

(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2006-346186
(P2006-346186A)

(43) 公開日 平成18年12月28日(2006.12.28)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/3201 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 2 0	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-176554 (P2005-176554)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年6月16日 (2005.6.16)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

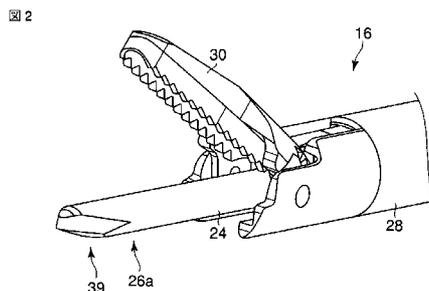
(54) 【発明の名称】 超音波処置装置及び超音波処置装置用プローブ、並びに、これらの製造方法

(57) 【要約】

【課題】 生体組織への処置における最適なキャビテーション状態を実現する超音波処置装置を提供する。

【解決手段】 超音波を発生する超音波振動子18と、超音波振動子18に接続され、超音波振動子18で発生された超音波振動を伝達するプローブ24と、プローブ24に形成され、伝達された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部26aと、を有する超音波処置装置。処置部26aは、液体内での超音波振動に関する流体解析においてその外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるような形状に形成されているキャビテーション抑制部39を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を発生する超音波振動子と、
前記超音波振動子に接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を伝達するプローブと、
前記プローブに形成され、伝達された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、
を具備し、
前記処置部は、液体内での超音波振動に関する流体解析においてその外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるような形状に形成されているキャビテーション抑制部を有する、
ことを特徴とする超音波処置装置。 10

【請求項 2】

前記キャビテーション抑制部は、抗力係数が小さくなるような形状に形成されている、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 3】

生体組織を凝固切開するために用いられる、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波処置装置。

【請求項 4】

前記処置部に対して開閉されて、前記処置部と協働して生体組織を把持するジョーをさらに具備する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波処置装置。 20

【請求項 5】

超音波を発生する超音波振動子と、
前記超音波振動子に接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を伝達するプローブと、
前記プローブに形成され、伝達された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、
を具備し、
前記処置部は、液体内での超音波振動に関する流体解析においてその外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下になるような形状に形成されているキャビテーション促進部を有する、
ことを特徴とする超音波処置装置。 30

【請求項 6】

前記キャビテーション促進部は、抗力係数が大きくなるような形状に形成されている、
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波処置装置。

【請求項 7】

破碎された生体組織を吸引する吸引路をさらに具備し、生体組織を破碎吸引するために用いられる、ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波処置装置。

【請求項 8】

前記処置部は、液体内での超音波振動に関する流体解析においてキャビテーション促進部の外表面近傍の液体の速度の方向が生体組織への処置において前記処置部から生体組織へと向かう方向に相当するような形状に形成されている、
ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波処置装置。 40

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 に記載の超音波処置装置に用いられる超音波処置装置用プローブ。

【請求項 10】

超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部の少なくとも一部分について、所定の形状モデルを作成する工程と、
前記形状モデルについて、液体内での超音波振動に関する流体解析によって当該液体の 50

圧力分布を求める工程と、

前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧以下となっている部分の内の少なくとも一部分の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるように前記形状モデルを変形する工程と、

前記当該液体の圧力分布を求める工程と前記形状モデルを変形する工程とを繰り返す工程と、

前記形状モデルの形状に前記処置部を形成する工程と、

を具備することを特徴とする超音波処置装置用プローブの製造方法。

【請求項 1 1】

前記形状モデルを変形する工程は、前記形状モデルを抗力係数が減少するように変形する工程を含む、

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法。

【請求項 1 2】

超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部の少なくとも一部分について、所定の形状モデルを作成する工程と、

前記形状モデルについて、液体内での超音波振動に関する流体解析によって当該液体の圧力分布を求める工程と、

前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧より大きくなっている少なくとも一部分の圧力が当該液体の飽和蒸気圧未満となるように前記形状モデルを変形する工程と、

前記当該液体の圧力分布を求める工程と前記形状モデルを変形する工程とを繰り返す工程と、

前記形状モデルの形状に前記処置部を形成する工程と、

を具備することを特徴とする超音波処置装置用プローブの製造方法。

【請求項 1 3】

前記形状モデルを変形する工程は、前記形状モデルを抗力係数が増大するように変形する工程を含む、

ことを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法。

【請求項 1 4】

前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧未満となっている部分の内の少なくとも一部分における液体の速度の方向が生体組織への処置において前記処置部から生体組織へと向かう方向に相当するように前記形状モデルを変形する工程をさらに具備することを特徴とする請求項 1 2 又は 1 3 に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 0 乃至 1 4 のいずれか 1 に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法を具備する超音波処置装置の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、例えば超音波凝固切開装置や超音波吸引装置のような、超音波を用いて生体組織に処置を行う超音波処置装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来、超音波を用いて生体組織に処置を行う超音波処置装置が用いられている。例えば、特許文献 1 には、生体組織を凝固切開する超音波凝固切開装置が開示されている。特許文献 1 の超音波凝固切開装置は、超音波振動を発生する超音波振動子を有する。この超音波振動子には、超音波振動を伝達する細長いプローブの基端部が接続されており、このプローブの先端部には、伝達された超音波振動によって生体組織に凝固切開処置を行う処置部が形成されている。この処置部は、プローブに外挿されているシースの先端開口から突出しており、このシースの先端部には、処置部に対して開閉されて、処置部と協働して生体組織を把持するジョーが配設されている。超音波凝固切開装置によって生体組織を処置

10

20

30

40

50

する際には、処置部とジョーとによって生体組織を把持し、超音波振動子で発生された超音波振動をプローブを介して処置部に伝達して、把持された生体組織を処置部によって凝固切開する。

【0003】

ここで、処置部が体液、血液等の液体に浸された状態で生体組織に処置を行う場合には、処置部においてキャビテーションが発生して生体組織が損傷される場合がある。特許文献2には、処置部におけるキャビテーションの発生を抑制する超音波凝固切開装置が開示されている。特許文献2の超音波凝固切開装置は、特許文献1の超音波凝固切開装置とほぼ同様な構成を有するが、処置部において、ジョーと対面する把持面の反対側に先端側に向かって傾斜する傾斜形状が形成されている。そして、特許文献2には、傾斜形状の傾斜角度を減少させることにより、処置部において発生するキャビテーションが抑制されることが開示されている。

