

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/104075

発行日 平成29年1月12日 (2017.1.12)

(43) 国際公開日 平成26年7月3日 (2014.7.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/22 (2006.01)	A 6 1 B 17/22 3 3 0	4 C 1 6 7
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 5 3 0	
	A 6 1 M 25/00 5 4 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号 特願2014-554482 (P2014-554482)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2013/084615
 (22) 国際出願日 平成25年12月25日 (2013.12.25)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-282891 (P2012-282891)
 (32) 優先日 平成24年12月26日 (2012.12.26)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 504157024
 国立大学法人東北大学
 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号
 (74) 代理人 100100044
 弁理士 秋山 重夫
 (72) 発明者 下川 宏明
 日本国 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
 (72) 発明者 高山 和喜
 日本国 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
 (72) 発明者 山本 裕朗
 日本国 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

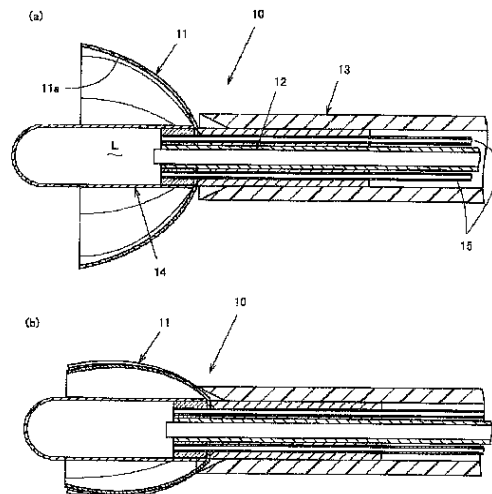
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 衝撃波収束装置、衝撃波発生装置及び衝撃波アブレーションシステム

(57) 【要約】

不整脈の原因となる心筋組織を凝固壊死させるための衝撃波アブレーションシステムの衝撃波収束装置を提供する。凹面11aを有する衝撃波収束装置11と、その衝撃波収束装置11内に挿入される光ファイバー12と、その光ファイバーをガイドする筒状のカテーテル13と、光ファイバー12の先端に液体が充填される空間を構成する封入体14と、その封入体14内に充填される液体Lとからなる衝撃波発生装置10。衝撃波収束装置11は、中心孔11bを備えたリング状の結合部16と、その結合部16の縁部から前方に向かって外方に湾曲し、かつ、その結合部16の縁部に対して弾力的に設けられる16枚の羽部17とから構成されており、羽部17を結合部16に対して回転させることにより折り畳むことができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

回転湾曲面を平面で切断した形状を有し、光ファイバーを通す中心孔が回転軸上に形成された凹面を備え、光ファイバーの先端を前記凹面内の回転軸上に配置させ、前記光ファイバーの先端に発生させた衝撃波を前記凹面で反射させて、その凹面外に収束させるための衝撃波発生装置用の衝撃波収束装置であって、
前記中心孔を備えた結合部と、その結合部から放射状に伸び、かつ、前方に向かって外方に湾曲している複数の羽部とからなり、
前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度として、複数の羽部の内面によって前記凹面を形成した、
衝撃波収束装置。

10

【請求項 2】

前記羽部は結合部に対して回動自在に連結されており、
前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度とすることにより、複数の羽部の内面によって前記凹面が形成され、
前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度より小さくすることにより、前記凹面を折り畳むことができる、
請求項 1 記載の衝撃波収束装置。

【請求項 3】

前記羽部がリング状の結合部の縁部に設けられている、
請求項 1 または 2 記載の衝撃波収束装置。

20

【請求項 4】

前記結合部が、筒状体であり、中心孔から縁部に貫通し、かつ、先端から基端方向に向かって形成される複数のスリットを備えており、
前記羽部が、凹面を構成する羽本体と、その基端から延びる板状の支持部とを有し、
前記板状の支持部をスリットに挿入することにより、羽部が結合部と連結される、
請求項 1 または 2 記載の衝撃波収束装置。

【請求項 5】

前記羽部が結合部に弾力的に連結されている、
請求項 2 ~ 4 いずれか記載の衝撃波収束装置。

30

【請求項 6】

前記羽部が結合部の中心軸に対して所定の角度となるように弾力的に連結されている、
請求項 5 記載の衝撃波収束装置。

【請求項 7】

前記光ファイバーを挿入し、かつ、結合部の外径より内径が大きい筒状の制御体をさらに備え、
前記結合部を制御体に対して光ファイバーの基部方向に移動させることにより制御体の先端開口部で羽部を折り畳むことができる、
請求項 2 ~ 6 いずれか記載の衝撃波収束装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 いずれか記載の衝撃波収束装置と、
前記衝撃波収束装置に固定される光ファイバーと、
前記光ファイバーを支持するカテーテルと、
前記光ファイバーの先端に液体が充填される空間を構成する封入体と、
前記封入体内に収容される液体とからなる、
衝撃波発生装置。

40

【請求項 9】

前記封入体内に液体を供給及び排出する給排水装置をさらに備えた、
請求項 8 記載の衝撃波発生装置。

【請求項 10】

請求項 8 また 9 記載の衝撃波発生装置と、光ファイバーの基端に設けられるレーザー発振

50

器とからなる、衝撃波アブレーションシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、衝撃波発生装置用の衝撃波収束装置、衝撃波発生装置及び衝撃波アブレーションシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

頻脈性不整脈に対する非薬物療法として高周波アブレーション治療が採用され、広く普及している。しかし、治療部位を電極により焼灼するため、深部の不整脈源の治療が困難なことから、発生する熱により重篤な血栓閉塞症を患部に併発させるおそれがあるという問題がある。

10

一方、水中衝撃波収束により、限局した空間に瞬間的に高圧を発生させ、尿路・腎臓結石を破碎除去する体外破碎術(Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy (ESWL))が確立されている。

非特許文献1には、点源から発生した衝撃波を収束する衝撃波収束装置の凹面形状として最も収束効率が良い回転楕円体(長短径比)の楕円率は、1.4~1.5であることが記載されている。そして、楕円率を増加させると、外焦点における衝撃波の収束効果が減少することが記載されている。つまり、収束効率の点から実用的な楕円率は2未満であり、回転楕円体の開口直径の0.87倍を超えた距離に収束衝撃波を発生させることができないことが知られている。

20

一方、特許文献1には、円筒状の衝撃波収束装置の凹面に衝撃波を反射させる衝撃波反射収束方法であって、衝撃波収束装置(衝撃波収束装置)をカテーテルの先端に組み込んだ衝撃波発生装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-61083号公報

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】日本機械学会論文集(B編)57巻539号(1991-7)、論文No.90-0920A、第119頁~第126頁

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

治療に用いる衝撃波発生装置は心内膜から5mmから10mmの深さの病変部位を壊死させることが望ましいとされている。

本出願人は、衝撃波発生装置をカテーテルに組み込み可能な大きさまで小型化し、頻脈性不整脈を治療可能な損傷効果を発現するカテーテル治療の開発を進めている。しかし、公知技術(特許文献1等)による方法では深さが3mmを超えると、発生する衝撃波の強さが激減する。

40

本発明は、そのような衝撃波アブレーションシステムの医療機器への応用を考えた上で重要な課題の一つである衝撃波が収束される焦点距離の伸張を目的としており、衝撃波アブレーションシステムの衝撃波収束装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の衝撃波発生装置用の衝撃波収束装置は、回転湾曲面を平面で切断した形状を有し、光ファイバーを通す中心孔が回転軸上に形成された凹面を備え、光ファイバーの先端を前記凹面内の回転軸上に配置させ、前記光ファイバーの先端に発生させた衝撃波を前記凹面で反射させて、その凹面外に収束させるための衝撃波発生装置用の衝撃波収束装置で

