

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年12月7日 (07.12.2006)

PCT

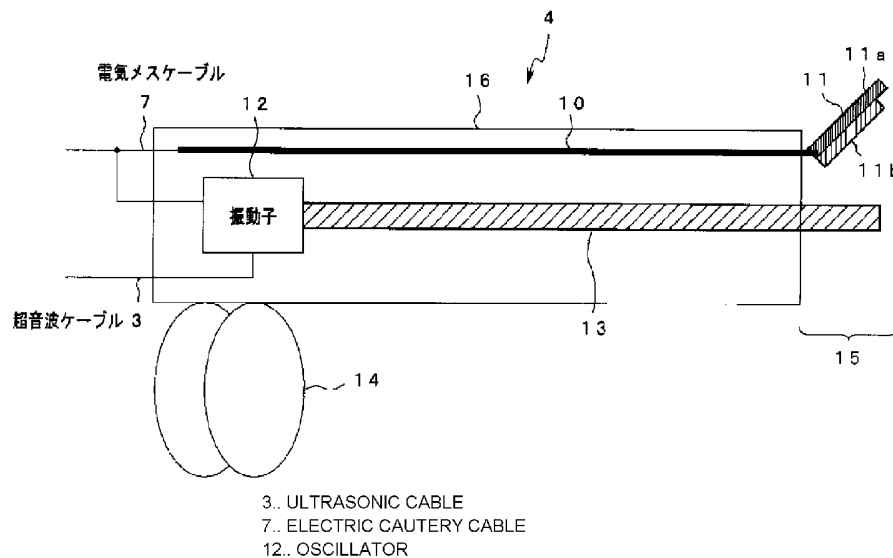
(10) 国際公開番号
WO 2006/129465 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01) A61B 18/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/309588
- (22) 国際出願日: 2006年5月12日 (12.05.2006)
- (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2005-161728 2005年6月1日 (01.06.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2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): ▲高▼橋 裕之 (TAKAHASHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒1928512 東京都八王子市久保山町2-3 オリンパス知的財産サービス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル 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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU,

[続葉有]

(54) Title: OPERATING INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 手術器具



(57) Abstract: An operating instrument comprising an ultrasonic oscillator generating an ultrasonic oscillation, an ultrasonic probe for transmitting an ultrasonic oscillation generated from the ultrasonic oscillator to the distal end, a grasping member arranged to move to the proximity position and the separated position with respect to the distal end of the ultrasonic probe such that the living body tissue of an object can be grasped between the grasping member and the distal end of the ultrasonic probe, a conductive member provided in the grasping member and composed of a conductive member for supplying a high frequency current to the living body tissue, and a nonconductive member provided in the grasping member between the conductive member and the ultrasonic probe and composed of a nonconductive member formed to block contact of the conductive member with the ultrasonic probe and to partially expose one surface of the conductive member on the ultrasonic probe side, wherein a high frequency current can be delivered effectively to the living body tissue.

(57) 要約: 超音波振動を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を先端部に伝達する超音波プローブと、前記超音波プローブの先端部に対して近接位置と離間位置とを移動して処置対象の生体組織を前記超音波プローブの先端部と

[続葉有]



WO 2006/129465 A1



SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT,
TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

(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, LS, MW, MZ, NA, 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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

の間に把持可能に構成された把持部材と、前記把持部材に設けられて前記生体組織へ高周波電流を供給する導電性の材料からなる導電部材と、前記導電部材と前記超音波プローブとの間の前記把持部材に設けられて、前記導電部材と前記超音波プローブとの接触を阻止すると共に前記導電部材の前記超音波プローブ側の一面の一部を露出させる形状に形成された非導電性の材料からなる非導電部材と、を具備し、生体組織に対して高周波電流を効果的に通電可能にする。

明 細 書

手術器具

技術分野

[0001] 本発明は、超音波振動によって生体組織の切除あるいは凝固する処置に加え、高周波電流による処置を行える手術器具に関する。

背景技術

[0002] 従来、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察する内視鏡を利用し、必要に応じて内視鏡観察下で各種治療処理を可能にする手術器具が開発されている。

[0003] 例えば、特開2004-216180公報(以下、文献1)では、超音波凝固切開装置と電気メスを組合わせた装置が開示されている。文献1の装置は、処置部が、把持部材とプローブからなり、組織をこの両部材で把持して、プローブを超音波振動することにより、該当組織を凝固切開するものである。また、把持部材とプローブの間に、生体組織を把持して把持部材あるいはプローブの一方又は両方に電気メスの高周波電流を通電することで、組織を凝固する手法も開示されている。更に、電気メスの対極板を使用することなく、生体組織を把持部材とプローブとによって把持し、把持部材とプローブの間に電気メスの高周波電流を流して処置する手法も開示されている。

[0004] また、特開平11-318919号公報(以下、文献2)においても、超音波凝固切開装置と電気メスを組合わせた装置が開示されている。文献2の装置は、処置部が、ジョーとプローブからなり、組織をこの両部材で把持して、プローブを超音波振動することにより、該当組織を凝固切開するものである。また、ジョーとプローブの間に、生体組織を把持して、ジョーとプローブの間に電気メスの高周波電流を通電することで、組織を凝固する手法も開示されている。また、文献2の装置には、出力制御用のフットスイッチを接続することができ、一方のペダルを踏むと高い超音波出力と低い電気メス出力が発生し、他方のペダルを踏むと低い超音波出力と高い電気メス出力が発生する出力制御の手法が開示されている。

