



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

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

(11)



1-0023961

(51)⁷ A61B 3/16

(13) B

(21) 1-2016-02225

(22) 19/11/2014

(86) PCT/AU2014/001051 19/11/2014

(87) WO2015/074094 28/05/2015

(30) 2013904472 19/11/2013 AU

(45) 25/06/2020 387

(43) 25/11/2016 344A

(73) INGENEUS PTY LTD (AU)

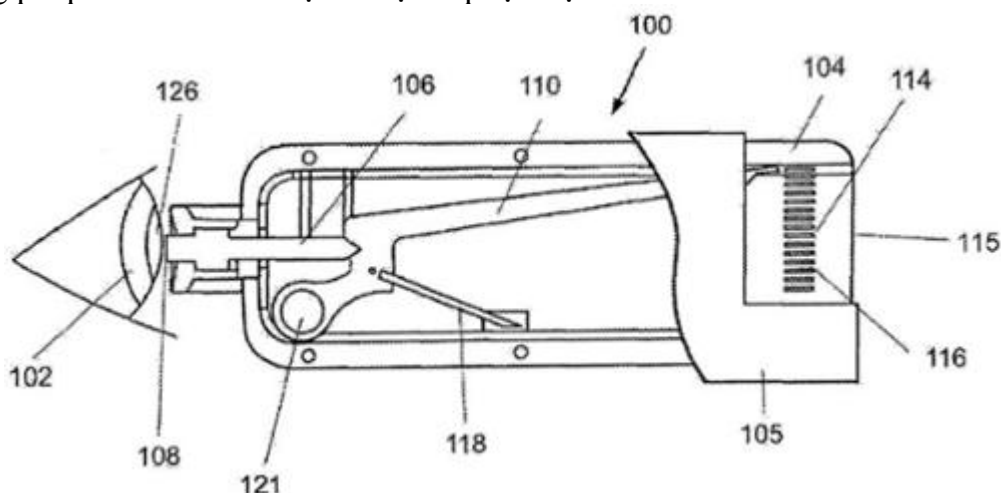
Axxess Corporate Park, Unit 131, 45 Gilby Road Mt. Waverley, Victoria 3149, (AU)

(72) WALMSLEY, Richard Gordon (AU); LOCKWOOD, David James (AU); COOTE, Michael Andrew (AU)

(74) Công ty Cổ phần Sở hữu công nghiệp INVESTIP (INVESTIP)

(54) THIẾT BỊ VÀ PHƯƠNG PHÁP XÁC ĐỊNH ÁP LỰC NỘI NHÃN CỦA MẮT VÀ PHƯƠNG PHÁP SẢN XUẤT THIẾT BỊ XÁC ĐỊNH ÁP LỰC NỘI NHÃN NÀY

(57) Sáng chế đề cập đến thiết bị xác định áp lực nội nhãn của mắt. Thiết bị bao gồm: (a) vỏ; (b) trụ đẩy có thể di chuyển dọc trục trong vỏ, đầu thứ nhất của trụ đẩy có phần đầu trụ để tiếp xúc với mắt; (c) cần chỉ thị được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy; (d) dụng cụ đo để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt; và (e) bộ phận đẩy đàn hồi để đẩy trụ đẩy về phía vị trí kéo dài mà trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo. Sáng chế còn đề xuất phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm bước tác dụng áp lực vào mắt của người bệnh sử dụng thiết bị này, và phương pháp sản xuất thiết bị xác định áp lực nội nhãn.



Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế nói chung đề cập đến các thiết bị và phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt của người bệnh. Thiết bị này thường được gọi là nhãn áp kế. Cụ thể là, sáng chế đề cập đến thiết bị và phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt mà trong đó dụng cụ đo và cần chỉ thị thiết bị đều được chứa trong vỏ của thiết bị.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Sự tương quan giữa việc tăng áp lực nội nhãn (increased intraocular pressure -IOP) và sự mất thị giác do bệnh tăng nhãn áp đã được xác nhận trong một số trường hợp. Do đó, việc xác định áp lực nội nhãn là cần thiết với việc kiểm tra mắt.

Các phương pháp khác nhau và các thiết bị tương ứng với các phương pháp đó, hoặc các nhãn áp kế, dùng để xác định áp lực nội nhãn đã được biết. Các phương pháp này bao gồm các phương pháp xâm lấn, trong đó các bộ cảm biến áp suất được đưa thẳng vào trong mắt, và các phương pháp không xâm lấn mà có thể liên quan đến việc cho dụng cụ đo tiếp xúc trực tiếp với mắt trong khi đo, hoặc các dụng cụ đo không tiếp xúc như là các nhãn áp kế kiểu phụt không khí cho phép đo sự biến dạng của giác mạc đáp lại dòng không khí thổi lên trên bề mặt vào mắt.

Trong nhãn áp kế loại làm dẹt, áp lực nội nhãn được suy ra từ lực cần để làm dẹt hoặc làm phẳng một vùng không đổi của giác mạc. Nhãn áp kế Maklakoff là một ví dụ ban đầu về nhãn áp kế làm dẹt, trong khi nhãn áp kế Goldmann là phiên bản được sử dụng rộng rãi nhất trong thực tiễn hiện nay. Ưu điểm của nhãn áp kế loại làm dẹt Goldmann đó là nhãn áp kế này được lắp trên kính hiển vi đèn khe, có để ổn định để thao tác dụng cụ và thực hiện các phép đo. Tuy nhiên, giá lắp đèn khe cũng là nhược điểm vì điều đó có nghĩa là nhãn áp kế Goldmann vốn không thể di chuyển được. Nhược điểm khác đó là thuốc nhuộm phát huỳnh quang và thuốc gây tê tại chỗ phải cần được đưa lên bề mặt của mắt. Thuốc nhuộm phát huỳnh quang hỗ trợ việc quan sát các vùng đã ép phẳng trong giác mạc và cần có thuốc gây tê vì đầu mút của thiết bị sẽ chạm vào giác mạc.

Nhãn áp kế loại làm lõm đo độ sâu của vết lõm giác mạc gây ra bởi trụ tròn nhỏ có trọng lượng đã biết. Vết lõm trên bề mặt giác mạc tỷ lệ gián tiếp với áp lực nội nhãn. Với

mức độ áp lực nội nhãn rất cao, trọng lượng rất lớn có thể được bổ sung làm cho trụ tròn tạo ra áp suất bổ sung tác dụng vào giác mạc. Khoảng di chuyển của trụ tròn được đo sử dụng thang chuẩn.

Nhãn áp kế Schiøtz là thiết bị thông dụng nhất và dựa trên nguyên lý nhãn áp kế loại làm lõm. Nhãn áp kế Schiøtz gồm có giá đỡ cong, mà được đặt lên giác mạc của người bệnh đang nằm ngửa. Trụ tròn có trọng lượng được gắn vào giá đỡ lún vào giác mạc. Thang tỷ lệ cung cấp kết quả đọc phụ thuộc việc trụ tròn lún sâu bao nhiêu vào trong giác mạc, và bảng quy đổi sẽ chuyển đổi độ lún đọc được thành áp lực nội nhãn được đo bằng mmHg.

