

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5964826号
(P5964826)

(45) 発行日 平成28年8月3日(2016.8.3)

(24) 登録日 平成28年7月8日(2016.7.8)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 F 9/00 (2006.01) A 6 1 F 9/00

請求項の数 12 (全 53 頁)

(21) 出願番号	特願2013-519869 (P2013-519869)	(73) 特許権者	514266389 アイノビア, インコーポレイティド アメリカ合衆国, フロリダ 33602, タンパ, ノース アシュリー ストリート 400, スイート 2150
(86) (22) 出願日	平成23年7月15日 (2011.7.15)	(74) 代理人	100099759 弁理士 青木 篤
(65) 公表番号	特表2013-535250 (P2013-535250A)	(74) 代理人	100102819 弁理士 島田 哲郎
(43) 公表日	平成25年9月12日 (2013.9.12)	(74) 代理人	100123582 弁理士 三橋 真二
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/044291	(74) 代理人	100153084 弁理士 大橋 康史
(87) 国際公開番号	W02012/009706	(74) 代理人	100160705 弁理士 伊藤 健太郎
(87) 国際公開日	平成24年1月19日 (2012.1.19)		
審査請求日	平成25年2月22日 (2013.2.22)		
審査番号	不服2015-10038 (P2015-10038/J1)		
審査請求日	平成27年5月29日 (2015.5.29)		
(31) 優先権主張番号	61/401, 918		
(32) 優先日	平成22年8月20日 (2010.8.20)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/462, 576		
(32) 優先日	平成23年2月4日 (2011.2.4)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 滴生成デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

駆出された液滴流として流体を目を対象とした標的に送出するための圧電式液滴生成デバイスにおいて、

ハウジングと、

一定体積の流体を収容するためにハウジング内部に配置されているタンクと、

前記タンクの流体送出部域に結合された第1の表面を有し、その厚さを貫通して形成された複数の開口部を含むエジェクタプレートと、前記エジェクタプレートの第2の表面に結合され、一定の周波数でエジェクタプレートを揺動させて駆出された液滴流を生成するように操作可能である圧電アクチュエータとを備えたエジェクタ機構と、を含み、

前記エジェクタ機構は、32 ~ 100ミクロンの平均駆出液滴直径を有する液滴の流れを駆出するように構成され、

前記液滴流の平均初期駆出速度は1 m / s ~ 10 m / sの範囲内であり、

前記液滴流は、使用中に駆出された液滴流の質量の少なくとも約85%が少なくとも2.2 cm超離れた標的に堆積できるような、低い同伴空気流量を有する圧電式液滴生成デバイス。

【請求項2】

アクチュエータは、エジェクタプレートの周辺領域のまわりに延在している、請求項1に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項3】

開口部は、アクチュエータによりカバーされていないエジェクタプレートの中心領域内に配置されている、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 4】

タンクが、液体体積の減少に伴って折り畳まれる折畳み式壁とウィッキングタンクからなる群から選択される特徴を含んでいる、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 5】

エジェクタプレートが保護コーティングを含む、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 6】

エジェクタプレートが反射性コーティングを含む、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

10

【請求項 7】

圧電式液滴生成デバイスが使用されていない時に前記エジェクタプレートに対し封止されていてよいカバーをさらに備えている、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 8】

前記カバーは、ポリプロピレン、ポリエチレン、高密度ポリエチレン又はポリテトラフルオロエチレン製であり、前記カバーが、エジェクタプレートに対して封止されてよい、請求項 7 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 9】

ハウジングが、エジェクタプレートの開口部を露出させるための開口部を含み、さらにエジェクタプレートの開口部を被覆又は被覆解除するように構成されたカバーを含んでいる、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

20

【請求項 10】

カバーが、エジェクタプレートを活動化する活動化トリガーに結合されている、請求項 9 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 11】

前記駆出された液滴流の液滴が、2 ~ 5 m / s の範囲内の平均駆出速度を有する、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

【請求項 12】

少なくとも 1 つの診断機能を含み、診断機能が、発光体及び検出器を含み、発光体が光波を液滴に向かって誘導し、検出器が、前記液滴から反射又は屈折された光の部分を検出する、請求項 1 に記載の圧電式液滴生成デバイス。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、全ての目的のため各々の内容全てが参照により本明細書に具体的に援用されている、2010年7月15日出願の米国仮特許出願第61/400,864号、2010年8月20日出願の米国仮特許出願第61/401,850号、2010年8月20日出願の米国仮特許出願第61/401,920号、2010年8月20日出願の米国仮特許出願第61/401,918号、2010年8月20日出願の米国仮特許出願第61/401,848号、2010年8月20日出願の米国仮特許出願第61/401,849号、2011年2月4日出願の米国仮特許出願第61/462,576号、2011年2月5日出願の米国仮特許出願第61/462,791号、2011年2月15日出願の米国仮特許出願第61/463,280号、2011年4月4日出願の米国仮特許出願第61/516,462号、2011年4月4日出願の米国仮特許出願第61/516,496号、2011年4月4日出願の米国仮特許出願第61/516,495号及び2011年4月6日出願の米国仮特許出願第61/516,694号の出願日の利益を主張するものである。本出願は同様に、全ての目的のためにその各々の内容全てが参照により本明細書に具体的に援用されている、2010年5月28日出願の米国仮特許出願第61/396,531号にも関連するものである。

40

50

【背景技術】

【0002】

ミスト又はスプレーの形で製品を投与するためのスプレーディスペンサーの使用は、安全かつ使い勝手の良い製品に対する大きな潜在性をもつ分野である。このようなアプリケーションを提供する上での主たる課題は、好適な用量の一貫性と正確性のある送出を提供することにある。

【0003】

スプレーアプリケーションが必要とされる1つの重要な分野は、眼用薬剤の送出にある。点眼薬の場合のような流体の適用はつねに、特に重要な瞬間において瞬きや痙攣を起して、液滴が瞼、鼻又は顔の他の部分の上に落ちる事態をひき起こす傾向をもつ子供や動物に関して、つねに問題を提起する。特に液体が異なる温度にある場合、眼球上への流体の大きな滴の衝撃も同様に、瞬き反応をひき起こす傾向をもつ。高齢者もまた、点眼薬を眼に入れるのに必要な手の協調を失なうことが多い。卒中の発作に見舞れた人も類似の問題点を有する。点滴器送出には、多くの場合、例えば顔を傾斜させたり水平位置にするなど身体に特定の姿勢が求められる。そのいずれも実施できない場合がある。

10

【0004】

多くの場合、対象が正しい用量を一日に所要回数だけ投与することがきわめて重要である。しかしながら、実際は、自宅で使用するための眼科用薬剤の処方を受けた対象は、使用を忘れるか又は過度に使用したり、他の薬剤と交叉使用(cross-dose)する傾向にある。コンプライアンス上の主要な問題の1つは、対象がたとえ治療計画を順守することに専念している場合であっても、使用を忘れることは多いということにある。

20

【0005】

現在、これらの薬剤の多くは、点眼器により投与される。現行の点眼デバイスは、送出機構が典型的に薬剤の適用のために重力に依存していることを理由として、多くの場合、頭を後方に傾斜させることを必要とするか、又は対象が横たわるか下瞼を下向きに引張るか、あるいは引張りとは傾斜の組合せを提供することを求める。これは、厄介であるばかりでなく、点滴器の先端部で眼を突くのを回避しながら製剤が眼の中に確実に入るようになるために対象の側のかなりの量の協調、融通性そして協力も関与してくる。現在の点眼器瓶は、ユーザーの眼を突き、潜在的に眼に肉体的損傷をひき起こしさらには、眼との接触に起因して先端部を細菌汚染にさらす危険性を提起する。したがって、対象は、点眼瓶内の製剤を汚染させ、続いて眼を感染させる危険をおかす。さらに、大量の製剤が眼から流出するか又は流涙反射により洗い流される。結果としてこの投与方法は同様に不正確で無駄の多いものでもある。その上、この技術は、分注される製剤量を制御する満足いく方法を提供せず、分注されている製剤が実際に眼に落下してその上にとどまることを保証する方法も提供してくれない。

30

【0006】

点眼器は、同様に、対象によるコンプライアンスを確認する方法も全く提供しない。たとえ一週間の使用後に瓶を計量することなどによって分注された製剤の合計体積について点眼器瓶をチェックすることができる場合であっても、これは日毎のコンプライアンスの記録を提供しない。対象は1回以上の使用を忘れ、他の機会に過剰使用するかもしれない。同様に、点眼器が眼に滴を送出する精度が低いため、製剤が分注されたと考えられる場合でさえ眼の中に実際に入ったか否かについては疑問が残る。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、眼科用、局所施用、経口用、経鼻用又は経肺用の、対象に対し安全で好適かつ反復可能な投薬量を送出する送出デバイスに対するニーズが存在する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、眼科用、局所施用、経口用、経鼻用又は経肺用の、対象に対し安全で好適か

50

つ反復可能な投薬量を送出するためのデバイス及び方法を含む。本発明は同様に、適用時に適切で反復可能な堆積を高い割合で付与する特性を有する液滴の形で、規定の体積の流体を送出することのできる流体送出システムも含んでいる。

【0009】

本発明は、流体を対象の眼に送出するためのデバイスにおいて、ハウジングと、一定体積の流体を収容するためにハウジング内部に配置されているタンクと、15ミクロン超の平均駆出液滴直径を有する液滴の流れを駆出するように構成されたエジェクタ機構と、を含み、液滴流が、使用中に対象の眼の上に堆積できるように低い同伴空気流量を有しているデバイスを含み提供する。

【0010】

本発明はさらに、エジェクタ機構が、タンクの流体送出部域に結合する第1の表面を有し、その厚さを貫通して形成された複数の開口部を含むエジェクタプレートと、エジェクタプレートの第2の表面上に結合され、一定の周波数でエジェクタプレートを揺動させ指向性液滴流を生成するように操作可能であるアクチュエータと、を含んでいるデバイスを含み、提供する。

【0011】

本発明のさらに別の実施形態は、一定体積の眼科用流体を眼に送出するためのデバイスにおいて、ハウジングと、一定体積の眼科用流体を収容するためにハウジング内に配置されたタンクと、タンクと流体連通状態にあり、その厚さを貫通して形成された複数の開口部を含むエジェクタプレートと、タンクと反対側のエジェクタプレートの表面上に形成され、一定の周波数でエジェクタプレートを揺動させる指向性液滴流を生成するように操作可能であるアクチュエータとを含み、指向性流内の液滴が、非限定的に20~100ミクロンを含めた5~2500ミクロンの範囲内の平均駆出直径と、非限定的に2~20m/sを含めた1~100m/sの範囲内の平均初期速度とを有するデバイスを含み、提供する。

【0012】

本発明のさらに別の実施形態は、対象の眼に一定体積の眼科用流体を送出する方法において、エジェクタプレートの開口部から、タンク内に入った眼科用流体の指向性液滴流を駆出するステップを含み、指向性流内の液滴が非限定的に20~100ミクロンを含めた5~2500ミクロンの範囲内の平均駆出直径と非限定的に2m/s~20m/sを含めた1~100m/sの範囲内の平均駆出速度を有している方法を含み、提供する。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】エジェクタデバイスの基板構造の描写の三次元図を示す。

【図2】基板の一実施形態を通る断面図である。

【図3A】タンクを含むエジェクタ装置の実施形態を通る断面図である。

【図3B】代替的なタンク配置を伴うエジェクタ装置の変形実施形態である。

【図4】本発明の流体エジェクタ装置の一部を形成する電気回路の1つの実施形態の回路図を示す。

【図5】デバイスのハウジングの三次元図を示す。

【図6】デバイスの1つの実施形態内で使用される電気回路の回路図を示す。

【図7】デバイスのハウジングの別の実施形態の三次元図を示す。

【図8】人間の眼に薬剤を送出する本発明の一実施形態の側面図を示す。

【図9】図8の実施形態の正面図を示す。

【図10】デバイスの別の実施形態の側面図を示す。

【図11】デバイスのさらに別の実施形態の正面図を示す。

【図12】デバイスのさらに別の実施形態の正面図を示す。

【図13A】スペーサを含むデバイスの別の実施形態を示す。

【図13B】スペーサを含むデバイスの別の実施形態を示す。

【図14A】スペーサを含むデバイスの別の実施形態を示す。

10

20

30

40

50

- 【図14B】スペーサを含むデバイスの別の実施形態を示す。
- 【図15A】スペーサを含むデバイスの別の実施形態を示す。
- 【図15B】カバーの様々な例を示す。
- 【図15C】カバーの様々な例を示す。
- 【図15D】カバーの様々な例を示す。
- 【図15E】カバーの様々な例を示す。
- 【図15F】カバーの様々な例を示す。
- 【図15G】カバーの様々な例を示す。
- 【図15H】カバーの様々な例を示す。
- 【図16A】圧電エジェクタ機構を用いたデバイスの別の実施形態の概略的断面図を示す 10
- 。
- 【図16B】アセンブリの拡大上面図を示す。
- 【図16C】アセンブリの一部分の拡大断面図を示す。
- 【図16D】アセンブリの概略的背面図を示す。
- 【図16E】アセンブリの一部分の概略的断面図を示す。
- 【図16F】アセンブリの駆出領域の概略的上面図を示す。
- 【図16G】アセンブリのエジェクタプレートの部分的断面図を示す。
- 【図16H】タンクの変形実施形態を含む、アセンブリの一部分の斜視図を示す。
- 【図16I】図16Hに示されたアセンブリの一部分の断面図を示す。
- 【図16L】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。 20
- 【図16M】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。
- 【図16N】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。
- 【図16O】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。
- 【図16P】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。
- 【図16Q】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。 30
- 【図16R】エジェクタプレート内の開口部についての形状例を示す、部分的断面図である。
- 【図17A】活動化されたエジェクタプレートの断面図を示す。
- 【図17B】活動化されたエジェクタプレートの断面図を示す。
- 【図18A】液滴停止距離と平均液滴直径の関係を示すプロットである。
- 【図18B】液滴停止距離と平均液滴直径の関係を示すプロットである。
- 【図18C】液滴停止距離と平均液滴直径の関係を示すプロットである。
- 【図18D】液滴蒸発時間と平均液滴直径の関係を示すプロットである。
- 【図19A】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。 40
- 【図19B】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。
- 【図19C】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。
- 【図19D】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。
- 【図19E】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。
- 【図19F】異なる平均サイズの液滴の指向性流を表わす。
- 【図20】タンクの変形実施形態を含む、アセンブリの一部分の斜視図を示す。
- 【図21A】閉鎖位置にあるスライドカバーを伴うデバイスの変形実施形態を示す。
- 【図21B】スライドカバーが開放した状態のデバイスの変形実施形態を示す。
- 【図21C】図21Aの斜視図を示す。
- 【図21D】図21Aに示されたデバイスの背面の斜視図である。 50

【図 2 1 E】一実施形態における図 2 1 A のデバイスのハウジングの部品の立体分解斜視図を示す。

【図 2 1 F】ユーザーの眼と整列されたデバイスを表わす略図を示す。

【図 2 2 A】デバイスを含む通信システムを示す。

【図 2 2 B】通信状態にあるドッキングステーションとデバイスを表わすブロック図を示す。

【図 2 2 C】プロセッサとドライバ回路のブロック図を示す。

【図 2 3 A】電子機器モジュールを含む構成例の上面図を示す。

【図 2 3 B】電子機器モジュールを含む構成例の下面図を示す。

【図 2 4】デバイスを操作するためのプロセス例を示す。

10

【図 2 5】デバイスを操作するための別のプロセス例を示す。

【図 2 6】エジェクタの表面を照明する方法を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本開示は一般に、例えば眼に対する眼科用流体などの流体の送出において有用である駆出デバイスに関する。一部の態様において、駆出デバイスは、流体の制御可能な液滴流を生成する駆出アセンブリを含む。流体には、非限定的に、駆出機構を用いて液滴を形成できる範囲内の粘度を有する懸濁液又はエマルジョンが含まれる。

【0015】

本明細書中でさらに詳しく説明される通り、本開示の一部の態様によると、現在開示されているエジェクタ機構は、標的に向かって誘導されてよい指向性液滴流を形成し得る。液滴は、サイズが分布した状態で形成され、各分布は1つの平均液滴サイズを有する。平均液滴サイズは、約15ミクロンから100ミクロン超まで、20ミクロン超～約100ミクロン、約20ミクロン～約80ミクロン、約25ミクロン～約75ミクロン、約30ミクロン～約60ミクロン、約35ミクロン～約55ミクロンなどの範囲内であってよい。しかしながら、平均液滴サイズは、意図される利用分野に応じて、2500ミクロンという大きいものであってもよい。さらに、液滴は、約0.5 m/s～約100 m/s、例えば約0.5 m/s～約20、例えば0.5～10 m/s、約1 m/s～約5 m/s、約1 m/s～約4 m/s、約2 m/sなどの平均初期速度を有してよい。本明細書で使用する駆出サイズ及び初期速度は、液滴がエジェクタプレートから離れる時の液滴のサイズ及び初期速度である。標的に向けられた液滴流は、結果として、その組成物を含めた液滴の質量の一定の百分率を所望される場所に堆積されることになる。

20

30

【0016】

駆出デバイスによる使用に適した流体は、例えば水の場合の1 cP以下、例えば0.3 cPなどのように、非常に低い粘度を有することができる。流体はさらに、最高600 cPまでの範囲内の粘度を有してよい。より詳細には、流体は、約0.3～100 cP、0.3～50 cP、0.3～30 cP、1 cP～53 cPなどの粘度範囲を有してよい。一部の実施形態においては、適切な粘度及び表面張力を有する溶液又は薬剤を、修正なくタンク内で直接使用することができる。他の実施形態においては、液体パラメータを調整するために、追加の材料を添加してよい。

40

【0017】

開示された技術には、実質的な蒸発、空気同伴又は眼の表面から外への偏向の無い液滴駆出が含まれ、これにより一貫した投薬が容易になる。平均駆出用液滴サイズ及び平均初期速度は、流体速度、表面張力、エジェクタプレートの特性、幾何形状及び寸法、ならびにその駆動周波数を含むエジェクタ機構の運転パラメータを含む要因によって左右される。一部の実施形態において、駆出された液滴質量の約60%～約100%、約65%～約100%、約75%～約100%、約80%～約100%、約85%～約100%、約90%～約100%、約95%～約100%などが、眼の表面上に堆積され、このような堆積は反復可能である。液滴流の流れ方向は、水平であるか、又は使用中に起動機構の狙いを定めるためにユーザーが選択する任意の方向であってよい。

50

【 0 0 1 8 】

この理論に束縛されることを望まないものの、液滴の直径が減少するにつれて、総表面積対総体積の比率は増大すると考えられている。すなわち、所与の流体総体積について、より多くの表面積が露出される。したがって、より小さな液滴はより大きい表面積を作り出し、この表面積はより大きな抗力を作り出す。低いレイノルズ数状態 ($Re < 1$) において、抗力は、ナビエ・ストークス方程式の解であるストークスの法則により求められる。したがって、抗力は、液滴の表面積の平方根に比例すると考えられている。液滴が球形であると仮定すると、抗力は、液滴の直径に比例すると考えられる。

【 0 0 1 9 】

各粒子は、空気を共に運び（同伴空気）、空気流を作り出す。この同伴空気流のこの効果は、直径にほぼ比例すると考えられる。空気流は、標的に到達した時点で、流量を維持するため標的の表面の近傍で例えば90度だけ急激に方向転換するか又は偏向し得る。空気流の流量が過度に大きい場合、液滴の一部が空気流と共に運ばれて、それらを偏向させるか又は標的の表面上に堆積しないようにするかもしれない。十分に大きい運動量を有する粒子は、この効果を克服し、表面上にうまく堆積することになる。停止距離は、空気摩擦により初期運動量がゼロまで減少する前に粒子が走行する距離の近似値である。とり囲む粒子により作り出された同伴空気は、停止距離を増大させ、液滴が偏向すると考えられるより大きな範囲とより大きな機会を各液滴に与える。液滴は同様に、重力に起因してその飛行経路中に垂直方向にも落下する。短かい加速時間の後、液滴は、抗力が重力に等しくかつそれと正反対になるその終端速度に到達する。より大きい粒子は、終端速度がその表面積に比例することから、より急速に落下する。液滴の寿命は同様に、局所的及び周囲部分圧、局所的及び周囲温度そして粒径により左右され、これらの全てがその蒸発速度に影響を及ぼす。一般に、粒子が大きくなると、蒸発速度は遅くなる。

【 0 0 2 0 】

ここでもまた、いずれかの特定の理論により限定されず、液滴は、エジェクタ機構に結合されたタンク内に入った液体から液滴流を形成する起動機構によって形成される。エジェクタ機構とタンクは、使い捨てであっても再利用可能であってもよい。これらはハウジング内にパッケージングされていてよい。ハウジングは使い捨てであっても再利用可能であってもよい。ハウジングは手持ち式、小型式、かつベースに結合するように形成されたものであってよく、また他のデバイスと通信するように適応されていてよい。ハウジングは、容易に識別できるようにカラーコードが付いているか又はそのように構成されていてよい。液滴エジェクタデバイスは、一部の実施形態において、照明手段、整列手段、温度制御手段、診断手段又は他の機能を含んでいてよい。他の実施形態は、対象のケア及び治療に用いられる相互接続された相互作用するデバイスのさらに大きいネットワークの一部を成し得る。1つの実施形態におけるエジェクタは、熱エジェクタであってもよい。別の実施形態において、エジェクタは超音波エジェクタであってもよい。さらに別の実施形態において、エジェクタは圧電エジェクタであってもよい。

【 0 0 2 1 】

図18A - Cは、それぞれ0.5 m/s、1 m/s及び2 m/sの駆出速度での、異なる液滴直径を有する液滴の静止空気中の停止距離を示す。詳細には、図18Aを参照すると、この実施形態において、100ミクロン以下の駆出直径と0.5 m/sの初期速度を有する液滴の最長停止距離は、約1.25 cmである。したがって、この実施形態において、空気流の支援が無ければ、これらの液滴を、エジェクタプレート102から1.25 cm超離れたところにある眼の中に有効に堆積させることはできない。図18Bを参照すると、100ミクロン以下の駆出直径と1 m/sの駆出速度を有する液滴の最長停止距離は、約2.2 cmである。したがって、この態様では、空気流の支援が無ければ、これらの液滴を、エジェクタプレート1902から2.2 cm超離れたところにある眼の中に有効に堆積させることはできない（図19A）。図18Cを参照すると、100ミクロン以下の駆出直径と2 m/sの駆出速度を有する液滴の最長停止距離は、約4 cmである。したがって、空気流の支援が無ければ、これらの液滴をエジェクタプレートから、4 cm超