10

【0004】

一方、特許文献3には、生体組織を破碎吸引する超音波吸引装置が開示されている。特許文献3の超音波吸引装置は、特許文献1及び2の超音波凝固切開装置と同様な超音波振動子、プローブ、及び、シースを有する。特許文献3の超音波吸引装置のプローブの先端部には、生体組織を乳化破碎する処置部が形成されている。そして、プローブとシースの間には、処置部に開口部を有し、破碎された生体組織を吸引する吸引路が形成されている。超音波吸引装置によって生体組織を処置する際には、超音波振動子で発生された超音波振動をプローブを介して処置部に伝達して、生体組織を処置部によって乳化破碎し、破碎された生体組織を吸引路を介して吸引する。

20

【特許文献1】特開2004-321606号公報

【特許文献2】米国特許6,790,216号明細書

【特許文献3】特開2002-233533号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述したように、生体組織を凝固切開する場合等には、生体組織が損傷されないように、処置部におけるキャビテーションの発生が抑制されることが好ましい。一方で、生体組織を破碎吸引する場合等には、生体組織の破碎を効果的に行うため、キャビテーションの発生が促進されることが好ましい。

30

【0006】

特許文献2には、処置部の把持面に対向する傾斜形状の傾斜角度の減少によってキャビテーションを抑制することが開示されているが、生体組織への処置における最適なキャビテーション状態を実現するまでには到っていない。

【0007】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、生体組織への処置における最適なキャビテーション状態を実現する超音波処置装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

請求項1の発明は、超音波を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子に接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を伝達するプローブと、前記プローブに形成され、伝達された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、を具備し、前記処置部は、液体内の超音波振動に関する流体解析においてその外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるような形状に形成されているキャビテーション抑制部を有する、ことを特徴とする超音波処置装置である。

そして、本請求項1の発明では、処置部によって液体内で生体組織に処置を行う際には、キャビテーション抑制部の外表面近傍の液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなって、処置部におけるキャビテーションの発生が抑制される。

50

【0009】

請求項2の発明は、前記キャビテーション抑制部は、抗力係数が小さくなるような形状に形成されている、ことを特徴とする請求項1に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項2の発明では、処置部によって液体内で生体組織に処置を行う際にはキャビテーション抑制部の外表面近傍の液体の圧力勾配はなだらかであって、液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなる傾向を有する。

【0010】

請求項3の発明は、生体組織を凝固切開するために用いられる、ことを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項3の発明では、キャビテーションの発生が抑制されている処置部によって、凝固切開処置を行う。

【0011】

請求項4の発明は、前記処置部に対して開閉されて、前記処置部と協働して生体組織を把持するジョーをさらに具備する、ことを特徴とする請求項3に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項4の発明では、処置部とジョーとによって生体組織を把持して、把持された生体組織に処置部によって処置を行う。

【0012】

請求項5の発明は、超音波を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子に接続され、前記超音波振動子で発生された超音波振動を伝達するプローブと、前記プローブに形成され、伝達された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、を具備し、前記処置部は、液体内での超音波振動に関する流体解析においてその外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下になるような形状に形成されているキャビテーション促進部を有する、ことを特徴とする超音波処置装置である。

そして、本請求項5の発明では、処置部によって液体内で生体組織に処置を行う際には、キャビテーション促進部の外表面近傍の液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となつて、処置部におけるキャビテーションの発生が促進される。

【0013】

請求項6の発明は、前記キャビテーション促進部は、抗力係数が大きくなるような形状に形成されている、ことを特徴とする請求項5に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項6の発明では、処置部によって液体内で生体組織に処置を行う際にはキャビテーション抑制部の外表面近傍の液体の圧力勾配は急であって、液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となる傾向を有する。

【0014】

請求項7の発明は、破碎された生体組織を吸引する吸引路をさらに具備し、生体組織を破碎吸引するために用いられる、ことを特徴とする請求項5又は6に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項7の発明では、キャビテーションの発生が促進されている処置部によって破碎処置を行い、破碎された生体組織を吸引路によって吸引する。

【0015】

請求項8の発明は、前記処置部は、液体内での超音波振動に関する流体解析においてキャビテーション促進部の外表面近傍の液体の速度の方向が生体組織への処置において前記処置部から生体組織へと向かう方向に相当するような形状に形成されている、ことを特徴とする請求項5又は6に記載の超音波処置装置である。

そして、本請求項8の発明では、処置部によって液体内で生体組織に処置を行う際には、キャビテーション促進部の外表面近傍で発生されたキャビテーションが生体組織に向かって移動される。

【0016】

請求項9の発明は、請求項1乃至8のいずれか1に記載の超音波処置装置に用いられる超音波処置装置用プローブである。

10

20

30

40

50

【0017】

請求項10の発明は、超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部の少なくとも一部分について、所定の形状モデルを作成する工程と、前記形状モデルについて、液体内の超音波振動に関する流体解析によって当該液体の圧力分布を求める工程と、前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧以下となっている部分の内の少なくとも一部分の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるように前記形状モデルを変形する工程と、前記当該液体の圧力分布を求める工程と前記形状モデルを変形する工程とを繰り返す工程と、前記形状モデルの形状に前記処置部を形成する工程と、を具備することを特徴とする超音波処置装置用プローブの製造方法である。

【0018】

請求項11の発明は、前記形状モデルを変形する工程は、前記形状モデルを抗力係数が減少するように変形する工程を含む、ことを特徴とする請求項10に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法である。

10

【0019】

請求項12の発明は、超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部の少なくとも一部分について、所定の形状モデルを作成する工程と、前記形状モデルについて、液体内の超音波振動に関する流体解析によって当該液体の圧力分布を求める工程と、前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧より大きくなっている少なくとも一部分の圧力が当該液体の飽和蒸気圧未満となるように前記形状モデルを変形する工程と、前記当該液体の圧力分布を求める工程と前記形状モデルを変形する工程とを繰り返す工程と、前記形状モデルの形状に前記処置部を形成する工程と、を具備することを特徴とする超音波処置装置用プローブの製造方法である。

