

(11) Número de Publicação: **PT 2293127 E**

(51) Classificação Internacional:

**G02B 6/36** (2014.01) **A61B 18/22** (2014.01)  
**A61F 9/08** (2014.01)

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

(22) Data de pedido: **2004.07.27**

(30) Prioridade(s): **2003.07.28 US 490399 P**  
**2004.03.05 US 550979 P**  
**2004.06.05 US 577618 P**  
**2004.06.05 US 577740 P**  
**2004.07.27 US 900939**

(43) Data de publicação do pedido: **2011.03.09**

(45) Data e BPI da concessão: **2014.10.15**  
**209/2014**

(73) Titular(es):

**SYNERGETICS, INC.**  
**3845 CORPORATE CENTRE DRIVE O`FALLON,**  
**MO 63368** **US**

(72) Inventor(es):

**JONATHAN S. KANE** **US**  
**GREGG SCHELLER** **US**  
**MICHAEL D. AULD** **US**  
**JAMES C. EASLEY** **US**

(74) Mandatário:

**NUNO MIGUEL OLIVEIRA LOURENÇO**  
**RUA CASTILHO, Nº 50 - 9º 1269-163 LISBOA** **PT**

(54) Epígrafe: **PONTEIRA DE CONEXÃO PARA USO COM UMA FONTE DE ILUMINAÇÃO OU DE LASER**

(57) Resumo:

A PONTEIRA DE CONEXÃO PARA USO COM UMA FONTE DE ILUMINAÇÃO OU DE LASER COMPREENDE UM CORPO DE PONTEIRA (98), QUE POSSUI UM FURO INTERNO (102) COM UMA FIBRA ÓTICA (60), UMA CABEÇA (118), UMA PORÇÃO ROSCADA (130) LIGADA E NO SEGUIMENTO DA REFERIDA CABEÇA (118), UM CANO DE ALINHAMENTO (138) LIGADO E NO SEGUIMENTO DA REFERIDA PORÇÃO ROSCADA (130), UMA EXTREMIDADE DE ACOPLAMENTO (116) OPOSTA À REFERIDA PORÇÃO ROSCADA (130) E UM ORIFÍCIO (144) NA REFERIDA EXTREMIDADE DE ACOPLAMENTO (16) DE DIÂMETRO SUBSTANCIALMENTE EQUIVALENTE OU SUPERIOR AO DA REFERIDA FIBRA ÓTICA (60).

## RESUMO

### "PONTEIRA DE CONEXÃO PARA USO COM UMA FONTE DE ILUMINAÇÃO OU DE LASER"

A ponteira de conexão para uso com uma fonte de iluminação ou de laser compreende um corpo de ponteira (98), que possui um furo interno (102) com uma fibra ótica (60), uma cabeça (118), uma porção roscada (130) ligada e no seguimento da referida cabeça (118), um cano de alinhamento (138) ligado e no seguimento da referida porção roscada (130), uma extremidade de acoplamento (116) oposta à referida porção roscada (130) e um orifício (144) na referida extremidade de acoplamento (116) de diâmetro substancialmente equivalente ou superior ao da referida fibra ótica (60).

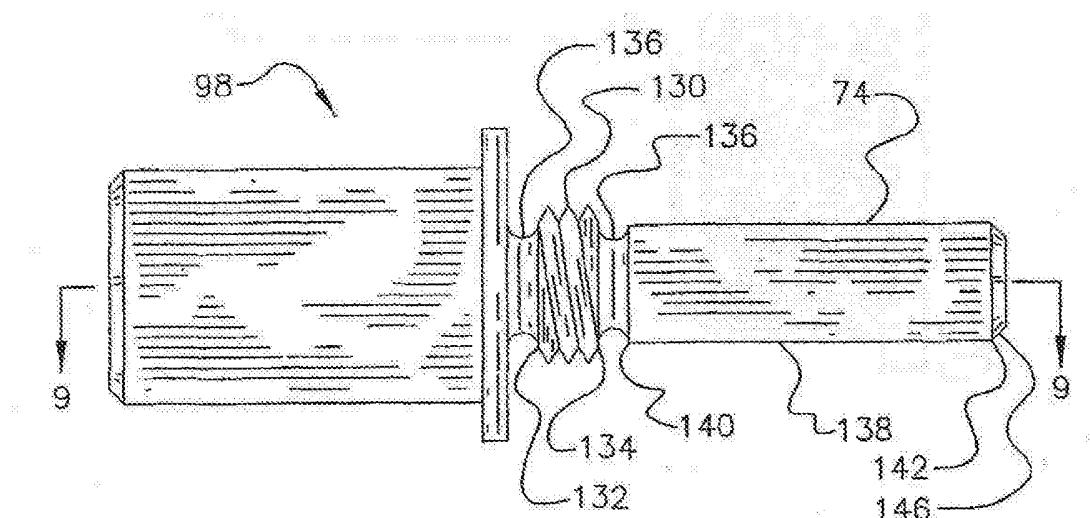


FIG. 8

**DESCRIÇÃO****"PONTEIRA DE CONEXÃO PARA USO COM UMA FONTE DE ILUMINAÇÃO  
OU DE LASER"****FUNDAMENTO DA INVENÇÃO**

A técnica da presente invenção refere-se a sondas endoscópicas de fibra ótica para cirurgia vítreo-retiniana em geral e mais particularmente a uma ponteira de conexão para uma única fibra, a qual indica de forma única se a fibra se destina, é mais adequada ou se deseja que seja, para transmissão de luz de iluminação, ou de luz de laser, ou para ambas.

O procedimento cirúrgico vítreo-retiniano da técnica anterior utiliza fibras óticas distintas e separadas para a aplicação de luz, tipicamente não coerente para iluminação e luz coerente de feixe de laser para o tratamento cirúrgico de tecidos. Embora tenham sido desenvolvidas "sondas laser iluminadas" da técnica anterior com diversas configurações, todas elas utilizam fibras óticas separadas ou fibras para um feixe de iluminação não coerente e para a aplicação de laser coerente. As fibras anteriormente referidas são tipicamente dispostas lado a lado no interior do lúmen comum de uma agulha. Uma forma de realização desse tipo de tecnologia da técnica anterior encontra-se na US 5 323 766 A. Essa tecnologia da técnica anterior exige uma incisão maior ou mais do que uma incisões para se poder introduzir a luz de iluminação e a luz de laser de tratamento no olho ou outra estrutura, gerando desse modo maior trauma para o local cirúrgico.

