

(12) **FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO**

(22) Data de pedido: **2004.07.23**

(30) Prioridade(s): **2003.07.25 DE 10334110**

(43) Data de publicação do pedido: **2009.12.30**

(45) Data e BPI da concessão: **2017.10.25**  
**023/2018**

(73) Titular(es):

**CARL ZEISS MEDITEC AG**  
**GÖSCHWITZER STRASSE 51-52 07745 JENADE**

(72) Inventor(es):

**DIRK MÜHLHOFF** DE  
**MARIO GERLACH** DE  
**MARKUS STICKER** DE  
**CARSTEN LANG** DE  
**MARK BISCHOFF** DE

(74) Mandatário:

**FERNANDO ANTÓNIO FERREIRA MAGNO**  
**AV. 5 DE OUTUBRO, Nº 146, 7º ANDAR 1050-061 LISBOA PT**

(54) Epígrafe: **DISPOSITIVO E PROCESSO PARA FORMAÇÃO DE SUPERFÍCIES DE CORTE CURVAS NUM MATERIAL TRANSPARENTE**

(57) Resumo:

É DESCRITO UM PROCESSO PARA FORMAÇÃO DE SUPERFÍCIES DE CORTE CURVAS (9) NUM MATERIAL TRANSPARENTE, EM PARTICULAR, NA CÓRNEA (5) PELA GERAÇÃO DE ABERTURAS ÓTICAS (8) NO MATERIAL (5) POR MEIO DE RADIAÇÃO LASER (3) FOCADA NO MATERIAL (5), EM QUE O PONTO FOCAL (7) É AJUSTADO TRIDIMENSIONALMENTE, PARA FORMAR A SUPERFÍCIE DE CORTE (9) PELA JUSTAPOSIÇÃO DAS ABERTURAS ÓTICAS (8) E EM QUE O AJUSTAMENTO DO PONTO FOCAL (7) NUMA PRIMEIRA DIREÇÃO ESPACIAL (Z) É EXECUTADO POR UMA ÓTICA AJUSTÁVEL (6) E O PONTO (7) É CONDUZIDO DE TAL MODO QUE O MESMO SEGUIE AS LINHAS DE CONTORNO (17) DA SUPERFÍCIE DE CORTE (9) LOCALIZADAS NUM PLANO PERPENDICULAR EM RELAÇÃO À PRIMEIRA DIREÇÃO ESPACIAL (Z) RELATIVAMENTE ÀS DUAS DIREÇÕES ESPACIAIS RESTANTES (X, Y).

RESUMO**"Dispositivo e processo para formação de superfícies de corte curvas num material transparente"**

É descrito um processo para formação de superfícies de corte curvas (9) num material transparente, em particular, na córnea (5) pela geração de aberturas óticas (8) no material (5) por meio de radiação laser (3) focada no material (5), em que o ponto focal (7) é ajustado tridimensionalmente, para formar a superfície de corte (9) pela justaposição das aberturas óticas (8) e em que o ajustamento do ponto focal (7) numa primeira direção espacial (z) é executado por uma ótica ajustável (6) e o ponto focal (7) é conduzido de tal modo que o mesmo segue as linhas de contorno (17) da superfície de corte (9) localizadas num plano perpendicular em relação à primeira direção espacial (z) relativamente às duas direções espaciais restantes (x, y).

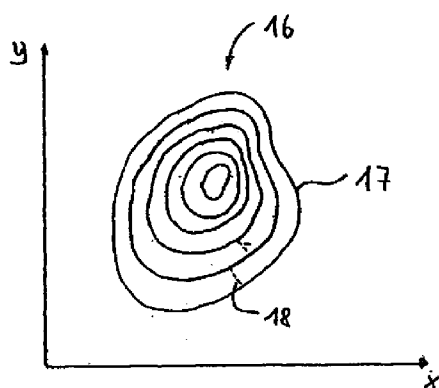


FIG.5

DESCRIÇÃO**"Dispositivo e processo para formação de superfícies de corte curvas num material transparente"**

É descrito um processo para a formação de superfícies de corte curvas num material transparente, em particular, na córnea, através da geração de aberturas óticas no material por meio de radiação laser focada no material, em que o ponto focal é ajustado tridimensionalmente, para formar a superfície de corte pela justaposição das aberturas óticas e em que o ajustamento do ponto focal numa primeira direção espacial é executado com velocidade máxima mais reduzida que nas duas direções espaciais restantes. O invento refere-se a um dispositivo para a formação de superfícies de corte curvas num material transparente, em particular na córnea, com uma fonte de radiação laser que foca a radiação laser no material e executa no mesmo as aberturas óticas, em que estão previstos uma unidade de exploração que ajusta tridimensionalmente o ponto focal e uma unidade de controlo que controla a unidade de exploração, para formar a superfície de corte pela justaposição das aberturas óticas no material e em que a unidade de exploração para ajustamento do ponto focal numa direção espacial apresenta uma ótica ajustável.

As superfícies de corte curvas num material transparente são geradas, em particular, nos processos cirúrgicos com laser e em particular através de cirurgias oftalmológicas. Neste caso, o tratamento por radiação laser no interior do tecido, ou seja focado por debaixo da superfície do tecido de tal modo que são formadas aberturas óticas no tecido.

No tecido decorrem vários processos consecutivamente no tempo, que são iniciados pela radiação laser. Se a densidade da potência da radiação ultrapassar um valor de limiar, é executada uma abertura ótica que gera uma bolha de plasma no material. Esta bolha de plasma cresce após a formação da abertura ótica através de gases que se dilatam. Se a abertura ótica não for mantida, então o gás gerado na bolha de plasma é absorvido no material circundante e a bolha volta a desaparecer. Esta operação é, no entanto, demora mais do que a formação da própria bolha. Se um plasma for gerado numa

superfície limite do material, que possivelmente pode estar também localizada numa estrutura de material, então tem lugar uma remoção de material da superfície limite. Então fala-se de uma foto-ablação. Uma bolha de plasma que separa camadas de material anteriormente ligadas, é então denominada por uma foto-disrupção. Para simplificar, todos estes processos são resumidos pelo termo abertura ótica, ou seja este termo inclui não apenas a própria abertura ótica, mas também os efeitos resultantes no material.

Para uma elevada precisão de um procedimento cirúrgico com laser é imprescindível garantir uma alta localização do efeito da radiação laser e eliminar os possíveis danos colaterais no tecido adjacente. É, portanto, habitual no estado da técnica utilizar a radiação laser por impulsos, de modo que o valor requerido para desencadear um limiar na abertura ótica para a densidade da potência apenas é ultrapassado nos impulsos individuais. Em US 5.984.916 é claramente mostrado em relação a isto que a região espacial da abertura ótica (neste caso da interação gerada) depende fortemente da duração dos impulsos. Uma focagem elevada da radiação laser em combinação com impulsos muito curtos permite aplicar com precisão muito elevada a abertura ótica num material.

