

(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2008-148934

(P2008-148934A)

(43) 公開日 平成20年7月3日(2008.7.3)

(51) Int. Cl.		F I		テーマコード (参考)		
A 6 1 M	11/00	(2006.01)	A 6 1 M	11/00	F	4 C 0 6 1
A 6 1 M	11/02	(2006.01)	A 6 1 M	11/00	3 0 0 A	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 M	11/02	Z	
			A 6 1 B	1/00	3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2006-340214 (P2006-340214)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年12月18日 (2006.12.18)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(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

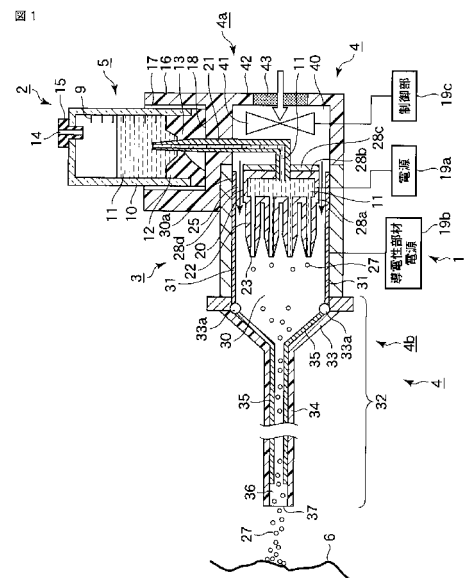
(54) 【発明の名称】 液体投与装置及び液体投与装置を備えた内視鏡

(57) 【要約】

【課題】従来の医用噴霧装置は、霧化される薬液量を計量しておらず、例えば術者はどのくらいの量の薬液が霧化されたか把握することができない。また術者が霧化された薬液量を把握できても部位に投与された投与量を把握しにくい。

【解決手段】液体投与装置 1 は、主要部として、薬液保持部 2 と、薬液霧化部 3 と、薬液搬送機構部 4 と、薬液 1 1 を計量する計量部 5 から構成され、薬液 1 1 の消費量と、霧化された薬液微粒子 2 7 の吐出量と、部位 6 に投与された投与量が一致するために計量部 5 にて薬液 1 1 の消費量を計量することで投与量を容易に確認することができる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内に挿入され、前記体内の所定部位に液体を投与する液体投与装置において、
前記液体を保持する保持部と、
前記保持部によって保持されている前記液体を霧化する霧化部と、
前記霧化部によって霧化された前記液体を前記所定部位へ搬送する搬送機構と、
前記搬送機構によって搬送された前記液体を計量する計量部と、
を具備することを特徴とする液体投与装置。

【請求項 2】

前記搬送機構は、

10

前記霧化部と接続し、前記霧化部によって霧化された前記液体が前記所定部位に搬送される際の通路となる液体搬送管と、

前記霧化部から前記所定部位に向けて送風することで、前記液体搬送管を通じて前記霧化部によって霧化された前記液体を搬送する送風機構と、

を有することを特徴する請求項 1 に記載の液体投与装置。

【請求項 3】

前記液体搬送管は、前記体内に挿入されることを特徴する請求項 2 に記載の液体投与装置。

【請求項 4】

前記液体搬送管は、前記霧化部から着脱自在であることを特徴する請求項 2 に記載の液体投与装置。

20

【請求項 5】

前記計量部は、前記保持部に保持されている前記液体の残量を計量する残量計量部であることを特徴とする請求項 1 に記載の液体投与装置。

【請求項 6】

前記残量計量部は、前記保持部に設けられているメモリ、前記保持部に保持されている前記液体の液面を検出する液面検出センサの少なくともいずれか 1 つを有することを特徴とする請求項 5 に記載の液体投与装置。

【請求項 7】

前記保持部は、前記所定部位へ投与するために必要な液体を保持した際に、前記計量部を兼ねることを特徴とする請求項 1 に記載の液体投与装置。

30

【請求項 8】

前記保持部は、前記霧化部から着脱自在であることを特徴する請求項 1 に記載の液体投与装置。

【請求項 9】

前記霧化部は、静電霧化、または超音波振動の少なくともいずれか 1 つを用いることで前記液体を霧化させることを特徴する請求項 1 に記載の液体投与装置。

【請求項 10】

請求項 1 乃至請求項 9 に記載の液体投与装置を有することを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、霧化され、被検体の所定の部位に投与された液体（例えば薬液）の量を把握できる液体投与装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

新薬として開発が進められる例えば抗体医薬や核酸医薬といった薬剤などでは、薬剤が静脈注射によって体内に注入されると、静脈注射によって発生する体内代謝によって効能劣化が生じてしまう虞がある。そのため薬剤を極力患部に直接、且つ局所的に投与することが望まれている。また、必要な部位に必要な量の薬剤が確実に投与されること、さらに

50

薬剤の投与量を少なくし患者に対して副作用を低減させること、が望まれている。

【 0 0 0 3 】

そのため、被検体である例えば患者の所定の部位に薬剤（薬液を含む液体）を効率よく投与するために、薬液は、この部位（患部）に極力近い場所から投与されている。

【 0 0 0 4 】

薬剤を患部に近い場所から投与する方法としては、選択的投与方法が用いられる。この選択的投与方法は、患者の体腔内に発生する癌などの腫瘍を識別する際に、観察診断時のマーキング手段として使用される試薬マーカーを患部に投与し、この試薬マーカーを目印として患部に極力近づいてから薬剤を投与する。

【 0 0 0 5 】

また、選択的投与方法とは異なる薬剤投与方法の一例として、例えば噴霧（吐出）による投与形態を用いる医用噴霧装置がある。

【 0 0 0 6 】

医用噴霧装置は、被検体である患者の体腔内、もしくは体外から薬液を霧化して体内臓器や皮膚表面に噴霧する。この医用噴霧装置とは、主に肺内に薬液を噴霧する例えばネブライザやインヘーラと呼ばれる噴霧器である。噴霧器は、気管支喘息等の治療に用いられ、主に経口噴霧する。またネブライザは、例えば人工呼吸器に接続され、人工呼吸管理が必要な重症患者に用いられる。

【 0 0 0 7 】

このように医用噴霧装置は、薬液を霧化して噴霧する。噴霧された薬液は、肺の細胞に達し、肺細胞の毛細血管に速やかに吸収され、薬液の効果が速やかに現れる。よって医用噴霧装置は、治療薬液の供給経路として有効である。

【 0 0 0 8 】

また医用噴霧装置には、噴霧カテーテルを用いたものがある。噴霧カテーテルは、体腔内に挿入可能もしくは体外に装着可能な可撓管に、供給手段から供給される薬液を霧化し、噴霧する噴霧手段を設けて構成されている。

【 0 0 0 9 】

このような医用噴霧装置は、例えば、特許文献 1 に開示されている。特許文献 1 に記載の医用噴霧装置には、体腔内に挿入される内視鏡の挿入部先端部に噴霧手段が設けられている。この内視鏡は、噴霧手段として、挿入部先端部に設けた圧電素子へ向けて形成された送気送水管路の開口部から薬液を滴下する。滴下した薬液は、圧電素子によって発生する超音波振動により霧化される。内視鏡は、霧化したこの薬液を例えば肺といった体腔に噴霧する構成である。

【特許文献 1】特開平 0 2 - 1 4 2 5 3 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

しかしながら、上述した特許文献 1 に開示されている医用噴霧装置は、霧化される薬液量を計量しておらず、また圧電素子周辺部において、液垂れが生じた場合、薬液全てが霧化されない虞が生じるので、例えば術者はどのくらいの量の薬液が霧化されたか把握することが容易ではない。また霧化された薬液は、噴霧される方向が定まらない虞が生じる。そのため、術者が霧化された薬液量を把握できても部位に投与された投与量を把握することが容易ではない。術者は、薬液の部位への到達量を把握できないために定量的な投与が困難である。

【 0 0 1 1 】

本発明は、これらの事情に鑑みてなされたものであり、霧化され、所定の部位に投与された薬液量を容易に把握できる液体投与装置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】

【 0 0 1 2 】

本発明は目的を達成するために、体内に挿入され、体内の所定部位に液体を投与する液

10

20

30

40

50

体投与装置において、液体を保持する保持部と、保持部によって保持されている液体を霧化する霧化部と、霧化部によって霧化された液体を所定部位へ搬送する搬送機構と、搬送機構によって搬送された液体を計量する計量部と、を具備することを特徴とする液体投与装置を提供する。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、霧化され、所定部位に投与された薬液量を容易に把握できる液体投与装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

10

本発明に係る第1の実施形態について図1乃至図3を参照して説明する。

図1は、本実施形態における液体投与装置の概略図である。図2は、霧化された薬液が搬送される方向から見た際の静電霧化針の概略図である。図3は、本実施形態において薬液が霧化される際の静電霧化針周辺の概略図である。

【0015】

液体投与装置1は、主要部として、液体（例えば薬液11）を保持する薬液保持部2と、薬液保持部2に保持されている薬液11を霧化状にする薬液霧化部3と、薬液霧化部3によって霧化された薬液11を搬送する薬液搬送機構部4と、薬液保持部2に保持されている薬液11を計量する計量部5から構成されている。

【0016】

20

薬液保持部2には、薬液11が充填され、薬液11を保持する薬液カートリッジ10と、薬液カートリッジ10を保持する保持部本体であるホルダー部材16が設けられている。

【0017】

薬液カートリッジ10は、透明の例えば樹脂製の容器である。そのため例えば目視により充填されている薬液11の充填量が容易に確認される。なお薬液11は、例えば被検体である患者の体内や体外の所定の部位6（例えば患部）に投与される。また薬液カートリッジ10には、薬液11を計量する計量部5であるメモリ9が設けられており、薬液11の投与（消費、供給）量に比例して薬液面が移動（低下）する。このように計量部5は、薬液カートリッジ10に保持されている薬液11の残量を計量する残量計量部である。なおメモリ9の代わりに例えば薬液カートリッジ10に保持されている薬液11の液面高さを検出する液面検出センサを使用して薬液11の投与量を計量しても良い。

