

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4766745号
(P4766745)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 M 15/08 (2006.01)

A 6 1 M 15/08

A 6 1 M 11/00 (2006.01)

A 6 1 M 11/00

A 6 1 M 15/00 (2006.01)

A 6 1 M 15/00

D

Z

請求項の数 30 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2000-587842 (P2000-587842)
 (86) (22) 出願日 平成11年12月17日 (1999.12.17)
 (65) 公表番号 特表2002-532163 (P2002-532163A)
 (43) 公表日 平成14年10月2日 (2002.10.2)
 (86) 國際出願番号 PCT/GB1999/004303
 (87) 國際公開番号 WO2000/035524
 (87) 國際公開日 平成12年6月22日 (2000.6.22)
 審査請求日 平成18年12月15日 (2006.12.15)
 (31) 優先権主張番号 9827856.7
 (32) 優先日 平成10年12月17日 (1998.12.17)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 591072086
 バテル メモリアル インスティチュート
 アメリカ合衆国 43201-2693
 オハイオ州 コロンブス キング アベニ
 ュ 505
 (74) 代理人 100092956
 弁理士 古谷 栄男
 (72) 発明者 ロナルド・アラン・コフィー
 英国, GU27 1HA, サリー州, ハス
 レミアー, ファーナム レーン, サースレ
 イ カップス, エレクトロソルズ リミテ
 ッド内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 経鼻式吸入器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放出口および吸気口を有するハウジングを備えた吸入器であって、
 前記ハウジングは、
 使用者に投与される有効成分を供給する液用の貯蔵タンクを備えたチャンバー、
 当該貯蔵タンクから液放出口へ液を供給する手段を備えた液供給手段、
 前記ハウジングの放出口から鼻孔に流入する帯電した噴霧化物質の流れを生成するため
 に、前記吸気口を介して流れる空気流によって起動して電界を生成することにより、液供
 紾手段の液放出口から放出された液の噴霧を行うための電界生成手段、
 噴霧化物質の構成要素である液滴のサイズを制御するサイズ制御手段、

を備えており、

前記電界生成手段は、間隔を空けて設けられた第一電極および第二電極を備えており、
 前記第一電極は、前記液供給手段の液放出口またはその近傍に設けられており、当該吸入
 器は、前記第一電極および前記第二電極間に電位差を供給するため、前記吸気口を介して
 流れる空気に応じて動作可能な電圧供給手段を備え、

前記電圧供給手段は、前記第一電極および前記第二電極間に電圧生成手段を接続する空
 気流起動スイッチを備え、

吸気口を遮断するための遮断部材が設けられた前記空気流起動スイッチは、第1の接点
 および第2の接点、前記第1の接点を吸気口を遮断する位置に付勢するバネ付勢アームを
 備えており、ハウジングの放出口における空気の流れに応じて吸気口が開いて、前記バネ

付勢アームの付勢に反して前記第1の接点が第2の接点に接触するように移動し、前記第一電極および前記第二電極間に電圧生成手段が接続されることにより、液供給手段の液放出口から放出された液の噴霧が行われること、

を特徴とする吸入器。

【請求項2】

請求項1の吸入器において、

前記液供給手段は、第一液放出口および第二液放出口を有しており、；

前記電界生成手段は、

一の極性の噴霧を形成するための噴霧化を行うため前記第一液放出口から放出された液体を電界にさらす第一電気流体力学噴霧化手段、および前記一の極性とは逆極性の噴霧を形成するための噴霧化を行うため前記第二液放出口から放出された液体を電界にさらす第二電気流体力学噴霧化手段、逆極性である二つの噴霧の混合を調整するために空気流を供給する手段、

を備えていること、を特徴とするもの。

【請求項3】

請求項2の吸入器において、

前記空気流を供給する手段は、逆極性である二つの噴霧を分離しつづけるよう動作可能であること、

を特徴とするもの。

【請求項4】

請求項2または請求項3の吸入器において、

1) 前記第一液放出口および前記第二液放出口への液の相対流量、2) 前記第一液放出口および前記第二液放出口から放出される液にかけられる相対電位、3) 前記空気流を供給する手段によって供給される空気流、のうち少なくとも何れか一つを制御可能な手段を備えていること、

を特徴とするもの。

【請求項5】

請求項2、請求項3または請求項4の何れかの吸入器において、

各液放出口に対応する貯蔵タンクを備えており、当該貯蔵タンクには、異なる液が貯蔵されていること、

を特徴とするもの。

【請求項6】

請求項2、請求項3、請求項4、または請求項5の何れかの吸入器において、

前記第一液放出口および前記第二液放出口は、互いに角度を付けて設けられていること、

を特徴とするもの。

【請求項7】

請求項1～6の何れかの吸入器において、

前記ハウジングは、使用者が前記ハウジングの放出口を介して吸入を行うことにより空気流を生成することができるよう構成されていること、

を特徴とするもの。

【請求項8】

請求項1～7の何れかの吸入器において、さらに、

吸気口から前記ハウジングの放出口方向に空気の流れを供給する手段、を備えたこと、
を特徴とするもの。

【請求項9】

請求項1～8の何れかの請求項の吸入器において、

前記空気流を生成するためのポンプ、空気袋(baldder)又はふいご(bellows)の何れかを備えたこと、

を特徴とするもの。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

請求項 1 の吸入器において、

前記電界生成手段は、

間隔を空けて設けられた第一電極および第二電極を備えており、前記第一電極は、前記液供給手段の前記液放出口、またはその近傍に設けられており、；

帶電した噴霧化物質の流れを作り出すために、前記液供給手段から放出された液の噴霧を行うための電界を生成するため前記第一電極および前記第二電極間に電位差を供給する、使用者が操作可能な電圧供給手段を備えており、前記第一電極および第二電極は、前記ハウジングの放出口から間隔を空けて設けられるとともに、前記電圧供給手段によって前記第一電極および前記第二電極にわたって電位差が印加された場合、前記液供給手段から液が供給される方向において急速に減少する電界を供給するように構成され、前記ハウジングは、前記ハウジングの放出口に対する空気通路を有しており、この通路により前記電界により噴霧化された液が、使用者の鼻孔に対し、前記ハウジング放出口を介して空気流によって運ばれること、

を特徴とするもの。

【請求項 11】

請求項 1 の吸入器において、

前記第一電極および前記第二電極は、前記液供給手段からの液の流れに対して垂直方向に間隔を空けて設けられていること、

を特徴とするもの。

【請求項 12】

請求項 1 の何れかの吸入器において、

前記第二電極は、前記液放出口からの液供給方向の下流に位置すること、

を特徴とするもの。

【請求項 13】

請求項 1 の吸入器において、

前記電界生成手段は、

間隔を空けて設けられた第一電極および第二電極であって、前記第一電極は、前記液供給手段の前記液放出口、またはその近傍に設けられており、；

前記ハウジングの放出口を介して使用者の鼻孔に対して帶電した噴霧化物質の流れを作り出すために、前記液供給手段から放出された液の噴霧を行うための電界を生成するため前記第一電極および前記第二電極間に電位差を供給する使用者が操作可能な電圧供給手段、を備えており、前記電圧供給手段による電流供給を制限する電流制限手段が設けられていること、

を特徴とするもの。

【請求項 14】

請求項 13 の吸入器において、

前記電流制限手段は、前記第一電極および前記第二電極の何れかに関連して設けられること、

を特徴とするもの。

【請求項 15】

請求項 13 または請求項 14 の吸入器において、

前記電流制限手段は、前記第一電極および前記第二電極の何れかに誘電体コーティング、半絶縁コーティング、誘電体スリーブまたは半絶縁スリーブを備えていること、
を特徴とするもの。

【請求項 16】

請求項 1 の吸入器において、

前記電圧供給手段は、前記第二電極近傍に他の電極、および前記第二電極をアースに接続する抵抗手段を備えており、

前記電圧供給手段は、前記第二電極を前記液放出口から放出される液を噴霧化させるの

10

20

30

40

50

に十分な電位に帯電させるためのイオン流を前記他の電極に生じさせるよう構成されていること、

を特徴とするもの。

【請求項 17】

請求項 1 ~ 16 の何れかの吸入器において、

前記ハウジングの放出口を介して使用者の前記鼻孔に対して供給するために前記電界により生成されたものよりもさらに細かい帯電した噴霧化物質の流れを作り出すため、前記液放出口から放出された噴霧化物質を細分化する手段、を備えていること、

を特徴とするもの。

【請求項 18】

10

請求項 17 の吸入器において、

前記細分化する手段は、前記液放出口から放出された液の近傍に空気流を作り出す手段を備えていること、

を特徴とするもの。

【請求項 19】

請求項 1 ~ 18 の何れかの吸入器において、

空気流を制御する空気流制御手段を備えていること、

を特徴とするもの。

【請求項 20】

20

請求項 1 の吸入器において、

前記電界生成手段は、

少なくとも二の異なる周波数成分を有する電圧信号を重畠する手段を備えていること、

を特徴とするもの。

【請求項 21】

請求項 20 の吸入器において、

前記電界生成手段は、

互いに同期した電圧信号に同時に重畠された周波数成分からなる信号を生成するよう構成されたこと、

を特徴とするもの。

【請求項 22】

30

請求項 20 の吸入器において、

前記電界生成手段は、

前記異なる周波数成分が前記電圧信号に交互に重畠する信号を生成するよう構成されること、

を特徴とするもの。

【請求項 23】

請求項 19 から請求項 22 の何れかの吸入器において、

前記液放出口は、複数の液放出口を備えており、前記液供給手段は、前記複数の液放出口のそれぞれに液を供給するそれぞれ異なる断面積を有するパイプ、を備えたこと、

を特徴とするもの。

40

【請求項 24】

請求項 19 から請求項 23 の何れかの吸入器において、

前記液放出口は、それぞれに前記液放出口からの前記液を制御するバルブ手段を有する複数の補助液放出口を備えたこと、

を特徴とするもの。

【請求項 25】

請求項 1 ~ 24 の何れかの吸入器において、

使用者又は患者の口、目又は身体上の孔の少なくとも一に用いるハウジングの放出口を有すること、

を特徴とするもの。

50

【請求項 2 6】

請求項 1 ~ 2 5 の何れかの請求項の吸入器において、
前記空気流は、吸入以外によって誘気されること、
を特徴とするもの。

【請求項 2 7】

請求項 1 ~ 2 6 の何れかの吸入器において、
前記サイズ制御手段は、少なくとも二つのサイズを有するよう前記噴霧化物質のサイズ
を制御すること、
を特徴とするもの。

【請求項 2 8】

請求項 1 ~ 2 6 の何れかの吸入器において、
前記サイズ制御手段は、噴霧化物質が少なくとも二つの異なる直径の水滴から構成され
るよう前記水滴の直径を制御すること、
を特徴とするもの。

【請求項 2 9】

請求項 1 ~ 2 8 の何れかの吸入器において、
前記サイズ制御手段は、電圧供給手段により供給される電圧に対して、交流信号または
パルス信号を重畠する手段を備えていること、
を特徴とするもの。

【請求項 3 0】

請求項 1 ~ 2 8 の何れかの吸入器において、
前記サイズ制御手段は、電圧供給手段により供給される電圧に対して、噴流を不安定に
する成長波の固有周波数に、当該固有周波数と異なる周波数の前記液滴のサイズに対応し
た交流信号またはパルス信号を重畠する手段を備えていること、
を特徴とするもの。

