

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3895773号
(P3895773)**

(45) 発行日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(24) 登録日 平成18年12月22日(2006.12.22)

(51) Int. Cl.

A61M 5/32 (2006.01)

F I

A61M 5/32

請求項の数 18 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願平8-534095	(73) 特許権者	500412770 ショー, トーマス ジェイ. アメリカ合衆国 75068 テキサス, リトル エルム, ヒルクレスト 1510
(86) (22) 出願日	平成8年4月24日(1996.4.24)		
(65) 公表番号	特表平11-505454		
(43) 公表日	平成11年5月21日(1999.5.21)	(74) 代理人	100066692 弁理士 浅村 皓
(86) 国際出願番号	PCT/US1996/005711	(74) 代理人	100072040 弁理士 浅村 肇
(87) 国際公開番号	W01996/035463	(74) 代理人	100080263 弁理士 岩本 行夫
(87) 国際公開日	平成8年11月14日(1996.11.14)	(74) 代理人	100072822 弁理士 森 徹
審査請求日	平成14年6月12日(2002.6.12)	(72) 発明者	ショー, トーマス, ジェイ. アメリカ合衆国 75068 テキサス州, リトルエルム, ヒルクレスト 1510 最終頁に続く
(31) 優先権主張番号	08/438,954		
(32) 優先日	平成7年5月11日(1995.5.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	08/537,242		
(32) 優先日	平成7年9月29日(1995.9.29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 不正使用不能な引込み式注射器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

注射器が1体の本体と、後方から組立て挿入可能であり、低いプランジャ力により引込まれ、注射中の高いブローアウト圧力に抵抗する、摩擦保持された引込み機構とを有する、流体を注射する不正使用不能な引込み式注射器において、

長手方向に延びる壁を有する1体の中空外側本体にして、該壁が遷移領域を介して互いに連結された細長いバレルとノーズとを有し、該ノーズの断面積がバレルの断面積に比較して小さく、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部における壁に内向き面を有する外側本体と、

前記細長いバレル内に部分的に收容されたプランジャ組立体にして、該プランジャが外側本体の内面と滑動密封状態で接触するヘッドと、引込み機構の部品を受容する引込み空洞とを有するプランジャ組立体と、

細長い針ホルダーとバネとの組合わせを有する引込み機構にして、針ホルダーがプランジャを引込み位置まで押し込むことにより開放され、針ホルダーが、前部に針保持部を、後部にヘッドを備えた細長い本体とを有し、該ヘッドは、引込み機構がノーズ内に装着されたとき、前記内向き面と協働して針ホルダーへの保持力を生じさせるように形成された協働外向き面とを有している、引込み機構と、を有し、

前記針ホルダーとバネとが、バレルの後方からノーズに向かって装着可能であり、バネを圧縮しながら前記内向き外向き面を、滑動係合させることにより、解除可能に保持され、前記滑動係合が、バネにより針ホルダーに加わる引込み力に対抗して前記保持力を生じさ

10

20

せており、

プランジャへ加わる親指力に反応して、プランジャの一部が遷移領域へと進入し、前記内向き面に対して外向き面が滑動され、それにより、針ホルダーへの保持力を引込み力よりも小さくなるように減少させることにより、引込みが起こり、かくて、針ホルダーが、注射針を外側本体内に引込むに十分な距離だけ前記空洞内に引き込まれ、

プランジャが、プランジャを押すための把持可能な端部蓋を有し、プランジャの長さが、引込み後の不正使用を防止するため、プランジャが引込み位置まで押されたとき、端部蓋がパレルの開口内に入り込むような長さとなっていることを特徴とする注射器。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、針ホルダーと、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部とが、プランジャヘッドの下方の可変流体室の下方境界を画成し、針ホルダーが、注射液を可変室へ通す流体通路を有することを特徴とする注射器。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、プランジャヘッドが、解除可能に保持されたストッパーにより密封閉鎖される開口をもつチップを有し、該ストッパーが、引込みが起こる前に、注射サイクルの終わりににおいてプランジャを押すことにより加えられる解除力に反応して、プランジャに対して滑動することを特徴とする注射器。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、注射サイクルの終わりににおいて、解除可能なストッパーの前端が針ホルダーと接触し、前記流体通路を遮断し、その際、前記解除力が、引込み前に、プランジャを引き続き押している間、作用していることを特徴とする注射器。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、可変室と解除可能ストッパーとの最大断面積の比が、注射中プランジャに加わる最大予想親指力が生じさせる室内最大圧力が、ストッパーを解除するに必要な解除力よりも僅かに小さい力をストッパーに作用させるように選択され、従って、ストッパーが注射中にはブローアウトしないようにされていることを特徴とする注射器。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、前記可変室面積の解除可能ストッパー面積に対する比が少なくとも 2 対 1 であり、ストッパーを解除するに要する力の少なくとも 2 倍の力が、注射中ストッパーをブローアウトさせることなく、プランジャに加えられることを特徴とする注射器。

30

【請求項 7】

請求項 3 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、ノーズの壁が、バネと針ホルダーとの組合わせを密接して閉じ込め、針ホルダーと非圧縮バネとをバネの圧縮状態へと導く案内として働き、後方から詰まることなく容易に組立て可能にする内部空洞を形成していることを特徴とする注射器。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、ノーズの前面に開口が設けられ、針ホルダーの前部が該開口を通して外側へ延び、針ホルダーをノーズ内に組み込んだ後、針を注射器の前方から容易に装着出来るようにしていることを特徴とする注射器。

40

【請求項 9】

請求項 1 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、針ホルダーのヘッドが、分離可能な保持部材に、引込み方向を向いた滑動インターフェースに沿って、前記引込み力を越える保持力を有して接合され、保持部材の外面が、引込み機構がノーズ内に装着されたとき、針ホルダーに保持力を加えるように、前記内向き面と協働するように形成された外向き面を構成していることを特徴とする注射器。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、可変室の最大断面積と、流体

50

に曝される保持部材の面積との比が、保持部材が、プランジャに加わる予想最大親指力による最大圧力よりも高いブローアウト圧力と、引込み時に打ち勝たれる低い摩擦保持力を有し、従って、引込みをトリIGGERするに必要な親指力が、前記予想最大親指力よりも実質的に低いことを特徴とする注射器。

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、可変室の最大断面積と、流体に曝される保持部材の面積との比が、約 2 対 1 よりも小さくなく、従って、引込みを起こすに必要なプランジャへの力を比較的強く抑えつつ、高いブローアウト圧力に抵抗することを可能にすることを特徴とする注射器。

