



(12) BẢN MÔ TẢ SÁNG CHẾ THUỘC BẰNG ĐỘC QUYỀN SÁNG CHẾ

(19) Cộng hòa xã hội chủ nghĩa Việt Nam (VN)
CỤC SỞ HỮU TRÍ TUỆ

(11)



1-0033935

(51)⁷ A61M 5/315

(13) B

(21) 1-2018-04545

(22) 13/03/2017

(86) PCT/DK2017/050070 13/03/2017

(87) WO 2017/157396 21/09/2017

(30) PA 2016 00154 13/03/2016 DK; PA 2016 00198 03/04/2016 DK; PA 2016 70589
08/08/2016 DK

(45) 25/11/2022 416

(43) 25/12/2018 369A

(73) Injecto Group A/S (DK)

Strandvejen 60, 2900 Hellerup, Denmark

(72) HETTING, Mikael (DK).

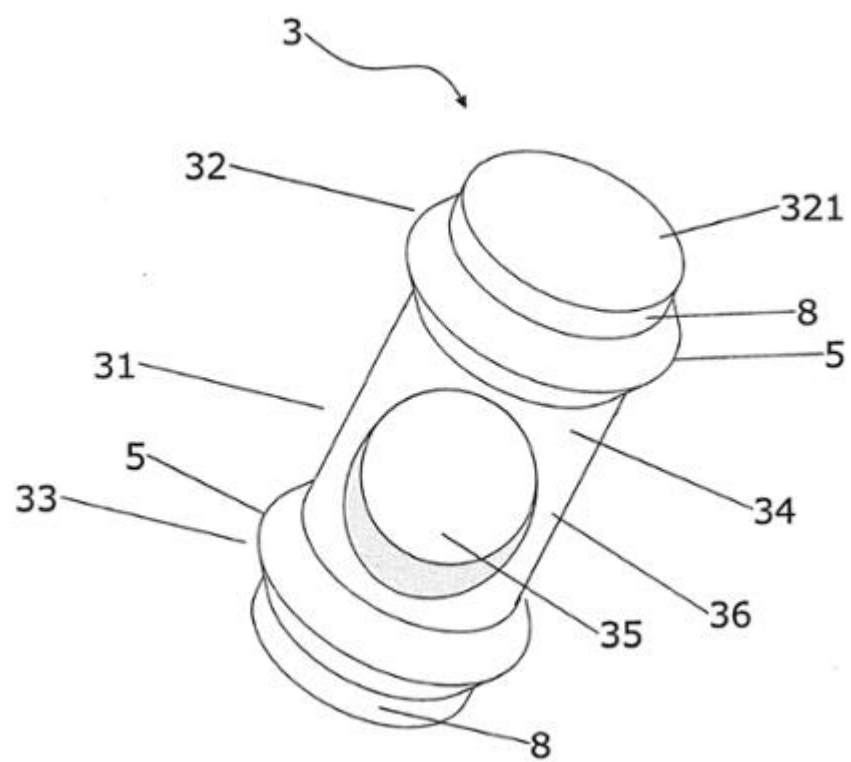
(74) Công ty TNHH Tầm nhìn và Liên danh (VISION & ASSOCIATES CO.LTD.)

(54) THIẾT BỊ TIÊM TRUYỀN CÓ LỰC THOÁT HẦM GIẢM

(57) Sáng chế đề cập đến thiết bị tiêm truyền truyền dược phẩm, thiết bị tiêm truyền bao gồm

- xylanh kéo dài theo trục dọc, xylanh này có thành bên trong, thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả đối diện với đầu dẫn động,

- cụm pittông bao gồm phần nén được giữ giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, là các chi tiết pittông tiếp giáp với thành bên trong của xylanh tại các bề mặt tiếp giáp nhờ vậy bịt kín phần nén được khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh, phần nén được này bao gồm chất lưu nén được và khung đàn hồi liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động. Thiết bị tiêm truyền được làm phù hợp để dùng cho các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn cho phép lưu trữ dài hạn các dược phẩm dựa trên cơ sở protein.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế đề cập đến thiết bị tiêm truyền có lực thoát hãm (Break Loose Force- BLF) giảm. Thiết bị tiêm truyền này bao gồm: xy lanh kéo dài theo trục dọc, xy lanh này có thành bên trong, thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả đối diện với đầu dẫn động, và cụm pittông. Thiết bị tiêm truyền theo sáng chế tạo ra BLF giảm, và đặc biệt phù hợp cho các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn, cho phép lưu trữ dài hạn các dược phẩm.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Thiết bị tiêm truyền truyền dược phẩm điển hình bao gồm pittông trong xy lanh sao cho pittông có thể được đẩy từ một đầu của xy lanh đến đầu còn lại nhờ vậy tổng chất lỏng được chứa trong xy lanh ra. Pittông trong xy lanh sẽ tiếp giáp với thành bên trong của xy lanh và tại bề mặt giữa pittông và thành bên trong sẽ có ma sát tĩnh và ma sát động. Sự dịch chuyển của pittông trong xy lanh sẽ cần phải tác động một lực phù hợp để thắng ma sát tĩnh ban đầu và tiếp theo là ma sát động; ma sát tĩnh sẽ lớn hơn ma sát động và do đó lực tạo ra dịch chuyển ban đầu của pittông lớn hơn lực cần có để tạo ra dịch chuyển liên tục của pittông. Khi pittông dừng dịch chuyển thì lực tạo ra dịch chuyển ban đầu cần phải thắng trở lại. Thông thường, thành bên trong của xy lanh được bôi trơn để giữ cho ma sát động ở mức thấp phù hợp để đảm bảo việc trượt phù hợp cho pittông và cho phép pittông dịch chuyển dễ dàng trong xy lanh và nhờ vậy dễ dàng truyền dược phẩm trong khi tiêm truyền. Ma sát tĩnh thường, trong ngữ cảnh của các thiết bị tiêm truyền dược phẩm, được gọi là “lực thoát hãm” (BLF), và ma sát động thường được gọi là “lực trượt”. Để tạo ra các thiết bị tiêm truyền vừa ý và dễ dàng sử dụng, cần tạo ra các thiết bị tiêm truyền có các giá trị BLF thấp.

BLF phụ thuộc vào một vài yếu tố nhưng cụ thể là nhạy với thời gian tương tác giữa các thành phần bịt kín của pittông và thành bên trong của ống tiêm tăng thêm. Không giống các ống tiêm truyền thống được nạp và được xả trong một vài phút, các ống tiêm được nạp sẵn nằm trên giá trong những khoảng thời gian dài hơn, việc này gây ra chiều hướng mà các thành phần bịt kín tự dính vào thành bên trong của ống tiêm, là hiện tượng còn được biết đến là “hiệu ứng bám dính” là hiện tượng tăng theo thời gian

và bị tăng thêm do tác động của các điều kiện môi trường bất lợi như nhiệt độ, độ ẩm tăng lên v.v.

BLF là điều lo ngại cụ thể là đối với các ống tiêm được nạp sẵn do các ống tiêm này nằm trên giá trong các khoảng thời gian lên đến ba năm. Thông thường lo ngại về vấn đề BLF cao được giải quyết bằng cách bôi trơn pittông và/hoặc thành bên trong của ống tiêm, nhưng các kiểm nghiệm cho thấy rằng việc bôi trơn bằng silicon có thể thường có hiệu ứng bất lợi làm cho các protein trong các dược phẩm có thể tiêm truyền dạng lỏng kết tập lại rồi làm cho chúng bị mất hiệu lực hoặc thậm chí gây hại cho bệnh nhân tiếp nhận việc tiêm truyền. Hơn nữa, liên quan đến các tiêm truyền trong nhãn khoa chất bôi trơn silicon có chiều hướng duy trì trong mắt, là điều không mong muốn. BLF thậm chí là mối lo ngại cụ thể hơn là đối với các ống tiêm thủy tinh, cụ thể là các ống tiêm được nạp sẵn, do thân của các ống tiêm này không giống các thân bằng nhựa được đúc chính xác, được chế tạo có các dung sai về cơ bản cao hơn dẫn đến các pittông được lắp quá chặt hoặc ngược lại, dẫn đến phải sử dụng chất bôi trơn. Đối với đường kính trong của ống tiêm thủy tinh, đường kính trong vật chứa này có thể thay đổi cộng hoặc trừ đi 1/10 mm dẫn đến độ chênh lệch tổng cộng lên đến 0,2 mm giữa vật chứa này so với vật chứa khác, độ lệch này có ảnh hưởng đáng kể đến ma sát giữa pittông và thành bên trong của vật chứa và ảnh hưởng đến BLF, và do bị kín là bắt buộc hoàn toàn để tuân theo các tiêu chuẩn về độ kín của vật chứa (Container Closure Integrity - CCI), các pittông hiện có dùng cho các thân thủy tinh phải có đường kính ngoài lớn hơn đáng kể so với đường kính tương ứng khi đường kính của thân nằm ở phía thấp.

Một vài gợi ý có theo giải pháp kỹ thuật đã biết để giải quyết các vấn đề khác nhau liên hệ với sự thoải mái của người sử dụng thông thường về các ống tiêm hoặc để thu được các mục tiêu cụ thể khác.

Tài liệu US 2003/105433 bộc lộ ống tiêm dùng một lần có khoang khí nén được tạo thành giữa pittông chính và pittông phụ. Khi sử dụng, áp lực được tác động vào pittông chính để làm trượt cần này về phía pittông phụ, và do khí trong khoang khí nén có thể nén được nhiều hơn so với chất lỏng trong khoang chất lỏng này, pittông phụ sẽ dịch chuyển khi có đủ áp lực để làm cho pittông phụ bắt đầu trượt và đẩy chất lỏng ra khỏi kim. Nén không khí trong khoang khí nén tạo thành “đệm không khí”, đệm này cho phép việc tiêm truyền chất lỏng được điều khiển tốt hơn, do các biến đổi nhẹ về áp

lực được tác động bởi người sử dụng ống tiêm sẽ được hấp thụ bởi các lực nén/giảm nén tác động phối hợp với đệm không khí.

Tài liệu EP 2218473 giải quyết vấn đề tương tự như tài liệu US 2003/105433 đối với việc làm giảm các biến đổi áp lực trong các tiêm truyền trong nha khoa và có thể làm bật chất lỏng trong ống tiêm trong khi tiêm truyền được xem là quan trọng. Ống tiêm theo EP 2218473 cũng sử dụng đệm không khí ở giữa để các phần của pittông, và nó có thể bao gồm chỉ báo áp lực theo thể tích khí.

Tài liệu DE 4428467 bộc lộ ống tiêm với pittông tiêm truyền, trong đó hiệu ứng làm giảm có liên quan đến gây mê cột sống và tiêm truyền tĩnh mạch. Ống tiêm có pittông tiêm truyền, pittông nén và phương tiện nén được giữ giữa hai chi tiết pittông. Ống tiêm có thể còn bao gồm lò xo nhưng không có hiệu ứng nào được gán cho lò xo này.

Tài liệu US 2006/247582 bộc lộ “ống tiêm rửa” để sử dụng trong các thủ thuật rửa dành cho các thiết bị can thiệp mạch. Ống tiêm rửa được thiết kế để đảm bảo rằng hồi lưu không xảy ra sau thủ thuật rửa và ống tiêm này có cữ chặn với phần cữ chặn đầu gần và phần cữ chặn đầu xa được tách riêng bởi các phương tiện lò xo để dịch chuyển phần cữ chặn đầu xa theo hướng ra xa để dẫn động nhiều chất lỏng ra khỏi khoang của ống tiêm hơn sau khi gài vào cữ chặn. Rõ ràng là ống tiêm rửa không liên quan đến việc hạ thấp BLF.

Một vài hãng chế tạo trong ngành đã tìm kiếm để loại bỏ việc bổ sung các chất bôi trơn silicon và thay bằng các giải pháp khác đã được đề xuất cùng với các bề mặt được xử lý nhiệt, được cho là giảm lực cần để phát động dịch chuyển của pittông. Nhiều gợi ý có theo giải pháp kỹ thuật đã biết để giải quyết vấn đề hạ thấp BLF và các gợi ý này điển hình liên quan đến các thay đổi về chất bôi trơn, ví dụ, cách phủ chất bôi trơn hoặc loại chất bôi trơn, ví dụ, đối với độ nhớt. Như một giải pháp thay thế, tài liệu WO 2014/194918 gợi ý cách điều khiển BLF sử dụng các thiết kế riêng của pittông.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Những cải tiến khác được cho là khả thi và mục đích của sáng chế là đề xuất thiết bị tiêm truyền có BLF giảm. Sáng chế đề cập chính đến các ống tiêm được nạp sẵn mặc dù các thiết bị tiêm truyền này có mục đích để sử dụng cho các áp dụng y tế và các mục đích khác.

Sáng chế đề xuất thiết bị tiêm truyền, thiết bị này phù hợp để truyền được phẩm. Thiết bị tiêm truyền này bao gồm:

- xylanh kéo dài theo trục dọc, xylanh này có thành bên trong, thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả đối diện với đầu dẫn động,

- cụm pittông bao gồm phần nén được giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, là các chi tiết pittông tiếp giáp với thành bên trong của xylanh tại các bề mặt tiếp giáp nhờ vậy bịt kín phần nén được khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh, phần nén được này bao gồm chất lưu nén được và khung đàn hồi liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động.

Phần nén được này bao gồm chất lưu nén được và khung đàn hồi liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động. Trong ngữ cảnh của sáng chế thuật ngữ “liên kết” có nghĩa là chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động được ghép nối vật lý với nhau sao cho khi dẫn động một trong các chi tiết này cũng sẽ dẫn động chi tiết còn lại. Ví dụ, nếu chi tiết pittông dẫn động được đẩy thì khung đàn hồi sẽ đẩy chi tiết pittông thụ động, và nếu chi tiết pittông dẫn động được kéo thì khung đàn hồi sẽ kéo chi tiết pittông thụ động. Do có phần nén được giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động trong cụm pittông, nên lực thoát hãm (BLF) của cụm pittông có thể được hạ thấp so với cụm pittông trong đó chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động được ghép nối cứng với nhau. Do đó ví dụ, cụm pittông với chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động có đệm không khí giữa chúng sẽ có BLF giảm. Tuy nhiên, tác giả sáng chế đã ngạc nhiên phát hiện thấy rằng bằng cách liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động bằng khung đàn hồi theo sáng chế, thì BLF tổng cộng có thể được làm cho ngang bằng với và có giá trị tương tự với lực trượt của cụm pittông. Việc này tạo ra trải nghiệm thậm trí êm hơn cho người sử dụng pittông, ví dụ, so với trải nghiệm có thể thu được khi sử dụng đệm không khí, do BLF thậm trí sẽ không nhận ra được trong khi vận hành ống tiêm do tương tự với lực trượt.

Thiết bị tiêm truyền này bao gồm xylanh. Trong ngữ cảnh của sáng chế “xylanh” là loại ống bất kỳ hoặc loại tương tự cho phép cụm pittông được dịch chuyển từ vị trí này đến một vị trí khác trong xylanh. Xylanh này có “đầu dẫn động” và “đầu xả” đối diện nhau. Đầu dẫn động của xylanh cho phép tiếp cận cụm pittông để dịch chuyển nó,

tức là “dẫn động” cụm pittông thông qua chi tiết pittông dẫn động, trong xylanh. Đầu xả của xylanh bao gồm cửa xả chất lưu được chứa trong xylanh.

Xylanh này có thành bên trong và thành bên ngoài. Thành bên trong thường là trơn nhẵn và không có bất kỳ phần lồi, phần lõm hoặc phần tương tự nào. Cụ thể là, cụm pittông có thể tốt hơn là bố trí đệm kín suốt theo chiều dài dọc theo trục của xylanh. Thành bên ngoài có thể bao gồm phần kẹp ngón tay được định vị đầu đó dọc theo chiều dài của xylanh, ví dụ, tại đầu dẫn động của xylanh. Theo một phương án xylanh bao gồm phần kẹp ngón tay được định vị giữa đầu xả và đầu dẫn động cùng với phần che chắn kim gắn bên ngoài xylanh như được mô tả trong tài liệu WO 2016/192739, được đưa vào trong bản mô tả này bằng cách viện dẫn, cụ thể là từ trang 3, dòng 7 đến trang 5, dòng 14. Phần che chắn kim được mô tả từ trang 6, dòng 3 đến trang 7, dòng 25 trong tài liệu WO 2016/192739, được đưa vào trong bản mô tả này bằng cách viện dẫn cùng với các hình vẽ tương ứng. Cũng vậy, nguyên văn của các điểm từ 1 đến 9 yêu cầu bảo hộ trong tài liệu WO 2016/192739 cũng được đưa vào bằng cách viện dẫn.

Xylanh có thể được làm từ vật liệu thích hợp bất kỳ, và các vật liệu điển hình bao gồm các vật liệu polyme, như copolyme olefin vòng (Cyclic Olefin Copolymer - COC), ví dụ, các polyme TOPAS (được cung cấp bởi TOPAS Advanced Polymers GmbH), polyme olefin vòng (Cyclic Olefin Polymer - COP), ví dụ, Zeonor, hoặc polystyren, hoặc các loại thủy tinh, ví dụ, thủy tinh bo silicat. Polyme COC có ưu điểm do đặc tính ngăn cách cao của chúng và do đó phù hợp cho nhu cầu để lưu trữ các chất được phẩm dài hạn. Theo một phương án khác xylanh được làm từ thủy tinh, ví dụ, thủy tinh bo silicat. Cũng dự tính rằng, xylanh có thể được làm từ kim loại hoặc nó có thể bao gồm kết hợp bất kỳ của các vật liệu polyme, các loại thủy tinh hoặc các kim loại. Dạng mặt cắt ngang của xylanh không bị giới hạn, mặc dù xylanh có mặt cắt ngang tròn được ưu tiên. Cũng dự tính rằng mặt cắt ngang có thể là hình ovan, hình elip, hình đa giác, v.v. Khi xylanh có mặt cắt ngang tròn, thì đường kính, ví dụ, đường kính trong, có thể có giá trị bất kỳ thường được sử dụng với các ống tiêu. Ví dụ, theo phương án ưu tiên, xylanh này có đường kính trong nằm trong khoảng từ 2 mm đến 10 mm, như 4,65 mm, 6,35 mm hoặc 8,80 mm, mặc dù nó có thể có các giá trị lớn hơn theo sáng chế.

Cụm pittông này rất phù hợp đối với tương tác không bôi trơn với các thân ống tiêu bằng thủy tinh có các dung sai đường kính trong quá rộng để tương tác với các pittông truyền thống và đồng thời bỏ qua việc bôi trơn do các giá trị BLF quá cao đối

với pittông truyền thống. Tại các giá trị đường kính thấp, BLF sẽ là quá cao và tại các giá trị đường kính cao, thì độ kín của vật chứa (Container Closure Integrity - CCI) sẽ bị ảnh hưởng bởi các pittông truyền thống. Ngược lại, cụm pittông được sử dụng theo sáng chế có khả năng bù cho các dung sai rộng do sự dịch chuyển thay thế của các thành phần bịt kín của nó sẽ cho phép sử dụng pittông đường kính lớn hơn trong khi vẫn giữ cho BLF nằm trong các giá trị chấp nhận được, đồng thời cho phép bỏ qua việc bôi trơn theo truyền thống.

Thiết bị tiêm truyền theo sáng chế với cụm pittông có chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động; chi tiết pittông dẫn động là chi tiết pittông gần hơn với đầu dẫn động của xylanh và chi tiết pittông thụ động là chi tiết pittông gần hơn với đầu xả của xylanh. Chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động có thể giống hệt nhau, hoặc chi tiết pittông dẫn động có thể khác với chi tiết pittông thụ động. Chi tiết pittông dẫn động có bề mặt dẫn động hướng về đầu dẫn động của xylanh và chi tiết pittông thụ động có bề mặt xả ngược với bề mặt dẫn động do đó hướng về đầu xả của xylanh. Mỗi một chi tiết pittông có thể có bề mặt bên trong hướng về phần nén được.

Cụm pittông có chiều dài tổng cộng được tính từ bề mặt dẫn động của chi tiết pittông dẫn động đến bề mặt xả của chi tiết pittông thụ động, tức là khi cụm pittông ở trong trạng thái nghỉ và không chịu ngoại lực từ người sử dụng. Thông thường, chiều dài dọc theo trục của phần nén được nằm trong khoảng từ 10% đến 90% chiều dài tổng cộng dọc theo trục của cụm pittông trong trạng thái nghỉ. Chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động thường có khả năng nén thấp, ví dụ, các thân của pittông là không nén được. Theo một phương án cụ thể, chiều dài dọc theo trục của phần nén được ít nhất bằng 20%, ví dụ, ít nhất bằng 25% hoặc ít nhất bằng 30% chiều dài tổng cộng dọc theo trục của cụm pittông trong trạng thái nghỉ. Do đó, khung đàn hồi có thể có chiều dài nằm trong khoảng từ 10% đến 70% chiều dài tổng cộng dọc theo trục của cụm pittông trong trạng thái nghỉ. Theo các phương án khác, khung đàn hồi có chiều dài nằm trong khoảng từ 30% đến 70%, ví dụ, như 30%, 40%, 50%, 60% hoặc 70% chiều dài tổng cộng dọc theo trục của cụm pittông trong trạng thái nghỉ.