20

【0020】

請求項13の発明は、前記形状モデルを変形する工程は、前記形状モデルを抗力係数が増大するように変形する工程を含む、ことを特徴とする請求項12に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法である。

【0021】

請求項14の発明は、前記圧力分布において当該液体の飽和蒸気圧未満となっている部分の内の少なくとも一部分における液体の速度の方向が生体組織への処置において前記処置部から生体組織へと向かう方向に相当するように前記形状モデルを変形する工程をさらに具備することを特徴とする請求項12又は13に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法である。

30

【0022】

請求項15の発明は、請求項10乃至14のいずれか1に記載の超音波処置装置用プローブの製造方法を具備する超音波処置装置の製造方法である。

【発明の効果】

【0023】

本発明の超音波処置装置では、生体組織への処置における最適なキャビテーション状態が実現されている。

【0024】

また、本発明の超音波処置装置用プローブの製造方法によれば、生体組織への処置における最適なキャビテーション状態を実現する超音波処置装置を製造することが可能である。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明の第1実施形態を図1乃至図8を参照して説明する。本実施形態の超音波処置装置は、キャビテーションの発生が抑制されている超音波凝固切開装置16である。図1に示されるように、超音波凝固切開装置16は、超音波振動を発生する超音波振動子18を有する。この超音波振動子18は円筒カバー20に収容されており、この円筒カバー20の基端部から、超音波振動子18に電力を供給するためのコード22が延出されて

50

いる。また、超音波振動子 18 の先端部の出力端には、超音波振動を伝達する細長いストレート形状のプローブ 24 の基端部が連結されている。このプローブ 24 の先端部には、伝達された超音波振動によって生体組織を凝固切開する処置部 26 a が形成されている。

【0026】

そして、プローブ 24 にはシース 28 が外挿されており、このシース 28 の先端部には、処置部 26 a に対して開閉されて処置部 26 a と協働して生体組織を把持するジョー 30 が配設されている。一方、シース 28 の基端部は、シース 28 がその中心軸の軸回り方向に回転自在となるように操作部本体 32 に接続されており、シース 28 の基端部には、シース 28 を回転操作するための回転ノブ 34 が配設されている。そして、操作部本体 32 には、ジョー 30 を開閉操作するための固定ハンドル 36 及び可動ハンドル 38 が配設されている。即ち、可動ハンドル 38 は、固定ハンドル 36 に対して開閉自在に操作部本体 32 に枢支されていると共に、操作部本体 32 内の操作ロッドの基端部に枢支されている。この操作ロッドは操作部本体 32 及びシース 28 に進退自在に挿通されており、操作ロッドの先端部はジョー 30 の基端部に連結されている。そして、固定ハンドル 36 に対して可動ハンドル 38 を開閉操作して、操作ロッドを進退操作することにより、処置部 26 a に対してジョー 30 が開閉されるようになっている。

10

【0027】

図 2 に示される本実施形態の処置部 26 a は、体液、血液等の液体中で超音波振動させた場合にキャピテーションの発生が抑制される形状を有する。以下では、このような処置部 26 a の設計方法について説明する。

20

【0028】

工程 1：初期三次元モデルの作成

図 3 A 及び図 3 B に示されるようなプローブ 24 について、初期三次元モデルを作成する。本実施形態では、初期三次元モデルとして、従来の超音波凝固切開用プローブを採用する。

【0029】

工程 2：三次元モデルに基づく流体解析

プローブ 24 を液体中で超音波振動させた場合についての流体解析を行う。

【0030】

プローブ 24 は、液体中で自身の長手軸方向に所定の振幅及び周期で縦振動する。即ち、プローブ 24 は、図 3 A の矢印 B 1 で示される先端側への振動と、図 3 B の矢印 B 2 で示される基端側への振動とを繰り返す。本実施形態では、プローブ 24 に固定された座標系で解析を行う。この座標系では、一方向に所定の振幅及び周期で振動する液体場に、プローブ 24 が液体の振動方向にその長手軸方向が一致するように静止状態で配置されていることとなる。即ち、液体は、図 3 A の矢印 C 1 で示される基端側への振動と、図 3 B の矢印 C 2 で示される先端側への振動とを繰り返す。

30

【0031】

本実施形態では、流体解析における解析時間を削減するため、プローブ 24 の先端部の処置部 26 a についてのみ流体解析を行う。具体的には、プローブ 24 の三次元モデルに基づき、両端部を処置部 26 a と同形状にした処置部 26 a の三次元モデルを作成する。図 4 に、作成された処置部 26 a の三次元モデルの一例を示す。この処置部 26 a の三次元モデルは、従来の超音波凝固切開用プローブ 24 の処置部 26 a に採用されている円柱形状に対応している。

40

【0032】

そして、上述した一方向に所定の振幅及び周期で振動する液体場の半周期分の液体場モデル、即ち、所定の周期で、振幅が 0 から最大振幅まで増大し、最大振幅から 0 まで減少した後、振幅が減少せずに再び増大に転じる液体場モデルを作成する。この液体場モデルに、処置部 26 a の三次元モデルを液体の振動方向にその長手軸方向が一致するように静止状態で配置して、流体解析を行う。ここで、処置部 26 a の三次元モデルにおいて、液体場モデルの振動方向の上流側の端部においては、処置部 26 a が先端側へと振動する際

50

の挙動が解析され、下流側の端部においては、処置部 26a が基端側へと振動する際の挙動が解析されることとなる。流体解析では、液体場モデルの圧力分布と速度分布とを算出する。

【0033】

液体場モデルの圧力分布に基づいて、キャビテーションの発生について分析する。一般に、キャビテーションは、液体が飽和蒸気圧に達した場合に発生する。例えば、水の場合、大気圧 (101.3 kPa) 下では 100 まで温度上昇させると飽和蒸気圧に達し、また、常温 (20) 下では 2 kPa まで減圧すると飽和蒸気圧に達して、キャビテーションが発生する。処置部 26a によって液体中で生体組織に処置を行う場合には、液体場モデルにおいて当該液体の飽和蒸気圧まで減圧されている部分に対応する部分で、キャビテーションが発生すると予想できる。

