

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4740847号
(P4740847)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 M 5/315 (2006.01) A 6 1 M 5/315

請求項の数 31 (全 41 頁)

(21) 出願番号	特願2006-522219 (P2006-522219)	(73) 特許権者	300049958
(86) (22) 出願日	平成16年7月23日(2004.7.23)		バイエル・シエーリング・ファーマ アク チエンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2007-500561 (P2007-500561A)		ドイツ連邦共和国 デー-1 3 3 5 3 ベ ルリン ミューラーシュトラッセ 1 7 8
(43) 公表日	平成19年1月18日(2007.1.18)	(74) 代理人	100080816
(86) 国際出願番号	PCT/DE2004/001649		弁理士 加藤 朝道
(87) 国際公開番号	W02005/011780	(74) 代理人	100098648
(87) 国際公開日	平成17年2月10日(2005.2.10)		弁理士 内田 潔人
審査請求日	平成19年3月26日(2007.3.26)	(74) 代理人	100116528
(31) 優先権主張番号	20311996.7		弁理士 三宅 俊男
(32) 優先日	平成15年8月1日(2003.8.1)	(72) 発明者	ヴェーバー、ヴィルフリート
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		ドイツ連邦共和国 7 2 2 9 6 ショプフ ロッホ アム シュトユックレスベルク 1 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 注入装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

注射器用の注入装置であって、注射器本体と、針を備えるカニューレと、ピストンロッドを備えるピストンと、少なくとも1つの操作エレメント(120, 220, 320)と、注射器本体(101, 201, 301)を保持するための案内装置と、該案内装置に対してスライド可能であり、前記ピストンロッドをスライドするためのプランジャ(150, 250, 350)とを有する注入装置において、

前記操作エレメントの1つの方向における直進運動によって、穿刺行程(H1)の間に注射器本体(101, 201, 301)が近位方向にスライドされ、注入行程(H2)の間にピストンロッドが近位方向にスライドされ、かつ、復帰行程(H3)の間に注射器本体(101, 201, 301)が遠位方向にスライドされるよう順次連続する穿刺行程(H1)、注入行程(H2)および復帰行程(H3)が実行されると共に、該操作エレメントによって、穿刺行程(H1)の際には案内装置及びプランジャ(150, 250, 350)が共通に力の作用を受け、注入行程(H2)の際にはプランジャ(150, 250, 350)だけが力の作用を受け、

案内装置は注射器(100, 200, 300, 400)が固定される、スライド可能な注射器収容部(140, 240, 340)を有し、

該注射器はプランジャ(150, 250, 350)と解除可能に結合されており、かつ注入キャリッジの一部であり、該注入キャリッジは注射器収容部とプランジャにより形成され、

10

20

走行距離に関し穿刺行程（H1）に実質的に相当する復帰行程（H3）を実行するために、操作エレメント（120, 220, 320, 420）が、別のキャリッジ（114A, 260, 323, 423）の中間介在の下に、係止エレメントおよび連結エレメントによって所定の位置かつ所定の方向で注入キャリッジに力を作用する、
ことを特徴とする注入装置。

【請求項2】

請求項1記載の注入装置において、操作エレメントは、ケーシング（110, 210）内で注入キャリッジに対して平行に案内される押し出しロッド（120, 220）であり、該押し出しロッドのケーシング（110, 210）への押し込みによって復帰行程（H3）を実行するための構成部材も操作される注入装置。

10

【請求項3】

請求項2記載の注入装置において、復帰行程（H3）を実行するための構成部材は、注入キャリッジ（140, 150）および押し出しロッド（120）に係合する少なくとも1つの歯車（113）を有し、

該歯車はケーシング（110）内をスライド可能な別のキャリッジ（114A）に支承（軸支）されており、

前記歯車（113）はロックエレメントと共働し、

前記ロックエレメントは前記歯車（113）を、穿刺行程（H1）と注入行程（H2）が実行されるときにロックし、その後、当該歯車を解放し、

これにより押し出しロッド（120）の直進運動によって、注入キャリッジ（140, 150）を遠位方向にスライドするための復帰行程（H3）が実行される、注入装置。

20

【請求項4】

請求項3記載の注入装置において、押し出しロッド（120）の直進運動によって復帰行程（H3）が実行されるために、少なくとも2つの歯車（113A, 113B）が別のキャリッジ（114A）に設けられている注入装置。

【請求項5】

請求項3記載の注入装置において、ロックエレメントは、別のキャリッジ（114A）に配された直進的にスライド可能なロック爪（114）であり、該ロック爪はロック位置で歯車（113）の歯に係合する注入装置。

【請求項6】

請求項3記載の注入装置において、ロックエレメントは旋回レバー（114B）であり、該旋回レバーはロック位置で押し出しロッド（120）の歯部に係合する注入装置。

30

【請求項7】

請求項2記載の注入装置において、注射器収容部（140）とプランジャ（150）との結合は2つのリンクブロック（145A, 145B）によって行われ、

当該リンクブロックは、注射器収容部（140）とケーシング（110）とを、および注射器収容部（140）とプランジャ（140）とを解除可能に形状結合する注入装置。

【請求項8】

請求項2記載の注入装置において、注射器収容部（140）とプランジャ（150）との連結は、同様に別のキャリッジ（114A）内に保持された更なる別の歯車（113C）によって行われ、

該歯車は穿刺行程（H1）の間、ブロックされる注入装置。

40

【請求項9】

請求項2記載の注入装置において、復帰行程（H3）を実行するための構成部材は、少なくとも1つのバネエレメント（261A, 261B）をエネルギー蓄積器として有し、

該バネエレメントは注入の前に押し出しロッド（220）によってプリロードされ（以下「蓄勢行程」という。）、注入行程（H2）後に、復帰行程（H3）を実行するための復帰キャリッジ（260）を急激に押圧するために解除され、

該復帰キャリッジは注入キャリッジと解除可能に結合されており、かつ注射器収容部（240）に当接している注入装置。

50

【請求項 10】

請求項 2 記載の注入装置において、押し出しロッド (220) には回転可能に支承された制御レバー (221) が設けられており、

該制御レバーの一方の端面は、蓄勢行程が完了するときに注入キャリッジ (240, 250) に係合する注入装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の注入装置において、穿刺行程 (H1) から注入行程 (H2) への移行時に制御レバー (221) の回転によって注射器収容部 (240) とプランジャ (250) との連結が解除される注入装置。

【請求項 12】

請求項 9 記載の注入装置において、復帰キャリッジ (260) は舌片状の係止エレメント (262A, 262B) を有し、

該係止エレメントは注入行程 (H2) 後に押し出しロッド (220) の切欠部 (226A, 226B) に係合し、復帰行程 (H3) が実行可能になる注入装置。

【請求項 13】

請求項 1 記載の注入装置において、操作エレメントはロード引っ張りバー (320) とトリガ機構 (370) とを有し、

前記ロード引っ張りバーはケーシング (310) から引き出される際に、エネルギー蓄積器としての少なくとも 1 つの前送りバネ (324) を予蓄勢し、

前記トリガ機構 (370) は作動された後、前送りバネ (324) により付勢される注入キャリッジ (340, 350) を、穿刺行程 (H1)、注入行程 (H2) および復帰行程 (H3) を自動的に実行するため前送りキャリッジ (323) を介して解放する注入装置。

【請求項 14】

請求項 13 記載の注入装置において、ロード引っ張りバー (320) は、ケーシング (310) から引き出された後、エネルギー蓄積器としての少なくとも 1 つの復帰バネ (325) を、該ロード引っ張りバー (320) の自動復帰のために予蓄勢する注入装置。

【請求項 15】

請求項 13 記載の注入装置において、前送りバネ (324) と復帰バネ (325) はロールバネである注入装置。

【請求項 16】

請求項 14 記載の注入装置において、トリガ機構 (370) は少なくとも 1 つの安全エレメント (371) と結合しており、

該安全エレメントは、特に注入装置が穿刺個所に当てられた場合だけ解除 (トリガ) を許可する注入装置。

【請求項 17】

請求項 13 記載の注入装置において、ロード引っ張りバー (320)、前送りバネ (324, 325)、注入キャリッジ (340, 350) および前送りキャリッジ (323) は、収容フレーム (312) 内を相互に平行にスライド可能に保持されている注入装置。

【請求項 18】

請求項 1 から 17 までのいずれか一項記載の注入装置において、とりわけ穿刺行程 (H1)、注入行程 (H2) および復帰行程 (H3) の順次連続する経過を制御するために、相互に形状結合及び/又は力結合にもたすことができ、かつ当該形状結合及び/又は力結合から解除することのできる制御エレメントが、とりわけ操作エレメント (120, 220, 320)、注射器収容部 (140, 240, 340)、プランジャ (150, 250, 350) およびケーシング (110, 210) または収容フレーム (312) に設けられている注入装置。

【請求項 19】

請求項 18 記載の注入装置において、制御エレメントは弾性部分、係止ノッチ、摺動面および切欠きを有する注入装置。

10

20

30

40

50

【請求項 2 0】

請求項 1 3 記載の注入装置において、前送りバネ (4 2 4) を予蓄勢するためにロード引っぱりワイヤは、ロード引っぱりワイヤ (4 2 0) によって置換され、

該引っぱりワイヤの一方の端部は、ケーシング (4 1 0) の端面にグリップ (4 2 0 B) を有し、

該ケーシングは前送りバネ (4 2 4) と接続した連行片 (4 2 0 A) を有し、

該連行片は前送りキャリッジ (4 2 3) に、前記グリップ (4 2 0 B) の引き出しの際に係合する注入装置。

【請求項 2 1】

請求項 1 4 または 2 0 記載の注入装置において、復帰バネ (4 2 5) の予蓄勢は同様にグリップ (4 2 0 B) とロード引っぱりワイヤ (4 2 0) により行われ、

これによりロード引っぱりワイヤ (4 2 0) はケーシング (4 1 0) 内に、該ケーシング (4 1 0) にあるグリップ (4 2 0 B) に当接するまで引っぱりられる注入装置。

【請求項 2 2】

請求項 2 0 または 2 1 記載の注入装置において、前送りバネ (4 2 4) と復帰バネ (4 2 5) は螺旋ばねとして構成されており、

当該バネの一方の端部は、ケーシング (4 1 0) 内に保持されたフレームに固定されており、

当該バネの他方の端部は、直接またはキャリア (4 2 0 A) を介してロード引っぱりワイヤ (4 2 0) と接続されている注入装置。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 記載の注入装置において、ロード引っぱりワイヤ (4 2 0) の他方の端部は、ケーシング内に保持された収容フレーム (4 1 2) と接続しており、かつ少なくとも 1 つの引っぱりローラ (4 2 0 D) を介して案内され、

該引っぱりローラの軸には復帰バネ (4 2 5) の他方の端部が保持されている注入装置。

【請求項 2 4】

請求項 2 3 記載の注入装置において、前送りバネ (4 2 4) は収容フレーム (4 1 2) と、引っぱりワイヤ (4 2 4 B) を介して接続されており、

該引っぱりワイヤは少なくとも 1 つの引っぱりローラ (4 2 4 D) を介して案内され、
該引っぱりローラの軸には前送りバネ (4 2 4) の他方の端部が保持されている注入装置。

【請求項 2 5】

請求項 1 記載の注入装置において、操作エレメントおよび/または注入キャリッジ (4 4 0 , 4 5 0) には減衰ユニット (4 9 2) が配属されている注入装置。

【請求項 2 6】

請求項 1 記載の注入装置において、さらなる構成部材 (複数) が設けられており、該さらなる構成部材は注入過程の終了後、復帰行程 (H 3) が開始するまでの時間遅延 (T V) を生じさせる注入装置。

【請求項 2 7】

請求項 2 6 記載の注入装置において、前記さらなる構成部材は、プランジャ (4 5 0) と前送りキャリッジ (4 2 3) との間の力結合を、前送りキャリッジ (4 2 3) が前記時間遅延 (T V) の間、さらに運動する際に中止する注入装置。

【請求項 2 8】

請求項 2 7 記載の注入装置において、時間遅延 (T V) の持続時間が調整可能である注入装置。

【請求項 2 9】

請求項 1 記載の注入装置において、容積アダプタ (4 1 0) がプランジャ (4 5 0) に装備可能であり、

該容積アダプタは注入行程 (H 2) を規定し、もって注入行程 (H 2) 中において医薬

10

20

30

40

50

の量を規定する注入装置。

【請求項 30】

請求項 13, 20 または 26 記載の注入装置において、キャリッジ (414, 515) に支承された歯車ペア (413, 513) の少なくとも 2 つの歯車が、キャリッジ (414, 514) の直進運動と前送りキャリッジ (423) の直進運動との間の変速ないし減速のために設けられており、

該前送りキャリッジには少なくとも 1 つのパネエレメントが、行程 (H1, H2, H3) を実行し、かつ時間遅延 (TV) を形成するために係合する注入装置。

【請求項 31】

請求項 30 記載の注入装置において、前送りパネ (423) は歯付きベルト (523) により形成されている注入装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、注射器用の注入装置に関し、とりわけ、注射器本体と、針を備えるカニューレと、ピストンロッドを備えるピストンと、少なくとも 1 つの操作エレメントと、注射器本体を保持するための案内装置と、該案内装置に対してスライド可能であり、前記ピストンロッドをスライドするためのプランジャとを有する注入装置に関する。

【背景技術】

【0002】

装着された注射器を位置決めして、問題なしに皮膚に所要の深さまで穿刺し、薬品を注入することができ、その際に注射器を直接、手により操作することのない注入（注射）装置は多数が公知である。いずれの場合でもこのような注入装置は、注入が確実であり、取り扱いが快適であるように改善することを目的とし、これによりすべての患者が恒久的に正しい指導がなくても、しばしば毎日、または日に数回必要な注射を自分で行うことができるようにする。このことはまた費用の格段の節約にもなる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

例えば EP 1 233 801 から、快適性と確実性を向上させるために、注射器の針の穿刺が自動的順序で実行される注入装置が公知である。注入の終了後に注入装置は患者によって、針を穿刺箇所から引き出すために離れるように運動されなければならない。このことは針による損傷を回避するため、皮膚表面に対してできるだけ垂直に、かつ安定した手により行われなければならない。このことは公知の装置では保証されていないばかりか、極端な場合には、注射器に対して格段に大きな注入装置の自重のため針の確実な取り出しがさらに困難となる。

【特許文献 1】EP 1 233 801

【0004】

本発明の課題は、注入後の注入装置の取り扱いをより容易にかつより安全に構成することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の課題を解決するために、本発明の一視点により、注射器用の注入装置であって、注射器本体と、針を備えるカニューレと、ピストンロッドを備えるピストンと、少なくとも 1 つの操作エレメントと、注射器本体を保持するための案内装置と、該案内装置に対してスライド可能であり、前記ピストンロッドをスライドするためのプランジャとを有する注入装置が提供される。この注入装置において、

前記操作エレメントの 1 つの方向における直進運動によって、穿刺行程の間に注射器本体が近位方向にスライドされ、注入行程の間にピストンロッドが近位方向にスライドされ、かつ、復帰行程の間に注射器本体が遠位方向にスライドされるよう順次連続する穿刺行

10

20

30

40

50

程、注入行程および復帰行程が実行されると共に、該操作エレメントによって、穿刺行程の際には案内装置及びプランジャが共通に力の作用を受け、注入行程の際にはプランジャだけが力の作用を受け、

案内装置は注射器が固定される、スライド可能な注射器収容部を有し、
該注射器はプランジャと解除可能に結合されており、かつ注入キャリッジの一部であり、該注入キャリッジは注射器収容部とプランジャにより形成され、

走行距離に関し穿刺行程に実質的に相当する復帰行程を実行するために、操作エレメントが、別のキャリッジの中間介在の下に、係止エレメントおよび連結エレメントによって所定の位置かつ所定の方向で注入キャリッジに力を作用することを特徴とする（形態１・基本構成）。

【発明の効果】

【０００６】

本発明の独立請求項１により、上記課題に対応する効果が達成される。即ち、本発明の注入装置は、注入後、より容易かつより安全に取り扱うことができる。

更に、各従属請求項により、付加的な効果が夫々達成される。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００７】

本発明の注入装置では単一方向に線形に運動することによって、針を所定の深さまで穿刺し、医薬品を注入し、完全に注入した後、復帰行程を形成し、この復帰行程が針をケーシングに引き戻し、これにより穿刺個所から引き出されるように作用する。線形運動のための駆動力は手動で直接的に、または力蓄積器を中間接続して形成することができる。

【０００８】

復帰行程の終了時には信号音を形成することができる。この信号音の後に、患者は注入装置全体を特別の注意または気配りなしに注入個所から取り外すことができる。なぜなら針は穿刺個所から引き出されているからである。

【０００９】

針は、注入の終了後に注入装置から突出しておらず、従って注入後の注入装置の取り扱いの際に損傷の危険性も存在しない。

【００１０】

注射器の装着後に保護キャップが取り外され、注射器の取り外しの前に保護キャップが再び装着されれば、患者は注入の前でも後でも針を見ることがない。このことは注入装置の取り扱いを、とりわけいわゆる「針恐怖症」に悩んでいる患者に対して容易にする。