Os dispositivos da técnica anterior utilizam, tipicamente, um diâmetro do núcleo da fibra ótica de aplicação do laser de tipicamente 200 a 300  $\mu\text{m}$ , uma vez que esse diâmetro proporciona o tamanho do ponto de queima do laser cirúrgico mais vulgarmente desejado pelo cirurgião. Os dispositivos da técnica anterior anteriormente referidos têm sido incapazes de proporcionar uma intensidade de iluminação cirurgicamente útil suficiente (luz branca não coerente) através de uma fibra tão pequena, principalmente devido à incapacidade da técnica anterior para focar a referida luz não coerente cirurgicamente útil num tamanho de ponto tão reduzido. Além disso, nenhum dos dispositivos da técnica anterior combinou a iluminação cirurgicamente útil e a luz de laser de tratamento, transmitidas através de uma única fibra, particularmente do tamanho reduzido anteriormente referido.

Tipicamente, as fontes de luz de iluminação da técnica anterior requerem uma área mínima conjunta do núcleo da fibra ótica equivalente a um diâmetro de fibra de aproximadamente 500  $\mu\text{m}$  para fornecer luz de iluminação suficiente para ser considerada útil por um cirurgião. Uma limitação fundamental da técnica anterior com a utilização de fibras luminosas mais pequenas é o tamanho do ponto focal na própria fonte de luz.

Dispositivos de iluminação cirúrgica oftálmica para uso com fibras ópticas estão presentes na técnica anterior e têm sido fabricadas por diversas empresas desde há muitos anos. Um dos muitos dispositivos desse tipo encontra-se descrito na Patente U.S. #4.757.426, emitida para Scheller e outros em 12 de Julho de 1988, intitulada "*Illumination System for Fiber Optic Lighting Instruments*" (Sistema de Iluminação para Instrumentos de Iluminação por Fibra Ótica). Um dos

dispositivos de iluminação mais largamente usados é o "Millenium", que é fabricado pela Bausch & Lomb®. Outros fabricantes são a Alcon® com o "Accurus" e a Grieshaber® com o "GLS150".

A EP 0 940 700 A2 descreve um conector de fibra ótica usado na indústria de telecomunicações, que é constituído por um corpo posterior, o qual possui um dispositivo de aperto semelhante a uma gola para encaixar a ficha e o membro de força de um cabo inserido. O dispositivo de aperto inclui uma manga roscada, que forma dedos deformáveis entre fendas de separação. Os dedos possuem extremidades afuniladas, as quais incluem uma superfície inferior, da qual se projetam finos dentes posteriormente afunilados. Para agarrar o revestimento de um cabo, uma porca de ressalto é enroscada nas extremidades afuniladas para contrair a gola.

A US 4 697 870 A descreve um terminal para cabos de fibra ótica, que compreende uma ponteira com rosas internas capazes de se enroscarem nas rosas de um encaixe. Do lado oposto às rosas é proporcionada uma primeira secção de gola, a qual se estende radialmente para lá das rosas. No lado da gola oposto às rosas é proporcionada uma terceira secção, a qual inclui uma extremidade destinada a ser inserida num instrumento ou numa fonte de luz. Uma ranhura periférica formada nessa extremidade destina-se à retenção.

O objeto da presente invenção é proporcionar uma sonda endoscópica iluminada por laser coaxial e um aparelho de controlo ativo de abertura numérica e um método de utilização, os quais fornecem uma ponteira ou conector únicos para conexão da fibra ótica, que indicam de forma única, ao aparelho fonte anteriormente referido, se a fibra

ótica se destina, está melhor adaptada ou é desejada, para iluminação ou para transmissão de luz laser ou para ambas.

Este objeto é atingido por uma ponteira, para utilização com uma fonte de iluminação ou de laser, que compreende as características da reivindicação 1. Uma forma de realização preferida é reivindicada na reivindicação 2.

O objeto acima é ainda atingido por um método para utilização de uma ponteira de conexão, que compreende as características da reivindicação 3.

A ponteira de conexão da invenção é configurada de forma única para proporcionar o necessário posicionamento preciso, reduzindo ao mesmo tempo os custos. Uma extremidade precisa do conector é combinada com uma rosca integral de retenção a fim de reduzir parcialmente o custo e o tempo de montagem. Uma ranhura ou cavidade opcional é praticada no conector a fim de proporcionar a sensação da diferença entre fibras compatíveis apenas para iluminação e fibras para a saída de laser. A colocação de um conector com um diâmetro liso na saída ativa um comutador, o qual permitirá que seja acrescentada energia laser. Seja a falta de um conector, seja a presença da ranhura por baixo do comutador, irão fazer com que o comutador não ative e a energia de laser não seja acrescentada.

A técnica da presente invenção compreende uma ponteira ou conector, que possui um furo interno, preferivelmente com ressaltos, o qual é substancialmente paralelo ao eixo longitudinal do corpo da ponteira. O furo anteriormente referido permite a colocação e a união ou inserção de uma fibra ótica, no interior e através do referido corpo da ponteira. Externamente, o referido corpo da ponteira tem

também ressaltos de um formato único, a fim de facilitar o funcionamento ótimo conforme aqui descrito.

Onde sejam aqui fornecidos, dimensões, atributos geométricos e tamanhos das roscas, são-no para fins de informação e habilitação da forma de realização preferida. Formas de realização alternativas podem utilizar uma pluralidade de variações do anteriormente referido, sem afastamento do âmbito e do espírito da presente invenção. A técnica da presente invenção pode ser fabricada a partir de uma pluralidade de materiais, incluindo, sem a eles se limitar, metais, plásticos, vidro, cerâmica ou compósitos.

#### **BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS**

Numerosos outros objetos, características e vantagens da invenção deverão tornar-se agora aparentes, ao ler-se a descrição detalhada que se segue, tomada em conjunto com os desenhos juntos, em que:

A Fig.1 é uma vista em plano de topo de uma sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e de um aparelho de controlo ativo da abertura numérica, mostrando os percursos da luz de iluminação e de laser, sem o cartão de fototoxicidade, o medidor de energia e as ponteiras de conexão.

A Fig.2 é uma vista em perspetiva de uma fonte e da montagem de uma lâmpada de arco.

A Fig.3 é uma vista de conjunto da fonte e da montagem da lâmpada de arco.

A Fig.4 é uma vista em plano do lado frontal de uma primeira montagem de lente, de um excêntrico montado num

veio e de um obturador, com um obturador na posição de fechado representado a tracejado.

A Fig.5 é uma vista do lado frontal de um espelho de orientação, de um poste, de um suporte, de uma esfera deslizante e de um solenóide numa posição alongada não energizada.

A Fig.6 é uma vista do lado frontal de uma primeira saída para luz de laser e de iluminação e do comutador para deteção da cavidade no cano de alinhamento.

A Fig.7 é uma vista em corte perpendicular tomada ao longo da linha 7 - 7 da Fig.6, sem um corpo de comutador ligado.

