

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-500856

(P2008-500856A)

(43) 公表日 平成20年1月17日(2008.1.17)

(51) Int. Cl.
A61M 5/20 (2006.01)

F I
A61M 5/20

テーマコード(参考)
4C066

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2007-514110 (P2007-514110)
 (86) (22) 出願日 平成17年5月27日 (2005. 5. 27)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年1月26日 (2007. 1. 26)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2005/002117
 (87) 国際公開番号 W02005/115516
 (87) 国際公開日 平成17年12月8日 (2005. 12. 8)
 (31) 優先権主張番号 0412056.4
 (32) 優先日 平成16年5月28日 (2004. 5. 28)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 506157570
 シラグ・ゲーエムペーハー・インターナシ
 ョナル
 Cilag GmbH Internat
 ional
 スイス国、シーエイチー6300、ザグ、
 ランディス・アンド・ジルストラッセ 1
 Landis & Gyrstrasse
 1, Zug, CH-6300, Sw
 itzerland
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

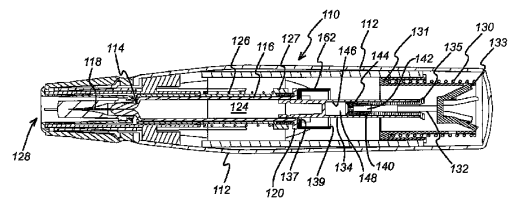
(54) 【発明の名称】 注入装置

(57) 【要約】

【課題】従来の欠点を解消し、改善された流体減衰遅延機構を利用した注入装置を提供すること。

【解決手段】注射器を受容するハウジング12、112、212であって、この注射器を、延出位置から、その針18、118、218がハウジングから延出していない格納位置に付勢するための戻しばね26、126、226を含む。駆動ばね30、130、230が、第1の駆動要素32、132、232に作用し、第2の駆動要素34、134、234が、注射器に作用して、この注射器をその格納位置から延出位置に前進させて、その注射器の内容物を針から排出する。レザパー48、148、248が、第1の駆動要素と第2の駆動要素との間に画定され、レザパーは、高粘度流体を含み、このレザパーの容積が、駆動ばねによって作動されて第1の駆動要素が第2の駆動要素に対して移動すると減少する時にこの流体を逃がすベント44、144、244を備えている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

注入装置において、

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、前記注射器を、前記排出ノズルが前記ハウジングから延出した延出位置から、前記排出ノズルが前記ハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、

アクチュエータと、

前記アクチュエータによって作動されると、前記注射器に作用して、この注射器の内容物を前記排出ノズルから排出する、駆動装置と、

前記駆動装置が公称結合解除位置 (nominal decoupling position) まで前進すると作動して、前記装置の第 1 の構成要素が第 2 の構成要素に対して移動できるようにする、結合解除機構と、

前記第 1 の構成要素が、前記第 2 の構成要素に対して公称解放位置 (nominal release position) に達すると作動して、前記アクチュエータの作用から前記注射器を解放する解放機構であって、前記注射器が解放された時点で、前記付勢手段が、前記注射器をその格納位置に戻す、解放機構と、

前記注射器の残りの内容物が、前記注射器が解放される前に排出されるように、前記注射器の解放を、前記結合解除機構の作動後に遅延させるために、前記第 1 の構成要素の前記第 2 の構成要素に対する動きを減衰させる高粘度流体と、

を含む、注入装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の注入装置において、

前記装置の前記第 1 および前記第 2 の構成要素は、前記駆動装置の第 1 の要素および第 2 の要素であり、前記第 1 の駆動要素は、前記アクチュエータによって作動され、前記第 2 の駆動要素は、前記注射器に作動して、前記注射器を、前記注射器の格納位置から前記注射器の延出位置に前進させて、前記注射器の内容物を前記排出ノズルから排出させ、前記第 1 の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動され、前記第 2 の駆動要素が前記注射器によって拘束されると、前記第 1 の駆動要素は、前記第 2 の駆動要素に対して移動することができる、注入装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の注入装置において、

ある部分が前記第 1 の駆動要素によって画定され、別の部分が前記第 2 の駆動要素によって画定されたレザバーをさらに含み、前記レザバーの容積は、前記第 1 の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されて、前記第 2 の駆動要素に対して移動すると減少し、前記レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に前記高粘度流体を逃がすためのベント (vent) を有する、注入装置。

【請求項 4】

注入装置において、

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、前記注射器を、前記排出ノズルが前記ハウジングから延出した延出位置から、前記排出ノズルが前記ハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、

アクチュエータと、

第 1 の駆動要素および第 2 の駆動要素であって、この第 1 の駆動要素は、前記アクチュエータによって作動され、前記第 2 の駆動要素は、前記注射器に作用して、前記注射器を、前記注射器の格納位置から前記注射器の延出位置に前進させて、前記注射器の内容物を前記排出ノズルから排出させ、前記第 1 の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されると、この第 1 の駆動要素は、前記第 2 の駆動要素に対して移動することができ、前記第 2 の駆動要素は、前記注射器によって拘束される、第 1 の駆動要素および第 2 の駆動要素と、

ある部分が前記第 1 の駆動要素によって画定され、別の部分が前記第 2 の駆動要素によ

10

20

30

40

50

って画定されたレザバーであって、前記レザバーの容積は、前記第1の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されて、前記第2の駆動要素に対して移動すると減少し、前記レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に前記高粘度流体を逃がすためのベントを有する、レザバーと、

前記第1の駆動要素が、公称解放位置まで前進すると作動して、前記アクチュエータの作用から前記注射器を解放するように構成された解放機構であって、前記注射器が解放された時点で、前記付勢手段が、前記注射器を前記注射器の格納位置に戻す、解放機構と、を含む、注入装置。

【請求項5】

請求項4に記載の注入装置において、

10

結合(coupling)であって、前記第1の駆動要素および前記第2の駆動要素が、前記公称解放位置よりも前進していない位置にある公称結合解除位置(nominal decoupling position)に前進するまで、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に対して移動するのを防止する結合、をさらに含む、注入装置。

【請求項6】

請求項5に記載の注入装置において、

前記結合は、前記駆動要素が、前記公称結合解除位置に前進すると作動する結合解除機構を含む、注入装置。

【請求項7】

請求項3～6のいずれかに記載の注入装置において、

20

前記結合は、前記第1の駆動要素および前記第2の駆動要素に作用する第3の駆動要素であり、

前記結合解除機構は、前記公称結合解除位置に達すると、前記第3の駆動要素が前記第2の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記第1の駆動要素の前記第2の駆動要素に対する移動が可能となるように、前記第3の駆動要素を前記第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、

前記解放機構は、前記公称解放位置に達すると、前記第3の駆動要素が前記第1の駆動要素に作用しなくなり、前記注射器が前記アクチュエータの作用から解放されるように、前記第3の駆動要素を前記第1の駆動要素から結合解除するように構成されている、注入装置。

30

【請求項8】

請求項3～6のいずれかに記載の注入装置において、

前記結合は、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に対して作用できるように、前記第1の駆動要素の協働機構および前記第2の駆動要素の協働機構を含み、

前記結合解除機構は、前記公称結合解除位置に達すると、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記第1の駆動要素の前記第2の駆動要素に対する移動が可能となるように、前記第1の駆動要素を前記第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、

前記解放機構は、前記公称解放位置に達すると、前記アクチュエータが前記第1の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記注射器が前記アクチュエータの作用から解放されるように、前記第1の駆動要素を前記アクチュエータから結合解除するように構成されている、

40

注入装置。

【請求項9】

請求項3～8のいずれかに記載の注入装置において、

前記ベントは、1つの前記駆動要素によって画定された収集チャンバに連通しており、前記収集チャンバに、逃げた高粘度流体が収集される、注入装置。

【請求項10】

請求項3～9のいずれかに記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素がステムを含み、前記他方の駆動要素が、前記ステムを受容するよ

50

うに一端が開口した孔を含み、前記孔と前記ステムが、前記流体レザバーを画定している、注入装置。

【請求項 1 1】

請求項 9 に記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素が、ステムを含み、前記ペントおよび前記収集チャンバを画定しており、前記他方の駆動要素は、前記ステムを受容するために一端が開口し、他端が閉じた盲孔を含み、前記盲孔と前記ステムが、前記流体レザバーを画定している、注入装置。

【請求項 1 2】

請求項 9 または 1 1 に記載の注入装置において、

前記収集チャンバは、前記ペントのために一端が開口し他端が閉じた前記一方の駆動要素における孔によって画定されている、注入装置。 10

【請求項 1 3】

請求項 2 1 2 のいずれかに記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素は、前記第 1 の駆動要素である、注入装置。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0 0 0 1】

