

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-236884

(P2013-236884A)

(43) 公開日 平成25年11月28日(2013.11.28)

(51) Int.Cl.

A61B 18/04 (2006.01)

F1

A61B 17/38 310

テーマコード (参考)

4C160

審査請求 未請求 請求項の数 3 書面 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2012-122430 (P2012-122430)

(22) 出願日 平成24年5月11日 (2012.5.11)

(71) 出願人 509332671

大平 猛

福岡県福岡市東区馬出2-2-8 サンフ  
ォード605号室

(71) 出願人 512110307

株式会社九州電化

福岡県福岡市東区社領3丁目4番8号

(72) 発明者 大平 猛

福岡県福岡市東区馬出2丁目2-8 サンフ  
ォード605

Fターム(参考) 4C160 KK47

(54) 【発明の名称】 難治性出血を止血する通常開腹術および内視鏡下手術用止血治具

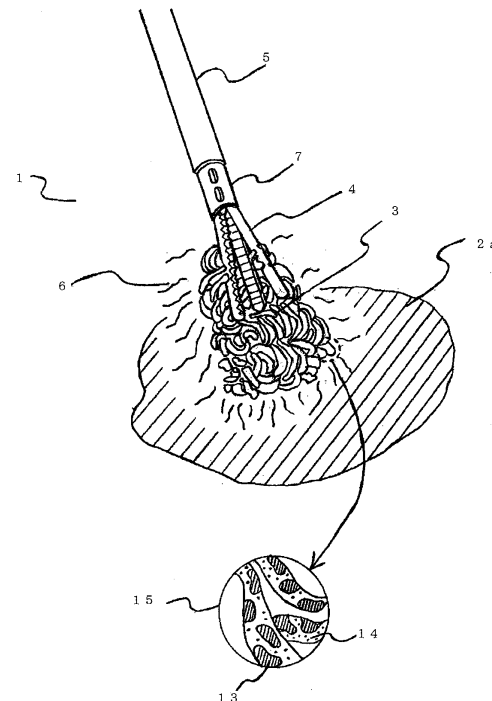
## (57) 【要約】

【課題】内視鏡下手術において肝臓や脾臓など血管の密集した臓器の場合には難治性出血が起こりやすく、広範囲の止血および大血管からの大出血を瞬時に止血しなければ、開腹手術に切り替えるしかなく低侵襲医療への障害となっていた。

現状の電極式細径鉗子では止血は早いが止血範囲が狭くまた大出血は止血できなかった。

【解決手段】電極式細径鉗子の電極と止血する部位の間に導電性ファイバーの集合体を挟み、通電することにより集合体全体にプラズマを発生させ、広範囲の止血および大出血の止血が、瞬時に可能となった。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

通電式血管凝固止血装置の一部を構成する部材であって、細い導電性ファイバーからなる集合体を生体組織に接触させることを特徴とする難治性出血を止血する内視鏡下手術用止血治具

**【請求項 2】**

前記導電性ファイバーが金属あるいは炭素繊維であることを特徴とする請求項 1 記載の治具。

**【請求項 3】**

前記導電性ファイバーの集合体が内部に空間を有しあるいはノ及び導電性ファイバーの表面に不均一な被覆を設けることにより集合体内部に不均一なインピーダンスを有することを特徴とする請求項 1 記載の治具

10

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は通常開腹術および内視鏡外科手術における広範囲の出血および大血管（動脈など）からの大出血を速やかに止血する電気焼灼止血用治具に関するものである。

**【背景技術】****【0002】**

従来の止血法には、流血し開いた傷口に直接押し当てる従来の包帯、絆創膏、綿棒などに加え、開いた傷口から流出する血液の凝固を促進して血流を止めるさまざまな化学的薬剤の開発が行われてきた（例えば、特許文献 1 参照。）。この特許文献 1 には止血剤をスポンジに染込ませておくと、外科手術中にそのスポンジを体腔内で操作することが容易であり、スポンジは体内の出血源からの出血を止める利点を有すると記載されている。スポンジを使えば広範囲な止血が可能であるが、止血に要する時間に関しては、同特許文献 1 において、瞬時に止血するためには粉末を傷口に塗布することが記述されている。しかしながら体腔内で粉末を取り扱うことは難しく、体腔内における瞬時止血は難しいといえる。

