡と一緒に子宮壁に沿って前後運動を行って移動される。この処置の間に切除された生態組織は、子宮から別途取り出さなければならないが、このことは手術時間を想到に引き伸ばすとともに、これに加えて、実際に切除され、分離された材料のすべてを医師が検査しなければならない。

#### 【0004】

このことは、そのような手術が極めて長時間要するとともに、外科医にとって手術用器具を何回にも亘って前後移動させなければならず、これは退屈な作業であるから、結局は習得することが困難であることが判明している。更には、患者は、上記の望ましからざる現象の発生を防ぐために、手術中に不斷にモニターされなければならない。そのような手術が中断されることはない、何故ならば、副作用は患者の生命を危険に曝するからである。10

#### 【0005】

他方においては、そのような手術を、単に子宮開腹を施す代わりに行えることは望ましいことである。

#### 【0006】

WO 96 / 11638号は、請求項1の前文にしたがう切断態様において作業を行うデバイスを開示する。この場合は、1つの中空のステムと1つの切断ヘッドを備える切断手段が剛性ハウジング内に収容される。この剛性ハウジングは、同様に、必要な光学機器を備える観察チャンネルを収容する。請求項1の前文が規定されるU.S.A. 5,195,541号は、腹腔鏡式椎間板切除術装置 (laproscopic discectomy) を開示する。20

#### 【0007】

ステムと剛性ハウジングの間に形成される空隙部を介して液体が導入され、切断手段の中空ステムを通じて分離された生体組織と一緒に放出される。

#### 【0008】

このデバイスは、膀胱のような人体の或る凹窩部から生体組織を切除するためには満足できるであろう。しかしながら、他の人体の凹窩部の場合には、処置が実行されるに先立つて前記凹窩部を膨らませる ("blow up") ことが必要である。この1つの例が子宮であって、この場合は、そのような器官の拡張程度が正確に制御されることが重要である。一部が生体組織の不正な釈放に起因する切断手段の中空ステムを通過する液体の不正な放出は、関連する人体の凹窩部内の圧力が正確に制御されないことを意味する。30

#### 【0009】

そのようなデバイスはしたがって、そのような人体の凹窩部の処置に利用するには適切ではない。

#### 【0010】

この発明の目的は、そのような処置が究極的に可能であるデバイスを提供することである。この目的は、請求項1の特徴となる手法によるタイプのデバイスの場合において実現される。

#### 【0011】

この発明によって、別の導出チャンネルが設けられ、このチャンネルの機能は、分離された生体組織が釈放されるか否かとは無関係である。言い換えれば、液体の正常な放出はこの別の導出チャンネルを介して惹起される。液体は今やその少量だけが導出チャンネルを介して放出されるので、前記チャンネル内部には分離された人体組織片が存在することが可能で、人体の凹窩部内の圧力は規制され、正確に制御されることができる。このことによって、子宮のような人体の凹窩部から望ましくない組織を切除することが可能になる。したがって、切断による人体組織の切除を行うための技法の応用範囲が相当に増加する。40

#### 【0012】

上に述べたこの別の導出チャンネルは、1つの挿入管が内視鏡デバイスの周囲にフィットされる点において達成される。この挿入管は、内視鏡デバイスのための空隙部を明確化50

する機能を果たす。このために、挿入管は、その前側に挿入用マンドレルを備えており、このマンドレルは、挿入管が位置決めされた後に取り外され、上記の内視鏡デバイスと置換される。この場合、別の導出チャンネルは、内視鏡デバイスと挿入管との間に規定される。

【0013】

そのような構造の場合、上記の剛性ハウジングと挿入管との間を接続するために1つのカップリング手段が存在することが好ましい。

【0014】

分離される人体組織材料の放出は、切断部材がフィットされるシステムを中空に形成するか、保護管を切断手段の周囲にフィットさせるかのいずれかによって達成される。そのような保護管は、保護管と導出チャンネルとして機能するシステムの間の隙部がなくとも使用することが可能である。このことは、切断手段が、剛性ハウジングに接続されることができる別体のユニットとして設計されることが可能であることを意味し、このことは、この発明のデバイスが次に簡単な態様で分離されることが可能であることを意味する。10