10

20

30

40

50

離れたところにある眼の中に有効に堆積させることはできない。水以外の成分を含む流体の停止距離は、図 1 8 A - C に示されているものと異なる場合がある。

【 0 0 2 2 】

標的に到着する前に、駆出された液滴は空気中で蒸発し得る。エジェクタ機構から約 3 c m のところにある標的に対して約 1 m / s ~ 約 5 m / s の駆出速度を有する液滴を送出した場合、標的の表面に達するのに約 0 . 0 3 秒以下の時間がかかる。この理論により束縛されることを望まないが、蒸発速度は、液滴の直径ならびに温度及び湿度を含めた環境パラメータに関係するものと考えられている。同様に、液滴を有効に堆積させるためには、例えば約 0 . 0 3 秒の送出時間を上回る長い蒸発時間が所望されると考えられている。温度が 2 0 °C で流体が水であると仮定して、図 1 8 D は、約 4 0 ミクロンの直径を有する液滴が約 1 秒以内で完全に蒸発し、約 1 0 0 ミクロンの直径を有する液滴が約 1 0 秒以内で完全に蒸発することを示している。一部の実施形態においては、流体中に生理食塩水又は他の添加剤を添加して蒸発速度を削減することができる。

10

【 0 0 2 3 】

図 1 9 A - F は、標的に対する液滴及び同伴空気流の偏向を示す。この流れからの力と釣り合うのに十分な運動量の無い液滴は、この流れにより運ばれ、類似の形で偏向させられる。それでも、高い速度あるいは高い質量のいずれか又は両方に起因して十分な運動量を有する液滴は、実際、固有の軌道をたどり続け、空気流によって運び去られることはない。これらの液滴は、有効に標的に送出され得る。大きい初期駆出速度及び運動量抗力比から、十分な運動量を達成することができる。しかしながら、速度は、標的が人間又は動物用である場合に液滴が標的に衝突した時点で不快感を与えてはならず、かつ抗力などの他のパラメータに不利な影響を与えるべきではない。代替的には、液滴の質量の増加により、十分な運動量を達成することが可能である。

20

【 0 0 2 4 】

図 1 9 A - F を参照すると、この実施形態において、異なる平均駆出直径を有する水滴 1 9 1 2 が、4 m / s の駆出速度で、エジェクタプレート 1 9 0 2 から水平方向に、このエジェクタプレート 1 9 0 2 から 3 c m 離れたところにある表面 1 9 1 6 に向かって駆出される。表面 1 9 1 6 は、眼の表面に類似した平滑性などの特徴を有するガラス表面であり得る。エジェクタプレート 1 9 0 2 内の開口部（例えば図 1 6 A の開口部 1 6 2 6 など）の直径以外、他の全てのパラメータは、図 1 9 A - F の全てにおいて同じに保たれる。

30

【 0 0 2 5 】

図 1 9 A を参照すると、この実施形態では、駆出される液滴 1 9 1 2 は、約 1 1 ミクロンの平均駆出直径を有する。液滴 1 9 1 2 の流れ 1 0 1 4 a は、変動する断面積を有し、これは、液滴 1 9 1 2 の一部分が表面 1 9 1 6 に達する前に停止した可能性があることを表わしている。さらに、表面 1 9 1 6 に到達した実質的量 1 9 1 8 a の液滴 1 9 1 2 が、表面上に堆積させられることなく表面 1 9 1 6 に沿って空気により運び去られる。

【 0 0 2 6 】

図 1 9 B を参照すると、この実施形態では、駆出された液滴は約 1 7 ミクロンの平均駆出直径を有する。液滴 1 9 1 2 の流れ 1 9 1 4 b も（流れ 1 9 1 4 a のように）変動する断面積を有し、これは、液滴の一部分が表面 1 9 1 6 に達する前に停止した可能性があることを表わしている。しかしながら、流れ 1 9 1 4 b の断面積変動は、流れ 1 9 1 4 a の変動より小さい。その結果、流れ 1 9 1 4 a の場合に比べ流れ 1 9 1 4 b の場合にはより多くの液滴 1 9 1 2 が表面 1 9 1 6 に到達する。しかしながら、表面 1 9 1 6 に到達する実質的量 1 9 1 8 b の液滴 1 9 1 2 が、表面 1 9 1 6 上に堆積されることなく表面 1 9 1 6 に沿って空気により運び去られる。この量 1 9 1 8 b は量 4 1 8 a よりも大きく、そのため、より大量の液滴 1 9 1 2 が表面 1 9 1 6 に到達するものの、表面 1 9 1 6 上に堆積する量は、図 1 9 A の場合に比べて実質的に増大しない。

40

【 0 0 2 7 】

図 1 9 C を参照すると、駆出される液滴は、約 3 2 ミクロンの平均駆出直径を有する。液滴 1 9 1 2 の流れ 1 9 1 4 c は、流れ 1 9 1 4 a 、 1 9 1 4 b の断面積に比べて実質的

50

に変動の少ない断面積を有し、これは、表面 1916 に到達する前に停止した可能性のある液滴が非常に少ないことを表している。さらに、表面 1916 に到達し表面 1916 上に堆積されることなく表面 1916 に沿って空気により運び去られる液滴 1912 の量 1918c は、量 1918a、1918b よりも少ない。

【0028】

図 19D - 19E を参照すると、この実施形態では、駆出される液滴はそれぞれに約 56 ミクロン、100 ミクロンの平均直径を有する。図 19F は、大きい液滴の駆出を示す。液滴 1912 の流れ 1914d、1914e、1914f は、実質的に恒常な断面積を有し、これは、表面 1916 に到達する前に停止した液滴が実質的に皆無であることを表わしている。さらに、表面 1916 上に到達しながら、この表面に被着させられることなく表面 1916 に沿って運び去られる液滴 1912 は実質的に皆無である。

10

【0029】

要するに、図 18A - D 内の計算及び図 19A - F 内の写真は、同伴空気流の運動により標的表面を横断して液滴を運ぶという望ましくない効果が空気流にはあり得、こうして液滴は標的上に堆積できなくなる、ということを示唆している。さらに、この望ましくない効果は、より小さい液滴について最も顕著である。この理論により束縛されることは望まないものの、この問題は、以下でより詳しく説明する数多くの理由で小さい液滴の場合に発生するものであると考えられている。

【0030】

さらに、液滴を帯電させることで、標的に到達するその能力が改善される可能性がある。人体、特に湿った眼の表面は導体であり、したがって、それは帯電した液滴をひきつけ、標的とのそれらの接触を補助し得る。この理論により制限されることを望まないものの、帯電した液滴は、標的への輸送中、空間電荷雲を形成する。この空間電荷は、同じように帯電した液滴をクーロン力により標的に向かってはじく電場 E を作り上げる。滴が標的に近づくと、帯電した液滴からの電場は、等しいが正反対の影像電荷を導電性標的内に作り出し、これが液滴をひきつける。

20

【0031】

液滴を帯電させるいくつかの方法が公知である。トリボ帯電（摩擦）により帯電させること、エジェクタプレートに電圧を印加し液滴を誘導により帯電させること、そして高圧コロナ放電により帯電させて気体イオンを生成し液滴を P a u t h e n i e r の電場荷重及び / 又は拡散荷電により液滴を帯電させることの 3 つがこのような例である。トリボ帯電させる際には、流体を例えばエジェクタプレート又は格子の小さいオリフィスの中を通過させ、その結果帯電させる。エジェクタプレート又は格子をコーティングすることにより、効果を増強させることができる。

30

【0032】

液滴駆出デバイスには、駆出機構が含まれる。一部の実施形態において、この機構は駆出プレート又は基板を含む。一部の実施形態において、これは流体タンクに結合され、その例について本明細書中で論述する。エジェクタ機構の 1 つの実施形態は、熱エジェクタ（又は「バブルジェット」）であり得る。図 1 の実施形態は、基板構造内に形成された多数の開口部 102 を伴う基板構造 100 を示す。これは、多数の公知の技術のいずれか 1 つによって達成可能である。この基板は、微小電気機械システム（MEMS）の形に形成され得る。シリコンベースの MEMS を形成するための公知の技術の 1 つがバルクマイクロマシニングである。MEMS は、例えばシリコン基板などの基板構造上に形成されてよい。MEMS は、半導体パッケージと類似の要領で形成され得る。代替的には、機械的構成要素と電子的構成要素を別々に形成し、その後互いにボンディングすることも可能である。

40

【0033】

図 1 に示されている実施形態においては、例示目的で、12 個の開口部だけが示されている。しかしながら、例えば表面積が 0.5 cm x 0.5 cm である 1 つの基板の上に、数百又は何千もの開口部が形成されてよい。この実施形態では、基板構造は、その遠位表

50

面 104 及びその近位表面 106 を伴って逆転して示されている。図 1 の実施形態に示されているように、開口部 102 の各々は、遠位表面 104 上で開口部をとり囲む加熱素子 108 を備えている。こうして、MEMS デバイスは、図 2 に示される通り、この実施形態では遠位表面から近位表面まで延在する開口部 102 により画定された多数の流路を伴うディスク様の基板構造を画定している。加熱素子 108 は、この実施形態において、遠位表面上で流路の底に示されている。本明細書中でシートと呼ばれている挟在基板材料が、流路 102 の間に形成される。

【0034】

一実施形態においては、86 ミクロンの中心間距離に対して 12 ミクロンの挟在通路を伴い、74 ミクロンの基板厚さで半径 37 ミクロンの開口部が基板の中に形成されてよい。球形の滴が各々の開口部から発出されると仮定すると、各開口部内の材料の体積は、 $J I r^2 \times t = J I (37^2 \times 74) \times 10^{-18} = 3.18 \times 10^{-13} \text{ m}^3 = 318 \text{ ピコリットル}$ となる。各ユニット又は開口部についての面積量（開口部と周囲の通路面積）は、こうして $(37 + 12 + 37)^2 \mu\text{m}^2 = 7.396 \times 10^{-9} \text{ m}^2$ である。したがって、 $0.5 \text{ cm} \times 0.5 \text{ cm} = 0.25 \times 10^{-4} \text{ m}^2$ の基板において、これは、約 1 μl の開口部内の総流体体積に対して合計 3380 個の開口部を提供する。

10

【0035】

上述の実施形態においては、74 ミクロンの開口部サイズが選択されており、これは、かなり大きい流体の滴を提供する。選択される開口部のサイズが、化学物質の粘度により左右されることがわかるであろう。開口部のデューティサイクル又は発射速度も同様に、所望されかつ利用分野によって左右される体積流量によって左右される。一実施形態において、10 : 1 ~ 1 : 10 という開口部直径対基板厚さの比を有する基板から製造されたエジェクタから、およそ 300 μl の液滴サイズが駆出されてよい。

20

【0036】

一部の実施形態において、より高い作動温度及びより低い熱膨張係数を有する材料を使用することによっても、より高い熱伝導性が提供され、高速冷却及び改善されたデューティサイクル制御のためにより低い熱容量を使用することができる。材料は、好ましくは、例えば炭化ケイ素 (SiC) 又はそのポリタイプ（異なる原子配列）のいずれかによって提供されるように、高い熱衝撃パラメータをも有している。本実施形態においては、基板は 6H の結晶格子構成を有する炭化ケイ素から製造されてよい。

30

【0037】

上述の通り、SiC にはつねにケイ素と炭素の組合せが関与するものの、結晶格子構造は変動してよく、立方体のコーナーにある原子が格子構造を形成している 3C（立方体）原子配列、又は 4 層又は 6 層毎に反復する六角形（4H 又は 6H）配列、又は表面体配列などの構造を含む。3C、4H 及び 6H の配列及び特性の比較は、下表に記されている。このような特性は、適切な基板材料の選択のための指針を提供するかもしれない。

【表 1】

ポリタイプ	3C (β)	4H	6H (α)
結晶構造	閃亜鉛鉱 (立方晶)	六方晶	六方晶
空間群	T^2_d-F43m	$C^4_{6v}-P6_3mc$	$C^4_{6v}-P6_3mc$
ピアソン記号	cF8	hP8	hP12
格子定数 (Å)	4.3596	3.0730; 10.053	3.0730; 15.11
密度 (g/cm ³)	3.21	3.21	3.21
バンドギャップ (eV)	2.36	3.23	3.05
体積弾性率 (GPa)	250	220	220
熱伝導率 (W/(cm·K))	3.6	3.7	4.9

10

20

【0038】

上述のとおり、この実施形態において、基板はタンクに結合されている。図3Aにおいて、その開口部302を有する基板材料300は、この実施形態において同じく炭化ケイ素で製造されているハウジング304を画定するように内部にエッチングされた中央キャビティ306を有する基板にしっかりと固定され、基板材料300とハウジング304の間にチャンバ306を画定する。チャンバ306はその作動状態において、分注すべき流体で満たされている。基板材料300には2つ以上のハウジングをしっかりと固定させて、基板材料300内の一部の開口部が1つのチャンバと連通状態にあり、その一方で他の開口部が別の流体と流動連通状態にあるようにすることができる、ということがわかる。こうして、各群から選択された数の開口部から発射させることにより、流体を混合することができる。図3Aに示されているように、ハウジング304内のチャンバに補充するための液体供給源との流体連通を提供するように、ハウジングの壁の中に、入口流路310が形成される。

30

【0039】

図3Bは、本発明の変形実施形態を示す。この実施形態においては、例えばエジェクタに多数の孔を具備し一部の孔に第1の薬剤をそして他の孔に第2の薬剤を具備することによってか、又は、この実施形態において(ここではタンクへの取付けの前の状態で示されている)基板構造710にしっかりと固定されている4つのタンク702を含む使い捨てのタンクユニット700を示す図3Bに描かれているように異なる一組の孔に各々補給している多数のタンクを提供することによって、熱エジェクタから2つ以上の薬剤が駆出されてよい。コントローラは、どの孔から発射させるべきかそして連続して各孔から発射させるべき回数を制御するように構成されていてよく、こうして様々な薬剤の異なる投薬量を同時に又は異なる時点で提供できるようにする。

40

【0040】

基板の開口部から流体液滴を駆出するため、図1及び2に示された素子108などの加熱素子は、急速に加熱されて、加熱素子ループ内に挟在する流体を気化させて流路内の流体を弾き出し、流体蒸気により生成される力を介して流体液滴を開口部から外に有効に放出する。液滴サイズ及び速度は、流体速度、表面張力、エジェクタプレート特性、幾何形状及び寸法ならびに、デューティサイクル又は駆動周波数を含めたエジェクタの作動パ

50

ラメータを含めた数多くの要因に応じて変動することがわかる。一例を挙げると、5ミクロン、15ミクロン及び38 μm の開口部直径及び長さについて、液滴の体積は、それぞれ0.1ピコリットル(1マイクロリットルの100万分の1)、2.7ピコリットル及び44ピコリットルである。

【0041】

上述の通り、本発明は、駆出される流体の高い加熱に耐えるための高い作動温度、低い熱膨張係数(温度が変化するにつれて材料のサイズがほぼ恒常にとどまる)を有し、高い熱伝導率(これにより加熱サイクル間の急速な熱放散が可能となり、デューティサイクルを正確に制御できる)、低い熱容量及び高い熱衝撃パラメータを提供するSiCなどの基板材料を使用する。材料のパラメータは、流体を急速に加熱し、加熱素子によりとり囲まれている開口部内の流体のディスクをその沸点までひじょうに急速に加熱させ、こうして、開口部の近位端部から蒸気ディスクより上の流体液滴を爆発的に押し出すことを可能にする。他の好適な材料、例えばシリコンなども使用可能である。

10

【0042】

一実施形態においては、電気回路が流体を加熱し、液滴駆出プロセスに影響を及ぼす。この回路の一実施形態が図4に示されている。バッテリー400又は電圧発生器の形をした電力供給源が、加熱素子404と平行に接続されている。この実施形態における制御可能なスイッチ406は、プロセッサ410によって制御されるソレノイド408を含む継電器の形をとる。図4はプロセッサ410により制御される2つの抵抗素子404と2つのスイッチ406のみを示しているものの、プロセッサ410が、好ましくは基板開口部のまわりに形成された加熱素子の各々を制御することがわかる。こうして、プロセッサは、どの開口部そして何個の開口部から発射すべきか、ならびに所望の流体体積を達成するために毎秒何回それを行なうべきかを制御することができる。この実施形態では、開口部のまわりに形成された加熱素子が使用されたが、他の実施形態では、他の加熱素子構成、例えば(孔の内部の流体を補充する)入口パイプの開口部の内側、上又は下に取りつけられたプレートが使用される。

20

【0043】

実施形態の1つの利点は、発射すべき開口部及び発射すべき開口部の数の選択を制御することにより、液滴駆出を正確に制御する能力を提供するという点にある。これは同様に、異なる薬剤が充填された異なるタンクを異なる開口部セットに具備することにより、駆出時に2つ以上の薬剤を混合できるようにする。2つ以上の薬剤の比率は、各セットから発射すべき開口部の数を決定するか又は各セットについてデューティサイクルを調整することにより正確に制御可能である。基板材料から発出される薬剤の液滴サイズが小さいことによっても、発出時の薬剤の完全な混合が保証される。

30

【0044】

液滴駆出デバイスの一実施形態が図5に示されている。それは、MEMSデバイスとして実施されハウジング502内に収納された熱エジェクタの基板構造500を示す。ハウジング502は、手動式トリガー504、眼球又は眼の網膜を検出するためのCCDアレイ又は近赤外線(NIR)センサーの形をしたアイセンサー506、光源508(この場合、熱駆出された流体液滴の駆出経路に実質的に沿って弱い光を提供する集束LED)、及びこの場合ハウジング502に取外し可能な形で取付けられ基板構造500内の孔と流動連通状態にあるタンク514を含む。タンクは、再充填可能であり、アプリケーションの残りの部分を再充填できるようにする。

40

【0045】

図6は、プロセッサ600がハウジング502の内部で回路板の上に取り付けられ、電源602(この実施形態ではバッテリーにより実施されている)から、熱エジェクタの加熱素子604まで電気回路を通る電流の流れを制御することを示している。この実施形態においては、電気回路は、図6中の回路により示されているように直列接続された3つのスイッチを含む。第1のスイッチ610は、手動式トリガー604により制御される。第2のスイッチ612は、アイセンサー506により提供される信号にตอบสนองしてプロセッサ60

50

0により制御される。回路は同様に、温度センサー624によりプロセッサ600に提供される信号に基づいて選択的に活動化されるペルティエ冷却器622、第2の加熱素子620を含む。応答して、プロセッサ600は、スイッチ630又は632を閉じて、基板構造の孔の中の流体を加熱するか又は冷却する。図6に示されたものの代りに、他の好適な回路を使用してよい。

【0046】

本発明の別の実施形態が図7に示されており、この図は、本発明のコンタクトレンズ溶液ディスペンサーの3次元図を示す。この実施形態において、流体は、熱エジェクタ700を用いて分注されている。カバー702は、引き下げた位置で示されているが、熱エジェクタ700を覆うように上向きにカバー702を摺動させることにより、閉位置まで移動させることができる。親指で活動化可能なボタン704が、流体の分注を制御するこの実施形態は、使い捨てデバイスとして実施してよく、またその一部を使い捨てにしてもよい。例えば、交換可能なタンク又はカートリッジを使用することができる。実際には、例えばタンクが使い捨てであり交換を要する場合、ユーザーはタンク512をハウジングに取付けてよい。

10

【0047】

デバイスは、アプリケーションを正しく整列させる一助となるようにLED708などのLEDを用いて、ヒト又は動物の眼などの標的にポイントされ得る。アイセンサー例えばセンサー506は、ひとたび眼を検出した時点でプロセッサ600に信号を送り、このプロセッサは、この実施形態において継電器として実施される第2のスイッチ612を閉じて、電流が電源から熱エジェクタの加熱素子まで導通できるようにする。いずれの実施形態でも実施可能であるデバイスの1つの実施形態は、エジェクタアセンブリと、例えば電源スイッチによってか又はデバイスをドッキングステーションから外に持ち上げることでデバイスがオン切替えされた時点でオンに入るLEDとを含んでいてよい。LED由来の光は、標的、例えば対象の眼の上に照射され、流体を分注する前に眼を正しく狙う。デバイスは、以下で論述するように、整列を補助するため、レスト、支持体又はスペーサを含んでいてよい。

20

【0048】

眼とデバイスの正しい整列を保証するための他の実施形態も企図されている。その例が図8-13Bに示されているこれらの実施形態は、手持ち式又は手のひらサイズのユニットとして形成されてよく、さらなる利用分野のためのさらに一層小型化することができる。図8及び9に示されている一実施形態においては、デバイスが眼と正しく整列された場合にユーザーの眼の画像をユーザーの眼の中に反射させるため、ハウジング内に鏡800が具備されている。この実施形態においては、図9の正面図に示されているように、ユーザーが眼の中への流体の駆出のためデバイスを集中させるのを助けるように、鏡の上に照準線が提供されている。図1と2の実施形態は同様に、用量が正しい場合にユーザーに警報を与えるためのLED810と、全用量が送出された時点で点灯するための第2のLED812をも含んでいる。

30

【0049】

図9は、別の実施形態を示す。赤外線送信機800（例えばIR RED）及び赤外線（IR）光検出器801が、デバイスの正面に取付けられて赤外線ビーム又はパルスを送り、デバイスが眼と正しく整列されIRビーム又はパルスが眼から反射された時点で、これらのビーム又はパルスはIR光検出器802によって受信される。

40

【0050】

本発明のさらに別の実施形態は、図10に示されており、この実施形態では、熱エジェクタとの関係において眼を位置づけするため円錐スリーブ1000が使用される。スリーブ1000は例えば、ゴム又はシリコン製フードとして実施され得、スキャナ又はカメラで眼を撮影するための陰影のある又は暗くなった画像形成ゾーンを提供するという追加の機能に役立ち得る。流体の駆出を始動させるために、デバイス上にはボタン1002が取付けられており、第2のボタン1004が、スリーブ1000の下でデバイスに取付けら

50

れた画像捕捉デバイス（図示せず）を始動させるのに役立つ。

【0051】

図11は、ボタン1102を押した時点で弱い光ビーム、例えば発光ダイオード（LED）1100がビームを発出する別の実施形態を示す。光ビームは、図11の実施形態によって示されているように、熱エジェクタ1106又はデバイスの他の流体ディスペンサが眼と正しく整列させられた時点で、ユーザーの眼の中に照射するように構成されている。この実施形態は、眼の画像を捕捉するためのカメラを有しておらず、単にボタン又はスイッチ1104を押すことによって流体、例えば洗浄流体又は薬剤を眼の中に分注するためだけに役立つ。以下でさらに詳述する通り、熱エジェクタの場合、ボタン1104は、スイッチを閉じて熱エジェクタの加熱素子を加熱するか、又はエジェクタの1つ以上の加熱素子を制御するためにコントローラーに対し信号を送る。

10

【0052】

図12では、非限定的にカメラ、スキャナ又は他のセンサーを含めた画像捕捉デバイス、例えば電荷結合素子（CCD）1200が、眼の存在を検出し、眼が確実に開いているようにするために具備されていてよい。アイセンサーは、制御情報を提供し、これは、1つの実施形態において、流体の駆出を制御するためのデバイス内のコントローラ又はプロセッサに対して制御信号を提供する。こうして、このような実施形態においては、眼又は眼の予め定義されていた部域が流体アプリケーションと正しく整列されていることをカメラの画像が示した場合にのみ流体を駆出するようエジェクタ機構の活動化を制御するためにプロセッサが含まれている。こうして、例えば、熱エジェクタの場合、眼と正しく整列された孔のみが流体を駆出し得る。デバイスは、直ちにカメラ由来の信号とデバイスからの液滴の駆出との間の遅延を考慮に入れることができ、かつ瞬きサイクルに先行するように送出のタイミングをとることができる。

