



República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(11) PI 0823009-9 B1



(22) Data do Depósito: 25/08/2008

(45) Data de Concessão: 30/07/2019

(54) Título: PROCESSO PARA ACOPLAMENTO DE UMA UNIDADE DE INTERFACE MECÂNICA DE UM DISPOSITIVO A LASER, E, APARELHO PARA CORTAR UMA PARTE DO TECIDO DE UM OLHO

(51) Int.Cl.: A61F 9/009.

(73) Titular(es): WAVELIGHT GMBH.

(72) Inventor(es): OLAF KITTELMANN; JING LI; GERHARD ROBL; KLAUS VOGLER; BERND ZERL; THOMAS DEISINGER.

(57) Resumo: PROCESSO PARA ACOPLAMENTO DE UMA UNIDADE DE INTERFACE MECÂNICA DE UM DISPOSITIVO A LASER, E, APARELHO PARA CORTAR UMA PARTE DO TECIDO DE UM OLHO De acordo com uma forma de realização exemplar, um método para acoplar uma unidade de interface mecânica (34) a uma unidade de anel de sucção (16), que é mantida sobre um olho por força de sucção, compreende uma etapa de trazer a unidade de interface relativamente mais próxima à unidade de anel de sucção em uma direção axial, para dentro de uma primeira posição relativa predeterminada dos dois componentes que é, preferivelmente, detectada por sensores adequados. Quando a primeira posição relativa é alcançada, a evacuação de uma câmara de sucção (42), formada entre a unidade de interface, a unidade de anel de sucção e a superfície do olho, é iniciada, a pressão negativa, produzida na câmara de sucção, estabelecendo um contato entre a superfície do olho e uma placa de achatamento (40), mantida sobre a unidade de interface, ou aumentando o tamanho de uma região de contato existente. A sucção do olho sobre a placa de achatamento evita que o olho seja submetido à tensões compressivas e de cisalhamento, tais como àquelas que são frequentemente inevitáveis quando a placa (...).

“PROCESSO PARA ACOPLAMENTO DE UMA UNIDADE DE INTERFACE MECÂNICA DE UM DISPOSITIVO A LASER, E, APARELHO PARA CORTAR UMA PARTE DO TECIDO DE UM OLHO”

A invenção é envolvida geralmente com o estabelecimento de um acoplamento mecânico entre um tecido biológico e um dispositivo a laser, cuja radiação laser é utilizada para fins de tratamento do tecido. Em particular, a invenção diz respeito ao acoplamento de um dispositivo a laser em um olho, em particular um olho humano, a fim de introduzir uma ou mais incisões dentro do olho com a radiação laser.

Para uma ação alvejada da radiação laser, uma localização precisa do foco de feixe relativa ao tecido a ser tratado é indispensável. Em particular, para a geração de incisões no tecido, frequentemente é realizado muito esforço para um foco de feixe relativamente pequeno, a fim de manter a espessura da incisão pequena. O posicionamento do foco de feixe então também tem que ser correspondentemente preciso. Isto aplica-se, em particular, quanto à introdução de incisões dentro do tecido ocular, tais como ocorrem, por exemplo, dentro do escopo da chamada fs LASIK. LASIK significa laser in-situ em ceratomileuse e designa uma técnica para tratar defeitos de visão, em que primeiramente um disco de cobertura (em círculos de especialista normalmente designado como um retalho) é cortado para fora da região anterior da córnea, que em parte ainda permanece conectado à córnea de modo que possa ser dobrado à parte para uma subsequente ablação de tecido corneano subjacente por meio de radiação laser. Após implementação da ablação (remoção de tecido), o retalho é dobrado de volta e uma cura relativamente rápida ocorre, com a superfície corneana amplamente ílesa.

Para a introdução do retalho, uma técnica anteriormente comum usa uma plaina mecânica (microceratoma) que corta dentro da córnea, a partir da lateral, com uma lâmina de corte oscilando rapidamente. O

trabalho também procedeu por algum tempo em sistemas que permitem a geração de um retalho por meio de radiação laser focalizada com durações de pulso dentro da faixa de fentossegundos. Por isso o nome fentossegundo LASIK ou fs LASIK. A radiação neste caso é focalizada abaixo da superfície anterior da córnea, no interior do tecido, e os pontos focais são posicionados na superfície desejada de um tal modo que, como resultado, um retalho é cortado para fora da córnea.

Porém, incisões de tecido no olho são necessárias não apenas em fs LASIK, porém também em outras indicações, por exemplo, em ceratoplastia (por exemplo, ceratoplastia lamelar anterior ou posterior, ceratoplastia de penetração em enxertos corneanos), em extração de fs lenticula para fins de correção de refração, no corte de segmentos de anel interconeano para fins de estabilização de ceratocone e protrusão da córnea (por exemplo, para a inserção de intactos, isto é, pequenos segmentos de anel implantados para estabilização biomecânica da córnea), em incisões de catarata, em incisões de presbiopia nas lentes de cristalino, em incrustação intraestromática, em ceratotomia para astigmatismos, em remoção corneana e similares.

No estado da arte é sabido (vide por exemplo US 5.549.632, WO 03/002008 A1), no caso de dispositivos de laser de olho, imprimir uma lente de achatamento paralela plana sobre a córnea. Como resultado da impressão da lente de achatamento, o olho é deformado e conforma-se bidimensionalmente com o lado inferior da lente de achatamento faceando em direção ao olho. O foco de feixe da radiação laser é referenciado na direção-z, em relação à lente de achatamento (a direção-z nesta conexão significa a direção longitudinal do feixe). Em virtude do contato do olho contra a lente de achatamento, há uma fixada referência-z entre o olho e a lente, permitindo um preciso posicionamento-z do foco de feixe em regiões arbitrárias na córnea ou em outras estruturas de tecido profundas dentro do olho.

Junto das lentes de achatamento paralelas planas, as lentes (ou geralmente vidros de contato) também tornaram-se conhecidas no estado da arte, tendo superfícies, esférica e asfericamente ou de outro modo curvadas, que igualmente possibilitam um referenciamento-z. Em virtude do desenho
5 côncavo do lado inferior da lente faceando em direção ao olho, a deformação do olho no curso de montagem da lente pode ser reduzida. Isto é vantajoso na medida em que a pressão intra-ocular não aumenta tanto quanto no caso de uma lente de achatamento impressa tendo um lado inferior plano. Entretanto, as superfícies da lente curvada prejudicam a focalizabilidade da radiação
10 laser.

A fim de manter o olho do paciente em uma distância fixada pela óptica de focalização do dispositivo a laser, no estado da arte é feito uso, como regra, de anéis de sucção que são aspirados sobre a esclera do olho por meio de vácuo parcial e circundam a córnea na forma de um anel. Ou a lente
15 de achatamento neste caso é integrada dentro do anel de sucção – como mostrado, por exemplo, na Fig. 4C da US 5.549.632 acima mencionada – ou a lente de achatamento é parte de um componente separado que é acoplado com o anel de sucção; vide, por exemplo, a Fig. 7 do WO 03/002008 A1, onde a lente de achatamento é permanentemente encaixada a um corpo cônico, cuja
20 região de sua base de cone é construída para acoplar-se à óptica de focalização de um dispositivo a laser, e sua extremidade estreita de cone pode ser trazida em firme acoplamento com o anel de sucção, por meio de um fórceps de compressão separado.

O projeto estrutural tripartido de acordo com o WO 03/002008
25 A1 – com um anel de sucção, um fórceps de compressão e um corpo cônico contendo a lente de achatamento - permite uma orientação mutuamente independente da óptica de tratamento do dispositivo a laser e do olho do paciente diretamente próximos entre si. O anel de sucção neste caso já está assentado no olho, enquanto o cone já está ajustado à óptica de tratamento.

Uma vez a óptica de tratamento e o olho do paciente tenham sido trazidos entre si o suficiente, o fórceps de compressão, que estabelece o acoplamento mecânico entre o cone e o anel de sucção, entra em operação.

É facilmente compreensível que a fixação mecânica do olho, em relação à óptica de tratamento por meio do fórceps de compressão, é uma fase crítica da preparação cirúrgica. As forças compressivas e forças de cisalhamento agindo neste processo não devem resultar em danos ao olho do paciente ou realizar um aumento excessivo e possivelmente perigoso da pressão intra-ocular como um resultado de impreciso posicionamento dos componentes mecânicos envolvidos relativos entre si. Se uma pressão intra-ocular aumentada ocorrer durante um período relativamente longo sob certas circunstâncias, isto pode resultar em perda do nervo óptico. Mesmo se for possível posicionar a óptica mais ou menos precisamente por meio de um joystick, o cone é, contudo, rigidamente conectado à óptica, em razão de o contato mecânico finalmente realizado com o olho e o nivelamento do olho associado permanecerem rígidos. As forças exercidas sobre o olho nesta conexão – especificamente, tanto as forças surgindo durante o procedimento de acoplamento como as forças atuando após o achatamento ocorrido – são dificilmente previsíveis e podem ser diferentes de paciente para paciente.

No total, para numerosas soluções conhecidas no estado da arte, é característico que uma lente de achatamento – ou, expresso mais genericamente, um vidro de contato, não importa de qual formato – seja impressa sobre o olho no curso do acoplamento do olho à óptica de tratamento, especificamente, tão fortemente que o olho conforma-se ao vidro de contato na região requerida para o seguinte tratamento. Esta impressão do vidro de contato sobre o olho é normalmente associada com ondas de pressão que podem ser sentidas, sendo desagradáveis ao paciente. O olho é pressionado no processo e sob certas circunstâncias pode sofrer avaria, particularmente devido à tensão, as forças compressivas e de cisalhamento

surgindo não podem ser precisamente definidas antecipadamente.

O objetivo da invenção é possibilitar um acoplamento mais ponderado de um tecido do corpo, em particular, um olho, em um dispositivo a laser.