50

あって、前記中心孔を備えた結合部と、その結合部から放射状に伸び、かつ、前方に向かって外方に湾曲している複数の羽部とからなり、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度として、複数の羽部の内面によって前記凹面を形成したことを特徴としている。ここで羽部と結合部の中心軸の角度は、羽部の立ち上がり部の接線と結合部の中心軸との角度を言う。

このような衝撃波収束装置であって、前記羽部は結合部に対して回動自在に連結されており、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度とすることにより、複数の羽部の内面によって前記凹面が形成され、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度より小さくすることにより、前記凹面を折り畳むことができるものが好ましい。

【0007】

本発明の衝撃波収束装置として、前記羽部がリング状の結合部の縁部に設けられているものが挙げられる。

本発明の衝撃波収束装置として、前記結合部が、筒状体であり、中心孔から縁部に貫通し、かつ、先端から基端方向に向かって形成される複数のスリットを備えており、前記羽部が、凹面を構成する羽本体と、その基端から延びる板状の支持部とを有し、前記板状の支持部をスリットに挿入することにより、羽部が結合部と連結されたものが挙げられる。

【0008】

本発明の衝撃波収束装置として、前記羽部が結合部に弾力的に設けられているものが好ましい。特に、羽部が結合部の中心軸に対して所定の角度となるように弾力的に連結されているものが好ましい。

本発明の衝撃波収束装置であって、前記光ファイバーを挿入し、かつ、結合部の外径より内径が大きい筒状の制御体をさらに備え、前記結合部を制御体に対して光ファイバーの基部方向に移動させることにより制御体の先端開口部で羽部を折り畳むことができるものが好ましい。

【0009】

本発明の衝撃波発生装置は、本発明の衝撃波収束装置と、前記衝撃波収束装置に固定される光ファイバーと、前記光ファイバーを支持するカテーテルと、前記光ファイバーの先端に液体が充填される空間を構成する封入体と、前記封入体内に収容される液体とからなることを特徴としている。また、そのような衝撃波発生装置は、前記封入体内に液体を供給及び排出する給排水装置を備えていることが好ましい。

本発明の衝撃波アブレーションシステムは、本発明の衝撃波発生装置と、光ファイバーの基端に設けられるレーザー光発振器とからなることを特徴としている。

【発明の効果】

【0010】

本発明の衝撃波発生装置用の衝撃波収束装置は、中心孔を備えた結合部と、その結合部から放射状に伸び、かつ、前方に向かって外方に湾曲している複数の羽部とからなり、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度として、複数の羽部の内面によって前記凹面を形成したため、凹面の開口部直径を大きくでき、収束衝撃波の焦点距離をカテーテルの直径に関係なく延長することができる。

このような衝撃波収束装置であって、前記羽部は結合部に対して回動自在に連結されており、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度とすることにより、複数の羽部の内面によって前記凹面が形成され、前記羽部を結合部の中心軸に対して所定の角度より小さくすることにより、前記凹面を折り畳むことができる場合、折り畳むことにより、衝撃波発生装置を体内の患部に誘導するときに邪魔にならない。

【0011】

本発明の衝撃波収束装置であって、前記羽部がリング状の結合部の縁部に設けられている場合、簡易な構造なものを製造することができる。

本発明の衝撃波収束装置であって、前記結合部が、筒状体であり、中心孔から縁部に貫通し、かつ、先端から基端方向に向かって形成される複数のスリットを備えており、前記羽部が、凹面を構成する羽本体と、その基端から延びる板状の支持部とを有し、前記板状

10

20

30

40

50

の支持部をスリットに挿入することにより、羽部は結合部と連結される場合、強度の高いものを製造することができる。

【0012】

本発明の衝撃波収束装置であって、羽部が結合部に弾力的に設けられている場合、羽部の折り畳み操作が容易になる。特に、羽部が結合部の中心軸に対して所定の角度となるように連結されている場合、繰り返しの使用が可能となる。

さらに、羽部が結合部の中心軸に対して所定の角度となるように連結されている本発明の衝撃波発生装置であって、前記光ファイバーを挿入し、かつ、結合部の外径より内径が大きい筒状の制御体をさらに備え、前記結合部を制御体に対して光ファイバーの基部方向に移動させることにより制御体の先端開口部で羽部を折り畳むことができる場合、衝撃波発生装置の折り畳みの遠隔操作が容易にできる。

10

【0013】

本発明の衝撃波発生装置は、本発明の衝撃波収束装置と、前記衝撃波収束装置に固定される光ファイバーと、前記光ファイバーを支持するカテーテルと、前記光ファイバーの先端に液体が充填される空間を構成する封入体と、前記封入体内に収容される液体とからなるため、カテーテルの直径に関係なく収束衝撃波の焦点距離の延長が可能であり、また、衝撃波収束装置の体内誘導が簡易にできる。また、前記封入体内に液体を供給及び排出する給排水装置を備えている場合、封入体内で発生する気泡または封入体内に混入された異物を洗い流すことができ、効率良く衝撃波を外焦点で収束させることができる。

本発明の衝撃波アブレーションシステムは、従来のもより収束される衝撃波の焦点距離を長くできるため、心内膜から5～10mmの深さの病変部位の治療が可能であり、複雑な生体内での患部への治療が可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】図1aは、本発明の衝撃波発生装置の一実施形態を示す側面断面図であり、図1bはその衝撃波発生装置の衝撃波収束装置を折り畳んだ状態を示す側面断面図である。

【図2】図2a、bは、それぞれ図1の衝撃波発生装置に用いられる本発明の衝撃波収束装置の側面断面図及び正面図であり；図2cは、本発明の衝撃波収束装置をプレス加工によって生成する前の状態を示す正面図である。

【図3】図3aは、図1の衝撃波発生装置のサポート部材を示す側面断面図であり；図3b、c、d、eは、図1の衝撃波発生装置のカテーテルを示す正面図、X-X線断面図、Y-Y線断面図、斜視図である。

30

【図4】図4a～cは、図1の衝撃波発生装置の折り畳み工程を示す側面断面図である。

【図5】図5aは、図1の衝撃波発生装置の封入体を示す側面断面図であり；図5bは、そのZ-Z線断面図であり；図5cは本発明の衝撃波発生装置の他の実施形態を示す側面断面図である。

【図6】図6aは、本発明の衝撃波発生装置の一実施形態を示す側面断面図であり；図6b、cは、本発明の衝撃波収束装置の一実施形態を示す正面図、側面断面図である。

【図7】図7a、bは、図6の結合部を示す正面図、側面断面図、図7c、dは、図6の羽部を示す側面断面図、正面図であり、図7eは、図6の封入体を示す側面断面図である。

40

【図8】図8aは、本発明の衝撃波発生装置の一実施形態を示す側面断面図であり；図8b、cは、本発明の衝撃波収束装置の一実施形態を示す正面図、側面断面図である。

【図9】図9a～cは、図8aの衝撃波発生装置の折り畳み工程を示す側面断面図である。

【図10】図10aは、本発明の衝撃波収束装置の実施例を示す写真図であり；図10bは、衝撃波収束装置の比較例を示す写真図である。

【図11】図11aは、実験に用いた衝撃波を表すグラフ図であり；図11bは、実験結果を示すグラフ図である。

【発明を実施するための形態】

50

【0015】

図1の衝撃波発生装置10は、凹面11aを有する衝撃波収束装置11と、その衝撃波収束装置11に固定される光ファイバー12と、その光ファイバーをガイドする筒状のカテーテル13と、光ファイバー12の先端に液体が充填される空間を構成する封入体14と、その封入体14内に充填される液体Lと、封入体14内に液体Lを供給及び排出する給排水装置15とからなる。

この衝撃波発生装置10は、封入体14内の液体Lにパルスレーザーを照射して凹面11a内で衝撃波を発生させ、それを衝撃波収束装置11の凹面11aで反射させ、凹面11a外に収束させるものである。