Hạn chế của nhãn áp kế Schiøtz đó là nó phải được sử dụng với người bệnh đang nằm ngửa, sao cho thiết bị ở vị trí thẳng đứng trong quá trình sử dụng. Tuy nhiên, trọng lượng phải được điều chỉnh cho các khoảng áp lực nội nhãn khác nhau. Nhãn áp kế Schiøtz có thể khó sử dụng, đặc biệt là đối với những người vận hành có đào tạo hạn chế. Các ví dụ về nhãn áp kế như vậy có thể tìm thấy trong tài liệu GB05356A cấp cho Wolinski, công bố từ năm 1911 và tài liệu DE3018084 A1, SU1666060A1 hoặc US 6 251 071 B1. Mục đích và hiệu quả của sáng chế sẽ được làm rõ bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật tương ứng dựa trên phần mô tả sau đây cùng với các hình vẽ kèm theo.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Mục đích của sáng chế nhằm đề xuất các thiết bị và phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt ở người bệnh.

Theo nghĩa rộng, sáng chế đề xuất thiết bị và phương pháp dùng để xác định áp lực nội nhãn của mắt mà trong đó dụng cụ đo và cần chỉ thị của thiết bị đều được bao gồm trong vỏ thiết bị.

Theo khía cạnh thứ nhất, sáng chế đề xuất thiết bị xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm:

- (a) vỏ;
- (b) trụ đẩy di chuyển được theo trục trong vỏ, đầu thứ nhất của trụ đẩy có phần đầu trụ để tiếp xúc với mắt;
- (c) cần chỉ thị được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy;
- (d) dụng cụ đo để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt;

(e) bộ phận đẩy đàn hồi để đẩy trụ đẩy về phía vị trí kéo dài mà trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo;

trong đó việc tác dụng áp lực vào mắt nhờ phần đầu trụ làm cho áp lực nội nhãn của mắt gây ra lực chống lại trên phần đầu trụ làm cho trụ đẩy co rút vào vỏ để tạo ra sự di chuyển qua lại của cần chỉ thị về phía vị trí thứ hai mà do đó chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt trên dụng cụ đo.

Dụng cụ đo và cần chỉ thị thiết bị được chứa trong vỏ.

Cần chỉ thị thiết bị xoay trong mặt phẳng song song với trục dọc của vỏ.

Dụng cụ đo có thể được điều chỉnh trong vỏ trong khi lắp ráp để hiệu chỉnh đọc áp suất.

Cần chỉ thị được làm cân bằng qua điểm chốt xoay, có chi tiết đối trọng, sao cho thiết bị có thể được sử dụng để xác định áp lực nội nhãn của mắt ở góc bất kỳ. Có nghĩa là, ví dụ, thiết bị có thể được sử dụng ở người bệnh mà ngồi, hoặc nằm ngửa.

Cần chỉ thị, bộ phận đẩy đàn hồi, và chi tiết đối trọng được tạo liền khối thành một bộ phận duy nhất.

Theo các phương án, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt vào đầu gần, chi tiết đối trọng có thể được đặt ở đầu xa và cần chỉ thị có thể hướng về phía mắt. Theo các phương án mà trong đó cửa sổ trong suốt được đặt vào đầu xa, chi tiết đối trọng có thể được đặt ở đầu gần và cần chỉ thị có thể hướng ra từ mắt.

Vỏ có thể bao gồm cửa sổ trong suốt để cho phép quan sát dụng cụ đo. Cửa sổ trong suốt có thể được đặt vào đầu gần của thiết bị, gần nơi mà tiếp xúc với mắt, hoặc đầu xa của thiết bị, cách nơi mà tiếp xúc với mắt.

Vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo có thể tương ứng với việc đọc bằng không. Có nghĩa là, cần chỉ thị có thể chỉ báo việc đọc bằng không khi thiết bị không sử dụng, hoặc nếu sử dụng thì áp suất nội nhãn của mắt là 0 mmHg. Ngoài ra, vị trí nghỉ có thể tương ứng với áp lực nội nhãn được xác định trước, ví dụ là 10 mmHg.

Theo phương án này, vỏ bao gồm phần dạng ống ở một đầu mà qua đó phần đầu trụ nhô ra ở vị trí được mở rộng. Hình dạng ống của phần này có thể dùng làm chỉ dẫn cho sự chuyển động dọc của trụ đẩy trong vỏ.

Tốt hơn là, phần dạng ống còn bao gồm giá đỡ có lỗ mà qua đó phần đầu trụ nhô ra. Giá đỡ có thể bao gồm bề mặt lõm mà về cơ bản chạy vuông góc với trục theo chiều dọc của phần dạng ống. Độ lõm của bề mặt nhằm mục đích tương ứng với hình giác mạc của mắt người.

Theo một phương án, giá đỡ trong suốt để cho phép người vận hành nhận ra dễ dàng khi giá đỡ tiếp xúc với giác mạc của mắt.

Áp lực nội nhãn cao làm cho sự co rút trụ đẩy nhiều hơn trong vỏ do đó thu được sự di chuyển qua lại nhiều hơn của cần chỉ thị để chỉ báo việc đọc áp lực nội nhãn cao trên dụng cụ đo.

Ngược lại, áp lực nội nhãn thấp làm cho sự co rút trụ đẩy ít hơn trong vỏ do đó thu được sự di chuyển qua lại ít hơn trong cần chỉ thị để chỉ báo việc đọc áp lực nội nhãn thấp trên dụng cụ đo.

Áp lực nội nhãn gần như là áp lực nội nhãn lớn nhất có thể làm cho phần đầu trụ co rút vào trong vỏ khoảng rộng mà phần đầu trụ về cơ bản nằm ngang bằng với bề mặt lõm của giá đỡ của phần dạng ống.

Đường kính của phần đầu trụ về cơ bản có thể tương ứng với đường kính của móng mắt. Phần đầu trụ có thể có bề mặt tiếp xúc lõm. Độ lõm của bề mặt nhằm mục đích tương ứng với dạng giác mạc của mắt người. Ngoài ra, phần đầu trụ có thể có bề mặt tiếp xúc phẳng.

Theo phương án, bộ phận đẩy đàn hồi bao gồm bộ phận lò xo đàn hồi.

Đầu thứ nhất của bộ phận đẩy đàn hồi có thể được ghép nối với cần chỉ thị. Đầu thứ hai của bộ phận đẩy đàn hồi có thể được cố định ở vị trí bên trong vỏ. Ngoài ra, vị trí của đầu thứ hai của bộ phận đẩy đàn hồi có thể điều chỉnh được so với vỏ. Việc điều chỉnh vị trí của đầu thứ hai của bộ phận đẩy đàn hồi so với vỏ cho phép sự hiệu chỉnh của lực được tác dụng bởi bộ phận đẩy đàn hồi vào cần chỉ thị.

Theo một phương án, vị trí của đầu thứ hai của bộ phận đẩy đàn hồi có thể điều chỉnh dọc theo thanh răng tuyến tính. Thanh răng tuyến tính có thể bao gồm nhiều răng để điều chỉnh dễ dàng vị trí của bộ phận đẩy đàn hồi.

Theo phương án khác, chiều dài của bộ phận đẩy đàn hồi có thể điều chỉnh được. Chiều dài có thể điều chỉnh với núm xoay mà có thể làm dài ra hoặc rút ngắn bộ phận đẩy đàn hồi.

Theo một dạng trong sáng chế, dụng cụ đo thực hiện việc đọc áp lực nội nhãn là mmHg. Có nghĩa là, dụng cụ đo có thể được hiệu chỉnh sao cho thực hiện việc đọc trực tiếp áp lực nội nhãn là mmHg. Theo dạng khác của sáng chế, dụng cụ đo thực hiện việc chỉ báo áp lực nội nhãn THẤP, TRUNG BÌNH hoặc CAO. Dụng cụ đo có thể thực hiện việc chỉ báo này sử dụng các kỹ thuật chữ số, sự mã hóa màu sắc, đánh bóng theo thang độ xám hoặc các kiểu thích hợp khác. Dụng cụ đo có thể quay bên trong vỏ do đó để hiệu chỉnh thiết bị. Việc hiệu chỉnh có thể được thực hiện trong khi lắp ráp.

