

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012年10月4日(04.10.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/132483 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 17/42 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/050221
- (22) 国際出願日: 2012年1月10日(10.01.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-070306 2011年3月28日(28.03.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): テルモ株式会社 (TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 石井 直樹 (ISHII, Naoki) [JP/JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 川浦 政克 (KAWAURA, Masakatsu) [JP/JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 八田国際特許業務法人(HATTA & ASSOCIATES); 〒1020084 東京都千代田区二番町1-1番地9 ダイアパレス二番町 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

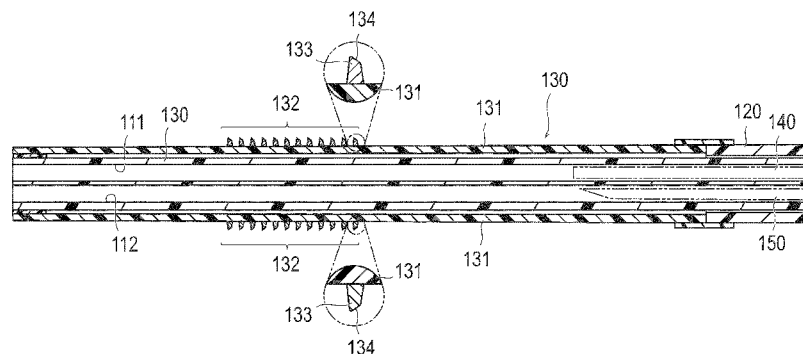
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: DEVICE FOR HOLDING LIVING TISSUE

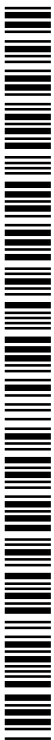
(54) 発明の名称: 生体組織保持用デバイス

【図2】



(57) Abstract: [Problem] To provide a device for holding living tissue which is capable of holding living tissue while applying the smallest load possible to living tissue in a body cavity. [Solution] A device for holding living tissue (100) is provided with long bodies (110, 120) that can be inserted into a body cavity, and holding parts (130) disposed at the tips of the long bodies (110, 120) and provided with an adhesive force. The device for holding living tissue (100) is capable of holding living tissue using an adhesive force in a liquid containing water in a body cavity.

(57) 要約: 【課題】 体腔内で生体組織に極力負荷を与えずに生体組織を保持することが可能な生体組織保持用デバイスを提供する。 【解決手段】 体腔内に挿入可能な長尺体110、120と、前記長尺体110、120の先端部に設けられて接着力を備えた保持部130と、を備えており、体腔内の水を含む液体中で接着力により生体組織を保持することが可能な生体組織保持用デバイス100である。



WO 2012/132483 A1

明 細 書

発明の名称：生体組織保持用デバイス

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織を保持するためのデバイスに関し、特に、体腔内に液体を注入した状態で臓器を保持可能なデバイスに関する。

背景技術

[0002] 近年、体腔内に内視鏡等を挿入して、観察や処置が行われている。これらの中には、体腔内に空気や生理的食塩水を注入して体腔内の観察や処置を行う手技がある。例えば、特許文献1には、経膈的に腹腔内に器具を挿入し、腹腔内に生理的食塩水を注入して、内視鏡下で卵巣、子宮後面、卵管采等の腹腔内臓器を観察することが記載されている。

[0003] 経膈的な処置としては、例えば卵管水腫や卵巣のう腫等の処置が挙げられる。卵管水腫は、卵管腔に分泌液が貯留する病態であり、卵巣のう腫は、卵巣内に分泌液が貯留する病態である。これらの病態の処置の一例として、経膈的に腹腔内へ中空の穿刺針を挿入し、卵管や卵巣に穿刺針を穿刺して内部の分泌液を吸引することが行われている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2002-125920号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、生理的食塩水等の液体を注入した体腔内では、臓器が液体内で浮遊して移動する可能性があり、臓器が浮遊して移動すると、臓器の観察や処置が容易ではなくなる。しかしながら、臓器はデリケートであるため、強い力で掴むような手技は好ましくない。

[0006] 本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、体腔内で生体組織に極力負荷を与えずに生体組織を保持することが可能な生体組織保

持用デバイスを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成する生体組織保持用デバイスは、体腔内に挿入可能な長尺体と、前記長尺体の先端部に設けられて接着力を備えた保持部と、を有し、体腔内の水を含む液体中で接着力により生体組織を保持することが可能な生体組織保持用デバイスである。

発明の効果

[0008] 上記のように構成した生体組織保持用デバイスは、水を含む液体中で接着力により生体組織を保持することが可能であるため、生体組織に極力負荷を与えずに保持して、観察や処置をより正確に行うことが可能となる。

[0009] 前記保持部が、前記長尺体の基端側の操作で変形または移動可能であれば、保持部を体腔内に挿入した後に変形または移動させて、生体組織を保持することができる。

[0010] 前記保持部が、前記長尺体に対して先端側へ移動することで変形して前記長尺体の径方向へ拡開する拡開部を有すれば、拡開して生体組織の広い範囲を保持することができ、生体組織への影響を低減できる。

[0011] 前記保持部が、弾性的に変形可能なワイヤー状の線部材を有すれば、線部材を接着させるのみで容易に生体組織を保持できる。

[0012] 前記長尺体の内部にチャンネルが形成されれば、内視鏡や穿刺針等の観察や処置を行うデバイスを挿入することができる。

[0013] 前記チャンネル内を移動可能な中空または中実の針部材を有すれば、保持した生体組織を穿刺することができる。

[0014] 前記長尺体の先端部に一端が固定され、他端を前記長尺体の基端側で操作することで当該長尺体を屈曲可能な牽引ワイヤーを有すれば、牽引ワイヤーによって体腔内の長尺体を曲げて向きを変更することができ、通常は到達できない部位へ到達して観察や処置を行うことが可能となる。

[0015] 前記保持部が、突出して形成される複数の突起部を備えて当該突起部を生体組織に接触させることでファンデルワールス力により生体組織に接着され

る接着部を有すれば、液体中であっても接着力を発揮し、かつ弱い押し付け力で接着力を発揮するため、生体組織への影響を低減できる。

[0016] 前記突起部が、 $100\mu\text{m}^2$ あたり1個以上形成され、長さが $1\mu\text{m}\sim 50\mu\text{m}$ 、最大外径が $5\text{nm}\sim 10\mu\text{m}$ であれば、液体中であっても良好に接着力を発揮できる。

[0017] 前記保持部が、当該保持部の外面から突出して形成されるとともに当該外面に対して傾斜する突起形成面を備えた突出基台を有し、前記突起部が、前記突起形成面に形成されれば、傾斜する突起形成面を生体組織から離間させる際に一方側から離れることになり、突起形成面に形成される突起部を生体組織から容易に引き離すことができる。

[0018] 前記保持部が、液体中で粘着力を発揮する粘着材が設けられた接着部を有すれば、液体中で生体組織を粘着力によって保持できる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図である。

[図2]図1の2-2線に沿う断面図である。

[図3]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの接着部の一部を示す部分拡大斜視図である。

[図4]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの突起部を示す断面図である。

[図5]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの突起部の変形例を示す断面図である。

[図6]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスを使用する際を示す平面図である。

[図7]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの突出基台が生体組織に接着した際を示す平面図である。

[図8]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの突起部が生体組織に接着した際を示す部分拡大断面図である。

[図9]第1実施形態に係る生体組織保持用デバイスの突出基台を生体組織から

離間させた際を示す平面図である。

[図10]突起部を製造するための金型を示す部分拡大断面図である。

[図11]金型に材料を流し込んだ際を示す部分拡大断面図である。

[図12]突起部を金型から取り外す際を示す部分拡大断面図である。

[図13]突起部の更に他の変形例を示す部分拡大断面図である。

[図14A]第2実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の拡開前を示す。

[図14B]第2実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の拡開時を示す。

[図15A]第3実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の拡開前を示す。

[図15B]第3実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の拡開時を示す。

[図16A]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の突出前を示す。

[図16B]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の突出時を示す。

[図17]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスを先端側から見た平面図である。

[図18]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスにより生体組織を保持した際を示す平面図である。

[図19]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスの変形例を示す平面図である。

[図20]第4実施形態に係る生体組織保持用デバイスの変形例を示す平面図である。

[図21A]第5実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保持部の突出前を示す。

[図21B]第5実施形態に係る生体組織保持用デバイスを示す平面図であり、保

持部の突出時を示す。

[図22]第5実施形態に係る生体組織保持用デバイスにより生体組織を保持した際を示す平面図である。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。なお、図面の寸法比率は、説明の都合上、誇張されて実際の比率とは異なる場合がある。

[0021] <第1実施形態>

本発明の第1の実施形態に係る生体組織保持用デバイス100は、体腔内に液体として生理的食塩水を注入した状態で、体腔内の臓器M（生体組織）を保持して処置を行うデバイスである。

[0022] 生体組織保持用デバイス100によって保持する臓器Mは、例えば、卵巣、卵管等が挙げられる。なお、保持対象は、生体組織であれば、特に限定されない。

[0023] 第1の実施形態に係る生体組織保持用デバイス100は、図1, 2に示すように、内部に第1チャンネル111および第2チャンネル112が形成される内側チューブ110（長尺体）と、内側チューブ110が挿通される外側チューブ120（長尺体）とを備えている。内側チューブ110の第1チャンネル111には、内視鏡140が挿入可能であり、第2チャンネル112には、中空の穿刺針150（針部材）が挿入可能である。内側チューブ110の基端側には、液密を保持しつつ内視鏡140および穿刺針150を第1チャンネル111および第2チャンネル112へ挿入可能とするハブ部113が設けられる。

[0024] 内側チューブ110の先端部には、内側チューブ110の外表面と接するように保持部130が設けられる。保持部130は、内側チューブ110の外表面に周方向に並ぶ複数（本実施形態では8つ）の板状部材131（拡開部）を備え、板状部材131の先端側が内側チューブ110の先端と接合され、基端側が外側チューブ120の先端と接合されている。板状部材131は、基端側から先端側へ向かって厚さが薄くなっており、先端側ほど曲げ剛

性が低い。したがって、図6に示すように外側チューブ120を内側チューブ110に対して先端側に移動させると、各々の板状部材131が外側へ湾曲しつつ、剛性の低い先端側へ傾き、先端側へ開いた漏斗状に変形する。なお、外側チューブ120を移動させた状態で内側チューブ110との位置関係を固定できるロック機構が別途設けられてもよい。