【0016】

衝撃波収束装置11は、図2a、bに示すように、中心孔11bを備えた円板状の結合部16と、その結合部16の縁部から前方に向かって伸び外方に凸に湾曲し、かつ、その結合部16の縁部に対して弾力的に設けられる12枚の羽部17とから構成される。つまり、羽部17は、結合部16から放射状に延びている。そして、結合部16及び羽部17の内面によって凹面11aが構成される。この実施形態では、羽部17を12枚用いているが、その枚数は特に限定されるわけではない。しかし、羽部の数が多すぎると羽部の隙間や段差による反射効率の損失が増加し、羽部の数が少なすぎると羽部の幅が大きくなり、小さく折り畳みにくくなるため、8枚～16枚とするのが好ましい。なお、後述するように羽部17を2段階に分けて折り畳む場合、羽部17の枚数を偶数にするのが好ましい。

【0017】

凹面11aは、実質的に、前方に向かって拡がりながら外方に凸に突出するように湾曲した連続曲線を回転させた回転湾曲面となっている。詳しくは、円板状の結合部16を除いた羽部17によって構成される湾曲面が回転湾曲面となっている。

このような凹面11aの回転湾曲面としては、楕円曲線を回転させた回転楕円面を面で切欠いた形状が好ましい。特に、回転楕円面を短軸と実質的に平行な面または回転軸に実質的に直角の面によって切断した曲面が好ましい。この回転楕円面を基にした湾曲面を用いることにより、凹面11a内の楕円曲線の焦点で発生させた衝撃波であって凹面11aで反射する実質的に全ての衝撃波を楕円曲線の外焦点で集めることができる。また、このような楕円曲線の楕円率（長短径比）を2未満、特に楕円率を1.4～1.8、特に1.4～1.6とするのが好ましい。このように楕円率を2未満とすることにより、水中で発生する衝撃波を効率よく外焦点に収束できる。

【0018】

凹面11aの開口部直径は、カテーテル13の外径より大きく構成される（図1a参照）。このように衝撃波収束装置11は、カテーテル13の径に関わらず凹面11aの開口部直径を大きくできるため、衝撃波収束装置11からより遠い位置で衝撃波を収束することができる。

そのため、心内膜から5～10mmの深さの病変部位の治療が可能となる。凹面11aの開口部直径は、外焦点（収束点）の位置及び光ファイバーの先端で発生させる衝撃波の収束率によって適宜設定される。開口部直径としては、たとえば、2～20mm、好ましくは4～20mm、さらに好ましくは2～10mm、特に5～10mmとするのが好ましい。また、後述するように衝撃波収束装置11を折り畳んで凹面11aの外径を小さくすることができるため、体内への挿入が容易であり、複雑な生体内での患部への治療機会が向上する。

なお、光ファイバー12の先端は、凹面11a内であって回転軸上に配置されるのが好ましい。これにより衝撃波を凹面11aの外部で収束させるとき、その収束率を上げることができる。特に、凹面11aが回転楕円面である場合は、その楕円曲線の内焦点に配置させることにより、凹面11a内で発生させた衝撃波を効率よく外焦点で集めることができる。

【0019】

羽部 17 の結合部の中心軸に対する所定の角度（羽部 17 の立ち上がり部の接線と結合部の中心軸との角度）は、凹面 11a の形状に応じて適宜設定される。また、羽部 17 は、結合部 16 とその所定の角度を保つように、結合部 16 と弾力的に連結されている。つまり、外力によって所定の角度より大きくあるいは小さくなるように変形されても、外力を解除した後は、所定の角度に戻るよう構成されている。しかし、その所定の角度より大きくまたは小さくなるように弾力的に連結してもよい。この場合、凹面 11a を形成する際、制御部材によって所定の角度に保持することになる。

羽部 17 は、その結合部 16 の縁部に対して弾力的に設けられており、羽部 17 の外周面から内側（回転軸方向）に外力を与えることにより、羽部 17 の結合部 16 の中心軸に対する角度が小さくなるように撓ませることができる。つまり、全ての羽部 17 に内側への押圧力を加えることにより、図 4c に示すように、衝撃波収束装置 11 が折り畳まれた状態となる。これにより衝撃波収束装置 11 の外径を小さくすることができ、衝撃波収束装置 11 を体内の患部に誘導させるとき、衝撃波収束装置 11 自身がその誘導の邪魔にならない。特に、衝撃波収束装置 11 の外径を、カテーテル 13 の外径より小さくするのが好ましい。

【0020】

このような衝撃波収束装置 11 は、図 2c に示すように、リング部 21（結合部 16）と、その縁部から放射状に延びる放射帯 22 とに成形した生体適合性の高い金属板を、プレスして放射帯 22 を湾曲させて羽部 17 とすることによって成形される。このようにプレス加工によって成形されているため、結合部 16 と羽部 17 とを弾力性を持たして連結させることができる。生体適合性の金属板としては、ステンレススチールが好ましい。

また衝撃波収束装置 11 の形状に成形したプラスチックやシリコンゴムの薄板の内面に金属板を貼り合わせて成形してもよい。この場合も衝撃波収束装置 11 は、プラスチックやシリコンゴムで一体に成形されているため、結合部 16 及び羽部 17 が弾力性を持って連結される。

【0021】

光ファイバー 12 は、従来公知のものが使用される。この光ファイバー 12 の基端にレーザー光発振器が連結されることで衝撃波アブレーションシステムとなる。レーザー光発生装置としては、Qスイッチレーザー発振器が挙げられ、特に、Qスイッチホルミウム・ヤグレーザー発振器が挙げられる。

この実施形態では、光ファイバー 12 の先端から水中にパルスレーザー光を照射することによって水中衝撃波が発生される。なお、光ファイバー 12 の先端にレーザー光を照射することにより水中微小爆発を起こす爆発用ペレット（例えば、アジ化鉛、アジ化銀等のアジ化化合物等）を固定して衝撃波が発生させてもよい。

【0022】

衝撃波収束装置 11 と、光ファイバー 12 とは、サポート部材 25 によって連結される。

サポート部材 25 は、図 3a に示すように、その先端が衝撃波収束装置 11 に固定される筒状の衝撃波収束装置サポート部 26 と、その内部に光ファイバーを挿入して固定する筒状の光ファイバーサポート部 27 とからなる。また、衝撃波収束装置サポート部 26 内に光ファイバーサポート部 27 が挿入され、溶接、口付けまたは接着剤等によって固定される。

衝撃波収束装置サポート部 26 は、先端の内面が前方に向かって拡がるテーパ面 26a となっており、リング状の先端面 26b が結合部 16 の裏面に固定される。しかし、衝撃波収束装置 11 を固定できれば、その先端はテーパ面でなくてもよい。また、衝撃波収束装置サポート部 26 は、軸芯と平行に貫通する貫通孔 26c を 2 本備えている。この貫通孔 26c は、後述する給水パイプ 15a 及び排水パイプ 15b を通す孔である。

光ファイバーサポート部 27 は、光ファイバー 12 の外周を覆うものである。光ファイバーサポート部 27 は、光ファイバー 12 を保護する被覆体であり、ゴムまたは合成樹脂等によって成形され、可撓性を有している。

10

20

30

40

50

衝撃波収束装置サポート部 2 6 及び光ファイバーサポート部 2 7 としては、それぞれ生体適合性の高い硬質材料が用いられる。特に、ステンレススチール等が好ましい。

【 0 0 2 3 】

このように構成されているため、サポート部材 2 5 をカテーテル 1 3 に対して前後に操作することにより、衝撃波収束装置 1 1 をカテーテル 1 3 に対して前後に移動させることができる。

このサポート部材 2 5 の操作は、サポート部材 2 5 に固定され、光ファイバー 1 2 と同様にカテーテル 1 3 内に通されるステンレススチール線 S (想像線) をカテーテル 1 3 の基端で前後操作することにより行われる。