[0005] また、特開2000-126198公報(以下、文献3)においては、超音波凝固切開用の

シザースの構成に関する発明が開示されている。文献3の装置では、ジョーとプローブの間に、生体組織を把持して、プローブを超音波振動することで、生体組織を凝固、切開する。また、生体組織を適切に凝固、切開するために、ジョーの生体組織と接触する部分(プローブ側)は、樹脂で構成されていることが開示されている。

[0006] 上述したように、文献1, 2においては、把持部材(ジョー)とプローブの間に高周波電流を通電して、生体組織を凝固する装置が開示されている。このような超音波凝固切開処置具の把持部材は、通常、文献3に示されているように、樹脂で構成されている。

[0007] 把持部材を構成する樹脂は、プローブ先端との間で生体組織を適切に把持して、プローブの超音波振動による摩擦熱で組織をタンパク質変性させ、凝固切開するのに必要不可欠なものである。更に、生体組織を切除後に、把持部材とプローブとが接触することになるが、超音波振動するプローブに把持部材が接触しても、機器の磨耗を最小限に抑え、破壊を防ぐ効果を有するものである。

[0008] ところで、電気メス利用時には、把持部材とプローブの間の生体組織に対して高周波電流を通電する必要がある。しかしながら、樹脂の電気抵抗は比較的高いことから、高周波電流を流しにくく、電気メスとしての動作を阻害してしまうという問題があった。

[0009] 本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであって、把持部材を樹脂と通電部材とによって構成することにより、把持部材とプローブとの間に把持された生体組織に対して高周波電流を効果的に通電可能にすることができる手術器具を提供することを目的とする。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0010] 本発明に係る手術器具は、超音波振動を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を先端部に伝達する超音波プローブと、前記超音波プローブの先端部に対して近接位置と離間位置とを移動して処置対象の生体組織を前記超音波プローブの先端部との間に把持可能に構成された把持部材と、前記把持部材に設けられて前記生体組織へ高周波電流を供給する導電性の材料から

なる導電部材と、前記導電部材と前記超音波プローブとの間の前記把持部材に設けられて、前記導電部材と前記超音波プローブとの接触を阻止すると共に前記導電部材の前記超音波プローブ側の一面の一部を露出させる形状に形成された非導電性の材料からなる非導電部材と、を具備したことを特徴とする。

図面の簡単な説明

- [0011] [図1]本発明の第1の実施の形態に係る手術器具である電気メス付き超音波シザースを示す説明図。
[図2]図1の手術器具を含むシステム全体の構成を示すブロック図。
[図3]実施の形態の作用を説明するための説明図。
[図4]実施の形態の作用を説明するための説明図。
[図5]本発明の第2の実施の形態を示す説明図。
[図6]本発明の第2の実施の形態を示す説明図。
[図7]本発明の第3の実施の形態を示す説明図。
[図8]本発明の第3の実施の形態を示す説明図。
[図9]第2及び第3の実施の形態の変形例を示す説明図。
[図10]第2及び第3の実施の形態の変形例を示す説明図。

発明を実施するための最良の形態

- [0012] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1は本発明の第1の実施の形態に係る手術器具である電気メス付き超音波シザースを示す説明図である。また、図2は図1の手術器具を含むシステム全体の構成を示すブロック図である。
- [0013] 先ず、図2を参照してシステム全体の構成について説明する。
- [0014] 電気メス付き超音波シザース4は、超音波ケーブル3を介して超音波出力装置2に接続される。超音波出力装置2には、超音波フットスイッチ1が接続されている。超音波フットスイッチ1は、ユーザ操作に基づいて、超音波出力装置2に対して、超音波出力のオンオフを指示する。超音波出力装置2は、超音波フットスイッチ1によるオンオフの指示に基づいて、超音波出力を発生する。この超音波は、超音波ケーブル3を介して電気メス付き超音波シザース4に供給されるようになっている。

- [0015] また、電気メス付き超音波シザース4は、電気メスカーブル7を介して電気メス出力装置6に接続される。電気メス出力装置6には、電気メスフットスイッチ5が接続されている。電気メスフットスイッチ5は、ユーザ操作に基づいて、電気メス出力装置6に対して、高周波電流出力のオンオフを指示する。電気メス出力装置6は、電気メスフットスイッチ5によるオンオフの指示に基づいて、高周波電流を発生する。この高周波電流は、電気メスカーブル7を介して電気メス付き超音波シザース4に供給されるようになっている。
- [0016] 電気メス付き超音波シザース4は、供給された超音波出力を、後述する超音波振動子12により、電気エネルギーから機械的エネルギーに変換し、後述する先端処置部15において超音波振動を発生させる。また、電気メス付き超音波シザース4は、供給された高周波電流を、先端処置部15から生体組織に伝達する。
- [0017] 図1は電気メス付き超音波シザース4の具体的な構成を示している。
- [0018] 図1において、電気メス付き超音波シザース4には、振動子12が内蔵されている。この振動子12には、超音波ケーブル3を介して、超音波出力装置2からの超音波出力が供給される。振動子12は、超音波出力装置2で発生した超音波出力である電気信号を機械的振動に変換することで超音波振動する。
- [0019] 振動子12は超音波プローブ13の一端が接続されている。プローブ13の他端は電気メス付き超音波シザース4の本体16から突出しており、プローブ13は、振動子12に発生した超音波振動が伝達されるようになっている。
- [0020] また、電気メス付き超音波シザース4には、伝達部材10も内蔵されている。電気メス出力装置6からのバイポーラ高周波電流は、電気メスカーブル7を介して、振動子12及び伝達部材10に入力される。振動子12は、入力されたバイポーラ高周波電流をプローブ13に伝達するようになっている。
- [0021] 導電材料で構成された伝達部材10は先端側が電気メス付き超音波シザース4の本体6先端に延出している。伝達部材10の先端は、把持部材11に接続されている。伝達部材10は、入力されたバイポーラ高周波電流を把持部材11に伝達するようになっている。
- [0022] プローブ13の先端部と把持部材11とによって先端処置部15が構成される。先端