20

**【0003】**

一方瞬時止血法としての従来法には、電気メス（非特許文献 1）が一般開腹手術に使用されており、一例としては特許文献 2 が挙げられる。この特許文献 2 においてはバイポーラ電極の大きさを小さくすることにより、生体組織の焦げ付き、付着を大幅に低減できると記載されている。この場合、電極部面積は小さく限られた範囲しか止血できない。また内視鏡下体腔内手術においても、一例として特許文献 3 には温度制御付の焼灼プローブを有する止血装置が公開されている。この装置によれば精度の高い温度制御を行うと同時に簡単に急速加熱が行える利点があると記載されている。しかし、これらの電気を使用する方式では瞬時止血は可能であるが広範囲の止血は難しく、大血管の破綻による大出血の止血はさらに困難であり、内視鏡下手術の継続を不可能にする。

30

**【先行技術文献】****【特許文献】**

40

**【0004】**

【特許文献 1】特開 2009 - 235098

【特許文献 2】特開平 9 - 308639

【特許文献 3】特開平 10 - 118092

**【非特許文献】****【0005】**

【非特許文献 1】日本工業規格 JIS T - 1453

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

50

内視鏡下手術において、特に肝臓や脾臓の様に血管が集中している臓器を切開するときには思いがけず大出血することがある。これは密集した血管の広範囲な出血の場合と大血管の破綻による大出血の場合があり、後者の方がより止血が困難である。これらの出血は、内視鏡下手術の視野の妨害となり、手術が続行できなくなるために、開腹手術に切り替えて止血する方法が取られてきた。すなわち低侵襲治療の目的に反する結果となっていた。そこで内視鏡下手術という限られた空間でも使用できる、広範囲な出血を瞬時に止血でき、さらに大血管破綻による大出血にも即座に対応できる手段が求められていた。しかしながら、この２つの要求を両立できる手段が従来にはなかったため、今回の発明に至った。

【課題を解決するための手段】

10

【０００７】

上記従来技術の課題を解決するため本発明は、通電式血管凝固止血装置の一部を構成する部材であって、細い導電性ファイバーからなる集合体を生体組織に接触させることを特徴とする難治性出血を止血する内視鏡下手術用止血治具である。さらに好ましくは、前記導電性ファイバーが金属あるいは炭素繊維であることを特徴とする難治性出血を止血する内視鏡下手術用止血治具である。さらに好ましくは、前記導電性ファイバーの集合体が内部に空間を有しあるいはノズル及び導電性ファイバーの表面に不均一な被覆を設けることにより集合体内部に不均一なインピーダンスを有することを特徴とする難治性出血を止血する内視鏡下手術用止血治具である。

【０００８】

20

導電性ファイバーの材質は金属または炭素繊維が好ましいが、導電性ファイバー集合体に不均一なインピーダンスを付与するため、集合体内部に血液などの液体が充満しない様に細径ノズルなどを用いて吸引し内部に気体空間を生じさせることや導電性ファイバーの表面に不均一なインピーダンスを付与するため不均一な異種金属被覆、例えば金、アルミなどの一般に知られる金属で被覆してもよい。被覆する方法は電気めっき、スパッター、蒸着、ＰＶＤ、ＣＶＤなど公知の手段でよい。不均一な被覆は、被覆処理時に不均一な流れ場を作ることにより達成される。

【発明の効果】

【０００９】

本発明によれば、弾力性のある導電性ファイバーからなる集合体に、通常の内視鏡下手術用細径鉗子を用いて高周波電流を給電することにより、該集合体全体に渡って瞬時に通電される結果、広範囲が瞬時に止血できる効果がある。しかし、大血管破綻による大出血に対しては、これだけでは不十分であり、該集合体内部に不均一なインピーダンスを生じさせることが必要で、該集合体が血液で均質化しないために血液を吸引して集合体内部に空間を発生させること、あるいは導電性ファイバーの表面に不均一な電気抵抗を与える表面処理を施すことにより該集合体内に不均一なインピーダンスを発生させる必要がある。この不均一なインピーダンスによりプラズマが集合体全体に発生し大出血を瞬時に凝固させる効果が発生する。特に内視鏡下手術の様な限られた空間での広範囲な出血さらには大血管破綻による大出血の難治性出血を伴うような手術の際には好適である。

