

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4629507号
(P4629507)

(45) 発行日 平成23年2月9日(2011.2.9)

(24) 登録日 平成22年11月19日(2010.11.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 O

A 6 1 B 17/39 3 2 O

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2005-169033 (P2005-169033)
 (22) 出願日 平成17年6月9日(2005.6.9)
 (65) 公開番号 特開2006-340879 (P2006-340879A)
 (43) 公開日 平成18年12月21日(2006.12.21)
 審査請求日 平成20年3月13日(2008.3.13)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100091317
 弁理士 三井 和彦
 (72) 発明者 杉田 憲幸
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 審査官 村上 聡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端部分に、上記シースの手元側からの操作により上記シースの先端面から前方に突出する状態に進退する棒状の高周波電極と、上記シースの先端面から前方に水を噴出させるための水噴出口とが並列に並んで配置されて、

上記水噴出口から噴出される水が上記シースの先端から突出した状態の上記高周波電極に引き寄せられてその噴出方向が曲げられるように、上記高周波電極と上記水噴出口との間の間隔が 0 . 5 m m を越えない範囲に設定され、

上記水噴出口から水を噴出させて上記高周波電極を進退させることにより、上記水噴出口からの水の噴出方向が変化するようにしたことを特徴とする内視鏡用高周波処置具。 10

【請求項 2】

上記高周波電極が上記シースの先端面から前方に真っ直ぐに突出し、上記高周波電極が上記シースの先端側に引っ込んだ状態では上記水噴出口から前方に真っ直ぐに水が噴出する請求項 1 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 3】

上記高周波電極と上記水噴出口との間の間隔が 0 . 3 m m ~ 0 . 5 m m の範囲にある請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

上記水噴出口から噴出させる水を通すための送水路が上記シース内に軸線と平行方向に 20

形成されて、上記送水路の断面形状が先端部分で変わることなく真っ直ぐに上記シースの先端面に開口して、その開口部が上記水噴出口になっている請求項 1 ないし 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記シースが、複数の貫通孔が軸線方向に全長にわたって形成された可撓性のマルチルーメンチューブで形成されて、上記複数の貫通孔の中の一つの貫通孔が上記送水路になっている請求項 4 記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

この発明は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端から前方に向かって突出するように進退操作される棒状の高周波電極が設けられた内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

体内の粘膜組織等を切開／凝固する処置を行う内視鏡用高周波処置具は、処置対象となる粘膜表面に付着している汚液や血液等を切開処置前に水等で洗い流せるように構成するのが望ましい。

【0003】

そこで内視鏡用高周波処置具においては、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端部分に、シースの手元側からの操作によってシースの先端面から前方に突出する状態に進退する高周波電極を設けると共に、シースの先端面から前方に水を噴出させるための水噴出口を設けたものがある（例えば、特許文献 1）。

20

【特許文献 1】特開平 6 - 2 9 2 6 8 5

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

粘膜表面に付着している汚液や血液等を効果的に洗浄するためには、洗浄位置を適宜移動させる必要がある。

しかし、直径が 2 mm ～ 3 mm 程度しかない内視鏡用高周波処置具において水の噴出方向を可変に構成することは発想外のことで、水の噴出方向を手元側からの操作で変えるようなことはできない。そのため、洗浄位置を移動させるためには内視鏡の挿入部全体を移動させる必要があるので、操作が面倒で観察視野も移動してしまう等の不都合があった。

30

【0005】

そこで本発明は、直径が 2 mm ～ 3 mm 程度しかない内視鏡用高周波処置具でも、先端の水噴出口からの水の噴出方向を可変に構成することができて、粘膜表面に付着している汚液や血液等を効果的に洗浄することができる内視鏡用高周波処置具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】

