

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6174148号
(P6174148)

(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)

(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 18/14
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 6 2 2

請求項の数 11 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2015-529681 (P2015-529681)	(73) 特許権者	515058466
(86) (22) 出願日	平成25年8月30日(2013.8.30)		ナ ジョンジュ
(65) 公表番号	特表2015-528345 (P2015-528345A)		大韓民国 138-050 ソウル市 ソ
(43) 公表日	平成27年9月28日(2015.9.28)		ンパーク バンギ-ドン 225 ハンヤ
(86) 国際出願番号	PCT/KR2013/007803		ン 3-チャ アpartment ナンバー
(87) 国際公開番号	W02014/035176		1-901
(87) 国際公開日	平成26年3月6日(2014.3.6)	(74) 代理人	100079049
審査請求日	平成27年3月3日(2015.3.3)		弁理士 中島 淳
(31) 優先権主張番号	10-2012-0097154	(74) 代理人	100084995
(32) 優先日	平成24年9月3日(2012.9.3)		弁理士 加藤 和詳
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(72) 発明者	ナ ジョンジュ
前置審査			大韓民国 138-050 ソウル市 ソ
			ンパーク バンギ-ドン 225 ハンヤ
			ン 3-チャ アpartment ナンバー
			1-901
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内施術装置及びこれを備えた内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内に挿入される内視鏡(1)の挿入部(5)に設けられる施術管(111)と、
 前記施術管(111)の内部に挿設され、先端部を備えた少なくとも一つの針(121)
)を備える施術板(122)と、
 前記少なくとも一つの針(121)が前記施術管(111)の端部を通過して、体内の
 内部組織面または内皮面に挿入されるように、前記施術板(122)を駆動する駆動部(165)と、
 前記少なくとも一つの針(121)と電氣的に連結されている電源供給部(140)と
 、
 前記施術管(111)の端部に設けられ、前記施術管(111)の端部を前記体内の内
 部組織面または内皮面に吸着方式で固定する内皮吸着手段(170)と、
 を含む体内施術装置であって、
 前記内皮吸着手段(170)は、
 空気流動手段により空気が流動する空気流動空間(172)が形成された吸着手段本体
 (171)を備え、
 前記吸着手段本体(171)には、前記空気流動空間(172)に連通する少なくとも
 一つの吸着孔(174)が形成され、
 前記吸着孔(174)の径は、前記針(121)の長手方向に垂直な前記針(121)
 の断面より大きく、

前記内皮吸着手段（１７０）は、
 前記少なくとも一つの針（１２１）が前記体内の内部組織面または内皮面に挿入される場合に、前記内部組織面または内皮面から排出される物質を、前記吸着孔（１７４）を通じて前記体内施術装置の内部に吸収し、
 前記体内施術装置は、
 前記吸収された前記物質をろ過するろ過手段を更に備え、
前記空気流動空間（１７２）の一方には、吸気管（１３２）の一方が連結され、
前記空気流動空間（１７２）の他方には、排気管（１３３）の一方が連結され、
前記排気管（１３３）の他側には前記空気流動手段が設けられ、
前記空気流動手段が作動すると、前記空気は、前記空気流動空間（１７２）に流入し、
前記内皮吸着手段（１７０）を通過した後、前記排気管（１３３）を通じて前記ろ過手段に流入する、
 ことを特徴とする体内施術装置。

10

【請求項２】

体内の内部に挿入される内視鏡（１）の挿入部（５）に設けられる施術管（１１１）と、
 前記施術管（１１１）の内部に挿設され、先端部を備えた少なくとも一つの突起（８００）を備える施術板（１２２）と、
 前記先端部が前記施術管（１１１）の端部を通過して、体内の内部組織面または内皮面に移動するように、前記施術板（１２２）を駆動する駆動部（１６５）と、
 前記突起（８００）と電氣的に連結されている電源供給部（１４０）と、
 前記施術管（１１１）の端部に設けられ、前記施術管（１１１）の端部を前記体内の内部組織面または内皮面に吸着方式で固定する内皮吸着手段（１７０）と、
 を含む体内施術装置であって、
 前記内皮吸着手段（１７０）は、
 空気流動手段により空気が流動する空気流動空間（１７２）が形成された吸着手段本体（１７１）を備え、
 前記吸着手段本体（１７１）には、前記空気流動空間（１７２）に連通する少なくとも一つの吸着孔（１７４）が形成され、
 前記吸着孔（１７４）の径は、前記突起（８００）の長手方向に垂直な前記突起（８００）の断面より大きく、
 前記内皮吸着手段（１７０）は、
 前記少なくとも一つの突起（８００）が前記体内の内部組織面または内皮面に挿入される場合に、前記内部組織面または内皮面から排出される物質を、前記吸着孔（１７４）を通じて前記体内施術装置の内部に吸収し、
 前記体内施術装置は、
 前記吸収された前記物質をろ過するろ過手段を更に備え、
前記空気流動空間（１７２）の一方には、吸気管（１３２）の一方が連結され、
前記空気流動空間（１７２）の他方には、排気管（１３３）の一方が連結され、
前記排気管（１３３）の他側には前記空気流動手段が設けられ、
前記空気流動手段が作動すると、前記空気は、前記空気流動空間（１７２）に流入し、
前記内皮吸着手段（１７０）を通過した後、前記排気管（１３３）を通じて前記ろ過手段に流入する、
 ことを特徴とする体内施術装置。

20

30

40

【請求項３】

前記内皮吸着手段（１７０）の少なくとも一部は絶縁部材を備える、請求項１または請求項２に記載の体内施術装置。

【請求項４】

前記先端部が前記少なくとも一つの吸着孔（１７４）を通じて前記施術管（１１１）の端部を通過するように、前記駆動部（１６５）は前記施術板（１２２）を駆動する、請求

50

項 1 または請求項 2 に記載の体内施術装置。

【請求項 5】

前記内皮吸着手段 (1 7 0) の温度を検知する温度センサーを更に含む、請求項 1 または請求項 2 に記載の体内施術装置。

【請求項 6】

前記少なくとも一つの針 (1 2 1) のうち、少なくとも一つには中空部が形成され、前記中空部に連結された薬物容器を更に含む、請求項 1 に記載の体内施術装置。

【請求項 7】

前記内皮吸着手段 (1 7 0) に設けられ、前記内部組織面または内皮面に当接して施術部位の温度を調節する表面温度調節手段 (4 9 9) を更に含む、請求項 1 または請求項 2 に記載の体内施術装置。

10

【請求項 8】

前記先端部には高周波交流電流が与えられ、

前記先端部はパイプの電極体を有する、請求項 1 または請求項 2 に記載の体内施術装置。

【請求項 9】

前記先端部のうち少なくとも一部の先端部は、隣接した先端部とその極性が交番する、請求項 1 または 2 に記載の体内施術装置。

【請求項 10】

前記少なくとも一つの針が前記内部組織面または内皮面に予め設定した深さに挿入されるように、前記駆動部 (1 6 5) を制御する制御部 (1 5 1) を更に含む、請求項 1 に記載の体内施術装置。

20

【請求項 11】

請求項 1 または請求項 2 に記載の前記体内施術装置を備えた内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は体内施術装置及びこれを備えた内視鏡装置に関するもので、より詳細には内皮の上皮層を吸着する内皮吸着手段を備えることによって、複数の針が上皮層の下側組織まで容易に到達して、複数の針による内皮の治療効果が十分に現れるようにする体内施術装置及びこれを備えた内視鏡装置に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

人体の体内及び体外の表面は外皮 (i n t e g u m e n t)、内皮 (e n d o t h e l i u m) 及び粘膜 (m u c o u s m e m b r a n e) などで覆われている。外皮は体表面の皮膚、汗腺のような皮膚附属物及び毛や爪のような変形物を指す。

【0003】

内皮は体外に通じないで閉鎖された内腔壁を覆う組織を指し、粘膜は外部と当接している呼吸器官、消化器管、泌尿生殖器管の内壁を構成する組織を指す。

【0004】

40

漢方医学などの分野においては、前述したような内皮及び粘膜を内皮として通称することがあり、本明細書においても外皮を除いた部分を内皮として通称する。

【0005】

図 1 には内皮の構造が例示されている。図 1 に例示す内皮は、口腔粘膜であり、内皮 10 は上皮層 11、基底膜 12、固有層 13 及び粘膜下組織 14 を含む。内皮 10 の下部には骨や筋肉 20 が位置できる。

【0006】

固有層 13 はコラーゲンを含む。内皮 10 が損傷した場合、固有層 13 に熱エネルギーや電気エネルギーが伝達されてコラーゲンが変性する。それによって、損傷した内皮の再生が促進されるようになることはよく知られた事実である。これを用いて損傷した内皮を

50

治療するための多様な試みがあった。

【0007】

一例として、特許文献1及び2を挙げることができる。特許文献1は内視鏡に設けられた止血剤注射用針に医療用ラジオ周波数(radio-frequency)帯域の電気エネルギーを与えて止血効果が得られる内容を開示し、特許文献2は内視鏡に設けられた漢方用針により内皮に熱を伝えることによって、腫瘍菌などを死滅させるなど、患部を治療することができる内容を開示している。

【0008】

ところが、前述した注射用針や漢方用針を非常に柔らかい組織である内皮に適用する場合、注射用針や漢方用針を固有層13まで到達させるために力を与えると、上皮層11が変形するばかりで貫通されなかったり、十分に貫通せずに注射用針や漢方用針が固有層13まで到達しない問題が発生する。

10

【0009】

注射用針や漢方用針が適切な深さまで到達しない場合は、針を通じて与えられる熱エネルギーや電気エネルギーが固有層13に十分に伝えられず、目的とする治療効果を得られなかったり、固有層13に伝えられていないエネルギーが上皮層11に作用して、上皮層11に火傷が発生するなどの副作用を招来する恐れがある。

【0010】

また、上皮層11の厚さが非常に薄い場合は、注射用針や漢方用針が固有層13に十分に到達しても、針を通じて伝えられるエネルギーが上皮層11に影響を与える可能性が高い。

20

【0011】

また、前述した注射用針や漢方用針のように、一つまたは一対程度の少ない数の針を用いると、治療しなければならない面積が広い場合は、施術を何度も繰り返さなければならない。従って、内皮を処置するに多くの時間と努力がかかる。

【0012】

また、注射用針や漢方用針により貫通された内皮10の一部から出血が発生する可能性が高いので、出血を最大限抑制すると共に、流出した血液による感染を最小化することのできる対策が必要な実情である。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】韓国特許公開第2006-0088504号公報

【特許文献2】韓国特許公開第2009-0131724号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

従って、本発明の目的は、内皮の上皮層を吸着する内皮吸着手段を備えることによって、複数の針が上皮層の下側組織まで容易に到達して、複数の針による内皮の治療効果が十分に現れるようにする体内施術装置及びこれを備えた内視鏡装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0015】

前述の目的を達成するための本発明に係る体内施術装置は、人体内部に挿入される内視鏡1の挿入部5に設けられる施術管111；前記施術管111の内部に挿設され、先端部を備えた少なくとも一つの針121を備える施術板122；前記少なくとも一つの針が前記施術管111の端部を通過して、人体の内部組織面または内皮面に挿入されるように、前記施術板122を駆動する駆動部165；及び前記少なくとも一つの針121と電氣的に連結されている電源供給部140を含む。

【0016】

一方、本発明に係る体内施術装置は、人体内部に挿入される内視鏡1の挿入部5に設け

50

られる施術管 1 1 1 ; 前記施術管 1 1 1 の内部に挿設され、先端部を備えた少なくとも一つの突起 8 0 0 を備える施術板 1 2 2 ; 前記先端部が前記施術管 1 1 1 の端部を通過して、人体の内部組織面または内皮面に移動するように、前記施術板 1 2 2 を駆動する駆動部 1 6 5 ; 及び前記突起 8 0 0 と電氣的に連結されている電源供給部 1 4 0 を含む。

【 0 0 1 7 】

好ましくは、前記施術管 1 1 1 の端部に設けられ、前記施術管 1 1 1 の端部を前記人体の内部組織面または内皮面に吸着方式で固定させる内皮吸着手段 1 7 0 をさらに含む。

【 0 0 1 8 】

また、前記内皮吸着手段 1 7 0 は、その少なくとも一部に絶縁部材を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 9 】