30

【0018】

薬液カートリッジ10の下部には、栓12が設けられている。栓12は、薬液11が漏れないように薬液カートリッジ10を略密閉し、中央に凹部13を有している。この凹部13において栓12は、薄肉構造である。この凹部13には、後述する薬液供給針21が貫通する。なお栓12の材料は、薬液成分に影響を与えない材質とし、例えばゴム製である。

【0019】

また薬液カートリッジ10の上部には、大気に連通している微細な開口部14を有する例えばゴム製の連通部材15が設けられている。連通部材15は、薬液カートリッジ10に充填されている薬液11の分量に関係なく、開口部14によって薬液カートリッジ10の内圧と外圧を一定に維持する圧力維持機構である。これにより薬液カートリッジ10は、薬液11が減少した際に、内部圧力が負圧になることを防止している。また開口部14は微細であるために、薬液11が開口部14から漏れ出すことない。なお連通部材15は、多孔質材料を用いても良く、薬液カートリッジ10内部と大気を連通する機能を有するものであればよい。

40

【0020】

ホルダー部材16は、電氣的に絶縁された樹脂製であり、薬液カートリッジ10を上部にて保持している。詳細には、このホルダー部材16には、取り付け開口部17が設けら

50

れており、薬液カートリッジ 10 は、栓 12 をホルダー部材 16 側に向けて取り付け開口部 17 に挿入される。挿入された薬液カートリッジ 10 は、栓 12 を介してホルダー部材 16 の底面部 18 に載置される。これにより薬液カートリッジ 10 は、ホルダー部材 16 の上部にて保持される。

【0021】

またホルダー部材 16 は、底面部 18 において薬液供給針 21 に貫通されている。詳細には、薬液供給針 21 は、底面部 18 を貫通し、底面部 18 から突出している。この状態において、薬液カートリッジ 10 が上述したように底面部 18 に載置される際に、手動により押圧されることで、薬液供給針 21 が凹部 13 を貫通する。これにより薬液供給針 21 は、薬液カートリッジ 10 に容易に刺しこまれる。

10

【0022】

薬液 11 は、薬液カートリッジ 10 から、薬液カートリッジ 10 に刺しこまれた薬液供給針 21 を経由して薬液霧化部 3 に毛細管現象によって供給される。つまり薬液カートリッジ 10 から減った分量の薬液 11 が、後述するリザーバ室 20 に供給される。

【0023】

なお薬液カートリッジ 10 は、刺しこまれている薬液供給針 21 から抜去でき、ホルダー部材 16 から取り外すことが可能である。これにより例えば薬液 11 が減少した際に、薬液カートリッジ 10 は、薬液供給針 21、ホルダー部材 16 から取り外し、栓 12 を外して新たに薬液 11 を充填することが可能である。また上述したように薬液カートリッジ 10 が空になった際に、所望する量の薬液 11 が充填している薬液カートリッジ 10 と交換可能である。このように薬液保持部 2 である薬液カートリッジ 10 は、薬液霧化部 3 の薬液供給針 21 から着脱可能である。

20

【0024】

薬液 11 が供給される薬液霧化部 3 には、電源 19a、導電性部材電源 19b、薬液供給針 21、静電霧化針 22、リザーバ室 20、リザーバ室 20 を保持する霧化室 30 が設けられている。

【0025】

霧化室 30 は、ホルダー部材 16 と接続して設けられている。霧化室 30 の内面は、導電性膜又は導電性の金属部材等の導電性部材 31 により覆われている。また導電性部材 31 には、導電性部材電源 19b により後述する薬液微粒子 27 と同電位となる電圧が印加される。

30

【0026】

リザーバ室 20 は、導電性の部材、例えばステンレス製の円柱形状である。リザーバ室 20 の一方の端面（前面）28a には、複数の静電霧化針 22 が接合され（設けられ）ており、霧化室 30 に延在している。リザーバ室 20 は、電源 19a と接続している。リザーバ室 20 には、電源 19a によりプラスの直流高電圧が印加される。これによりリザーバ室 20 に接合している静電霧化針 22 にもプラスの直流高電圧が印加される。リザーバ室 20 の他方の端面（後面）28b には、上述した薬液供給針 21 が設けられている。このように薬液供給針 21 は、薬液カートリッジ 10 とリザーバ室 20 を接続している。薬液供給針 21 は、薬液 11 を薬液カートリッジ 10 から薬液霧化部 3 に供給する供給部であり、ステンレス製、中空構造である。

40

【0027】

静電霧化針 22 は、薬液供給針 21 と同様にステンレス製、中空構造である。また静電霧化針 22 は、霧化方向（部位 6 に向けて薬液 11 を吐出する方向、霧化室 30 に延在する方向）にテーパ形状となっている。静電霧化針 22 の霧化面（薬液 11 を吐出する面）には、直径が約 100 μm の霧化開口部 23 が形成されている。静電霧化針 22 は、霧化開口部 23 から薬液 11 を霧化室 30 に吐出（噴霧）する。

【0028】

詳細には上述したように薬液 11 は、薬液供給針 21 を介して薬液カートリッジ 10 から毛細管現象によってリザーバ室 20 に供給される。さらに薬液 11 は、霧化開口部 23

50

にまで供給され、霧化開口部 23 から霧化室 30 に吐出される。その際、静電霧化針 22 とリザーバ室 20 には、電源 19a により、プラスの直流高電圧が印加される。これにより薬液カートリッジ 10 から供給された量の薬液 11 が、帯電され且つ霧化状の微粒子（薬液微粒子 27）として吐出される（薬液カートリッジ 10 における薬液 11 の消費量が吐出量に一致する）。

【0029】

なお図 2 に示すように薬液霧化部 3 において、リザーバ室 20 の端面 28b には、端面 28b と略同形状の端面 28c が接着している。この端面 28c は、霧化室 30 の内面 30a とは接着しておらず、端面 28c の周縁部を介して支持部材 24 の一端と接着している。また、支持部材 24 の他端は、霧化室 30 の内面 30a に接着している。このようにリザーバ室 20 は、端面 28b、端面 28c、支持部材 24 を介して霧化室 30 に保持されている。支持部材 24 は、90 度間隔に霧化室 30 に設けられており、各支持部材 24 の間には、円弧状の空間 25 が設けられている。またリザーバ室 20 の側面である端面 28d と霧化室 30 の内面 30a は接着しておらず、同様に空間 25 が設けられている。そのため霧化室 30 と後述する送風室 40 は、この空間 25 を介して連通している。なお本実施形態は、霧化室 30 と後述する送風室 40 が連通していればこのような形状に限定する必要は無い。なお、図 2 において支持部材 24 は 4 本示されているが、この数は限定されない。また図 1 において、簡略化のために各支持部材 24 は、省略している。

【0030】

薬液搬送機構部 4 には、薬液霧化部 3 の霧化方向後方に位置する送風部 4a と、薬液霧化部 3 の霧化方向前方に位置する薬液ガイド部 4b が設けられている。

この送風部（送風機構）4a には、霧化方向において霧化室 30 の後方（端面 28c よりも後方）に位置する送風室 40 と、送風室 40 に設けられている小型の送風部であるファン 41 と、ファン 41 の霧化方向後方に位置する面 42 に設けられている着脱交換可能なフィルター部材 43 が設けられている。送風室 40 には、凹部 13 とリザーバ室 20 の端面 28b、28c を介して薬液カートリッジ 10 とリザーバ室 20 を接続している薬液供給針 21 が位置している。ファン 41 は、制御部 19c により、回転数と動作開始、動作停止を制御されている。ファン 41 は、ホルダー部材 16 外部からフィルター部材 43 によってゴミ等を除去されたクリーンな空気を送風室 40 に吸引する。なお吸引された空気は、送風室 40 から空間 25 を介して霧化室 30 に流入される。このように送風部 4a は、送風室 40 から霧化室 30 を介して部位 6 に向けて送風することで、霧化された薬液 11（薬液微粒子 27）を部位 6 に搬送する。

【0031】

薬液ガイド部 4b には、霧化された薬液 11（薬液微粒子 27）が部位に搬送される際の通路となる液体搬送管である可撓性の霧化チューブ 32 が設けられている。薬液ガイド部 4b である霧化チューブ 32 は、接続端子 33a を介して薬液霧化部 3 の霧化室 30 と着脱可能に接続されている。霧化チューブ 32 は、例えば体内にの部位 6 に薬液 11 を投与する場合には、体内に挿入される。なお図 1 に示すように薬液ガイド部 4b は、螺合により霧化室 30 に取付けられている。接続部 33 からチューブ本体部 34 まではテーパ形状をなし、接続部 33 の内面とチューブ本体部 34 の内面は、導電性膜又は導電性の金属部材等の導電性部材 35 により覆われている。導電性部材 35 は、チューブ本体部 34 に形成された薬液霧化放出口部 37 から所定量だけチューブ本体部 34 内部に入り込んだ位置まで形成されており、先端部 36 の内面には形成されていない。霧化チューブ 32 が霧化室 30 に取付けられた際に、導電性部材 35 は接続端子 33a を介して導電性部材 31 と接続する。そのため、上述したように導電性部材 31 に導電性部材電源 19b により薬液微粒子 27 と同電位となる電圧が印加されると、導電性部材 35 にも、導電性部材電源 19b により薬液微粒子 27 と同電位となる電圧が印加される。これにより霧化チューブ 32 内面は、霧化室 30 内面と同様に薬液微粒子 27 と同電位となる。

【0032】

チューブ本体部 34 は、任意の長さを有する。上述した霧化室 30 における薬液 11 は

、チューブ本体部 3 4 を通って薬液霧化放出口部 3 7 から部位 6 に放出される。薬液霧化放出口部 3 7 は、薬液 1 1 が放出される時には薬液 1 1 を投与したい部位 6 に近接対向して配置される。