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、針ホルダーのヘッドが、分離可能な保持部材により囲まれたヘッドを有する 2 部品ヘッドであり、該保持部材が、引込み方向を向いた滑動インターフェースに沿う引込み力を越える摩擦力により接合され、保持部材の外表面が、針ホルダーを非引込み位置において、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部に保持するように、前記内向き面と協働するように形成された外向き面であることを特徴とする注射器。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、針ホルダーの本体がノーズ部において前方に動かぬよう底支えされており、プランジャヘッドの前面が、前記最収縮領域を通過し、針ホルダーのヘッドを押すことなく保持部材を押す、引込みを起こすように形成されていることを特徴とする注射器。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、引込み時にプランジャに加わる親指力により打ち勝たれるべき針ホルダーに対する摩擦保持力が、注射中プランジャに加わる予想最大力に比して比較的強く、保持部材の流体圧力に曝される可変室内表面面積が減少されブローアウトと過早の引込みとに抵抗するようにされたことを特徴とする注射器。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、可変室の断面積の、前記可変室内の流体圧力に曝される保持部材の減少表面面積に対する比が、約 2 対 1 よりも小さくないことを特徴とする注射器。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、針ホルダーと、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部とが、プランジャヘッド下方の流体室の下方境界を構成し、針ホルダーが、注射流体を可変室へ開放する流体通路を有することを特徴とする注射器。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、プランジャヘッドが、摩擦保持された解除可能なストッパーにより密封閉鎖される開口を有し、該ストッパーが、引込みが起こる前の注射サイクルの終わりにおいて、プランジャを押して生じる解除力に反応して、プランジャに対して滑動することを特徴とする注射器。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載の不正使用不能な引込み式注射器において、可変室と解除可能ストッパーとの最大断面積が、注射中にプランジャに加わる最大予想親指力により生じる最大圧力が、ストッパーを解除するに要する解除力よりも僅かに小さい力をストッパーに作用させ、かくて、注射中のストッパーのブローアウトが防止されていることを特徴とする注射器。

【発明の詳細な説明】

発明の分野

本発明は医療機器、特に、低いトリIGGER力と高いブローアウト圧力とを有し、1 回使用後の再使用不可能な、多量生産、組立てに適した引込み式注射器に関する。

10

20

30

40

50

背景技術

一般市民にエイズが蔓延した主な原因は、薬剤を注射する皮下注射器を共用し再使用する静脈注射薬剤（I V D R U G）使用者の存在である。伝染病は病院または医療施設にいるエイズ患者から、伝染した患者に使用された注射針の不用意な使用を介して蔓延する。針が延びたままの使用済み注射器は、医者、衛生施設従業員、廃棄処理関連の人々にとって危険である。

エイズの脅威と、懸念される病気の蔓延の主媒体が、静脈注射薬剤使用者による注射器の再使用による事実があるため、最も実地的な、最も信頼性のある、組立て容易な、量産可能な注射器の開発に拍車をかけている。

注射行程の終わりに針が引込む種々の注射器が設計されている。これらの多くは種々の欠陥のため市場に出ていない。先行技術の通常の欠点の第1は、複雑性、信頼性、コスト、使用の容易さの問題である。最もよく使われる注射器は、1日数百万個の率で量産される1ccと3ccの注射器である。コストは、部品製造と機器組立ての双方に関して重要な要因である。高速製造するには、ユニットサイクル時間を減らすため、64個以上もの空洞をもつ型が必要である。従って、多くの先行技術に見られるような破壊可能なコアピンが必要とするバレル内のモールド構造は、競争力のあるコストをもって製造可能とは思われない。

先行技術の引込み式注射器の問題の一つは、成形組立てを要する部品の絶対数と複雑性である。先行技術の他の問題は、引込み機構の開放が、ブランジャによる内部部品の屈曲、破壊に依存していること、また、ブランジャ端部に、針保持部材とバネとが貫通する膜を使用していることである。これら構造が高度の品質管理と組立ての問題を提起している。小さい破片でもあれば支障が生じる。引込み機構を開放可能に固定するために、鉤がしばしば使用されている。鉤は、困難な保持、制御の問題を起こし、充填時気泡の滞留を生じさせ、また温度に敏感で好ましくない。

先行技術は、引込み装置をノーズ内で組立可能にするため、2個のバレルを有することが多い。これは、少なくとも1個の追加の部品と組立て階段とを必要とする。さらに、2個の部品を組立てる前に、しばしばバネを圧縮しつつ、鋭利な注射針を小さい孔を通過させることが必要になる。非常に小さい針はコイル管の形状で製造され、所定の長さに切断されたとき、直線状態でなくなっている。このため、針を小さい孔に通す場合、組立て困難という問題が生じる。非常に鋭利な先端は、孔の縁に引っ掛かり生産ラインを詰まらせる。

中空ブランジャを挿入された1体のバレルの前部に引込み機構を搭載された稀な先行技術、Tsao, 米国特許第5084018号、は、過剰なブローアウト圧力を防止するため、縮小されたバレル面積を有せず、全ての引込み部品を固定するため係合フランジを採用しており、解放のために、内部の部品、フランジを同時に歪める必要があり、引込みに要する過剰な力を増加させ、バレルの仕切りに起因して、通気孔が必要になる。

従来、簡単で、信頼性があり、コスト効果があり、使用、引込みが容易で、従来の注射器と同じく、部品数が少なく製造、組立てが容易で、温度に敏感でなく、過早の引込みの危険に曝されない、多量生産および組立て可能な、再使用不可能な、不正使用不能の引込み式注射器は、製造されていない。

従来、バレル内の縮小した直径の、円滑な壁を有する遷移領域における連帯ランドを介しての締結力または摩擦力に専ら依存している分離可能部品を有し、該連帯ランドが、過早引込みに対し抵抗があり、また、注射中流体室に生じる高い圧力の結果の高いブローアウト圧力に対し抵抗があり、しかして比較的低い親指圧力に反応して滑動し分離解放しうるような引込み機構は、開示されていない。また従来、かかる構造が、後方から引抜き可能な中子上に1個の外側本体として成型され、引込み機構が、細いノーズ部分の案内の下で、後方から容易に押し込み得る構成とすることは公知となっていない。また、かかる組合わせが、必要な親指力を最小にするため、引込みに抵抗する力を増加させず、最も簡単な不正使用不能な特性と、部品数の少ない製造容易性とを有している構成を開示していない。これら特性は、以下に述べる、特に低コストの高速製造、組立てに適した本発明の組合

10

20

30

40

50

わせで発現されるものである。

本発明の概要

本発明は、部品コストが低く、部品数が少なく、高速大量生産、組立てに適した多様な不正使用不能特性を備えた信頼性のある引込み式不正使用不能注射器を提供する。本注射器構造は、段付き壁を有する長手方向の１体の中空外側本体を有する。壁は、遷移領域により連結された細長いバレルとノーズとを有する。ノーズの直径はバレルの直径より減少されている。外側本体は、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部の壁に内向き面を有する、プランジャ組立体が、バレル後部の開口から延びたプランジャを押すための端部蓋を有して、細長いバレル内に部分的に收容されている。引込み機構の部品を受容する引込み空洞をもつプランジャのヘッドが、滑動密封状態でバレルの内面に接触して動く。

10

引込み機構は本体のノーズ内に収められている。引込み機構は、細長い針ホルダーとバネとの組合わせから成り、針ホルダーは、前部に針保持部を、後部にヘッドを備えている。針ホルダーのヘッドは、引込み方向のインターフェースに沿って前記内向き面と協働する外向き面を有し、針ホルダーがノーズ内の非引込み位置に装着されたとき、針ホルダーに対する保持力を生じさせている。針ホルダーとバネとは、バレル後方からノーズに向かって容易に挿入されて、バネを圧縮しつつ、前記内向き面と外向き面とを滑動係合させることにより解放可能に保持され、バネから針ホルダーに加わる引込み力に対抗する針ホルダー保持力が発生される。部品の断面は円形である。