[0025] 板状部材131の外面には、中央部よりも先端側、すなわち、漏斗状に撓んだ状態における先端側に向いた面の径方向外側の部位に、接着部132が設けられる。接着部132には、図2に示すように、板状部材131の外面から突出する突出基台133が形成さえる。突出基台133の上部には、板状部材131の外面に対して傾斜した突起形成面134が形成される。突起形成面134は、デバイスの先端側から基端側へ向かって板状部材131の外面に対して低くなるように傾斜して形成されており、この突起形成面134に、図3、4に示すように、ナノオーダーの微細な突起部135が複数突出して形成されている。

[0026] 微細な突起部135が形成される接着部132を臓器Mに密着させて押圧すると、微細な突起部135と臓器Mの間のファンデルワールス力を利用して、別途の接着剤を使用することなしに、付着状態を維持することが可能である。すなわち、微細な突起部135を複数設けて接着部132の表面積を増加させることで、接着対象に対する接着状態を維持できる大きさのファンデルワールス力を生じさせるが、この接着機能は、気体中のみならず、液体中においても発揮される。ファンデルワールス力を利用して接着する構造は、例えば、ヤモリの足裏に見られる微細な繊維状の構造が一般的に知られている。

[0027] そして、後に詳述するが、接着部132は、板状部材131の外面に対して傾斜した突起形成面134に形成されるため、剥がす際に突起形成面134の一方側から剥がされることになり、所定の方向から力を与えることで、容易に剥がすことができる。

[0028] 板状部材131の外面に対する突出基台133の突起形成面134の傾斜

角は、適宜設定されるものであり、特に限定されないが、例えば、 $5 \sim 45^\circ$ であり、より好ましくは、 $20 \sim 30^\circ$ である。突出基台 133 の高さは、適宜設定されるものであり、特に限定されないが、例えば $1 \sim 50 \mu\text{m}$ であり、より好ましくは、 $10 \sim 30 \mu\text{m}$ である。1つの突起形成面 134 の面積は、適宜設定されるものであり、特に限定されないが、例えば、 $1 \mu\text{m}^2 \sim 50 \mu\text{m}^2$ であり、より好ましくは、 $10 \mu\text{m}^2 \sim 25 \mu\text{m}^2$ である。突起部 135 は、 $100 \mu\text{m}^2$ あたり $1 \sim 10^6$ 個形成され、より好ましくは、 $1 \mu\text{m}^2$ あたり $20 \sim 30$ 個形成される。

- [0029] 突出基台 133 の配置パターンは、特に限定されず、本実施形態では規則的に配置されるが、不規則に配置されてもよい。
- [0030] 突起部 135 は、柱形状（本実施形態では円柱形状）で形成される。突起部 135 の最大外径 D は、 $5 \text{ nm} \sim 10 \mu\text{m}$ であり、より好ましくは、 $0.1 \mu\text{m} \sim 0.5 \mu\text{m}$ である。突起部 135 の高さ H は、 $1 \mu\text{m} \sim 500 \mu\text{m}$ であり、より好ましくは、 $10 \mu\text{m} \sim 50 \mu\text{m}$ である。突起部 135 のピッチ P は、 $0 \mu\text{m} \sim 1 \mu\text{m}$ であり、より好ましくは、 $0.05 \mu\text{m} \sim 0.5 \mu\text{m}$ である。なお、上記の最大外径とは、突起部 135 の延在方向（突出方向）と直交する断面における最も長い部位の長さを表し、必ずしも断面が円形でなくても用いられ得る。
- [0031] 突起部 135 は、 $100 \mu\text{m}^2$ あたり 1 個以上形成され、より好ましくは、 $100 \mu\text{m}^2$ あたり 50 個以上形成される。突起部 135 が上記のような形状および寸法であれば、気体中および液体中のいずれにおいても、ファンデルワールス力によって接着力を発揮することが可能である。
- [0032] 突起部 135 の配置パターンは、特に限定されず、本実施形態では規則的に配置されるが、不規則に配置されてもよい。
- [0033] 突起部 135 は、本実施形態では突起形成面 134 から垂直に延びて形成されるが、図 5 に示す他の例のように、突起形成面 134 に対して傾斜して形成されてもよい。傾斜角度 X は、 0 度 ~ 60 度とすることができ、好ましくは 0 度 ~ 30 度である。なお、傾斜方向および傾斜角度は、突起部 135

によって異ならせてもよい。

[0034] また、突起部 135 は、円柱形状に限定されず、例えば断面が多角形の柱形状であってもよい。また、突起部 135 は、基板 22 と連結される基端部から先端部までが、かならずしも同一断面でなくてもよく、例えば、先端部の断面を基端部よりも大きくしたり、または小さくすることもできる。

[0035] 突出基台 133 は、板状部材 131 に一体的に形成されてもよく、または、別部材を板状部材 131 の外面に接着等により接合して形成されてもよい。

[0036] 板状部材 131 の構成材料としては、ある程度の可撓性を有するものが好ましく、一般的なプラスチックである熱可塑性樹脂や、ゴムなどの熱硬化性樹脂または熱架橋性樹脂を用いる事ができる。具体的には、例えば、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレートのようなポリエステルやそれらをハードセグメントとしたポリエステルエラストマー、ポリエチレン、ポリプロピレンのようなポリオレフィンおよびポリオレフィンエラストマー、メタロセン触媒を用いた共重合体ポリオレフィン、ポリ塩化ビニル、PVDC、PVDFなどのビニル系ポリマー、ナイロンを含むポリアミドおよびポリアミドエラストマー（PAE）、ポリイミド、ポリスチレン、SEBS樹脂、ポリウレタン、ポリウレタンエラストマー、ABS樹脂、アクリル樹脂、ポリアリレート、ポリカーボネート、ポリオキシメチレン（POM）、ポリビニルアルコール（PVA）、フッ素樹脂（ETFE、PFA、PTFE）、エチレン-酢酸ビニルケン化物、エチレン-コポリ-ビニルアルコール、エチレンビニルアセテート、カルボキシメチルセルロース、メチルセルロース、セルロースアセテート、ポリビニルスルホン、液晶ポリマー（LCP）、ポリエーテルスルホン（PES）、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、ポリフェニレンオキサイド（PPO）、ポリフェニレンスルフィド（PPS）などの各種熱可塑性樹脂やその高分子誘導体のほか、加硫ゴム、ポリジメチルシロキサン（PMDs）、ポリビニルシラン（PVS）等のシリコン系樹脂、エポキシ樹脂、二液反応性ポリウレタン樹脂など

の熱硬化または架橋性樹脂が挙げられる。さらに、上記の熱可塑性樹脂及び熱硬化・架橋性樹脂のうちいずれかを含むポリマーアロイも利用可能であり、成形材料として液体に樹脂を溶解した樹脂溶液を用いてもよい。

[0037] 内側チューブ110および外側チューブ120は、板状部材131を変形させることが可能なように、ある程度の剛性が要求される。内側チューブ110および外側チューブ120の構成材料としては、上述した板状部材131と同様の樹脂材料や、ステンレス等の金属等を適用できる。

[0038] 突起部135の構成材料としては、特に限定されないが、例えば、上述した板状部材131と同様の樹脂材料や、ボトムアップにより形成されたカーボンナノチューブ等を適用できる。

[0039] 次に、突出基台133上の突起部135の製造方法の一例として、樹脂製の突起部135を製造する方法を説明する。

[0040] まず、シリコンウェーハ上に支持したポリメタクリル酸メチル樹脂（PMMA）に、電子線リソグラフィによって数100nmオーダーの孔状の微細パターン11を形成して、金型10を作製する（図10参照）。微細パターン11の形状は、作製する突起形成面134の突起部135を転写した形状に一致するように決定される。

[0041] 次に、突起部135の材料として上記した樹脂材料を、0.001~1重量%となるように液体に溶かしてゾル相とする。液体には、クロロホルム等を適用できる。

[0042] 次に、金型10の微細パターン11が形成された面を上方へ向けて水平とし、図11に示すように、ゾル相となった材料を当該金型10に流し込み、材料を微細パターン11に入り込ませ、さらに所定厚さの基板22に対応する厚さ分流し込む。この後、金型10を室温~40度に加熱して、液体を揮発させ材料を凝固させる。また、材料が熱可塑性の場合には、加熱して溶融させた後に金型10に流し込み、冷却して凝固させる。

[0043] 材料が凝固した後、図12に示すように、凝固した材料を金型10から取り外し、基板22に複数の突起部135が形成されたシート20が得られる

。この後、別工程で作製される板状部材 131 の突起形成面 134 の上にシート 20 を接着し、突起形成面 134 に突起部 135 が設けられた構成となる。なお、突起部 135 の形成と同時に、突出基台 133 を一体的に形成してもよい。

[0044] また、本手法によれば、図 13 のように、基板 22 上に形成される複数の凸部 25 の各々から、複数の突起部 135 が突出して形成することもできる。また、突起部を、円錐形状や角錐形状とすることもできる。

[0045] なお、数 100 nm オーダーのパターンの加工には、前述の方法だけでなく、例えばナノインプリント、ソフトリソグラフィ、微細なバイト（例えばダイヤモンドバイト）を用いた形削り等も適用可能であり、突起部 135 の形状、寸法、材料等の条件に応じて、適宜選択することが好ましい。角錐形状であれば、微細なバイトによって縦横に溝を形成することで容易に作製できる。

[0046] 次に、本実施形態に係る生体組織保持用デバイス 100 を用いた手技を、腹腔内で卵管水腫（または卵巣のう腫）を治療する方法を例として説明する。

[0047] まず、別途用意した筒状の外套管 160 に内針（不図示）を挿通した公知のトロッカーを経腔的に挿入し、ダグラス窩に穿刺して腹腔内に到達させる。この後、外套管 160 を残して内針を引き抜き、別途の注水機構（不図示）を用いて、外套管 160 を介して腹腔内へ生理的食塩水を注水する。

[0048] 次に、生体組織保持用デバイス 100 の第 1 チャネル 111 に内視鏡 140 を挿入し、生体組織保持用デバイス 100 を外套管 160 に挿入する。このとき、微細な突起部 135 が形成される突起形成面 134 が傾斜しているため、外套管 160 の内面には突起部 135 が付着し難い。なお、外套管 160 の内面に、突起部 135 の付着を防止するために、フッ素樹脂等の低摩擦部材が被覆されてもよい。そして、腹腔内を内視鏡 140 により観察しつつ生体組織保持用デバイス 100 を押し進め、目的位置まで到達させる。目的の臓器 M である卵管まで到達した後、穿刺する部位が第 2 チャネル 112

の前方に位置するように微調整しつつ、内側チューブ 110 に対して外側チューブ 120 を先端側へ移動させる。これにより、図 6 に示すように、板状部材 131 が漏斗状に変形する。