【００１１】

ここに、本発明の注入装置の好ましい実施の形態を示すが、形態２～３は従属請求項の対象でもある。

（形態１） 上記基本構成参照。

（形態２） 上記形態１の注入装置において、操作エレメントは、ケーシング内で注入キャリッジに対して平行に案内される押し出しロッドであり、該押し出しロッドのケーシングへの押し込みによって復帰行程を実行するための構成部材も操作（および／またはアクティベート）されることが好ましい。

（形態３） 上記形態２の注入装置において、復帰行程を実行するための構成部材は、注入キャリッジおよび押し出しロッドに係合する少なくとも１つの歯車を有し、該歯車はケーシング内をスライド可能な別のキャリッジに支承（軸支）されており、前記歯車はロックエレメントと共働し、前記ロックエレメントは前記歯車を、穿刺行程と注入行程が実行されるときにロックし、その後、当該歯車を解放し、これにより押し出しロッドの直進運動（線形運動）によって、注入キャリッジを遠位方向にスライドするための復帰行程が実行されることが好ましい。

（形態４） 上記形態３の注入装置において、押し出しロッドの直進運動（線形運動）によって復帰行程が実行されるために、少なくとも２つの歯車が別のキャリッジに設けられていることが好ましい。

10

20

30

40

50

(形態5) 上記形態3の注入装置において、ロックエレメントは、別のキャリッジに配された直進的に(線形に)スライド可能なロック爪であり、該ロック爪はロック位置で歯車の歯に係合することが好ましい。

(形態6) 上記形態3の注入装置において、ロックエレメントは旋回レバーであり、該旋回レバーはロック位置で押し出しロッドの歯部に係合することが好ましい。

(形態7) 上記形態2の注入装置において、注射器収容部とプランジャとの結合は2つのリンクブロックによって行われ、当該リンクブロックは、注射器収容部とケーシングとを、および注射器収容部とプランジャとを解除可能に形状結合することが好ましい。

(形態8) 上記形態2の注入装置において、注射器収容部とプランジャとの連結は、同様に別のキャリッジ内に保持された更なる別の歯車によって行われ、該歯車は穿刺行程の間、ブロックされることが好ましい。

10

(形態9) 上記形態2の注入装置において、復帰行程を実行するための構成部材は、少なくとも1つのバネエレメントをエネルギー蓄積器として有し、該バネエレメントは注入の前に押し出しロッドによってプリロードされ(蓄勢行程)、注入行程後に、復帰行程を実行するための復帰キャリッジを急激に押圧するために解除され、該復帰キャリッジは注入キャリッジと解除可能に結合されており、かつ注射器収容部に当接していることが好ましい。

(形態10) 上記形態2の注入装置において、押し出しロッドには回転可能に支承された制御レバーが設けられており、該制御レバーの一方の端面は、蓄勢行程が完了するときに注入キャリッジに係合することが好ましい。

20

(形態11) 上記形態10の注入装置において、制御レバーは制御角だけの回転によって、穿刺行程から注入行程への移行時に注射器収容部とプランジャとの連結の解除もすることが好ましい。

(形態12) 上記形態9の注入装置において、復帰キャリッジは舌片状の係止エレメントを有し、該係止エレメントは注入行程後に押し出しロッドの切欠部に係合し、復帰行程をイネーブルすることが好ましい。

(形態13) 上記形態1の注入装置において、操作エレメントはロード引っ張りバーとトリガ機構とを有し、前記ロード引っ張りバーはケーシングから引き出される際に、エネルギー蓄積器としての少なくとも1つの前送りバネを予蓄勢し、前記トリガ機構はアクティベートの後、前送りバネにより付勢される注入キャリッジを、穿刺行程、注入行程および復帰行程を自動的に実行するため前送りキャリッジを介して解放することが好ましい。

30

(形態14) 上記形態13の注入装置において、ロード引っ張りバーは、ケーシングから引き出された後、エネルギー蓄積器としての少なくとも1つの復帰バネを、該ロード引っ張りバーの自動復帰のために予蓄勢することが好ましい。

(形態15) 上記形態13の注入装置において、前送りバネと復帰バネはロールバネであることが好ましい。

(形態16) 上記形態14の注入装置において、トリガ機構は少なくとも1つの安全エレメントと結合しており、該安全エレメントは、特に注入装置が穿刺個所に当てられた場合だけ解除(トリガ)を許可することが好ましい。

40

(形態17) 上記形態13の注入装置において、ロード引っ張りバー、前送りバネ、注入キャリッジおよび前送りキャリッジは、収容フレーム内を相互に平行にスライド可能に保持されていることが好ましい。

(形態18) 上記形態1~17の注入装置において、とりわけ穿刺行程、注入行程および復帰行程の順次連続する経過を制御するために、相互に形状結合及び/又は力結合(形状/力結合)にもたらずことができ、かつ当該形状結合及び/又は力結合(形状/力結合)から解除することのできる制御エレメントが、とりわけ操作エレメント、注射器収容部、プランジャおよびケーシングまたは収容フレームに設けられていることが好ましい。

(形態19) 上記形態18の注入装置において、制御エレメントは弾性部分、係止ノッチ、摺動面および切欠き(凹部)を有することが好ましい。

50

(形態20) 上記形態13の注入装置において、前送りバネを予蓄勢するためにロード引っ張りバーは、ロード引っ張りワイヤによって置換され、該引っ張りワイヤの一方の端部は、ケーシングの端面にグリップを有し、該ケーシングは前送りバネと接続した連行片を有し、該連行片は前送りキャリッジに、前記グリップの引き出しの際に係合することが好ましい。

(形態21) 上記形態14又は20の注入装置において、復帰バネの予蓄勢は同様にグリップとロード引っ張りワイヤにより行われ、これによりロード引っ張りワイヤはケーシング内に、該ケーシングにあるグリップに当接するまで引っ張られることが好ましい。

(形態22) 上記形態20又は21の注入装置において、前送りバネと復帰バネは螺旋ばねとして構成されており、当該バネの一方の端部は、ケーシング内に保持されたフレームに固定されており、当該バネの他方の端部は、直接またはキャリアを介してロード引っ張りワイヤと接続されていることが好ましい。

10

(形態23) 上記形態22の注入装置において、ロード引っ張りワイヤの他方の端部は、ケーシング内に保持された収容フレームと接続しており、かつ少なくとも1つの引っ張りローラを介して案内され、該引っ張りローラの軸には復帰バネの他方の端部が保持されており、復帰バネによりロード引っ張りワイヤにもたらされる張力は、引っ張りローラの数に相応して、復帰バネのバネ力の端数(何分の1)にだけ相当する(第1のボトル引っ張り)ことが好ましい。

(形態24) 上記形態23の注入装置において、前送りバネは収容フレームと、引っ張りワイヤを介して接続されており、該引っ張りワイヤは少なくとも1つの引っ張りローラを介して案内され、該引っ張りローラの軸には前送りバネの他方の端部が保持されており、前送りバネにより引っ張りワイヤに、そしてひいては前送りキャリッジにもたらされる張力は、前送りバネのバネ力の端数(何分の1)にだけ相当する(第2のボトル引っ張り)ことが好ましい。

20

(形態25) 上記形態1の注入装置において、操作エレメントおよび/または注入キャリッジには減衰ユニットが配属されていることが好ましい。

(形態26) 上記形態1の注入装置において、さらなる構成部材(複数)が設けられており、該さらなる構成部材は注入過程の終了後、復帰行程が開始するまでの時間遅延を生じさせることが好ましい。

(形態27) 上記形態26の注入装置において、前記さらなる構成部材は、プランジャと前送りキャリッジとの間の力結合(ないし摩擦力結合)を、前送りキャリッジが前記時間遅延の間、さらに運動する際に中止することが好ましい。

30

(形態28) 上記形態27の注入装置において、時間遅延の持続時間が調整可能であることが好ましい。

(形態29) 上記形態1の注入装置において、容積アダプタがプランジャに装備可能であり、該容積アダプタは注入行程を規定し、もって注入行程中において医薬の量を規定することが好ましい。

(形態30) 上記形態13、20又は26の注入装置において、キャリッジに支承された歯車ペアの少なくとも2つの歯車が、キャリッジの直進運動(線形運動)と前送りキャリッジの直進運動(線形運動)との間の変速ないし減速のために設けられており、該前送りキャリッジには少なくとも1つのバネエレメントが、行程を実行し、かつ時間遅延を形成するために係合することが好ましい。

40

(形態31) 上記形態30の注入装置において、前送りバネは歯付きベルトにより形成されていることが好ましい。

【0012】

本発明の注入装置の複数の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。なお、特許請求の範囲に付した図面参照符号は、専ら発明の理解を助けるためのものに過ぎず、本発明を図示の態様に限定することを意図したものではない。

【0013】

実施例の説明

50

以下、4つの実施例を説明する。注入装置の基本的構造は全ての実施例において以下のとおりである：

ピストン、ピストンロッド、および針を備えるカニューレを有する注射器が注射器収容部に装填され、この注射器収容部により穿刺行程H1が行われる。すなわち針が注入個所に穿刺される。このために注射器収容部はケーシングに軸方向にスライド可能に支承される。穿刺行程後に注射器を操作するために、すなわち医薬を注入するために、注射器収容部に対してスライド可能に保持されたプランジャが用いられ、このプランジャは注射器のピストンに力を加える（注入行程H2）。注射器収容部とプランジャは解離可能に相互に結合されており、穿刺行程H1の終了直後に注入過程H2が開始される。すなわち穿刺行程H1中には注射器収容部とプランジャは相互に固定的に結合されており、ケーシング内を共通に前方に移動し、注入行程H2中には結合が解除され、注射器収容部はケーシング内に残り、プランジャだけがさらに前方に移動する。

10

【0014】

注射器収容部とプランジャは共に注入キャリッジを形成する。

【0015】

注入の終了後、本発明によれば注入キャリッジが再びその出発位置に復帰され（復帰行程H3）、針が皮膚から完全に引き抜かれる。

【0016】

この経過（穿刺行程H1、注入行程H2、復帰行程H3）を制御するために操作エレメントが設けられている。この操作エレメントは複数の構成部材からなり、患者によりもたらされたアクションを正しい位置および正しい方向での注入キャリッジの運動に変換する。操作エレメントに含まれる構成部材は例えば歯車、押し出しロッド、ばね等のエレメントであり、これらは直接の、または記憶された運動結合および運動形成に用いられる。

20

【0017】

4つの実施例は実質的に、所要の操作作業を患者がもたらし、それを穿刺行程H1、注入行程H2および復帰行程H3に変換する形式において機能的に異なる。従って種々の係止要素および連結（ないし結合）要素（ノーズ、舌片、切欠部、ストッパ等）が、作業経過が可動構成部材の相互位置に依存しないで順次移行するように位置決めされている。

【0018】

第1実施例（図1～13）では、変換が直接的に行われる。すなわち操作エレメントは実質的に押し出しロッドから構成され、患者によるケーシングへの押し出しロッドの連続的押し込みが順次、注入キャリッジの運動を惹起し、但し、注入行程H2から復帰行程H3への移行時には押し出しロッドと注入キャリッジの運動は反対方向である。

30

【0019】

第2の実施例（図14～20）では、操作エレメント（押し出しロッド）の運動が注入キャリッジの操作の前に、バネ蓄積器に蓄勢（エネルギー蓄積）するために使用される。このばね蓄積器は復帰行程H3に必要な注入キャリッジをリターンするための動作を行う。バネエネルギーを解放することによる復帰行程H3の急激なトリガ（解除）の利点は、針が皮膚からパルス的に引き抜かれることであり、これにより公知の注入（注射）装置の上記欠点がさらに最小となる。

40

【0020】

第3実施例（図21～47）ではバネ蓄積器の技術思想が、注入キャリッジの全ての運動がバネ蓄積器により引き起こされるといふ点でさらに発展される。このために操作エレメントはロード引っ張りバーを有し、注入装置を皮膚に当てる前での患者によるこのロード引っ張りバーの操作が、穿刺行程H1、注入行程H2および復帰行程H3に対する全エネルギーをこのバネ蓄積器に蓄積させ、このバネ蓄積器からエネルギーが運動経過中に、ケーシング内の相応の構成部材の位置に依存して呼び出される。この解決手段では、全経過がその速度および個々の行程H1、H2、H3の持続（行程）時間の点で、患者による操作の特異的形態から解放されている。なぜなら注入装置のこの解決手段により、例えばトリガボタンにより、経過が構造パラメータの選定、例えばバネ特性の選択により設定さ

50

れ、患者による影響を受けないからである。これにより穿刺行程 H 1 および注入行程 H 2 に関して、例えばその持続時間、針の太さ、または特別な医薬に対する注入設定を最適にすることができる。

【 0 0 2 1 】

主要構成要素の構造的構成は図面に複数示されており、以下、これらの構成部材の機能に基づいて説明する。構成部材の詳細な構成は次のことが保証されるならば、ほぼ変更可能である。すなわち、行程 H 1 , H 2 , H 3 の開始と終了が、そのために設けられた構成部材の適切な結合 / 分離 (係 / 脱) によって一義的に定義され、そのためにそれぞれ必要なエネルギーが、押し出し運動の直接的変換によるものであっても、蓄積されたエネルギーの呼び出しによるものであっても正確な時間で使用されることが保証されれば、変更可能である。

10

【実施例 1】

【 0 0 2 2 】

第 1 実施例の構成群を以下、簡単に説明する。

【 0 0 2 3 】

操作エレメントは、後ろ側にフランジプレート 1 2 3 を備える押し出しロッド 1 2 0 からなる。この押し出しロッドはケーシング 1 1 0 内を長手方向に案内される。押し出しロッド 1 2 0 は上側に歯部 1 2 4 を有し、この歯部には歯車 1 1 3 が噛合する。この歯車はキャリッジ (ないしスライダ) 1 1 4 A に支承 (軸支) されている。プランジャ 1 5 0 の下側は相応の歯部 1 5 4 を有し、この歯部には歯車 1 1 3 が同様に噛合する。

20

【 0 0 2 4 】

歯車 1 1 3 の回転は、キャリッジ 1 1 4 A にある係止フック 1 1 9 を備えるロックスライダ 1 1 4 によってロックまたはリリースすることができる。従ってロック位置では、押し出しロッド 1 2 0 の線形運動が直接、プランジャ 1 5 0 の同じ線形運動に変換され、このプランジャは注射器収容部 1 4 0 との連結に相応してこれと共に (穿刺行程 H 1) または単独で (注入行程 H 2) 前方に走行する。注入後、歯車 1 1 3 のロックは中止され、押し出しロッド 1 2 0 のさらなる運動がプランジャ 1 5 0 の反対方向のスライドに変換される。このプランジャは注射器収容部 1 4 0 を連行し、これにより注射器 1 0 0 はその針 1 0 8 と共に穿刺個所から引き出される。

【 0 0 2 5 】

これらの構成部材の詳細な構成と共働作用は以下の機能説明から明らかとなる。

30

【 0 0 2 6 】

注射器 1 0 0 は保護キャップ 1 0 7 と共にケーシング 1 1 0 に導入され、その注射器バンド 1 0 2 を以て注射器収容部 1 4 0 に固定される。

【 0 0 2 7 】

保護キャップ 1 0 7 が取り外され、注入装置が注入個所に当てられた後、注射器の適用の際通常のように、2本の指がケーシング 1 1 0 と形状結合 (ありつぎ式はめ込み結合) した保持プレート 1 1 1 の下に当てられ、親指の力が押し出しロッド 1 2 0 のフランジプレート 1 2 3 に及ぼされる。

【 0 0 2 8 】

注入装置を、例えばキャップカバーまたはスライドカバーを備える完全なケーシングとして構成することも考えられる。この場合、ユーザは片手で注入装置を把持し、注入個所に当て、他方の手で操作エレメントを押す。

40

【 0 0 2 9 】

注射器収容部 1 4 0 とプランジャ 1 5 0 はリンクブロック 1 4 5 A , 1 4 5 B を介して、結合エレメントとして相互に形状結合している (図 5 参照) 。

【 0 0 3 0 】

ケーシング 1 1 0 にキャリッジ 1 1 4 A の軸 1 1 2 によって支承 (軸支) された歯車 1 1 3 はロックスライダ 1 1 4 の歯部と噛合しており、これにより歯車 1 1 3 は回転に対してロックされる。キャリッジ 1 1 4 A はケーシング 1 1 0 内を縦方向にスライド可能であ

50

り、このときキャリア 116 は溝 117 内を摺動する。操作エレメント 120 とプランジャ 150 の上にある歯部も同様に歯車 113 と噛合する。このことにより押し出しロッド 120 とプランジャ 150 がしっかりと結合される（図 3，4 参照）。