針ホルダーの円形ヘッドの外向き面の直径は、ノーズが始まる最収縮部の壁の円形内向き面に直径より僅かに大きい。かくて、針ホルダーが外側本体内に生じるフープ（円周方向）応力により締め付けられ、摩擦保持力により保持される。針ホルダーは、プランジャを引込み位置に押し込むことにより解放される。引込みは、プランジャに加わる親指力により遷移領域内へと動いたプランジャの一部が、前記内向き外向き面の少なくとも一部を分離し、針ホルダー保持力を、バネによる針ホルダー引込み力よりも小さくなるまで減少させたとき起こり、針ホルダーは、針ホルダーに取り付けられた注射針が外側本体内部に引込まれるに十分な距離だけ空洞内に引込まれる。

20

１実施例においては、針ホルダーのヘッドは、分離保持部材により囲まれた内側ヘッドから成る２部品ヘッドであり、保持部材の外面が前記外向き面であり、壁の内向き面と協働して、針ホルダーを、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部における非引込み位置に保持している。保持部材はリング部材であり、引込み方向の滑動インターフェースに沿って、バネによる引込み力を越える摩擦力をもって内側ヘッドに結合されている。針ホルダーの前部は前方運動をしないように、ノーズ部において底づけされている。プランジャヘッドは、最収縮領域を通過し、針ホルダーヘッドを押すことなく、保持部材を押すように形成されている。針ホルダーの２部品ヘッドの他の構造においては、分離保持部材が、好適には、連帯面の間の小さい棟部または架橋部に沿って、針ホルダーの内側ヘッドにタック溶接されており、該架橋部が、注射後のプランジャの動きにより架橋部が破壊されるまで、２部品ヘッドを接合、保持している。

30

プランジャの前部は、ストッパーがしまりばめで滑動嵌入される開口を有する。ストッパーは、引込み方向の滑動インターフェースに沿って干渉嵌合状態で開口内に嵌まる。注射サイクルの終わりに、プランジャを、注射サイクルの終わりの第１位置から、プランジャのチップが保持リングに接触する第２位置へと連続して押し込み、引込み機構と接触させることにより、ストッパーは、ほとんど、または、完全に解放（弛緩）される。これにより、ストッパーを開口から解放するに要するプランジャへの力と、保持部材を針ホルダーのヘッドと外側本体壁とから解放するに要する力とが累積されることを防止できる。プランジャを第２位置から引込み位置へとさらに押すと、針ホルダーへの保持力が減少し、遂に、バネによる引込み力が残りの保持力を越え、針ホルダーと針とがストッパーと共に空洞内へ射出される。ストッパーと保持部材との解放のみで、注射器を再使用不能にする。引込み後の不正使用を防ぐため、プランジャが引込み位置に押されたとき、把持可能な端部蓋がバレル背部の開口に入り込むから、引込み後には、プランジャは取り外し出来ない。

40

50

本注射器は、高いブローアウト圧力と、引込みを起こすに要する低いプランジャ親指力とを有する。ブローアウト圧力とは、実際の注射の際、ストッパーと保持リングとに作用する流体圧力のことである。保持リングは、ノーズが始まり、流体圧力に曝される面積が顕著に小さくなるパレルの最収縮部に搭載されているから、高いブローアウト圧力抵抗が得られる。保持リングが小さいことは、小さい針ホルダーの使用を可能にし、プランジャの開口とストッパーとの断面積が、プランジャ下方の流体室の断面積の一部分に過ぎないようにされ得る。可変室の最大断面積と、解除可能なストッパーまたはリング部材の断面積との比は、注射中にプランジャに加わると予想される最大親指力により生じる可変室内の最大圧力が、引込み時にストッパーと保持部材とを解除するに要する力よりも僅かに小さいブローアウト力だけを、ストッパーと保持部材とに作用させるように選択される。この比は、ストッパーまたは保持リングの過早のブローアウトを防ぐためには、少なくとも2対1であり、より好適には、3対1またはそれ以上である。

10

他の実施例においては、製造容易な最少数の部品が、引込み式注射器に使用されている。この他の実施例は、プランジャヘッド内の小さいストッパーと、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部に、内向き、外向き連帯協働係合面を備えた小さい針ホルダーとバネとの組み合わせとを有している。この実施例では、針ホルダーのヘッド回りに保持リングが存在しない。代わりに、小さいランプが遷移領域に、または、遷移領域に隣接して設けられ、プランジャのヘッドが緩やかにパレルを外側へ拡げ、ストッパーを解放し、かくて、外側本体の壁から針ホルダーのヘッドへ加わる締結力または摩擦力を減少させている。保持力が、圧縮されたバネによる引込み力以下に減少され、針ホルダーが、解除されたストッパーと

20

共にプランジャの空洞内へと射出される。プランジャと外側本体とが、背後から引き抜き得る非破壊性の中子を用いて成型出来るため、製造、組立てが容易である。部品は簡単に形成され、破壊性中子技術を要する再入角をもつ鉤部がその他の部分を有しない、外側本体は1体に作られ、後部から組立てられる。ノーズ部が細いため、引込み組立体が外側本体を前方に挿入されるとき、バネの折れ重なりや詰まりを起こせ兼ねない横方向の空間が存在しない。事実、ノーズが、部品を適当な位置に1回の円滑な行程で導く案内の役をしている。

針は、針ホルダーをノーズ内に滑り込ませた後、前方から容易に装着出来るから、引込み機構を装着する前に、針を装着する必要がない。連帯部品の公差の僅かな変動に基づく針ホルダーにかかる保持力と、ストッパーにかかる解除力との顕著な変動は、外側本体の長手方向壁が或る程度の柔軟性を有するため回避される。壁が僅かに外側に拡がり、ストッパーと針ホルダーのヘッドとが半径方向に僅かに圧縮され、長手方向に僅かに膨脹することが可能なため、実際の直径の小さい変化により生じる筈の保持力の顕著な変化が防止されている。引込み力の大きさの一樣性が維持され、経済性が保証される。

30

【図面の簡単な説明】

図1は、プランジャが注射サイクル終わりの第1位置にある、本発明の第1実施例の中心軸に沿った断面図、

図2は、ストッパーを解除するため、プランジャがさらにプランジャの第2位置に押されて、プランジャのチップが引込み機構を操作しようとしている状態の図1の注射器、

図3は、プランジャがさらに引込み位置まで押され、引込みが起こり、プランジャ後部の蓋が、外側本体の背後部開口に密接に受容されている、図2の注射器を示す図。

40

図4Aは、他の不正使用不能な外側本体の開口部の引込み前の、中心軸に沿った部分断面。

図4Bは、プランジャが、引込み位置において、外側本体後部の開口内に受容されている図4Aの構造。

図5は、摩擦面の分離により解放される針ホルダー回りの保持部材を有しない、簡単化された代替注射器の、中心軸に沿った断面であり、プランジャは注射サイクル終わりの位置にある。

