

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4294868号
(P4294868)

(45) 発行日 平成21年7月15日(2009.7.15)

(24) 登録日 平成21年4月17日(2009.4.17)

(51) Int.Cl.

A 61 M 5/30 (2006.01)

F 1

A 61 M 5/30

請求項の数 12 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2000-562078 (P2000-562078)
 (86) (22) 出願日 平成11年7月26日 (1999.7.26)
 (65) 公表番号 特表2002-521148 (P2002-521148A)
 (43) 公表日 平成14年7月16日 (2002.7.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US1999/016863
 (87) 国際公開番号 WO2000/006228
 (87) 国際公開日 平成12年2月10日 (2000.2.10)
 審査請求日 平成18年7月26日 (2006.7.26)
 (31) 優先権主張番号 60/094,167
 (32) 優先日 平成10年7月27日 (1998.7.27)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 501038182
 アンテアリーズ ファーマ インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 ミネソタ州 55441
 ミネアポリス チェシャー レーン 1
 61 スイート 100

前置審査

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用注射器組立体用の注射補助プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

針無しジェット注射器であって、
 ハウジングと、
 プランジャ組立体と、
 トリガー組立体と、

前記トリガー組立体と作動的に関連するエネルギー発生源であって、該トリガー組立体の動きがエネルギー発生源を作動させ、前記プランジャ組立体を第1の方向に移動させるエネルギー発生源と、

流体を保持する流体室と、

ノズルとを備え、該ノズルは、筒状壁構造を有する注射補助プローブであって注射部位に張力を付与して液体をジェット注入するのに十分な圧力を低下させるために前記第1の方向に移動可能なように前記ノズルから延びる注射補助プローブと、該注射補助プローブを貫通し前記流体室と流体連通するノズル放出チャネルであって前記プランジャ組立体が第1の方向に移動したとき流体が放出されるオリフィスで終端するチャネル部分を有するノズル放出チャネルとを備え、

前記チャネル部分は、前記オリフィスに隣接して測定された、前記チャネル部分の平均直径に対する長さの比率が6/1より大きい長さと直径とを有し、前記エネルギー発生源が、前記液体をジェット注入するように液体を放出するための小さな力発生要件を有する、ことを特徴とする針無しジェット注射器。

10

20

【請求項 2】

前記オリフィスは、隣接した前記チャンネル部分の直径と実質的に等しい直径を有する、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 3】

前記チャンネル部分は、前記比率が測定される一定の直径を有する、

請求項 2 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 4】

前記比率は、9 / 1 乃至 20 / 1 である、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

10

【請求項 5】

前記エネルギー発生源及びノズル放出チャンネルは、約27.58Mpa (4000 p.s.i.) 未満の定常圧力を実質的に発生させるように形成される、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 6】

前記エネルギー発生源は、液体を注入するために、約18.144kg(約40lb) までを生じさせる、

請求項 5 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 7】

前記流体室は、断面が、前記チャンネル部分より大きい、

20

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 8】

前記ノズル組立体は、前記流体室と前記ノズル放出チャンネルとの間に、先細部分を有する、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 9】

前記先細部分は、前記プランジャを受け入れるように形成される、

請求項 8 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 10】

前記チャンネル部分の直径は、約0.1016 ~ 0.3048mm (0.004 ~ 0.012インチ) であり、チャネル長さは少なくとも約0.6096mm (0.024インチ) である、

30

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 11】

前記注射補助プローブは、前記注射器の遠位端に引き込み可能であり、前記ノズル組立体は、前記注射補助プローブの少なくとも一部を摺動して受け入れるための開口を構成し、

前記注射補助プローブは、

少なくとも一部分が前記ノズル組立体の開口内に摺動するように形成かつ寸法決めされ前記注射補助プローブの遠位端に配置された注射補助プローブ先端と、

40

前記注射補助プローブ先端内に構成された前記ノズル放出チャネルと、

前記放出チャネルへ向けて延びる本体部分と、

前記プランジャの少なくとも一部を受けるように形成かつ寸法決めされたプランジャレセプターと、

前記ノズル組立体と作動的に関連した引込要素と、を有し、

前記注射補助プローブは、前記エネルギー源作動前には前記ノズル組立体内で引込位置に配置され、

前記エネルギー源作動による前記第 1 の方向への前記プランジャの動きによって、前記プローブ先端の少なくとも一部が前記ノズル組立体の開口から延び、

前記引込要素は、前記エネルギー源作動後に前記プローブ先端を前記退却位置に戻すよう

50

に形成されている、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【請求項 1 2】

前記注射補助プローブは、ジェット注射に十分な圧力を減ずるために、注射部位を緊張させるように形成される、

請求項 1 記載の針無しジェット注射器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(技術分野)

この発明は、薬剤の投与のための器具に関し、より詳しくは、ジェット注射器が適度な投薬のために薬剤を吐出しなければならない時の圧力を減じるために皮膚緊張プローブを備えたジェット注射器に関する、

10

(背景技術)

この技術分野では、種々様々な針無し注射器が知られている。このような注射器の例としては、Lillelyらに付与された米国特許第 5,599,302号、Dunlapに付与された米国特許第 5,062,830号、Morrowらに付与された米国特許第 4,790,824号がある。一般に、この種の又は類似の注射は、ジェットが皮膚を通じて組織の下に入り込むことができるように十分な圧力の下で高速の細いジェットを作ることで投薬する。これらの注射器は、一般的に、バーレル状ノズル本体を備えたノズル組立体を備え、バーレル状ノズル本体は、薬剤保持室とオリフィスとを有し、このオリフィスを通じて、薬剤保持室から薬剤のジェット流が吐出される。薬剤を吐出するのに、典型的には、例えばコイルスプリング、ガススプリング又はガスカートリッジなどのエネルギー源によって賦活されるプランジャー/ピストンが用いられる。