また、前記内皮吸着手段 1 7 0 には少なくとも一つの吸着孔が形成され、前記先端部が前記少なくとも一つの吸着孔を通じて前記施術管 1 1 1 の端部を通過するように、前記駆動部 1 6 5 は前記施術板 1 2 2 を駆動することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、前記少なくとも一つの針 1 2 1 が前記人体の内部組織面または内皮面に挿入される場合に、前記組織面または内皮面から排出される物質を、吸着孔を通じて前記体内施術装置の内部に吸収する内皮吸着手段 1 7 0 をさらに含む。

【 0 0 2 1 】

また、前記内皮吸着手段 1 7 0 の温度を検知する温度センサーをさらに含む。

20

【 0 0 2 2 】

また、前記少なくとも一つの針 1 2 1 のうち、少なくとも一つには中空部が形成され、前記中空部に連結された薬物容器をさらに含む。

【 0 0 2 3 】

また、前記内皮吸着手段 1 7 0 に設けられ、前記組織面または内皮面に当接して施術部位の温度を調節する表面温度調節手段 4 9 9 をさらに含む。

【 0 0 2 4 】

また、前記先端部には高周波交流電流が与えられ、前記先端部はバイポーラの電極体を有することを特徴とする。

【 0 0 2 5 】

また、前記先端部のうち少なくとも一部の先端部は、隣接した先端部はその極性が交番することを特徴とする。

30

【 0 0 2 6 】

また、前記少なくとも一つの針の前記組織面または内皮面に予め設定した深さに挿入されるように、前記駆動部 1 6 5 を制御する制御部 1 5 1 をさらに含む。

【 0 0 2 7 】

一方、本発明に係る内視鏡装置は、前記体内施術装置を備えることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 8 】

本発明によれば、内皮の上皮層を吸着する内皮吸着手段を備えることによって、複数の針が上皮層の下側組織まで容易に到達して、複数の針による内皮の治療効果が十分に現れることができる。

40

【 0 0 2 9 】

また、本発明によれば、内皮の表皮層の温度を調節することによって、固有層に対する処置の効果が表皮層まで及ぶことを最小化したり、治療効果を極大化することができる。

【 0 0 3 0 】

更に、本発明によれば、所定の面積を有するように分布した複数の針を備えることによって、患部が広い場合にも少ない回数で患部全体を処置することができる。

【 0 0 3 1 】

更に、本発明によれば、内皮に接触する部分の温度を調節させることによって、内皮の

50

貫通によって発生する出血を最小化したり、損傷した内皮の回復を促進する薬物の最大活性化温度で内皮の温度を調節して患部の回復を促進することができる。

【0032】

また更に、本発明によれば、出血が発生する場合、血液が施術空間や施術者に接触することを防止して血液を介した感染の危険性を最小化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】内皮の構造を示す断面図である。

【図2】本発明の第1実施形態に係る体内施術装置を備えた内視鏡を示す概略図である。

【図3】図1に示したA部分を拡大して示す縦断面図である。

10

【図4】本発明の第1実施形態に係る体内施術装置の作動を説明するための断面図である。

【図5】本発明の第1実施形態に係る体内施術装置の構成を概略的に示すブロック図である。

【図6】本発明の第1実施形態に係る体内施術装置を示す底面図である。

【図7】体内施術装置の作動を説明するための図3に示したB部分の拡大図である。

【図8】体内施術装置の作動を説明するための図3に示したB部分の拡大図である。

【図9】体内施術装置の作動を説明するための図3に示したB部分の拡大図である。

【図10】図9に示したC部分の拡大図である。

【図11】本発明の第2実施形態に係る体内施術装置の先端部を示す縦断面図である。

20

【図12】図11に示した内皮吸着手段の縦断面図である。

【図13】内皮吸着手段の吸着部の変形例を示す拡大図である。

【図14】内皮吸着手段の吸着部の変形例を示す拡大図である。

【図15】内皮吸着手段の変形例を示す縦断面図である。

【図16】本発明の第3実施形態に係る体内施術装置の先端部を示す縦断面図である。

【図17】本発明の第4実施形態に係る体内施術装置の吸着部を示す拡大図である。

【図18】本発明の第5実施形態に係る体内施術装置の吸着部を示す拡大図である。

【図19】本発明の第6実施形態に係る体内施術装置におけるラ-効果を実現された施術結果を示す断面図である。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0034】

以下、添付図面を参照して本発明の実施形態をより詳細に説明する。図面において、明細書全体を通して同一または類似する構成要素については同一の参照符号を付し、その重複説明や本発明の要旨を不明にする公知の機能及び構成についての詳細な説明は適宜省略する。

【0035】

図2は本発明の第1実施形態に係る体内施術装置を備えた内視鏡を示す概略図である。

【0036】

図2を参照すれば、本発明の第1実施形態に係る体内施術装置を備えた内視鏡1は体内施術装置100を含む。内視鏡1は本体部2、取っ手部3、操作部4、挿入部5及び供給ユニット7を備える。

40

【0037】

一方、体内施術装置100は処置装置本体110、施術管(sheath)などのような施術管111及び操作取っ手119を含んでもよい。施術管111は体内施術装置100の一側に連結され、操作取っ手119は体内施術装置100の他側に設けられてもよい。

【0038】

本体部2は取っ手部3及び操作部4を備え、その一端には挿入部5が連結される。ここで、挿入部5はその他側が体腔(body cavity)内に挿入される部分であり、用途によって可撓性(flexibility)を有するように製造してもよい。

50

【 0 0 3 9 】

本体部 2 に連結される供給ユニット 7 は内視鏡 1 を用いて施術を施す時必要である空気や水などの流体、電力などを供給する手段である。

【 0 0 4 0 】

取っ手部 3 は内視鏡 1 を用いて施術を施す施術者が把持する部分であり、取っ手部 3 は操作部 4 を備えてもよい。操作部 4 は施術者が要求する方向に挿入部 5 を湾曲させたり、供給ユニット 7 から供給される空気や水などを挿入部 5 の端部から排出させたり、挿入部 5 の他端部に設けられた照明手段（不図示）や撮影手段（不図示）などの作動を制御する役割をしてもよい。

【 0 0 4 1 】

挿入部 5 の内部にはその長手方向に沿って一つ以上のチャンネル 6 が形成される。チャンネル 6 は供給ユニット 7 から供給される流体を供給したり挿入部 5 の他端部周囲の血液や体液などを供給ユニット 7 に吸入させる通路として使用することができ、内視鏡 1 を用いた施術に必要である道具が移動する経路として活用してもよい。

【 0 0 4 2 】

本体部 2 にはチャンネル 6 に連通する挿入口 8 が形成される。施術管 1 1 1 は挿入口 8 を通じてチャンネル 6 内に挿入してもよい。この時、施術者は操作取っ手 1 1 9 を用いて施術管 1 1 1 が挿入口 8 に挿入される程度を調節することによって、施術管 1 1 1 の他端部、即ち施術管先端部 1 1 2 が挿入部 5 の端部から所定の長さぐらい突出させてもよい。

【 0 0 4 3 】

処置装置本体 1 1 0 に連結された制御及び供給ユニット 1 5 0 は処置装置本体 1 1 0 を用いた内皮の処置に必要である電力などを供給する役割をする。制御及び供給ユニット 1 5 0 については以下で図 5 を参照して後述する。

【 0 0 4 4 】

図 3 は図 1 に示した A 部分を拡大して示す縦断面図である。

【 0 0 4 5 】

図 3 を参照すれば、体内施術装置 1 0 0 は針モジュール 1 2 0、吸気管 1 3 2、排気管 1 3 3、動力伝達部材 1 5 2、駆動部 1 6 5 及び内皮吸着手段 1 7 0、温度センサー（不図示）などを含んでもよい。

【 0 0 4 6 】

施術管先端部 1 1 2 には、図 3 に示すように内皮吸着手段 1 7 0 が設けられてもよい。内皮吸着手段 1 7 0 は一部分が施術管先端部 1 1 2 の外部に露出できるように設けられる。即ち、内皮吸着手段 1 7 0 は施術管 1 1 1 の他端部に結合される形状に配置してもよい。

【 0 0 4 7 】

針モジュール 1 2 0 は複数の針 1 2 1、施術板 1 2 2 及び連結部材 1 2 3 を含んでもよい。複数の針 1 2 1 には先端部がそれぞれ形成され、施術板 1 2 2 には複数の針 1 2 1 が一定の間隔を置いて結合される。一方、複数の針 1 2 1 の先端部は人体の内部組織面または内皮面を貫いて挿入してもよい程度に鋭く鋭利に加工するべきである。

【 0 0 4 8 】

この時、複数の針 1 2 1 は先端部が全て一方向に向けて並んで配置される。即ち、図 2 に示すように、先端部は施術管先端部 1 1 2 の外側方向に向けて配置される。

【 0 0 4 9 】

施術板 1 2 2 の複数の針 1 2 1 が結合された部分の反対部分には連結部材 1 2 3 が結合されるか、一体に形成される。

【 0 0 5 0 】

針モジュール 1 2 0 は施術管（図 2 の 1 1 1）の他側内部、即ち施術管先端部 1 1 2 内に配置してもよい。この時、針モジュール 1 2 0 は複数の針 1 2 1 が内皮吸着手段 1 7 0 を貫通する形状に配置される。即ち、内皮吸着手段 1 7 0 には後述する複数の貫通孔（図 1 0 の 1 7 4、1 7 5）が形成される。施術板 1 2 2 は内皮吸着手段 1 7 0 より施術管先

10

20

30

40

50

端部 1 1 2 の内側に配置され、複数の針 1 2 1 は前述した貫通孔 1 7 4、1 7 5 通じて施術管 1 1 1 の他端部外側、即ち施術管先端部 1 1 2 の外側方向に沿って突出する形状に配置される。これについては、図 7 を参照してより詳細に説明する。

【 0 0 5 1 】

図 7 は図 3 に示した A 部分の拡大断面図である。

【 0 0 5 2 】

図 7 を参照すれば、内皮吸着手段 1 7 0 は吸着手段本体 1 7 1 を含む。吸着手段本体 1 7 1 の内部には空気流動空間 1 7 2 及び複数の貫通孔 1 7 4 が形成される。そして、吸着手段本体 1 7 1 には平板状の吸着板部 1 7 3 が形成される。この吸着板部 1 7 3 は施術管先端部 1 1 2 の外部に露出し、内皮 1 0 に接触する部分である。

10

【 0 0 5 3 】

複数の貫通孔 (1 7 4、図 1 0 の 1 7 5) のうち、一部の貫通孔 1 7 4 は吸着板部 1 7 3 に配置され、残りの貫通孔 1 7 5 は吸着手段本体 1 7 1 のうち、施術板 1 2 2 に向かう位置に配置される。これらの複数の貫通孔 1 7 4、1 7 5 は複数の針 1 2 1 の位置及び数に対応して形成され、図 7 に示すように複数の針 1 2 1 が複数の貫通孔 1 7 4、1 7 5 をそれぞれ貫通することができる。

【 0 0 5 4 】

そして、図面に示すように複数の貫通孔 1 7 4、1 7 5 は空気流動空間 1 7 2 に連通するように形成される。

【 0 0 5 5 】

また図 3 を参照すれば、駆動部 1 6 5 は施術管 1 1 1 の他側内に配置されることができ、ここに示すように、施術管先端部 1 1 2 内に配置してもよい。

20

【 0 0 5 6 】

駆動部 1 6 5 は図面に矢印で示すように、連結部材 1 2 3 の長手方向、即ち施術管 1 1 1 の一側から他側に向かう方向、または複数の針 1 2 1 の長手方向に平行した方向に沿って連結部材 1 2 3 を駆動することができる。

【 0 0 5 7 】

連結部材 1 2 3 が駆動すると、この駆動力は施術板 1 2 2 を通じて複数の針 1 2 1 に伝えられる。従って、複数の針 1 2 1 が貫通孔 1 7 4 を通じて施術管先端部 1 1 2 の外側に突出したり、貫通孔 1 7 4 の内側に後退する形状に駆動することができる。

30

【 0 0 5 8 】

従って、駆動部 1 6 5 は、吸着板部 (図 6 の 1 7 3) をまず内皮 1 0 に当接させた後、施術管 1 1 1 の一側方向に沿って複数の針 1 2 1 が突出するように駆動させて、内皮 1 0 内に挿入させたり、複数の針 1 2 1 をその反対に後退させる。それによって、内皮 1 0 に挿入されていた複数の針 1 2 1 は、内皮 1 0 から離脱するようにしてもよい。