10

【0034】

図 5 に、流体解析の結果作成された圧力分布図の一例を示す。図 5 中、液体の振動方向を矢印 D によって表す。液体場モデルの液体として常温 (20) の水を選択しており、液体場モデルにおいて圧力が飽和蒸気圧 (2 kPa) 以下となっている部分でキャビテーションが発生すると予想される。図 5 に示されるように、処置部 26a の三次元モデルの上流側の端部のエッジ部分の近傍において、液体場モデルの圧力が 2 kPa 以下となっており、処置部 26a によって液体中で生体組織に処置を行う場合には、先端側への振動に際して処置部 26a のエッジ部分の近傍においてキャビテーションが発生すると予想される。対応する実際の実験においても、処置部 26a によって液体中で生体組織に処置を行う場合に、先端側への振動に際して処置部 26a のエッジ部分においてキャビテーションが発生することが確認された。

20

【0035】

図 6 に、流体解析の結果作成された速度分布図の一例を示す。図 6 中、液体の振動方向を矢印 D によって表す。図 6 に示されるように、処置部 26a の三次元モデルの下流側の端部において、液体場モデルの液体の速度が一点に収束していることが理解される。即ち、処置部 26a の先端側への振動に際して処置部 26a のエッジ部分において発生されたキャビテーションは、処置部 26a の基端側への振動において、処置部 26a のエッジ部分から先端側に向かって移動すると想定される。対応する実際の実験においても、処置部 26a の基端側への振動において、処置部 26a のエッジ部分から先端側に向かってキャビテーションが移動することが確認された。

30

【0036】

工程 3 : 三次元モデルの変形

液体場モデルにおいて当該液体の飽和蒸気圧以下となっている部分の圧力が飽和蒸気圧より大きくなるように、処置部 26a の三次元モデルを変形する。本実施形態では、液体場モデルにおいて当該液体の飽和蒸気圧以下となっている部分の近傍の三次元モデルの形状を、抗力係数が小さい形状に変形する。抗力係数が小さければ、圧力勾配がなだらかになり、液体場モデルにおける液体の圧力の低下が減少されることとなる。具体的には、図 5 において、処置部 26a の三次元モデルの上流側の端部のエッジ部分の近傍において、液体場モデルの圧力が飽和蒸気圧 (2 kPa) 以下となっており、このエッジ部分を抗力係数が小さい形状である流線形形状に変形する。当然、上流側の端部のエッジ部分の変形に対応して、下流側の端部のエッジ部分も変形させる。なお、図 15 に、様々な形状についてのレイノズル数 Re に対する抗力係数 C_D の値を示す。

40

【0037】

工程 4 : 三次元モデルに基づく流体解析と三次元モデルの変形との繰り返し

工程 2 の三次元モデルに基づく流体解析と工程 3 の三次元モデルの変形とを繰り返す。

【0038】

工程 5 : 最終三次元モデルの決定

液体場モデルにおいて、当該液体の飽和蒸気圧まで減圧されている部分が略消滅したら三次元モデルの変形を終了して、処置部 26a の最終三次元モデルを決定する。

50

【0039】

図7に、処置部26aの最終三次元モデルの一例を示す。図7に示されるように、この処置部26aの三次元モデルは、流線形形状に近い形状を有する。図8に、この処置部26aの三次元モデルの流体解析の結果作成された圧力分布図を示す。図8中、液体の振動方向を矢印Dによって表す。図8に示されるように、飽和蒸気圧(2kPa)以下となっている部分はほぼ消滅しており、処置部26aによって液体中で生体組織に処置を行う場合には、キャビテーションの発生が抑制されると予想される。対応する実際の実験においても、処置部26aによって液体中で生体組織に処置を行う場合に、キャビテーションの発生が抑制されることが確認された。

【0040】

このように、本実施形態では、処置部26aの先端部分が、キャビテーションの発生を抑制するキャビテーション抑制部39となっている。

10

【0041】

次に、本実施形態の超音波凝固切開装置16の作用について説明する。超音波凝固切開装置16によって生体組織を処置する際には、処置部26aとジョー30とによって生体組織を把持し、超音波振動子18で発生された超音波振動をプローブ24を介して処置部26aに伝達して、把持された生体組織を処置部26aによって凝固切開する。この際、処置部26aが体液、血液等の液体中に浸される場合があるが、処置部26aの外表面近傍では液体の圧力勾配がなだらかであって、液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となることが少なく、処置部26aにおいてキャビテーションが発生することが抑制される。

20

【0042】

従って、本実施形態の超音波凝固切開装置16は次の効果を奏する。本実施形態の処置部26aは、液体内での超音波振動に関する流体解析において、処置部26aの外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧より大きくなるような形状に形成されている。そして、実際に処置部26aによって液体内で生体組織を凝固切開する際の処置部26aにおけるキャビテーションの発生も抑制されており、凝固切開における最適なキャビテーション状態が実現されている。

【0043】

以下、本発明の第1実施形態の変形例を図9を参照して説明する。本変形例では、三次元的に振動する処置部26aについて、最適なキャビテーション状態を実現する。

30

【0044】

第1実施形態のようなストレート形状のプローブ24では処置部26aは一次的に振動するが、通常のプローブ24では処置部26aは三次元的に振動する。即ち、処置部26aの振幅ベクトルは、X、Y、Z軸方向の各軸方向のベクトル成分を用いて以下のように表すことができる。

【数1】

$$\mathbf{A} = A_x \cdot \mathbf{i} + A_y \cdot \mathbf{j} + A_z \cdot \mathbf{k}$$

\mathbf{i} , \mathbf{j} , \mathbf{k} : 各軸方向の単位ベクトル
 A_x , A_y , A_z : 各軸方向の振幅の大きさ

40

【0045】

各軸方向の振幅の大きさは数値解析により算出することが可能であり、これら各軸方向の振幅の大きさに基づいて、処置部26aの設計における流体解析に用いる液体場モデルを作成する。