A Fig.8 é uma vista do plano lateral de uma ponteira de conexão sem uma cavidade, para utilização, de preferência, com laser e iluminação.

A Fig.9 é uma vista em corte perpendicular tomada ao longo da linha 9 - 9 da Fig.8.

A Fig.10 é uma vista do plano lateral de uma ponteira de conexão de acordo com a invenção com uma cavidade, para utilização preferencial em iluminação.

A Fig.11 é uma vista em corte perpendicular tomada ao longo da linha 11 - 11 da Fig.10.

A Fig.12 é uma vista frontal do plano lateral de um painel frontal de uma sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e do invólucro de um aparelho de controlo ativo da abertura numérica, mostrando a primeira saída, o botão de controlo do nível de iluminação, o cartão de risco de

toxicidade e o visor e o sensor do medidor da energia laser.

A Fig.14 é um diagrama eletrónico esquemático dos circuitos do medidor de potência laser.

A Fig.16 é um diagrama ótico esquemático de uma forma de realização alternativa da sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica, mostrando os raios de laser e de iluminação, refletores, espelhos e lentes.

A Fig.17 é um diagrama ótico esquemático de uma outra forma de realização alternativa da sonda endoscópica de laser iluminada coaxialmente e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica, mostrando os raios de laser e de iluminação, refletores, espelhos e lentes.

A Fig.18 é um diagrama ótico esquemático de outra forma de realização alternativa da sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica, mostrando os raios de laser e de iluminação, refletores, espelhos e lentes.

A Fig.19 mostra uma vista do plano lateral esquerdo da montagem da primeira lente.

A Fig.20 mostra uma vista frontal do plano lateral da montagem da primeira letra numa posição de intensidade total.

A Fig.21 mostra uma vista frontal do plano lateral da montagem da primeira lente numa posição de intensidade atenuada.

A Fig.22 mostra uma vista de plano de topo da implementação de uma forma de realização alternativa da sonda endoscópica de laser iluminada coaxialmente e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica, conforme mostrados nos esquemas óticos das Figs. 16 e 17, mostrando os percursos da luz de laser e de iluminação sem o cartão de fototoxicidade, o medidor de energia e a ponteira de conexão.

A Fig.23 mostra uma vista em semi-corte perpendicular do plano lateral da forma de realização preferida das primeira e segunda lentes, a qual corrige quanto à cor, à aberração esférica e ao coma e possui um foco posterior a 20 mm do ápice do último elemento e uma abertura numérica de 5.

A Fig.24 mostra um esquema ótico da primeira lente, o espaço colimado, o filtro dícróico do espelho quente e o conjunto da segunda lente, com apresentação dos percursos dos raios da luz de iluminação.

A Fig.25 Mostra uma vista detalhada em semi-corte perpendicular do plano lateral, com atributos dimensionais da forma de realização preferida do elemento 1 da lente apresentado na Fig.23.

A Fig.26 mostra uma vista detalhada em semi-corte perpendicular, com os atributos dimensionais da forma de realização preferida do elemento 2 da lente apresentada na Fig.23.

A Fig.27 mostra uma vista detalhada em semi-corte perpendicular do plano lateral, com os atributos dimensionais da forma de realização preferida do elemento 3 da lente apresentada na Fig.23.

A Fig.28 mostra uma vista detalhada em semi-corte perpendicular, com os atributos dimensionais da forma de realização preferida do elemento 4 da lente apresentada na Fig.23.

A Fig.29 mostra um diagrama elétrico esquemático da sonda endoscópica de laser iluminada coaxialmente e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica.

A Fig.30 mostra uma vista em perspetiva de topo, sob forma fotográfica a preto e branco, de uma forma de realização preferida da sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica e os percursos da luz de iluminação e de laser, sem o cartão de fototoxicidade, o medidor de energia e a ponteira de conexão.

#### **DESCRÍÇÃO DETALHADA**

Referindo agora os desenhos, nas Figuras são mostradas formas de realização da sonda endoscópica de laser coaxialmente iluminada e do aparelho de controlo ativo da abertura numérica 10, também descrito aqui como uma fonte de laser e de iluminação 10. É proporcionado um dispositivo 10 para fornecer luz de iluminação não coerente 11, 62 e luz coerente de laser de tratamento 14, através de uma única fibra ótica 60, do tamanho tipicamente usado apenas para o tratamento de laser, de uma maneira segura, eficaz e agradável para o utilizador. O aparelho é especialmente adequado para utilização durante cirurgia oftálmica.

Numa forma de realização preferida, é usada uma lâmpada de arco de xénon de 75 watt 36 devido à sua luz de elevada luminância (densidade luminosa), temperatura de cor superior a 6000°K e índice de fornecimento de cor superior a 95. Uma característica única e útil é a luminância muito

elevada e o pequeno tamanho da bola de plasma formada na extremidade do cátodo da lâmpada 36. Se reproduzida corretamente, a bola de plasma é suficientemente brilhante para proporcionar a entrada da luz necessária através de uma fibra pequena, como é a usada para o tratamento com laser. A lâmpada de arco de xénon 36 proporciona ainda uma fonte de ponto de luz extremamente pequena, a qual permite a saída de um diâmetro de feixe de iluminação mais reduzido 37. Única da presente lâmpada da fonte é uma montagem 38, a qual permite a substituição da lâmpada 36 e no entanto manutenção, com precisão, da incidência da bola de plasma da referida fonte 36 numa determinada localização, no interior do centro ótico 35 do aparelho.

Um refletor esférico clássico 40 e duas lentes 42, 58, são utilizados em vez de outras disposições contadas de outras partes inferiores, como seja a utilização de um refletor elíptico ou uma combinação de refletor parabólico e lente. Esta técnica permite a máxima eficiência da escolha com um mínimo de aberração geométrica. A lâmpada 36 é colocada no centro geométrico 35 do refletor 40 e no foco (ponto focal) da primeira lente 42. A luz, que incide sobre o refletor 40 é refletida de volta para a lâmpada 36. Isso forma uma imagem de cabeça para baixo ou invertida da fonte 36 coincidente com a fonte 36. A primeira lente 42 colima luz vinda da fonte 36 e a imagem de cabeça para baixo ou invertida. A segunda lente 58 está colocada coaxialmente com a primeira lente 42 e foca a luz no seu ponto focal. A fibra ótica de saída 60 está localizada no ponto focal da segunda lente 58. Os refletores 40 acima referidos são, preferivelmente, esféricos em vez de parabólicos a fim de refletirem a luz de iluminação da mesma forma como é emitida pela fonte, a lâmpada de arco 36.