【 0 0 5 9 】

または、必要によって施術者は、処置装置本体 1 1 0 に設けられた操作取っ手 1 1 9 を用いて施術管 1 1 1 を施術管先端部 1 1 2 方向に移動させることができる。それによって、施術管先端部 1 1 2 の外側に突出した複数の針 1 2 1 を内皮 1 0 内に挿入させてもよい。

40

【 0 0 6 0 】

参考に、駆動部 1 6 5 としては、モーター、リニアモーター、電磁石、圧電素子などのように、連結部材 1 2 3 を往復直線運動させることができる多様な手段を使用してもよい。

【 0 0 6 1 】

詳細に図示しなかったが、動力伝達部材 1 5 2 は後述する高周波発生手段 (図 5 の 1 6 0) 及び針 1 2 1 を電氣的に連結させて、高周波発生手段 1 6 0 から発生した高周波電気エネルギーを針 1 2 1 に伝えることができる。

【 0 0 6 2 】

参考に、高周波発生手段 1 6 0 はコイル、真空管、トランジスターなどのような多様な

50

素子を用いて発振するもので、電力の供給を受けて高周波の電気エネルギーを出力する装置は、当業者によく知られているため、これについての詳細な説明は省略する。

【0063】

高周波発生手段160は図示しなかったが、施術管111の内部、施術管先端部112の内部、処置装置本体110の内部などに配置してもよい。

【0064】

吸気管132の一侧は内皮吸着手段170に分離可能に連結され、他側は施術管111の外部に延びることができる。この時、吸気管132の一侧は内皮吸着手段170の空気流動空間(図7の172)に連通するように連結される。

【0065】

参考に、施術管先端部112は施術管111から分離可能に構成してもよい。これは施術管111の他側または施術管先端部112に内蔵された構成要素を容易に交替できるようにするためのものである。

【0066】

例えば、施術管先端部112が施術管111から分離される場合、針モジュール120及び内皮吸着手段170も施術管111から分離でき、それによって吸気管132が内皮吸着手段170から分離することができる。

【0067】

排気管133の一侧は内皮吸着手段170に分離可能に連結される。この時、内皮吸着手段170の排気管133が連結される部分は、吸気管132を通じて空気流動空間(図7の172)に流入した空気が空気流動空間(図7の172)の内部を均一に循環した後、排気管133に流動するように構成してもよい。即ち、吸気管132及び排気管133は内皮吸着手段170の対称する位置にそれぞれ連結することができる。参考に、前述したように施術管先端部112が施術管111から分離される場合、排気管133も内皮吸着手段170から分離することができる。

【0068】

排気管133の他側には空気流動手段(不図示)が設けられてもよい。これについては、図5を共に参照して説明する。

【0069】

図5は本発明の第1実施形態に係る体内施術装置の構成を示す概略図である。

【0070】

図5を参照すれば、本発明の一実施形態に係る体内施術装置100は、前述した針モジュール120及び高周波発生手段160以外に、電源供給部140、制御部151、入力部191、表示部192、空気流動手段(不図示)及び温度調節手段(不図示)を更に含んでもよい。

【0071】

制御部151は温度調節手段(不図示)、空気流動手段(不図示)、電源供給部140、高周波発生手段160、駆動部165及び温度センサー(不図示)などと電氣的に連結して設けられ、これらの作動を制御することができる。

【0072】

電源供給部140は高周波発生手段160に電氣的に連結されることもでき、図示しなかったが、制御部151と直接連結して制御部151が高周波発生手段160に所定の電力を供給させることもできる。

【0073】

図示しなかったが、入力部191及び表示部192は処置装置本体110に設けられてもよい。表示部192は複数の針121から出力される高周波電気エネルギーの電圧及び電流のサイズ、周波数、内皮吸着手段170の温度などを表示することができる。

【0074】

入力部191は制御部151に作動命令を入力するためのスイッチ(不図示)などを備える。ユーザーの入力によって制御部151は、温度調節手段(不図示)、空気流動手段

10

20

30

40

50

(不図示)、高周波発生手段160、駆動部165、及び人体の内部組織面または内皮面への針の挿入深さなどを制御して、体内施術装置100を作動させることができる。

【0075】

吸気管132の他側には、温度調節手段(不図示)が設けられることができ、吸気管132の他端部には吸気口(不図示)が形成されてもよい。温度調節手段は吸気口に流入する施術管111外部の空気の温度を調節する手段である。空気の温度を調節する手段は、当業者によく知られているため、これについての詳細な説明は省略する。

【0076】

排気管133の他側には、図示しなかったが、空気流動手段(不図示)が設けられ、排気管133の他端部には排気口(不図示)が形成されてもよい。空気流動手段は排気管133内の空気を前述した排気口方向に強制流動させて排出させる手段であり、空気ポンプなどを使用してもよい。

【0077】

前述した連結関係により、空気流動手段が作動すると、ハウジング外部110の空気は吸気口136を通じて流入し、温度調節手段により温度が調節された後、吸気管132、空気流動空間(図7の172)、排気管133を経て排気口から処置装置本体110の外部に排出されるように流動することができる。

【0078】

この過程で空気流動手段(不図示)により空気流動空間(図7の172)内の空気が強制的に処置装置本体110の外部に排出され、その分だけの空気が吸気口を通じて流入する。従って、空気流動空間(図7の172)内の圧力を外部の圧力より低く形成してもよい。特に、空気流動手段(不図示)による空気の流動速度が速くなるほど、空気流動空間(図7の172)及び外部の圧力差は更に大きくなる。

【0079】

一方、詳細に図示しなかったが、処置装置本体110にはその内部に形成された空間、及び外部に連通する換気孔(不図示)が形成されてもよい。換気孔は高周波発生手段160及び制御部151などから発生する熱を外部に排出させる。熱が換気孔を通じて排出されるので、処置装置本体110内に熱が累積して温度が上昇することを防止することができる。喚起孔の数は必要によって加減してもよい。

【0080】

温度センサー(不図示)は内皮吸着手段170に連結して設けられ、内皮吸着手段170の温度を検知することができる。即ち、温度センサー(不図示)は内皮吸着手段170に当接して配置したり、熱伝達媒体(不図示)により内皮吸着手段170と熱的に連結して設けてもよい。

【0081】

参考に、前述した制御部151、高周波発生手段160、空気流動手段、温度調節手段などは、処置装置本体110と制御及び供給ユニット(図2の150)との適切な所に配置してもよい。これは構成要素のサイズまたは処置装置本体110のサイズや重さなどを考慮して選択してもよい。

【0082】

図4は本発明の第1実施形態に係る体内施術装置の作動を説明するための断面図である。

【0083】

施術管先端部112から突出した複数の針121が上皮層11を貫通して固有層13に到達した後、高周波発生手段160から発生した高周波電気エネルギーが複数の針121を通じて固有層13に伝えられると、固有層13に含まれたコラーゲン成分が凝固(c o a g u l a t i o n)することができる。

【0084】

この時、固有層13のうち、凝固する部分は先端部129を中心に電球状を有してもよい。これは前述したように、本出願人が出願した韓国特許出願第10-2011-005

10

20

30

40

50

7691号(出願日:2011.06.14)及び韓国特許出願第10-2011-0057692号(出願日:2011.06.14)に記載したラ-効果(La-effect)及びラプラス(+)-効果と同様である。

【0085】

即ち、本明細書にも定義された所謂「ラ-効果」は原則的に固有層13における二重凝固状態を形成する効果であり、「ラ-効果」を説明する単語としては、「固有層13の組織を焼く」、「固有層13の組織に熱を加える」、「固有層13の組織を熱する」などのように表現できる。しかし、その中でも「固有層13の組織を熱する」という表現が、「エネルギーを加えて原則的に固有層13の組織を凝固の状態に作る」との「ラ-効果」の技術的意味を比較的正確に表すと考えられる。

10

【0086】

これに本明細書においては、「固有層13の組織を熱する」という表現を、「エネルギーを加えて原則的に固有層13の組織を凝固の状態に作る」との意味として使用するようになる。

【0087】

一方、本願の発明の詳細な説明に記載した「熱する」という用語は、エネルギーを加える意味がより強い場合があるが、本発明の特許請求の範囲に記載した「熱する」という用語は、特に「エネルギーを加えて原則的に固有層の組織を凝固の状態に作る」との意味として使用したことを明らかにする。

【0088】

ラ-効果は、図4に示すように、上皮層11は殆ど熱さず、針121の先端を中心に大部分固有層13の附近のみにおいて、電球状に熱した部位19が形成される効果をいう。

20

【0089】

そして、ラ-効果によれば、バイポーラ(bipolar)電極を使用するにもかかわらず、針121と針121との間の全ての領域は熱さず、各針121ごとに独立的に熱する空間を形成する。

【0090】

言い換えれば、ラ-効果によれば、針121との間の領域を図2に示すように、連続的に熱さず、各針121の先端を中心にそれぞれ区別して熱するので、電流の世紀と針121の間隔を調整する方法を通じて組織を微細に分けて施術することができる。

30

【0091】

一方、ラ-効果によれば、施術者は針121に与えられる電流の世紀を増加させることによって、電球状の熱された部位を拡張させることができる。それによって、隣接した二つの熱された部位が合うことで、ダンベル状に熱された部位を形成してもよい。

【0092】

ラ-効果を実現するためにはバイポーラ電極を形成する交流電流であって、高周波形態でエネルギーを伝達する電流であることが必需的に要求される。

【0093】

そして、ラ-効果を得るためには針121の間隔が重要である。その理由は、針121の間隔が狭すぎると、針121の先端に集中した、熱した部位が密着してラ-効果を実現するのに支障を与える恐れがあるからである。

40

【0094】

一方、ラ-効果の実現においては、横及び縦方向に配列された針121の先端を横方向及び縦方向に連結した場合、網状に形成されることが好ましい。

【0095】

理論的には、四角形の頂点を形成する4個の針121であれば、網状が形成されるが、横方向に配列された針121の数と縦方向に配列された針121の数が、それぞれ4個以上であることが好ましい。

【0096】

また、ラ-効果の実現において、針121に交流を印加し、隣の針121との間の+と

50

- の極性が互いに変わるように、図 7 に示すように配置することが好ましい。

【 0 0 9 7 】

一方、ラ - 効果の実現において必須要素である、交流電流は、経時的にサイズと方向が周期的に変わる電流であり、普通は A C (a l t e r n a t i n g c u r r e n t) と表示する。

【 0 0 9 8 】

このような交流電流の波形はサイン (s i n e) 波形が最も典型的であり、四角波や三角波などに変形も可能である。一方、一般的に交流電流は各国で周波数を 5 0 H z 又は 6 0 H z に統一して用いている。

【 0 0 9 9 】

交流電流はラ - 効果を生じさせる最も重要要因として認識する。周波数が高い場合、例えば数百 H z のような場合以外は、特別な問題がないと判断する。周波数が非常に高い場合にも、針 1 2 1 の間隔を狭めて、それによる影響を相殺できると判断する。

【 0 1 0 0 】

しかし周波数が低い場合はラ - 効果の実現に問題があると判断するが、少なくとも周波数が 2 0 H z 以上であれば、他の要因を調節してラ - 効果を実現することができる。他の要因の調節については後述する。

【 0 1 0 1 】

多角的に検討及び実験した結果、ラ - 効果を実現するためには、少なくとも高周波を使用しなければならない。例えば、低周波は勿論で、超音波、中周波、イオンなど他の方法を用いる場合に、ラ - 効果は十分に実現することができなかった。

【 0 1 0 2 】

実験によれば、特に高周波のうち、0 . 5 メガヘルツ (M H z) 以上で、ラ - 効果が十分に実現された。その中でも、最も好ましい高周波の範囲は 2 M H z 程度であることを実験を通じて確認し、現在これを用いている。

【 0 1 0 3 】

要約すると、ラ - 効果のための高周波の範囲は 0 . 5 - 1 0 M H z であり、より好ましくは、1 - 4 M H z であり、最も好ましくは、1 . 5 - 2 . 5 M H z である。

【 0 1 0 4 】

これを理論的により詳細に説明すると、高周波の周波数は周波数が高いほど同一の電流を流す時、相対的に近い附近までエネルギー領域を形成する反面、周波数が低いと、針 1 2 1 から遠くの部分までエネルギー領域を形成する。

【 0 1 0 5 】

例えば、周波数が 0 . 5 M H z 以下である場合、針 1 2 1 の間隔を増加してもエネルギー領域が広すぎて上皮層 1 1 まで火傷を負い、傷が生じる原因になることがある。特に、狭い領域における精密な治療を必要とする場合、これによって悪影響を与える恐れがある。