[0049] そして、漏斗状に変形する過程で、板状部材 131 の接着部 132 を卵管に押し付ける。これにより、板状部材 131 が外側に膨らみつつ先端側に向かって変形しつつ、接着部 132 の先端側（内側チューブ 110 に接続している側）から徐々に卵管に接触し、最終的に板状部材 131 が卵管を包むように保持する。このとき、図 7 に示すように、突出基台 133 が変形し、傾斜して形成される突起形成面 134 が臓器 M に接触する。そして、図 8 に示すように、接着部 132 には複数の突起部 135 が形成されているため、臓器 M がファンデルワールス力によって接着部 132 に付着して保持される。なお、押し付け力は、穿刺等をする際の押圧力と比較して小さくてよいため、液体に浮遊した臓器 M であっても付着させることができる。さらに、包み込むように押し付けるため、浮遊した臓器 M であっても押し付け力を発生させやすい。そして、板状部材 131 が漏斗状に変形しており、臓器 M を包むように接着するため、臓器 M に極力負荷を与えずに保持することができる。

[0050] 保持部 130 で臓器 M を保持した後、生体組織保持用デバイス 100 の第 2 チャネル 112 に穿刺針 150 を挿入し、内視鏡 140 により穿刺位置を確認しつつ突出させて臓器 M に穿刺する。このとき、保持部 130 によって臓器 M が保持されており、かつ穿刺針 150 の外周の複数の位置で保持部 130 により保持されているため、正確な位置に穿刺することができ、安全性が向上する。

[0051] そして、目的位置に穿刺した後、臓器 M の内部に滞留した分泌液を中空の穿刺針 150 を通して吸引して排出する。この後、穿刺針 150 を後退させて臓器 M から引き抜く。そして、外側チューブ 120 を内側チューブ 110 に対して後退させ、漏斗状に変形した板状部材 131 を元の形状に戻す。板状部材 131 を元の形状に戻す際には、拡開している板状部材 131 の接着部 132 の径方向外側（外側チューブ 120 と接続している側）から徐々に

臓器Mから離れる。そして、突出基台133の低い側が径方向外側に位置しているため、図9に示すように、突出基台133は低い側から引き離される。したがって、突出基台133の突起形成面134が一方向から引き離されることになり、突起部135を容易に引き離すことが可能となり、臓器Mに極力負荷を与えずに離すことができる。このように、接着部132は臓器Mに極力負荷を与えずに接着および離間することが可能であるため、接着する際に望ましい位置で保持できなかった場合には、処置（穿刺）を行わずに離間させて保持し直すことが可能である。

[0052] この後、生体組織保持用デバイス100を外套管160から引き抜き、腹腔内の生理的食塩水を外套管160を介して排出した後、外套管160も抜去し、手技が完了する。

[0053] 本実施形態によれば、体腔内に挿入される外側チューブ120と内側チューブ110の先端部に設けられる保持部130に、ファンデルワールス力により臓器Mに接着される突起部135が形成されているため、この保持部130によって体腔内の水を含む液体中で臓器Mを保持でき、保持した臓器Mを観察したり、処置を施したり、移動させたりすることができる。さらに、ファンデルワールス力により保持するため、押し付け力が小さくても大きな保持力を発生させることができ、臓器Mへの影響を低減できる。

[0054] また、保持部130が、外側チューブ120および内側チューブ110の基端側での操作によって変形または移動可能な板状部材131を備えるため、体腔内に挿入した後に変形または移動させて、臓器Mを保持することができる。

[0055] また、保持部130が、変形して外側チューブ120および内側チューブ110の径方向へ拡開する拡開部を備えるため、拡開して臓器Mの広い範囲を保持することができ、臓器Mへの影響を低減できる。

[0056] また、内側チューブ110の内部に第1チャンネル111および第2チャンネル112が形成されるため、内視鏡140や穿刺針150等の観察や処置を行うデバイスを挿入することができる。

[0057] また、第2チャンネル112内を移動可能な中空の穿刺針150が設けられるため、保持した臓器Mを穿刺することができる。

[0058] <第2実施形態>

本発明の第2の実施形態に係る生体組織保持用デバイス200は、保持部230の構造のみが、第1実施形態に係る生体組織保持用デバイス100と異なる。なお、第1実施形態と同一の機能を有する部位については、同一の符号を付し、重複を避けるため、説明を省略する。

[0059] 第2実施形態に係る生体組織保持用デバイス200の保持部230は、図14に示すように、複数のワイヤーによって網目状に形成された網状部材231を備えている。網状部材231は、デバイスの基端側よりも先端側の網目が粗く編まれており、先端側に向かうほど曲げ剛性が低くなっている。このため、図14(B)に示すように外側チューブ120を内側チューブ110に対して先端側に移動させると、各々のワイヤーが外側へ湾曲しつつ、剛性の低い先端側へ傾き、先端側へ開く漏斗状に変形する。

[0060] 網状部材231を構成するワイヤーの材料としては、弾性的に変形可能であれば特に限定されないが、例えばステンレスや超弾性合金（例えば、Ni-Ti合金）等を適用できる。

[0061] 網状部材231の外面には、中央部よりも先端側、すなわち、図14(B)に示すように漏斗状に撓んだ状態におけるデバイスの先端側に向いた面の径方向外側の部位に、ナノオーダーの微細な複数の突起部135を有する接着部232が形成される。

[0062] 突起部135は、網状部材231から突出して配置される突出基台133の突起形成面134に形成される。また、接着部232の面積を広げるために、網状部材231上に、網状部材231と一緒に拡張可能な膜状部材を設けて、この膜状部材に突出基台133および突起部135を形成してもよい。膜状部材は、弾性的に広がるか、若しくは折り畳まれた状態から広がることで、網状部材231と一体的に拡張可能となる。膜状部材の材料としては、例えば弾性的に広がるものとしてポリジメチルシロキサン（PDMS）等

のシリコンラバー系の材料、折り畳まれた状態から広がるものとしてポリテトラフルオロエチレン（PTFE）等がナノファイバーで編まれた不織布や多孔質膜等を適用できる。

[0063] 第2の実施形態に係る生体組織保持用デバイス200によっても、水を含む液体中でファンデルワールス力により臓器Mを保持することが可能であり、臓器Mに極力負荷を与えずに保持して、観察し、処置し、または移動させることが可能となる。

[0064] <第3実施形態>

次に、本発明の第3の実施形態に係る生体組織保持用デバイス300について説明する。なお、第1実施形態と同一の機能を有する部位については、同一の符号を付し、重複を避けるため、説明を省略する。

[0065] 第3の実施形態に係る生体組織保持用デバイス300は、図15に示すように、内部に第1チャンネル311および第2チャンネル312が形成される内側チューブ310と、内側チューブ310が挿通する外側チューブ320とを備えている。内側チューブ310の第1チャンネル311には、内視鏡140が挿入可能であり、第2チャンネル312には、中空の穿刺針150が挿入可能である。内側チューブ310の基端側には、内視鏡140および穿刺針150を挿入可能であるハブ部313が設けられる。

[0066] 内側チューブ310の先端部には、自然状態において径方向外側に広がる保持部330が設けられる。保持部330は、弾性的に変形するワイヤーによって環状に形成される環状部材331を備え、環状部材331は、内側チューブ310の先端に周方向に複数（本実施形態では4つ）並んで設けられる。

[0067] 外側チューブ320を内側チューブ310に対して先端方向へ移動させて外側チューブ320が環状部材331を覆うと、環状部材331は弾性的に変形して外側チューブ320の内部に納まり、外側チューブ320を基端方向へ移動させると、環状部材331が弾性的に広がる。なお、外側チューブ320を移動させた状態で内側チューブ310との位置関係を固定できる口

ック機構が設けられてもよい。

[0068] 環状部材 331 が広がった際における先端側に向いた面の径方向外側の部位には、接着部 332 が形成される。接着部 332 には、板状部材の外側から突出する突出基台 333 が形成さえる。突出基台 333 の上部には環状部材 331 の外側に対して傾斜した突起形成面 334 が形成される。突起形成面 334 は、先端側から基端側へ向かって環状部材 331 の外側に対して低くなるように傾斜して形成されており、この突起形成面 334 に、ナノオーダーの微細な突起部 135 が複数突出して形成されている。

[0069] 第 3 実施形態に係る生体組織保持用デバイス 300 は、外側チューブ 320 によって保持部 330 を覆った状態で、体腔内へ挿入される。そして、臓器 M を保持する際には、外側チューブ 320 を内側チューブ 310 に対して基端側へ移動させ、環状部材 331 を広がった形状へ復元させる。そして、環状部材 331 の接着部 332 を臓器 M に押し付けることで、突起部 135 を有する接着部 332 が臓器 M に接着される。これにより、臓器 M は、保持部 330 によって保持された状態となる。この後、生体組織保持用デバイス 300 の第 2 チャネル 312 に穿刺針 150 を挿入し、内視鏡 140 により穿刺位置を確認しつつ突出させて臓器 M に穿刺する。このとき、保持部 330 によって臓器 M が保持されており、かつ穿刺針 150 の外周の複数の位置で保持部 330 により保持されているため、臓器 M を高精度に保持して正確な位置に穿刺することができ、安全性が向上する。

[0070] 目的位置に穿刺した後、臓器 M の内部に滞留した分泌液を中空の穿刺針 150 を通して吸引して排出する。この後、穿刺針 150 を後退させて臓器 M から引き抜く。そして、生体組織保持用デバイス 300 全体を基端側へ後退させると、突起形成面 334 は、先端側から基端側へ向かって環状部材 331 の外側に対して低くなるように傾斜して形成されているため、一方側から引き離されることになり、臓器 M に極力負荷を与えずに離すことができる。次に、外側チューブ 320 を内側チューブ 310 に対して先端側へ移動させて環状部材 331 を外側チューブ 320 の内部に収納する。この後、生体組

織保持用デバイス300を外套管160から引き抜き、腹腔内の生理的食塩水を外套管160を介して排出した後、外套管160も抜去し、手技が完了する。

[0071] 第3実施形態によっても、保持部330に設けられる環状部材331によって、臓器Mに極力負荷を与えないように臓器Mを保持して、観察し、処置し、または移動させることが可能となる。

[0072] <第4実施形態>

次に、本発明の第4の実施形態に係る生体組織保持用デバイス400について説明する。なお、第1実施形態と同一の機能を有する部位については、同一の符号を付し、重複を避けるため、説明を省略する。

[0073] 第4の実施形態に係る生体組織保持用デバイス400は、図16、17に示すように、内部に第1チャンネル411が形成される内側チューブ410と、内側チューブ410および内視鏡140が挿通される第2チャンネル412が形成される外側チューブ420とを備えている。内側チューブ410の第1チャンネル411には、長尺な保持部430と中空の穿刺針150とを液密に挿入可能である。外側チューブ420の基端側には、内視鏡140および内側チューブ410を挿入可能であるハブ部423が設けられる。