Các chi tiết pittông tạo ra đệm kín chất lỏng, và theo cách tùy ý là đệm kín khí, giữa các chi tiết pittông tương ứng và thành bên trong của xylanh, nhờ vậy tạo thành phần nén được giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động. Do đó, khi chi tiết pittông dẫn động được đẩy từ đầu dẫn động của xylanh, phần nén được sẽ bị nén và

cuối cùng đẩy chi tiết pittông thụ động về phía đầu xả của xy lanh nhờ vậy tổng chất lỏng được chứa trong xy lanh ra. Mỗi một chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động có ma sát tĩnh, cần phải thắng được ma sát tĩnh này trước khi pittông tương ứng bắt đầu dịch chuyển trong xy lanh. Ngược lại với các pittông hiện có, pittông theo sáng chế làm giảm BLF để dịch chuyển pittông đến các giá trị thấp hơn đáng kể bằng cách đưa vào dịch chuyển thay thế của các thành phần bịt kín để chia đều BLF tổng cộng thành các bước tăng nhỏ hơn bởi dịch chuyển theo từng bước của các chi tiết bịt kín. Khi pittông dẫn động bắt đầu dịch chuyển, dịch chuyển của nó sẽ đẩy chi tiết pittông thụ động, nhưng tác giả sáng chế đã ngạc nhiên phát hiện thấy rằng ma sát tĩnh của chi tiết pittông thụ động chỉ góp phần không đáng kể vào lực cần để dịch chuyển cụm pittông và tổng chất lỏng từ xy lanh ra, do đó thu được dịch chuyển trơn tru của cụm pittông với ma sát tĩnh của chỉ chi tiết pittông dẫn động góp phần tạo ra ma sát tĩnh của cụm pittông. Khung đàn hồi còn góp phần tác động lên BLF, do đó khi khung đàn hồi có trong cụm pittông, ví dụ, khung đàn hồi có chiều dài dọc theo trục bằng ít nhất bằng là 25% chiều dài tổng cộng của cụm pittông, thì BLF (được đo theo đơn vị N) nhỏ hơn hai lần so với lực trượt (được đo theo đơn vị N), ví dụ, BLF và lực trượt xấp xỉ bằng nhau, nhờ vậy tạo ra trải nghiệm thậm trí êm hơn cho người sử dụng.

Nhờ có cụm pittông với hai chi tiết pittông, việc bịt kín các thành phần trong xy lanh, ví dụ, dược phẩm, như vacxin, thu được hiệu quả hơn so với sử dụng pittông có một chi tiết pittông. Việc này đặc biệt phù hợp cho ống tiêm được nạp sẵn dược phẩm. Nếu pittông truyền thống, tức là không có phần nén được, sử dụng hai thành phần bịt kín tương ứng với các chi tiết pittông của cụm pittông theo sáng chế, thấy được BLF cao hơn nhiều mà làm cho việc sử dụng thiết bị tiêm truyền kém thuận tiện. Do đó, sáng chế tạo thiết bị tiêm truyền thân thiện với người sử dụng có khả năng bịt kín dược phẩm trong thiết bị tiêm truyền một cách hiệu quả. Tác giả sáng chế tin, không bị ràng buộc bởi bất kỳ lý thuyết cụ thể nào, rằng tính đàn hồi của phần nén được tạo ra sự đồng đều về lực được tác động vào chi tiết pittông thụ động, mà lại hạ thấp BLF tổng cộng của cụm pittông. Theo các phương án khác, thiết bị tiêm truyền có thể bao gồm nhiều hơn hai chi tiết pittông có phần nén được giữa các cặp chi tiết pittông.

BLF tối đa cảm thấy bởi người sử dụng sẽ nhờ đó không bao giờ lớn hơn BLF cho một chi tiết pittông. Các giá trị sau đây ví dụ cho lực BLF thu được theo một phương án của sáng chế: BLF của chi tiết pittông dẫn động bằng khoảng 7 N được giảm xuống

lực trượt trung bình bằng khoảng 4 N được tăng thêm vào BLF của chi tiết pittông thụ động bằng khoảng 7 N được giảm xuống lực trượt trung bình bằng khoảng 4 N để hoàn tất việc tiêm truyền, tương đương với xấp xỉ 50% BLF của pittông truyền thống bằng khoảng 14 N. Do đó, pittông theo sáng chế có thể giảm BLF đến giá trị bằng một nửa hoặc thấp hơn so với bất kỳ pittông đã biết nào, và hơn nữa khi bố trí khung đàn hồi, thì lực trượt điển hình chỉ hơn nửa BLF nhờ vậy tạo ra trải nghiệm thậm chí êm hơn cho người sử dụng.

Trong dạng đơn giản nhất của nó, cụm pittông có thể bao gồm chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, và phần nén được bao gồm chất lưu nén được. Chất lưu không nén được bất kỳ có ở giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động không được xem là phần phần nén được. Ví dụ, chất lưu nén được, ví dụ, không khí, giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động sẽ thường chứa độ ẩm, độ ẩm này có thể tạo thành các giọt nước ở thành bên trong của xylanh hoặc các bề mặt bên trong của các chi tiết pittông. Trong trường hợp này, phần có thể nén được xem là bao gồm chất lưu nén được này, ví dụ, không khí, trong ngữ cảnh của sáng chế. Ví dụ, phần nén được có thể là không khí bị kẹp giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động. Khi chi tiết pittông dẫn động được dịch chuyển, chất lưu nén được sẽ bị nén, và cuối cùng áp lực trong phần nén được sẽ đủ lớn để thắng ma sát tĩnh của chi tiết pittông thụ động, chi tiết pittông này sẽ bắt đầu dịch chuyển. Chất lưu nén được sẽ tạo ra hiệu ứng như lò xo, do đó người sử dụng sẽ có trải nghiệm êm hơn so với khi vận hành thiết bị tiêm truyền có một cỡ chặn với hai chi tiết pittông, trong đó cả hai thành phần bịt kín sẽ phải bắt đầu dịch chuyển đồng thời dẫn đến giá trị BLF cao hơn đáng kể. Tuy nhiên, khi không có khung đàn hồi và phần nén được chỉ bao gồm chất lưu nén được, thì chi tiết pittông thụ động chỉ có thể được đẩy bởi chi tiết pittông dẫn động và hầu như không thể kéo chi tiết pittông thụ động nhờ chi tiết pittông dẫn động này.

Phần nén được này bao gồm chất lưu nén được và khung đàn hồi liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động. Khung đàn hồi có thể có dạng mong muốn bất kỳ, và nó có thể được tạo ra từ vật liệu bất kỳ tạo ra tính đàn hồi phù hợp. Vật liệu giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động có thể, trong ngữ cảnh của sáng chế này, cũng được gọi là “cầu nối” hoặc “các cầu nối”. Ví dụ, vật liệu có thể được lấy ra từ khối vật liệu để còn lại các cầu nối, phần cầu nối này tạo ra khung. Khung đàn hồi có thể, ví dụ, được làm từ polyme đàn hồi, ví dụ, chất đàn hồi nhiệt dẻo (TPE), hoặc

từ kim loại đàn hồi. Theo một phương án nhất định, khung đàn hồi được đúc áp lực từ TPE, ví dụ, copolyme khối styren (Styrene Block Copolymer - SBC), như SBC được chọn từ danh sách bao gồm SBC hydro hóa hoặc SBC không được hydro hóa hoặc các hợp kim của những vật liệu này.

Cũng vậy, chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động có thể cũng được tạo ra từ vật liệu mong muốn phù hợp bất kỳ. Tuy nhiên, chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động sẽ điển hình được tạo ra từ vật liệu polyme, cụ thể là vật liệu polyme đàn hồi cho phép chi tiết pittông tương ứng đệm kín giữa chi tiết pittông và thành bên trong của xylanh. Các vật liệu ưu tiên làm chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi, là các loại TPE, ví dụ, SBC, như SBC được chọn từ danh sách bao gồm SBC hydro hóa hoặc SBC không được hydro hóa hoặc các hợp kim của những vật liệu này. Tốt hơn là chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động được đúc áp lực từ TPE, ví dụ, các loại TPE đã đề cập bên trên. Do đó, theo một phương án, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động, khung đàn hồi, hoặc chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi, ví dụ, là liền khối, được làm từ TPE.

Theo một phương án, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động, khung đàn hồi, hoặc chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi, ví dụ, là liền khối, được làm bằng cách đúc áp lực.

Trong đó TPE là phù hợp theo sáng chế, TPE bất kỳ có thể được sử dụng. Các polyme nhiệt dẻo phù hợp bao gồm các loại SBC, ví dụ, SBC được hydro hóa (– H-SBC) – (SEBS – styrenetylen butylen-styren hoặc tương tự) hoặc (SBS – styren-butadienetyren) không được hydro hóa hoặc các hợp kim của những vật liệu này và các polyme tương thích khác, như các chất đàn hồi COC. Các loại SBC ưu tiên là các loại được biết đến dưới nhãn hiệu Evoprene có bán trên thị trường bởi AlphaGary Corporation (Leominster, MA, USA). Các Evoprene được mô tả trong tập quảng cáo “EVOPRENE™ Thermoplastic Elastomer (TPE) Compounds - GENERAL INFORMATION” (được công bố bởi AlphaGary, tháng 7 năm 2007), và các polyme Evoprene™ ưu tiên là Evoprene™ Super G, Evoprene™ G, Evoprene™ GC và Evoprene™ HP, được mô tả lần lượt trong các tập quảng cáo “EVOPRENE™ SUPER G Thermoplastic Elastomer (TPE) Compounds”, “EVOPRENE™ G Thermoplastic Elastomer (TPE) Compounds”, “EVOPRENE™ GC Thermoplastic Elastomer (TPE)

Compounds”, và EVOPRENE™ HP Thermoplastic Elastomer (TPE) Compounds (được công bố bởi AlphaGary, tháng 7 năm 2007). Nội dung của toàn bộ các tập quảng cáo nêu trên của AlphaGary được đưa vào trong bản mô tả này bằng cách viện dẫn. Các chất đàn hồi thích hợp khác bao gồm các chất đàn hồi COC, ví dụ, TOPAS® Elastomer E-140.

Khi cụm pittông được đúc áp lực, cụm pittông này có thể được làm theo các dung sai thấp hơn có được bởi các công nghệ như lưu hóa, là công nghệ thường được sử dụng trong chế tạo các pittông cao su truyền thống, ví dụ, các pittông được làm từ cao su clobutyl hoặc bromobutyl. Các vật liệu phù hợp bao gồm các chất đàn hồi, như các loại cao su, ví dụ, cao su tự nhiên, cao su tổng hợp (cao su polyisopren, cao su butyl), cao su silicon và loại tương tự, được xác định thông qua, ví dụ, máy đo độ cứng Shore, máy này chỉ báo độ đàn hồi của vật liệu đàn hồi và đo độ cứng của vật liệu đàn hồi, trong đó máy đo độ cứng càng cao, thì hợp phần càng cứng. Ví dụ, theo một phương án của sáng chế, cụm pittông, ví dụ, bao gồm thành phần bịt kín có thể biến dạng, có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, tốt hơn là nằm trong khoảng từ 60 đến 80, tốt hơn nữa là nằm trong khoảng từ 71 đến 76. Các thuật ngữ “độ cứng Shore” và “máy đo độ cứng Shore” có thể được sử dụng chuyển đổi cho nhau. Thông thường, thành phần bịt kín có thể biến dạng sẽ là đồng chất và được làm từ cùng một vật liệu trên toàn bộ thể tích của thành phần bịt kín có thể biến dạng, làm vật liệu có độ cứng Shore A nằm trong các khoảng cho trước. Bằng cách sử dụng vật liệu có độ cứng Shore A nằm trong khoảng nêu trên, vật liệu đàn hồi cứng tương đối được tạo ra. Cần lưu ý rằng máy đo độ cứng Shore A chỉ là một trong nhiều để biểu thị các tính chất vật liệu của vật liệu được chọn, và các kiểm tra khác cũng có thể được sử dụng để biểu thị vật liệu. Phép đo độ cứng Shore A là đã được biết rộng rãi bởi người có hiểu biết trung bình về lĩnh vực kỹ thuật tương ứng và cụ thể là độ cứng Shore A thường được ghi nhận theo tiêu chuẩn ISO 868.

Các loại TPE ví dụ và các độ cứng Shore A của chúng được tổng kết trong bảng 1.

Bảng 1, các loại TPE ví dụ

Evoprene G 3295	57	Evoprene GC 5648	55	Evoprene GC 5700	75
-----------------	----	------------------	----	------------------	----

Evoprene G 6087	86	Evoprene GC 5649	63	Evoprene GC 5701	86
Evoprene G 614	88	Evoprene GC 5650	71	Evoprene GC 640	80
Evoprene G 927	82	Evoprene GC 5651	76	Evoprene GC 641	76
Evoprene G 940	87	Evoprene GC 5652	87	Evoprene GC 642	76
Evoprene G 958	56	Evoprene GC 5656	54	Evoprene GC 645	86
Evoprene G 962	50	Evoprene GC 5657	60	Evoprene HP 3704	50
Evoprene G 963	60	Evoprene GC 5658	69	Evoprene HP 3706	60
Evoprene G 964	88	Evoprene GC 5659	76	Evoprene HP 3708	70
Evoprene G 969	65	Evoprene GC 5681	59	Evoprene HP 3710	80
Evoprene G 970	70	Evoprene GC 5682	67	Evoprene HP 3712	90
Evoprene G 971	83	Evoprene GC 5683	76	Evoprene HP 3724	50
Evoprene G 974	71	Evoprene GC 5684	85	Evoprene HP 3726	60
Evoprene G 975	84	Evoprene GC 5688	53	Evoprene HP 3728	70
Evoprene G 978	91	Evoprene GC 5689	61	Evoprene HP 3730	80
Evoprene G 991	60	Evoprene GC 5690	67	Evoprene HP 3732	90
Evoprene G 996	74	Evoprene GC 5691	78	Evoprene Super G 931	61
Evoprene GC 5617	59	Evoprene GC 5692	83	Evoprene Super G 932	71
Evoprene GC 5618	65	Evoprene GC 5693	86	Evoprene Super G 934	76
Evoprene GC 5619	73	Evoprene GC 5698	52	Evoprene Super G 949	54
Evoprene GC 5647	50	Evoprene GC 5699	63	TOPAS® E-140	89

Theo một phương án, chỉ tiết pittông dẫn động, chỉ tiết pittông thụ động, khung đàn hồi, hoặc chỉ tiết pittông dẫn động, chỉ tiết pittông thụ động và khung đàn hồi có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90. Khi khung đàn hồi có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, cụ thể là nằm trong khoảng từ 70 đến 90, BLF (được đo theo đơn vị N) thường trong khoảng 150% lực trượt (được đo theo đơn vị N).

Các TPE có thể cũng được xác định bằng các giá trị biến dạng dư của chúng, giá trị này tương ứng với việc duy trì biến dạng sau khi loại bỏ lực được tác động vào nó

(và thường được biểu thị bằng %). Giá trị biến dạng dư điển hình được ghi lại theo khoảng thời gian cụ thể, ví dụ, nằm trong khoảng từ 18 giờ đến 96 giờ, và tại một nhiệt độ cụ thể, ví dụ theo tiêu chuẩn ISO 815. Trong ngữ cảnh của sáng chế, sự biến dạng nén dư thường được ghi nhận ở “nhiệt độ môi trường”, ví dụ, nằm trong khoảng từ 10°C đến 40°C. Thông thường, nhiệt độ càng cao thì thời gian tương ứng cho việc ghi nhận biến dạng nén dư càng ngắn. Biến dạng nén dư nên thấp đến mức có thể, nhưng đối với cụm pittông, hoặc một phần của cụm chi tiết pittông theo sáng chế, biến dạng nén dư có thể nằm trong khoảng từ 15% đến 40%. Giá trị biến dạng dư thường liên quan đến các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn, trong đó cụm pittông sẽ được lồng vào trong xy lanh và do đó bị nén khi thiết bị tiêm truyền đã nạp sẵn được lưu trong những khoảng thời gian kéo dài. Khi các chi tiết pittông có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90 và giá trị biến dạng dư bằng ít nhất bằng là 25%, ví dụ, nằm trong khoảng từ 25% đến 35%, BLF của thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn theo sáng chế sẽ giảm khi lưu trữ, ví dụ, trong khoảng ít nhất 5 ngày, do vậy cụm pittông theo sáng chế đặc biệt có hiệu quả đối với thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn. Miễn là biến dạng nén dư dưới 60% CCI được đảm bảo.

Theo một phương án nhất định mỗi chi tiết pittông của cụm pittông bao gồm một hoặc nhiều thành phần bịt kín dạng lõi có thể biến dạng được, thành phần bịt kín có thể biến dạng sẽ tiếp giáp với thành bên trong của xy lanh tại bề mặt tiếp giáp và tạo ra đệm kín giữa chi tiết pittông và thành bên trong của xy lanh. Thuật ngữ “bề mặt tiếp giáp” tham chiếu đến phần bất kỳ, ở đó thành bên trong và các thành phần bịt kín có thể biến dạng được tiếp xúc với nhau và “bề mặt tiếp giáp” không đặt bất kỳ giới hạn nào lên hoặc thành bên trong của xy lanh hoặc bề mặt của chi tiết bịt kín. Thuật ngữ “lõi” trong ngữ cảnh này có nghĩa là đường thẳng giữa hai điểm bất kỳ bên trong thành phần bịt kín có thể biến dạng này không cắt ngang qua bề mặt của thành phần bịt kín có thể biến dạng này. Cụ thể là, các thành phần bịt kín có thể biến dạng được là lõi khi chi tiết pittông tương ứng ở trong “trạng thái nghỉ”, ví dụ, trong trạng thái không biến dạng, như biến dạng gây ra bởi việc lồng cụm pittông vào trong xy lanh, mặc dù vậy nhưng tốt hơn là các thành phần bịt kín có thể biến dạng được cũng lõi khi được lồng vào trong xy lanh. Đường kính của thành phần bịt kín có thể biến dạng, tức là đường kính của chi tiết pittông, điển hình lớn hơn đường kính trong của xy lanh một lượng nằm trong khoảng từ 3% đến 20%, ví dụ, nằm trong khoảng từ 5% đến 15% hoặc lớn hơn. Khi chi tiết pittông

có thành phần bịt kín dạng lõi có thể biến dạng được có đường kính lớn hơn đường kính trong của xylanh một lượng nằm trong khoảng từ 3% đến 20% được tạo ra từ vật liệu, ví dụ, TPE, có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, ví dụ, nằm trong khoảng từ 70 đến 90, thì cụm pittông có thể được sử dụng mà không cần bôi trơn. Theo một phương án khác, thiết bị tiêm truyền không bao gồm chất bôi trơn, cụ thể là thiết bị tiêm truyền không bao gồm chất bôi trơn silicon. Các chất bôi trơn, ví dụ, các chất bôi trơn silicon, là không tương thích với các dược chất nhất định, ví dụ, các dược chất trên cơ sở các phân tử protein, như các vắc xin, và các chất bôi trơn nên tránh lưu trữ lâu trong các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn dược chất. Do đó, phương án này cho phép lưu trữ dài hạn thiết bị tiêm truyền theo sáng chế được nạp sẵn dược chất một cách hiệu quả, ví dụ, dược chất trên cơ sở protein, mà không có các ảnh hưởng có hại lên dược chất. Khi chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, cụ thể là các thành phần bịt kín có thể biến dạng được để tiếp xúc với bề mặt bên trong của xylanh, được làm từ TPE có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, vẫn tránh được hiệu ứng bám dính ngay cả khi không có chất bôi trơn, ví dụ, chất bôi trơn silicon. Do đó, theo phương án bất kỳ trong đó chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động được làm từ TPE có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90 và trong đó không có mặt chất bôi trơn là đặc biệt phù hợp cho lưu trữ dài hạn, do không xuất hiện hiệu ứng bám dính, bịt kín dài hạn được tạo ra và tránh được các ảnh hưởng bất lợi cho dược phẩm do chất bôi trơn trong khi vẫn giữ được trải nghiệm êm ái cho người sử dụng do sự suy giảm về BLF có được bởi cụm pittông theo sáng chế. Hiệu quả thấy được đối với các thiết bị tiêm truyền có xylanh bằng polyme cũng như xylanh thủy tinh.

Theo một phương án cụ thể, đường kính của chi tiết pittông dẫn động là nhỏ hơn đường kính của chi tiết pittông thụ động, ví dụ, khi cụm pittông ở trong trạng thái nghỉ. Nhờ vậy, BLF liên hệ với chi tiết pittông dẫn động là nhỏ hơn BLF liên hệ với chi tiết pittông thụ động, chi tiết pittông này lại tạo ra cả BLF tổng cộng và lực trượt được giảm đi do đó tạo ra trải nghiệm êm hơn cho người sử dụng khi xả trống thiết bị tiêm truyền. Hơn nữa, do BLF của chi tiết pittông dẫn động là thấp hơn BLF của chi tiết pittông thụ động, nên đảm bảo được rằng khi bỏ lực dẫn động ra khỏi chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động sẽ giữ nguyên vị trí và chỉ có chi tiết pittông dẫn động là sẽ dịch chuyển. Nhờ vậy có thể kiểm soát thể tích được tiêm truyền tốt hơn.

Do thiết kế duy nhất của nó sẽ làm giảm BLF tổng cộng nhờ sự dịch chuyển vị sai của các chi tiết bịt kín, cụm pittông có khả năng tương tác trơn tru với các thân thủy tinh bất chấp các dung sai đáng kể thậm chí khi bỏ qua việc bôi trơn, do đường kính của các chi tiết pittông có thể được tối đa hóa trong khi vẫn thu được BLF thấp nhờ dịch chuyển vị sai của các chi tiết pittông. Do đó, theo phương án ưu tiên, xy lanh được làm từ thủy tinh, ví dụ, thủy tinh bo silicat, và thiết bị tiêm truyền không bao gồm chất bôi trơn, đặc biệt là chất bôi trơn gốc silicon. Việc kết hợp bịt kín hiệu quả thu được bằng cách sử dụng hai chi tiết pittông và BLF giảm đặc biệt có hiệu quả đối với lưu trữ dài hạn thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn, do không xảy ra hiệu ứng bám dính, và hơn nữa là tránh được các ảnh hưởng có hại của các chất bôi trơn lên được phẩm, ví dụ, được phẩm trên cơ sở protein. Sáng chế có thể được cho là tạo ra thiết bị tiêm truyền để lưu trữ dài hạn được phẩm, mà không bị các hiệu ứng bám dính.

Theo một phương án, khung đàn hồi được nối với chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động bằng cách gắn keo, hàn, ví dụ, hàn laze, hàn siêu âm, v.v., hoặc bằng phương pháp phù hợp bất kỳ. Theo phương án này, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi có thể được làm từ cùng một vật liệu hoặc từ các vật liệu khác nhau.