処置部15を構成するプローブ13の先端部には超音波振動が伝達され、プローブ13の先端部に生体組織が接触することで、超音波振動を生体組織に伝達することができるようになっている。

- [0023] 本実施の形態においては、先端処置部15を構成する把持部材11は、導電部材としての通電部材11a及び非導電部材としての樹脂部材11bによる2層構造を有する。通電部材11aは、伝達部材10が接続されており、伝達部材10を介して高周波電流が供給されるようになっている。通電部材11aは、プローブ13側の一面に樹脂部材11bが取り付けられている。樹脂部材11bは、通電部材11aよりもサイズが小さく、電気メス付き超音波シザース4の先端側において、通電部材11aは樹脂部材11bに覆われていない部分を有する。
- [0024] 把持部材11は、基端側が図示しない枢軸によって回動自在に支持されている。把持部材11が枢軸を中心にプローブ13側に回動することによって、プローブ13の先端部と把持部材11とは対峙可能に構成されている。この場合において、把持部材11の樹脂部材11bは、先端がプローブ13の先端から所定長さの位置に位置し、通電部材11aは、先端がプローブ13の先端と略等しい位置に位置する。これにより、把持部材11の通電部材11aは、先端側の所定長さの部分が樹脂部材11bを介することなく、プローブ13に対向することになる。把持部材11が枢軸を中心にプローブ13側に回動することによって、把持部材11とプローブ13との間に生体組織を挟み込むことができるようになっている。
- [0025] 即ち、プローブ13に面して、把持部材11には樹脂部材11bが構成されており、樹脂部材11bとプローブ13との間に生体組織を挟み込むことができる。また、把持部材11の先端側は、樹脂部材11bに覆われていない通電部材11aがプローブ13に面しており、プローブ13と通電部材11aとの間にも生体組織を挟み込むことができるようになっている。
- [0026] つまり、本実施の形態においては、プローブ13と樹脂部材11bとの間に生体組織を挟み込むことができると共に、プローブ13と通電部材11aとの間にも生体組織を挟み込むことができるようになっている。
- [0027] プローブ13と樹脂部材11bとの間に生体組織を挟み込むことによって、プローブ1

3の超音波振動を生体組織に伝達して、生体組織を凝固及び切開処置する等の超音波処置を施すことができる。また、プローブ13と通電部材11aとの間に生体組織を挟み込むことによって、プローブ13と通電部材11aとの間の生体組織に高周波電流を流すことができ、焼灼、凝固等の電気メス処置を施すことができる。

[0028] 次に、このように構成された実施の形態の作用について図3及び図4を参照して説明する。図3及び図4は夫々生体組織に対する超音波を用いた処置及び電気メスを用いた処置を説明するための説明図である。

[0029] いま、生体組織に対して超音波処置を施すものとする。この場合には、プローブ13と把持部材11の樹脂部材11bとの間に、生体組織を挟み込む。図3はこの状態を示しており、生体組織23は、先端処置部15において、プローブ13の先端部と樹脂部材11bとの間に挟み込まれている。この状態で、オペレータが超音波フットスイッチ1を操作すると、音波出力装置2は超音波出力を発生する。この超音波は、超音波ケーブル3を介して電気メス付き超音波シザース4に供給される。

[0030] 電気メス付き超音波シザース4では、振動子12に超音波出力が与えられる。振動子12は超音波出力を超音波振動に変換してプローブ13に伝達する。プローブ13に伝達された超音波振動は、プローブ13の先端部から、樹脂部材11bとプローブ13との間に挟まれた生体組織に伝達される。

[0031] 生体組織23は、プローブ13と樹脂部材11bとの間に挟み込まれている。樹脂部材11bは、樹脂の特性によって、プローブ13の先端部との間で適切に生体組織23を把持することを可能にする。これにより、プローブ13の超音波振動による摩擦熱によって、生体組織23を確実に凝固、切開処理することができる。

[0032] また、生体組織に対して電気メス処置を施すものとする。この場合には、プローブ23と把持部材11の通電部材11aとの間に、生体組織を挟み込む。図4はこの状態を示しており、生体組織23'は、先端処置部15において、プローブ13の先端部と通電部材11aとの間に挟み込まれている。この状態で、オペレータが電気メスフットスイッチ5を操作すると、電気メス出力装置6は高周波電流を出力する。電気メス出力装置6からの高周波電流は、電気メスケーブル7を介して電気メス付き超音波シザース4に供給される。