図6は、プランジャが、ストッパーを解放し摩擦面を解放するため、さらに押されている、引込み直前の図5の注射器構造を示す図。

50

図7は、プランジャが図6の位置を越えて引込み位置へと押し込まれ、引込みが起こり、蓋が、外側本体の背部の開口内に固定されている図6の注射器構造を示す図。

図8は、保持リングを針ホルダー上に密封、保持するためのタック溶接の態様を示す、2部分ヘッドの中心を通る長手方向切り抜き概要立面図。

好適実施例の詳細な説明

以下の説明において、類似の部品には、同じ番号が付されている。添え字をもつ部品は、同じ番号の部品が小変形していることを示す。図面は、発明の詳細を示すため顕著に拡大されているが、一般に、想定される実際寸法を反映している。示した部品は従来の注射器同様円形で対称形であることが好ましい。図面は、1~3ccの注射液容量の注射器構造を示す。

10

図1は番号10で総称して示す第1実施例の構造を示す。注射器10は、1体の中空外側本体12を有する。本体12は、細長いバレル14と、バレルとノーズとを連結する遷移領域18を備えたノーズ16とを有する長手方向に延びる壁を有する。ノーズ内に収容される前方搭載の引込み機構が番号20を付され、細長い針ホルダー22とバネ24との組合わせである。針ホルダーは、前部に針28を保持する針保持部26と、後部にヘッド30とをもつ細長い本体を有する。ヘッド30は、図1~図3に示す2部品ヘッド、または、図5~図7に示す1部品ヘッドから成る。針ホルダーは後記するように、プランジャを押すことにより解放される。

番号32で示すプランジャが、部分的にバレル14内に収容されている使用に具されている。プランジャは、総称して番号34で示した。外側本体12のバレル14の内部と滑動密封接触するヘッドおよび密封材を有する。プランジャは従来型式の密封要素36と引込み空洞38とを有する。

20

ヘッド34は、引込み空洞38内への開口41を形成するチップ部40を有する。柔軟な解放可能なストッパー42が、前部がチップ40を越えて延在して開口41内に密封的に位置されている。ヘッド部34とストッパー42の後部とがそれぞれ、開口41を密封する協働ランド44、46を有する。プランジャ32は、プランジャを親指で押す端部蓋48を有する。端部蓋48は引込み空洞38を後端において閉鎖する強制嵌入プラグ50を恒久的に受容する中央開口を有する。

複数個の長手方向に延びる溝(flu te)52が、プランジャ32をバレル14内に滑動可能に支持している。図1の実施例においては、外側本体12は指掛け56の後方に延びるカラー54を有し、該カラーは、プランジャが引込み位置に押されたとき、蓋48の周縁60を密接して受容する開口58を有する、代替構造が図4A、図4Bに示され、要すれば、指掛けが存在するバレルの背部の開口内に端部蓋48が密接嵌入するように、バレル14が長手方向に延ばされている。図4Bは、プランジャが引込み位置にある不正使用不能な位置を示す。バレルの内径と端部蓋の直径との関係に依存して、端部蓋がバレルの背部の開口内に正しく受容されることに注意を要する。端部蓋が外側本体とバレルとの背部においてどのような形態にあると、端部蓋48が開口内に押されているから、引込み後は、プランジャを把持することは不可能である。

30

外側本体12の壁と針ホルダーのヘッド30とは、針ホルダー22を図1の位置に、バネ24を圧縮された状態で保持する連帯滑動滑面を有している。ノーズ16はバレルに比し縮小された径を有する。外側本体は、針ホルダー22が係合され保持される最も収縮した部分を有している。外側本体は、ノーズ16が始まる遷移領域の最収縮部に、内向き面62を有する。同様に、ヘッド30は、引込み機構が後方からノーズ内に装着されたとき、針ホルダー22に保持力を加えるため、内向き面62と協働する外向き面64を有する。連帯面62、64は、ノーズ16を密封する引込み方向を向いた滑動インターフェースを構成している。好適には、連帯面62、64は、両者の間の摩擦により針ホルダー22を保持する干涉摩擦面である。協働インターフェース面の1個以上に対し、連帯面またはランドが互いに分離され、または、相互に移動されたとき、破壊または解放される被覆または接着剤を使用してもよい。

40

ヘッド30は、ヘッド34の下方の可変流体室68の下方境界を画定する。針ホルダー2

50

2は、ヘッド30の一部である小直径内側ヘッド72を有する。保持部材66が、引込み方向を向いた滑動インターフェース74に沿って内側ヘッド72に接合されている。保持部材66は、圧縮されたバネ24により内側ヘッド72の外側に加えられた引込み力を越える保持力を有して内側ヘッド72に接合されている。針ホルダー22の減少直径部27が、ノーズ16の前面76の開口を通り突出している。

保持部材66が、円形内側ヘッド72を取り囲む環状リングとして目視可能なことが重要である。保持部材66を、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部に位置させ、保持部材の比較的小さい面積を室68内の加圧流体に曝している結果として、高いブローアウト圧力が得られる。針ホルダーの前部26がノーズ16の前部76の内部で底支えされているため、針ホルダー22または針28が、圧力のため前方へ動かされることはない。ブローアウト圧力とは、保持部材の66の暴露面積に作用する室68内の圧力にして、保持力を越えるのに十分な力を生じさせ、保持部材66が前方へ動いて“ブローアウト”し、針ホルダー22を過早に解放する圧力として定義されよう。

強い手を有し、緊急の場合、注射中に6.8~8.2kgの力をプランジャに加え兼ねない使用者も存在しよう。8.2kg以上の力を加えることは、誰にとっても不可能と考えられる。これが、リング部材66が注射中にブローアウトしないため考慮すべき最大値と考えられる。可変室68の最大断面積と、流体圧力に曝される保持部材66の面積とは、ブローアウト圧力が、注射中蓋48に加わる最大予想親指力から生じると予想される室68内の最大圧力よりも高くなるように選択される。この比は、引込み機構を定位置に保持する保持力が、ブローアウト圧力を高い状態のままにおいて、充分低いレベルに維持されるように、好適には、約2対1、より好適には、約3対1またはそれ以上である。

解放可能なストッパー42も、類似のブローアウト問題を有する。ストッパー42の前部、中間部が開口41から僅かに解放され、室68内の流体圧力が協働ランドの断面積に作用して、ストッパー42をブローアウトさせる。摩擦保持力はランド44、46に生じる。この力は、引込み前に、ストッパー42を後方に滑動させるために、打ち勝たねばならぬ解放力となる。可変室68内部の最大断面積と、室68内の圧力に曝されるストッパー42の最大断面積との比は、注射中プランジャに加わる予想最大親指力による最大力が、ストッパーを解除するに要する解除力よりも僅かに小さく、従って、注射中にストッパー42がブローアウトすることがないように選ばれる。この比は、好適には、約2対1よりも小さくなく、より好適には、約3対1以上であり、その際、例えば、プランジャに加わる約8.2kgの力が、ストッパーにそれぞれ僅かに約4.1kgまたは2.7kgの圧力による力を生じさせるに過ぎず、従って、ストッパーが、注射サイクルの終わりに、引込みに先立って容易に解除され得るが、注射中はブローアウトすることがない。ストッパーは注射後、ストッパーに親指力を加え、プランジャを動かすことにより解除される。引込みに使用される成分は、引込み行程の間の力の累積を避けるように配置される。図1においてストッパー42は、先端40を越えて延びた前部延長部を有し、該延長部が、引込み機構の他の部分のいずれかが係合される前に、親指圧力の全てをストッパーに加えるようにしている。先端40を越える前部延長部の長さは、ランド44、46の長さに関連し、好適には、係合したランド長さの約80%になっている。ストッパー42が、図2に示すように、先端40と同一面となるまで後方へ動かされると、係合したランドの約20%だけが残る。図2においては親指力がプランジャ蓋48に加えられ、それにより、ギャップ78が生じ、残りの係合ランド領域が領域80として存在するようにストッパー42を部分的に移動させる。