【発明の詳細な説明】**【0 0 0 1】****【発明の技術分野】**

本発明は、鼻孔への有効成分の伝達を可能にする吸入器に関する。

【0 0 0 2】**【発明の背景】**

これまで、経鼻式吸入器は、オキシメタゾリン(oxymetazoline)のような消炎剤(decongestants)を供給するために用いられていた。鼻孔は、血流中に消化器系治療のための医薬品
および他の薬物を提供するのに都合の良い経路でもある。

【0 0 0 3】

従来の水圧ノポンプ(hydralic/pump)動作による経鼻式吸入器は、鼻の中に液体の大きな
水滴(droplets)を噴射または放出する。これらの水滴は、複数サイズで分散(polydispersed)、すなわち、広い範囲のサイズで分散される。かかる水滴の堆積は、主としてそれ自
身の慣性(inertia)が原因となって液体の拡散にむらを生じさせている。実際に、一つの
領域への過度の堆積が行われると、水滴同士が結びついてしまい、鼻孔から流出、または
喉に流入してしまい不愉快な思いをさせることになる。また、薬液が消化器系または呼
吸器系に搬送されることにより有害な副作用を引き起こしてしまう。

【0 0 0 4】

本発明の目的は、鼻粘膜への薬物または他の有効成分等の物質の供給を充分かつ効率的に行
うとともに、肺または胃等の意図しない領域への堆積を防止することを可能にする装置
を提供することにある。電気流体力学による噴霧化(electrohydrodynamic communication)
として知られる霧状の物質を生成する過程は、例えば、英國特許公報GB-A-1569707に詳
しく説明されている。この過程において、排出口から噴射される液体を電界にさらすことによ
り、水滴等を実質的に全て同じサイズを有する(均等に分散された)分散した霧または
雲として生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

英國特許公報GB-A-1569707に説明されている装置は、大型であり、高い電圧で帯電させた水滴を生成し、主に農作物への噴霧をその目的とするものである。

【 0 0 0 6 】

従来の吸入器とは違い、水滴を均等に（実質的にすべて同じサイズでの）分散した霧または雲を生成することにより、水滴をより正確に所定箇所に堆積させることのできる電気流体力学による噴霧を用いた吸入器が提案されてきた。しかしながら、従来の技術では、不可能とは言わないまでも、帯電させた物質を孔中に噴射せざることが困難であり、電気流体力学技術を用いた吸入器を製造するには、噴霧化された物質が吸入前に帯電していることが必要であった。例えば、ヨロッパ特許公報EP-A-0234842には、口または喉に入るとすぐに、その湿潤した表面上だけに霧が堆積するのを防止するため、生成された霧を吸入前に放電しておかなければならぬことが教示されている。10

【 0 0 0 7 】

本発明は、電気流体力学、放電、または部分放電技術(partial discharging techniques)および噴霧への空気力学な力(aerodynamic forces)を組み合わせることにより、噴霧化物質により搬送される有効成分が、呼吸器系内に吸入されることなく、そこから有効成分が急速に血流内に吸収される鼻孔の導電性内表面上に均等に堆積するよう吸入することができる帯電噴霧化物質を、電気流体力学噴霧化手段(electrohydrodynamic comminution)によって生成する吸入器を提供することができる。20

【 0 0 0 8 】

本発明の特徴は、使用者からシールドされており、一または複数の電極を伴う電気流体力学噴霧化手段であつて、使用者が電極に直接触れないようなものを有する吸入器を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の特徴は、吸入される物質が電気流体力学的に生成されるとともに、電荷および/または、噴霧化物質、通常は水滴のサイズを制御することにより、前記物質が鼻孔内に均等に堆積されるが、消化器系または喉への流入を防止することができる吸入器を提供することにあり、これにより、仮に医薬品が消化器系または呼吸器系に供給されると、不愉快な思いをさせ、望ましくない作用を生じさせる可能性のある鼻孔への薬物の供給に吸入器を用いることを可能にすることにある。30

【 0 0 1 0 】

本発明の特徴は、有効成分を運ぶ液体の供給源、放出口に当該液体を供給する手段、前記放出口から放出された液体に対し、当該液体を噴霧化されるとともに、使用者が吸入するための帯電した噴霧化物質を生成するのに充分な電界をかけるための手段を有する吸入器を提供することにあり、前記液体は、鼻孔内に帯電噴霧化物質が堆積される場合、帯電噴霧化物質中の有効成分が放出されるよう選択されている。この液体は、鼻孔を表面を介し血流内に有効成分を急速に供給することが可能な油性またはアルコールベースの製剤形態である。他の可能性としては、当該液体は、噴霧化物質が継続して有効成分を放出することができるようなゲル状構造を有するようなものであつてもよい。

【 0 0 1 1 】

本発明の特徴は、放出口から放出された液体に対し、当該液体を噴霧化されるのに充分な電界をかけるための手段、鼻孔表面上に堆積する帯電噴霧化物質を生成する手段を有する吸入器を提供することにある。後者の手段には、吸入器を介して帯電噴霧化物質を運ぶ空気流を発生または促進する手段を備えても良い。このような空気流は、使用者による吸入によって発生させてもよく、また、ポンプなどの人工の手段によって、又は、これら両方の組み合わせによつてもよい。

【 0 0 1 2 】

本発明の特徴は、液体供給手段からの液流方向で急激に減少する一定の強さを有する電界を生成するよう構成された噴霧化手段を有する吸入器を提供することにあり、これにより、電界によって噴霧化された液体は、使用中、吸入器から使用者の鼻孔内に至る空気流通4050

路内に簡単に運ばれる。

【0013】

本発明の特徴は、放出口に対して液体を供給する手段、前記放出口から放出された液体に対し、放出口から放出された液体を噴霧化させるのに充分な電界をかける手段、第一電極および第二電極のいずれかであって液放出口から遠い方において電位を生成する手段を有する吸入器を提供することにあり、前記電位生成手段は、前記一の電極を間接的に帯電させるためのイオン流発生手段を備えている。

【0014】

この特徴において、前記イオン流発生手段は、一の電極近傍に位置する別の電極、前記一の電極からアースへの高抵抗路を提供する手段を備えてもよい。前記アースへの高抵抗路提供手段は、前記一の電極と直列に実際の抵抗器を設けること、前記一の電極上に半導電性のコーティングを施すこと、のいずれによてもよい。前記一の電極を間接的に帯電させると、生成されたイオンにより当該電極に近づく帯電噴霧化物質は少なくとも部分的に放電してしまうので、噴霧化物質が当該一の電極上に堆積するおそれが小さくなる。また、イオン発生手段により、少なくとも帯電噴霧化物質の一部が放電するので、より均等な堆積を達成し、又は、鼻孔内に深く侵入させることが可能となる。

10

【0015】

本発明の特徴は、噴霧化部に対して液体を供給する手段、前記噴霧化部に対する電流の供給を制限する電流制限手段を有する吸入器を提供することにある。前記電流制限手段は、誘電性または半絶縁性コーティング、またはスリーブ、ないしは、高いキャパシタンスを有する高電圧源から電極への前記経路中に高抵抗器を備えてるようにしてもよい。そうでない場合、圧電電圧源(piezoelectric voltage source)のような低いキャパシタンスを有する高電圧源を用いてもよい。

20

【0016】

本発明の特徴は、鼻孔とは逆の極性を有する噴霧を供給することができる吸入器を提供することにある。

【0017】

本発明の特徴は、吸入器であってもよい供給装置であって、放出口に対して液体を供給する手段、放出口から放出された液体に対し、当該液体を噴霧化させるのに充分な電界をかけるための手段、および、例えば、噴霧化の結果生じた噴霧化物質の個々の成分、例えば水滴、のサイズを制御する手段を備えたものを提供することにある。

30

【0018】

ここで、本発明の実施形態を、添付した図面を参照しつつ、例を挙げて説明する。

【0019】

【発明の説明】

図1に概略的に示すように、本発明を具現化した吸入器1は、薬物又は有効成分を使用者の鼻孔内に投与するため使用者によって起動させることができるポケット型(pocket-sized)でハンドヘルドとして用いられることを主目的している。例えば、この吸入器は、オキシメタゾリン等の消炎剤を鼻孔に投与、または、インシュリンまたはトリプタン(例えば、エリトリプタン(Elitriptan))のような薬物または薬剤を鼻粘膜(nasal mucosa)を介して血流内に投与するよう構成してもよい。当該吸入器は、鼻粘膜の温度が比較的低い場合であっても有効な、フルーミスト(Flumist)等の(アメリカ合衆国、カリフォルニア州、マウンテンビューのアビロン社が開発した)インフルエンザワクチンを投与するため用いてもよい。

40

【0020】

吸入器1は、ハウジング3を備えている。ハウジングは、主に、プラスチック等の電気的絶縁性を有する材料から構成されているが、使用者が使用中に必ず触れるハウジングの少なくとも一部に、導電性を有する領域が設けられ、図2および図3を参照して以下に述べるように、使用者を介してアースがとられる。吸入器には、それを介し、吸入される液滴(liquid droplets)が使用者に供給される放出口4が設けられている。この放出口4は、

50

適切な気密性を得るため、使用者の鼻孔にぴったりとフィット(fit snugly)または鼻孔内に少し入るような大きさと形状に形成されている。当該放出口は、例えば、子供および大人の両方が使用できるよう、ぴったりとしたフィットから異なったサイズの鼻孔に対応可能にするために、異なるサイズおよび形状の放出口を使用可能とするためハウジングから取り外し可能に構成してもよい。効率という観点からは、ぴったりとしたフィットが好ましいが、実際のところ、吸入器は、鼻孔の近くに位置していれば十分である。

【0021】

吸入器1は、その長手方向軸のまわりで回転対称であり(rotationally symmetric)、ほぼ円筒形に構成されている。通常、ハウジングは、直径が約1インチ(25.4mm)であり、長さが約4から5インチ(102mmから127mm)である。

10

【0022】

図2は、本発明を具現化した吸入器の一例の部分断面図を示しており、図3は、吸入器のプロック電気回路図を示している。

【0023】

図2に示すように、吸入器1のハウジング3には、ハウジングを第一チャンバー1aおよび第二チャンバー1bに分割する内部隔壁が設けられている。

【0024】

この例において、第一チャンバーはバッテリー形式の電源5を収納している。バッテリー5のプラス電極は、図3に最も明確に表わされているように、使用者が操作可能なスイッチSW1を介してカウンタ6のリセット入力6、さらに、スイッチSW2に接続されている。図2に示されていないが、バッテリー5のマイナス電極も上述のハウジングの導電性領域に接続されているので、図3に概略的に示すように、使用者Hがアース(グランド)への経路を提供することになる。スイッチSW1は、例えば、トグルまたはプッシュスイッチのような従来の手動スイッチである。スイッチSW2は、空気流によって起動するよう構成され、以下で詳細に説明される。高電圧発生器7は、スイッチSW1、スイッチSW2およびカウンタ6を介してバッテリー5に接続されており、カウンタ6は、スイッチSW1を閉じるとリセットし、所定のカウントに達するとともに、カウンタ出力がローになるまで高電圧発生器のプラス電圧入力にバッテリー電圧を出力するよう構成されている。この高電圧発生器は、英国DY84PG、ウエストミッドランズ、ツールブリッジ、ウォラストン、ハイストリート所在のバーデンバーグ社、アステックヨーロッパ、または英国RH202RYウエストサセックス、ブルボロウ、ブルーマーズヒルレーン、ブルーマーズパーク、ユニット1所在のスタートスペルマン社が供給する従来の電磁高圧乗算器(electromagnetic high voltage multiplier)であっても良い。また、それに代えて、キャパシタンスの低い圧電高圧源(piezo high voltage source)を用いるようにしてもよい。