【0006】

40

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるシースの先端部分に、シースの手元側からの操作によりシースの先端面から前方に突出する状態に進退する棒状の高周波電極と、シースの先端面から前方に水を噴出させるための水噴出口とが並列に並んで配置されて、水噴出口から噴出される水がシースの先端から突出した状態の高周波電極に引き寄せられてその噴出方向が曲げられるように、高周波電極と水噴出口との間の間隔が設定され、水噴出口から水を噴出させて高周波電極を進退させることにより、水噴出口からの水の噴出方向が変化するようにしたものである。

【0007】

なお、高周波電極がシースの先端面から前方に真っ直ぐに突出し、高周波電極がシース

50

の先端側に引っ込んだ状態では水噴出口から前方に真っ直ぐに水が噴出するようにしてもよく、高周波電極と水噴出口との間の間隔が0.5mmを越えない範囲にあるのがよく、高周波電極と水噴出口との間の間隔が0.3mm～0.5mmの範囲にあるのが好ましい。

【0008】

また、水噴出口から噴出させる水を通すための送水路がシース内に軸線と平行方向に形成されて、送水路の断面形状が先端部分で変わることなく真っ直ぐにシースの先端面に開口して、その開口部が水噴出口になっているとよく、そのためには、シースが、複数の貫通孔が軸線方向に全長にわたって形成された可撓性のマルチルーメンチューブで形成されて、複数の貫通孔の中の一つの貫通孔が送水路になっているとよい。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、水噴出口から水を噴出させて高周波電極を進退させることにより水噴出口からの水の噴出方向が変化するので、直径が2mm～3mm程度しかない内視鏡用高周波処置具でも、先端の水噴出口からの水の噴出方向を可変に構成することができ、粘膜表面に付着している汚液や血液等を効果的に洗浄することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱されるマルチルーメンチューブ製のシースの先端部分に、シースの手元側からの操作によりシースの先端面から前方に突出する状態に進退する棒状の高周波電極と、シースの先端面から前方に水を噴出させるための水噴出口とが並列に並んで配置されて、水噴出口から噴出される水がシースの先端から突出した状態の高周波電極に引き寄せられてその噴出方向が曲げられるように、高周波電極と水噴出口との間の間隔が0.3mm～0.5mmの範囲に設定され、水噴出口から水を噴出させて高周波電極を進退させることにより、水噴出口からの水の噴出方向が変化する。

20

【実施例】

【0011】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図5と図6は内視鏡用高周波処置具の全体構成を示す平面図と側面断面図であり、例えば四フッ化エチレン樹脂等のような電気絶縁性の合成樹脂製の可撓性チューブからなるシース1は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱自在なように、直径が2mm程度で長さが1m～2m程度に形成されている。

30

【0012】

シース1は、図8に断面が示されるように、ワイヤ挿通孔2と送水路3の二つの貫通孔が軸線方向に真っ直ぐに並列に形成されたいわゆるマルチルーメンチューブであり、ワイヤ挿通孔2と送水路3の軸線位置はいずれもシース1の軸線1xの位置に対して偏心した位置に、各々全長にわたって一定の径で形成されている。ただし、シース1の軸線1xはワイヤ挿通孔2内に含まれる位置にある。

【0013】

図5及び図6に戻って、シース1の先端には、棒状の高周波電極4がシース1の先端面1aから突没自在に配置されており、その高周波電極4を突没操作するための操作部10がシース1の基端側（即ち、手元側）に連結されている。

40

【0014】

シース1のワイヤ挿通孔2内には例えばステンレス鋼撚り線等からなる導電性の操作ワイヤ5が軸線方向に進退自在に全長にわたって挿通配置されていて、その先端に高周波電極4が連結されている。

【0015】

高周波電極4の基端は、操作部10の操作部本体11に対してスライド操作自在に設けられたスライド操作部材12に連結されており、スライド操作部材12を操作することにより操作ワイヤ5を介して高周波電極4をシース1の先端から突没させることができる。