A utilização de radiação laser por impulsos impôs-se nos últimos tempos, em particular, para correção de defeitos visuais por cirurgia de laser em oftalmologia. Os defeitos visuais dos olhos resultam frequentemente do facto das características de refração da córnea e do cristalino não gerarem uma focagem ótima na retina.

Na referida US 5.984.916 bem como em US 6.110.166 são descritos processos semelhantes para geração de cortes por meio da geração adequada de aberturas óticas, de modo que como efeito final as propriedades de refração da córnea são objetivamente influenciadas. Várias aberturas óticas são dispostas umas contra as outras, de modo que é isolado um volume parcial lenticular dentro da córnea do olho. O volume parcial lenticular separado do tecido restante da córnea é então removido da córnea por meio de um corte de abertura lateral. A forma do volume parcial é seleccionada de modo que

após a remoção, a forma e com ela as propriedades de refração da córnea são alteradas, de tal modo que é conseguida a correção pretendida dos defeitos visuais. As superfícies de corte requeridas neste caso são curvas, o que obriga a um ajustamento tridimensional do foco. Por isso, é combinada uma deflexão bidimensional da radiação laser com o ajustamento simultâneo do foco numa terceira direção espacial.

A deflexão bidimensional da radiação laser, como o ajustamento do foco é de algum modo determinante para a exatidão com a qual a superfície de corte pode ser gerada. Simultaneamente, a velocidade de ajustamento que pode ser alcançada, afeta a velocidade, com a qual a superfície de corte requerida pode ser gerada. É pretendida uma geração rápida da superfície de corte não apenas por razões de conforto ou de economia de tempo, mas que pelo facto de, nas operações oftalmológicas, poderem verificar-se inevitavelmente movimentos do olho, a rápida geração da superfície de corte promove adicionalmente a qualidade ótica do resultado obtido ou reduz os requisitos de eventuais seguimentos dos movimentos dos olhos.

Em US 5993438 é descrita uma realização da superfície de corte com condução do ponto de foco ao longo de uma espiral circular. Em WO 94/09849, bem como em US 6325792 é divulgada a ablação elíptica para correção de defeitos visuais.

Ao invento tem, por conseguinte, o objetivo de conceber um dispositivo do tipo referido anteriormente, de tal modo que para a geração de uma superfície de corte seja efetuada num tempo o mais reduzido possível.

Este objetivo será conseguido com um dispositivo de acordo com a reivindicação 1.

De acordo com o invento, portanto, na geração das aberturas óticas são utilizadas pistas, cujas linhas de contorno estão na base da superfície corte a gerar. As linhas de contorno estão neste caso relacionadas com a direção espacial do sistema, no qual é indicada a velocidade de ajustamento mais lenta. É possível, através disto, que o foco seja deixado praticamente inalterado neste direção espacial

durante um período de tempo longo e a elevada velocidade de ajustamento nas outras duas direções espaciais pode ser explorada sem limitações. Obtém-se então globalmente uma geração rápida da superfície de corte. As linhas de contorno podem então, de forma apropriada, ser obtidas por corte da seção curva com um plano perpendicular em relação à primeira direção espacial. Quanto mais precisamente os planos das linhas de contorno estiverem perpendiculares em relação à primeira direção espacial, mais constante pode ser mantido o ajustamento na primeira direção espacial durante uma linha de contorno.

A radiação laser é ajustada, pelo menos, em relação às duas direções espaciais, que são perpendiculares ao plano da linha de contorno, tendo em consideração a linha de contorno. Neste caso é possível, por um lado, que o ponto focal, respeitando determinadas tolerâncias, acompanhe com exatidão a respetiva linha de contorno. Neste caso o ponto focal descreve curvas fechadas localizadas concêntricas, em que para cada curva o foco na primeira direção espacial é estabelecido diferente em conformidade. Em vez das trajetórias fechadas, que acompanham com precisão as linhas de contorno dentro de determinadas tolerâncias, é também possível ligar as linhas de contorno contínuas entre si. O ponto focal é neste caso movimentado ao longo de uma linha de contorno, em que as linhas de contorno individuais não são executadas como trajetórias fechadas, mas as linhas de contorno adjacentes são ligadas entre si através de uma transição deslizante, de modo que globalmente o ponto focal é movimentado numa única trajetória contínua. Forma-se então por meio disto uma série de aberturas óticas localizadas numa trajetória fechada, as quais formam a superfície de corte. Esta justaposição contínua das linhas de contorno pode, de preferência, ser conseguida de modo que o ponto focal seja movimentado, respetivamente, para uma parte restante completamente ao longo da linha de contorno e na parte restante pelo ajustamento do ponto focal na primeira direção espacial é obtida uma transição para a próxima linha de contorno. Esta abordagem tem a vantagem que os requisitos do ajustamento na primeira direção espacial serem mais uma vez reduzidas, porque também durante a transição entre duas linhas

de contorno são geradas aberturas óticas para formação da superfície de corte.

A imagem das linhas de contorno irá depender da topografia, ou seja da curvatura da superfície de corte. Numa superfície de corte curva esférica obtêm-se linhas de contorno de forma circular concêntricas. Uma vez que as correções óticas dos olhos devem corrigir regularmente algum estigmatismo, uma superfície de corte curva esférica será a exceção em vez de uma superfície elipsoidal ou toroidal. Para uma superfície elipsoidal deste tipo as linhas de contorno são desenhadas, de acordo com o invento como elipses (vantajosamente concêntricas). De preferência, a elipticidade situa-se entre 1,0 e 1,1 ou mesmo 1,2.

Numa forma deste tipo, as linhas de contorno são também baseadas na condução do ponto focal, de tal modo que o ponto focal desviado acompanha uma espiral elipsoidal, ou seja uma espiral localizada na superfície lateral da espiral da superfície de corte curva.

A elipticidade das elipses ou a espiral elipsoidal pode neste caso depender da forma da superfície da córnea. Como elipticidade deve ser compreendida a relação entre o eixo principal maior para o seu eixo principal menor de uma elipse.

Para processos sem contacto é utilizada a topografia natural da superfície. Quando da utilização de uma lente de contacto é importante a forma desta lente de contacto. Existe aqui uma vantagem da abordagem com a utilização de uma lente de contacto, uma vez que a topografia com a lente de contacto aplicada fica bem definida. Uma lente de contacto plana representa um caso extremo matemático e o conceito de exploração das linhas de contorno conduz para uma suavização das trajetórias, embora estas podem ainda também ser designadas como fechadas. Para o caso de uma lente de contacto curva, que é mais interessante também do ponto de vista da aplicação resulta uma dependência da topografia da superfície, por exemplo, a elipticidade da curvatura da lente de contacto. Isto é válido também se a curvatura for puramente esférica, pois estabelece igualmente uma forma elipsoidal para a superfície de corte. A elipticidade na sua maioria não

é com certeza igual em todo o campo de processamento, mas antes apresenta uma dependência radial.