【 0 0 2 4 】

カテーテル 1 3 は、図 3 b ~ e に示すように、筒体の先端内面は、交互にならんだ異なる角度で形成された第 1 テーパー面 3 0 a と、第 2 テーパー面 3 0 b とから構成される。第 1 テーパー面 3 0 a と、第 2 テーパー面 3 0 b は、先端方向に向かって広がるテーパー面となっており、かつ、中心軸に対して第 1 テーパー面 3 0 a の方が角度が大きくなっている。つまり、第 1 テーパー面 3 0 a は、第 2 テーパー面 3 0 b に対して半径方向内側に突出した形状となっている。また、第 1 テーパー面 3 0 a と第 2 テーパー面 3 0 b は、それぞれ羽部 1 7 と対向するように環状に並んでいる。そのため、第 1 テーパー面 3 0 a は、環状に並んだ羽部 1 7 のうち、一つ飛びの羽部 1 7 a と対向し、第 2 テーパー面 3 0 b は、他の羽部 1 7 b と対向している。この実施形態では、第 1 テーパー面 3 0 a 及び第 2 テーパー面 3 0 b は、それぞれ 6 個ずつ形成されている。なお、カテーテル 1 3 の外径は、治療する患部に至る血管径に応じて選択される。

【 0 0 2 5 】

このようにカテーテル 1 3 が構成されているため、図 4 に示すように、衝撃波収束装置 1 1 を 2 段階にして折り畳むことができる。つまり、サポート部材 2 5 をカテーテル 1 3 に対して後方向に引っ張ることにより、図 4 b に示すように、第 1 テーパー面 3 0 a が一つ飛びの羽部 1 7 a の外周面 (付け根付近) を回転軸方向に押圧する。さらに、サポート部材 2 5 をカテーテル 1 3 に対して後方向に引っ張ることにより、図 4 c に示すように、第 2 テーパー面 3 0 b が残りの羽部 1 7 b の外周面 (付け根付近) を回転軸方向に押圧する。これにより羽部 1 7 を折り畳む際、隣接した羽部 1 7 同士の干渉を防止することができ、隣接した羽部 1 7 が互いに干渉することによる羽部 1 7 の変形を防止できる。このように、本実施形態では、このカテーテル 1 3 が本発明の制御体として作用する。

なお、衝撃波収束装置 1 1 の折り畳み度に応じて第 1 テーパー面 3 0 a 及び第 2 テーパー面 3 0 b のテーパー角度は適宜設定される。カテーテル 1 3 としては、可撓性を有する合成樹脂や合成ゴム等が用いられる。

この実施形態では、カテーテル 1 3 の先端に異なる角度のテーパー面を設けているが、同一角度のテーパー面を環状に設けてもよい。またテーパー面を設けなくてもよい。この場合、羽部 1 7 の折り畳みを 1 回で行うことになる。

【 0 0 2 6 】

封入体 1 4 は、図 5 a、b に示すように、光ファイバー 1 2、給水パイプ 1 5 a 及び排水パイプ 1 5 b を固定し、結合部 1 6 の表面に固定される円柱状の栓体 3 6 と、その栓体 3 6 の外周に嵌合されるキャップ 3 7 とからなる。

栓体 3 6 には、中心に光ファイバー 1 2 及び光ファイバーサポート部 2 7 を通す中心孔 3 6 a が軸芯に沿って形成されており、給水パイプ 1 5 a 及び排水パイプ 1 5 b を通す 2 つの側孔 3 6 b が軸芯を挟んで、軸芯から等間隔に、かつ、軸芯と平行に形成されている。中心孔 3 6 a は、光ファイバー 1 2 のみを通すようにしてもよい。中心孔 3 6 a は、光ファイバー 1 2 及び光ファイバーサポート部 2 7 を通すことにより密封され、側孔 3 6 b も給水パイプ 1 5 a 及び排水パイプ 1 5 b を通すことにより密封されるように構成されている。つまり、衝撃波収束装置サポート部 2 6 の貫通孔 2 6 c と連通される。このような栓体 3 6 としては、ゴム材料あるいは合成樹脂材料が用いられる。

キャップ 3 7 は、先端 3 7 a が球状の筒体であり、基部 3 7 b を栓体 3 6 に嵌合するも

10

20

30

40

50

のである。基部 37b を栓体 36 に嵌合することにより、キャップ 37 内は密封されるように構成されている。キャップ 37 は、内部に発生する衝撃波を通す材料が用いられる。例えば、ゴム材料が用いられ、特にシリコンゴムが好ましい。なお、キャップ 37 内に圧力を加え、キャップ 37 を球形に近い形状に膨らませてよい。

このように構成されているため、栓体 36 とキャップ 37 との間の密閉された空間に液体 L を供給することにより、封入体 14 内に液体 L を充填することができる。

【0027】

なお、封入体として、衝撃波収束装置 11 の凹面 11a の開口部を閉じる膜を用いたり、衝撃波収束装置 11 の全体を覆う袋を用いても良い。膜を設ける場合、衝撃波収束装置 11 の凹面 11a と膜との間の密閉された空間に液体 L を給排水装置 15 で供給する。全体を覆う袋を設ける場合、その袋内の密閉された空間に液体 L を給排水装置 15 で供給する。

10

【0028】

給排水装置 15 は、給水パイプ 15a と、排水パイプ 15b と、給水パイプ 15a の基端に連結されるポンプ（図示せず）とからなる。つまり、ポンプにより給水パイプ 15a から封入体 14 内に液体 L を供給する。排水パイプ 15b の基端にポンプを連結して、液体 L を循環するようにしてもよい。排水パイプ 15b を設けることにより、封入体 14 内で気泡が発生したり、異物が紛れ込んでも、その気泡あるいは異物を洗い流すことができる。これにより、気泡と水の界面または異物表面での衝撃波の反射を防止でき、衝撃波を効率的に収束させることができる。

20

しかし、図 5c の衝撃波発生装置 10a のように、給排水装置 15 を設けず、封入体 14 内の密閉空間に液体 L を充填させるだけでもよい。

【0029】

次に、衝撃波発生装置 10 を用いた衝撃波アブレーションシステムの操作方法を示す。初めに、カテーテル 13 に対して衝撃波収束装置 11 をカテーテル基端方向に付勢し、衝撃波収束装置 11 を折り畳んだ状態（図 4c の状態）で、衝撃波発生装置 10 を体内に挿入し、患部に誘導する。次いで、患部近辺で衝撃波収束装置 11 のカテーテル 13 への押圧を解除し、衝撃波収束装置 11 を開く（図 1、図 4a の状態）。この衝撃波収束装置 11 を開いた状態で、光ファイバー 12 の先端からパルスレーザーを発振して衝撃波を発生させることにより、凹面 11a の外焦点にある患部に収束させた衝撃波を当てることのできる。治療後は、再度、衝撃波収束装置 11 を折り畳み、その状態で衝撃波発生装置 10 を体内から引き抜く。

30

このように衝撃波発生装置 10 は、手元の操作で衝撃波収束装置 11 の折り畳みが可能であるから、衝撃波発生装置 10 を体内に誘導するとき、特に、径の小さい心臓近辺の血管を通じて衝撃波発生装置 10 を体内に誘導するときでも、衝撃波収束装置 11 が邪魔にならない。また、衝撃波収束装置 11 の凹面 11a の開口部直径を患部近辺で大きくすることができるため、衝撃波収束装置 11 から遠い位置で衝撃波を集波させることができ、奥まった患部あるいは深い患部でも治療を行うことができる。そのため、不整脈の原因となる心筋組織を凝固壊死させるための衝撃波発生装置として、特に有効である。

40

【0030】

この実施形態では、結合部 16 と羽部 17 とを弾力的に連結しているが、弾力性を持たせなくてもよい。この場合、カテーテル（あるいは制御体）の開口部と羽部とを固定あるいは連動させることにより、衝撃波収束装置 11 の開閉操作が可能となる。