Theo một phương án cụ thể của sáng chế, thiết bị nhằm mục đích sử dụng riêng.

Theo phương án khác của sáng chế, thiết bị nhằm mục đích thao tác bằng tay riêng. Thiết bị có thể được sử dụng với hoặc là tay trái hoặc là tay phải.

Hơn nữa theo phương án khác, thiết bị bao gồm nắp bảo vệ che phần đầu trụ theo cách có thể tháo ra được.

Theo một phương án, vỏ được bọc trong ống bọc ngoài, trong đó vỏ có thể di chuyển theo chiều dọc bên trong ống bọc ngoài theo hướng mà song song với trục theo chiều dọc của vỏ. Khoảng rộng chuyển động của vỏ nằm trong ống bọc ngoài có thể được hiệu chỉnh để chỉ báo người vận hành thiết bị, khi người vận hành ngừng việc làm tăng áp suất tác dụng vào mắt. Mức áp suất này có thể tương ứng với điểm mà người vận hành đọc từ dụng cụ đo.

Theo khía cạnh thứ hai, sáng chế đề xuất phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm bước tác dụng áp lực vào mắt của người bệnh sử dụng thiết bị, thiết bị bao gồm:

- (a) vỏ;
- (b) trụ đẩy di chuyển được theo trục trong vỏ, đầu thứ nhất của trụ đẩy có đầu để tiếp xúc với mắt;
- (c) cần chỉ thị được nối để hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy;
- (d) dụng cụ đo để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt;

(e) bộ phận đẩy đàn hồi để đẩy trụ đẩy về phía vị trí kéo dài mà trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo;

trong đó việc tác dụng áp lực vào mắt nhờ phần đầu trụ làm cho áp lực nội nhãn của mắt gây ra lực chống lại trên phần đầu trụ làm cho trụ đẩy co rút vào vỏ để làm cho sự di chuyển qua lại của cần chỉ thị về phía vị trí thứ hai mà do đó chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt trên dụng cụ đo.

Theo khía thứ ba, sáng chế đề xuất phương pháp sản xuất thiết bị xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm:

bước lắp ráp vào trong vỏ trụ đẩy có thể di chuyển được dọc trục, đầu thứ nhất của trụ đẩy bao gồm đầu để tiếp xúc với mắt, cần chỉ thị được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy, dụng cụ đo để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt, và bộ phận đẩy đàn hồi để đẩy trụ đẩy về phía vị trí được mở rộng mà trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo.

Thiết bị theo khía cạnh thứ hai và thứ ba có thể bao gồm thiết bị theo khía cạnh thứ nhất.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Sau đây sẽ thuận tiện hơn khi mô tả chi tiết sáng chế bằng cách viện dẫn các hình vẽ đi kèm để tạo điều kiện thuận lợi cho việc hiểu sáng chế. Các số chỉ dẫn tương tự được sử dụng để đề cập đến các dấu hiệu tương ứng. Các hình vẽ cụ thể và phần mô tả liên quan không được hiểu là thay thế tính tổng quát của sự nhận biết rộng theo sáng chế được đưa ra trong các yêu cầu bảo hộ đính kèm.

Fig.1 là hình chiếu cạnh của thiết bị xác định áp lực nội nhãn của mắt theo một phương án của sáng chế trong khi sử dụng.

Fig.2 là hình vẽ phối cảnh của thiết bị trên Fig.1.

Fig.3 là hình vẽ phối cảnh của thiết bị xác định áp lực nội nhãn của mắt theo phương án khác của sáng chế.

Fig.4 là hình chiếu cạnh của thiết bị trên Fig.3.

Fig.5 là hình ảnh thiết bị theo phương án khác của sáng chế được đóng gói và sẵn sàng để sử dụng.

Mô tả chi tiết sáng chế

Trước tiên tham chiếu đến Fig.1, nhãn áp kế hoặc thiết bị 100 dùng để xác định áp lực nội nhãn của mắt 102 được thể hiện.

Thiết bị 100 bao gồm vỏ 104 chứa các bộ phận của thiết bị 100 bên trong. Cách bố trí này, trong đó các bộ phận của thiết bị 100 được chứa trong vỏ 104, có lợi ích đáng kể do điều này cho phép sử dụng bằng một tay và dẫn đến kết quả là thiết bị thường dễ sử dụng hơn. Bên cạnh việc cho phép sử dụng bằng một tay, thiết bị 100 cho phép sử dụng hoặc là bằng tay trái hoặc là bằng tay phải.

Một trong số các bộ phận của thiết bị 100 bao gồm trụ đẩy 106 bao gồm phần đầu trụ 108 ở một đầu để tiếp xúc với mắt 102. Đầu khác của trụ đẩy 106 được nối hoạt động với cần chỉ thị 110.

Trụ đẩy 106 có thể di chuyển dọc trục trong vỏ 104, tức là, trụ đẩy 106 có thể di chuyển được theo hướng song song với trục dọc của vỏ 112 (xem Fig.2). Khoảng di chuyển dọc trục của trụ đẩy 106 cho phép phần đầu trụ 108 kéo ra ngoài phần cuối của vỏ 104 đến vị trí được mở rộng và co rút vào sao cho về cơ bản ngang bằng với phần cuối của vỏ 104.

Do việc liên kết vận hành của trụ đẩy 106 với cần chỉ thị 110, sự dịch chuyển của trụ đẩy 106 dẫn đến sự dịch chuyển qua lại của cần chỉ thị 110. Cần chỉ thị 110 dùng để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt 102 trên dụng cụ đo 114. Quan trọng là, phương án được thể hiện trên Fig.1 có cần chỉ thị 110 được bố trí để xoay trên mặt phẳng song song với trục dọc của vỏ 104. Việc định hướng như thế của cần chỉ thị 110 cho phép các bộ phận của thiết bị 110 được chứa trong vỏ 104. Dụng cụ đo 114 bao gồm thang tỷ lệ 116 để chỉ báo áp lực nội nhãn. Thang tỷ lệ 116 có thể tương ứng với các mức áp lực nội nhãn khác nhau tính theo mmHg. Có nghĩa là, thang tỷ lệ 116 có thể được hiệu chỉnh để cung cấp kết quả thực của áp lực nội nhãn tính theo mmHg. Ngoài ra, thang tỷ lệ 116 có thể chỉ báo gần đúng về áp lực nội nhãn tương ứng với THẤP, TRUNG BÌNH hoặc CAO. Thang tỷ lệ 116 có thể được mã hóa màu sắc, bằng màu sắc cụ thể, ví dụ màu xanh tương ứng với áp lực nội nhãn THẤP, màu sắc khác, ví dụ màu vàng tương ứng với áp lực nội nhãn TRUNG BÌNH, và màu sắc khác, ví dụ màu đỏ tương ứng với áp lực nội nhãn CAO.

Ví dụ, trong trường hợp thang tỷ lệ được mã hóa màu sắc, thiết bị 100 có thể được sử dụng làm bộ phát hiện ngưỡng áp lực nội nhãn cao, do nhân viên cấp cứu hoặc những

người sử dụng không có chuyên môn để xác định một cách đơn giản nếu áp lực nội nhãn bình thường hoặc cao. Thang lấy chuẩn cung cấp kết quả thực của áp lực nội nhãn tính theo mmHg, mặt khác có thể là thiết bị phức tạp hơn cho phép đọc được áp lực nội nhãn với độ chính xác, ví dụ ± 3 mmHg.