20

【0025】

第一チャンバー1aには、この吸入器によって噴霧される液を貯蔵する貯蔵タンク8も収納されている。貯蔵タンクは、その内面が化学変化を起こさない、折り畳み可能なバッグまたは蛇腹式のものとして形成してもよい。それに代え、ピストンのような構成を用いるようにしてよく、これにより、液が用い尽くされると、ピストンがチャンバー内を液面とともに移動し、貯蔵タンク内で液と空気が触れることを防止する。ポンプ9は、貯蔵タンクからの液を液供給放出パイプ10にポンプするために設けられている。このパイプは、電荷を長時間保持することのない絶縁材料で形成されている。適切な材料としては、例えば、ポリアセチル(polyacetyl)またはデルリン(Delrin)(商標)がある。

30

【0026】

液供給パイプ10は、放出ノズル10aを有している。液供給パイプ内に設けられている導電性の芯または棒11は、放出ノズル10a近傍で終了しており、第一電極を構成している。この例において、第一電極11は、線5'を介してバッテリー5のマイナスまたはアースに接続している。

40

【0027】

50

絶縁性供給パイプ 10 は、その周囲にわたって伸長する第二電極 12(図 4 参照)を伴っている。第二電極は、液供給パイプ 10 を介して液の流れる方向において第一電極の先端 11a の上流に位置するよう設けられている。図示したように、第一電極 11 は、先端が尖っていてもよい。

【 0 0 2 8 】

この例において、第二電極 12 は、高電圧発生器 7 の高電圧入力 7a に接続され、誘電体または半導電体コーティング内又はスリーブ 12b 内に封入された導電中芯 12a を有するコート済の電極を備えている。このコート電極については、例えば、ヨーロッパ特許公報 EP-A-0 186983 に説明されている。コートまたはスリーブは、 5×10^{-1} から 5×10^{-3} の範囲内の抵抗およびほぼ 2mm の厚みを有してもよい。適切なコーティングとしては、特定等級のソ - ダガラスおよびフェノールフォーマルデハイド / 紙(phenol formaldehyde/paper)合成物がある。また、イングランド バーミンガムのタフノール社が供給するカイトブランドのチューブ(Kite brand tube)またはパクソライン(poaxoline)も用いることができる。前記芯は、例えば、コーティング 12b 内に密にパックされたカーボンビーズによって形成してもよい。当該コーティングは、電荷をリークまたは導通させるのに要する減衰時間であることの時定数を有しているべきであり、その時定数は、約 10^{-5} 秒である。しかし、第二電極 12 は、コートされていなくてもよい。

【 0 0 2 9 】

図 2 に見られるように、第一電極 11 および第二電極 12 は、電気的絶縁性ハウジング 4 の充分内側に位置しているので、チャンバー 1b の範囲を規定しているハウジングの一部 4a が、電極と使用者を遮断しており、これによって、使用者が直接電極に触れないようにしている。放出口 4 は、使用者が指をチャンバー 1b 内に挿入できないようなサイズに形成されている。また、電気短絡は、ほとんど起りえないが、起こったとしても第一電極と第二電極間で起こるであろうから、使用者が感電することはない。

【 0 0 3 0 】

ポンプ 9 は、電動ポンプであり、例えば、圧電ポンプ(piezoelectric pump)又は電動または機械式のうちいずれの適切な型式のポンプでもよい。当該ポンプ 9 は、スイッチ SW 1 、SW 2 およびカウンタ 6 を介してバッテリー 5 のプラス端末に接続されている。遅延回路 120 、例えば従来のコンデンサ - 抵抗器(CR)回路をカウンタ 6 の出力とポンプ間に設けるようにしてもよい。これにより、ポンプ 9 を起動させるのに必要な電圧の供給は、ノズル 10a に供給される液に対して電気流体力学による噴霧が行われるのに十分な電界が第一電極および第二電極間に生成されるまで遅延する。

【 0 0 3 1 】

図 3 に示すように、インジケーターライトおよびブザー 13 にもカウンタ 6 の出力が供給される。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、空気流起動スイッチ SW 2 は、ばねによって付勢されたアーム 21 上に設けられ、ハウジングチャンバー 1a の内壁に固定された第一電気接点 20 を備えている。スイッチ SW 2 は、ハウジング 3 内に設けられた吸入口 30 を遮断するようばね付勢部材 21 により付勢された外部絶縁本体 22 を有している。絶縁チューブ体 33 によって、吸気口から分離部材 3a 内の開口 32 までの通気路が定められる。絶縁チューブ体 33 の内壁には、導電体 35 およびカウンタ 6 を介して高電圧発生器 7 のプラス電力供給端末に接続された別の電気接点 34 が設けられている。

【 0 0 3 3 】

また、分離部材 3a 内に設けられた 2 以上の開口 32 と接続する通気路 33' を設けるとともに、それらを図 2 に破線で示す長手方向 L の周囲に均等に配分するよう通気チューブ 33 を変更してもよい。

【 0 0 3 4 】

吸入器を用いる場合、使用者は、まず、放出口 4 を鼻孔に挿入し、または、鼻孔にぴったりと位置させ、次に、カウンタ 6 のリセット端末をバッテリー 5 のプラスに接続するスイ

10

20

30

40

50

ツチ SW 1 を手動で起動させる。これにより、カウンタがリセットされる。次に、使用者は、従来の吸入器を用いた場合と同様に自分の鼻で吸入を行う。使用者の吸入により生じた空気流により、スイッチ SW 2 の接点 20 は、ばね付勢部材 21 のばねによる付勢力に反して接点 34 方向へ移動する。接点 20 とスイッチ SW 2 の接点 34 が接触すると、電気流体力学による噴霧部を生じさせるため、第一電極および第二電極間に必要な電界を発生させるよう第二電極 12 に対して所望の高電圧、通常 3 から 12 kV (キロボルト) を供給する高電圧発生器 7 に電力が供給される。電界が発生すると、遅延回路 120 は、貯蔵タンクから放出ノズル 10a に液体をポンプするポンプ 9 に必要な電力を供給する。

【0035】

放出ノズル 10a から放出された液体は、電気流体力学的に噴霧化される。第二電極上のコーティングによって電気破壊を防止しつつ、二つの電極を近接して設けることが出来るので、第一電極 11 と第二電極 12 との半径方向(radial direction)(すなわち、長手方向の軸 L と垂直方向)への分離は、比較的小さくてもよい(通常約 1 cm)。このような比較的小さな分離が可能となるので、長手方向 L において急激に減衰または減少する非常に強い電界を生じさせることができる。これにより、チューブ 33 を介して放出口 4 に噴射される空気流内での帯電噴霧化物質の噴射が促進されるとともに、帯電物質のチャンバー 1b 内壁上への堆積を減少させることができる。

【0036】

噴霧化物質は、次に、ノズル 4 から噴霧され、鼻孔内の導電表面上に均等に堆積される。

【0037】

スイッチ SW 1 の起動から所定時間が経過、すなわち、所定のカウントに達すると、カウンタ 6 からの出力は、ローになり、高電圧発生器 7、ポンプおよびライトまたはブザー 13 をオフにする。使用後、使用者は、スイッチ SW 1 を再び押して電源 5 を切断することによって、装置を停止させる。

【0038】

こうして、カウンタ 6 は、薬剤が所望の投与量投与された場合、使用者に知らせることができる。

【0039】

電極 12 にコーティングを施し、またはスリープ状にすることにより、当該電極と第一電極間 11 間に過分又は危険な電流が流れるのを防止する電流制限効果を与えることができる。

【0040】

図 5 は、図 2 の絶縁性供給パイプ 10 および導電性芯 11 を、第一電極および放出口 14a の双方を備えた導電性の中空細管パイプ 14 に置き換えた変更例を示している。この場合、第二電極 12 は、導電パイプ 14 中を流れる液流方向において、第一電極の端部の下流に位置するよう、別個(discrete)のコートされていない(uncoated)電極として第一チャンバーの内壁上に設けられている。図 5 に示すように、この吸入器は、使用中に、電極 12 上に霧が堆積するのを妨げるため、電極の前に空気のカーテンをつくりだす空気供給口 33' (図 2 に破線で示したパイプ 33' の延長であっても良い) を有している。かかる変更は、図 2 に示す構成においても行うことができる。第二電極 12 を別個のコートされていない電極として示したが、この場合、第二電極 12 を環状のスロット電極または第二チャンバー 1b の壁の内周辺に配置される多数の独立した電極群としてもよい。

【0041】

また、図 4 を参照して説明するように、電極 12 をコートしてもよく、少し上流側に位置させてもよく、また、第一電極の近傍に位置させるようにしてもよい。この場合、第一電極 14a と第二電極 12 との間に電気流体力学による噴霧がなされるのに十分な電界が生成されると、導電パイプ 14 の終端付近に複数の噴射またはコーン状の空気流が形成される。

【0042】

使用中、電気流体力学による噴霧化がなされると、しばしば、本来の場所にない水滴(sat

10

20

30

40

50

elite droplet)が生成される。かかる水滴は、通常、問題を生じさせるものではなく、吸入器の内壁または第二電極つまり対電極(counter electrode)の表面上に堆積するだけである。しかし、一定時間内に上述の吸入器が頻繁に用いられた場合、蓄積された水滴、および/または水滴の蒸発によって残った残留物により、対電極12の動作が悪影響を受け、ひいては装置全体の効率を低下させてしまうおそれがある。このような問題を解決する一つの手段としては、使用者が水滴または他の物質を拭き取ることができるように、例えば、チャンバー1bを規定するハウジングの部分4aを取り外し可能(例えば、ハウジング部4aをハウジング部4bに対してねじ止めするようにしてもよい)に吸入器本体を設計する方法がある。それに代えて、電極12の動作機能を自動的に維持する方法が以下に説明されている。

10

【0043】

図6は、主に、本発明を具現化した他の吸入器の下側のチャンバー1bの部分断面図を示している。上側のチャンバー1aの内部構成は、図2を参照して上述したものと本質的に同じである。

【0044】

図6においては、下側チャンバー1bの内壁1b'に対電極12'が設けられている。対電極12'は、環状(annular)であっても、一点における別個の独立した電極であっても、内壁1b'の周囲に間隔を空け何個所に配され、電気的に接続された別個の電極であってもよい。

20

【0045】

この例において、対電極12'は、コートされていない導電性の電極であり、電線50'および抵抗器Rを介して電圧源5のマイナスまたはアース端末に接続された伝導体5'に接続されている。