São usadas lentes 42, 58 com os melhores formatos (plano convexas esféricas, viradas umas para as outras). Verificou-se que as aberrações cromáticas, provocadas pelas lentes, proporcionam à saída da fibra ótica 39, 60 uma coloração amarela ou azul. Isso não constitui um problema com outras fontes oftálmicas, porque a fonte é muitas vezes maior do que a saída da fibra ótica. Um conjunto de lentes 42, 58 corrigido para a cor "f 1" ou possivelmente um número de abertura numérica 5, constituído por quatro elementos, foi desenhado para ser utilizado em cada lente. Cada um dos elementos é revestido com um revestimento anti-refletor de MgF (fluoreto de magnésio) para minimizar as perdas de luz, com outros revestimentos ou camadas anti-refletores a serem também utilizáveis. O uso de conjuntos de lentes acromáticas permite que uma imagem de elevada fidelidade da fonte de iluminação 36 seja focada na extremidade da fibra ótica 60, 64. Isto é, as lentes multi-elementos permitem uma aberração cromática mínima. O conjunto de lente de quatro elementos anteriormente referido é apresentado e especificamente descrito nas Figuras.

É possível um percurso adicional e separado de iluminação 62. Um sistema 0,5 de abertura numérica ou lente "f1" é o maior na prática devido às limitações da abertura numérica das fibras óticas disponíveis. Isso é igual a 60 graus de ângulo total. Quando é considerado o refletor esférico 40, são proporcionados 60 graus adicionais, do total de 360 graus disponíveis. A consideração da rotação vertical à volta da fonte 36 não é prática devido às sombras provocadas pelos elétrodos da lâmpada 36. Um total de 240 graus de rotação horizontal em volta da lâmpada 36 é deixado fora da contagem. No entanto, está disponível pelo menos metade da saída de iluminação. Isso deixa espaço para um segundo percurso da luz 62, localizado ortogonalmente ao

primeiro percurso 11, juntamente com a segunda saída da fibra 64. Nenhuma outra fonte de luz de iluminação convencional incorpora múltiplos percursos de luz a partir de uma única lâmpada, isto é, dois sistemas de recolha independentes para a luz de iluminação. A natureza independente dos dois percursos 11, 62 permite estabelecer o controlo de diferentes filtragens e intensidades para as duas saídas 39, 41.

A atenuação da saída do sistema de iluminação da presente técnica é conseguida por meio da orientação da primeira lente (colimadora) ou da penúltima 42, de um modo que não modifica a abertura numérica da lente 42 nem introduz artefactos de sombreamento no feixe 37. A montagem de colocação da lente 44 tem duas metades 46 e uma mola plana 52. A primeira parte 48 está ligada ao banco ótico 12, a segunda parte 50 retém o conjunto da lente 42 e a mola 52 une as duas partes 48, 50 uma à outra por um lado. A pressão sobre a segunda parte da montagem da lente 50 faz com que a mola 52 deflita e a lente 42 se movimente numa direção genericamente perpendicular ao eixo ótico. Isso resulta num movimento ou movimentação da imagem através da fibra ótica 60, 64, pelo que o pico da iluminação do feixe 37 não é centrado na face da fibra ótica 60, 64 durante a atenuação. Devido ao anteriormente dito, é conseguida a redução da saída de luz da fibra 60, 64 sem afetar a cor (isto é, a temperatura da cor) ou a abertura da saída. Numa forma de realização preferida, um excêntrico montado num veio 54 aplica a pressão à segunda parte da montagem de lentes 50 e à mola 52. Um botão de controlo 56 está ligado á outra extremidade do veio 53 e é rodado através do feixe de iluminação 37 a fim de atenuar totalmente a intensidade de saída da iluminação com a rotação total do referido botão 56. Formas de realização alternativas poderão utilizar outros métodos, incluindo, sem a eles se

limitarem, acionadores elétricos ou eletrônicos para rodar o referido veio 53 em vez do referido botão 56.

Um filtro dícróico de espelho "quente" 66 está colocado no espaço colimado 61, entre as lentes de iluminação 42, 58. Isso proporciona simultaneamente a filtragem dos UV e IV da luz. Dispositivos de suporte estão unidos à montagem do espelho quente 66 para proporcionar meios de filtros adicionais selecionáveis pelo utilizador. O posicionamento dos filtros é crítico, porque essa é única área onde a luz 11 é geralmente normal à superfície do filtro. A localização do filtro 66 nos outros lados das lentes iria fazer com que a luz tivesse muitos ângulos de incidência indesejáveis (entre 0 e 30 graus). A variação no ângulo de incidência provoca modificações no efeito dos refletores ou filtros dícrôicos. Se forem usados filtros de absorção, a colocação fora do espaço colimado 61 irá provocar um aumento das perdas refletivas e problemas de aquecimento.

O conector de saída da fibra ótica 98 é configurado de forma única para proporcionar o posicionamento preciso necessário, ao mesmo tempo que reduz os custos. Um conector ou extremidade de encaixe 116 é combinado com uma rosca de retenção integral 130 para reduzir parcialmente o custo e o tempo de montagem. Uma ranhura ou cavidade opcional 148 é instalada numa segunda versão do conector para proporcionar a deteção da diferença entre fibras de saída compatíveis apenas com iluminação e as compatíveis com laser. A colocação de um conector de diâmetro liso 74 na saída ativa um comutador 72, o qual irá permitir que a energia do laser seja misturada. Tanto a falta de um conector 98 como a da ranhura 148 por baixo do comutador 72, farão com que o comutador 72 não seja ativado e a energia laser não seja acrescentada.

No que se refere à adição de luz ou energia de laser de tratamento 14, a luz de laser 14 é fornecida ao sistema, preferivelmente por intermédio de fibra ótica de 50  $\mu\text{m}$  16 ou equivalente. O conector 18, na extremidade do laser, é configurado para ser compatível com o laser e para proporcionar a interface necessária para assinalar ao laser que uma fibra se encontra ligada. A extremidade de fonte de laser e de luz 10 usa um conector SMA 905 ou equivalente para permitir ligações repetíveis da fibra de aplicação do laser 16. A luz de laser 14, que sai da fibra de aplicação é, de preferência, colimada por meio da utilização de uma lente acromática com 16 mm de distância focal ou equivalente 20, isto é, uma lente colimadora de laser, a qual pode também ser utilizada para focar o feixe de laser colimado 22. A posição da fibra 16 é ajustada para se situar no ponto focal da lente 20. O conector de entrada do laser 18 e a lente colimadora 20 estão localizadas de modo que o feixe colimado 22 seja ortogonal ao e intercete o centro do eixo de iluminação 11, entre os conjuntos de lentes de iluminação 42, 58 (a área colimada para luz de iluminação). Se todos os requisitos de segurança forem preenchidos (i.e. fibra compatível com saída de laser inserida e comutador de seleção ativado para saída de laser) um espelho de orientação 24 reflete a luz de laser colimada 22 para o centro do eixo de iluminação 11. O espelho de orientação 24 é um primeiro plano de superfície, que é posicionado a 45 graus relativamente à luz laser 14 e fica localizado no centro do eixo de iluminação 11 (quando o laser está ativo). A espessura do espelho 24 é conformada para aparecer como um círculo quando vista ao longo do eixo de iluminação. Devido à orientação a 45 graus da superfície, o formato faz com que a superfície do espelho 24 pareça elíptica, quando vista de um ângulo normal. O tamanho do espelho 24 é escolhido minimamente maior do que

