



República Federativa do Brasil
Ministério da Indústria, Comércio Exterior
e Serviços
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0607030-2 B1

(22) Data do Depósito: 21/03/2006

(45) Data de Concessão: 17/04/2018



(54) Título: DISPOSITIVO DE INJEÇÃO E MÉTODO DE PRODUÇÃO DE DISPOSITIVO DE INJEÇÃO

(51) Int.Cl.: A61M 5/145

(30) Prioridade Unionista: 06/04/2005 GB 05 07016.4

(73) Titular(es): CILAG GMBH INTERNATIONAL

(72) Inventor(es): TIMOTHY DONALD BARROW-WILLIAMS; DAVID EDINGTON

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**DISPOSITIVO DE INJEÇÃO E MÉTODO DE PRODUÇÃO DE DISPOSITIVO DE INJEÇÃO**".

ÁREA DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se a um dispositivo de injeção do tipo que recebe uma seringa, estende a mesma, descarrega seu conteúdo e depois retrai a mesma automaticamente.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

Dispositivos de injeção conhecidos são mostrados em WO 95/35126 e EP-A-0 516 473 e tendem a usar uma mola de acionamento e alguma forma de mecanismo de liberação que libera a seringa da influência da mola de acionamento, quando se supõe que seu conteúdo tenha sido descarregado, para permitir que seja retraída por uma mola de retorno.

Em geral, esses dispositivos de injeção necessitam de uma mola de acionamento de alta força, a fim de esvaziar a seringa com segurança no tempo antes da retração da seringa. Quando a mola de acionamento é primeiramente liberada, a mola primeiramente ocupa o espaço livre na seringa, depois estende a seringa e a agulha e depois descarrega o fármaco. A força da mola é significativamente mais alta do que necessário para essas etapas iniciais e o excesso de energia é liberado na forma de ruído e vibração resultantes do recuo da mola.

Em geral, um dispositivo de injeção pode operar com uma série de volumes de enchimento da seringa. Quando o volume de enchimento é baixo, pode haver um espaço livre substancial a ser ocupado pela mola e, portanto, ruído mais alto e recuo mais alto no acionamento.

É, portanto, desejável minimizar o ruído e o recuo, para evitar que o paciente seja assustado, para uma série de volumes de enchimento da seringa.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

O dispositivo de injeção da presente invenção está projetado para lidar com o problema acima mencionado e outras questões.

Em vista do precedente e de acordo com um primeiro aspecto da presente invenção, é posto à disposição um dispositivo de injeção que

compreende:

uma carcaça adaptada para receber uma seringa com um bocal de descarga e um êmbolo de distribuição móvel na seringa, para expelir o conteúdo da seringa através do bocal de descarga;

- 5 um acionamento adaptado na ativação para atuar sobre a seringa, para avançar a mesma de uma posição retraída, na qual o bocal de descarga está contido dentro da carcaça, para uma posição estendida, na qual o bocal de descarga se estende da carcaça;

10 uma conexão de acionamento, que se estende do acionamento para o êmbolo de distribuição da seringa, de modo a transferir o movimento do acionamento para o êmbolo, caracterizado pelo fato de que a conexão de acionamento compreende uma conexão de acionamento de comprimento fixo e uma conexão de acionamento intercambiável.

15 Variando o comprimento da conexão de acionamento intercambiável, o ruído e a vibração resultantes da ativação do dispositivo podem ser minimizados para um dado volume de conteúdo na seringa.

De preferência, a conexão de acionamento intercambiável compreende um elemento rígido, configurado para ligar-se com o êmbolo de distribuição e com a conexão de acionamento de comprimento fixo.

20 O elemento rígido tem um eixo longitudinal.

Vantajosamente, a quantidade do conteúdo da seringa que é expelida em uso determina o comprimento da conexão de acionamento intercambiável ao longo de seu eixo longitudinal.

25 Em geral, o comprimento da conexão de acionamento intercambiável é inversamente proporcional à quantidade do conteúdo da seringa.

Em uma modalidade da presente invenção, está previsto um elemento de liberação intercambiável, adaptado para separar o acionamento da conexão de acionamento de comprimento fixo depois de uma quantidade predeterminada de movimento do êmbolo.

30 De preferência, o elemento de liberação intercambiável é um aperto adaptado para atuar sobre pelo menos um braço que liga a conexão de acionamento de comprimento fixo ao acionamento, desse modo liberando

o acionamento da conexão de acionamento de comprimento fixo.

Vantajosamente, o comprimento do aperto determina a quantidade predeterminada de movimento do êmbolo.

Em geral, o comprimento do aperto é inversamente proporcional à quantidade do conteúdo da seringa.