【 0 1 0 6 】

一方、周波数が 1 0 M H z 以上の場合、エネルギー領域が狭すぎて治療時間が長くなり、最適の治療のためのエネルギー領域を形成することも難しい。

【 0 1 0 7 】

次にラ - 効果は針 1 2 1 の間隔にも深い関係がある。特に針 1 2 1 の間隔は全ての他の構成要素と深い関係がある。例えば、高周波電流の周波数との関係を調べてみると、ラ - 効果を維持するためには、高周波電流の周波数が増加する場合、針 1 2 1 の間隔は減少しなければならない、高周波電流の周波数が減少する場合は、針 1 2 1 の間隔は増加しなければならないことが実験を通じて確認した。

【 0 1 0 8 】

一方、周波数が 2 M H z の場合、針 1 2 1 の間隔は 2 m m 程度が最も適当であることを実験を通じて確認した。これについての詳細は後述する。

【 0 1 0 9 】

10

20

30

40

50

次に、ラ - 効果に影響を与える構成要素として針 1 2 1 の絶縁コーティングの可否を挙げることができる。原則的にラ - 効果が作動する間、上皮層 1 1 の附近は殆ど熱さず、固有層 1 3 まで挿入された針 1 2 1 の先端を中心に図 4 に示すように、あたかも電球状に類似した焼けた部分が形成される。従って、別の絶縁コーティングを施す必要がない。

【 0 1 1 0 】

しかし、絶縁を目的としない限り、コーティングその自体だけでラ - 効果を阻害するとみることはできない。例えば、針 1 2 1 の強度を強化しながら、絶縁に影響を与えない金属コーティングや熱処理などによるコーティングはラ - 効果に影響を与えないことが確認された。

【 0 1 1 1 】

言い換えれば、ラ - 効果を最大限活用するためには絶縁を施さないことが好ましく、万一絶縁を施したとしても最小限固有層 1 3 区間だけは絶縁コーティングを施さないことが好ましい。

【 0 1 1 2 】

もう一つのラ - 効果に緊密な関係がある構成要素は針 1 2 1 (即ち、電極)の極性の配置方法である。原則的にラ - 効果の実現のためには交流を印加する。この時、原則的に隣の針 1 2 1 との極性が異なるように配置することが好ましい。

【 0 1 1 3 】

これは複数の針 1 2 1 が横方向及び縦方向に沿って均等に配置され、各針 1 2 1 が正方形の網構造の交差点に位置する場合に、任意の位置の針 1 2 1 の極性は最も近い交差点にある針 1 2 1 の極性とは異なるように配置することを意味する。

【 0 1 1 4 】

勿論、交流電流を使用するので、各針 1 2 1 の極性は、通常の交流電気を使用する場合、秒当たり 5 0 - 6 0 回程度、その極性が変わるようになる。それにしても、毎瞬間針 1 2 1 に交流を印加する際、隣の針 1 2 1 との極性が互いに異なるように配置することが好ましい。

【 0 1 1 5 】

即ち、本発明において、各針 1 2 1 の極性が最も隣接した針 1 2 1 の極性と異なるように各方向に、(+)、(-)の電極が交互に配列したということは、このような原理により構成したことを意味する。

【 0 1 1 6 】

勿論、一般的には各針 1 2 1 が正方形の網構造における交差点に位置するように配置することが好ましい。しかし、菱形状の網構造、長方形の網構造、またはその他の四角形の網構造における交差点に位置するように針 1 2 1 を配置する場合においても、最も隣接した針 1 2 1 との極性が変わるように針 1 2 1 を配置するかぎり、ラ - 効果が発生することが確認された。

【 0 1 1 7 】

一方、本発明を施すにあっては、各針 1 2 1 の中に電気が通じない針 1 2 1 を部分的に配置する事もでき針 1 2 1 の配置を部分的に省略することができる。だが、この場合にも最も隣接した針 1 2 1 の極性が変わるように針 1 2 1 の極性を配置すると、ラ - 効果は当然得られる。

【 0 1 1 8 】

ラ - 効果の作動において、もう一つの重要な構成要素は電圧である。これは針 1 2 1 との間隔を定めることにおいても重要な考慮要素であるが、機器の安全にも直結する構成要素である。従って、通常組織面に印加する電圧を中心に測定することが好ましい。

【 0 1 1 9 】

「実際組織に印加する電圧」は、内皮組織に挿入された針 1 2 1 の表面と接する組織部位の間に加わる電圧である。従って、機器に印加する電圧とは異なり、3種類の抵抗値(即ち、機器抵抗、電極(針)抵抗、組織抵抗値)の合計によって変わり得る。

【 0 1 2 0 】

10

20

30

40

50

これは印加するエネルギーの量に直結される構成要素として、最大100Vを越えないことが好ましい。一方、好ましい電圧は、10 - 60Vであり、最適電圧は20 - 40Vであることを実験で確認した。

【0121】

施術時、人体の組織に加わる電圧（組織電圧）は、機器で設定する電圧（外部電圧）と回路設計によって多様に変わるように設計することが可能である。これはこの分野に従事する当業者ならば容易に実現可能であり、且つ本発明の特徴的な構成要素ではないため、それについての具体的な説明は省略する。

【0122】

ラ - 効果において、もう一つの変数は電流である。しかし、電流は電圧と抵抗値によって変わるので、装備を通じて印加する電圧と、機器抵抗、電極（針）抵抗、組織抵抗値が決まれば、オームの法則によって計算が可能である。一方、前述したように、抵抗値は機器抵抗、電極（針）抵抗、組織抵抗に区分することができる。

10

【0123】

ラ - 効果においてもう一つの重要構成要素はエネルギーの持続時間である。最低時間を調べてみると、高周波エネルギーが安定な領域に到達するためには、約0.02秒の時間がかかる。従って、エネルギーの持続時間が短すぎると、ほとんど測定できない程度にその効果が微弱になるため、時間をあまりに短くすることは好ましくない。

【0124】

実験を通じて測定してみた結果、最小限0.05秒以上にならないとラ - 効果が現れないことが明らかになった。本発明の主要な特徴は、エネルギーの持続時間が比較的短いことである。しかし、効果が現れる最長時間を測定してみた結果、0.8秒であることが明らかになった。

20

【0125】

勿論、針121の間隔を広めると共に、電圧を最小化すると、より長い時間に亘って持続することも可能である。しかし、現時点においては、施術が可能な最適の条件を前提とする場合、0.05 - 0.8秒の範囲に設定することが好ましい。

【0126】

しかし、好ましい時間は0.1 - 0.4秒であり、より好ましい時間は0.1 - 0.2秒であることを測定により確認した。このような最適の時間範囲を見つけることは予想より非常に難しかったし、多くの試行錯誤を繰り返し、多くの洞察が必要であった。なぜなら、高い高周波を用いて交流を使用し、且つ低い電圧を使用しながらも印加時間を前述のように短くすることは、ラ - 効果を作り出して初めてこのような短い印加時間を想定できたからである。

30

【0127】

ラ - 効果において、次に考慮しなければならない重要な構成要素は針121の長さと同径である。針121の直径は、針121の間隔に影響を与える。また繰り返して組織に挿入したり抜いたりしなければならぬ。そのため、そのような過程で針が曲がらず外力に耐えるに十分な剛性を有する必要がある。一方、針121の直径が太いほど、被施術者の痛みが増加し、針121を挿入した大きな痕跡が残り、出血も増加する恐れがある。

40

【0128】

結論的に、針121の直径は、組織に挿入する過程で痛みを最小化し、針121が曲がらない程度が好ましく、傷の発生を最小化するように最適の範囲を探さなければならない。現在、臨床的に用いている針の直径は0.25mmや0.3mmである。この程度の範囲であれば、適切に使用できると判断する。

【0129】

針121直径が前記範囲を多少通過してもラ - 効果を発揮することができる。即ち、針121の直径は、ラ - 効果に僅かな影響は与えることができるが、全体的にその影響は微弱な水準である。

【0130】

50

一方、ラ - 効果を得る機器を設計するために最も気にしなければならない部分の一つは、前述したように針 1 2 1 の間隔である。間隔を測定する多様な方法がある。ここでは、ある特定の針 1 2 1 の外皮と隣接針 1 2 1 の外皮との間の最短間隔を中心に説明する。本発明において、針 1 2 1 の間隔はこのような方法で定義する。

【 0 1 3 1 】

ラ - 効果が得られる針の最小間隔は 1 . 3 mm であることを、実験を通じて確認した。従って、針の好ましい間隔は 1 . 3 - 3 . 0 mm 水準であることが確認された。しかし、針の間隔がこの範囲を超える場合でも、印加する電流の量がや抵抗を減少させる方法により、他の範囲の間隔も用いることができると判断する。この時、針 1 2 1 の間隔は、多くの変数により少しずつ変わり得る。

10

【 0 1 3 2 】

適切なラ - 効果を得る前提下に、針 1 2 1 の間隔に影響を与える構成要素を調べてみると次の通りである。まず、電力 (= エネルギー) が増加したり、針 1 2 1 の直径が厚くなると、針 1 2 1 の間隔は増大しなければならない。一方、電力は電圧と電流及び印加時間の乗で得られるので、結局、電圧、電流、印加時間、針 1 2 1 の直径、及び伝導度のうち、少なくとも一つの値が増大すると、針 1 2 1 の間隔も増大しなければならない。

【 0 1 3 3 】

しかし、抵抗、交流周波数、高周波の周波数、伝導度または皮膚に浸透した針 1 2 1 の深さのうち、少なくとも一つの値が増大すると、その影響の程度によって針の間隔をさらに狭めても発揮されるラ - 効果には特別な影響がない。これを公式で次の数式 1 のように表現することができる。

20

【 0 1 3 4 】

【 数 1 】

(数式 1)

$$\text{間隔} = N \frac{(\text{電力}(=\text{エネルギー})) * (\text{針の直径}) * (\text{伝導度})}{(\text{抵抗}) * (\text{交流周波数}) * (\text{高周波の周波数}) * (\text{皮膚に浸透した針の深さ})}$$

30

【 0 1 3 5 】

ここで、N は比例定数であり、抵抗は機器抵抗、電極抵抗、組織抵抗である。

【 0 1 3 6 】

また、電力 (= エネルギー) は、 $J = W * t$ であるので ($W = \text{電力}$ 、 $t = \text{時間}$)

$$J = V * I * t \quad (W = V * I)$$

$$J = I^2 * R * t \quad (V = I * R)$$

である。

40

【 0 1 3 7 】

従って、数式 1 は次の数式 2 のように表現することができる。

【 0 1 3 8 】

【数 2】

(数式 2)

$$\text{間隔} = N \frac{V * I * t * (\text{針の直径}) * (\text{伝導度})}{(\text{抵抗}) * (\text{交流周波数}) * (\text{高周波の周波数}) * (\text{皮膚に浸透した針の深さ})}$$

10

【0139】

一方、図面に示すように、高周波電気エネルギーによる影響が固有層 13 以外に針 121 に隣接した領域の上皮層 11 にも影響を与える恐れがある。この時、上皮層 11 に与えられる影響は目的とするものではないため、最小化することが好ましい。これについては、以下で図 7 ないし図 9 を参照して説明する。

【0140】

参考に、前述したように、固有層 13 は粘膜の構成要素であり、体腔を取り囲む内皮には含まれないこともある。しかし、内皮において上皮層 11 下部の組織には大部分コラーゲン成分が含まれているので、以後の説明においても、上皮層 11 の下部には固有層 13 が配置されたと仮定して説明する。

20

【0141】

図 6 は本発明の第 1 実施形態に係る体内施術装置を示す底面図である。

【0142】

図 6 を参照すれば、本発明の一実施形態に係る体内施術装置（図 1 の 100）の施術管先端部 112 の底面、即ち施術管 111 の他端部には、図に示すように、複数の針 121 が、施術管先端部 112 外側に先端部 129 が突出するように分散配置してもよい。

【0143】

この時、複数の針 121 の間隔は、図に示すように、等間隔の場合もあり、図示しなかったが、必要によっては吸着板部 173 の中心部、縁部、または特定部分に密度が高く配置してもよい。

30

【0144】

内皮吸着手段 170 に形成された複数の貫通孔 174 のうち、吸着板部 173 に形成された貫通孔の直径は、図に示すように、複数の針 121 の直径より大きく形成され、複数の貫通孔 174 及び複数の針 121 の間に適切な間隔をおいて形成されてもよい。

【0145】

このような間隔は、複数の針 121 の先端部 129 が上皮層 11 を貫通して固有層 13 まで容易に到達できるようにする。これについては、図 7 ないし図 9 を参照して説明する。