20

【0053】

本デバイスの実施形態は、多くの理由から、他のデバイスに比べ多くのメリットを提供する。例えば、それは、デバイスが正しく整列され得るようにすることにより、分注される流体が確実に眼の中に分注されるようにするだけでなく、デバイスは、眼の瞬きに確実に先行する速度で分注を行なうことができる。本発明に係る熱エジェクタをベースとするシステムを使用し、それを光学カメラ又は他の眼検出器又はアイセンサーと結合してデバイスにフィードバックを提供することにより、瞼が開いており眼が熱エジェクタと正しく整列されていることが保証される。眼が開いていると判定された場合にのみ、本発明のアプリケーションは、ファインミストの形をした入念に測定された用量の薬剤又はワクチンを眼の中に直接分注することになる。自らの眼に何か接近することに対し敏感な人又は動物にとっては、送出速度が確実に「瞬きに先行」できる1秒より短い応答時間は極めて有用である。デバイスの他のメリットとしては、薬剤又はワクチンなどの流体を厳密に制御可能な体積だけ選択的に分注することによって、定量化でき反復可能な結果を送出するという点が含まれる。

30

【0054】

理解され開示された通りの異なる実施形態によって、ユーザーはデバイスをオン切替えできる。ユーザーは単にベースからデバイスを持ち上げるだけでよく、これが次にデバイスを活動化つまりオン切替えする。ユーザーは同様にトリガー504などのトリガーを押し下げることによってデバイスをオン切替えすることもできる。エジェクタ機構が熱式又は超音波式である一部の実施形態では、トリガーを係合させるか又はデバイスをオン切替えすることで、デバイス又はその一部を予め定められた温度まで加熱又は冷却する機能が開始する。例えば、デバイスはヒト又は動物の体温まで加熱又は冷却されてよい。

40

【0055】

デバイスがオン切替えされた後、駆出機構を始動させることができる。図8及び9の実施形態において、活動化トリガー802は、分注する必要のある流体量及びすでに分注済みの流体量を監視するデバイス内のコントローラによる制御を受けて、起動機構の孔から発射するための始動用機構として役立つ。当然のことながら、ボタンは、電氣的及び機械

50

的活動化トリガー、押しボタン、レバー、スライドスイッチ、瞬時スイッチを含むタクトイルスイッチ、圧力パッド、運動センサー、磁気及びホール効果スイッチ、静電スイッチ、抵抗又は容量性タッチスイッチ、リーブズスイッチ、赤外線、無線周波数、光又は音響検出器によって作動させられるスイッチ、又はタイマー又は内部活動化信号を含めた、デバイスをオン切替えるのに好適な任意の手段であり得る。活動化は、局所制御、又は遠隔制御されてよい。

【 0 0 5 6 】

一部の実施形態は、適正な作動を確保するためにデバイスを監視するウォッチドッグタイマーを含んでいてよい。別の実施形態では、デバイスは、自己診断を目的として、及び適切な作動を確認するため、液滴スチームの存在を検知し得る。一例としては、液滴流に対して光を照射するために、例えばLED、レーザーダイオードなどの1つ以上の発光体を使用してよい。一実施形態において、光は流れに垂直に示されていてよい。デバイスは、一実施形態において、流れが反射する照射光などの反射及び屈折を検出しこの検出を用いてデバイスの適切な作動を判定するために、照射光と併用されてよい光センサー (p h o t o d e t e c t o r) などの光検出器 (l i g h t d e t e c t o r) を含み得る。検出及び適切な作動の判定に応じて、例えばデバイスが適切に機能していないかもしれないことをコンプライアンスエージェント又はシステムに警告することなどにより、システムがさらに反応してもよい。

10

【 0 0 5 7 】

図12の実施形態においては、デバイスは、手動式トリガー1202も同様に含んでいるが、この実施形態において、駆出は、カメラ1200から得られる画像情報により定義されるような眼との関係におけるエジェクタ機構1210の正しい位置づけに付される。

20

【 0 0 5 8 】

以上で説明されたLEDなどの照明機構は、標的を照明するために290~1600nmなどを含む280nmを上回る範波長圏内であってよい。照明機構は、例えば120nsなどの異なる時間中光をパルス送りして、瞳孔反応を制限し、以上で説明した通りの異なる周波数の光学検出器、スキャナ又はカメラを用いた眼の分析を可能にするように、操作可能であってよい。さらに、デバイスは、より鮮明な画像を得るように波面補正を実施するため、補償光学チップを含んでいてよい。デバイスは同様に、移動する眼の焦点調整画像を定義し、小児への使用を支援するため、例えばLED又はLEDパターンなどの固定像を含んでいてもよい。これはまた、薬剤の適用中に眼球を動かすか又は回転させて、角膜表面を横断した薬剤の展延を支援するのに役立つ。

30

【 0 0 5 9 】

変形実施形態において、デバイスの特徴を形成することができる。以下に記すのは、ほんの一例である。図13Aと図13Bは、本発明の別の実施形態を示す。図13Bに示されたデバイスにおいて、エジェクタは、タンク内の流体がひとたび枯渇した時点で、タンクとエジェクタの両方を廃棄できるようにする取外し可能なタンク1300を含んでいる。これは、分注領域を無菌状態に維持するのを助け、熱エジェクタ上に塵埃及び汚れが過度に蓄積するのを回避させる。同様に、図13A及び13Bは、これらの実施形態においてはヒンジ式であるカバーを表わしている。カバー1301は、押し下げてエジェクタ用のカバーを提供する。こうして、使用されていない時又は輸送中、エジェクタ機構が保護される。同様に、周辺シール1302と係合することによって、カバー1301は、流体の蒸発を低減させる。カバー1301は同様に、例えば眼などの標的に対しデバイスを整列させるため、まゆ毛などに接触させるためのレスト又はスペーサとしても使用され得る。

40

【 0 0 6 0 】

カバーは同様に、図14A及び14Bに示されているように、ヒンジ式で動くこともできる。図15A中に1500として記されているようにデバイスの外側に別個の部品又は一体化された部品として、スペーサが形成されてもよい。スペーサは、標的とデバイスの整列を助けるように人体の一部に対して接触する。指摘されたカバーに加えて、このカ

50

バーが省略される場合もある。さらに、カバーは、虹彩タイプの閉鎖手段、左から右へ摺動するカバー、摩擦嵌めを介してかネジ式か、よるい戸式かあるいはクリップ式に結合されているカバーを含めた、任意の好適な機構のものであり得る。カバーは、任意の好適な機械式、磁気式又は電気機械式手段と結合され得る。使い捨てパッケージのためには、カバーは外部の又は保護用の包装材料又は被覆であってよい。さらに、カバーは、リーフスプリング又は他のポリマーシールを用いて、駆出部域に対し封止されていてよい。このシールは、例えばポリプロピレン、ポリエチレン、高密度ポリエチレン又はポリテトラフルオロエチレンといった適切なポリマーで製造され得る。さらに、ハウジングに対してカバーを封止するため、セラミックシーラー、金属シーラー又はガスケットなどの他のシールを使用することができる。図15B-Hは、カバーの複数の変形実施形態を示す。

10

【0061】

一部の例では、駆出サイクル外においてデバイス内の流体の温度を制御することが望ましいかもしれない。これらの実施形態においては、デバイスは、必要な場合に流体を低温に保つため、例えばペルチエデバイスなどの冷却器を含んでいてよい。デバイスは同様に、流体を既定の温度、例えばその流体を投与すべき人の眼の表面温度まで暖めるための加熱器を含んでいてよい。温度範囲は、コントローラによって制御されてよい。

【0062】

熱エジェクタ機構及び超音波エジェクタ機構に加えて、エジェクタ機構は圧電式であってもよい。図16Aを参照すると、アセンブリ1600は、エジェクタ機構1601とタンク1620を含み得る。エジェクタ機構1601は、タンク1620内に収納された流体1610を振動させ駆出液滴1612の形で一つの方向1614に沿って送出するように活動化され得るエジェクタプレート1602を含んでいてよい。図16Aの例では、流体はここでも、ヒトの成人、子供又は動物の眼1616に向かって駆出される眼科用流体であってよい。さらに、流体は、ヒト又は動物の不快症状、身体条件又は疾病を治療するための活性医薬品を含んでいてよい。

20

【0063】

図16A-16Cを参照すると、図示されているエジェクタプレート1602は、2つの相対する表面1622、1625を伴う円形状を有する。図示されていないものの、エジェクタプレートは同様に他の形状、例えば楕円形、正方形又は全体に多角形の形状を有することもできる。さらに、エジェクタプレートは平坦である必要はない。プレートは、それを凹状又は凸状にする表面曲率を含んでいてよい。エジェクタプレートは、少なくとも1つの開口部1626を含む有孔プレートであってよい。1つ又は複数の開口部1626は、流体1610が中を通過するにつれて液滴を形成する。エジェクタプレート1602は、任意の好適な開口部構成を含んでいてよく、1つの構成が図16A、16B及び16Fに描かれている。開口部は、エジェクタプレート中に、グリッド、らせん形、矩形、直線その他のパターンで形成されてよい。パターンは規則的であっても不規則であってもよい。パターンは、均一の開口部間隔を維持してもよいし、間隔は変動してもよい。例えば、開口部の密度はプレートの中心に向かって増減し得る。パターンは同様に、プレートの全部又は一部を網羅していてよい。これらのパターンは圧電駆出デバイスに限定されず、熱式及び超音波式を含めた他のタイプの駆出機構と併用されてよい。パターン及び開口部1626を含む領域1632についてのさらに詳しい論述が、以下に記されている。

30

40

【0064】

さらに、開口部1626は、適切な縦横比で、任意の好適な形状又は体積で形成されてよい。一例は、図16Aに示されている。図16Aは、円筒形状を有する開口部を示す。すなわち表面1622~1625から延在する開口部は、全体的に恒常にとどまる。それでも、開口部はこの円筒形状に限定される必要はなく、テーパがついているか又は円錐形であってよい。テーパのついた開口部は表面1622から1625まで厚さ全体に延在してよく、あるいは途中までしか延在してなくてよい。開口部は同様に一方又は両方の側面にベベルがついていてよい。ベベルは、角のある縁部又は曲線縁部を有し得る。開口部の断面は、図16Fに示されているように丸くてもよいし、あるいは任意の他の好

50

適な形状を有していてもよい。いくつかの例としては、丸形、楕円形、矩形又は多角形が考えられる。開口部は規則的な形状又は不規則な形状を有してよい。形状は、対称であっても非対称であってもよい。開口部1626のサイズと形状は、液滴のサイズと形状及び駆出機構1601により作り出される液滴流に影響を及ぼす。それは同様に、液滴流全体にわたる密度分布にも影響を及ぼし得る。したがって、開口部のサイズ及び形状ならびにそのパターンは、本開示の原理及び教示にしたがって液滴流の所望の特性を生成するように選択される。液滴流の特性は、流体の送出及びいずれかの治療成分又は活性成分の投薬量に影響を及ぼす。流れの特性は同様に、対象の快適性にも影響を及ぼす。例えば過度に大きい力を送出する流れは、苦痛や不快感を誘発すると考えられる。このような流れはまた、流涙又は瞬きをも誘発する場合があります。これにより今度は対象に有効に送出される流体の量が削減されるかもしれない。対照的に、適切に計画された流れは、不快感をほとんど乃至は全く与えず、瞬きや流涙も誘発しない。図16L-16Rに、開口部の異なる形状のいくつかの例が示されている。これらの形状は、圧電駆出デバイスに限定されず、熱式及び超音波式を含めた他のタイプの駆出機構と併用されてよい。

10

【0065】

エジェクタプレート1602は、活動化の時点で液滴を形成するようにプレートを活動化するエジェクタに結合されている。プレート1602に対するエジェクタ1604の取り付け方法及び場所は、駆出アセンブリの作動及び液滴流の創出に影響を及ぼす。図16Bの実施形態においては、エジェクタ1604は、プレート1602の表面1622の周辺領域に結合される。中心領域1630は、圧電エジェクタ1604により網羅されていない。エジェクタプレート1602の領域1632は、1つ以上の開口部1626を含む中心領域1630を含む。流体1610は開口部1626を通過して、液滴1612を形成する。圧電エジェクタ1604は、任意の好適な形状又は材料のものであってよい。例えば、エジェクタは、楕円形、正方形又は全体として多角形の形状を有してよい。エジェクタ1604は、エジェクタプレート1602又は領域1630/1632の形状に一致してよい。代替的には、エジェクタ1604は異なる形状を有してよい。さらに、エジェクタ1604は、1つ以上の区分においてプレート1602又は表面1622に結合されてよい。図16Bに示された例では、圧電エジェクタ1604は、領域1630及び1632と同心であるリングの形状で表わされている。開口部1626は、駆出領域1632の中に位置設定されてよい。領域1632は、図16Bに示されている通り領域1630の一部分を占めているか又は、領域1630の全面積を占めていてもよい(図示せず)。領域1632が占める領域1630の部分は、領域1632の中心にあってもよいし、あるいは中心からオフセットされていてもよい(図示せず)。一部の実施形態において、例えば図16A及び16Eに描かれているように、タンクハウジング1608の領域1638のサイズは、実質的に駆出領域1632のサイズに一致する。一部の実施形態において、開放領域1638は、駆出領域1632より実質的に大きくてよい。

20

30

【0066】

開口部1626のサイズ及び形状と同様、駆出領域1632のサイズ及び形状は、液滴流の所望の特性に基づいて選択され得る。一例として図16Fに示されているように、開口部1626は、エジェクタプレート1602の駆出領域1632内に円形パターンで配置されるが、以上で説明した通り、他のパターンを使用してもよい。隣接する開口部126間の距離1は、1ミクロン~数mm、例えば150ミクロン~300ミクロンを含めた任意の好適な値であってよい。特定の一実施形態において、1は200ミクロンとなるように選択される。さらに、同じく以上で説明した通り、開口部1626の分離は均一である必要はない。

40

【0067】

図16Dは、流体1610を収納するタンクハウジング1608の上に配置されたエジェクタプレート1602を描いている。プレート1602の表面1625は、流体1610に隣接している。タンク1608は、表面1625及びプレート1602の領域1632に隣接する図16Eに示した開放領域を有する。この実施形態において、表面1625

50

は、タンク 1608 内に流体 1610 を封じ込めている。タンクハウジング 1608 は、好適なシール又はカップリングを用いて表面 1625 の周辺領域 1646 で、エジェクタプレート 1602 に結合することができる。一例として、図 16E は Oリング 1648 a を示す。図示されていないものの、2 つ以上の Oリングを使用することができる。当該技術分野で公知の通り、Oリングは、任意の好適な断面形状を有してよい。さらに、ポリマー、セラミック又は金属シールなどの他のカプラーを用いて、ハウジング 1608 をエジェクタプレート 1602 に結合することができる。あるいは、カップリングを完全に除去することができ、例えば溶接又はオーバーモールド法によりハウジング 1608 をプレート 1602 に対し一体として結合させることができる。このような実施形態では、流体をタンクハウジング 1608 に供給するための開口部を具備してよい。さらには、カップリングを、ヒンジ式など取外し可能にしてもよく、又は、ポリマーコネクタなどの可撓性又は非剛性コネクタにしてもよい。ハウジング 1608 がエジェクタプレートに結合され、流体 1610 がタンク内に収納されている場合、流体 1610 は、開口部 1626 が外部に露出されていても使用サイクル間で漏出ししない。これは、開口部のサイズ規模を考えた場合の流体 1610 の表面張力に起因する。周辺領域 1646 は少なくとも部分的に周辺領域 1624 と重複でき、周辺領域 1624 を超えて延在できるが、このような重複は求められない。タンクハウジング 1608 とエジェクタプレート 1602 を互いに結合させている接点は比較的小さく、そのためエジェクタプレートが活動化された場合でもプレート 1602 に対するタンクハウジング 1608 の取付けがエジェクタプレート 1602 の振動に実質的に影響を及ぼすことはない。

10

20

【0068】

開放領域 1638 以外に、エジェクタプレート 1602 の一部分は、追加のタンク壁 1650 によりカバーされていてよい。図 16E の実施形態において、壁 1650 は、エジェクタプレート 1602 と直接接触せず、むしろそれは Oリング 1648 a に結合される。代替的には、壁 1650 をプレート 1602 に直接取付けることができる。さらに、ハウジング 1608 をプレート 1602 に直接取付けることができ、かつ壁 1650 を完全に削除することができる。

【0069】

駆出アセンブリ 1600 は、眼に治療薬又は他の流体を送出するために使用されることから、タンク 1620 内に収納されている流体 1610 及び駆出された液滴 1612 が汚染されるのを防ぐように設計されている。例えば図 16C に示されている一部の実施形態においては、圧電エジェクタ 1604 の露出された表面及びエジェクタプレート 1602 の表面 1622 の少なくとも一部分の上にコーティング 160 を形成させることができる。圧電エジェクタ 1604 及び電極 1606 a 及び 1606 b と流体 1610 が直接接触するのを防ぐために、コーティングを使用してもよい。プレート又はエジェクタが流体と相互作用するのを防ぐためにコーティングを使用してもよいし、あるいは圧電エジェクタ 1604 及び電極 1606 a 及び 1606 b を環境から保護するためにコーティングを使用してもよい。例えば、コーティングは、非反応性材料例えばポリプロピレン、ナイロン又は高密度ポリエチレン (HDPE) を含めたポリマー、金、白金又はパラジウムなどを含む形状適合性コーティング、あるいはポリテトラフルオロエチレン (登録商標) などのコーティングであり得る。

30

40

【0070】

図 16G を参照すると、一部の実施形態において、エジェクタプレート 1602 に、汚染防止及び / 又は抗菌用保護コーティング 1662 を施すことができる。保護コーティング 1662 は、開口部 1626 (1 つの開口部しか図示されていない) を画定する表面 1664 を含め、エジェクタプレート 1602 の全表面にわたり形状適合可能である。他の実施形態では、保護コーティング 1662 は、選択された表面、例えば表面 1622、1625 又は表面領域、例えば表面 1622、1625、1664 の一部に適用され得る。保護コーティングは、生体適合性金属、例えば金、イリジウム、ロジウム、白金、パラジウム又はその合金、あるいは生体適合性ポリマー例えばポリプロピレン、HDPE 又はポ

50

リテトラフルオロエチレン（登録商標）で形成され得る。抗菌性材料には、銀などの金属又はポリケトンなどのポリマーが含まれる。保護コーティングは、流体 1 6 1 0 又は液滴 1 6 1 2 と直接接触した状態にあり得る。コーティングは、流体のまわりに不活性障壁を提供してもよいし、あるいは、微生物増殖を阻害し流体 1 6 1 0 及び / 又は液滴 1 6 1 2 を殺菌してもよい。

【 0 0 7 1 】

さらに、例えば図 1 6 A 及び図 1 6 E のプレート 1 6 0 2 の表面 1 6 2 2 を同様にコーティングしてもよい。コーティングは、親水性又は疎水性コーティングであってよい。さらに、コーティングを保護層で被覆してよい。表面には同様に反射層が施されてもよい。コーティング層は、保護及び反射コーティングの両方であり得る。代替的には、表面は、反射性となるように形成されてよい。例えば、表面は、ステンレス、ニッケル - コバルト又は他の反射性材料で製造されてよい。表面は、反射性表面となるように形成されているか又は研磨されてよい。表面 1 6 2 2 を反射性にするに加えて、表面をその表面上又はその周囲で背面照明してもよく、これは図 2 6 に示されている。眼科の利用分野では、反射性表面は、ユーザーが眼とエジェクタアセンブリを整列させるのを補助する。

【 0 0 7 2 】

一部の実施形態において、エジェクタプレート 1 6 0 2 はそれ自体金属、例えばステンレス鋼、ニッケル、コバルト、チタン、イリジウム、白金、又はパラジウム又はその合金で形成され得る。代替的には、プレートは、他の金属又はポリマーを含めた最適な材料で形成され得、以上で指摘した通りにコーティングされ得る。プレートは、1 つ以上の材料又は層の複合材料であってよい。プレートは、例えばシートメタルからの切断、予備成形、圧延、鋳造又は他の造形によって製造されてよい。プレート中の開口部は、レーザー削孔又はアブレーションなどの機械的又は光学的手段による削孔、又はステンシル又はリトグラフィパターンニングを伴う又は伴わないエッチングなどの化学的プロセスを非限定的に含む好適な方法を用いて形成されてよい。開口部は、プレート形成時点で予備成形されてもよい。コーティングは、浸漬、電気メッキを含めたメッキあるいは成形又は鋳造などのカプセル封入によって予備成形されてよい。コーティングは同様に、スパッタリング、物理的気相成長法（P A D）、化学気相堆積法（C O D）又は静電粉体被着を含めた蒸着などの最適な被着技術によって被着されてよい。保護コーティングは、約 0 . 1 μ m 未満 ~ 約 5 0 0 μ m の厚さを有してよい。高周波数で振動した場合に層間剥離を防止するのに十分なほどにプレート 1 0 2 にコーティングが接着していることが望ましい。

【 0 0 7 3 】

形状及び寸法を含めたタンク 1 6 2 0 の構成は、収容すべき流体 1 6 1 0 の量及びエジェクタプレート 1 6 0 2 の幾何形状に基づいて選択可能である。タンクの代替的形状としては、差圧下で作動する、重力送り式、ウィッキング又は折畳み式ブラダがある。これらのタンクは、予め充填されているか、マイクロポンプを用いて充填されるか又はカートリッジの交換により充填されてよい。マイクロポンプは、折畳み式コンテナ又は非折畳み式コンテナの中に又はその中から流体を圧送することで、タンクを充填することができる。カートリッジは、タンク内に装填される A コンテナを含んでいてよい。代替的には、カートリッジ自体を、使い捨てエジェクタアセンブリに結合してよく、次にこのアセンブリは、規定の放出回数の後ハウジング内に戻される。

【 0 0 7 4 】

図 1 6 H は、マイクロポンプアセンブリ 1 6 7 0 に連結されたタンク 1 6 2 0 を示す。アセンブリは、マイクロポンプ 1 6 7 2 及びより大きなタンク 1 6 7 1 を含む。図 1 6 I は、アセンブリ 1 6 0 0 の断面図を示す。デバイスと共に使用するための代替的タンクが、2 0 に描かれている。タンクハウジング 1 6 0 8 ' が、エジェクタ機構に結合されている。ハウジング 1 6 0 8 ' は、ウィッキング材料 W を含む。この材料は、流体のレベルがエジェクタプレート 1 6 0 2 より下まで低下した場合でも、エジェクタ機構に対し流体の供給を維持する。この理論により制限されることは望まないが、このタイプのタンクは、毛管作用によって作動する。このタンクタイプの実施形態は、D r o e g e に対する米国