【0046】

例えば、図9に示されるようなカーブ形状のプローブ24では、処置部26aは二次元的に振動する。この場合、X軸及びY軸の各軸方向の振幅の大きさを数値解析により算出し、処置部26aの設計方法における流体解析に用いる液体場モデルを矢印C3で示され

50

るよう作成する。

【0047】

図10乃至図14は、本発明の第2実施形態を示す。第1実施形態と同様な機能を有する構成には、同一の参照符号を付して説明を省略する。本実施形態の超音波処置装置は、生体組織を破碎吸引する超音波吸引装置40である。図10に示されるように、この超音波吸引装置40の超音波振動子18は、ハンドピース42に収容されている。そして、超音波振動子18の出力端にはプローブ24の基端部が連結されており、このプローブ24の先端部には伝達された超音波振動によって生体組織を乳化破碎する処置部26bが形成されている。

【0048】

さらに、プローブ24及び超音波振動子18には、破碎された生体組織を吸引するための吸引路43がプローブ24及び超音波振動子18の長手軸方向に貫通形成されている。この吸引路43の先端部は、処置部26bで開口して吸引開口部44を形成している。そして、吸引路43の基端部はハンドピース42に形成されている吸引口金に連通されており、この吸引口金は吸引装置に接続される。

【0049】

また、プローブ24にはシース28が外挿されており、プローブ24とシース28との間のクリアランスによって、送液を行うための送液路46が形成されている。この送液路46の先端部は、シース28の先端部とプローブ24との間で環状に開口して送液開口部48を形成している。そして、送液路46の基端部はハンドピースに配設されている送液口金50に連通されており、この送液口金50は送液装置に接続される。

【0050】

本実施形態の処置部26bは、生理食塩水等の液体中で超音波振動させた場合に、キャビテーションの発生が促進される形状を有する。以下では、このような処置部26bの設計方法について説明する。なお、第1実施形態の設計方法と同様な工程については、その説明を省略する。

【0051】

工程1：初期三次元モデルの作成

本実施形態では、初期三次元モデルとして、従来の超音波吸引用プローブを採用する。

【0052】

工程2：三次元モデルに基づく流体解析

図11に示されるように、プローブ24の三次元モデルに基づき、両端部を処置部26bと同形状にした略円筒状の処置部26bの三次元モデルを作成する。

【0053】

図12に、流体解析の結果作成された圧力分布図の一例を示す。図12中、液体の振動方向を矢印Dによって表す。図12に示されるように、処置部26bの三次元モデルの下流側の端部の円環状端面の近傍において、液体場モデルの圧力が2kPa以下となっている。このため、処置部26bによって液体中で生体組織に処置を行う場合には、後端側への振動に際して処置部26bの円環状端面の近傍においてキャビテーションが発生すると予想される。

【0054】

工程3：三次元モデルの変形

処置部26bによって液体中で生体組織に処置を行う場合にキャビテーションを発生させたい部分について、液体場モデルにおいて対応する部分の圧力が飽和蒸気圧以下となるように、処置部26bの三次元モデルを変形する。本実施形態では、液体場モデルにおいて当該液体の飽和蒸気圧以下としたい部分の近傍の三次元モデルの形状を、抗力係数が大きい形状に変形する。抗力係数が大きければ、圧力勾配が急になり、液体場モデルにおける液体の圧力の低下が増大されることとなる。具体的には、図12を参照し、液体場モデルにおいて、処置部26bの三次元モデルの両端部の円環状端面の近傍の部分に飽和蒸気圧(2kPa)以下としたい場合には、液体場の振動方向に対して抗力係数が増大される

10

20

30

40

50

ように、処置部 26b の三次元モデルの外周部の両端部が同一のフランジ形状を有するように三次元モデルを変形する。

【0055】

工程 4：三次元モデルに基づく流体解析と三次元モデルの変形との繰り返し

工程 5：最終三次元モデルの決定

液体場モデルにおいて、当該液体の飽和蒸気圧以下としたい部分が飽和蒸気圧以下となったら、三次元モデルの変形を終了して、処置部 26b の最終三次元モデルを決定する。

【0056】

図 13 に、処置部 26b の最終三次元モデルの一例を示す。図 13 に示されるように、この処置部 26b の三次元モデルは、端部にフランジ形状を有する形状となっている。図 14 に、この処置部 26b の三次元モデルについての流体解析の結果作成された圧力分布図を示す。図 14 中、液体の振動方向を矢印 D によって表す。図 14 に示されるように、処置部 26b の三次元モデルの両端部の円環状端面の近傍に、飽和蒸気圧 (2 kPa) 以下となる部分が形成されており、処置部 26b によって液体中で生体組織に処置を行う場合には、キャビテーションの発生が促進されると予想される。対応する実際の実験においても、処置部 26b によって液体中で生体組織に処置を行う場合に、キャビテーションの発生が促進されることが確認された。

10

【0057】

このように、本実施形態では、処置部 26a の先端部が、キャビテーションの発生を促進するキャビテーション促進部 52 となっている。

20

【0058】

次に、本実施形態の超音波吸引装置 40 の作用について説明する。超音波吸引装置 40 によって生体組織を処置する際には、吸引口金及び送液口金 50 に吸引装置及び送液装置を接続する。そして、送液開口部 48 から生理食塩水等を送液して処置部 26b と生体組織とを生理食塩水等の液体によって浸しつつ、超音波振動子 18 で発生された超音波振動をプローブ 24 を介して処置部 26b に伝達して、処置部 26b を生体組織に押圧して処置部 26b を乳化破碎する。この際、処置部 26b は生理食塩水等の液体に浸されており、処置部 26b の外表面近傍では液体の圧力勾配が急であって、液体の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となり、処置部 26b におけるキャビテーションの発生が促進されて乳化破碎が効果的に行われる。乳化破碎された生体組織は、吸引開口部 44 から吸引路 43 を介して吸引される。

30

【0059】

従って、本実施形態の超音波吸引装置 40 は次の効果を奏する。本実施形態の処置部 26b は、液体内での超音波振動に関する流体解析において、処置部 26b の外表面近傍の圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となるような形状に形成されている。そして、実際に処置部 26b によって液体内で生体組織を乳化破碎する際の処置部 26b におけるキャビテーションの発生も促進されており、乳化破碎における最適なキャビテーション状態が実現されている。