〔背景技術〕

本発明は、注射器を受容し、注射器を延出させ、注射器の内容物を排出し、そして注射器を自動的に引き戻すタイプの注入装置に関する。このような装置は、国際公開第 9 5 / 3 5 1 2 6 号および欧州特許出願公開第 A 0 5 1 6 4 7 3 号に記載されており、駆動ばねと、注射器の内容物が排出されたと判断すると駆動ばねの影響から注射器を解放して、注射器が戻しばねによって格納されるある種の形態の解放機構を利用する傾向にある。 20

【0 0 0 2】

しかしながら、このような装置では、注射器の内容物の完全な排出、および注射器の駆動ばねからの確実な解放の両方を確実にを行うのが困難であるなどの問題が生じている。装置の様々な構成要素の公差が積み重なるため、解放機構が確実に有効となるように、解放機構の作動に一定の安全限界を設けなければならない。安全限界を低く見積もり過ぎると、たとえ注射器の内容物が排出されても、解放機構が機能せず、特に薬物を自己注射する場合に、自動引き戻しすることになっている装置で問題となる。他方、安全限界を高く見積もり過ぎると、注射器が引き戻された後に注射器の内容物が排出され、第 1 に、投与量が不足し、次に、「ウェット (wet)」注入と呼ばれる事態が起こる。ウェット注入 (wet injection) は、神経質な人にとって、特に薬物を自己注射する場合に望ましくない。 30

【0 0 0 3】

英国特許出願第 0 2 1 0 1 2 3 号、同第 0 2 2 9 3 8 4 号、および同第 0 3 2 5 5 9 6 号に、この問題に対処するよう設計された一連の注射器が開示されている。これらの注射器はそれぞれ、注射器が完全に排出されるように、解放機構が作動してから所定の時間、注射器の解放を遅延させる「巧妙な手段 (neat trick)」を利用している。英国特許出願第 0 3 2 5 5 9 6 号に開示されている装置では、注射器の内容物を完全に排出させるのに特に有効な流体減衰遅延機構 (fluid-damped delay mechanism) が使用されているが、この遅延機構自体に問題がある。第 1 に、流体減衰遅延機構の使用に際して、液密レザバー (fluid-tight reservoir) を形成する必要がある。したがって、流体レザバー (fluid reservoir) を画定するこれらの構成要素の製造公差を極めて小さくするか、または使用する前に流体が漏れないように密封しなければならない。第 2 に、たとえ装置が作動してからも、流体がレザバーから漏れるのは望ましくない。なぜなら、このような漏れは、擬似ウェット注入を招くか、または注射器の内容物が装置内に漏れた印象を与えるためである。どちらも、薬物を自己注射する使用者の平常心を乱すものである。また、小さい公差および密封は、製造価格を押し上げてしまう。使い捨て用に設計される注入装置の場合、その多くの場合において、コストを抑える必要がある。 40

【0 0 0 4】

〔 発明の概要 〕

本発明の注入装置は、以下に説明するように、流体減衰遅延機構を利用するが、前記した欠点を解消している。

【 0 0 0 5 〕

本発明の第 1 の態様にしたがった注入装置は、

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、この注射器を、排出ノズルがハウジングから延出した延出位置から、排出ノズルがハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、

アクチュエータと、

アクチュエータによって作動されると、注射器に作用して、この注射器を、その格納位置から延出位置に前進させ、この注射器の内容物を排出ノズルから排出する、駆動装置と

10

、
駆動装置が公称結合解除位置 (nominal decoupling position) まで前進すると作動して、装置の第 1 の構成要素を第 2 の構成要素から結合解除する結合解除機構であって、この結合が解除された時点で、装置の第 1 の構成要素が第 2 の構成要素に対して移動する、結合解除機構と、

第 1 の構成要素が、第 2 の構成要素に対して公称解放位置 (nominal release position) に達すると作動して、アクチュエータの作動から注射器を解放する解放機構であって、この注射器が解放された時点で、付勢手段が、注射器をその格納位置に戻す、解放機構と

20

、
注射器の残りの内容物が、注射器が解放される前に排出されるように、注射器の解放を、結合解除機構の作動後に遅延させるために、第 1 の構成要素の第 2 の構成要素に対する動きを減衰させる高粘度流体と、を含む。

【 0 0 0 6 〕

結合解除機構の作動と解放機構の作動との間の遅延を用いて、あらゆる公差の積み重ねを補正する。注射器の内容物が完全に排出される前に、結合解除機構がトリガーされるように設計することができるが、この遅延は、構成要素の意図する公差の範囲内での全ての偏差 (variations) に対しても、注射器の内容物が完全に排出されるまで注射器が解放されないように選択する。したがって、非現実的に厳密な公差に従わなくても、注射器が格納される前に注射器の内容物を確実に排出することが可能となる。

30

【 0 0 0 7 〕

ここで用いる「高粘度流体 (highly viscous fluid)」は、25 で、3,000 cP (センチポアズ) 以上の動粘性率を有する流体を指す。ニュートン流体 (本発明では好ましい) および非ニュートン流体の両方の動粘性率を決定するための方法が当分野で知られている。このような方法の一例として、1600 s⁻¹における ISO 3219:1993 を挙げることができる。ニュートン流体および非ニュートン流体の両方に適用できる好適な方法を、本明細書の補遺に記載する。この方法は、試験する流体および試験装置によって決定される、再現性のある「剪断速度 (shear rate)」における動粘性率の平均値を導出する。

【 0 0 0 8 〕

25 で6000 cP以上、さらに好ましくは12,000 cP以上の動粘性率を有する流体で、大きく改善できる。好適な流体は、25 で約12500 cPの動粘性率を有する DOW CORNING 111 シリコン化合物 (Silicone Compound) バルブ潤滑剤および密封剤 (シーラント) である。

40

【 0 0 0 9 〕

高粘度流体は、定義により、極めて流れにくいため、ある程度の制約を回避できる。第 1 に、レザバーの境界が不完全でも、優勢な条件下で流れない高粘度流体の逃げ道とはならないため、完全な液密レザバーを形成する必要はない。したがって、流体レザバーを画定するこのような構成要素の製造公差は、小さくする必要がなく、密封も必要ない。第 2 に、擬似ウェット注入、および装置内で注射器の内容物が漏れるという心配は、高粘度流

50

体がこのような誤解を引き起こすほど流動しないため、もはや問題ではない。

【0010】

構成要素の数を減らし、注入装置を小型に確実に維持するために、装置の第1の構成要素および第2の構成要素は、アクチュエータによって作動される第1の駆動要素 (the first element of the drive) および注射器に作用する第2の駆動要素 (the first element of the drive) によって構成することができる。第1の駆動要素 (the first drive element) がアクチュエータによって作動されると、この第1の駆動要素は、第2の駆動要素 (the second drive element) に対して移動することができ、第2の駆動要素は、注射器によって拘束される。当然のことながら、高粘度流体によって減衰される第1の駆動要素と第2の駆動要素の相対運動は、アクチュエータによって引き起こされる。アクチュエータをこのように使用することで、構成部品を少なく保つことができる。

10

【0011】

高粘度流体のためのレザバーは、ある部分を前記第1の駆動要素によって画定し、別の部分を前記第2の駆動要素によって画定することができ、このレザバーの容積は、第1の駆動要素が、アクチュエータによって作動されて第2の駆動要素に対して移動すると減少する。レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に高粘度流体を逃がすためのベント (vent、排出口) を備えている。これにより、高粘度流体を用いた流体減衰機構の最も単純で最も小型の実施形態が提供できるであろう。

【0012】

本発明の第2の態様にしたがった注入装置は、

20

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、この注射器を、排出ノズルがハウジングから延出した延出位置から、排出ノズルがハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、

アクチュエータと、

第1の駆動要素および第2の駆動要素であって、この第1の駆動要素は、アクチュエータによって作動され、この第2の駆動要素は注射器に作用して、この注射器をその格納位置から延出位置に前進させて、この注射器の内容物を排出ノズルから排出させ、第1の駆動要素が、アクチュエータによって作動されると、この第1の駆動要素は、第2の駆動要素に対して移動することができ、第2の駆動要素は、注射器によって拘束される、第1の駆動要素および第2の駆動要素と、

30

ある部分が第1の駆動要素によって画定され、別の部分が第2の駆動要素によって画定されたレザバーであって、このレザバーの容積は、第1の駆動要素が、アクチュエータによって作動されて、第2の駆動要素に対して移動すると減少し、レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に高粘度流体を逃がすためのベントを有する、レザバーと、

第1の駆動要素が、公称解放位置まで前進すると作動して、アクチュエータの作用から注射器を解放するように構成された解放機構であって、注射器が解放された時点で、付勢手段が、注射器をその格納位置に戻す、解放機構と、を含む。