10

20

30

40

50

特許第 7, 192, 129 号中でより詳しく説明されている。

【0075】

図 16D に示された実施例において、タンクハウジング 1608 は、矩形の断面を有する。他の形状も使用可能である。一部の実施形態では、タンクハウジング 1608 は曲線縁部を含む。曲線コーナー 140 を示す実施例が、図 16D に描かれている。こうして、タンク 120 の縁部に捕捉される流体 1610 はほとんど又は全く無く、タンク内の流体を有効に使用することができる。タンク 1620 は、再充填可能であるか又は使い捨てであり得る。タンクは、使い捨てタンクについては予め充填され得、あるいは、充填孔を用いて再充填可能であり得る。

【0076】

一部の実施形態において、タンクハウジング 1608 は、タンク 1620 内への空気の入出りを可能にしてタンク内の流体を適切な周囲圧力に保つために貫通孔 1642 (図 16A には一例のみ示されている) を含む。貫通孔 1642 は、流体 1610 が穴から漏洩しないように小さい直径を有する。あるいは、タンクハウジング 108 内にはいかなる開口部も形成されず、少なくとも一部分、例えば部分 1644 又はタンクハウジング 1608 全体が、例えばブラダーの形で折畳み可能であり得る。タンク全体は同様に、可撓性又は折畳み式ブラダーの形で製造されていてよい。したがって、流体 1610 がエジェクタプレート 1602 を通して駆出されるにつれて、タンク 1620 は、その形状及び体積を変えてタンク 1620 内の流体 1610 の量の変化に追従する。

【0077】

図 16A ~ 17B の実施形態において、エジェクタプレート 1602 は、圧電エジェクタ 1604 により振動させられることによって活動化される。図 6A と 16C に示されているように、2つの電極 1606a 及び 1606b が、エジェクタプレート 1602 の表面 1622 に平行である圧電エジェクタ 1604 の 2つの相対する表面 1634 及び 1636 上に形成され、圧電エジェクタ 1604 を活動化させてエジェクタプレート 1602 を振動させる。電極は、接着剤による固定又は他のボンディングを含めた任意の公知の方法でプレートに取付けることができる。これらの電極は同様に、プレート 1602 に対して所定の場所でオーバーモールドされてよい。ワイヤ又は他の導電性コネクタを使用して、プレート 1602 と電極の間に必要な電氣的接触をもたらすことができる。代替的には、メッキ又は他のその場被着によりプレート 1602 上に電極を形成させてもよい。一例として、電極は、電極 1606a とエジェクタプレート 1602 の間に塗布される接着剤 1628 によって取付けられる。電極 1606a は、プレート 1602 と電氣的接触状態にある。電極 1606a 及び 1606b を横断して電圧が印加された場合、圧電アクチュエータ 1604 がエジェクタプレート 1602 を偏向させて、形状を、図 17A 及び図 17B に示されるようにより凹形又は凸形へと変化させる。例えば、図 17A は、プレート 1602 に結合されプレートを形状 1700 へと偏向させる電極 1606a 及び 1606b を示す。異なる圧電材料に対応する広範囲の電圧が当該技術分野において公知であるが、一例として図 17A の電極に対しては、40V 又は 60V の電圧差が適用されてよい。電圧差の方向が例えば -40 又は 60 へと反転された場合、プレートは、図 17B に示されている形状 1701 へと反対方向に偏向する。こうして、アクチュエータ 1604 はプレート 1602 の揺動をひき起こし、この揺動は、流体 1610 からの液滴 1612 の形成を結果としてもたらす振動を構成する。図 17A に示されている実施形態においては、タンク 1620 の容積が削減され、タンク 1620 内の流体 1610 は、エジェクタプレート 1602 によって圧縮され、開口部 1626 内に強制される。図 17B に示された実施形態において、タンク 1620 の容積は増大させられる。交流電圧が電極 1606a 及び 1606b に印加されるにつれて、エジェクタプレート 1602 は、形状 2600 と形状 2602 の間で揺動し、流体液滴 1612 を開口部 1626 内に蓄積させ、最終的にタンク 1620 から離れるような方向 1614 に沿って開口部 1626 から駆出させる。揺動の周波数及び波長は、開口部 1626 の容積、開口部 1626 の数、流体の粘度、プレート 1602 の剛性、温度及び他の要因などの多くの要因に左右され得る。これらのパラ

10

20

30

40

50

メータは、所望の液滴流を作り出すように調整又は選択されてよい。プレート1602から液滴を駆出する頻度も多くの要因により左右される。一部の実施形態において、液滴1612は、パルス周波数よりも低い周波数で駆出される。例えば、液滴1612は、エジェクタプレートの振動の1~1000サイクル、より具体的には8~12サイクルに一回駆出される。液滴の駆出頻度については、以下でさらに詳述する。

【0078】

アクチュエータ1604を作成するためには、多くの圧電材料を使用することができる。一例を挙げると、一部の実施形態において、PZTから圧電アクチュエータを形成できる。しかしながら、PZTは、鉛を含み、液体1610から封止されていなければならない。他の無鉛材料としては、チタン酸バリウム又はポリマー系の圧電材料例えばポリフッ化ビニリデンが含まれる。電極1606a及び1606bは、金、白金又は銀を含めた好適な導体で形成され得る。接着剤1628として使用するのに好適な材料としては、シリコーン接着剤、エポキシ、銀ペーストなどの接着剤が含まれ得るが、これらに限定されない。導電性接着剤の一例としては、Dow Corning DA6524及びDA6533などのチキソトロピー接着剤が含まれる。タンクハウジング1608は、ポリマー材料で形成され得、そのいくつかの例としてはポリテトラフルオロエチレン（登録商標）、ゴム、ポリプロピレン、ポリエチレン又はシリコーンが含まれる。以上で言及した通り、タンクの全部又は一部は可撓性又は折畳み式であり得る。駆出アセンブリ1600により駆出される液滴のサイズ及び速度は、駆出アセンブリ1600を製造するにあたり使用される様々なパラメータにより影響され得る。パラメータには、圧電アクチュエータ1604の寸法、エジェクタプレート1602の特性（例えば寸法、弾性その他）、エジェクタプレート1602内の開口部1626のサイズ及びパターン、駆動電子部品により電極1606a、1607bに適用されるパルスの周波数、形状及び強度、流体特性（例えば粘度及び表面張力）その他が含まれる。

【0079】

エジェクタプレートの振動の強度及び周波数も同様に、電極1606a、1606bに印加される電圧パルスを制御することによって制御される。上述の通り、パルスは、図17A及び17Bに示されているように、プレート1602を偏向させる電圧差によって作り出される。一部の実施形態において、電極1606a又は1606bの一方が接地され、他方の電極1606a又は1606bの1つに対して両極性パルスなどの電圧パルスが印加されて、例えばエジェクタプレート1602を振動させる。電圧パルス及び他の特徴の詳細が、本明細書においてさらに論述される。一例を挙げると、一実施形態において、圧電アクチュエータ1604は、約60KHz~約120KHz、例えば118KHzの共振周波数を有することができる。印加電圧パルスは、圧電アクチュエータ1604の共振周波数より低いか、高いか又は同じ周波数を有することができる。

【0080】

図16Aの実施形態において、液滴の送出時間は、約0.1ms~約数秒である。理論により束縛されることは望まないものの、人間の眼は、瞬きに約300ms~約400msの時間をかけると考えられている。したがって、送出が瞬きの間に行われることを所望する実施形態のためには、送出時間は約50ms~約300ms、さらに詳細には25ms~200msであり得る。一実施形態において、送出時間は、50ms~100msである。このようにして、駆出された液滴は、眼の瞬きサイクル中に有効に送出された眼の中に堆積され得る。一部の実施形態、例えば店頭販売の生理食塩水ディスペンサにおいて、送出時間は、数回の瞬きサイクルにまたがる数秒、例えば3~4秒という長いものであり得る。代替的には、単一の送出を複数の液滴駆出バースト又はパルスにより投与することができる。

【0081】

さらに、この理論に束縛されることを意図せずに、パルス送りは、衝突時の自動車の衝撃吸収帯の効果と同様に、経時的に衝撃を消散させることにより空気流のピーク振幅を削減するかもしれないと考えられる。したがって、標的に対する駆出の圧力は緩和される。

すなわち、例えば眼球への適用にあたっては、対象は、さほど多くの空気を感じず、通常より高レベルの不快感を体験しないかもしれない。さらに、パルス送りは同様に、液滴の凝集を削減し、結果として同伴空気の生成を少なくするかもしれない。単なる一例として、25msのパルスは、パルスを離隔する25msの停止時間で発生させることができる。一例を挙げると、一実施形態において、パルスは、全部で150msの合計時間、反復されてよい。

【0082】

図21A-Dは、デバイスのハウジングの別の実施形態を示す。プラスチック又は他の好適な材料から成形された構成要素で形成されるハウジング502は、一般に正面部分2104と背面部分2106により画定される。前面部分2106は、流体送出部域2108と活動化機構2110を含む。流体送出部域2108はさらに、カバーベゼル2114及びハウジングを通して形成される送出アパーチャ2112を画定する。流体送出部域2108は同様に、他の実施形態に関して先に記述した通りの機能をもつ多機能LED2116をも含む。活動化トリガー2110には、アパーチャカバープレート2118及び親指レスト2120が含まれる。1つ以上の隆起した縁部2122が、親指レスト520の周囲に形成されて、活動化トリガー2110上にユーザーの親指を位置づけするのを補助してもよい。図示された実施形態において、カバープレート2118及び親指レスト2120は、モノブロックに一体化されても又は多数の部分として形成されてもよい。カバープレート2118は、前面部分2104及びカバーベゼル2114(図5E)によって形成されたスロット内に嵌め合わされ、スロットの内部を上下に摺動するように操作可能であり、こうして、カバープレート2118が送出アパーチャ2112を封止し、アパーチャの後方のエジェクタアセンブリ及び内部構成要素を外部の破片や汚染から保護できるようにする。任意には、カバープレート2118の裏面を、銀粒子を含む材料でコーティングして、細菌が送出部域の内部及びそのまわりに形成するのを防止してもよい。図21Fは、ユーザーが一用量の眼科用流液体滴を送出する前に自らの眼の方向にデバイスを整列させているところを描いた概略図である。デバイスの人間工学に基づく設計のため、ユーザーは、デバイス上に位置設定された親指レスト上に親指を置くことができ、親指はわずかに曲がった位置をとるよう促される。次に、ユーザーがその眼と送出アパーチャとを整列させている間デバイスを安定させるためユーザーの頬骨に対し親指の近位指骨を置いてよい。任意には背面照明された研磨済みエジェクタプレートを含む多機能LEDも同様に、整列を補助し得る。ユーザーの親指がその頬骨に対し置かれた時点で、送出アパーチャは、眼の表面から2~3cmの最適な距離で容易に整列され得る。このとき、ユーザーは送出ボタン上にその人差し指を位置設定し、準備が整った時点で、送出ボタンを押し下げ、眼科用流体を自らの眼の表面に送出することができる。

【0083】

こうして、親指レストの位置と頬骨上の親指の背面の配置の組合せが、自然で反復可能な整列機能及びプロセスを提供する。ユーザーの骨格に応じて、適切な整列をもたらすように顔面上の代替的場所と親指又は手の異なる部分を整列させてよい。あるいは、例えば、図16Aに示されている距離dに関して指摘された通り、使用中、デバイスを適切な距離に保持することができる。この適切な距離は、対象のタイプ及び利用分野と共に変動してよい。例えば、家畜が対象である場合、デバイスは、ヒトの対象の場合よりも長い距離に保たれてよい。さらに、デバイスは、手のひらの中に保持され、手やその指を用いることなく、その代りスペーサを用いてか又は上述のような整列デバイスを援用して、整列させられてよい。あるいは、デバイスに対して手又はその指の任意の部分を使用することができ、送出ボタンを活動化するために、手又はその指の任意の部分を使用してよい。一例を挙げると、デバイスは、小指がデバイスを顔面から離隔させ、親指がデバイスハウジングの側面上にある送出ボタンを押し下げている状態で手の中に保持され得る。

【0084】

使用中、デバイスは保持され、オンに切替えられ、整列され、送出ボタンが押し下げられる。デバイスのオン切替えは、物理的活動化トリガーを活動化させることにより手作業で

10

20

30

40

50

行なわれてもよいし、あるいは自動的に又はドッキングステーションからデバイスの取出しなどの条件にตอบสนองして発生してよい。デバイスは、ひとたび活動化された時点で完全に除去サイクルを繰り返す。適切に整列されたハウジングは、流体を液滴流の形で標的に送出する。

【0085】

図22Aは、流体駆出デバイスを含む通信システムを示す。デバイスは、ドッキングステーションと組合わせて使用されてよい。このシステム及びドッキングステーションの詳細は、本明細書と同時に出願され、参照により本明細書に援用されている「遠隔治療及び監視を行なうための方法及びシステム」という題の米国出願代理人整理番号第24951.003-US02号中により完全に記載されている。

10

【0086】

図22Bは、通信状態のデバイス2202とドッキングステーション2250を示すブロック図を示す。デバイス2202は、ハウジング2206、電子部品2208、エジェクタ機構アクチュエータ例えばピエゾ2210、タンク2212、標的デバイス2214、電子記憶装置2216及び入出力(I/O)インタフェース2218を含んでいてよい。デバイス2702は、画像形成デバイス2220、ルックアップテーブル2222、スピーカー2224、及びLED2226も含んでいてよい。

【0087】

ハウジング2206は、例えば、射出成形されたプラスチック又は任意の他の適切な耐久性ある又は軽量の材料で製造されてよい。ハウジング2206は、開口部2228、位置づけ可能なスライダ2230、通信情報をドッキングステーション2250に送信しドッキングステーションから通信情報を受信するインタフェース2232、流れ活動化装置2234、及び通信用インタフェース2236を含んでいてよい。通信用インタフェース2236は、ハウジング2206の外部の供給源(本明細書と同時に出願され、その全体が参照により本明細書に援用されている「遠隔治療及び監視を行なうための方法及びシステム」という題の米国出願代理人整理番号第24951.003-US02号を参照のこと)にデータを送信し、そこからデバイス2202及びドッキングステーション2250に対してデータを受信する。例えば、通信用インタフェース2236はデータベース又は入出力デバイス例えばキーボードと通信状態にあってよい。

20

【0088】

開口部2228は、ハウジング2206の外部表面を貫通して形成されたアパーチャの形をしていてよく、開口部2228は、タンク2212内に收容された流体がハウジング2206から退出することができるようにする。開口部2228は、先に説明した開口部と類似のものであってよい。

30

【0089】

位置づけ可能なスライダ2230は、先に記述した親指スライダと類似のものであってよい。ハウジング2206は同様に、接続部2204を收容するように構成されたインタフェース2232をも含んでいる。接続部2204は、例えば、1ワイヤインタフェース、2ワイヤインタフェース又はI2Cインタフェースであってよい。インタフェース2232は、デバイス2202が、接続部2204を介してドッキングステーション2250

40

【0090】

ハウジング2206は同様に、活動化トリガー2234をも含んでいる。トリガーは、例えばハウジング706の外部表面から突出するボタン、スイッチ又はデバイスのユーザーにとってアクセス可能である任意の他の触覚インタフェース、例えば上述したスイッチであってよい。トリガー2234は、開口部2228とスライダ2230を含むハウジング2206の側面とは反対側のハウジング2206の側面上にあってよい。

【0091】

ハウジング2206は同様に、電子記憶装置2216と通信する通信用インタフェースも含んでいてよく、電子記憶装置2216内に記憶されたデータの検索及び電子記憶装置

50

2216へのデータの書込みを可能にする。インタフェース2236は、例えば、ユニバーサルシリアルバス(USB)接続、シリアル接続、イーサネット接続又はデータの読み及び書込みを可能にする任意の他の接続であってよい。これらの態様についてのさらなる論述は、本明細書と同時に出願された「遠隔治療及び監視を行なうための方法及びシステム」という題の米国出願代理人整理番号第24951,003-US02号中にみられる。

【0092】

デバイス2202は電子部品2208を含み、これらがエジェクタ機構アクチュエータ又はピエゾ2210に対して1つ以上の出力ドライバ信号を提供する。ピエゾ2210は、出力信号の適用に応答してエジェクタプレート2202を歪曲させる。エジェクタプレート2202は、タンク2212内に収容された流体と接触状態にあり、ピエゾ2210が歪曲した時点で、タンク2212からの流体は、エジェクタプレート内に形成された1つ以上の開口部を通して引き出される。圧電実施形態においては、エジェクタプレートの運動そして一般的にエジェクタ機構の作動により、指向性液滴流は、開口部2228を通過してハウジング2206から退出させられる。

10

【0093】

電子部品を開示する図に関してより詳細に論述した通り、電子部品2208は、ピエゾ2210に適用される出力ドライバ信号2342の周波数、電圧、デューティサイクル及び持続時間を決定する。さらに、電子部品2208は、ピエゾ2210に適用される出力ドライバ信号の特徴又は特性を、流体及び/又は投薬量計画の変更に対応するべく調整できるような形で、プログラミング可能である。

20

【0094】

図22Cは、プロセッサ2304とドライバ回路2806を含む。プロセッサ2804は、励磁信号2340をドライバ回路2306に提供し、ドライバ回路2306は、ピエゾ2210に対して適用される出力ドライバ信号2342を生成する。出力ドライバ信号2342の特性は、励磁信号2340の特性から決定される。以下で論述する通り、出力ドライバ信号8232は、例えば、2つ又は4つの別個の出力ドライバ信号を含んでいてよい。

【0095】

タンク2212には、デバイス2202が製造される時に流体が予備充填されていてよい。デバイス2202は、デバイス2202の製造時点でプログラミングされてよい。論述されている代替的タンクを、非限定的に使用することができる。

30

【0096】

デバイス2202は同様に、標的デバイス2214も含んでいる。標的デバイス2214は、ユーザーが対象の眼とデバイス2202を整列させるのを補助し得る。標的デバイス2214は、例えば、対象の眼の中に照射するLED、対象の眼を映す反射性又は光沢のある表面、及び/又は対象の眼の画像を形成し信号をelectroVINOIS2208に提供するCCDカメラであってよい。標的デバイス2204は、デバイス2202が正しく位置づけされた場合にユーザーに自らの眼の画像を提供するための反射体を含んでいてよく、あるいは、デバイス2202が正しく位置づけされた場合にユーザーの眼の中に照射するための低強度LEDなどの光源を含んでいてよい。標的デバイス2214は、対象の眼が開いているか否かを決定するセンサーを含んでいてよい。標的デバイス2214は、デバイス2202が眼と適切に整列された場合、対象の眼の反射を示す要素を含んでいてよい。例えば、エジェクタプレート及び/又はピエゾ2210は、開口部2228とピエゾ2210が対象の眼と整列された場合に、対象の眼の反射を示す反射性材料で製造されていてよい。このタイプの標的デバイスは、例えば、対象が指向性液滴流を自身の眼に投与するためにデバイス2202を使用する場合に有益である。

40

【0097】

変形実施形態において、エジェクタ機構又はそれに隣接するハウジングの表面全体又は一部分に、反射層がコーティングされていてよい。コーティング層は、保護層及び反射層

50

の両方であり得る。あるいは、表面は、反射性となるように形成されたものであり得る。例えば、表面は、ステンレス、ニッケル・コバルト又は他の反射性材料で製造されていてよい。表面は、反射性を有するように形成されたものであるか又は反射性を有するように研磨されたものであり得る。表面を反射性に加えて、表面をその表面上又はその周囲で背面照明してもよい。眼科用利用分野では、反射性表面は、眼とエジェクタアセンブリを整列させる上でユーザーを補助する。

【0098】

デバイス2202は同様に、電子記憶装置2216及び入出力インタフェース2218も含んでいる。対象の眼の画像などのデータを記憶することに加えて、電子記憶装置2216は、おそらくはコンピュータプログラムの形で実行された場合に電子装置2208内に含まれたプロセッサをデバイス2202内の他の構成要素と通信させる命令を記憶する。プロセッサは、例えば、FPGA又はASICなどのステートマシンであってよい。励磁信号2340は、信号発生器により生成されてよい。電子記憶装置2216についての情報は、(データベースと通信する)インタフェース2218又はインタフェース2236を通してアクセス可能であり、電子記憶装置の内容に対するアクセスは制御され、例えば一部の医療関係者、例えば投薬量の調整を希望する医師又は薬剤師が一定の活動を実施できるようにするための制限されたパスワードなどによって制御される。コンピュータがインターネット接続可能状態にあるかぎり、例えば進捗度及び正しい対象による使用を監視できるようにしかつインターネット上で投薬量を調整できるようにするため医療関係者によるアクセスのためのサーバなどに、例えば医療関係者によりサーバに対し見直し済みの投薬量情報をアップロードすることによって、情報はインターネットを介してアップロードされ、その後インターネットを介してデバイスまでプッシュ型配信されるか又はユーザーによりダウンロードされてよい。デバイス自体は、使用法情報及び画像情報を実時間でアップロードできるよう、そして新しい情報を実時間でデバイスにダウンロードできるよう、インターネット接続可能状態にされていてよい。デバイスがインターネット接続状態にあるかぎり、デバイスには、ユーザーインタフェース例えばスクリーン及びキーボード又はタッチセンサー式スクリーンが具備されていてよい。

【0099】

入出力インタフェース2218は、データ及び/又は指令をデバイス2202に入力しかつ/又はデバイス2202から読出しできるようにするインタフェースを提供する。入出力インタフェース2218は、キーボード、マウス、通信ポート、デバイス2202とは別のデバイス上で実行する電子プロセッサ又はディスプレイなどのデバイスからデータを受信してよい。入出力インタフェース2218は同様に、デバイス2202、デバイス2202の構成要素、及び/又は外部デバイスの間の通信を可能にするソフトウェアを含み得る。インタフェース2218は、デバイス2202がコンピュータ、例えばスクリーン及びユーザー入力機能を伴うラップトップ又はパームトップ型コンピュータ又は携帯電話の中にインタフェース2218を介してプラグインされた場合にユーザーに対しデバイス2202へのアクセスを提供し得る。

【0100】

デバイス2202は同様に、画像形成デバイス2220も含んでいてよい。画像形成デバイス2220は、流体の指向性液滴流を送出する同じアパーチャを通して対象の眼の画像を捕捉するように開口部2228と整列される電荷結合素子(CCD)であってよい。一部の実施形態において、画像形成デバイス2220は、開口部2228の場所以外の場所でハウジング706の外部表面上に取付けられる。画像形成デバイス2220により収集された画像は、入出力インタフェース2218、通信用インタフェース2236又は2256を介してデバイス2202から移送され、かつ/又は画像は、電子記憶装置2216内に記憶されてよい。本明細書と同時に出版され、参照によりその全体が本明細書に援用されている「遠隔治療及び監視を行なうための方法及びシステム」という題の米国出願代理人整理番号第24951,003-US02号中により完全に説明されているように画像はデータベースにアップロードされ、対象の医療記録と結びつけて記憶されてよい。

【 0 1 0 1 】

画像形成デバイス 2 2 2 0 及び電子部品 2 2 0 8 は、デバイス 2 2 0 2 からの流体の駆出時か又はこの駆出よりも選択可能な時間だけ前又は後に画像の捕捉を制御するように作動可能であってよい。一部の実施形態においては、画像の捕捉は、例えばボタン又は流れ活動化装置 2 2 3 4 を押し下げることによってユーザーにより始動されてよい。例えば、生理食塩水の液滴をデバイス 2 2 0 2 から眼に向けて誘導して角膜に圧力を加え、効果を見極めるために画像を撮影し得る。画像は、上述の通りに保存可能である。