【0015】

子宮内部の人体組織を切除するためには、剛性ハウジングが、組織部分の全体に届く充分な長さ、すなわち、少なくとも30cmの長さを備えることが必須である。

【0016】

上に述べたデバイスの観察部は、ハウジング内の光チャンネルと、レンズを備える一方の近い端部、および、観察手段を備える他方の近い端部を有する。前記他方の近い端部は、アイピースすなわちカメラとの接続部を形成するので、外科医はモニターを使用して問題の手術を施すことができ、他の人々はその模様を恐らくは同時に注視することができる。20

【0017】

上に述べた切断部材は、先行技術において知られたすべての切断部材を備えることができる。言い換えれば、切断面を備える切断ヘッドを使用することが可能であるが、保護手段その他と適合する構造体を使用することも可能である。後者の例において、保護管は、生体組織の各回転部が切除され切断手段の駆動/放出管の内側を通過して直接放出されるように、切断部材の一部が延出する側方開口を備えることが好ましい。30

【0018】

この発明はまた、上記のデバイスを用いて子宮の組織を切除する方法にも関する。言い換えれば、切断作用が、今や問題なく導電性である生理学的液体の利用に応用されるとともに、同時に、切除された生体組織が吸い出される。後の段階で組織を吸い出すことももちろん可能である。切断作用は、回転作動によって実行される。

【0019】

方法の別の具体例によれば、1つの導出部と別の導出部とが存在し、関連する人体の凹窓部内の圧力は、前記の別の導出部を通過して移動する液量を測定することによって制御される。外科内視鏡切断デバイスの挿入は、挿入用マンドレルと挿入管によって上記の態様で好ましく行なわれる。40

【0020】

この発明は、添付図面に開示された模範具体例に関連して以下に詳細に説明する。

【0021】

この発明の外科内視鏡切断デバイスは、図1に符号1で示す。これは、図2に示す観察/収容部3、図4、5に一層詳細に示す切断部2、および、図6に示す挿入マンドレルを有する。

【0022】

図2を参照すれば、観察/収容部3は、主チャンネル5と観察チャンネル6が規定される剛性ハウジング(外部管)4を有することがわかる。観察チャンネル6は、レンズ13の一方の側部と、観察管7の他方の側部に終わり、観察管7にはアイピースすなわちカメ50

ラ接続部が設けられる。レンズ 13 端部において発光をもたらす光学ファイバー束に接続するための光源用の接続部 8 もまた存在する。管 4 は生理的食塩水を加えるために、制御端部の近くにホース 12 に接続された液体導入管 9 を備える。

#### 【0023】

遮断バルブは符号 10 で示される。

#### 【0024】

患者の体内に挿入される部分からの長さ、すなわち、事実上の剛性ハウジング（外部管） 4 の実長は A で示されており、これは 30 cm よりも長い。

#### 【0025】

図 4 は、切断手段すなわち切断部 2 の細部を示しており、これは、保護管 16 からなっており、その内部に駆動／吸引管 17 がフィットされる。この管 17 はその作用端部近くに、保護管 16 の端部にある開口 26 に設けられた歯 18 と噛合する歯 19 を備える。駆動／吸引管 17 は、他方の端部の近くに、カップリング 20 を備えており、このカップリング 20 は、その一方の端部において細部は示さない回転駆動モーター 21 に接続されることができ、他方の端部に開口 22 を備え、液体と切除された材料がこの開口 22 を通過し、吸引管 17 を介して導出チャンネル（放出用ホース） 23 に放出される。この導出チャンネル（放出用ホース） 23 内には、圧力制御手段が存在することが可能で、この圧力制御手段は真空源に接続される。

10

#### 【0026】

図 1 には、挿入部も符号 27 によって示される。この挿入部は、挿入管 28 からなり、これは開口 29 を備え、この挿入端部から離間した近い方の端部はバヨネット接続部材 30 と導出チャンネル 31 を具備する。挿入管 28 は、剛性ハウジング 4 が図 1、図 3 に示すように、内部にフィットすることが可能なように設計されるとともに、他方においては、ステム 41 とマンドレル 42 を備える挿入マンドレル 40 を挿入管 28 内にフィットさせることも可能である。