【0013】

本発明のこの態様では、高粘度流体が、装置の2つの要素の相対運動を減衰させ、2つの駆動要素の結合解除を、結合解除機構によって行う必要がないという事実を考慮している。2つの構成要素間の静止摩擦によって得られる以外の壊れやすい結合 (coupling) を含むか、または結合を含まない2つの構成要素の使用を含め、他の可能性が存在する。これにもかかわらず、駆動要素の結合解除と解放機構の作動との間の遅延が存在し、これを前述したように用いる。

40

【0014】

したがって、注入装置は、第1の駆動要素および第2の駆動要素が、公称解放位置よりも前進していない位置にある公称結合解除位置 (nominal decoupling position) に前進するまで、第1の駆動要素が第2の駆動要素に対して移動するのを防止する結合をさらに含むことができる。この結合は、駆動要素が公称結合解除位置まで前進すると作動する結

50

合解除機構を含むことができ、かつ、含むことが好ましい。

【0015】

結合および結合解除機構の2つの形態を具体的に提案するが、他の可能性も存在することを認識している。この第1の形態では、結合は、第1の駆動要素および第2の駆動要素に作用する第3の駆動要素である。この場合、結合解除機構は、公称結合解除位置に達すると第3の駆動要素が作用しなくなり、それにより、第1の駆動要素が第2の駆動要素に対して移動できるように、第3の駆動要素を第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、解放機構は、公称解放位置に達すると第3の駆動要素が作動しなくなり、それにより、注射器がアクチュエータの作用から解放されるように、第3の駆動要素を第1の駆動要素から結合解除するように構成されている。

10

【0016】

第2の形態では、結合は、第1の駆動要素が第2の駆動要素に対して作用できるように、第1の駆動要素の協働機構および第2の駆動要素の協働機構を含む。この場合、結合解除機構は、公称結合解除位置に達すると、第1の駆動要素が第2の駆動要素に作用しなくなり、第1の駆動要素が第2の駆動要素に対して移動できるように、第1の駆動要素を第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、解放機構は、公称解放位置に達するとアクチュエータが作動しなくなり、それにより、注射器がアクチュエータの作動から解放されるように、第1の駆動要素をアクチュエータから結合解除するように構成されている。

【0017】

一般に、射出成形による構成部品の製造を単純にするために、一方の駆動要素が、ステム(stem)を含み、他方の駆動要素が、ステムを受容するために一端が開口した孔(bore)を含むことができる。この孔とステムが、流体レザバーを画定している。

20

【0018】

擬似ウェット注入の可能性または装置内での注射器の内容物の漏れの心配をさらに低減するために、ベント(vent)は、1つの駆動要素によって画定された、逃げた流体が収集される収集チャンバに連通させることができる。この場合、製造を単純にするために、一方の駆動要素がステムを含み、ベントおよび収集チャンバを画定し、他方の駆動要素が、ステムを受容するために一端が開口し、かつ他端が閉じた盲孔(blind bore)を含む。この盲孔とステムが、流体レザバーを画定している。同様に、射出成形による製造をさらに

30

【0019】

〔詳細な説明〕

本発明は、添付の図面を参照して、一例として以下に説明する。

【0020】

図1は、ハウジング12が皮下注射器14を収容している注入装置10を示している。注射器14は、一端が皮下注射針18まで延び、他端がフランジ20まで延びている注射器本体16、および注射器本体16内に注入される薬物24を封じ込めるゴム栓22を含む従来のタイプである。通常はゴム栓22に接続され、注射器14の内容物の手動の排出に用いられる従来のプランジャーを省略し、その代わりに後述する駆動要素を用いている。例示されている注射器は、皮下注射型であるが、必ずしも皮下注射型にする必要はない。経皮すなわちパリスティック皮膚注射器(transcutaneous or ballistic dermal syringe)および皮下注射器を、本発明の注入装置と共に用いることもできる。一般に、注射器は、皮下注射器の場合は針18である排出ノズルを含まなければならない。例示されているように、ハウジングは、戻しばね26を含む。この戻しばね26は、注射器14を、針18がハウジング12の開口28から延出した延出位置から、排出ノズル18がハウジング12内に収容される格納位置に付勢している。

40

【0021】

ハウジングの他端部に、ここでは圧縮駆動ばね30の形態であるアクチュエータが配置

50

されている。駆動ばね 30 の駆動力が、多数の構成要素からなる駆動装置を介して注射器 14 に伝達され、この注射器 14 が、その格納位置から延出位置に前進し、その内容物が針 18 を介して排出される。この駆動装置が、ゴム栓 22 に作用してこの動作が完了する。ゴム栓 22 と注射器本体 16 との間の静止摩擦により、戻しばね 26 が底部に達するか、または注射器本体 16 がその移動を妨げる他の障害物（不図示）に接触するまで、ゴム栓 22 と注射器本体 16 が共に、確実に前進する。

【0022】

駆動ばね 30 と注射器 14 との間の複数の構成要素からなる駆動装置は、3つの主な構成要素からなっている。第1の駆動要素 32 および第2の駆動要素 34 はそれぞれ、駆動ばね 30 が作用している内側ショルダー 38 における第3の駆動要素 36 によって作動される。したがって、駆動ばね 30 が、第3の駆動要素 36 を移動させ、これにより、第1および第2の駆動要素 32、34 が共に移動する。第3の駆動要素 36 は、ボールラッチ 52 によって第1の駆動要素 32 に結合され、ボールラッチ 54 によって第2の駆動要素 34 に結合されている。

10

【0023】

第1の駆動要素 32 は、中空ステム 40 を含む。中空ステム 40 の内腔 (inner cavity) が、ベント 44 に連通した収集チャンバ 42 を画定している。このベント 44 は、収集チャンバから中空ステム 40 の端部を貫通している。第2の駆動要素 34 は、一端がステム 40 を受容するために開口し、かつ他端が閉じた盲孔 46 を含む。図から分かるように、孔 46 およびステム 40 は、内部に高粘度流体を収容する流体レザバ 48 を画定して

20

【0024】

トリガー 50 が、皮下注射針 18 のための出口開口 (exit aperture) 28 から離れたハウジング 12 の端部に設けられている。トリガーが作動すると、第3の駆動要素 36 がハウジング 12 から分離され、駆動ばね 30 の付勢によって第3の駆動要素 36 がハウジング 12 に対して移動することができる。装置の動作は、次の通りである。

【0025】

まず、駆動ばね 30 が、第3の駆動要素 36 を移動させ、この第3の駆動要素 36 が、ボールラッチ 52、54 を介して第1および第2の駆動要素 32、34 が移動する。第2の駆動要素 34 が、静止摩擦によってゴム栓 22 を移動させ、注入される薬物 24 を介して作用する流体静力学的な力が、戻しばね 26 の作用に反して注射器本体 16 を移動させる。戻しばね 26 が圧縮され、皮下注射針 18 が、ハウジング 12 の出口開口 28 から突出する。これは、戻しばね 26 が底部に達するか、または注射器本体 16 がその移動を妨げる他の障害物（不図示）に接触するまで続く。ゴム栓 22 と注射器本体 16 との間の静止摩擦、および、注入される薬物 24 を介して作用する流体静力学的な力が、駆動ばね 30 による全駆動力に抵抗するのに十分でないため、この時点で、ゴム栓 22 が、注射器本体 16 内に移動し始め、薬物 24 が排出され始める。しかしながら、この時点で、ゴム栓 22 と注射器本体との間の動摩擦、および、注入される薬物 24 を介して作用する流体静力学的および流体力学的な力が、戻しばね 26 をその圧縮された状態に維持するのに十分であるため、皮下注射針 18 は、突出した状態に維持される。

30

40

【0026】

ゴム栓 22 が、注射針本体 16 内で移動の最後に達する前、したがって注射器の内容物が完全に排出される前に、第3の駆動要素 36 を第2の駆動要素 34 に連結しているボールラッチ 54 が、ハウジング 12 の内径拡大部分 56 に達する。ボールラッチ 54 におけるボールが、第2の駆動要素 34 のベベル表面 (bevelled surface) に補助され、図示されている位置から、第3の駆動要素 36 と第2の駆動要素 34 の結合が解除される位置まで横方向に移動する。これらのボールは、初めは、このベベル表面に支持されてハウジング 12 の内面に維持されている。この状態になると、第3の駆動要素 36 が、第2の駆動要素 34 に対して作動しなくなり、第1および第3の駆動要素 32、36 が、第2の駆動要素 34 に対して移動することができる。