De acordo com um segundo aspecto da invenção, é posto à disposição um método para produzir um dispositivo de injeção, que compreende:

inserir uma seringa com um êmbolo em um primeiro subconjunto;

inserir uma conexão de acionamento intercambiável na seringa para entrar em contato com o êmbolo;

obter um segundo subconjunto, que compreende um acionamento e uma conexão de acionamento de comprimento fixo; e

montar o primeiro subconjunto e o segundo subconjunto um com o outro;

sendo que, na montagem, a conexão de acionamento de comprimento fixo e a conexão de acionamento intercambiável se comunicam em uso, para transferir o movimento do acionamento para o êmbolo.

De preferência, o componente intercambiável tem um eixo longitudinal e compreende um elemento rígido, configurado para ligar-se com o êmbolo e com a conexão de acionamento.

Em uma modalidade da presente invenção, há a etapa adicional de escolher a conexão de acionamento intercambiável de acordo com seu comprimento, determinado pela quantidade do conteúdo da seringa.

Em uma outra modalidade da presente invenção, há a outra etapa de ligar um elemento de liberação intercambiável ao primeiro subconjunto, antes da etapa da montagem, sendo que o elemento de liberação intercambiável está adaptado para ativar, após uma quantidade predeterminada de movimento do êmbolo, um mecanismo de retardamento no acionamento, que atua sobre a conexão de acionamento de comprimento fixo.

De preferência, o elemento de liberação intercambiável é esco-

lhido de acordo com seu comprimento, determinado pela quantidade do conteúdo da seringa.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

5 A invenção é descrita agora, a título de exemplo, com referência aos desenhos anexos, nos quais:

Figura 1 mostra uma vista em corte transversal de um dispositivo de injeção de acordo com a presente invenção; e

Figura 2 mostra uma parte ampliada do dispositivo de injeção mostrado na figura 1.

10 Figura 3 mostra uma vista em explosão de componentes do dispositivo de injeção de acordo com a presente invenção; e

Figura 4 mostra uma vista em perspectiva de subconjuntos do dispositivo de injeção de acordo com a presente invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA DOS DESENHOS

15 As figuras 1 a 4 mostram um dispositivo de injeção 110 com uma carcaça de dispositivo de injeção 112. A extremidade da carcaça 112 tem uma abertura de saída 128, através da qual pode emergir a extremidade de uma luva 119.

20 A carcaça 112 contém uma seringa hipodérmica 114 do tipo convencional, incluindo um corpo de seringa 116, que define um reservatório e termina em uma extremidade em uma agulha hipodérmica 118 e na outra, em um flange 120. O corpo de seringa 116 é de diâmetro substancialmente constante ao longo do comprimento do reservatório; e é de diâmetro substancialmente menor perto da extremidade da seringa que termina na agulha
25 hipodérmica. Uma conexão de acionamento 134 age através do tampão da seringa, para descarregar o conteúdo da seringa 114 através da agulha 118. Essa conexão de acionamento 134 comprime um medicamento 124 a ser administrado dentro do reservatório definido pelo corpo de seringa 116. Embora a seringa ilustrada seja do tipo hipodérmico, isso não precisa necessariamente ser assim. Seringas transcutâneas ou dérmicas balísticas e subcu-
30 tâneas também podem ser usadas com o dispositivo de injeção da presente invenção.

Tal como ilustrado, a seringa está alojada dentro de um suporte de seringa 150. O suporte de seringa 150 tem uma extremidade proximal 151 através da qual a agulha 118 da seringa se salienta.

5 A agulha 118 está ligada ao corpo de seringa 116 da seringa por um subconjunto de agulha 172 que tem um diâmetro reduzido.

Na extremidade proximal 151 do suporte de seringa 150, existe uma seção com diâmetro reduzido 173, que sustenta a extremidade da seringa 144 sobre seu corpo 116. O suporte de seringa 150 também inclui um par de saliências flexíveis 152. O par de saliências flexíveis 152 comunica-se
10 com um par correspondente de aberturas de bloqueio em um suporte de mola de retorno 160, de modo que o suporte de seringa 150 não possa mover-se em relação ao suporte de mola de retorno 160. O suporte de seringa 150 também compreende uma superfície de apoio 153 perto de sua segunda extremidade, contra a qual uma superfície de apoio correspondente do su-
15 porte de mola de retorno 160 é inclinada por uma mola de retorno 126. A mola de retorno 126, por meio do suporte de mola de retorno 160 e do suporte de seringa 150, inclina a seringa 114 de uma posição estendida, na qual a agulha 118 se estende da abertura 128 na carcaça 112, para uma posição retraída, na qual a agulha 118 está contida dentro da carcaça 112.

20 O suporte de seringa 150 compreende um invólucro 154, dentro do qual a seringa 114 pode ser inserida de uma extremidade distal 170. A seringa 114 está dotada de uma cobertura de proteção (não mostrada). Se a seringa falhar ou quebrar, o invólucro 154 que circunda a seringa 114 ao longo de seu comprimento retém os pedaços de seringa quebrados e reduz
25 a probabilidade de os mesmos saírem do dispositivo de injeção.