5 Para fins de alcançar este objetivo, de acordo com um aspecto de um processo, é provido para acoplamento uma unidade de interface mecânica de um dispositivo a laser para um componente de estabilização retido em um tecido biológico por força de sucção, o processo compreendendo as seguintes etapas:

- 10 - aproximação relativa da unidade de interface com o componente de estabilização quanto a uma primeira posição relativa,
- na primeira posição relativa, evacuação de uma câmara de sucção formada entre a unidade de interface, o componente de estabilização e a superfície do tecido, em ordem, para desse modo estabelecer um contato
- 15 entre o tecido e uma superfície de contato do tecido da unidade de interface, ou para ampliar uma região de contato existente.

No caso da solução de acordo com a invenção, a unidade de interface e o componente de estabilização são primeiramente aproximados entre si até alcançarem uma predeterminada primeira posição relativa. Esta

20 aproximação relativa pode ser efetuada, por exemplo, por meio de dispositivo de acionamento motorizado ou manualmente. Logo que a primeira posição relativa tenha sido alcançada, a evacuação começa de uma câmara de sucção, que é formada entre a unidade de interface e o componente de estabilização, porém que é também, em parte, ligada pela superfície do tecido. A evacuação

25 da câmara de sucção, consequentemente, garante uma aspiração mútua da unidade de interface e do componente de estabilização, mantendo estes entre si. Porém o vácuo parcial também atua em partes da superfície do tecido. De acordo com a invenção, este é utilizado a fim de sugar o tecido contra uma superfície de contato do tecido formada pela unidade de interface, de modo

que uma conformação bidimensional do tecido com a superfície de contato do tecido ocorra lá. Na primeira posição relativa da unidade de interface e do componente de estabilização, em uma configuração da invenção, já não há qualquer contato entre o tecido e a superfície de contato do tecido, antes da
5 evacuação da câmara de sucção ser iniciada. De acordo com uma configuração alternativa, um tal contato já pode existir, o qual, entretanto, é significativamente ampliado pela evacuação da câmara de sucção. A geometria da unidade de interface e do componente de estabilização, bem como a intensidade do vácuo parcial gerado na câmara de sucção, são de modo que, após a evacuação ter ocorrido, o tecido dirija-se contra a superfície
10 de contato do tecido em uma região que é pelo menos tão grande quanto a extensão da região de tratamento pretendida, porém no início da evacuação é ainda significativamente menor do que esta região de tratamento.

Em particular, a evacuação da câmara de sucção realiza uma
15 ampliação da região de contato entre o tecido e a superfície de contato do tecido para pelo menos uma e meia vezes, preferencialmente, para pelo menos o dobro, e mais preferencialmente para um múltiplo. No caso de uma região de contato, aproximadamente conformada em disco circular, entre o tecido e a superfície de contato do tecido— tal como normalmente ocorre, por exemplo,
20 no caso de um olho — a evacuação da câmara de sucção deve realizar uma ampliação de diâmetro da região de contato de pelo menos 30 %, preferencialmente, de pelo menos 50 %, ainda mais preferivelmente, de pelo menos 70 %, e muitíssimo preferivelmente, de pelo menos 90 %.

Como bem definido pelas soluções conhecidas no campo da
25 oftalmologia de cirurgia de laser, a invenção não se baseia somente no nivelamento ou em outra conformação do tecido a ser tratado por impressão de um elemento de contato sobre o tecido, porém de preferência, na geração de um efeito de sucção sobre as partes da superfície do tecido em questão, pelo qual o tecido é sugado contra a superfície de contato do tecido. Este

modo de ação fundamentalmente diferente permite ondas de pressão e fenômenos de compressão, tais como são inevitáveis no caso de impressão total de um elemento de contato, serem evitados ou – desde que um certo contato de pequena área entre a superfície de contato do tecido e o tecido já estejam presentes no início da evacuação – pelo menos serem muito reduzidos. Não surgem forças incontroladas (nem mesmo temporariamente), ou pelo menos surgem somente a uma extensão extremamente insignificante. Devido à força de sucção, que é capaz de ser ajustada de maneira definida e reproduzível, via a intensidade do vácuo parcial, agir verticalmente afastando-se da superfície do tecido, nenhuma força de cisalhamento lateral surge, o que no olho poderia facilmente resultar em casos de avaria para o epitélio.

Uma outra vantagem da solução de acordo com a invenção consiste no desacoplamento livre de problema da unidade de interface pelo componente de estabilização, no caso de complicações ou no caso de uma reação de pânico do paciente. Por aeração da câmara de sucção, o acoplamento entre a unidade de interface e o componente de estabilização e, portanto, entre o tecido e o dispositivo a laser, pode ser realizado instantaneamente, isto é, sem demora.

No caso de tratamentos oculares, a pressão interna do olho é somente aumentada ligeiramente, se absolutamente, pela aspiração da córnea sobre a superfície de contato da unidade de interface. Isto permite o paciente sentir a operação sendo mais agradável.

De acordo com um outro desenvolvimento da invenção, a aproximação relativa da unidade de interface com o componente de estabilização pode ser efetuada em uma direção ao longo, a qual uma outra aproximação relativa da unidade de interface e do componente de estabilização, além da primeira posição relativa, é possível, em particular, até um estado de impacto recíproco. Isto significa que a primeira aproximação relativa da unidade de interface e do componente de estabilização é parada,

mesmo antes dos dois terem sido maximamente aproximados entre si. Na primeira posição relativa, em uma possível forma de realização, um certo espaçamento entre a unidade de interface e o componente de estabilização, na direção do movimento de aproximação, pode, portanto, estar presente. Em

5 virtude da subsequente evacuação da câmara de sucção, este espaçamento pode diminuir, isto é, de uma tal maneira que a evacuação da câmara de sucção realiza um movimento relativo, na unidade de interface e no componente de estabilização, para dentro de uma segunda posição relativa, em que eles são muito mais aproximados entre si do que na primeira posição

10 relativa. Deve ser observado que esta outra aproximação relativa da unidade de interface e do componente de estabilização, além da primeira posição relativa, é realizada somente pelo vácuo parcial prevalecendo na câmara de sucção e não por uma aplicação de força motorizada ou manual externa à unidade de interface e/ou ao componente de estabilização. Em particular, o

15 vácuo parcial na câmara de sucção realiza uma atração recíproca da unidade de interface e do componente de estabilização dentro de uma posição parada, em que outra aproximação não é por mais tempo possível.

O trajeto de movimento relativo da unidade de interface e do componente de estabilização, entre as primeira e segunda posições relativas, é

20 conveniente e comparativamente pequeno e, preferencialmente, não atinge mais do que 1 mm. Em particular, em virtude da evacuação da câmara de sucção, uma outra aproximação é realizada da unidade de interface e do componente de estabilização por, nitidamente, menos do que um milímetro, por exemplo, por somente dois ou três décimos de milímetro. Em cada caso é

25 aconselhável que uma proporção da ampliação da região de contato entre o tecido e a superfície de contato do tecido, que é para ser atribuída à aproximação relativa da unidade de interface e do componente de estabilização da primeira para dentro da segunda posição relativa, seja pequena, em particular, insignificamente pequena, em comparação com

uma proporção a ser atribuída com a aspiração do tecido sobre a superfície de contato do tecido. De outro modo expresso, a mera aproximação da unidade de interface e do componente de estabilização dentro da segunda posição relativa, não deve garantir por si mesma um aumento significativo na região de contato entre o tecido e a superfície de contato do tecido. Isto pode ser garantido, por exemplo, pelo trajeto de movimento entre as primeira e segunda posições relativas atingindo somente uma fração de um milímetro.

A invenção é adequada, em particular, para uma sequência de processo automatizado, em que pelo menos partes do procedimento de acoplamento procedem de maneira automática. Por exemplo, o alcance da primeira posição relativa pode ser detectado por meio de sensores, e a evacuação da câmara de sucção pode ser realizada automaticamente, em particular, de maneira controlada por programa, em resposta à detecção da primeira posição relativa. Alternativamente ou além disso, a aproximação relativa da unidade de interface com o componente de estabilização pode ser realizada por atuação de um dispositivo de acionamento motorizado, e a operação do dispositivo de acionamento pode ser parada automaticamente, em particular, de maneira controlada por programa, em resposta a uma detecção sensorial da primeira posição relativa.

De acordo com um outro aspecto da invenção, com vistas a alcançar o objetivo citado na introdução, um aparelho é provido para cortar uma parte de tecido de um olho por meio de radiação laser focalizado, este aparelho sendo adequado, em particular, para implementar o processo do tipo elucidado acima e compreendendo os seguintes elementos.

- uma unidade de anel de sucção para ser colocada sobre o olho, com um eixo geométrico de anel,

- uma unidade de interface mecânica, que é separada da unidade de anel de sucção e capaz de mover-se ao longo do eixo geométrico do anel em contato de acoplamento com o último, com um vidro de contato

para conformar a superfície do olho,

- meios de bombeamento, para evacuar uma primeira câmara de sucção ligada entre a unidade de anel de sucção, a unidade de interface e a superfície do olho,

5 - sensores para detectar uma predeterminada primeira posição relativa axial da unidade de interface e da unidade de anel de sucção,

 - um dispositivo de controle, em particular um dispositivo de controle controlado por programa, conectado aos sensores e aos meios de bombeamento que foram instalados para realizar uma evacuação na primeira
10 câmara de sucção, em resposta à detecção da primeira posição relativa dos sensores, em particular, para assim estabelecer um contato entre o olho e uma superfície de contato de conformação do vidro de contato, ou para ampliar uma região de contato existente.