[0074] 保持部430は、弾性的に変形可能なワイヤーである線部材431と、生体への影響を低減させるために線部材431の先端に設けられる球体部436とを備え、線部材431の先端側の外周面に、接着部432が形成される。接着部432には、線部材431の外周面から突出する突出基台433が形成される。突出基台433の上部には線部材431の外周面に対して傾斜した突起形成面434が形成される。突起形成面434は、先端側から基端側へ向かって線部材431の外周面に対して低くなるように傾斜して形成されており、この突起形成面434に、ナノオーダーの微細な突起部135が複数突出して形成されている。

[0075] 生体組織保持用デバイス400は、内側チューブ410に穿刺針150および保持部430を収容し、外側チューブ420の内側に内視鏡140およ

び内側チューブ410を納めた状態で、体腔内へ挿入される。そして、臓器Mを保持する際には、内視鏡140により観察しつつ、内側チューブ410を外側チューブ420から先端側へ突出させる。この後、図18に示すように、内側チューブ410から保持部430の線部材431を突出させ、線部材431を臓器Mに押し付ける。このとき、まず線部材431の先端側から接触し、線部材431が湾曲しつつ生体に沿って変形して、突起形成面434に突起部135を有する接着部432が臓器Mに接着される。これにより、臓器Mは、保持部430によって保持された状態となる。この後、生体組織保持用デバイス400の第1チャンネル411に穿刺針150を挿入し、内視鏡140により穿刺位置を確認しつつ突出させて臓器Mに穿刺する。このとき、保持部430によって臓器Mが保持されているため、正確な位置に穿刺することができ、安全性が向上する。

[0076] この後、臓器Mの内部に滞留した分泌液を中空の穿刺針150を通して吸引して排出し、穿刺針150を後退させて臓器Mから引き抜く。そして、保持部430または生体組織保持用デバイス400全体を基端側へ後退させると、突起形成面434は、先端側から基端側へ向かって線部材431の外面に対して低くなるように傾斜して形成されているため、一方側（基端側）から引き離されることになり、臓器Mに極力負荷を与えずに離れることができる。この後、保持部430を内側チューブ410に収納し、内側チューブ410を外側チューブ420に収納して生体組織保持用デバイス400を外套管160から引き抜き、腹腔内の生理的食塩水を外套管160を介して排出した後、外套管160も抜去し、手技が完了する。

[0077] 第4実施形態によれば、線部材431を押し付けるのみで容易に生体組織を保持できるため、作業性に優れている。そして、線部材431によって、臓器Mに極力負荷を与えないように臓器Mを保持して、観察し、処置し、または移動させることが可能となる。

[0078] なお、図19は、第4実施形態の変形例であるが、内側チューブ410を、外側チューブ420の側面に設けられる開口部から突出させてもよい。こ

のようにすれば、固体撮像素子141が設けられて先端部が大きくなる内視鏡140を避けて内側チューブ410を突出させることができ、外側チューブ420をより細径化して生体への負荷を低減できる。

[0079] また、図20は、第4実施形態の他の変形例であるが、内側チューブ410と外側チューブ420の間に牽引ワイヤー460を設け、この牽引ワイヤー460を内側チューブ410の先端部に固定した構造とすることもできる。このようにすれば、牽引ワイヤー460を手元側で牽引することで、内側チューブ410を曲げて内視鏡140や穿刺針150の向きを変更することができ、通常は到達できない部位へ到達して観察や処置を行うことが可能となる。なお、牽引ワイヤー460は、固定される内側チューブ410の先端から所定長さ基端側へ延びた後、内側チューブ410の側面に形成される孔部（不図示）から内側チューブ410の内部へ導入されてもよい。

[0080] <第5実施形態>

次に、本発明の第5の実施形態に係る生体組織保持用デバイス500について説明する。なお、第4実施形態と同一の機能を有する部位については、同一の符号を付し、重複を避けるため、説明を省略する。

[0081] 第5の実施形態に係る生体組織保持用デバイス500は、図21、22に示すように、保持部530の線部材531が環状となっている点でのみ、第4実施形態と相違する。そして、線部材531の先端側の外面に、接着部532が形成される。接着部532には、線部材531の外面から突出する突出基台533が形成され、突出基台533の上部に、線部材531の外面に対して傾斜した突起形成面534が形成される。突起形成面534は、先端側から基端側へ向かって線部材531の外面に対して低くなるように傾斜して形成されており、この突起形成面534に、ナノオーダーの微細な突起部135が複数突出して形成されている。

[0082] 第5実施形態に係る生体組織保持用デバイス500によっても、図22に示すように、内側チューブ410から保持部530の線部材531を突出させ、線部材531の接着部532を臓器Mに押し付けることで、突起部13

5を接着させて臓器Mに極力負荷を与えないように臓器Mを保持して、観察し、処置し、または移動させることが可能となる。

[0083] 本発明は、上述した実施形態のみに限定されるものではなく、本発明の技術的思想内において当業者により種々変更が可能である。例えば、内視鏡140や穿刺針150は、かならずしも設けられなくてよく、内視鏡140や穿刺針150が挿入されるチャンネルも、かならずしも設けられなくてもよい。

[0084] また、接着する構造は、微細な突起部135を利用してファンデルワールス力によって接着する構造に限定されず、例えば、接着部に、水を含む液体内で粘着力（接着力）を発揮する粘着剤（接着剤）を塗布してもよい。このような粘着剤（接着剤）としては、例えば、カテコール基を持つ接着性ペプチドの3,4-ジヒドロキシ-L-フェニルアラニン（ドーパミン、DOPA）やその誘導体、およびそれらの重合体や共重合体が挙げられる。また、デキストラン、デキストリン、およびそれらの誘導体といった多糖類等を適用してもよい。

[0085] さらに、本出願は、2011年3月28日に出願された日本特許出願番号2011-070306号に基づいており、それらの開示内容は、参照され、全体として、組み入れられている。

符号の説明

[0086] 100, 200, 300, 400, 500 生体組織保持用デバイス、
 110, 310, 410 内側チューブ、
 111, 311, 411 第1チャンネル、
 112, 312, 412 第2チャンネル、
 120, 320, 420 外側チューブ、
 130, 230, 330, 430, 530 保持部、
 131 板状部材（拡開部）、
 132, 232, 332, 432, 532 接着部、

- 1 3 3, 3 3 3, 4 3 3, 5 3 3 突出基台、
1 3 4, 3 3 4, 4 3 4, 5 3 4 突起形成面、
1 3 5 突起部、
1 5 9 穿刺針（針部材）、
2 3 1 網状部材（拡開部）、
3 3 1 環状部材（拡開部）、
4 3 1, 5 3 1 線部材、
4 6 0 牽引ワイヤー、
D 突起部の最大外径、
M 臓器（生体組織）、
P 突起部のピッチ、
X 突起部の傾斜角度。

請求の範囲

- [請求項1] 体腔内に挿入可能な長尺体と、
前記長尺体の先端部に設けられて接着力を備えた保持部と、を有し、
体腔内の水を含む液体中で接着力により生体組織を保持することが可能な生体組織保持用デバイス。
- [請求項2] 前記保持部は、前記長尺体の基端側の操作で変形または移動可能である、請求項1に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項3] 前記保持部は、前記長尺体に対して先端側へ移動することで変形して前記長尺体の径方向へ拡開する拡開部を有する、請求項1または2に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項4] 前記保持部は、弾性的に変形可能なワイヤー状の線部材を有する、請求項1～3のいずれか1項に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項5] 前記長尺体は、内部にチャンネルが形成される、請求項1～4のいずれか1項に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項6] 前記チャンネル内を移動可能な中空または中実の針部材を有する、請求項5に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項7] 前記長尺体の先端部に一端が固定され、他端を前記長尺体の基端側で操作することで当該長尺体を屈曲可能な牽引ワイヤーを有する、請求項1～6のいずれか1項に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項8] 前記保持部は、突出して形成される複数の突起部を備えて当該突起部を生体組織に接触させることでファンデルワールス力により生体組織に接着される接着部を有する、請求項1～7のいずれか1項に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項9] 前記突起部は、 $100\mu\text{m}^2$ あたり1個以上形成され、長さが $1\mu\text{m}$ ～ $50\mu\text{m}$ 、最大外径が 5nm ～ $10\mu\text{m}$ である、請求項8に記載の生体組織保持用デバイス。
- [請求項10] 前記保持部は、当該保持部の外面から突出して形成されるとともに

当該外面に対して傾斜する突起形成面を備えた突出基台を有し、

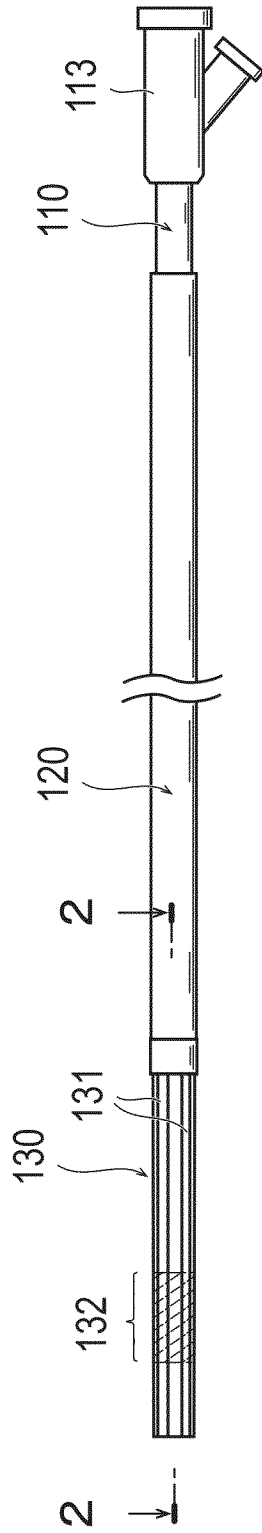
前記突起部は、前記突起形成面に形成される、請求項 8 または 9 に記載の生体組織保持用デバイス。

[請求項 11]