Em princípio resulta para a elipticidade  $e$  a seguinte relação:

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}},$$

em que  $R_a$  e  $R_b$  são os raios de curvatura da superfície da córnea na direção dos eixos principais da elipse e  $z$  a distância do ponto de tratamento (da linha de contorno) do vértice da córnea. Uma vez que  $z$  é então uma função do parâmetro radial do campo de tratamento (distância ao eixo ótico), é conveniente que a dependência radial anteriormente referida da elipticidade seja selecionada como  $e(z) = e(z(r))$ .

A equação antes referida é válida principalmente para o olho isolado, uma vez que também ali, como anteriormente referido, é habitualmente apresentada uma forma elipsoidal. Quando se exerce pressão numa lente de contacto, verifica-se geralmente uma deformação, que tem que ser tomada em consideração no cálculo. Para além das coordenadas esféricas  $R, \varphi, \alpha$  no sistema natural dos olhos e no sistema das lentes de contacto (coordenadas a tracejado), têm importância o raio de curvatura exterior da córnea  $R_{cv}$  e no raio de curvatura da lente de contacto  $R_G$ . Uma forma simples e compacta das equações de transformação para esta transformação de compressão é a seguinte:

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G \cdot R' = R_{cv} \cdot R$$

Outros complementos, que conduzem para termos de correção nas equações, são naturalmente possíveis e algumas vezes convenientes. No entanto, a abordagem heurística aqui divulgada é apenas modificada, de modo que continua em princípio a ser válida. As ligações referidas possibilitam um cálculo simplificado das trajetórias, o que inclui também o cálculo da elipticidade. Um passo particularmente importante

nos algoritmos de cálculo é a transformação de avanço e retrocesso acima mencionada entre o sistema de olhos natural e o sistema de lentes de contacto.

A elipticidade das trajetórias é, para uma lente de contacto com um raio de curvatura, que corresponde aproximadamente ao do olho humano, em regra menor do que 1,4 (tamanho do eixo principal maior 10% mais longo que o eixo principal menor). A elipticidade numa correção esfero-cilíndrica com 2dpt e 1dpt é, por exemplo, apenas cerca de 1,03 na zona de campo central próxima do eixo ótico e aumenta com a distância do eixo ótico até à trajetória exterior em cerca de 10%. Para uma forma de execução praticável a variabilidade da elipticidade ou uma modificação correspondente de um curso circular ideal numa correção de defeitos visuais de ordem elevada, não apresenta grande importância, pode numa primeira aproximação ser considerada constante.

As distâncias entre as linhas de contorno subjacentes às linhas de contorno são naturalmente dadas pelas distâncias dos planos, que são gerados através de um corte matemático com a superfície de corte curva que forma as linhas de contorno. Para assegurar que a quantidade de aberturas óticas forma uma superfície de corte contínua, deve ser tida em consideração para assegurar que a distância máxima das linhas de contorno não ultrapassa um valor limite. Deve portanto preferir-se de forma apropriada, que as distâncias das linhas de contorno na primeira direção espacial sejam selecionadas de modo que as distâncias entre as linhas de contorno adjacentes não ultrapassem um valor limite. Neste caso pode ser utilizada como medida para teste tanto a distância na imagem das linhas de contorno como também a distância no espaço tridimensional. Uma vez que, na cirurgia dos olhos. As superfícies de corte curvas para correção ótica dentro de determinados limites, é frequentemente a aproximação suficiente de uma geometria esférica ou elipsoidal satisfatória, pode ser suficiente para simplificação que as distâncias na primeira direção espacial sejam selecionadas de modo que as distâncias médias das linhas de contorno sejam constantes e, em particular, fiquem abaixo de um valor limite, que naturalmente é menor do que o valor limite anteriormente

referido. Nas superfícies de corte de forma elipsoidal a distância entre as linhas de contorno adjacentes no semieixo maior pode ser selecionada de maneira simplificada na imagem das linhas de contorno, para assegurar que as aberturas óticas se situam suficientemente próximas.

Em cirurgia oftalmológica pode por vezes ser necessário corrigir aberrações importantes através de eliminação de um certo volume da córnea. A superfície de corte curva requerida para isso apresenta em conformidade também elevados níveis de curvatura. Se for pretendido representar estas formas diretamente pelas linhas de contorno, obtém-se por vezes uma imagem das linhas de contorno muito complexa, o que obriga a um ajustamento complexo e rápido nas duas direções espaciais restantes no decurso de uma linha de contorno. Para estes casos é conveniente abandonar os níveis de curvatura elevados da superfície de corte curva quando da determinação das linhas de contorno e então enquanto o ponto focal é ajustado nas outras duas direções espaciais de acordo com a linha de contorno, o ajustamento na primeira direção espacial de acordo com a influência dos níveis mais elevados de curvatura é alterado. A correção de aberrações mais importantes é, portanto, modulada na primeira direção espacial, por exemplo na direção z por um movimento básico, que corresponde à superfície de corte curva isenta de aberrações mais importantes.

No caso de muitas correções óticas dos olhos é vantajoso, com base nas condições fisiológicas, remover um volume para correção de defeitos visuais, que relativamente ao eixo ótico do olho se localiza numa zona limitada de forma circular. Isto também é válido, se forem necessárias também correções estigmáticas. Para tais casos é vantajoso explorar uma elipse por meio das linhas de contorno nas regiões dos bordos, nas quais a elipse ultrapassa a região de forma circular pretendida, no entanto a radiação laser (por exemplo, através de um interruptor ótico ou de um diafragma ou pela intervenção na fonte de radiação laser) dever ser controlada, de modo que não sejam efetuadas quaisquer aberturas óticas. Através de uma supressão deste tipo de regiões de bordos da elipse pode ser assegurado que a superfície de corte curva (estigmática) pode ser apenas gerada numa região de forma circular.

No dispositivo de acordo com o invento o ajustamento do ponto focal pode ser executado por uma unidade de exploração, que para ajustamento na primeira direção espacial (normalmente na direção z) uma objetiva com zoom, de preferência, formada como um telescópio sintonizável e para as outras duas direções espaciais (normalmente as direções x e Y) apresenta dois espelhos basculantes com eixos de rotação transversais.