 Por meio de vidro de contato aqui, qualquer elemento de
15 contato transparente é para ser entendido que serve para contato de conformação da superfície do olho. A palavra “vidro” não é para ser entendida como uma referência a um material de vidro particular do vidro de contato; em vez disso, é unicamente destinada a tornar clara a transparência quanto à radiação laser. Mesmo se em muitos casos, na prática, um material
20 de vidro puder encontrar aplicação para o vidro de contato, é justamente quando concebível para manufaturar o vidro de contato de um material de plástico. Em uma forma de realização preferida, o vidro de contato é construído como uma lente de achatamento paralela plana, possuindo uma superfície de lente plana tanto em seu lado faceando em direção ao olho como
25 também em seu lado faceando afastando-se do olho. Dentro do escopo da invenção ele é, naturalmente, não excluído, em princípio, para construir o vidro de contato com lados principais que não são planos.

Os sensores podem incluir, por exemplo, um sensor de proximidade que, por exemplo, pode tomar a forma de um sensor de efeito de

Hall, um sensor óptico ou um comutador de palheta. É também concebível prover um sensor óptico no modo de uma barreira de luz, a fim de detectar o alcance da predeterminada primeira posição relativa da unidade de interface e da unidade de anel de sucção. Além disso, é concebível prover um sensor de
5 pressão ou sensor de força, que mede uma contrapressão do olho ou da unidade de anel de sucção, atuando sobre a unidade de interface. No caso de uma suspensão compensada por peso, da óptica de tratamento de um dispositivo a laser provendo a radiação laser, os sensores podem também incluir um comutador que comuta, no caso de um certo deslocamento da
10 óptica de uma posição normal, que dita óptica suporta quando a unidade de interface acoplada com a óptica incide sobre a superfície do olho ou sobre a unidade de anel de sucção e, deste modo, experimenta uma contrapressão.

A unidade de anel de sucção representa um exemplo de um componente de estabilização no sentido da invenção; ela estabiliza e fixa o
15 olho. Pode formar uma primeira superfície de selagem de perímetro total, na forma de um anel com o qual é capaz de ser aplicada sobre a superfície do olho para fins de selagem da primeira câmara de sucção, por meio do que a evacuação da primeira câmara de sucção realiza um contato do olho contra o vidro de contato em uma região que corresponde, aproximadamente, à área
20 circundada pela primeira superfície de selagem. Via o diâmetro ou o tamanho da seção transversal da região circundada pela primeira superfície de selagem, o tamanho da região de contato entre o olho e o vidro de contato pode ser estabelecido deste modo.

Em uma forma de realização preferida, a primeira superfície
25 de selagem separa a primeira câmara de sucção de uma segunda câmara de sucção, que está completamente ligada entre a unidade de anel de sucção e a superfície do olho, a qual não é conectada com a primeira câmara de sucção e que é capaz de ser evacuada independentemente da última. A segunda câmara de sucção serve para aspirar a unidade de anel de sucção sobre a esclera do

olho. Por exemplo, a primeira superfície de selagem pode ser formada sobre a borda interna de uma projeção anular da unidade de anel de sucção projetando-se em direção ao meio do anel e direcionada radial ou obliquamente em relação à radial, por exemplo, por uma selagem de anel encaixada em sua projeção anular.

No caso de uma unidade de anel de sucção montada apropriadamente sobre o olho na primeira posição relativa, a primeira câmara de sucção pode, antes de sua evacuação, limitar completamente o lado inferior do vidro de contato faceando em direção ao olho. Em uma tal forma de realização, na primeira posição relativa antes da evacuação da primeira câmara de sucção, o vidro de contato não tem contato com a superfície do olho. Como já elucidado em formas de realização alternativas, é possível que na primeira posição relativa um contato de área comparativamente pequeno já exista entre a superfície do olho e o vidro de contato.

A primeira câmara de sucção pode estender-se axialmente além do vidro de contato na direção afastando-se do olho.

A unidade de anel de sucção, preferencialmente, forma um funil de inserção que abre na direção axialmente afastada do olho, a unidade de interface exibe uma seção cônica para fins de inserção axial dentro do funil de inserção. A interação do funil de inserção e da seção cônica permite uma centragem precisa da unidade de interface, em relação à unidade de anel de sucção. Além disso, em virtude do funil de inserção, é obtido um comprimento total axial da unidade de anel de sucção, o que garante que as pestanas do olho não possam não-intencionalmente ficar entre a unidade de anel de sucção e a unidade de interface de maneira complicada.

O funil de inserção e a seção cônica convenientemente formam as segundas superfícies de selagem interagindo, para selagem da primeira câmara de sucção. Nesta conexão, o funil de inserção e/ou a seção cônica pode possuir um sulco de perímetro total, dentro do qual um anel de selagem

foi inserido. Alternativamente, um efeito de selagem pode ser obtido também sem um elemento de selagem separado, particularmente, se o funil de inserção e a seção cônica possuírem superfícies suficientemente lisas que entrem em contato entre si e, deste modo, possam selar a primeira câmara de sucção.

5 A unidade de interface pode incluir um suporte de vidro de contato, que é projetado para acoplar-se com a unidade de anel de sucção e que suporta o vidro de contato, bem como um adaptador, que é separado do suporte de vidro de contato e capaz de ser firmemente, porém intercambiavelmente, conectado ao último, e que é construído com estruturas de acoplamento, para acoplar-se à óptica de focalização de um dispositivo a laser provendo a radiação laser. A bipartição da unidade de interface, dentro de um suporte de vidro de contato e de um adaptador, é vantajosa, na medida em que após uma operação, a unidade de interface inteira não tem de ser recuperada ou mesmo lançada longe. Em vez disso, o adaptador pode
10 prontamente ser reutilizado onde apropriado após esterilização prévia. O suporte de vidro de contato com o vidro de contato pode, por outro lado, ser um artigo descartável. O suporte de vidro de contato e o adaptador podem, por exemplo, ser construídos com meio de rosca, que permite uma conexão de parafuso do suporte de vidro de contato e o adaptador. Para o suporte de vidro
15 de contato, pode ser feito uso de um corpo de luva cônico, por exemplo, a camisa de luva, que consiste de material sólido ou possui aberturas para fins de economizar peso.

A invenção será elucidada mais detalhadamente a seguir com base nos desenhos anexos. São representadas:

25 Figs. 1a-1e esquematicamente, fases consecutivas no curso do acoplamento e desacoplamento de uma unidade de interface para/de uma unidade de anel de sucção assentada em um olho, de acordo com uma forma de realização exemplar,

Fig. 2 de maneira muito esquematizada, uma forma

de realização exemplar de um dispositivo a laser para introduzir incisões dentro da córnea de um olho,

Fig. 3 uma seção longitudinal axial através de uma forma de realização exemplar, realisticamente mostrada, de uma unidade de interface e de uma unidade de anel de sucção em um estado de acoplamento,

Figs. 4a e 4b vistas em perspectivas da unidade de anel de sucção de acordo com a Fig. 3, em um exemplo em sua totalidade e em um exemplo semi cortada aberta, e

Fig. 5 um detalhe ampliado da Fig. 3.

Na forma de realização exemplar mostrada nas Figuras 1a-1e, o olho (humano) a ser tratado é indicado por 10. A córnea do olho 10 é mostrada em 12, enquanto a esclera é indicada por 14.

Uma ou mais incisões são para ser introduzidas dentro da córnea 12 do olho 10 por meio de radiação laser pulsado, com durações de pulso dentro da faixa de fentossegundos. A radiação laser necessária para isto é provida por uma fonte de laser, que não é representada por qualquer detalhe. Por exemplo, o comprimento de onda da radiação de tratamento emitida dentro do olho 10 situa-se na região de baixo infravermelho. Por exemplo, pode ser feito uso de um laser Yb irradiando a 1030 nm.

Antes de um início ser feito com o tratamento de laser do olho, o olho 10 primeiramente tem de ser acoplado ao dispositivo a laser equipado com a fonte de laser, a fim de ser capaz de posicionar o foco de feixe precisamente na córnea na direção-z. Para este fim, primeiramente, uma unidade de anel de sucção 16 é colocada sobre o olho 10 de uma maneira conhecida como tal e é fixada ao olho 10 por vácuo parcial. A unidade de anel de sucção 16 estabiliza e fixa o olho 10. Ela exibe uma parte inferior 18, formando o anel de sucção real 18, um funil de inserção 20 conectado à parte inferior 18 e produzido integralmente com o último, e também um eixo geométrico de anel 22. A parte inferior 18 forma duas superfícies de selagem

de perímetro total 24, 26, na forma de um anel, cada uma destinada para contato contra a esclera 14, que ligam entre si uma câmara de sucção de perímetro total 30 na forma de um anel, conectado a um canal de evacuação 28. As superfícies de selagem 24, 26, podem, por exemplo, cada uma ser formada por um elemento de selagem separado, encaixado à parte inferior 18. Para fins de formar a câmara de sucção 30, sobre o envoltório periférico interno da parte inferior 18 faceando em direção ao olho, um sulco anular correspondente – indicado por 32 – é formado. A câmara de sucção 30 é ligada exclusivamente entre a unidade de anel de sucção 16 e a esclera 14. Como resultado da evacuação da câmara de sucção 30, a unidade de anel de sucção 16 é firmemente fixada ao olho 10 por sucção. Para este fim, o canal de evacuação 28 é conectado a uma fonte de vácuo parcial, não representada por qualquer detalhe, na forma de uma bomba de evacuação.

Uma parte mecânica associada à unidade de anel de sucção 16, que é fixada no olho 10 de um tal modo, é uma unidade de interface, geralmente indicada por 34, que, de uma maneira não representada por qualquer detalhe, é capaz de ser firmemente, porém, liberadamente acoplada com a óptica de focalização do dispositivo a laser acima mencionado. A unidade de interface 34 é capaz de ser deslocada, juntamente com a óptica de focalização, em relação ao paciente e à unidade de anel de sucção 16 fixada a ele/ela ao longo de uma direção horizontal indicada por uma seta horizontal 36 e ao longo de uma direção vertical indicada por uma seta vertical 38. A capacidade para deslocamento da unidade de interface 34 pode ser realizada pelo menos parcialmente por meio motorizado, por exemplo, por meio de um acionador eletromotriz. Uma capacidade pelo menos parcialmente manual para movimento da unidade de interface 34, em relação à unidade de anel de sucção 16, é também concebível.