Theo một phương án khác, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi được tạo ra từ một khối vật liệu, khối này có thể được gia công, ví dụ, để tạo ra khung đàn hồi hoặc các chi tiết pittông với các hình dạng mong muốn. Ví dụ, các phần có thể được lấy ra từ khối vật liệu để tạo ra các hình dạng mong muốn. Một lựa chọn khác để tạo ra chi tiết pittông là in 3D.

Theo phương án ưu tiên, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và khung đàn hồi được tạo ra từ một khối vật liệu theo các hình dạng cuối cùng của nó. Vật liệu như vậy có thể được tạo ra bằng cách đúc áp lực, ví dụ, từ TPE. Tốt nhất là, cụm pittông được đúc áp lực dưới dạng liền khối theo các hình dạng cuối cùng của nó từ TPE có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, ví dụ, từ 70 đến 90. Cụm pittông này là phù hợp cho thiết bị tiêm truyền không chứa chất bôi trơn, ví dụ, chất bôi trơn silicon.

Phần nén được có thể tích được tính từ bề mặt bên trong của chi tiết pittông dẫn động hướng về phần nén được đến bề mặt bên trong của chi tiết pittông thụ động hướng

về phần nén được. Phần nén được sẽ có thể tích và phần thể tích chiếm chỗ bởi khung đàn hồi, theo ngữ cảnh của sáng chế, được gọi là “tỷ lượng theo thể tích”. Theo một phương án của sáng chế, khung đàn hồi có tỷ lượng theo thể tích nằm trong khoảng từ 5% đến 90% thể tích của phần nén được, ví dụ, từ 10% đến 70%, từ 15% đến 50%, hoặc từ 20% đến 40%. Ví dụ, khung đàn hồi có thể thường có dạng hình trụ có một hoặc nhiều lỗ hoặc các phần lõm, cùng với các tính chất đàn hồi của vật liệu của khung tạo ra tính đàn hồi. Theo các phương án nhất định, khung dạng hình trụ có một lỗ xuyên. Lỗ xuyên này có thể có dạng mặt cắt ngang bất kỳ, ví dụ, tròn, ovan, hình chữ nhật, hình vuông, v.v. Lỗ xuyên sẽ tạo ra khung có các thành, hoặc “các phần yếu” tạo ra tính đàn hồi cho khung. Khi khung bao gồm lỗ xuyên, thì tỷ lượng theo thể tích của khung đàn hồi sẽ điển hình nằm trong khoảng từ 30% đến 70%. Theo một phương án cụ thể, khung đàn hồi có chiều dài dọc theo trục nằm trong khoảng từ 30% đến 70% chiều dài tổng cộng của cụm pittông, và khung đàn hồi có tỷ lượng theo thể tích của phần nén được nằm trong khoảng từ 10% đến 70%. Theo một phương án khác, khung đàn hồi có chiều dài dọc theo trục nằm trong khoảng từ 30% đến 70% chiều dài tổng cộng của cụm pittông, và khung đàn hồi có tỷ lượng theo thể tích của phần nén được nằm trong khoảng từ 10% đến 70%, và khung đàn hồi có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90.

Khung đàn hồi có thể có dạng một hoặc nhiều trụ hoặc các cầu nối liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động. Trong ngữ cảnh của sáng chế, các thuật ngữ “cầu nối” và “trụ” có thể được sử dụng chuyển đổi cho nhau. Các trụ này có thể được thiết kế tự do, nhưng độ rộng, độ dày và độ dài của các trụ này có thể có thể thay đổi để thu được độ co ngót cần thiết, việc này có thể phụ thuộc vào kích thước và đường kính trong của xy lanh tác động đến các yêu cầu về lực và ma sát đối với cụm pittông cho trước. Bằng cách đẩy chi tiết pittông dẫn động (các) trụ sẽ biến dạng tạo ra tính đàn hồi cho khung. Theo một phương án, trụ hoặc các trụ có dạng thẳng. Trụ hoặc các trụ có thể kéo dài tại góc bên phải giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, hoặc trụ hoặc các trụ có thể kéo dài tại góc lệch so với góc phải. Khi một góc của (các) trụ lệch so với góc phải, thì sự biến dạng của (các) trụ thường là tròn trịa hơn so với khi (các) trụ ở góc phải nhờ vậy tạo ra sự vận hành thân thiện hơn với người sử dụng của thiết bị tiêm truyền. Theo một phương án cụ thể, trụ được tạo cong hoặc có góc. Trụ được tạo góc hoặc cong cũng sẽ biến dạng tròn trịa hơn tạo ra sự vận hành thân thiện hơn với người sử dụng của thiết bị tiêm truyền. Theo một phương án khác, khung

đàn hồi có dạng hình xoắn ốc. Khung đàn hồi dạng hình xoắn ốc cũng sẽ tạo ra sự vận hành thân thiện hơn với người sử dụng của thiết bị tiêm truyền.

Theo một phương án khác, phần nén được bao gồm khung có dạng cao su xốp hoặc tương tự. Ví dụ, vật liệu, ví dụ, vật liệu đàn hồi, của khung đàn hồi có thể có mạng kết cấu đều hoặc không đều với vật liệu làm ra từ 10% đến 40% thể tích tổng cộng của kết cấu. Cụm pittông có khung với kết cấu như vậy có thể được chuẩn bị bằng cách đúc hai thành phần.

Theo một khía cạnh khác, sáng chế đề cập đến thiết bị tiêm truyền để truyền được phẩm, thiết bị tiêm truyền này bao gồm:

- xylanh kéo dài theo trục dọc, xylanh này có thành bên trong, thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả đối diện với đầu dẫn động,

- cụm pittông bao gồm phần nén được giữa chi tiết pittông dẫn động và chi tiết pittông thụ động, là các chi tiết pittông có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90 và tiếp giáp với thành bên trong của xylanh tại các bề mặt tiếp giáp nhờ vậy bịt kín phần nén được khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh, phần nén được bao gồm chất lưu nén được.

Thiết bị tiêm truyền theo khía cạnh này có ưu điểm là không cần đến chất bôi trơn, và theo một phương án cụ thể, thiết bị tiêm truyền không cần đến chất bôi trơn, ví dụ, chất bôi trơn silicon.

Theo một phương án của sáng chế, bề mặt dẫn động của chi tiết pittông dẫn động có thể bao gồm khoang để tương tác với đầu của pittông hoặc thanh truyền sử dụng cho các ống tiêm được nạp sẵn theo truyền thống có pittông được gắn cố định vào pittông. Để dễ dàng và đơn giản trong việc gắn pittông hoặc thanh truyền, phương án khác bao gồm các khoang, ví dụ, các khoang giống hệt nhau, tại bề mặt dẫn động của chi tiết pittông dẫn động và bề mặt xả của chi tiết pittông thụ động. Việc này sẽ loại bỏ sự cần thiết phải định hướng cụm pittông khi lồng vào trong xylanh do thiết kế đối xứng.

Theo một phương án khác, chi tiết pittông dẫn động bao gồm cơ cấu gài khớp để gài vào cơ cấu gài khớp bù của thanh truyền pittông. Cụ thể là, khi chi tiết pittông dẫn động bao gồm cơ cấu gài khớp, thì cụm pittông tốt hơn là có khung đàn hồi liên kết chi tiết pittông dẫn động với chi tiết pittông thụ động. Nhờ vậy thiết bị tiêm truyền có thể

được sử dụng dưới dạng thiết bị tiêm truyền thông thường cho phép người sử dụng nạp đầy thiết bị tiêm truyền bằng được phẩm để tiêm truyền vào người bệnh. Theo một phương án cụ thể, thiết bị tiêm truyền còn bao gồm thanh truyền pittông có cơ cấu gài khớp bù, tức là bù cho cơ cấu gài khớp của chi tiết pittông dẫn động. Bộ cơ cấu gài khớp và cơ cấu gài khớp bù ví dụ bao gồm ren xoắn trong và ren xoắn ngoài. Khi thiết bị tiêm truyền có cụm pittông với chi tiết pittông dẫn động có cơ cấu gài khớp để gài vào cơ cấu gài khớp bù của thanh truyền pittông, thì hiệu quả của cụm pittông về BLF thu được cả khi đẩy và khi kéo cụm pittông sử dụng thanh truyền pittông, tức là khi xả trống hoặc nạp đầy thiết bị tiêm truyền. Nhờ vậy nạp đầy thiết bị tiêm truyền theo cách chính xác hơn có thể thu được do khác biệt nhỏ giữa BLF và lực trượt.

Thông thường, chất lưu nén được có trong phần nén được sẽ ở mức áp lực tương ứng với áp lực môi trường của thiết bị tiêm truyền. Tuy nhiên, cũng dự tính rằng thiết bị tiêm truyền với hai chi tiết pittông có thể được lắp ráp ở áp lực tăng hoặc giảm, bất chấp sự có mặt của khung đàn hồi. Sau khi lắp ráp cụm chi tiết tại áp lực điều chỉnh, bản chất dịch chuyển được của các chi tiết pittông sẽ tạo ra áp lực của phần nén được điều chỉnh về áp lực môi trường.

Khi cụm pittông bao gồm khung đàn hồi, thì tốt hơn là cụm pittông này đối xứng đối với bề mặt dẫn động của chi tiết pittông dẫn động so với bề mặt xả của chi tiết pittông thụ động. Nhờ vậy việc lồng cụm pittông trong xy lanh không phụ thuộc vào sự định hướng của nó. Điều này làm đơn giản việc chế tạo thiết bị tiêm truyền so với các thiết bị tiêm truyền có thanh truyền pittông để gài với pittông bằng các phương tiện để tiếp nhận thanh truyền pittông.

Thiết bị tiêm truyền có thể là loại thiết bị tiêm truyền bất kỳ được sử dụng để truyền được phẩm vào một đối tượng thông qua da của đối tượng này. Ví dụ, thiết bị tiêm truyền có thể là ống tiêm, được làm phù hợp với kim luồn dưới da để tiêm truyền được phẩm, ví dụ, thông qua tiêm truyền dưới da (Subcutaneous - SC), tiêm truyền trong cơ (Intramuscular - IM), tiêm truyền nội bì (Intra-dermal - ID) hoặc tiêm truyền tĩnh mạch (Intravenous - IV) hoặc loại tiêm truyền khác.

Thiết bị tiêm truyền có thể bao gồm mũ chụp kim có phần hình ống để dẫn động chi tiết pittông dẫn động, mũ chụp kim có đầu lồng kim bao gồm cơ cấu gài khớp để gài vào cơ cấu gài khớp bù của cửa xả của xy lanh khi mũ chụp kim được gắn trên xy lanh,

mũ chụp kim có chiều dài, bằng hoặc lớn hơn chiều dài vận hành của xylanh được xác định bằng khoảng cách từ đầu dẫn động của xylanh đến đầu xả của xylanh trừ đi kích thước của cụm pittông song song với trục dọc, ví dụ, trong trạng thái nghỉ. Thông thường, khoảng cách từ đầu dẫn động của xylanh đến đầu xả của xylanh trừ đi kích thước của cụm pittông song song với trục dọc của xylanh xác định “chiều dài vận hành” của xylanh. Cụm pittông có thể dịch chuyển về phía đầu xả sử dụng các phương tiện bất kỳ từ đầu dẫn động, ví dụ, cụm pittông có thể được dịch chuyển về phía đầu xả sử dụng thanh truyền pittông hoặc pittông. Tốt hơn là cụm pittông không thể được dịch chuyển về phía đầu dẫn động, ví dụ, từ đầu xả do sự gài khớp của cụm pittông, ví dụ, với thanh truyền pittông hoặc chi tiết tương tự, từ đầu dẫn động. Mũ chụp kim có thể bao gồm vật liệu đàn hồi hoặc nó có thể bao gồm vật liệu cứng, ví dụ, vật liệu polyme cứng hoặc vật liệu đàn hồi. Chi tiết hơn về phương án này được tìm thấy trong tài liệu số 2016/0129197 và tài liệu DK 178284 B1, được đưa vào trong bản mô tả này bằng cách viện dẫn. Cụ thể là, các yêu cầu bảo hộ tương ứng được đưa vào bằng cách viện dẫn.

Xylanh tại đầu dẫn động có thể hở trên toàn bộ mặt cắt ngang của xylanh, để cho phép tháo và lồng cụm pittông và nhờ vậy cũng cho phép nạp đầy thiết bị tiêm truyền thông qua đầu dẫn động. Xylanh có thể cũng có phần gờ hoặc (các) phần lồi hoặc loại tương tự tại đầu dẫn động để ngăn ngừa tháo cụm pittông khi được lồng vào trong xylanh. Cụ thể là, phần gờ hoặc (các) phần lồi có thể tạo thành “cơ cấu khóa” của “cơ cấu khóa lò xo” trong đó “cơ cấu lò xo” bù được chứa trên thanh truyền pittông. Cơ cấu khóa lò xo hoặc loại tương tự có thể khóa thanh truyền pittông sau khi dịch chuyển cụm pittông đến đầu xả của xylanh nhờ vậy ngăn ngừa nạp lại xylanh.

Thiết bị tiêm truyền có thể bao gồm, ví dụ, tại đầu xả, phần nổi để gài hoặc gắn kim luồn dưới da. Do đó xylanh có thể có cửa xả được tạo hình côn, ví dụ, cửa xả hình ống, từ xylanh tạo thành cơ cấu gài khớp để gài vào cơ cấu gài khớp bù của kim luồn dưới da, ví dụ, cơ cấu gài khớp và cơ cấu gài khớp bù này có thể bao gồm tương tác lồi lõm, với cửa xả hình ống tùy ý bao gồm ren ngoài, ví dụ, ren xoắn ngoài và kim luồn dưới da tùy ý bao gồm ren bù trong, ví dụ, ren xoắn trong. Kim luồn dưới da có thể được làm thích hợp để cho phép tháo và thay kim luồn dưới da một cách đơn giản, hoặc kim luồn dưới da có thể được gắn cố định vào thiết bị tiêm truyền. Cụ thể là, kim luồn dưới da có thể được gắn trên thiết bị tiêm truyền sao cho việc tháo kim sẽ cần phải phá hỏng thiết bị tiêm truyền nhờ vậy ngăn ngừa tái sử dụng, việc gắn như vậy trong ngữ cảnh

của sáng chế được xem là “cố định”. Tốt hơn là thiết bị tiêm truyền này bao gồm: kim luôn dưới da được gắn, ví dụ, được gắn cố định vào cửa xả của xylanh.

Theo một phương án của sáng chế, thiết bị tiêm truyền tốt hơn là được nạp sẵn, là ống tiêm có kim luôn dưới da. Ống tiêm này có thể có kim luôn dưới da được gắn, ví dụ, được gắn cố định vào cửa xả hình ống hoặc cửa xả có hình dạng khác. Khi thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn, cụ thể là khi nó cũng bao gồm mũ chụp kim để sử dụng dưới dạng thanh truyền pittông, có thể có khe hở giữa đầu dẫn động của xylanh và bề mặt dẫn động của cụm pittông. Khe hở đảm bảo độ ổn định của thanh truyền pittông khi được lồng vào trong xylanh, việc này dẫn đến vận hành thiết bị tiêm truyền dễ dàng và an toàn hơn. Khe hở, ví dụ, được đo theo đơn vị độ dài, có thể là giá trị bất kỳ phù hợp với kích thước, ví dụ, thể tích, của thiết bị tiêm truyền và liều lượng của dược phẩm trong thiết bị tiêm truyền. Các giá trị điển hình cho khe hở này nằm trong khoảng từ 2 mm đến 20 mm. Tuy nhiên, khe hở có thể lớn hơn 20 mm trong các trường hợp, trong đó thể tích thực tế của thể tích có thể tiêm truyền được xem là nhỏ hơn thể tích khả dụng của xylanh, ví dụ, đối với các tiêm truyền dược phẩm, trong đó thể tích có thể tiêm truyền chỉ là 0,05 ml, mặc dù thân của thiết bị tiêm truyền và sau đây là xylanh được xem là lớn hơn và cụ thể là dài hơn để người sử dụng có khả năng cầm và điều khiển thiết bị tiêm truyền.

Theo một phương án của sáng chế, chi tiết pittông dẫn động, chi tiết pittông thụ động và/hoặc khung đàn hồi bao gồm một hoặc nhiều bộ ổn định. Bộ ổn định có thể có dạng hoặc hình dạng bất kỳ như mong muốn và sẽ điển hình tạo ra tiếp xúc không kín giữa chi tiết pittông tương ứng hoặc khung đàn hồi và thành bên trong của xylanh. Bộ ổn định sẽ thường nằm trên chi tiết pittông tương ứng tại vị trí ngoài bề mặt tiếp giáp giữa chi tiết pittông và thành bên trong của xylanh, ví dụ, giữa bề mặt dẫn động và thành phần bịt kín có thể biến dạng của chi tiết pittông dẫn động hoặc giữa bề mặt xả và thành phần bịt kín có thể biến dạng của chi tiết pittông thụ động, hoặc là một phần của khung đàn hồi khi có khung. Theo một phương án, bộ ổn định là phần hình tròn lồi ra ngoài bao quanh thân của chi tiết pittông, thân không tiếp xúc với thành bên trong của xylanh, và bộ ổn định được định vị giữa bề mặt bên trong của chi tiết pittông tương ứng và phần chi tiết pittông tương ứng tiếp giáp với thành bên trong của xylanh, ví dụ, thành phần bịt kín lồi có thể biến dạng, hoặc giữa phần chi tiết pittông tương ứng tiếp giáp với thành bên trong của xylanh và khung đàn hồi, hoặc trên khung đàn hồi. Khi bộ ổn định, ví dụ, có dạng là phần hình tròn lồi ra ngoài, được định vị giữa bề mặt bên trong của chi tiết

pittông tương ứng và phần chi tiết pittông thụ động tiếp giáp với thành bên trong của xylanh, đảm bảo được rằng có rủi ro thấp của việc chất có thể tiêm truyền tồn dư ở lại sau khi việc tiêm truyền hoàn tất so với phương án có bộ ổn định giữa phần chi tiết pittông thụ động tiếp giáp với thành bên trong của xylanh và bề mặt xả. Các bộ ổn định có thể còn nằm tại vị trí giữa thành phần bịt kín có thể biến dạng và phần nén được của cả hai chi tiết pittông. Theo một phương án, các bộ ổn định nằm theo chiều dọc so với xylanh, theo đó các chi tiết pittông được lồng vào. Các bộ ổn định do đó chỉ góp phần nhỏ vào BLF của cụm pittông. Bất kể vị trí của nó trên chi tiết pittông, bộ ổn định sẽ ngăn ngừa sự nghiêng lệch chi tiết pittông tương ứng. Việc ngăn ngừa sự nghiêng lệch tạo ra thiết bị tiêm truyền ngay thẳng hơn. Khi pittông trong thiết bị tiêm truyền bị nghiêng, thì vận hành của thiết bị tiêm truyền trở nên khó đoán được, và Cụ thể là, trong các phương án về thiết bị tiêm truyền theo sáng chế, trong đó chất lưu nén được có trong phần nén được bị nghiêng có thể gây ra lỗi chức năng cho thiết bị tiêm truyền trong việc hạ thấp BLF. Do đó, các bộ ổn định là đặc biệt hiệu quả cho thiết bị tiêm truyền theo sáng chế.

Theo một phương án cụ thể bộ ổn định là đàn hồi, cụ thể là theo chiều trục của xylanh của thiết bị tiêm truyền. Bộ ổn định đàn hồi sẽ điển hình bao gồm một hoặc nhiều phần bao quanh thân pittông và có phần mở rộng theo chiều hướng kính, phần này lớn hơn đường kính trong hoặc khoảng cách, ví dụ, khoảng cách xuyên tâm, giữa các thành bên trong của xylanh. Ví dụ, chi tiết ổn định đàn hồi này có thể có đường kính, hoặc kích thước theo bán kính, nằm trong khoảng từ 120% đến 200% đường kính trong, hoặc khoảng cách giữa các thành bên trong, của xylanh. Khi lồng vào trong xylanh, bộ ổn định đàn hồi sẽ uốn cong và trượt dọc theo thành bên trong của xylanh không góp phần đáng kể vào lực trượt của cụm pittông. Khi được lồng vào trong xylanh, bộ ổn định đàn hồi của cụm pittông có bộ ổn định đàn hồi sẽ chỉ góp một phần không đáng kể vào BLF của cụm pittông. Bộ ổn định đàn hồi, ví dụ, bộ ổn định đàn hồi có phần mở rộng theo chiều hướng kính, là phần lớn hơn đường kính trong của xylanh của thiết bị tiêm truyền, sẽ nâng cao độ ổn định chống lại sự nghiêng lệch của cụm pittông. Bộ ổn định có thể ví dụ có dạng vòng bao quanh thân pittông, hoặc bộ ổn định có thể bao gồm hai hoặc nhiều, ví dụ, ba hoặc bốn, cánh, kéo dài theo chiều xuyên tâm từ trục giữa của thân pittông. Độ dày của bộ ổn định đàn hồi, ví dụ, theo chiều trục của thân pittông, sẽ điển hình là 1 mm, ví dụ, nằm trong khoảng từ 0,1 mm đến 1,0 mm. Bộ ổn định đàn hồi tốt hơn là có

độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, và tốt hơn nữa là được làm từ cùng một vật liệu với thân pittông và /hoặc các chi tiết pittông. Theo một phương án cụm pittông bao gồm bộ ổn định đàn hồi được đúc áp lực dưới dạng liền khối, ví dụ, từ TPE. Bộ ổn định đàn hồi hướng trục rất phù hợp khi phần nén được bao gồm chất lưu nén được do sự nghiêng lệch của hoặc chi tiết pittông dẫn động hoặc chi tiết pittông thụ động sẽ ngăn cản việc bịt kín phần nén được.