摩擦保持力または解放力の量はほぼ、協働ランド44、46の間の滑動インターフェースの長さに比例すると考えられるから、ダイナミック効果を無視すれば、残りの力の量は、係合滑動インターフェース面積の減少と共に減少する。このことは、ストッパー42が、図1の位置から図2の位置へ、空洞38内へと逆行するとき何が起こるかが理解できる。図1の位置における初期解放力が約2.3kgであり、ストッパーまたはプラグ部材42が図2の位置に達したとき、約0.5kgに減少するように設定することが適当と考えられる。先端40と保持リング66の上面との間の接触により、室68の梯形状の領域(図

10

20

30

40

50

2) に流体が滞留しないように、先端40の前部に、長手方向に延びるスリットまたは孔を設けることが好ましい。

針ホルダー22とバネ24とは組合わされて、プランジャの組立て前にバレル後方から挿入され、協働する内向き外向き対向摩擦面62、64を、バネ24を圧縮しつつ滑動係合させることにより、ノーズが始まる遷移領域の最収縮部に解放可能に保持される。係合ランド64の長さ、インターフェース嵌合の量とは、バネの引込み力は約0.2kgに過ぎないであろうが、圧縮バネ24の引込み力に対抗する摩擦保持力が約2.3kgであるように設計することが好ましい。使用時、針は水薬瓶のゴムシールに対し押され、従って、針ホルダーは、充填操作時解除されることなく、後向きの力に抵抗しなければならない。この要求とブローアウト圧力とが、針ホルダーに対する保持力の下限を限定する。

10

再び図2において、図2の第2位置を越えてさらにプランジャを押すと、保持リング部材66が内側ヘッド72の外面により与えられる滑動インターフェース74に沿って、また、摩擦内向き面62に沿って解放する。残りの係合インターフェースの量が減少すると、保持部材66を針ホルダー22から離すように動かし続けるのに要する力が減少し、プランジャとストッパーのランド44、46の間の残りの小さい係合面積80が、好適に、針ホルダーが解放される前に、ストッパー42を解除する。プランジャを押し続けて、残り摩擦力が、圧縮バネ24による引込み力より小さくなると、図3の引込み位置に達し、引込みが起こる。

引込みが起こると、針ホルダー22が開口41を通り空洞38内へと動く。バネ24の非圧縮長さは、前部26に固定された注射針28を解放されたストッパー42と共に、外側本体12内に完全に引込むのに十分なだけ後方へ動かし得るように選ばれる。同時に、引込み後の不正使用を防止するため、蓋48がバレルの開口58内に入り込み、周縁60が緊密に閉じ込められる。引込みをトリIGGERするため親指力を加え続けることにより、動きは自動的に進行するから、蓋48が開口内へ動く時期が、引込みの瞬間であるか、引込みが起こった後であるかは重要ではない。摩擦内向き面62の非係合長さを充分長くし、保持部材66が充分な距離下方に動き、図3の引込み位置に達し得るようにしている。引込み後、好適には、保持部材66は固着されたままとし、保持部材を針ホルダー22のヘッドに再係合させるような危険を防止している。領域63におけるランド62の直径は、保持部材66がチップ40により下方へ押されたとき、保持部材66が解放されるように僅かに大きくしてもよい。

20

30

分離可能な保持部材66が、比較的小さい面積の“タック”溶接を用いて、針ホルダー22の内側ヘッド72に取り外し可能に接合される。この該溶接接合は、バネ24により針ホルダーに加わる引込み力には充分抵抗するが、プランジャを図2に示す位置を越えて押すことにより破壊または分離され、針ホルダーを解放し、引込みを起こさせるようにすることも本発明の概念内である。このことは図8に示してある。本図では、この変更部を明示するため焦点をあてて、ヘッド30aとして概略を示し、注射器本体12と針ホルダー22の一部を破断して示している。注射器の残り構造は図1~3に類似している。

図8において、内側ヘッド72aは、外向き面74aと、周辺回りに連続バンドまたは環状リングを形成して、ヘッド72aの外向き面74aから外側へ延びる、非常に小さい隆起部、または、水平平行に隔置された1連の隆起部73とを有する。隆起部は、針ホルダーの面74a上に配置される代わりに、保持部材66aの内面75上に配置されてもよい。針ホルダーのヘッドは円形であることが好ましいが、他の形状を選択し、保持部材に対応して整合するように形成することも考えられる。

40

内側ヘッド72aの内向き面75は、内側ヘッド72aの隆起部73と接触し、隆起部の間に、全周にわたり小さい隙間77が存在している。隆起部73が、保持部材66aを内側ヘッド72aに接合させており、上述したブローアウト圧力に抵抗し、バネ24から針ホルダーに加わる引込み力と、使用に先立って針を薬瓶のゴムシールに押し付けるときの追加の力とに対抗して、針ホルダーを所定位置に保持する架橋部と称される。架橋部は、隆起部73をリング66aの内面に“タック”溶接して形成しても、または、分離リング部材66と針ホルダーヘッド72aとを保持する他の形態の脆弱な架橋部を用いて形成し

50

てもよい。しかし、架橋部は、リング部材と内側ヘッドとの対向する面の間の密封材としても働き、圧力下の流体が、室 68 から隙間 77 を通り装置のノーズ部へと通過することを防止しなければならぬ。全ての流体は流体通路 70 を通らねばならぬ。

図 2 の位置に達したとき、ストッパー 42 がほぼ解除された後、プランジャのチップ 40 が保持リング 66a を押圧し、保持リング 66a を針ホルダー 22a の内側ヘッド 72a から接合解除することが分かる。架橋部において分離部品を連結しているタック溶接が破壊され、碎かれ、または他の態様で分離され、保持リング 66 を内側ヘッド 72a から分離し、針ホルダー 22a を拘束から解放する。このことと、バネ 24 の力とが、前述した図 3 に示すような引込みを起こさせる。

隆起部 73 の直径の増分は、架橋部を常に失敗なく製造し得る成型器具の能力に制約されて、約 0.03 ~ 0.20 mm の範囲内にあるべきものと考えられる。保持リングと針ホルダーとは、タック溶接を容易にするため違った重合体材料、例えば、保持リングには塩化ポリビニール (PVC)、針ホルダーにはポリカーボネイトを使用することが望ましいと思われる。これら 2 個の部品を接合する一つの方法は、それらを組み立て、約 120 °C の温度に 20 分程曝し、接触部に拡散または初期溶解を起こさせることである。隆起部は、保持部 66a の内向き面に接触する場所に高いユニット圧力を生じさせる。音波溶接も使用出来る。保持リングを針ホルダーに接合し、プランジャにより保持リングに力を加えることにより結合を解除し得る被覆材または接着材も本発明の概念内にある。