50

【0027】

高粘度流体が、第1の駆動要素32の端部と第2の駆動要素34の盲孔46との間に画
定されたレザバ48内に受容されているため、第1の駆動要素32が、駆動ばね30に
よって作動されて第2の駆動要素34に対して移動するにつれて、レザバ48の容積が
減少する。レザバ48が縮小すると、高粘度流体は、押されて、ベント44を介して収
集チャンバ42内に移動する。したがって、ボールラッチ54が解放されると、駆動ばね
によって生成される力の一部が、高粘度流体に作用して、この高粘度流体を、ベント44
によって画定された制限部を介して移動させる。残りの力が、この流体を介して静止流体
力学的に、そして第1の駆動要素32と第2の駆動要素34との間の摩擦、したがって第
2の駆動要素34を介してゴム栓22に作用する。高粘度流体の流れに関連した減損(losses)は、注射器の本体に作用する力を大きくは弱めない。したがって、戻しばね26は、
10 圧縮された状態に維持され、皮下注射針は、突出した状態に維持される。

【0028】

12,000 cS (センチストーク)以上の動粘性率を有する高粘度流体を用いる場合
、ベント44は、直径が0.7mmの円形の開口にできることが分かった。これは、比較
的大きな直径であり、従来 of 射出成形技術を用いて容易に製造できる。粘度の低い流体は
、小さい孔が必要であり、粘度の高い流体は、大きな孔が必要である。このような流体を
、このようなベント44を介して流すことで、第1および第2の駆動要素32、34の互
いに対する動きを効果的に減衰させることができる。さらに、このような流体は、流れに
10 なく、自重では、収集チャンバ42の開口した端部から流出しない。したがって、収集チ
ャンバ42は、ベント44から離れた端部を閉じる必要がなく、第1の駆動要素32を、
射出成形によって容易に製造することができる。

【0029】

しばらくすると、ゴム栓22が、注射器本体16内でその移動を終了し、それ以上進ま
ない。この時点で、注射器14の内容物が完全に排出され、駆動ばね30による力が作用
して、ゴム栓22が終端位置に維持され、高粘度流体が引き続きベントを介して流れ、第
1の駆動要素32が引き続き移動することができる。

【0030】

流体のレザバ48が空になる前に、第3の駆動要素36を第1の駆動要素32に連結
しているボールラッチ52が、ハウジング12の内径拡大部分56に達する。ボールラッ
チ52におけるボールが、第1の駆動要素32のベベル表面に補助され、図示されている
位置から、第3の駆動要素36と第1の駆動要素32の結合が解除される位置まで横方向
10 に移動する。これらのボールは、初めは、このベベル表面に支持されてハウジング12の
内面に維持されている。この状態になると、第3の駆動要素36が、第2の駆動要素34
に対して作動しなくなり、第1および第3の駆動要素32、36が、互いに移動すること
が許容される。この時点で、駆動ばね30によって生成される力が、注射器14に伝達さ
れなくなるため、注射器14が解放され、注射器に作用する力は、戻しばね26からの戻
す力のみとなる。したがって、この時点で、注射器14は、その格納位置に戻り、注入サ
イクルが完了する。

【0031】

図2は、ハウジング112が皮下注射器114を収容している別の注入装置110を示
している。注射器114は、同様に、一端が皮下注射針118まで延び、他端がフランジ
120まで延びる注射器本体116を含む従来のタイプである。通常は注射器114の内
内容物を手動で排出するために用いられる従来のプランジャーを省略し、詳細を後述する、
栓122まで延びる駆動要素134を代わりに用いている。栓122は、注射器本体11
6内に注入される薬物124を制限している。例示されている注射器は、皮下注射器タイ
プであるが、必ずしも皮下注射器タイプにする必要はない。例示されているように、ハウ
ジン
グは、戻しばね126を含む。この戻しばね126は、注射器114を、針118が
ハウジン
グ112の開口128から延出した延出位置から、排出ノズル118がハウジン
グ112内に収容される格納位置に付勢している。戻しばね126は、スリーブ127を
40

介して注射器 1 1 4 に作用する。

【 0 0 3 2 】

ハウジングの他端部に、ここでは圧縮駆動ばね 1 3 0 の形態であるアクチュエータが配置されている。駆動ばね 1 3 0 からの駆動力が、複数の構成要素からなる駆動装置を介して注射器 1 1 4 に伝達され、この注射器 1 1 4 が、その格納位置から延出位置に前進し、その内容物が針 1 1 8 を介して排出される。この駆動装置が、薬物 1 2 4 および注射器 1 1 4 に直接作用してこの手順が完了する。薬物を介して作用する流体静力学的な力、およびこの力よりも小さい栓 1 2 2 と注射器本体 1 1 6 との間の静止摩擦により、戻しばね 1 2 6 が底部に達するか、または注射器本体 1 1 6 がその動きを妨げる他の障害物に接触するまで、栓 1 2 2 と注射器本体 1 1 6 が共に、確実に前進する。

10

【 0 0 3 3 】

駆動ばね 1 3 0 と注射器 1 1 4 との間の複数の構成要素からなる駆動装置は、3つの主な構成要素からなる。駆動スリーブ 1 3 1 が、駆動ばね 1 3 0 から駆動力を受け取り、この駆動力を第 1 の駆動要素 1 3 2 の可撓性ラッチアーム 1 3 3 に伝達する。これにより、駆動力が、可撓性ラッチアーム 1 3 5 を介して、第 2 の駆動要素 1 3 4 に伝達される。この第 2 の駆動要素 1 3 4 は、既に述べたものである。

【 0 0 3 4 】

第 1 の駆動要素 1 3 2 は、中空ステム 1 4 0 を含む。中空ステム 1 4 0 の内腔が、ペント 1 4 4 に連通した収集チャンバ 1 4 2 を画定している。このペント 1 4 4 は、収集チャンバから中空ステム 1 4 0 の端部を貫通している。第 2 の駆動要素 1 3 4 は、一端がステム 1 4 0 を受容するために開口し、かつ他端が閉じた盲孔 1 4 6 を含む。図から分かるように、盲孔 1 4 6 とステム 1 4 0 は、内部に高粘度流体を受容する流体レザバー 1 4 8 を画定している。

20

【 0 0 3 5 】

トリガー（不図示）が、ハウジング 1 1 2 の中間に設けられている。トリガーが作動すると、駆動スリーブ 1 3 1 がハウジング 1 1 2 から分離され、駆動ばね 1 3 0 の影響下で、駆動スリーブ 1 3 1 がハウジング 1 1 2 に対して移動することができる。装置の動作は、次の通りである。

【 0 0 3 6 】

まず、駆動ばね 1 3 0 が、駆動スリーブ 1 3 1 を移動させ、この駆動スリーブ 1 3 1 が、第 1 の駆動要素 1 3 2 を移動させ、この第 1 の駆動要素 1 3 2 が、第 2 の駆動要素 1 3 4 を移動させる。いずれの場合も、可撓性ラッチアーム 1 3 3、1 3 5 を介した作動による。第 2 の駆動要素 1 3 4 が移動し、注入される薬物 1 2 4 によって作用する流体静力学的な力および静止摩擦によって、注射器本体 1 1 6 が、戻しばね 1 2 6 の作用に反して移動する。戻しばね 1 2 6 が圧縮され、皮下注射針 1 1 8 が、ハウジング 1 1 2 の出口開口 1 2 8 から突出する。これは、戻しばね 1 2 6 が底部に達するか、または注射器本体 1 1 6 がその動きを妨げる他の障害物に接触するまで続く。第 2 の駆動要素 1 3 4 と注射器本体 1 1 6 との間の静止摩擦、および、注入される薬物 1 2 4 を介して作用する流体静力学的な力が、駆動ばね 1 3 0 によって生成される全駆動力に抵抗するのに十分でないため、この時点で、第 2 の駆動要素 1 3 4 が注射器本体 1 1 6 内を移動し始め、薬物 1 2 4 が排出され始める。しかしながら、第 2 の駆動要素 1 3 4 と注射器本体 1 1 6 との間の動摩擦、および、注入される薬物 1 2 4 によって作用する流体静力学的な力が、戻しばね 1 2 6 を圧縮した状態に維持するのに十分であるため、皮下注射針 1 1 8 は、突出した状態に維持される。

30

40

【 0 0 3 7 】

第 2 の駆動要素 1 3 4 が、注射器本体 1 1 6 内の移動の最後に達する前、したがって注射器の内容物が完全に排出される前に、第 1 の駆動要素 1 3 2 と第 2 の駆動要素 1 3 4 を連結している可撓性ラッチアーム 1 3 5 が、ハウジング 1 1 2 内の制限部 1 3 7 に達する。この制限部 1 3 7 により、可撓性ラッチアーム 1 3 5 が、制限部 1 3 7 におけるベベル表面に補助され、図示されている位置から、第 1 の駆動要素 1 3 2 と第 2 の駆動要素 1 3

50

4との結合が解除される位置まで内側に移動する。この状態になると、第1の駆動要素132が、第2の駆動要素134に対して作用しなくなり、第1の駆動要素132が、第2の駆動要素134に対して移動することができる。