50

また、スライド操作部材 12 に配置された接続端子 13 に図示されていない高周波電源コードを接続することにより、操作ワイヤ 5 を介して高周波電極 4 に高周波電流を通電することができる。

【0016】

シース 1 の送水路 3 の基端側は、操作部 10 に配置された注水口金 14 に接続チューブ 15 を介して連通接続されており、図示されていない注水具等を注水口金 14 に接続することにより、シース 1 の最先端面に位置する送水路 3 先端の水噴出口 3a から前方に水を噴出させることができる。

【0017】

図 7 はシース 1 の先端付近を示しており、図 9 はその IX - IX 断面図、図 10 は X - X 断面図である。高周波電極 4 は、例えばステンレス鋼棒材等のような導電性の真っ直ぐな金属棒により形成されており、この実施例の高周波電極 4 は先端が尖っていないが、先端が尖ったものであってもよく、パイプ状のもの等であってもよい。

10

【0018】

そのような高周波電極 4 は、図 11 に示されるように、操作ワイヤ 5 の先端部分に他の連結部材を用いることなく互いの側面どうし（即ち、操作ワイヤ 5 の最先端部分の側面と高周波電極 4 の後寄りの部分の側面）を例えば銀ロー付け 7 等により平行の向きに直接固着して連結されている。したがって、図 9 に示されるように、連結部をシース 1 のワイヤ挿通孔 2 内に効率よく収容することができる。

【0019】

20

そのような高周波電極 4 を、操作ワイヤ 5 の進退動作によって単純にシース 1 の先端から突没させると、高周波電極 4 の位置が振らついてしまつて非常に使いにくいものになってしまう場合がある。そこで、高周波電極 4 の振らつきを規制するための電極振らつき規制部材 6 がワイヤ挿通孔 2 の最先端部分内に固着されている。

【0020】

電極振らつき規制部材 6 は単体の斜視図である図 12 にも示されるように、ワイヤ挿通孔 2 内にピッタリと嵌め込まれる大きさの円柱状に形成されている。そして、高周波電極 4 が進退自在に通されて操作ワイヤ 5 は通ることができない径の電極ガイド孔 6a が縁部付近に軸線と平行方向に形成されていて、電極ガイド孔 6a に嵌挿された高周波電極 4 を、振らつかない状態で軸線方向にのみスムーズに進退させることができる。

30

【0021】

この電極ガイド孔 6a は、図 10 に示されるように、電極振らつき規制部材 6 がワイヤ挿通孔 2 の最先端部分内に嵌め込まれた状態のときにシース 1 と軸線が合致する位置に形成されており、その結果、電極ガイド孔 6a 内に位置する高周波電極 4 の軸線 4x の位置がシース 1 の軸線 1x の位置と一致している。

【0022】

したがって、操作部 10 において操作ワイヤ 5 を進退操作すると、先端部分の外観図である図 13 に示されるように、高周波電極 4 がシース 1 の先端面 1a の軸線 1x 位置から前方に振らつくことなく真っ直ぐに突没し、高周波電極 4 の最大突出長は、図 7 に示されるように、操作ワイヤ 5 の先端が電極振らつき規制部材 6 の後端面に当接することにより規制される。

40

【0023】

そのように構成された内視鏡用高周波処置具の水噴出口 3a は、送水路 3 の先端部分に口金等を設けることなく、したがって送水路 3 の断面形状のままシース 1 の先端面 1a に開口形成されたものであり、高周波電極 4 の突没状態に関係なく水を噴出させることができる。

【0024】

図 2 は、高周波電極 4 がシース 1 の先端内に引っ込められた状態で水噴出口 3a から噴出水 W が噴出している状態を示しており、噴出水 W は送水路 3 の径をそのまま維持した状態で真っ直ぐに前方に向かって噴出する。