20

【0002】

少なくとも 1980 年代、AIDS、肝炎、在来の針付きシリンジによる針の潜在的な「突き刺し」事故によって引き起こされる他のビールス性疾患に関する関心により、針無し注射器の使用が益々望まれるようになってきた。ジェット注射器に関連した利点の一つは、皮下注射針が存在しないことであり、ヘルスケア従事者の不安を除去し、偶発的な伝染を無くする点で優れている。更に、もし誰かが所有した注射針に対する嫌悪があるとすれば、注射針が無いことは心理的にメリットがある。在来の皮下注射針を用いる器具においても、この心理的なメリットを利用することを企てていた。例えば、米国特許第 4,553,962号、同第 4,378,015号に開示のもののような自己注射器((self)-injectors)、自動注射器(auto-injectors)は、作動していないときには隠れる退却可能な注射針を備えている。作動中、注射針は、器具の底から延出して、投薬のために、ユーザの皮膚を貫通する。このような器具は、ジェット注射を使用して薬剤を投与することを全く含んでいないので、投与場所は、注射針の長さによって制限される。

30

【0003】

皮膚は、幾つかの層からなる組織であり、注射器は、最も外側の層に適用されるので、投薬圧力は、皮膚の全ての層を貫通するのに十分な高さでなければならない。皮膚の層は、表皮皮、最も外側の皮膚の層、真皮、皮下領域を含む。要求投薬圧力は、流体の流れの力を流体の流れの断面積で割って測定したときに、典型的には、約4,000 psiよりも大きい。

40

【0004】

この圧力は、多くの注射器で直ちに達成可能であるが、もっと小さな圧力で投薬するのが望ましいという状況がある。例えば、長鎖プロテインを備えた分子を含有する薬剤は、高圧で吐出されると、剪断され、効き目が無くなってしまう。小さな圧力の投薬は、例えば、ワクチン、特に、高い力エネルギー機構が分子構造を破壊してしまうDNAワクチンのような皮下適用で特に有益である。1999年2月のVaccine, 17「Intradermal DNA Immunization by Using Jet-Injectors in Mice and Monkeys」の628 ~ 638 頁を参照されたい。また、針無し注射器の操作により、投薬すべき薬剤の量を多くすることができる。

50

更に、低圧は、注射器を安く製造することができる。低圧は、また、この器具に関するストレスを減じ、また、対応する器具の寿命を延ばすことになるであろう。

【0005】

したがって、注射補助プローブを備えたジェット注射器に関し、ジェット注射が適度な量の薬剤を吐出しなければならないときの圧力を減じて欲しいという要請がある。

【0006】

(発明の開示)

本発明は、薬剤を注射するための針無し注射システム、特に、薬剤を患者に注射するためのポータブルな手持ち式器具を提供する。本発明は、更に、針無し注射器と一緒に用いられる改良したプローブを提供する。

10

【0007】

本発明に従う針無し注射器は、薬剤を保持するための流体室を備えたノズル組立体と、エネルギー機構又はエネルギー手段とを有する。ノズル組立体は、流体室の中に薬剤を出し入れさせるために、流体室と流体が流通する関係にあるオリフィスとを備えている。所望ならば又は使い捨て式であれば、ノズル組立体は取り外し可能であるのが好ましく、また、薬剤を再充填可能であってもよい。プローブは、ノズル組立体から延出して皮膚を緊張させ、皮膚を貫通するのに通常必要とされる圧力よりも実質的に低い圧力で緊張した皮膚をジェットが貫くことのできる。

【0008】

実施の形態にあっては、プローブはノズル組立体内に退却可能に配置されており、注射器を皮膚に当てるとき、プローブがノズル組立体の端から外に付勢される。これにより、皮膚を引き伸ばして、薬剤が皮膚の中に簡単に侵入することができる。プローブ先端の直径は、注射器の遠位端の開口の直径よりも小さく、プローブ先端は開口内で移動することができる。この器具が注射を終わると、退却可能な手段又は機構によってプローブがノズル組立体の中に戻される。典型的には、プローブを退却させるのに必要な力をオーリング又はスプリングが提供する。

20

【0009】

本発明の他の特徴は別の退却手段の使用を含む。この目的のために、膜、オーリングシール及びスプリング、又はコイルスプリングを用いることができる。

【0010】

他の実施の形態にあっては、プローブは、例えば、少なくとも6/1ないし20/1であり又はそれ以上の放出チャンネルの長さとオリフィスの直径との大きな比を提供する、注射器の中に挿入され又は成形された金属シリンダである。

30

【0011】

他の実施の形態にあっては、リジッドなプローブノズル組立体が2つの別の部品から組立てられ、これら2つの部品は、スナップ嵌めにより又は摩擦嵌合、接着剤を使った接合、超音波結合を含むの相互ロックにより互いに連結される。

【0012】

更に他の実施の形態にあっては、放出チャンネル長さとオリフィス直径とのノズル比が、少なくとも6/1～20/1の大きさ又はそれ以上の大きさであり、約3～30度の長い徐々に接近する傾斜の角度を備える。

40

【0013】

本発明の上記の特徴及び他の特徴、観点及び利点は、添付の図面を参照した以下の説明から一層明確になるであろう。

【0014】

(発明を実施するための最良の形態)