Theo một khía cạnh khác, sáng chế đề cập đến thiết bị tiêm truyền để truyền được phẩm, thiết bị tiêm truyền này bao gồm:

- xylanh kéo dài theo trục dọc, xylanh này có thành bên trong xác định đường kính trong của xylanh, thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả đối diện với đầu dẫn động,
- pittông có thân pittông với một thành phần bịt kín tiếp giáp với thành bên trong của xylanh tại bề mặt tiếp giáp nhờ vậy bịt kín thiết bị tiêm truyền khi pittông được lồng vào trong xylanh và bộ ổn định đàn hồi có một hoặc nhiều phần bao quanh thân pittông cùng với phần mở rộng theo chiều hướng kính, phần này lớn hơn đường kính trong của xylanh, trong đó thành phần bịt kín có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90. Xylanh không bị giới hạn ở việc có mặt cắt ngang tròn và “đường kính trong” có thể tham chiếu đến khoảng cách xuyên tâm bất kỳ giữa hai thành đối diện của xylanh. Thiết bị tiêm truyền theo khía cạnh này có ưu điểm là không cần đến chất bôi trơn, và theo một phương án cụ thể, thiết bị tiêm truyền không cần đến chất bôi trơn, ví dụ, chất bôi trơn silicon.

Theo khía cạnh này, bộ ổn định đàn hồi có thể là bộ ổn định theo phương án bất kỳ được mô tả bên trên, nhưng tốt hơn là bộ ổn định đàn hồi là đàn hồi theo chiều trục của xylanh của thiết bị tiêm truyền. Hiệu quả kết hợp của bộ ổn định đàn hồi để ngăn ngừa sự nghiêng lệch là đặc biệt có hiệu quả khi được kết hợp với pittông có một chi tiết bịt kín, do việc ngăn ngừa sự nghiêng lệch sẽ đảm bảo rằng một thành phần bịt kín tạo ra sự bịt kín phù hợp cho pittông cần được sử dụng với ống tiêm được nạp sẵn để lưu trữ dài hạn. Pittông với một thành phần bịt kín nhưng không có bộ ổn định đàn hồi không thể dễ dàng được lồng vào trong xylanh của thiết bị tiêm truyền và tạo ra sự bịt kín phù hợp. Hơn nữa, sau khi lưu trữ dài hạn thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn có một pittông với một thành phần bịt kín nhưng không có bộ ổn định đàn hồi, thì xu hướng pittông sẽ nghiêng khi dịch chuyển pittông tăng lên so với pittông theo sáng chế, là pittông

có bộ ổn định đàn hồi. Do đó, khía cạnh này của sáng chế đề cập đến thiết bị tiêm truyền trong đó sự nghiêng lệch được ngăn ngừa sau khi lưu trữ dài hạn. Ngoài ra, BLF của pittông theo khía cạnh này chỉ được tạo ra bởi một thành phần bịt kín do bộ ổn định đàn hồi không góp phần đáng kể vào việc tạo ra BLF. Với chỉ một thành phần bịt kín, BLF thấp ở mức chấp nhận được, tạo ra trải nghiệm sử dụng êm ái cho người sử dụng. Theo một phương án ưu tiên cụ thể, một thành phần bịt kín là lõi và có đường kính lớn hơn đường kính trong của xylanh một lượng nằm trong khoảng từ 3% đến 15%, khi pittông ở trong trạng thái nghỉ, tức là khi chưa được lồng vào trong xylanh. Tốt hơn là pittông theo khía cạnh này được đúc áp lực dưới dạng liên khối từ TPE.

Thiết bị tiêm truyền theo khía cạnh này có thể còn bao gồm thanh truyền pittông. Cụ thể là, thân pittông có thể bao gồm bề mặt dẫn động hướng về đầu dẫn động của xylanh, và thanh truyền pittông có thể có bề mặt dẫn động bù cho bề mặt dẫn động của thân pittông. Ví dụ, thân pittông và thanh truyền pittông có thể lần lượt bao gồm cơ cấu gài khớp và cơ cấu gài khớp bù như được xác định bên trên, ví dụ, bộ cơ cấu gài khớp và cơ cấu gài khớp bù ví dụ bao gồm ren xoắn trong và ren xoắn ngoài. Theo một phương án khác, pittông có, ví dụ, thân pittông đặc và không có khoang rỗng. Thân pittông đặc thường sẽ không cho phép ghép nối giữa thanh truyền pittông và thân pittông. Theo một phương án khác, thân pittông, ví dụ, tại bề mặt dẫn động, bao gồm khoang rỗng để hỗ trợ sự định hướng trong bộ tiếp liệu rung lắc, ví dụ, bộ tiếp liệu hình bát. Khoang để hỗ trợ sự định hướng trong bộ tiếp liệu rung lắc thường không bao gồm ren xoắn trong.

Các dấu hiệu về các thiết bị tiêm truyền theo các khía cạnh bất kỳ của sáng chế có thể được kết hợp tự do và thu được hiệu quả bất kỳ đối với một dấu hiệu cụ thể có ở cả hai khía cạnh nhờ kết hợp dấu hiệu tương ứng ở thiết bị tiêm truyền.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Sau đây sáng chế sẽ được giải thích chi tiết hơn với sự hỗ trợ của các ví dụ và tham khảo đến các hình vẽ kèm theo, trong đó:

Fig.1 thể hiện hình vẽ phối cảnh của pittông theo giải pháp kỹ thuật đã biết;

Fig.2 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.3 thể hiện hình chiếu cạnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.4 thể hiện các hình chiếu cạnh của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.5 thể hiện các hình chiếu cạnh của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.6 thể hiện hình chiếu cạnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.7 thể hiện hình chiếu cạnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.8 thể hiện hình chiếu bằng của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền được thể hiện trên Fig.7;

Fig.9 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.10 thể hiện hình chiếu cạnh của cụm pittông được thể hiện trên Fig.9;

Fig.11 thể hiện hình chiếu cạnh của thiết bị tiêm truyền với cụm pittông trên Fig.9 và Fig.10;

Fig.12 thể hiện các hình chiếu cạnh của cụm pittông và thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.13 thể hiện các hình chiếu cạnh của cụm pittông và thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.14 thể hiện các hình chiếu cạnh của cụm pittông và thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.15 thể hiện các hình chiếu cạnh của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.16 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.17 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.18 thể hiện hình vẽ phối cảnh và các hình chiếu cạnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.19 thể hiện hình chiếu cạnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.20 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế có thanh truyền pittông;

Fig.21 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.22 thể hiện các hình chiếu khác của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.23 thể hiện các hình chiếu khác của cụm pittông của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế;

Fig.24 thể hiện đồ thị tải và độ dịch vị đối với thiết bị tiêm truyền theo giải pháp kỹ thuật đã biết.

Fig.25 thể hiện đồ thị tải và độ dịch vị đối với thiết bị tiêm truyền theo sáng chế.

Cần phải hiểu rằng những kết hợp của các dấu hiệu theo các phương án khác nhau cũng được dự tính và các dấu hiệu khác nhau, các nội dung chi tiết và các phương án có thể được kết hợp thành các phương án khác.

Tham khảo đến các dấu hiệu dùng để giải thích sáng chế và không được hiểu là để giới hạn các dấu hiệu này ở các phương án cụ thể như được mô tả.

Mô tả chi tiết sáng chế

Sáng chế đề cập đến các thiết bị tiêm truyền sử dụng để truyền dược phẩm. Sáng chế sẽ được mô tả chi tiết hơn dưới đây có tham khảo đến các hình vẽ kèm theo. Các hình vẽ nhất định được mô tả dưới dạng “các hình vẽ mặt cắt ngang” của các thiết bị tiêm truyền theo sáng chế, trong đó thiết bị tiêm truyền trên “hình vẽ mặt cắt ngang” được mô tả xoay một góc bằng 90° so với thiết bị tiêm truyền được mô tả khác. Các hình vẽ nhất định mô tả các hình chiếu cạnh của các thiết bị tiêm truyền theo sáng chế. Các hình chiếu cạnh này không mô tả cửa xả của các thiết bị tiêm truyền nhưng cần phải hiểu rằng thiết bị tiêm truyền theo sáng chế sẽ có cửa xả, ví dụ, được lắp vừa khít với kim luồn dưới da.

Fig.1 thể hiện pittông thông thường 100 của ống tiêm (không được thể hiện) sử dụng để tiêm truyền hợp chất được phẩm. Pittông thông thường bao gồm thân pittông 101 và, theo loại được thể hiện, hai thành phần bịt kín 102, trong đó khi pittông thông thường 100 được lồng vào trong ống tiêm, sẽ đệm kín khe hình khuyên giữa thân pittông 101 và thành bên trong của ống tiêm. Thân pittông 101 điển hình làm bằng cao su hoặc vật liệu tương tự với khả năng nén thấp. Để dịch chuyển pittông thông thường 100 trong ống tiêm, lực thoát hãm (BLF) sẽ bao gồm ma sát tĩnh kết hợp của hai thành phần bịt kín 102.

Fig.2 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông 3 có phần nén được 31 giữa chi tiết pittông dẫn động 32 và chi tiết pittông thụ động 33. Chi tiết pittông dẫn động 32 bao gồm khung đàn hồi 34, theo phương án được thể hiện, có một lỗ xuyên 35 và các thành 36 tương ứng. Chi tiết pittông dẫn động 32 có bề mặt dẫn động 321, và chi tiết pittông thụ động 33 có bề mặt xả 331; theo phương án được thể hiện, cụm pittông 3 đối xứng về bề mặt dẫn động 321 và bề mặt xả 331 do đó sự định hướng của cụm pittông 3 trong thiết bị tiêm truyền là không liên quan. Các chi tiết pittông 32, 33 của cụm pittông 3 trên Fig.2 có các thành phần bịt kín dạng lõi có thể biến dạng được 5, và cụm pittông 3 được chế tạo dưới dạng liền khối bằng cách đúc áp lực từ chất đàn hồi nhiệt dẻo (TPE), ví dụ, có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90. Cụm pittông 3 trên Fig.2 được mô tả dưới dạng hình chiếu cạnh trên Fig.3, và trên Fig.4 cụm pittông 3 được thể hiện, dưới dạng được lồng vào trong thiết bị tiêm truyền 1. Fig.4 thể hiện đầu dẫn động 24 của xy lanh 2 trong đó các phần kẹp ngón tay 4 được bố trí. Các thành phần bịt kín dạng lõi có thể biến dạng được 5 của các chi tiết pittông 32, 33 tiếp giáp với thành bên trong 21 của xy lanh 2 và tạo ra đệm kín giữa cụm pittông 3 và thành bên trong 21. Trên Fig.4 (panen trái) cụm pittông 3 được thể hiện trong trạng thái nghỉ và trên Fig.4 (panen phải) lực (được chỉ báo bằng mũi tên) được tác động vào bề mặt dẫn động 321 sao cho phần nén được 31 được nén; các thành của khung đàn hồi 36 bị biến dạng do nén. Chiều dài dọc theo trục của phần nén được 31 so với chiều dài tổng cộng của cụm pittông 3 (trong trạng thái nghỉ) bằng khoảng 50%, và tỷ lệ theo thể tích của khung đàn hồi 34 bằng khoảng 30% trên các hình vẽ từ Fig.2 đến Fig.4.

Fig.5 thể hiện phương án trong đó phần nén được 31 bao gồm chất lưu nén được, ví dụ, không khí. Do đó, cụm pittông 3 bao gồm chi tiết pittông dẫn động 32 và chi tiết pittông thụ động 33, đều được làm từ an Evoprene có độ cứng Shore A bằng 71 và chi

tiết này không bao gồm khung đàn hồi. Chi tiết pittông dẫn động 32 và chi tiết pittông thụ động 33 có thể được làm từ TPE bất kỳ có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, ví dụ, TPE bất kỳ được liệt kê trong bảng 1. Trên Fig.5 (khung trái) cụm pittông 3 được thể hiện trong trạng thái nghỉ và trên Fig.5 (khung phải) lực (được chỉ báo bằng mũi tên) được tác động vào bề mặt dẫn động 321 sao cho phần nén được 31 với chất lưu có thể nén được nén lại.

Lỗ xuyên 35 được mô tả có mặt cắt ngang tròn trên Fig.2 và Fig.3, nhưng lỗ xuyên không bị giới hạn ở dạng mặt cắt ngang này. Do đó, Fig.6 thể hiện phương án trong đó lỗ xuyên 35 có mặt cắt ngang hình chữ nhật. Theo các phương án khác, khung đàn hồi 34 có thể có số lượng các lỗ xuyên bất kỳ với dạng mặt cắt ngang bất kỳ. Còn có khả năng là khung đàn hồi 34 có một hoặc nhiều phần lõm, ví dụ, các hõm không thùng.

Fig.7 đến Fig.14 thể hiện các phương án trong đó khung đàn hồi 34 có dạng một hoặc nhiều trụ 37; theo các phương án này thì khung đàn hồi 34, chi tiết pittông dẫn động 32 và chi tiết pittông thụ động 33 điển hình được chế tạo từ cùng một loại vật liệu, ví dụ, bằng cách đúc áp lực từ TPE.

Fig.7 thể hiện phương án trong đó khung đàn hồi 34 bao gồm bốn trụ 37; trên Fig.8, bốn trụ 37 được thể hiện trên hình chiếu bằng (mặt cắt ngang). Các trụ 37 có mặt cắt ngang hình vuông và kéo dài tại các góc bên phải giữa các bề mặt bên trong 311 của các chi tiết pittông 32, 33. Tỷ lệ theo thể tích của khung đàn hồi 34 nằm trong khoảng từ 15% đến 25% theo phương án trên Fig.7 và Fig.8.

Fig.9 thể hiện hình vẽ phối cảnh của cụm pittông 3 có khung đàn hồi 34 bao gồm một trụ, trụ này được thể hiện dưới dạng hình chiếu cạnh trên Fig.10. Trụ này kéo dài tại các góc bên phải giữa các bề mặt bên trong 311 của các chi tiết pittông 32, 33, và Fig.11 thể hiện cụm pittông 3 được lồng vào trong xylanh 2 và bị biến dạng bởi ngoại lực (được chỉ báo bằng mũi tên).

Trên Fig.12 khung đàn hồi 34 có hai trụ, hai trụ này kéo dài từ phía bề mặt bên trong 311 của chi tiết pittông dẫn động 32 đến tâm của bề mặt bên trong 311 của chi tiết pittông thụ động 33 hoặc ngược lại. Fig.12a thể hiện cụm pittông 3 trong trạng thái nghỉ và trên Fig.12b, cụm pittông 3 được lồng vào trong xylanh 2 và được thể hiện trong trạng thái nén, trong đó các trụ bị biến dạng do tác động của ngoại lực như được chỉ báo

bằng mũi tên. Cần lưu ý rằng, Fig.12b thể hiện cụm pittông 3 theo một định hướng đối với xylanh 2, nhưng phương án này được xem là đối xứng về bề mặt dẫn động 321 và bề mặt xả 331 của các chi tiết pittông 32, 33 tương ứng và sự định hướng trong xylanh 2 không liên hệ với hoạt động đúng của cụm pittông 3.

Fig.13 thể hiện các hình chiếu cạnh của cụm pittông 3 (Fig.13a) và xylanh 2 chứa cụm pittông 3 (Fig.13b), cụm pittông 3 có khung đàn hồi 34 dưới dạng hai trụ, mỗi một trụ chứa góc 341. Các trụ được làm từ TPE nhưng có thể, do có góc 341, nên cũng được chế tạo từ vật liệu cứng hơn, ví dụ, polyme. Góc 341 tạo ra tính đàn hồi cho khung đàn hồi 34, và khi bị tác động bởi ngoại lực như được mô tả trên Fig.13b, thì góc 341, sẽ uốn cong cho phép chi tiết pittông dẫn động 32 nén phần nén được 31 và sau đó đẩy chi tiết pittông thụ động 33 với BLF giảm so với BLF thêm vào mỗi một chi tiết pittông 32, 33.

Fig.14 thể hiện một biến thể theo phương án được mô tả trên Fig.13 với Fig.14a thể hiện cụm pittông 3 trong trạng thái nghỉ và Fig.14b thể hiện cụm pittông 3 trong xylanh 2 bị nén bởi ngoại lực (được chỉ báo bằng mũi tên) trong đó các góc 341 của các trụ làm thành khung đàn hồi 34 là đối xứng gương so với các góc 341 theo phương án trên Fig.13. Mọi sự đo vẽ tạo ra cho phương án trên Fig.13 cũng liên quan đến phương án trên Fig.14.

Fig.15 thể hiện các hình chiếu cạnh của thiết bị tiêm truyền 1 có chi tiết pittông 3 với chi tiết nén được 31 được làm từ vật liệu xốp 38. Fig.15 (panen trái) thể hiện chi tiết pittông 3 trong trạng thái nghỉ và trên Fig.15 (panen phải) vật liệu xốp 38 được nén bởi ngoại lực (được chỉ báo bằng mũi tên) do đó phần nén được 31 cũng bị nén.

Fig.16 và Fig.17 thể hiện các phương án, trong đó khung đàn hồi 34 và các chi tiết pittông 32, 33, lần lượt được bố trí các bộ ổn định 7. Mỗi chi tiết pittông 32, 33 có thân pittông 8, thân này sẽ không tiếp xúc với thành bên trong 21 của xylanh 2 khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh 2. Các bộ ổn định 7 sẽ đảm bảo rằng cụm pittông 3 có thể được lồng vào trong xylanh 2 và cụm pittông 3 có thể bị biến dạng mà không có rủi ro làm nghiêng lệch chi tiết pittông 32, 33. Các bộ ổn định 7 có dạng các phần lồi kéo dài theo chiều dọc trên khung đàn hồi 34 và/hoặc các chi tiết pittông 32, 33 trong đó các bộ ổn định này tạo ra tiếp xúc không kín với thành bên trong của xylanh.

Phương án được mô tả trên Fig.17 có khung đàn hồi 34 dạng hình trụ nằm ngang so với xylanh. Phương án về cụm pittông 3 này có thể được thực hiện bằng cách gắn keo hoặc hàn các chi tiết pittông 32, 33 được tạo hình phù hợp với khung đàn hồi 34, hoặc cụm pittông 3 bao gồm các chi tiết pittông 32, 33 và khung đàn hồi 34 có thể được đúc áp lực dưới dạng liền khối.

Fig.18 thể hiện phương án về cụm pittông 3, trong đó mỗi chi tiết pittông dẫn động 32 và chi tiết pittông thụ động 33 có các bộ ổn định 7 dưới dạng các kết cấu tròn nhưng theo cách khác tạo ra chức năng của các bộ ổn định 7 được mô tả bên trên. Cụm pittông 3 được mô tả theo hình vẽ phối cảnh trên Fig.18a và trên các hình chiếu cạnh tại các góc bên phải khác nhau trên Fig.18b và Fig.18c.

Fig.19 thể hiện hình chiếu cạnh theo một phương án về cụm pittông 3 trong đó bộ ổn định 7 dạng tròn bao quanh thân pittông 8, bộ phận này sẽ không tiếp xúc với thành bên trong 21 của xylanh 2 khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh 2. Bộ ổn định 7 được bố trí trong phần tiếp giáp giữa các chi tiết pittông 32, 33 tương ứng với thành bên trong 21 của xylanh 2, khi cụm pittông được lồng vào trong xylanh 2, và khung đàn hồi 34.

Fig.20 thể hiện hình chiếu cạnh theo một phương án về cụm pittông 3 trong đó chi tiết pittông dẫn động 32 có cơ cấu gài khớp 61 để gài khớp với cơ cấu gài khớp bù 62 của thanh truyền pittông 6. Khi thanh truyền pittông 6 gài vào chi tiết pittông dẫn động 32 thông qua cơ cấu gài khớp 61 và cơ cấu gài khớp bù 62, có thể nạp đầy thiết bị tiêm truyền bằng được phẩm để tiêm truyền vào người bệnh. Để dễ dàng lắp ráp tự động thiết bị tiêm truyền 1, ví dụ, với cụm pittông 3 được thể hiện trên Fig.20, chi tiết pittông thụ động 33 có thể có cơ cấu gài khớp tương tự (không được thể hiện) cho phép bỏ qua sự định hướng pittông trong khi chế tạo.

Fig.21 thể hiện hình chiếu cạnh theo một phương án về cụm pittông 3, trong đó thân pittông 8 có bộ ổn định đàn hồi 71. Các bộ ổn định đàn hồi 71 theo phương án này được thể hiện được làm từ các khối TPE bao quanh toàn bộ thân pittông 8. Tuy nhiên, bộ ổn định đàn hồi 71 có thể còn bao gồm nhiều hơn một, ví dụ, ba, bốn hoặc nhiều phần, ví dụ có dạng cánh. Trên Fig.21a cụm pittông 3 được thể hiện được lồng một phần vào trong xylanh được minh họa có các thành bên trong 21, và trên Fig.21b, cụm pittông 3 được thể hiện được lồng hoàn toàn vào giữa các thành bên trong 21. Phần mở rộng

theo chiều hướng kính, ví dụ, đường kính của bộ ổn định đàn hồi 71 lớn hơn đường kính trong của xylan, do đó khi bộ ổn định đàn hồi 71 được lồng vào trong xylan, bộ ổn định đàn hồi 71 sẽ uốn cong dọc theo các thành bên trong 21 của xylan theo hướng ngược với hướng dịch chuyển của cụm pittông 3 so với xylan.

Fig.22 và Fig.23 thể hiện các phương án về các cụm pittông được làm để dùng cho các xylan thủy tinh lần lượt có thể tích bằng 0,5 mL và 1,0 mL. Các cụm pittông được đúc áp lực dưới dạng liền khối từ Evoprene và các cụm pittông này đối xứng về bề mặt dẫn động và bề mặt xả của các chi tiết pittông tương ứng, do đó không yêu cầu phải định hướng các cụm pittông khi lồng vào trong xylan. Bề mặt dẫn động và bề mặt xả có phần lồi, mỗi phần tạo ra một chức năng riêng. Phần lồi của bề mặt xả được tạo hình để đảm bảo xả trống hoàn toàn xylan khi tiêm truyền, và phần lồi giống hệt của bề mặt dẫn động có dạng bù cho hình dạng của mũi chup kim có chức năng làm thanh truyền pittông, ví dụ, phần hình ống để chứa kim luôn dưới da như được mô tả trong tài liệu US 2016/0129197 và tài liệu DK 178284 B1. Fig.22 và Fig.23 thể hiện các hình chiếu cạnh của các cụm pittông trong đó một hình minh họa khung đàn hồi hình trụ, khung này được mô tả xoay 90° so với hình còn lại; các cụm pittông cũng được thể hiện trên hình vẽ phối cảnh cũng mô tả khung đàn hồi hình trụ. Các số đo theo đơn vị mm, được chỉ ra trên Fig.22 và Fig.23.