Dụng cụ đo 114 có thể được điều chỉnh trong vỏ 104 trong khi lắp ráp để hiệu chỉnh việc đọc áp suất.

Phương án được thể hiện trên Fig.1, thể hiện vỏ bao gồm cửa sổ trong suốt 115 để cho phép quan sát dụng cụ đo 114. Cửa sổ trong suốt 115 được đặt vào đầu xa của thiết bị, tương đối tính từ vị trí tiếp xúc với mắt 102. Việc định vị cửa sổ 115 được thực hiện bằng cách đặt chi tiết đối trọng 121 ở đầu gần của thiết bị 110 nơi cần chỉ thị 110 hướng ra từ mắt.

Sự hoạt động của thiết bị 100 được thực hiện nhờ bộ phận đẩy đàn hồi 118. Bộ phận đẩy đàn hồi 118 đẩy trụ đẩy 106 về phía vị trí được mở rộng nơi mà phần đầu trụ 108 nhô ra ngoài vỏ 104. Ở vị trí được mở rộng này, cần chỉ thị 110 được nối hoạt động với dụng cụ đo được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo 114. Vị trí thứ nhất có thể tương ứng với kết quả đọc được là bằng không, ví dụ áp lực nội nhãn bằng không, trên dụng cụ đo 114, hoặc áp lực nội nhãn định trước, ví dụ 10 mmHg. Khi không sử dụng, cần chỉ thị 110 được đẩy về phía vị trí thứ nhất.

Trong khi sử dụng, người vận hành đặt thiết bị 100 gần với mắt 102, sao cho tác dụng một áp lực vào mắt 102, tức là giác mạc, thông qua phần đầu trụ 108. Áp lực nội nhãn của mắt 102 sẽ gây ra phản lực trên phần đầu trụ 108, phản lực này dùng để thắng lực đẩy được tạo ra bởi bộ phận đẩy đàn hồi 118. Trụ đẩy 106 do đó được đẩy co rút vào, di chuyển dọc trục bên trong vỏ 104. Sự chuyển động này của trụ đẩy 104 gây ra sự dịch chuyển nghịch đảo của cần chỉ thị 110 về phía vị trí thứ hai trong đó cần chỉ thị 110 chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt 102 của đối tượng được đo trên dụng cụ đo 114.

Vỏ 104, có thể được bọc trong ống bọc ngoài 105, mà trong đó chính vỏ có thể di chuyển dọc trục bên trong ống bọc ngoài 105 theo hướng song song với trục dọc 112 (xem Fig.2) của vỏ. Khoảng dịch chuyển của vỏ 104 nằm trong ống bọc ngoài 105 có thể được hiệu chỉnh để chỉ báo cho người vận hành thiết bị 100, khi người vận hành ngừng việc làm tăng áp lực tác dụng vào mắt 102. Mức áp lực này sẽ tương ứng với điểm mà người vận hành cần đọc kết quả từ dụng cụ đo 114.

Tham chiếu đến Fig.2, vỏ 104 của thiết bị 100 bao gồm phần dạng ống 119 ở một đầu mà qua đó phần đầu trụ 108 nhô ra khi theo vị trí được mở rộng. Phần dạng ống 119 này bao gồm giá đỡ 120 có lỗ 122 để qua đó phần đầu trụ 108 kéo dài ra ngoài. Kết cấu này cho phép phần dạng ống 119 đóng vai trò là dụng cụ dẫn hướng cho sự chuyển động dọc trục của trụ đẩy 106 trong vỏ 104.

Giá đỡ 120 có bề mặt lõm 124 mà về cơ bản chạy vuông góc với trục dọc 112 của vỏ 104 và phần dạng ống 104. Do giá đỡ 120 tiếp xúc với mắt 102 của người bệnh, giá đỡ 120 có thể được tạo ra từ vật liệu có tính tương hợp sinh học để tránh gây hại cho mắt 102 của người bệnh và cũng làm cho thủ thuật xác định áp lực nội nhãn của mắt 102 dễ chịu hơn đối với người bệnh. Vật liệu có thể tương hợp sinh học như silicon, ví dụ, ít có khả năng gây bất tiện hoặc gây hại cho giác mạc. Giá đỡ 120 còn có thể được tạo ra bằng vật liệu nhựa đàn hồi có khả năng thích ứng với hình dạng bề mặt của mắt 102, nhờ đó làm cho thủ thuật trở nên dễ chịu hơn đối với người bệnh và ít có khả năng gây hại cho bề mặt giác mạc.

Giá đỡ 120 có đường kính gần như tương ứng với đường kính của mống mắt 126 (xem Fig.1) của mắt 102, đường kính này có thể nằm trong khoảng từ 10 đến 15 mm. Bề mặt tiếp xúc 128 của phần đầu trụ 108, tức là bề mặt tiếp xúc với mắt 102, có thể là bề mặt lõm gần như hình của giác mạc. Ngoài ra, bề mặt tiếp xúc 128 của phần đầu trụ 108 có thể về cơ bản là phẳng.

Theo một phương án, giá đỡ 120 là trong suốt để cho phép người vận hành dễ dàng nhận ra khi giá đỡ 120 tiếp xúc với giác mạc của mắt 102.

Trên Fig.2, trụ đẩy 106 được thể hiện ở vị trí được mở rộng. Trụ đẩy 106 được đẩy về phía vị trí được mở rộng bằng bộ phận đẩy đàn hồi 118 như được mô tả dựa trên Fig.1. Bộ phận đẩy đàn hồi 118 có thể bao gồm dạng lò xo thích hợp bất kỳ, nhưng theo phương án cụ thể của thiết bị theo sáng chế, bộ phận đẩy đàn hồi bao gồm chi tiết lò xo đàn hồi. Lò xo đàn hồi có thể là lò xo polyme, ví dụ, được tạo ra từ axetal, còn được biết đến là polyaxetal, polyoxymetylen (POM), hoặc polyfomaldehit hoặc polyme như polyeteeteketone (PEEK). Ngoài ra, lò xo có thể được tạo ra từ sợi cacbon, thép hoặc vật liệu thích hợp bất kỳ.

Bộ phận đẩy đàn hồi 118 có đầu thứ nhất 130 được ghép nối với cần chỉ thị 110 gần khuỷu 132 của cần chỉ thị 110. Khuỷu 132 bố trí điểm chốt xoay điện hình xoay

quanh chốt bản lề 134. Chốt bản lề 134 có thể được tạo ra từ phần nhô ra của chính cần chỉ thị 110 mà không phải được tạo kết cấu như là chi tiết rời rạc. Tốt hơn là, cần chỉ thị 110 được làm cân bằng qua điểm chốt xoay sao cho thiết bị 110 có thể được sử dụng để xác định áp lực nội nhãn của mắt 102 ở góc bất kỳ. Có nghĩa là, thiết bị 110 có thể được sử dụng, ví dụ, ở người bệnh đang ngồi, hoặc nằm ngửa.

Điều này đạt được nhờ việc bố trí chi tiết đối trọng 121, mà chi tiết này xoay quanh điểm chốt xoay, mà theo phương án được thể hiện trên Fig.1 bao gồm chốt bản lề 134. Theo phương án được thể hiện trên Fig.1, cần chỉ thị 110, bộ phận đẩy đàn hồi 118, và chi tiết đối trọng 121 được tạo ra liền khối thành một bộ phận. Theo các phương án khác, các chi tiết này có thể được lắp ráp từ các chi tiết rời.