便宜上、図面に示す本発明の実施形態の同じ又は等価の要素を同じ参照符号で示す。更に、以下の説明において、向き又は方法に関する言及は、主に説明の便宜のためであり、本発明の範囲を制限することを意図するものではない。

【0015】

50

この明細書で使用するとき、用語「遠位」は、針無し注射器10の前方の端又は前方に向かう方向を意味する。用語「近位」は、注射器10の後方の端又は後方に向かう方向を意味する。用語「長手」は、ノズル組立体20を針無し注射器10に連結する軸を意味し、また、用語「横」は、針無し注射器10又はノズル組立体20の面に沿った弧を含む長手方向に実質的に直角な方向を意味する。

【0016】

図1を参照して、本発明の針無し注射器10は、ノズル組立体20と、薬剤をノズル組立体20の外に出させるためのエネルギー発生手段40と、作動機構90と、エネルギー機構40を賦活させて作動を開始させるためのトリガー組立体100とを有する。エネルギー発生手段40は、コイルスプリング、ガススプリング、ガス推進剤、又は他の力発生手段であってもよいことは勿論である。

10

【0017】

ノズル組立体20は、ハウジング200又は作動機構90に螺合結合されて容易に脱着できるのがよい。このような方法で、別の時に又は別の投与量の別の薬剤を収容した様々なノズル組立体20と一緒に針無し注射器10を再使用することができる。例えば、ノズル組立体20を事前に薬剤で満たし、使用後に廃棄してもよい。更に、流体室を薬剤で満たすために、連結具のような器具を満たす薬剤を用いてもよい。

【0018】

本発明の第1実施形態によれば、ノズル組立体20は、在来のノズル本体内で可動な注射補助用プローブを有する。ノズル組立体20は、遠位端に開口24を備えたノズル部材22を有し、この開口24は、約0.04~0.4インチの直径、好ましくは、約0.045~0.075インチの直径又は注射補助用プローブを導入できる他の適当な直径を有するのが好ましい。ノズル組立体22は、直円錐状部28の遠位端で終わる円筒状の流体室26を含む。流体室26の中には、円錐状部28に合わせて輪郭付けられた圧力壁を備えたプランジャ30が摺動可能に設けられている。プランジャ30は、例えば、一以上のオーリングやシールを提供するために外周回りに形成された同様な物(図示せず)のようなシール手段を含んでいてもよく、或いは、プランジャ30それ自体が、例えば米国特許第5,062,830号に開示のようにシールであってもよい。この米国特許に開示の内容をここに援用する。プランジャ30は、より良好なシールを提供するために、離間したインターバルで配置された付加的なシール手段を含んでいてもよい。図示の実施形態にあっては、プランジャ30はラム32に連結され、このラム32は、エネルギー機構40に連結されている。変形例として、所望であれば、ラム32はエネルギー機構と一体に作られていてもよい。

20

【0019】

注射補助プローブ50は、図7、図8に最も良く見られるように、流体室26の遠位端内に同心且つ退却可能に配置されている。この注射補助プローブ50は、近位端にプランジャレセプター57を備え、プランジャレセプター57は、プランジャ30が流体室26内で摺動すると、これに順応するように形作られている。プランジャレセプター57は、プランジャ30の外側プロフィールと一致する形状であるのがよく、好ましくは、円錐形である。プローブ内壁58は、煙突のように、プローブ放出チャンネル56まで狭くなるように形作られている。プローブ放出チャンネル56は、プローブ50の遠位端の放出オリフィス59まで延びている。プローブ放出オリフィス59は、0.004~0.012インチの直径を有している。この直径は、好ましくは、0.005~0.0075インチである。放出チャンネル56は、好ましくは、6よりも大きい長さ対直径の比の円筒状である。シールを提供するために、プローブ50は、図2、図3に示すように、その外周回りに形成された例えばオーリング35などのシール手段を含むのがよく、又はプローブそれ自身がシールであるのがよい。プローブ50は、リッジ55を備えているのが好ましく、その遠位面が、針無し注射器を作動開始したときに、スプリングや他の退却可能な機構を圧縮する環状エリアを提供する。変形例として、オーリング35を収容して、操作中、退却機構を圧縮するために、リッジ55に代えてワッシャを用いてもよい。

30

【0020】

40

50

図5、図6は、注射補助プローブの導入前のノズル組立体を示す。プローブ50の外周は、ノズル部材流体室26の中に嵌入するような様々な幾何学形状のものであるのがよい。プローブ50は、小さな円周の円筒状本体セクション53に向けて徐々に小さくなる、つまり先細りの円錐状本体セクション54を備えているのが効果的である。プローブ先端51を円筒状本体セクション53から分けるためにショルダー52が設けられている。このプローブ先端51は、円筒状であるが、このプローブ先端51がノズル開口24の中に嵌入してこれを貫通して伸びることができるように、円筒状本体セクション53よりも小さな円周を備えている。プローブ50の円筒状本体セクション53は、円筒状本体セクション53とプローブ先端51との移行部に存在するショルダーセクション52がプローブの円筒状本体セクション53が開口24内に存在するのを防止するような円周を備えている。

10

【0021】

図2は、中立位置にある退却可能な注射補助プローブ50を示し、図3は、拡張位置にあるプローブ50を示す。この拡張位置では、プローブ先端51は、ノズル面25の遠位端を越えて伸びている。ショルダー52は、ノズル開口24の拡径内側セクション27と当接して、プローブ50が更に進むのを止める。この実施形態ではスプリングである退却機構は、薬剤が放出されたら反発力を提供するように圧縮されている。