【0031】

親指により、ケーシング 110 に注射器収容部 140 を固定する係止フックの保持力よりも大きな力がフランジプレート 123 に及ぼされると、注射器収容部 140 とプランジャ 150（これらはリンクブロック 145 A，145 B を介して形状結合されている）は押し出しロッド 120 と同期して注入個所に移動する。針 108 は組織を所定の深さまで穿刺し（穿刺行程 H1）、その際に注射器 100 のピストン 104 は操作されない。

【0032】

穿刺行程 H1 の終了時にリンクブロック 145 A，145 B はケーシング 110 内の切欠部 115 A，115 B に達する。傾斜部 131 A，131 B による力変換によって、リンクブロック 145 A，145 B はその所属の切欠部 115 A，115 B へ摺動し、注射器収容部 140 はケーシング 110 内に形状結合して固定され、これにより注射器収容部 140 とプランジャ 150 との結合は中止される。

【0033】

さらに押し出しロッド 120 により駆動されると、プランジャ 150 がさらに注入個所の方へ移動され、フランジ 106 とピストンロッド 105 を介してピストン 104 が注射器本体（シリンダ）101 内で移動し、これにより医薬が注入される（注入行程 H2）。

【0034】

注入行程 H2 の終了時に、キャリア 116 がロックスライダ 114 の両側で溝 117 の端部に衝突する。ロックスライダ 114 は 2 つの圧縮バネ 118 のバネ力に抗してスライドされ、歯車 113 のロックが解除され、係止フック 119 がキャリッジ 114 A の開口部 114 Z に係止する。続いて歯車 113 のキャリッジ 114 A がケーシング 110 のストッパ 110 A に当たる（図 6 参照）。

【0035】

この位置で歯車 113 はロック解除されており、キャリッジ 114 A は操作エレメント 120 に向かって軸方向にスライドされるから、操作エレメント 120 が注入個所の方向にさらにスライドすると、歯車 113 が回転する。プランジャ 150 はこれにより注入個所から離脱運動し、その際にピストンロッド 105 は移動しない。

【0036】

プランジャ 150 が値的に注入行程 H2 に対応する距離（ストローク）を進むと、ストッパ 151 を介して注射器収容部 140 は連行され、リンクブロック 145 A，145 B はスライドし、プランジャ 150 を再び注射器収容部 140 と連結する。これにより注射器バンド 102 を介して注射器 100 およびひいては針 108 が、値的に穿刺行程 H1 に対応する復帰行程 H3 だけ引き出される。（図 7 参照）

操作エレメント 120 のフランジプレート 123 と保持プレート 111 との間隔はそれ以上減少せず、注射器収容部 140 とプランジャ 150 はその出発位置にリセットされる。

【0037】

ここで、注射器 100 を直接取り出すことができ、または押し出しロッド 120 をまずその出発位置に引き戻し、それから注射器を取り出すことができる。

【0038】

押し出しロッド 120 を引き戻す際に、歯車 113 はプランジャ 150 の歯部 154 上と押し出しロッド 120 の歯部 124 上で回転する。

【0039】

このときキャリッジ 114 A は押し出しロッド 120 に対して相対的に運動する。

【0040】

押し出しロッド 120 の復帰終了直前に、係止フック 119 が傾斜面 152 に向かって移動し、これにより係止は解除され、圧縮バネ 118 はロックスライダ 114 を再び歯車

10

20

30

40

50

1 1 3 に向かってスライドさせる。これにより歯車 1 1 3 は再び回転に対してロックされ、押し出しロッド 1 2 0 とプランジャ 1 5 0 とがしっかりと結合される。

【 0 0 4 1 】

この実施例の第 1 変形（図 8）では、キャリッジ 1 1 4 A に 2 つの歯車 1 1 3 A , 1 1 3 B がギアとして構成されている。これにより押し出しロッド 1 2 0 とプランジャ 1 5 0 の運動の変速比が定められ、この変速比により押し出しロッド 1 2 0 の距離を短縮したり、および / または復帰行程を迅速に行うことができる。

【 0 0 4 2 】

比較的に大きな歯車 1 1 3 A はプランジャ 1 5 0 の歯部 1 5 4 A と噛み合し、比較的に小さな歯車 1 1 3 B は押し出しロッド 1 2 0 の歯部 1 2 4 A と噛み合する。

10

【 0 0 4 3 】

歯車ペア 1 1 3 A , 1 1 3 B がロック解除されると直ちに（注入行程 H 2 の終了時）、プランジャ 1 5 0 の復帰行程 H 3 は 2 つの歯車 1 1 3 A , 1 1 3 B の部分円直径の比で変速される。

【 0 0 4 4 】

第 1 実施例の第 2 変形（図 9）では、歯車 1 1 3 のロック / 解除のためにバネ 1 1 4 F によりバイアスされるレバー 1 1 4 B が設けられている。

【 0 0 4 5 】

ここではロックスライダ 1 1 4 の機能が、歯車 1 1 3 が支承されているキャリッジ 1 1 4 A を押し出しロッド 1 2 0 および / またはプランジャ 1 5 0 のそれぞれの歯部に解除可能に固定することによって達成される。

20

【 0 0 4 6 】

キャリッジ 1 1 4 A に回転可能に支承されたレバー 1 1 4 B は、支承個所に対向する側で押し出しロッド 1 2 0 の歯部 1 2 4 に係合する。

【 0 0 4 7 】

レバー 1 1 4 B が押し出しロッド 1 2 0 上でのキャリッジ 1 1 4 A のスライドを阻止している限り、押し出しロッド 1 2 0 とプランジャ 1 5 0 とのしっかりした結合が得られる。

【 0 0 4 8 】

注入行程 H 2 の終了時にキャリアが溝 1 1 7 の端部ストッパに当たり、レバー 1 1 4 B はバネ 1 1 4 F の張力に抗して押し出しロッド 1 2 0 の歯部 1 2 4 から旋回され、同時にキャリッジ 1 1 4 A はストッパ 1 1 0 A（図 6 参照）に当たり、こうして歯車 1 1 3 は回転し、復帰行程 H 3 を開始することができる。

30

【 0 0 4 9 】

この解決手段の代わりに、ばねバイアスされた旋回レバーをキャリッジ 1 1 4 A に支承することも可能であり、このレバーのロックリンクが歯車 1 1 3 の歯部に係合する。

【 0 0 5 0 】

第 1 実施例の第 3 変形が図 1 0 ~ 1 2 に示されている。

【 0 0 5 1 】

第 1 実施例のこの変形では、共に注入キャリッジを形成するプランジャ 1 5 0 と注射器収容部 1 4 0 を結合するために別の歯車 1 1 3 C が設けられており、この歯車は共通のキャリッジ 1 1 4 C に支承されており、このキャリッジも同様に押し出しロッド 1 2 0 によりスライドされる。

40

【 0 0 5 2 】

出発位置で歯車 1 1 3 C は別のロックスライダ 1 1 5 により、歯車 1 1 3 はロックスライダ 1 1 4 によりロックされている。

【 0 0 5 3 】

歯車 1 1 3 C は注射器収容部 1 4 0 上の歯部 1 4 4 と、歯車 1 1 3 は上に述べたように操作エレメント 1 2 0 上の歯部 1 2 4 およびプランジャ 1 5 0 の歯部と噛み合する。

【 0 0 5 4 】

50

押し出しロッド 120 が運動する際、歯車 113, 113C がロックされているので、押し出しロッド 120 と注射器収容部 140 およびプランジャ 150 とのしっかりとした結合が得られる。

【0055】

従って注射器収容部 140、キャリッジ 114C およびプランジャ 150 は押し出しロッド 120 と同時に、キャリア 114E が溝 117A 内で停止するまで注入個所に向かって運動し、歯車 113C はロックスライダ 115 のスライドによってロック解除される。次に歯車 113C は回転することができ、注射器収容部 140 はそれ以上運動しない。

【0056】

歯車 113 はロックされたままであり、これによりプランジャ 150 は押し出しロッド 120 と等速に、キャリア 116 が溝 117 のストッパに達するまで運動する。次に運動反転が上に述べたように行われる。

【0057】

押し出しロッド 120 が再び出発位置に引き戻されると直ちに、2つの歯車 113, 113C は再びロックされる。

【0058】

第1実施例の解決原理の第4変形が図13に示されている。

【0059】

キャリア 114E の、溝 117A にあるストッパまでの距離が穿刺行程 H1 を定める。溝 117A 内のストッパはスライダ 117B によって変更可能である。これにより穿刺深さを所定の領域で可変調整することができる。例えば 16mm カニューレ (16mm 長の針) をスライダ 117B のスライドによって、12mm だけの深さに穿刺することができる。

【0060】

同じように注入行程 H2 も溝 117 内の可変ストッパ 117D によって変更することができる。

【0061】

1つまたは複数の u 字状ウェブ 153 を備えるプランジャ 150 の構成によって、長さ調整可能なこの溝の原理で種々異なる注入容積を投与することができる。

【実施例 2】

【0062】

第2実施例が図14~20に示されている。次に第2実施例の構成群を簡単に説明する。上記の構成部材 (押し出しロッド 220、注射器収容部 240 およびプランジャ 250) に加えて、復帰キャリッジ 260 が注入キャリッジと結合されており、この注入キャリッジは圧縮バネ 261A, 261B によってケーシング 210 のストッパ壁に支持されている。

【0063】

行程 H1 と H2 は、押し出しロッド 220 内に旋回可能に保持され、ばねバイアスされた制御レバー 221 によってその経過が制御される。注入行程 H2 の終了時に、押し出しロッド 220 は、下に説明するように、圧縮バネ 261A, 261B に対抗して予蓄勢 (プリロード) された復帰キャリッジ 260 を解放し、これにより復帰キャリッジは復帰行程 H3 を自動的に実行する。

【0064】

注射器 200 は保護キャップ 207 と共に旋回運動によってケーシング 210 に導入され、その注射器バンド 202 を以て注射器収容部 240 に、またピストンロッド 205 のフランジ 206 を以てプランジャ 250 に固定される。

【0065】

保護キャップ 207 が取り外された後、注入装置は注入個所に載置され、ここでも2本の指が保持プレート 211 に添えられ、親指の力が操作エレメント 220 のフランジプレート 223 に及ぼされる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

押し出しロッド 2 2 0 にはその前方端部に傾斜部 2 2 5 が設けられており、この傾斜部は復帰キャリッジ 2 6 0 の係止舌片 2 6 2 A , 2 6 2 B に押し付けられる。傾斜部 2 2 5 によって係止舌片 2 6 2 に作用する半径方向の力成分はケーシング壁に抗支される。このことにより復帰キャリッジ 2 6 0 は圧縮バネ 2 6 1 A , 2 6 1 B の力に抗して注入個所に向かってスライドする。

【 0 0 6 7 】

しかし注射器はその位置に留まる。なぜなら、注射器収容部 2 4 0 とプランジャ 2 5 0 がこの時点では押し出しロッド 2 2 0 と結合していないからである。

【 0 0 6 8 】

注射器収容部 2 4 0 は、垂直方向の注入の際の摩擦力または重力による不所望のスライドに対して注射器収容部 2 4 0 にある係止舌片 2 4 1 によって確保されており、この係止舌片はケーシング 2 1 0 に係合している。同様にプランジャ 2 5 0 も、ケーシング 2 1 0 に同様に係合する係止舌片 2 5 1 によって確保されている。

10

【 0 0 6 9 】

次に押し出しロッド 2 2 0 が、復帰キャリッジ 2 6 0 を張引するための距離を進むと、係止舌片 2 6 2 A , 2 6 2 B はケーシング 2 1 0 内の切欠部 2 1 2 A , 2 1 2 B に回避し、係止舌片 2 6 2 A , 2 6 2 B と押し出しロッド 2 2 0 との形状結合は終了（解除）され、復帰キャリッジ 2 6 0 はケーシング 2 1 0 内に形状結合して固定される。

【 0 0 7 0 】

復帰キャリッジ 2 6 0 の張引の間、板ばね 2 2 2 によって右回転トルクがバイアスされる（しかしこれは回転には至らない、なぜなら制御レバー 2 2 1 がケーシング 2 1 0 の溝 2 1 3 に抗支されているから）制御レバー 2 2 1 は、注射器収容部 2 4 0 の第 1 ストップ 2 4 2 の壁およびプランジャ 2 5 0 の第 2 ストップ 2 5 2 の壁と面一になるまで移動する。

20

【 0 0 7 1 】

親指を介して感じることでできる押し出しロッド 2 2 0 での力は、復帰キャリッジの張引行程の間、圧縮バネ 2 6 1 A , 2 6 1 B のばね特性曲線に従い線形に増大する。

【 0 0 7 2 】

係止舌片 2 6 2 A , 2 6 2 B が切欠部 2 1 2 A , 2 1 2 B に回避する瞬時に、親指によって作用する力は制御レバー 2 2 1 と第 1 ストップ 2 4 2 を介して、注射器収容部 2 4 0 およびプランジャ 2 5 0 に伝達される。

30

【 0 0 7 3 】

係止舌片 2 4 1 , 2 5 1 が回避し、注射器収容部 2 4 0 とプランジャ 2 5 0 は注射器と等速に、しかしカパルスによって衝撃的に注入個所の方向に移動する。このとき針 2 0 8 は穿刺行程 H 1 だけ移動する（図 1 6 ）。

【 0 0 7 4 】

張引距離より小さいか、または等しくなければならぬ穿刺行程 H 1 の終了時に、制御レバー 2 2 1 は溝 2 1 3 の第 1 傾斜部 2 1 5 によって反時計方向に回転され、これにより第 1 ストップ 2 4 2 における制御レバー 2 2 1 と注射器収容部 2 4 0 との形状結合は解除される。

40

【 0 0 7 5 】

プランジャ 2 5 0 との形状結合は第 2 ストップ 2 5 2 を介して維持されているから、押し出しロッド 2 2 0 がさらにスライドするとフランジ 2 0 6 とピストンロッド 2 0 5 を介して注射器 2 0 0 のピストン 2 0 4 が移動し、医薬を注入する。

【 0 0 7 6 】

注入行程 H 2 が終了すると直ちに、制御レバー 2 2 1 は第 2 の傾斜部 2 1 4 によってさらなる角度だけ反時計方向に回転され、これによりプランジャ 2 5 0 の第 2 ストップ 2 5 2 と制御レバー 2 2 1 との間の形状結合（係止）も解除される。

【 0 0 7 7 】

50

同時にまたは押し出しロッド 220 が追加的距離を進んだ後、係止舌片 262A, 262B は押し出しロッド 220 にある切欠部 226A, 226B に回避する。これにより復帰キャリッジ 260 とケーシング 210 との形状結合が終了し、圧縮バネ 261A, 261B の力によって復帰キャリッジ 260、注射器収容部 240、プランジャ 250 およびひいては注射器 200 が注入個所から離脱運動する。

【0078】

針 208 は強制的に身体から引き出され、注射器 200 はその出発位置にもたらされる。

【0079】

この過程では押し出しロッド 220 の位置は変化しない。

10

【0080】

その後、注射器 200 を取り出すことができ、または押し出しロッド 220 をまずその出発位置に引き戻し、それから注射器を取り出すことができる。

【0081】

押し出しロッド 220 をその出発位置に引き戻す際、ストッパ 227 がプランジャ 250 を、およびプランジャがストッパ 243 を介して注射器収容部 240 をその出発位置に連行する。同時に係止舌片 262A, 262B は傾斜面 228A, 228B によって上方に偏向され、押し出しロッド 220 を越えて摺動し、その終端位置に達すると直ちに押し出しロッド 220 の後方で係止する。

【0082】

20

マーキング 229 によって、押し出しロッド 220 が再び出発位置にあるか否かを視覚的にコントロールすることができる。

【実施例 3】

【0083】

第 3 実施例の全体断面図が図 21 に示されている。

【0084】

第 3 実施例の構成群を以下、簡単に説明する。ケーシング 310 はその前方端部（注入側端部）に下方を指すグリップを有し、このグリップは取り扱いを容易にするために用いる。このグリップにはベル機構（図 32）を収容することができ、ベル機構は完全に自動化されて経過する行程 H1, H2, H3 の終了を音響的に指示する。

30

【0085】

先行の 2 つの実施例で説明した押し出しロッド 120, 220 の代わりに、ここでは主要な操作エレメントとしてロード引っ張りバー 320 が設けられており、このロード引っ張りバーにより前送りバネ 324 がバイアスされる。この前送りバネは注入キャリッジの前進運動と復帰運動に用いる。

【0086】

前送りバネ 324 は制御エレメント、例えばトリガレバー 326 により解放される。

【0087】

ケーシング 310 の構造が図 22 と 23 に示されている。ケーシング 310 自体は二分割構成になっており、2 つのケーシングシェル 310A, 310B、注射器 300 上方の二分割カバー 311A, 311B、および充填状態を指示するための信号面 355A 用の開口部を有する。二分割カバーは注入の終了後に開放することができる。

40

【0088】

ケーシング 310 内には、2 つの対称半部分 312A, 312B を備える同様に二分割の収容フレーム 312 が保持されており、この収容フレーム内で可動の機能部材が軸方向にスライドすることができ、またこの収容フレームには操作エレメントが収容されている。