No total, a unidade de interface 34 é de desenho cônico, sendo formada em sua extremidade de cone mais larga (no topo das Figs. 1a-1e)

para acoplar-se com a óptica de focalização, e suportar em sua extremidade de cone mais estreita um vidro de contato 40 tomando a forma, no caso exemplar que é mostrado, de uma lente de achatamento paralela plana.

Em uma primeira fase do procedimento para acoplar o olho 10
5 ao dispositivo a laser, a unidade de interface 34 é movida em relação à unidade de anel de sucção 16, na direção da seta 36, para dentro de uma posição em que é localizada axialmente acima do funil de inserção 20, de modo que a unidade de interface 34 possa, subsequentemente, entrar no funil de inserção 20, ao ser axialmente abaixada. A fase da entrada da unidade de
10 interface 34 dentro do funil de inserção 20 da unidade de anel de sucção 16 é representada na Fig. 1b. No curso do abaixamento da unidade de interface 34, a lente de achatamento 40 aproxima-se do olho 10; ao mesmo tempo, o vão de ar radial, entre o funil de inserção 20 e a unidade de interface 34, torna-se menor. O envoltório periférico interno estendendo-se conicamente do funil de
15 inserção 20 e, o igualmente, envoltório periférico externo estendendo-se conicamente da unidade de interface 34, suportam ou formam, em cada caso, uma superfície de selagem. Estas superfícies de selagem interagindo entram em contato entre si no curso do outro procedimento de acoplamento e neste estado selam uma outra câmara de sucção 42. A outra câmara de sucção 42 é
20 formada entre a unidade de anel de sucção 16, a unidade de interface 34 e a superfície do olho 10. A superfície de selagem 26 serve como limite inferior da câmara de sucção 42 e, portanto, sela ambas câmaras de sucção 30, 42 ao mesmo tempo. Deve ser entendido que, alternativamente, uma outra superfície de selagem anular, separada da superfície de selagem 26, pode ser
25 formada sobre a unidade de anel de sucção 16, dita superfície de selagem anular servindo para selagem da câmara de sucção 42.

As superfícies de selagem que são eficazes entre a unidade de anel de sucção 16 e a unidade de interface 34 são, no caso exemplar que é mostrado, formadas por uma selagem de anel 44, encaixada ao funil de

inserção 20, e pela parte do envoltório periférico externo da unidade de interface 34, situada oposta a esta selagem de anel 44 no estado de penetração. Esta parte do envoltório periférico externo da unidade de interface 34 atuando como uma superfície de selagem é indicada por 46 na Fig. 1a. A selagem de anel 44 pode, por exemplo, ser uma selagem de borda ou um anel-O. Deve ser entendido que, alternativamente, uma tal selagem de anel pode ser provida sobre a unidade de interface 34. É, além disso, concebível ministrar com um elemento de selagem separado, desde que a superfície externa da unidade de interface 34 e a superfície interna do funil de inserção 20 sejam suficientemente lisas e venham a ser localizadas lado a lado entre si suficientemente próximas.

O abaixamento da unidade de interface 34, na direção da seta 38 (correspondendo à direção axial da unidade de anel de sucção 16), para em uma determinada posição axial relativa, em que a unidade de interface 34 ainda tem um certo espaçamento axial da unidade de anel de sucção 16 – isto é, ainda não penetrou o funil de inserção 20 na profundidade máxima. A parada do movimento de abaixamento é indicada esquematicamente na Fig. 1c por uma linha transversal 48. Na posição de parada da unidade de interface 34 há, por outro lado, ainda um vão radial entre o funil de inserção 20 e a unidade de interface 34; por outro lado, nenhum nivelamento significativo do olho pela placa de achatamento 40 já ocorreu. Por exemplo, o tamanho do vão de ar entre o funil de inserção 20 e a unidade de interface 34, quando a posição de parada é obtida, atinge a menos do que 0,5 mm, diretamente até não mais do que 0,1 mm.

No caso exemplar da Fig. 1c, que é mostrado na posição de parada da unidade de interface 34, não há absolutamente contato entre a placa de achatamento 40 e o olho 10; em vez disso, a placa de achatamento 40 é localizada em um curto espaçamento axial acima da córnea 12 do olho 10. Porém, alternativamente, na posição de parada pode haver também um

contato ligeiro entre a placa de achatamento 40 e o olho; a superfície da região de contato é então, naturalmente, consideravelmente menor do que a região de achatamento requerida para o tratamento posterior. Por exemplo, a região de nivelamento do olho que é realizado muito esforço pode exibir um diâmetro entre cerca de 10 mm e 11 mm. Na medida em que na posição de parada, de acordo com a Fig. 1c, um contato está absolutamente presente entre a placa de achatamento 40 e o olho 10, o diâmetro da região de contato, por outro lado, preferencialmente atingirá no máximo somente alguns milímetros, por exemplo, somente cerca de 2 mm ou 3 mm. Em cada caso um contato possivelmente existindo na posição de parada, entre a placa de achatamento 40 e o olho 10, é tão fraco que nenhum aumento significativo na pressão intra-ocular é realizado pelo contato.

A posição de parada da unidade de interface 40 é detectada, no caso exemplar que é mostrado, por um elemento sensor 50 arranjado sobre a unidade de anel de sucção 16, mais precisamente, sobre o funil de inserção 20, o qual pode ser, por exemplo, um sensor de efeito de Hall tomando a forma de um sensor de proximidade. O elemento sensor 50 é adequadamente posicionado, a fim de emitir um sinal apropriado quando a unidade de interface 34 atinge a posição de parada predeterminada.

Na posição de parada, a câmara de sucção 42 estende-se para dentro do vão anular ainda existente entre o funil de inserção 20 e a unidade de interface 34. O elemento de selagem 44 pode já estar em contato de selagem no envoltório da periferia externa da unidade de interface 34. Porém é também possível que na posição de parada não haja ainda completa selagem da câmara de sucção 42. Dependendo se um contato entre a placa de achatamento 40 e o olho 10 já estiver presente ou não na posição de parada, a câmara de sucção 42 estende-se completamente entre a placa de achatamento 40 e o olho 10, ou circunda a região de contato existente.

A câmara de sucção 42 é conectada a um outro canal de

evacuação 52, que, como o canal de evacuação 28, é formado sobre a unidade de anel de sucção 16 e também é capaz de ser conectado a uma bomba de evacuação (não representada por qualquer detalhe), servindo como fonte de vácuo parcial. Via os dois canais de evacuação 28, 52, as duas câmaras de sucção 30, 42, podem ser evacuadas independentemente entre si. Para este fim, duas bombas de evacuação separadas, capazes de ser acionadas independentemente entre si, podem ser providas. Alternativamente, é concebível prover uma única bomba de evacuação e suprir as duas câmaras de sucção 30, 42, individualmente com vácuo parcial por meio de dispositivo de válvula adequadamente controlável.

Partindo-se da posição de parada de acordo com a Fig. 1c, por meio da seguinte ação, a câmara de sucção 42 é evacuada. O vácuo parcial aumentando na câmara de sucção 42 realiza uma aspiração na superfície do olho sobre o lado inferior (faceando em direção ao olho) da placa de achatamento 40. Ao mesmo tempo, a unidade de interface 34 é puxada mais profundo para dentro do funil de inserção 20 da unidade de anel de sucção 16 pelo efeito de sucção, até finalmente alcançar uma posição de entrada maximamente profunda. Este outro abaixamento da unidade de interface 34 é realizado unicamente pelo efeito de sucção do vácuo parcial prevalecendo na câmara de sucção 42; nenhum suporte de força motorizada ou manual ocorre mais nesta fase do procedimento de acoplamento. A extensão deste outro movimento de abaixamento da unidade de interface 34 é comparativamente insignificante; por exemplo, devido à força de sucção, a unidade de interface 34 é sugada mais profundo para dentro do funil de inserção 20 por somente alguns décimos de um milímetro.

A intensidade do vácuo parcial gerado na câmara de sucção 42 é selecionada para ser suficientemente alta, a fim de nivelar o olho 10 na região desejada para o tratamento, isto é, para nivelá-lo por aspiração sobre a placa 40. No processo, o aumento de contato realizado pelo puxamento da

unidade de interface 40 para dentro do funil de inserção 20 é em cada caso pequeno e, preferivelmente, mesmo insignificante em comparação com a ampliação da região de contato realizada como uma consequência da aspiração da córnea. A fim de mencionar valores numéricos exemplares, neste modo um vácuo parcial entre 200 mm Hg e 600 mm Hg, por exemplo, pode ser gerado na câmara de sucção 42, preferencialmente entre 400 mm Hg e 500 mm Hg.

O estado nivelado, em que a câmara de sucção 42 é evacuada ao nível desejado, é mostrado na Fig. 1d. Neste estado, por emitir radiação laser acima, através da placa de achatamento 40, o tratamento desejado do olho 10 pode ser efetuado, por exemplo, na geração de um retalho dentro do escopo de um tratamento fs LASIK.

Deve haver problemas no estado de acordo com a Fig. 1d, possivelmente devido ao paciente reagir com pânico, um rápido desacoplamento da unidade de interface 34 da unidade de anel de sucção 16 pode ser obtido por aeração da câmara de sucção 42. Esta situação é representada na Fig. 1e. Uma seta direcionada para baixo 54 ilustra o desprendimento instantâneo do olho 10 da placa de achatamento 40. Por causa da ausência do efeito de sucção, a unidade de interface 34 pode então também escapar axialmente ascendente para fora do funil de inserção 20. Isto é ilustrado por uma seta direcionada para cima 56.