- [0033] 電気メス付き超音波シザーズ4では、高周波電流は伝達部材10及び振動子12に与えられる。伝達部材10は高周波電流を先端側に伝送して把持部材11の通電部材11aに与える。また、振動子12に供給された高周波電流はプローブ13に伝達される。こうして、プローブ13と通電部材11aとの間に挟み込まれた生体組織23'に高周波電流を流して、電気メス処置が行われる。
- [0034] 本実施の形態においては、通電部材11aが先端側において樹脂部材11bに覆われることなくプローブ13に面していることから、生体組織を23'をプローブ23と把持部材11の通電部材11aとの間に挟み込む場合においても、生体組織23'を樹脂部材11bを介することなく、直接通電部材11aに接触させることができる。
- [0035] 即ち、生体組織23'とプローブ13との間及び生体組織23'と通電部材11aの間には高抵抗の部材が介在しないので、生体組織23'に効果的に高周波電流を流すことができ、高効率の電気メス処置が可能である。
- [0036] また、通電部材11aとプローブ13の間には樹脂部材11bが設けられており、把持部材11とプローブ13とを生体組織23'を介在させることなく対峙させた場合でも、通電部材11aとプローブ13とは接触しない。これにより、バイポーラ高周波電流による電気メス処置が可能である。
- [0037] このように本実施の形態においては、把持部材を通電部材と樹脂部材との2層構造とし、樹脂部材の先端側の長さを通電部材よりも短くすることにより、超音波凝固切開時には樹脂部材とプローブとの間に生体組織を把持し、電気メス処置時には通電部材とプローブとの間に生体組織を把持することを可能にする。これにより、電気メス処置時において高周波電流を生体組織に流しやすくする。こうして、伝達超音波凝固切開機能を損なうことなく、バイポーラ高周波電流による、生体組織の凝固等を可能にしている。
- [0038] なお、プローブ13の軸方向に対する樹脂部材11bの長さを通電部材11aの長さよりも短くしておけばよく、この樹脂部材11bの通電部材11aに対する長さを変えることで、超音波振動により生体組織を凝固切開できる長さ、バイポーラ高周波電流より生体組織を凝固できる長さを、変更することができることは言うまでもない。
- [0039] また、本実施の形態における把持部材を用いてモノポーラ高周波電流を利用した

電気メス装置を構成することも可能である。

- [0040] 図5及び図6は本発明の第2の実施の形態を示す説明図である。図5は図3に対応した説明図であり、図6は図5をプローブ13の先端方向から見た状態を示している。
- [0041] 本実施の形態は把持部材11に代えて把持部材31を採用した点が第1の実施の形態と異なる。
- [0042] 把持部材31は、通電部材31a及び樹脂部材31b, 31cによる2層構造を有する。通電部材31aには、伝達部材10(図1参照)が接続されており、伝達部材10を介して高周波電流が供給されるようになっている。通電部材31aは、プローブ13側の一面に樹脂部材31b, 31cが取り付けられている。樹脂部材31b, 31cは、通電部材31aよりもサイズが小さく、通電部材31aは樹脂部材31b, 31cに覆われていない部分を有する。
- [0043] 把持部材31は、基端側が図示しない枢軸によって回転自在に支持されている。把持部材31が枢軸を中心にプローブ13側に回転することによって、プローブ13の先端部と把持部材31とは対峙可能に構成されている。把持部材31が枢軸を中心にプローブ13側に回転することによって、把持部材31とプローブ13との間に生体組織を挟み込むことができるようになっている。
- [0044] 本実施の形態においては、把持部材31の樹脂部材31b, 31cは、夫々通電部材31aの基端側と先端側とに設けられており、通電部材31aのプローブ13軸方向の中央には樹脂部材31b, 31cが設けられておらず、この中央部分において、通電部材31aは表面が露出している。これにより、把持部材31の通電部材31aは、中央の所定長さの部分が樹脂部材31b, 31cを介することなく、プローブ13に対向することになる。
- [0045] このように構成された実施の形態においては、超音波処置及び電気メス処置のいずれの場合においても、生体組織33をプローブ13と樹脂部材31b, 31c相互間に挟み込む。
- [0046] 図5に示すように、生体組織33をプローブ13と把持部材31との間に挟み込んだ場合には、生体組織33が樹脂部材31b, 31cに押されて変形して、生体組織33の一部が樹脂部材31b, 31c相互間に入り込み、通電部材31aに接触する。つまり、本実施の形態においては、プローブ13と樹脂部材31b, 31cとの間に生体組織33を挟み

込むことによって、生体組織33はプローブ13及び樹脂部材31b、31cだけでなく通電部材31aにも直接接触することになる。

[0047] この状態で、オペレータが超音波フットスイッチ1を操作すると、音波出力装置2からの超音波出力によって、振動子12に発生した超音波振動がプローブ13に伝達される。プローブ13に伝達された超音波振動によって、プローブ13と樹脂部材31b、31cとの間に挟まれた生体組織33が超音波凝固、切開処置される。

[0048] 超音波振動による凝固切開が完了した場合でも、プローブ13と通電部材31aの間には樹脂部材31b、31cが介在しており、プローブ13と通電部材31aとが接触することはない。これにより、本実施の形態においても第1の実施の形態と同様に、電気メス付き超音波シザース4が短絡によって破壊されることはない。

[0049] また、図5の状態において、オペレータが電気メスフットスイッチ5を操作すると、電気メス出力装置6からの高周波電流が伝達部材10及び振動子12に与えられる。伝達部材10及び振動子12に与えられた高周波電流は、夫々通電部材31a及びプローブ13に伝達され、プローブ13と通電部材31との間に挟み込まれた生体組織33を流れる。こうして、生体組織33に電気メス処置が施される。

[0050] この場合には、生体組織33がプローブ13と通電部材31aとの両方に直接接触しているため、生体組織33には効率よく高周波電流が流れ、高効率の電気メス処置が可能である。

[0051] このように本実施の形態においては、把持部材を通電部材と複数の樹脂部材との2層構造とし、樹脂部材相互間において通電部材を露出させる構成としていることから、樹脂部材とプローブとの間に生体組織を把持可能にすると同時に、生体組織を通電部材とプローブとに直接接触させることができる。これにより、電気メス処置時において高周波電流を生体組織に流しやすくする。こうして、伝達超音波凝固切開機能を損なうことなく、パイポーラ高周波電流による、高効率の電気メス処置を可能にしている。