【0046】

他の電極1200は、従来の方法(図示せず)によって、下側チャンバー1b内に、設けられている。かかる電極120は、第一電極11よりも、かなり対電極すなわち第二電極12と近接するよう位置している。この場合、対電極12'から電極120までの距離は、2mmであり、第一電極11までの寸法は5mmである。ここで、対電極12'は、伝導体7aを介して高電圧発生器7の高電圧出力に接続されている(図6には図示せず)。

30

【0047】

図6に示す構成の吸入器を用いると、電極1200に印加された高電圧が原因で、当該電極1200からコロナ放電によるイオンが発生する。これらのイオンは、最も近い伝導体、この場合、対電極12'に移動するので、対電極12'および600メガオームの値を有する抵抗器Rを介してアースにイオン流が供給される。これにより、対電極12'を所望の電位まで間接的に帯電させることができる。ノズル10aから放出された帶電噴霧化物質は、対電極12'の方向に引き付けられるが、イオン発生電極1200によって発生したイオン流により少なくともその一部が放電されるので、対電極12'上に帶電物質が堆積する可能性が低くなるとともに、使用者が定期的に対電極を拭く必要がなくなる。

【0048】

図7は、図6に示す構成の変形を示した図であって、対電極12'上にコートが施されることにより与えられた抵抗があるので、別途抵抗器Rを設けなくても対電極12'において所望の電位を得るのに十分である。他の箇所において、図7に示す構成は、図6に示す構成と同様の動作を行う。

40

【0049】

図6および図7には、单一のイオン発生電極1200しか示されていないが、液供給パイプの周囲に複数のイオン発生電極1200を設けるようにしてもよい。他の可能性としては、前記イオン発生電極をナイフのエッジのように形成しても良く、また、液供給パイプの周囲に線を配するようにしてもよい。

【0050】

図6および図7に示した構成によって、鼻孔内のさらに奥までより均等に噴霧化物質を

50

堆積させることが可能となることが判った。これにより、水滴を均等に堆積するよう改良を加えることができる。イオン注入電極 1 2 0 0に近づいてきた帶電噴霧化物質は、その一部が放電されるので、この結果、吸入される噴霧化物質の帶電の程度が弱まり、鼻孔内のより遠くに堆積する傾向がある。このことから、上記のことが起こると考えられる。

【 0 0 5 1 】

図 6 および図 7 に示す空気流通路は、図 5 を参照して述べたように、防護エアカーテンを供給するよう、変更しても良い。

【 0 0 5 2 】

上述の構成において、空気流スイッチ SW 2 は、使用者の吸入によって起動する。しかしながら、使用者がスイッチ SW 2 を起動させるだけ十分強く吸入できない場合もある。かかる場合、図 8 に示すように、吸入器を設けてもよい。この吸入器には、スイッチ SW 2 周囲の領域と接続しており、パイプ 1 0 1 を介して手動で動作させることができ、空気を強制的に送りこむことで吸気口 3 0 を開いてスイッチ SW 2 をオンにするため、患者自身、又は、医師、看護婦、又は介護者等の他人がスクイズすることの出来る袋状(baldder)又はふいご(bellows)等の装置と接続するアダプター 1 0 0 が設けられてもよい。また、かかる吸入器は、加圧空気又はガスボトル又は所望割合の空気をパイプを通して吸気口 3 0 に供給する電気的に動作可能なコンプレッサーを伴うものであってもよい。

10

【 0 0 5 3 】

図9aから図9dまでは、英国、マルバーンのマルバーンインスツルメント社によって製造されたマルバーン マスタライザ X を用いて実験で得られた水滴スペクトラムを示す。図9a 20 は、図 1 に示した形式の装置を用いて生成された典型的な水滴スペクトラムを示している。図9aから見られるように、中くらいの粒子または水滴の直径は、鼻孔に投与されるのに望ましい大きさの最小値であるほぼ $10 \mu m$ である。図 9 b から図 9 d は、三つの市販されている経鼻式吸入器によって生成された同等な水滴スペクトラムを示しており、図9bは、英国、R H 1 2 4 AB ホーシャムのノバーテイス コンシューマーヘルス社が供給する、鼻孔消炎剤(nasal congentant)として塩酸キシロメタゾリン xylometazoline hydrochloride)を供給するスクイズ可能なプラスチックボトルを備えた”オトラバイン(Ortavine)”(商標)経鼻式吸入器によって生成された水滴スペクトラムを示しており、図 9 c は、絞りバルブ(metering vale)および fluticasone プロピオン酸塩を供給する加圧貯蔵タンクを用いる、英国、UB11 1BT ミドルセックス、ストックレーパークのアレン & ハンバリー社が供給するフリクソネーズ(Flixonase) ”経鼻式吸入器の水滴スペクトラムを示すものであり、図 9 d は、ジプロピオン酸ベクロメタゾン(beclomethasone dipropionate)を備えた、アレン & ハンバリー社が供給する”ベコネーズ(Beconase)”ポンプ駆動式の経鼻式吸入器による水滴スペクトラム出力を示している。図 9 b から図 9 d と図 9 aとの比較から見られるように、従来の三つの吸入器は、より広い範囲の直径を有する粒子又は水滴を生成しており、図 9 a に示す電気流体力学装置によって達成される直径サイズの制御と比較すると、その制御は不十分である。従来の吸入器は、水滴を堆積させるために水滴を帯電させず、空気流にも依存せず、慣性力のみに頼っていたことにも注意すべきである。さらに、従来の吸入器は、使用者によって生成される鼻孔内の空気流に大きく依存していた。

20

30

30

40

【 0 0 5 4 】

図 1 に示す吸入器 1 の動作は、鼻のモデルによってテストされており、生成された帶電スプレーは、鼻内部を表す導電体表面上に均等に堆積することが判った。これらの実験に用いられた液は、電気抵抗が 4500Ω cm であり、表面張力が 30 mN/m (メーターあたりミリニュートン) であり、粘度が 2.4 cP (センチポイズ) のものが用いられ、第一電極および第二電極間に 8 kV から 12 kV の範囲の電圧が印加された。

【 0 0 5 5 】

上述の実施形態は、主に、油およびアルコールのような比較的抵抗の高い液体の噴霧化に用いるためのものであった。図 10 は、水および食塩水のような高い導電性を有する液体を噴霧化するのに適した、図 2 に示した吸入器の改良型を示す。

50

【 0 0 5 6 】

図10に示す吸入器300において、図2に示した流路チューブ33は、放出ノズル10aを取り囲むリング状のノズル放出口331を終了させるため、壁3aの開口部32を介して伸張する空気チャネル330aを規定する本体が中空の形式の流路チューブ330に置きかえられる。図10に示された吸入器300の他のすべての箇所は、図2に示したものと同じである。

【 0 0 5 7 】

この吸入器300は、一つの大きな特徴を除き、図2に示す吸入器3と同じ動作をする。すなわち、使用者が吸入器300を用い、鼻孔を通じて大きな(sharp)吸入呼吸を行うと、ノズル331を介して噴霧化が行われる領域に高速で移動する空気流が供給される。ノズル331からの空気流は、放出ノズル10aから放出された電気流体力学により生成された水滴を細分化する働きを行し、空気流がない場合よりも細かい水滴を得ることができる。これにより、水および食塩水等の電気流体力学導電による噴霧化が困難な導電性の液体であっても吸入器に用いることが可能となる。

【 0 0 5 8 】

実験は、2.5キロボルトの電圧を第一電極および第二電極間に印加し、内径0.2mmの放出ノズル10aを有する液供給パイプを用い、噴霧化される液体に水道水を用いて行われた。チューブの内径は、細分化を行うのに十分な空気流レート、この場合、10m/秒をノズル331から供給するため、予定される使用者の平均的な鼻孔吸入レートに基づいて選択される。もし、チューブを介して与えられる空気流が毎秒約20リットルから30リットルであり、かかる放出ノズルを囲むと共に、それと同軸(coaxial)であった場合、チューブ放出口は、鼻孔による空気流抵抗と同じとなるようその先端をほぼ数平方ミリメーターの面積になるよう形成すべきである。

【 0 0 5 9 】

ここでは、約20マイクロメーターの直径を有する水滴が検出された。帯電した水滴に対する電荷/重量比は、約 10^{-4} クーロン/キログラムとなるよう決定される。このように、水滴は、空気流を用いない場合と比較して、著しく小さくなる。

【 0 0 6 0 】

上述の約10/sの空気流レートは、細分化を生じさせるのに十分であり、比較的健康な人が行う大きな吸入呼吸とほぼ等しい。

【 0 0 6 1 】

図10を参照して説明した変更例は、上述の図4から図8を用いて説明した変更例のうち適切なものと組み合わせて用いてもよいことが理解され、例えば、対電極12を、図5に示すように、第一電極11の下流に位置させてもよい。また、一、二またはそれ以上の空気流ノズルを、噴霧化領域(comminution area)または噴霧化部(comminution site)の近傍に設けるようにしてもよいことも理解されよう。上述のことにより、過度の気流を発生させること無く、噴霧化領域または噴霧化部において十分な空気流を供給することが可能となる。このことから、図10に示すように、放出ノズル331は、放出ノズル10aから液が放出される方向に対して空気流が斜めに供給されるよう方向づけられている。

【 0 0 6 2 】

本明細書の序論に記載された理由とは別に、当業者であれば、吸入器の使用者にとって帯電した水滴を吸入することが好ましくないことであることを理解するであろう。なぜなら、使用者に対して電荷を供給することは、吸入器の使用中に当該使用者がアースされていない場合、使用者自身の電位を上昇させ、後に使用者がアースに接続された際、感電により不愉快な思いをするということになるからである。

【 0 0 6 3 】

しかし、本発明の発明者は、本発明を具現化した吸入器の一回の使用ではアースされていない使用者の電位が放電され、不愉快な思いをすることがないことを発見した。また、希望すれば、使用者に伝達される電荷量を最小量に制御することもできる。これは、例えば、吸入される薬剤を運ぶ液体を、液体中の有効成分または薬剤を通常の水溶液よりも高濃

10

20

30

40

50

度に組成することにより達成することができる。これにより、所要のドーズ量を投与するために、より少ない量の液体を吸入するだけで済む。このことで、全体のスペース電荷(overall space charge)が減少するとともに、吸入器を介して流れる空気流中の噴霧化物質の運搬が促進される。通常の場合、濃度を5倍に(例えば、有効成分の量を10%から50%にする)してもよい。

【0064】

長期または継続的な治療が必要な場合、使用者が一の極性の水滴を受けら後、逆極性の水滴を受けるよう、高電圧発生器により供給される電圧の極性を周期的に反転するように上述の吸入器を変更してもよく、これにより、使用者の電位が大幅に上昇することを抑制する。このことを達成する簡単な方法としては、カムノレバー機構を用い、使用者により手動操作可能な高電圧発生器に圧電発生器を用いることである。なぜなら、この構成を用いると、素子(crystal)が圧縮されると電圧が発生し、素子が戻ると逆極性の電圧が発生するので、自動的に極性反転が行われるからである。10

【0065】

上述の各例においては、第二電極、すなわち、対電極に高電圧が印加されていた。しかし、とくに、圧電発生器のように低電力、低キャパシタンスな高電圧発生器を用いる場合には、第二電極を省略し、第一電極を直接所要の電荷に帯電させることもできる。