【0022】

図4は、本発明の他の特徴を示し、ここにノズル組立体には、例えばネジによってノズル部材キャップ85が、変形したノズル部材に取付られ、このノズル部材の中に退却可能なプローブが配置されている。図5は、スプリングのような退却可能な手段を示すものであるが、ノズル組立体の例えばネジを使って使用可能な退却可能な手段に関して制限は無い。このことに関し、弾発オーリング、可撓性膜、ガススプリング或いは当業者にとって既知の退却可能な手段を用いてもよい。

20

【0023】

図9、図10、図11は、注射補助プローブの他の実施形態を示すものであり、ここに、退却機構は、弾発オーリング75又は、当業者にとって既知の他の材料である。オーリング75の代わりにコイルスプリングを用いてもよい。オーリング75を用いると、オーリング75は、シール機構として働くので、この理由から、オーリング75が好ましい。プローブの内部は、他の実施形態と同様であり、セクション57がプランジャを収容し、また、先細りセクション58が薬剤を放出チャンネル56に集めて、操作中、放出オリフィス59から出す。図10は、薬剤を放出する前の中立状態を示し、図11は、拡張状態を示し、この間に、薬剤が放出される。先に述べた実施形態と同様に、この実施形態は、プローブ先端51がプローブ開口を越えて伸びて、操作中、看者の皮膚を緊張させる。また、先に述べた実施形態と同様に、この退却可能なプローブは、注射器がトリガーされたときに、弾発材料を圧縮する面を提供するように近位端の回りにリッジ55を備えている。

30

【0024】

本発明の他の実施形態は、図12、図13に示すように、退却手段の変形例であり、ここでは、可撓性膜が用いられている。図12は、薬剤を放出する前の中立状態を示す。可撓性膜70は、薬剤を保持するために流体室26の側面を規定するノズル壁71間に広がっている。先に述べた実施形態と同様に、ノズル壁71の遠位端は、プローブと同じ距離だけ膜を越えて広がることによって、プローブを保護するように作用する。このプローブは、当業者にとって既知の在来の手段によって可撓性膜70に取付かれている。プローブは、接着剤を使って、可撓性膜と一体的に取付けられるのが好ましい。図13は、その拡張した位置のプローブを示し、ここに、プローブが皮膚を緊張させて、減少した圧力で薬剤の注射ができるように、プローブは壁の端を越えて伸びている。本発明の他の実施形態は、固定したプローブを備えたノズル組立体に関する。固定プローブを備えたワンピース(one-piece)及びツーピース(two-piece)のノズル組立体を用いることができ、また、本発明はそのことを意図している。

40

【0025】

50

図14～図17は、本発明の実施形態を示し、この実施形態は、固定プローブを備えたツーピースノズル組立体からなる。プローブ支持セクション80は、ノズル組立体の内側又は外側に取り付けられる。任意の在来の取付手段を用いることができるが、図14、図15は、プローブ支持部材の内側取付又は外側取付に関する好ましい摩擦嵌合手段又はスナップ嵌め取付手段を示す。図16は、プローブに関する取付の好ましい超音波接合手段を示す。2つ部品を取り付けるのに、2つの超音波接合の特徴83を任意の場所に置くことができるが、製造を容易にするのに、超音波接合の特徴83が、遠位端に沿って、プローブ部材80とノズル部材81との間の相互作用を及ぼす領域に位置するのが好ましい。図17は、取付のための溶剤接合手段又は接着接合手段を示す。

【0026】

10

図19は、固定プローブを備えた多部品(multi-piece)ノズル組立体の他の実施形態を示す。このノズル組立体は、ノズル面25が、固定プローブを作るために筒状インサート98を受け入れるように設計されたノズル部材97の中心と同軸のボア29を備えている点を除いて、在来のノズル部材と同様のノズル部材97からなる。任意の適当な材料から筒状インサート98を作ることができるが、このインサート98はステンレス鋼からなる。筒状インサート98の内部は円筒状であり、ノズルに挿入されると、放出チャンネルとして機能する。先に説明した実施形態と同様に、オリフィスの直径に対する放出チャンネルの比は、6よりも大きい。本発明の他の実施形態と同様に、ノズル部材の中に挿入されると、筒状インサート98は、ノズルの遠位面を越えて延出する。筒状インサート98は、ノズル面から0.04インチ～0.08インチだけ延出している。

20

【0027】

図20は、ワンピース(one-piece)ノズル組立体を備えた固定プローブの他の実施形態を示す。先に説明した実施形態と同様に、ノズル組立体は、煙突状の円錐状セクション76を備え、この円錐状セクション76は、遠位端で、放出チャンネル77に向けて先細りである。この実施形態のノズル部材は、プローブ78が、ノズル遠位面79と一体であり且つノズル遠位面79から外方に伸び出している点を除いて、在来のノズル部材と同様である。

30

【0028】

図21は、ノズルの端に取り付けられたプローブを備えた又は備えていない、長さ対直径の大きな比を有するノズルに関する本発明の他の実施形態を示す。図21において及びこの明細書を通じて、直径は、放出オリフィス93の直径を意味し、長さは、放出チャンネル92又はオリフィスに通じるノズルの円筒状セクションの全長を意味する。現在、商業的に入手可能な注射器は、約4/1ないし6/1の長さ対直径の比を有する。本発明に従う長さ対直径の比は6/1よりも大きい。この比は、少なくとも9/1又はそれよりも大きいのが好ましい。圧力は、断面積で力を割ることにより決定されるので、長さ対直径の大きな比を備えたノズル組立体を用いることで、圧力の減少無しに、小さな力エネルギー機構を使用することができる。このようなノズルは、約3～30度の、放出チャンネル92に至る長い且つ徐々に接近する角度91つまり傾斜を有するのが好ましい。