o feixe de laser colimado 22. A colocação do espelho de orientação 24 no centro do eixo de iluminação 11 faz com que os raios de luz, que normalmente aí estariam, sejam bloqueados e uma sombra apareça no centro do cone de saída da luz. A segunda lente de iluminação 58 foca a luz de laser 14, refletida pelo espelho de orientação 24, sobre a extremidade de saída da fibra 60, 64. Devido ao facto da extensão dos filamentos da fibra ótica ser relativamente curta, o ângulo de incidência da luz, que entra pela extremidade de entrada é muito aproximadamente o mesmo ângulo que na extremidade de saída. Isso resulta em que à saída dos filamentos da fibra se verifique a existência de um cone de luz branca com uma sombra no centro, praticamente ocupada pelo feixe de mira do laser (feixe de tratamento durante o tratamento). Quer dizer, este último proporciona um feixe de mira, tipicamente vermelho, quando não completamente ativado para tratamento e um feixe de tratamento, tipicamente verde, quando completamente ativado. Sem a sombra causada pelo espelho de orientação 24, o feixe de mira seria completamente apagado ou imperceptível, exceto com níveis de iluminação muito baixos.

Formas de realização alternativas podem utilizar mais do que um espelho de orientação 24 ou colocar o espelho de orientação 24 fora do eixo de iluminação ou do percurso da luz de iluminação 11 e dirigir a luz de laser 14 através de uma abertura 158 no referido refletor esférico 40 e depois disso através da bola de plasma de lâmpada de arco 36 ou através de um refletor dicróico 160 possuidor de uma abertura 162. Todas as formas de realização alternativas anteriormente referidas colocam a luz de laser 14 no interior do espaço colimado 61 e utilizam a segunda lente 58 para focagem sobre a saída da fibra ótica 60. Além disso, as formas de realização anteriormente referidas

proporcionam um segundo percurso de saída da luz 62 conforme visto nas Figuras.

O espelho de orientação do laser 24 está mecanicamente montado num poste fino 28, o qual o suporta no lugar ao mesmo tempo que minimiza a perda de luz de iluminação 11. O poste 28 está mecanicamente unido a um suporte 30, que está ligado a um solenóide 32. O solenóide 32 faz com que o suporte 30 e também o espelho de orientação 24 se movimentem para uma de duas posições. A posição um é fora da luz de iluminação e de laser colimada. Esta posição é usada quando não haja aplicação de luz de laser e permite que o percurso de iluminação funcione sem ser afetado. A posição dois é com o espelho de orientação 28 colocado de modo a refletir a luz de laser para o percurso da iluminação 11. Os movimentos do solenóide 32 e do suporte 30 são controlados por uma esfera deslizante de precisão 34. O uso da esfera deslizante 34 assegura a possibilidade de repetição do posicionamento do espelho 24.

Outras formas de realização alternativas do aparelho 10 podem utilizar refletores parabólicos em vez de refletores esféricos a fim de colimar a fonte de iluminação 36. Esta técnica eliminará a necessidade da primeira lente de colimação 42 e permitirá a transmissão do feixe de laser 22 através de uma abertura dentro do refletor parabólico ou via um espelho de orientação 24, no âmbito do espaço colimado 61. Ainda outras formas de realização alternativas poderão utilizar um refletor elíptico com dois pontos focais, onde a fonte de iluminação 36 é colocada no primeiro ponto focal e a saída da fibra 60 é colocada no segundo ponto focal, com o feixe de laser 22 introduzido através de uma abertura dentro do refletor elíptico ou por intermédio de um espelho de orientação 24, entre a fonte de iluminação 36 e a saída da fibra 60. Esta última forma de

realização alternativa requer a focagem do feixe de laser 22 na saída da fibra 60 por intermédio de uma lente colocada no interior do percurso do feixe de laser 22, antes da saída da fibra 60, mas no entanto permite a eliminação tanto da primeira lente de colimação 42 como da segunda lente de focagem 58.

Algumas das variáveis, que determinam o nível de risco de fototoxicidade durante a cirurgia vítreo-retiniana, incluem as características espectrais e de energia da fonte de luz, o tipo e a dimensão da sonda de endo-iluminação, da extensão ou duração do procedimento cirúrgico e da área (dimensão) dos tecidos iluminados. Em cada um dos casos o cirurgião tem de fazer uma avaliação risco-benefício quanto à intensidade da luz a ser usada. O uso de intensidade insuficiente pode resultar numa visualização inadequada e em efeitos adversos mais graves do que um ferimento fótico retiniano. Atualmente, o cálculo do tempo de exposição necessário para alcançar um ponto de ferimento é uma tarefa entediante, que envolve a integração numérica da função de densidade da energia espectral da fonte de luz 36, com uma função de perigo (ver ISO 15752) e conhecimento específico na área da iluminação cirúrgica e das características do endo-iluminador.

Numa forma de realização preferida, um cartão de risco de fototoxicidade barato 76 está ligado amovivelmente ao painel de controlo da fonte de luz de iluminação e de laser 10. De preferência, o cartão 76 está unido, em estreita proximidade, ao botão de controlo da intensidade da luz 56 a fim de mostrar a relação entre a intensidade de saída da fonte de luz e a probabilidade de ferimento fótico. O cartão 76 é preferivelmente incluído em cada instrumento endo-iluminador, isto é, fibra ótica, estando calibrado de modo a representar o desempenho fototóxico desse tipo de

instrumento quando utilizado num tipo particular de fonte de luz. A representação gráfica 78 existente no cartão 76 funciona como um guia para o ajustamento da intensidade de saída da fonte 10 em relação a uma norma aceite, ou seja como a "Millenium" da Bausch and Lomb®. Desta maneira, as características espectrais e de energia dos diversos elementos envolvidos na aplicação da luz ao olho são integradas numa única variável facilmente gerível. Isso reduz em muito a complexidade da avaliação da melhor intensidade a usar numa determinada situação. Formas de realização alternativas das representações gráficas 78 poderão apresentar outras informações, referentes à saída de luz, como sejam a saída do lúmen (uma unidade que é avaliada por meio da resposta fotópica do olho). Outras representações poderão apresentar informação de limites, quando utilizadas com filtros de luz com tonalidades ou cores especiais.