また、衝撃波収束装置 11 の羽部 17 にステンレススチール線を固定し、このステンレススチール線を直接操作して衝撃波収束装置 11 の開閉操作をできるようにしてもよい。この場合、羽部 27 を結合部 56 に対して回動自在に連結すればよい。

【0031】

図 6 の衝撃波発生装置 50 は、結合部と羽部とを別体にして成形し、連結させたものである。また、衝撃波発生装置 50 は、折り畳み式ではない。

図 6a の衝撃波発生装置 50 は、凹面 51a を有する衝撃波収束装置 51 と、その衝撃

50

波収束装置 5 1 に固定される光ファイバー 1 2 と、その光ファイバーをガイドする筒状のカテーテル 5 3 と、光ファイバー 1 2 の先端に液体が充填される空間を構成し、衝撃波収束装置 5 1 を覆う封入体 5 4 と、その封入体 5 4 内に充填される液体 L と、封入体 5 4 内に液体 L を供給及び排出する給排水装置 1 5 とからなる。光ファイバー 1 2 及び給排水装置 1 5 は、図 1 の光ファイバー 1 2 および給排水装置 1 5 と実質的に同じものである。なお、光ファイバー 1 2 には、図 1 のように光ファイバーサポート部 2 7 を設けてもよい。

【 0 0 3 2 】

衝撃波収束装置 5 1 は、図 6 b、c に示すように、中心孔 6 1 を備えた円筒状の結合部 5 6 と、その結合部 5 6 に装着される羽部 5 7 とからなる。

【 0 0 3 3 】

結合部 5 6 は、図 7 a、b に示すように、先端面 5 6 a が先端に向かって縮径するテーパ面となった筒状体であり、中心孔 6 1 から外周面 5 6 b にまで貫通し、かつ、先端から基端方向に向かって真ん中部 5 6 c まで形成される複数のスリット 6 2 を備えている。また、中心孔 6 1 と平行に、基端から先端方向に向かって形成される 2 本の通路 6 3 を備えている。

【 0 0 3 4 】

中心孔 6 1 は、基端から真ん中部 5 6 c を越えて先部まで延びる後中心孔 6 1 a と、その先端に連通し、後中心孔より拡径して先端まで延びる先中心孔 6 1 b とからなる。

スリット 6 2 は、中心孔 6 1 を中心に等間隔に放射線状に設けられている。この実施形態では、スリット 6 2 を 1 2 本設けている。しかし、その数は特に限定されなく、羽部と同数にされる。

通路 6 3 は、基端から真ん中部 5 6 c の手前まで延びる管連結部 6 3 a と、その先端に連通し、管連結部 6 3 a より縮径して結合部 5 6 の先端面 5 6 a の手前まで延びる連通路 6 3 b とからなる。管連結部 6 3 a は、給排水パイプ 1 5 a、b を受け入れる部位になる。2 本の通路 6 3 は、中心孔 6 1 を中心に対向するように形成されている。そして、連通路 6 3 b であって、真ん中部 5 6 c より先端側は、スリット 6 2 と重なっている（図 7 a 参照）。そのため、スリット 6 2 と重なっている連通路 6 3 b は、中心孔 6 1 の先中心孔 6 1 b と、スリット 6 2 によって連通されている。

2 本の通路は、液体 L を凹面 5 1 a に供給、排出するためのものである。液体 L の凹面 5 1 a への供給は、通路 6 3 の基端に連結された供給パイプ 1 5 a から通路 6 3、スリット 6 2 を介して中心孔 6 1 の先中心孔 6 1 b に至り、凹面 5 1 a に至る。一方、液体の排出は、中心孔 6 1 a の後中心孔 6 1 a からスリット 6 2 を介して通路 6 3 に至り、通路 6 3 の基端に連結された排出パイプ 1 5 b から排出される。

【 0 0 3 5 】

羽部 5 7 は、図 7 c、d に示すように、板状の支持部 6 6 と、その先端から湾曲して延びる板状の羽片 6 7 とからなる。支持部 6 6 の面と羽片 6 7 の面とは略直交しており、支持部 6 6 の面は羽片 6 7 の面から突出するように設けられている。

支持部 6 6 は、結合部のスリット 6 2 に挿入される部位であり、先端面 6 6 a が結合部の先端面 5 6 a と実質的に同じ角度に傾斜している。また、支持部 6 6 の厚さは、スリット 6 2 の幅と同じあるいはそれより小さく構成されている。

【 0 0 3 6 】

羽片 6 7 は、支持部 6 6 の厚さより幅が大きくなっており、外側に突出するように湾曲した板状体である。羽片 6 7 の内面 6 7 a は、結合部の中心孔の縁部（長軸端近辺）から延びる回転湾曲面となっている。この内面が、凹面 5 1 a を構成する。羽片 6 7 の長さ方向の後端面 6 7 b は、結合部 5 6 の長さ方向の先端面 5 6 a と当接するように傾斜している。つまり、後端面 6 7 b は、羽部 5 7 の支持部 6 6 を結合部のスリット 6 2 に挿入したとき、羽片 6 7 は結合部の先端面 5 6 a に支持されるように構成されている。羽片 6 7 の幅は、隣接する羽部 5 7 をスリット 6 2 に挿入したとき、隣接する羽片 6 7 の内面が隙間なく配置され、凹面 5 1 a が形成されるように構成されている。つまり、羽片 6 7 の数と、羽片 6 7 の幅に応じて、適宜設定される。

10

20

30

40

50

羽片 67 によって構成される凹面 51a は、図 1 の凹面 11a と実質的に同じ回転湾曲面となっており、開口部直径が結合部 56 の外径より大きくなっている。また、凹面 51a の開口部直径は、カテーテル 53 の外径より大きくなっている。

羽片 67 の厚みは、0.04 ~ 1 mm、特に 0.3 ~ 0.5 mm となっている。このように羽片 67 の厚みを設定することにより、凹面 51a に厚みを持たせることができ、衝撃波収束装置 51 の耐久性を高めることができ、かつ、小型化が可能である。

【0037】

このように構成されているため、衝撃波収束装置 51 は、凹面の開口部直径を大きくでき、収束衝撃波の焦点距離をカテーテルの直径に関係なく延長することができる。

【0038】

カテーテル 53 は、衝撃波収束装置 51 及び封入体 54 を覆う筒状体である（図 6 参照）。その外径は、治療する患部に至る血管径に応じて選択される。

封入体 54 は、図 7e に示すように、結合部 56 および羽部 57 を覆うキャップである。封入体 54 は、結合部 56 を覆う筒部 54a と、その先端に設けられ、羽片 67 を覆う円錐台状のカバー部 54b とからなる。カバー部 54b は、先端面 54c を備えている。封入体 54 は、可撓性のキャップとするのが好ましい。

衝撃波発生装置 50 は、衝撃波収束装置 51 を備えているため、耐久が高い。

【0039】

この衝撃波発生装置 50 を用いた衝撃波アブレーションシステムの操作方法は、カテーテルの先端に取り付けた衝撃波収束装置 51 を、経血管的に心臓内に挿入し、そして、衝撃波収束装置 51 の先端を患部に垂直に密着させ、光ファイバー 12 の先端からパルスレーザーを発振して衝撃波を患部に照射する。この衝撃波収束装置 51 を心臓内に用いるときは、その外径を 2 ~ 6 mm、特に 2 ~ 5 mm とするのが好ましい。6 mm より大きいと、心臓内近辺の血管等に挿入することができなくなり、2 mm より小さいと、焦点距離が十分に取れない。

また心臓以外の臓器への衝撃波照射治療、例えば、結石破碎等に用いる場合、内視鏡や腹腔鏡手術の際に体内に挿入して使用してもよい。この場合、衝撃波収束装置 51 の外径は、2 ~ 20 mm、特に、2 ~ 10 mm とするのが好ましい。20 mm より大きいと、内視鏡や腹腔鏡手術に挿入することができなくなり、2 mm より小さいと、焦点距離が十分に取れない。