A carcaça está dotada, ainda, de um elemento de engate elástico 161, que está inclinado para uma posição na qual ele se engata em uma superfície de bloqueio 163 no suporte de mola de retorno 160. Antes de se engatar na superfície de bloqueio 163, o elemento de engate 161 também se
30 estende através de uma abertura de engate 165 na luva 119. O elemento de engate 167 inclui uma superfície em rampa 167 contra a qual uma borda da abertura de engate 165 atua à maneira de um came atuando sobre um se-

guidor de came.

A carcaça também inclui um dispositivo de ativação e um acionamento, que aqui assume a forma de uma mola de acionamento de compressão 130. O acionamento da mola de acionamento 130 é transmitido por meio de um acionamento de componentes múltiplos ao êmbolo da seringa 114, para avançar a seringa de sua posição retraída para sua posição estendida e descarregar seu conteúdo através da agulha 118. O acionamento realiza essa tarefa atuando diretamente sobre o medicamento 124 e sobre a seringa 114. A fricção estática entre a conexão de acionamento 134 e o corpo de seringa 116 inicialmente garante que os mesmos avancem juntos, até que a mola de retorno 126 toque o fundo ou o corpo de seringa 116 encontre alguma outra obstrução (não mostrada) que retarda seu movimento.

O acionamento de componentes múltiplos entre a mola de acionamento 130 e a seringa 114 consiste em três componentes principais. Uma luva de acionamento 131 recebe acionamento da mola de acionamento 130 e transmite o mesmo a um elemento de acionamento 132. Esse, por sua vez, transmite acionamento à conexão de acionamento 134 já mencionada.

O elemento de acionamento 132 inclui um tubo oco 140, cuja cavidade interna forma uma câmara coletora 142 em comunicação com uma passagem 144, que se estende da câmara coletora até a extremidade do tubo 140. A conexão de acionamento 134 inclui um furo cego 146 que está aberto em uma extremidade para receber o tubo 140 e está fechado na outra. Tal como pode ser visto, o furo 146 e o tubo 140 definem um reservatório de fluido 148, dentro do qual está contido um fluido de amortecimento.

Um disparador 214 está disposto na carcaça 112 à distância da abertura de saída 128. O disparador, quando operado, serve para desacoplar a luva de acionamento 131 da carcaça 112, permitindo que ela se mova em relação à carcaça 112 sob a influência da mola de acionamento 130. A operação do dispositivo é então a seguinte.

Inicialmente o suporte da mola de retorno 152 e, conseqüentemente, o suporte de seringa 150 e a seringa 114, são impedidos de mover-se pelo elemento de engate elástico 161. Movendo a luva 119 em uma dire-

ção dentro da carcaça 112, a borda a abertura de engate 165 é levada ao contato com a superfície em rampa 167 do elemento de engate 161, fazendo com que o elemento de engate 161 se mova para fora e, desse modo, se desengate do suporte de mola de retorno 160. Quando o elemento de engate 161 estiver desengatado da superfície de bloqueio 163, a seringa está livre para mover-se.

O dispositivo de atuação é então comprimido e a mola de acionamento 130 é liberada. A mola de acionamento 130 move a luva de acionamento 131, a luva de acionamento 131 move o elemento de acionamento 132 e o elemento de acionamento 132 move a conexão de acionamento 134. A conexão de acionamento 134 se move e, devido à fricção estática e forças hidrostáticas que agem através do medicamento 124 a ser administrado, move o corpo de seringa 114 contra a ação da mola de retorno 126. O corpo de seringa 114 move o suporte de seringa 150, que, por sua vez, move o suporte de mola de retorno 160 e comprime a mola de retorno 126. A agulha hipodérmica 118 emerge da abertura de saída 128 da carcaça 112. Isso continua até que a mola de retorno 126 toque o fundo ou até que o corpo de seringa 116 encontre alguma outra obstrução (não mostrada) que retarda seu movimento. Como a fricção estática entre a conexão de acionamento 134 e o corpo de seringa 116 e as forças hidrostáticas que atuam através do medicamento 124 a ser administrado não são suficientes para resistir à força de acionamento total desenvolvida pela mola de acionamento 130, nesse ponto a conexão de acionamento 134 começa a mover-se dentro do corpo de seringa 116 e o medicamento 124 começa a ser descarregado. A fricção dinâmica entre a conexão de acionamento 134 e o corpo de seringa 116 e forças hidrostáticas e hidrodinâmicas que agora atuam através do medicamento 124 a ser administrado são, no entanto, suficientes para reter a mola de retorno 126 em seu estado comprimido, de modo que a agulha hipodérmica 118 permanece estendida.