30

【図面の簡単な説明】

40

【００１０】

【図１】「実施例の導電性ファイバー集合体に通電中の電気止血装置を示した状態図である。」

【図２】「実施例の導電性ファイバー集合体に充満した血液を吸引および送気ノズルにより排除している状態を示す断面図である。」

【図３】「めっき加工時の高圧・高流量マイクロ・ナノバブル噴射による導電性変位めっき状態を示す図である。」

【図４】「比較例を示す従来の電気止血装置を示した図である。」

【発明を実施するための形態】

【００１１】

50

以下、本発明の一実施形態の導電性ファイバー集合体である止血用治具について図 1 を参照して説明する。

【0012】

図 1 は、本実施形態の導電性ファイバー集合体の止血治具 3 が広範囲の出血範囲あるいは大出血部位 2 a に対して接触設置され細径鉗子 5 の電極 4 が接触して通電しプラズマ 6 が全体に発生している状態の体腔内 1 の様子を示している。止血治具 3 は、導電性があればよく、金属あるいは炭素繊維が使用できる。電極 4 は導電性ファイバーを把持しやすくするため従来鉗子の 2 又よりも 3 又が好ましい。

【0013】

特に導電性ファイバーは従来医療用機器に実績のあるステンレスあるいはチタンが好適であるが、手術中に一時的に使用するのみであるから、これらに限定するものではない。

【0014】

さらにプラズマ発生を安定させるために、導電性ファイバー集合体内部のインピーダンスを不均一化することが効果的で、そのために図 2 に示す出血断面図において、出血点 8 から大出血し、該集合体に侵入した血液に、空気（好ましくは二酸化炭素ガス）を送気し、かつ血液を吸引して、該集合体の内部に空間を発生させる吸引送気ノズル 7 との併用が好ましい。さらに導電性ファイバー表面のインピーダンスを不均一化するために表面処理を施すことが有効である。その手段は不均一な電解液（マイクロバブルを含む）による電気めっき法やめっき電流分布を不均一にするための遮蔽板を使っためっき法など電気めっき業者が想定できる不均一化手段が取られる。インピーダンスに差を生じさせる例として図 3 に示す様に導電性ファイバー 1 4 上に不連続な表面被覆 1 3 を施した例である。表面被覆は金などの貴金属や、アルミ・チタンなどのバルブ金属あるいはカーボンコーティングや樹脂コーティングなどが、公知の被覆方法である電気めっき法、無電解めっき法あるいは乾式手法である蒸着、PVD、CVD、またコーティングにおいてはスプレー塗布、電着塗装などの手段において遮蔽板や気泡を用いた不均一化方法などにより不均一化被覆が達成される。

【0015】

金属の形状は電気通電面積を変化させインピーダンスに変化を持たせるために断面積形状の不均一な導電性ファイバーが好ましい。これは切削加工の条件を変化させることで達成できる。

【0016】

導電性ファイバーの断面形状は多角形、円形、楕円形、扁平形など選択でき、断面積は通電時に焼き切れず、かつ弾力性のある太さであればよい。

【0017】

以上の条件以外は、通常の内視鏡下電極式細径鉗子の使用条件がそのまま適用できる。

【0018】

以下では実施例を示して本発明の導電性ファイバー集合体の止血用治具についてより詳細に説明する。

【実施例】

【実施例 1】

【0019】

本実施例では図 1 を参照して、処置具として内視鏡下外科手術を行うための電極式細径鉗子 5 を高周波電源として用意し、その電極 4 は把持を確実にするため 3 又として、広範囲の止血範囲あるいは大血管破綻による大出血部位 2 a に対して、本発明の導電性ファイバー集合体の止血治具 3 を把持接触させ、該集合体全体に渡ってプラズマを発生させた。該止血治具はステンレス SUS 304 製の素線巾 0.8 ミリメートル、素線厚み 10 マイクロメートルの素線を球体として約 10 ミリメートルの直径に丸めたものを使用した。

【0020】

本実施例では、生体試験（動物）として豚の肝臓の大血管（動脈）を切開して大出血さ

10

20

30

40

50

せた。図2は出血部の断面図を示し、導電性ファイバー集合体3に充満してくる血液に対して、送気11(空気、好ましくは二酸化炭素ガス)および吸引12の循環流により該集合体から排除している様子を示す。そこに、ERBE社製VIO300Dを用い凝固モードにて80W約5秒間通電して集合体全体にプラズマを発生させ、止血効果と集合体治具の止血部生体組織への固着性を見た。その結果、大出血の止血は瞬時に行われ、集合体治具の止血部への固着も認められなかった。この時同時に、o o z i n g(毛細血管からの広範囲の出血)への止血試験も行い、瞬時に広範囲の止血が可能であった。