【 0 0 3 3 】

部位 6 には、直流高電圧のグランド側が図示しないリストバンド等により接続されている。

【 0 0 3 4 】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

薬液カートリッジ 1 0 に所望する量の薬液 1 1 が充填される。薬液 1 1 が充填された薬液カートリッジ 1 0 は、栓 1 2 によって略密閉状態となる。次に栓 1 2 が底面部 1 8 に当接するように、薬液カートリッジ 1 0 は手動にて押圧されてホルダー部材 1 6 によって保持される。その際、薬液供給針 2 1 が、凹部 1 3 を貫通し、薬液カートリッジ 1 0 に刺しこまれる。

10

【 0 0 3 5 】

薬液 1 1 は、毛細管現象によって薬液カートリッジ 1 0 から薬液供給針 2 1 を経由してリザーバ室 2 0 に供給され、また霧化開口部 2 3 にまで供給される。

【 0 0 3 6 】

上述したようにリザーバ室 2 0、静電霧化針 2 2 には、電源 1 9 a により、プラスの直流高電圧が印加される。そのため薬液 1 1 は、帯電する。また霧化室 3 0 内、霧化チューブ 3 2 内において、導電性部材電源 1 9 b により、導電部材 3 1、3 5 には、薬液微粒子 2 7 と同電位となる電圧が印加される。また部位 6 には、直流高電圧のグランドが接続される。

20

【 0 0 3 7 】

薬液霧化放出口部 3 7 が部位 6 に対向配置された際に、上述したように直流高電圧（例えば、約 1 k V ~ 約 1 0 k V 程度）が薬液 1 1 に作用されると、薬液 1 1 の表面エネルギーがキャンセルされる。これにより薬液面（界面）が電位勾配に応じて自由に変形し、直流高電圧が微小な領域に集中して印加される。よって図 3 に示すように霧化開口部 2 3 において、薬液 1 1 の表面の一部に鋭い尖端部 2 6 が生じる。この尖端部 2 6 が、霧化方向に伸縮（振動）することで、薬液 1 1 は約数十 μm 以下の粒径の帯電した霧化状の薬液微粒子 2 7 として吐出される。この薬液微粒子 2 7 は、霧化室 3 0 内に霧化方向（尖端部 2 6 の伸縮方向）に吐出される。なお霧化開口部 2 3 の直径は約 1 0 0 μm と微細であるため、薬液 1 1 は、約数十 μm 以下の粒径を有する微細な薬液微粒子 2 7 として吐出される。また薬液微粒子 2 7 の吐出量は、薬液カートリッジ 1 0 における薬液 1 1 の消費量と一致する。

30

【 0 0 3 8 】

このとき、制御部 1 9 c によってファン 4 1 が作動している。ファン 4 1 は、外部からフィルター部材 4 3 を経由して空気をホルダー部材 1 6 内に取り込み、送風室 4 0 から空間 2 5 を経由して霧化室 3 0 に流入させる。上述したように帯電されている薬液微粒子 2 7 は、流入した空気によって霧化方向に流れ、霧化室 3 0 からさらに霧化チューブ 3 2 に流入される。

40

【 0 0 3 9 】

帯電されている薬液微粒子 2 7 は、導電性部材 3 1 によって薬液微粒子 2 7 と同電位に帯電している霧化室 3 0 と、導電性部材 3 5 によって同じく同電位に帯電している霧化チューブ 3 2 に反発する。そのため薬液微粒子 2 7 は、霧化開口部 2 3 から素早く薬液霧化放出口部 3 7 に送達される。また薬液微粒子 2 7 は、上述したように霧化室 3 0 と、霧化チューブ 3 2 によって反発するため、霧化室 3 0、霧化チューブ 3 2 に滞留することはない。そのため薬液微粒子 2 7 は、霧化チューブ 3 2 によってガイドされて薬液霧化放出口部 3 7 から外部に無駄なく放出される。

【 0 0 4 0 】

放出された薬液微粒子 2 7 は、薬液霧化放出口部 3 7 に最も近いグランドの部位 6 に速

50

やかに無駄なく送達され、直接的に吸着する。なお微細な薬液微粒子 27 は、部位 6 が例えば肺の深部に位置していても無駄なく直接的に吸着する。本実施形態は、薬液 11 が上述したように滞留することを防止している。そのため薬液カートリッジ 10 に充填されている薬液 11 において、薬液 11 の消費量が、薬液微粒子 27 の放出量とほぼ正確に一致する。そのため術者は、メモリ 9 を目視して、消費量を把握することで、薬液 11 の投与量を把握することができる。

【0041】

なお一般的に、液体を電極として液体に直流電圧が印加されると、液体における表面張力のエネルギーが消滅し、表面エネルギーがキャンセルされる。よって界面が電位勾配に応じて自由に変形し、高電界が微小領域に集中する。これにより液体自体が空気中に微小粒子として放出される。本実施形態はこのような効果を利用したものである。

10

【0042】

一般に液体の噴霧状態は、液体の比抵抗（導電率）の関係で変化する。

例えば液体の比抵抗が非常に小さい場合、液体内部にはイオンが多くなる。そのため液体の微粒子の形状は、正電極、または負電極を選択した際の液体内部のイオンの多さと微粒子全体の電荷とのバランスに非常に影響する。

例えば液体の比抵抗が非常に大きい場合、液体の微粒子は、対向する電極側に向かって延びて曳糸状態になる。例えば本実施形態においては、図 3 に示す尖端部 26 が霧化方向にさらに伸びた状態となる。

例えば液体の比抵抗がこの中間である場合、液体の微粒子は、自然な振動状態となり、液体は対向する電極側に分散して霧化される。例えば本実施形態においては、図 3 に示すように尖端部 26 が霧化方向に伸縮（振動）することで、霧化状の薬液微粒子 27 が吐出される。

20

本実施形態において、投与する薬液 11 の種類によって比抵抗が変化する。そのため薬液 11 に応じて、比抵抗の任意の中間値を設定すればよい。これにより薬液 11 は、図 1、図 3 に示すように霧化状の薬液微粒子 27 となって放出され、上述したように部位 6 に吸着する。

【0043】

このように本実施形態は、薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液 11 を霧化状の薬液微粒子 27 として吐出する。本実施形態は、吐出された薬液微粒子 27 と霧化室 30 の内面と、霧化チューブ 32 の内面を同電位にして、薬液微粒子 27 を霧化室 30 の内面と霧化チューブ 32 の内面に反発させる。よって本実施形態は、薬液微粒子 27 が霧化室 30 の内面、霧化チューブ 32 の内面に滞留することを防止している。さらに、本実施形態は、薬液微粒子 27 をファン 41 によって生じる空気の流れによって薬液霧化放出口部 37 まで送達させ、霧化室 30 に供給された量と同量の薬液 11 を部位 6 に投与する。これにより、薬液カートリッジ 10 に充填されている薬液 11 において、薬液 11 の消費量が、薬液微粒子 27 の放出量とほぼ正確に一致する。そのため術者は、メモリ 9 を目視して、消費量を把握することで、薬液 11 の投与量を容易に把握することができる。

30

【0044】

また薬液カートリッジ 10 が例えば使い捨てタイプである場合、薬液カートリッジ 10 には、部位 6 に投与される量のみの薬液 11 が充填され、薬液カートリッジ 10 が計量部 5 を兼ねることができる。薬液カートリッジ 10 における薬液 11 の消費量と部位 6 への薬液 11 の投与量は一致するために、薬液カートリッジ 10 が空になると、薬液 11 が全て部位 6 に投与されたことになる。よって術者は、例えばメモリ 9 やセンサが設けられていなくても目視により薬液カートリッジ 10 内の薬液が空になったことを把握することで、部位 6 に対する薬液 11 の投与量を容易に把握することができる。

40

【0045】

また本実施形態は、薬液霧化放出口部 37 から放出される帯電した微細かつ霧化状の薬液微粒子 27 を最も近い距離にあるグラウンドの部位 6 に電氣的に吸着させることができる。よって本実施形態は、薬液微粒子 27 を薬液霧化放出口部 37 から放出された後、高速

50

に空間を移動させて目的とする部位 6 に送達させることができる。

【 0 0 4 6 】

また霧化された薬液 1 1 は、帯電しており、一般的にグラウンドの部位 6 に対して、電氣的に強固に吸着することができる。このため本実施形態は、薬液霧化放出口部 3 7 から放出される薬液微粒子 2 7 が、部位 6 に到達する前に舞い上がる（拡散する）事が少なく、局所的（選択的）に薬液 1 1 を投与する事ができる。

【 0 0 4 7 】

また本実施形態は、霧化チューブ 3 2 の太さに影響されること無く粒径の小さい薬液微粒子 2 7 を放出することができる。本実施形態において、液体投与装置 1 が内視鏡に用いられた際に、例えば内視鏡に細い霧化チューブ 3 2 を挿通させることで、内視鏡が太くなることを防止することができる。よって本実施形態は、例えば曲がりくねった管腔に容易に霧化チューブ 3 2 を挿入することができる。また本実施形態は、例えば生体内の肺深等の深部に位置する部位 6 にも薬液 1 1 を投与することができる。

10

【 0 0 4 8 】

本実施形態は、静電霧化針 2 2 を複数設けているが、静電霧化針 2 2 の数は限定されない。また、静電霧化針 2 2 を増やすことで、薬液微粒子 2 7 の放出量を増加させることができる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態は、霧化開口部 2 3 の直径を約 1 0 0 μ m としているために、薬液微粒子 2 7 の粒径を微細にする事ができる。

20

【 0 0 5 0 】

本実施形態は、静電霧化針 2 2 に印加されるプラスの直流高電圧に、さらに A C 成分の電圧を重ねる事により、薬液 1 1 の表面の一部の鋭い尖端部 2 6 が脈動することになり、霧化を促進できる。

【 0 0 5 1 】

本実施形態は、ファン 4 1 により外部からフィルター部材 4 3 を介して空気を取り込む際に、フィルター部材 4 3 にクリーンな空気により薬液微粒子 2 7 を送達する事ができ、部位 6 に対しても安全である。また本実施形態は、フィルター部材 4 3 に例えば滅菌フィルター等を適用する事により、より高い清浄度を有するクリーンな空気により薬液微粒子 2 7 を搬送する事ができる。