他の形式の注射器 82 が図 5 ~ 図 7 に開示されている。図 5 において、注射器 82 は、一体の中空外側本体 84 を有する。本体 84 は、遷移領域 90 を介して連結された細長いバレル 86 とノーズ 88 を備えた長手方向に延びる壁を有する。ノーズ 88 内に収容された前部搭載引込み機構が番号 92 で示されている。それは、細長い針ホルダー 94 とバネ 92 との組合わせである。針ホルダーは、前部に針 28 を保持する針保持部 100 と、後部にヘッド 102 とを有する細長いステムを有する。この場合、ヘッド 102 は針ホルダー 94 の残部と一体になった一部である。バネ 96 は引込み方向の引込み力をヘッド 102 の下面に作用させる。

番号 104 で示されたプランジャが、部分的にバレル 86 内に収容されている。プランジャ 104 は、外側本体 84 のバレル 86 の内面と滑動可能に密封状態で接触するヘッド部 106 を有する。独立の密封材がヘッド 106 上に使用されることもあるが、本例は 1cc 注射器のような小直径に適しており、ヘッド 106 が密封材の役も果している。引込み空洞 108 が、中空プランジャ 104 内に設けられている。ヘッド 106 は、開口 112 を備えたチップ部 110 を有し、該開口を通り、解放可能なストッパー 114 の前部がチップ 110 を越えて延びている。ヘッド 106 は内向きランド 116 を有し、ストッパー 114 の後部は、開口 112 を密封する協働摩擦面を有する外向きランド 118 を有する。外側本体 84 の後部は指掛け 120 を有し、上述したものと同一カラー 54 と端部蓋 48 とを有する。図 4A、図 4B に示す他の構造も使用される。

チップ 110 の外側部は、遷移領域 90 の近くに位置する小さいランプ面 124 と協働するように設計された角度面 122 を形成されている。外側本体 84 の壁と針ホルダーのヘッド 102 とは、針ホルダー 102 を、図 5 に示すバネ 96 が圧縮された位置に摩擦保持する連携協働摩擦面を有する。ノーズ 88 の直径はバレル 86 の直径より小さい。外側本体は最収縮部において、針ホルダー 94 のヘッド 102 と摩擦係合する。外側本体は、ノーズ 88 が始まる遷移領域の最収縮部に内向き面またはランド 126 を有する。同様に、ヘッド 102 は、引込み機構が後方からノーズ内に装着されたとき、針ホルダー 94 に対する摩擦保持力を形成するため、内向き面 126 と協働するように形成された摩擦外向き面 128 を有する。

連帯面 126、128 が引込み方向に向いた滑動インターフェースを構成し、ノーズ 88 を密封している。連帯面 126、128 は、針ホルダー 94 が後方から装着されたとき、滑動阻止嵌合を形成する滑らかな摩擦面であることが好ましく、摩擦保持力が針ホルダー 94 を、ランド 126 と針ホルダー 94 のヘッド 102 との間の摩擦により、その位置に保持する。かかる面の一方または双方が、連帯面が針ホルダーを解放するために分離され

10

20

30

40

50

るとき破壊される被覆または接着剤を有することも本発明の概念内である。

ヘッド106は、ヘッド106下方の可変流体室130の上方境界を形成している。針ホルダー94は、室130と針28とに流体連通する流体通路132を有する。針ホルダー94は、圧縮されたバネ96の端部によりヘッド102の下面に加えられる引込み力を越える保持力を有して、ランド126、128の面に解放可能に接合されている。針ホルダー94の減少直径部134が、ノーズ88の前部136内の開口を通り突出している。ブローアウト圧力は前記代替実施例における針ホルダーに関しては要因ではない。針ホルダーの前部100は、ノーズ88の前部136に底づけされているから、どんな量の圧力でも針ホルダー94または針28を前方に動かすことはない。

ブローアウト圧力は、ストッパー114に関連してなお考慮すべき要因である。ブローアウト圧力とは、蓋48に加わる親指力により生じ、ストッパー114の断面面積に作用し、保持力に打ち勝ってストッパー114を開口112から過早に解除させる、室130内の圧力である。可変室130内部の最大断面面積のと、室130内に圧力に曝されるストッパー142の最大断面面積との比と、ストッパー144を解除するに要する解除力とは、注射中にプランジャ104に加わると予想される最大親指力が、ストッパーをブローアウトさせることがないように選ばれる。それでもなお、ストッパーは、注射が終わった後、ストッパー114の前部が引込み機構と接触したとき、プランジャに加わる解除力により解除されよう。前述した比は、約2対1よりも小さくなく、より好適には、約3対1またはそれ以上であることが好ましく、その際、例えば、約8.2kgの力がプランジャに加得られたとき、それぞれ、4.1kgまたは2.7kgの力がストッパーに加わるに過ぎず、従って、ストッパーは、注射終了時の引込みに先立って容易に解除されるが、注射中にブローアウトすることはない。より小さい直径のストッパーが、注射サイクル中に使用される親指力が、直接力を加えることにより実際ストッパーを撤去するのに必要な力に比較して、2倍または3倍であることを許容している。

図5～図7を参照して、前記代替実施例の操作、特徴を説明する。注射器は、プランジャが、注射サイクルの終わりである図5の第1位置へ押されるまでは、通常の態様で使用される。ストッパー114は、流体通路132を遮断するため、針ホルダー94のヘッド102と接触する前方端部を有する。プランジャ104を図6の位置へさらに押すと、ストッパー114が殆ど、または、完全に解除され、ヘッド部106とランプ124との間を滑動接触させることにより、バレルを遷移領域において揚げ始める。ランプ124は、バレル86の壁の内側へ延びる非常に小さい環状厚みであり、種々の形状をとり得る。例えば、ランプ124は、図5に拡大して破線で示したように、垂直下方へ連続する、壁内の小さい段差125であってもよい。

バレルは柔軟であり、引込み直前に、図6に示す位置へ僅かに外側へ上げられる。このとき、連帯面126、128が、針ホルダー94に対する締め付け力減少させる量だけ分離される。図6に示す拡がりは、説明のため誇張されている。僅か約0.1mmの拡張が、針ホルダー94をノーズ88から解放するのに充分であると推定される。プランジャを図6の位置から図7の引込み位置へとさらに少し押すと、バネ96の引込み力が、針ホルダー上の残存保持力を越えると引込みが始まる。かくて、針ホルダー94がバネの一部と共に、開口112を通り空洞108内へ動く。非圧縮バネの長さは、前部94に固定された注射針28を、解除されたストッパー114と共に引込むのに十分な後ろ向き運動を与えるように設計される。同時に、蓋42がバレル延長部54の背部の開口138内に入り、そこで、引込み後の不正使用を防止するため、蓋周縁が密接に閉じ込められる。

ランプ124の位置、形状は、引込み手順中の力の累積を避けるように構成される。ストッパー114の大部分が、角度付き面122がランプ124を外側へ押し初め、抵抗が顕著になる前に、プランジャへの親指圧力により解除される。ランプ24の位置と、係合面の角度と適切に選定すれば、プランジャとストッパーとの間の滑動インターフェース面積116、118が直線的に減少するに従い、駆逐力は連続的に減少するのであるから、相当円滑な連続力を構成することが可能である。ランプ124は比較的小さいから、段差付き中子を、外側本体84の後方から除去することが可能である。代わりに、ランプ124