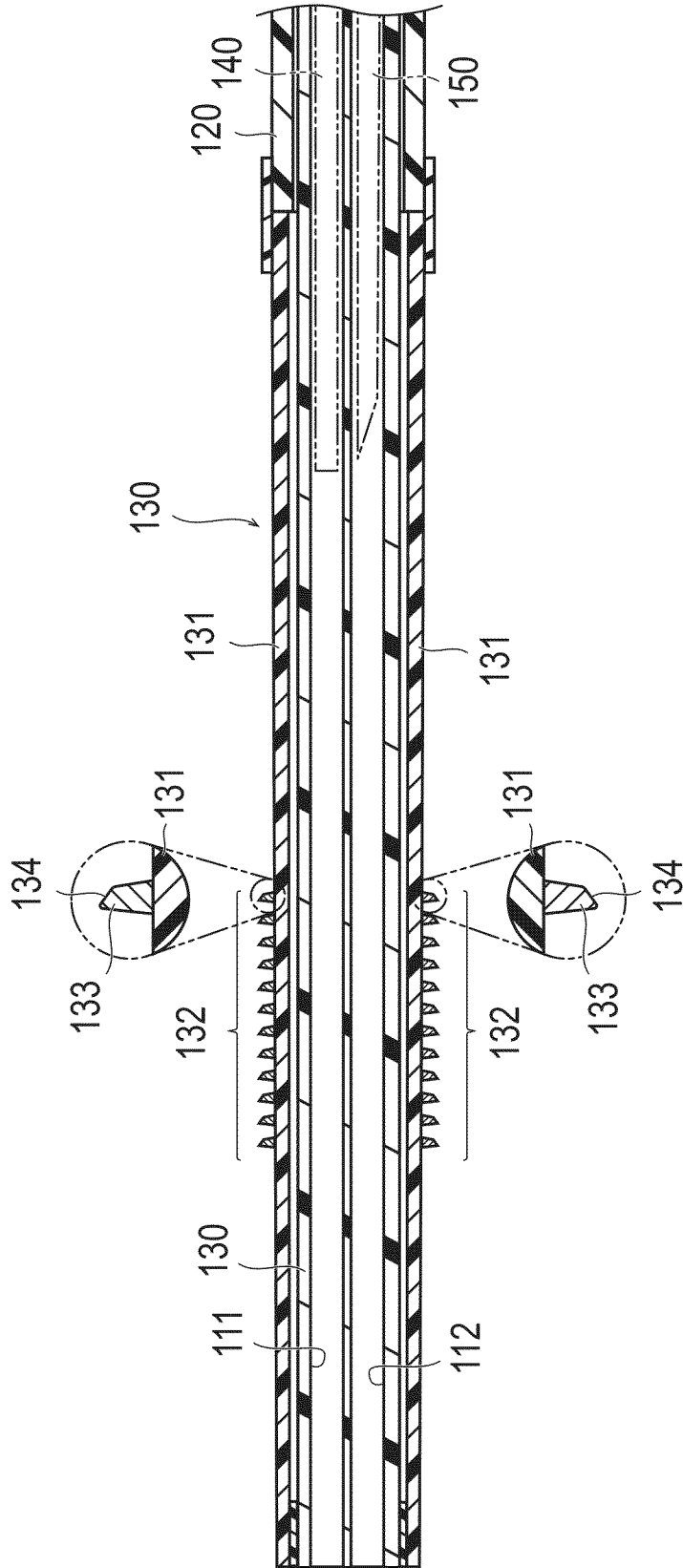
前記保持部は、液体中で粘着力を発揮する粘着材が設けられた接着部を有する、請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の生体組織保持用デバイス。

[図1]

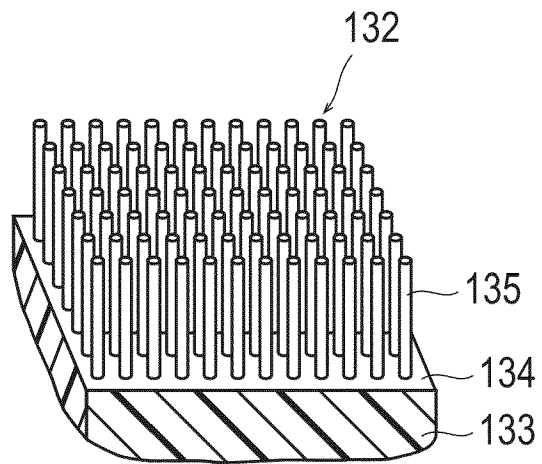
100



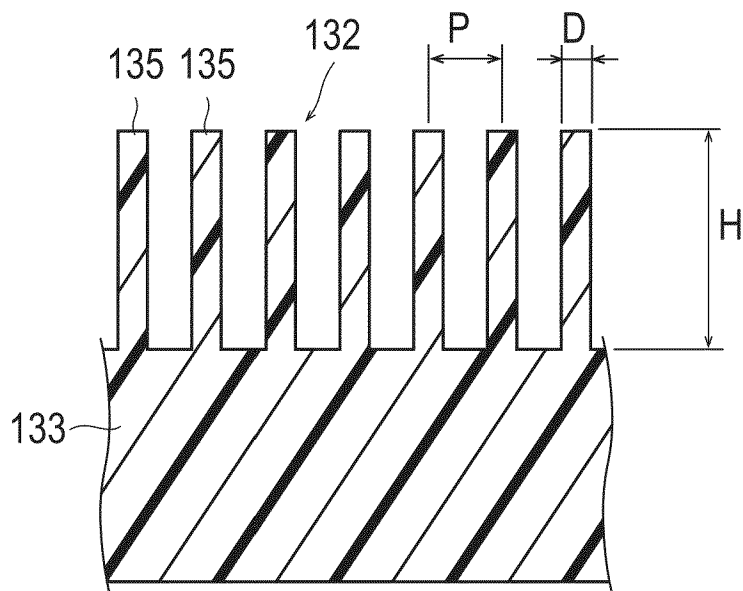
[図2]



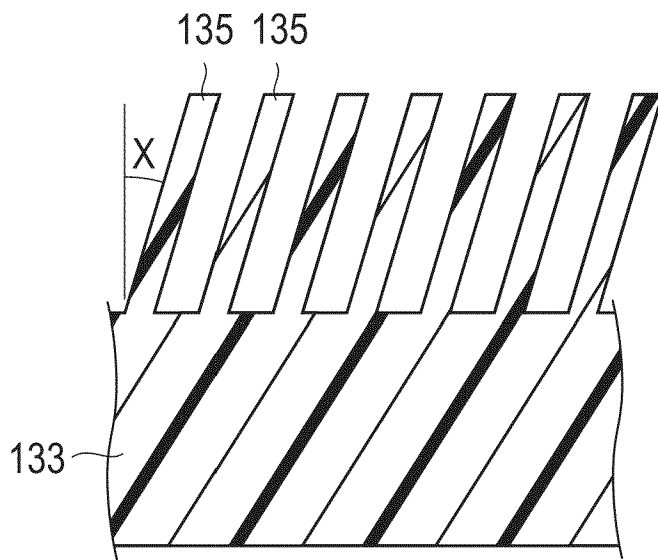
[図3]



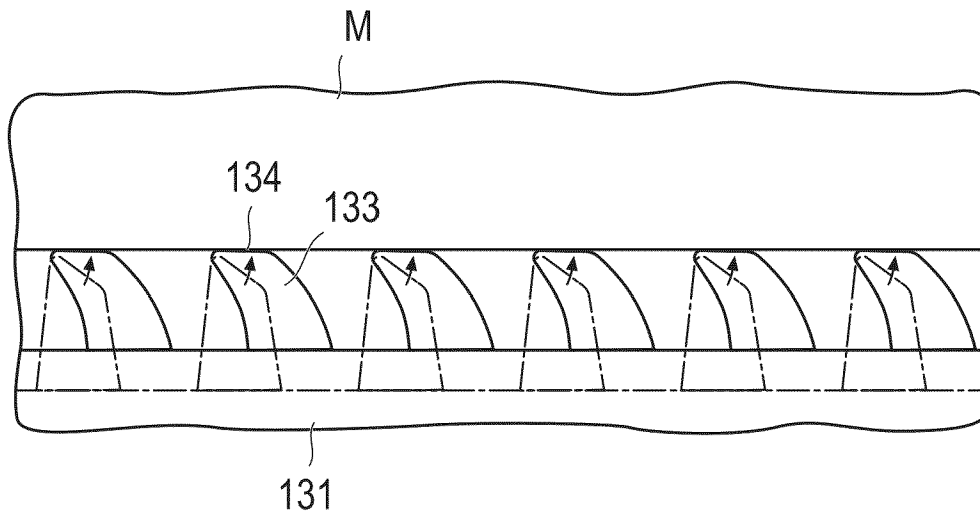
[図4]



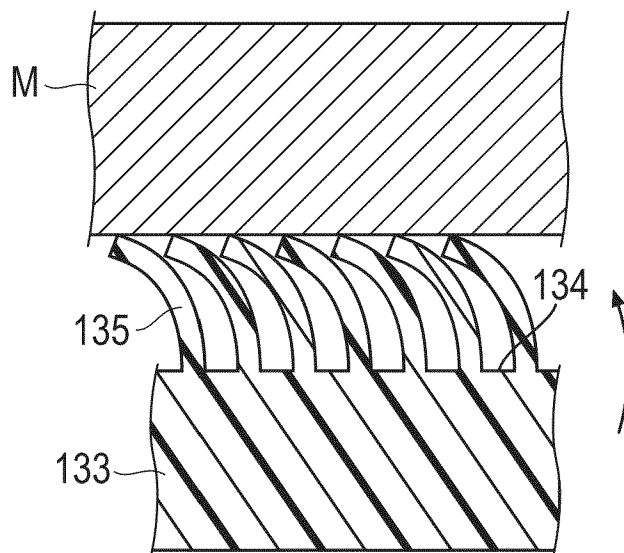
[図5]



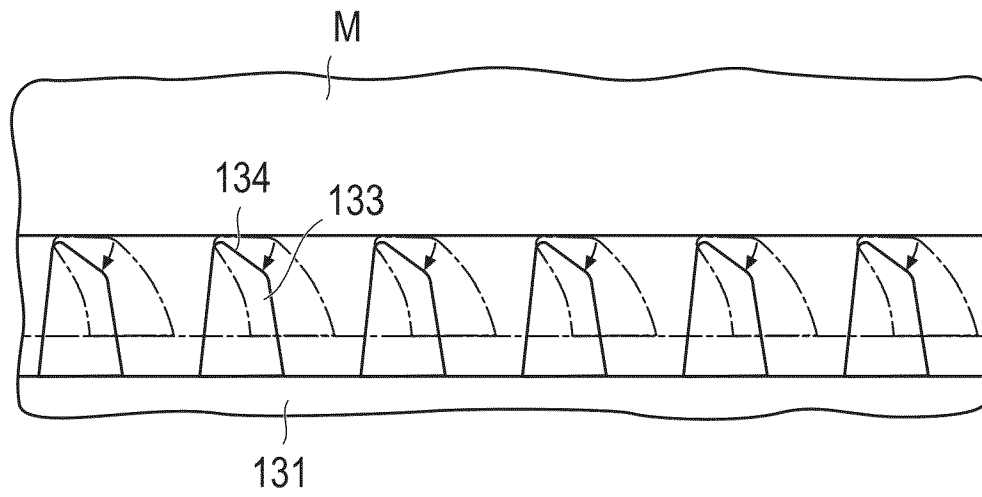
[図7]