【0089】

図 24 と 25 は、注射器収容部 340 とプランジャ 350 からなる注入キャリッジを示す。プランジャ 350 は、後方への延長部 355 を有し、この延長部の端面 355B はケ

50

ーシング 3 1 0 の上記信号面 3 5 5 A を形成する。

【 0 0 9 0 】

プランジャ 3 5 0 は、注射器前送りのための側方ロックアーム 3 5 1 A , 3 5 1 B を有する。全ての実施例と同じように注射器収容部 3 4 0 とプランジャ 3 5 0 は相互にスライド可能であり、これによりプランジャ 3 5 0 は注入行程を実行することができる。プランジャ 3 5 0 の下面には 2 つの歯部 3 5 6 A , 3 5 6 B が、プランジャ 3 5 0 を注射器収容部 3 4 0 に対して相対的に前送りするために設けられている。

【 0 0 9 1 】

図 2 6 ~ 2 8 は上面図 (図 2 6) および低面図 (図 2 7) に、操作エレメントのさらなる構成部材、すなわち前送りキャリッジ 3 2 3 を示し、この前送りキャリッジはケーシング 3 1 4 内に歯車伝動部 3 2 8 を有する。ケーシング 3 1 4 の二重歯車 3 1 3 A , 3 1 3 B はプランジャ 3 5 0 の歯部 3 5 6 A , 3 5 6 B に係合し、その中央歯車 3 1 3 C は前送りキャリッジ 3 2 3 の歯部 3 2 3 と共働する。前送りキャリッジ 3 2 3 は一方の端部に側方において突出する 2 つのロックアーム 3 2 3 A , 3 2 3 B を有し、これらのロックアームは矢印 P A , P B の方向で下方に回転可能である点でエラスティックである。前送りキャリッジ 3 2 3 の他方の端部には、ロールバネが前送りバネ 3 2 4 として配置されており、この前送りバネは長手方向で前送りキャリッジ 3 2 3 に係合する。歯車伝動部 3 2 8 はさらに、前送りバネ 3 2 4 の方向を指す側部ストップロッド 3 2 8 A , 3 2 8 B を有する。

10

【 0 0 9 2 】

図 2 9 は操作エレメントのさらなる主要構成部材、すなわちロード (蓄勢) 引っ張りバー 3 2 0 を示し、このロード引っ張りバーは復帰引っ張りバネ 3 2 5 と、グリップ 3 2 0 B を有する。このグリップはケーシング 3 1 0 から外側に突出している。ロード引っ張りバー 3 2 0 を矢印 P の方向に前送りバネ 3 2 4 の力に抗して引っ張ることにより、注入キャリッジ (注射器収容部 3 4 0 とプランジャ 3 5 0) はその出発位置にもたらされ、バイアスされる。今や同様にバイアスされた復帰引っ張りバネ 3 2 5 は、グリップ 3 2 0 B を離すと、ロード引っ張りバー 3 2 0 を自動的にその出発位置に引き戻す。トリガ機構 3 7 0 を操作することにより、前送りバネ 3 2 4 の蓄積されたエネルギーが注射器収容部 3 4 0 ないしプランジャ 3 5 0 に放出される。

20

【 0 0 9 3 】

図 3 0 と 3 1 は、注入装置のこのトリガ (解除) 機構 3 7 0 を示す。トリガ機構は、負荷された状態にある前送りバネ 3 2 4 を開放切り替えするための構成部材と機械的に交互作用する。トリガ機構は、 3 分割された切り替え器からなり、中央切り替えエレメント 3 7 1 と、 2 つの側方切り替えウィング 3 7 1 A , 3 7 1 B と、リング状の安全キャップ 3 7 2 を有する。安全キャップは針 3 0 8 を包囲し、かつ 2 つの圧縮バネ 3 7 3 A , 3 7 3 B の力に抗して軸方向にケーシング 3 1 0 内をスライド可能である。まず圧縮バネが圧縮された状態 (図示せず) で、注入装置が皮膚に当てられると、安全キャップ 3 7 2 は切り替えエレメント 3 7 1 と切り替えウィング 3 7 1 A , 3 7 1 B の解放によって、軸 3 7 4 A を中心に回転可能なトリガ回転レバー 3 7 4 を、 2 つの圧縮バネ 3 7 3 A , 3 7 3 B に抗して操作することを可能にする。切り替えエレメント 3 7 1 の操作の際に、この切り替えエレメントはトリガ回転レバー 3 7 4 の一方の端部に対 (抗支) して回転し、これに基づき穿刺行程 H 1 (図 3 7 B) を開始することができる。このとき、トリガ回転レバーの他方の端部はプリロード (予付勢) された前送りキャリッジ 3 2 3 の端面から離れるように回転される。

30

40

【 0 0 9 4 】

図 3 2 はベル機構 3 8 0 を示す。ベル機構のベルレバー 3 8 1 は復帰行程 H 3 の終了後にバネ 3 8 5 A , 3 8 5 B に抗してプリロードされ、トリガ後に、圧縮バネ 3 8 2 に吊された撥 3 8 3 を介して、保持バー 3 8 4 A に固定された鐘を叩く。

【 0 0 9 5 】

前記構成部材を含む注入装置の機能は次のとおりである。注射器収容部 3 4 0 とフレー

50

ム形状に構成されたプランジャ 350 (図 24, 25) を有する注入キャリッジは、図 33 ~ 37 で種々異なって表示されたスタート位置にあり、收容フレーム 312A, 312B の後方ストッパ 312C、312D には医薬の充填された注射器 300 が装填される (図 36, 37)。

【0096】

注射器 300 の穿刺行程 H1 (図 37) はトリガ機構 370 (図 30, 31) の操作によってトリガされ、これにより前送りバネ 324 が前送りキャリッジ 323 を注入方向に張引する。プランジャ 350 と前送りキャリッジ 323 はまず、歯車伝動部 328 とロックアーム 351A, 351B ないしは 323A, 323B を介して相互に固定結合される。ロックアームが案内され、このロックアームは前送りキャリッジ 323 が所定の軸方向位置に達して初めて、收容フレーム 312A, 312B またはロード引っ張りバー 320 および / または注射器收容部 340 による自由切り替えによって側方へ回避偏向することができる。ロックアーム 351A, 351B は、注射器收容部 340 が收容フレーム 312A, 312B にある前方ストッパに達したときに、ロード引っ張りバー 320 にある案内壁の端部によって自由切り替えされる。

10

【0097】

注射器收容部 340 はこれに基づき注射器 300 と共に前進し、針 308 が皮膚に突入する (穿刺行程 H1)。

【0098】

前送りキャリッジ 323 がさらに前送りされると、プランジャ 350 の端面 352 がフランジ 302 とピストンロッド 305 を介してピストン 304 を注射器に押し込み、医薬が注入される。プランジャ 350 のロックアーム 351A, 351B は、注射器收容部 340 の押し出しノーズ 341A, 341B を弾性に通過する (注入行程 H2, 図 38)。

20

【0099】

プランジャ 350 が注射器收容部 340 の後方壁 342 に当接し、プランジャ 350 の係止フック 351A, 351B が注射器收容部 340 の押し出しノーズ 341A, 341B の後方で係止されると (矢印 PA, PB)、注入行程 H2 は終了する (図 39)。いまや医薬は注入された。そして前送りキャリッジ 323 のロックアーム 323A, 323B の回避が可能となり、前送りキャリッジ 323 は復帰行程 H3 を実行するための走行を開始することができる。

30

【0100】

医薬が完全に注入されることを保証するために、注射器の復帰過程は所定の時間遅延後に初めて開始することができる。従って前送りキャリッジ 323 はそのストッパロッド 328A, 328B (図 26 ~ 28) と共にさらに約 2.5 mm、收容フレーム 312 のストッパ壁 312F まで移動しなければならない。

【0101】

このために前送りキャリッジ 323 のロックアーム 323A, 323B は、プランジャ 350 の係止フック 351C, 351D で下方に離脱旋回し、歯車 313A, 313B は前送りキャリッジ 323 を歯車 313C を介してストッパ壁 312F の方向に移動させる。

40

【0102】

注射器を復帰運動させるため (復帰行程 H3, 図 41)、前送りキャリッジ 323 はそのストッパロッド 328A, 328B を以て收容フレーム 312 にストッパ壁 312F に当接する。前送りバネ 324 は前送りキャリッジ 323 をさらに張引する。歯車伝動部 328 を介してプランジャ 350、注射器收容部 340 および注射器 300 は再び復帰運動される。

【0103】

注射器の復帰運動は、注射器收容部 340 が收容フレーム 312 (図 33) のストッパ 312C, 312D まで走行すると終了する (図 42)。前送りキャリッジ 323 のロックアーム 323A, 323B は係止フック 351C, 351D の後方で再び係止する。針

50

308は皮膚から完全に引き抜かれている。

【0104】

注射器復帰の終了時に、前送りキャリッジ323によってベル機構380(図32)がトリガされる。

【0105】

注入装置をロードするためには(図43~47)、ロード引っ張りバー320のグリップ320Bを収容フレーム312から引き抜かなければならない。前送りキャリッジ323のロックアーム323A, 323Bは、ロード引っ張りバー320のロック爪320H, 320Iによりロックされる。同時にプランジャ350の係止フック351A, 351Bは自由切り替えされ、ロード引っ張りバー320の引っ張りエッジが前送りキャリッジ323のロックアーム323A, 323Bに衝突する。

10

【0106】

ロード引っ張りバー320がさらに引き抜かれると(図44)、注入キャリッジはプランジャ350と共にその出発位置に復帰運動する。プランジャ350のロックアーム351A, 351Bは注射器収容部340の押し出しノーズ341を弾性に通過する。

【0107】

注入キャリッジはロード過程(図45)のさらなる経過で、再び収容フレーム312のストッパ312C, 312Dに位置する。プランジャ350のロックアーム351B, 351Bは、注射器収容部340の押し出しノーズ340の後方で再び係止される。プランジャ350のロックアーム351A, 351Bはロード引っ張りバー320と注射器収容部340によって自由切り替えされ、偏向することができる。

20

【0108】

ロード引っ張りバー320をさらに引き抜くと(図46)、プランジャ350の係止フック351C, 351Dが前送りキャリッジ323のロックアーム323A, 323Bで内側に旋回し、ロックアームの側方を通過する。前送りキャリッジ323は歯車伝動部328と共にそのスタート位置へ復帰運動する。

【0109】

ロード過程の終了時(図47)に、プランジャ350のロックアーム351A, 351Bは送り出しキャリッジ323のロックアーム351A, 351Bの後方で再び係止する。前送りキャリッジ323は歯車伝動部328と共に再びそのスタート位置となる。

30

【0110】

ロード引っ張りバー320の端部にはプレスノーズ321Eが配置されており、このプレスノーズは注射器収容部340にあるイジェクトフック343(図36C)を操作し、注射器300取り出しやすいように上方に傾斜させる。

【0111】

ロード引っ張りバー320のグリップ320Bを解放すると、ロード引っ張りバー320は復帰バネ325の復帰力により再び出発位置に引き戻される。

【0112】

前送りキャリッジ323は再びトリガ旋回レバー374の後方で係止し、前送りバネ324の復帰力により再びバイアス(蓄勢)される。

40

【0113】

注射器復帰運動の終了時に、前送りキャリッジ323によってベル機構380(図32)がトリガされる。

【実施例4】

【0114】

自動注射器の基本構造はその主構成部材の点で第3実施例に相応する。従って構造および機能の主要な相違だけを説明する。

【0115】

図48Aは第4実施例の仕様エレメントを示す。注射器400は注射器収容部440に装填される。プランジャ450と注射器収容部440との間には、容積アダプタ490

50

が装填され、ロックされている。この容積アダプタ（調整具）により注入行程 H 2 を短縮することができる。このことは注射器ピストンの端部と注射器収容部の内壁との間隔を短縮することにより行われる。所望の注入容積（例えば 0.5, 0.75 または 1.0 ml）に相応して、適切な容積アダプタ 490 がプランジャ 450 に挿入される。それぞれの容積アダプタ 490 は間隔 a と、それぞれの容積アダプタに配置された調整リブ 490 A の位置の点で異なっている。調整リブ 490 A は容積調整レバー 491 と共働する。

【0116】

図 50 は、図 48 A の場合よりも注入容積が小さい場合の容積アダプタの拡大図である（ $a_1 > a$ 、調整リブ 490 A の位置が変化している）。

【0117】

ストロークを実行するために、引っ張りワイヤ 424 B, ロード引っ張りワイヤ 420, 引っ張りバネ 424 および復帰バネ 425 からなる構成体が設けられており、引っ張りバネ 424 は前送り力を形成し、引っ張りフランジの形態の構成体、偏向ローラ 424 D および引っ張りワイヤ 424 B を介して、相応に減速された引っ張り力を以て前送りキャリッジ 423 に係合している。ロード引っ張りワイヤ 420 も同様に、復帰バネ 425 と接続した偏向ローラ 420 D を介して、ケーシング 410 の端面にあるグリップ 420 B まで延在しており、キャリア 420 A を介して前送りキャリッジを連行する。

【0118】

自動注射器の、これら構成部材におけるさらなる改善形態では、注入行程 H 2 を実行するために滞留時間 TV が調整可能であり、この滞留時間の後に初めて復帰行程 H 3 が開始される。この滞留時間の利点は、医薬を注入することにより形成される、皮下組織内の圧力を、針を皮膚から引き出す前に低下できることである。このことにより医薬が針の穿刺カニューレに浸透することがほぼ回避される。

【0119】

この作用は構造的には次のようにして達成される。すなわち、前送りキャリッジ 423 とケーシング 414 が二重歯車 413 により滞留時間 TV の間、プランジャ 450 とそれ以上結合することなしにさらに運動し、復帰行程 H 3 の初期化を注射器収容部 440 との相応の結合によって、滞留時間 TV を定める前送りキャリッジ 423 のフリー行程 H 0 後に初めて行うようにして達成される。

【0120】

どの容積アダプタ 490 が使用されるかに応じて、注入行程 H 2 からフリー行程 H 0 への切替点が変化する。

【0121】

さらなる実施例は減衰部材（ユニット）492（図 49）の構成にある。この種の減衰部材は前送りキャリッジに配属されており、前送りキャリッジの運動を前送り中に減衰し、プランジャ 450 の運動を緩慢にすることにより注入時間を比較的長くする。

【0122】

さらなる補充部材を以下の機能経過の説明で述べる。

【0123】

注入装置の出発状態で前送りバネ（引っ張りバネ）424 はバイアスされ、引っ張りローラ 424 D を介して引っ張りワイヤ 424 B に作用する。引っ張りワイヤ 424 B の一方の端部は収容フレーム 412 に、他方の端部は前送りキャリッジ 423 に固定されており、引っ張りワイヤ 424 B の偏向は偏向ローラ 424 C を介して行われる。簡単な引っ張りフランジの作用に基づいて、前送りキャリッジ 423 には前送りバネ 424 の半分の力が作用する。バネ距離を最小にするため、ないしは前送りキャリッジ 423 に関連する距離 / 力特性を個別の適用事例に適合するため、二重引っ張りフランジを 1 つまたは複数のバネと組み合わせることも可能である。

【0124】

復帰バネ 425（引っ張りバネ）はプリロード分を別にして（除いて）弛緩されている。この復帰バネはローラ 420 D を介し、その半分の力を以てロード引っ張りワイヤ 42

10

20

30

40

50

0に作用する。このロード引っ張りワイヤも同様に引っ張りフランジの形態で収容フレーム412に一方の端部が、グリップ420Bに他方の端部が固定されている。ロード引っ張りワイヤは前送りキャリッジ423により案内されるが、これとは結合していない。ロード引っ張りワイヤ420にはキャリア420Aが固定されており、そのキャリアの直径は前送りキャリッジ423にある、ロード引っ張りワイヤ420が案内される孔部よりも大きい。

【0125】

従って前送りキャリッジ423には、前送りバネ423の半分の力が印加され、前送りキャリッジはその位置に留まる。なぜなら、前送りキャリッジは回転点474Aを備えるトリガ旋回レバー474によって支持されるからである。

10

【0126】

機械的経過は、ボタン状の切り替えエレメント471の操作によってトリガされる。この切り替えエレメントはトリガ旋回レバー474の傾斜面を介して、回転点474Aを中心に旋回し、これにより前送りキャリッジ423が解放される。

【0127】

しかしトリガ旋回レバー474は、前もってスライドロック472が矢印A（解放位置）の方向にスライドされている場合にだけ旋回することができる。

【0128】

切り替えエレメント471によるトリガ後に、前送りキャリッジ423はプランジャ450としっかり結合される。なぜなら前送りキャリッジ423の歯部が歯車ペア413の比較的小さい歯車と噛み合し、比較的大きな歯車がプランジャ450の歯部と噛み合し、歯車ペアはケーシング414内に支承されており、同様にケーシング414内に回転可能に支承された連行レバー451がプランジャ450に形状結合して係合するからである。