【0066】

図11は、図2に近似する本発明にかかる吸入器の他の実施形態の部分断面略図であって、第一電極を直接帯電させる構成を示す。20

【0067】

図11に示す吸入器301は、それぞれ放出ノズル10aを備えた二本の液供給パイプを有している。これらのパイプ10は、対応する貯蔵ポンプから液を受けるよう、対応するポンプ9に接続されている。図11には明確に図示していないが、各ポンプ9は、遅延回路120と電圧発生源5のマイナス端末との間に接続されている。各液供給パイプ10の内側には、導電体芯という形で第一電極11が支持されている。一の液供給パイプの第一電極11は、高電圧発生器7の高電圧出力に接続されている(図6に図示せず)。逆極性の高電圧、この場合、マイナス、を供給する別の高電圧発生器7'は、もう一つの供給パイプ10の第一電極11に接続された自身の高電圧出力を有している。この場合、ポンプの電位上昇を生じさせてしまう第一電極の直接帯電を抑制するためには、十分に高い抵抗を有する液体を用いるか、またはポンプを液から電気的に絶縁するかのいずれかの対策を講じるべきである。30

図11に示す空気流路も、図2に示すものとは異なる。したがって、図11に示す吸入器301において、図2の絶縁チューブ体33は、図11に示す、二本の液放出ノズル10a間にそれらと同心かつ対称になるよう設けられた空気放出ノズル334を終了させるよう隔壁3a内の開口部32を通過する絶縁チューブ体333に置き換えられる。図11に示す吸入器301は、二の逆極性のスプレーまたは噴霧化物質が生成される点を除き、図2に示す吸入器と同じ動作を行う。空気放出ノズル334からの空気流は、二の逆極性を有する噴霧を分離しておくのに十分であり、二の逆極性を有する噴霧がノズル通路に供給される。このことは、使用者の身体の全体的な電位を変化させることなく、帯電し、噴霧化された物質を鼻孔に供給することができる、という利点を有する。通常、二本の液供給パイプの長手方向の軸は、12mmから15mm離れている。40

【0068】

図11に示した変更例は、図4から図8を参照して説明した上述の変更例のいずれかと組み合わせて用いてもよいことが理解される。

【0069】

上述の各実施形態において、空気流レートは、使用者が鼻を介していくに強く空気を吸い込むか、図8の場合はポンプ102の動作、により制御される。上記いずれかの実施形態において、空気流路内にバルブを設置する方法によって空気流を制御するようにてもよい。例えば、図12は、チューブ体33内に旋回可能に設置されたフランップバルブ又はチ50

ヨーク 301 を伴う図 2 に示す吸入器の一部を示している。当該フラップバルブは、従来のどのような機構を用いて動作させてもよく、例えば、使用者がハウジングの外側に設けられたノブを回転させることによってフラップバルブを手動により動作させてもよく、または、フラップバルブの旋回動作をカム構造を用いて機械的に制御してもよく、あるいは、カム構造、例えばソレノイドを用いてフラップバルブの旋回動作を電気機械的に制御してもよい。さらに、例えば、フラップバルブの旋回動作を医師のそばに構成するようにしてもよい。なお、ここでは、従来の他の形式のバルブも用いることもできる。

【 0070 】

上述のように、空気放出ノズル 334 からの空気流は、逆極性のスプレーまたは噴霧を分離し続ける役割を果たす。それにより逆極性の噴霧が分離される空気量、およびそれらの混合の割合は、空気流パイプ 333 内にスロットルまたはそれに類似するバルブを設けることによりパイプ 333 を通じて流れる空気流レートを制御することで制御することができる。この空気流バルブは、医師により、または出荷時に前もってセット（例えば、吸入器によって投与される有効成分に応じて）しやすく、使用者がセットできるようにしてもよい。使用者の鼻孔に供給される噴霧化物質の全体の電荷を制御することにより、鼻孔内で噴霧化物質が堆積する区域を制御することができ、また、空気流制御バルブにより空気流レートを調節することにより有効成分供給の標的とされる領域を制御することができる。

【 0071 】

従来の吸入器を用いると、使用者または患者ごとに鼻孔吸入レートが異なるので、通常の人の場合、鼻孔吸入レートの小さい人によって吸入器が用いられた場合よりも、堆積する噴霧化物質が鼻孔内より奥に達する事態を引き起こしてしまう、ということが理解される。しかし、図 11 に示した鼻孔吸入器の場合、鼻孔吸入レートの高い人は、鼻孔吸入レートの低い人よりも、空気放出パイプ 334 内に早い空気流を生じさせており、鼻孔吸入レートが高い人は、鼻孔吸入レートの低い人より帯電の度合いが高く、混合度の低い噴霧化物質を得るという利点を有する。帯電度の高い物質は、鼻孔のより手前の場所に堆積する傾向があるので、図 11 に示す吸入器は、自己調整機能効果を発揮する。なぜなら、吸入レートが高い場合に物質を鼻孔のより深くに堆積させるという傾向は、帯電の度合いが大きいと物質を鼻孔のより手前に堆積させるという傾向によって打ち消されるからである。

【 0072 】

図 11 に示す構成において、液放出口 10a は、互いに平行に位置している。しかし、これらの放出口は、互いに角度、例えば、吸入器の長手方向の軸 L に対して 45 度に角度をつけて設けるようにしてもよく、これにより、混合の度合いが高くなる。

【 0073 】

吸入器によって運ばれる噴霧化物質の全体の電荷および当該物質が鼻孔内に入る深さをも制御することが出来る。かかる制御は、空気流レートを制御することに加え、または、そのかわりに、高電圧発生器 7 および 7' により供給される電圧を調整し、および／または放出ノズル 10a に対する液の相対的流量を調整して二つの第一電極に印加される相対電圧を制御することによって行われる。これらの調整は、工場のレベルで行い得るものであるから、工場において、一の構成を有する吸入器を、同じ有効成分であって異なるドーズ量（例えば、子供用、大人用）を運搬するためのものに適用させることができ、同じ吸入器を、異なる有効成分を運搬する異なるドーズ量が要求されるものにも使用することも可能である。他の可能性としては、臨床的症状に応じ、医師、看護婦、または薬剤師が、あるいは患者すなわち使用者が供給ドーズ量の変更を許されている場合には、使用者自身が、発生器により供給された電圧および／または流量を調整することができる。上述のように、二本の液供給パイプ 10 には、同じ液体が供給されると仮定している。もし、相対的な流量の調節が行われない場合には、単一の貯蔵タンク 8 および単一のポンプ 9 を設けるようにしてもよい。また、プラス極性およびマイナス極性の別個の高電圧発生器を設ける代わりに、一の極性の高電圧を第一電極 11 の一つに供給する単一の発生器を設け

10

20

30

40

50

、もう一つの電極をアースに接続するようにしてもよい。これにより、当該もう一つの電極は、直接帯電した第一電極からの誘導によって帯電する。このことにより、単一の高電圧発生器しか要求されないという利点を有し、全体のコストを低減し、高電圧発生器を収容するため吸入器内に必要となるスペースも節約することができる。

【0074】

もし、図11に示すように、個別の貯蔵タンク8およびポンプ9が設けられると、逆極性の噴霧物が生成される場合、二本の液供給パイプ10に、互いに作用する異なる液体が供給される。例えば、二つの液体は、逆極性の噴霧物が生成される場合、混合されると互いに反応して初めて所望の有効成分を創り出すような別個の反応成分を含みまたは備えてよい。このことにより、例えば、長い間置いておけない(short shelf life)有効成分を必要に応じて生成することが出来る。他の可能性としては、反応すると好ましくない、つまり、一定期間一緒にした場合に、それらの相対的効果が失われるような別の有効成分を二本の液供給路を介して供給するようにしてもよい。他の可能性としては、一つの液に膨張剤(blowing agent)を含ませて、膨張剤に含まれている物質が他の噴霧化物質と反応した時に、それによる水滴または粒子の膨張によって低濃度の粒子、例えば、球体が形成され、鼻孔の奥まで達するようにしてもよい。

10

【0075】

更に、他の可能性としては、放出口の一つから放出された液が、液状またはゲル状の噴霧化物質を生成する場合、二つの逆極性の噴霧化物質が混ざる際に、液状、ゲル状の噴霧化物質が他の噴霧化物質を覆いまたはコートし、例えば、マイクロカプセルまたはコートされた短い纖維すなわち小纖維を形成し、それによって、コートされた粒子の中心部から有効成分がゆっくり放出されるようにしてもよい。このコート物質が、生体接着剤(bioadhesive)を含むことにより粘膜の纖毛運動による排出を防止し、放出が制御された製品とともに用いられる場合には、長期にわたってゆっくりと有効成分が放出されるようにすることができる。

20

【0076】

二つの液放出口を有する他の利点は、それにより有効成分が鼻孔に運搬される全体のレートが、単一の液放出ノズルしか用いていない場合より大きいことである。一組以上のペアの液放出口を用いてもよく、もし、噴霧を完全に混合することが許容される構造であれば、同じ数のプラスおよびマイナスに帯電する第一電極をそこに設ける必要がなく、特に、残存電荷が確保されるべきであることが理解される。

30

【0077】

複数のノズルを設けて逆極性での噴霧を達成する他の利点は、噴霧スプレーがハウジングの壁に対するよりも、互いにより強く引き付けあうので、ハウジングの壁に噴霧化物質が堆積するおそれが小さくなる。

【0078】

また、図11に示す構成においては、与えられた電荷を搬送するより大きなサイズの噴霧化物質の水滴または粒子が生成される。

【0079】

図11に示す構造において、対電極12は不要であることが理解されるが、図11に示す構造に、図2を参照して説明したような方法によって複数の対電極を設けるようにしてもよい。この場合、それぞれの対電極は、それぞれ高電圧発生器およびマイナスの高電圧発生器7、7'に接続されており、第一電極10は電源のマイナス端子または逆極性の高圧に接続されている。対電極を誘電体でコートするということは好ましいが、必ずしも必要がないということも理解すべきである。コーティングを行えば、より導電性の高い液体を図11に示す吸入器に使用しやすくなる。

40

【0080】

図11に示す構造において、空気供給放出口334は、二本の液供給放出口の中央に設かれている。この構造は、二つの逆極性の噴霧を分離しておくには好ましいが、もし、少なくともいくらかの混合が必要な場合は、空気放出口を液放出口を囲むように構成しても

50

よい。例えば、複数の吸気開口をハウジング壁内に設けるようにしてもよい。空気放出口を液放出口のまわりに設けることにより、所望の混合を得ることともに、噴霧化物質がハウジング上に堆積されなくなるか、その量を減少させることができる。

【 0 0 8 1 】

W098/03267で述べたように、電気流体力学による噴霧においては、ノズル放出口10aから放出される液にかかる強い電界は、その液の表面に沿って定在波(standing wave)を生じさせ、少なくとも一の尖端(cusp)または円錐形状(cone)を生じさせ(放出口10aの大きさによる)、帶電した液体の噴流(jet or jets)が放出される。噴射された液には、少しの擾動(perturbations)が生じ、これにより噴流を不安定にする成長波(growth wave)が引き起こされ、液内の正味電荷が液の表面張力を打ち消す反発力を供給し、噴霧化が行われる。前記成長波は、固有周波数を有しており、印加された高電圧に成長波の固有周波数と異なる周波数のAC信号を重畠することにより噴射での成長波の発生点を制御することができ、この結果、水滴のサイズを制御することができる。10