【0029】

40

この注射補助プローブの顕著な利点は、これにより、小さな圧力で、皮膚バリアを突き破って薬剤を投与できるということである。この点に関し、固定した又は退却可能なプローブのいずれかを使用して注射をすることは、在来の針無し注射器よりも小さなエネルギー且つ力で足りる。図18は、流体の流れの力を流体流れの断面積で割ることにより測定したときに約4,000psiの定常圧力でジェット流を噴射する在来の注射器に関する圧力～時間の曲線つまり曲線Aを示す。しかし、注射補助プローブを用いた針無し注射器は、曲線Bを示すように、注射の量を維持しつつ低い定常圧力で為さなければならないだけである。特に、実験によれば、本発明のプローブと40lbのエネルギー発生手段とを有する針無し注射器を用いれば、55lbを有する在来の針無し注射器と同じ割合で注射を成功させることができることが分かった。更に、同じエネルギー発生手段を備えた注射器を、本発明のプローブ付きとプローブ無しと比較すると、注射の成功の割合がプローブ付きで増大した。例え

50

ば、退却するプローブを備えた注射器に関し、実験で、100%の注射が成功したが、プローブ無しでは注射の68%が成功した。固定プローブを備えた注射器も効果的であり、98%の注射が成功であった。

【0030】

2つの部品からなるノズル組立体の組立は、上述したように、長さ対直径の大きな比を備えたノズル組立体の製造が容易になる。更に、放出オリフィス93に至る放出チャンネル92又は円筒状セクションは、長さ対直径の所望の比を備えた金属製チューブであってもよい。長さ対直径の大きな比を備えたプラスチック構成部品からなるノズル組立体を製造するのは特に問題があることから、プラスチックノズル組立体と一緒に金属製チューブを用いるのが好ましい。

10

【0031】

ここに開示の発明の図示の実施形態は、上述した目的を満足させることは明らかであると共に、当業者であれば、数多くの変更及び他の実施形態を工夫できることは明らかである。したがって、請求の範囲は、本発明の精神及び範囲内にあるそのような変更や実施形態の全てを包含する意図であると理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【図1】 注射補助プローブの第1の実施形態のノズル組立体を内部に備えた針無し注射器の断面図である。

【図2】 図1の針無し注射器ノズル組立体の断面図であり、注射補助プローブが中立状態にある。

20

【図3】 図2と同様の図であるが、注射補助プローブが伸出した状態にある。

【図4】 本発明に従うノズル組立体の他の実施形態の断面図である。

【図5】 在来の内部開口から外に穿孔されたセクションを備えたノズル本体の拡大断面図である。

【図6】 在来のノズル本体の斜視図である。

【図7】 第1実施形態のプローブの拡大断面図である。

【図8】 第1実施形態のプローブの拡大斜視図である。

【図9】 プローブの他の実施形態の拡大斜視図である。

【図10】 図2に示すノズル組立体の他の実施形態であり、退却手段としてオーリングを使用し、図9のプローブを使用しており、また、中立状態の注射補助プローブを示している。