Các ví dụ

Ví dụ

Độ kín của vật chứa của thiết bị tiêm truyền theo sáng chế được kiểm tra. Các ống tiêm thủy tinh có tích hợp kim luôn dưới da được nạp dung dịch nhuộm màu xanh được chuẩn bị theo các hướng dẫn trong ASTM F 1929. Cho đến khi kiểm tra được bắt đầu, các thiết bị tiêm truyền được lưu trữ ở 23°C, 50% RH. Các thành phần kiểm tra không chứa silicon hoặc không dùng bất kỳ chất bôi trơn khác nào. Các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn được sử dụng trong nghiên cứu này có cụm pittông làm từ chất đàn hồi nhiệt dẻo (TPE) Evoprene G970, với đường kính của các chi tiết pittông bằng 4,88 mm trong trạng nghỉ. Dung tích quy định của các thiết bị tiêm truyền là 0,5 mL, và các xylan được làm từ thủy tinh bo silicat.

Việc kiểm tra được thực hiện bằng cách đặt các thiết bị tiêm truyền trên giấy thấm trong bình hút ẩm trong các điều kiện sau đây:

- 25 mbar (-2500 Pa) trong khoảng 10 phút, kiểm tra và sau đó là
- 35 mbar (-3500 Pa) trong khoảng 10 phút, kiểm tra và sau đó là
- 100 mbar (-10000 Pa) trong khoảng 10 phút, kiểm tra cuối cùng.

Các kết quả được tổng kết trong bảng 2.

Bảng 2, các kết quả về kiểm nghiệm tính đóng kín của vật chứa

Số lần lặp	Kiểm tra sau khi đặt trong -25 mbar (-2500 Pa), 10 phút	Kiểm tra sau khi đặt trong -35 mbar (-3500 Pa), 10 phút	Kiểm tra cuối cùng trong -100 mbar (-10000 Pa), 10 phút
5	Không có các ống tiêm bị rò rỉ	Không có các ống tiêm bị rò rỉ	Không có các ống tiêm bị rò rỉ

Ví dụ 2

Các lực cần để xả trống thiết bị tiêm truyền theo sáng chế được kiểm tra và so với thiết bị tiêm truyền theo giải pháp kỹ thuật đã biết. Các thiết bị tiêm truyền bằng thủy tinh được nạp sẵn có tích hợp các kim luôn dưới da được lưu trữ ở 23°C, 50% RH cho đến khi việc kiểm tra được bắt đầu. Các thành phần kiểm tra không chứa silicon hoặc không dùng bất kỳ chất bôi trơn khác nào hoặc có lớp phủ. Các thiết bị tiêm truyền được nạp sẵn theo sáng chế được sử dụng trong nghiên cứu này có cụm pittông bằng Evoprene G970 với đường kính của các chi tiết pittông bằng 4,88 mm trong trạng thái nghỉ. Cụ thể, cụm pittông được kiểm tra theo sáng chế được mô tả trên Fig.2. Thiết bị tiêm truyền theo giải pháp kỹ thuật đã biết cũng có pittông bằng Evoprene G970. Dung tích quy định của các thiết bị tiêm truyền là 0,5 mL, và các xylanh được làm từ thủy tinh bo silicat. Kiểm tra được thực hiện trên cơ sở tiêu chuẩn ISO 7886-3:2005 phụ lục B quy định về các ống tiêm dưới da vô trùng sử dụng một lần - phần 3: Các ống tiêm tự tiêu hủy dùng cho chủng ngừa có liều cố định, phương pháp kiểm tra đối với các lực yêu cầu để vận hành pittông. Thiết bị kiểm tra cơ khí của Instron được trang bị cảm biến tải trọng 100 N được sử dụng ở tốc độ 100 mm/phút.

Các kết quả được tổng kết trong bảng 3 và được mô tả trên Fig.24 (thiết bị tiêm truyền có pittông theo giải pháp kỹ thuật đã biết) và Fig.25 (thiết bị tiêm truyền theo sáng chế).

Bảng 3, các kết quả kiểm nghiệm lực cần để xả trống thiết bị tiêm truyền

Mẫu	Số lần lặp	BLF tối đa trung bình (N)	Lực trượt (N)
Theo giải pháp kỹ thuật đã biết	5	14(1)	5-15
Thiết bị tiêm truyền theo sáng chế	5	6(1)	3-6

Thấy rõ từ Fig.24 và Fig.25 rằng thiết bị tiêm truyền theo sáng chế làm giảm BLF tổng cộng đến một giá trị tương tự với lực trượt của cụm pittông. Điều này cho thấy rằng sáng chế tạo ra thiết bị tiêm truyền có biên dạng lực trơn tru được trải nghiệm bởi người sử dụng cuối. Ngược lại, thiết bị tiêm truyền theo giải pháp kỹ thuật đã biết có biên dạng lực thông thường yêu cầu lực lớn hơn nhiều để phát động dịch chuyển so với duy trì dịch chuyển. Các kết quả được tổng kết trong bảng 3 thể hiện các BLF của hai thiết bị tiêm truyền được kiểm tra có số đặt trong ngoặc kép thể hiện độ lệch tiêu chuẩn.

Yêu cầu bảo hộ

1. Thiết bị tiêm truyền (1) để truyền được phẩm, mà thiết bị tiêm truyền (1) không bao gồm chất bôi trơn silicon, thiết bị tiêm truyền (1) này theo cách tùy ý bao gồm thanh truyền pittông, và thiết bị tiêm truyền (1) bao gồm:

- xy lanh (2) kéo dài theo trục dọc, xy lanh (2) có thành bên trong (21), thành bên ngoài, và cửa xả ở đầu xả (23) đối diện với đầu dẫn động (24),

- cụm pittông (3) bao gồm phần nén được (31) giữa chi tiết pittông dẫn động (32) có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90 và chi tiết pittông thụ động (33) có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90, mà các chi tiết pittông (32, 33) tiếp giáp thành bên trong (21) của xy lanh (2) ở các bề mặt tiếp giáp, nhờ vậy đệm kín phần nén được (31) khi cụm pittông (3) được lồng vào trong xy lanh (2), khác biệt ở chỗ, phần nén được (31) bao gồm chất lưu nén được và khung đàn hồi (34), khung đàn hồi (34) ghép nối chi tiết pittông dẫn động (32) với chi tiết pittông thụ động (33) theo cách vật lý, khung đàn hồi (34) được làm từ polyme đàn hồi và có tỷ lệ theo thể tích nằm trong khoảng từ 15% đến 50% thể tích của phần nén được (31) và khung đàn hồi (34) có chiều dài dọc trục nằm trong khoảng từ 25% đến 90% chiều dài tổng cộng dọc trục của cụm pittông (3) trong trạng thái nghỉ, và ở chỗ, chất lưu nén được được bố trí giữa chi tiết pittông dẫn động (32) và chi tiết pittông thụ động (33).

2. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm 1, trong đó lực thoát hãm (break loose force - BLF) nhỏ hơn hai lần so với lực trượt.

3. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm 1 hoặc 2, trong đó đường kính của chi tiết pittông dẫn động nhỏ hơn đường kính của chi tiết pittông thụ động khi cụm pittông ở trong trạng thái nghỉ.

4. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 3, trong đó chi tiết pittông dẫn động (32), chi tiết pittông thụ động (33), hoặc khung đàn hồi (34), hoặc chi tiết pittông dẫn động (32), chi tiết pittông thụ động (33) và khung đàn hồi (34) được làm từ chất đàn hồi nhiệt dẻo (TPE).

5. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm 1, trong đó TPE có trị số biến dạng dư bằng ít nhất là 25% ở nhiệt độ nằm trong khoảng từ 10°C đến 40°C trong khoảng thời gian nằm trong khoảng từ 18 đến 96 giờ theo tiêu chuẩn ISO 815.
6. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 5, trong đó xylanh (2) có đường kính trong, và mỗi chi tiết pittông dẫn động (32) và chi tiết pittông thụ động (33) bao gồm thành phần bịt kín dạng lõi biến dạng được có đường kính lớn hơn đường kính trong của xylanh (2) một lượng nằm trong khoảng từ 3% đến 20%.
7. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 6, trong đó chi tiết pittông dẫn động (32), chi tiết pittông thụ động (33) và khung đàn hồi (34) được đúc áp lực dưới dạng liền khối.
8. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 7, trong đó cụm pittông (3) có bề mặt dẫn động (321) của chi tiết pittông dẫn động (32) đối xứng với bề mặt xả (331) của chi tiết pittông thụ động (33).
9. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 8, trong đó thiết bị tiêm truyền (1) bao gồm thanh truyền pittông (6), và chi tiết pittông dẫn động (32) bao gồm cơ cấu gài khớp (61) để gài khớp với cơ cấu gài khớp bù (62) của thanh truyền pittông (6).
10. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm 8, trong đó chi tiết pittông dẫn động (32) và chi tiết pittông thụ động (33) không bao gồm cơ cấu gài khớp (61) để gài khớp với cơ cấu gài khớp bù (62) của thanh truyền pittông (6).
11. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 10, trong đó xylanh (2) được làm từ thủy tinh, vật liệu polyme, kim loại, hoặc kết hợp bất kỳ của các vật liệu polyme, thủy tinh hoặc kim loại.
12. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 11, trong đó chi tiết pittông dẫn động (32), chi tiết pittông thụ động (33) và/hoặc khung đàn hồi (34) bao gồm một hoặc nhiều bộ ổn định (71).
13. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 12, trong đó thiết bị tiêm truyền (1) bao gồm mũ chụp kim có phần hình ống để dẫn động chi tiết pittông dẫn động (32), mũ chụp kim có đầu lòng kim bao gồm cơ cấu gài khớp để gài khớp với cơ cấu gài khớp bù ở cửa xả của xylanh (2) khi mũ chụp kim được gắn lên

xylanh (2), mũi chụp kim có chiều dài, chiều dài này lớn hơn hoặc bằng chiều dài vận hành của xylanh (2) được xác định bởi khoảng cách từ đầu dẫn động (24) của xylanh (2) đến đầu xả (23) của xylanh (2) trừ đi kích thước của cụm pittông (3) song song với trục dọc.

14. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 13, trong đó xylanh (2) có đường kính trong nằm trong khoảng từ 2 mm đến 10 mm.

15. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 14, trong đó xylanh (2) được nạp sẵn được phẩm.

16. Thiết bị tiêm truyền (1) theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 15, trong đó khung đàn hồi (34) được làm từ chất đàn hồi nhiệt dẻo (TPE) có độ cứng Shore A nằm trong khoảng từ 50 đến 90.