30

【 0 0 5 2 】

本実施形態は、霧化室 3 0 に対して霧化チューブ 3 2 を着脱可能である。そのため薬液 1 1 を投与する部位 6 が例えば生体内である場合、生体内に挿入される霧化チューブ 3 2 のみを廃棄し、静電霧化を行う霧化室 3 0 は、洗浄後再利用することができる。もちろん本実施形態は、霧化チューブ 3 2 を洗浄して再利用しても良い。

【 0 0 5 3 】

また本実施形態は、霧化チューブ 3 2 の長さは任意に設定できるため、接続部 3 3 とホルダー部材 1 6 は部位 6 の外部に配置する事ができる。

【 0 0 5 4 】

導電性部材 3 5 は、先端部 3 6 には形成されていないために、導電性部材 3 5 は部位 6 とは直接接触せず、生体に対して安全である。

40

【 0 0 5 5 】

本実施形態は、薬液カートリッジ 1 0 に異なる薬液 1 1 を充填し、底面部 1 8 に複数の薬液供給針 2 1 を設けて切り換え式にする事により、様々な薬液 1 1 を部位 6 に投与する事ができる。

【 0 0 5 6 】

本実施形態は、静電霧化針 2 2 にはリザーバ室 2 0 から薬液 1 1 を毛細管現象により霧化開口部 2 3 まで供給するため、薬液カートリッジ 1 0 内や薬液供給針 2 1 内やリザーバ室 2 0 内の全ての薬液 1 1 を完全に霧化することができる。

【 0 0 5 7 】

50

なお本実施形態は、薬液 11 を用いて説明したがこれに限定する必要はなく、他の液体であっても良い。

【0058】

次に図 4 A を参照して本発明に係る第 2 の実施形態について説明する。

図 4 A は、本実施形態における液体投与装置の概略図である。前述した第 1 の実施形態と同様の部分には同じ符合を付し、その詳細な説明については省略する。

【0059】

本実施形態における液体投与装置 1 は、例えば生体の経肺といった体内に位置する患部である部位 6 に対して薬剤を投与する。そのため霧化チューブ 32 は、経肺内に挿入される。

10

【0060】

本実施形態における霧化チューブ 32 は、可撓性を有している。霧化チューブ 32 は、例えば、経肺用の内視鏡 60 の鉗子チャンネル 61 に挿通して用いられる。霧化チューブ 32 の外径は、約 2 mm 以下であり、内径は、約 1 mm 以上のテフロン（登録商標）製である。なお本実施形態における部位 6 内に位置する霧化チューブ 32 の内面には、前述した第 1 の実施形態と同様に薬液霧化放出口部 37 から所定量、チューブ本体部 34 内部に入り込んだ位置にまで可撓性を有する導電性部材 35 が形成されている。なお霧化チューブ 32 は、ステンレス製の微細管の外表面を樹脂にてコートし、電気的絶縁を施して使用しても良い。また、霧化チューブ 32 が経肺内に挿入された際に、経肺内に位置する霧化チューブ 32 の薬液霧化放出口部 37 近傍には、MEMS 技術等による小型の圧力センサ 62 が設けられている。この圧力センサ 62 は、生体が呼吸した際の経肺内の圧力変動を検出し、制御部 19c によって制御される。また制御部 19c は、検出結果に基づいて生体が呼吸したか否かを判別する。

20

【0061】

またホルダー部材 16 の取り付け開口部 17 には、検出部である液面水位センサ 63 が設けられている。液面水位センサ 63 は、薬液 11 の正確な投与量を管理するために薬液 11 の水位（液面高さ）を検出する。液面水位センサ 63 は、制御部 19c により制御される。これにより薬液 11 の部位 6 に対する投与量が管理される。

【0062】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

30

薬液カートリッジ 10 がホルダー部材 16 に保持され、薬液 11 が毛細管現象によって静電霧化針 22 に供給され、薬液微粒子 27 として霧化開口部 23 から薬液霧化放出口部 37 を介して部位 6 に放出されるまでの動作は第 1 の実施形態と同様であるために省略する。

【0063】

本実施形態のように部位 6 が例えば生体の経肺である場合、霧化チューブ 32 は、生体内に挿入される。本実施形態のように生体の経肺といった部位 6 に薬液 11 が投与される場合、薬液 11 の部位 6 への投与は、生体の呼吸運動に呼応する。本実施形態では、生体が、息を吸い込んだ際に、圧力センサ 62 によって経肺内の圧力変動が検出される。これにより制御部 19c は、生体が、息を吸い込んだことを判別する。この検出結果に応じて、静電霧化針 22 に直流高電圧が印加され、またファン 41 が動作される。これにより生体が息を吸い込んだ際に、薬液微粒子 27 が可撓性の霧化チューブ 32 の薬液霧化放出口部 37 から部位 6 に向けて放出され、吸着する。なお薬液微粒子 27 は、生体の呼吸運動に呼応する間欠動作によって放出される。また薬液微粒子 27 の放出量（薬液 11 の部位 6 への投与量）は、液面水位センサ 63 によって管理されている。

40

【0064】

なお本実施形態は、第 1 の実施形態の構成と略同一である。そのため前述した第 1 の実施形態と同様に薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液 11 が、霧化状の薬液微粒子 27 として吐出され、薬液微粒子 27 は、霧化室 30 内、霧化チューブ 32 内に滞留しない。よって前述した第 1 の実施形態と同様に、薬液 11 の消費量が部位 6 への投与量

50

と一致する。よって本実施形態は、計量部 5 にて投与量を容易に把握することができる。また部位 6 が生体内に位置しても、上述したように適切な量を投与することができ、液面水位センサ 6 3 によって薬液 1 1 の消費量をより正確に管理（把握）することができる。よって本実施形態は、生体内に部位 6 が位置していても部位 6 への薬液 1 1 の投与量を容易に把握することができる。

【0065】

さらに本実施形態は、生体が息を吸い込んだことを圧力センサ 6 2 によって検出し、息を吸い込んだ場合にのみ、薬液微粒子 2 7 を部位 6 に向けて放出させ、吸着させる。そのため、呼吸の吐き出しによる無駄な薬液 1 1 の消費を防止することができる。

【0066】

なお本実施形態は、図示しない人工呼吸器等を併設運用して薬液 1 1 を部位 6 に投与する場合には、人工呼吸器から出力されるタイミングを電氣的に取得し、そのタイミングに合わせて、薬液微粒子 2 7 を放出すればよい。

【0067】

また本実施形態のように薬液 1 1 が経肺といった部位 6 に投与される場合、間欠動作が必要である。そのため薬液投与量の管理が比較的難しくなる。しかしながら本実施形態は、薬液カートリッジ 1 0 の薬液液面を液面水位センサ 6 3 等により検出して投与量を管理する。これにより本実施形態は、薬液 1 1 が予め指定した水位（又は投与量）に達した際に、自動的に薬液微粒子 2 7 の放出（薬液 1 1 の投与）を停止することも可能となる。

【0068】

さらに本実施形態は、霧化チューブ 3 2 を内視鏡 6 0 の鉗子チャンネル 6 1 に挿通でき、内視鏡 6 0 と同様に霧化チューブ 3 2 が可撓性を有する事から、投与部位のイメージング観察を行いながら、薬液投与が可能となる。つまり本実施形態は、目的部位に到達した様子を確認することができ、確認後に確実に薬液 1 1 を投与することができる。

【0069】

内視鏡 6 0 の鉗子チャンネル 6 1 には、霧化チューブ 3 2 のチューブ部が挿通され、液体投与装置 1 のその他の部分は内視鏡 6 0 の鉗子チャンネル 6 1 外に設置される。なお霧化チューブ 3 2 は、内視鏡の操作ハンドル部に併設しても良いし、全く外部に固定されていても良い。

【0070】

なお本実施形態は、液体投与装置 1 を内視鏡 6 0 の一部に組み込むことも可能である。例えば、図 4 B に示すように鉗子チャンネル 6 1 が霧化された薬液 1 1 を搬送する薬液搬送機構部 4 における霧化チューブ 3 2 を兼ねることも可能である。また液体投与装置 1 が、例えば図 4 B に示すように配置されていても毛細管現象によってリザーバ室 2 0 に薬液 1 1 を供給することができる。この場合、液体投与装置 1 は、用途に合わせて配置位置を移動させることができる。このように液体投与装置 1 がどのような位置に配置されていても、薬液供給針 2 1 が薬液カートリッジ 1 0 に充填されている薬液 1 1 に接していれば、本実施形態は、毛細管現象によってリザーバ室 2 0 に薬液 1 1 を供給することができる。

【0071】

次に図 5、図 6、図 7 を参照して本発明に係る第 3 の実施形態について説明する。

図 5 は、本実施形態における液体投与装置の概略図である。図 6 は、圧電素子の斜視図である。図 7 は、本実施形態において薬液が霧化される際の静電霧化針の周辺の概略図である。前述した第 1 の実施形態と同様の部分には同じ符号を付し、その詳細な説明については省略する。本実施形態における液体投与装置 1 は、第 1 の実施形態における静電霧化に超音波振動を組合せ、第 1 の実施形態に比べてより微細な薬液微粒子 2 7 を放出する。また本実施形態における薬液保持部 2 と、薬液搬送機構部 4 は、前述した第 1 の実施形態における液体投与装置 1 と略同様の構成であるために詳細な説明については省略する。

【0072】

前述した第 1 の実施形態の薬液霧化部 3 において、端面 2 8 b と端面 2 8 c の間には、ドーナツ形状の図示しない薄板の電気絶縁板、超音波発生部である図 6 に示すようなドー

10

20

30

40

50

ナツ形状の圧電素子 6 4 がさらに設けられている。電気絶縁板が端面 2 8 b に接着し、圧電素子 6 4 が端面 2 8 c に接着する。霧化室 3 0 は、支持部材 2 4、端面 2 8 c、圧電素子 6 4、電気絶縁板、端面 2 8 b を介してリザーバ室 2 0 を保持する。なお圧電素子 6 4 の中央の開口部 6 5 には、薬液供給針 2 1 が間隔を有して挿通される。