10

20

30

40

50

は、中子の除去に対する抵抗を起こさせ兼ねない再入角を避けた小直径段差 125 であってもよい。引込み後には、プランジャの背部はアクセス不能であり、ストッパーまたは針ホルダーを再使用のため再装着すべく、ストッパーや針ホルダーにアクセスする方法はない。

ここに開示した改良された組み合わせは、操作上の多くの利点を有する。両実施例におけるストッパーの直径、第 1 実施例における滑動保持リングの直径の、流体室の断面直径に対する関係が、高いブローアウト圧力に耐える注射針を製作することを可能にしている。注射中加圧流体に曝される有効面積を最小にすることにより、注射器は、注射中の約 6 . 8 k g ~ 8 . 2 k g の注射親指力に耐え、同時に、一旦注射液が注射された後には、プランジャへの 2 . 3 ~ 2 . 7 k g 程度の小さい力によって引込められる。流体が注射され終わると、引込み機構を同時に操作するに必要な力の累積が避けられる。先ずストッパーが後方へ動かされ、つぎに、針ホルダーが解放される。ノーズが始まる遷移領域の近くにおいて、注射器の直径を縮小することにより、針ホルダーが小さくなり、小さいストッパーと共に、中空プランジャの引込み空洞内への小さい開口を通ることが可能になる。

注射器を充填するには、引っ張って真空にすることが必要である。場合によっては、リング部材または針ホルダーが注射器の前部ノーズを密封する必要がある、さもないと、真空が消失し、流体がバネ領域に入り、前部から漏れ出ることがある。中空外側本体と注射器プランジャとは、注射器に使用される、ある程度柔軟性のある従来のプラスチック材料から作られることが好ましい。針ホルダーのヘッドとバレルとの間の、また、ストッパーとプラスチックのヘッドとの間の連帯対向面の直径の公差は、確実な保持力と解除力とを維持するためには、重要ではない。これは、干渉嵌合が増大すれば、摩擦保持力がある程度増加するが、そのとき、周囲の壁が僅かな量拡大しされ、または、内部部品が僅かの量圧縮され、保持部材またはプラグ部材を引込み方向に動かすに必要な長手方向力が、対応して増加することはないと考えられるからである。部品製作上、コストと品質とに関して利点のある自己修正機構が望ましい。プラスチック製保持部材が使用可能であり、同じ自己限定保持力が得られると考えられる。

最良の態様においては、ストッパーとリング部材とは、ミズリ州セントルックスの Advanced Elastomer System, 540

Maryville Centra Drive, から、商標名

Santoprene で販売されている番号 181-55 を付された熱可塑性プラスチックゴム材料から作られることが好ましい。ショア A デュロメータ・スケールで約 55 の硬度特性が、圧縮に対する適切な抵抗、大抵の流体と接触したとき膨脹することのない流体抵抗、摩擦、密封特性が温度に敏感でない環境安定性、良好な経年特性、許容方法による殺菌後の優れた特性、等を与えられている。プランジャのヘッド回りの密封は従来と同様である。

部品は数が少なく、量産容易である。代替実施例は、不正使用不能な引込み式注射器の独立部品の数が最も少ない。プランジャは、遷移領域と細いノーズ部とを備えた 1 体中空外側本体を有する。内径は、後方から引抜き可能な非破壊中子の回りに成型するため、前から後ろへ直径が大きくなる段差を付けられている。同じことがプランジャに関しても言える。

組立ては非常に簡単であり、高速機械化装置を用いて実行可能である。針ホルダーとバネとは、針を取り付けずに、バレルの後方から装着される。第 1 実施例では、保持部材は、針ホルダーの内側ヘッドを越えて強制挿入され、組立体は圧縮されないバネと共に前方に押され、バネを圧縮しつつ、協働する内向き、外向き対向面の滑動係合により保持される。針ホルダーの前部がノーズの開口を通過し、それにより、従来の方法により針を前方から装着することが容易になっている。代替実施例は、針ホルダーのヘッド回りに独立の保持部材が存在しないことを除いては、同じ方法で装着される。

細いノーズは、機械化組立てに関して顕著な利点をもつ。ノーズは、バネと針ホルダーとの組み合わせを密接に閉じ込める細長い内部空洞を画定する壁を有する。装着時、この空洞は、針ホルダーと非圧縮バネとをバネ圧縮状態へと導く案内の役をする。これが組立て

10

20

30

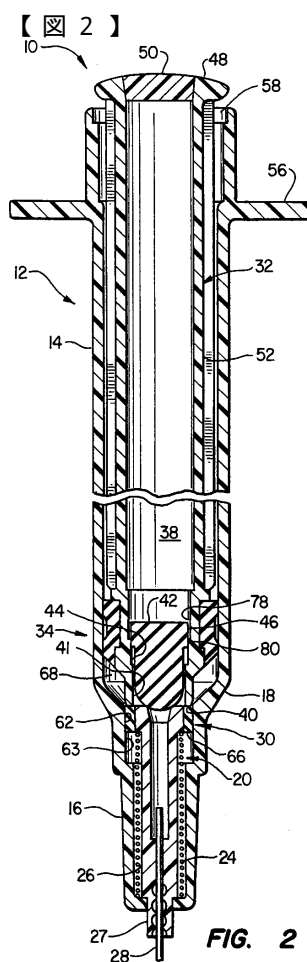
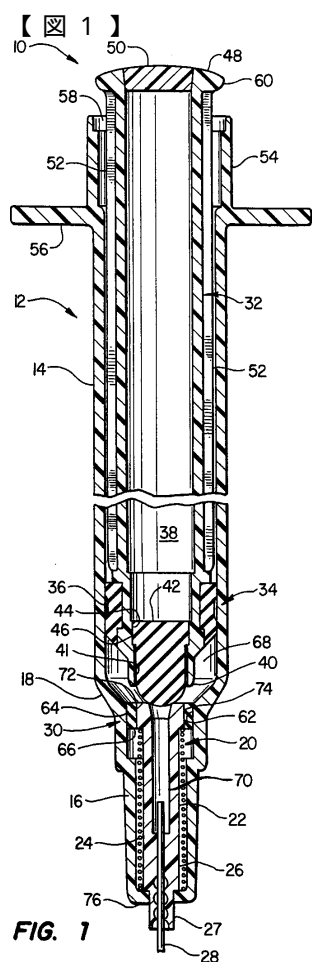
40