20

【0129】

ここにはノブとして示され、プランジャ450を注射器収容部440と結合する結合エレメントKによって、注射器収容部440とプランジャ450は、これらがまず等速運動で穿孔行程(H1)を実行するように結合される。

【0130】

連行レバー451はピン451Aに回転可能に支承されている。ピン451Aと、プランジャ450にある力作用点との間の間隔によって、前送りキャリッジ423が移動し、前送り力が歯車と連行レバー451を介してプランジャ450に伝達されると直ちに、右回転のトルクが生じる。しかしこの時点では連行レバー451の回転は、制御レバー491に当接するカム451Bによって阻止されている。

30

【0131】

制御レバー491はその支承個所491Aにおいて回転可能に収容フレーム412に支承されている。しかし制御レバーは回転することができない。なぜなら制御レバーは容積アダプタ490の調整リブに当接しているからである。

【0132】

従って注射器収容部440とプランジャ450は共に穿孔行程H1を実行する。このとき調整リブ490Aは制御レバー491上でスライドし、制御レバーの旋回、およびひいては連行レバー451の回転を阻止する。

40

【0133】

穿孔行程Hub1後に、注射器収容部440とプランジャ450との結合は、結合エレメントKの旋回によって解除される(図48B)。注射器収容部440はその位置に留まり、プランジャ450はさらに運動し、注入行程H2と医薬の注入が開始される。

【0134】

容積アダプタ490とひいては調整リブ490Aとは注入の際に、制御レバー490のピン491Aの支承点から離れる方向に運動するから、制御レバー490とひいては連行レバー451とは、調整リブ490Aが傾斜面491Bに達するまでその支承個所を中心に回転しない。調整リブが傾斜面に達すると直ちに、制御レバー491はカム451Bに

50

よりリフトアップされ、連行レバー 4 5 1 はその支承部 4 5 1 A を介して回転し、プランジャ 4 5 0 との形状結合（係合）は中止される。注入行程 H 2 は終了する（図 4 8 C）。

【 0 1 3 5 】

比較的小さな注入容積用の容積アダプタ 4 9 0 が使用される場合、この容積アダプタはプランジャ 4 5 0 の裏壁とピストンロッドとの間の間隔を増大する。これにより調整リップ 4 9 0 A は傾斜面 4 9 1 B により接近し、注入行程 H 2 が比較的小さくなる。なぜなら調整リップ 4 9 0 A が傾斜面 4 9 1 B に比較的短い距離で達するからである。

【 0 1 3 6 】

図 4 8 C に示すように、二重歯車 4 1 3 を備えるケーシング 4 1 4 は、連行レバー 4 5 1 の回転がイネーブルされる時点ではストッパ 4 1 4 A にまだ達していない。従ってストッパ 4 1 4 A に達するまで歯車ペア 4 1 3 は 2 つの歯部の上で単に回転する。

10

【 0 1 3 7 】

このことにより形成されたフリー行程 H 0 により、針の引き抜きが注入行程 H 2 の直後に行われるのではなく、滞留時間 T V だけ時間的に遅延される。

【 0 1 3 8 】

ストッパ 4 1 4 A に達して初めて、プランジャ 4 5 0 は反対方向（相対）に移動する。その際、減速が 2 つの歯車の部分円に相応して行われる。穿刺行程 H 1 の絶対値に相応する距離の後、注射器収容部 4 4 0 が加えて連結され、これにより針が自動的に引き抜かれ、復帰行程 H 3 が終了する。

【 0 1 3 9 】

新たに注入する前に前送りバネ 4 2 4 をバイアス（蓄勢）しなければならない。

20

【 0 1 4 0 】

ケーシング 4 1 4 と前送りキャリッジ 4 2 3 はその終了位置となり、前送りバネ 4 2 4 はプリロード分を除いて弛緩される。連行片 4 2 0 A は前送りキャリッジ 4 2 3 の壁に当接する。次にグリップ 4 2 0 B が引き抜かれ、ロード引っ張りワイヤ 4 2 0 にしっかり固定された連行片 4 2 0 A は前送りキャリッジ 4 2 3 を出発位置に搬送し、トリガ旋回レバー 4 7 4 は前送りキャリッジ 4 2 3 の前方を旋回し、これを固定する。前送りキャリッジ 4 2 3 の復帰中に、前送りキャリッジ 4 2 3 としっかり結合した引っ張りワイヤ 4 2 4 B によって前送りバネ 4 2 4 がバイアスされる。同時に復帰バネ 4 2 5 は引っ張りローラ 4 2 0 D によってバイアスされ、このとき収容フレーム 4 1 2 内を案内される引っ張りローラ 4 2 0 D がスライドロック 4 7 2 を矢印 B の方向に（ロック位置）に移動する。

30

【 0 1 4 1 】

グリップ 4 2 0 B が解放されると直ちに、ロード引っ張りワイヤ 4 2 0 は再び元の位置に戻される。

【 0 1 4 2 】

図 5 1 ~ 5 3 は、駆動結合部の変形実施例を示す。この変形実施例によっても穿刺行程 H 1 , 注入行程 H 2 , フリー行程 H 0 （滞留時間 T V ）, 復帰行程 H 3 の機能経過を同様に達成することができる。

【 0 1 4 3 】

図 5 1 A は、注射器 4 0 0 , 注射器収容部 4 4 0 , プランジャ 4 5 0 , 容積アダプタ 4 9 0 および結合エレメント K の構造を示し、これらは上に示した第 4 実施例と同じ役目を有する。

40

【 0 1 4 4 】

ケーシング 4 1 4 内ではここでも歯車ペア 5 1 3 が支承されており、歯車ペアの比較的大きな歯車は第 4 実施例とは異なり、前送りキャリッジ 4 2 3 と噛合し、プランジャ 4 5 0 内の溝を自由に走行する。比較的小さな歯車はプランジャ 4 5 0 の歯部と噛合している。

【 0 1 4 5 】

前送りキャリッジ 4 2 3 は前送りバネの力によって、右に移動するように負荷される。しかしトリガ旋回レバー 4 7 4 によってこのことは阻止されている。

50

【 0 1 4 6 】

制御レバー 5 9 1 はフレーム 4 1 2 内に回転ベアリング 5 9 1 A により支承されており、出発位置ではケーシング 4 1 4 に形状結合して係合する。

【 0 1 4 7 】

前送りキャリッジ 4 2 3 がトリガ旋回レバー 4 7 4 によって解放されると直ちに、前送りキャリッジは右へ移動する。ケーシング 4 1 4 は制御レバーにより位置固定されているから、歯車ペアは回転し、プランジャ 4 5 0 と注射器収容部 4 4 0 は共に左へ移動する。減速が行われる（プランジャの走行距離 < 前送りキャリッジの走行距離）。

【 0 1 4 8 】

共通の穿刺行程 H1 の後、プランジャは注射器収容部から分離され、注入行程 H 2 が行われる。 10

【 0 1 4 9 】

容積アダプタ 4 9 0 の調整リブ 4 9 0 A が制御レバー 5 9 1 A の傾斜面 5 9 1 B に達すると直ちに、容積アダプタは旋回し、ケーシング 4 1 4 との形状結合を中止する（図 5 1 B）。

【 0 1 5 0 】

この時点でケーシングはプランジャ 4 5 0 にあるストッパ 5 1 4 にまだ達していない。従ってフリー行程 H 0（滞留時間 T V）が、ストッパ 5 1 4 に達するまで行われる。

【 0 1 5 1 】

ストッパ 5 1 4 に達すると、プランジャ 4 5 0 は前送りキャリッジ 4 2 3 の運動と同様（等速）に右に連行される。穿刺行程 H 1 の絶対値に相応する走行距離（行程）の後、注射器収容部 4 4 0 が連結され、針が復帰行程 H 3 の間に引き抜かれる。 20

【 0 1 5 2 】

この原理の利点は、注入行程 H 2 で最大の力が必要である際に、減速が作用し、従って前送り力を比較的小さく選択することができることである。これによりバネをバイアス（予付勢・蓄勢）するために手動でもたらされる力も比較的になくなる。

【 0 1 5 3 】

ここでは前送りキャリッジ 4 2 3 は比較的長い距離を走行しなければならない。従ってスペースの理由から、基台 5 2 3 A の上を摺動し、ローラ 5 2 3 B によって偏向される歯付きベルト 5 2 3 によって駆動を行うと有利である（図 5 2）。 30

【 0 1 5 4 】

前送りキャリッジ 4 2 3 ないし歯付きベルト 5 2 3 の運動方向を定めるために、中間歯車（ピニオン） 5 9 5 を図 5 3 に示すように中間接続することができる。

【 0 1 5 5 】

前記の機械的構造は少なくとも部分的に電氣的/電子的構成部材によって実行または補充することができることは自明である。例えばストロークを形成するためのステップモータ、機能構成部材の位置を検出するためのセンサ、電子的信号装置等を使用することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 5 6 】

【 図 1 】 図 1 は、注射器が装着された準備完了位置にある第 1 実施例を、図 2 の面 X - X での縦断面で示す図である。 40

【 図 2 】 図 2 は、注射器を備えない第 1 実施例の平面図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 1 の面 A - A の断面図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 1 の面 B - B の部分断面図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 2 の面 C - C の断面図である。

【 図 6 】 図 6 は、穿刺行程と注入行程が終了した後の注入位置の第 2 縦断面図である。

【 図 7 】 図 7 は、復帰行程が終了した後の第 3 縦断面図である。

【 図 8 】 図 8 は、ギア（ないしギア装置）を有する第 1 実施例の第 1 変形の、図 3 に相応する断面図である。 50

【図 9】図 9 は、第 1 実施例の第 2 変形の、図 1 に相応する部分断面図である。

【図 10】図 10 は、第 1 実施例の第 3 変形の、図 12 の面 F - F での図 1 に相応する部分断面図である。

【図 11】図 11 は、図 10 の面 G - G の断面図である。

【図 12】図 12 は、図 10 の面 E - E の断面図である。

【図 13】図 13 は、第 1 実施例の第 4 変形の、図 10 に相応する部分断面図である。

【図 14】図 14 は、注射器が装着された準備完了位置にある第 2 実施例を、図 15 の面 H - H での第 1 縦断面で示す図である。

【図 15】図 15 は、注射器を備えない第 2 実施例の平面図である。

【図 16】図 16 は、穿刺行程後、注入工程中の図 17 の面 H - H の第 2 縦断面図である

10

【図 17】図 17 は、注入工程中の（注射器を備えない）図 15 の第 2 平面図である。

【図 18】図 18 は、図 15 の面 K - K の断面図である。

【図 19】図 19 は、図 15 の面 L - L の断面図である。

【図 20】図 20 は、図 15 の面 M - M の断面図である。

【図 21】図 21 は、注射器が装着された第 3 実施例の縦断面図である。

【図 22】図 22 は、図 21 の注入装置の全体図である。

【図 23】図 23 は、收容フレームの 2 つの半部分の斜視図である。

【図 24】図 24 は、注射器收容部とプランジャの第 1 斜視図である。

【図 25】図 25 は、注射器收容部とプランジャの第 2 斜視図である。

20

【図 26】図 26 は、送り出しキャリッジの第 1 斜視図である。

【図 27】図 27 は、送り出しキャリッジの第 2 斜視図である。

【図 28】図 28 は、歯車キャリッジの斜視図である。

【図 29】図 29 は、ロールバネを備えるロード引っ張りバーの斜視図である。

【図 30】図 30 は、ロード機構の第 1 斜視図である。

【図 31】図 31 は、ロード機構の第 2 斜視図である。

【図 32】図 32 は、ベル機構の斜視図である。

【図 33】図 33 は、收容フレームの 2 つの半部分を備える、図 22 の注入装置の上側の斜視図である。

【図 34】図 34 は、図 22 の收容フレームの 2 つの半部分を備える上面側の斜視図である。

30

【図 35】図 35 は、図 24 の收容フレームの 2 つの半部分を備える底面側の斜視図である。

【図 36】図 36 は、注射器が装着されたスタート位置にある主要機能構成部材の斜視図である。

【図 36 A】図 36 A は、図 36 の機能構成部材の第 1 縦断面図である。

【図 36 B】図 36 B は、図 36 の機能構成部材の第 2 縦断面図である。

【図 36 C】図 36 C は、図 36 の機能構成部材の第 3 縦断面図である。

【図 37】図 37 は、穿刺工程中の主要機能構成部材の部分斜視図である。

【図 37 A】図 37 A は、図 37 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。

40

【図 37 B】図 37 B は、図 37 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。

【図 37 C】図 37 C は、図 37 の位置にある機能構成部材の第 3 縦断面図である。

【図 38】図 38 は、穿刺工程中の主要機能構成部材の部分斜視図である。

【図 38 A】図 38 A は、図 38 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。

【図 38 B】図 38 B は、図 38 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。

【図 38 C】図 38 C は、図 38 の位置にある機能構成部材の第 3 縦断面図である。

【図 39】図 39 は、注入行程終了後の主要機能構成部材の部分斜視図である。

【図 40】図 40 は、復帰行程開始前の主要機能構成部材の部分斜視図である。

【図 41】図 41 は、復帰工程中の主要機能構成部材の部分斜視図である。

【図 41 A】図 41 A は、図 41 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。

50

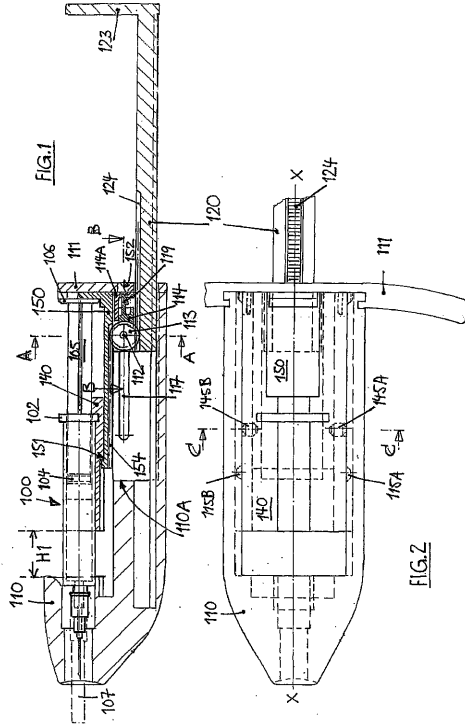
- 【図 4 1 B】図 4 1 B は、図 4 1 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。
- 【図 4 1 C】図 4 1 C は、図 4 1 の位置にある機能構成部材の第 3 縦断面図である。
- 【図 4 2】図 4 2 は、復帰行程終了後の主要機能構成部材の部分斜視図である。
- 【図 4 2 A】図 4 2 A は、図 4 2 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。
- 【図 4 2 B】図 4 2 B は、図 4 2 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。
- 【図 4 3】図 4 3 は、ロード（蓄勢）工程中の主要機能構成部材の第 1 部分斜視図である。
- 【図 4 4】図 4 4 は、ロード工程中の主要機能構成部材の第 2 部分斜視図である。
- 【図 4 4 A】図 4 4 A は、図 4 3 / 4 4 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。
- 【図 4 4 B】図 4 4 B は、図 4 3 / 4 4 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。
- 【図 4 4 C】図 4 4 C は、図 4 3 / 4 4 の位置にある機能構成部材の第 3 縦断面図である。
- 【図 4 5】図 4 5 は、ロード工程中の主要機能構成部材の第 3 部分斜視図である。
- 【図 4 6】図 4 6 は、ロード工程中の主要機能構成部材の第 4 部分斜視図である。
- 【図 4 7】図 4 7 は、ロード行程終了後および注射器破棄後の主要機能構成部材の部分斜視図である。
- 【図 4 7 A】図 4 7 A は、図 4 7 の位置にある機能構成部材の第 1 縦断面図である。
- 【図 4 7 B】図 4 7 B は、図 4 7 の位置にある機能構成部材の第 2 縦断面図である。
- 【図 4 8 A】図 4 8 A は、注射器が装着され、容積アダプタが出発状態にある第 4 実施例の縦断面図である。
- 【図 4 8 B】図 4 8 B は、穿刺行程終了後の断面図である。
- 【図 4 8 C】図 4 8 C は、注入行程終了後の部分断面図である。
- 【図 4 9】図 4 9 は、容積アダプタが使用された注入キャリッジの部分斜視図である。
- 【図 5 0】図 5 0 は、比較的大きな容積アダプタを有する第 4 実施例の部分断面図である。
- 【図 5 1】図 5 1 A は、出発状態にある第 4 実施例の駆動連結部の第 1 変形の部分断面図である。図 5 1 B は、穿刺行程終了後の第 1 変形の部分断面図である。
- 【図 5 2】図 5 2 は、駆動連結部の第 2 変形の部分断面図である。
- 【図 5 3】図 5 3 は、駆動連結部の第 3 変形の部分断面図である。