【0146】

図 7 ないし図 9 は内皮吸着手段の作動を説明するための拡大図である。

40

【0147】

図 7 を参照すれば、複数の針 121 を用いた処置のために複数の針 121 により内皮 10 が押圧された時、内皮 10 は柔らかい組織であるため、図に示すように複数の針 121 が上皮層 11 を貫通せず、圧入されるばかりである。

【0148】

このような状況で、複数の針 121 を通じて高周波電気エネルギーが伝えられると、上皮層 11 だけに影響を与える。従って、固有層 13 に対する処置効果は得られず、上皮層 11 が変性する副作用を招来する恐れがある。

【0149】

図 7 ないし図 9 は体内施術装置の作動を説明するための図 3 に示した B 部分の拡大図で

50

ある。

【0150】

図7を参照すれば、複数の針121が柔らかい組織である内皮10のうち、上皮層11だけを貫通し、先端部129は固有層(図3の12参照)まで十分に到達できなかった。このような場合、複数の針121を通じて高周波電気エネルギーが伝えられると、図6で説明したように、期待する固有層(図3の12)の改善効果は微小であり、上皮層11には副作用が発生する。

【0151】

図8は内皮10が柔らかい組織である時、内皮吸着手段170が作動する場合を示す拡大図である。

【0152】

図8を参照すれば、空気流動空間172内に空気が流動することによって、複数の針121と貫通孔174との間に形成された間隙を通じてハウジング(図2の110)の外部の空気、即ち吸着板部173外部の空気が空気流動空間172に流入する。

【0153】

これは図2を参照して説明したように、空気流動手段(不図示)の作動によって空気流動空間172内に空気の流動が発生すると、空気流動空間172内の圧力が低下するためである。

【0154】

従って、内皮10の上皮層11は貫通孔174内に流入する空気の流動によって吸着板部173に密着する。それによって、複数の針121が内皮10を十分に貫通し、先端部129は固有層13に到達することができる。従って、複数の針121を通じて伝えられる高周波電気エネルギーによる処置効果を十分に得られる。

【0155】

一方、空気流動空間172に流入する空気が温度調節手段(不図示)により加熱または冷却されると、吸着板部173の温度を調節することができる。高周波電気エネルギーが固有層(図3の12参照)に到達すると、温度が上昇する。この時、吸着板部173の温度が低下すると、上皮層11の温度が共に上昇することが防止できる。従って、高周波電気エネルギーによる上皮層11の変性を防止することができる。

【0156】

また、図示しなかったが、複数の針121が固有層13を貫通する過程で、固有層13に分布した毛細血管が破壊されて出血が発生する恐れがある。このような場合、吸着板部173の温度を低くすると、固有層13の上層の温度も低下する。従って、破壊された毛細血管を通した血行が低下して、止血する効果や出血量が減少する効果が得られる。

【0157】

制御部151は温度センサー(不図示)により検知する内皮吸着手段170の温度を持続的に測定して、内皮吸着手段170を所定の温度範囲に維持することができる。参考に、上皮層11の変性防止効果及び出血抑制効果は、10ないし25程度の温度範囲で得られる。制御部151に予めこの温度範囲を入力し、空気流動手段(不図示)及び温度調節手段(不図示)の作動を制御すると、内皮吸着手段170のうち、吸着板部173をこの温度範囲で維持させることができる。

【0158】

参考に、処置のための施術に一度使用した複数の針121は衛生上、新しい針に交替する必要がある。前述したように、施術管111の他側から施術管先端部112が分離可能に構成する場合、針モジュール120だけを容易に交替することができる。

【0159】

一方、図示しなかったが、前述したような体内施術装置100において、吸気管132の他端部及び排気管133の他端部を互いに連結して廃回路を形成してもよい。この廃回路上には、ろ過手段(不図示)、空気流動手段(不図示)及び温度調節手段(不図示)を設けてもよい。

10

20

30

40

50

【0160】

従って、空気流動手段が作動すると、排気管133内の空気がこのような廃回路内を流動する。この時、空気は温度調節手段を経て内皮吸着手段170に形成された空気流動空間172に流入し、内皮吸着手段170を通過した後、排気管133を通じてろ過手段に流入することができる。

【0161】

この時、ろ過手段は前述したように、内皮吸着手段170内に血液が流入したり、胃液のような体液が流入した場合、これらの液体をろ過することによって、排気管133以外の構成要素に対する汚染可能性及び汚染範囲を減少させる役割をする。

【0162】

ろ過手段としては、空気に混入した血液や体液を吸着する多孔性のフィルター、細菌の通過を防止する除菌フィルター、湿式ろ過装置など、多様な装置を使用してもよい。ここで、湿式ろ過装置は浄化水や消毒液が充電されたタンクを含む。このタンクの下側は排気管133の他側に連結され、排気管133から流出される空気は、浄化水や消毒液を通過した後、水置換(water substitution)のような方法により捕捉されて、捕捉空気は空気流動手段に流入するように構成してもよい。

【0163】

空気が浄化水や消毒液を通過する過程で、空気に含まれた血液または体液や内皮吸着手段170の貫通孔174を通じて流入した微細異質物などをろ過することができる。ろ過手段を通過した空気は、更に空気流動手段を通じて前述した循環過程を経る。

【0164】

このように、吸気管132及び排気管133が廃回路を形成することによって、血液や患者の皮膚から脱落した組織などが排気管133に流入しても閉回路の外部に流出しない。従って、感染が誘発される可能性を大きく減少させることができる。そして前述したようなろ過手段を付加することによって、衛生性がより一層向上する。

【0165】

参考に、吸気管132及び排気管133が形成する廃回路に設けられるろ過手段、空気流動手段及び温度調節手段は、その配置順序を変更して流動する空気の通過順序を変更することができる。しかし、内皮吸着手段170を通過した空気がろ過手段をまず通過するように構成すると、空気流動手段及び温度調節手段が血液や体液により汚染する可能性を大きく下げることができる。

【0166】

図10は図9に示したC部分の拡大図である。

【0167】

図10を参照すれば、吸着手段本体171に形成された貫通孔174、175のうち、吸着板部173に配置された貫通孔を除いた貫通孔175、即ちハウジング(図2の110)の一侧に露出しない貫通孔175の縁部分には絶縁部材179を装着してもよい。

【0168】

絶縁部材は複数の針121を通じて伝えられる高周波電気エネルギーが吸着手段本体171に伝えられることを遮断する役割をする。即ち、吸着手段本体171は熱伝導体で製造してもよい。熱伝導体は、通常に電気伝導体になることもあるので、吸着手段本体171に高周波電気エネルギーが伝えられる場合、これを通じて上皮層11に高周波電気エネルギーが伝えられるようになる。

【0169】

従って、絶縁部材179を用いて複数の針121と吸着手段本体171との間に電氣的な及び熱的な絶縁を達成することで、前述したような副作用の発生を防止することができる。

【0170】

貫通孔174及び針121の直径差が小さな場合は、針121が皮膚を貫通する過程で針121の外周面が貫通孔174の内周面に接触する恐れがある。これを防止するために

10

20

30

40

50

、図示しなかったが、絶縁部材 179 を貫通孔 174 にも装着することができる。または、図示しなかったが、貫通孔 174、175 及び針 121 の直径差が大きい場合のように、貫通孔 174、175 の内周面に針 121 の外周面が接触する可能性が低い時には、貫通孔 174、175 に絶縁部材 179 を装着しなくてもよい。

【0171】

一方、図示しなかったが、複数の針 121 のうち、一つ以上は注射針のように中空部が形成され、針モジュール 120 のうち、針 121 の先端部 129 が形成されない部分や施術板 122 または連結部材 123 には、中空部（不図示）に連結された薬物容器（不図示）を備えてもよい。薬物容器は内部に制御部 151 により制御される小型アクチュエーターを備える。このアクチュエーターは、その端部に薬物を中空部に向かって押圧するピストンをそれぞれ備えてもよい。

10

【0172】

従って、薬物容器（不図示）内に特定の効果を有する薬物を注入し、針 121 が内皮 10 を貫通した時、前述したような中空部（不図示）を通じて薬物が内皮 10 内部に伝えられるようにすることによって、針 121 による処置効果だけでなく薬物による効果を一緒に得ることもできる。

【0173】

例えば、内皮 10 に傷または潰瘍が発生した場合、薬物として成長要因（growth factor）を潰瘍治療剤として用いると、傷または潰瘍の回復を促進する効果が得られる。即ち、内皮 10 に傷または潰瘍が発生する場合、傷または潰瘍の縁部から中心部に向かって自然治癒が進行する。

20

【0174】

しかし、本実施形態に係る体内施術装置 100 を用いて傷または潰瘍にエネルギーを供給すると、エネルギーの供給を受けた部分また縁部分と一緒に治癒が進行され、早く治癒することができる。そして、前述したように、成長要因などを傷または潰瘍部位に注入すると、治癒がより一層早く進行されることができる。

【0175】

一方、針 121 は多様な素材で製造してもよい。針 121 が金属やセラミックで製造される場合、その価格は上昇するが、高い熱伝導性により上皮層 11 及び固有層 13 上層部における冷却効果を増加することができる。針 121 が合成樹脂で製造する場合、金属やセラミックで製造する時に比べて、熱伝導性が相対的に低いため、冷却効果が低下するが、反面、価格が非常に安くなる。従って、針 121 は用途に合う素材を選択して製造することが好ましい。

30

【0176】

図 11 は本発明の第 2 実施形態に係る体内施術装置先端部を示す縦断面図である。

【0177】

本発明の第 2 実施形態に係る体内施術装置に含まれた施術管先端部 112、針モジュール 120、動力伝達部材 152、駆動部 165、空気流動手段（不図示）及び温度センサー（不図示）などは、前述した通りであるので、重複する説明は省略する。

【0178】

本発明の第 2 実施形態に係る体内施術装置は、排気管 133 のみを備え、前述したような吸気管（図 3 の 132 参照）は備えなくてもよい。即ち、排気管 133 に設けられた空気流動手段（不図示）により流動する空気を皮膚吸着手段 270 を通じて流入させてもよい。これについては、図 12 を参照して説明する。

40

【0179】

図 12 は図 11 に示した内皮吸着手段を示す縦断面図である。図 11 及び図 12 を共に参照して説明する。

【0180】

内皮吸着手段 270 は吸着手段本体 271 を含み、吸着手段本体 271 は施術板 122 の一部を取り囲む形状を有する。吸着手段本体 271 には複数の針 121 が貫通する複数

50

の貫通孔 275 が形成され、吸着手段本体 271 内には空気流動空間 272 が形成される。

【0181】

そして、吸着手段本体 271 には内皮 10 と接する方向に沿って吸着部 273 が突設され、吸着部 273 には吸気口 274 が形成される。吸着手段本体 271 の一側には排気管 133 に連結される連結部 279 が形成される。

【0182】

空気流動空間 272 は、図に示すように吸着手段本体 271 の縁部分の内部に形成されてもよい。空気流動空間 272 は吸着手段本体 271 の連結部 279 と吸気口 274 とを連結する形状に形成され、連結部 279 から吸気口 274 との間に空気が流動することができる。

10

【0183】

ここで、詳細に図示しなかったが、吸着部 273 の内皮 10 に接する部分は多角形または閉曲線形状を有するように形成されてもよい。即ち、吸着部 273 が内皮 10 に接した時、吸着部 273 及び内皮 10 が接する部分を仮想的に連結してみると、多角形または閉曲線のように、互いに連結された線分または曲線により内部と外部が遮断された図形の形状を有するようになる。

【0184】

例えば、複数の針 121 が、図 6 に示すように配置されると、吸着部 273 が皮膚に接する部分は四角形の形状を有してもよい。このように吸着部 273 及び内皮 10 が接する部分は三角形や四角形のような多角形の形状だけでなく、円や楕円の円周のような閉曲線の形状を有してもよい。

20

【0185】

従って、内皮 10 に吸着手段本体 271 が接すると、その部分は吸着手段本体 271 の貫通孔 275 が形成された部分、及びこれから突出した形状の吸着部 273 によりカバーされる形状を有する。

【0186】

吸気口 274 は示すように吸着部 273 のうち、内皮 10 に直接接しない部分の中で、前述した多角形または閉曲線の内側方向に向かう部分に形成されてもよい。

【0187】

従って、排気管 133 を通じて空気が流動すると、空気は吸気口 274 から空気流動空間 272 を経て連結部 279 を通じて排気管 133 に流動する。この時、貫通孔 275 内には前述したような針 121 が挿入されるので、空気は主に吸気口 274 を通じて流出される。そのために、内皮 10 のうち、吸着手段本体 271 によりカバーされた部分には負圧が作用する。