【 0 0 7 3 】

なお圧電素子 6 4 とリザーバ室 2 0 は、図示しない電気絶縁板により電氣的に絶縁されている。よって静電霧化を行うために電源 1 9 a によってリザーバ室 2 0 に印加される直流高電圧と、超音波振動を行うために圧電素子駆動電源 1 9 d によって圧電素子 6 4 に印加される交流電圧は、完全に分離されている。

【 0 0 7 4 】

図 5 に示されるように、圧電素子 6 4 は厚み方向（霧化方向）に分極されており、両端面には銀、又はニッケル電極が形成されている。圧電素子 6 4 は、圧電素子駆動電源 1 9 d と接続している。圧電素子 6 4 には、圧電素子駆動電源 1 9 d により交流電圧が印加される。これにより圧電素子 6 4 は、霧化方向に超音波振動する。圧電素子 6 4 の材質には、例えばチタン酸ジルコン酸鉛（PZT）等が使用できる。圧電素子 6 4 は、リザーバ室 2 0 やホルダー部材 1 6 と接合した後、空気に露出している圧電素子 6 4 の表面には、パリレンコートやシリコンコート等の防湿膜が形成される。

【 0 0 7 5 】

また圧電素子 6 4 の側面 7 2 と霧化室 3 0 の内面 3 0 a との間には、前述した第 1 の実施形態と同様に空間 2 5 が設けられている。この空間 2 5 は、第 1 の実施形態と同様にリザーバ室 2 0 の端面 2 8 d と霧化室 3 0 の内面 3 0 a との間にも設けられている。第 1 の実施形態と同様に霧化室 3 0 と送風室 4 0 は、これら空間 2 5 を介して連通している。

【 0 0 7 6 】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

薬液カートリッジ 1 0 がホルダー部材 1 6 に保持され、薬液 1 1 が毛細管現象により静電霧化針 2 2 に供給されるまでの動作は第 1 の実施形態と同様であるために省略する。

【 0 0 7 7 】

上述した第 1 の実施形態と同様に静電霧化針 2 2、リザーバ室 2 0 には、直流高電圧（例えば、約 1 kV ~ 約 10 kV 程度）が電源 1 9 a によって印加される。これにより薬液 1 1 は、帯電する。また第 1 の実施形態と同様に、また図 7 に示すように霧化開口部 2 3 において、薬液 1 1 の表面の一部に鋭い尖端部 2 6 が生じる。尖端部 2 6 は、さらに霧化方向に伸びる。

【 0 0 7 8 】

この後、圧電素子 6 4 には、圧電素子駆動電源 1 9 d により交流電圧が印加される。圧電素子 6 4 は、リザーバ室 2 0 を超音波振動し、また、リザーバ室 2 0 を介して静電霧化針 2 2 を超音波振動する。この超音波振動は、リザーバ室 2 0 と静電霧化針 2 2 内の薬液 1 1、尖端部 2 6 に伝播する。これにより薬液 1 1 は、霧化室 3 0 内の空気中に約数 μm の粒径を有する帯電した霧化状の薬液微粒子 2 7 として霧化開口部 2 3 から霧化方向に吐出される。

【 0 0 7 9 】

なおこの後、霧化開口部 2 3 から吐出された薬液微粒子 2 7 が部位 6 に吸着するまでの動作は前述した第 1 の実施形態と同様であるために省略する。

【 0 0 8 0 】

このように本実施形態は、前述した第 1 の実施形態と同様に薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液 1 1 が、霧化状の薬液微粒子 2 7 として吐出され、薬液微粒子 2 7 は、霧化室 3 0 内、霧化チューブ 3 2 内に滞留しない。よって本実施形態において前述した第 1 の実施形態と同様に薬液 1 1 の消費量が、部位 6 への投与量と一致する。よって本実施形態は、計量部 5 にて投与量を容易に把握することができる。

【 0 0 8 1 】

また前述した第 1 の実施形態における薬液微粒子 2 7 の粒径は、約数十 μm 以下であっ

10

20

30

40

50

たが、本実施形態では、静電霧化に超音波振動を組み合わせ、薬液 11 に超音波振動を付与する事により数 μm の粒径を有する薬液微粒子 27 を吐出させることができる。これにより本実施形態は、より微細な薬液微粒子 27 を例えば生体深部に位置する部位 6 に投与させることができる。例えば経肺といった生体内に位置する部位 6 に薬液 11 が投与される場合、一般に、薬液微粒子 27 が末端の肺胞に到達するためには、薬液微粒子 27 の粒径は、約 $1\mu\text{m}$ ~ 約 $5\mu\text{m}$ である必要がある。本実施形態では、数 μm の粒径を有する薬液微粒子 27 を吐出させることができるので、末端の肺胞といった部位 6 にも薬液 11 を投与することができる。さらに本実施形態は、このような部位 6 に約数 μm の粒径を有する薬液微粒子 27 を放出する場合でも、薬液 11 の投与量を容易に把握することができる。

10

【0082】

なお本実施形態は、圧電素子 64 に印加される交流電圧をより高い周波数とすることにより微細な粒径を有する薬液微粒子 27 を吐出することができる。また圧電素子 64 に印加される交流電圧の周波数を、リザーバ室 20 と静電霧化針 22 を含めた構造を共振する際の周波数と一致させることで、より効率良く（入力電力に対して大きな振動変位を得られる）超音波振動を発生でき、薬液 11 の微粒子化を促進させることができる。

【0083】

次に図 8、図 9、図 10 を参照して本発明に係る第 4 の実施形態について説明する。

図 8 は、本実施形態における液体投与装置の概略図である。図 9 は、微細開口部形成板の概略図である。図 10 は、本実施形態において薬液が霧化される際の微細開口部形成板の周辺の概略図である。前述した第 1、第 3 の実施形態と同様の部分には同じ符号を付し、その詳細な説明については省略する。本実施形態における液体投与装置 1 は、超音波振動によって、第 1 の実施形態に比べてより微細な薬液微粒子 27 を容易に放出する。また本実施形態における薬液保持部 2 と、薬液搬送機構部 4 と、計量部 5 は、前述した第 1 の実施形態と略同様の構成であるために詳細な説明については省略する。

20

【0084】

本実施形態における液体投与装置 1 は、前述した第 3 の実施形態における液体投与装置の薬液霧化部 3 において、端面 28a と、端面 28a に設けている静電霧化針 22 の代わりにステンレス製の薄板である微細開口部形成板 68 を接合している。この微細開口部形成板 68 の厚さは、約 $100\mu\text{m}$ である。微細開口部形成板 68 には、微細開口部形成板 68 の板厚方向に、例えばレーザ加工や微細放電加工によって複数の開口部 69 が設けられている。図 10 に示されるように開口部 69 は、リザーバ室 20 側から霧化室 30 側に向けてテーパ形状である。そのため開口部 69 の縁 71 は、鋭角である。開口部 69 は、例えば円形状であり霧化室 30 に露出する開口部 69 の直径は、数 μm と微細である。この開口部 69 から第 3 の実施形態と同様に約数 μm の粒径を有する薬液微粒子 27 が超音波振動によって吐出される。霧化室 30 に露出する微細開口部形成板 68 の霧化室 30 側の面 70 には、撥水性の膜が形成されている。微細開口部形成板 68 は、リザーバ室 20 の薬液 11 に直接接するように例えばレーザ溶接によりリザーバ室 20 に接合されることが好適である。これにより超音波振動による疲労破壊が防止される。なおリザーバ室 20 に、電源 19a によりプラスの直流高電圧が印加された際に、微細開口部形成板 68 には、静電霧化針 22 と同様に、プラスの直流高電圧が印加される。

30

40

【0085】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

薬液カートリッジ 10 がホルダー部材 16 に保持され、薬液 11 が毛細管現象によりリザーバ室 20 に供給されるまでの動作は第 1 の実施形態と同様であるために省略する。

【0086】

リザーバ室 20 及びリザーバ室 20 に電氣的に導通している微細開口部形成板 68 には、直流高電圧（例えば、約 1kV ~ 約 10kV 程度）が電源 19a によって印加される。よって薬液 11 は、帯電する。

【0087】

50

この後、圧電素子 6 4 には、圧電素子駆動電源 1 9 d により交流電圧が印加され、圧電素子 6 4 がリザーバ室 2 0 を超音波振動する。この超音波振動は、リザーバ室 2 0 内の薬液 1 1 に伝播する。また圧電素子 6 4 は、リザーバ室 2 0 を介して微細開口部形成板 6 8 を超音波振動する。また圧電素子 6 4 は、微細開口部形成板 6 8 を介して開口部 6 9 の薬液 1 1 に形成される空気と薬液界面（メニスカス）を超音波振動する。メニスカスが超音波振動されると、図 1 0 に示すようにキャピラリー波が縁 7 1 周辺からメニスカス表面に伝播し、波頭により、微細な薬液 1 1 を霧化することができる。これにより約数 μm の粒径を有する薬液微粒子 2 7 が開口部 6 9（縁 7 1）から吐出される。なお開口部 6 9 の縁 7 1 周辺ではキャピラリー波が大きいいため、薬液微粒子 2 7 は、縁 7 1 周辺からリング状に吐出される。また吐出される薬液微粒子 2 7 の形状は、開口部 6 9 の形状によって変化する。微細開口部形成板 6 8 には、リザーバ室 2 0 を介して電源 1 9 a によってプラスの直流高電圧が印加されている。よって吐出される薬液微粒子 2 7 は帯電している。

10

【0088】

この後、薬液微粒子 2 7 が部位 6 に吸着するまでの動作は前述した第 1 の実施形態と同様であるために省略する。

【0089】

なお微細開口部形成板 6 8 には、撥水性膜が形成されているため、薬液 1 1 は確実に開口部 6 9 内にメニスカスを形成する。よって薬液 1 1 が開口部 6 9 から漏れて面 7 0 に付着する事は防止される。

【0090】

20

このように本実施形態は、前述した第 1 の実施形態と同様に薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液 1 1 が、霧化状の薬液微粒子 2 7 として吐出され、薬液微粒子 2 7 は、霧化室 3 0 内、霧化チューブ 3 2 内に滞留しない。よって本実施形態において前述した第 1 の実施形態と同様に薬液 1 1 の消費量が、部位 6 への投与量と一致する。よって本実施形態は、計量部 5 にて投与量を容易に把握することができる。