10

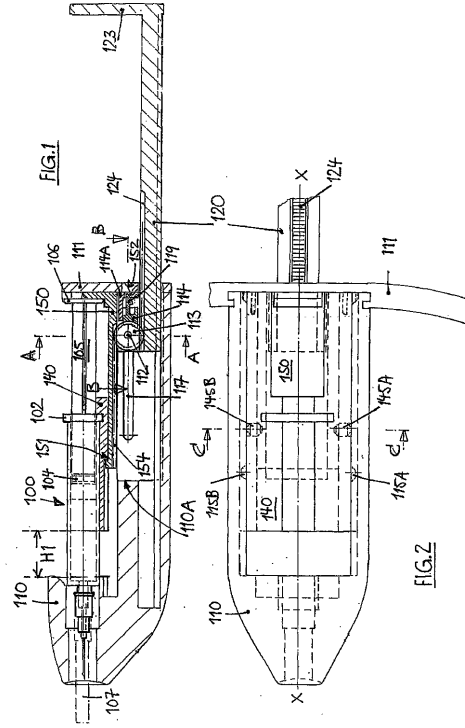
20

30

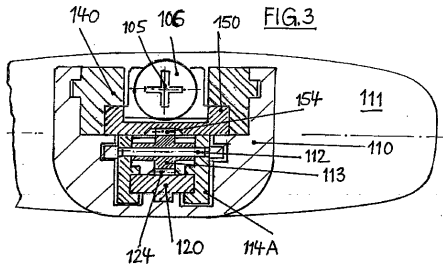
【 図 1 】



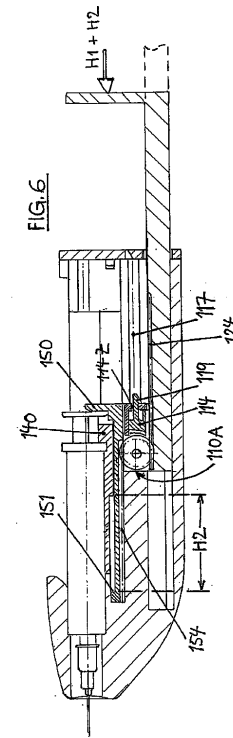
【 図 2 】



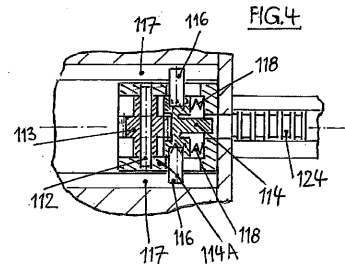
【 図 3 】



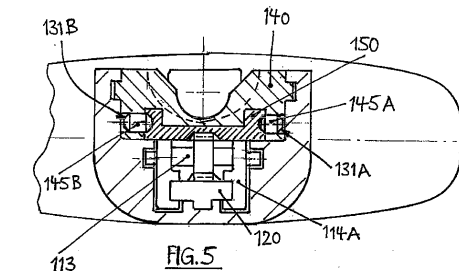
【 図 6 】



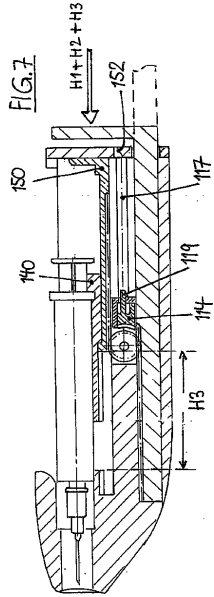
【 図 4 】



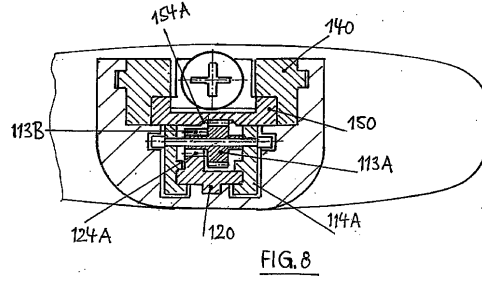
【 図 5 】



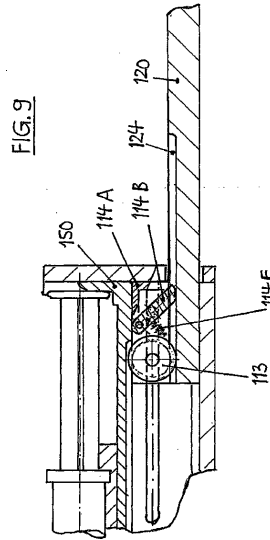
【 図 7 】



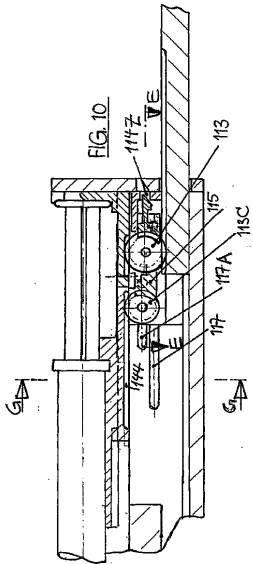
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】

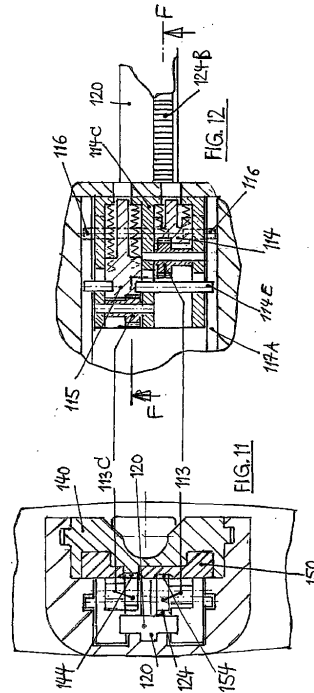
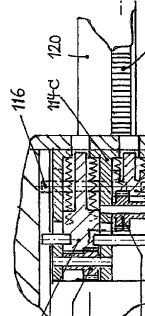
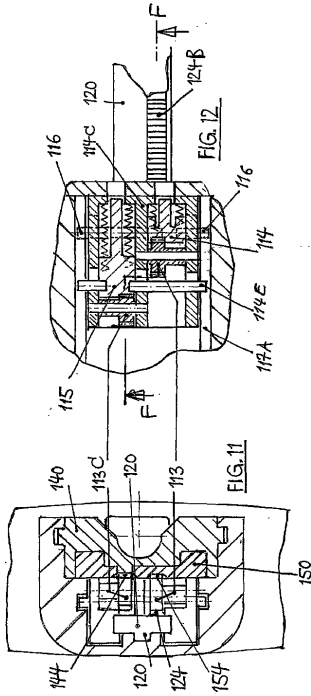


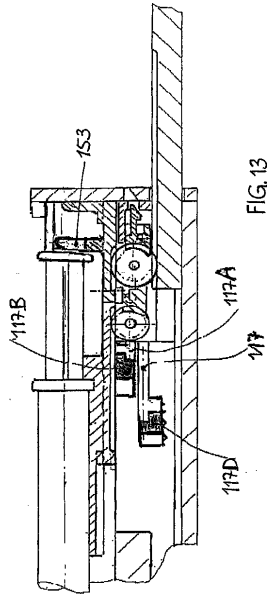
FIG. 12



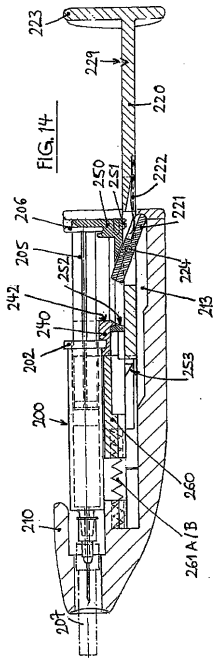
【 図 1 2 】



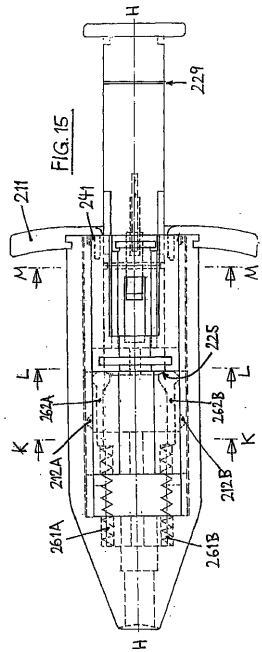
【 図 1 3 】



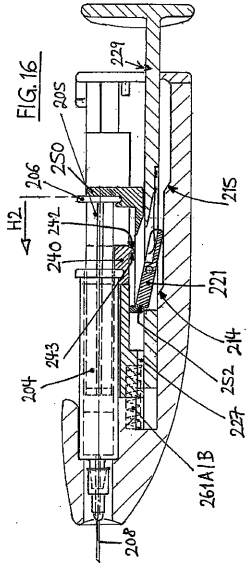
【 図 1 4 】



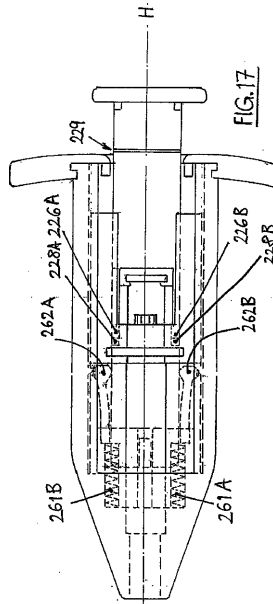
【 図 1 5 】



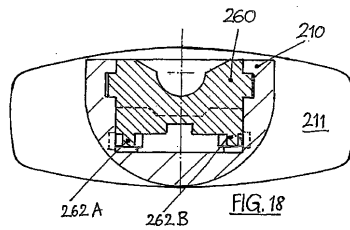
【 16 】



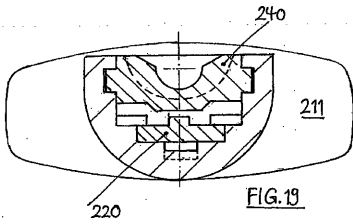
【 17 】



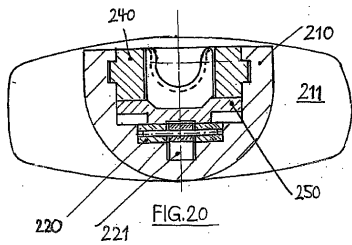
【 18 】



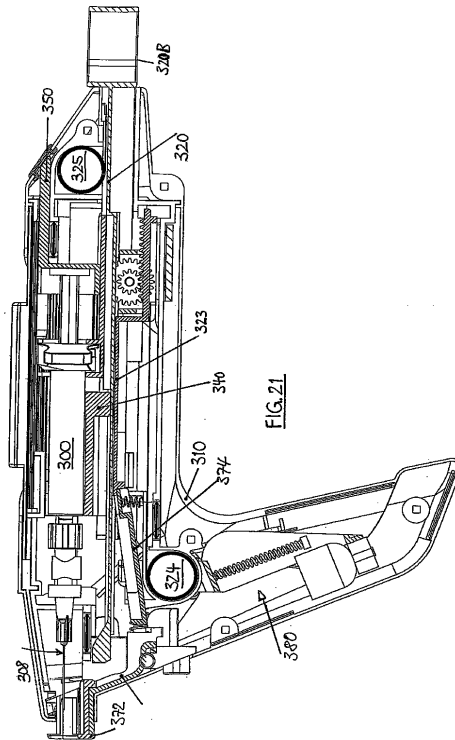
【 19 】



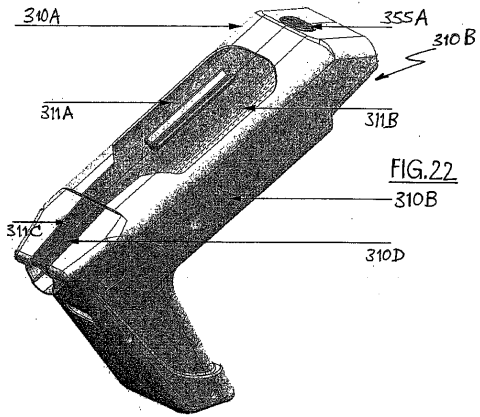
【 20 】



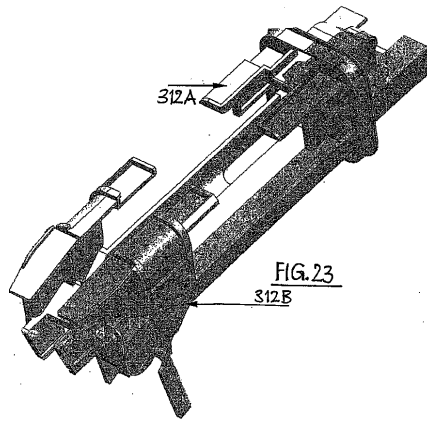
【 21 】



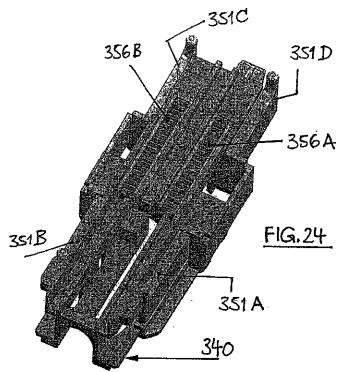
【 図 2 2 】



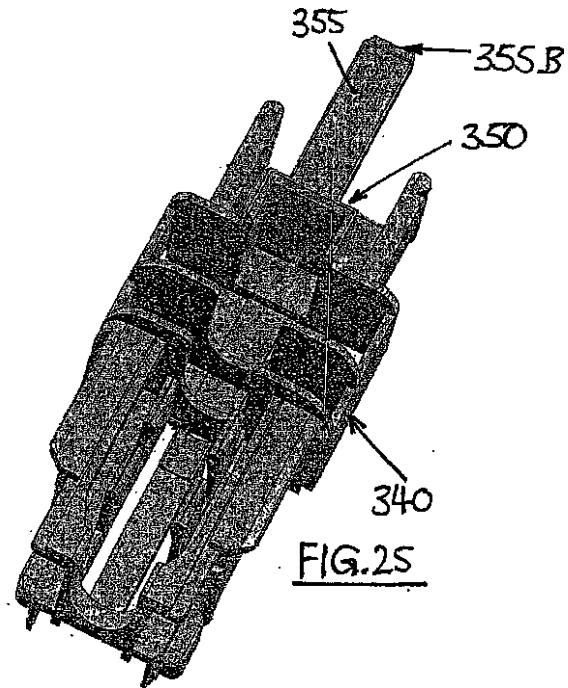
【 図 2 3 】



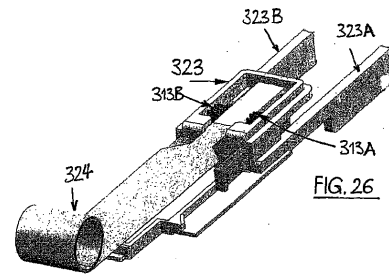
【 図 2 4 】



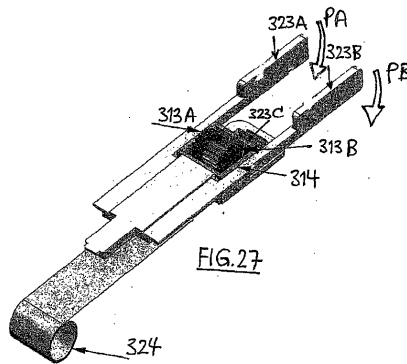
【 図 2 5 】



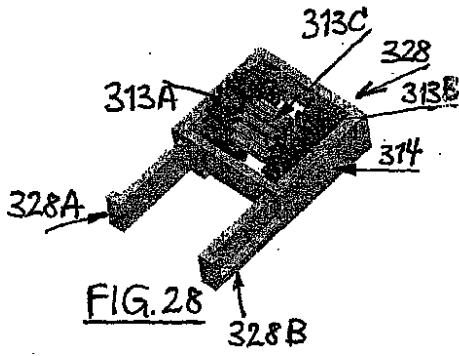
【 図 2 6 】



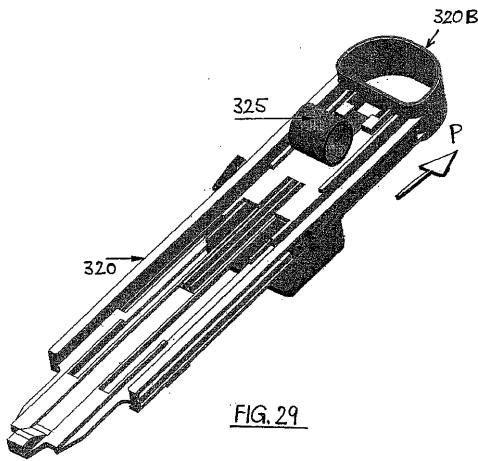
【 図 2 7 】



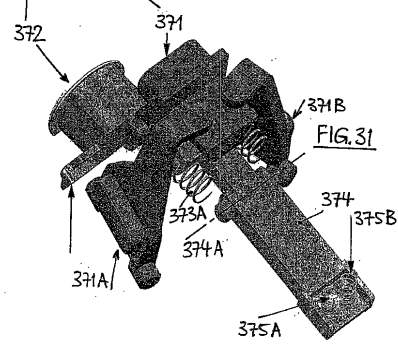
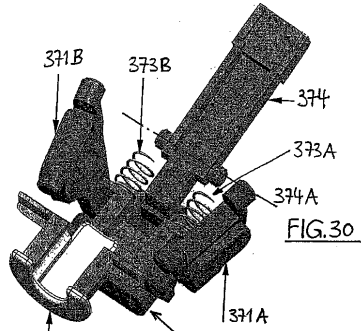
【 図 2 8 】