Em comparação com a Fig. 1e, na Fig. 1d o efeito de sucção exercido sobre a superfície do olho é ilustrado por uma seta para cima 58, direcionada para a placa de achatamento 40.

Em um processo como elucidado acima, é possível manter um aumento na pressão intra-ocular realizado pelo acoplamento da unidade de interface 34 com a unidade de anel de sucção 16, isto é, pelo nivelamento da córnea, não apenas pequeno, em termos absolutos, mas também pequeno em comparação com um aumento de pressão, como uma consequência da

aspiração da unidade de anel de sucção 16 sobre a esclera. A fim de fornecer um exemplo numérico, a fixação da unidade de anel de sucção 16 com o olho já pode realizar um aumento na pressão intra-ocular por cerca de 60 mm Hg a 100 mm Hg. Para comparação, pressões intra-oculares comuns do olho humano sem contato atingem, como regra, entre cerca de 15 mm Hg e 20 mm Hg. Se na posição de parada da unidade de interface 34, antes do início da evacuação da câmara de sucção 42, um contato já estiver presente entre o olho e a placa de achatamento 40, o aumento de pressão realizado no olho por este meio é preferencialmente menor do que 10 mm Hg. Um tal pequeno aumento na pressão pode prontamente ser garantido com um contato tendo um diâmetro de 2 mm a 3 mm. Em cada caso, um contato existindo na posição de parada, antes do início da evacuação, deve preferencialmente não resultar em um aumento de pressão por mais do que 20 mm Hg. Em virtude da evacuação subsequente da câmara de sucção 42 e da aspiração do olho sobre a placa de achatamento, um outro ligeiro aumento de pressão no olho pode ocorrer, o qual, entretanto, deve atingir, como regra, não mais do que aproximadamente 20 mm Hg, dependendo do vácuo parcial na câmara de sucção 42.

A Fig. 2 mostra esquematicamente componentes de um dispositivo a laser com o quais o processo descrito previamente, com base nas Figuras 1a-1e, pode ser implementado. Os componentes que são idênticos a, ou que atuam identicamente àqueles das Figuras 1a-1e são indicados neste caso por símbolos de referência idênticos. Com vistas a evitar repetição, é feita referência às observações precedentes relacionadas a estes componentes.

O dispositivo a laser, de acordo com a Fig. 2, inclui uma fonte de laser 60 para radiação laser pulsado com durações de pulso dentro da faixa de fentossegundos. O feixe de laser – indicado por 62 – emitido pela fonte de laser 60, alcança, via um dispositivo defletor (scanner) formado aqui por dois espelhos defletores controláveis 64, 66, um espelho desviador 68, do qual o feixe de laser 62 alcança a óptica de focalização 70. Da extremidade distal,

isto é, da extremidade próxima ao olho da óptica de focalização 70, a unidade de interface 34 é liberavelmente acoplada. Os espelhos defletores 64, 66, são cada um arranjados a fim de ser inclináveis e permitir uma deflexão do feixe de laser 62 em um plano x-y, que é normal à direção longitudinal do feixe (direção-z). Eles são controlados por um dispositivo de controle eletrônico 72, de acordo com um perfil de incisão fornecido pelo formato e posição da incisão desejada. O perfil de incisão é incluído em um programa de controle 74, que é salvo em uma memória 76, que pode ser acessado pelo dispositivo de controle 72. Para fins de recolocação-z do foco de feixe, a óptica de focalização 70 ou pelo menos uma lente contida ali pode ser ajustável na direção longitudinal do feixe, sob o controle do dispositivo de controle 72. Alternativamente, é possível arranjar uma lente, da óptica de expansão de feixe, não representada por qualquer detalhe na Fig. 2, arranjada entre a fonte de laser 60 e os espelhos defletores 64, 66, a fim de ser relocizável na direção longitudinal do feixe, em particular, uma lente divergindo do lado de entrada de tal óptica de expansão de feixe.

As ópticas de focalização 70 são suspensas de maneira compensada por peso em uma montagem 78. A montagem 78 é indicada na Fig. 2 de maneira muito esquemática, por dois traços verticais puxados do lado da óptica de focalização 70. A compensação de peso da óptica de focalização 70 é indicada esquematicamente por um contrapeso 80, que é conectado à óptica de focalização 70, via um arranjo de cabo/roldana 82 e que exerce uma contra-força sobre a óptica de focalização 70, compensando o peso de dita óptica de focalização. Um arranjo de cabo/roldana é, naturalmente, somente um exemplo da fixação de um contrapeso à óptica de focalização. Alternativamente, poderia ser feito uso de um sistema de alavanca, por exemplo. Outra possível configuração é mostrada na US 5.336.215, onde um sistema de molas é usado para fins de suspender ópticas de focalização.

As ópticas de focalização 70 são capazes de ser abaixadas, juntamente com a montagem 78, na direção vertical, para dentro do funil de inserção 20 da unidade de anel de sucção 16, assentada sobre o olho 10 por uma unidade de acionamento 84 motorizada, preferencialmente, eletromotriz, como indicado pela seta de direção 38. Neste caso, as ópticas de focalização 70 não são rigidamente conectadas com a montagem 78, porém possuem, em relação à montagem 78, uma certa capacidade para deslocamento ascendente, contrário à direção de abaixamento 38. Por causa da compensação de peso da óptica de focalização 70, um deslocamento da mesma em relação à montagem já é possível em virtude de uma extremamente pequena aplicação de força. O momento em que a placa de achatamento 40 entra em contato com o olho e experimenta uma contrapressão do olho, pode, portanto, já resultar em um deslocamento da óptica de focalização 70 em relação à montagem 78. Este deslocamento é detectado por meio de um comutador de limite 86 (alternativamente, por exemplo, um comutador de contra-força), que é encaixado de maneira estacionária em relação à montagem 78 e que provê seu sinal de comutação para o dispositivo de controle 72. A comutação do comutador de limite 86, consequentemente, indica ao dispositivo de controle 72 o alcance da posição relativa predeterminada, entre a unidade de interface 34 e a unidade de anel de sucção 16 (por exemplo, contato do funil de inserção 20 pela unidade de interface 34), em que o outro movimento de abaixamento motorizado da óptica de focalização 70 tem que ser parado. Portanto, quando o sinal de comutação é recebido do comutador de limite 86, o dispositivo de controle 72 controla a unidade de acionamento 84 no sentido de uma parada operacional. O prévio abaixamento da óptica de focalização 70 pela unidade de acionamento 84 pode também ser controlado pelo dispositivo de controle 72, de acordo com o programa de controle 74; alternativamente, é concebível que o operador inicialize o movimento de abaixamento manualmente por meio de um joystick conectado ao dispositivo de controle

72, em cujo caso quando a posição relativa predeterminada acima mencionada entre a unidade de interface 34 e a unidade de anel de sucção 16 é alcançada, o dispositivo de controle 72 cancela a precedência do joystick e para a operação da unidade de acionamento 84 automaticamente.

5 Por causa da presença do comutador de limite 86, neste caso, um sensor encaixado em 16 e/ou 34 componentes pode ser dispensado.

O dispositivo a laser, de acordo com a Fig. 2, além disso, inclui duas bombas de evacuação 88, 90, que, via linhas de tubos flexíveis adequados, são conectadas a um bocal de tubo 92 e 94, respectivamente, 10 formado sobre a unidade de anel de sucção 16. O canal de evacuação 28, de acordo com as Figs. 1a-1e, resulta para dentro do bocal de tubo 92; a bomba de evacuação 88, conseqüentemente, serve para evacuar a câmara de sucção 30. Por outro lado, o canal de evacuação 52 resulta para dentro do bocal de tubo 94, por causa de que a bomba de evacuação 90 serve para evacuar a 15 câmara de sucção 42 mostrada nas Figuras 1a-1e. No caso exemplar, de acordo com a Fig. 2 que está representada, pelo menos a bomba de evacuação 90 é capaz de ser controlada pelo dispositivo de controle 72, isto é, em resposta à comutação do comutador de limite 86. Isto significa que uma ligação automática da bomba 90 ocorreu logo que a unidade de interface 34 20 alcançou sua posição relativa predeterminada em relação à unidade de anel de sucção 16. A comutação do comutador de limite 86 pode incidentalmente ser disparada, não apenas por um deslocamento da óptica de focalização 70 como uma consequência de um contato com o olho, por exemplo, a contrapressão requerida para isto pode também ser gerada por uma selagem de anel (por 25 exemplo, selagem de borda) encaixada ao funil de inserção 20 ou à unidade de interface 34, por exemplo, pela selagem de anel 44 mostrada nas Figs. 1a-1e.

Dentro do escopo de uma operação totalmente automática do dispositivo a laser, a bomba de evacuação 88 pode também ser capaz de ser

controlada pelo dispositivo de controle 72. Porém é apenas quando concebível que pelo menos a firme fixação da unidade de anel de sucção 16 sobre o olho 10 por sucção, seja realizada por atuação manual da bomba de evacuação 88 pelo médico operante. Uma tal capacidade para ligar e desligar manualmente é, incidentalmente, também não excluída para a bomba 90. Particularmente no caso de complicações, pelo menos uma habilidade para desligar a bomba de evacuação 90 manualmente deve ser possível para o médico operante.

Em conexão com a elucidação da forma de realização exemplar mostrada nas Figs. 3-5, investigação será novamente feita com símbolos de referência idênticos àqueles usados previamente, na medida em que é uma questão de componentes que são idênticos, ou que agem identicamente àqueles das formas de realização exemplares precedentes. Para fins de diferenciação, entretanto, desta vez uma letra de casa inferior é anexada ao símbolo de referência em questão. A menos que de outro modo citado no seguinte, referência é feita ao que foi citado acima para uma elucidação dos componentes atuando idênticos ou identicamente acima mencionados.