【0091】

また本実施形態は、超音波振動によって前述した第 1 の実施形態における薬液微粒子 2 7 に比べて微細な粒径を有する薬液微粒子 2 7 を部位 6 に放出させることができる。これにより本実施形態は、第 3 の実施形態と同様により微細な薬液微粒子 2 7 を例えば深部に位置する部位 6 に吸着させることができる。このように本実施形態は、超音波振動によって部位 6 に約数 μm の粒径を有する薬液微粒子 2 7 を放出する場合でも、薬液 1 1 の投与量を容易に把握することができる。

30

【0092】

また本実施形態は、キャピラリー波により、前述した第 1 の実施形態（静電霧化）に比べて粒径が小さい薬液微粒子 2 7 を、容易に発生させる事ができる。リザーバ室 2 0 に電氣的に導通している微細開口部形成板 6 8 には、電源 1 9 a から直流高電圧が印加される。よって本実施形態は、薬液微粒子 2 7 を帯電させる事ができ、生体にのみ、局所的に薬液を投与する事ができる。

【0093】

なお本実施形態は、開口部 6 9 の数を増減させることにより、霧化量を調節することができる。

40

【0094】

本実施形態は、圧電素子 6 4 に印加される交流電圧をより高い周波数とすることでより微細な薬液微粒子 2 7 を吐出することができる。また圧電素子 6 4 に印加される交流電圧の周波数は、リザーバ室 2 0 と微細開口部形成板 6 8 を含めた構造を共振する際の周波数と一致させることで、本実施形態は、より効率良く（入力電力に対して大きな振動変位を得られる）超音波振動を発生でき、薬液 1 1 の微粒子化を促進させることができる。

【0095】

次に図 1 1、図 1 2 を参照して本発明に係る第 5 の実施形態について説明する。

図 1 1 は、本実施形態における微細開口部形成板の概略図である。図 1 2 は、本実施形

50

態において薬液が霧化される際の微細開口部形成板の先端部付近の概略図である。前述した第４の実施形態と同様の部分には同じ符合を付し、その詳細な説明については省略する。本実施形態における液体投与装置１は、第４の実施形態と同様に超音波振動によって、第１の実施形態に比べてより微細な薬液微粒子２７を第４の実施形態に比べて安定的に且つ多量に放出する。また本実施形態における薬液保持部２と、薬液搬送機構部４と、計量部５は、前述した第４の実施形態と略同様の構成であるために詳細な説明については省略する。

【００９６】

本実施形態における液体投与装置１は、前述した第４の実施形態における液体投与装置の薬液霧化部３において、微細開口部形成板６８の代わりにステンレス製の薄板である異形開口部形成板７４を接合している。異形開口部形成板７４の霧化室３０に露出する面には、撥水性の膜が形成される。図１１、図１２に示されるように異形開口部形成板７４には、中心部に対して鋭角である複数の先鋭部７５を有する異形開口部７６が形成されている。先鋭部７５は、異形開口部７６において、気液界面の周縁から内側に向かって延びている。先鋭部７５には、圧電素子６４によって超音波振動された薬液１１が接触する。その際、先鋭部７５、異形開口部７６は、薬液１１の気液界面の形状を規定する。異形開口部７６は、例えばレーザ加工やエッチング加工によって異形開口部形成板７４の中心部に形成されている。この異形開口部７６から第４の実施形態と同様に約数 μm の粒径を有する薬液微粒子２７が超音波振動によって吐出される。この異形開口部７６の中心部を異形開口中心部７７とする。

10

20

【００９７】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

本実施形態では、薬液微粒子２７が異形開口部形成板７４から吐出される際の動作のみが前述した第４の実施形態と異なるために、この箇所のみ説明する。

【００９８】

第４の実施形態と同様に圧電素子６４が、リザーバ室２０を超音波振動する。この超音波振動は、リザーバ室２０内の薬液１１に伝播する。また圧電素子６４は、リザーバ室２０を介して異形開口部形成板７４を超音波振動する。また圧電素子６４は、異形開口部形成板７４を介して異形開口部７６の薬液１１に形成される空気と薬液界面（メニスカス）を超音波振動する。メニスカスが超音波振動されると、キャピラリー波がメニスカス表面に伝播する。薬液１１は、波頭により、図１２に示されるように先鋭部７５によって薬液微粒子２７として霧化される。先鋭部７５は、前述した第４の実施形態に比べて薬液１１に伝播する超音波振動の波長よりも十分に小さな鋭角を有することができる。これにより約数 μm の粒径を有する薬液微粒子２７が異形開口部７６から安定的に吐出される。

30

【００９９】

なおキャピラリー波を効率よく伝播する部位は、先鋭部７５に集中する。そのため先鋭部７５は、第４の実施形態と同様に約数 μm の粒径を有する薬液微粒子２７を勢い良く吐出する。なお先鋭部７５は、例えば前述した第４の実施形態における薬液１１に伝播する超音波振動の波長よりも十分に小さな鋭角を有することにより、第４の実施形態に比べて薬液１１の霧化をより安定化させる。よって約数 μm の粒径を有する薬液微粒子２７は、超音波振動によって異形開口部形成板７４の中心部に形成される異形開口部７６から安定的に吐出される。なお第４の実施形態と同様に吐出される薬液微粒子２７は帯電している。

40

【０１００】

この後、薬液微粒子２７が部位６に吸着するまでの動作は前述した第１の実施形態と同様であるために省略する。

【０１０１】

このように本実施形態は、前述した第１の実施形態と同様に薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液１１が、霧化状の薬液微粒子２７として吐出され、薬液微粒子２７は、霧化室３０内、霧化チューブ３２内に滞留しない。よって本実施形態において前述し

50

た第 1 の実施形態と同様に薬液 11 の消費量が、部位 6 への投与量と一致する。よって本実施形態は、計量部 5 にて投与量を容易に把握することができる。

【0102】

また本実施形態は、先鋭部 75 によって薬液 11 の霧化を安定化させることができ、約数 μm の粒径を有する微細な薬液微粒子 27 を前述した第 4 の実施形態に比べて安定的に放出することができる。また、薬液 11 の投与量を容易に把握することができる。

【0103】

また第 4 の実施形態では、開口部 69 の目詰まりを防止するために開口部 69 を大きく形成すると霧化量が減少してしまうことが考えられるが、本実施形態では、異形開口中心部 77 を開口部 69 よりも大きく形成したとしても、十分な霧化量を確保することができる。

10

【0104】

なお本実施形態の変形例として、先鋭部 75 の数を増減させることにより、薬液微粒子 27 の吐出量を調節することができる。

【0105】

図 13 は、本実施形態における微細開口部形成板の変形例を示す概略図である。例えば図 13 に示すように異形開口部形成板 74 には、複数の小さい異形開口部 76 が形成されている。このように本変形例の異形開口部 76 の大きさが、図 11 に示す異形開口部 76 の大きさに比べて小さくなくても、本変形例は、複数の先鋭部 75 を有することで、安定した約数 μm の粒径を有する薬液微粒子 27 を超音波振動によって吐出させることができる。また本変形例は、複数の異形開口部 76 を異形開口部形成板 74 の全面に設ける事により、例えば第 5 の実施形態に比べて広い面積から大量の薬液微粒子 27 を吐出できる。これにより薬液微粒子 27 の吐出量は、例えば第 4 の実施形態に比べて増加する。本変形例は、薬液 11 を短時間に部位 6 に投与したい場合や、局所に集中して多量に投与したい場合などに有効である。

20

【0106】

次に図 14 を参照して本発明に係る第 6 の実施形態について説明する。

図 14 は、本実施形態における液体投与装置の概略図である。前述した第 4 の実施形態と同様の部分には同じ符号を付し、その詳細な説明については省略する。本実施形態における液体投与装置 1 は、前述した第 4 の実施形態と同様に超音波振動によって、第 1 の実施形態に比べてより微細な薬液微粒子 27 を第 5 の実施形態に比べてより増加させて放出する。また本実施形態における液体投与装置 1 の薬液保持部 2 と、薬液搬送機構部 4 と、計量部 5 は、前述した第 4 の実施形態における液体投与装置 1 と略同様の構成であるために詳細な説明については省略する。

30

【0107】

本実施形態における液体投与装置 1 には、前述した第 4 の実施形態における液体投与装置 1 の薬液霧化部 3 において、圧電素子 64 の代わりに超音波を発生させるランジュバン型超音波振動子 78 が設けられている。このランジュバン型超音波振動子 78 は、図示しない電気絶縁部材を介して端面 28b に接合され、またファン 41 の送風方向前方に位置している。

40

【0108】

薬液供給針 21 は、リザーバ室 20 の端面 28d に設けられており、リザーバ室 20 は、薬液供給針 21 を介して霧化方向中心軸に沿って霧化室 30 に保持されている。

【0109】

ランジュバン型超音波振動子 78 には、共振器 80a と、共振器 80b と、圧電素子 81 とが設けられている。共振器 80a の一面は、一端がリザーバ室 20 の内部に露出し、薬液 11 に直接接触している。この共振器 80a には、振動変位を拡大するステップ段差部 82 が設けられている。ステップ段差部 82 の端面 83 には、後述する圧電素子 81 が霧化方向に超音波振動を行った際に、リザーバ室 20 内の薬液 11 に超音波を照射する超音波放出面 84 が設けられている。共振器 80a は、共振器 80a の他面（リザーバ室 2