50

【 0 0 2 5 】

特に、シース 1 がマルチルーメンチューブで形成されていて送水路 3 には径変化がなく、送水路 3 の断面形状が先端部分で全く変わることなく真っ直ぐに水噴出口 3 a で開口しているので、噴出水 W が長い距離にわたって広がったりせず円柱状の状態を維持する。したがって、粘膜表面の汚物や血液等を強力に洗浄することができる。

【 0 0 2 6 】

図 1 は、高周波電極 4 をシース 1 の先端面 1 a から突出させた状態で水噴出口 3 a から噴出水 W が噴出している状態を示しており、水噴出口 3 a から噴出される噴出水 W が、シース 1 の先端面 1 a から突出した状態の高周波電極 4 に引き寄せられて噴出水 W の噴出方向が高周波電極 4 側に折れ曲がった状態になっている。

10

【 0 0 2 7 】

図 1 と図 2 はいずれも現物を写真撮影したものをそのまま図面化したものであり、図 2 に示されるように噴出水 W が高周波電極 4 に引き寄せられて噴出方向が曲げられても、噴出水 W は前方に真っ直ぐに噴出する場合と変わらない円柱状を保っていて周囲に広がった状態にならない。

【 0 0 2 8 】

したがって、この場合でも粘膜表面の汚物や血液等を強力に洗浄することができ、本発明により、直径が 2 mm ~ 3 mm 程度しかない内視鏡用高周波処置具でも、噴出水 W の噴出方向を確実に変化させることができる。

【 0 0 2 9 】

20

このように、水噴出口 3 a の前方を遮ることなく噴出水 W の本来の噴出方向に対して平行に高周波電極 4 を突出させることにより噴出水 W が高周波電極 4 に引き寄せられて曲がるのは、高周波電極 4 と平行に流体（噴出水 W）が流れることによりその間の空間が負圧になって噴出水 W が高周波電極 4 側に寄せられ、それによって噴出水 W が高周波電極 4 に触れると、その後は水の表面張力により噴出水 W が高周波電極 4 にくっついた状態になることによると思われる。なお、噴出水 W の曲がり角度は $5^{\circ} \sim 30^{\circ}$ 程度の範囲である。

【 0 0 3 0 】

図 3 及び図 4 は、高周波電極 4 と水噴出口 3 a との間の間隔 e を変化させた場合に、先端面 1 a から高周波電極 4 の突出長 L をどの程度にすると噴出水 W が曲がるかを実験したときの実験結果を示しており、高周波電極 4 の直径 d は $d = 0.33 \text{ mm}$ 、水噴出口 3 a の直径 D は $D = 0.5 \text{ mm}$ である。

30

【 0 0 3 1 】

この実験結果から、高周波電極 4 と水噴出口 3 a との間の間隔 e が 0.5 mm を越えない ($e \leq 0.5 \text{ mm}$) 範囲にある必要があり、e が 0.25 mm 以下では噴出水 W の状態が不安定で高周波電極 4 をほとんど突出させなくても噴出水 W が曲がったりするので、高周波電極 4 と水噴出口 3 a との間の間隔 e は $0.3 \text{ mm} \sim 0.5 \text{ mm}$ の範囲に設定するのが望ましい。

【 0 0 3 2 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば、高周波電極 4 はシース 1 側に引っ込められた状態のときに必ずしもシース 1 内に完全に没入する必要はなく、噴出水 W の噴出方向を曲げない範囲まで引っ込められればよい。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図 1】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の噴出水が曲がった状態の斜視図である。

【図 2】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の噴出水が真っ直ぐな状態の斜視図である。

【図 3】本発明の実施例の高周波電極と水噴出口との間の間隔と先端面から噴出する噴出水の曲がり発生との関係を明らかにする実験に用いられた内視鏡用高周波処置具先端部分の斜視図である。

50

【図 4】本発明の実施例の高周波電極と水噴出口との間の間隔と先端面から噴出する噴出水の曲がり発生との関係を明らかにする実験の実験結果を示す図表である。

【図 5】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成を示す平面図である。

【図 6】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の全体構成を示す側面断面図である。

【図 7】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端部分の側面断面図である。

【図 8】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具のシースを構成するマルチルーメンチューブの軸線に垂直な断面における断面図である。