30

【図11】 図10と同様の図であるが、注射補助プローブは延出状態にある。

【図12】 ノズル組立体の更に別の実施形態を示し、退却手段として可撓性膜を使用し、また、中立状態の注射補助プローブを示している。

【図13】 図12と同様の図であるが、注射補助プローブは伸出した状態にある。

【図14】 固定プローブを備えた2部品ノズル組立体を示し、プローブ部材及びノズル部材は互いにスナップ嵌めされている。

【図15】 固定プローブを備えた2部品ノズル組立体を示し、プローブ部材及びノズル部材は互いにスナップ嵌めされている。

【図16】 固定プローブを備えた2部品ノズル組立体を示し、プローブ部材及びノズル部材は超音波溶着されている。

40

【図17】 図16と同様の図であるが、溶剤又は接着剤による結合手段を用いている。

【図18】 在来の針無し注射器と、本発明に従う注射補助プローブ器具との間の圧力-時間曲線を示す例示としてのグラフである。

【図19】 多ピースノズル組立体の他の実施形態を示す図であり、固定プローブが筒状インサートにより形成されている。

【図20】 ワンピースノズル組立体を有する固定プローブの他の実施形態を示す。

【図21】 放出チャンネル長さ対オリフィス直径のノズル比が大きく、長い徐々に接近する傾斜を備えた更に他の実施形態を示す。

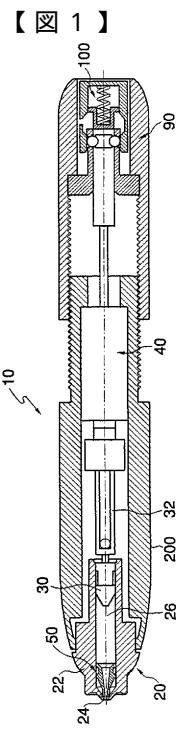


FIG. 1

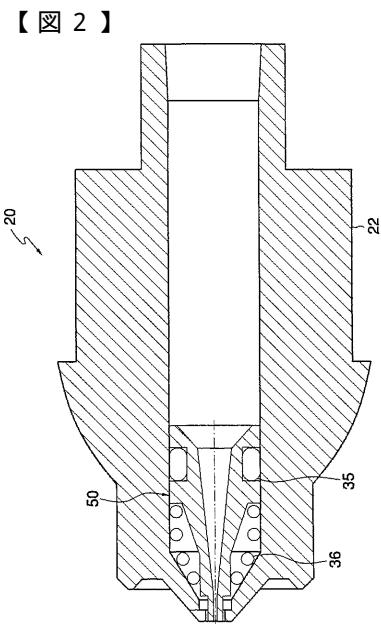


FIG. 2

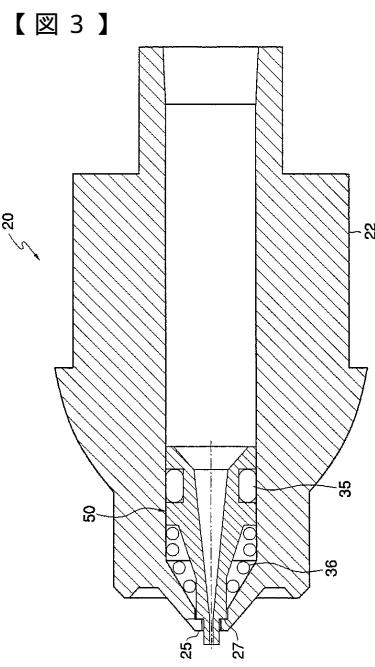


FIG. 3

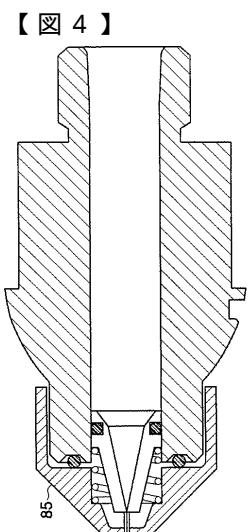


FIG. 4

【図5】

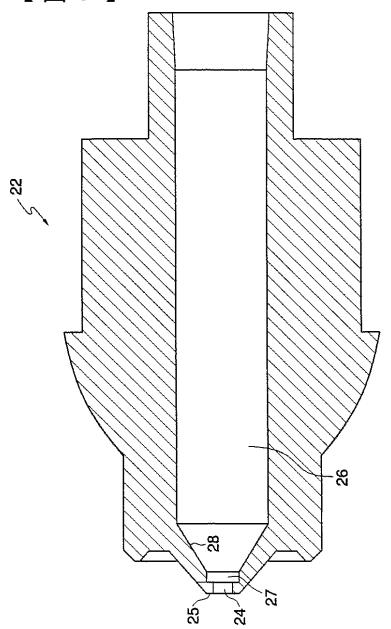


FIG. 5

【図6】

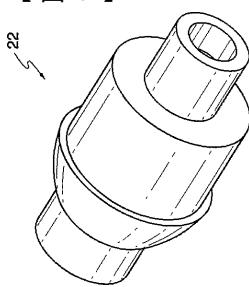


FIG. 6

【図7】