50

0の内部に露出しない面)において後述する圧電素子81の一面と固定している。この圧電素子81は、圧電素子81の他面(共振器80aと接しない面)において共振器80bと固定している。共振器80bは、ファン41の前方に位置する。共振器80bは、後述する圧電素子81と同様にドーナツ形状であり、材質には超音波振動による疲労破壊に強いステンレス製、又はチタン合金製が好適である。共振器80a, 80bは、それぞれ共振器駆動電源19eと接続している。共振器80a, 80bには、共振器駆動電源19eにより交流電圧が印加される。交流電圧が印加された共振器80a, 80bは、後述するように圧電素子81が霧化方向に超音波振動した際に、ステップ段差部82によって圧電素子81の振動変位を拡大する。この拡大率は、例えばステップ段差部82の段差比率やステップ段差部82の軸方向長さといったステップ段差部82の形状によって決定される。圧電素子81は、上述したように両端面において、共振器80a, 80bによって挟みこまれている。共振器80a, 80b、圧電素子81は、例えば接着剤により固定され、内部を貫通するボルトにより螺合されている。圧電素子81は、前述した第3の実施形態における圧電素子64と同様である。圧電素子81は、霧化方向に分極されているドーナツ形状であり、圧電素子64と同形状である。圧電素子81の両端面には、銀、又はニッケル電極が形成されている。圧電素子駆動電源19dにより交流電圧が圧電素子81に印加されると、圧電素子81は、霧化方向に超音波振動を行う。この超音波は、上述したように超音波放出面84からリザーバ室20内の薬液11に伝播される。圧電素子81の材質には、例えばチタン酸ジルコン酸鉛(PZT)等が使用できる。なお、圧電素子81は2枚構成で使用される場合があり、このときは圧電素子81の分極方向を対向して配置される。そして、圧電素子81の向き合う電極にプラス、両端面の位置する共振器80a, 80bに接触する電極をマイナスとして使用する場合が多い。

10

20

【0110】

なおランジュバン型超音波振動子78が、図示しない電気絶縁部材を介して端面28bに接合された後、空気に露出している圧電素子81表面には、パリレンコートやシリコンコート等の防湿膜が形成される。

【0111】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

本実施形態では、薬液微粒子27が開口部69から吐出される際の動作のみが前述した第4の実施形態と異なるために、この箇所のみ説明する。

30

【0112】

本実施形態における超音波振動の拡大率は、上述したようにステップ段差部82のステップ段差比率やステップ段差部82の軸方向長さ等の形状寸法により設定される。よってランジュバン型超音波振動子78は、リザーバ室20内の薬液11に対して圧電素子81によって前述した第4の実施形態より大きな振動変位を有する超音波振動を行う。これにより開口部69のメニスカスに前述した第4の実施形態より強力なキャピラリー波が発生するため、前述した第4の実施形態より薬液微粒子27の吐出量が増加する。

【0113】

このように本実施形態は、前述した第1の実施形態と同様に薬液カートリッジにおいて消費された分量の薬液11が、霧化状の薬液微粒子27として吐出され、薬液微粒子27は、霧化室30内、霧化チューブ32内に滞留しない。よって本実施形態において前述した第1の実施形態と同様に薬液11の消費量が、部位6への投与量と一致する。よって本実施形態は、計量部5にて投与量を容易に把握することができる。

40

【0114】

また本実施形態は、超音波振動の拡大率をステップ段差部82の形状によって設定できるため、前述した第4の実施形態より大きな振動変位を有する超音波振動を行うことができる。これにより本実施形態は、薬液微粒子27の吐出量を前述した第4の実施形態より増加できるために、部位6に対して短時間に多量の薬液11を投与することができる。また本実施形態は、前述した第4の実施形態と同様に前述した第1の実施形態に比べて粒径が小さい薬液微粒子27を容易に発生させる事ができるため生体にのみ、局所的に薬液を

50

投与する事ができる。このような場合でも本実施形態は、計量部 5 にて投与量を容易に把握することができる。

【 0 1 1 5 】

なお第 3 乃至第 6 の実施形態において、圧電素子駆動電源 19 d が圧電素子 64, 81 に交流電圧を印加したが、これに限定する必要はなく、例えばパルス電圧を印加してもよい。これにより、薬液 11 は、霧化状の微細な薬液微粒子 27 として吐出されるのではなく、液滴として吐出される。液滴の大きさは、パルス電圧の大きさや、パルス幅によって任意に設定できる。これにより例えば部位 6 が体腔内の粘膜によって覆われている場合、薬液 11 を液滴として部位 6 に放出することで液滴は、粘膜を貫き、確実に部位 6 に投与することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 6 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態における液体投与装置の概略図である。

【図 2】図 2 は、霧化された薬液が搬送される方向から見た際の静電霧化針の概略図である。

【図 3】図 3 は、薬液が霧化される際の静電霧化針の周辺の概略図である。

【図 4 A】図 4 A は、第 2 の実施形態における液体投与装置の概略図である。

【図 4 B】図 4 B は、第 2 の実施形態における液体投与装置を内視鏡の一部に組み込んだ際の概略図である。

【図 5】図 5 は、第 3 の実施形態における液体投与装置の概略図である。

20

【図 6】図 6 は、第 3 の実施形態における圧電素子の斜視図である。

【図 7】図 7 は、薬液が霧化される際の静電霧化針の周辺の概略図である。

【図 8】図 8 は、第 4 の実施形態における液体投与装置の概略図である。

【図 9】図 9 は、第 4 の実施形態における微細開口部形成板の概略図である。

【図 10】図 10 は、薬液が霧化される際の微細開口部形成板の周辺の概略図である。

【図 11】図 11 は、第 5 の実施形態における微細開口部形成板の概略図である。

【図 12】図 12 は、薬液が霧化される際の微細開口部形成板の先端部付近の概略図である。

【図 13】図 13 は、第 5 の実施形態における微細開口部形成板の変形例を示す概略図である。

30

【図 14】図 14 は、第 6 の実施形態における液体投与装置の概略図である。

【符号の説明】

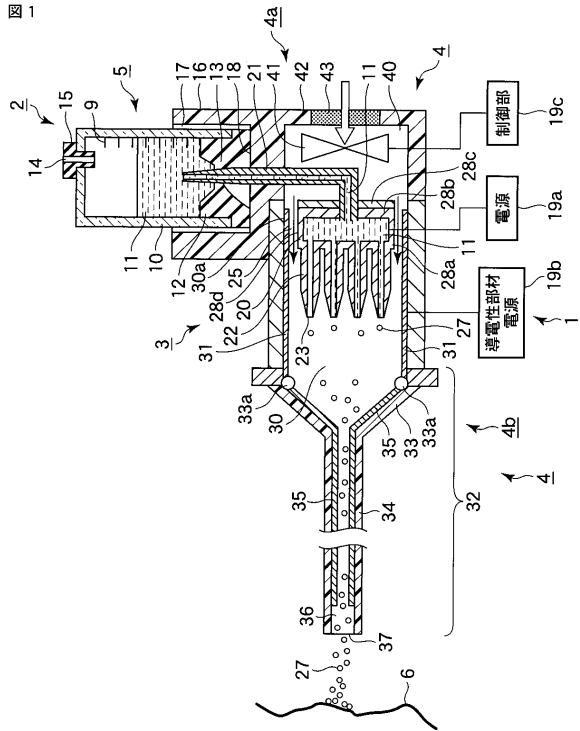
【 0 1 1 7 】

1 ... 液体投与装置、2 ... 薬液保持部、3 ... 薬液霧化部、4 ... 薬液搬送機構部、4 a ... 送風部、4 b ... 薬液ガイド部、5 ... 計量部、6 ... 部位、9 ... メモリ、10 ... 薬液カートリッジ、11 ... 薬液、12 ... 栓、13 ... 凹部、14 ... 開口部、15 ... 連通部材、16 ... ホルダー部材、17 ... 開口部、18 ... 底面部、19 a ... 電源、19 b ... 導電性部材電源、19 c ... 制御部、19 d ... 圧電素子駆動電源、19 e ... 共振器駆動電源、20 ... リザーバ室、21 ... 薬液供給針、22 ... 静電霧化針、23 ... 霧化開口部、24 ... 支持部材、25 ... 空間、26 ... 先端部、27 ... 薬液微粒子、28 a ... 端面、28 b ... 端面、28 c ... 端面、28 d ... 端面、30 ... 霧化室、30 a ... 内面、31 ... 導電性部材、32 ... 霧化チューブ、33 a ... 接続端子、33 ... 接続部、34 ... チューブ本体部、35 ... 導電性部材、36 ... 先端部、37 ... 薬液霧化放出口部、40 ... 送風室、41 ... ファン、42 ... 面、43 ... フィルター部材、60 ... 内視鏡、61 ... 鉗子チャンネル、62 ... 圧力センサ、63 ... 液面水位センサ、64 ... 圧電素子、65 ... 開口部、68 ... 微細開口部形成板、69 ... 開口部、70 ... 面、71 ... 縁、72 ... 側面、74 ... 異形開口部形成板、75 ... 先鋭部、76 ... 異形開口部、77 ... 異形開口中心部、78 ... ランジュバン型超音波振動子、80 a ... 共振器、80 b ... 共振器、81 ... 圧電素子、82 ... ステップ段差部、83 ... 端面、84 ... 超音波放出面。