【 0 1 0 2 】

デバイス 2 2 0 2 は同様に、ルックアップテーブル 2 2 2 2 を含んでいてよい。ルックアップテーブル 2 2 2 2 は、例えばデバイス 2 2 0 2 上で電子記憶装置 2 2 1 6 内に記憶されてよく、或いはデバイス 2 2 0 2 とは別個に、例えばデータベース内に記憶されてもよい。ルックアップテーブル 2 2 2 2 は、デバイス 2 2 0 2 内で使用されてよい流体に特定の情報を含む。例えば、流体薬物の粘度はタンク内の流体に応じて変動することから、 piezo 2 2 1 0 は、タンク内の流体に合わせた周波数を有する出力ドライバ信号の適用を必要とする場合がある。この薬剤特異的な変動は、電子部品 2 2 0 8 により生成され piezo 2 2 1 0 に適用される出力ドライバ信号の周波数、電圧及び / 又は持続時間などの特性の変動により考慮されてよい。ルックアップテーブル 2 2 2 2 は、出力ドライバ信号を設定するために電子部品 2 2 0 8 により検索され使用される薬剤に特異的な情報を含み得る。

10

【 0 1 0 3 】

ルックアップテーブル 2 2 2 2 は同様に、対象の治療計画に関係する薬剤特異的な情報も含んでいてよい。例えば、ルックアップテーブルは、第 1 の薬剤が一日 3 回適用される一方第 2 の薬剤は一日一回適用されるべきであることを規定する情報を含み得る。この治療計画情報は、例えばタンク内に収容されている薬剤のタイプに基づいていつ対象に対するリマインダー警告を始動させるべきかを決定するために、電子部品 2 2 0 8 により使用される。

20

【 0 1 0 4 】

一部の実施形態では、特定のデバイス 2 2 0 2 上のルックアップテーブル 2 2 2 2 は、対象の身体条件の変化を考慮するため専門家例えば治療専門家により編集されてよい。インタフェース 2 2 3 6 は、外部 I / O デバイスを介して又はベータベースから直接、恐らくはインターネットを介して、情報をダウンロードするために操作可能であってよい。ダウンロードされた情報は、精査された用量、精査された用量時間そして分注すべき薬剤タイプのうちの 1 つ以上を含んでいてよい。デバイス 2 2 0 2 は、電子部品 2 2 0 8 が、所定の情報又はダウンロードされた情報に応じて薬剤の分注を制御するような形で構成されてよい。

30

【 0 1 0 5 】

デバイス 2 2 0 2 は同様に、スピーカー 2 2 2 4 及び照明器 2 2 2 6 を含んでいてもよく、これらは両方共、電子部品 2 2 0 8 と合わせて、デバイス 2 2 0 2 のユーザーに対し知覚可能な警告を提供するために使用されてよい。デバイス 7 0 2 は、他の知覚可能な警告を提供し得る。例えば、デバイス 2 2 0 2 は、ユーザーの注意をひくため振動してよい。デバイス 2 2 0 2 は、ユーザーに対するフィードバック、例えば、最大用量に到達した時点を示す視覚的又は可聴フィードバックを提供するために、電子部品 2 2 0 8 により制御され得る可聴警報又はエナシエータ又は視覚的インジケータを生成し得る。

40

【 0 1 0 6 】

一部の実施形態において、照明器 2 2 2 6 は、眼を照明するための異なる周波数の多数の光源を含んでいてよく、あるいは異なる色及び周波数の光（例えば赤色光、青色光、緑色光、白色光、赤外線（IR）、紫外線（UV））などの可変周波数光源を含んでいてよい。デバイスは、角膜潰瘍及び擦過傷を特定する目的で角膜を照明するべくフルオレセインと共に使用するためのコバルトブルー光（例えばフィルタを使用することにより生成されるもの）を含んでいてよい。照明器 7 2 6 は、眼を照明するために 2 8 0 nm 超の波長

50

の周波数を発出する放射線源であってよい。照明器 2 2 2 6 は、瞳孔反応を制限し異なる周波数の光学検出器、スキャナ又はカメラでの眼の分析を可能にするため例えば 2 0 ナノ秒 (n s) という異なる時間光をパルス送りするように操作可能である。照明器 2 2 6 は、より鮮明な画像を得るよう波面補正を実施するための補償光学チップ、例えば E M S ベースの補償光学チップを含んでいてよい。

【 0 1 0 7 】

デバイスは、移動する眼の近位調整画像を画定し小児への投与を補助するための固定源、例えば L E D 又は L E D パターンを含んでいてよい。これは同様に、角膜表面を横断して薬剤を展延させるのを助けるため、薬剤投与中眼球を動かすか又は回転させるためにも役立つ。

10

【 0 1 0 8 】

ドッキングステーション 2 2 5 0 は、デバイス 2 2 0 2 を収容するように構成されるハウジングポート 2 2 5 2 (非限定的にドッキングステーションを含む) を含む。ハウジングポート 2 2 5 2 は、デバイス 2 2 0 2 をドッキングステーション 2 2 5 0 に収容した場合にデバイス 2 2 0 2 がしっかりと設備されドッキングステーション 2 2 5 0 により安定的に保持されるように、陥凹していてよい。ドッキングステーション 2 2 5 0 は同様に、ドッキングステーション 2 2 5 0 及び / 又はデバイス 2 2 0 2 間でデータを読み出し、書込む通信用インタフェース 2 2 5 6 を含んでいてよい。通信用インタフェース 2 2 5 6 は例えば、 U S B 接続、イーサネット接続又はシリアル接続であってよい。ドッキングステーション 2 2 5 0 は同様にメモリー又は電子記憶装置 2 2 5 4 を含んでいてよい。

20

【 0 1 0 9 】

電子記憶装置構成要素 2 2 1 6 及び 2 2 5 4 は、揮発性メモリー、例えば R A M であってよい。一部の実施形態において、電子記憶装置構成要素 2 2 1 6 及び 2 2 5 4 は共に非揮発性及び揮発性の部分又は構成要素の両方を含み得る。

【 0 1 1 0 】

図 2 3 A は、デバイスにおいて使用される電子部品のための例示的構成 2 3 0 0 の上面図を示し、図 2 3 B は、構成 8 0 0 の下面図を示す。以下の記述は、デバイス 2 2 0 2 に関して論述されているが、デバイス内では構成 2 3 0 0 又は類似の構成を使用してもよい。機器構成は、ヒトの一方の手の中に保持されるのに充分小さいものであるハウジング内に収まるようサイズ決定されたプリント回路板 (P C B) 上に実装されていてよい。構成は、単一の P C B 回路板上又は多数の P C B 回路板上に実装されてよい。図 8 A 及び 8 B に示されている例において、機器構成は単一の P C B 回路板 2 3 0 1 上に実装されている。

30

【 0 1 1 1 】

図 2 3 A を参照すると、構成 2 3 0 0 の上面図が示されている。上面図は、タンク 2 3 0 2、及びプロセッサ 2 3 0 4、ドライバ回路 2 3 0 6、プッシュスイッチ 2 3 0 8、プログラミングインタフェース 2 3 1 0 及びスライドスイッチ 2 3 1 2 を含む。プロセッサ 2 3 0 4 は、エジェクタに対するパルス及び液滴の形成を制御するために使用される信号を制御し配列するように設計された自励発振器を伴う論理回路であってよい。代替的には、フィールドプログラマブルゲートアレイ (F P G A)、特定用途向け集積回路 (A S I C)、複合プログラム可能論理デバイス (C P L D)、又は消去可能プログラマブル論理デバイス (E P L D) をプロセッサとして使用してもよい。代替的には、マイクロプロセッサ又は他のプログラマブルプロセッサ、例えば Arizona 州 Chandler の M i c r o c h i p T e c h n o l o g y , I n c . から入手可能な P I C 1 8 F 1 4 K 5 0 - I / S S マイクロコントローラ、F P G A 及び A S I C が、一般にマイクロプロセッサよりもコストが低い。非安定モード及び単安定モードの両方で使用される L M 5 5 5 などの論理回路及び自励発振器が、同様に比較的成本が低く、信号制御において高い精度を提供する。一部の実施形態においては、クロック信号を生成しスリープ又は低出力モードを有するおおよそ 2 . 4 ~ 6 ボルトの電圧範囲を有する任意の低出力プロセッサを、プロセッサ 2 3 0 4 として使用してよい。ドライバ回路 8 0 6 は、例えば C a l i f o r n

40

50

ia州 Milpitas の Linear Technologies から入手可能な LT3572EUF#PBF モータドライバであってよい。さらに、デバイスは、適切な作動を保証するためデバイスを監視するウォッチドッグタイマーを伴うマイクロコントローラを含んでいてよい。

【0112】

ドライバ回路 2306 は、プロセッサ 2304 からの特定周波数の励起信号 2340 により制御され、これを受信する。プロセッサを用いてドライバ回路 2306 を制御することにより、ドライバ回路だけに依存するシステムに比較して高い融通性と利用可能性を有するシステムを提供することができる。例えば、プロセッサでドライバ回路を制御することで、プロセッサにより生成されたドライブ信号 2340 の特性を修正することによってドライバ回路により生成される出力ドライバ信号 2342 の周波数を迅速に決定し変更することが可能になる。こうして、デバイス 2202 は、変化する対象のニーズに適応し、タンク 2302 内に収容される可能性のある様々な流体を用いて作動できることになるかもしれない。さらに、プロセッサ 2304 を用いてドライバ回路 2306 を制御することで、励起信号 2340 の周波数を制御するための別個の電位差計は不要になるかもしれない。ドライバ回路 2306 を制御するためにプロセッサ 2304 を使用することで、デバイス 2202 がヒトの一方の手で保持され操作され得るような形で電子部品 2208 のサイズを縮小できるかもしれない。

10

【0113】

プロセッサ 2304 は、プッシュスイッチ 2308、プログラミングインタフェース 2310 及びスライドスイッチ 2312 からデータ及び制御信号を受信する。プロセッサ 2304 は、銅トレースなどの導電性経路 2314 を通してドライバ回路に接続されてよい。プッシュスイッチ 2308、プログラミングインタフェース 2310 及びスライドスイッチ 2312 は、それぞれトレース 2314、2316 及び 2318 を介してプロセッサに電気接続されてよい。

20

【0114】

プッシュスイッチ 2308 は、活動化トリガー 2234、すなわち、デバイス 2202 のユーザーが指向性液滴流の放出をひき起こすことができるようにする機構に結合されている。プッシュスイッチ 2308 及び流れ活動化装置 2234 の一部分は、デバイス 2202 のユーザーが流れ活動化装置 2234 を押すか又は他の形でこれを選択した場合に、互いに物理的に接触し得る。流れ活動化装置 2234 が電子部品（例えばソフトキー）である実施形態において、流れ活動化装置 2234 は必ずしもプッシュスイッチ 2308 と物理的に接触した状態になくてよく、むしろ流れ活動化装置 2234 は、プッシュスイッチ 808 に対し選択の電子的標示を提供し得る。活動化装置トリガー 2234 からの活動化の標示の受信に応答して、プッシュスイッチ 2308 はプロセッサ 2304 に対しプレー信号を生成する。

30

プログラミングインタフェース 810 により、例えば特定の周波数、持続時間又は活動状態間の時間を有する励起信号を生成するようにプロセッサ 804 をプログラミングすることができる。例えばプロセッサ 804 は、約 108 キロヘルツ (KHz) と 183 KHz の間の周波数を有する励起信号 840 を生成するようにプログラミングされてよい。プログラミングインタフェース 810 は、例えば 5 ピンインタフェースであってよい。一部の実施形態において、プログラミングインタフェース 810 は、グラフィカルユーザインタフェース（図示せず）を通してアクセス可能であってよい。

40

【0115】

プロセッサ 2304 は、ドライバ回路 2306 に励起信号 2340 を提供し、ドライバ回路は、励起信号 2340 を使用して、ピエゾ 2320 に適用される 2 つの出力ドライバ信号を生成する。各々の出力ドライバ信号 2342 は、方形波又はおよそ方形波であってよく、各々の出力ドライバ信号 2342 は、およそ同じ最大及び最小電圧を有してよい。出力ドライバ信号の最大電圧は、およそ 20 ~ 40 ボルトであってよく、最小電圧はおよそゼロ (0) ボルトであってよい。第 2 の出力ドライバ信号 2342 は、第 1 の出力ド

50

ライバ信号と位相が一致していない場合があり、第1の出力ドライバ信号と第2の出力ドライバ信号は、およそ180度位相が異なる。

【0116】

スライドスイッチ2312は、スライダ2330に結合されている。例えば、スライダ2230が物理的スライダである実施形態においては、スライドスイッチ2312はスライダ2230に物理的に連結されており、こうしてスライダ2230がハウジング2206上の1つ以上の所定の位置に位置づけられた場合にスライドスイッチ2312が信号を生成するようになっている。一部の実施形態においては、スライダ2230は電子式であってよく、機械的ではなく電子的にスライダスイッチ2312と通信し得る。スライダ2330には同様に、それが開放位置へと移動させられた場合に2つの金属接点の間の空隙を橋渡ししこうしてスライドスイッチを画定するように作動可能な金属化された表面が具備されていてもよい。スライドスイッチ3312は、開口部2228を露呈する(又は被覆解除する)位置までスライダ2230が移動された場合に信号を生成してよい。この信号は、開始信号と呼ばれることがある。スライドスイッチ2312は、スライダ2230がその位置から移動された場合に別の信号を生成してよい。スライドスイッチ812により生成された信号が、プロセッサ2304に提供される。

10

【0117】

図23Bを参照すると、構成2300の下面図が示されている。下面図は、図23Aの上面図の鏡像として示されている。下面図は、ピエゾ2320、LED2322、ドライバ回路2306、プロセッサ2304、スピーカ2324、電源モジュール826及び遠隔制御モジュール2328を示す。

20

【0118】

ピエゾ2320は、タンク2302内に保持された流体と接触するエジェクタプレート1602(図16A)と接触した状態に保たれかつ/又はその状態にあり、ピエゾ2320は、導電性経路2330を通してドライバ回路2306から出力ドライバ信号を受信する。ピエゾ2320は、ドライバ回路2306からの出力ドライバ信号842の適用にตอบสนองして、移動し、振動し、歪曲しかつ/又は形状変化する。

【0119】

一実施形態において、ピエゾ2320は、プリント回路板(PCB)2301上に取付けられ、PCB回路板2301上で導電性表面と接触する(図示せず)。導電性表面は、ステンレス鋼であってよい。一部の実施形態において、導電性経路830は、ピエゾ2320をドライバ回路2306の出力端に接続する回路板2301と一体化されていない個別配線である。一部の実施形態では、導電性経路2330は、PCB回路板2301上に直接作られたトレースである。この実施形態において、導電性材料は、ピエゾ820とリング及びタンク2302の間に設置される。導電性材料は、例えばエラストマ又は「ゼブラストリップ」であってよい。これらの実施形態において、個別配線は削除され、ドライバ回路2306からの出力ドライバ信号2342は、直接PCB回路板2301に形成された導電性トレースによりピエゾ2320に提供される。ピエゾ2320は、指向性液滴流がデバイス2202から退出できるように開口部2228と整列されてよい。

30

【0120】

一部の実施形態において、構成800は、PCB回路板の上面に取付けられたタンクに結合されている第2のピエゾを含んでいる。この実施形態では、ドライバ回路2306は、2つの別個のピエゾを駆動するための4つの出力ドライバ信号2342を生成するように構成されている。第2のピエゾは、タンク2302が第2のピエゾと共に振動するように、タンク2302の表面に直接取付けられてよい。この振動は、タンク2302内の流体が完全に流体状態にとどまるのを助け、タンク2302内に結晶や他の固体粒子が形成するのを防止する一助となつてよい。懸濁液として提供された薬剤の場合、振動は、薬剤を攪拌するために作動可能であつてよい。

40

【0121】

LED2322は、電源モジュール2326からの電力とプロセッサ2304からのオ

50

ン又はオフ切替え信号を受信する。プロセッサ 2304 は同様に、オン又はオフに切替えるため信号をスピーカ 2324 に提供する。構成 2300 は、プロセッサ 2304 の遠隔構成及びノ又は制御を可能にする遠隔制御モジュール 2328 を含む。電源モジュール 2326 は、1 個以上の電池であってよい。例えば、電源モジュール 2326 は、3 個の電池を含んでいてよい。

【0122】

図 24 は、指向性液滴流を対象の眼に送出するデバイスを作動させるための例示のプロセス 2400 を示す。プロセス 2400 は、例えばデバイスを用いて実施されてよい。プロセス 2400 は、電子部品 2208 又はプロセッサ 2304 によって実施されてよい。プロセス 2400 は、ドライバ回路 2306 と合わせて、プロセッサ 2304 により実施されてよい。触覚デバイスの活動化の標示が受信される 2402。触覚デバイスは、例えば流れ活動化装置であってよく、活動化の標示は、流れ活動化装置がプッシュスイッチ 2304 と物理的に接触するか又はプッシュスイッチ 2308 と電子的に相互作用する場合にプッシュスイッチ 2308 により生成されるスプレー信号であってよい。活動化の標示は、流体の指向性液滴流がデバイス 2202 から放出される予定であることをデバイス 2202 のユーザーが規定した結果としてもたらされる。

【0123】

ハウジング内の開口部には実質的に閉塞が無いかが否かが決定される 2404。指向性液滴流は、スライダ 2230 が開口部 2228 を覆うのではなく露呈する位置にある場合に、デバイス 2202 から放出される。スライダ 2230 が、開口部 2228 を露呈するハウジング上に位置づけられた場合、スライドスイッチ 2312 は、プロセッサ 2304 に提供される信号を生成する。この信号が生成されなかった場合、開口部 2228 は、実質的に閉塞がない状態におかれていない。信号が生成された場合、開口部 2228 に実質的に閉塞が無く、したがって、デバイス 2202 から指向性液滴流が放出され得る。

【0124】

活動化の標示を受信し、ハウジング内の開口部には実質的に閉塞がないことが決定されたことに応答して、励起信号が生成される 2406。励起信号 2340 は、ドライバ回路 2306 に適用され、ドライバ回路が今度は 2 つの電圧信号（出力ドライバ信号）を生成し、この信号はピエゾ 2320（又はピエゾ 2210）に適用されて、ピエゾとそれに取付けられたエジェクタプレート 1602 を振動、移動あるいはその他の形で歪曲させる。エジェクタプレート 1602 の運動は流体をタンク 2302 から、そしてエジェクタプレート内の 1 つ以上の孔を通して引き出し、対象の眼に送出するための流体の指向性液滴流を作り出す。励起信号 2340 は、約 95 KHz ~ 183 KHz の周波数を有する方形波であり得る。励起信号 2340 はドライバ回路 2306 に適用され、ドライバ回路 2306 は、2 つの方形波出力ドライバ信号を生成するが、これらの信号の位相は互いに 180° 異なり、これらの信号はピエゾ 2320 に適用される。方形波出力ドライバ信号 2342 の電圧は例えば 20 ~ 40 ボルトであってよく、各々の出力ドライバ信号 2342 の周波数は約 95 KHz ~ 183 KHz の間であってよい。

【0125】

図 25 は、対象の眼に流体の液滴流を誘導するデバイスを作動させるための別の例示のプロセス 2500 を示す。プロセス 2500 は、例えばデバイスなどを用いて実施されてよい。プロセス 2500 は電子部品 2208 又はプロセッサ 2364 によって実施されてよい。プロセス 2500 は、ドライバ回路 2306 を併用してプロセッサ 2304 により実施されてもよい。

【0126】

親指スライドが第 2 の位置まで移動したという標示が受信される（2502）。親指スライドは、スライダ 2230 に類似したスライドであってよく、第 2 の位置は、指向性液滴流がデバイス 2202 を退出できるような形に開口部 2228 を露呈させるハウジング 2206 の表面上の場所であってよい。スライダ 2230 が移動したことの標示は、スライドがスライドスイッチ 2312 と機械的又は電氣的に接触したことに応答してスライド

10

20

30

40

50

スイッチ 2 3 1 2 により生成される信号であってよい。標示の受信に応答して、励起信号 2 3 4 0 が生成される (2 5 0 4)。励起信号 2 3 4 0 はプロセッサ 2 3 0 4 によって生成され得、励起信号 2 3 4 0 は、ピエゾを駆動して準備シーケンスを実施する出力ドライバ信号を生成するようにドライバ回路 2 3 0 6 を制御する信号であってよい。準備シーケンスは、開始シーケンス、パージサイクル又は清浄サイクルと呼ばれる場合がある。

【 0 1 2 7 】

準備シーケンスは、デバイス 2 2 0 2 に、対象の眼の中に入れるよう意図されていない 1 つ以上の指向性液滴流を生成させる。むしろ、準備シーケンス中に生成される 1 つ以上の液滴流は、障壁、障壁内の孔、タンク及びデバイス 2 2 0 2 の他の内部構成要素を洗い流す。準備サイクルは、複数回の使用の間にデバイス 2 2 0 2 内に蓄積する可能性のある汚染物質又は残渣を削減又は削除し得る。一部の実施形態においては、準備シーケンス中に約 8 ~ 1 0 回の指向性液滴流が生成される。準備シーケンス中に放出される指向性液滴流は、対象の眼の中に入れるよう意図されたものではないが、使用に向けてデバイスを清浄及び / 又は準備するための準備サイクル中の流体として、タンク内の薬剤が使用される。

10

【 0 1 2 8 】

一部の実施形態では、ドライバ回路 2 3 0 6 に適用されるドライブ信号 2 3 4 0 は、合計で約 5 0 ミリセカンド〔サイクルのうちの約 3 0 ミリセカンドは出力ドライバ信号 2 3 4 2 が ON であり、約 2 0 ミリセカンドは出力ドライバ信号 2 3 4 2 が OFF である (すなわちピエゾに本質的に出力ドライバ信号 2 3 4 2 が全く適用されていない) 〕の間持続するサイクルを有する波形を伴う 2 つの出力ドライバ信号を、ドライバ回路に生成させる。準備サイクルは、約 8 ~ 1 0 サイクルの波形の間、ピエゾにこれらの出力波形を適用するステップを含んでいてよい。出力波形が ON である場合、ピエゾは振動し、タンクから障壁を通して流体を引き出してデバイス 2 2 0 2 の構成要素を清浄する。

20

【 0 1 2 9 】

準備シーケンスが完了したことの標示が受信され 2 5 0 6、準備シーケンスの完了時点に、知覚可能な警告が提示される 2 5 0 8。知覚可能な警告は、例えば、LED 2 3 2 2 の ON 切替えであるかもしれない。警告により、ユーザーには、デバイス 2 2 0 2 がいつでも使用できる状態にあることが知らされる。準備シーケンスの完了後既定の時間内に触覚インタフェースの活動化が受信されない場合、スリープモードが開始される 2 5 1 2。活動化の標示が既定の時間内に受信された場合、ハウジング内の開口部に実質的に閉塞が無く指向性液滴流がハウジング (5 1 6 から退出しうるか否かが判定される。