[0052] なお、上記実施の形態においては、樹脂部材を2つの部材で構成する例を説明したが、2つ以上の部材で構成すれば、同様の効果が得られることは明らかである。

[0053] 図7及び図8は本発明の第3の実施の形態を示す説明図である。図7及び図8は夫

々図5及び図6に対応したものである。

- [0054] 本実施の形態は把持部材31に代えて把持部材41を採用した点が第2の実施の形態と異なる。
- [0055] 把持部材41は、通電部材41a及び樹脂部材41b, 41cによる2層構造を有する。通電部材41aには、伝達部材10(図1参照)が接続されており、伝達部材10を介して高周波電流が供給されるようになっている。通電部材41aは、プローブ13側の一面に樹脂部材41b, 41cが取り付けられている。樹脂部材41b, 41cは、通電部材41aよりもサイズが小さく、通電部材41aは樹脂部材41b, 41cに覆われていない部分を有する。
- [0056] 把持部材41は、基端側が図示しない枢軸によって回転自在に支持されている。把持部材41が枢軸を中心にプローブ13側に回転することによって、プローブ13の先端部と把持部材41とは対峙可能に構成されている。把持部材41が枢軸を中心にプローブ13側に回転することによって、把持部材41とプローブ13との間に生体組織を挟み込むことができるようになっている。
- [0057] 本実施の形態においては、把持部材41の樹脂部材41b, 41cは、夫々通電部材41aの両側に設けられており、通電部材41aのプローブ13軸方向に垂直な方向の中央には樹脂部材41b, 41cが設けられておらず、この中央部分において、通電部材41aは表面が露出している(図8参照)。これにより、把持部材41の通電部材41aは、中央の所定長さの部分が樹脂部材41b, 41cを介することなく、プローブ13に対向することになる。
- [0058] このように構成された実施の形態においては、超音波処置及び電気メス処置のいずれの場合においても、生体組織43をプローブ13と樹脂部材41b, 41c相互間に挟み込む。
- [0059] 図8に示すように、生体組織43をプローブ13と把持部材41との間に挟み込んだ場合には、生体組織43が樹脂部材41b, 41cに押されて変形して、生体組織43の一部が樹脂部材41b, 41c相互間に入り込み、通電部材41aに接触する。つまり、本実施の形態においては、プローブ13と樹脂部材41b, 41cとの間に生体組織43を挟み込むことによって、生体組織43はプローブ13及び樹脂部材41b, 41cだけでなく通

電部材41aにも直接接触することになる。

- [0060] この状態で、オペレータが超音波フットスイッチ1を操作すると、音波出力装置2からの超音波出力によって、振動子12に発生した超音波振動がプローブ13に伝達する。プローブ13に伝達された超音波振動によって、プローブ13と樹脂部材41b, 41cとの間に挟まれた生体組織43が超音波凝固、切開処置される。
- [0061] 超音波振動による凝固切開が完了した場合でも、プローブ13と通電部材41aとの間には樹脂部材41b, 41cが介在しており、プローブ13と通電部材41aとが接触することはない。これにより、本実施の形態においても第2の実施の形態と同様に、電気メス付き超音波シザース4が短絡によって破壊されることはない。
- [0062] また、図8の状態において、オペレータが電気メスフットスイッチ5を操作すると、電気メス出力装置6からの高周波電流が伝達部材10及び振動子12に与えられる。伝達部材10及び振動子12に与えられた高周波電流は、夫々通電部材41a及びプローブ13に伝達され、プローブ13と通電部材41aとの間に挟み込まれた生体組織43を流れる。こうして、生体組織43に電気メス処置が施される。
- [0063] この場合には、生体組織43がプローブ13と通電部材41aとの両方に直接接触しているため、生体組織43には効率よく高周波電流が流れ、高効率の電気メス処置が可能である。
- [0064] このように本実施の形態においても第2の実施の形態と同様の効果が得られる。なお、上記実施の形態においては、樹脂部材を2つの部材で構成する例を説明したが、3つ以上の部材で構成しても同様の効果が得られることは明らかである。
- [0065] また、上記第2及び第3の実施の形態においては、把持部材とプローブとで把持された生体組織に対する超音波処置及び電気メス処置は、相互に略同一部位に対して施される。従って、超音波振動とバイポーラ高周波電流とを同時に、又は、選択的に生体組織に供給することで、単一の処置では得られない凝固切開能力の向上を期待することができる。
- [0066] 図9及び図10は上記第2及び第3の実施の形態の変形例を示す説明図である。図9及び図10は把持部材をプローブ側から見た図である。図9及び図10において網線部は通電部材の露出部分を示している。

- [0067] 図9においては、把持部材は、平面形状が長方形の通電部材50と、この通電部材50の一面に分散して配置される6つの樹脂部材51a～51fによって構成されている。網線にて示すように、樹脂部材51a～51f相互間の隙間において通電部材50の一面が露出している。
- [0068] 生体組織をプローブと図9の把持部材とで挟み込むことにより、生体組織の一部が図9の網線部に接触する。こうして、図9に示す把持部材を使用した場合でも、上記図5乃至図8に示す実施の形態と同様の作用効果を得ることができる。
- [0069] このように、図9の例は、通電部材を露出させるために、樹脂部材に縦横組み合わせて溝を形成したものである。なお、図9では樹脂部材を6分割した例を示したが、分割数はこれに限定されるものではないことは明らかである。
- [0070] 一方、図10においては、把持部材は、平面形状が長方形の通電部材及び樹脂部材61によって構成されている。樹脂部材61は6カ所に円形状の開孔を有しており、この開孔部において、網線に示すように、通電部材の各部60a～60fが露出している。
- [0071] 生体組織をプローブと図10の把持部材とで挟み込むことにより、生体組織の一部が図10の網線部に接触する。こうして、図10に示す把持部材を使用した場合でも、上記図5乃至図8に示す実施の形態と同様の作用効果を得ることができる。
- [0072] このように、図10の例は、通電部材を露出させるために、樹脂部材に円形状の開孔を形成したものである。なお、図10では樹脂部材の6箇所に穴を開けた例を示したが、穴の数はこれに限定されるものではないことは明らかである。