Para a formação de superfícies de corte curvas efetuada por meios óticos será vantajoso que a superfície do material, em particular, a superfície frontal da córnea do olho tenha uma forma conhecida. Isto facilita a condução do ponto focal. Além disso é conveniente que o material a ser tratado, em particular a córnea, esteja fixo espacialmente, porque então pode-se prescindir do seguimento de feixe dispendioso. Perante ambos os pontos de vista é conveniente assentar uma lente de contacto no material que dá à superfície do material uma forma determinada. Esta forma será então tomada em consideração na determinação das linhas de contorno. Isto pode acontecer, em particular, de modo que a transformação de coordenadas referida anteriormente, que se verifica na compressão da lente de contacto, deixa de existir na ativação.

A utilização de uma lente de contacto é vantajosa tanto para o processo descrito como para o dispositivo de acordo com o invento. No caso do dispositivo a forma conferida à superfície do material pela lente de contacto é conhecida na unidade de controlo ou é inserida adequadamente na mesma, de modo que a unidade de controlo utiliza a forma da superfície do material quando da seleção das linhas de contorno.

O invento será, em seguida explicado por meio de exemplo, com mais pormenor, e com referência aos desenhos, os quais mostram:

na Fig. 1 uma vista em perspetiva de um paciente durante um tratamento cirúrgico por laser com um instrumento a laser,

na Fig. 2 a focagem de um feixe luminoso no olho do paciente com o instrumento cirúrgico a laser da Fig. 1,

na Fig. 3 uma representação esquemática para explicação de uma superfície de corte gerada durante o tratamento cirúrgico a laser com o instrumento da Fig. 1,

na Fig. 4 um dispositivo deflector do instrumento cirúrgico a laser da Fig. 1,

na Fig. 5 uma imagem exemplificativa das linhas de contorno, que será usada no controlo do dispositivo deflector da Fig. 4,

na Fig. 6 é mostrada uma seção de uma imagem das linhas de contorno semelhante à da Fig. 5 para ilustração da transição entre linhas de contorno sucessivas,

na Fig. 7, semelhante à Fig. 6, está representa mais uma possibilidade para uma transição entre as linhas de contorno,

nas Figs. 8a e 8b um outro exemplo para uma imagem de linhas de contorno juntamente com correspondentes funções de controlo para o dispositivo deflector da Fig. 4,

na Fig. 9 uma vista de cima sobre uma região de corte na execução de uma operação cirúrgica ao olho para correção de defeitos visuais,

na Fig. 10 uma apresentação semelhante à da Fig. 2 quando da utilização de uma lente de contacto,

na Fig. 11 a determinação de grandezas relevantes das linhas de contorno, e

nas Figs. 12 e 13 as grandezas da Fig. 11 com e sem lente de contacto.

Na Fig. 1 é mostrado um instrumento cirúrgico a laser para tratamento de um olho 1 de um paciente, em que o instrumento cirúrgico a laser 2 serve para a execução de uma correção refrativa. O instrumento cirúrgico a laser 2 gera para isso um raio laser 3 para o tratamento no olho do paciente 1, cuja cabeça está fixa num suporte de cabeça 4. O instrumento cirúrgico a laser 2 tem condições pode gerar um

raio laser por impulsos 3, de modo que pode ser executado o processo descrito em US 6.110.166.

Como mostrado esquematicamente na Fig. 2, o instrumento cirúrgico a laser 2 apresenta, para tal, uma fonte de radiação S, cuja radiação é focada na córnea 5 do olho 1. O defeito visual do olho 1 do paciente é corrigido por meio do instrumento cirúrgico a laser 2, pela remoção de material da córnea 5, de tal modo que as características de refração da córnea são alteradas numa proporção desejada. O material é removido do estroma da córnea que está localizado por debaixo do epitélio e da membrana de Bowman por cima da membrana de Decemet e do endotélio.

A remoção de material processa-se pela separação das camadas de tecido na córnea através da focagem do feixe laser de elevada energia por impulsos 3 por meio de um telescópio de objetiva 6 num foco 7, localizado na córnea 5. Cada impulso da radiação laser por impulsos 3 gera, neste caso, uma abertura ótica no tecido, a qual inicia uma bolha de plasma 8. Através disto a separação da camada de tecido abrange uma zona maior que o foco 7 da radiação laser 3. Através de um desvio adequado do raio laser 3 são alinhadas muitas bolhas de plasma 8 durante o tratamento. As bolhas de plasma 8 adjacentes formam então uma superfície de corte 9 que delimita um volume parcial T do estroma, ou seja o material da córnea 5 a remover.

O instrumento cirúrgico a laser 2 atua através da radiação laser 3 como um bisturi que, sem ferir a superfície da córnea 5 separa diretamente as camadas de material no interior da córnea 5. Se o corte for conduzido através da geração contínua de bolhas de plasma 8 até à superfície da córnea 5, um material da córnea 5 isolado pela superfície de corte 9 pode ser puxado para fora e ser assim removido.

A geração da superfície de corte 9 por meio do instrumento cirúrgico a laser 2 é mostrada esquematicamente na Fig. 3. Pela justaposição das bolhas de plasma 8, devido ao ajustamento constante do foco 7 do raio laser focado por impulsos 3, é formada a superfície de corte 9.

O ajustamento do foco tem lugar neste caso, por um lado numa forma de execução por meio de uma unidade deflectora 10 representada esquematicamente na Fig. 4, em que o raio de laser 3, que incide no olho 1 por um eixo principal de incidência H desvia dois eixos localizados perpendicularmente entre si. A unidade deflectora 10 utiliza para o efeito um espelho de linhas 11, bem como um espelho de imagem 12, o que conduz a dois eixos deflectores sucessivos de localização espacial. O ponto de cruzamento do eixo principal do feixe com o eixo deflector é então o respetivo ponto de deflexão. Para o ajustamento do foco é, por outro lado, então ajustado o telescópio apropriado. Através disto o foco 7 no sistema de coordenadas x/y/z apresentado esquematicamente na Fig. 4, pode ser ajustado ao longo de três eixos ortogonais. A unidade deflectora 10 ajusta o foco no plano x/y, sendo que o espelho de linhas permite o ajustamento do foco na direção x e o espelho de linhas na direção y. O telescópio 6 atua em contrapartida sobre as coordenadas z do foco 7.

Se uma superfície de corte 9, mostrada na Fig. 3, for curva na mesma direção que a superfície da córnea, isto é conseguido com uma ótica cuja curvatura do campo de imagem é semelhante à curvatura da córnea, sem que a condução do foco 7 tenha que ter isto em atenção.

Devido à curvatura da córnea, que comporta entre 7 e 10 mm, o volume parcial T tem também uma curvatura correspondente. A curvatura da córnea tem assim o efeito de uma curvatura de campo de imagem. Esta é tomada em consideração através do controlo adequado da unidade deflectora.