40

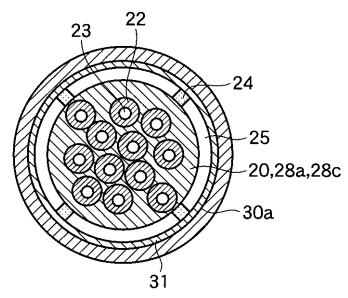
【図 1】

図 1



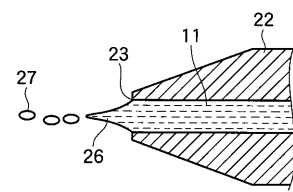
【図 2】

図 2



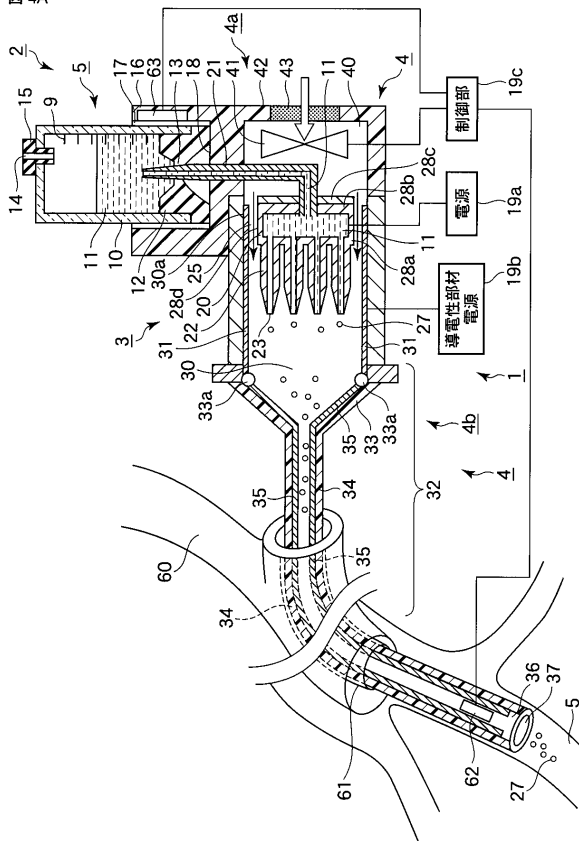
【図 3】

図 3



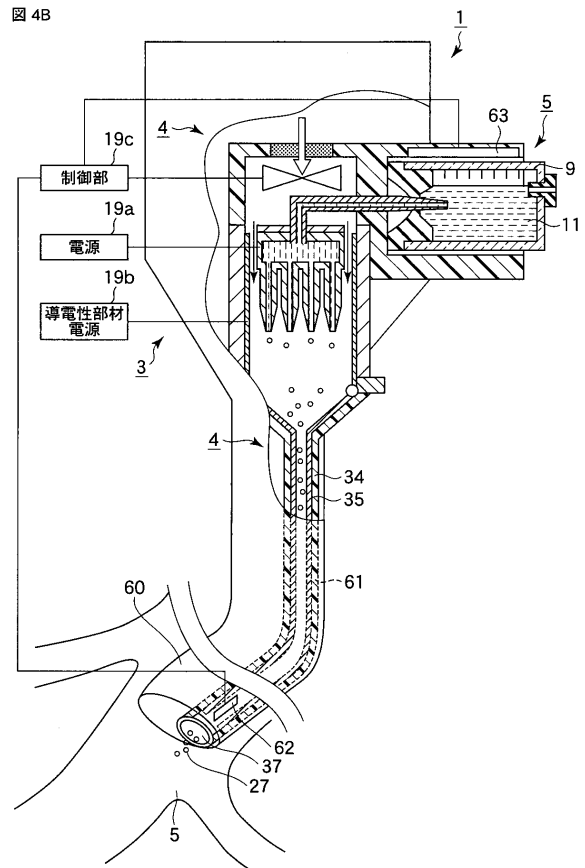
【図 4 A】

図 4A



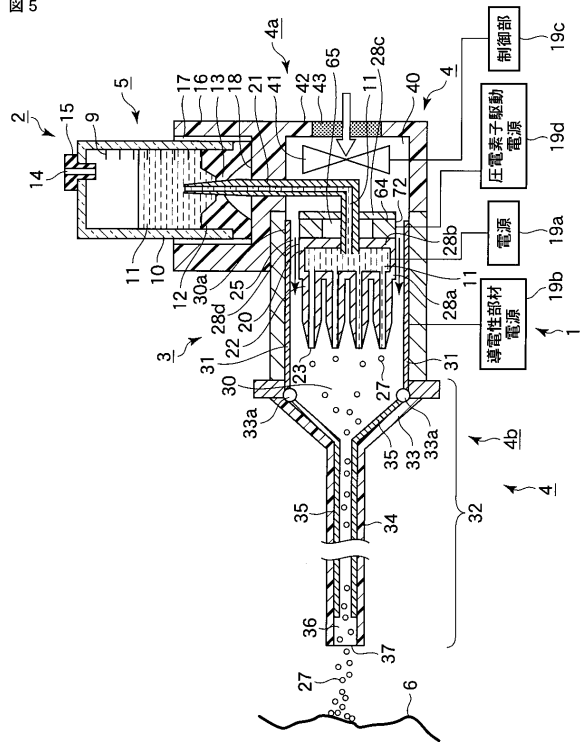
【図 4 B】

図 4B



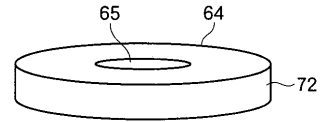
【図 5】

図 5



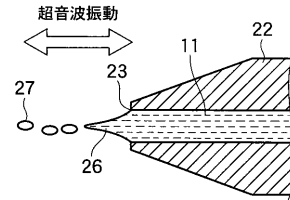
【図 6】

図 6



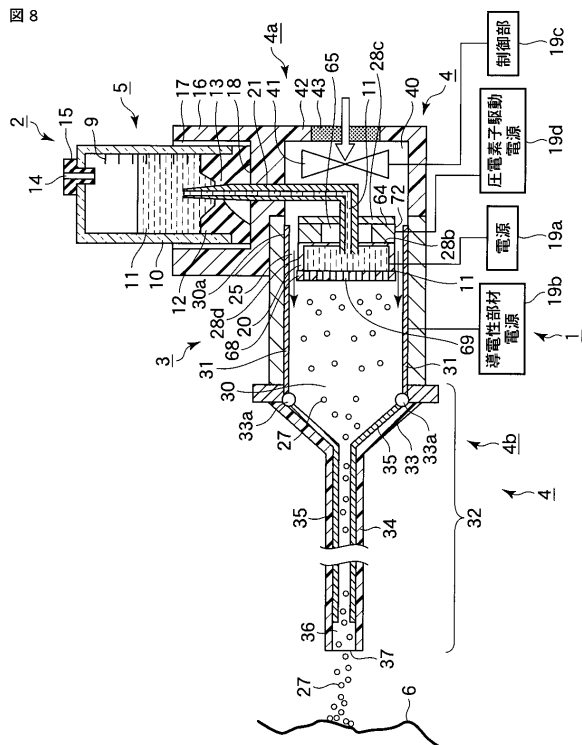
【図 7】

図 7



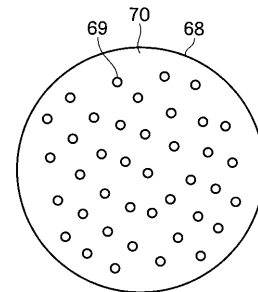
【図 8】

図 8



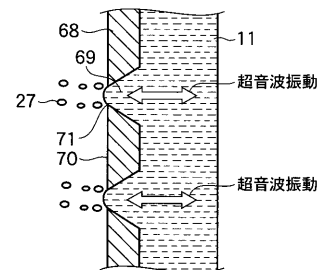
【図 9】

図 9



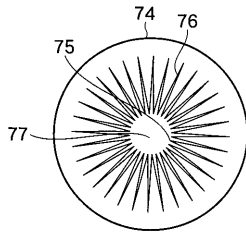
【図 10】

図 10



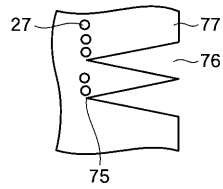
【図 1 1】

図 11



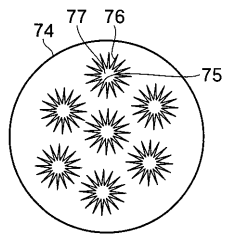
【図 1 2】

図 12



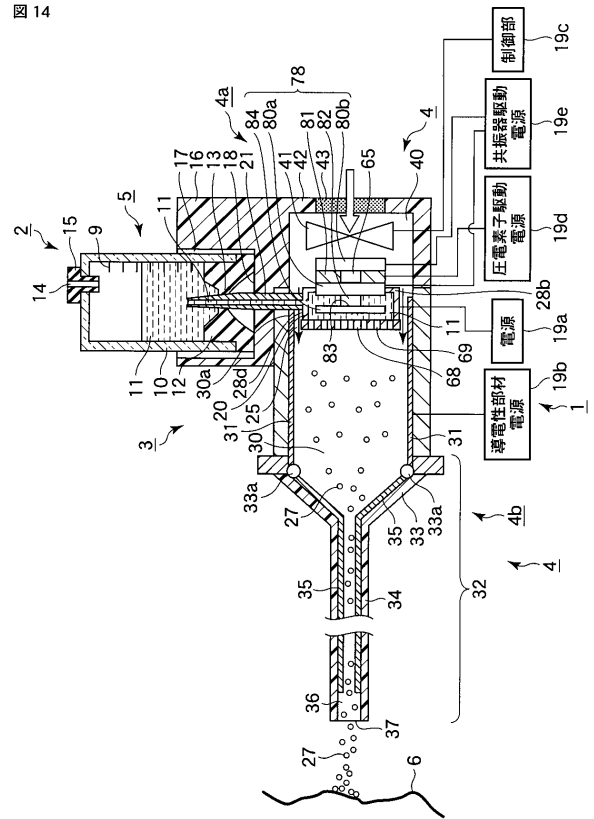
【図 1 3】

図 13



【図 1 4】

図 14



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 赤松 直樹

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA07 GG15 HH56 JJ06

专利名称(译)	内窥镜配有液体给药装置和液体给药装置		
公开(公告)号	JP2008148934A	公开(公告)日	2008-07-03
申请号	JP2006340214	申请日	2006-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	赤松直樹		
发明人	赤松 直樹		
IPC分类号	A61M11/00 A61M11/02 A61B1/00		
FI分类号	A61M11/00.F A61M11/00.300.A A61M11/02.Z A61B1/00.334.D A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C161/AA07 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/JJ06		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

常规的医用喷雾装置不能测量要雾化的药液的量，并且例如，操作者无法掌握多少雾化了的药液。此外，即使操作者能够掌握雾化的药液量，也难以掌握对该部位的给药剂量。解决方案：液体给药装置1主要由药液保持部分2，药液雾化部分3，药液输送机构部分4和用于测量药液11的测量部分5组成，并消耗药液11。由于雾化的药液细颗粒27的排出量，排出量和施加到部位6的剂量相同，因此通过在测量单元5中测量药液11的消耗量可以容易地确定剂量。你可以 [选型图]图1