20

#### 【0027】

上記の構造体は、液体導入口 38 を備え、この導入口はチャンネル 14 [ 図 1 の (a) ]、すなわち、剛性ハウジング（外部管） 4 と図 4 の保護管 16 または図 5 の保護管 36 との間に区画される空隙部に延出する。チャンネル 14 に接続された遮断バルブ 39 が存在し、他方において、別の導出チャンネル が符号 31 によって示される。生体組織と液体の導出チャンネル（放出用ホース） 23 が示される。導入口 38 からの実質的に連続した液体の供給を伴う生体組織切除中は、導出チャンネル（放出用ホース） 23 から放出される液も多少ある。この相対的に少量の液体は、切断手術中に釈放される混合物と混ざり合うことが多い。大部分の液体は、別の導出チャンネル 31 を通過して放出される。この放出は抵抗を受けることがなく、開口 29 に発生する。切除される生体組織の有無および遮断されるチャンネル 17 その他が原因で起こる圧力変動は、別の導出チャンネル 31 があるために、関係する人体の凹窩部内部の圧力には殆どまたは全く影響しない。

30

#### 【0028】

例えば、このデバイスが子宮内に挿入される場合は、遮断バルブ 39 が開いて、挿入マンドレル 40 が先ず、バヨネット部材 30 を備える挿入管 28 内に挿入される。このアセンブリーは次にマンドレル 42 の形状によって比較的単純な態様で子宮内に配置される。マンドレル 42 は、次に、ステム 41 を手動操作することによって取り外され、図 2 に示す構造体が管 28 内に配置される。ここでバヨネット部材 30 と接続される。液体を導入して子宮を拡張した後、次いで切斷動作が開始されることができる。この液体は、生理的食塩水 (NaCl 9 パーセント) のような生理学的な液体の奔流、溢流を含むことができる。これらの生理学的液体が血液中に（不可避的に）再吸収される場合には、重大な結果を伴う電位の変動は発生しない。電流が存在するので、上記の火傷の発生も妨げられる。

40

#### 【0029】

モーター 21 を起動することによって、管 17 が回転され、歯 19 が保護管 16 の切斷縁部 18 に沿って規則的に移動し、保護管 16 は静止状態のままである。これらが互いに

50

沿って移動し、これらの間の組織材料を取り上げる間に、組織材料の分離作動が起こり、この組織材料は管 17 の内部と導出口 23 を通過して取り出される。

【 0 0 3 0 】

子宮壁または切除対象の組織に沿う移動部 18、19 によって、子宮の適切なエリアが処置されることができ、この模様は接続部 8 を通して光を供給することによって観察管 7 を通して眺めることができる。連続的な流れのシステムを使用することにより、たとえ、血液および／または粘液質が混在しても、観察者には、定常的に明瞭な観察像を得ることが可能である。更に、Intravasationを防ぐために、圧力は可能な限り定常的に低く維持される。

【 0 0 3 1 】

10

図 5 は、切断手段または切断部の変形例が全体として符号 32 で示される。保護管は符号 36 で示され、端部近くが傾斜している。駆動／吸引管は、符号 37 によって示され端部の近くに切断ヘッドを備える。この具体例においては、切断ヘッド 35 と保護管 36 の間に相互作用が存在しないか、相互作用が管 36 の近くで起きるかのどちらかであり、端部 36 は研削によってこの目的に適合される。

そのような切断部材は、切断技術において知られるあらゆる態様で設計することができることが理解されるであろう。

【 0 0 3 2 】

これらのおよび更に別の変形は、現行出願の範囲に含まれるものと解され、本件の説明を読んだ後は当業者には自明であり、添付クレームの範囲内にある。例えば、有効な流体の供給、および、清浄剤の放出を別の態様で、すなわち、ハウジング 4 の内部を僅かに異ならせて配置することも可能である。

20

【 0 0 3 3 】

更には、上記の方法は、尿道から前立腺のような他の組織を切除したり、または膀胱壁から組織を切除するために用いることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 この発明の外科内視鏡切断デバイスの組み立てられた状態を側面図(a)および一部を断面図(b)で示す。