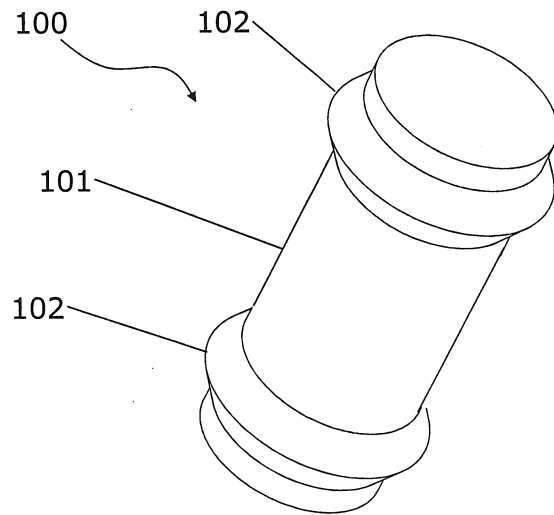


Fig. 1

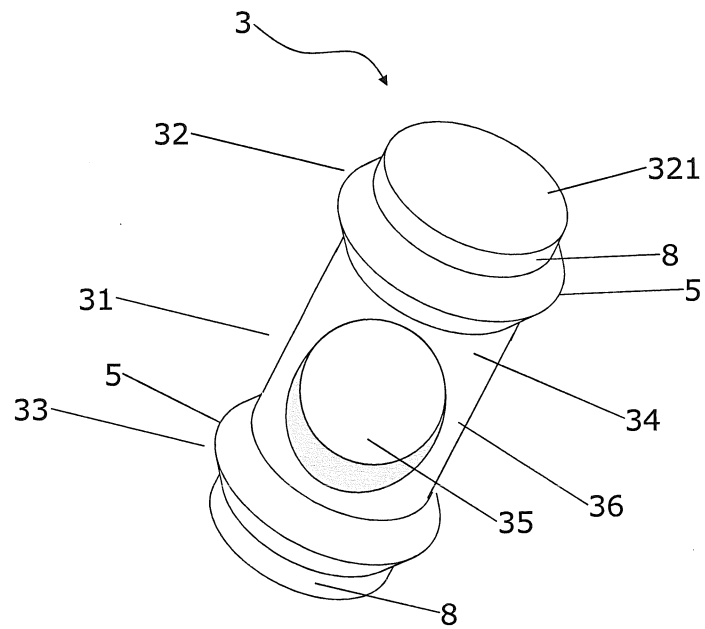


Fig. 2

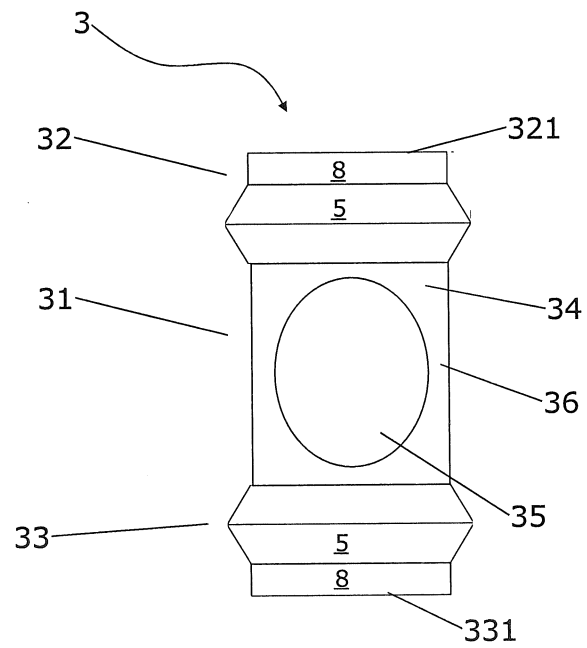


Fig. 3

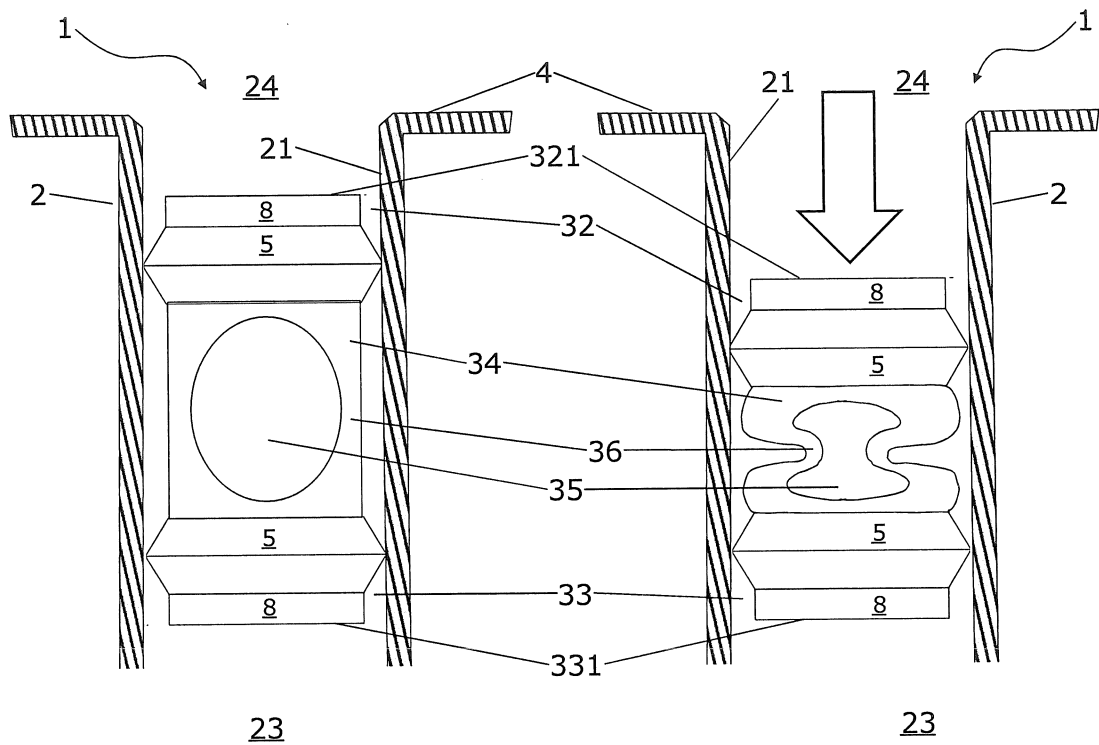


Fig. 4

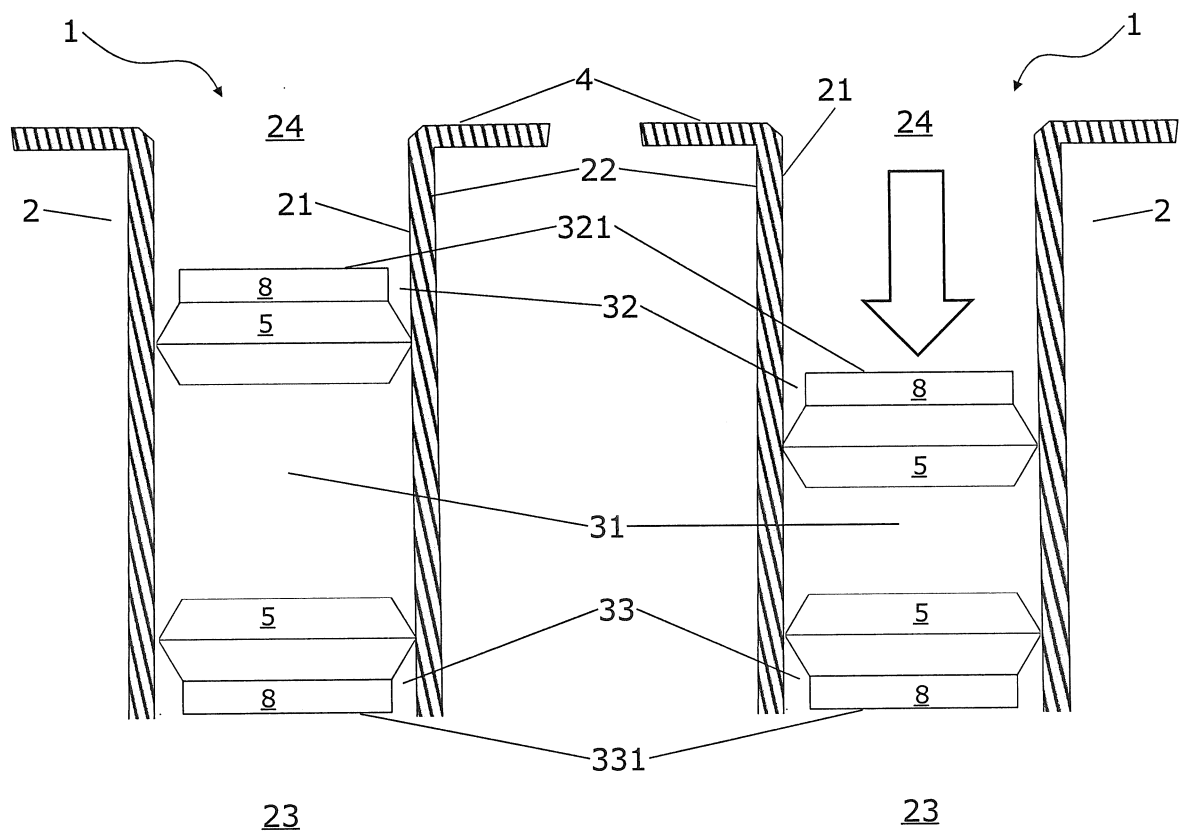


Fig. 5

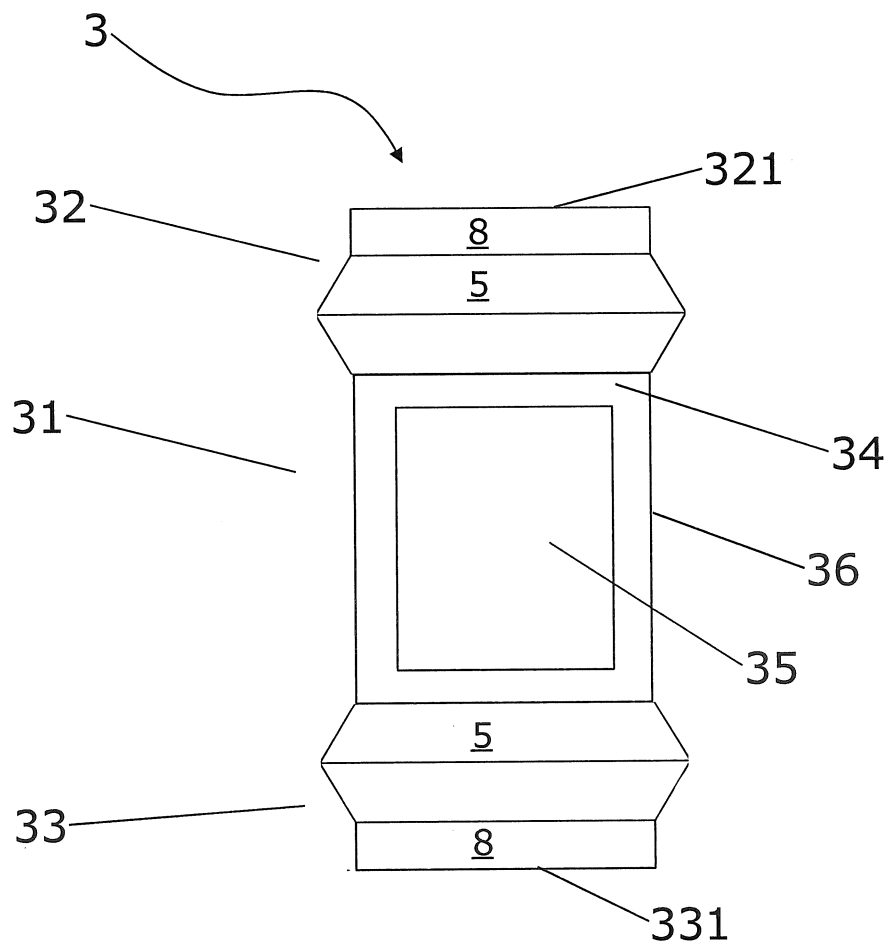


Fig. 6

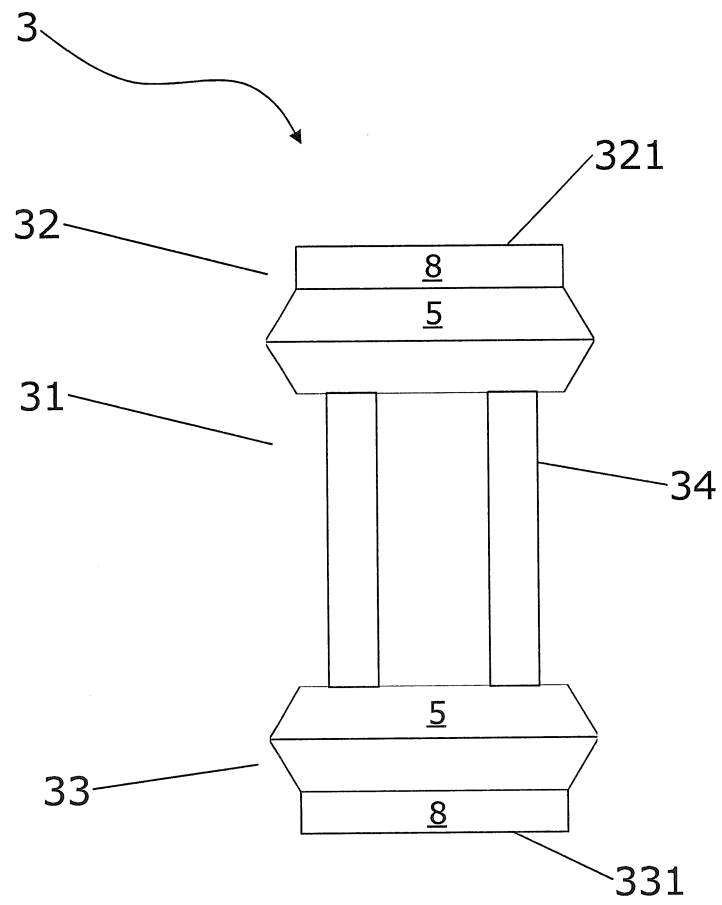


Fig. 7

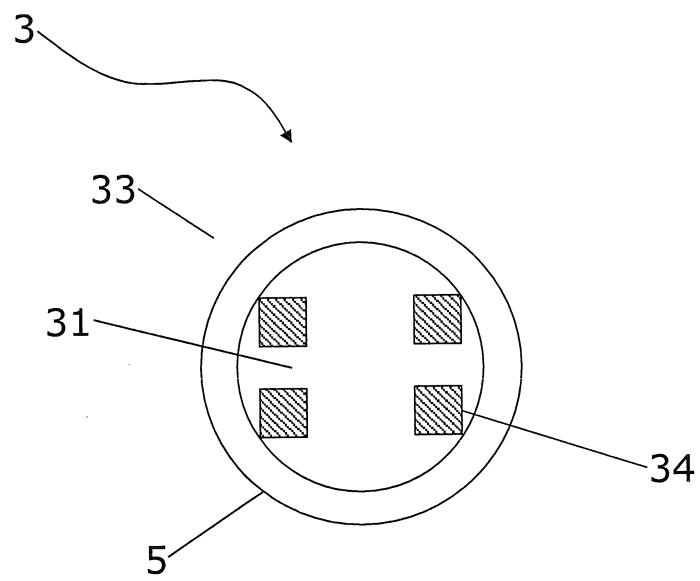


Fig. 8

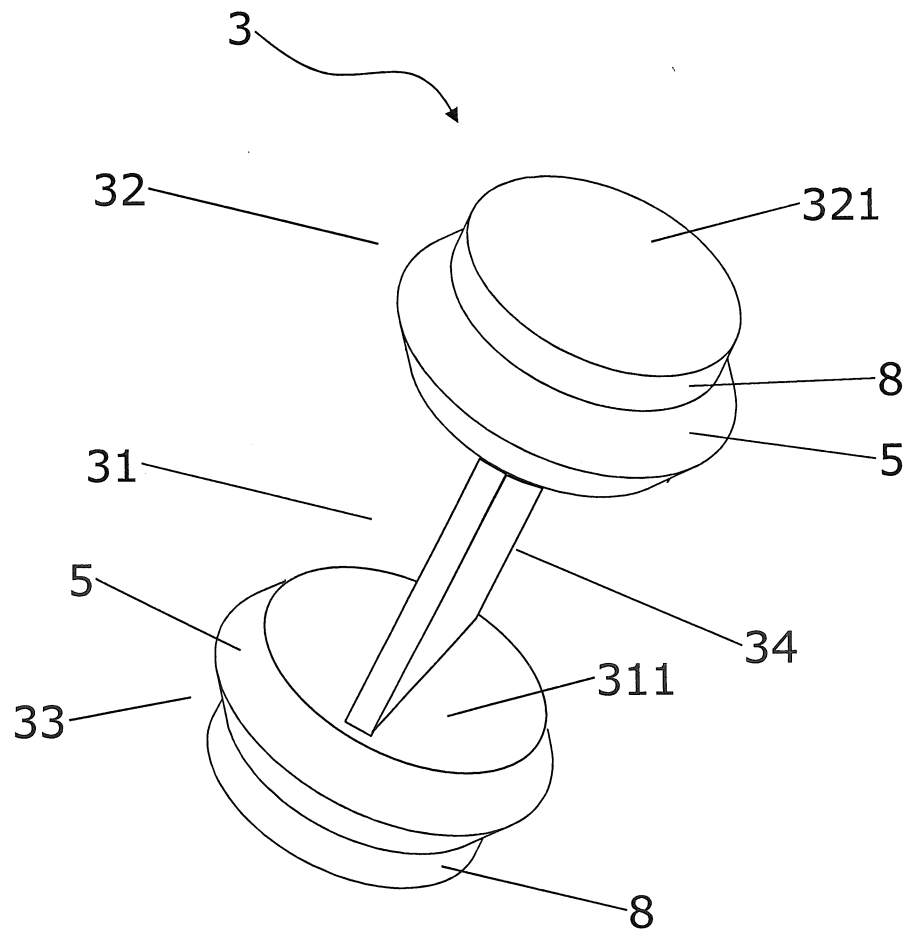


Fig. 9

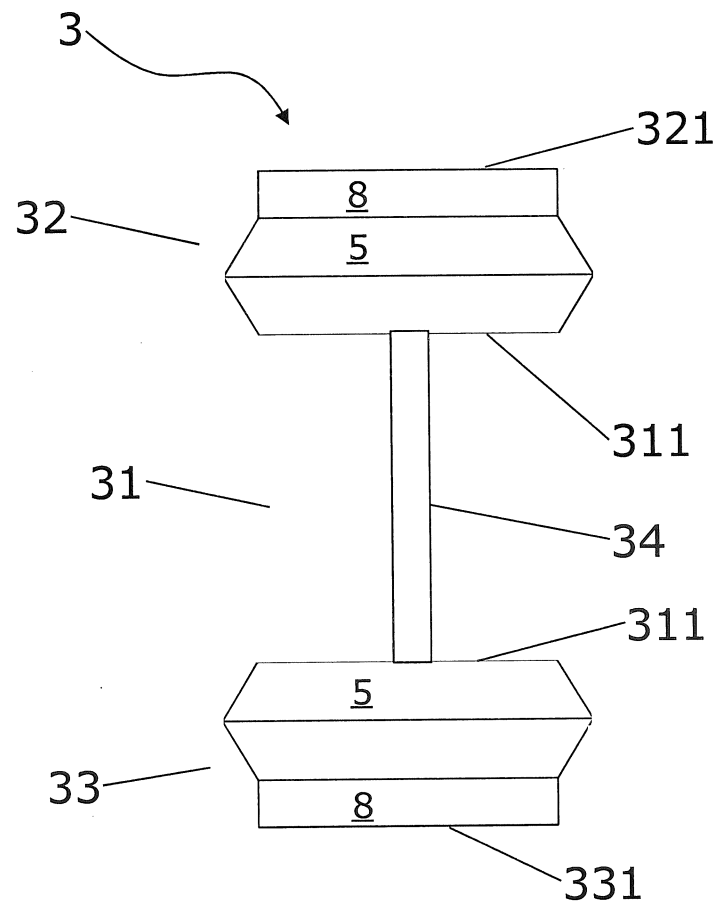


Fig. 10

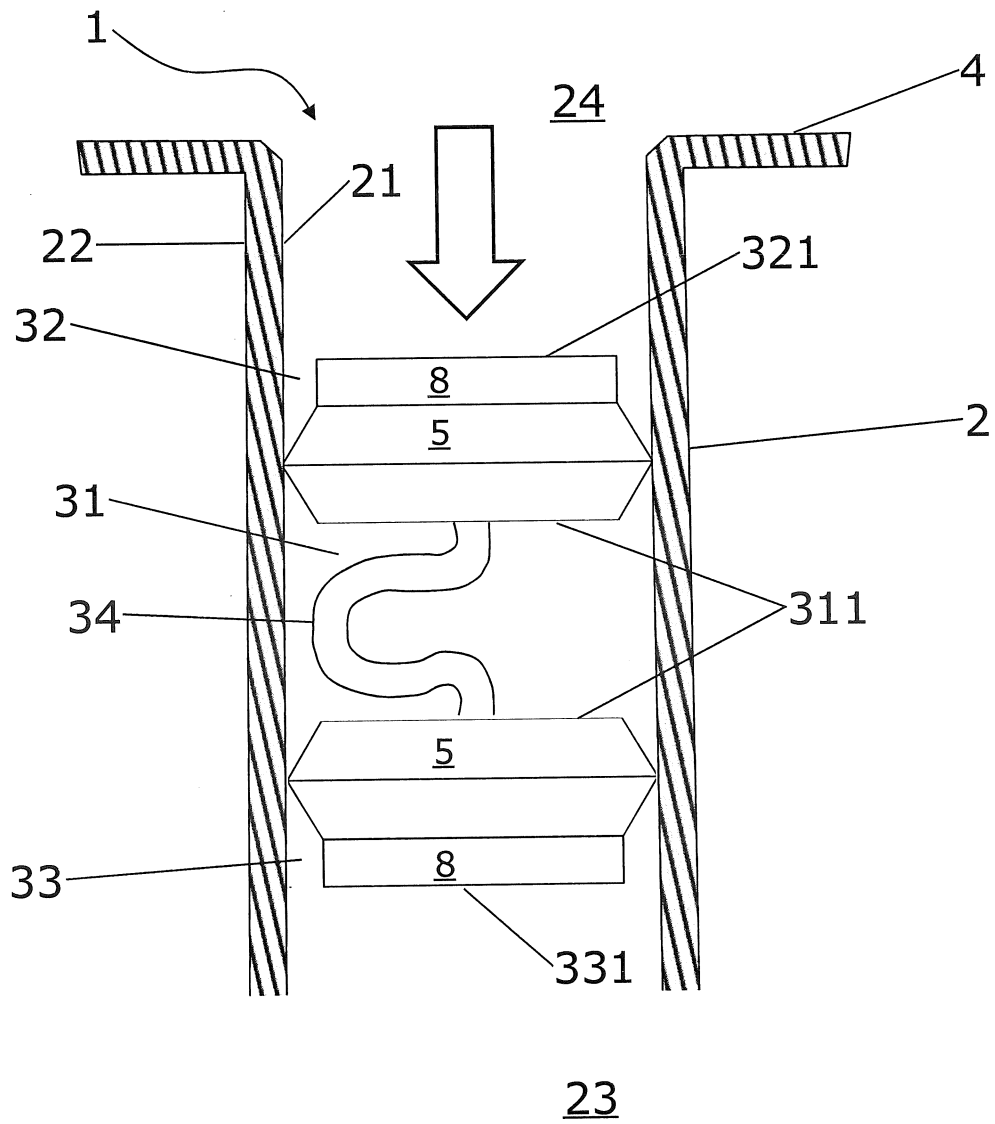


Fig. 11