【図 9】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 7 における IX - IX 断面図である。

【図 10】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の図 7 における X - X 断面図である。

【図 11】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の操作ワイヤと高周波電極との連結部の斜視図である。

10

【図 12】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の電極振らつき規制部材の単体の斜視図である。

【図 13】本発明の実施例の内視鏡用高周波処置具の先端付近の外観斜視図である。

【符号の説明】

【0034】

1 シース

1a 先端面

3 送水路

3a 水噴出口

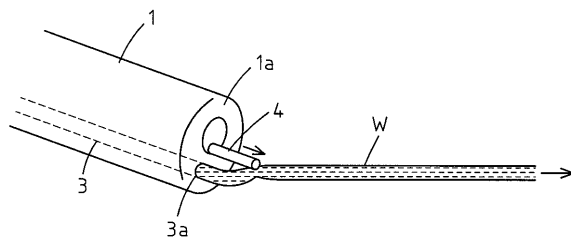
4 高周波電極

e 高周波電極と水噴出口との間の間隔

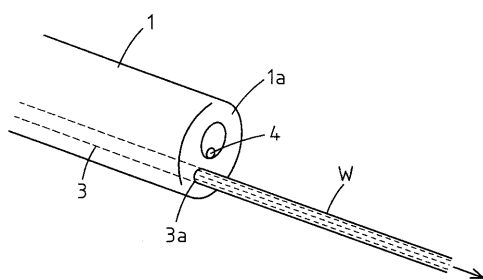
W 噴出水

20

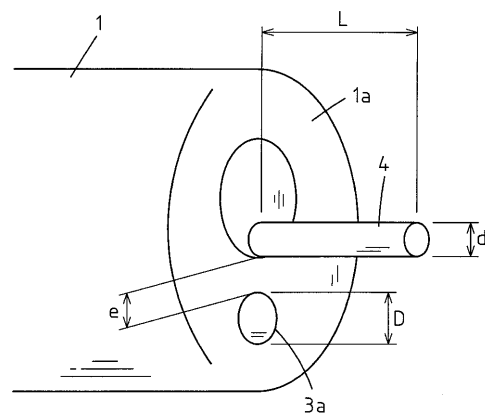
【図 1】



【図 2】



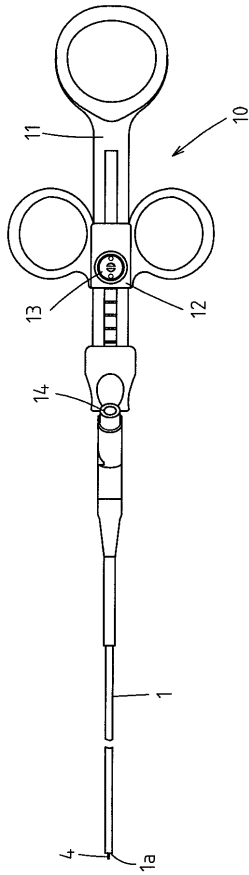
【図 3】



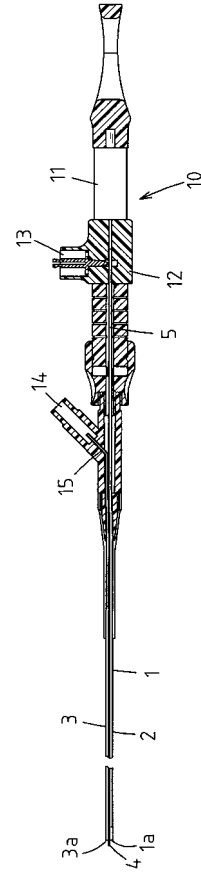
【図 4】

e	送水方向
0.25mm	不安定
0.3mm	$L \geq 0.5\text{mm}$ で送水方向変化
0.4mm	$L \geq 0.8\text{mm}$ で送水方向変化
0.5mm	$L \geq 1\text{mm}$ で送水方向変化
0.7mm	送水方向変化せず