【 図 2 】 側面図(a)および一部を断面図(b)で示す図 1 の外科内視鏡切断デバイスの観察部／収容部。

30

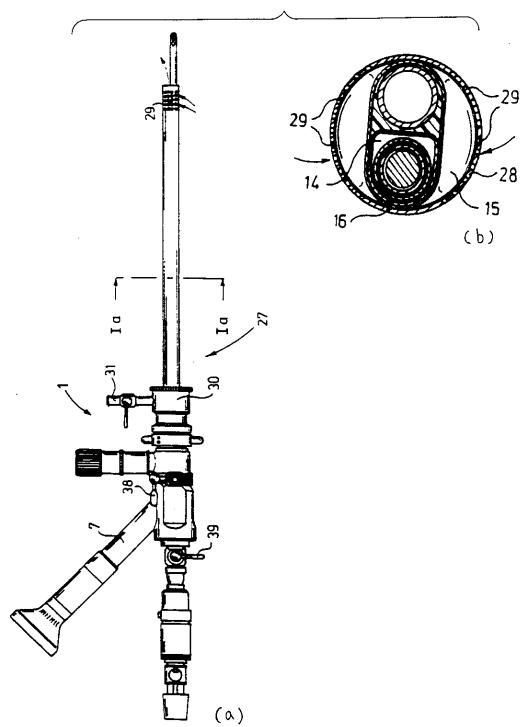
【 図 3 】 図 1 のデバイスの挿入端部を拡大斜視図で示す。

【 図 4 】 図 3 の切断デバイスの切断手段を側面図および一部を断面図で示す。

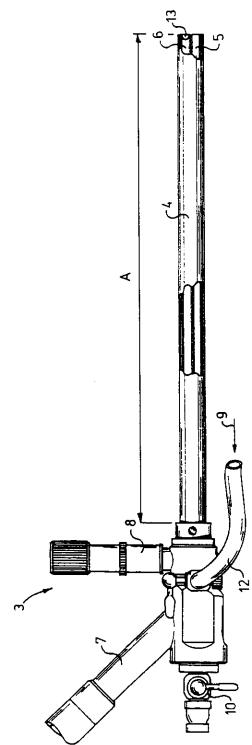
【 図 5 】 図 4 に示す切断手段の変形例の細部。

【 図 6 】 この発明の挿入マンドレル。

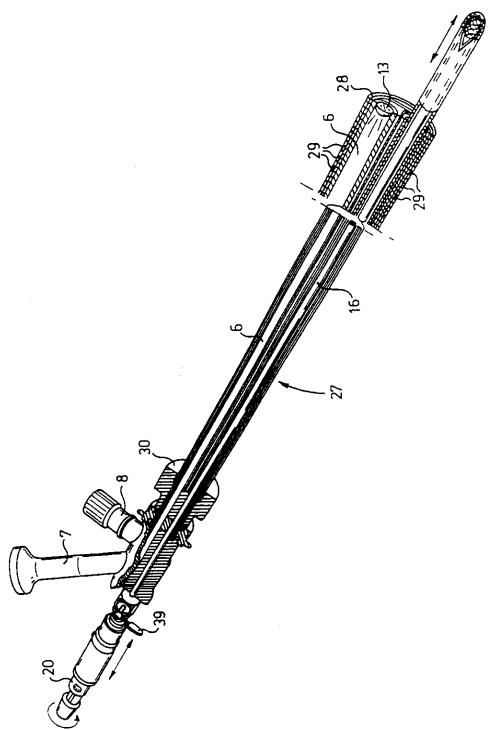
【図1】



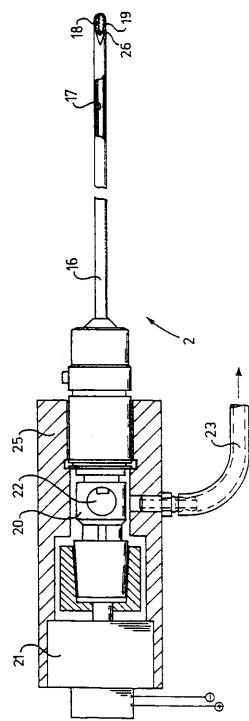
【図2】



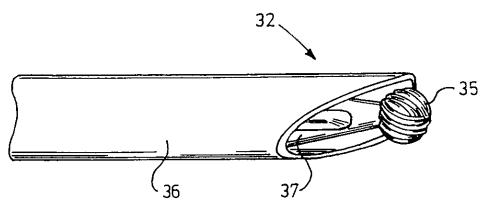
【図3】



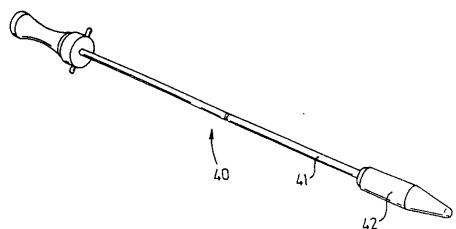
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 エマニュエル、マーク・ハンス  
オランダ国、エヌエル - 2061 ジーエル・プロエンダール、イエベンラーン 46

審査官 川端 修

(56)参考文献 米国特許第05195541(US,A)  
米国特許第05163433(US,A)  
国際公開第96/011638(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32