Uma forma de realização preferida compreende um cartão 76, que é recortado de material aglomerado, que tem o peso aproximado de um cartão de visita. O formato do cartão 76 é geralmente quadrado, com uma ranhura 90 removida de um dos lados, para permitir que o cartão 76 seja colocado por trás do botão de controlo da intensidade 56 da fonte de iluminação e de laser 10, ao mesmo tempo que proporciona folga para o veio de controlo 53, o qual é feito rodar pelo referido botão 56. Numa forma de realização preferida, quatro pinos de localização 92 estão ligados ao painel frontal do compartimento da fonte de iluminação e de laser 10. Os pinos 92 proporcionam limites à localização do cartão 76 e tendem a inibir a rotação do cartão 76 juntamente com o botão de controlo.

Numa forma de realização preferida, sobre a face do cartão está impressa uma escala de formato circular 84, a qual possui bandas de diferentes cores 86, que representam o risco de fototoxicidade a um determinado nível de intensidade, por exemplo verdes, amarelas e vermelhas. O botão de controlo 56 possui uma linha indicativa, a qual aponta para o atual nível de saída da intensidade e o concorrente risco de fototoxicidade associado à utilização da sonda. O cartão 76 indica a intensidade da saída na fibra ótica de saída. O cartão 76 destina-se a ser descartado após uma única utilização e a ser substituído por um novo, fornecido com cada instrumento de fibra ótica. Desta maneira a saída da fonte de luz 10 é recalibrada de cada vez que é usada. O tipo de unidade calibrada pode variar com diferentes estilos de instrumentos a fim de fornecer ao cirurgião a informação mais pertinente possível.

Conforme já foi dito anteriormente, o cartão 76 fornece um ponto de referência conhecido relativamente aos dispositivos de iluminação da técnica anterior. Por exemplo, se o cirurgião mantiver a linha indicadora do botão 56 dentro da banda de cor verde, ele ou ela compreenderão que a intensidade da saída da luz se situa dentro da intensidade referida dos iluminadores da técnica anterior, como seja o "Millenium" da Bausch & Lomb®. Este fenómeno de controlo é especialmente útil quando, conforme aqui descrito, se utilizam fontes de iluminação 10 mais poderosas. Quer dizer, o cirurgião tem de ter um ponto de referência da técnica anterior quando utiliza sistemas de iluminação mais poderosos e modernos. A técnica das atuais diversas bandas indica diretamente ao cirurgião níveis de fototoxicidade ou níveis de intensidade luminosa.

O fabricante da fibra ótica é capaz de proporcionar um cartão de risco de fototoxicidade 76, que tenha em conta a atenuação e a absorção espectral no interior da fibra ótica fornecida com o referido cartão 76. Assim, por exemplo, se uma fibra ótica for altamente atenuante, o cartão pode indicar que o cirurgião tem de rodar o botão de controlo da intensidade 56 para um nível mais elevado para poder obter uma equivalência com um ou mais dos iluminadores da técnica anterior, ou para conseguir uma saída desejada de foto-iluminação.

A técnica da presente invenção comprehende também uma ponteira ou conector 98, que tem um furo interno 102, preferivelmente escalonado 104, o qual é substancialmente paralelo ao eixo longitudinal 100 do corpo da ponteira 98. O furo 102 acima referido permite a colocação e a união ou o envasamento de uma fibra ótica, dentro e através do referido corpo da ponteira 98. Externamente, o referido corpo da ponteira 98 é também escalonado 112, 148, num formato único, a fim de funcionar otimamente conforme aqui descrito.

Numa forma de realização preferida, o corpo da ponteira 98 possui uma extremidade externa 114 e uma extremidade de acoplamento 116 e comprehende externamente uma cabeça substancialmente cilíndrica 118, com um primeiro diâmetro 120, que possui uma primeira extremidade 122 e uma segunda extremidade 123, sendo a referida primeira extremidade 122 colocada com a referida extremidade externa 114. O referido corpo da ponteira 98 comprehende ainda externamente um lábio 124, com um diâmetro superior ao da referida cabeça 118 e que possui um primeiro lado 126 e um segundo lado 128, com o referido primeiro lado 126 montado com a referida segunda extremidade 123 da referida cabeça 118. Uma porção roscada 130, preferivelmente de menor diâmetro do que a referida

cabeça 118, está ligada ao e estende-se a partir do referido segundo lado 128 do referido lábio 124. Numa forma de realização preferida, a referida porção roscada 130 comprehende, em primeiro lugar, uma rosca UNC 8-32, com uma primeira extremidade 132 e uma segunda extremidade 134, estando a referida primeira extremidade 132 ligada ao referido segundo lado 128 do referido lábio 124.

Também numa forma de realização preferida, a referida porção roscada 130 tem uma ranhura 136 de aproximadamente 0,76 mm (0,030 de polegada) na referida primeira extremidade 132 com aproximadamente 2,29 mm (0,090 de polegada) a seguir à referida rosca 130 e outra ranhura 136 com aproximadamente 0,76 mm (0,030 de polegada) a seguir à referida rosca 130 na referida segunda extremidade 134. Externamente, o corpo da ponteira 98 possui também um cano de alinhamento 138, o qual tem uma primeira 140 e uma segunda 142 extremidades a seguir à referida porção roscada 130, estando a referida primeira extremidade 140 ligada à referida porção roscada 130. A segunda extremidade 142 do referido cano de alinhamento 138 é colocada com a referida extremidade de acoplamento 116 do referido corpo da ponteira 98. Também a referida segunda extremidade 142 do referido cano de alinhamento 138 contém um orifício 144 de diâmetro substancialmente equivalente ou ligeiramente maior que o da fibra ótica montada dentro do referido furo escalonado 102. O referido orifício 144 está interligado com o referido furo interno escalonado 102. O referido orifício tem um diâmetro de aproximadamente 0,28 mm (0,011 de polegada) e um comprimento de 0,64 mm (0,025 de polegada). Também numa forma de realização preferida, o referido cano de alinhamento 138 tem um chanfre 146 na periferia da referida segunda extremidade 142. De preferência, o referido chanfre 146 tem um ângulo de aproximadamente 45 graus e um comprimento de 0,38 mm (0,015 de polegada). Formas de realização alternativas podem

utilizar chanfres de diferentes ângulos ou formatos ou dispensar completamente o uso de um chanfre.