Para a geração da superfície de corte 9 é determinada uma imagem de linhas de contorno 16 a partir da sua curvatura, como está representado pelo exemplo da Fig. 5 no plano x/y. A imagem de linhas de contorno 16 consiste em várias linhas de contorno concêntricas 17, que ligam os pontos de coordenadas z iguais da superfície de corte 9. A imagem de linhas de contorno 16 foi obtida, em que a partir da superfície de corte curva 9 determina os pontos que foram, por exemplo, filtrados, que têm, pelo menos, aproximadamente uma coordenada z determinada. Isto corresponde a uma seção

matemática da superfície de corte curva 9 com um plano x/y com a coordenada z respectiva. As coordenadas z foram selecionadas, neste caso, para produção das linhas de contorno individuais 17 da imagem de linhas de contorno 16 da Fig. 5, de modo que as distâncias das linhas de contorno adjacentes 17 na imagem das linhas de contorno 16 não ultrapassem um valor limite predeterminado. Este valor limite é determinado pela distância máxima permitida entre duas bolhas de plasma 8, que é permitida para atingir uma superfície de corte contínua.

Para geração da superfície de corte 9 é então ajustado o foco 7 pela unidade deflectora 10, de acordo com as linhas de contorno 17, em que a ótica com zoom 6 para cada linha de contorno 17 estabelece a coordenada z correspondente para o foco 7. Enquanto o foco 7 corre sobre uma linha de contorno 17, o telescópio 6 permanece fixo. Apenas tem lugar um ajustamento nas transições a tracejado 18 entre as linhas de contorno adjacentes.

A Fig. 6 mostra uma seção da imagem das linhas de contorno 16. Cada linha de contorno 17 parte do foco 7 como uma curva quase completamente fechada, não ultrapassando a distância entre o início e o fim de uma linha de contorno 17 a distância máxima permitida definida pelo valor limite entre duas bolhas de plasma 8. No fim de cada uma das linhas de contorno 17 (na Fig. 6 são referidas três linhas de contorno 17.1, 17.2 e 17.3) tem lugar uma transição 18 através do ajustamento do telescópio 6 para, respetivamente, a próxima linha de contorno. Entre as linhas de contorno 17.1 e 17.2 localiza-se assim uma transição 18.1, entre as linhas de contorno 17.2 e 17.3 existe uma transição 18.2. Isto prevalece para todas as linhas de contorno. Ao seleccionar assim a abertura é conseguido, por um lado, que o valor limite para a distância máxima permitida entre duas bolhas de plasma 8, não seja ultrapassado, por outro lado, as linhas de contorno 17 podem ser mencionadas como uma pista contínua.

Na Fig. 6 as transições 18 localizam-se essencialmente sobre linhas de queda da superfície de corte curva 9. A Fig. 7 mostra relativamente a isto outras transições 18.1 a 18.3, nas quais tem lugar uma transição deslizante entre o fim de

uma linha de contorno e o início da linha de contorno diretamente adjacente. Para esclarecimento, a continuação das linhas de contorno correspondentes, não seguidas pelo foco 7, é assinalada a tracejado na Fig. 7. Como se pode ver, no fim de uma linha de contorno 17 é efetuada uma transição deslizante na próxima linha de contorno através de adequada excitação do espelho de linhas 11, bem como do espelho de imagem 12. Simultaneamente é ajustado sincronizadamente o telescópio 6 durante as transições 18.1, 18,2 e 18.3 alcançadas.

Obtém-se através disto em oposição à transição da Fig. 6, na qual linhas de contorno adjacentes são passadas na sentido de rotação oposto, uma rotação igual na mesma sentido em torno das linhas de contorno, que são alinhadas estão alinhadas como uma espiral. Em oposição, uma espiral verdadeira, a linha de contorno é percorrida através do foco 7 até à transição 18 e a mudança de uma linha de contorno para a próxima processa-se através de uma pequena região angular da rotação em vez de continuamente durante uma rotação de  $360^\circ$ .

A Fig. 8a mostra um outro exemplo para uma imagem de linhas de contorno 16, que aqui é formada a partir de linhas de contorno concêntricas elípticas 17. Para esta imagem de linhas de contorno o controlo temporal do espelho de imagens 11 e do espelho de imagem 12, mostrado esquematicamente na Fig. 8b, está prevista para cada linha de contorno 17, que aqui são controlados com funções de excitação  $F_y$  e  $F_x$ , que correspondem à equação  $\sin\varphi$  ou  $A \cdot \sin(\varphi + \alpha)$  e  $\cos\varphi$  ou  $R \cdot \cos(\varphi + \alpha)$  são suficientes (com os parâmetros angulares  $\varphi$  da linha de contorno,  $\alpha$  atuando na posição do ângulo do eixo principal da elipse para o parâmetro atuante  $R$  do eixo  $y$ , e  $A$  o parâmetro que influencia a elipticidade, onde geralmente é aplicável  $R=1$ ).

Numa imagem de linhas de contorno não circulares, uma vez a superfície de corte 9, vista na direção  $z$ , compreende uma região não circular, que em termos oftalmológicos não é desejável, numa forma de execução, na qual, as imagens de linhas de contorno de rotação não simétrica nas regiões que se localizam fora de uma região de formato circular, a fonte

de radiação S controlada de modo que no material 5 não é gerada qualquer abertura ótica, ou seja qualquer bolha de plasma 8. Isto é mostrado na Fig. 9 por diferentes tracejados. Na região 19 em formato circular a tracejado da esquerda em cima para a direita em baixo, a fonte de radiação S pode gerar bolhas de plasma 8. Nas regiões 20 que se projetam para o exterior, nas quais a imagem de linhas de contorno 16 deixa a desejada região de forma circular, a fonte de radiação S é, em contrapartida, desligada ou, pelo menos, é acionada de modo que não se podem formar quaisquer bolhas de plasma 8.

Até agora o instrumento cirúrgico a laser 2 bem como o processo apresentado para o efeito foram descritos com um conceito que deixa inalterada a forma da superfície anterior da córnea do olho para a intervenção cirúrgica. No entanto, a descrição anterior é válida também para abordagens que colocam uma lente de contacto na córnea do olho. A estrutura presente num procedimento deste tipo está representada esquematicamente na Fig. 10, que corresponde essencialmente à Fig. 2, de modo que não serão posteriormente explicados os elementos ali já descritos. Ao contrário da Fig. 2 é, no entanto, agora colocada uma lente de contacto na córnea de olho 5, que com a sua superfície interior 22 confere à superfície dianteira da córnea de olho 5 um perfil determinado. Ao contrário do procedimento até agora descrito, na determinação das trajetórias, por exemplo, das linhas de contorno, já não é tomada por base a curvatura da córnea de olho 5 em liberdade, ou seja, no estado natural, mas antes a forma predefinida através da superfície interior 22 da lente de contacto 21.