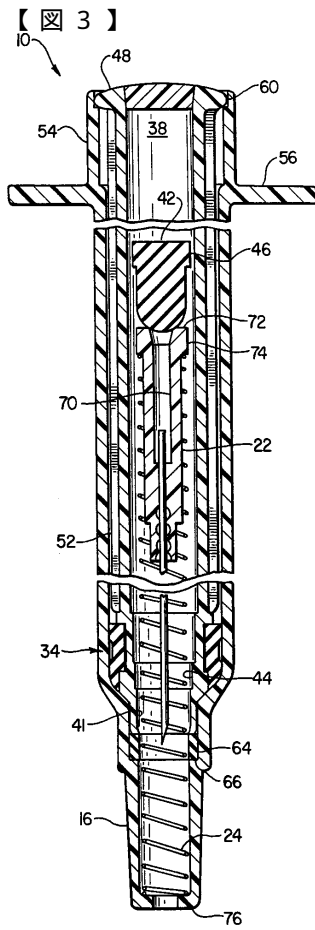
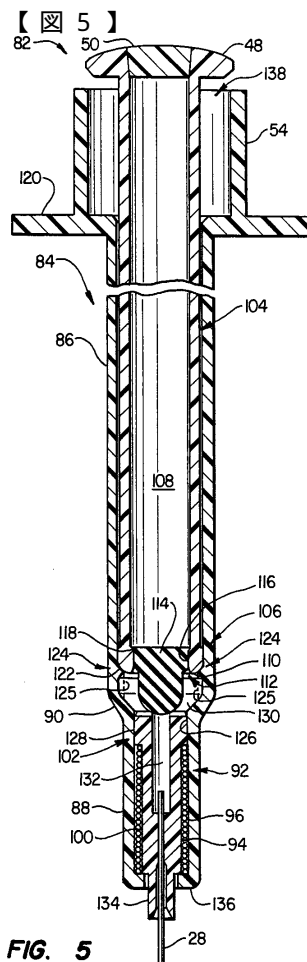
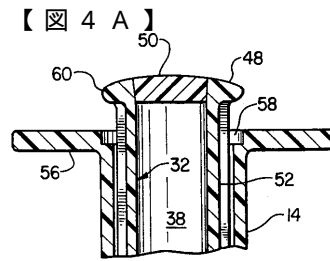
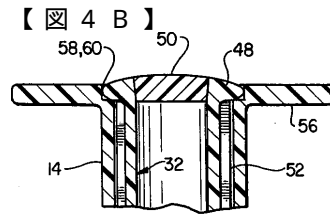
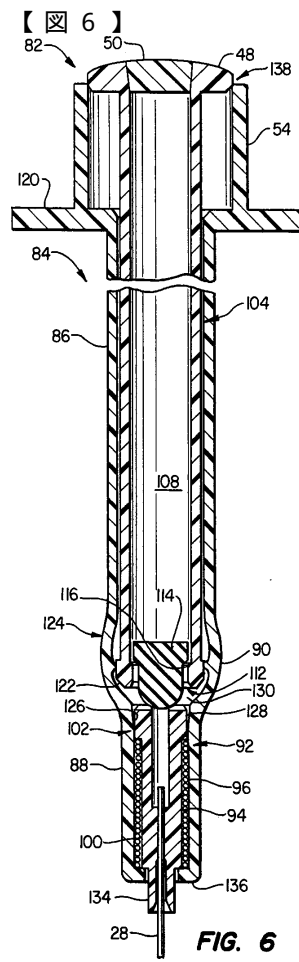
50

上の重要な問題を解決する。ノーズ内のパネ回りに大きい横方向空間が存在すると、非圧縮パネが圧縮されるとき、横方向に不安定な柱になり、パネが横方向に撓み、襞を作って詰まる。保持部材 6 6 の直下のスロットの底の縁を丸めれば、パネ端部の挿入はさらに容易になる。

ストッパーもまた、ブランジャの後方から、協働ランドが滑動係合するまで、ストッパーを前方へ押すことにより装着出来る。その際、プラグ部材50が、ブランジャ背部の開口内に強制嵌合または他の方法で固定され、ブランジャが外側本体内に装着される。鋭利な針を、僅かな非整列が故障を起こし兼ねない狭い開口をもつ細長い本体内を通過させる必要はない。針ホルダーのヘッドは保持装置として働くと同時に、密封材として働き、ノーズのチップにおける密封は不要となり、独立部品の超音波溶接も不要である。

如何なる種類の内部締結歯も使用の必要がない。引込み機構を保持し、また、引込み後、プランジャを締結する締結歯は必要ない。締結歯は、成型、品質管理上の困難な問題を提起し、温度に敏感になり、バレルの直径を増大させ、過早のブローアウトの問題を増大させる傾向がある。保持リングを針ホルダーから分離し、ストッパーを解除することによる再使用不能性に加えて、プランジャが、引込み後、外側本体の背部の開口内に押し込まれるから、プランジャへのアクセスは不可能である。この追加の不正使用不能性は、何かを鉤止めしたり、擦じったりする必要なく、1体の本体内に準備できる。引込み空洞の背部に強制嵌合された、製造、装着容易なプラグが、引込み成分に対するアクセスを不可能にしている。連邦政府は、35 U.S.C., 203 項により本発明に権利を有する。連邦政府は本発明に、非独占的な、委譲不能な、変更不能な、払い込み済の、本発明に対する特許権を有する。



**FIG. 3****FIG. 5****FIG. 4A****FIG. 4B****FIG. 6**

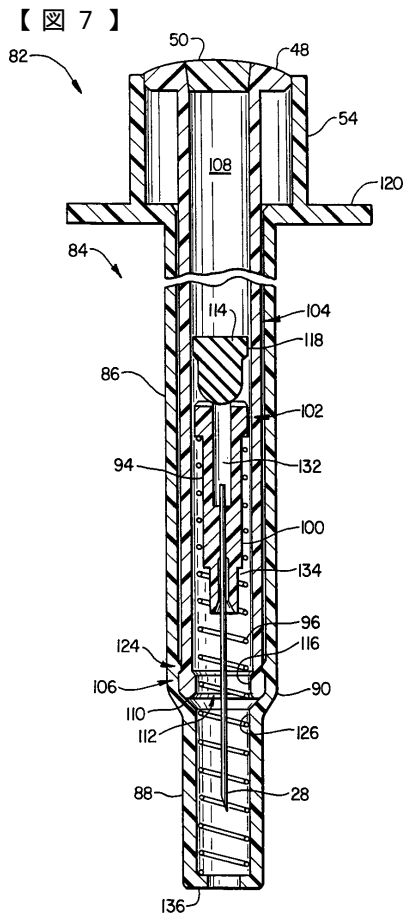


FIG. 7

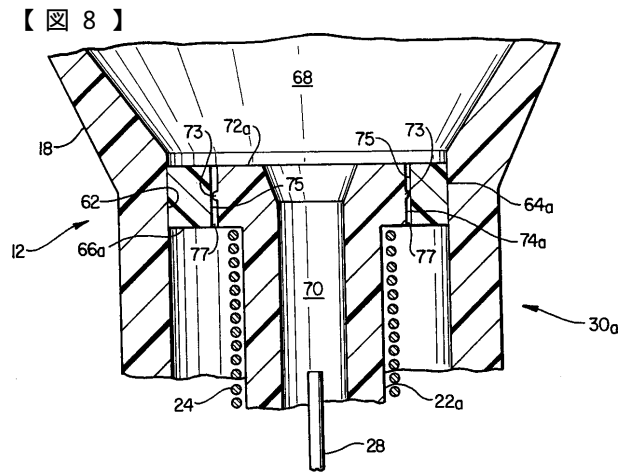


FIG. 8

フロントページの続き

審査官 中田 誠二郎

(56)参考文献 特表平06-508768(JP,A)
特表平02-504114(JP,A)
国際公開第95/011713(WO,A1)
米国特許第05049133(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 5/32