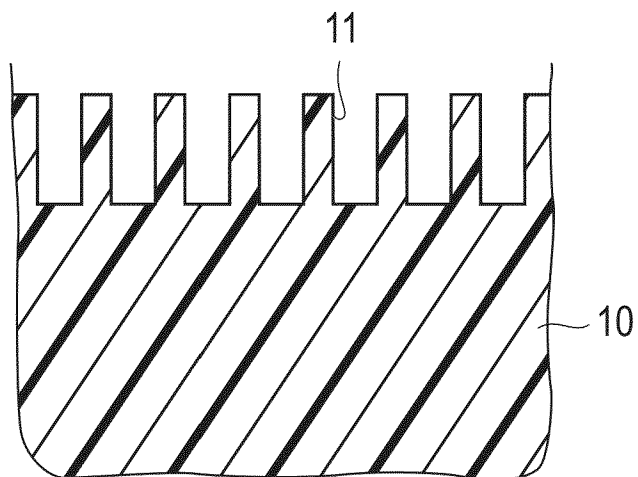
[図8]



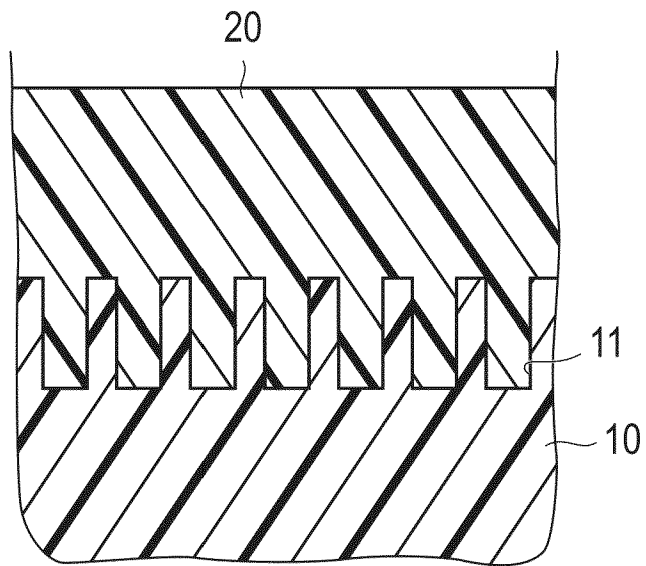
[図9]



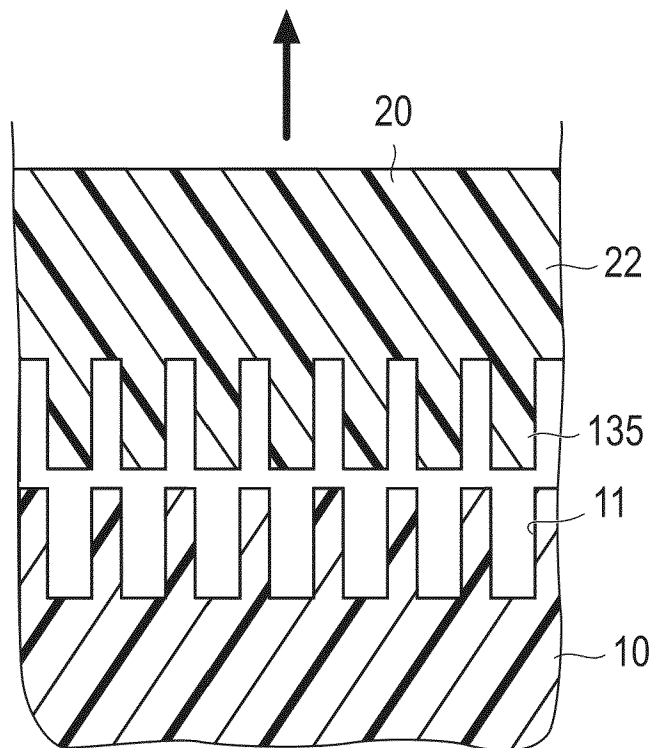
[図10]



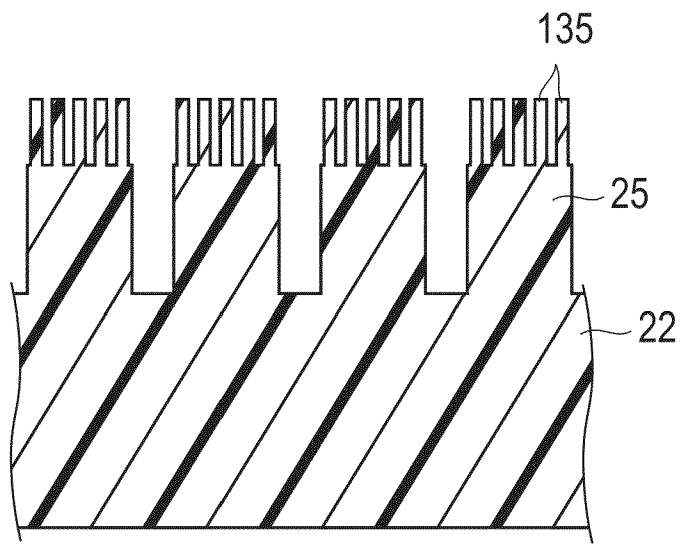
[図11]



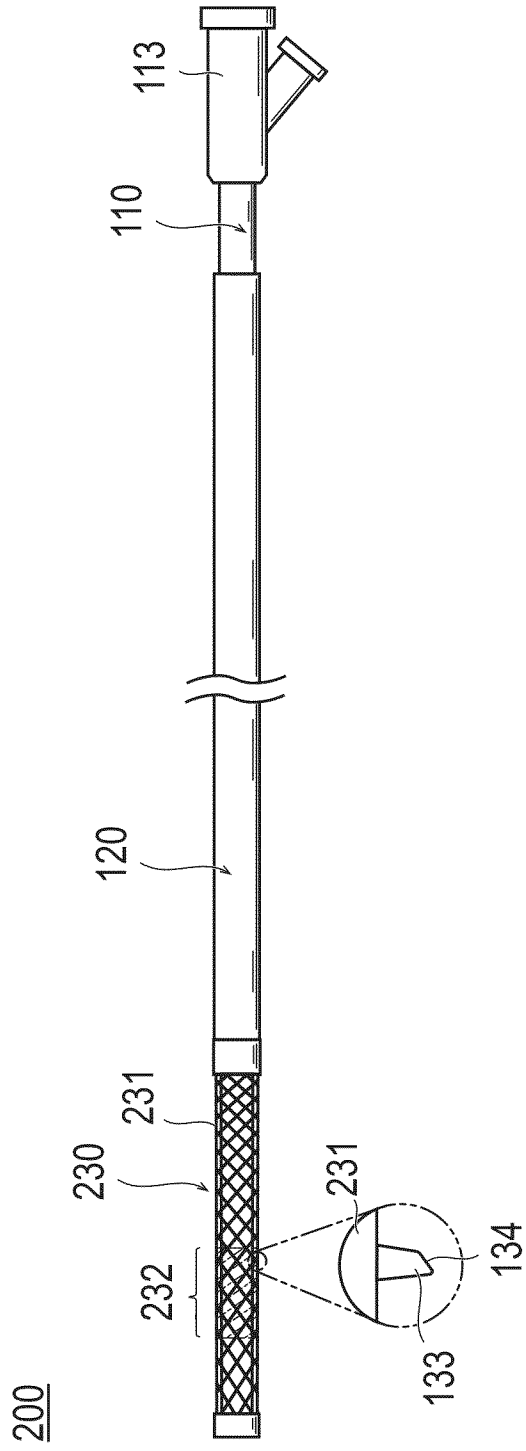
[図12]



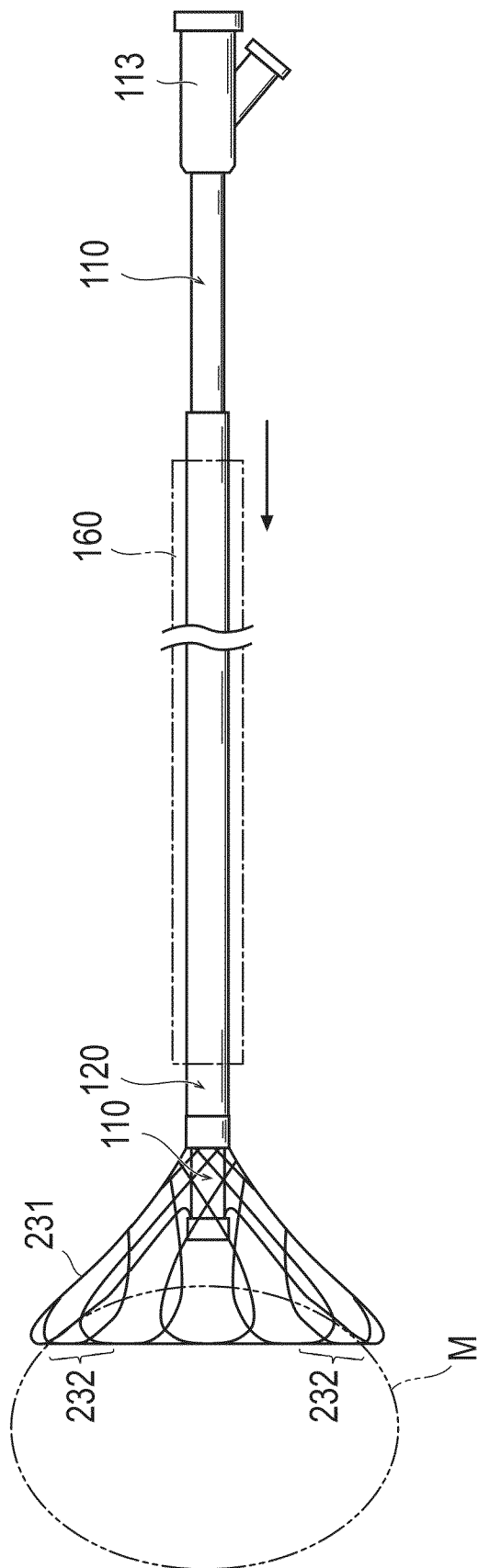
[図13]