O cano de alinhamento 138 da presente técnica é conformado de forma única no âmbito das formas de realização, para indicar se a luz de laser ou a luz de iluminação deverão ser aplicadas á fibra ótica. Numa forma de realização preferida da ponteira de laser, que não é uma forma de realização da invenção, o cano de alinhamento é de diâmetro uniforme, de aproximadamente 0,30 mm (0,118 de polegada) de diâmetro, o que indica à fonte 36 que é desejada luz ou energia de laser. Na forma de realização da invenção, o cano de alinhamento contém uma cavidade 148, localizada aproximadamente a 1,9 mm (0,075 de polegada) da segunda extremidade 142 do referido cano 138 e que se estende até aproximadamente 6,8 mm (0,268 de polegada) da referida segunda extremidade 142. Quando utilizada, a fonte de luz de laser e de iluminação 10 deteta essa cavidade e determina que é desejada luz de iluminação e não luz de laser. Outras formas de realização alternativas podem utilizar a forma de realização da cavidade 148 anteriormente referida para a luz de laser e o diâmetro uniforme do cano para a luz de iluminação.

Internamente o referido furo escalonado 102 comprehende, em primeiro lugar, um primeiro furo maior, substancialmente no interior da referida porção de cabeça, que tem aproximadamente 2,49 mm (0,098 de polegada) de diâmetro e se estende a praticamente todo o comprimento da referida cabeça. Um segundo furo intermédio com aproximadamente 1,6 mm (0,063 de polegada) estende-se desde o referido primeiro furo até ao referido orifício 144 no interior da referida porção roscada 130 e do referido cano de alinhamento 138. Também numa forma de realização preferida, o comprimento do orifício 144 é de aproximadamente 0,635 mm (0,025 de

polegada). Formas de realização alternativas podem utilizar primeiros e segundos furos e orifícios possuidores de dimensões de diâmetro e de comprimento, desde que as porções de diâmetro sejam menores do que as porções externas da ponteira no interior da qual cada um deles está localizado.

Quando montada com uma fibra ótica, a fibra ótica estende-se através do referido furo 102 e do orifício 144 e termina substancialmente ao nível da extremidade de conexão 116 do referido corpo de ponteira 98 ou da segunda extremidade 142 do referido cano de alinhamento 138. De preferência, a referida fibra ótica é retida no referido furo 102 por meio de envasamento ou de compostos adesivos, que envolvem a referida fibra e se ligam ao referido furo 102 da ponteira 98.

Numa forma de realização preferida, o diâmetro externo da cabeça 118 é aproximadamente 5,94 mm (0,234 de polegada) com um comprimento de aproximadamente 9,53 mm (0,375 de polegada). O diâmetro externo do lábio 124 é de aproximadamente 7,92 mm (0,312 de polegada) com uma espessura de aproximadamente 0,635 m (0,025 de polegada). Também o referido cano de alinhamento 138 tem um diâmetro de aproximadamente 3 mm (0,118 de polegada) e 9,65 mm (0,380 de polegada) de comprimento.

Onde sejam fornecidos, dimensões, atributos geométricos e tamanhos das rosas destinam-se a fins informativos e de habilitação de formas de realização preferidas. Formas de realização alternativas podem utilizar uma multiplicidade de variações do anteriormente referido sem se afastarem do âmbito da presente invenção. Isso é particularmente verdadeiro no que se refere à referida cabeça 118, ao lábio 124 e à porção roscada 130. O referido lábio 124 pode estar

integrado como parte da cabeça 118 ou ser completamente removido. Também a posição, localização e tipo da porção roscada 130 podem variar. A referida porção roscada 130 pode não utilizar as referidas ranhuras 136, utilizar ranhuras de um comprimento menor ou maior, ou os referidos cabeça 118 e lábio 124 terem diâmetros dimensionados substancialmente iguais, ou menores, do que o diâmetro exterior das referidas roscas 130. A técnica da presente invenção pode ser fabricada a partir de uma pluralidade de materiais, que inclui sem a eles se limitar, metais, plásticos, cerâmica ou materiais compósitos.

Um medidor de energia do laser 150 possui um sensor 152, um visor indicador da energia 154 e circuitos de controlo associados 156. O medidor de energia 150 permite a um cirurgião colocar a sonda endoscópica de fibra ótica no referido sensor 152, energizar o laser através da fonte de iluminação e de laser 10 e medir a saída da energia de laser conforme vista no referido indicador 154. A inclusão do anteriormente citado é especialmente útil devido às variações nas fibras óticas ou para ter em conta a atenuação através da fonte de iluminação e de laser 10. Por meio da utilização do medidor de energia 150, o cirurgião tem total conhecimento da energia laser transmitida para o sítio cirúrgico. Formas de realização alternativas podem utilizar o referido medidor de energia 150 para medição da intensidade de saída de iluminação 37, bem como para a energia da luz de laser 14.

Em funcionamento, o cirurgião liga uma fonte de luz de laser por intermédio de uma fibra ótica, ao conector de entrada do laser 18 do aparelho 10. Depois disso o cirurgião liga uma ponteira de conexão 98 a uma fibra ótica integral ligada a uma sonda endoscópica, na primeira saída 39 ou, apenas para iluminação, na referida segunda saída.

Se a referida ponteira de conexão 98 na referida primeira saída 39 não possuir a cavidade anteriormente referida 148, o aparelho 10 permitirá que o espelho de orientação 24 se posicione dentro do percurso da luz de iluminação 11 e ainda permita a transmissão da luz de laser. Se o cirurgião desejar medir a saída da energia laser, ele ou ela, coloca a extremidade de saída da sonda endoscópica no referido sensor 152 e com a ativação total do laser, lê a saída da energia laser no visor 154. Se o aparelho 10 for ligado à energia, o cirurgião procede à iluminação dos tecidos em causa com um cone de luz branca de iluminação, que apresenta uma sombra, onde o feixe de laser será colocado e um feixe de laser de mira, tipicamente vermelho, é inserido dentro da referida sombra. Quando da ativação total da energia laser, um feixe de laser de tratamento, tipicamente verde, substitui o referido feixe de laser de mira, tipicamente vermelho, para tratar os tecidos em causa. Toda a iluminação e todo o tratamento anteriormente referidos podem ser conseguidos com uma só incisão e através de uma única fibra ótica de menor diâmetro do que o das fontes da técnica anterior.

Os técnicos apreciarão que uma ponteira de conexão de iluminação fotónica e de laser 98 foi também apresentada e descrita. A referida ponteira 98 é especialmente útil para a ligação rápida e positiva de uma fibra ótica a uma fonte de laser ou de iluminação 10 conforme aqui descrita e permite ainda à referida fonte 10 distinguir o tipo da fibra ótica ou o seu uso, que é para iluminação ou para aplicação de laser médico. O dispositivo da presente técnica é útil durante a cirurgia e especialmente a cirurgia oftálmica. Os técnicos apreciarão igualmente a inclusão integral de um medidor de energia numa saída de uma fibra ótica de laser.