Na forma de realização exemplar mostrada nas Figs. 3-5, a parte inferior 18a, da unidade de anel de sucção 16a, possui uma placa de selagem e separação conformada em arruela 96a projetando-se radialmente para o centro do anel, a qual em sua borda interna forma diretamente a superfície de selagem 26a ou suporta um anel de selagem formando a superfície de selagem 26a. A placa de selagem e separação 96a separa as duas câmaras de sucção 30a, 42a entre si. Pode ser percebido que a placa de achatamento 40a estende-se radialmente além da placa de selagem e separação 96a e que a câmara de sucção 42a estende-se para dentro da região entre a placa de achatamento 40a e a placa de selagem e separação 96a. No estado, de acordo com as Figuras 3 e 5, em que a unidade de interface 34a é apropriadamente acoplada à unidade de anel de sucção 16a, e a câmara de

sucção 42a é evacuada, o espaçamento axial entre o lado inferior da placa de achatamento 40a, faceando em direção ao olho, e o lado superior da placa de selagem e separação 96a, atinge, por exemplo, cerca de 0,7 mm. Para este espaçamento total, uma dimensão tem provado ser conveniente, que não deve ser menor do que 0,4 mm, a fim de evitar indesejáveis influências de pressão da placa de achatamento sobre o olho, porém, ao mesmo tempo nenhuma maior do que 1,2 mm, a fim de ser capaz de aspirar o olho sobre a placa de achatamento 40a em uma região suficientemente grande de contato e, desse modo, ser capaz de nivelá-la. Para fins de ilustração, o espaçamento axial citado é identificado por a na Fig. 5. Dependendo da configuração da placa de achatamento 40a (poderia também ser escalonada em vez de completamente plana), o espaçamento citado pode, pelo menos na região marginal da placa 40a, sob certas circunstâncias também ser pequeno, diretamente até 0,1 mm.

Como já elucidado, a evacuação da câmara de sucção 42a pode ter o resultado de que a unidade de interface 34a é sugada mais profundo para dentro do funil de inserção 20a da unidade de anel de sucção 16a por uma dimensão axial comparativamente pequena. No início da evacuação, o espaçamento a é, portanto, maior por esta dimensão do que no estado evacuado de acordo com as Figs. 3 e 5.

Pode ainda ser percebido na Fig. 5 que a câmara de sucção 42a estende-se lateralmente sobre o lado externo, depois da extremidade de cone inferior da unidade de interface 34a, na direção axialmente ascendente para dentro de uma região que é situada axialmente acima da placa de achatamento 40a. Este ponto axial é indicado por P na Fig. 5. Por outro lado do ponto P, isto é, na direção voltada para as larguras de maior abertura do funil de inserção 20a, há uma luva anular de perímetro total 100a moldada dentro do envoltório da periferia externa cônica da unidade de interface 34a, que serve para receber um elemento de selagem, não representado aqui por qualquer detalhe, que interage com a superfície interna do funil do funil de inserção

20a para fins de selagem da câmara de sucção 42a.

Na Fig. 3 pode ainda ser percebido que a unidade de interface 34a pode ser de construção bipartida e incluir uma luva cônica 102a retendo a placa de achatamento 40a, bem como um cone adaptador 104a, que é liberavelmente conectado à luva cônica 102a, por exemplo, por meio de uma conexão de parafuso, como indicado em 106a. Unicamente a luva cônica 102a entra no funil de inserção 20a; o cone adaptador 104a sempre permanece axialmente fora da unidade de anel de sucção 16a. No caso exemplar que é mostrado, a parede do cone adaptador 104a é penetrada por diversas aberturas 108a, a fim de economizar peso. A luva cônica 102a, por outro lado, toma a forma de um corpo de envoltório sólido. Na extremidade proximal, isto é, na extremidade remota do olho, o cone adaptador 104a é construído para acoplamento liberável (por exemplo, na forma de um acoplamento de grampo axial) com a óptica de focalização do dispositivo a laser. No caso exemplar que é mostrado, para este fim ele exhibe uma gola anular projetando-se radialmente 110a servindo como flange de grampeamento.

Deve ser entendido que, alternativamente, uma configuração de uma parte ou mesmo mais do que duas partes da unidade de interface é concebível.

Uma linha pontilhada por traços, 112a na Fig. 5, ilustra um formato de incisão exemplar, tal como pode ser feita na córnea do olho 10a por meio de pulsos de laser adequadamente controlados em espaço e tempo. Deve ser entendido que um grande número de outros formatos de incisão são possíveis, dependendo do tipo desejado de tratamento.

REIVINDICAÇÕES

1. Processo para acoplamento de uma unidade de interface mecânica (34) de um dispositivo a laser para uma unidade de anel de sucção (16) retido em um tecido ocular por força de sucção, em que a unidade de anel de sucção compreende um eixo de anel (22) e forma um funil de inserção que abre na direção axialmente afastada do olho, a unidade de interface (34) incluindo uma seção cônica para fins de inserção axial dentro do funil de inserção, compreendendo as etapas:

- aproximação relativa da unidade de interface (34) com a unidade de anel de sucção (16) quanto a uma primeira posição relativa, em que a unidade de interface (34) com sua seção cônica está inserida no funil de inserção da unidade de anel de sucção (16),

- evacuar uma câmara de sucção (42) formada entre a unidade de interface (34), a unidade de anel de sucção (16) e a superfície do tecido na primeira posição relativa, para desse modo estabelecer um contato entre o tecido e uma superfície de contato do tecido da unidade de interface (34), ou para ampliar uma região de contato existente,

caracterizado pelo fato de:

a evacuação da câmara de sucção (42) realizar um movimento relativo da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16) para dentro de uma segunda posição relativa, em que eles são muito mais aproximados do que na primeira posição relativa.

2. Processo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a evacuação da câmara de sucção (42) realizar uma ampliação da região de contato entre o tecido e a superfície de contato do tecido para pelo menos uma e meia vezes, preferencialmente, para pelo menos o dobro, em particular, para um múltiplo.

3. Processo de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de a região de contato entre o tecido e a superfície de

contato do tecido ser aproximadamente conformada em disco circular e a evacuação da câmara de sucção (42) realizar uma ampliação do diâmetro da região de contato de pelo menos 30 %, preferencialmente, de pelo menos 50 %, ainda mais preferencialmente, de pelo menos 70 %, e o mais preferencialmente, de pelo menos 90 %.

4. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de a aproximação relativa da unidade de interface (34) com a unidade de anel de sucção (16) ser efetuada em uma direção (38) ao longo, em que uma outra aproximação relativa da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16), além da primeira posição relativa, é possível, em particular, quanto a um estado de impacto recíproco.

5. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de o trajeto de movimento relativo da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16), entre as primeira e segunda posições relativas, atingir não mais do que 1 mm.

6. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de uma proporção da amplitude da região de contato, entre o tecido e a superfície de contato do tecido, ser atribuída à aproximação relativa da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16) da primeira para a segunda posição relativa, ser pequena, em particular, insignificamente pequena em comparação com uma proporção a ser atribuída à aspiração do tecido sobre a superfície de contato do tecido.

7. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de o alcance da primeira posição relativa ser detectado por meio de sensores, e a evacuação da câmara de sucção (42) ser realizada automaticamente, em particular, de maneira controlada por programa, em resposta à detecção da primeira posição relativa.

8. Processo de acordo com qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de a aproximação relativa da unidade de

interface (34) com a unidade de anel de sucção (16) ser realizada por atuação de um dispositivo de acionamento motorizado (84), e em que a operação do dispositivo de acionamento é parada automaticamente, em particular, de maneira controlada por programa, em resposta a uma detecção sensorial da primeira posição relativa.

9. Aparelho para cortar uma parte do tecido de um olho (10) por meio de radiação laser focalizado, em particular para fins de implementar o processo como definido em qualquer uma das reivindicações precedentes, caracterizado pelo fato de compreender:

- uma unidade de anel de sucção (16) para ser colocada sobre o olho e tendo um eixo de anel (22), em que a unidade de anel de sucção (16) forma um funil de inserção que abre em uma direção axial,

- uma unidade de interface mecânica (34), que é separada da unidade de anel de sucção e capaz de ser movida ao longo do eixo do anel em contato de acoplamento com o último e tendo um vidro de contato (40) para conformar a superfície do olho, em que a unidade de interface (34) compreende uma seção cônica para a inserção axial dentro do funil de inserção,

- meios de bombeamento (88, 90), para evacuar uma primeira câmara de sucção (42) ligada entre a unidade de anel de sucção (16), a unidade de interface (34) e a superfície do olho,

- sensores (50, 86), para detectar uma predeterminada primeira posição relativa axial da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16), em que a unidade de interface (34) com sua seção cônica é inserida na unidade de anel de sucção (16) na primeira posição relativa axial,

- um dispositivo de controle (72), conectado aos sensores e aos meios de bombeamento e adaptado para realizar uma evacuação da primeira câmara de sucção (42) em resposta à detecção da primeira posição relativa pelos sensores, para desse modo estabelecer um contato entre o olho e uma

superfície de contato de conformação do vidro de contato, ou para ampliar uma região de contato existente, em que a evacuação da primeira câmara de sucção (42) causa um movimento relativo da unidade de interface (34) e da unidade de anel de sucção (16) para dentro de uma segunda posição relativa em que eles são muito mais aproximados do que na primeira posição relativa.

10. Aparelho de acordo com a reivindicação 9, caracterizado pelo fato de a unidade de anel de sucção (16) formar uma primeira superfície de selagem de perímetro total (26) na forma de um anel, com o qual é capaz de ser aplicada à superfície do olho para fins de selagem da primeira câmara de sucção (42), por meio do que a evacuação da primeira câmara de sucção realiza um contato do olho contra o vidro de contato (40) em uma região que corresponde aproximadamente à área circundada pela primeira superfície de selagem.