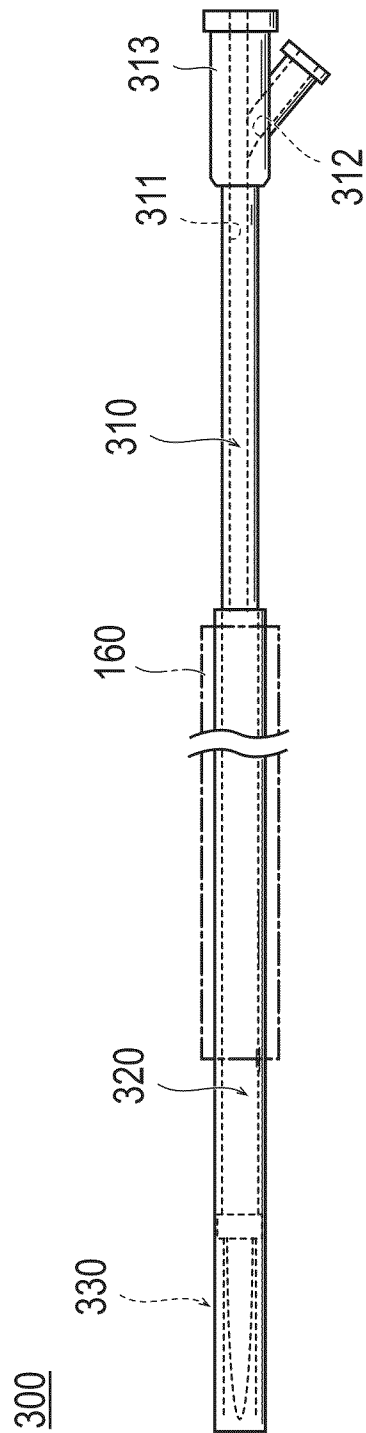
[図14A]



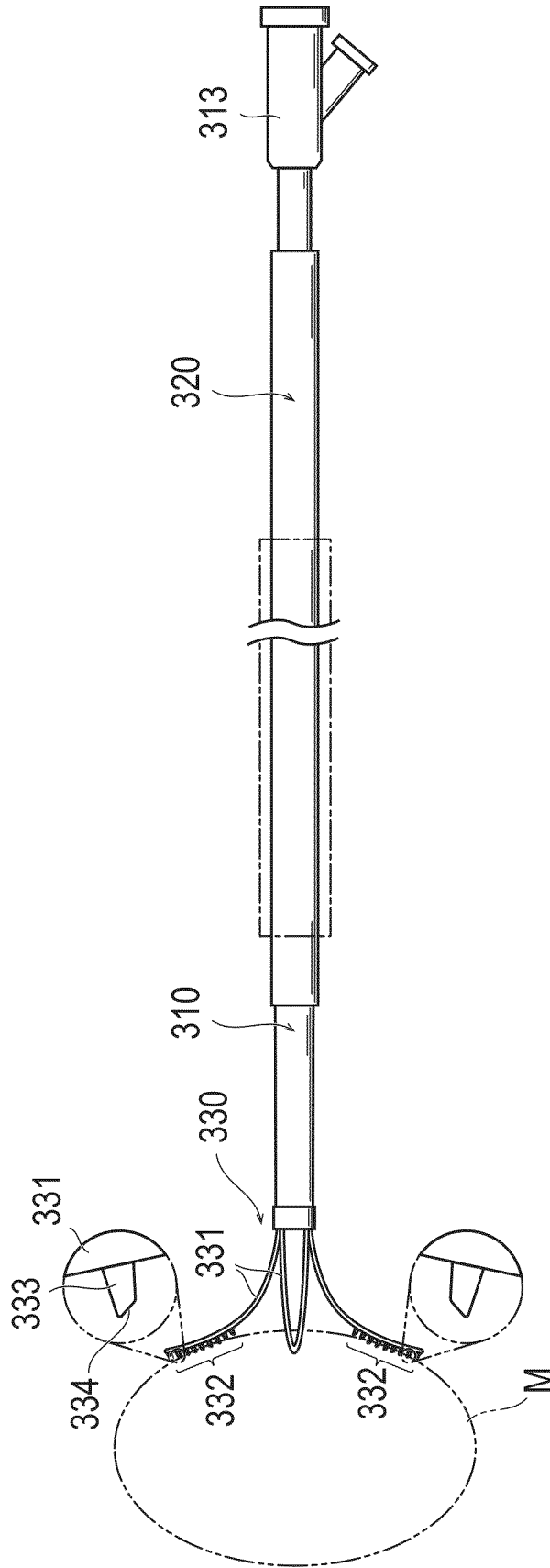
[図14B]



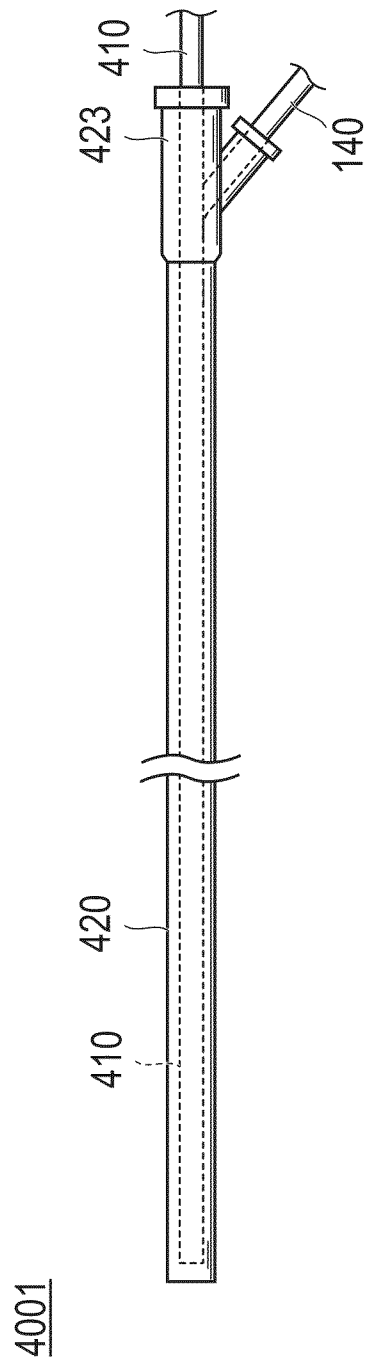
[15A]



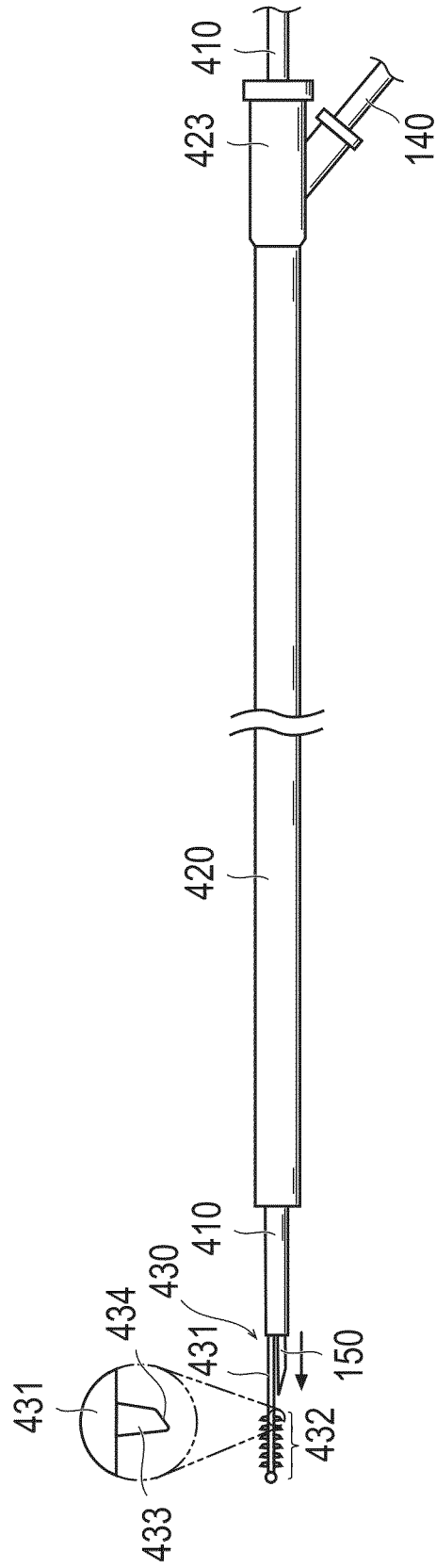
[図15B]



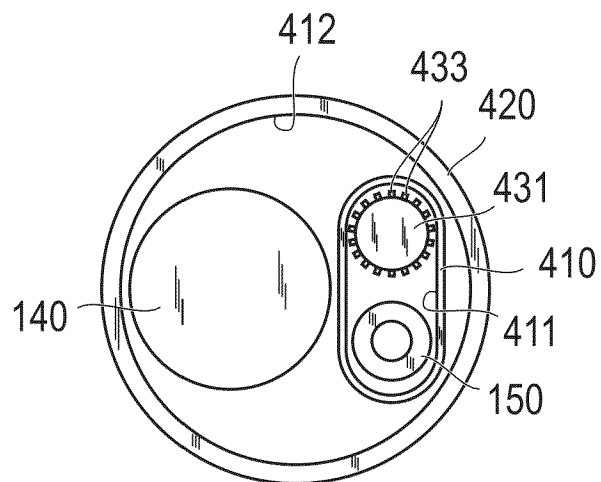
[図16A]



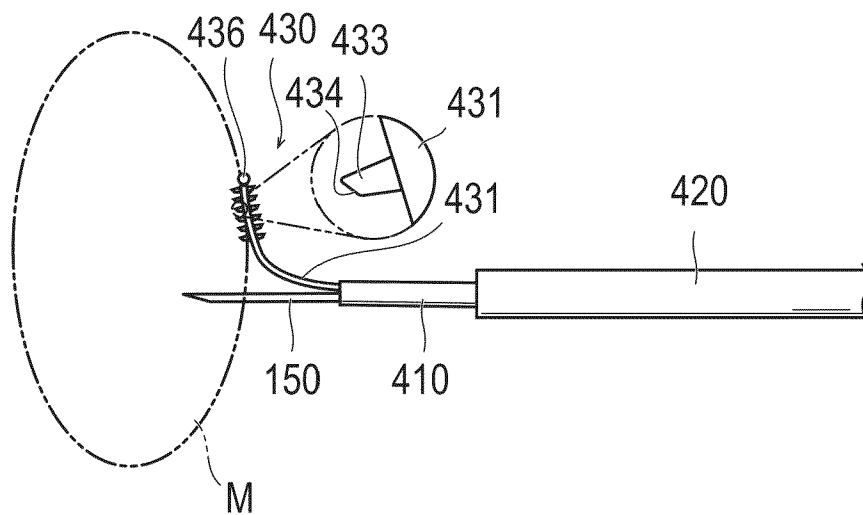
[図16B]