Bộ phận đẩy đàn hồi 118 có đầu thứ hai 136 có thể được cố định ở vị trí bên trong vỏ 104. Ngoài ra, vị trí của đầu thứ hai 136 có thể điều chỉnh được. Việc điều chỉnh cho phép của đầu thứ hai của bộ phận đẩy đàn hồi 118 so với vỏ 104 cho phép sự hiệu chỉnh của lực được áp lên cần chỉ thị 110 nhờ bộ phận đẩy đàn hồi 118.

Trên Fig.2, vị trí của đầu thứ hai 136 của bộ phận đẩy đàn hồi 118 có thể điều chỉnh dọc theo thanh răng tuyến tính 138. Thanh răng tuyến tính 138 bao gồm nhiều răng 140 để tạo thuận lợi cho sự điều chỉnh vị trí của bộ phận đẩy đàn hồi 118. Theo cách này, lực đẩy đàn hồi có thể được điều chỉnh để thích hợp với các điều kiện thường thấy.

Các biện pháp thay đổi việc đẩy đàn hồi là thay đổi độ dài của bộ phận đẩy đàn hồi 118. Một trong các biện pháp này có thể là núm xoay (không được thể hiện trên các hình vẽ) mà có thể được điều chỉnh để làm dài ra hoặc rút ngắn bộ phận đẩy đàn hồi 118. Do dụng cụ đo 114, thường có không gian cố định mà từ đó áp lực nội nhãn mà có thể được đọc bởi người vận hành, việc điều chỉnh độ dài của bộ phận đẩy đàn hồi 118 có thể kéo dài một cách hiệu quả phạm vi của dụng cụ đo 114. Ví dụ, ở độ dài cụ thể, bộ phận đẩy đàn hồi 118 có thể đẩy cần chỉ thị 110 để cung cấp phạm vi đọc kết quả trong khoảng từ 10 đến 25 mmHg, trong khi rút ngắn bộ phận đẩy đàn hồi 118 có thể cho phép phạm vi đọc kết quả thứ hai trong khoảng từ 25 đến 40 mmHg. Hơn nữa việc điều chỉnh độ dài, và kéo theo là độ cứng, của bộ phận đẩy đàn hồi 118, còn có thể cung cấp các phạm vi đo trên dụng cụ đo 114.

Tham chiếu đến các hình vẽ Fig.3 và Fig.4, thiết bị 300 theo phương án khác của sáng chế để xác định áp lực nội nhãn của mắt 102 được thể hiện. Fig.3 thể hiện hình dạng

bề ngoài của thiết bị 300 bao gồm vỏ 304, phần dạng ống 319 đóng vai trò là dụng cụ dẫn hướng cho trụ đẩy 306 (không được thể hiện trên Fig.4). Phần đầu trụ 308 nhô ra qua giá đỡ 320, giá đỡ 320 và bề mặt tiếp xúc 328 của phần đầu trụ 308 lõm để gần với hình giác mạc.

Fig.4 là hình vẽ mặt cắt ngang thể hiện cơ cấu bên trong của thiết bị 300 mà về cơ bản là tương tự với thiết bị được mô tả dựa trên Fig.1 và Fig.2. Tuy nhiên, trong thiết bị 300, cơ cấu bên trong được đảo ngược một cách hiệu quả sao cho cần chỉ thị 310 chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt 102 của bệnh nhân trên dụng cụ đo 114 ở phía đầu thiết bị nằm ở vị trí gần hoặc sát với mắt 102. Việc đảo ngược này bao gồm việc đặt chi tiết đối trọng 321 ở đầu xa của thiết bị 300 sao cho cần chỉ thị 310 hướng về phía mắt 102. Kết cấu khác này tạo điều kiện cho người vận hành thiết bị 300 dễ dàng đọc kết quả trên dụng cụ đo 314. Trụ đẩy 306 còn được nối hoạt động với cần chỉ thị 310 và được đẩy về phía vị trí được mở rộng bằng bộ phận đẩy đàn hồi 318.

Trong khi sử dụng, áp lực nội nhãn cao bên trong mắt 102 sẽ làm cho trụ đẩy 106, 306 co rút vào nhiều hơn bên trong vỏ 104, 304. Tức là, áp lực nội nhãn cao làm cho giác mạc gây ra phản lực lớn hơn trên phần đầu trụ 108, 308 để khắc phục lực đẩy được tạo ra bởi bộ phận đẩy đàn hồi 118, 318 để làm cho trụ đẩy 106, 306 co rút vào trong vỏ 104, 304. Về cơ bản là, sự co rút của trụ đẩy 104, 304 làm cho sự di chuyển nghịch đảo có biên độ tương ứng trong cần chỉ thị 110, 310 để chỉ báo trên dụng cụ đo 114, 314 rằng áp lực nội nhãn là CAO.

Trường hợp mà áp lực nội nhãn tới gần giá trị lớn nhất, trụ đẩy 106, 306 được co rút vào trong vỏ 104, 304 tới phạm vi mà phần đầu trụ 108, 308 về cơ bản nằm ngang bằng với giá đỡ 120, 320 mà qua đó phần đầu trụ 108, 308 nhô ra.

Mặt khác, áp lực nội nhãn thấp trong mắt 102 làm cho sự co rút vào của trụ đẩy 106, 306 ít hơn. Tức là, áp lực nội nhãn gây ra phản lực thấp hơn trên phần đầu trụ 108, 308 để khắc phục lực đẩy được tạo ra bởi bộ phận đẩy đàn hồi 118, 318 để làm cho trụ đẩy 106, 306 co rút vào trong vỏ 104, 305. Sự co rút nhỏ của trụ đẩy 106, 306 làm cho sự di chuyển nghịch đảo có biên độ ít hơn tương ứng trong cần chỉ thị 110, 310 để chỉ báo trên dụng cụ đo 114, 314 rằng áp lực nội nhãn là THẤP

Fig.5 thể hiện thiết bị 300 theo phương án khác được thể hiện trên Fig.3 và Fig.4 được đóng gói và sẵn sàng để sử dụng. Thiết bị được đóng gói bao gồm nắp bảo vệ 342.

Nắp bảo vệ 342 mở rộng qua phần đầu trụ 308 để bảo vệ phần đầu trụ không bị hư hại trong quá trình vận chuyển và bảo quản. Ngay khi sẵn sàng để sử dụng, nắp bảo vệ 324 có thể được kéo bật ra để tháo ra và cho phép đưa đầu 308 vào mắt 102.

Phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt cũng được đề xuất bằng cách sử dụng thiết bị như được mô tả dựa trên các hình vẽ từ Fig.1 đến Fig.5. Do kết cấu nhẹ và nhỏ gọn của thiết bị 100, 300, nên thiết bị được tạo kết cấu sao cho thiết bị có thể được vận hành chỉ bằng một tay.

Hơn nữa kết cấu nhẹ và nhỏ gọn của thiết bị 100, 300 làm cho có thể sản xuất nhãn áp kế theo sáng chế một cách hiệu quả về mặt chi phí, cho phép thiết bị 100, 300 được đưa ra dưới dạng thiết bị sử dụng riêng. Đặc tính dùng một lần của thiết bị 100, 300 có thuận lợi ở chỗ nó có thể được cung cấp ở dạng vô trùng để sử dụng hợp vệ sinh trong môi trường phòng khám.

Ưu điểm của thiết bị 100, 300 theo sáng chế là ở chỗ vận hành đơn giản ngay cả với những người vận hành chỉ được đào tạo ở mức tối thiểu cũng như ít xâm lấn. Thiết bị 100, 300 có thể được sử dụng ở góc độ bất kỳ, tức là, đối với người bệnh đang ngồi, hoặc nằm ngửa. Ngoài ra, thiết bị 100, 300 có thể được sử dụng hoặc là với tay trái hoặc là với tay phải.