Antes de a conexão de acionamento 134 chegar ao final de seu deslocamento dentro do corpo de seringa 116, portanto, antes de o conteúdo da seringa ter sido totalmente descarregado, braços de engate flexíveis que

ligam as primeiras conexões de acionamento 132, 134, atingem um elemento de liberação intercambiável 155 ligado à extremidade distal do suporte de seringa 150.

5 O elemento de liberação intercambiável 155 é, essencialmente, um aperto, que move os braços de engate para uma posição tal que eles não mais ligam o elemento de acionamento 132 à conexão de acionamento. Quando isso ocorre, o elemento de acionamento 132 não mais atua sobre a conexão de acionamento 134, deixando o elemento de acionamento 132 mover-se em relação à conexão de acionamento 134.

10 Como o fluido de amortecimento está contido dentro de um reservatório 148 definido entre a extremidade do elemento de acionamento 132 e o furo cego 146 na conexão de acionamento 134, o volume do reservatório 146 tende a diminuir à medida que o elemento de acionamento 132 se move em relação à conexão de acionamento 134, quando o primeiro sobre a ação da mola de acionamento 130. Quando o reservatório 148 se esgota, o fluido de amortecimento é forçado através da passagem 144 na câmara coletora 142. Desse modo, quando os braços de engate flexíveis foram liberados, parte da força exercida pela mola de acionamento 130 atua sobre o fluido de amortecimento, fazendo com que o mesmo corra através do aperto formado pela passagem 144; a restante, atua hidrostáticamente através do fluido e através da fricção entre as primeiras conexões de acionamento 132, 134, portanto, por meio da conexão de acionamento 134. Conseqüentemente, a conexão de acionamento 134 continua a mover-se dentro do corpo de seringa 116 e o medicamento 124 continua a ser descarregado. Perdas associadas à corrente do fluido de amortecimento não atenuam em grande parte a força que atua sobre o corpo da seringa. Portanto, a mola de retorno 126 permanece comprimida e a agulha hipodérmica permanece estendida.

30 Depois de algum tempo, a conexão de acionamento 134 completa seu deslocamento dentro do corpo de seringa 116 e não pode ir mais adiante. Nesse ponto, o conteúdo da seringa 114 está completamente descarregado e a força exercida pela mola de acionamento 130 atua para reter a

conexão de acionamento 134 em sua posição terminal e para continuar a fazer com que o fluido de amortecimento corra através da passagem 144, permitindo ao elemento de acionamento 132 continuar seu movimento.

Antes de ser esgotado o reservatório 148 de fluido, braços de engate flexíveis, que ligam a luva de acionamento 131 com o elemento de acionamento 132, atingem outro aperto dentro da carcaça 112. O aperto move os braços de engate flexíveis, de modo que os mesmos não possam mais ligar a luva de acionamento 131 ao elemento de acionamento 132. Quando isso ocorre, a luva de acionamento 131 não mais atua sobre o elemento de acionamento 132, permitindo que os mesmos se movam um em relação ao outro. Nesse ponto, as forças desenvolvidas pela mola de acionamento 130 não estão mais sendo transmitidas à seringa 114. A única força que atua sobre a seringa é a força de retorno da mola de retorno 126, que atua na extremidade da seringa 114, mais próxima da agulha 118, por meio do suporte de mola de retorno 160 e do suporte de seringa 150. Conseqüentemente, a seringa é retornada à sua posição retraída e o ciclo de injeção está completo.

Tal como pode ser visto da figura 3, a conexão de acionamento 134 compreende uma conexão de acionamento de comprimento fixo 134a e uma conexão de acionamento intercambiável 134b. O comprimento da conexão de acionamento intercambiável 134b pode ser variado trocando a mesma por uma conexão de acionamento intercambiável diferente. A conexão de acionamento intercambiável 134b inclui um copo 234 em sua extremidade adjacente à conexão de acionamento de comprimento fixo 134a, para receber uma saliência 235 na conexão de comprimento fixo 134b.

Por variação do comprimento total da conexão de acionamento 134, variando o comprimento da conexão de acionamento intercambiável 134a, a posição de partida inicial (antes da ativação do disparador) de uma extremidade proximal 240 (a extremidade mais próxima da agulha de descarga 118 da seringa 114) da conexão de acionamento 134 pode ser variada. Portanto, a extremidade proximal 240 pode ser disposta para ter uma posição de partida inicial tão próxima quanto possível do conteúdo da serin-

ga - i.e., o volume inicial da seringa 114 pode corresponder, substancialmente, ao volume do conteúdo da seringa. Desse modo, os espaços vazios que têm de ser ocupados quando o acionamento 130 é liberado pela primeira vez podem ser minimizados, desse modo, reduzindo o ruído e o recuo no dispositivo de injeção 110.