【実施例2】

【0021】

本実施例では集合体止血治具の導電性ファイバーの材質を炭素繊維とした。市販の炭素繊維(太さ50マイクロメートル)を、球形に丸めて約15ミリメートルの直径としたものを使用した。生体試験(動物)を前記同様に行ったところ、集合体全体に渡りプラズマが発生し、大出血の止血は瞬時に行われ、止血部生体組織への炭素繊維集合体止血治具の固着も認められなかった。この時も同時にo o z i n gの止血試験を行い、瞬時に広範囲の止血が可能であった。

10

【実施例3】

【0022】

本実施例では集合体止血治具の導電性ファイバーの材質をチタンとした。市販のチタン箔(厚み20マイクロメートル)を巾0.5ミリメートルに切断して、球形に丸めて約10ミリメートルの直径としたものを使用した。生体試験(動物)を同様に行って大出血の止血は瞬時に行われ、止血部生体組織へのチタン集合体止血治具の固着も認められなかった。この時も同時にo o z i n gの止血試験を行い、瞬時に広範囲の止血が可能であった。

20

【実施例4】

【0023】

本実施例では集合体止血治具の導電性ファイバーの材質をアルミニウムとした。市販のアルミニウム箔(厚み20マイクロメートル)を巾1.0ミリメートルに切断して、球形に丸めて約5ミリメートルの直径としたものを使用した。生体試験(動物)を同様に行って大出血の止血は瞬時に行われ、止血部生体組織へのアルミ集合体止血治具の固着も認められなかった。この時も同時にo o z i n gの止血試験を行い、瞬時に広範囲の止血が可能であった。

30

【実施例5】

【0024】

本実施例では実施例1で使用したステンレス素線を約10ミリメートルに丸めた球形集合体治具に図3に示すように、市販の液による電気めっき法で不均一な金めっきを平均厚み0.2マイクロメートルの厚みでめっきした。不均一なめっき方法として、金めっき液中で、マイクロバブル21(ナノメーターオーダー~マイクロメーターオーダーの気泡発生)を集合体治具3に吹きかけながら、めっきを行う方法を採用した。この不均一金めっきした集合体治具3を用いて生体試験(動物)を行った。この場合は集合体止血治具に細径鉗子電極を軽く触れるのみで安定した通電とプラズマ発生が可能であった。大出血の止血は瞬時に行われ、止血部への止血治具の固着も無かった。

40

【実施例6】

【0025】

本実施例では実施例1で使用したステンレス素線を約10ミリメートルに丸めた球形集合体治具に蒸着法により不均一なアルミニウム被覆を平均厚み0.1マイクロメートルの厚みで施した。不均一な被覆方法として、真空中で、径0.5mm穴径の多孔質の遮蔽板を介して蒸着を施した。この不均一アルミニウム被覆した集合体治具を用いて生体試験(動物)を行った。この場合は集合体止血治具には安定した通電とプラズマ発生が可能であった。大出血の止血は瞬時に行われ、止血部への止血治具の固着も無かった。

50

【実施例7】

## 【 0 0 2 6 】

本実施例では実施例 1 で使用したステンレス素線を約 1 0 ミリメートルに丸めた球形集合体治具にスプレー塗布法により不均一な P T F E 樹脂コーティングを平均厚み 1 マイクロメートルの厚みで施した。不均一な被覆方法として、径 1 m m 穴径の多孔質の遮蔽板を介して P T F E 樹脂コーティングを施した。この不均一コーティングした集合体治具を用いて生体試験（動物）を行った。この場合は集合体止血治具には安定した通電とプラズマ発生が可能であった。大出血の止血は瞬時に行われ、止血部への止血治具の固着も無かった。

## 【 実施例 8 】

## 【 0 0 2 7 】

本実施例では実施例 1 で使用したステンレス素線を約 1 0 ミリメートルに丸めた球形集合体治具に蒸着法により不均一なカーボンコーティングを平均厚み 1 マイクロメートルの厚みで施した。不均一な被覆方法として、径 1 m m 穴径の多孔質の遮蔽板を介してカーボンコーティングを施した。この不均一コーティングした集合体治具を用いて生体試験（動物）を行った。この場合は集合体止血治具には安定した通電とプラズマ発生が可能であった。大出血の止血は瞬時に行われ、止血部への止血治具の固着も無かった。

10

## 【 0 0 2 8 】

## （ 比較例 1 ）

比較例は図 4 に参照される様に集合体止血治具 3 を省略して、同様に生体試験（動物）を行った。その結果、細径鉗子の電極先端の狭い止血範囲 2 b の止血しかできなかった。また大血管（動脈）からの大出血に対しては止血することができなかった。