【 0 0 8 2 】

本発明の発明者は、一のサイズの噴霧化に代え、高電圧信号に、噴霧用の成長波の固有周波数に近い一以上の重畠された周波数を備えた振動信号(oscillating signal)を重畠することにより、良く制御された二以上の直径を有する噴霧化を行い得ることを発見した。

【 0 0 8 3 】

図13に略図的に示すように、パルスまたは信号発生器70は、高圧キャパシタCで高電圧発生器の高電圧供給線7aと接続している。しかし、高電圧発生器7の固有周波数をそのまま用いても、高電圧供給線7a上にACリップルを与えることができる。20

【 0 0 8 4 】

吸入器の電源5(例として図2参照)によって給電できる、どのような形式のパルスまたは信号発生器を用いても良い。例えば、パルスまたは信号発生器70は、それぞれが、電圧の剰余(voltage dividing voltage multiplying)技術を用いた既知の方法により電圧源から各々異なる駆動電圧を受ける複数の電圧制御発振器(voltage controlled oscillator)を備えるようにしてもよい。他の可能性としては、数値制御可能な(numerically controlled)発振器を用いることもできる。例えば、パルス/信号発生器は、数値を順次アドレスに記憶するデジタルメモリを備えるようにしてもよい。この場合、その数値は、メモリから順次読み出されて、D/Aコンバーターに供給され、所望の波形を再生する。このような場合、前記メモリ内に記憶されている数値から二以上の周波数の重畠を示す信号を直接生成するようにしてもよい。前記のパルス/信号発生器70を供給するために用いられる発振器の詳細については、ポールハロウイットおよびウインフィールド ヒル著の”電子技術(The Art of Electronics)”等の電子に関する標準的なテキストを参照のこと。30

【 0 0 8 5 】

図14は、重畠された振幅変動電圧(superimposed varying amplitude voltage)が水滴の形成にどのように影響するのかを示した図である。この場合、水滴が大きい場合と小さい場合のインパルスすなわち”キック”(線71で図示する)が高圧線に印加され、二つの異なったサイズの水滴dおよび水滴Dを創り出す。

【 0 0 8 6 】

図2に示す吸入器がこのように変更されると、使用中、放出ノズル10aから放出される液が電気流体力学的に噴霧化され、使用者が上述のような吸入を行うと、導電体である鼻孔内の導電表面に堆積する。しかし、小さい水滴は大きな水滴に比べて帶電量も小さいので、鼻孔のより奥まで達する。これにより、運ぼうとしている薬剤を鼻孔の全長にわたってより均等に堆積させることができる。40

【 0 0 8 7 】

三以上の周波数を重畠することにより、三以上の異なるサイズの水滴を制御可能に生成することができる。

【 0 0 8 8 】

異なる周波数の重畠に代えて、高電圧線7aに異なった周波数信号を順次供給するようにし50

ても良く、これにより、水滴が生成される際に印加される特定の駆動周波数に基づき、時間と共に生成される水滴のサイズを変化させることができる。

【0089】

図13および図14を参照して説明した構成は、駆動信号がサイン信号であること前提としている。しかし、そうである必要はなく、例えば、1マイクロイセカンド以下のパルス幅を有する周期の短いスパイク(short duration spikes)を用いるようにしてもよい。通常、パルス発生器70によって供給される駆動信号は、高電圧の約2%の振幅を有する、所望の水滴のサイズにもよるが、例えば、10から100ボルトであって50kHzから10MHzないし50MHzの範囲の周波数を有する。

【0090】

他の発振器としては、所望の値の周波数を実現するために、異なった周波数を発振するよう構成された二以上の発振器を伴う圧電発振器(piezoelectric resonator)がある。

【0091】

図15および図16は、図2に示す吸入器に、さらに変更を施した部分を示す図である。

【0092】

図15に示した構成において、ポンプ9は、それぞれ対応する放出口101a、102a、および103aを有する三本の液供給パイプ101、102、および103に液を供給するよう設けられており、各々が導電性の芯または棒(conductive core or rod)111、112、および113を含んでいる。導電性芯または棒は、線5aを介して電圧発生器5のアース端子に接続されており、液供給パイプ101、102、および103に設けられた第二電極121、122、および123が高電圧発生器からの高圧出力線7aに接続されている。各液供給パイプ101、102、および103は、流量調節バルブV1、V2、およびV3を有している。各流量調節バルブV1、V2、およびV3は、自身が対応する液供給パイプを流れる液流量を制御するので、各液供給パイプ101、102、および103からの液流量は異なる。例えば、簡易機械式スロットルバルブまたは電気機械式のソレノイドバルブ等の適切な形式のバルブを用いることが出来る。各放出口101a、102a、および103aへの流量が異なるので、電気流体力学による噴霧化中、対応する放出口から放出される水滴のサイズは異なる。したがって、図15に示す実施形態では、前記三本の液供給パイプにそれぞれ異なる流量を与えることにより、三つの異なるサイズの水滴を生成することができる。

【0093】

異なる流量を有する二本、三本あるいはそれ以上の液供給パイプを用いることができ、当該流量は予め定めてもよく、または使用者が調節してもよい、ということが理解される。図15に示す実施形態は、異なったサイズの水滴を同時に生成することができる。しかし、単一の液供給パイプを有すると共に、液供給バルブの開く角度を制御することにより経時的に流量を調節することで順次異なったサイズの水滴を生成することもできる。

【0094】

図16は、他の変形例を示している。この場合、ポンプ9には、それが第一電極の役割を果たす中心導電体すなわち棒114および115を有する2以上の液供給パイプ104および105が設けられている。この場合、第二電極124は、ハウジング4の壁に設けられている。ここで、液供給パイプ104および105は、異なる断面積を有しているので、流量が異なる。

【0095】

他の選択肢としては、異なった大きさの液供給パイプに代わりに、異なる流量を供給する別のポンプを用いても良い。

【0096】

図15および図16に示した異なる放出口における噴霧化は、パルス発生器70を用い、ライン7aの高電圧信号に、成長レート(growth rate)の固有周波数に匹敵する駆動信号を重畳することにより同期させてもよい。

【0097】

上述の各実施形態において、空気流は、ハウジングの下部4a内で生成される。電気流体力 10

10

20

30

40

50

学による噴霧化を行うために液放出口において必要とされるテイラーコーン(Taylor cone)を破壊するような空気の流れを防止するため、液パイプの周囲であって、放出口10aの直近に環状のシールドを設けるようにしてもよい。

【0098】

上述の各実施形態において、吸入器は、複数のドーズ量が、単一の貯蔵タンクまたは複数の貯蔵タンク8から供給されるよう設計されている。しかし、吸入器1は、單一ドーズ量を供給するために十分な液だけを貯蔵する貯蔵タンクを有する單一ドーズ量用の吸入器であってもよい。かかる場合には、図3に示す上記カウンタ6およびLED13を省略することができる。單一ドーズ量用の吸入器の場合、液供給部品として使用者自身が交換可能な差し込み式カートリッジを提供してもよい。これに該当する場合、製造の容易化、これらの部品が比較的安価であることを鑑みると、かかる液カートリッジは、通常、第一電極11を含む。ただし、第二電極12が存在し、ハウ징部4aに付属していない場合は、第二電極12を含めることもできる。他の可能性としては、吸入器には、インデックス動作可能(indexed movement)なカプセル用の円形コンベア(carousel)あるいはマガジンが設けられていても良く、したがって、吸入器の使用後に、次の使用のため、新しいカプセルを装着することができる。かかるマガジンは、複数のカプセルを伴った帯状片(strip)であって、カプセルが使用されるにつれ、あるスプールから他のスプールに巻き取られるものであってもよい。

【0099】

上述の実施形態において、吸入器は、片方の鼻孔のために單一の放出口しか備えていない。しかし、吸入器は、両方の鼻孔用に二つの放出口を有するものであってもよい。

【0100】

上述の例では、特定形式の電気流体力学噴霧化手段を説明してきたが、他の形式の電気流体力学噴霧化手段を用いても良いことが理解されよう。また、他の形式の電気的に動作するポンプを用いても良い。

【0101】

液漏れおよび微生物による汚染(microbial integrity)を防止するため、電気的または電気機械的に動作可能なバルブを、貯蔵タンクから放出口10aまでの液流路内の適切な場所に設けるようにしてもよい。

【0102】

上述の構成は、人間に対して有効成分を供給すること(使用者自身により、または、医師、看護婦、または介護者の助けを借りて)を前提に説明がなされている。しかし、本装置を、獣医または他の人により図8に示された空気流起動機構を用い、他の哺乳類に対して使用できることが理解されよう。

【0103】

吸入器によって投与される有効成分は、使用者に所望の効能を与える物であればどのような医薬品または物質(agent or substance)であってもよい。例えば、有効成分は、人間等の動物体の治療、手術、または診断の手段として処置において用いられる薬剤、または健康に資する(improve uality of life)ためのものであってもよい。電気流体力学による噴霧化によって、分子を変質させること無く大きな分子を運ぶことが可能となるので、例えば、薬剤は、ニコチン、モルヒネ、ビタミン、殺菌剤(antiseptic)、抗炎症剤(anti-inflammatory)、抗生物質(antibiotic)、抗がん剤、ワクチン、酵素(enzyme)、DNA, 又はDN小片(DNA fragments)等であってもよい。

【0104】

その中に有効成分が含まれている液剤は、溶液、乳濁液、懸濁液、または顕微懸濁液(microsuspension)あるいは他の適切な組成の液であってもよい。グリセリンおよびリノール酸(油を含む)等の粘性を有する液体は、電気流体力学による噴霧化を用いて噴霧化することができ、有効成分用の担体液(carrier liquid)を最適化することができる。例えば、薬物または薬剤がそうであるように、有効成分が親油性化合物(lipophilic compound)である場合、電気流体力学による噴霧化を用いれば、有効成分用の担体液の生成(prepar

10

20

30

40

50

ation)が容易となる。また、油および軟化剤(emollients)を用いることにより、油性薬剤が鼻孔に吸入された場合、細胞膜によく浸透し、薬剤がより早く吸収されるという利点を得ることができる。また、油または油性の組成物は、アルコール組成物または水溶性塩(aqueous salt)に比べて鼻孔に炎症を生じさせることが少ない。また、油および他の低導電性の液は、電荷対質量比の小さい水滴を生成するので、帯電したスプレー広がりが小さく、装置内でほとんど堆積しない。さらに、このような低導電性の液は、抵抗が大きく、ショートを引き起こしにくい。

【0105】

この技術分野では知られていることであるが、鼻孔に炎症を生じさせるおそれがあるので、鼻孔内への吸入に適していない界面活性剤(surfactants)を用いずに電気流体力学による噴霧化技術を用いて高導電性液を十分に噴霧化することは非常に困難である。しかし、比較的導電性の高い液を用いることは避けられないことである。例えば、必要とされる有効成分の量およびタイプによって、どうしても高導電化されてしまったり、必要とされる担体液、例えば、イオン成分を含む水、水／エタノール混合液等が原因で液全体が高導電化されてしまう。本願の発明者は、界面活性剤を用いなくても、かかる比較的導電性の高い液によっても満足のいく噴霧化が得られる方法を発見した。これは、新たな構成要素として、当該液に中高分子量ポリマーを添加することにより達成される。このポリマーは、人工的に合成したものでも、天然のものであってもよく、その分子量が、通常、40,000から400,000の範囲であればよい。