【0038】

高粘度流体が、第1の駆動要素132の端部と第2の駆動要素134の盲孔146との間に画定されたレザバ148内に收容されているため、第1の駆動要素132が、駆動ばね130によって作動されて第2の駆動要素134に対して移動するにつれて、レザバ148の容積が減少する。レザバ148が縮小すると、高粘度流体は、押されて、ベント144を介して収集チャンバ142内に移動する。したがって、可撓性ラッチアーム135が解放されると、駆動ばね130によって生成される力が、高粘度流体に作用して、この高粘度流体を、ベント144によって画定された制限部を介して移動させ、高粘度流体を介して静止流体力学的に、そして第1の駆動要素132と第2の駆動要素134との間の摩擦、したがって第2の駆動要素134を介して作用する。高粘度流体の流れに関連した減損は、注射器の本体に作用する力を大きくは弱めない。したがって、戻しばね126は、圧縮された状態に維持され、皮下注射針は、突出した状態に維持される。

【0039】

しばらくすると、第2の駆動要素134が、注射器本体116内でその移動を終了し、それ以上進まない。この時点で、注射器114の内容物が完全に排出され、駆動ばね130による力が作用して、第2の駆動要素134がその終端位置に維持され、高粘度流体が引き続きベント144を介して流れ、第1の駆動要素132が引き続き移動することができる。

【0040】

流体のレザバ148が空になる前に、駆動スリーブ131を第1の駆動要素132に連結している可撓性ラッチアーム133が、ハウジング112内の別の制限部139に達する。この制限部139により、可撓性ラッチアーム133が、この制限部139におけるベベル表面に補助され、図示されている位置から、駆動スリーブ131と第1の駆動要素132との結合が解除される位置に内側に移動する。この状態になると、駆動スリーブ131が、第1の駆動要素132に作用しなくなり、駆動スリーブ131と第1の駆動要素132が互いに対して移動することができる。この時点で、駆動ばね130によって生成される力が、注射器114に伝達されなくなるため、注射器114が解放され、注射器に作用する力は、戻しばね126からの戻す力のみとなる。したがって、この時点で、注射器114は、その格納位置に戻り、注入サイクルが完了する。

【0041】

もちろん、これらの動作は全て、キャップ111がハウジング112の端部から取り外されてから可能となる。図3から分かるように、注射器の端部は、ブーツ(boot)123で密封されている。キャップ111がハウジング112に取り付けられると、スリーブ119内に適合するキャップの中心ボス121が、その端部で中空である。中空端部のリップ125は、その前縁157で傾斜しているが、後縁では傾斜していない。したがって、キャップ111が取り付けられると、リップ125の前縁157が、ブーツ123のショルダー159の上を移動する。しかしながら、キャップ111が取り外されると、リップ125の後縁が、ショルダー159の上を移動しない。このため、キャップ111が取り外される時に、ブーツ123が注射器114からはがれる。

【0042】

図3は、ハウジング212が皮下注射器214を收容している別の注入装置210を示している。注射器214は、同様に、一端が皮下注射針218まで延び、他端がフランジ220まで延びる注射器本体216と、注入される薬物224を注射器本体216内に封じ込めるゴム栓222を含む従来のタイプである。通常はゴム栓222に結合され、注射器214の内容物の手動の排出に用いられる従来のプランジャーを省略し、その代わりに詳細を後述する複数の構成要素からなる駆動要素を用いている。図示されている注射器は、同様に、皮下注射タイプであるが、必ずしも皮下注射タイプにする必要はない。例示さ

10

20

30

40

50

れているように、ハウジングは、注射器 2 1 4 を、戻しばね 2 2 6 を含む。この戻しばね 2 2 6 は、注射器 2 1 4 を、針 2 1 8 がハウジング 2 1 2 内の開口 2 2 8 から延出した延出位置から、皮下注射針 2 1 8 がハウジング 2 1 2 内に収容される格納位置に付勢している。戻しばね 2 2 6 は、スリーブ 2 2 7 を介して注射器 2 1 4 に作用する。

【0043】

ハウジングの端部に、圧縮駆動ばね 2 3 0 が設けられている。駆動ばね 2 3 0 からの駆動力が、複数の構成要素からなる駆動装置を介して注射器 2 1 4 に伝達され、この注射器 2 1 4 が、格納位置から延出位置に前進し、その内容物が針 2 1 8 を介して排出される。この駆動装置が、薬物 2 2 4 および注射器 2 1 4 に直接作用してこの手順が完了する。薬物 2 2 4 を介して作用する流体静力学的な力、および、この力よりも小さい、ゴム栓 2 2 2 と注射器本体 2 1 6 との間の静止摩擦により、戻しばね 2 2 6 が底部に達するか、または注射器本体 2 1 6 がその動きを妨げる障害物に接触するまで、ゴム栓 2 2 2 と注射器本体 2 1 6 が共に、確実に前進する。

10

【0044】

駆動ばね 2 3 0 と注射器 2 1 4 との間の複数の構成要素からなる駆動装置は、同様に、3つの主な構成要素からなる。駆動スリーブ 2 3 1 は、駆動ばね 2 3 0 からの駆動力を受け取り、この駆動力を、第1の駆動要素 2 3 2 の可撓性ラッチアーム 2 3 3 に伝達する。これらの要素は、拡大図「A」に示されている。次に、第1の駆動要素 2 3 2 が、この駆動力を、可撓性ラッチアーム 2 3 5 を介して第2の駆動要素 2 3 4 に伝達する。これらの要素は、拡大図「B」に示されている。同様に、第1の駆動要素 2 3 2 は、収集チャンバ 2 4 2 を画定する内腔を備えた中空ステム 2 4 0 を含む。第2の駆動要素 2 3 4 は、ステム 2 4 0 を受容するために一端が開口し、かつ他端が閉じた盲孔 2 4 6 を含む。図から分かるように、盲孔 2 4 6 とステム 2 4 0 は、内部に高粘度流体を収容する流体レザパー 2 4 8 を画定している。

20

【0045】

トリガー（不図示）が、ハウジング 2 1 2 の中間に設けられている。トリガーが作動すると、駆動スリーブ 2 3 1 がハウジング 2 1 2 から分離され、駆動ばね 2 3 0 の影響下で、駆動スリーブ 2 3 1 がハウジング 2 1 2 に対して移動することができる。装置の動作は、次の通りである。

【0046】

まず、駆動ばね 2 3 0 が、駆動スリーブ 2 3 1 を移動させ、この駆動スリーブ 2 3 1 が、第1の駆動要素 2 3 2 を移動させ、この第1の駆動要素 2 3 2 が、第2の駆動要素 2 3 4 を移動させる。いずれの場合も、可撓性ラッチアーム 2 3 3、2 3 5 を介した作動による。第2の駆動要素 2 3 4 が移動し、注入される薬物 2 2 4 を介して作用する流体静力学的な力および静止摩擦によって、注射器本体 2 1 6 が、戻しばね 2 2 6 の作用に反して移動する。戻しばね 2 2 6 が圧縮され、皮下注射針 2 1 8 が、ハウジング 2 1 2 の出口開口 2 2 8 から突出する。これは、戻しばね 2 2 6 が底部に達するか、または注射器本体 2 1 6 がその動きを妨げる他の障害物に接触するまで続く。ゴム栓 2 2 2 と注射器本体 2 1 6 との間の静止摩擦、および注入される薬物 2 2 4 を介して作用する流体静力学的な力が、駆動ばね 2 3 0 によって生成される全駆動力に抵抗するのに十分でないため、この時点で、第2の駆動要素 2 3 4 が注射器本体 2 1 6 内を移動し始め、薬物 2 2 4 が排出され始める。しかしながら、ゴム栓 2 2 2 と注射器本体 2 1 6 との間の動摩擦、および注入される薬物 2 2 4 を介して作用する流体静力学的な力が、戻しばね 2 2 6 を圧縮された状態に維持するのに十分であるため、皮下注射針 2 1 8 は、突出した状態に維持される。

30

40

【0047】

第2の駆動要素 2 3 4 が、注射器本体 2 1 6 内の移動の最後に達する前、したがって注射器の内容物が完全に排出される前に、第1の駆動要素 2 3 2 と第2の駆動要素 2 3 4 を連結している可撓性ラッチアーム 2 3 5 が、制限部 2 3 7 に達する。この制限部 2 3 7 は、構成要素 2 6 2 によって形成されている。この構成要素 2 6 2 は、他の全ての構成要素に対して始めは自由に移動できるが、第2の駆動要素 2 3 4 の追加の可撓性アーム 2 4 7