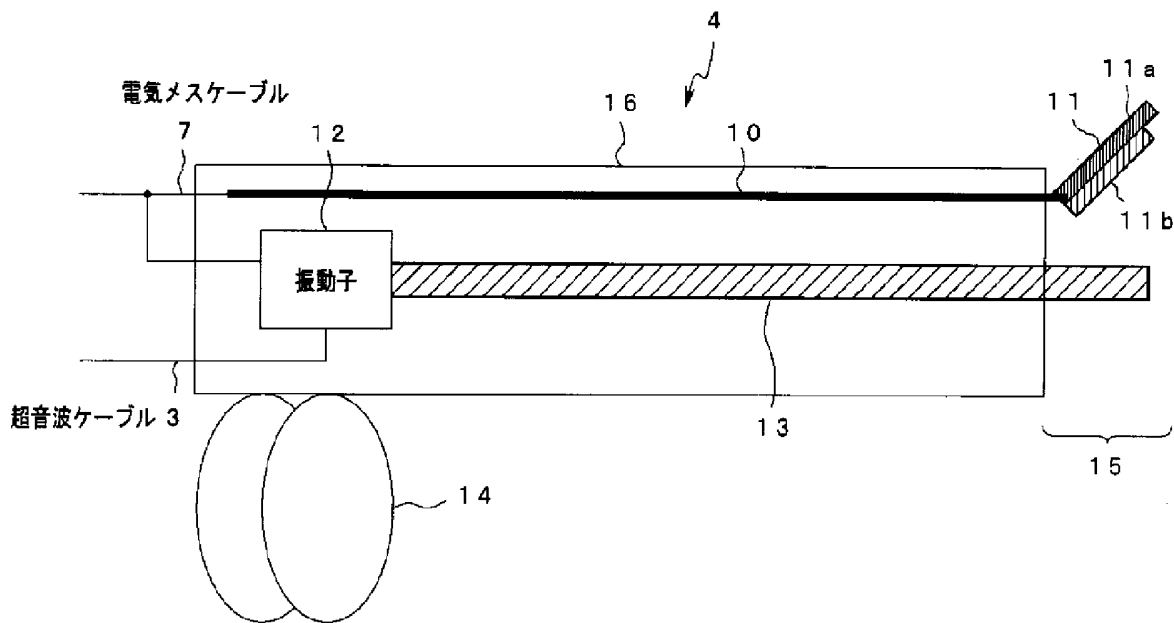
請求の範囲

- [1] 超音波振動を発生する超音波振動子と、
前記超音波振動子にて発生した超音波振動を先端部に伝達する超音波プローブと、
前記超音波プローブの先端部に対して近接位置と離間位置とを移動して処置対象の生体組織を前記超音波プローブの先端部との間に把持可能に構成された把持部材と、
前記把持部材に設けられて前記生体組織へ高周波電流を供給する導電性の材料からなる導電部材と、
前記導電部材と前記超音波プローブとの間の前記把持部材に設けられて、前記導電部材と前記超音波プローブとの接触を阻止すると共に前記導電部材の前記超音波プローブ側の一面の一部を露出させる形状に形成された非導電性の材料からなる非導電部材と、
を具備したことを特徴とする手術器具。
- [2] 前記非導電部材は、前記導電部材よりも面積が小さいことを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [3] 前記非導電部材は、前記導電部材を露出させるための溝形状を有することを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [4] 前記溝形状は、直線状であることを特徴とする請求項3に記載の手術器具。
- [5] 前記溝形状は、曲線状であることを特徴とする請求項3に記載の手術器具。
- [6] 前記非導電部材は、前記導電部材を露出させるために複数の部分に分割されていることを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [7] 前記把持部材は、所定の支持部材に回動自在に支持されることで、前記超音波プローブの先端部に対して近接位置と離間位置とを移動可能であることを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [8] 前記導電部材は、前記超音波プローブの軸方向には前記非導電部材よりも長いことを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [9] 前記導電部材は、前記超音波プローブの軸方向には複数の部分に分割されてい