【0060】

以下、本発明の第 2 実施形態の変形例について説明する。本変形例の処置部 26b は、生理食塩水等の液体中で超音波振動させた場合に、発生されたキャビテーションが生体組織に向かって移動されるような形状を有する。

40

【0061】

このような処置部 26b の設計方法では、三次元モデルの変形工程において、液体場モデルにおいて圧力が当該液体の飽和蒸気圧以下となる部分での液体の速度の方向が、生体組織への処理において処置部 26b から生体組織へと向かう方向に相当するように、処置部 26b の三次元モデルを変形する。具体的には、図 14 を参照し、液体場モデルにおいて、処置部 26b の三次元モデルの両端部の近傍の飽和蒸気圧 (2 kPa) 以下の部分での液体の速度の方向が、生体組織への処理において処置部 26b から生体組織へと向かう方向に相当する方向、即ち、処置部 26b の長手軸方向外向きとなるように、三次元モデ

50

ルを变形する。

【0062】

本変形例の超音波吸引装置40によって生体組織を処置する際には、処置部26bで発生されたキャビテーションが生体組織に向かって移動し、生体組織に達して乳化破碎を促進する。このように、本実施形態の処置部26bでは、処置部26bで発生されたキャビテーションが生体組織に効率的に達するため、生体組織の乳化破碎が促進されている。

【0063】

次に、本出願の他の特徴的な技術事項を下記の通り付記する。

記

(付記項1) 超音波を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子で発生する超音波振動を基端から先端へ伝達するプローブと、前記プローブの少なくとも一部を覆うシースと、前記プローブの先端部に設けられ、生体組織を処置するキャビテーションを発生しない処置部と、を具備することを特徴とする超音波処置装置。 10

【0064】

(付記項2) 前記プローブを液体中で振動させると、前記処置部は流体圧力低下が飽和蒸気圧以上となる形状を有することを特徴とする付記項1に記載の超音波処置装置。

【0065】

(付記項3) 超音波を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子で発生する超音波振動を基端から先端へ伝達するプローブと、前記プローブの少なくとも一部を覆うシースと、前記プローブの先端部に設けられ、生体組織を処置するキャビテーションを発生する処置部と、を具備することを特徴とする超音波処置装置。 20

【0066】

(付記項4) キャビテーションで処置された生体組織を吸引可能な吸引管路を有することを特徴とした付記項3に記載の超音波処置装置。

【0067】

(付記項5) 前記処置部と生体組織との間で摩擦熱を発生させるように前記処置部との間で生体組織を把持可能に、前記処置部に対して開閉するジョーと、を具備することを特徴とする付記項1、3、4に記載の超音波処置装置。

【0068】

(付記項6) 前記プローブを液体中で振動させると、前記処置部は流体圧力低下が飽和蒸気圧以下となる形状を有することを特徴とする付記項3に記載の超音波処置装置。 30

【産業上の利用可能性】

【0069】

本発明は、生体組織への処置における最適なキャビテーション状態を実現する、例えば超音波凝固切開装置や超音波吸引装置のような、超音波を用いて生体組織に処置を行う超音波処置装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置を示す側面図。

【図2】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の先端部を示す斜視図。 40

【図3A】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置のプローブを先端側への振動状態で示す斜視図。

【図3B】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置のプローブを後端側への振動状態で示す斜視図。

【図4】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、処置部の初期三次元モデルを示す斜視図。

【図5】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、流体解析の結果作成された初期三次元モデルについての圧力分布図。

【図6】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、流体解析の結果作成された初期三次元モデルについての速度分布図。 50

【図7】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、処置部の最終三次元モデルを示す斜視図。

【図8】本発明の第1実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、流体解析の結果作成された最終三次元モデルについての圧力分布図。

【図9】本発明の第1実施形態の変形例の超音波凝固切開装置のプローブを振動状態で示す斜視図。

【図10】本発明の第2実施形態の超音波吸引装置を示す側面図。

【図11】本発明の第2実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、処置部の初期三次元モデルを示す斜視図。

【図12】本発明の第2実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、流体解析の結果作成された初期三次元モデルについての圧力分布図。 10

【図13】本発明の第2実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、処置部の最終三次元モデルを示す斜視図。

【図14】本発明の第2実施形態の超音波凝固切開装置の処置部の設計方法における、流体解析の結果作成された初期三次元モデルについての圧力分布図。

【図15】様々な形状についてのレイノズル数 Re に対する抗力係数 C_D の値を示す図。

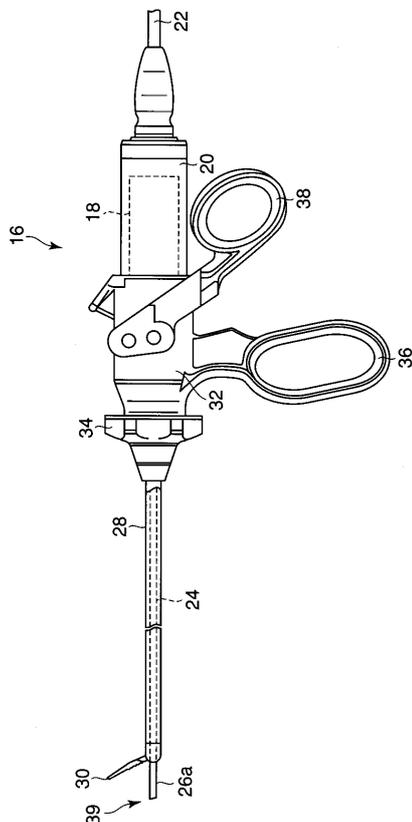
【符号の説明】

【0071】

16, 40...超音波処置装置、18...超音波振動子、24...プローブ、26a, 26b...処置部、39...キャビテーション抑制部、52...キャビテーション促進部。 20