【0040】

図 8a の衝撃波発生装置 80 は、結合部と羽部とを別体にして成形し、連結させたものであって、羽部を折り畳み式としている。

衝撃波発生装置 80 は、凹面 81a を有する衝撃波収束装置 81 を用いている。他の構成は、光ファイバー 12、カテーテル 13、封入体 54、液体 L、給排水装置 15 を備えている。光ファイバー 12、カテーテル 13、液体 L、給排水装置 15 は、図 1 の衝撃波発生装置 10 と実質的に同じであり、封入体 54 は、図 6 の衝撃波発生装置 50 と実質的に同じである。なお、封入体 54 は、羽部の折り畳みに応じて変形する程度の可撓性を備えており、例えば、天然ゴム、合成ゴム、合成樹脂等により成形される。

【0041】

衝撃波収束装置 81 は、図 8b、c に示すように、中心孔 61 を備えた円筒状の結合部 56 と、その結合部 56 に装着される羽部 83 とからなる。結合部 56 は、図 6 の結合部 56 と実質的に同じものである。

羽部 83 は、薄肉の支持部 66 と、その先端から湾曲して延びる羽片 84 とからなる。支持部 66 は、図 7 の支持部 66 と実質的に同じものである。

羽片 84 は、その厚さが、隣接する羽部 83 をスリット 62 に挿入したとき、隣接する羽片 84 の厚さ方向の内面同士に隙間 S が形成されるように構成されている。つまり、羽片 84 によって構成される凹面 81a は、図 8b のように、放射状の隙間 S を有したものとなる。他の構成は、図 6 の羽片 67 と実質的に同じように構成されており、後端面 67a を有している。また、その厚さが、0.04 ~ 1 mm、特に 0.3 ~ 0.5 mm となっ

10

20

30

40

50

ている。そのため、凹面 8 1 a に厚みを持たせることができ、凹面 8 1 a に強度も持たせることができ、衝撃波収束装置 8 1 の耐久性を高めることができ、かつ、小型化が可能である。また、凹面 8 1 a の開口部直径は、カテーテル 1 3 の外径より大きくなっている。

【0042】

次に、衝撃波収束装置 8 1 の折り畳み操作を説明する。初めに、羽部 8 3 は、図 9 a に示すように、カテーテル 1 3 によって羽片 6 7 は閉じられている。このとき、光ファイバー 1 2 は、その先端が衝撃波収束装置 8 1 の結合部 5 6 内にあるように結合部 5 6 の中心孔 6 1 内に挿入されている。この状態で、光ファイバー 1 2 の先端が、凹面 8 1 a 内の楕円曲線の焦点の位置まで結合部 5 6 の中心孔 6 1 から突出するように、光ファイバー 1 2 を押し出す。これにより光ファイバーサポート部 2 7 の側面が羽部 8 3 の羽片 8 4 の厚さ方向の内面を押圧して、羽部 8 3 は開く。つまり、カテーテル 1 3 によって閉じる操作を行い、光ファイバー 1 2 によって開く操作を行う。

10

このように衝撃波収束装置 8 0 は、凹面 8 1 a に厚みを持たせ、かつ、凹面 8 1 a に放射状の隙間 S を持たせているため、耐久性を有し、かつ、折り畳みが可能となる。つまり、羽部 8 3 の支持部 6 6 は、隙間 S を閉じるようにスリット 6 2 内で回転することができ、羽片 8 4 の先端を繫いだ円の径を小さくすることができる。

【実施例】

【0043】

「実施例 1」

その楕円率が 1 . 4 1 であり、衝撃波収束装置 1 1 の開口部直径が 7 . 8 mm となるように、ステンレスの薄板 (0 . 1 mm) を図 2 c のように切削し、プレス加工して衝撃波収束装置 1 1 を作成した (図 1 0 a 参照) 。また折り畳んだときの外径は、 3 . 6 6 mm となった。この衝撃波収束装置 1 1 を実施例 1 とする。

20

「比較例 1」

楕円率が 1 . 6 であり、衝撃波収束装置の開口部直径が 3 . 6 mm (外径が 4 . 0 mm) となるように、円柱状の真鍮に切削加工を施して凹面を有する筒状の衝撃波収束装置を作成した (図 1 0 b 参照) 。この真鍮製の衝撃波収束装置を比較例 1 とする。

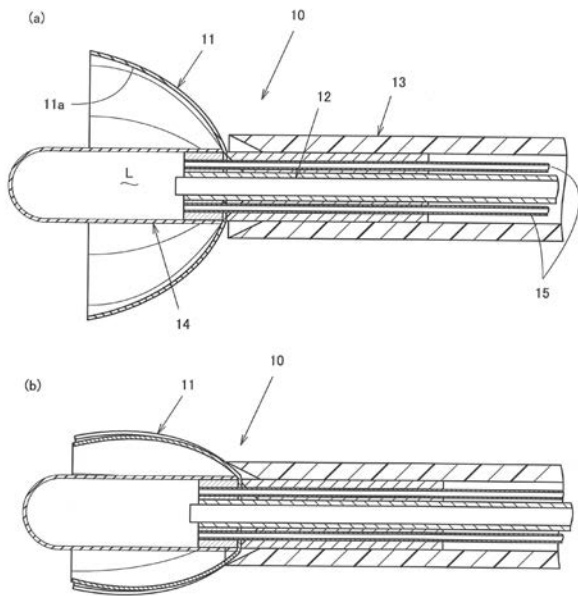
【0044】

これら実施例 1 の衝撃波収束装置及び比較例 1 の衝撃波収束装置の凹面内の焦点で図 1 1 a のような衝撃波を発生させたときの衝撃波収束装置外で収束した衝撃波を測定した。その結果を図 1 1 b に示す。

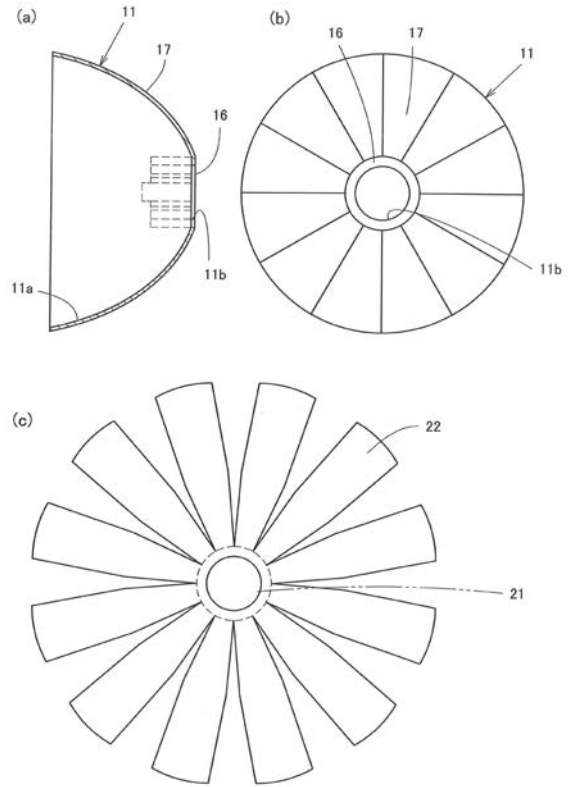
30

この図 1 1 b のグラフの結果からもわかるように実施例 1 の衝撃波収束装置の方が、比較例 1 の衝撃波収束装置よりも、収束点が遠く、かつ、最大過剰圧が大きかった。特に、実施例 1 の衝撃波収束装置を用いた場合、収束点を約 5 mm まで延長することができ、不整脈の治療として好ましいとされている心内膜から 5 mm ~ 1 0 mm の深さの部位に収束衝撃波を当てるのが可能であることがわかった。また、実施例 1 の衝撃波収束装置を用いた場合、最大過剰圧が 4 5 M P a も発生させることができた。