Portanto, um volume menor de líquido na seringa requer uma conexão de acionamento intercambiável 134a mais longa.

Como o comprimento da conexão de acionamento 134 é variável, segue-se que o ponto no qual os braços de engate flexíveis não mais ligam o elemento de acionamento 132 à conexão de acionamento 134 precisa ser variado, para garantir que o conteúdo da seringa possa ser completamente descarregado. Isso é feito variando o comprimento do elemento de liberação intercambiável 155.

Quanto mais longa for a conexão de acionamento 134, tanto mais longo precisa ser o elemento de liberação intercambiável 155.

O elemento de liberação intercambiável 155 está dotado de braços flexíveis 271 para ligar o elemento de liberação intercambiável 155 ao suporte de seringa 150 em recortes 281 no suporte de seringa 150.

Tal como mostrado na figura 4, o dispositivo de injeção 110 pode ser montado em dois subconjuntos para facilidade de fabricação.

Um primeiro subconjunto 210 compreende inserir a seringa 114, o suporte de seringa 150, a conexão de acionamento intercambiável 134b e o elemento de liberação intercambiável 155.

Um segundo subconjunto 220 compreende a carcaça 112 e elementos de acionamento e elementos de ativação do dispositivo de injeção 110, incluindo a conexão de acionamento de comprimento fixo 134a.

Desse modo, uma decisão sobre a quantidade de conteúdo a ser inserida na seringa pode ser feita independentemente da construção dos elementos de acionamento (que são difíceis de montar), porque o comprimento da conexão de acionamento intercambiável 134b e do elemento de liberação intercambiável 155 pode ser variado imediatamente antes da montagem final do dispositivo de injeção 110 completo, combinando o primeiro

subconjunto 210 com o segundo subconjunto 220.

Naturalmente, entende-se que a presente invenção foi descrita meramente a título de exemplo, e modificações de detalhes podem ser feitas dentro do alcance da invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de injeção (110), que compreende:

5 uma carcaça (112) adaptada para receber uma seringa (116) com um bocal de descarga (118) e um êmbolo de distribuição (114) móvel na seringa, para expelir o conteúdo da seringa através do bocal de descarga;

um acionamento (130) adaptado na ativação, para atuar sobre a seringa, para avançar a mesma de uma posição retraída, na qual o bocal de descarga está contido dentro da carcaça, para uma posição estendida, na qual o bocal de descarga se estende da carcaça;

10 uma conexão de acionamento (134), que se estende do acionamento para o êmbolo de distribuição da seringa, de modo a transferir o movimento do acionamento para o êmbolo,

15 caracterizado pelo fato de que a conexão de acionamento compreende uma conexão de acionamento de comprimento fixo (134a) e uma conexão de acionamento intercambiável (134b); e

20 por um elemento de liberação intercambiável (155) adaptado para desencadear o acionamento da conexão de acionamento de comprimento fixo após de uma quantidade de movimento predeterminada do êmbolo para permitir que o acionamento se mova em relação à conexão de acionamento.

25 2. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato que a conexão de acionamento intercambiável compreende um elemento rígido, configurado para ligar-se com o êmbolo de distribuição e com a conexão de acionamento de comprimento fixo.

3. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que o elemento rígido tem um eixo longitudinal.

30 4. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que a quantidade do conteúdo da seringa que é expelida no uso determina o comprimento da conexão de acionamento intercambiável ao longo de seu eixo longitudinal.

5. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 4, ca-

racterizado pelo fato de que o comprimento da conexão de acionamento intercambiável é inversamente proporcional à quantidade do conteúdo da seringa.

5 6. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de que o elemento de liberação intercambiável é um aperto adaptado para atuar sobre pelo menos um braço, que liga a conexão de acionamento de comprimento fixo ligado ao acionamento, desse modo separando o acionamento da conexão de acionamento de comprimento fixo.

10 7. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 6, caracterizado pelo fato de que o comprimento do aperto determina a quantidade predeterminada de movimento do êmbolo.

8. Dispositivo de injeção, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que o comprimento do aperto é inversamente proporcional à quantidade do conteúdo da seringa.

15 9. Método de produção de um dispositivo de injeção (110), caracterizado pelo fato de que compreende:

inserir uma seringa (116) com um êmbolo (114) em um primeiro subconjunto (210);

20 inserir uma conexão de acionamento intercambiável (134b) na seringa para entrar em contato com o êmbolo;

obter um segundo subconjunto (220), que compreende um acionamento (130) e uma conexão de acionamento de comprimento fixo (134a);

25 conectar um elemento de liberação intercambiável (155) ao primeiro subconjunto, em que o elemento de liberação intercambiável é adaptado para desengatar o acionamento da conexão de acionamento de comprimento fixo após uma quantidade predeterminada de movimento do êmbolo para permitir que o acionamento se mova em relação ao acoplamento de acionamento; e

30 montar o primeiro subconjunto e o segundo subconjunto um com o outro;

em que, na montagem, a conexão de acionamento de comprimento fixo e a conexão de acionamento intercambiável se comunicam em

uso, para transferir o movimento do acionamento para o êmbolo.