11. Aparelho de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de a primeira superfície de selagem (26a) ser formada sobre a borda interna de um corpo de arruela (96a) formado sobre a unidade de anel de sucção (16a) e projetar-se em direção ao olho, que separa a primeira câmara de sucção (42a) de uma segunda câmara de sucção (30a) ligada completamente entre a unidade de anel de sucção (16) e a superfície do olho, que não é conectada à primeira câmara de sucção, e que é capaz de ser evacuada independentemente de dita primeira câmara de sucção.

12. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 11, caracterizado pelo fato de, no caso de uma unidade de anel de sucção (16) apropriadamente colocada sobre o olho na primeira posição relativa, a primeira câmara de sucção (42) limitar completamente, antes de sua evacuação, o lado inferior do vidro de contato (40) faceando em direção ao olho.

13. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 12, caracterizado pelo fato de a primeira câmara de sucção (42) estender-

se axialmente além do vidro de contato (40) na direção afastando-se do olho.

14. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 13, caracterizado pelo fato de o funil de inserção (20) e a seção cônica formarem segundas superfícies de selagem interagindo, para selagem da primeira câmara de sucção (42).

15. Aparelho de acordo com qualquer umas das reivindicações 9 a 14, caracterizado pelo fato de o funil de inserção (20) e/ou a seção cônica possuir uma luva de perímetro total (100a), dentro da qual um anel de selagem foi inserido.

16. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 15, caracterizado pelo fato de a unidade de interface (34a) incluir um suporte de vidro de contato (102a) designado para acoplamento mecânico com a unidade de anel de sucção (16a) e conter o vidro de contato (40a), bem como um adaptador (104a), que é separado do suporte de vidro de contato e capaz de ser firmemente, porém intercambiavelmente, conectado ao último e que é construído com estruturas de acoplamento (110a), para acoplar-se à óptica de focalização de um dispositivo a laser provendo a radiação laser.

17. Aparelho de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de o suporte de vidro de contato (102a) e o adaptador (104a) serem construídos com meio de rosca, o que permite uma conexão de parafuso do suporte de vidro de contato e o adaptador.

18. Aparelho de acordo com a reivindicação 16 ou 17, caracterizado pelo fato de o suporte de vidro de contato (102a) ser designado na forma de uma luva de cone.

19. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 18, caracterizado pelo fato de pelo menos o lado do vidro de contato (40) faceando em direção ao olho ser construído como uma superfície plana.

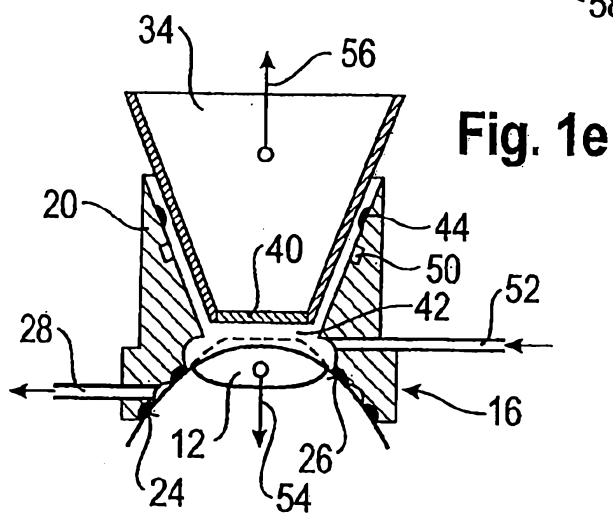
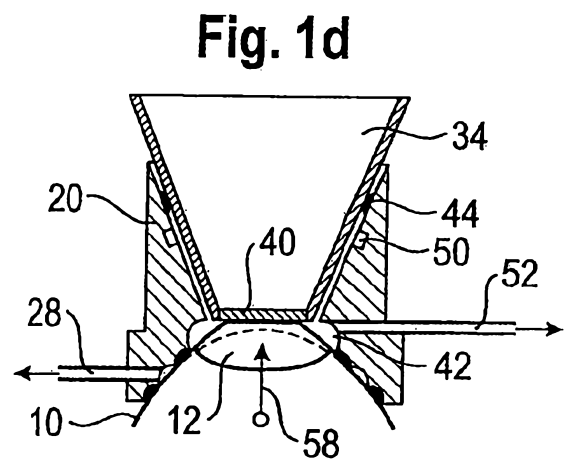
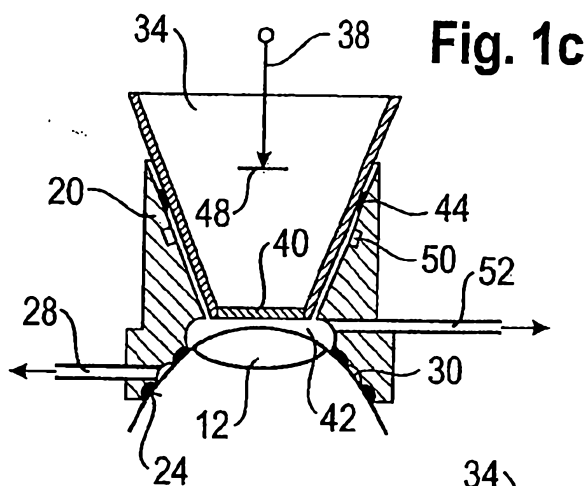
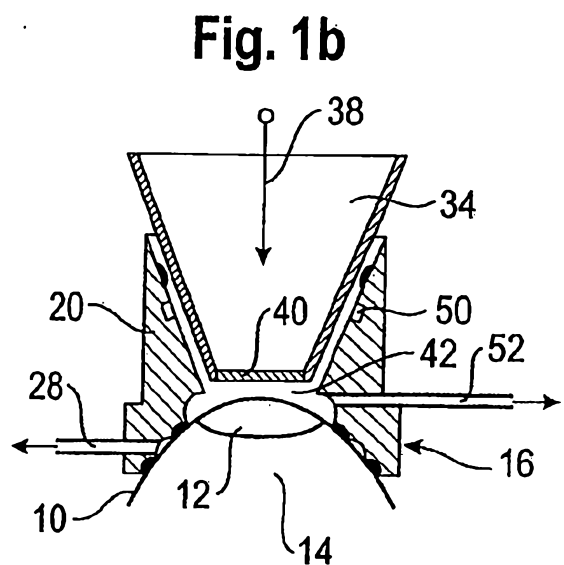
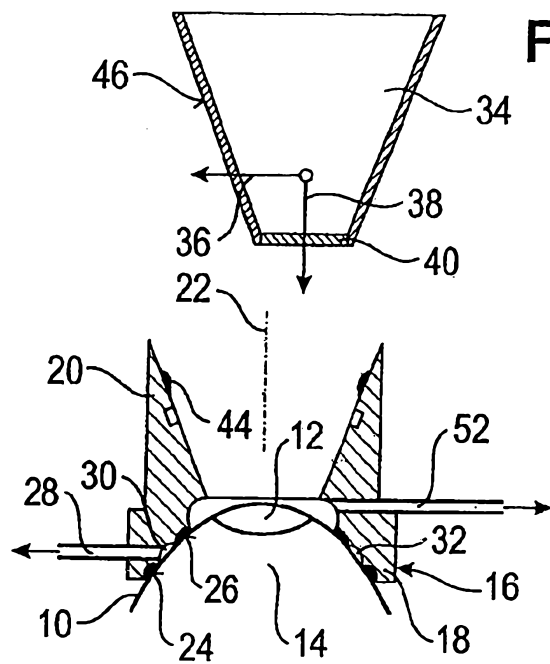