【0106】

実験では、実際に有効成分を含む液体を模擬的に創り出すため、エタノールが70%、0.5モルの塩化ナトリウム水溶液(塩水)が30%の割合の液を用いた。

【0107】

初期の実験においては、PVA(ポリビニールアルコール)をポリマーとして用いて行われた。かかる実験の用には、分子量が125,000のポリマーが選ばれた。かかる実験の詳細に関しては、以下のテーブル1に示されている。安定した最大流量は、各ノズルごとに毎秒3マイクロリッターであった。

【0108】

【表1】

10

20

テーブル1

例	製剤形態	抵抗 / Ωm	粘度 / cP
1	0.1g PVA in 10ml liquid formulation	5.54	10
2	0.2g PVA in 10ml liquid formulation	4.20	24
3	0.3g PVA in 10ml liquid formulation	4.80	72
4	0.4g PVA in 10ml liquid formulation	5.21	110
5	0.5g PVA in 10ml liquid formulation	5.10	200
6	0.6g PVA in 10ml liquid formulation	5.21	360
7	0.7g PVA in 10ml liquid formulation	5.25	700

10

20

30

40

例1から例7のそれぞれにおいて、満足のいく電気流体力学による噴霧化が達成された。生成された噴霧の顕微鏡写真が撮影され、噴霧化物質の形状または構造は、液に添加されたポリマーの量に伴って変化することが判った。したがって、ポリマーの量が、10ml当たり0.1gであった場合、生成された噴霧物質は、球状またはほぼ球状の粒子からなる粒状の外形を有していた。また、PVAの量が0.2gに増加した場合、噴霧物質は粒状

50

のままであったが、そのいくつかは尾状のものまたは纖維状のもの有していた。PVAの量が増加、すなわち、例2から例7のようになると、纖維または尾の量が増加し、例7においては、ほとんどの噴霧化物質が纖維すなわち小纖維で構成されることになる。

【0109】

また、PVP(polyvinyl pyrrolidone)を用いて同様の実験が行われた。テーブル2は、分子量が360,000であって、最大流量が各ノズルごとに毎秒1.5マイクロリットラーのPVPポリマーを用いて行われた実験の結果を示している。

【0110】

【表2】

テーブル2

10

例	抵抗 /Ωm	粘度 / cP	結果
8	0.2g PVP in 10ml liquid formulation	4.74	10
9	0.4g PVP in 10ml liquid formulation	4.76	60
10	0.6g PVP in 10ml liquid formulation	5.36	180
11	0.8g PVP in 10ml liquid formulation	5.20	260
12	1.0g PVP in 10ml liquid formulation	5.32	480
13	1.2g PVP in 10ml liquid formulation	5.82	740

20

30

40

この場合も、例 8 から例 12 のそれぞれにおいて、満足のいく電気流体力学による噴霧化が達成された。ここでも、生成された噴霧の顕微鏡写真が撮影され、噴霧化物質の形状および構造は、液に添加されたポリマーの量に伴って変化することが確認された。したがって、ポリマーの量が、10ml(ミリリットル)当たり0.2gであった場合、噴霧物質は、纖維または尾をほとんど有しないほぼ粒状のものであり、10ml当たり0.4gのPV

50

Pを含む場合、液中により多少の纖維または尾ができる、10ml当たり0.6gのPVPを含む場合には、かなりの纖維または尾ができる、粒状物質はほとんどなくなつた。その後、観察される纖維および小纖維の数が増加する。実験の結果、10ml当たり0.5gのPVPが含まれる場合、結構多く纖維または尾を有する粒状物質を形成できることが判つた。

【0111】

したがつて、液に添加される中高分子量ポリマーの量を制御することにより、噴霧化物質が粒状から短い纖維および小纖維にいたるまで変化する。また、噴霧化物質が、粒状物質であつてそのいくつかが短い尾およびそれに結びついた小纖維から構成されるものとなるように噴霧化物質のサイズまたは形状を制御することもできる。噴霧化物質のサイズまたは形状を制御可能であることは、これにより所望の用途に応じて噴霧化物質の形状を調整できることを意味するので有益である。通常、小纖維または尾は、半固体(semi-solid)であり、鼻孔表面等の表面および/または互いによりよく接着し、粘膜の纖毛運動による排出の可能性が減少する。また、噴霧化物質のサイズを、1マイクロメーター以下の直径を有する非常に小さい粒状の粒子から短い纖維すなわち小纖維に至るまで、制御することができるので、粘膜による有効成分の吸収レートを制御することができる。すなわち、粒子を小さくすることによって早い吸収を、粒子を大きくすることによって有効成分を非常にゆっくりと吸収させることができる。これにより、必要に応じて噴霧化物質のサイズを調整することによって、有効成分の吸収レートを制御することができる。

10

【0112】

鼻孔を介しての吸入による有効成分の運搬を可能とするために上述の電気流体力学による噴霧化を用いることにより、有効成分の吸収レートおよびその吸収場所を制御することができる。したがつて、例えば、人体の他の部分にほとんどまたは全く投与すること無く、有効成分を素早く脳に運搬することができる。このことは、もし、薬物が有害な副作用を有する場合に特に重要である。

20

【0113】

上述の例は、鼻孔を介して有効成分を供給する吸入器について説明したものである。しかし、図8のように、使用者による吸入が不要となるよう変更を加えられた場合、有効成分を他の身体の部分、例えば、穴(cavity)または器官(organs)、傷等に供給することもできる。電極が露出しておらず、感電のおそれないので、本装置を、眼に有効成分を供給するのに用いるようにしてもよい。もし、本装置が、眼の表面に有効成分を供給するように構成されている場合には、例えば、ハウジングの放出口を眼球孔と合う形状に構成してもよい。図8に示した変更を施した上述の吸入器を、手術前または術後(pre- or post-operative)に有効成分を供給するために用いてもよい。例えば、特に眼の場合、手術後に残る瘡蓋(scar tissue)を小さくするために用いることも、抗生物質、抗細菌物質(antibacterials)、麻酔剤(anaesthetics)等を眼の表面あるいは身体の開口部に供するために用いることも、手術中、噴霧化物質を露出した身体の内表面上に供給したり、切開した動脈壁(incision in an arterial wall)を修復するために用いることも、創傷被覆材(wound dressing)または薬剤を体内外の傷に塗布するために用いることもできる。

30

【0114】

噴霧化物質の最終的な形状は、噴霧化する液の性質による。したがつて、例えば、液を噴霧化すると凝固またはゲル化を始めるようなものであった場合、固体状またはゲル状の水滴が形成される。噴霧化される直前に液がゲル化されると、比較的小さい纖維が形成される。もし、本装置が吸入に用いられない場合、噴霧化という言葉は、供給された液体が電界によって分散される前に固化またはゲル化して单一の纖維を形成する場合にも用いられる。この場合、分散される必要も無いので噴霧化されない。

40

【0115】

なお、当業者にとっては、これ以外の修正を行い得ることは明らかである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1は、本発明に係る吸入器の使用形態を概略的に示した図である。

【図2】 図2は、本発明に係る吸入器の一実施形態の回路図を示す部分断面図である。

50

【図3】 図3は、図2に示す吸入器のブロック電気回路図である。

【図4】 図4は、図2に示す吸入器の拡大部分断面図であり、図2に示す吸入器用の電気流体力学噴霧化部の例を示すものである。

【図5】 図5は、図2に示す吸入器の拡大部分断面図であり、図2に示す吸入器用の電気流体力学噴霧化部の他の例を示すものである。

【図6】 図6は、本発明に係る他の実施形態の吸入器の拡大部分断面図である。

【図7】 図7は、本発明に係るさらに他の実施形態の吸入器の拡大部分断面図である。

【図8】 図8は、本発明を実現した吸入器の他の例であって、その起動に圧縮した空気流を用いたものの概略図である。

【図9a】

10

【図9b】

【図9c】

【図9d】 図9aから図9dは、本発明を実現した吸入器における水滴の範囲を示しており、図9bから図9dは、従来の様々な吸入器における水滴の範囲を示すものである。

【図10】 図10は、図2に示したものと近似する本発明に係る吸入器の他の実施形態における回路の部分断面図である。

【図11】 図11は、図2に示したものと近似する本発明に係る吸入器の他の実施形態における回路の部分断面図である。

【図12】 図12は、図2に示す吸入器の一部の拡大図であり、その変更例を示す図である。

20

【図13】 図13は、本発明に係る吸入器の実施形態のさらなる変更を概略的に示した図である。

【図14】 図14は、図13に示す変更を加えた吸入器の動作を示す図である。

【図15】 図15は、本発明に係る吸入器の他の実施形態の拡大部分断面である。

【図16】 図16は、本発明に係る吸入器の他の実施形態の拡大部分断面である。

【図1】

【図2】

FIG.1

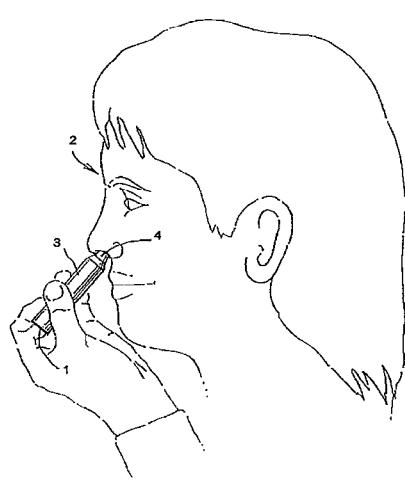
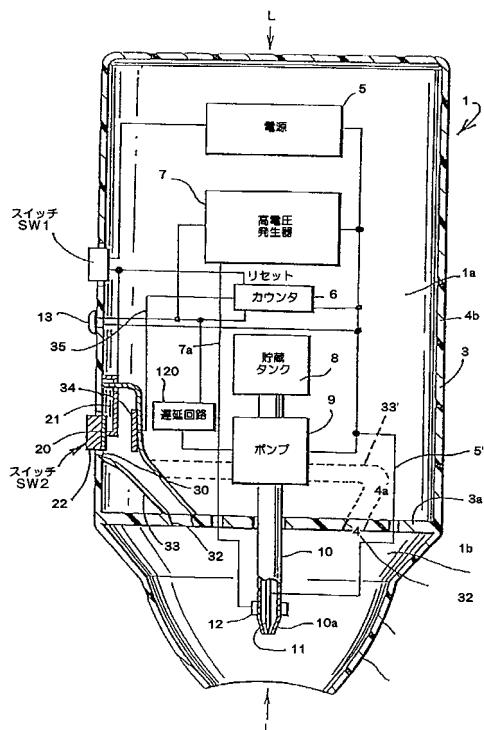
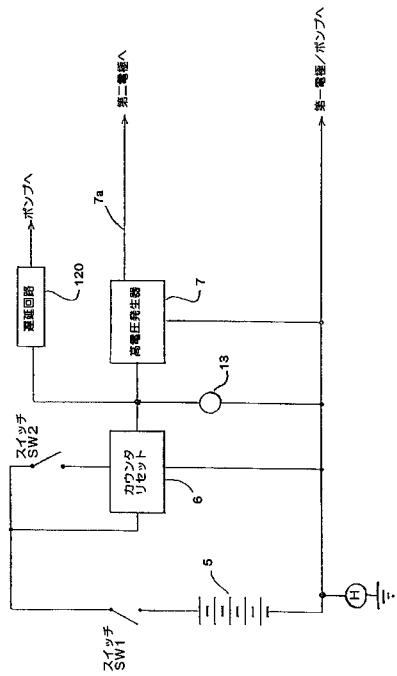