10. Método, de acordo, com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de que o componente intercambiável tem um eixo longitudinal e compreende um elemento rígido, configurado para ligar-se com o êmbolo e com a conexão de acionamento.

11. Método, de acordo, com a reivindicação 9 ou 10, caracterizado pelo fato de que compreende ainda selecionar o acoplamento de acionamento intercambiável de acordo com seu comprimento determinado pela quantidade do conteúdo da seringa.

12. Método, de acordo, com qualquer uma das reivindicações de 9 a 11, caracterizado pelo fato de que compreende ainda selecionar o elemento de liberação intercambiável de acordo com seu comprimento determinado pela quantidade do conteúdo da seringa.

1/4

FIG. 1

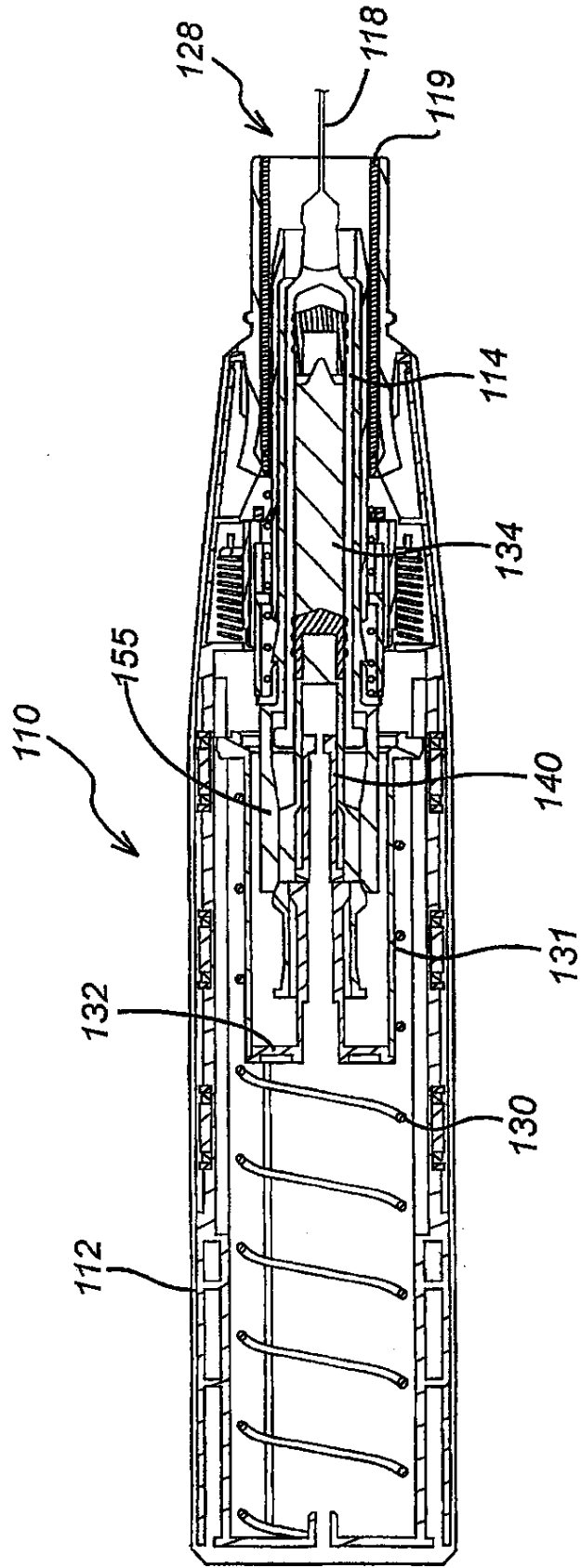
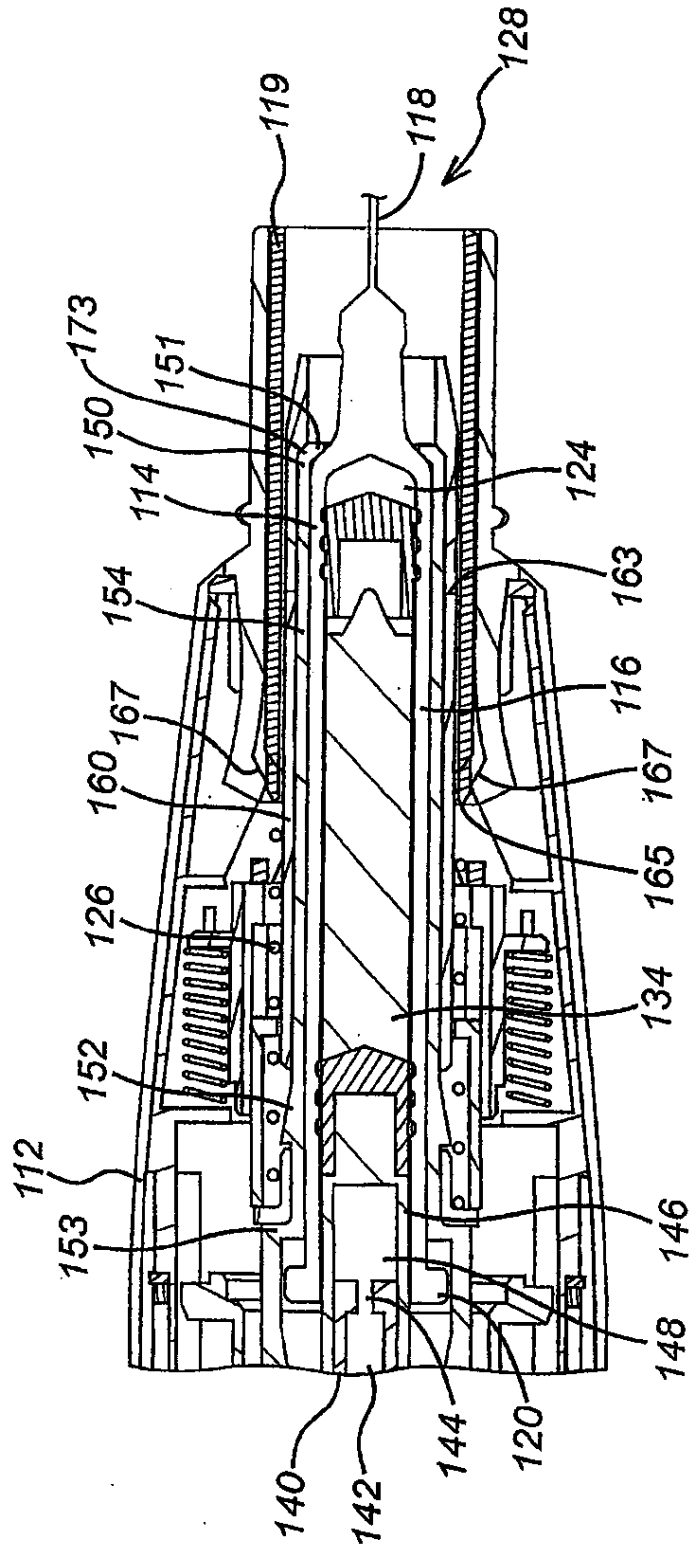