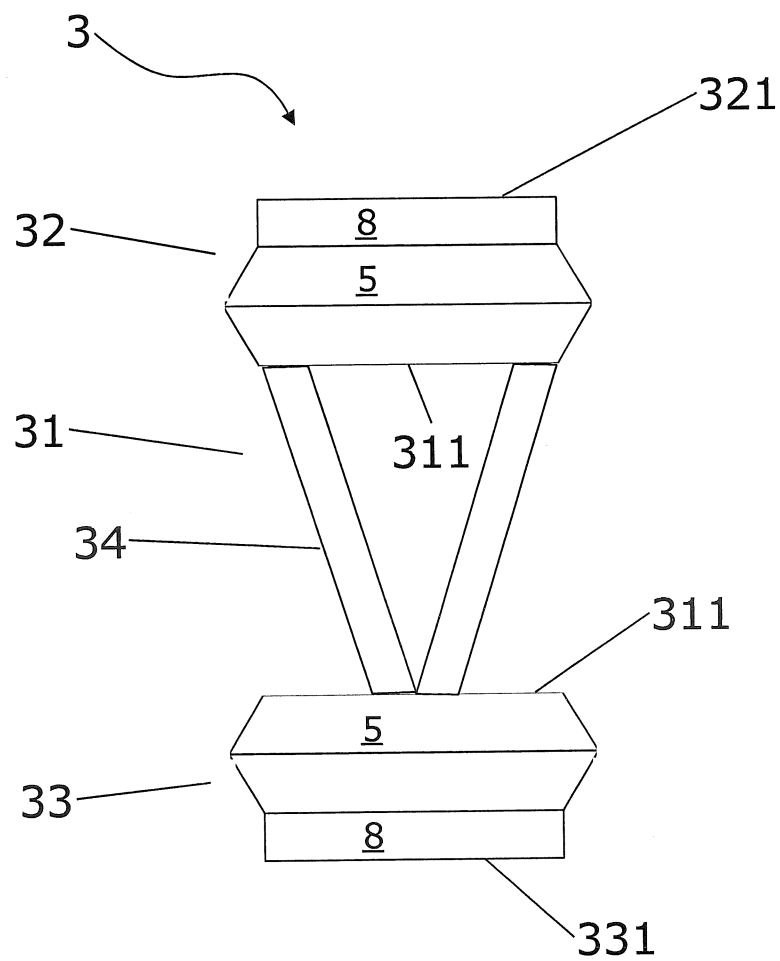


Fig. 12a

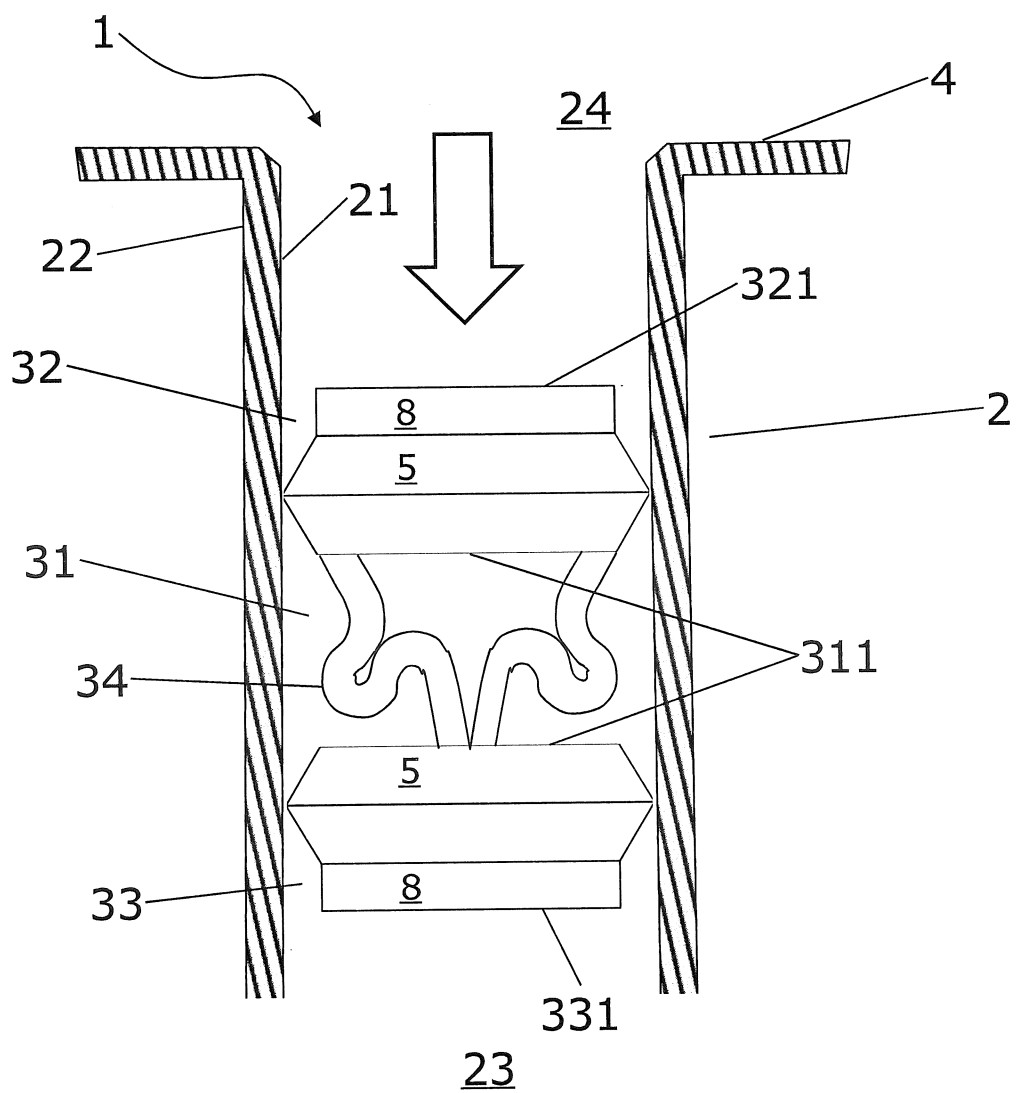


Fig. 12b

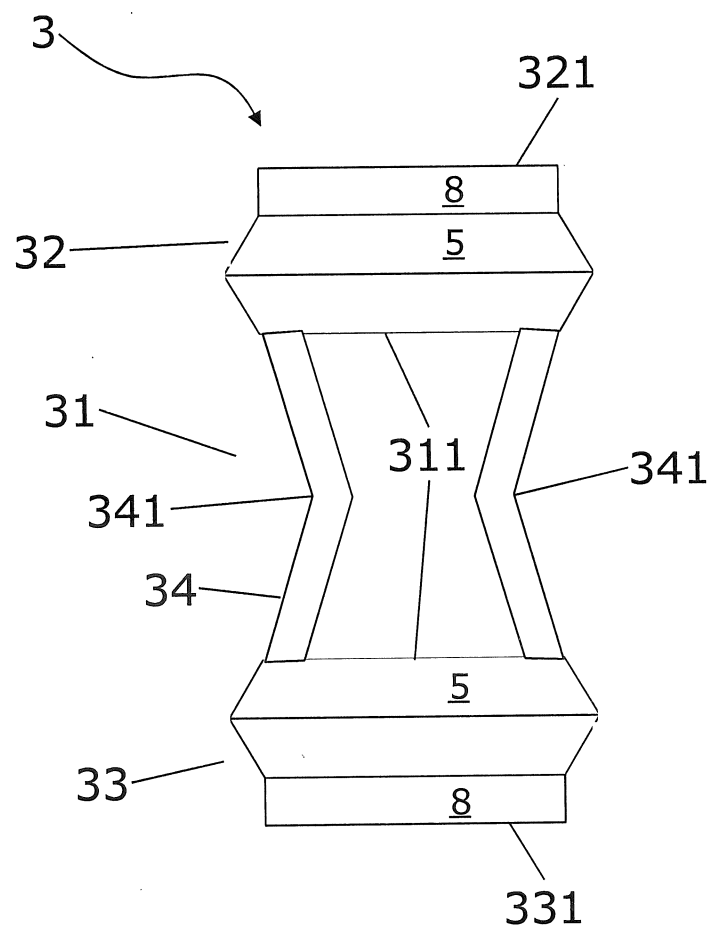


Fig. 13a

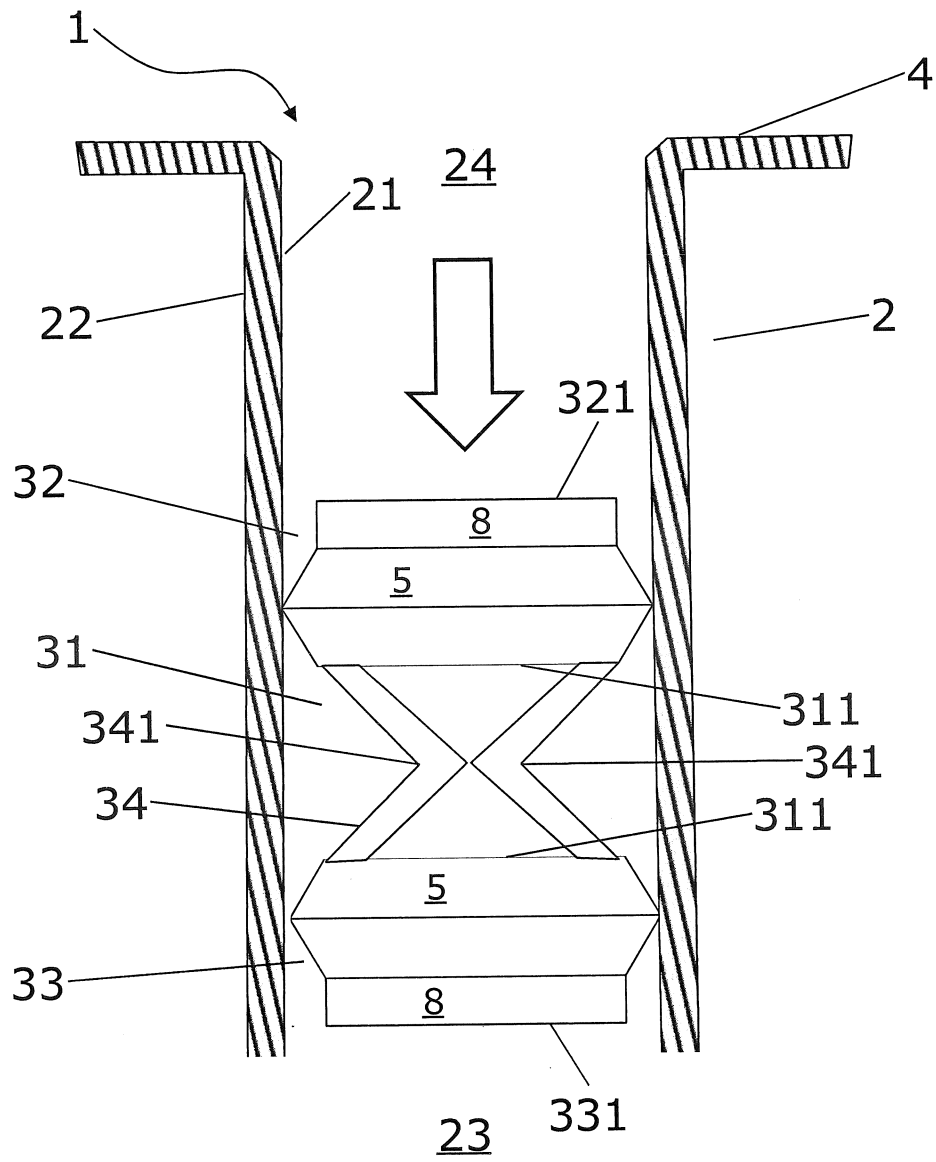


Fig. 13b

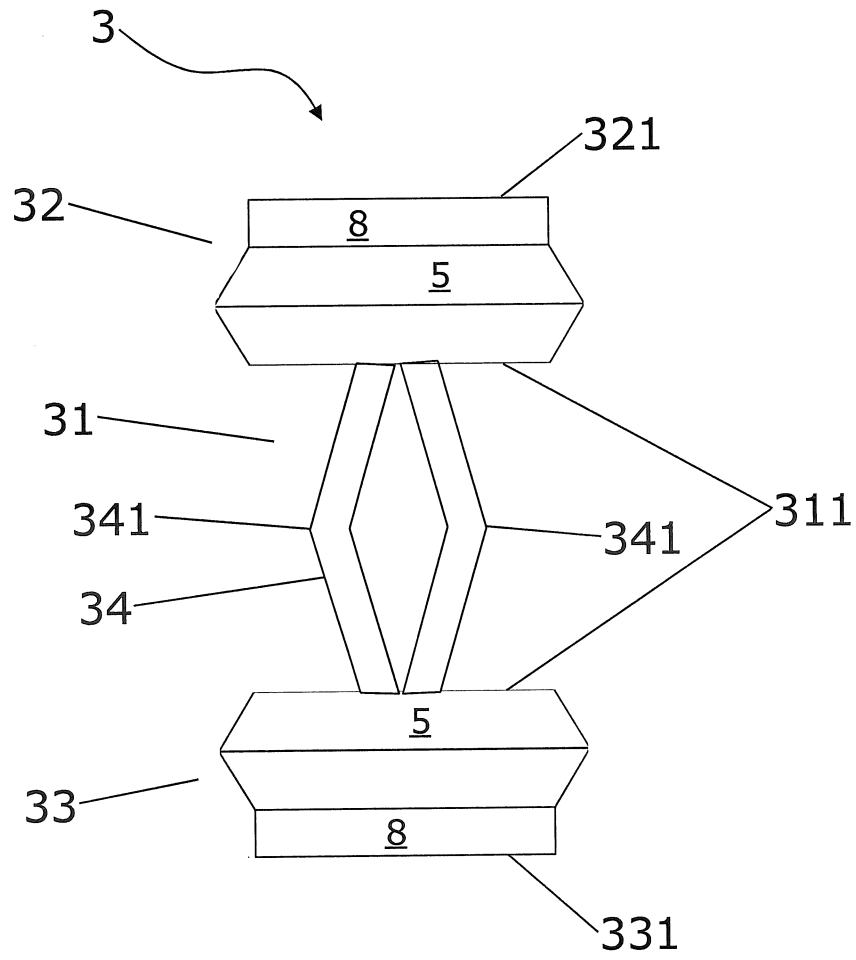


Fig. 14a

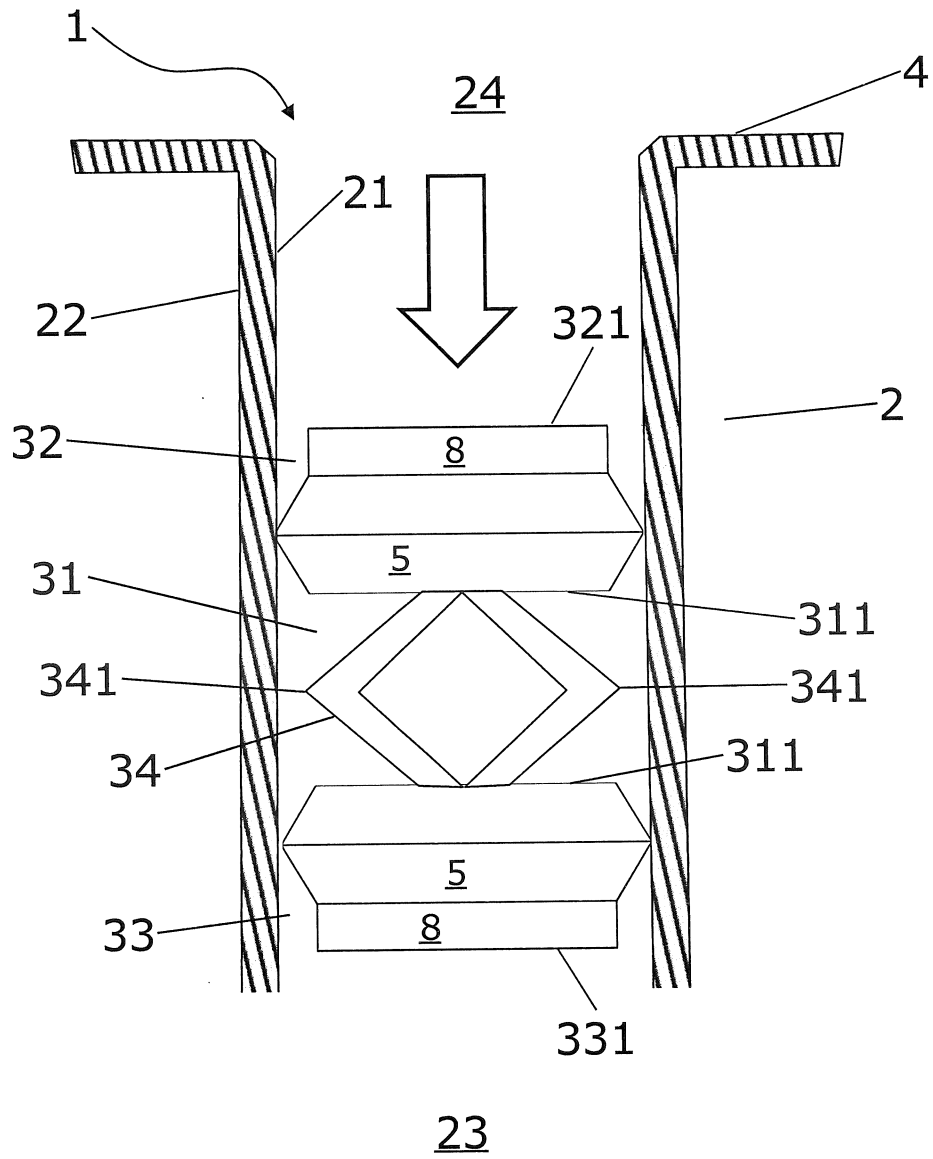


Fig. 14b

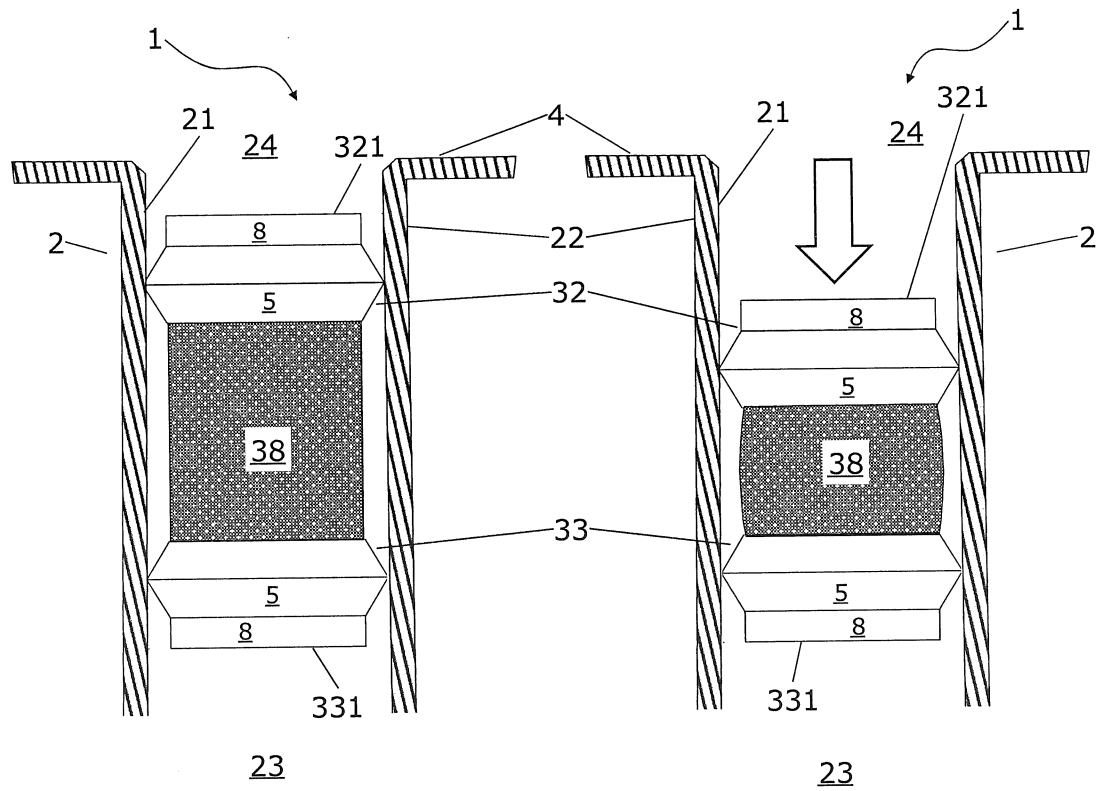


Fig. 15

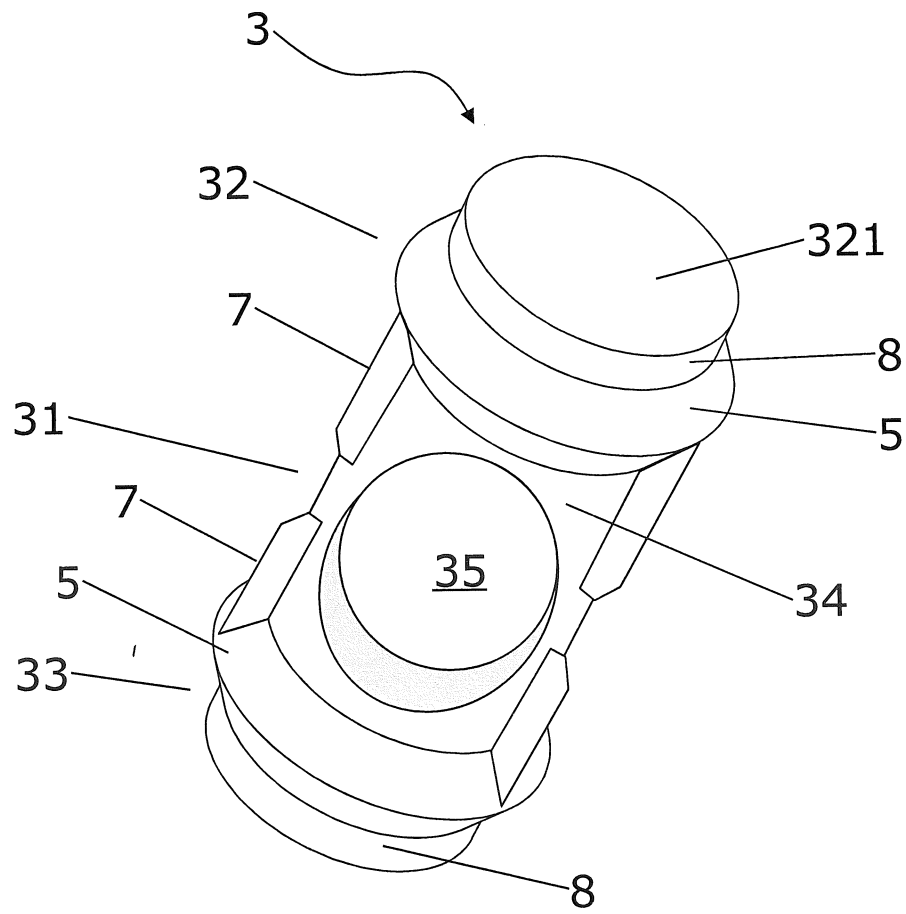


Fig. 16

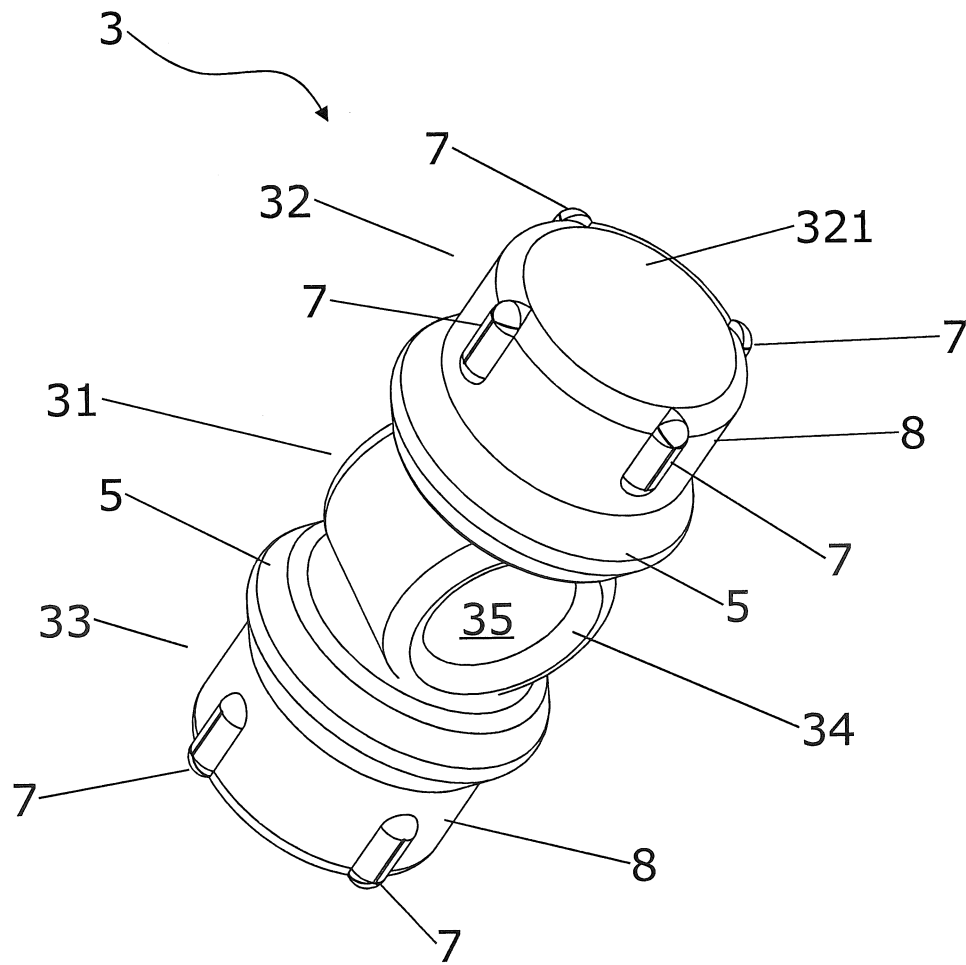


Fig. 17

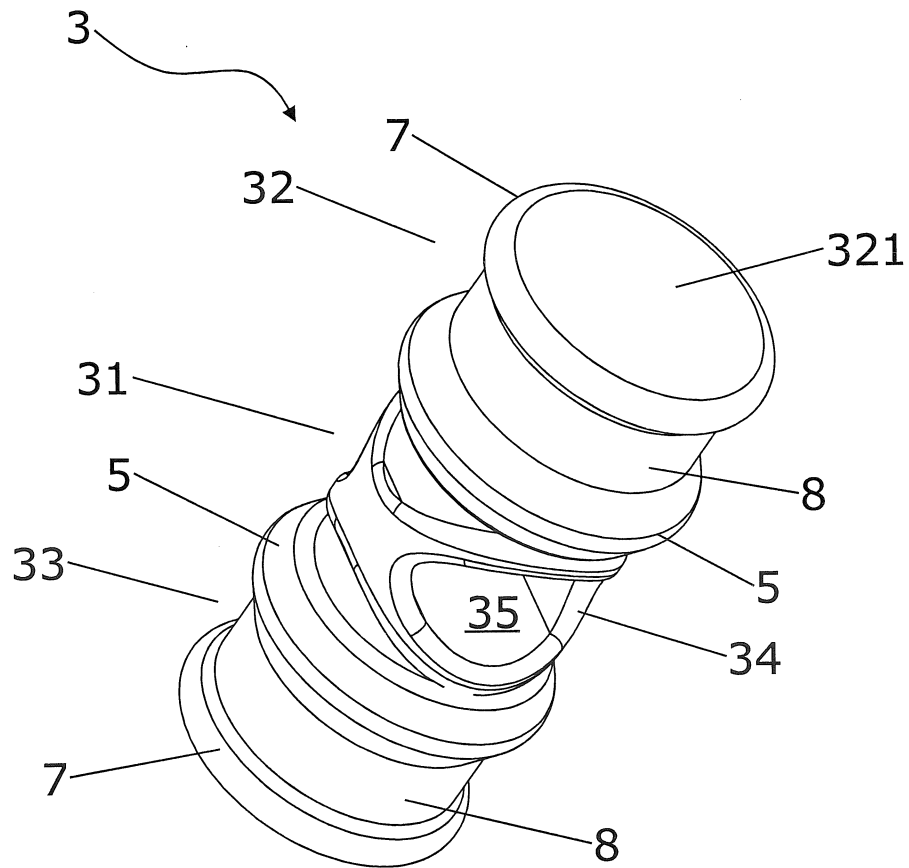


Fig. 18a

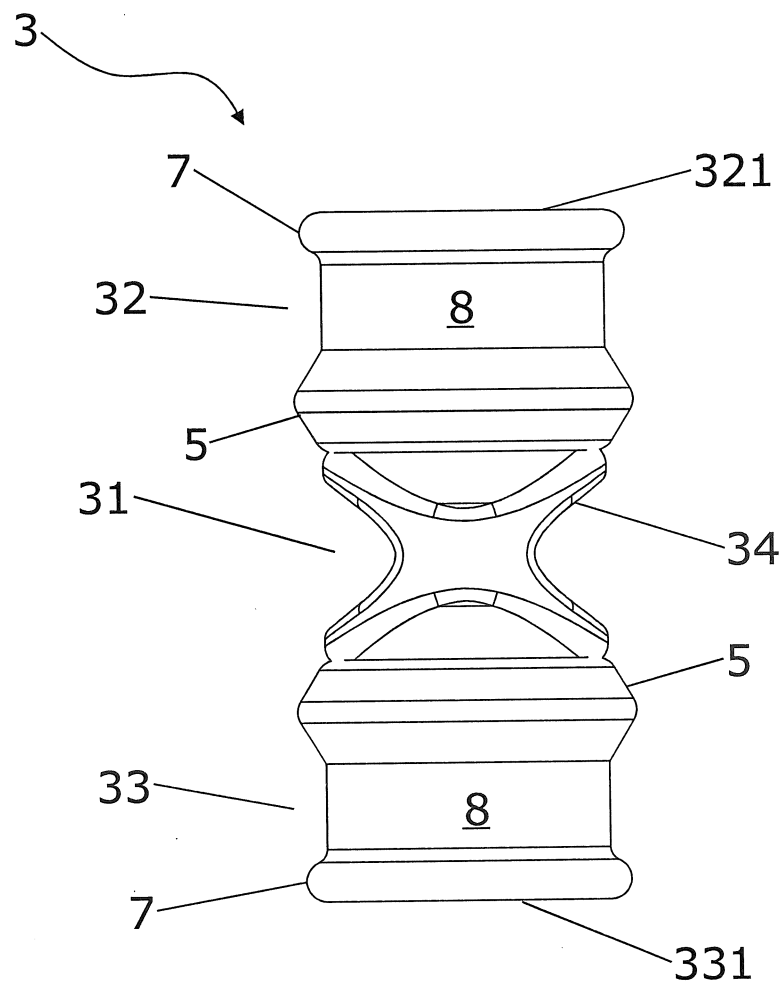