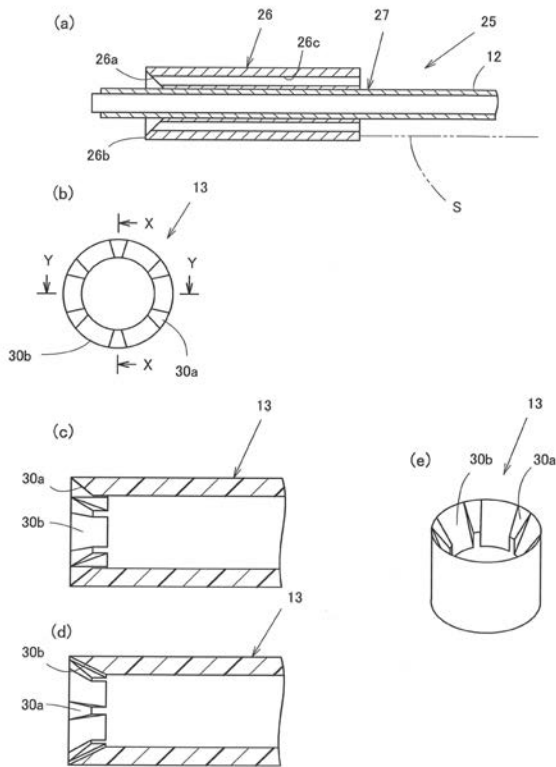
【 図 1 】



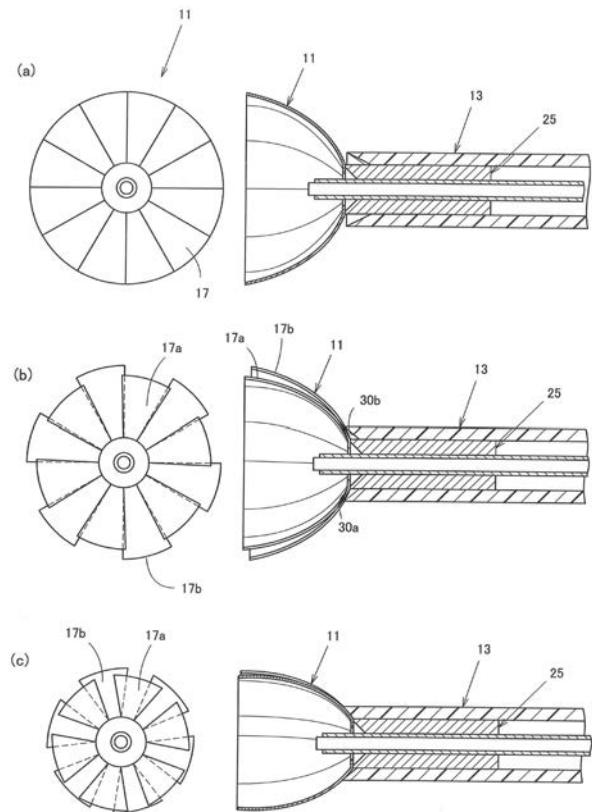
【 図 2 】



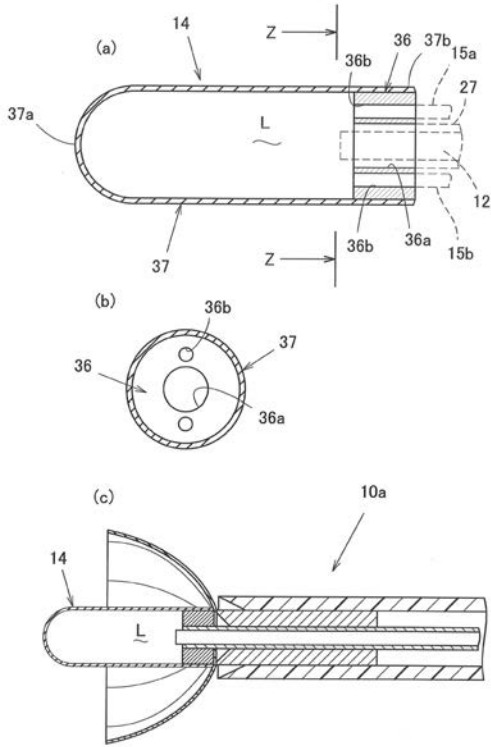
【 図 3 】



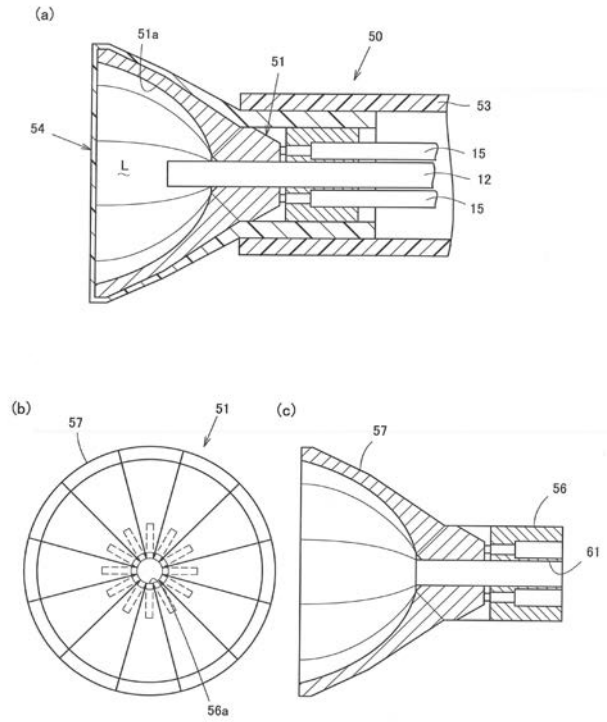
【 図 4 】



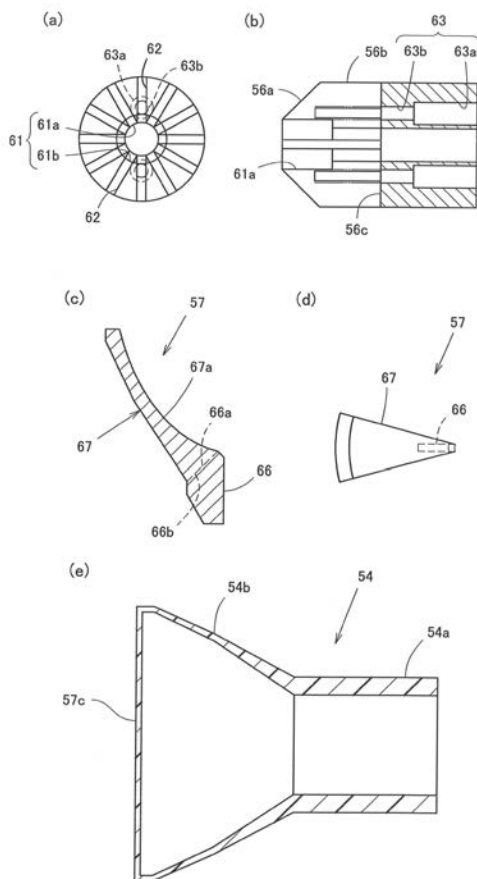
【 図 5 】



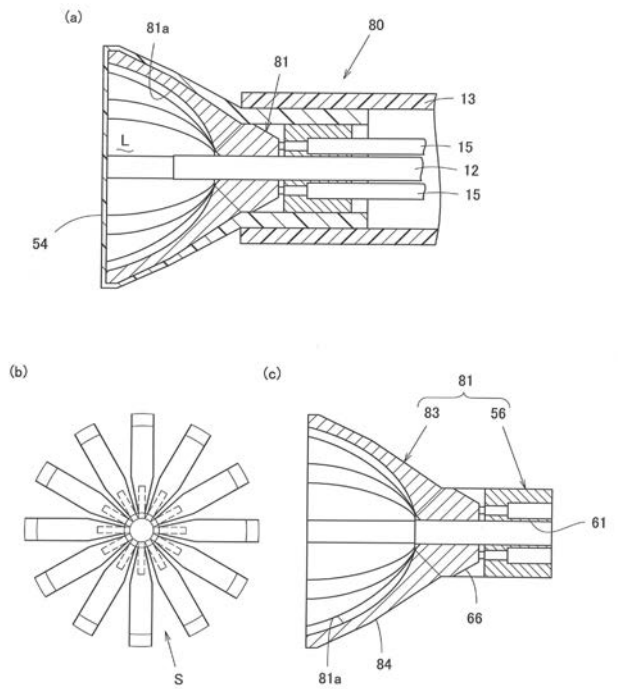
【 図 6 】



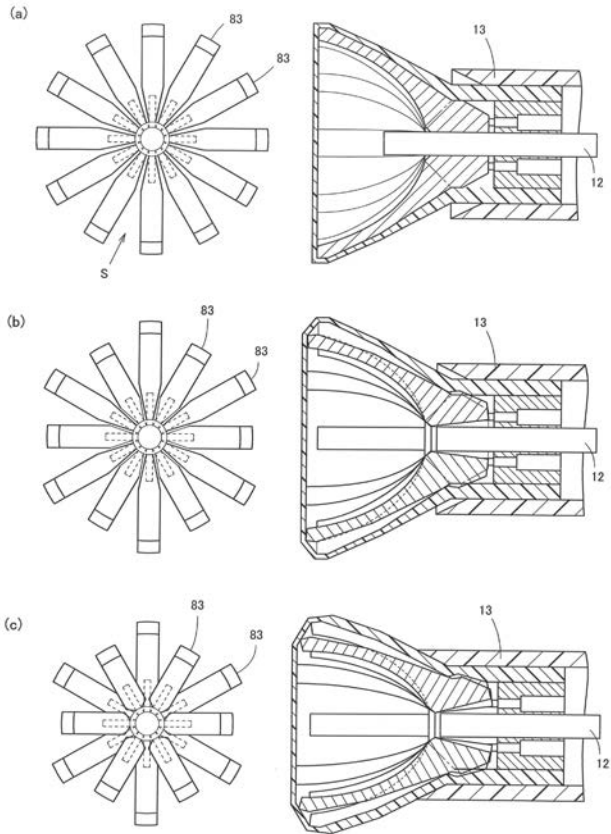
【 図 7 】



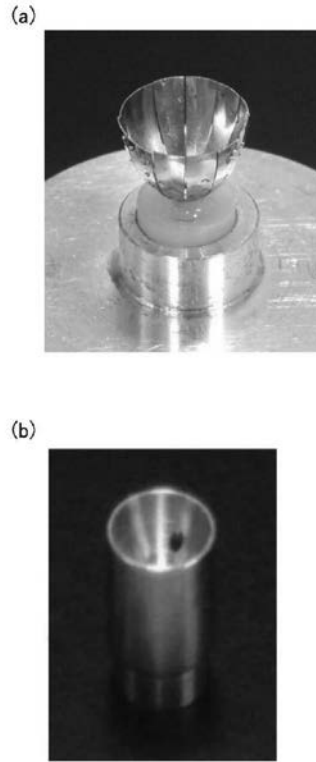
【 図 8 】



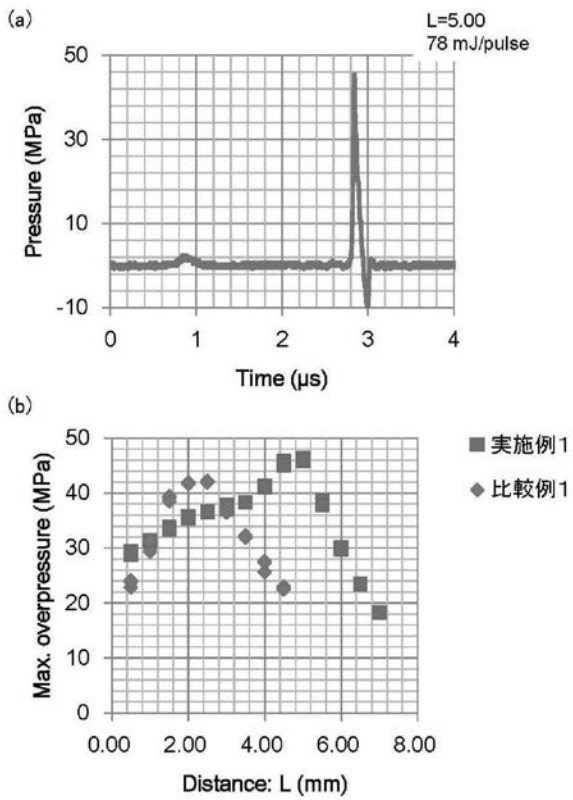
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/084615
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/20(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i 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) A61B18/20, A61B17/00, A61B17/22, A61N5/06, F21V7/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-085812 A (Tohoku University), 10 May 2012 (10.05.2012), paragraphs [0021] to [0023]; fig. 1, 4 & EP 2630918 A1 & WO 2012/053267 A1	1, 3, 8-10
Y	JP 2005-352268 A (Sharp Corp.), 22 December 2005 (22.12.2005), paragraphs [0067] to [0070]; fig. 8 to 9 (Family: none)	1, 3, 8-10
Y	JP 2004-215862 A (Tohoku Techno Arch Co., Ltd.), 05 August 2004 (05.08.2004), paragraph [0007]; fig. 1 (Family: none)	9-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 27 January, 2014 (27.01.14)		Date of mailing of the international search report 04 February, 2014 (04.02.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/084615

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-533188 A (Mirabilis Medica Inc.), 17 September 2009 (17.09.2009), entire text; all drawings & US 2007/0239011 A1 & WO 2007/143281 A2 & CA 2649119 A1	1-10