Thiết bị sản xuất với chi phí không cao và cung cấp phạm vi đo áp lực nội nhãn nằm trong khoảng từ 10 mmHg đến 50 mmHg.

Trong khi sáng chế được mô tả cùng với số phương án được giới hạn, người có hiểu biết trong kỹ thuật tương ứng sẽ hiểu rằng sáng chế có thể có các phương án biến đổi, thay đổi và thay thế khác. Do đó, sáng chế được dự định bao gồm tất cả phương án biến đổi, thay đổi và thay thế đều có thể thuộc phạm vi của sáng chế như được mô tả.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Thiết bị (100, 300) dùng để xác định áp lực nội nhãn của mắt, bao gồm:

- (a) vỏ (104, 304);
- (b) trụ đẩy (106, 306) có thể di chuyển dọc trục bên trong vỏ, đầu thứ nhất của trụ đẩy có phần đầu trụ (108, 308) để tiếp xúc với mắt;
- (c) cần chỉ thị (110, 310) được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy;
- (d) dụng cụ đo (114, 314) để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt;
- (e) bộ phận đẩy đàn hồi (118, 318) để đẩy trụ đẩy về phía vị trí kéo dài trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo;

trong đó việc tác dụng áp lực vào mắt qua phần đầu trụ làm cho áp lực nội nhãn của mắt tạo ra phản lực trên phần đầu trụ làm cho trụ đẩy co rút vào vỏ để tạo ra chuyển động theo chiều ngược lại của cần chỉ thị về phía vị trí thứ hai nhờ đó chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt trên dụng cụ đo;

trong đó dụng cụ đo và cần chỉ thị của thiết bị đều được chứa bên trong vỏ;

trong đó cần chỉ thị xoay quanh điểm chốt xoay (134) trong mặt phẳng song song với trục dọc của vỏ;

trong đó cần chỉ thị được làm cân bằng qua điểm chốt xoay nhờ chi tiết đối trọng (121, 321), sao cho thiết bị có thể được sử dụng để xác định áp lực nội nhãn của mắt ở góc bất kỳ; và

khác biệt ở chỗ, bộ phận đẩy đàn hồi có đầu thứ nhất (130) được ghép nối với cần chỉ thị, và cần chỉ thị, bộ phận đẩy đàn hồi và chi tiết đối trọng được tạo liền khối thành một bộ phận duy nhất.

2. Thiết bị theo điểm 1, trong đó dụng cụ đo có thể được điều chỉnh bên trong vỏ trong khi lắp ráp để điều chỉnh khoảng đọc áp suất.

3. Thiết bị theo điểm 1 hoặc điểm 2, trong đó vỏ bao gồm cửa sổ trong suốt (115) để cho phép nhìn thấy dụng cụ đo.

4. Thiết bị theo điểm bất kỳ trong số các điểm nêu trên, trong đó vỏ bao gồm phần dạng ống (119, 319) tại một đầu mà qua đó phần đầu trụ nhô ra ở vị trí được mở rộng.
5. Thiết bị theo điểm 4, trong đó phần dạng ống bao gồm giá đỡ (120, 320) có lỗ mà qua đó phần đầu trụ nhô ra.
6. Thiết bị theo điểm 5, trong đó giá đỡ bao gồm bề mặt lõm (128, 328) mà về cơ bản chạy vuông góc với trục dọc của phần dạng ống.
7. Thiết bị theo điểm 5 hoặc điểm 6, trong đó giá đỡ là trong suốt để cho phép người vận hành dễ dàng xác định khi giá đỡ tiếp xúc với giác mạc của mắt.
8. Thiết bị theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 4 đến 7, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu gần, chi tiết đối trọng (321) được đặt ở đầu xa và cần chỉ thị (310) hướng về phía mắt.
9. Thiết bị theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 4 đến 7, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu xa, chi tiết đối trọng (121) được đặt ở đầu gần và cần chỉ thị (110) hướng về phía mắt.
10. Phương pháp xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm bước tác dụng áp lực vào mắt của người bệnh sử dụng thiết bị, thiết bị (100, 300) bao gồm:

(a) vỏ (104, 304);

(b) trụ đẩy (106, 306) có thể di chuyển dọc trục trong vỏ, đầu thứ nhất của trụ đẩy có phần đầu trụ (108, 308) để tiếp xúc với mắt;

(c) cần chỉ thị (110, 310) được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy;

(d) dụng cụ đo (114, 314) để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt;

(e) bộ phận đẩy đàn hồi (118, 318) để đẩy trụ đẩy về phía vị trí kéo dài trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo;

trong đó bước tác dụng áp lực vào mắt thông qua phần đầu trụ làm cho áp lực nội nhãn của mắt tạo ra phản lực trên phần đầu trụ làm cho trụ đẩy co rút vào vỏ để tạo ra chuyển động theo chiều ngược lại của cần chỉ thị về phía vị trí thứ hai nhờ đó chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt trên dụng cụ đo;

trong đó dụng cụ đo và cần chỉ thị của thiết bị đều được chứa trong vỏ;

trong đó cần chỉ thị xoay quanh điểm chốt xoay (134) trong mặt phẳng song song với trục dọc của vỏ;

trong đó cần chỉ thị được làm cân bằng quanh điểm chốt xoay nhờ chi tiết đối trọng (121, 321), sao cho thiết bị có thể được sử dụng để xác định áp lực nội nhãn của mắt ở góc bất kỳ; và

khác biệt ở chỗ, bộ phận đẩy đàn hồi có đầu thứ nhất (130) được ghép nối với cần chỉ thị, và cần chỉ thị, bộ phận đẩy đàn hồi và đối trọng được tạo liên khối với nhau thành một bộ phận duy nhất.

11. Phương pháp theo điểm 10, trong đó dụng cụ đo có thể được điều chỉnh trong vỏ trong khi lắp ráp để điều chỉnh khoảng đọc áp suất.
12. Phương pháp theo điểm 10 hoặc điểm 11, trong đó vỏ bao gồm cửa sổ trong suốt (115) để cho phép nhìn thấy dụng cụ đo.
13. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 10 đến 12, trong đó vỏ bao gồm phần dạng ống (119, 319) tại một đầu mà qua đó phần đầu trụ nhô ra ở vị trí được mở rộng.
14. Phương pháp theo điểm 13, trong đó phần dạng ống bao gồm giá đỡ (120, 320) có lỗ mà qua đó phần đầu trụ nhô ra.
15. Phương pháp theo điểm 14, trong đó giá đỡ bao gồm bề mặt lõm (128, 328) mà về cơ bản chạy vuông góc với trục dọc của phần dạng ống.
16. Phương pháp theo điểm 14 hoặc điểm 15, trong đó giá đỡ là trong suốt để cho phép người vận hành dễ dàng xác định khi giá đỡ tiếp xúc với giác mạc của mắt.
17. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 13 đến 16, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu gần, chi tiết đối trọng (321) được định vị ở đầu xa và cần chỉ thị (310) hướng về phía mắt.
18. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 13 đến 16, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu xa, chi tiết đối trọng (121) được định vị ở đầu gần và cần chỉ thị (110) hướng về phía mắt.
19. Phương pháp sản xuất thiết bị (100, 300) dùng để xác định áp lực nội nhãn của mắt bao gồm:

bước lắp ráp trong vỏ (104, 304) trụ đẩy (106, 306) có thể di chuyển dọc trục, đầu thứ nhất của trụ đẩy bao gồm phần đầu trụ (108, 308) để tiếp xúc với mắt, cần chỉ thị (110, 310) được nối hoạt động với đầu thứ hai của trụ đẩy, dụng cụ đo (114, 314) để chỉ báo áp lực nội nhãn của mắt, và bộ phận đẩy đàn hồi (118, 318) để đẩy trụ đẩy về phía vị trí được mở rộng trong đó phần đầu trụ nhô ra ngoài vỏ và cần chỉ thị được đẩy về phía vị trí thứ nhất trên dụng cụ đo; và

trong đó dụng cụ đo và cần chỉ thị của thiết bị đều được chứa trong vỏ;

trong đó cần chỉ thị xoay quanh điểm chốt xoay (134) trong mặt phẳng song song với trục dọc của vỏ;

trong đó cần chỉ thị được làm cân bằng quanh điểm chốt xoay nhờ chi tiết đối trọng (121, 321), sao cho thiết bị có thể được sử dụng để xác định áp lực nội nhãn của mắt ở góc bất kỳ; và

khác biệt ở chỗ bộ phận đẩy đàn hồi có đầu thứ nhất (130) được ghép nối với cần chỉ thị, và cần chỉ thị, bộ phận đẩy đàn hồi và đối trọng được tạo liên khối với nhau thành một bộ phận duy nhất.

20. Phương pháp theo điểm 19, trong đó dụng cụ đo có thể được điều chỉnh trong vỏ trong khi lắp ráp để điều chỉnh khoảng đọc áp suất.

21. Phương pháp theo điểm 19 hoặc điểm 20, trong đó vỏ bao gồm cửa sổ trong suốt (115) để cho phép nhìn thấy dụng cụ đo.

22. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 19 đến 21, trong đó vỏ bao gồm phần dạng ống (119, 319) tại một đầu mà qua đó phần đầu trụ nhô ra ở vị trí được mở rộng.

23. Phương pháp theo điểm 22, trong đó phần dạng ống bao gồm giá đỡ (120, 320) có lỗ mà qua đó phần đầu trụ nhô ra.

24. Phương pháp theo điểm 23, trong đó giá đỡ bao gồm bề mặt lõm (128, 328) mà về cơ bản chạy vuông góc với trục dọc của phần dạng ống.

25. Phương pháp theo điểm 23 hoặc điểm 24, trong đó giá đỡ là trong suốt để cho phép người vận hành dễ dàng xác định khi giá đỡ tiếp xúc với giác mạc của mắt.

26. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 22 đến 25, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu gần, chi tiết đối trọng (321) được định vị ở đầu xa và cần chỉ thị (310) hướng về phía mắt.

27. Phương pháp theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 13 đến 16, trong đó cửa sổ trong suốt được đặt ở đầu xa, chi tiết đối trọng (121) được định vị ở đầu gần và cần chỉ thị (110) hướng về phía mắt.