Fig. 18b

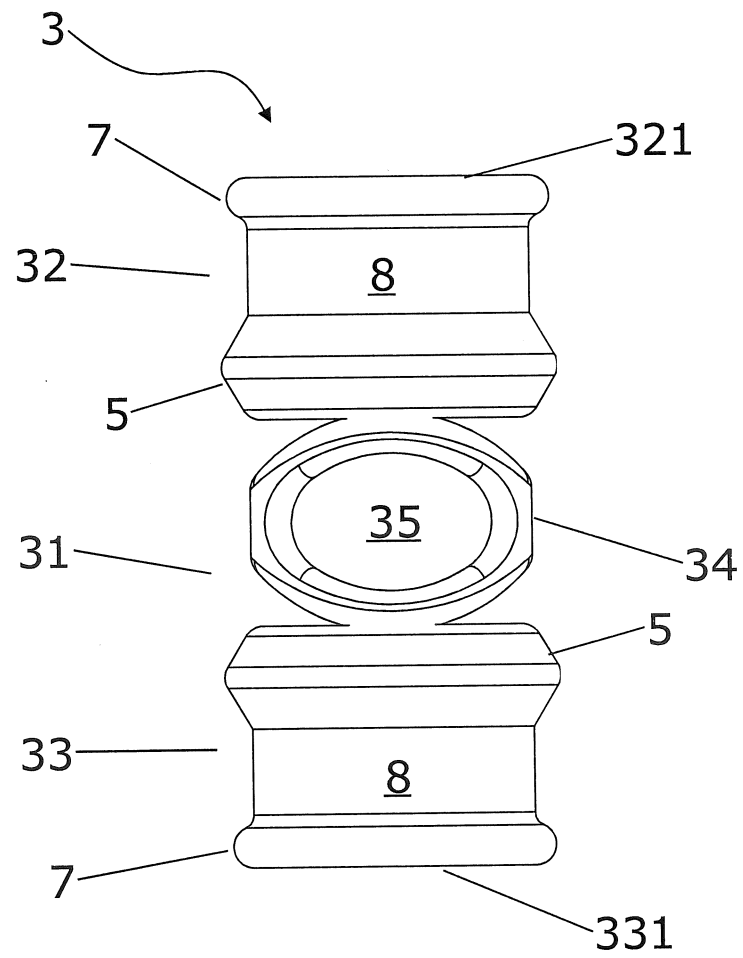


Fig. 18c

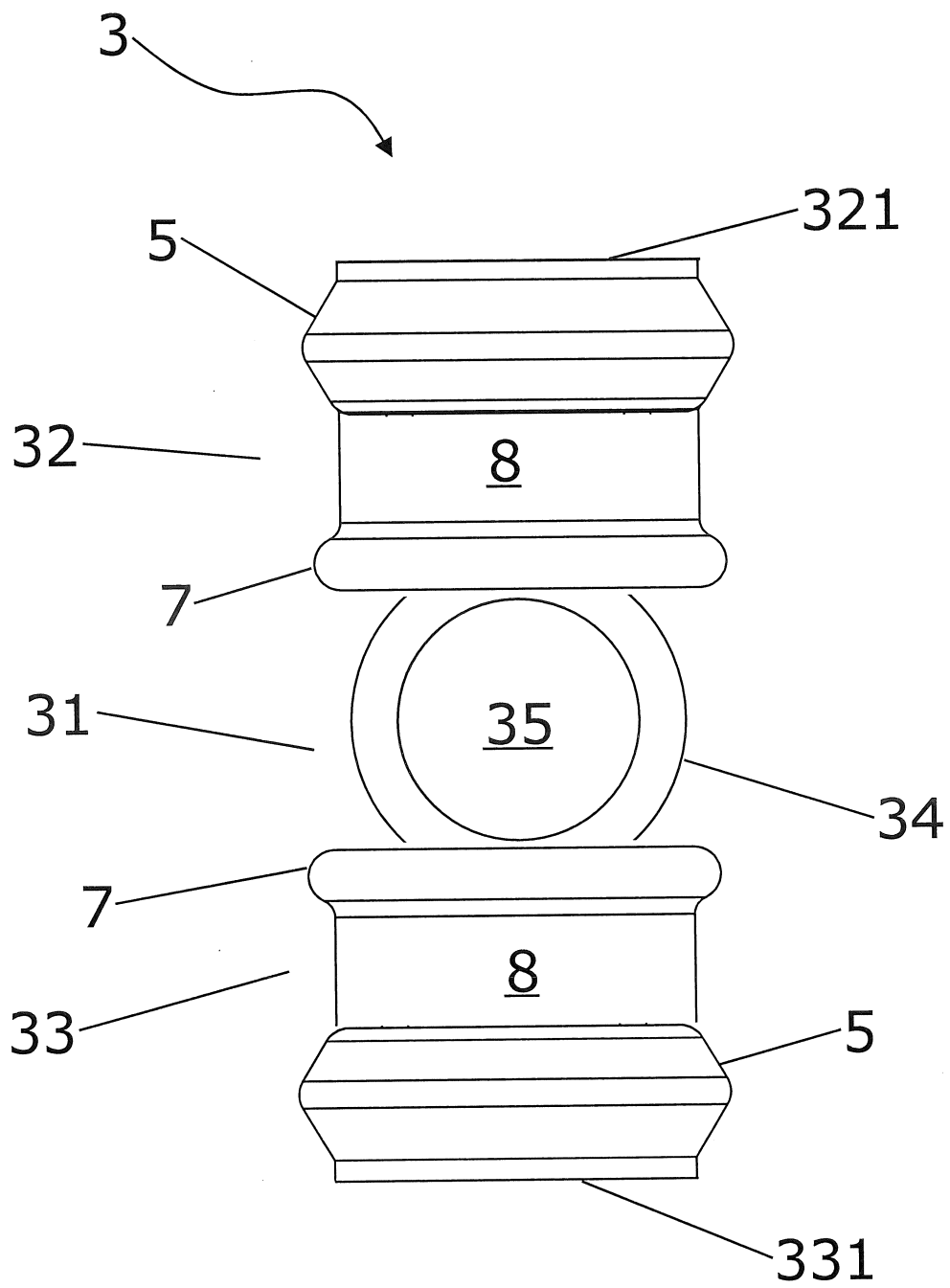


Fig. 19

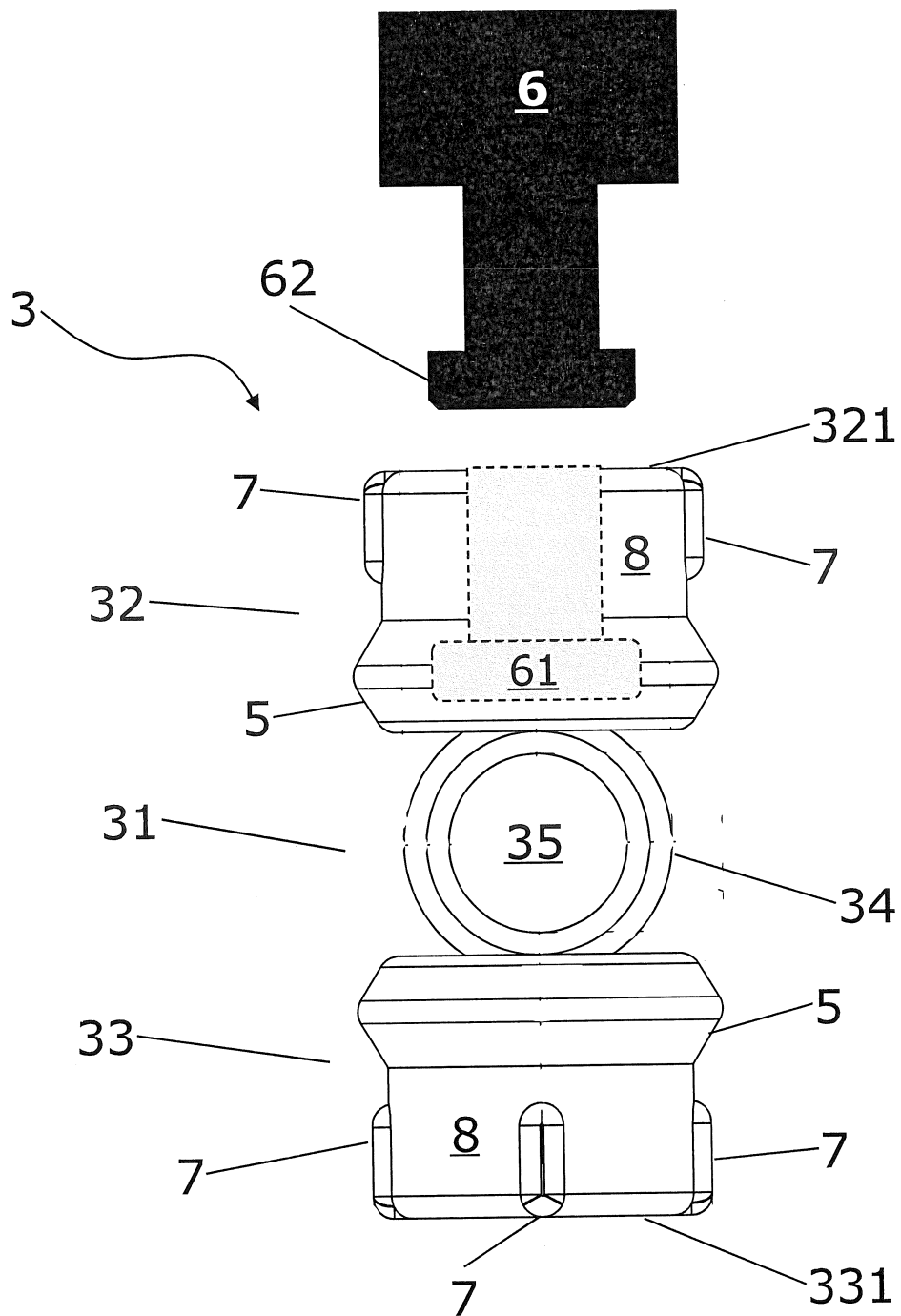


Fig. 20

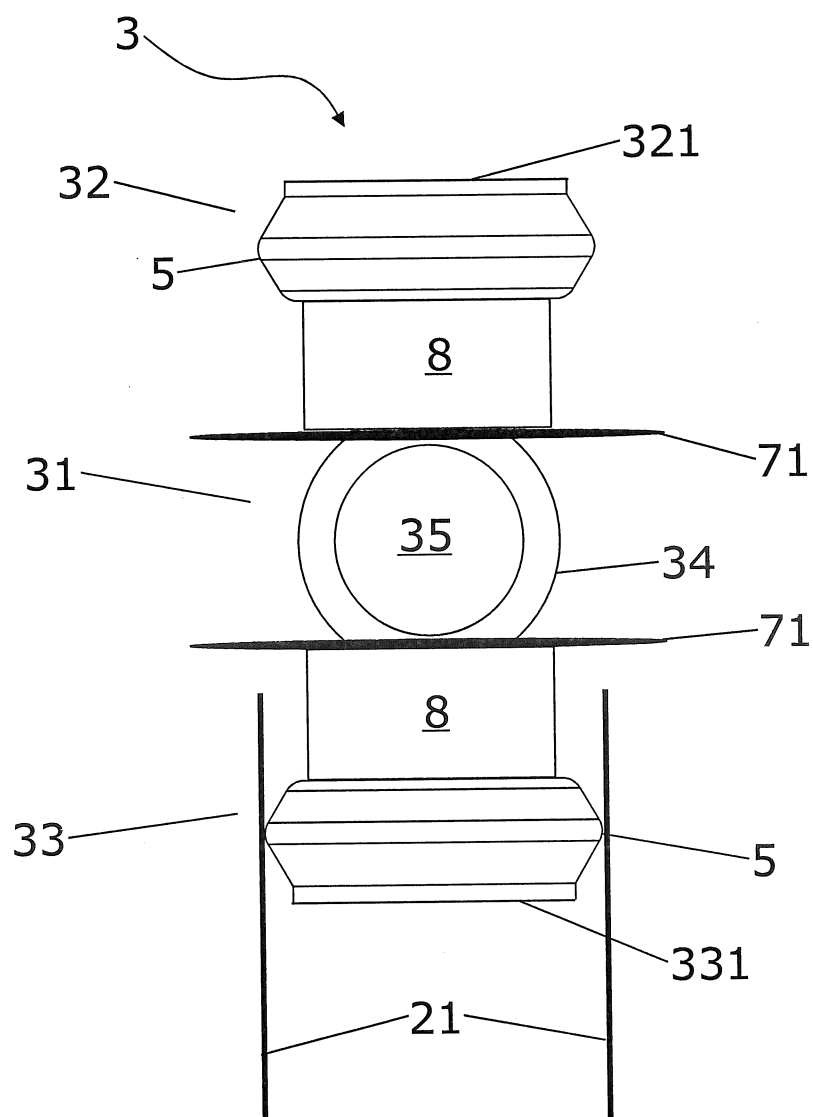


Fig. 21a

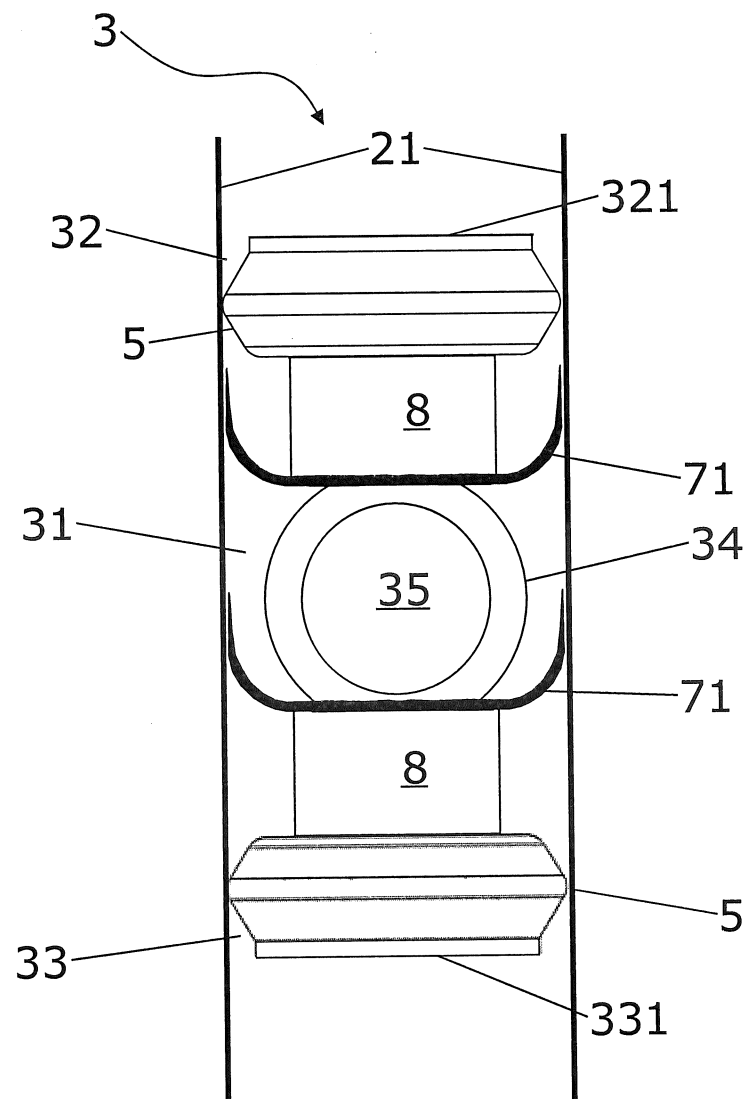


Fig. 21b

25 / 26

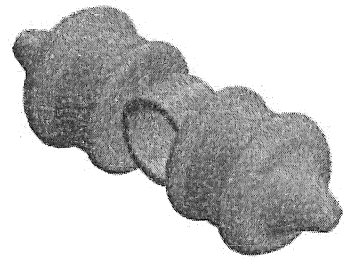
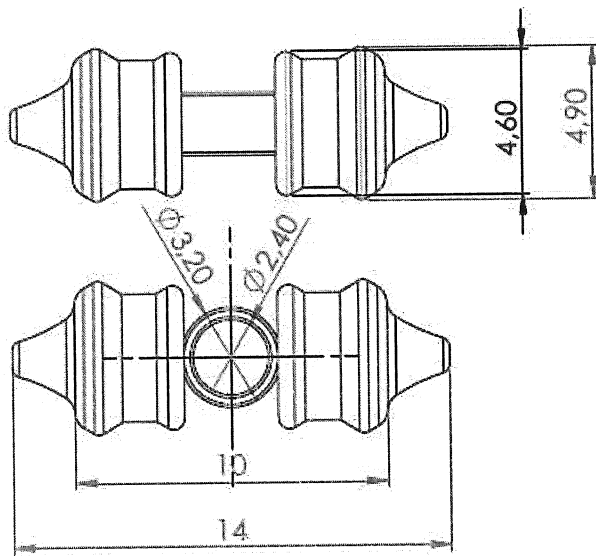


Fig. 22

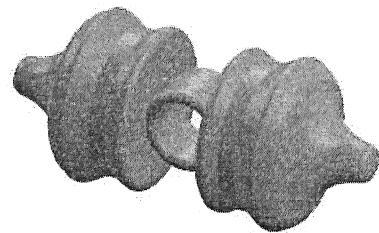
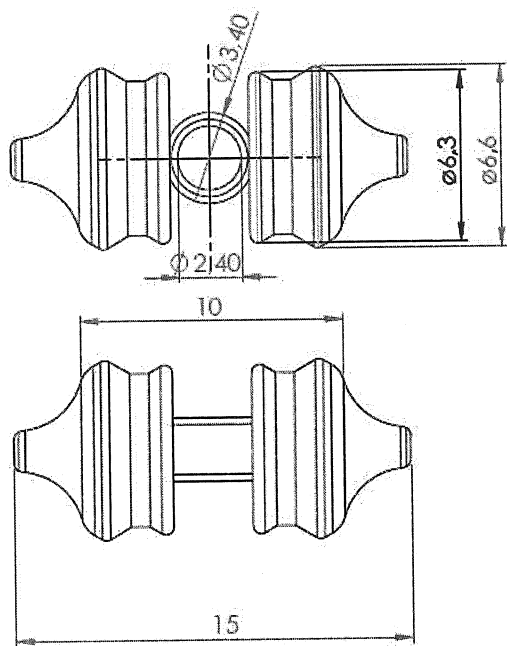


Fig. 23

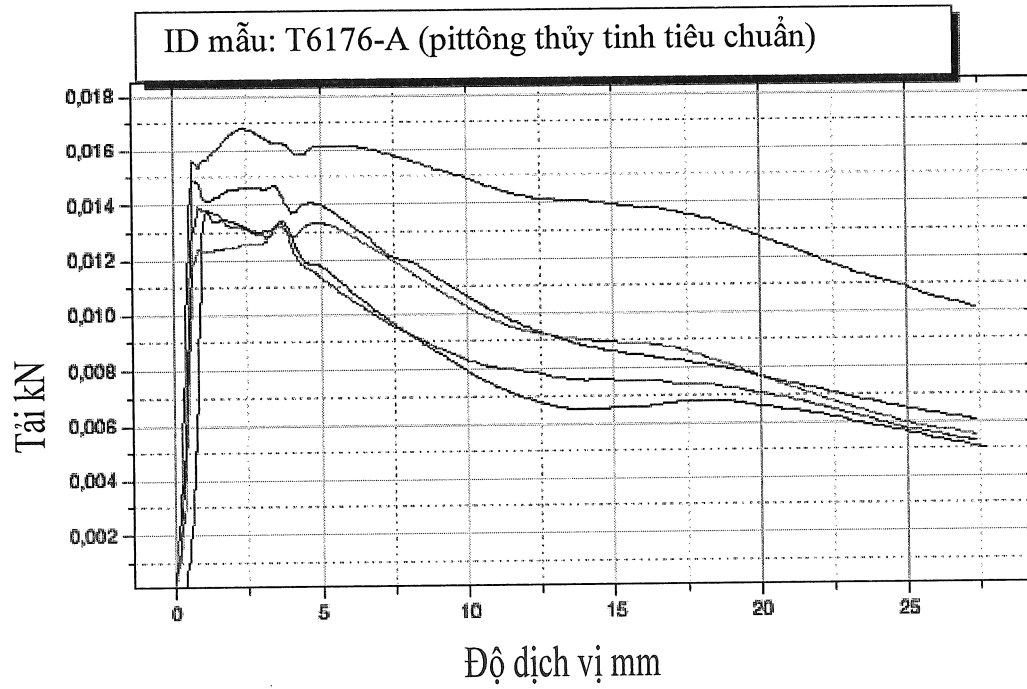


Fig. 24

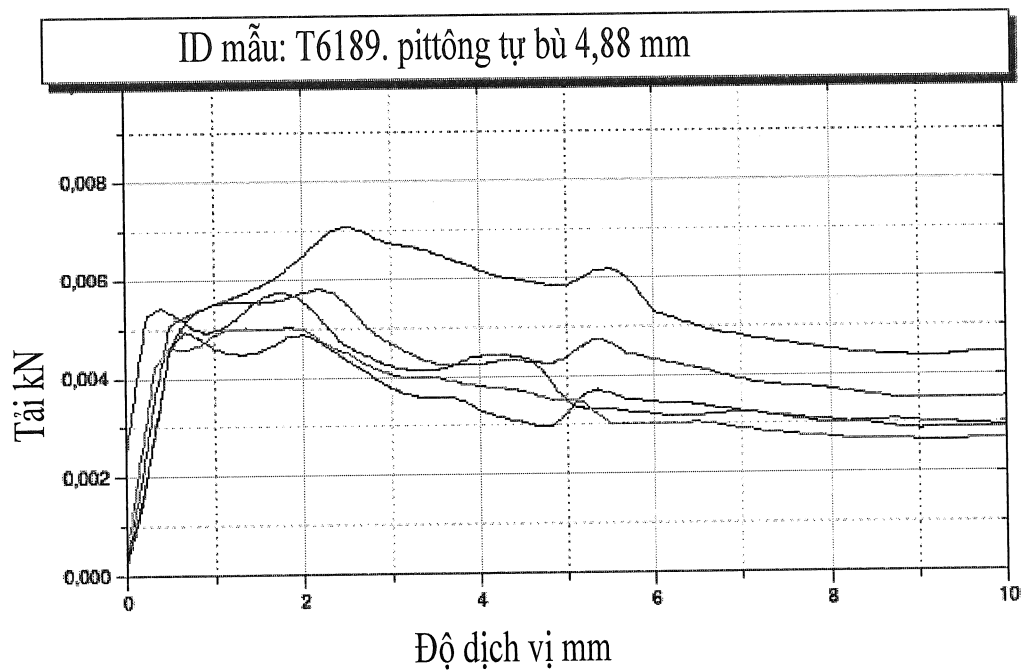


Fig. 25