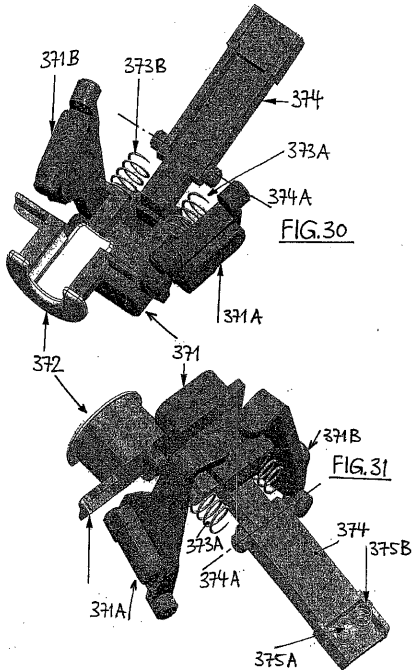
【 図 2 9 】



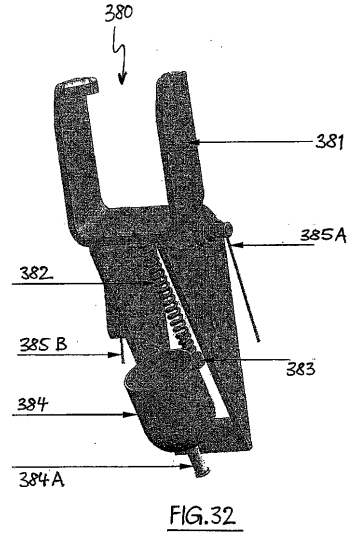
【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



【 図 3 2 】



【 33 】

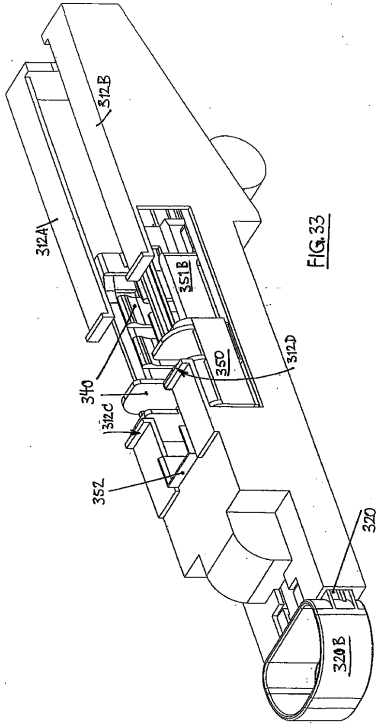


FIG. 33

【 34 】

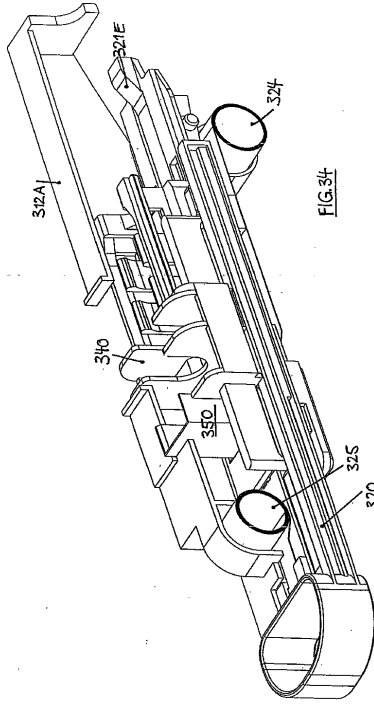


FIG. 34

【 35 】

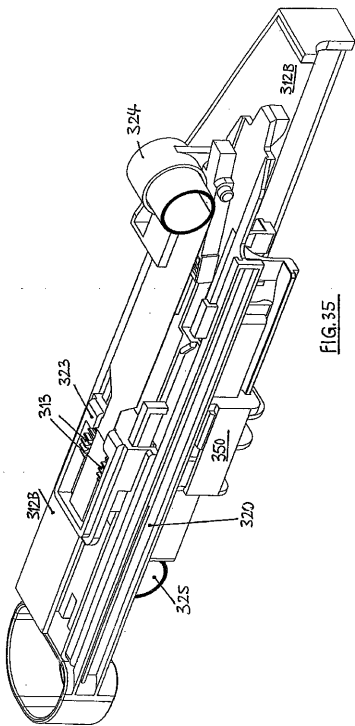


FIG. 35

【 36 】

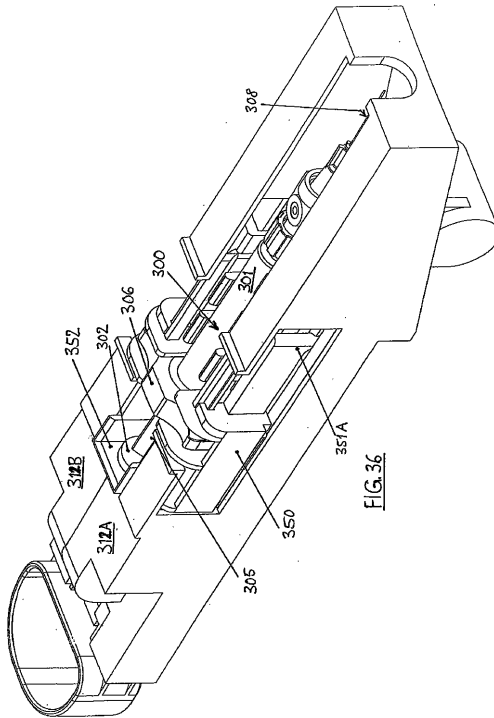
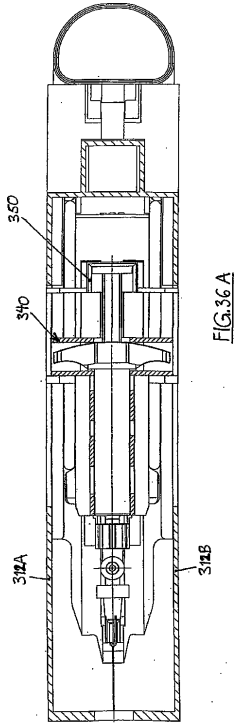
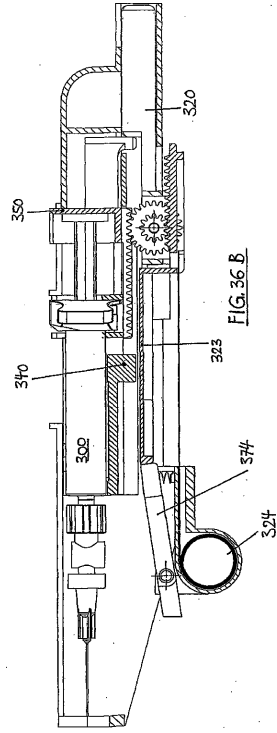


FIG. 36

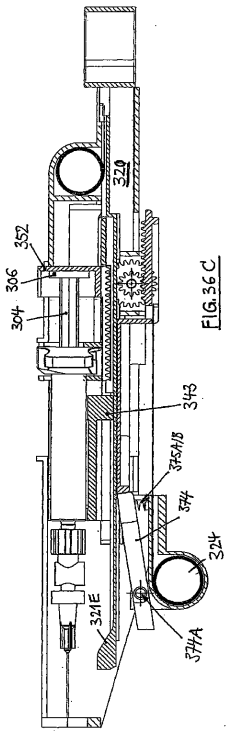
【 36 A 】



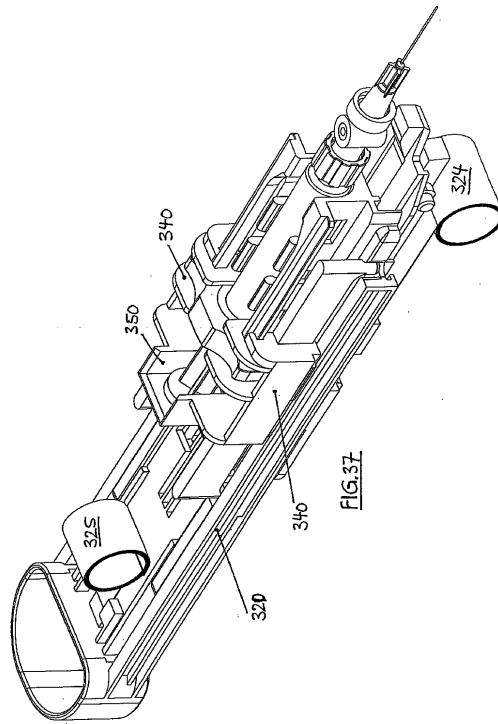
【 36 B 】



【 36 C 】



【 37 】



【 37 A 】

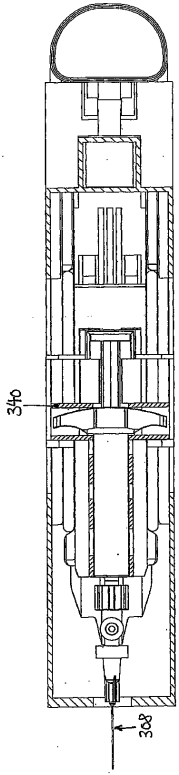


FIG. 37A

【 37 B 】

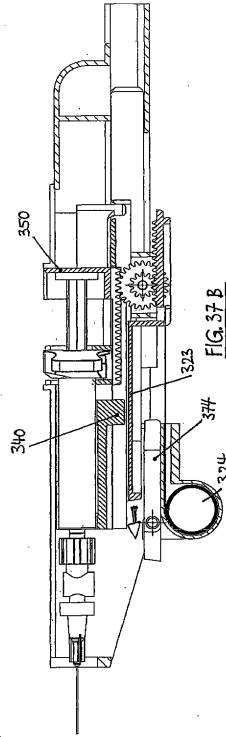


FIG. 37B

【 37 C 】

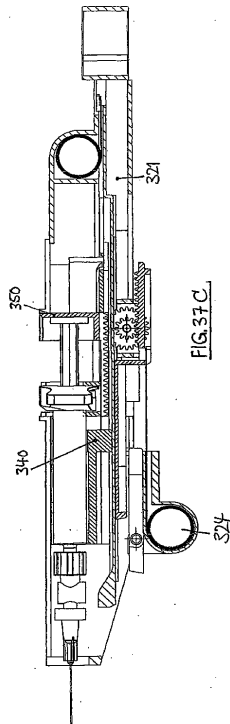


FIG. 37C

【 38 】

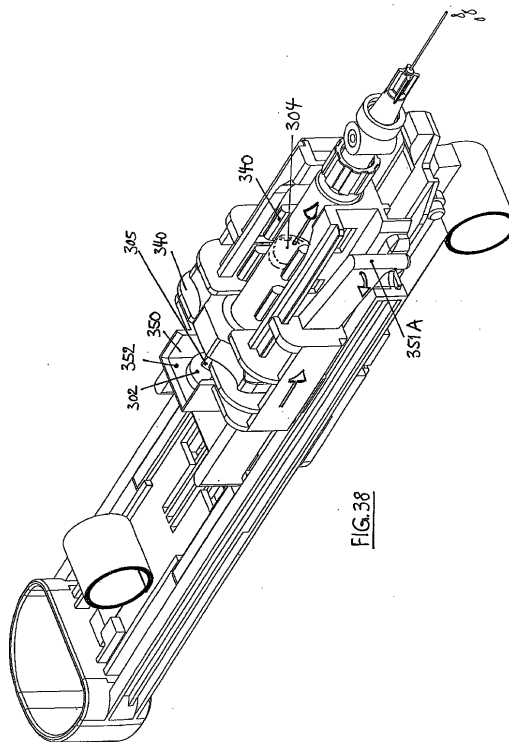
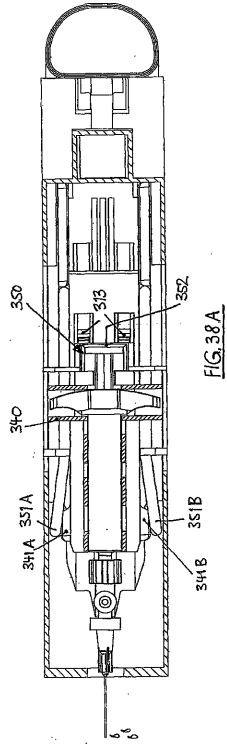
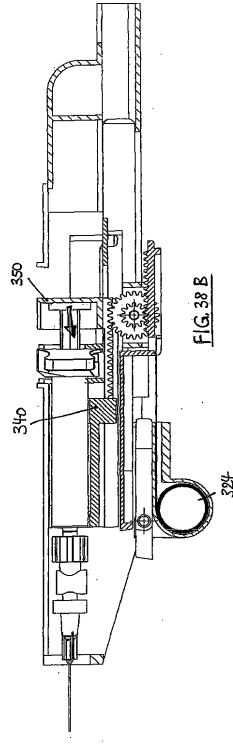