30

【 0 1 3 0 】

親指スライドが第 1 の位置まで移動したという標示が受信され場合には、スリープモードが開始される 2 5 1 2。第 1 の位置は、親指スライドがハウジング内の開口部を覆っている位置であってよい。親指スライドが第 1 の位置に移動したという標示が受信されていない場合、デバイス 2 2 0 2 は、既定の時間が経過してしまうまで、ユーザーからの入力をいつでも受入れできる状態にとどまる。既定の時間が経過した後、スリープモードが開始される。

【 0 1 3 1 】

プロセッサ 2 3 0 4 は、3 0、6 0 又は 1 8 0 などの既定の投薬量数のみを分注するようにプログラミングされてよく、触覚インタフェースをさらに活動化しても指向性液滴流が生成されることはない。

40

【 0 1 3 2 】

他の変形実施形態も同様に企図されている。一例として、一実施形態においては、精密マイクロ製造技術により駆出プレートが作り上げられる。このようなプレートから駆出されるマイクロスフェアのサイズは、プレート運動の大きさに応じてその容積が変動する。プレート運動の周波数は、エジェクタプレートに取付けられた圧電アクチュエータを駆動する電圧 (典型的には方形波) の周波数により影響される。典型的には、起動周波数は、5 0 K H z から 2 0 0 K H z の範囲内にあり、約 0 . 1 ミリセカンド超の持続時間を有する

50

【0133】

一用量あたりの薬物体積は、駆出される球の直径、プレート内の孔の数、振動の周波数、駆出一回一孔あたりの電圧サイクル数及びプレート振動時間の長さから計算される。例えば、直径20ミクロンの1000個の孔を有するエジェクタプレートは、直径約40ミクロンの球を駆出し得る。球が各孔から10サイクルにつき約1回駆出される場合には、圧電素子由来の100KHzの振動は、毎秒1孔あたり約100,000/10球つまり1000個の孔全てが流体を駆出している場合毎秒約10,000,000球を駆出することになる。各球の直径が40ミクロンである場合には、エジェクタプレートは、毎秒約10,000,000⁴/3³π³((40e-6)/2)³立米つまり毎秒約10,000,000⁴/3³π³((40e-3)/2)³=335マイクロリットルを分注する。プレートが20マイクロ秒の間起動されている場合には、約6.5マイクロリットルの薬物が駆出される。

10

【0134】

理論によって制限されないものの、球のサイズ及び速度は、圧電素子を駆動する波形電圧の振幅及び周波数と関連している。一部には、これは、エジェクタプレートの運動及び圧電運動の大きさが、駆動信号の周波数に関係するからである。圧電運動の規模は、印加電圧の電圧に関係する。駆出速度も同様に、印加電圧の周波数及び規模により左右される。一部の実施形態においては、近共振周波数又はその高調波を除いて、球が有効に駆出されることはない。一実施形態においては、これらの周波数で駆出される球は、最大速度及び体積について最適化される。残念なことに、圧電素子の製造上の変動のため、共振周波数が平均から約10%変動させられる可能性がある。この変動の結果として、各々の分注ユニットは、同じ分注速度及び体積を達成するためにわずかに異なる電圧又は周波数を必要とすることになる。各ユニットは、製造中に、特定の周波数に対し同調され得る。圧電素子の揺動は、周波数により大きく左右される。したがって、周波数の最適化が必要とされる場合が多く、方形波の周波数の制御は、内部方形波発生器(典型的にはマイクロプロセッサ又はFPGA)の周波数を変形することによって達成可能である。

20

【0135】

携帯式デバイスの一部の実施形態において、圧電素子に対し印加される電圧及び電力は、電気構成要素の絶縁破壊電圧及び電池総エネルギーにより制限され得る。球の最適な駆出をなおも達成しながら、電力消費量を削減するために、電圧を最小限におさえることができる。周波数を共振周波数からわずかに外して同調させることで、所与の印加電圧についてのブルーム形状及び駆出速度を制御することができる。同様にして、一用量あたりに駆出される合計質量は、駆出持続時間によって制御される。こうして、駆動周波数及びパルス時間の最終的同調が、駆出速度及び用量体積の設定に必要とされる。

30

【0136】

本明細書中で記述されている一実施形態は、携帯式眼科用ディスペンサーのための駆出速度及び用量サイズと同調用のデバイスと方法である。その一実施形態においては、付随する計量機構を伴う小さい標的プレート及び、ディスペンサーと標的プレートとの領域を視察する視覚システム...。試験装置コントローラが、固定時間の間用量を分注し、分注された用量の重量と速度を受信する。コントローラは、眼科用送出デバイス内の適切な修正を計算する。眼科用ディスペンサーは、最適化されたパラメータを記憶するためのスタティックメモリ(例えばEEPROM)を伴うプログラブル内部コントローラを有する。

40

【0137】

視覚システムが、分注の速度を測定する。典型的な分注速度は、毎秒0.5~10メートルの範囲内にあり、4cmの距離を走行する典型的飛行時間は4~80ミリ秒である。したがって、毎秒100フレーム超そして理想的には毎秒10,000フレームのフレームレートをもつカメラが、ディスペンサーから計量ステーションまで走行するにつれての分注の前縁を測定するものと考えられる。液滴の前縁の測定精度は、有効な照明源、有効な光学的諸特性及びカメラの解像度により左右される。

50

【 0 1 3 8 】

一実施形態の作動において、ディスペンサーは、それに対する電氣的接続部を伴う剛性ジグ中の同調ステーション内に設置される（又はジグ中のテスト部域内に持ってこられる）。視覚システムが駆出された液滴の前縁の速度を測定するにつれて、約4cm離れた標的に向かって一用量が分注される。その後、標的が計量される。次にコントローラーが分注体積と速度を計算する。典型的には、適正な液滴速度のための最適な分注周波数を決定するため、多数の周波数で分注が行なわれる。一回の分注あたりの投薬量が、計量システムによりこの周波数で測定され、その後、適正な投薬量を提供する値に分注時間が設定される。

【 0 1 3 9 】

適切な時点で、分注流体は、エアブラストを用いて標的から完全に除去され、その後続いてシステムの風袋重量を量るために別の計量が行なわれる。正確な用量測定のためには、測定される総質量を増大させるように多数回分注を行なってよい。その後、単回用量の質量を決定するべく平均をとることができる。

【 0 1 4 0 】

さらに、分注プルームの幅を確認し、さらには液滴が空気流により標的のまわりを運ばれる度合いに応じて液滴サイズを推測するために、視覚システムを使用することができる。このデータは、必要な場合、1つ又は2つの方向で（例えば上から又は側方から）収集されて、ディスペンサプレートの照準を確認することができる。同様に、側方からの液滴飛行を観察する視覚システムにより、標的より下に分注が降下した量から、分注速度及び液滴サイズを推測することができる。分注速度が早くなれば、液滴の垂直方向位置の変化は少なくなる。

【 0 1 4 1 】

このシステムを機能させるためには、各々の携帯式デバイスは、圧電周波数及びパルス接続時間についての較正定数又は較正式を保持する目的で、外部的にプログラミング可能なメモリを有してよい。市販用利用分野そして処方用利用分野向けとして、各ユニットは、その実施形態のために望まれる場合、ユニットが分注可能な回数の用量を収容することができる。流体の体積が分かっているならば、ユニットを開く度に行われる較正スプレー及び清浄スプレーのために任意に使用できる流体の過剰充填が可能になる。一実施形態において、全用量の分注のため、エジェクタプレート全体が湿らされる。完全湿潤化要件は、ディスペンサ内に余剰の薬物を収容できるという結果をもたらし、こうしてユーザーの投薬が終わった時点で、ディスペンサ内に薬物が残留することになる。

【 0 1 4 2 】

一実施形態において、消費者にとっては用量の一部しか使用されないのを防ぐため、と同時にデバイスの供給業者にとっては一回の使用量が正確に達成されるようにするために、駆出される用量数を制限することができる。例えば、ユニットが20%過剰充填されている場合に消費者は、デバイスを長期使用する場合、年間に購入するユニット数を20%少なくすることができる。

【 0 1 4 3 】

一実施形態において、メモリーは、較正定数及び用量限界の変化と共に、体重の少ない人又は小児がより少ない用量の薬物を投与されなければならない場合に同一のユニットが異なるサイズの用量を分注できるようにプログラミング可能であってよい。同様に、疾病によるダメージを最小限におさえるために薬物の規則的適用が重要である緑内障用薬剤の場合などのように、用量過度の場合ユニットがユーザーに警告を与えなければならない場合には、投薬間隔、さらには、内部クロックが設定され得る。例えば、昼間は、4時間に一回の用量が求められ得ると考えられるが、人が就寝している午後9時から午前6時までは用量は全く必要とされない。一実施形態においては、分注システムの較正時点又はその後の包装又は処方販売の間に、ユーザー定数がデバイスにダウンロードされてよいと考えられる。

【 0 1 4 4 】

本発明の数多くの実施形態が開示されてきた。この開示は、1つの実施形態の特徴のいずれかを他の1つ以上の実施形態の特徴と組み合わせることを企図している。例えば、エジェクタ機構又はタンクのいずれかを、開示されたハウジング又はハウジング特徴、例えばカバー、支持体、レスト、ライト、シール及びガスカート、充填機構又は整列機構のいずれかと組合せて使用することが可能である。当業者の技術範囲内に入るいずれかの発明のいずれかの要素についてのさらなる変形形態が、本開示により企図されている。このような変形形態には、材料、コーティング又は製造方法の選択が含まれる。電気技術及び電子技術を、いずれかの実施形態で無制限に使用することができる。さらに、いずれか及び全ての実施形態に対して任意のネットワーク構築、遠隔アクセス、対象監視、Eヘルス、データ記憶、データマイニング又はインターネット機能性が応用可能であり、それと共に実践可能である。さらには、いずれかの実施形態の機能性の中に、生理学的パラメータの試験又は測定の実施などの追加の診断機能を取込んでよい。緑内障又はその他の眼の検査は、それらの診断機能性の一部としてデバイスにより実施可能である。当該技術分野において公知でありかつ本明細書では明示的に列挙されていない他の製造方法を用いて、デバイスを製造し、試験し、修理し又は維持することができる。さらに、デバイスは、より高度な画像形成又は整列機構を含んでいてもよい。例えば、デバイス又はベースは、ユーザーとデバイスを整合させるための一意的idを作成しかつ両眼間の輪郭を描出することを目的として、虹彩又は網膜スキャナーを備えているか又はそれに結合されていてよい。代替的には、デバイス又はベースは、任意の適切なタイプの写真術又は放射線学用の高度な画像形成デバイスに結合されているか又はそれを含んでいてよい。

10

20

【0145】

本発明の理解を助けるため、以下の実施例が含まれる。本明細書に記載されている実験は、当然のことながら、本発明を具体的に限定するものとみなされるべきではなく、当業者の視野内に入るとされる現在公知の又は後日開発される変形形態が、本明細書中に記載され以下で請求されている本発明の範囲内に入るものとみなされる。

【実施例】

【0146】

開示の一実施形態が、本実施例を通して実施されてよい。多くの配置が可能ではあるものの、一実施形態では、直径0.5cmの円形で厚さ80ミクロンのNi-Coエジェクタプレートに対して直接取付けられた環状PZTピエゾが使用される。エジェクタプレートは、隣接する孔の間の中心間距離を380ミクロンとして、中心を通過して開けられた89個の30ミクロンの円筒孔を含む。ピエゾには共振周波数(108.0KHz)で60Vpp振幅方形波が適用され、エジェクタプレートをほぼ同じ周波数で揺動させる。

30

【0147】

これらのパラメータで作動する場合、デバイスは、中位径が55ミクロンであるサイズ分布を有する液滴を生成する。この例では、デバイスについての理想的範囲は、標的の平面から直交方向に3.0cmであると仮定されている。標的が、8.0mmという底面から上面までの標的直径を有する場合には、標的を離れる前に重力のために液滴が落下し得る平均距離は、4.0mmである。55ミクロンの水滴についての最終速度は0.09m/sである。したがって、4mm落下するのに少なくとも0.044秒かかる。液滴の平均水平速度が、初期速度の1/2であると仮定すると、0.44秒で3.0cm離れた標的まで液滴を推進するのに必要とされる最低初期速度は1.4m/sである。

40

【0148】

55ミクロンの直径を有する液滴は、約3秒の蒸発時間を有する。したがって、眼に到達するのに必要とされる最低速度で走行する粒子は、眼に衝突した時点でなおもその初期体積の99%超を含むと思われる。

【0149】

同伴空気効果を考慮しなければ、この中位径の粒子の運動量対抗力比(リラクゼーション時間)は0.0093秒となり、9.3mmという理論上の停止距離を導く。しかしながら、同伴空気は、液滴上の抗力を減少させ、有効範囲を最高1ケタ増大させる。

50

【0150】

粒径の測定及び分析は、Malvern Spraytec計器を用いて実施した。このシステムは、直径10mmのビームに視準を合わせた632.8nmのレーザーを使用する。レーザーがその経路内の粒子と相互作用した場合、液滴サイズに応じて様々な角度で光が散乱される。レンズが散乱光をフォトダイオード検出素子上に集束させる。制御ソフトウェアは、電氣的及び光学的背景雑音を減算し、多数の散乱補正フィルタを適用し、その後、時間の関数として液滴サイズ分布を計算する。

【0151】

20MHzのBK精密4040A関数発生器、NF Electronic Instruments 4025高速電力増幅器/バイポーラ電源及びOhaus Pioneer PA214デジタルスケール(容量210g×分解能0.1mg)を用いて、質量堆積実験を実施した。Corinthian Ophthalmicの薬物送出国産品から駆出された液滴を収集するために、ガラススライド(7.5cm×7.5cm)を使用した。これらの大型スライドは、質量堆積に対する同伴空気の影響を観察するために重要である。直線精度を維持しながら質量堆積距離を変動させるために、Edmund Opticsの36インチのダブル式オプティカルルールを使用した。

10

【0152】

液滴サイズ分布をMalvern Spraytecの計器とソフトウェアを用いて測定した。液滴発生デバイスを、平行レーザービームの中心から3.0cmの一定距離のところに維持し、水平方向にビーム内に噴霧した。関数発生器を使用して、パルス-幅変調を用いる高速電力増幅器を駆動した。高速電力増幅器は、108.0kHzの周波数、0.150秒のパルス幅、50%のデューティサイクル、及び60Vppの振幅を生成し、こうして、ピエゾをその共振周波数で駆動した。レーザー伝送が98%未満に下がった時点でMalvern Spraytecを始動させて、測定を開始した。

20

【0153】

エジェクタプレートから0.0~6.0cmの距離のところでガラススライド上の質量堆積を観察することにより、用量有効性測定を実施した。この実験は、5つの異なるエジェクタプレート孔サイズで実施した。

【0154】

グラフは100%の質量堆積に正規化され、Malvern Spraytecデバイスにより測定された中位粒径及び距離の関数としてプロットされている(図3、4)。図3は、10及び17ミクロンの粒子がいかにして3cmの距離で部分的用量(68~85%)しか送出不いのかを示している。しかしながら、32、56及び70ミクロンの粒子は、3cmで用量の92~99%を送出する。6cmというさらに大きい距離では、10及び17ミクロンの粒子が、21~51%しか送出不いように見える一方で32、56及び70ミクロンの粒子は、原初の用量の70~84%を送出するように思われる。このグラフは、エジェクタタイプの送出デバイスで眼科用流体を送出しようとする時に、液滴サイズが関係変数であることを示唆している。

30

【0155】

質量が不十分な液滴は、等式3に示されている通りの低い運動量対抗力比を有する。これらの液滴は、より大きな表面对体積比を有することから、その飛行時間中、その直径との関係においてより多くの同伴空気を作り出すことになる。これらのより小さい液滴は、眼に接近した場合、上述の同伴空気効果を克服するのに不十分な運動量しかもたず、その結果多くの場合偏向させられる。小さい液滴は同様に停止距離もより短い。この要因は、それらが標的に到達する前に急速に減速することの一因となる。蒸発速度も同様に、17ミクロンの直径閾値にある液滴についてより高い。より高い蒸発速度は、停止速度、空気同伴、及び運動量対抗力比の問題をさらに悪化させる。

40

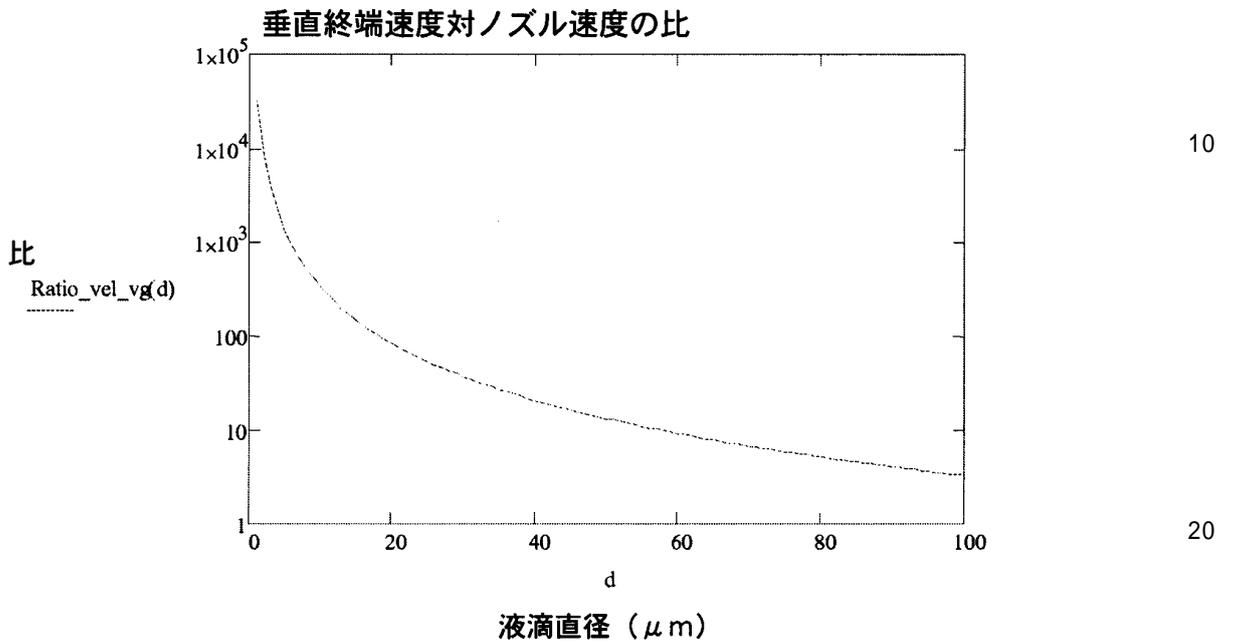
【0156】

液滴直径及び質量堆積率は、様々な距離で測定される。32ミクロン以上の直径をもつ液滴は、著しく高い堆積質量百分率を有する。17ミクロン以下の直径をもつ粒子は、広

50

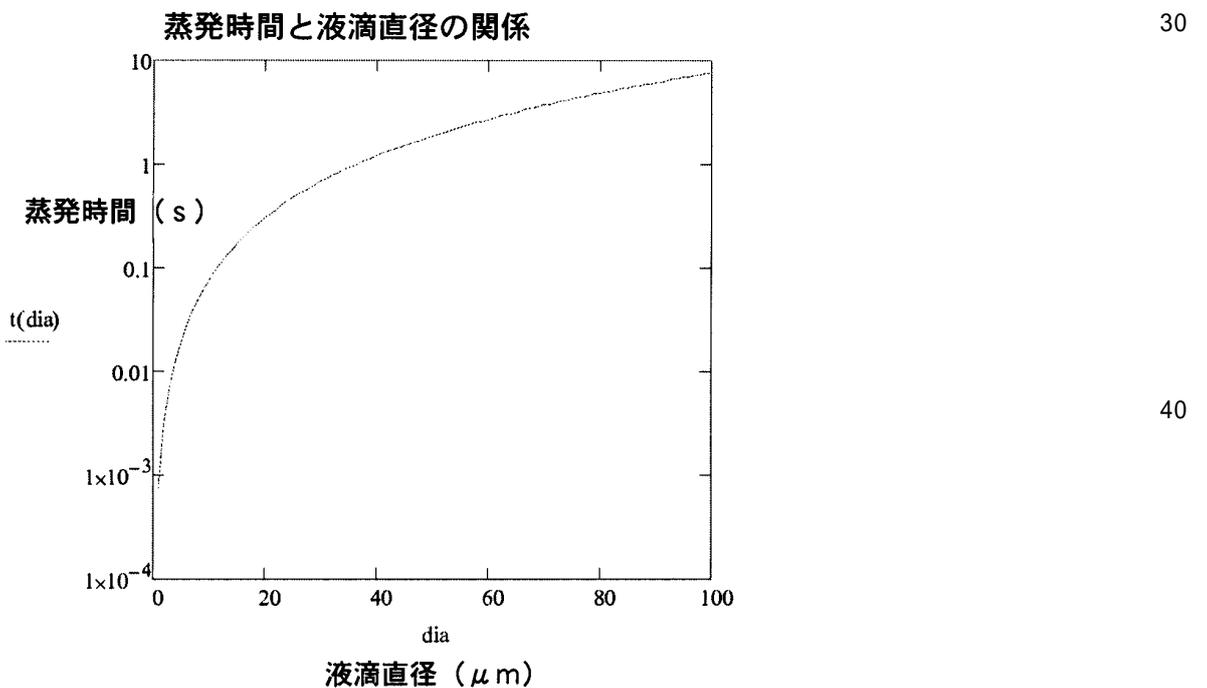
範囲の距離にわたり有意な質量を堆積させなかった。3.2ミクロン以上の直径を有する液滴は、1.7ミクロン以下の直径について見られるものより高いレベルで堆積質量性能を示す。