FIG.2



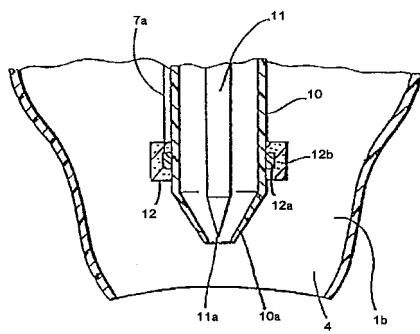
【図3】

FIG.3



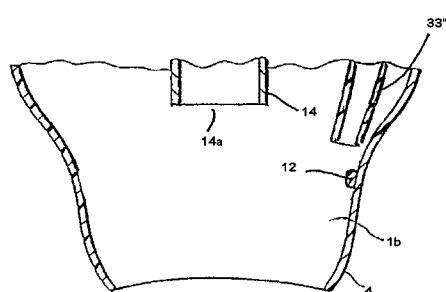
【図4】

FIG.4

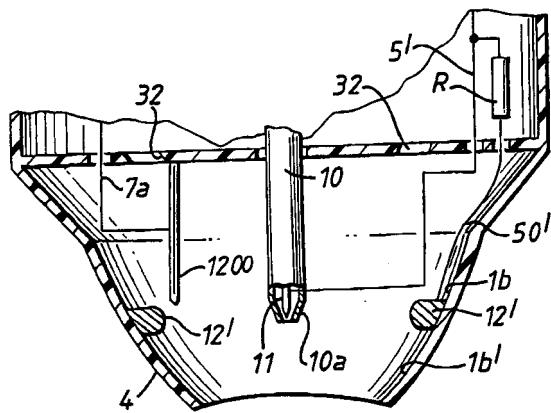


【図5】

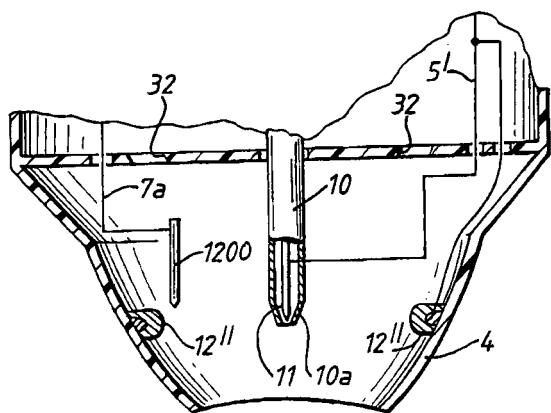
FIG.5



【図6】

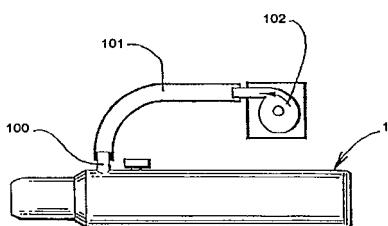


【図7】



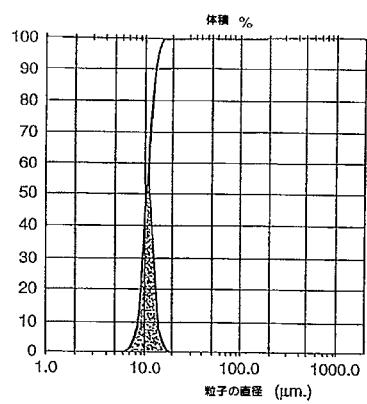
【図8】

FIG.8



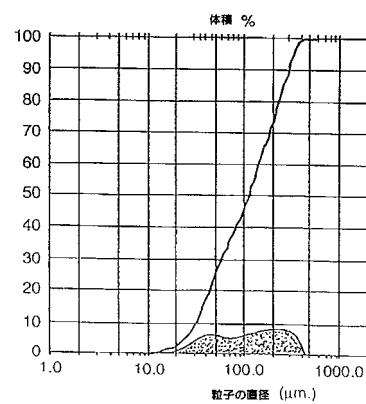
【図9a】

FIG.9a



【図9b】

FIG.9b

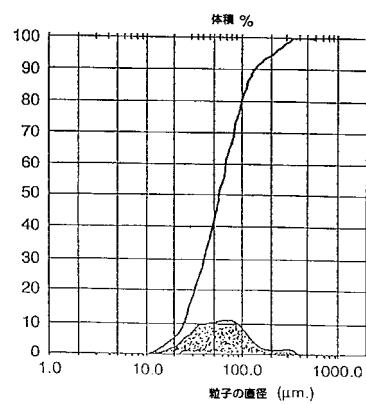
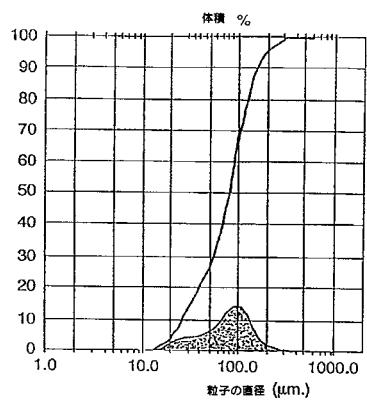


【図9c】

FIG.9c

【図 9 d】

FIG.9d

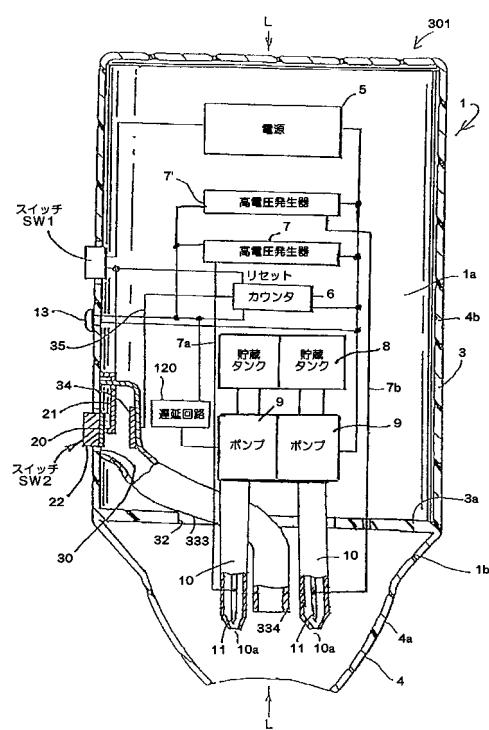
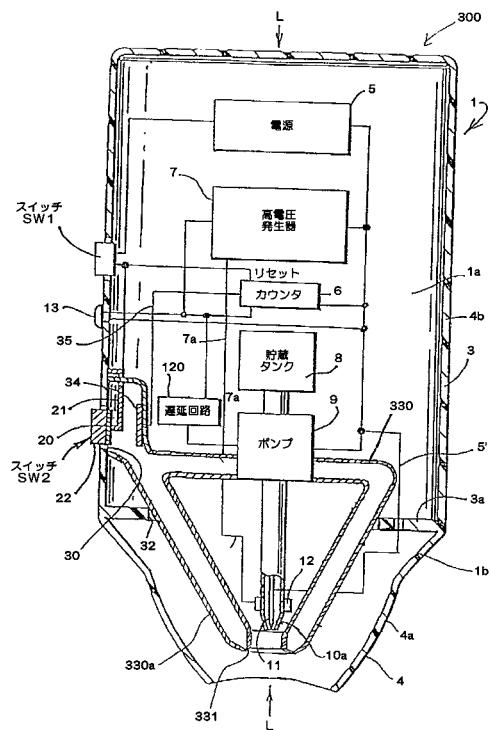


【図10】

FIG.10

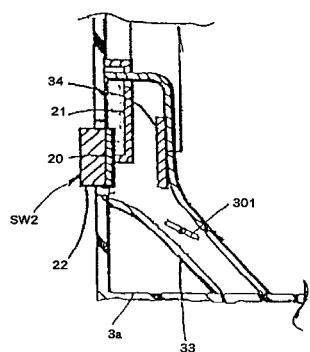
【図11】

FIG.11



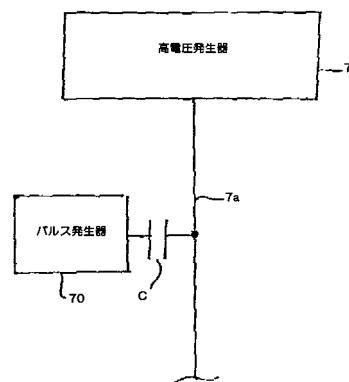
【図12】

FIG.12



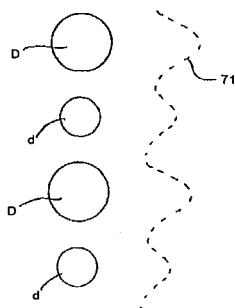
【図13】

FIG.13



【図14】

FIG.14



【図15】

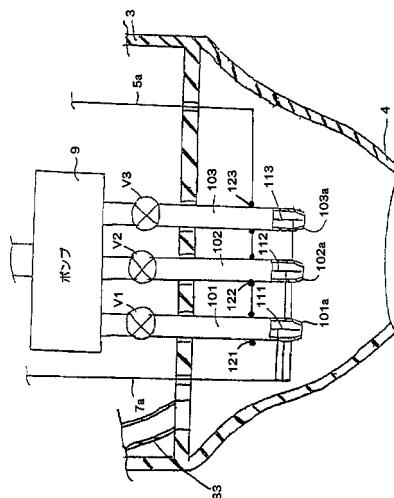


FIG.15

【図16】

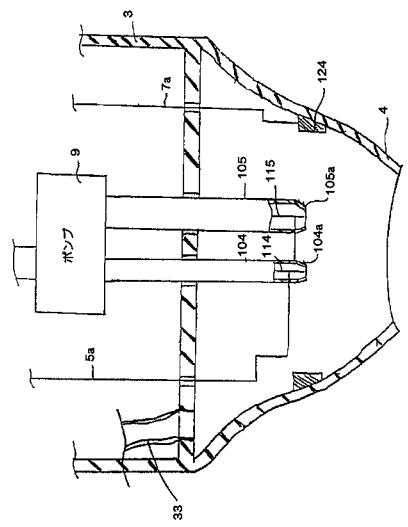


FIG.16

フロントページの続き

(72)発明者 アラステア・ブルース・ピリー

英国，GU27 1HA，サリー州，ハスレミアー，ファーンハム レーン，サースレイ カブス
，エレクトロソルズ リミテッド内

(72)発明者 デヴィッド・ネビル・ディヴィーズ

英国，GU27 1HA，サリー州，ハスレミアー，ファーナム レーン，サースレイ カブス，
エレクトロソルズ リミテッド内

審査官 塩澤 正和

(56)参考文献 特公平08-024714(JP,B2)

特開昭62-254830(JP,A)

特表平05-501505(JP,A)

特開平08-276017(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 15/08

A61M 11/00

A61M 15/00