50

と注射器フランジ220との間に制限される。これらの追加の可撓性アーム247は、第1の駆動要素232の可撓性アーム235の上を移動し、これにより、駆動力が第2の駆動要素234に伝達される。図3は、追加の可撓性アーム247が、構成要素262の制限部237にちょうど接触している位置にある注入装置210を例示している。

【0048】

制限部237が、両方のベベル表面に補助され、追加の可撓性アーム247を内側に移動させ、この追加の可撓性アーム247が、可撓性アーム235を移動させ、これにより、駆動力が、第1の駆動要素232から第2の駆動要素234に伝達され、図示されている位置から、第1の駆動要素と第2の駆動要素との結合が解除される位置に内側に移動する。この状態になると、第1の駆動要素232が、第2の駆動要素234に対して作用しなくなり、第1の駆動要素232が第2の駆動要素234に対して移動することができる。

10

【0049】

高粘度流体が、第1の駆動要素232の端部と第2の駆動要素234の盲孔246との間に画定されたレザバ248内に收容されているため、第1の駆動要素232が、駆動ばね230によって作動されて第2の駆動要素234に対して移動するにつれて、レザバ248の容積が減少する。レザバ248が縮小すると、高粘度流体が、収集チャンバ242内に押しやられる。したがって、可撓性ラッチアーム235が解放されると、駆動ばね230によって生成される力が、高粘度流体に作用して、この高粘度流体が収集チャンバ242内に流れ、高粘度流体を介して静止流体力学的にも、そして第1の駆動要素232と第2の駆動要素234との間の摩擦、したがって第2の駆動要素234を介しても作用する。高粘度流体の流れに関連した減損は、注射器の本体に作用する力を大きく弱めない。したがって、戻しばね226は、圧縮された状態に維持され、皮下注射針は、突出した状態に維持される。

20

【0050】

しばらくすると、第2の駆動要素234が、注射器本体216内での移動を終了し、それ以上進まない。この時点で、注射器214の内容物が完全に排出され、駆動ばね230による力が作用して、第2の駆動要素234がその終端位置に維持され、高粘度流体が引き続き収集チャンバ242内に流れ、第1の駆動要素232が引き続き移動することができる。

30

【0051】

第2の駆動要素234の後部のフランジ270は通常、可撓性アーム233を駆動スリーブ231に係合した状態に維持する。しかしながら、高粘度流体のレザバ248が空になる前に、駆動スリーブ231と第1の駆動要素232を連結している可撓性ラッチアーム233が、第2の駆動要素234に対して十分に前方に移動するため、フランジ270が、可撓性アーム233の戻り部272に整合し、可撓性アーム233が駆動スリーブ231に係合して維持される効果が切れる。ここで、駆動スリーブ231が、可撓性ラッチアーム233を、可撓性アーム233のベベルラッチ表面274に補助され、図示されている位置から、駆動スリーブ231と第1の駆動要素232との結合が解除される位置まで内側に移動させる。この状態になると、駆動スリーブ231が、第1の駆動要素232に作用しなくなり、駆動スリーブ231と第1の駆動要素232が互いに移動することができる。この時点で、駆動ばね230によって生成される力が、注射器214に伝達されなくなるため、注射器214が解放され、注射器に作用する力は、戻しばね226からの戻す力のみとなる。したがって、注射器214は、その格納位置に戻り、注入サイクルが完了する。

40

【0052】

開示した注入装置および本発明にしたがったあらゆる注入装置では、高粘度流体は、適当な特性を有する任意の流体とすることができる。20で12,500 cS以上の動粘性率を有する選択できる流体の例として、シリコン油およびシリコングリースを挙げることができる。さらに、シリコン油およびシリコングリースは共に、優れた潤滑剤

50

であり、ある種のシリコングリースは、十分に流れにくく、収集チャンバの開口した端部から偶発的に排出されることがない。さらに、第2の駆動要素内のレザバーは、第1の駆動要素のステムが所定の位置に押し込まれる前に、単純に満たされる。流体の容量は、過剰な流体が収集チャンバに押し出されるため、正確に制御する必要はない。流体がペントを満たすため、閉塞につながるほこりや他の汚染物質の侵入が防止されている。

【0053】

高粘度流体を用いた好適な減衰機構を開示したが、高粘度流体を用いる他の減衰機構も可能であることを当然理解できよう。したがって、高粘度流体を用いて、駆動アクチュエータから駆動力を注射器に伝達する要素以外の装置の構成要素の動きを減衰させることができる。高粘度流体を用いることに関連した多くの利点は、減衰機構の他の詳細とは無関係である。

10

【0054】

高粘度流体の動粘性率に対する機能的な上限値は、有効な減衰装置として作用する必要度によって設定される。前記した実施形態を含め、本発明の実用的な実施形態では、150,000 cPを超える動粘性率が有効であるとは考えられない。60,000 cPを超える動粘性率を有する流体であっても、適用が制限されると思われる。

【0055】

〔補足：動粘性率の測定〕

1. 序文

液体充填減衰装置 (liquid filled damper) は、本装置に使用するために提案された。この減衰装置は、流体で満たされた小さな孔と、中心に小さな孔を備えた中空ピストンからなる。力が加えられると、流体が、孔を介してピストンの中心に押し込まれる。

20

【0056】

この文書は、流体の動粘性率を決定することができる試験方法について記載する。

【0057】

2. 減衰装置の記述

3. ブリード孔 (bleed hole) を通る流れの理論的取扱い

3.1 派生

以下の分析は、軸対称管 (この場合は、ピストンのブリード孔) における流体の層流に適用する。

30

【0058】

円柱要素における分解する力：

【数1】

$$2\pi L\tau = \Delta PA$$

$$A = \pi r^2$$

$$\therefore \tau = \frac{\Delta P r}{L 2}$$

(i)

【0059】

流体が、中心線からのニュートン流体および基準流体であると仮定：

40

【数2】

$$\tau = -\mu \frac{du}{dr}$$

(ii)

【0060】

式 (i) と式 (ii) の等式化：

【数 3】

$$\frac{-\Delta P}{2\mu L} r = \frac{du}{dr}$$

【0061】

積分：

【数 4】

$$u = \frac{-\Delta P r^2}{4\mu L} + C_1$$

10

【0062】

境界条件：

$$r = R \text{ で、 } u = 0$$

$$r = 0 \text{ で、 } u = \text{max}$$

【数 5】

$$\therefore C_1 = \frac{\Delta P R^2}{L 4\mu}$$

20

$$\therefore u = \frac{\Delta P}{4\mu L} (R^2 - r^2)$$

(iii)

【0063】

円筒要素の検定

【数 6】

$$\delta Q = u \delta A$$

要素の体積流量

$$\delta A \approx 2\pi r \delta r$$

30

$$\therefore \delta Q = \frac{\Delta P \pi r}{2\mu L} (R^2 - r^2) \delta r$$

【0064】

r = 0 から r = R での積分

【数 7】

$$Q = \frac{\Delta P \pi}{2\mu L} \int_0^R r (R^2 - r^2) \delta r$$

$$Q = \frac{\Delta P \pi R^4}{8\mu L}$$

40

$$Q = \frac{\Delta P \pi d^4}{128\mu L}$$

体積流量

【0065】

減衰装置の場合、ピストンにおける摩擦およびピストンの重量を無視し、ピストンと孔とが完全に密封されていると仮定

【数 8】

$$Q = \frac{\Delta P \pi d_1^4}{128 \mu L} \quad \text{(iv)}$$

ブリード孔を通る体積流量

$$\Delta P = \frac{4F}{\pi(d_2^2 - d_1^2)} \quad \text{(v)}$$

大気圧を超えるピストンからの圧力

$$Q = A_{piston} v_{piston}$$

ピストンが流体を排出する流量に等しい体積流量

$$\therefore v_{piston} = \frac{4Q}{\pi(d_2^2 - d_1^2)} \quad \text{(vi)}$$

$$v_{piston} = \frac{\Delta P d_1^4}{32 \mu L (d_2^2 - d_1^2)}$$

Qについて式 (iv) を代入

$$v_{piston} = \frac{F d_1^4}{8 \pi \mu L (d_2^4 + d_1^4 - 2 d_1^2 d_2^2)}$$

Pについて式 (v) を代入

$$\frac{1}{v_{piston}} = \frac{8 \pi \mu L (d_2^4 + d_1^4 - 2 d_1^2 d_2^2)}{F d_1^4}$$

ピストンの移動の単位当たりの時間遅延

【0066】

4. 装置および方法

試験装置は、図 8 に概略的に例示されているように、2つの硬質の回転対称の同軸本体からなる。一方の本体は、内径が 4.45 mm ~ 4.55 mm の範囲の円柱孔を含む。この内径を d_2 とする。一方の本体はまた、直径が 0.65 mm ~ 0.75 mm の範囲の同軸円形ブリード孔 (coaxial, circular bleed hole) も含む。この直径を d_1 とする。ブリード孔の長さは、1.95 mm ~ 2.05 mm の範囲である。この長さを、 L とする。ブリード孔は、同様に直径が d_2 の収集チャンバに連通している。