【表 2】



グラフ 1. 液滴直径の関数としての終端速度に対するノズル速度の比

【表 3】



グラフ 2. NTP (常温常圧) の水についての液滴直径の一関数としての蒸発時間

10

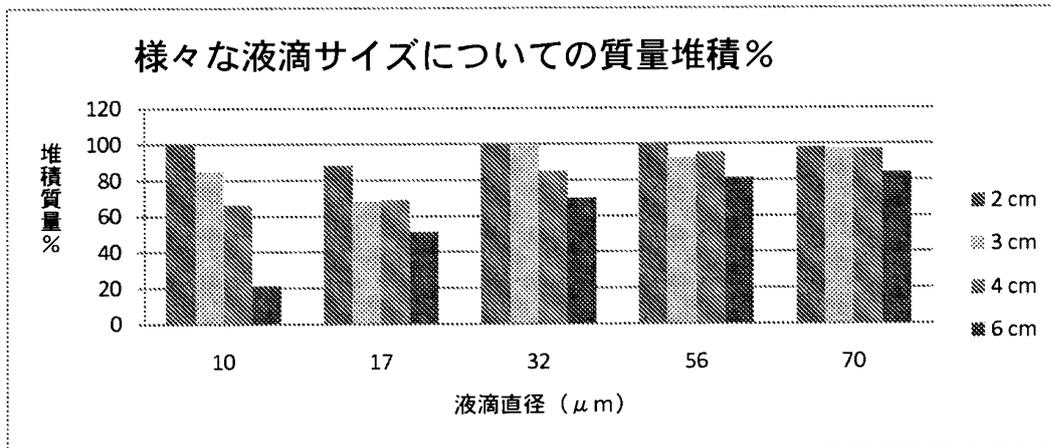
20

30

40

50

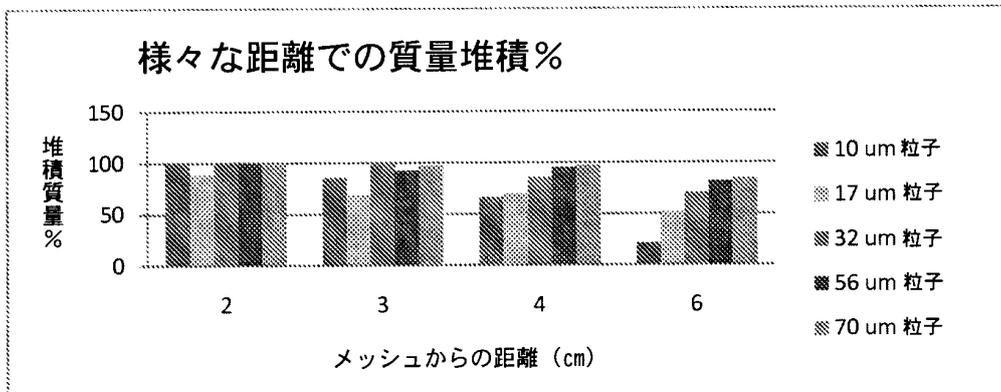
【表 4】



グラフ 3. 液滴直径とエジェクタプレートからの距離の一関数としての質量堆積%

10

【表 5】



グラフ 4. エジェクタプレートからの距離と液滴直径の関数としての質量堆積%

20

30

【 0 1 5 7 】

一実施形態において、手持ち式携帯型眼科用ディスペンサは、ユーザーの眼まで走行する流体マイクロスフェア又は微液滴を作り上げることから、典型的に、眼から約 3 cm のところに保持される。圧電材料が、精確な周波数及び持続時間パターンでディスペンサ上のエジェクタプレートを振動させるにつれて、薬物のマイクロスフェアが形成され発射される。圧電材料は、それを横断して電圧が印加されるにつれて形状を変える。形状変化が機械的にリンクされて、エジェクタプレートを振動させる。マイクロスフェアのサイズ及び速度は非常に重要であり、球が過度に小さく動きも緩慢であると眼に到達できなくなる。同様に、球の数量及び質量は、眼に対する薬物の適正な投薬量を維持するために重要である。エジェクタプレートは、精確な微細加工技術によって作り出される。マイクロスフェア直径は、エジェクタプレート内の孔の直径と関連する。エジェクタプレートは典型的には、プレート内部に何百もの孔を有しており、その全てが同じ直径を有し、公称直径は典型的に 15 ミクロン ~ 60 ミクロンである。

40

【 0 1 5 8 】

一実施形態において、このようなプレートから駆出されるマイクロスフェアのサイズは、プレート運動の大きさに応じて体積が変動する。プレート運動の周波数は、エジェクタプ

50

レートに取付けられた圧電アクチュエータを起動させる電圧（典型的には方形波）の周波数によって決定される。典型的に、起動用電圧は、100 KHz ~ 150 KHz の範囲内にあり、一用量あたり100ミリセカンド ~ 100ミリセカンドの持続時間を有する。

【0159】

一実施形態において、一用量あたりの薬物体積は、駆出される球の直径、プレート内の孔の数、振動周波数、起動1回一孔あたりの電圧サイクル数及びプレート振動時間の長さから計算される。例えば、直径20ミクロンの1000個の孔を有するエジェクタプレートは、直径約40ミクロンの球を駆出し得る。1つの球が各孔から約10サイクルに一回駆出される場合には、 piezo 由来の100 KHz の振動が、毎秒一孔あたり100,000 / 10球つまり1000個全ての孔から毎秒約10,000,000個の球が駆出されることになる。各球の直径が40ミクロンである場合には、エジェクタプレートは、毎秒約 $10,000,000 \cdot 4 / 3 \cdot \pi \cdot ((40 \text{ e} - 6) / 2)^3$ 立米つまり毎秒約 $10,000,000 \cdot 4 / 3 \cdot \pi \cdot ((40 \text{ e} - 3) / 2)^3 = 334$ マイクロメートルを分注する。プレートが40ミリセカンドの間起動される場合には、約13マイクロリットルの薬物が駆出される。

【0160】

球のサイズ及び速度により限定されるわけではないが、これらは、piezo に印加される電圧の大きさ及び周波数と関連する。その理由は、一部にはエジェクタプレートの運動及び圧電運動の大きさが駆動信号の周波数に関係するからである。圧電運動の大きさは、印加電圧に直接関係する。駆出速度は同様に、印加電圧の周波数及び大きさによって左右される。最大の速度及び体積について最適化された状態で、かなり狭い周波数範囲内において以外、球は駆出されないことが発見された。残念なことに、piezo の製造上の変動が、この最適値を、1つのpiezoパッチ内で約10%変動させる。この変動の結果として、各分注ユニットは、同じ分注速度及び体積を達成するためにわずかに異なる電圧周波数を必要とすることになる。こうして、各ユニットは、製造中、特定の周波数に同調されなくてはならない。典型的には、電圧制御を備えることに付随するコスト及び回路の複雑性の増大に起因して、電圧よりもむしろ周波数が同調される。一方では、方形波の周波数の制御は、内部方形波発生器（典型的にはマイクロプロセッサ又はFPGA）の周波数を変更することによって達成される。

【0161】

一実施形態では、携帯式デバイスにおいて、piezo に印加される電圧及び電力は、電気構成要素の絶縁破壊電圧及び電池総エネルギーにより制限される。こうして、最小及び最大の電圧で良好な駆出を達成するためには、球の最適な駆出のための同調が求められる。周波数を最適値からわずかに外して同調させることで、所与の印加電圧についての駆出速度を制御することができる。同様にして、一用量あたりに駆出される合計質量は、駆出持続時間によって制御される。こうして、駆動周波数及び駆動時間の最終的同調が、駆出速度及び用量体積の設定に必要とされる。

【0162】

一実施形態において、本明細書中で記述されているのは、携帯式眼科用ディスペンサーのための駆出速度及び用量サイズの同調用のデバイスと方法である。

【0163】

一実施形態においては、付随する計量機構を伴う小さい標的プレート及び、ディスペンサーと標的プレートとの間の領域を視察する視覚システム...、そしてディスペンサーからの分注を開始する試験装置コントローラが、分注された用量の重量と速度を受信し、眼科用送出デバイス内の分注定数に対する適切な修正を計算する。眼科用ディスペンサーは、これらの定数を受信し記憶するためのスタティックメモリ（例えばEEPROM）を伴う外部でプログラミング可能な内部コントローラを有する。

【0164】

一実施形態においては、視覚システムが分注の速度を測定する。典型的な分注速度は、毎秒0.5 ~ 5メートルの範囲内つまり、5cmの距離を走行する時間は10 ~ 100ミ

10

20

30

40

50

リセカンドである。したがって、毎秒100フレーム超そして理想的には毎秒1,000フレームのフレームレートをもつカメラが、ディスペンサから計量ステーションまで走行するにつれての分注の前縁を測定するものと考えられる。明らかに、液滴の前縁の測定精度は、視覚システムの一部である有効な照明源により左右される。

【0165】

一実施形態において、ディスペンサは、それに対する電氣的接続部を伴う剛性ジグ中の同調ステーション内に設置される（又はジグ中のテスト部域内に持ってこられる）。視覚システムが駆出された液滴の前縁の速度を測定するにつれて、約4cm離れた標的に向かって一用量が分注される。その後、標的が計量される。次にコントローラーは分注体積と速度を計算する。典型的には、適正な液滴速度のための最適な分注周波数を決定するため、多数の周波数で分注が行なわれる。一回の分注あたりの投薬量が、計量システムによりこの周波数で測定され、その後、適正な投薬量を提供する値に分注時間が設定される。

10

【0166】

一実施形態において、分注標的は、1つの眼の面積を近似する。適切な時点で、分注流体は、エアブラストを用いて標的から完全に除去され、その後続いてシステムの風袋重量を量るために別の計量が行なわれる。正確な用量測定のためには、測定される総質量を増大させるように多数回分注を行なってよい。

【0167】

一実施形態においては、分注ブルームの幅を確認し、さらには液滴が空気流により標的のまわりを運ばれる度合いに応じて液滴サイズを推測するために、視覚システムを使用することができる。このデータは、必要な場合、1つ又は2つの方向で（例えば上から又は側方から）収集されて、ディスペンサプレートの照準を確認することができる。同様にして、側方からの液滴飛行を観察する視覚システムにより、標的より下に分注が降下した量から、分注速度及び液滴サイズを推測することができる。分注速度が早くなれば、液滴の垂直方向位置の変化は少なくなる。

20

【0168】

一実施形態において、このシステムを機能させるためには、各々の携帯式デバイスは、圧電周波数及び接続時間についての較正定数を保持する目的で、外部的にプログラミング可能なメモリを有していなければならない。さらに市販用利用分野そして処方用利用分野向けとして、各ユニットは、それが分注可能な回数の用量を収容することができなければならない。これは、ユニットを開放する毎に行われ得る較正スプレー及び清浄スプレーの両方を可能にするために、各ユニットをわずかに過剰充填しなくてはならなくなるからである。さらに、多孔エジェクタの性質上、全用量の分注のためにエジェクタプレート全体が湿らされている必要がある。この完全湿潤化要件のために、ユーザーの投薬が終わった時点でディスペンサ内に薬物が残留することになるように、ディスペンサ内に余剰の薬物が収容されている必要がある。

30

【0169】

一実施形態において、消費者にとっては用量の一部しか使用されないのを防ぐため、と同時にデバイスの供給業者にとっては一回の服用量が正確に達成されるようにするため、駆出される用量数を制限することができる。例えば、ユニットが20%過剰充填されている場合には、消費者は、デバイスを長期使用する場合、年間に購入するユニット数を20%少なくすることができる。

40

【0170】

一実施形態において、メモリーは、較正定数及び用量限界と共に、体重の少ない人又は小児がより少ない用量の薬物を投与されなければならない場合に同一のユニットが異なるサイズの用量を分注できるようにプログラミング可能であってよい。同様にして、疾病によるダメージを最小限におさえるために薬物の規則的適用が重要である緑内障用薬剤の場合などのように、用量が過度である場合ユニットがユーザーに警告を与えなければならない場合には、投薬間隔、さらには、内部クロックが設定され得る。例えば、昼間は、4時間に一回の用量が求められ得ると考えられるが、人が就寝している午後9時から午前6時

50

までは用量は全く必要とされない。

【0171】

一実施形態においては、分注システムの較正時点又はその後の包装又は処方販売の間に、ユーザー定数がデバイスにダウンロードされてよいと考えられる。

【0172】

以上では、例示及び例証として様々な実施形態について記述してきたが、当業者であれば、本出願の精神及び範囲内で様々な変更及び修正を加えることができるということを認識するものである。

【0173】

本明細書と同時に出願された「眼科用薬物送出」という題の米国特許出願第13/184,446号(代理人整理番号第24591,003-US01号)及び本明細書と同時に出願された「遠隔治療及び監視を実施するための方法及びシステム」という題の米国特許出願第13/184,468号(代理人整理番号第24591,003-US02号)も同様に、各々その全体が参照により本明細書に援用される。