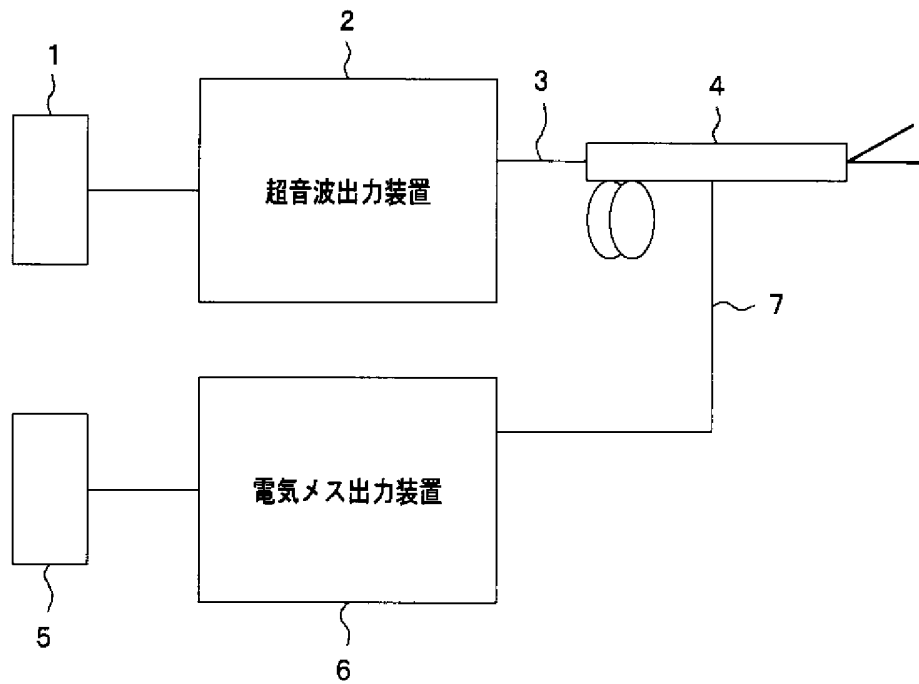
ることを特徴とする請求項8に記載の手術器具。

- [10] 前記導電部材は、前記超音波プローブの軸方向に直交する方向には前記非導電部材よりも長く、且つ、前記超音波プローブの軸方向に直交する方向には複数の部分に分割されていることを特徴とする請求項1に記載の手術器具。
- [11] 前記超音波振動子に超音波出力を供給する超音波出力装置と、
前記前記超音波プローブ及び前記導電部材に高周波電流を供給する電気メス出力装置とを更に具備したことを特徴とする手術器具。

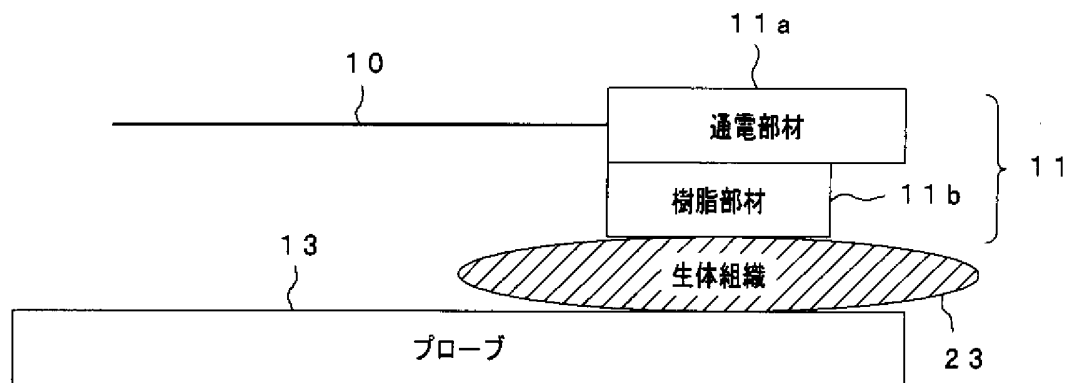
[図1]



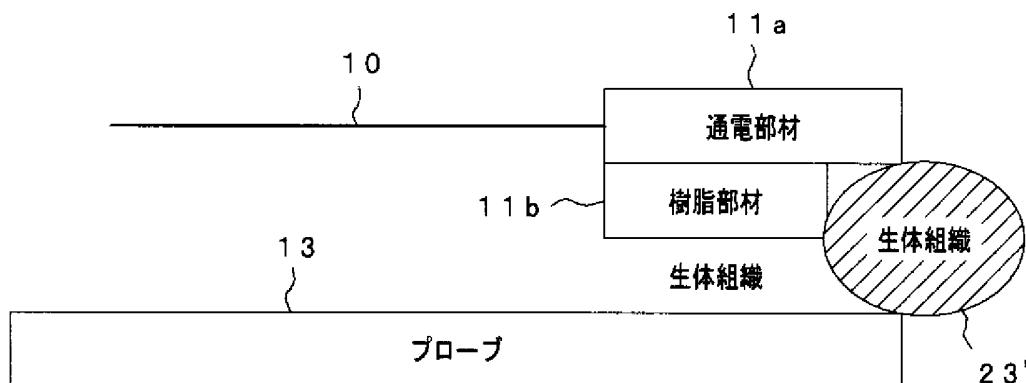
[図2]



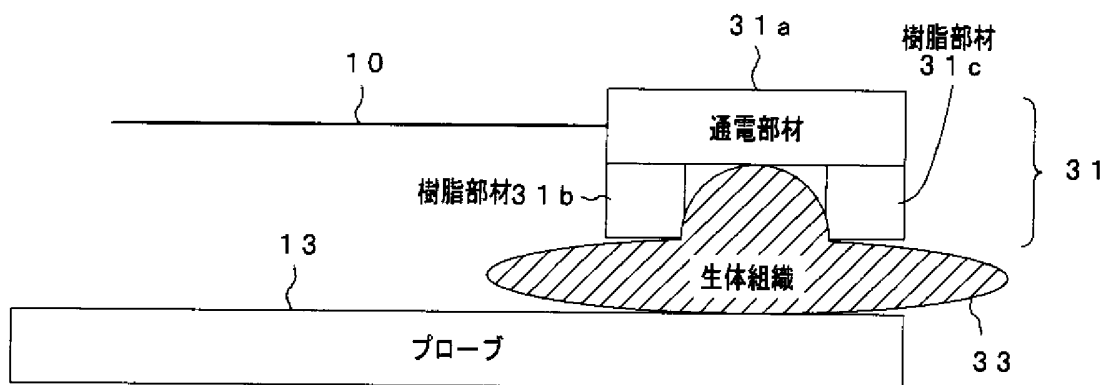
[図3]