Sem a lente de contacto 21, as condições geométricas no olho 1 são, como mostrado na Fig. 11. A córnea de olho 5 é aproximadamente esférica curvada relativamente ao centro do olho Z, de modo que a mesma é definida por um raio de curvatura  $R_{cv}$ , bem como a posição do centro Z no eixo ótico OA é determinada claramente pela posição. As coordenadas de um ponto, no qual vai assentar um foco de laser 7 para produzir uma bolha de plasma 8, são por isto claramente indicadas como coordenadas cilíndricas (raio r do eixo ótico OA, a distância z do plano do vértice e o ângulo  $\varphi$ ) ou em coordenadas radiais (raio r do centro do olho Z, ângulo  $\varphi$  e  $\alpha$ ). Em ambos os

sistemas de coordenadas as linhas de contorno ou as trajetórias, nas quais o foco 7 é ajustado, podem ser calculadas e indicadas, em que as trajetórias elípticas das coordenadas cilíndricas podem ser simplesmente descritas matematicamente.

Se uma lente de contacto 21 for agora colocada no olho, estão presentes as condições mostradas na Fig. 13, desde que a lente de contacto 21 com a sua superfície interior 22 não deforme a córnea do olho. A lente de contacto tem neste caso uma curvatura esférica, sendo o raio de curvatura  $R_G$  maior do que o raio de curvatura  $R_{cv}$  da córnea do olho. Se a lente de contacto 21 for agora pressionada no olho 1, a córnea de olho 5 deforma-se de uma esfera para um elipsoide; são estabelecidas as condições apresentadas esquematicamente na Fig. 12. A compressão provoca, portanto, a deformação do olho, a qual é aplicada, pelo menos, numa região em torno do eixo ótico OA muito mais próxima da superfície interior 22 da lente de contacto 21, do que não existindo compressão.

Uma vez que as condições geométricas se alteram agora, a operação de compressão pode então relativamente à descrição matemática das localizações dos pontos de foco 7 e com as mesmas as trajetórias, ser compreendida numa transformação de coordenadas que também é designada como "transformação de compressão". As coordenadas transformadas são então relacionadas de forma conveniente com o ponto central M da lente de contacto curva, de preferência, esférica, porque a lente de contacto é também normalmente utilizada para a fixação do olho 1, ou seja está ligada firmemente ao instrumento 2. Neste caso verifica-se a função dupla da lente de contacto (conformação e fixação espacial).

São então estabelecidas as trajetórias elípticas. A elipticidade das trajetórias depende da forma desta lente de contacto. Como elipticidade deve ser compreendida a relação entre o eixo principal maior de uma elipse e o seu eixo principal menor.

Uma lente de contacto plana representa um caso limite matemático e o conceito de exploração de linhas de contorno conduz para uma degeneração das trajetórias, embora estas

possam ainda ser designadas como fechadas. Para o caso mais interessante do ponto de vista da aplicação de uma lente de contacto curva resulta uma dependência da elipticidade da curvatura da lente de contacto. Além disso, a elipticidade não é maioritariamente a mesma em todo o campo de processamento, mas apresenta uma dependência radial.

Em princípio a seguinte equação aplica-se à elipticidade e:

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}},$$

em que  $R_a$  e  $R_b$  designam os raios de curvatura da superfície da córnea na direção dos eixos principais da elipse e  $z$  a distância do ponto de tratamento (a linha de contorno) a partir do vértice da córnea. Uma vez que  $z$  é uma função do parâmetro radial  $v$  do campo de processamento no sistema de coordenadas cilíndricas selecionado ( $z$ , a distância do vértice da córnea,  $r$ , distância para o eixo ótico,  $\varphi$ ), é então conveniente para a dependência radial da elipticidade ser descrita por  $e(z) = e(z)r$ .

A equação anteriormente referida é válida principalmente para o olho isolado. Ao exercer compressão numa lente de contacto verifica-se geralmente uma deformação, que tem que ser considerada no cálculo. Neste caso, têm que ser considerados o raio de curvatura exterior da córnea  $R_{cv}$  e o raio de curvatura da lente de contacto  $R_g$ . Uma forma compacta e simples da transformação é do seguinte teor:

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_g \cdot R' = R_{cv} \cdot R$$

São naturalmente possíveis outros complementos, que conduzem aos termos de correção nas equações, e mesmo também convenientes. No entanto a abordagem anterior é apenas modificada por isto, embora em princípio continue válida. As relações referidas possibilitam o cálculo das trajetórias, o que também inclui o cálculo da elipticidade. Um passo

particularmente importante nos algoritmos de cálculo é a transformação de avanço e retorno entre o sistema natural do olho e um sistema de lente de contacto.

A elipticidade das trajetórias em regra é menor do que 1,2 (o tamanho do eixo principal maior é 10% mais longo que o eixo principal menor) para uma lente de contacto com um raio de curvatura que corresponde aproximadamente ao do olho humano. A elipticidade é, por exemplo, apenas cerca de 1.03 no campo principal central próximo do eixo ótico numa correção esfero-cilíndrica com -2dpt e 1dpt e aumenta com a distância do eixo ótico até à trajetória exterior em cerca de 10%. Para uma abordagem a variabilidade da elipticidade ou uma correspondente modificação de uma curso circular ideal não comporta problemas de maior na correção de defeitos visuais de elevado nível, e pode, portanto, numa primeira aproximação ser considerada constante.

Deve ser realçado mais uma vez que a utilização de acordo com o invento de linhas de contorno, é aplicável para abordagens tanto com como sem lentes de contacto (planas ou curvas), no entanto é suprimida qualquer necessidade de seguimento e não existe qualquer incerteza no que se refere à topografia de superfície presente.

Se não for utilizada qualquer lente de contacto, a topografia da superfície pode ser determinada por processos e dispositivos adequados e será de seguida tomada em consideração (analogamente) bem como a topografia determinada pelo processo de compressão anteriormente definido.

Se a forma da superfície de contacto não puder ser descrita através de uma esfera, mas antes segue uma outra função de superfície espacial, por exemplo, de um paraboloide, pode ser indicada uma lei de transformação análoga à referida anteriormente, mas que siga o mesmo princípio físico.