A	JP 2004-532686 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 28 October 2004 (28.10.2004), entire text; all drawings & US 2003/0013970 A1 & WO 2002/096481 A2	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 8 4 6 1 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/20(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/20, A61B17/00, A61B17/22, A61N5/06, F21V7/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2012-085812 A (国立大学法人東北大学) 2012.05.10, 段落 0021-0023, 図 1, 4 & EP 2630918 A1 & WO 2012/053267 A1	1, 3, 8-10	
Y	JP 2005-352268 A (シャープ株式会社) 2005.12.22, 段落 0067-0070, 図 8-9 (ファミリーなし)	1, 3, 8-10	
Y	JP 2004-215862 A (株式会社東北テクノアーチ) 2004.08.05, 段落 0007, 図 1 (ファミリーなし)	9-10	
C欄の続きにも文献が列挙されている。		パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 27.01.2014		国際調査報告の発送日 04.02.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 武山 敦史	3 I 3 6 1 9
		電話番号 03-3581-1101 内線	3346

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2013/084615
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-533188 A (ミラビリス メディカ インコーポレイテッド) 2009.09.17, 全文、全図 & US 2007/0239011 A1 & WO 2007/143281 A2 & CA 2649119 A1	1-10
A	JP 2004-532686 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポ レイテッド) 2004.10.28, 全文、全図 & US 2003/0013970 A1 & WO 2002/096481 A2	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 長谷部 雄飛

日本国 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

(72)発明者 早坂 庄吉

日本国 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

Fターム(参考) 4C026 BB07 BB10 DD03 FF23 FF34 FF39 HH04 HH07 HH15

4C160 EE10 EE15 EE17 MM38 MM53

4C167 AA01 BB02 BB38 BB47 CC19 CC26 DD10 EE03 GG03 GG22

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。