30

【0188】

従って、上皮層 11 は、図に示すように貫通孔 275 方向に突出でき、針 121 が上皮層 11 を容易に貫通することができる。

【0189】

このように針 121 が上皮層 11 を貫通して内皮 10 を処置する過程で出血が発生したり、周辺の体液が流入する場合、血液または体液が吸気口 274 を通じて流入する恐れがある。吸気口 274 を通じて流入した血液または体液は空気流動空間 272 を通じて排気管 133 まで流動することができる。

40

【0190】

これは前述したように、内皮 10 に対する処置が完了した後、施術管先端部 112 を交替する時、内皮吸着手段 270 も共に交替して解決することができる。この時、排気管 133 は前述したようなフィルターまたはろ過手段を備えることによって、血液による感染を防止することができる。

【0191】

参考に、排気管 133 を容易に交替するために、排気管 133 を、図示したものとは異

50

なり、施術管 1 1 1 及び施術管先端部 1 1 2 の外部に配置した後、排気管 1 3 3 の一端部が施術管先端部 1 1 2 を貫通する形状に連結部 2 7 9 に分離可能に結合してもよい。これは、吸気管（図 3 の 1 3 2）にも適用することができる。

【 0 1 9 2 】

即ち、吸気管 1 3 2 及び排気管 1 3 3 として使い捨てチューブを使用し、吸気管 1 3 2 及び排気管 1 3 3 を施術管 1 1 1 内部に配置するのではなく、挿入部（図 2 の 5）に形成されたチャンネル（図 2 の 6）を通じて施術管 1 1 1 と共に配置させる。その場合、内皮 1 0 に対する処置が完了した後、吸気管 1 3 2 及び排気管 1 3 3 を廃棄することができるので、衛生性がより一層向上する。

【 0 1 9 3 】

図 1 3 及び図 1 4 は内皮吸着手段の吸着部の変形例を示す拡大図である。

【 0 1 9 4 】

参考に、図 1 3 及び図 1 4 は図 1 2 に示す内皮吸着手段 2 7 0 において D で示した部分に対応する部分を拡大して示す図である。

【 0 1 9 5 】

図 1 3 を参照すれば、吸着孔 2 7 4 a は吸着部 2 7 3 a 及び内皮 1 0 が接する部分に形成する。即ち、図 1 3 に示したように、吸着孔 2 7 4 a は内皮吸着手段 2 7 0 の空気流動空間 2 7 2 から上皮層 1 1 と接する方向に向けて形成してもよい。

【 0 1 9 6 】

従って、前述したように排気管 1 3 3 を通じて空気が排出されることによって、吸着孔 2 7 4 a を通じて空気が流入する。すると、図 1 3 に示すように、上皮層 1 1 が吸着孔 2 7 4 a に直接吸着されて吸着部 2 7 3 a に固定される。それによって、内皮吸着手段 2 7 0 が内皮 1 0 を固定させる効果が向上する。

【 0 1 9 7 】

図 1 4 を参照すれば、吸着孔 2 7 4 b は吸着部 2 7 3 b 及び内皮 1 0 が接する部分に形成される。この部分は吸着孔 2 7 4 b に向けて凹入した形状を有する。即ち、吸着部 2 7 3 b のうち、内皮 1 0 が接する部分は吸着孔 2 7 4 b に近づくほど空気流動通路 2 7 2 の内部に向かって傾斜が形成されて、漏斗のような形状を有してもよい。

【 0 1 9 8 】

従って、排気管 1 3 3 を通じて空気が排出されることによって、吸着孔 2 7 4 b を通じて空気が流入すると、図に示すように、上皮層 1 1 が吸着孔 2 7 4 b に吸着され、上皮層 1 1 の一部が吸着部 2 7 3 b の凹入した部分に固定される。それによって、内皮吸着手段 2 7 0 が内皮 1 0 を固定させる効果がより一層向上する。

【 0 1 9 9 】

図 1 5 は内皮吸着手段の変形例を示す縦断面図である。

【 0 2 0 0 】

内皮吸着手段 3 7 0 は吸着手段本体 3 7 1 を含み、吸着手段本体 3 7 1 には空気流動空間 3 7 2、吸着部 3 7 3、複数の貫通孔 3 7 5 及び連結部 3 7 9 が形成される。ここで、空気流動空間 3 7 2、複数の貫通孔 3 7 5 及び連結部 3 7 9 は、図 1 2 を参照して説明した空気流動空間 2 7 2、複数の貫通孔 2 7 5 及び連結部 2 7 9 と同様であるので、重複する説明は省略する。

【 0 2 0 1 】

内皮吸着手段 3 7 0 の吸着部 3 7 3 も前述した吸着部（図 1 2 の 2 7 3）と同様に、内皮 1 0 と接する方向に向けて吸着手段本体 3 7 1 から突設される。そして、吸着部 3 7 3 の内皮 1 0 に接する部分が多角形または閉曲線形状を有するように形成されてもよい。

【 0 2 0 2 】

吸着孔 3 7 4 は吸着部 3 7 3 及び内皮 1 0 が接する部分に形成される。即ち、図に示すように吸着孔 3 7 4 は内皮吸着手段 3 7 0 の空気流動空間 3 7 2 から上皮層 1 1 と接する方向に向けて形成されてもよい。

【 0 2 0 3 】

10

20

30

40

50

前述したように、空気流動空間 372 内に負圧が作用されて吸着孔 374 を通じて空気が流入すると、図に示すように上皮層 11 が吸着孔 374 に直接吸着されて吸着部 373 に固定することができる。

【0204】

この時、吸着部 373 の内皮 10 と接する部分は、図に示すように傾斜面が形成されてもよい。この傾斜面は通孔 375 が配置された方向、即ち針モジュール 120 が配置された方向に向かうほど吸着手段本体 371 から内皮 10 方向に吸着部 373 が突出する高さが低下する形状を有する。

【0205】

従って、図に示すように上皮層 11 が吸着部 373 に固定される過程で、吸着部 373 に形成された傾斜面により吸着手段本体 371 の中間部分に行くほど上皮層 11 が隆起した形態を有する。それによって、上皮層 11 は図に示すように、貫通孔 375 の方向に突出することができ、複数の針 121 が上皮層 11 を容易に貫通することができる。

10

【0206】

図 16 は本発明の第 3 実施形態に係る体内施術装置先端部を示す縦断面図であり、図 15 を共に参照して説明する。

【0207】

本発明の第 3 実施形態に係る体内施術装置は、図 12 を参照して説明した第 2 実施形態に係る体内施術装置に比べて、排気管 137 及びフィルター 139 の構成だけに差があり、その他の構成要素は同様である。従って、同一な部分に対する重複する説明は省略する。

20

【0208】

施術管先端部 112 には内皮吸着手段 370 が設けられる。内皮吸着手段 370 は一部分が施術管先端部 112 を貫通して外部に露出できるように設けられる。

【0209】

排気管 137 の一側は、図に示すように、施術管先端部 112 に配置してもよい。この場合内皮 10 が内皮吸着手段 370 により吸着させるために、空気流動手段（不図示）が作動すると、施術管先端部 112 内に負圧が発生するようになる。従って、複数の針 121 及び複数の貫通孔 375 との間にも前述したような血液や体液が流入することができる。

30

【0210】

このような場合、施術管先端部 112 の内部が血液や体液により汚染する恐れがある。従って、図に示すようにフィルター 139 が針モジュール 120 を取り囲む形状に施術管先端部 112 内に配置されると、空気と共に施術管先端部 112 内部に流入する血液や体液がフィルター 139 に吸着することができる。

【0211】

内皮 10 に対する処置が完了した後、前述したように施術管先端部 112 を施術管 111 から分離して針モジュール 120、内皮吸着手段 370 及びフィルター 139 を廃棄すると、血液や体液による汚染の拡散を防止することができる。

【0212】

図 17 は本発明の第 4 実施形態に係る体内施術装置の吸着部を示す拡大図である。

40

【0213】

内皮吸着手段に含まれた吸着手段本体 471 の中間部分には施術板 122 及び複数の針 121 が貫通する部分が形成される。即ち、吸着手段本体 471 は施術板 122 の縁部分を部分的に取り囲む形状を有する。

【0214】

吸着手段本体 471 の中間部分、即ち複数の針 121 が貫通する部分には複数の針 121 との間表面温度調節手段 499 が配置される。詳細に図示しなかったが、表面温度調節手段 499 は吸着手段本体 471 に固定され、吸着手段本体 471 が内皮 10 の上皮層 11 に接する時、表面温度調節手段 499 も共に当接して配置される。表面温度調節手段

50

499としては熱電半導体素子などを用いることができ、制御部151または電源供給部140に電氣的に連結されることができる。なお、制御部151により供給される電力を制御して上皮層11の温度を調節することができる。

【0215】

吸着手段本体471には空気流動空間472が形成されてもよい。図に示すように、空気流動空間472の一側は吸着部473の側面に開放され、他側は吸着部473の内皮10と接する部分に形成された吸着孔474に連結されるように形成される。空気流動空間472を通過して吸着孔474を通過した空気は吸着手段本体271と針モジュール120との間に形成された空間を通過し、ハウジング110の内部空間を通過した後、排気管137に流動することができる。

10

【0216】

ここで、空気流動空間472の一側が開放された吸着部473の側面は、吸着部473の側面のうち、針モジュール120が配置された方向の反対方向を指す。従って、空気流動空間472の一側には、吸着手段本体471が内皮10に接した時吸着部473、針121及び表面温度調節手段499により形成される空間の外部空気が流入することができる。

【0217】

このような構成により、空気流動手段（不図示）が作動して排気管137を通じてハウジング110の内部の空気が排出し始めると、ハウジング110の内部には負圧が作用する。従って、空気は図面に矢印で示すように、空気流動空間472内を流動する。

20

【0218】

本実施形態においては、図に示すように、空気流動空間472の断面積より吸着手段本体471と針モジュール120との間に形成された空気の流動通路の断面積が広く形成される。従って、空気が空気流動空間472内を流動する速度V1が吸着手段本体471及び施術板122との間を流動する速度V2より高い。

【0219】

このような空気の流速差によりベルヌーイの効果が発生して、空気流動空間472の他側部分の気圧が吸着手段本体471及び施術板122との空間の気圧より低下する。それによって、図に示すように吸着部473に当接している内皮10の上皮層11は空気流動空間472の他側部分に吸着される。従って、内皮10は内皮吸着手段470により固定

30

【0220】

前述したように、内皮10を処置する過程で出血が発生する恐れがあり、本実施形態においても吸着手段本体471及び施術板122との間の空間を通した空気の流動によって血液が流入することができる。流入した血液によりハウジング110の内部が汚染することを防止するために、施術管先端部112はその内部に、前述したようなフィルター139を備えてもよい。

【0221】

参考に、非常に軟弱したり薄い組織の場合、内皮10を吸着する力が強すぎると、組織の損傷を誘発する恐れがある。従って、図示しなかったが、本発明の実施形態においては、空気流動手段により皮膚に与えられる負圧を直接または間接的に測定する圧力センサーを更に備え、この圧力センサーで測定した圧力に基づいて、空気流動手段（不図示）の作動強さを制御部151により調節するように構成してもよい。

40

【0222】

図18は本発明の第5実施形態に係る体内施術装置の吸着部を示す拡大図である。

【0223】

本発明の第5実施形態に係る体内施術装置に設けられた吸着手段本体571は、図17を参照して説明した吸着手段本体471に比べて、空気流動空間472の一側が閉鎖されるように構成したものである。その他の構成は同一であるので、重複する説明は省略する。

50

【0224】

従って、吸着手段本体571の空気流動空間572は、図に示すように、吸着手段本体571と施術板122との間に形成されてもよく、吸着孔574、574aは吸着手段本体571に形成された吸着部573と針121との間、及び針121と表面温度調節手段599との間に形成されてもよい。

【0225】

従って、空気流動手段（不図示）が作動すると、内皮が吸着孔574、574aに直接吸着されるようになる。

【0226】

図19は本発明の他の実施形態に係る体内施術装置におけるラ-効果が実現された施術結果を示す断面図である。本発明の他の実施形態に係る体内施術装置を実現することにおいては、本発明の一実施形態に係る体内施術装置における複数の針121を、所定の圧力を加えても人体の内部組織面または内皮面を貫通することを防ぐため、ボールペンの先端のように端部がボールに加工した先端部を備える複数の突起800に変更した。