Lisboa, 2018-01-25

### REIVINDICAÇÕES

1 - Dispositivo para formação de uma superfície de corte elipsoidal (9) na córnea do olho (5) que compreende uma fonte de radiação laser (S), a qual foca a radiação laser (3) na córnea do olho (5) e gera aberturas óticas (8) na córnea, em que estão previstos uma unidade de exploração (6, 10), que ajusta de forma tridimensional o ponto focal (7) e uma unidade de controlo (2) que controla a unidade de exploração (6, 10), para formar as superfícies de corte (9) pela disposição sequencial das aberturas óticas (8) na córnea do olho (5), e em que a unidade de exploração (6, 10) compreende uma ótica ajustável (6) para ajustamento do ponto focal (7) numa primeira direção espacial (z), caracterizado por a unidade de controlo (2) controlar a unidade de exploração (6, 10), de tal modo que a unidade de controlo baseia a condução do ponto focal (7) nas linhas de contorno elípticas que têm uma elipticidade maior que 1,0, de tal modo que o ponto focal (7) é conduzido ao longo de uma espiral elipsoidal localizada na superfície de corte elipsoidal.

2 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por as linhas de contorno serem elípticas com uma elipticidade menor ou igual a 1,2.

3 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações de dispositivo anteriores, caracterizado por ser dada uma forma determinada à superfície da córnea do olho (5) por meio de uma lente de contacto (21) e por a unidade de controlo (2) ter em conta a forma determinada da espiral elipsoidal.

4 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações de dispositivo anteriores, caracterizado por a lente de contacto (21) ser curva e por a unidade de controlo (2) ter em conta a forma determinada na espiral elipsoidal, pela consideração de uma deformação da córnea do olho (5) provocada pela lente de contacto (21) através de uma transformação de coordenadas, a qual é do seguinte teor:

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{Cv} - R$$

em que  $\alpha$ ,  $\varphi$ ,  $R$  são as coordenadas esféricas anteriores à deformação da córnea do olho (5),  $\alpha'$ ,  $\varphi'$ ,  $R'$  são as coordenadas esféricas posteriores a deformação da córnea do olho (5),  $R_{cv}$  é um raio de curvatura exterior da córnea do olho (5) não deformada e  $R_G$  é um raio de curvatura da lente de contacto (21).

5 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações de dispositivo anteriores, caracterizado por a unidade de controlo (2) desligar a radiação laser (3) relativamente à geração de aberturas óticas (8), enquanto a linha de contorno (17) se estende fora de uma região teórica do material (5), na qual vai ser gerada a superfície de corte (9), em que, em particular, a região teórica (19) tem forma circular quando vista ao longo da primeira direção espacial.

6 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações de dispositivo anteriores, caracterizado por compreender uma unidade para um desligar de curta duração ou atenuação da radiação laser (3).

7 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por a ótica ajustável compreender uma estrutura telescópica (6).

8 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações de dispositivo anteriores, caracterizado por a unidade de exploração (6, 10) apresentar dois espelhos basculantes com eixos de rotação transversais para provocar o ajustamento nas outras duas restantes direções espaciais (x, y).

9 - Dispositivo de acordo com uma das reivindicações do dispositivo anteriores, caracterizado por a unidade de controlo (2), no caso de elevados níveis de curvatura da superfície de corte (9), determinar as linhas de contorno (17) pelo seccionamento de uma superfície de corte curva (9), a qual é corrigida em relação aos elevados níveis de curvatura, com planos perpendiculares à primeira direção de corte (z).

10 - Dispositivo de acordo com a reivindicação 9, caracterizado por a unidade de controlo (2) alterar o ajustamento na primeira direção espacial (z) de acordo com a influência dos elevados níveis de curvatura, enquanto a referida unidade de controlo ajusta o ponto focal (7) nas outras duas direções espaciais (x, y) de acordo com as linhas de contorno (17), que estão associadas à superfície de corte (9) corrigida sem os elevados níveis de curvatura.

Lisboa, 2018-01-25

- O AGENTE OFICIAL -

**FERNANDO  
ANTONIO  
FERREIRA MAGNO**

Assinado de forma digital por FERNANDO ANTONIO  
FERREIRA MAGNO  
DN: c=PT, ou=Certificate Profile - Qualified Certificate  
- Professional, ou=Terms of use at https://www.  
digitalsign.pt/ECDIGITALSIGN/rpa, ou=Entitlement -  
A OPI - AGENTE OFICIAL DA PROPRIEDADE  
INDUSTRIAL, email=ferreira.magno@agcunhaferreira.  
pt, serialNumber=PNOPT-00185775, sn=FERREIRA  
MAGNO, givenName=FERNANDO ANTONIO,  
cn=FERNANDO ANTONIO FERREIRA MAGNO  
Dados: 2018.01.25 11:51:24 Z