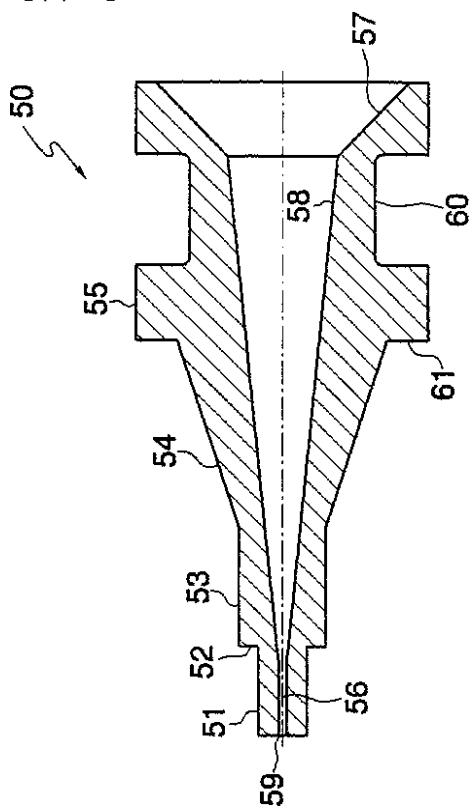


FIG. 7

【図8】

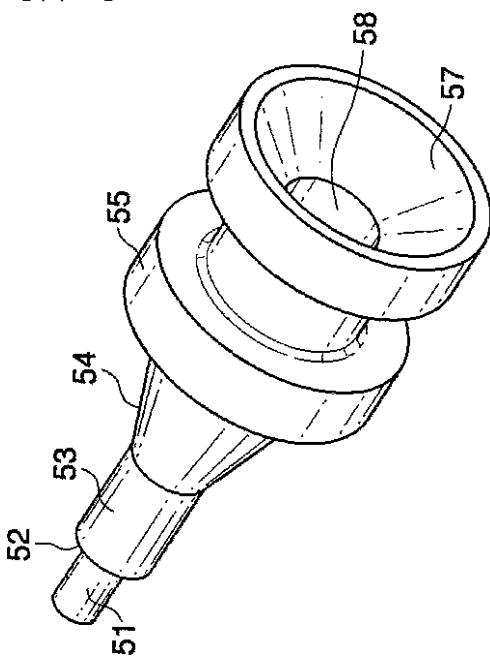


FIG. 8

【図 9】

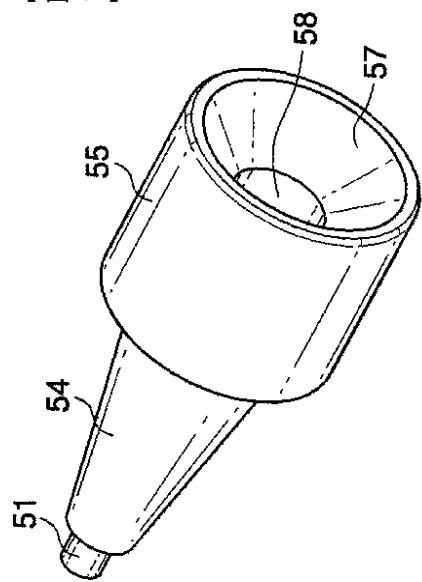


FIG. 9

【図 10】

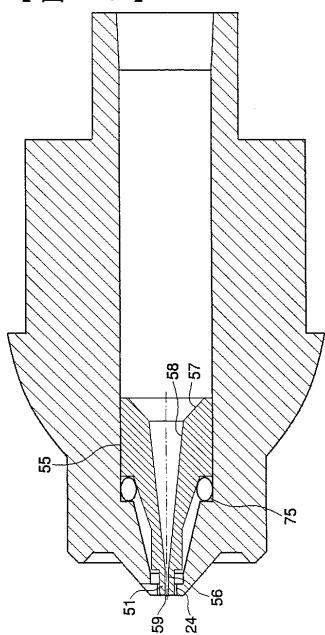


FIG. 10

【図 11】

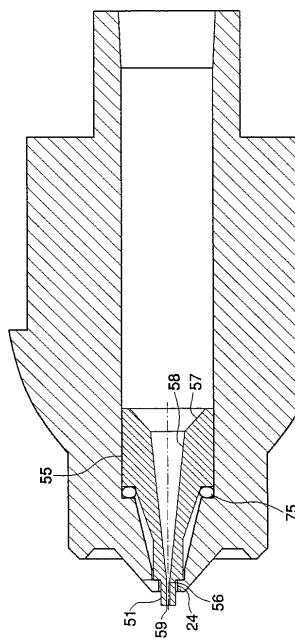


FIG. 11

【図 12】

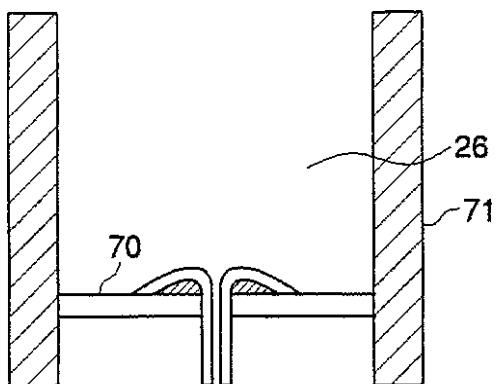


FIG. 12

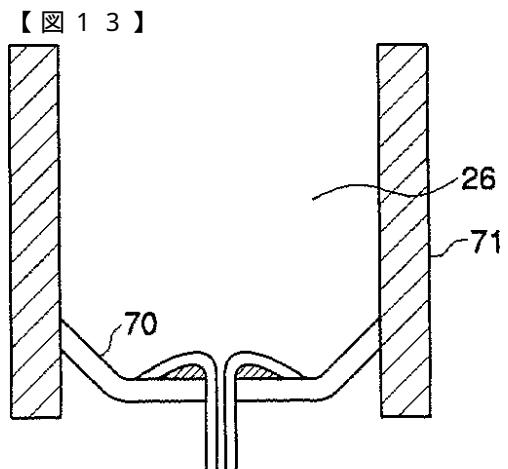


FIG. 13

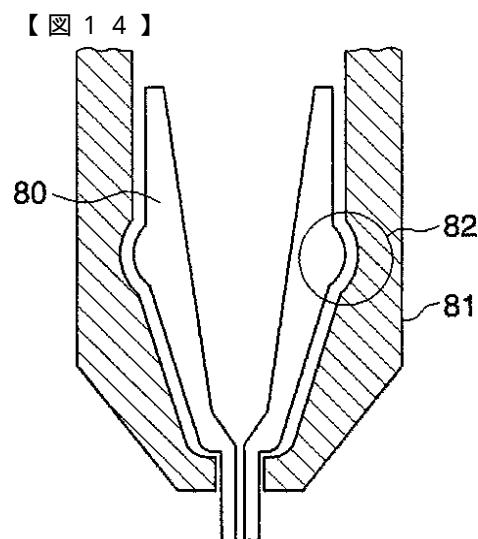


FIG. 14

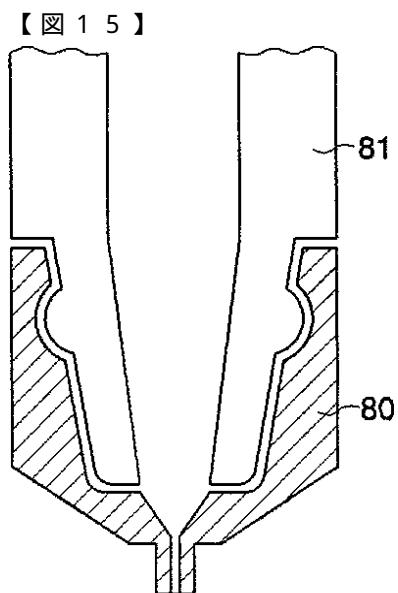


FIG. 15

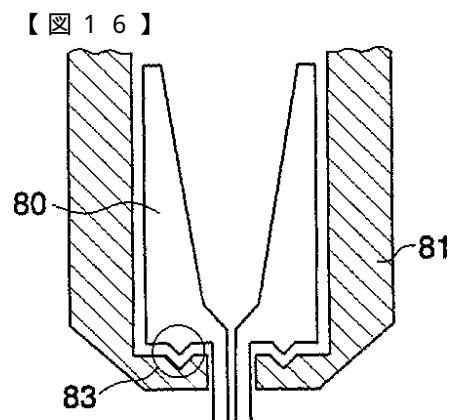


FIG. 16

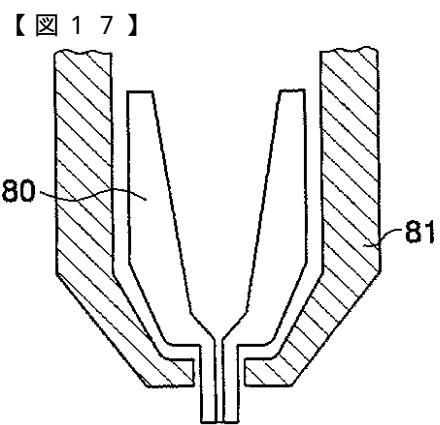


FIG. 17

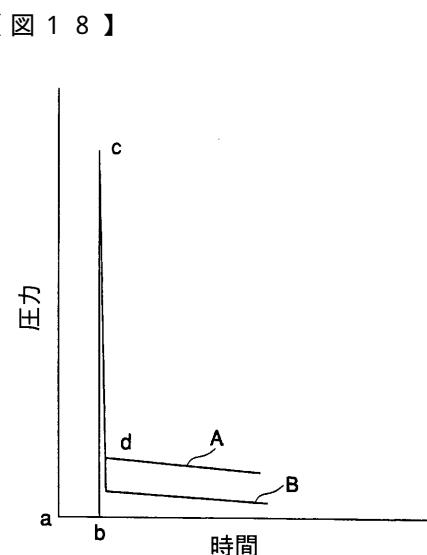


FIG. 18

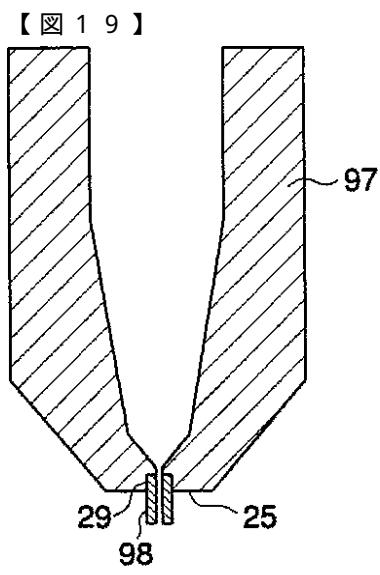


FIG. 19

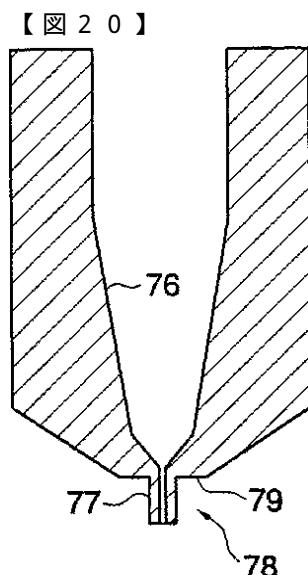


FIG. 20

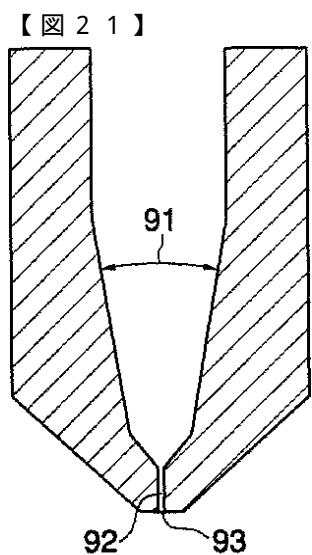


FIG. 21

フロントページの続き

(73)特許権者 595117091

ベクトン・ディキンソン・アンド・カンパニー
 BECTON, DICKINSON AND COMPANY
 アメリカ合衆国 ニュー・ジャージー 07417-1880 フランクリン・レイクス ベクト