FIG. 38

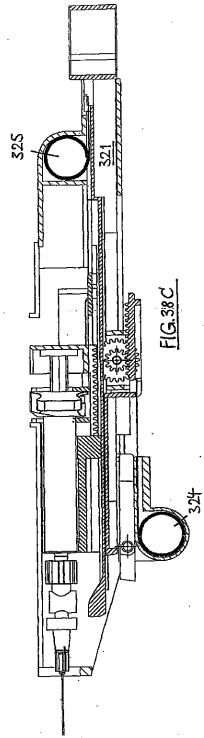
【 38 A 】



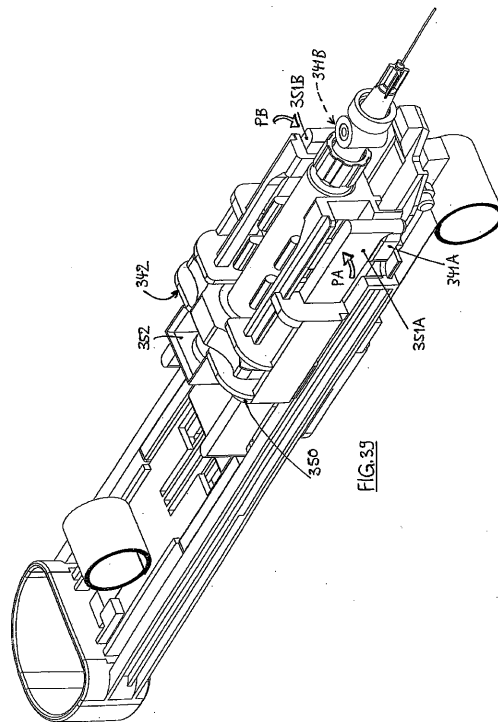
【 38 B 】



【 38 C 】



【 39 】



【 40 】

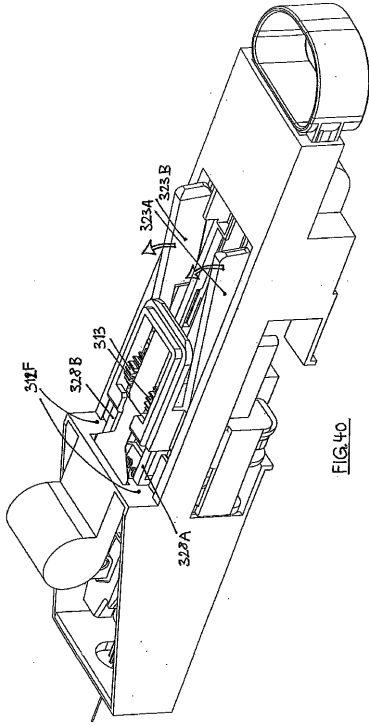


FIG. 40

【 41 】

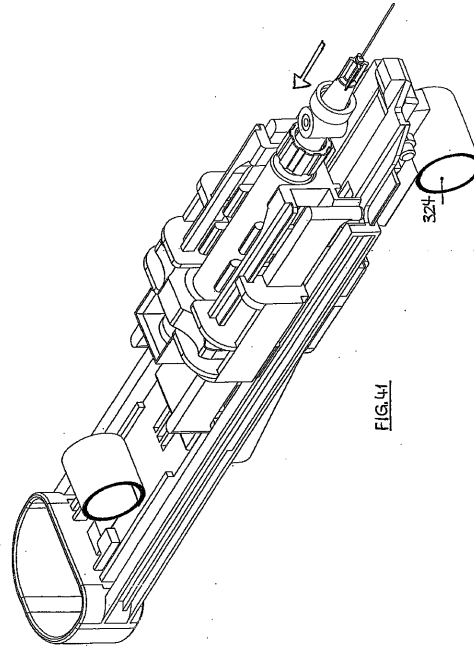


FIG. 41

【 41 A 】

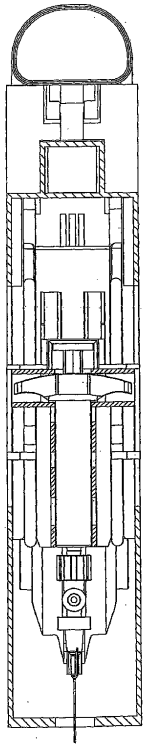


FIG. 41 A

【 41 B 】

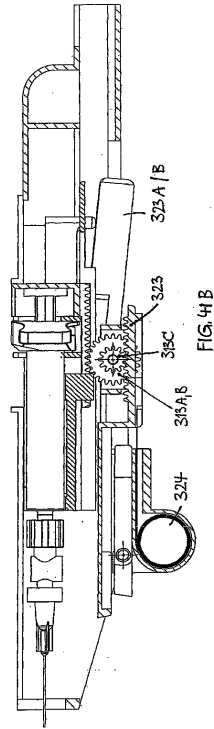



FIG. 41 B

【 4 1 C】

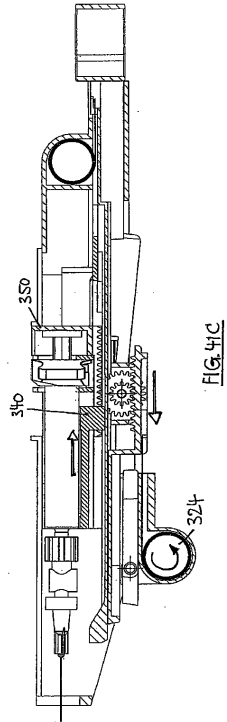



FIG. 41C

【 4 2】

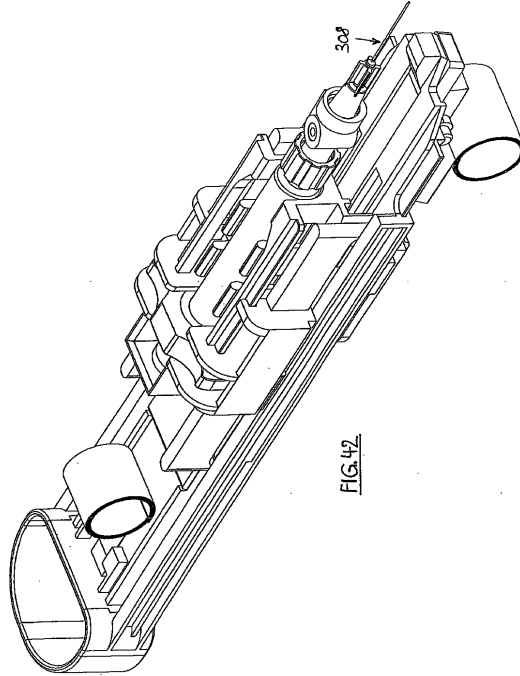



FIG. 42

【 4 2 A】

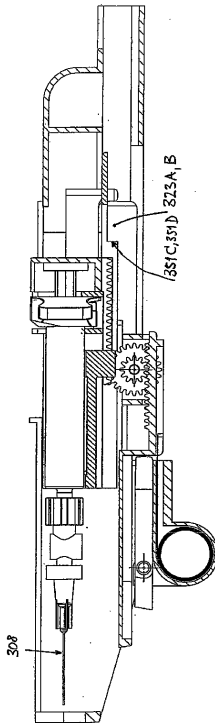



FIG. 42A

【 4 2 B】

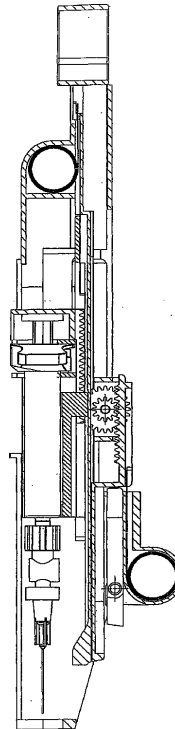
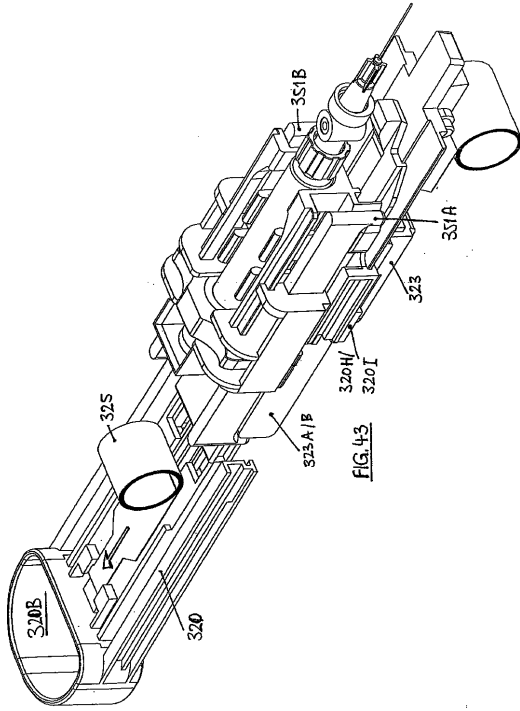
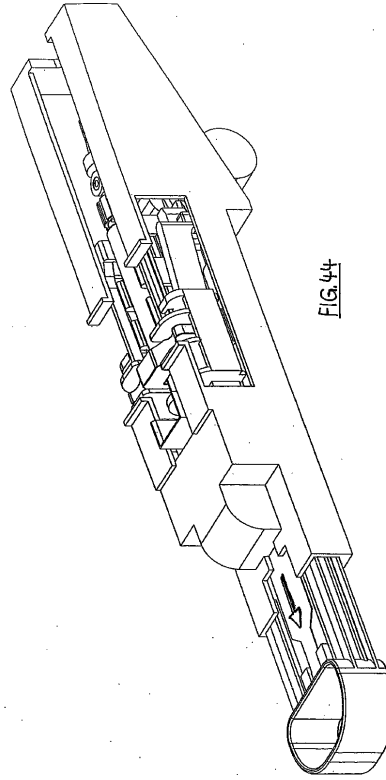


FIG. 42B

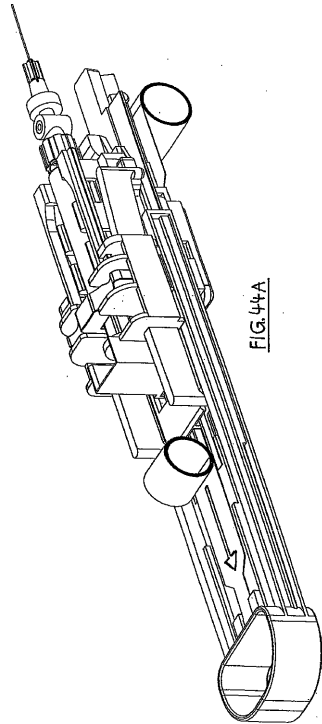
【 4 3 】



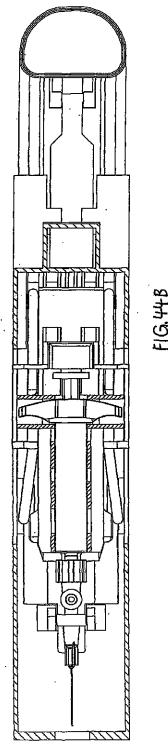
【 4 4 】



【 4 4 A 】



【 4 4 B 】



【 44 C 】

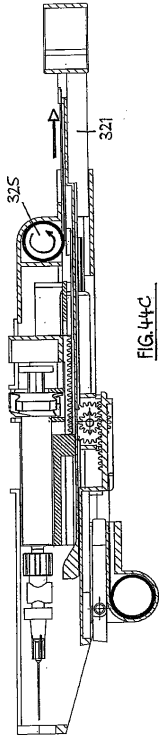


FIG. 44C

【 45 】

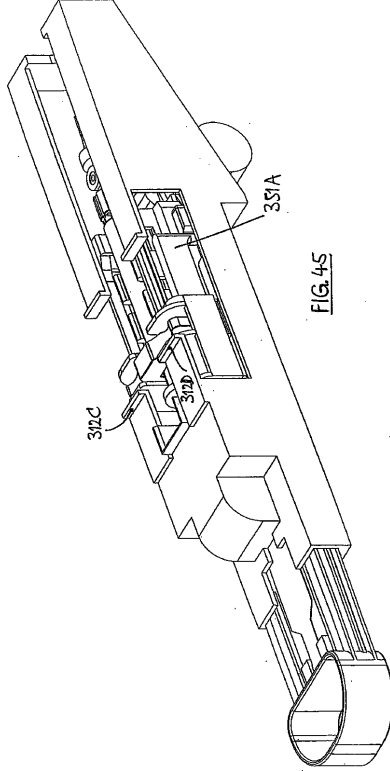


FIG. 45

【 46 】

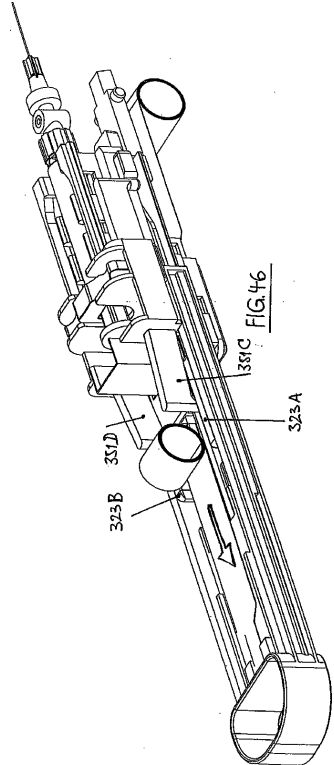


FIG. 46

【 47 】

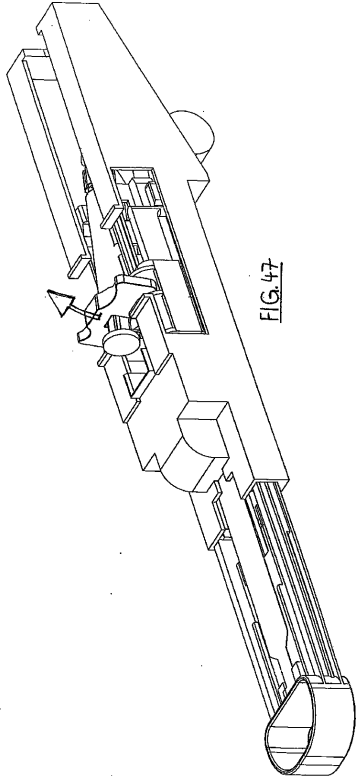
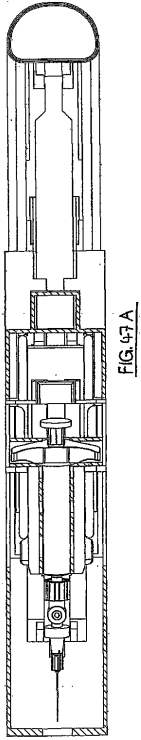
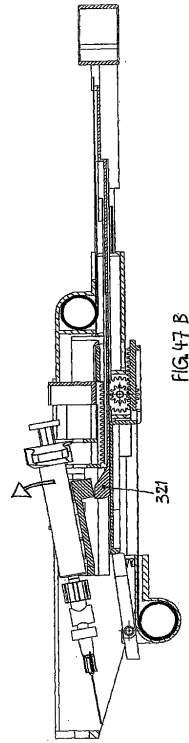


FIG. 47

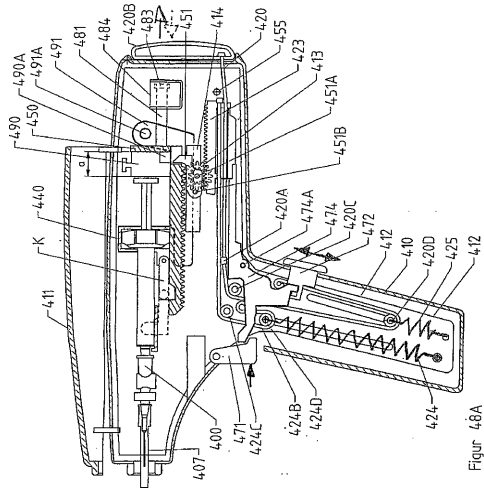
【 47 A 】



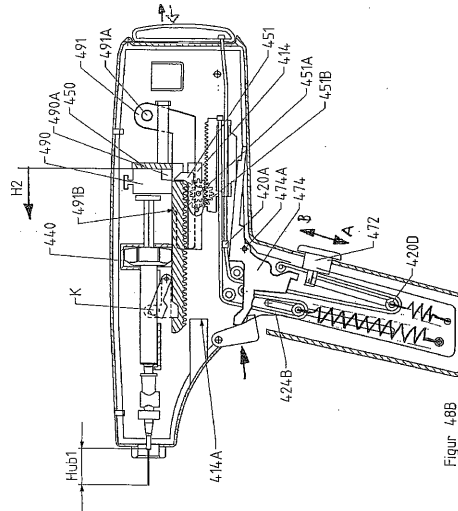
【 47 B 】



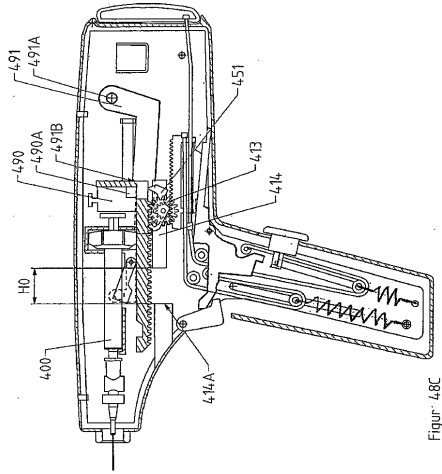
【 48 A 】



【 48 B 】

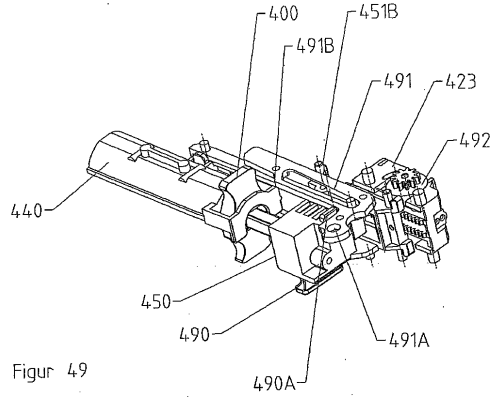


【図48C】



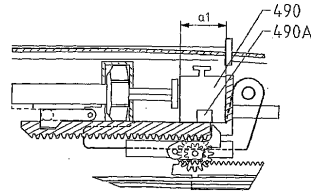
Figur 48C

【図49】



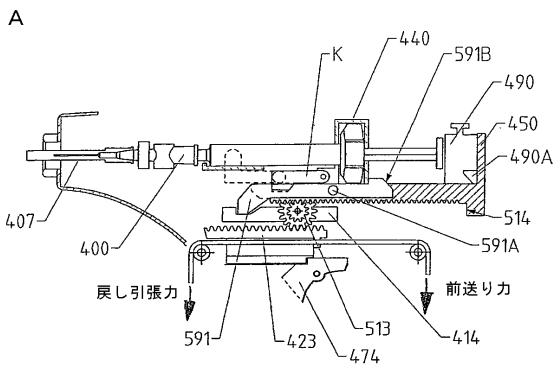
Figur 49

【図50】

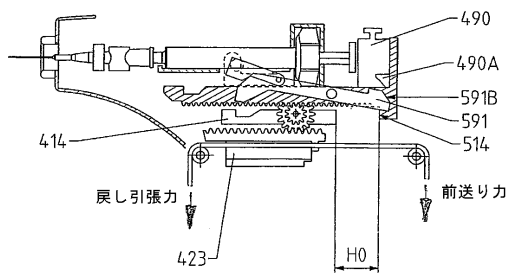


Figur 50

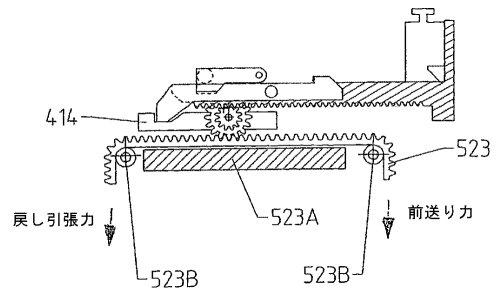
【図51】



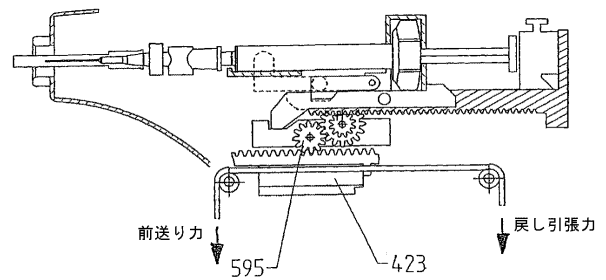
B



【図52】



【図53】



フロントページの続き

審査官 望月 寛

(56)参考文献 米国特許第06270479(US, B1)
独国特許発明第00356704(DE, C2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 5/315