10

【0227】

図19のように、複数の突起800を被施術者の内部組織面または内皮面に所定の圧力を与えながら接点を形成している状況のように、内部に針が浸透されない状況においても、同様にラ-効果が実現されたことを確認することができた。

【0228】

その原理は次の通り説明する。上皮層11には血管がないのに対して、固有層13には

20

【0229】

複数の血管が分散しており、血管内部の血液はイオン電解質の性質を有している。このようなイオン電解質は内皮表面に密着した突起800での高周波（特に、RF）電流により振動するようになり、それによって、上皮層11から発生した熱に比べて相対的に多くの熱が固有層13に発生する。従って、施術者はRF電流の強さを調節することによって、固有層13領域における発熱程度及びその範囲を調節することができる。

【0230】

一方、複数の針300が複数の突起800に入れ替えたことを除いて、図19での本発明の第6実施形態に係るラ-効果の作動条件と前述した図6でのラ-効果の作動条件は同様である。

30

【0231】

更に、複数の針121が複数の突起800に入れ替えたことを除いて、図19での本発明の第6実施形態に係る体内施術装置においては、前述した第1実施形態ないし第5実施形態に係る体内施術装置とその構造及び動作原理を同様に適用することができる。

【0232】

以上で説明した本発明の実施形態は人体用だけでなく、獣医学分野にも適用することができる。

【0233】

一方、本発明を実施する際に、内視鏡1を含む内視鏡装置に別途に、カメラ撮影のための孔を形成してもよく、複数の針121のうち、いずれか一つにカメラ撮影に必要である光ケーブルを内在させてもよい。

40

【0234】

更に、内視鏡1を含む内視鏡装置に無線通信モジュールを設けて、収集した施術データを外部に伝送したり、外部から受信したデータを通じて遠隔手術を行うこともできる。

【0235】

一方、本発明において、内皮吸着手段170の吸着が容易でない場合は、複数の針121の周りにピンセットを備えることによって、ピンセットを通じて施術部位組織を固定させることもできる。

【0236】

一方、本発明に係る内視鏡1を含む内視鏡装置に追加の挿入管を設けることによって、

50

刃、バサミ、ピンセット、カメラ、異質物や煙吸入装置などを挿入して施術することができる。また、針121の内部に管を形成し、これを通じてレーザーファイバー繊維を挿入することによって、内部組織にレーザーを照射することができる。

【0237】

また、本発明に係る内視鏡1を含む内視鏡装置は内皮吸着手段170を通じて吸着した組織面をクーリングして内皮表面温度を低くする装置をさらに備えてもよい。

【0238】

以上では本発明の好ましい実施形態及び応用例について図示及び説明したが、本発明は前述した特定の実施形態及び応用例に限定されず、請求範囲で請求する本発明の要旨を逸脱することなく当該発明が属する技術分野で通常知識を有する者により多様な変形実施が可能であることは勿論であり、このような変形実施は本発明の技術的思想や展望から個別的に理解されてはならない。

10

【0239】

更に、本発明で使用した用語は、単に特定の実施形態を説明するために用いたものに過ぎず、本発明を限定することを意図するものではない。本明細書で使用する場合に、数詞のない表現は、文脈がそうでないことを明示していない限り、複数の形態も同様に含むことを意図している。本出願で、「含む」または「有する」などの用語は、明細書上に記載された特徴、数字、段階、動作、構成要素、部品またはこれらを組み合わせたものが存在することを指定しようとするものであって、1つまたはそれ以上の他の特徴や数字、段階、動作、構成要素、部品またはこれらを組み合わせたものの存在または付加可能性をあらかじめ排除しないものと理解されなければならない。