【0067】

第 2 の同軸本体は、他方の本体の孔と十分に良好な密封を形成する中空円柱ピストンを有するため、試験中に本体の円柱表面間で流体が大きく減損しない。本体の円柱表面間の動摩擦に打ち勝つために必要なあらゆる力は、接触面を潤滑するのに十分な量の試験流体の存在下で測定することができる。

【0068】

ブリード孔を一時的に止めた状態で、第 1 の同軸本体を逆にし、試験する流体のサンプルを、少なくとも 6 mm の深さまで円柱孔に導入する。次に、第 2 の同軸本体を第 1 の同軸本体内に挿入する。次に、装置を直立させ、ブリード孔を止めた状態を解除する。第 2 の同軸本体を固定し、第 1 の同軸本体を、収集される位置にブリード孔から流体が現れるまで下げる。この段階で、少なくとも 5 mm の移動距離が残っているはずである。

【0069】

第 1 の同軸本体を、下方に押し移動させる。この力の大きさは、流体の表面に作用する正味の力、すなわち加える力から、本体の円柱表面間の動摩擦に打ち勝つために必要な力を減じて、第 1 の同軸本体の重量を加えた値が、9.95 N ~ 10.05 N の範囲となるようにする。この正味の力を F とする。

【0070】

位置検出器 (position transducer) が、第 2 の同軸本体およびデータロガーに取り付

10

20

30

40

50

けられているため、時間に対する位置のプロットを取得することができる。第2の同軸本体が、加えられる力に応じて少なくとも1.5 mm移動したら、第2の同軸本体をさらに2.0 mm移動させるのにかかった時間を、時間に対する位置のプロットから求める。この2 mmの時間間隔の後、少なくとも1.5 mmの移動を維持しなければならない。測定したこの時間を2で除して、1.0 mm移動するための平均時間を求める。この時間を t_1 とする。

【0071】

前記した分析にしたがって、 v_{piston} を S I 単位で測定した場合、

【数9】

$$\frac{1}{v_{piston}} = 1000t_1 = \frac{8\pi\mu L(d_2^4 + d_1^4 - 2d_1^2d_2^2)}{Fd_1^4}$$

10

【0072】

すなわち、

【数10】

$$\mu = \frac{125t_1 F d_1^4}{\pi L (d_2^4 + d_1^4 - 2d_1^2 d_2^2)}$$

したがって、動粘性率が求められる。

20

【0073】

この試験手順は、異なる流体サンプルでさらに4回繰り返し、得られた5つの結果の平均を、流体の動粘性率とする。

【0074】

この手順は、ニュートン流体および非ニュートン流体の両方に適用できる。特に、流体がニュートン挙動からかなり隔たっている場合、装置の様々な寸法および加える力は、正確に前記した範囲の中間点とすべきである。

【0075】

〔実施の態様〕

(1) 注入装置において、

30

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、前記注射器を、前記排出ノズルが前記ハウジングから延出した延出位置から、前記排出ノズルが前記ハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、
アクチュエータと、

前記アクチュエータによって作動されると、前記注射器に作用して、この注射器の内容物を前記排出ノズルから排出する、駆動装置と、

前記駆動装置が公称結合解除位置 (nominal decoupling position) まで前進すると作動して、前記装置の第1の構成要素が第2の構成要素に対して移動できるようにする、結合解除機構と、

前記第1の構成要素が、前記第2の構成要素に対して公称解放位置 (nominal release position) に達すると作動して、前記アクチュエータの作用から前記注射器を解放する解放機構であって、前記注射器が解放された時点で、前記付勢手段が、前記注射器をその格納位置に戻す、解放機構と、

40

前記注射器の残りの内容物が、前記注射器が解放される前に排出されるように、前記注射器の解放を、前記結合解除機構の作動後に遅延させるために、前記第1の構成要素の前記第2の構成要素に対する動きを減衰させる高粘度流体と、

を含む、注入装置。

(2) 実施態様(1)に記載の注入装置において、

前記装置の前記第1および前記第2の構成要素は、前記駆動装置の第1の要素および第2の要素であり、前記第1の駆動要素は、前記アクチュエータによって作動され、前記第

50

2の駆動要素は、前記注射器に作動して、前記注射器を、前記注射器の格納位置から前記注射器の延出位置に前進させて、前記注射器の内容物を前記排出ノズルから排出させ、前記第1の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動され、前記第2の駆動要素が前記注射器によって拘束されると、前記第1の駆動要素は、前記第2の駆動要素に対して移動することができる、注入装置。

(3)実施態様(2)に記載の注入装置において、
請求項2に記載の注入装置において、

ある部分が前記第1の駆動要素によって画定され、別の部分が前記第2の駆動要素によって画定されたレザバーをさらに含み、前記レザバーの容積は、前記第1の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されて、前記第2の駆動要素に対して移動すると減少し、前記レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に前記高粘度流体を逃がすためのベント(vent)を有する、注入装置。

10

(4)注入装置において、

排出ノズルを有する注射器を受容するように構成されたハウジングであって、前記注射器を、前記排出ノズルが前記ハウジングから延出した延出位置から、前記排出ノズルが前記ハウジング内に収容された格納位置に付勢するための手段を含む、ハウジングと、
アクチュエータと、

第1の駆動要素および第2の駆動要素であって、この第1の駆動要素は、前記アクチュエータによって作動され、前記第2の駆動要素は、前記注射器に作用して、前記注射器を、前記注射器の格納位置から前記注射器の延出位置に前進させて、前記注射器の内容物を前記排出ノズルから排出させ、前記第1の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されると、この第1の駆動要素は、前記第2の駆動要素に対して移動することができ、前記第2の駆動要素は、前記注射器によって拘束される、第1の駆動要素および第2の駆動要素と、

20

ある部分が前記第1の駆動要素によって画定され、別の部分が前記第2の駆動要素によって画定されたレザバーであって、前記レザバーの容積は、前記第1の駆動要素が、前記アクチュエータによって作動されて、前記第2の駆動要素に対して移動すると減少し、前記レザバーは、高粘度流体を収容し、その容積が減少する時に前記高粘度流体を逃がすためのベントを有する、レザバーと、

前記第1の駆動要素が、公称解放位置まで前進すると作動して、前記アクチュエータの作用から前記注射器を解放するように構成された解放機構であって、前記注射器が解放された時点で、前記付勢手段が、前記注射器を前記注射器の格納位置に戻す、解放機構と、
を含む、注入装置。

30

(5)実施態様(4)に記載の注入装置において、

結合(coupling)であって、前記第1の駆動要素および前記第2の駆動要素が、前記公称解放位置よりも前進していない位置にある公称結合解除位置(nominal decoupling position)に前進するまで、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に対して移動するのを防止する結合、をさらに含む、注入装置。

【0076】

(6)実施態様(5)に記載の注入装置において、

前記結合は、前記駆動要素が、前記公称結合解除位置に前進すると作動する結合解除機構を含む、注入装置。

40

(7)実施態様(3)~(6)のいずれかに記載の注入装置において、

前記結合は、前記第1の駆動要素および前記第2の駆動要素に作用する第3の駆動要素であり、

前記結合解除機構は、前記公称結合解除位置に達すると、前記第3の駆動要素が前記第2の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記第1の駆動要素の前記第2の駆動要素に対する移動が可能となるように、前記第3の駆動要素を前記第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、

前記解放機構は、前記公称解放位置に達すると、前記第3の駆動要素が前記第1の駆動

50

要素に作用しなくなり、前記注射器が前記アクチュエータの作用から解放されるように、前記第3の駆動要素を前記第1の駆動要素から結合解除するように構成されている、
注入装置。

(8)実施態様(3)~(6)のいずれかに記載の注入装置において、

前記結合は、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に対して作用できるように、前記第1の駆動要素の協働機構および前記第2の駆動要素の協働機構を含み、

前記結合解除機構は、前記公称結合解除位置に達すると、前記第1の駆動要素が前記第2の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記第1の駆動要素の前記第2の駆動要素に対する移動が可能となるように、前記第1の駆動要素を前記第2の駆動要素から結合解除するように構成されており、

10

前記解放機構は、前記公称解放位置に達すると、前記アクチュエータが前記第1の駆動要素に作用しなくなり、それにより、前記注射器が前記アクチュエータの作用から解放されるように、前記第1の駆動要素を前記アクチュエータから結合解除するように構成されている、