Fig. 2

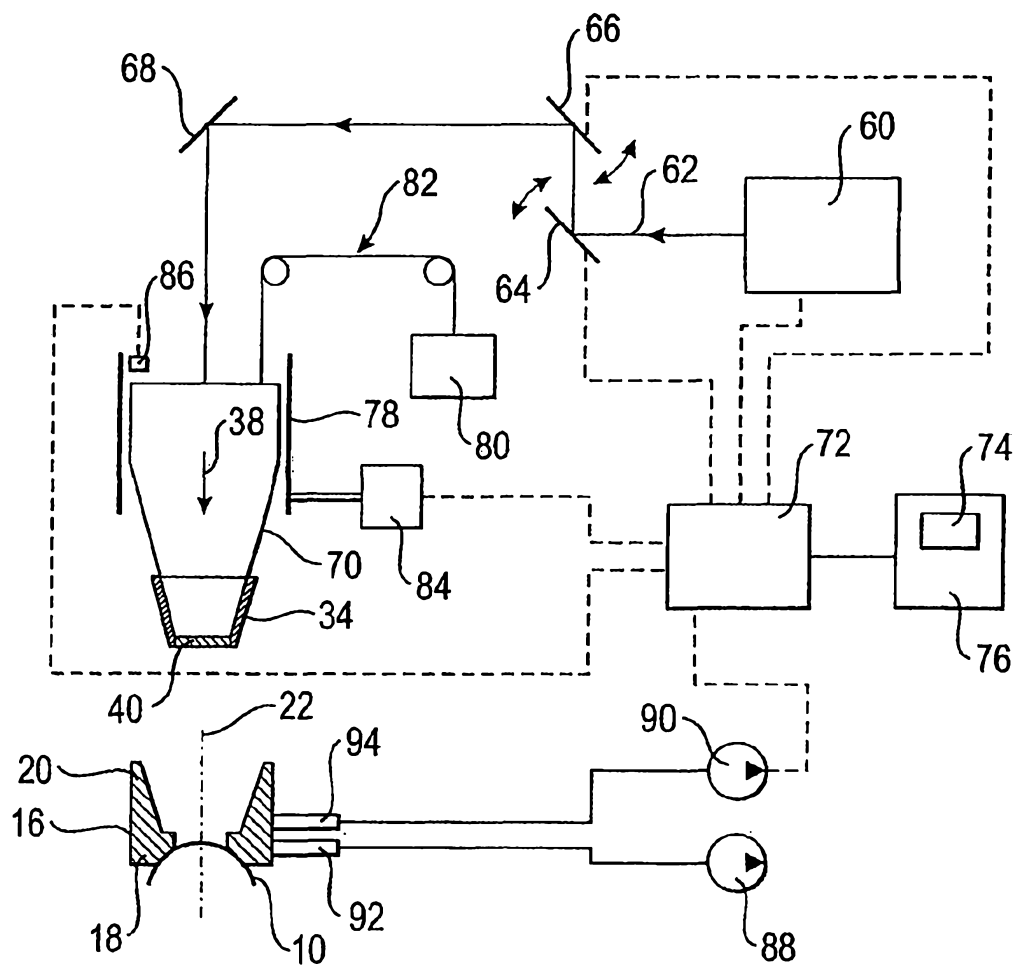
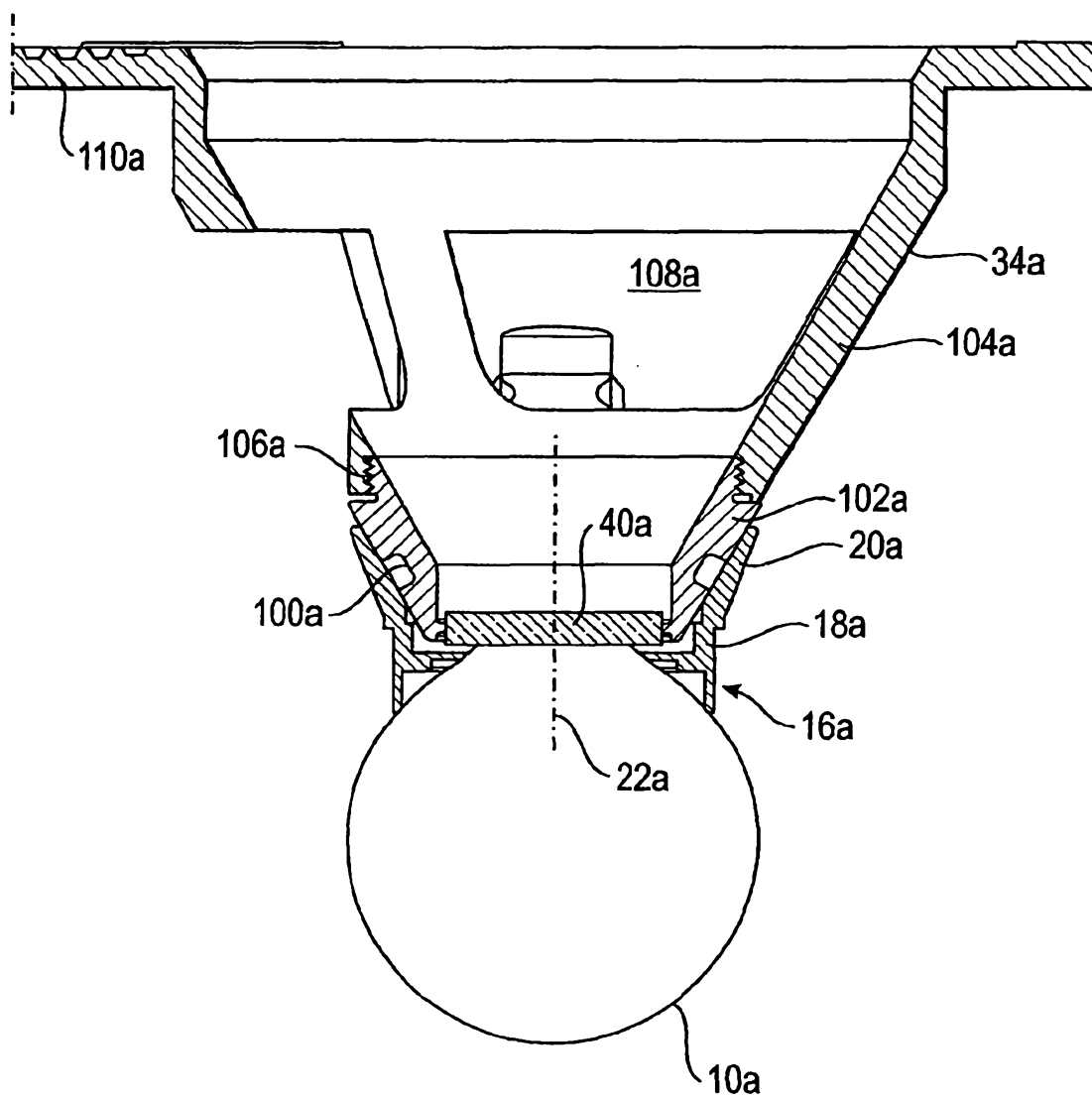


Fig. 3

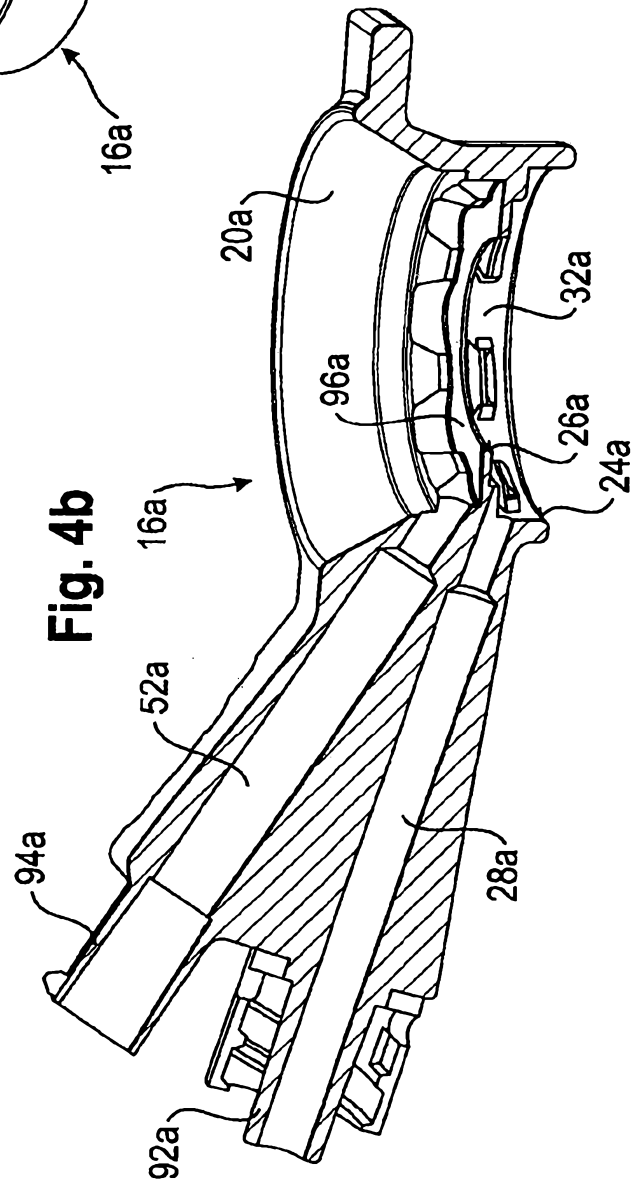
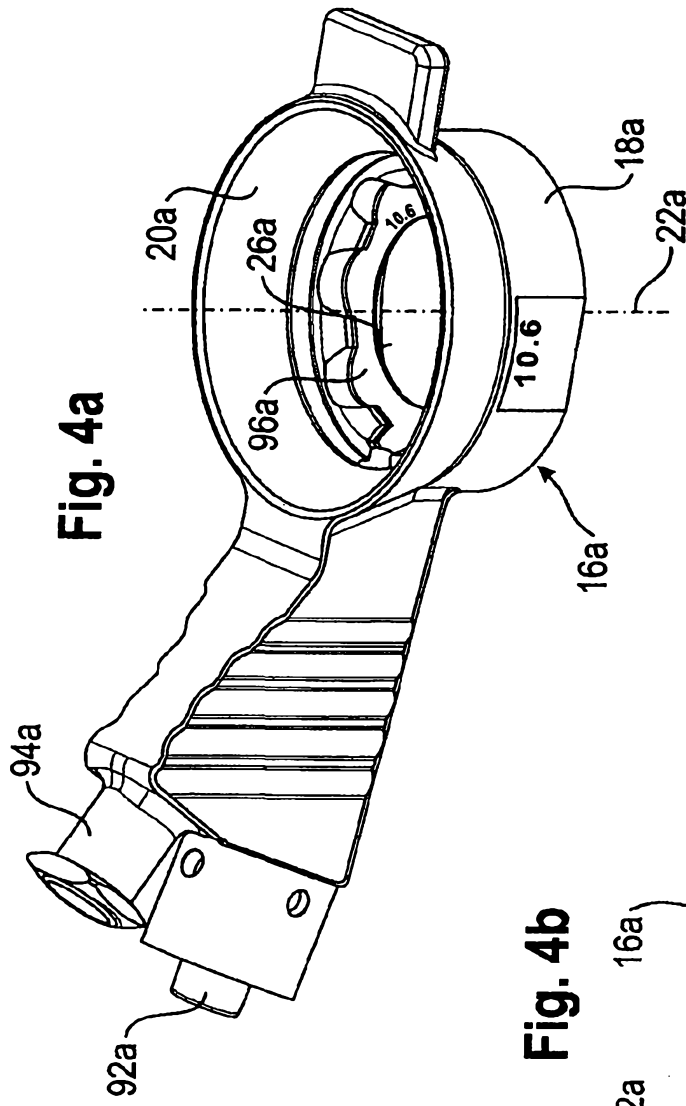


Fig. 5