10

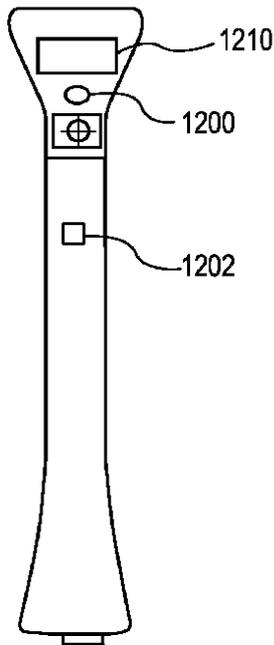


FIG. 11

【図1】

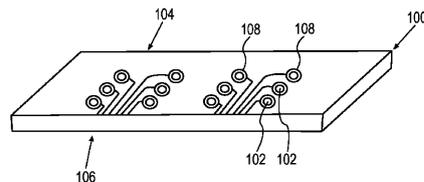


FIG. 1

【図2】

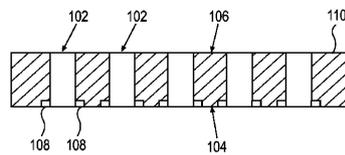


FIG. 2

【 図 3 A 】

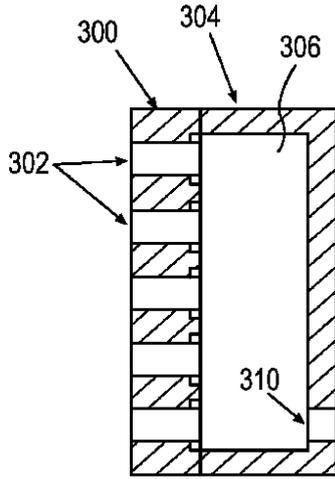


FIG. 3A

【 図 3 B 】

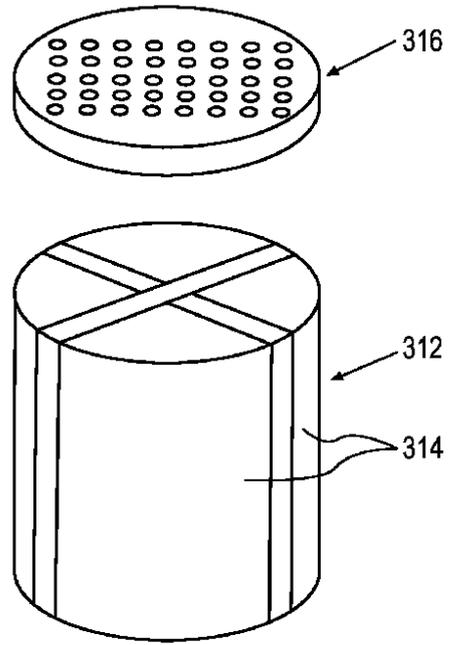


FIG. 3B

【 図 4 】

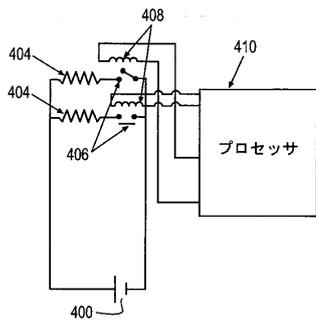


FIG. 4

【 図 5 】

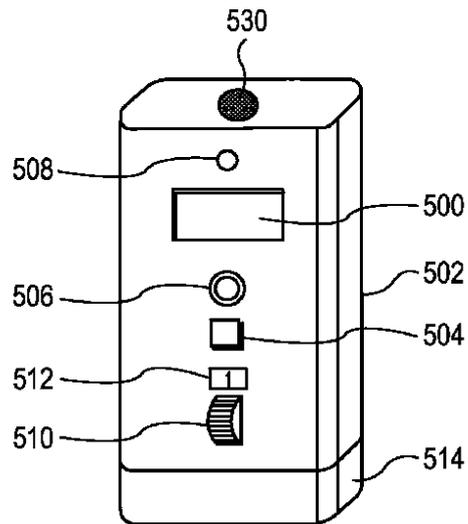


FIG. 5

【 図 6 】

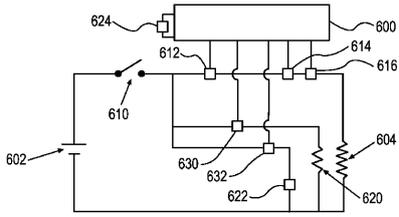


FIG. 6

【 図 7 】

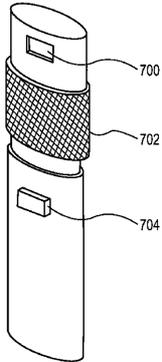


FIG. 7

【 図 8 】

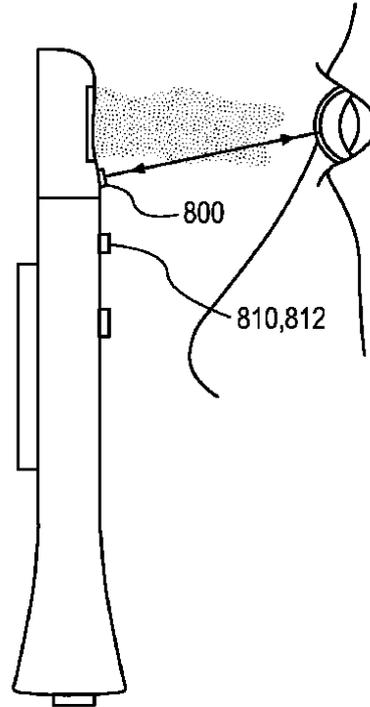


FIG. 8

【 図 9 】

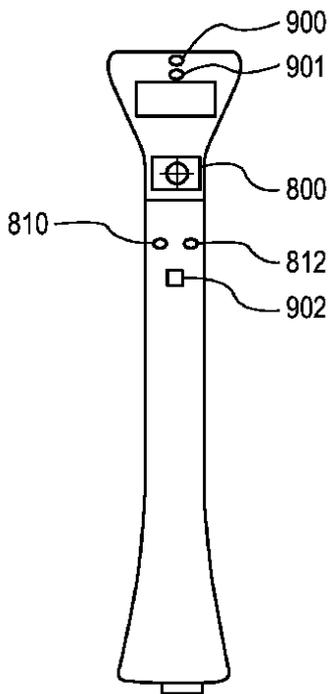


FIG. 9

【 図 10 】

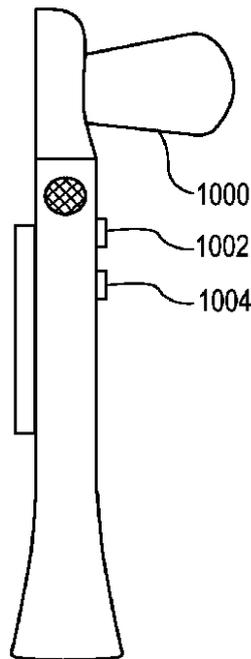


FIG. 10

【図 11】

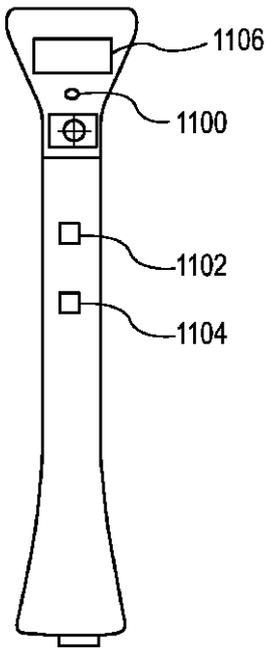


FIG. 11

【図 13 A】

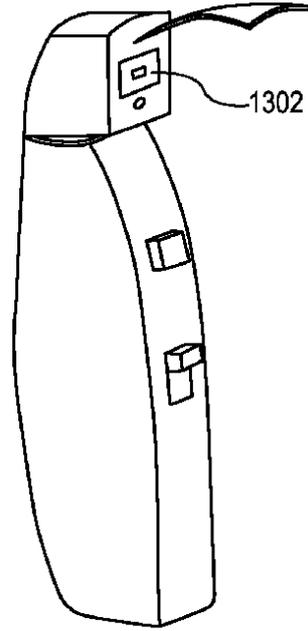


FIG. 13A

【図 13 B】

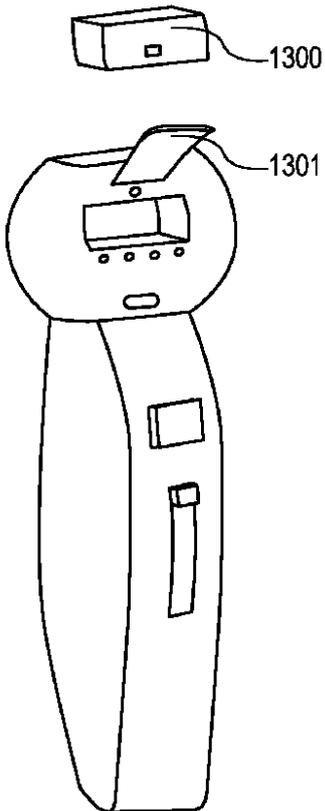


FIG. 13B

【図 14 A】

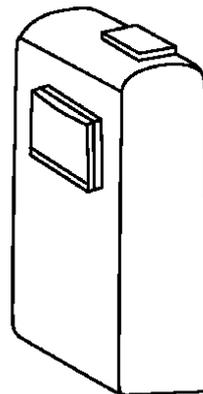


FIG. 14A

【 14 B】

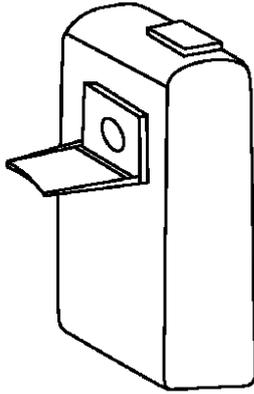


FIG. 14B

【 15 A】

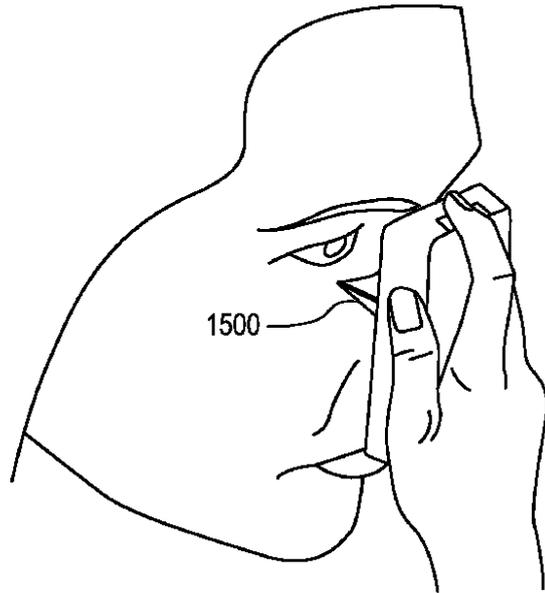


FIG. 15A

【 15 B】

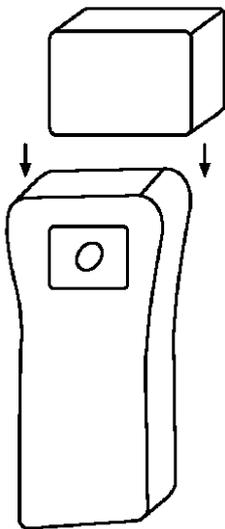


FIG. 15B

【 15 C】

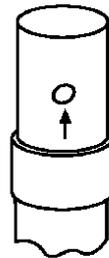


FIG. 15C

【 15 D】

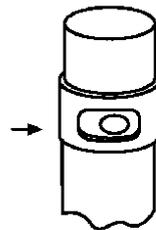


FIG. 15D

【 15 E 】

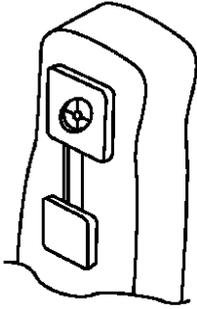


FIG. 15E

【 15 F 】

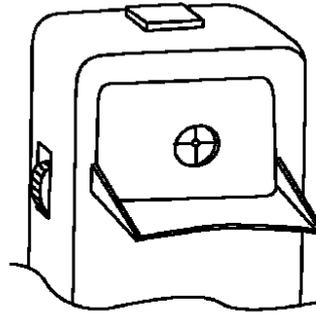


FIG. 15F

【 15 G 】

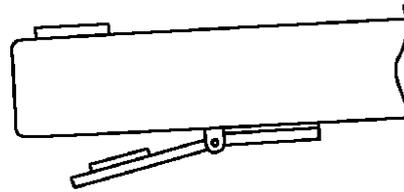


FIG. 15G

【 15 H 】

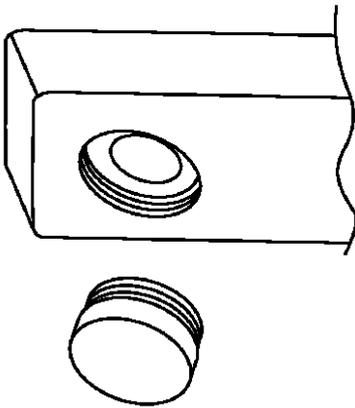


FIG. 15H

【 16 A 】

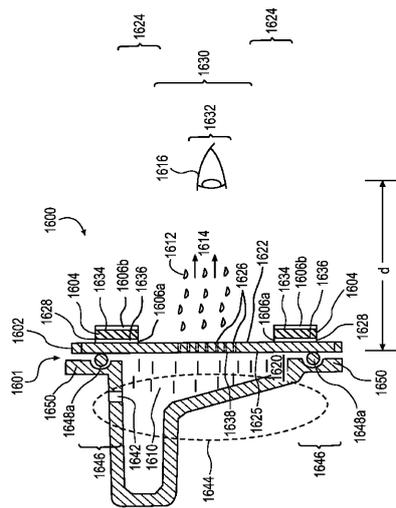


FIG. 16A

【図16B】

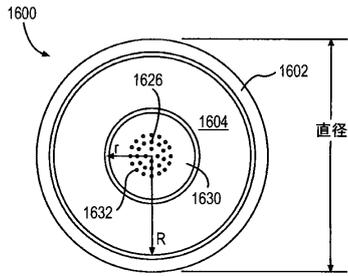


FIG. 16B

【図16D】

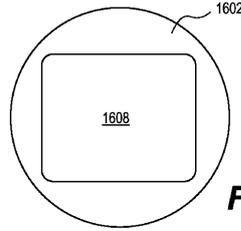


FIG. 16D

【図16C】

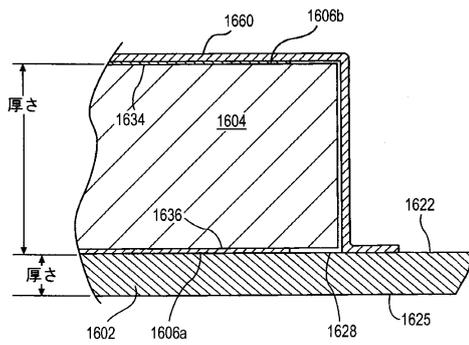


FIG. 16C

【図16E】

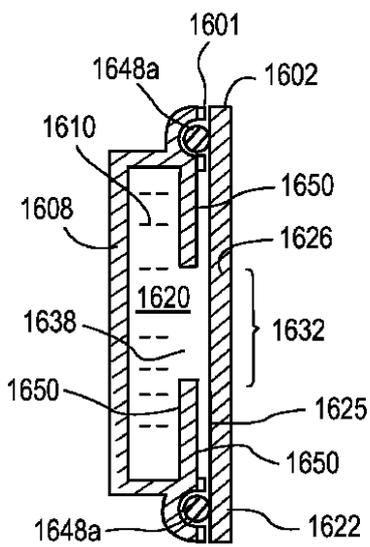


FIG. 16E

【図16F】

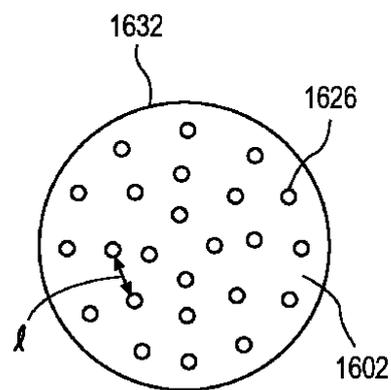


FIG. 16F

【図16G】

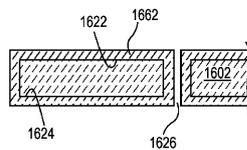


FIG. 16G

【 16 H 】

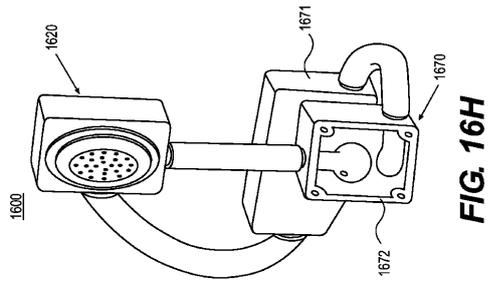


FIG. 16H

【 16 I 】

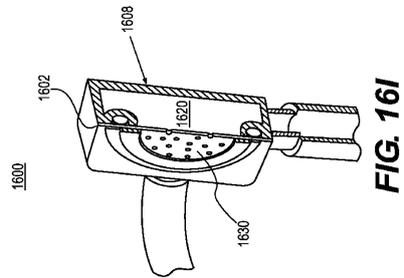


FIG. 16I

【 16 L 】



FIG. 16L

【 16 P 】

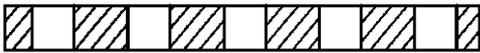


FIG. 16P

【 16 Q 】



FIG. 16Q

【 16 R 】



FIG. 16R

【 16 M 】



FIG. 16M

【 16 N 】



FIG. 16N

【 16 O 】



FIG. 16O

【 17 A 】

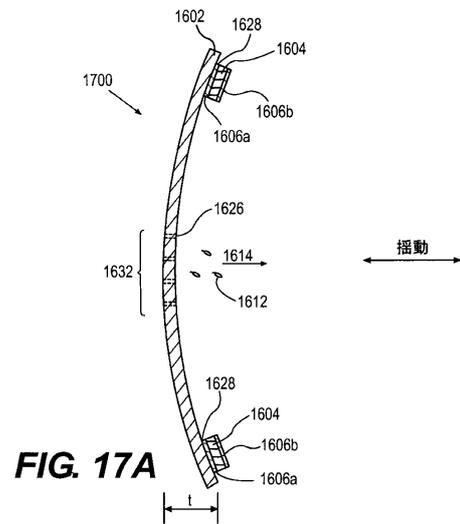


FIG. 17A

【図 17 B】

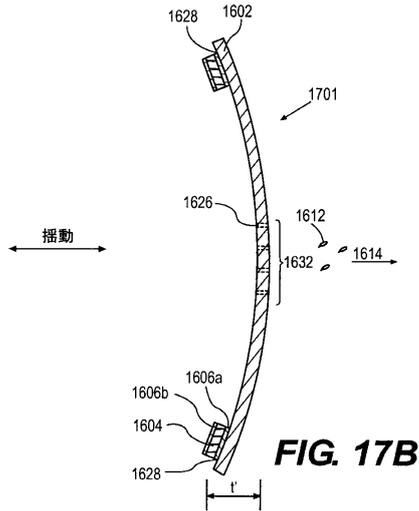


FIG. 17B

【図 18 A】

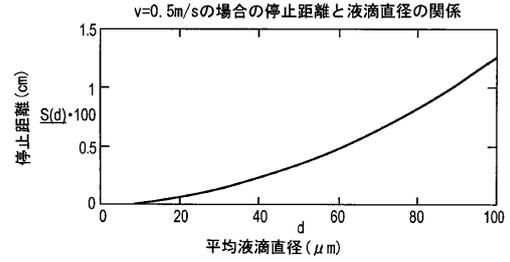


FIG. 18A

【図 18 B】

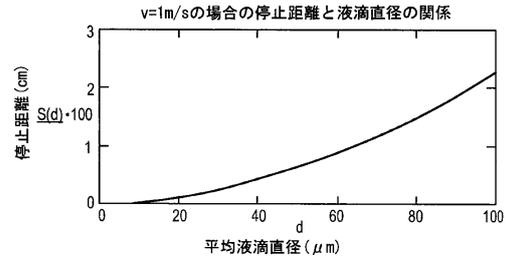


FIG. 18B

【図 18 C】

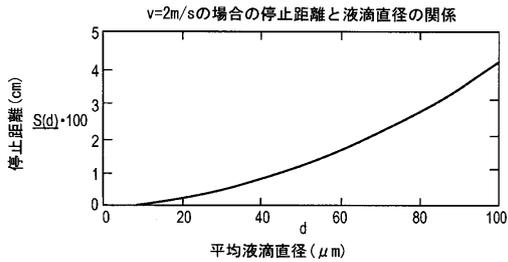


FIG. 18C

【図 19 A】

平均液滴 : 11 μm



FIG 19 A

【図 18 D】

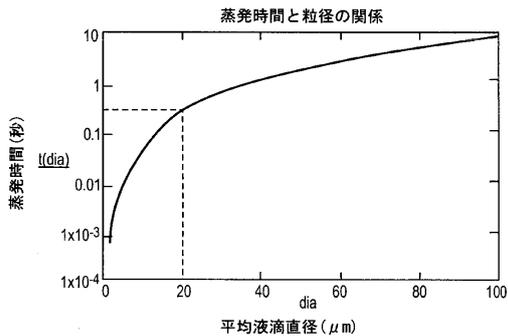


FIG. 18D

【図 19 B】

平均液滴 : 17 μm

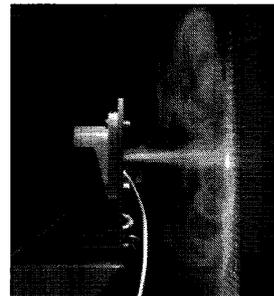


FIG 19 B

【 19 C】

平均液滴：32 μm

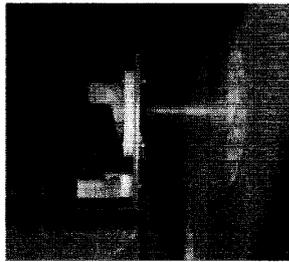


FIG 19 C

【 19 E】

平均液滴：100 μm

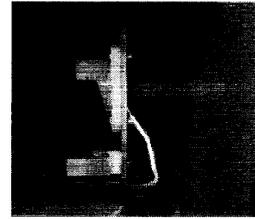


FIG 19 E

【 19 D】

平均液滴：56 μm

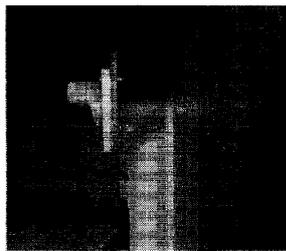


FIG 19 D

【 19 F】

メッシュサイズ：60 μm

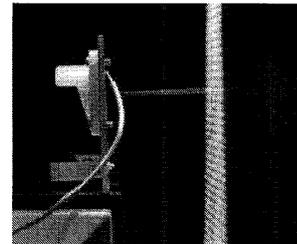


FIG 19 F

【 20】

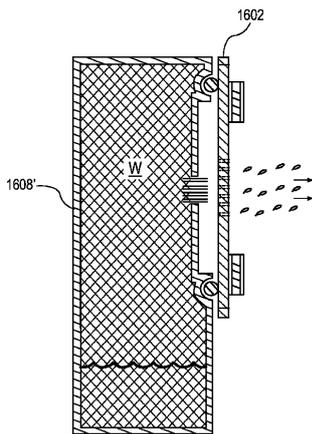


FIG. 20

【 21 A】

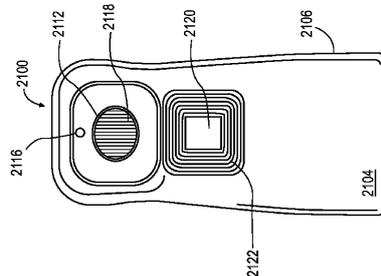


FIG. 21A

【 21 B】

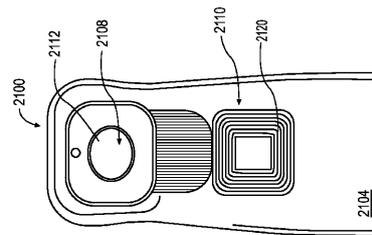


FIG. 21B

【 21 C】

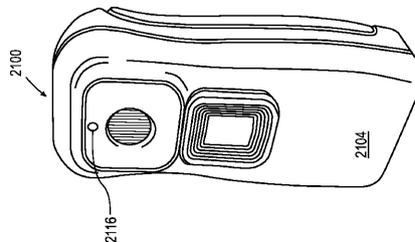


FIG. 21C

【 21 D】

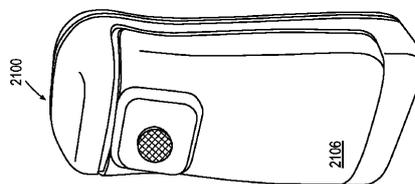


FIG. 21D

【図21E】

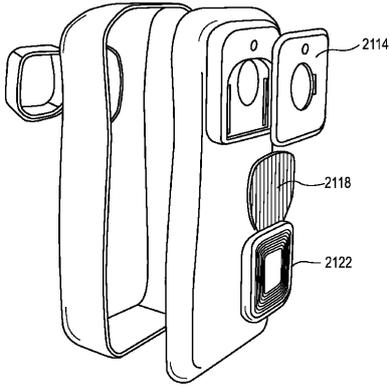


FIG. 21E

【図21F】



FIG. 21F

【図22A】

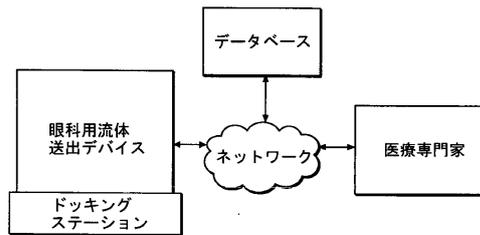


FIG. 22A

【図22B】

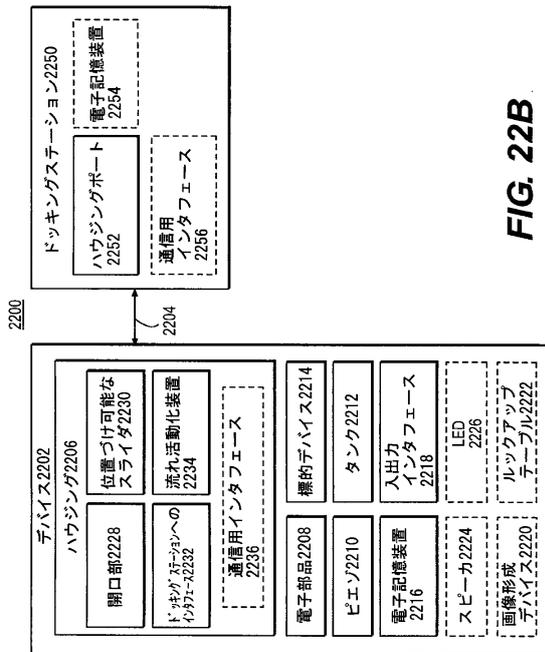


FIG. 22B

【図22C】

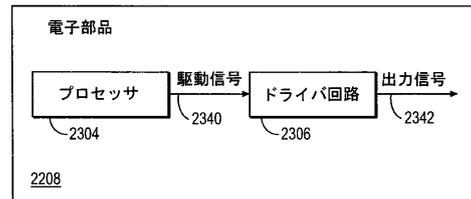


FIG. 22C

【図23A】

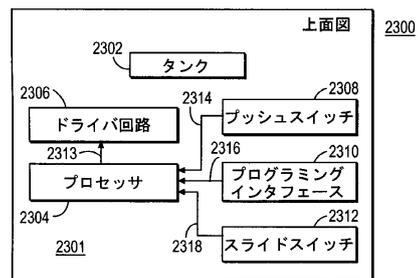


FIG. 23A

【図23B】

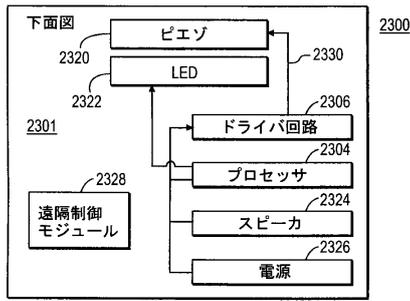


FIG. 23B

【図24】

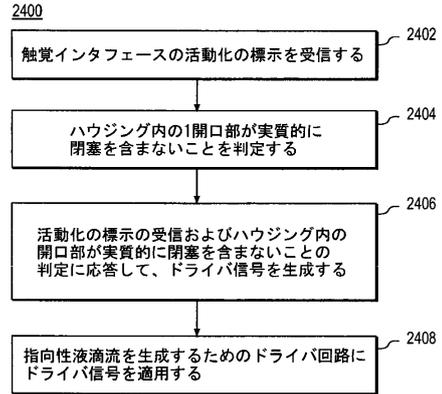


FIG. 24

【図25】

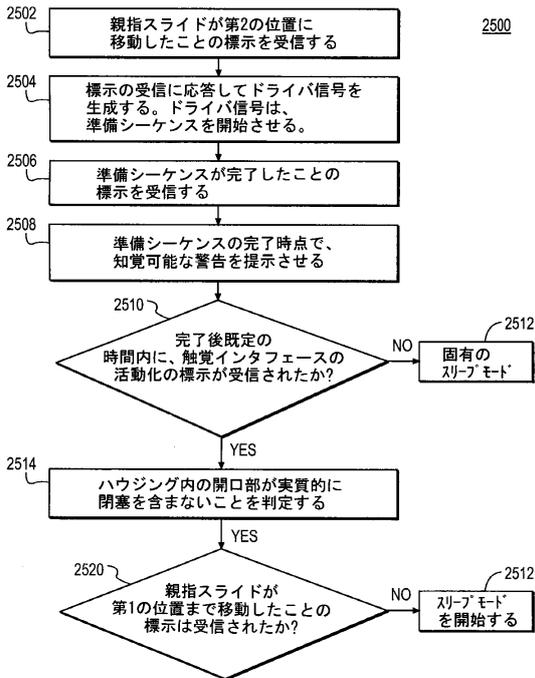


FIG. 25

【図26】

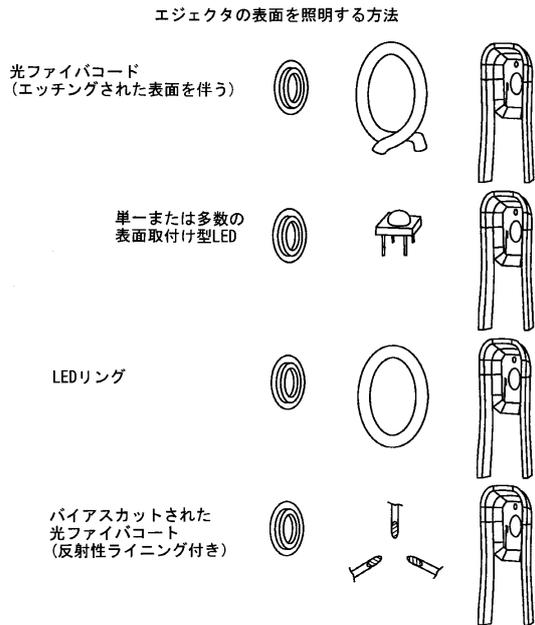


FIG. 26

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 61/516,496
 (32)優先日 平成23年4月4日(2011.4.4)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/401,850
 (32)優先日 平成22年8月20日(2010.8.20)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/401,848
 (32)優先日 平成22年8月20日(2010.8.20)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/463,280
 (32)優先日 平成23年2月15日(2011.2.15)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/462,791
 (32)優先日 平成23年2月5日(2011.2.5)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/516,495
 (32)優先日 平成23年4月4日(2011.4.4)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/400,864
 (32)優先日 平成22年7月15日(2010.7.15)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/401,920
 (32)優先日 平成22年8月20日(2010.8.20)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/401,849
 (32)優先日 平成22年8月20日(2010.8.20)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/516,462
 (32)優先日 平成23年4月4日(2011.4.4)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/516,694
 (32)優先日 平成23年4月6日(2011.4.6)
 (33)優先権主張国 米国(US)
- (74)代理人 100157211
 弁理士 前島 一夫
- (72)発明者 チャールズ エリック ハンター
 アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28607, ブーン チェリー ドライブ 510
- (72)発明者 バーナード エル. バロウ, ジュニア
 アメリカ合衆国, ノースカロライナ 27614, ローリー ブラックブルック コート 114
 04
- (72)発明者 ユルゲン クラウス フォラート
 アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28079, インディアン トレイル, アリス フラッグ
 レーン 4001, #307
- (72)発明者 アーサー エイチ. テュー
 アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28374, パインハースト ナショナル ドライブ 16
 1
- (72)発明者 ジョシュア リチャード ブラウン

- アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28601, ヒッコリー, トゥエンティエイトス アベニュー
ノースウエスト 235
- (72)発明者 ジェームズ ソーンヒル レス
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 27217, バーリントン サーティン ロード 5696
- (72)発明者 ネイサン アール・フォルクス
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28607, ブーン, キンバリー ドライブ 134, アパ
ートメント 3
- (72)発明者 ブラッドリー ジー・ジョンソン
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28607, ブーン クライド タウンゼント ロード 2
56
- (72)発明者 ジェイ・シッド クレメンツ
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28607, ブーン グレンデール ドライブ 276
- (72)発明者 フィリップ イー・ラッセル
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 28607, ブーン, ウエストリッジ レーン 130
- (72)発明者 ジョン エイチ・ヘブランク
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 27712, ダーラム ジェファーソン ドライブ 216
- (72)発明者 ツォンチョ イアンチュレブ
アメリカ合衆国, カリフォルニア 94402, サン マテオ オレゴン アベニュー 707
- (72)発明者 マーク パッカー
アメリカ合衆国, オレゴン 97405, ユージーン サウスポイント ドライブ 4075
- (72)発明者 トロイ エリオット
アメリカ合衆国, ノースカロライナ 27616, ローリー エリザベス ベネット プレイス
8854
- (72)発明者 ウォルター エム・フィアソン
アメリカ合衆国, カリフォルニア 91006, アルカディア オレンジウッド レーン 171
2
- (72)発明者 トーマス ヨット・リンドナー
アメリカ合衆国, オレゴン 97330, コーパリス ノースウエスト シューティング スター
ドライブ 3155

合議体

審判長 長屋 陽二郎

審判官 熊倉 強

審判官 関谷 一夫

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0240162 (US, A1)
米国特許出願公開第2007/0119968 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/00