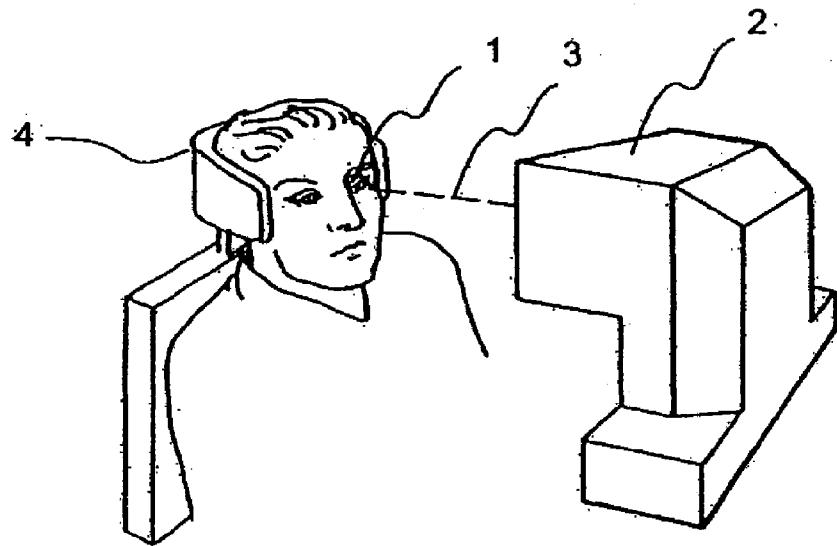


Fig. 1

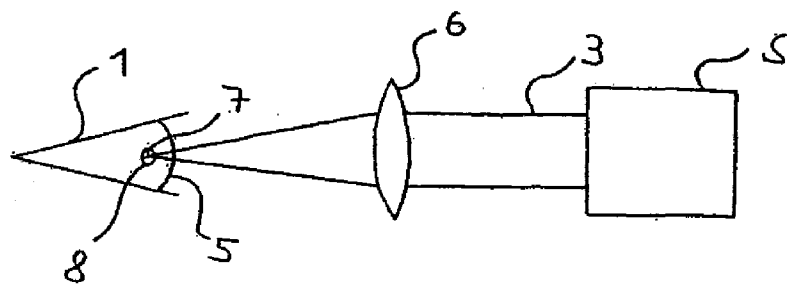


FIG.2

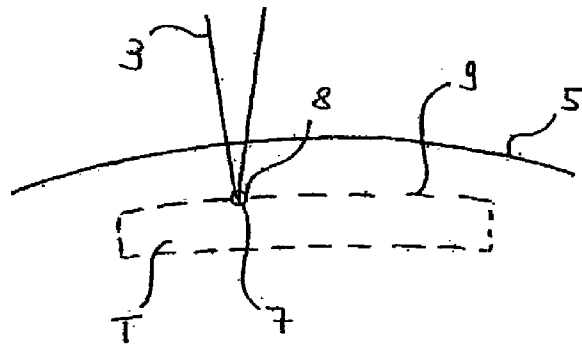


FIG. 3

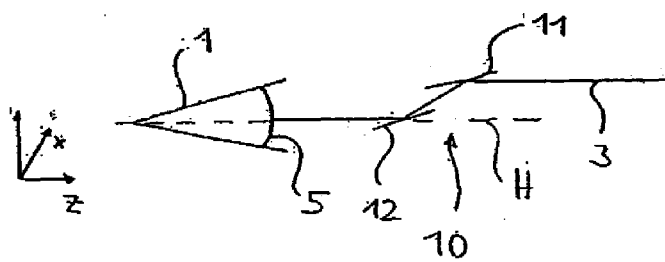


FIG. 4

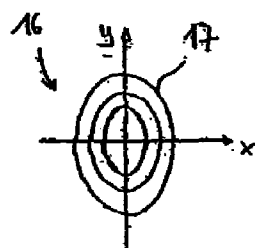


FIG. 8a

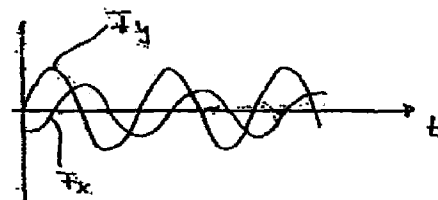


FIG. 8b

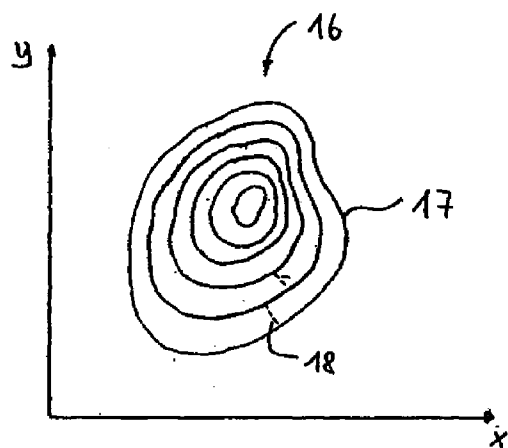


FIG. 5

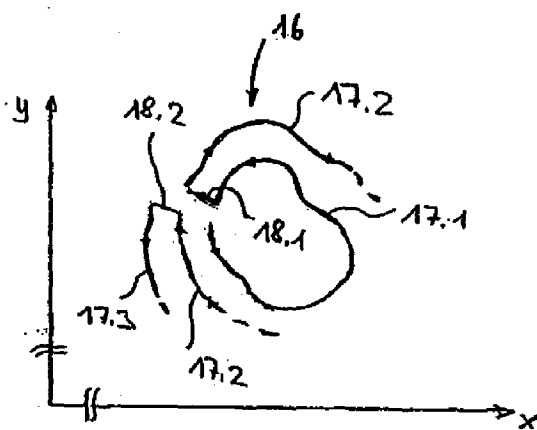


FIG. 6

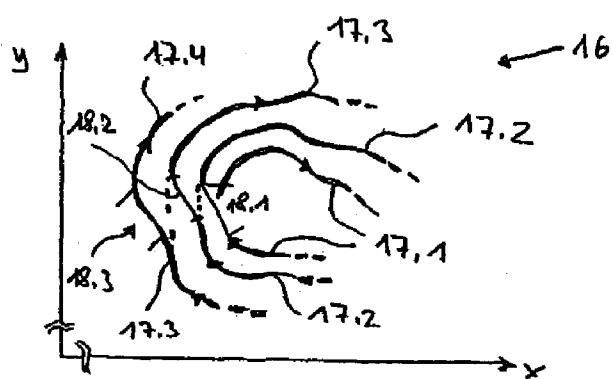


FIG. 7

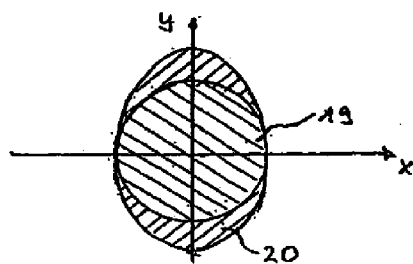


FIG. 9

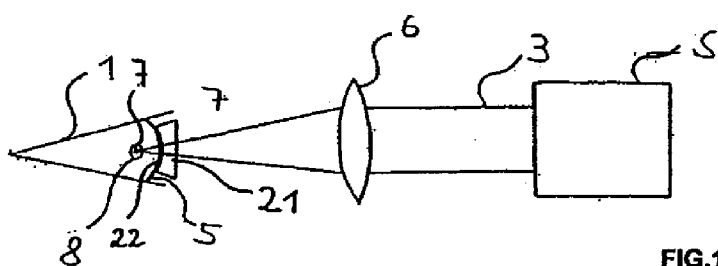


FIG. 10

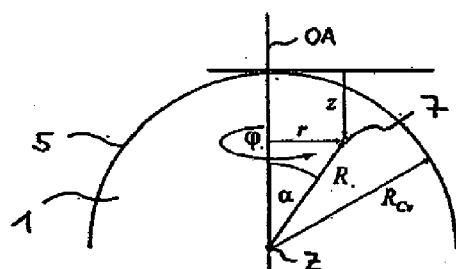


FIG. 11

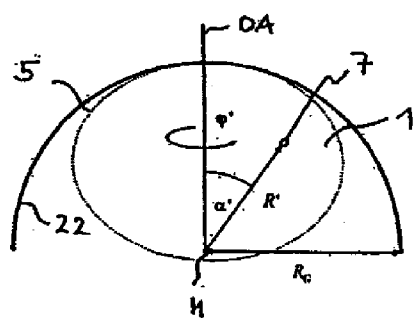


FIG. 12

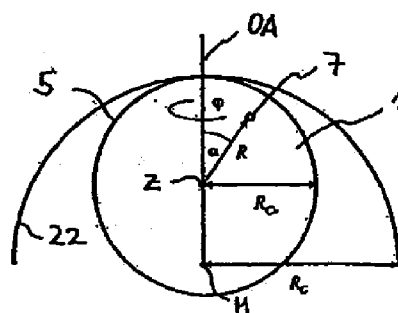


FIG. 13