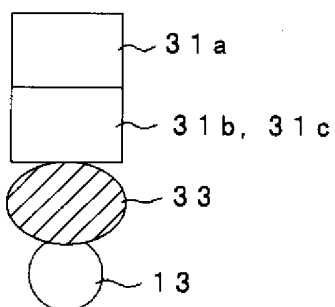
[図4]



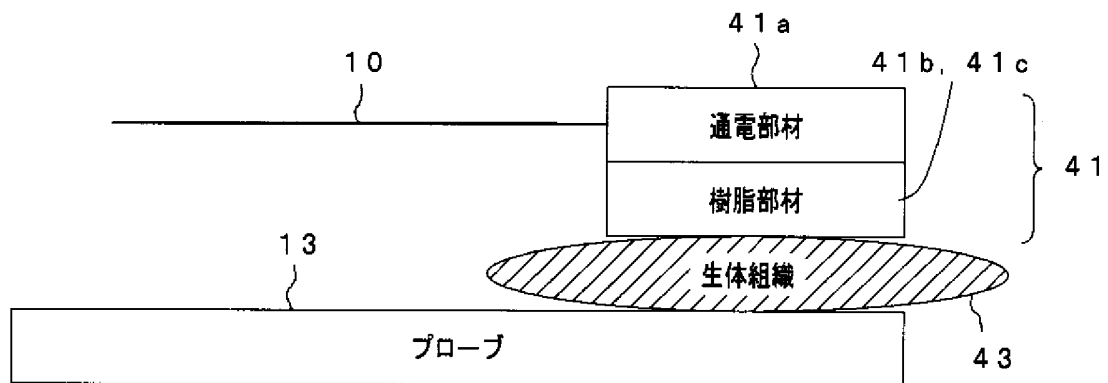
[図5]



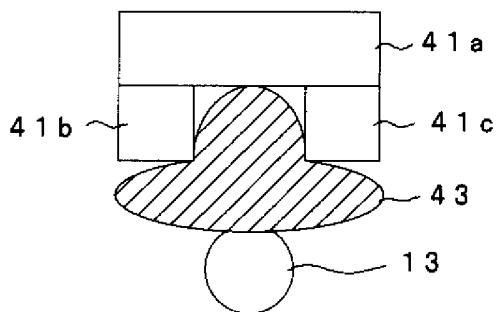
[図6]



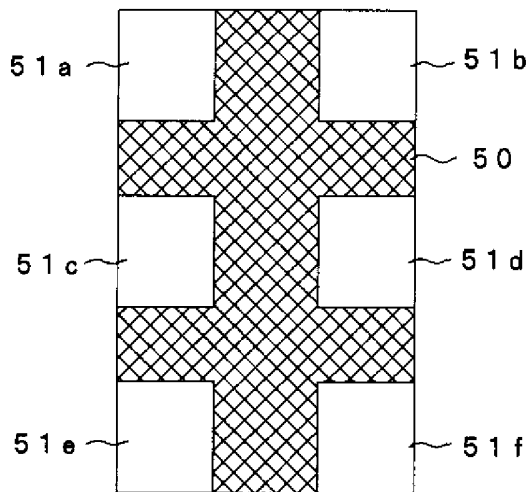
[図7]



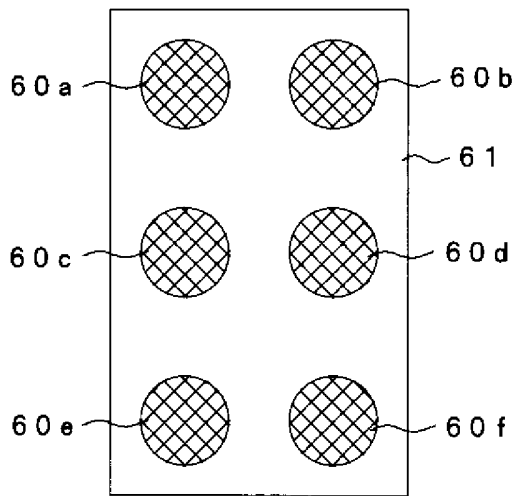
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/309588

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/00(2006.01) i, A61B18/12(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)

A61B17/00-19/08

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 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

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 Y	JP 8-299351 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 19 November, 1996 (19.11.96), Par. Nos. [0019], [0021], [0039]; Figs. 2, 7 & US 6669690 B1	11 1-10
Y	JP 2000-102545 A (Eggers & Associates, Inc.), 11 April, 2000 (11.04.00), Par. Nos. [0013], [0014], [0026] to [0029]; Figs. 8 to 10 & US 5891142 A & EP 986990 A1	1-10

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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
21 July, 2006 (21.07.06)

Date of mailing of the international search report
01 August, 2006 (01.08.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B18/12(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. A61B17/00 - 19/08

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	1971-2006年
日本国実用新案登録公報	1996-2006年
日本国登録実用新案公報	1994-2006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 請求の範囲の番号
X Y	JP 8-299351 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996. 11. 19, 【0019】, 【0021】, 【0039】, 第2, 7 図 & US 6669690 B1	11 1-10
Y	JP 2000-102545 A (エッガース アンド アソシエイツ インコーポレイテッド) 2000. 04. 11, 【0013】, 【0014】, 【0026】 - 【0029】, 第8-10 図 & US 5891142 A & EP 986990 A1	1-10

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 21. 07. 2006	国際調査報告の発送日 01. 08. 2006
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) 内藤 真徳 電話番号 03-3581-1101 内線 3346