FIG. 2



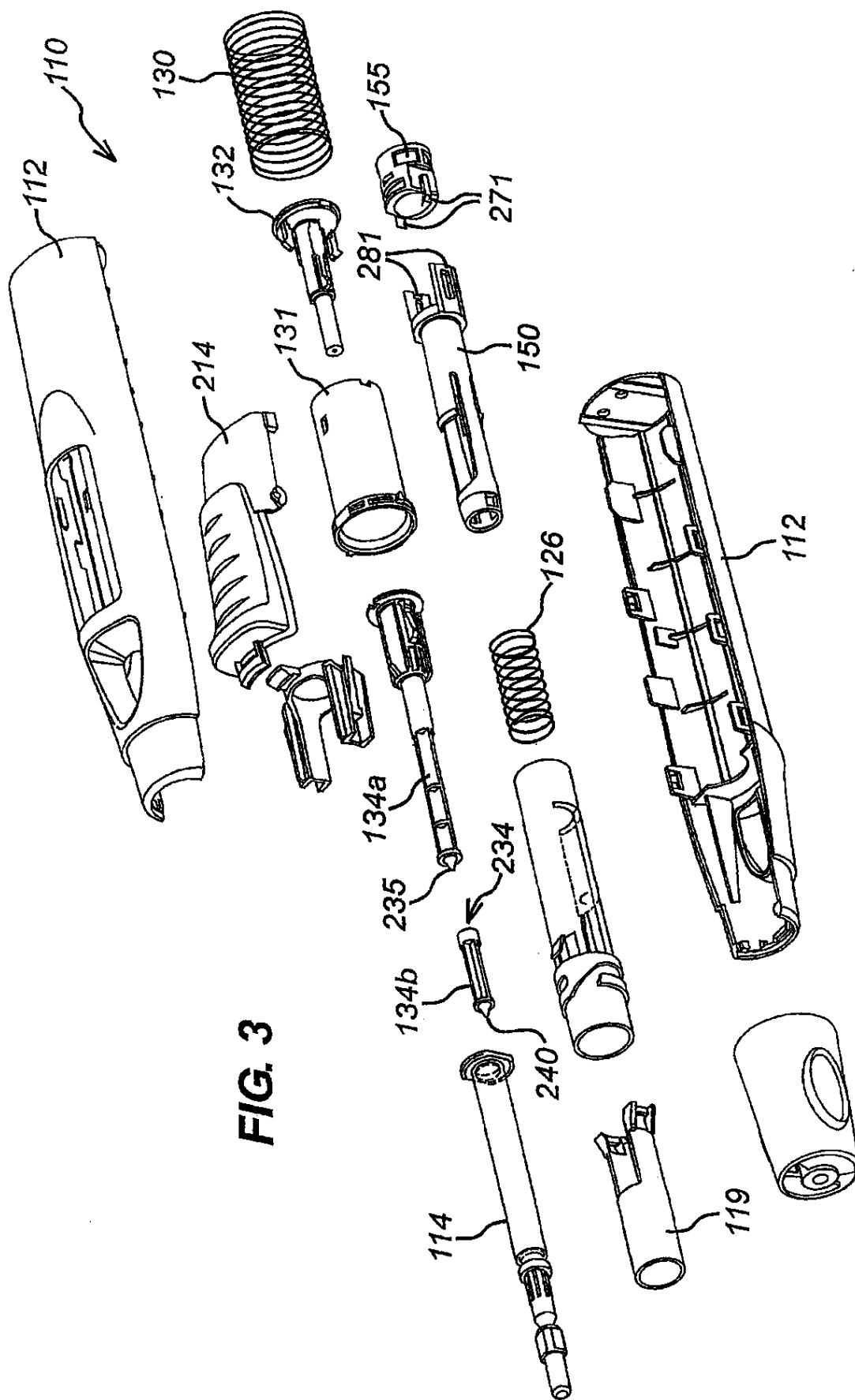


FIG. 3

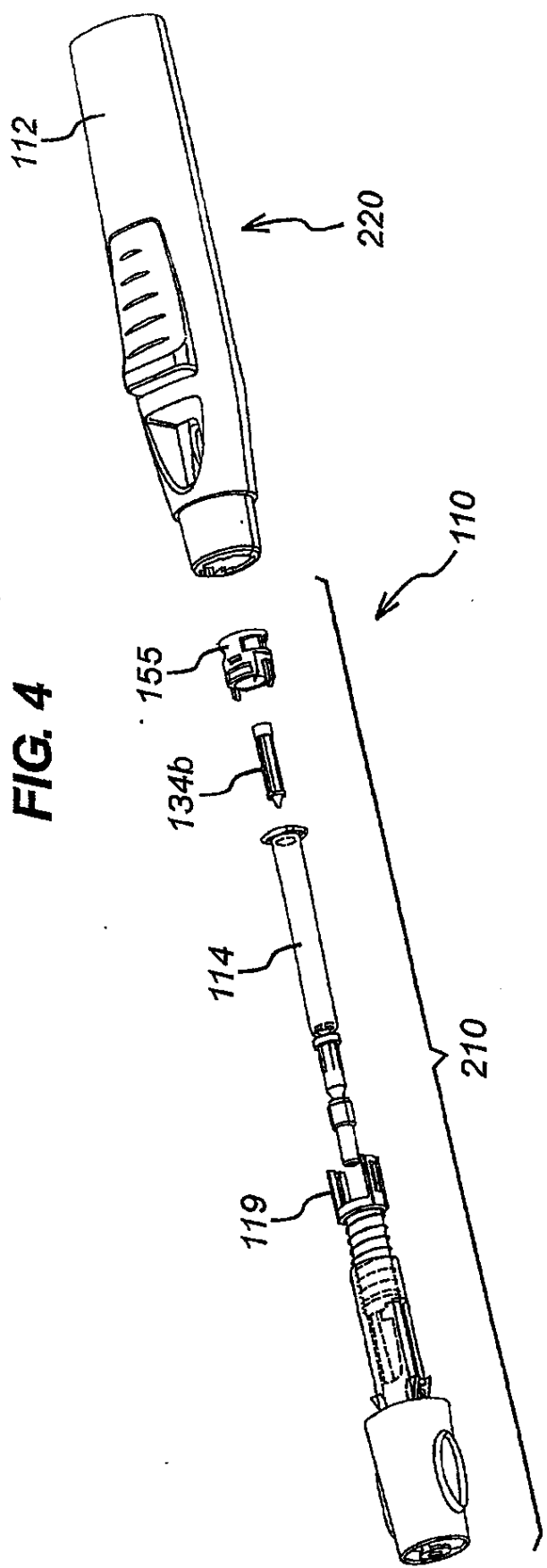


FIG. 4