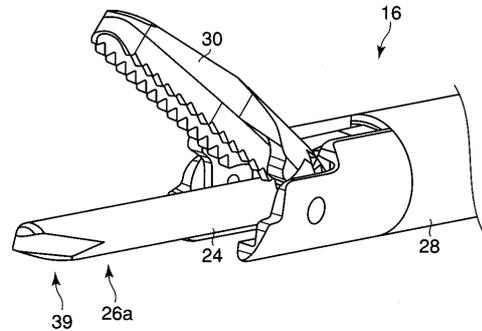
【図1】

図1



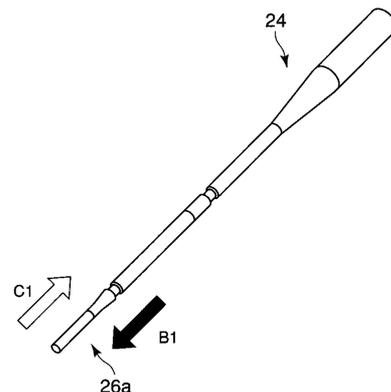
【図2】

図2



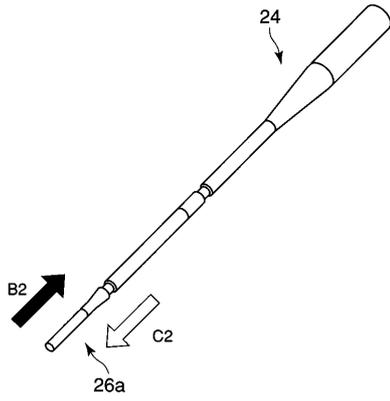
【図3A】

図3A



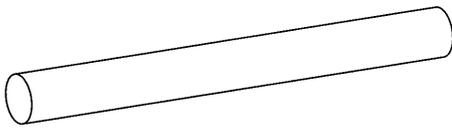
【 図 3 B 】

図 3B



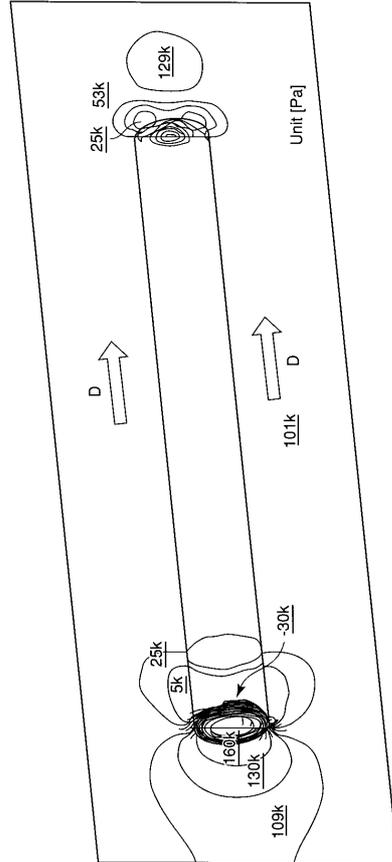
【 図 4 】

図 4



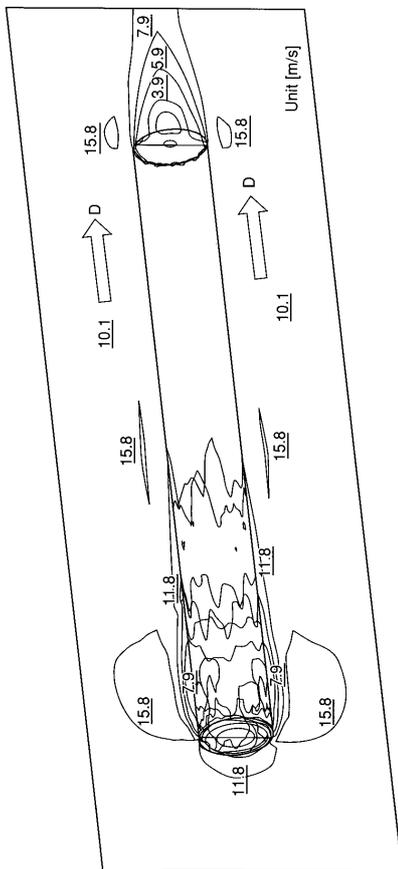
【 図 5 】

図 5



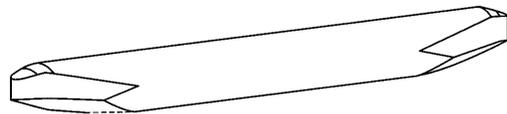
【 図 6 】

図 6



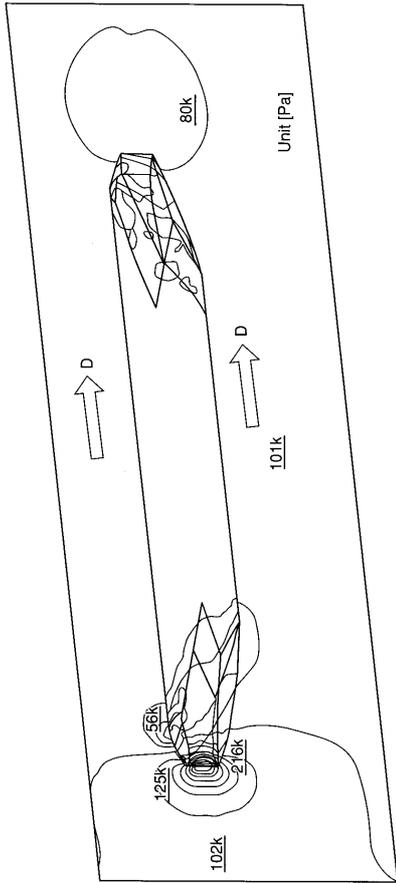
【 図 7 】

図 7



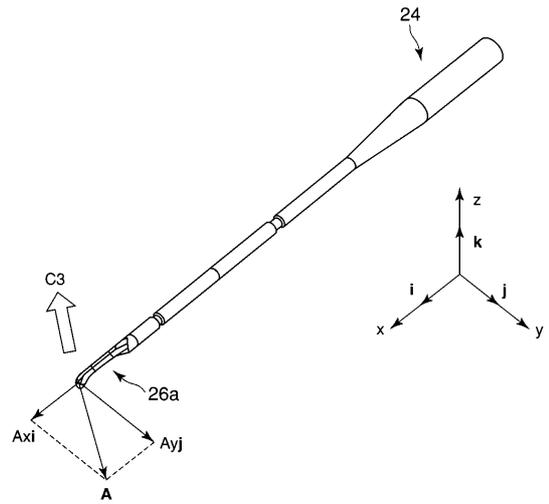
【 図 8 】

図 8



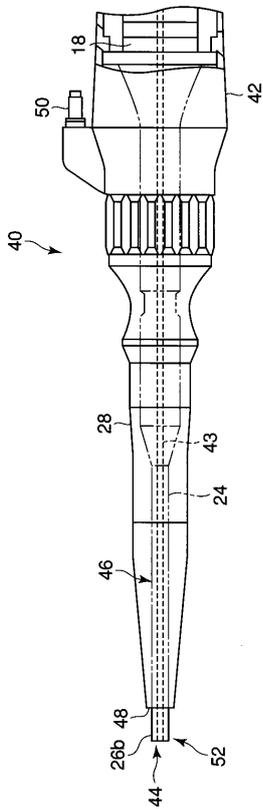
【 図 9 】

図 9



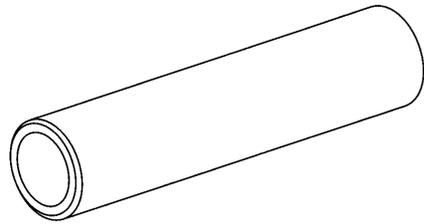
【 図 10 】

図 10



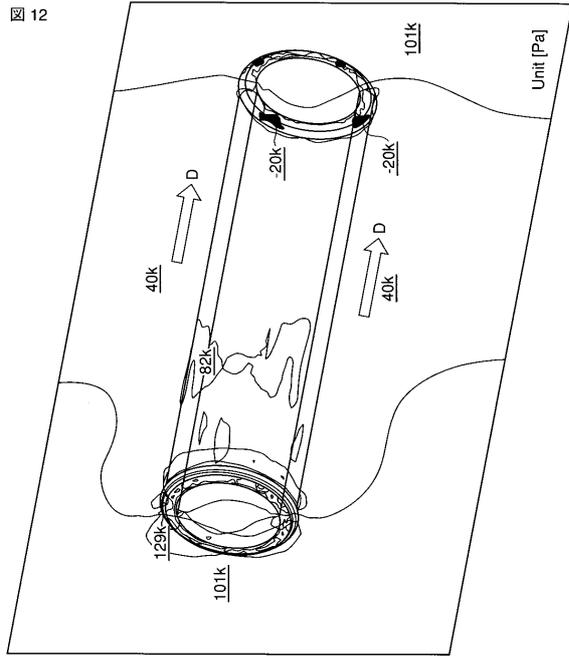
【 図 11 】

図 11



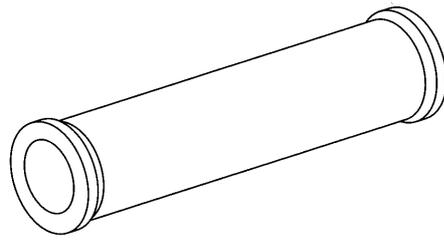
【 図 1 2 】

図 12



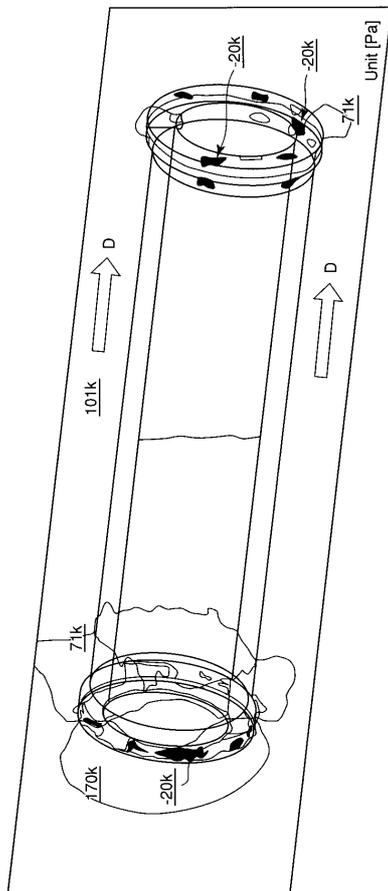
【 図 1 3 】

図 13



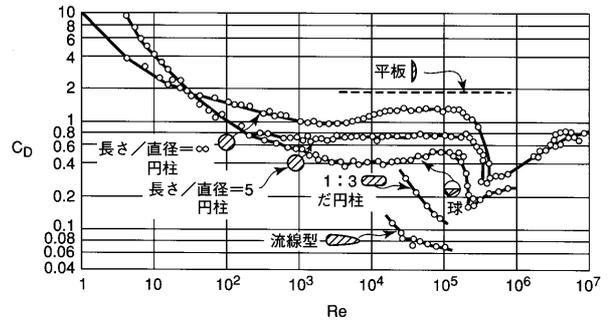
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 酒井 涼次

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目 4 3 番 2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C060 JJ13 JJ17 JJ23 JJ25 JJ30

专利名称(译)	超声波处理装置和超声波处理装置用探头及其制造方法		
公开(公告)号	JP2006346186A	公开(公告)日	2006-12-28
申请号	JP2005176554	申请日	2005-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	酒井凉次		
发明人	酒井 凉次		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/3201		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/22008 A61B2017/22009 A61B2017/320095 Y10T29/49009		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.320 A61B17/295 A61B17/32.510 A61B17/3201		
F-TERM分类号	4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ25 4C060/JJ30 4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ23 4C160/JJ24 4C160/JJ42 4C160/JJ46 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN12		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP4398408B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波治疗装置，用于在治疗活体组织时实现最佳的空化。解决方案：超声波处理装置包括：超声波振动器18，用于产生超声波；探头24，连接到超声波振动器18，用于传递由超声波振动器18产生的超声波振动；以及处理部分26a，形成在探头24中，用于处理超声波振动器18。具有透射超声振动的活体组织。处理部分26a具有空化控制部分39，该空化控制部分39形成为这样的形状：在液体内部的超声波振动的流体分析中，外表面附近的压力大于液体的饱和蒸汽压力。Ž