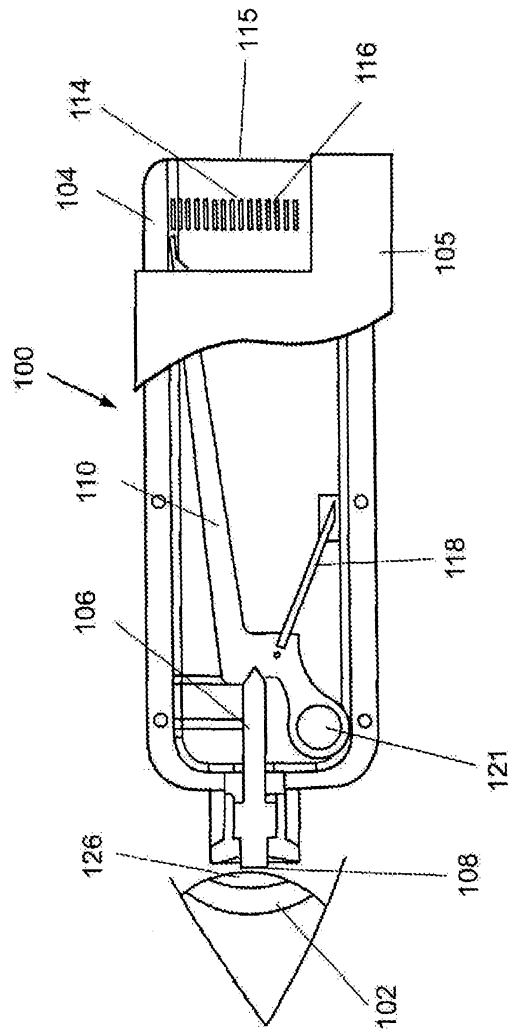


Fig.1

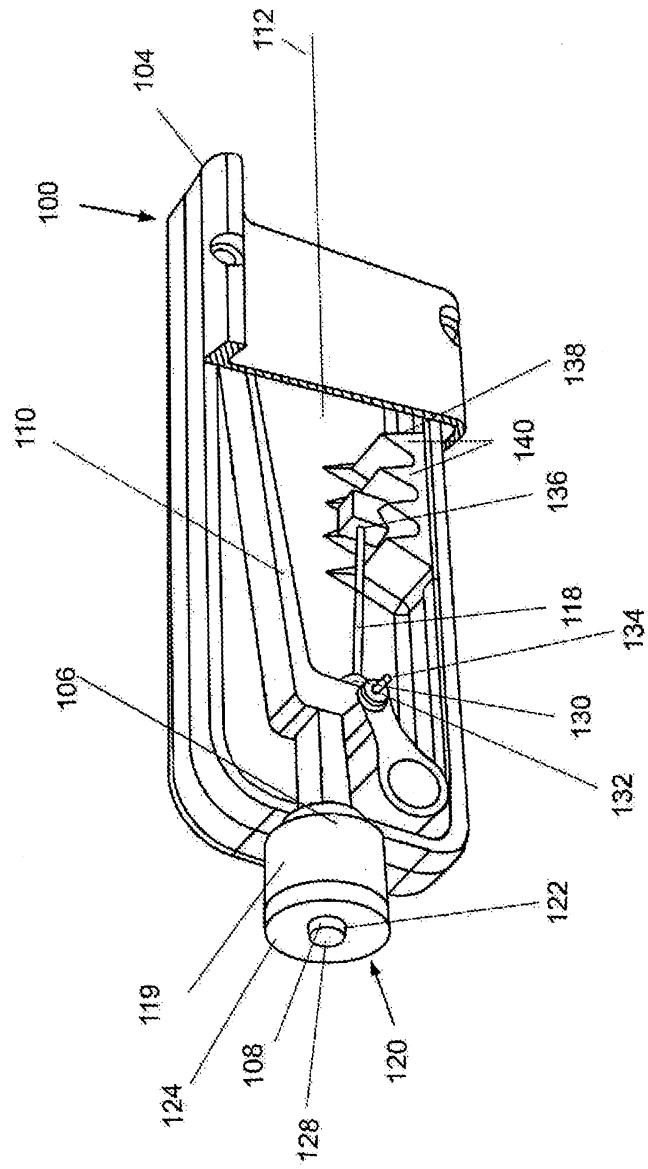
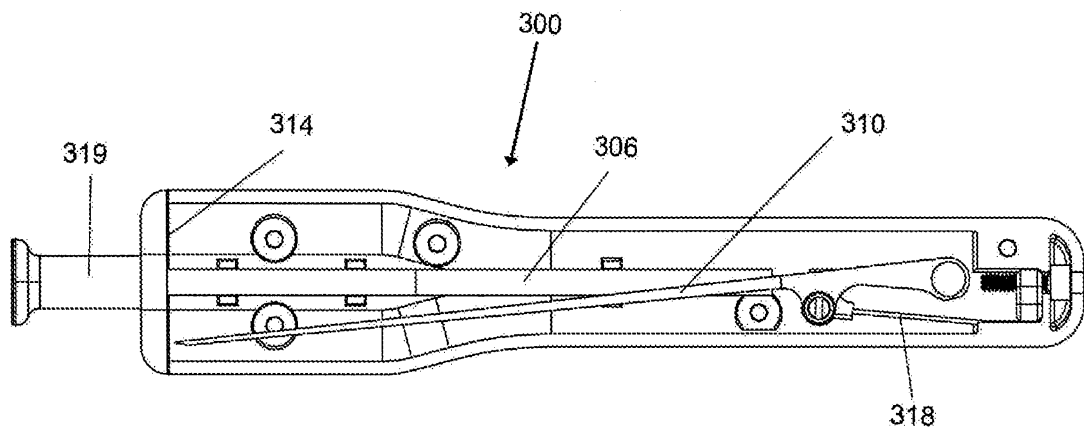
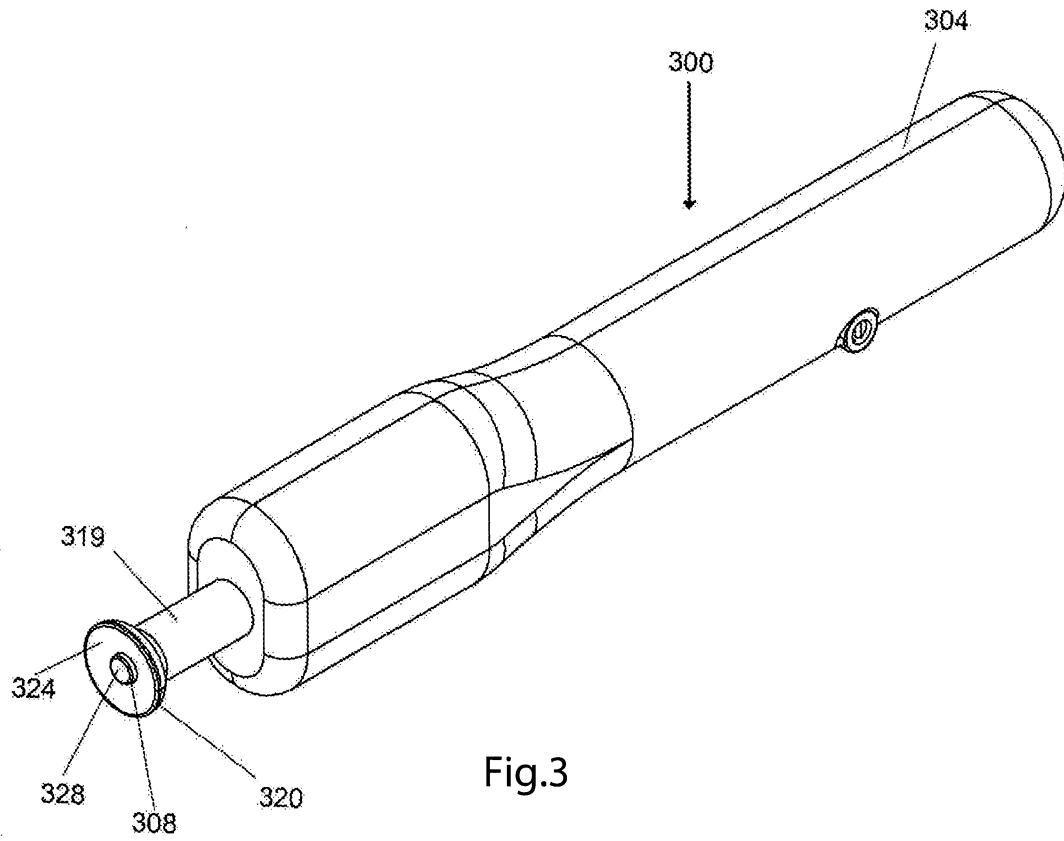


Fig.2



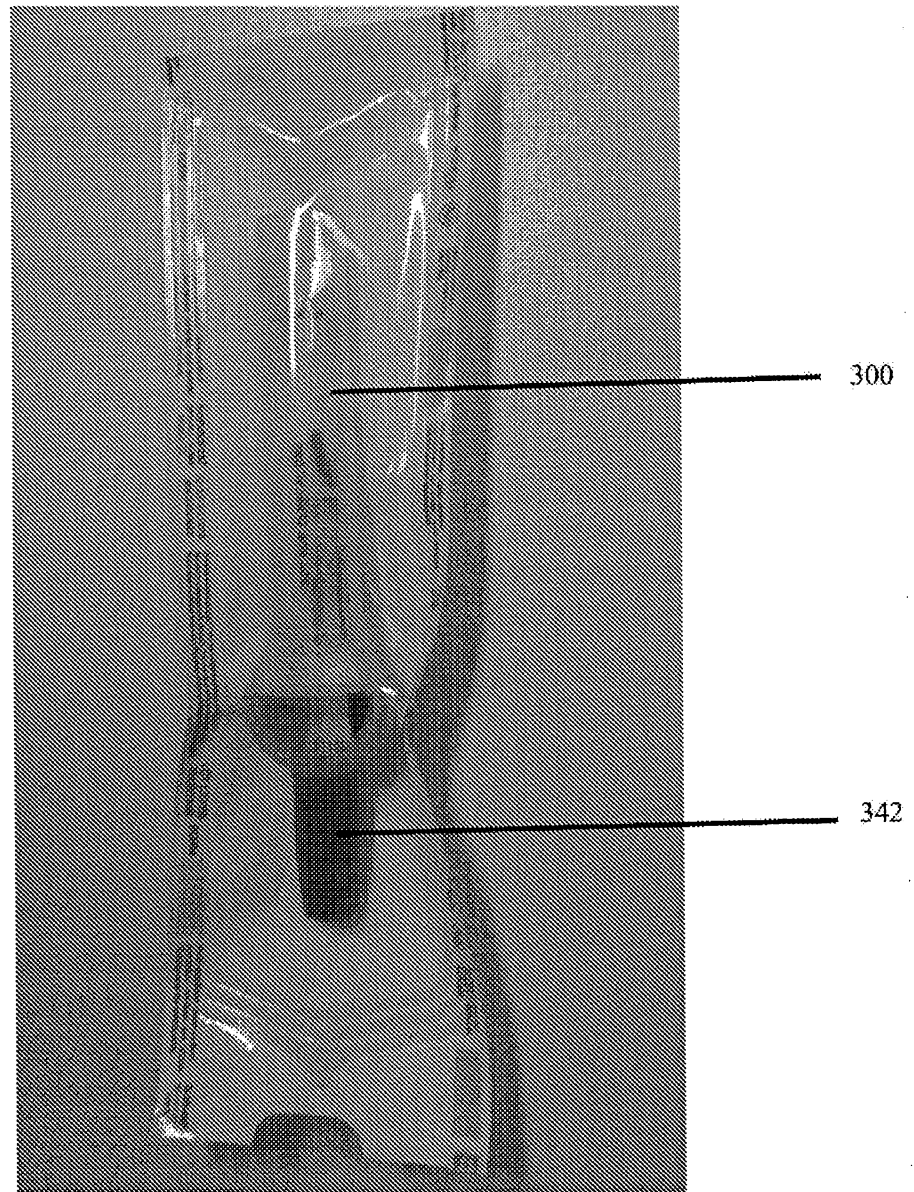


Fig.5