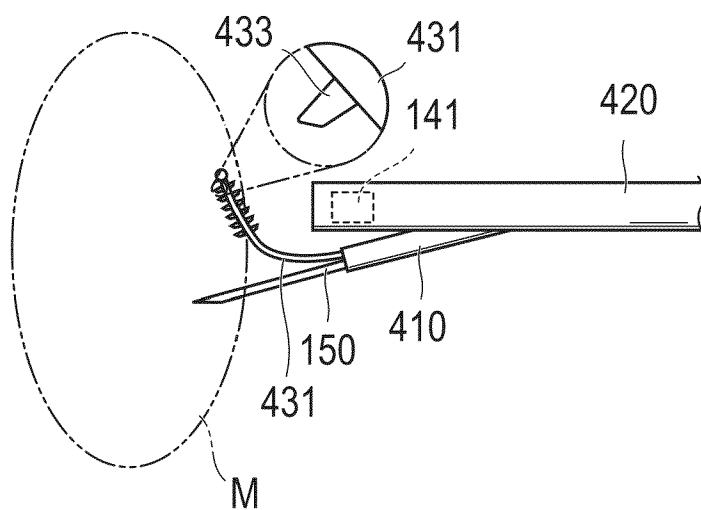
[図17]



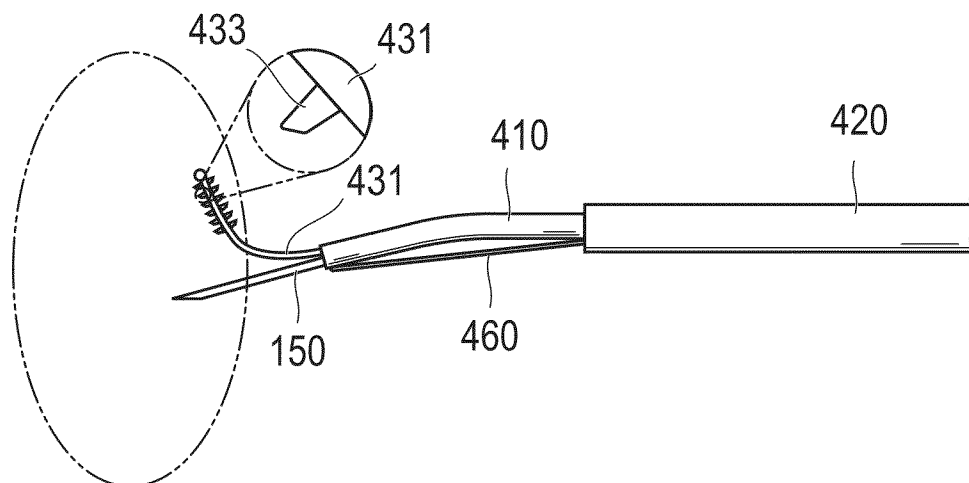
[図18]



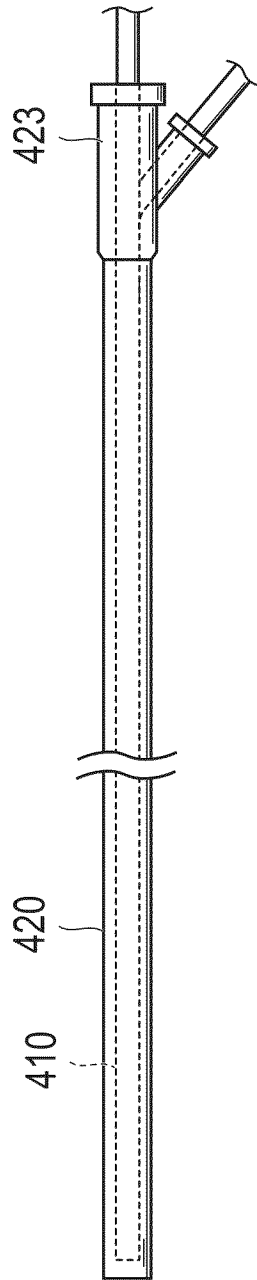
[図19]



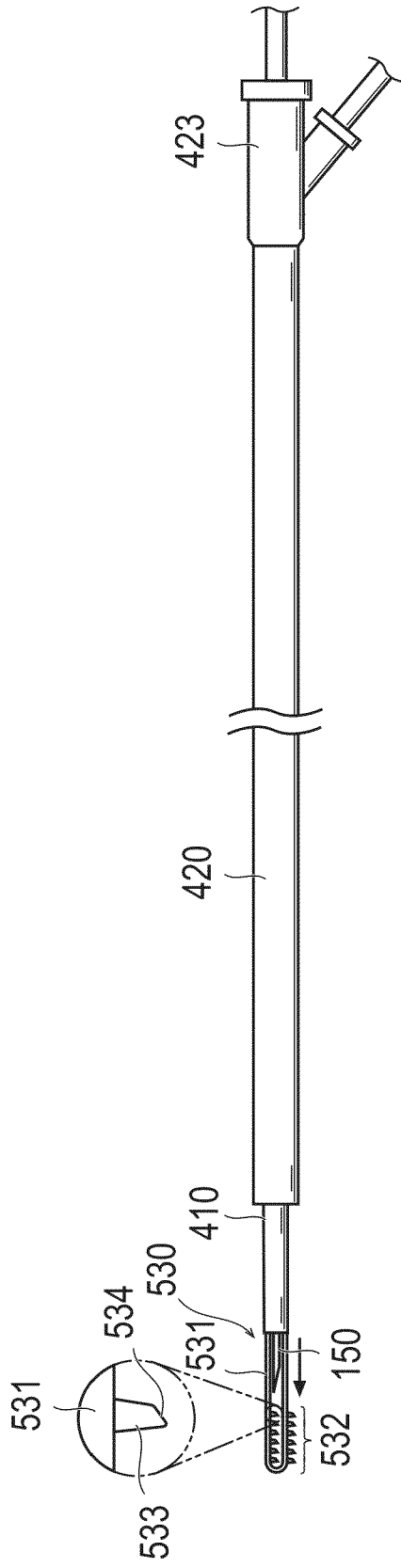
[図20]



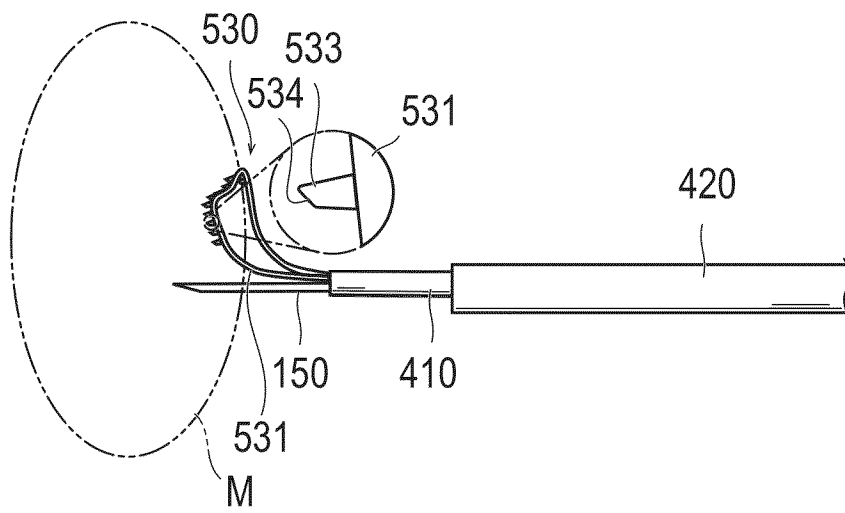
[図21A]



[図21B]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/050221

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, A61B17/00(2006.01) i, A61B17/42(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)

A61B1/00, A61B17/00, A61B17/42

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2009-539575 A (Voyage Medical, Inc.), 19 November 2009 (19.11.2009), paragraphs [0034] to [0039], [0117], [0128] & JP 2009-543607 A & JP 2008-528239 A & US 2007/0167828 A1 & US 2006/0184048 A1 & US 2007/0293724 A1 & US 2008/0009747 A1 & US 2008/0015445 A1 & US 2008/0015569 A1 & US 2011/0060298 A1 & US 2009/0275842 A1 & US 2008/0188759 A1 & US 2007/0287886 A1 & US 2009/0054803 A1 & US 2011/0060227 A1 & US 7930016 B1 & EP 2034896 A & EP 2037812 A & EP 1845854 A & WO 2007/147060 A2 & WO 2008/008796 A2 & WO 2006/083794 A2	1, 2 3-11

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 08 February, 2012 (08.02.12)	Date of mailing of the international search report 21 February, 2012 (21.02.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/050221

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 5-237193 A (Everest Medical Corp.), 17 September 1993 (17.09.1993), entire text; all drawings & US 5197963 A & US 5197963 A & EP 545540 A1 & CA 2081077 A	1-11
A	JP 7-255853 A (Novoste Corp.), 09 October 1995 (09.10.1995), entire text; all drawings & US 6723069 B1 & US 2004/0267192 A1 & EP 668058 A1 & CA 2141522 A & CA 2141522 A1	1-11
A	JP 1-158931 A (Terumo Corp.), 22 June 1989 (22.06.1989), entire text; all drawings & EP 386236 A1 & WO 1989/001755 A1	1-11

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B17/00(2006.01)i, A61B17/42(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. A61B1/00, A61B17/00, A61B17/42

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 1971-2012年
 日本国実用新案登録公報 1996-2012年
 日本国登録実用新案公報 1994-2012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)

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
X A	JP 2009-539575 A (ボエッジ メディカル, インコーポレイテッド) 2009.11.19, 段落【0034】～【0039】, 【0117】, 【0128】 & JP 2009-543607 A & JP 2008-528239 A & US 2007/0167828 A1 & US 2006/0184048 A1 & US 2007/0293724 A1 & US 2008/0009747 A1 & US 2008/0015445 A1 & US 2008/0015569 A1 & US 2011/0060298 A1 & US 2009/0275842 A1 & US 2008/0188759 A1 & US 2007/0287886 A1 & US 2009/0054803 A1 & US 2011/0060227 A1 & US 7930016 B1 & EP 2034896 A & EP 2037812 A & EP 1845854 A & WO 2007/147060 A2 & WO 2008/008796 A2 & WO 2006/083794 A2	1, 2 3-11

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。

<p>* 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</p>	<p>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</p>
---	---

国際調査を完了した日 08.02.2012	国際調査報告の発送日 21.02.2012
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) 井上 香緒梨 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 5-237193 A (エベレスト メディカル コーポレイション) 1993.09.17, 全文, 全図 & US 5197963 A & US 5197963 A & EP 545540 A1 & CA 2081077 A	1-11
A	JP 7-255853 A (ノヴォスト コーポレイション) 1995.10.09, 全文, 全図 & US 6723069 B1 & US 2004/0267192 A1 & EP 668058 A1 & CA 2141522 A & CA 2141522 A1	1-11
A	JP 1-158931 A (テルモ株式会社) 1989.06.22, 全文, 全図 & EP 386236 A1 & WO 1989/001755 A1	1-11