20

## 【 符号の説明 】

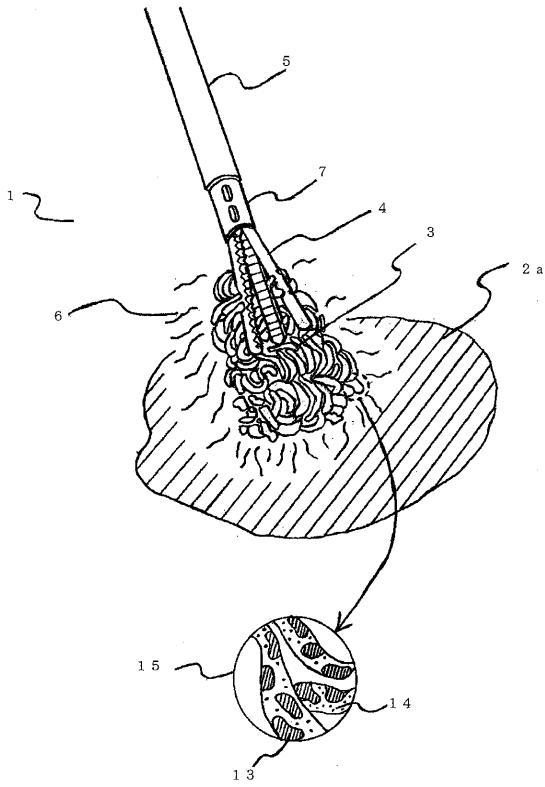
## 【 0 0 2 9 】

- 1 体腔内の空間
- 2 a 広範囲の止血範囲および大血管からの大出血部位
- 2 b 狭い止血範囲を示す生体部位
- 3 実施例の集合体止血治具
- 4 内視鏡下細径鉗子の電極部
- 5 内視鏡下細径鉗子本体の体腔内挿入部
- 6 プラズマ
- 7 吸引および送気ノズル
- 8 出血点
- 9 血管
- 1 0 空気（二酸化炭素）
- 1 1 送気
- 1 2 吸引
- 1 3 導電性変位表面被覆
- 1 4 導電性ファイバー
- 1 5 集合体止血治具の拡大視野
- 1 6 マイクロ・ナノバブル用の高圧気体
- 1 7 耐圧配管
- 1 8 めっき液（導電性変位表面被覆用）
- 1 9 電解槽
- 2 0 マイクロ・ナノバブル発生用チップ
- 2 1 マイクロ・ナノバブル
- 2 2 通電用配線（陰極用）
- 2 3 通電用配線（陽極用）
- 2 4 電極
- 2 5 マイクロ・ナノバブル噴射下めっき中の集合体止血治具の拡大視野

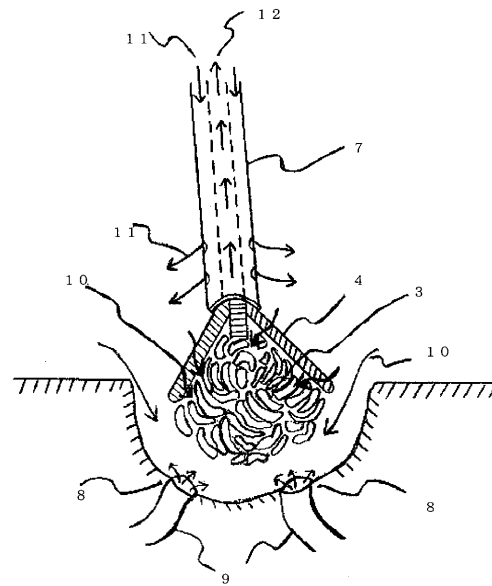
30

40

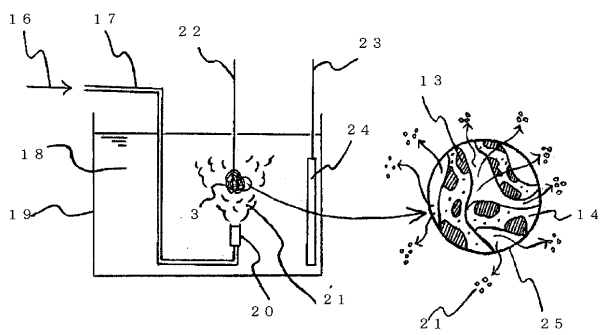
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