注入装置。

(9)実施態様(3)~(8)のいずれかに記載の注入装置において、

前記ペントは、1つの前記駆動要素によって画定された収集チャンバに連通しており、前記収集チャンバに、逃げた高粘度流体が収集される、注入装置。

(10)実施態様(3)~(9)のいずれかに記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素がステムを含み、前記他方の駆動要素が、前記ステムを受容するように一端が開口した孔を含み、前記孔と前記ステムが、前記流体レザバーを画定している、注入装置。

20

【0077】

(11)実施態様(9)に記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素が、ステムを含み、前記ペントおよび前記収集チャンバを画定しており、前記他方の駆動要素は、前記ステムを受容するために一端が開口し、他端が閉じた盲孔を含み、前記盲孔と前記ステムが、前記流体レザバーを画定している、注入装置。

(12)実施態様(9)または(11)に記載の注入装置において、

前記収集チャンバは、前記ペントのために一端が開口し他端が閉じた前記一方の駆動要素における孔によって画定されている、注入装置。

30

(13)実施態様(2)~(12)のいずれかに記載の注入装置において、

前記一方の駆動要素は、前記第1の駆動要素である、注入装置。

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図1】第1の実施形態を例示する概略図である。

【図2】第2の実施形態を例示する概略図である。

【図3】第3の実施形態を例示する概略図である。

【図4】試験装置の断面図である。

【図5】円柱要素における分解する力を示す図である。

【図6】円筒要素を示す図である。

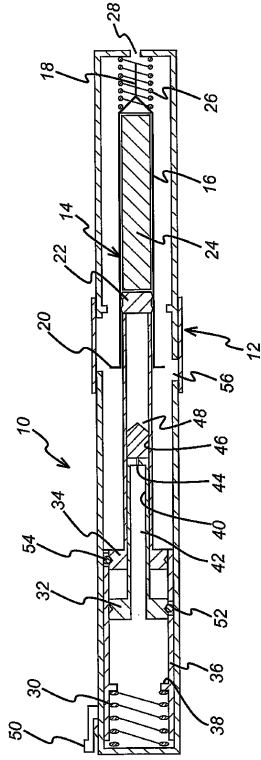
40

【図7】試験装置のピストンと孔を示す断面図である。

【図8】2つの硬質の回転対称の同軸本体からなる試験装置の断面図である。

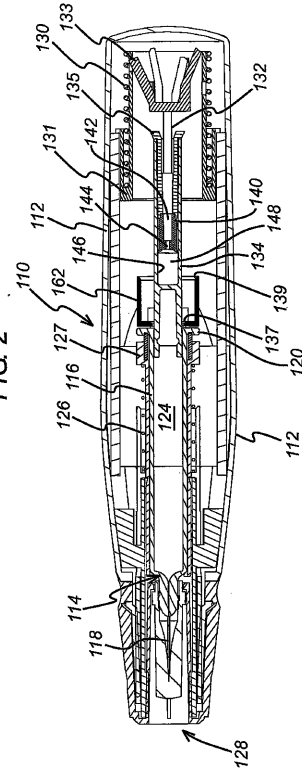
【 図 1 】

FIG. 1



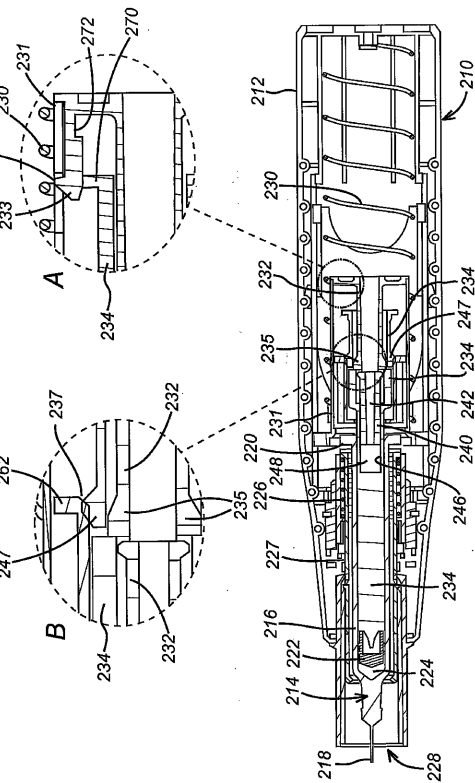
【 図 2 】

FIG. 2



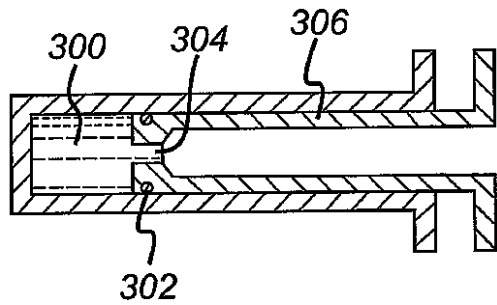
【 図 3 】

FIG. 3



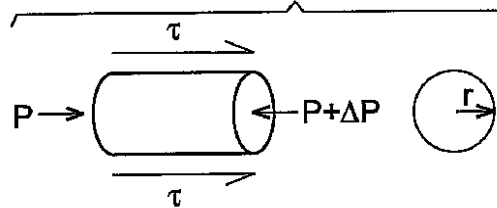
【 図 4 】

FIG. 4

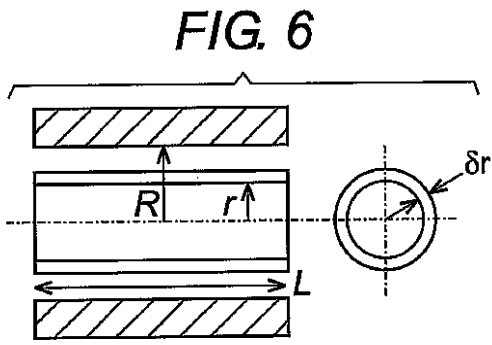


【 図 5 】

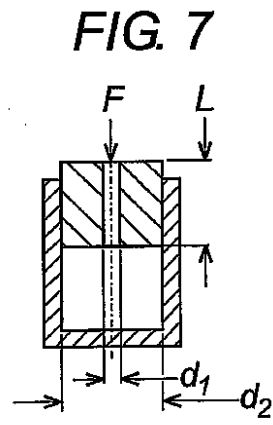
FIG. 5



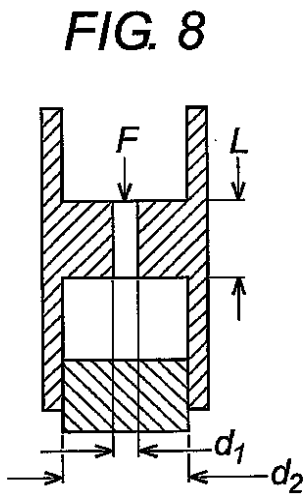
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/GB2005/002117

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61M5/32 A61M5/20		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 03/092771 A (PA KNOWLEDGE LIMITED; MARTIN, JEFFREY; HUGHES, MARTIN, LAWRENCE) 13 November 2003 (2003-11-13) abstract; figures	1-13
X	US 4 561 856 A (COCHRAN ET AL) 31 December 1985 (1985-12-31) abstract; figures	1
X	WO 03/097133 A (OWEN MUMFORD LIMITED; MARSHALL, JEREMY) 27 November 2003 (2003-11-27) abstract; figure 5	1-13
A	US 4 744 786 A (HOOVEN ET AL) 17 May 1988 (1988-05-17) abstract; figure 2	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 25 August 2005		Date of mailing of the international search report 05/09/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Ehrsam, F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

PCT/GB2005/002117

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 03092771	A	13-11-2003	GB 2388033 A	05-11-2003
			GB 2396298 A	23-06-2004
			AU 2003229994 A1	17-11-2003
			CA 2483935 A1	13-11-2003
			EP 1503816 A1	09-02-2005
			WO 03092771 A1	13-11-2003
			US 2005124940 A1	09-06-2005
US 4561856	A	31-12-1985	NONE	
WO 03097133	A	27-11-2003	EP 1507566 A1	23-02-2005
			WO 03097133 A1	27-11-2003
US 4744786	A	17-05-1988	NONE	

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

(74) 代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72) 発明者 バロウ - ウィリアムス・ティム

イギリス国、ハートフォードシャイア エイエル1・1 ピーエル、セント・アルバンス、ロンドン
・ロード 200

(72) 発明者 ブラディ・マシュー

イギリス国、ハートフォードシャイア エスジー6・2 ジェイイー、レッチワース、ニューランズ
9

(72) 発明者 ジョンストン・デイビッド

アメリカ合衆国、08691 ニュージャージー州、ロビンズビル、ハルス・ストリート 10

(72) 発明者 ハリソン・ニゲル

イギリス国、ケンブリッジ シーピー1・6 ワイエヌ、リントン、パーレー・ウェイ 15

Fターム(参考) 4C066 AA10 BB01 CC01 DD08 DD13 HH30