 ン・ドライブ 1
 1 BECTON DRIVE, FRANKLIN LAKES, NEW JERSEY 0
 7417-1880, UNITED STATES OF AMERICA

(74)代理人 100059959

弁理士 中村 稔

(74)代理人 100067013

弁理士 大塚 文昭

(74)代理人 100082005

弁理士 熊倉 穎男

(74)代理人 100065189

弁理士 宍戸 嘉一

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(74)代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(72)発明者 デボア ディヴィッド エム

アメリカ合衆国 ミシガン州 48114 ブライトン ベイポイント ドライブ 8187

(72)発明者 サドースキィ ピーター エル

アメリカ合衆国 ミネソタ州 55125 ウッドバリー フェザント ラン ロード 8974

(72)発明者 レシュ ポール アール ジュニア

アメリカ合衆国 ミネソタ州 55014 レキシントン ノースイースト エッジウッド ロー^ド 3978

(72)発明者 バーマン クロード エル

アメリカ合衆国 ミネソタ州 55104 セント ポール ブレア アベニュー 1343

(72)発明者 ジャンパティスタ ルチオ

アメリカ合衆国 ニュージャージー州 07936 イースト ハノーヴァー サウス リッジデ^{イル} アベニュー 113

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 特開昭64-017654(JP, A)

国際公開第96/021482(WO, A1)

特開平07-299140(JP, A)

特開平05-184673(JP, A)

特表平10-507390(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61M 5/00 - A61M 5/52