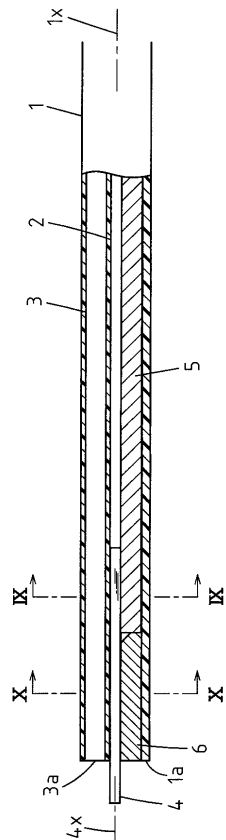
【図 5】



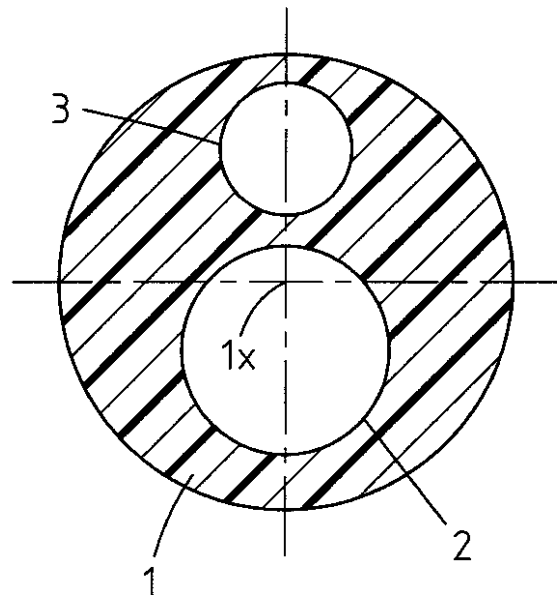
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-165359(JP,A)
特開2003-024346(JP,A)
特開2004-313537(JP,A)
特開2004-275548(JP,A)
特開2003-153851(JP,A)
特開2006-187474(JP,A)
特開2006-187475(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜高频治疗仪		
公开(公告)号	JP4629507B2	公开(公告)日	2011-02-09
申请号	JP2005169033	申请日	2005-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	杉田 憲幸		
发明人	杉田 憲幸		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK08 4C060/KK13 4C060/MM24 4C061/GG15 4C061/HH04 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK36 4C160/KK57 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN11 4C161/GG15 4C161/HH04		
代理人(译)	三井和彦		
审查员(译)	村上聪		
其他公开文献	JP2006340879A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供一种高频治疗仪器，它可以可变地配置内窥镜高频治疗仪器远端水喷嘴的喷水方向，尽管它的直径只有2至3毫米，可以有效地清洗膜表面的脏溶液或血液。ŽSOLUTION：杆状高频电极4向前/向后移动以通过护套1的近端处的操作从护套1的远端表面1a向前突出，并且水喷嘴3a向前喷出水W护套1的远端表面1a平行设置。设置高频电极4和水喷嘴3a之间的空间e，使从水喷嘴3a喷出的水W被拉向从护套1的远端突出的高频电极4，并且弯曲它的喷射方向。通过将水W喷出水喷嘴3a并向前/向后移动高频电极4，可以改变来自水喷嘴3a的水W的喷出方向。Ž

e	送水方向
0.25mm	不安定
0.3mm	$L \geq 0.5\text{mm}$ で送水方向変化
0.4mm	$L \geq 0.8\text{mm}$ で送水方向変化
0.5mm	$L \geq 1\text{mm}$ で送水方向変化
0.7mm	送水方向変化せず