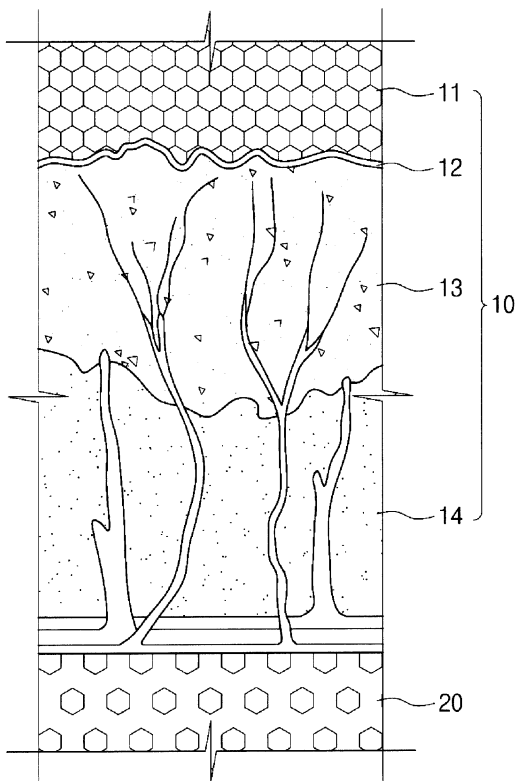
20

【産業上の利用可能性】

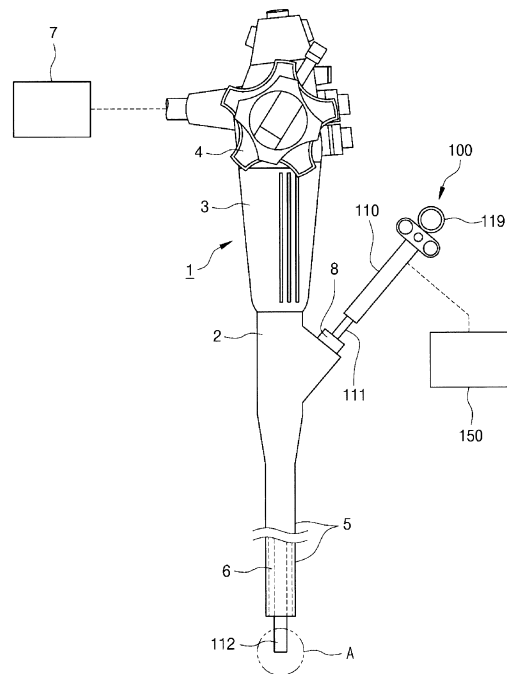
【0240】

本発明は医療機器分野における産業利用性が高いものである。

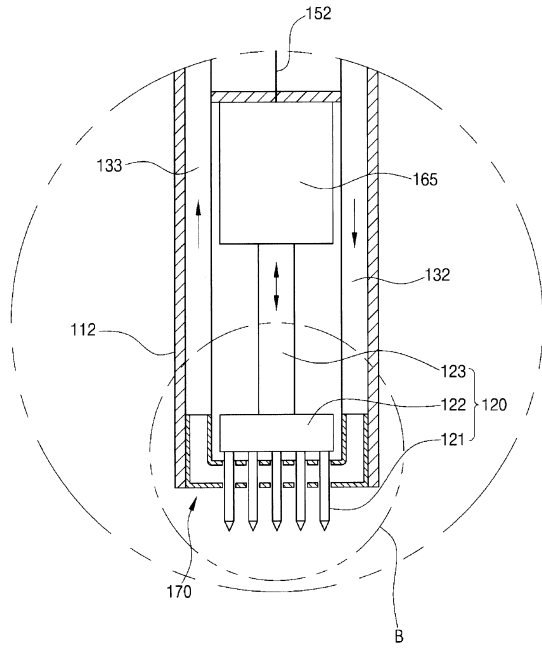
【図1】



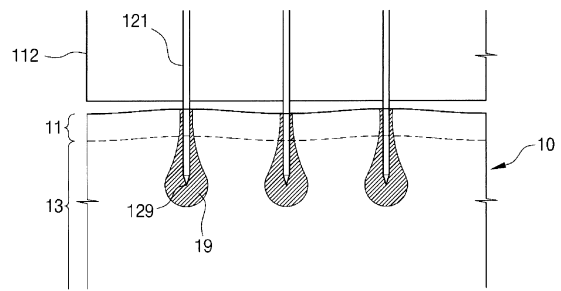
【図2】



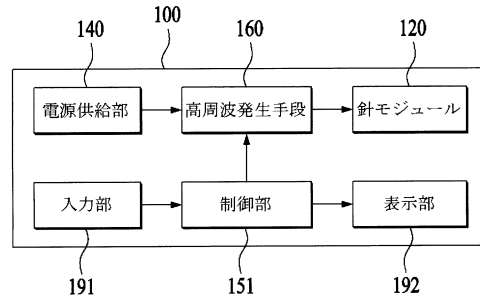
【図3】



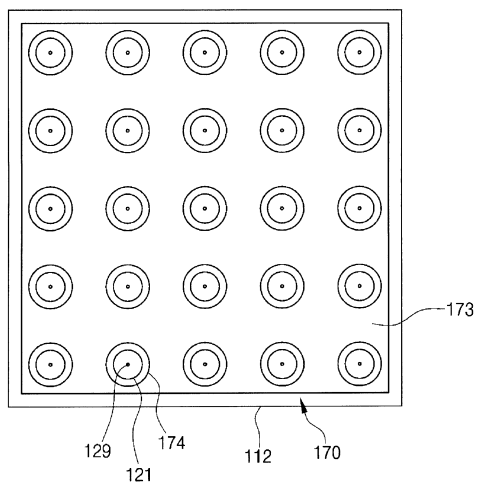
【図4】



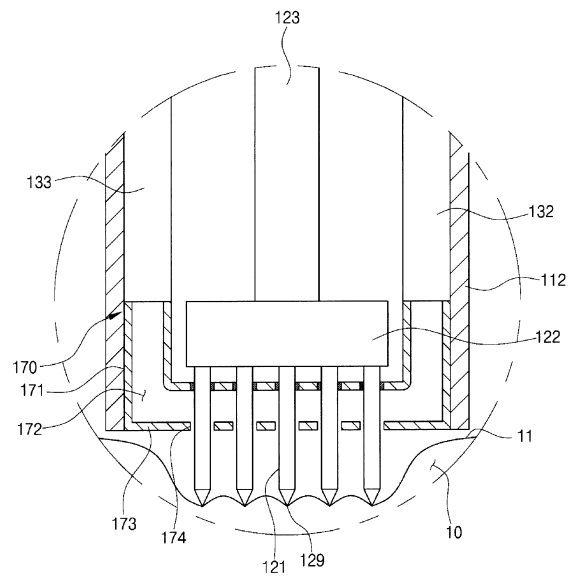
【図5】



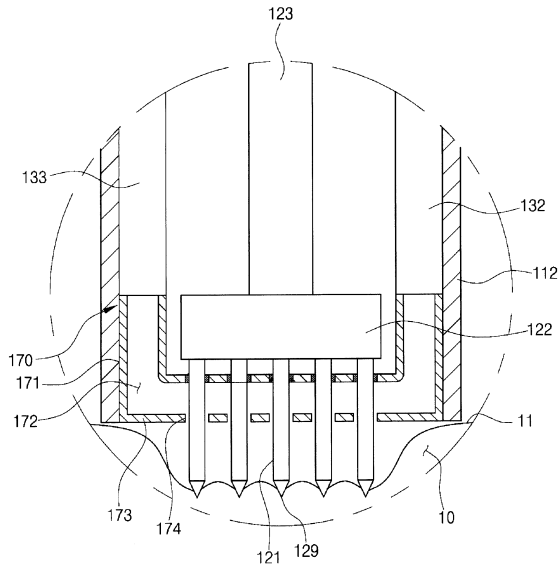
【図6】



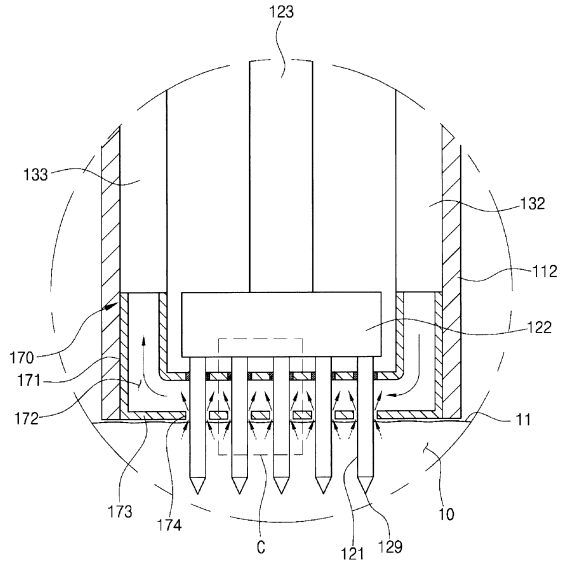
【図7】



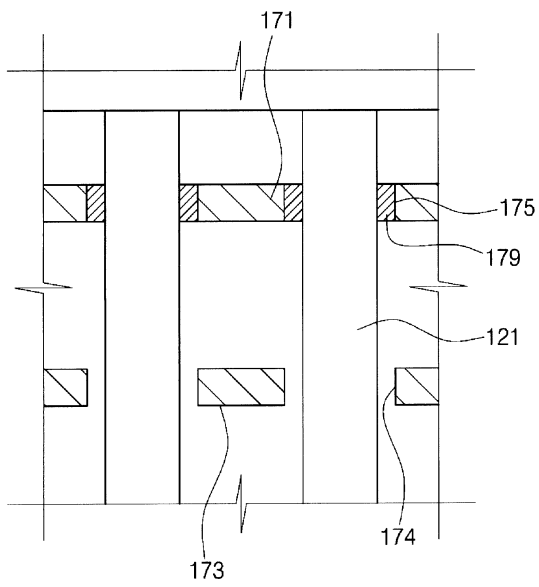
【図8】



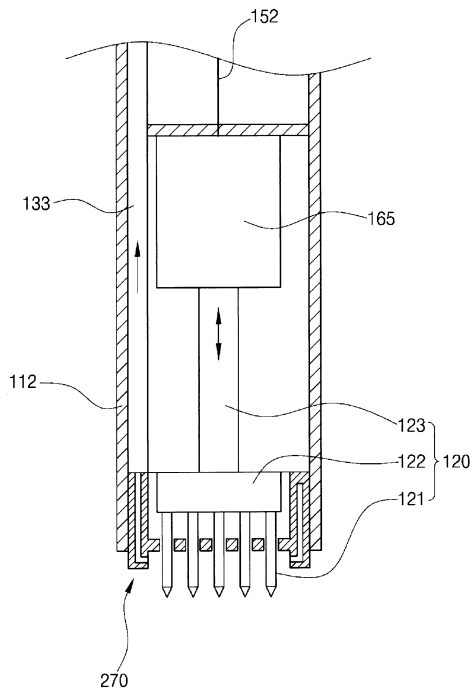
【図9】



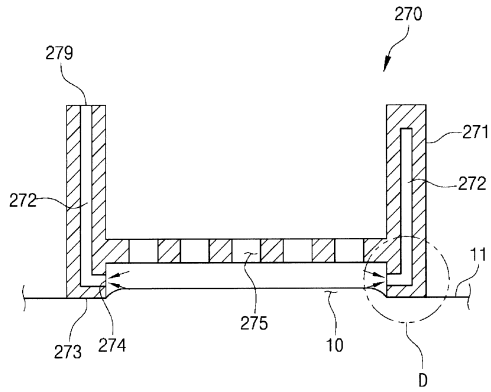
【図10】



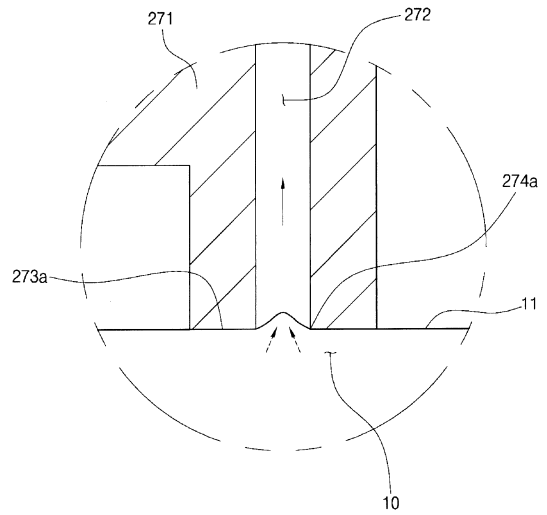
【図11】



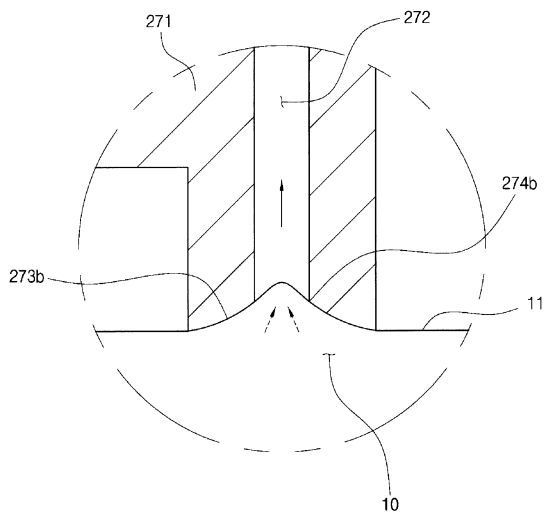
【図 1 2】



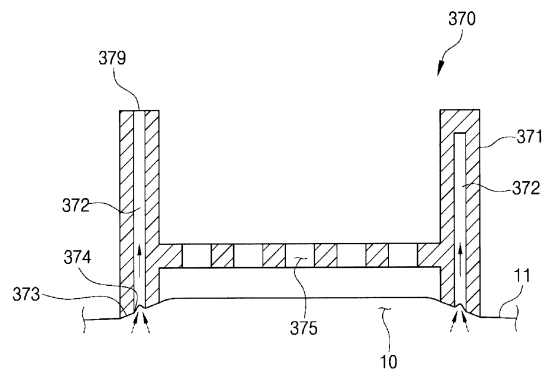
【図 1 3】



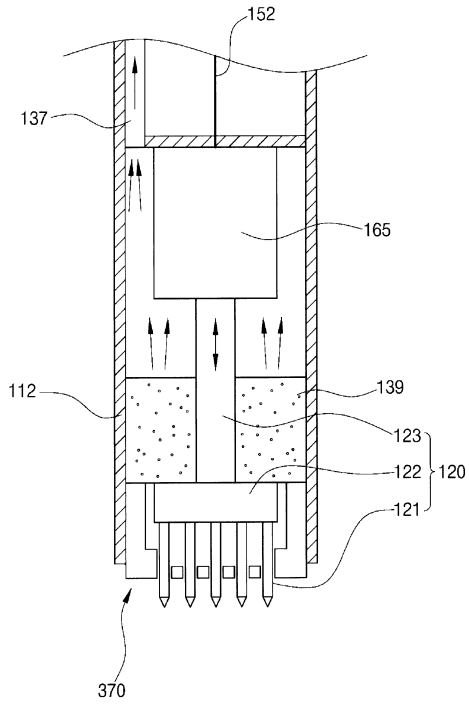
【図 1 4】



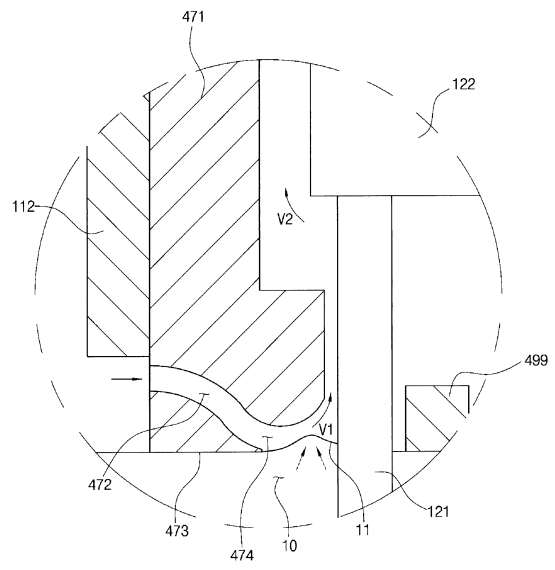
【図 1 5】



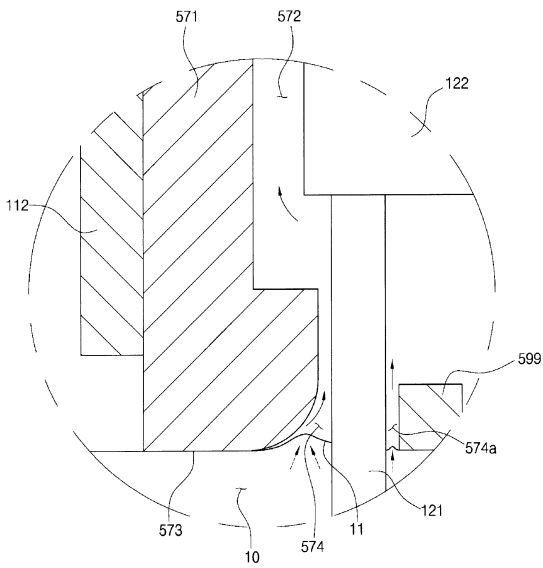
【図16】



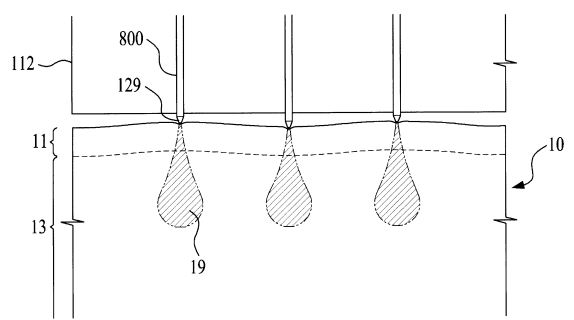
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

審査官 近藤 利充

- (56)参考文献 特表2005-504560(JP,A)
特表2008-534081(JP,A)
特表2010-524591(JP,A)
米国特許出願公開第2012/0158100(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 18/28

专利名称(译)	内部处理装置和具有该内部处理装置的内窥镜装置		
公开(公告)号	JP6174148B2	公开(公告)日	2017-08-02
申请号	JP2015529681	申请日	2013-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	Najonju		
申请(专利权)人(译)	ナ ジョンジュ		
当前申请(专利权)人(译)	ナ ジョンジュ		
[标]发明人	ナ ジョンジュ		
发明人	ナ ジョンジュ		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00131 A61B18/1206 A61B18/1477 A61B18/1492 A61B2018/00291 A61B2018/00482 A61B2018/00494 A61B2018/00505 A61B2018/00577 A61B2018/00714 A61B2018/00738 A61B2018/00791 A61B2018/00982 A61B2018/126 A61B2018/143 A61B2018/1475 A61M2005/1585 A61N1/32 A61B1/00029 A61B1/00133 A61B1/018 A61B1/128		
FI分类号	A61B18/14 A61B1/00.622		
代理人(译)	中島敦		
优先权	1020120097154 2012-09-03 KR		
其他公开文献	JP2015528345A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种手术操作装置和包括该装置的内窥镜装置。本发明的内窥镜手术装置包括：操作管，安装在内窥镜的插入部分中，插入体内；操作板，其插入并安装在操作管中并且具有至少一个具有尖头的针；驱动单元，用于驱动操作板，使得多个针从操作管的端部突出并插入内部组织或内皮表面；电源单元与多个针电连接。根据本发明，提供了一种用于吸附内皮上皮层的内皮吸附装置，使得多个针能够容易地到达上层层的下组织，从而最大化使用多个针处理内皮的效果。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6174148号 (P6174148)
(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)	(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)	
(51) Int. Cl.	F I A 6 1 B 1 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 8 / 1 4 A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 0 0 6 2 2	
請求項の数 11 (全 30 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-529681 (P2015-529681)	(73) 特許権者 515058466	
(86) (22) 出願日 平成25年8月30日(2013.8.30)	ナ ジョンジュ	
(65) 公表番号 特表2015-528345 (P2015-528345A)	大韓民国 138-050 ソウル市 ソンパーク ハンギ-ドン 225 ハンヤン 3-チャ アパートメント ナンバー 1-901	
(43) 公表日 平成27年9月28日(2015.9.28)	(74) 代理人 100079049	
(86) 国際出願番号 PCT/KR2013/007803	弁理士 中島 淳	
(87) 国際公開番号 W02014/035176	(74) 代理人 100084985	
(87) 国際公開日 平成26年3月6日(2014.3.6)	弁理士 加藤 和詳	
審査請求日 平成27年3月3日(2015.3.3)	(72) 発明者 ナ ジョンジュ	
(31) 優先権主張番号 10-2012-0097154	大韓民国 138-050 ソウル市 ソンパーク ハンギ-ドン 225 ハンヤン 3-チャ アパートメント ナンバー 1-901	
(32) 優先日 平成24年9月3日(2012.9.3)		
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)		
前置審査		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 体内施術装置及びこれを備えた内視鏡装置		