Tendo descrito a invenção em pormenor, os técnicos apreciarão que podem ser feitas modificações à invenção. Por isso, não se pretende que o âmbito da invenção seja limitado às formas de realização específicas ilustradas e descritas. Pretende-se antes que o âmbito da invenção seja determinado pelas reivindicações anexas e seus equivalentes.

Lisboa, 17 de Outubro de 2014

## REIVINDICAÇÕES

1. Ponteira de conexão para utilização com uma fonte de luz visível de iluminação de largo espectro e uma fonte de luz de laser para tratamento, compreendendo:  
Um corpo de ponteira (98) com um furo interno (102), que possui uma fibra ótica (60) e uma cabeça (118); e  
Uma porção roscada (130) ligada à e instalada a seguir à referida cabeça (118); e  
Um cano de alinhamento (138) ligado à e colocado a seguir à referida porção roscada (130); e  
Uma extremidade de acoplamento (116) oposta à referida porção roscada (130); e  
Um orifício (144) na referida extremidade de acoplamento (116) de diâmetro substancialmente equivalente ou maior do que o da referida fibra ótica (60),  
Caracterizada por  
Uma cavidade (148) no interior do referido cano de alinhamento (138) para distinguir a referida fibra ótica (60) como sendo para fonte de luz de laser para tratamento, fonte de luz para iluminação (36) ou ambas.
2. A ponteira de conexão para uso com uma fonte de iluminação ou de laser de acordo com a reivindicação 1, onde:  
a referida porção roscada é uma rosca UNC 8-32.
3. Método para a utilização de uma ponteira de conexão para transmitir luz visível de iluminação de largo espectro cirurgicamente útil ou luz de laser para tratamento, através de uma única fibra ótica, compreendendo a ponteira de conexão:

Um corpo de ponteira (98), que tem um furo interno (102) no qual está colocada uma fibra ótica (60), tendo o corpo da ponteira (98) uma extremidade exterior (114) e uma extremidade de acoplamento (116), uma cabeça (118) com uma primeira extremidade (122) e uma segunda extremidade (23), estando a primeira extremidade (122) da cabeça (118) colocada na extremidade externa (114) do corpo da ponteira (98); e um cano de alinhamento (138) com uma primeira extremidade (140) e uma segunda extremidade (142), estando a segunda extremidade (142) do cano de alinhamento (138) colocada na extremidade de acoplamento (116) do corpo da ponteira (98); um orifício (144) na referida extremidade de acoplamento (116) de diâmetro substancialmente equivalente ou maior do que o diâmetro da referida fibra ótica (60); e uma cavidade (148) no interior do referido cano de alinhamento (138),

Caracterizado por

Utilizar a referida cavidade (148) para distinguir a referida fibra ótica (60) para uso com a luz de laser para tratamento (14), com a referida luz de iluminação (36) ou com ambas.

Lisboa, 17 de Outubro de 2014

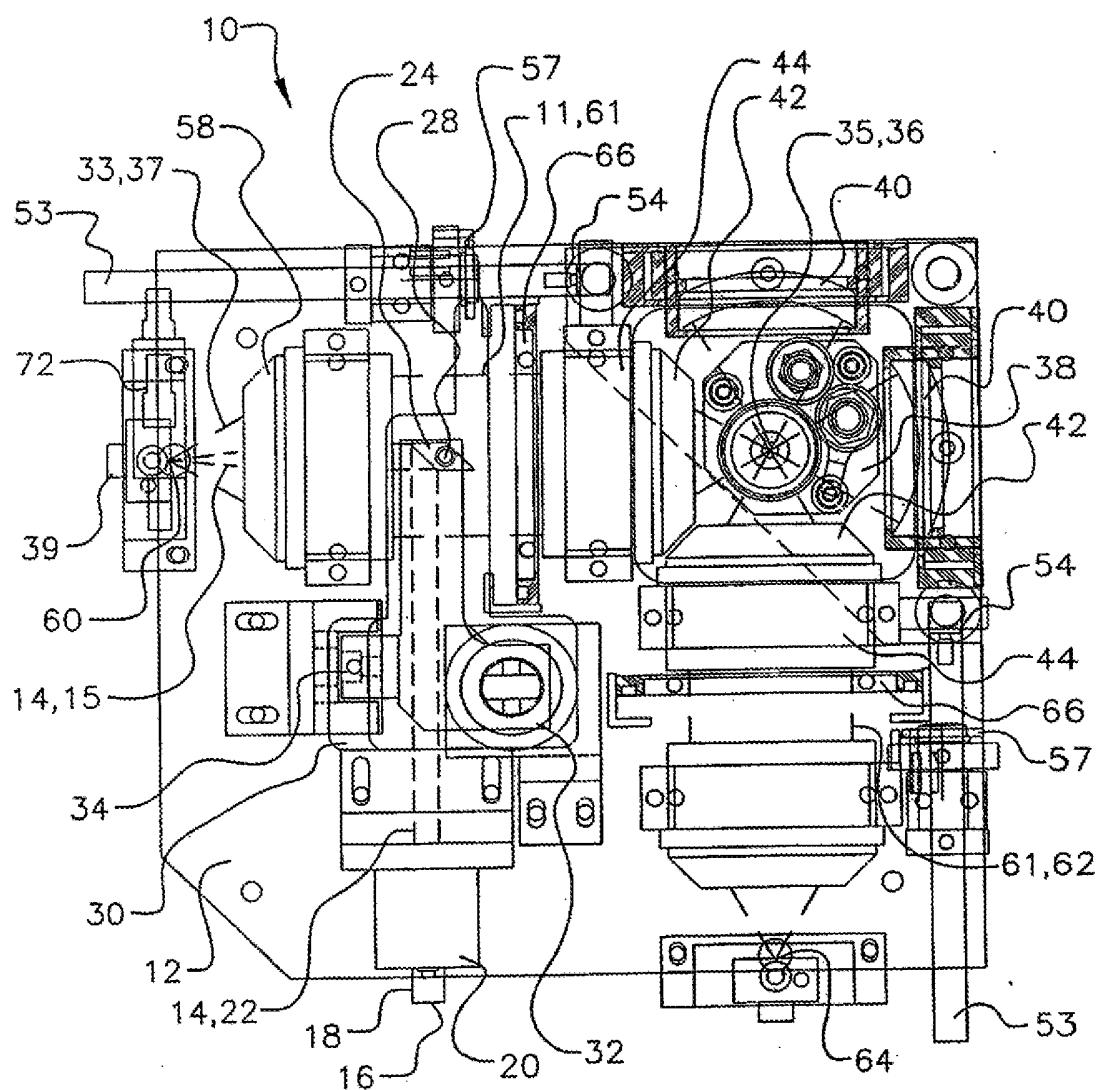


FIG. 1

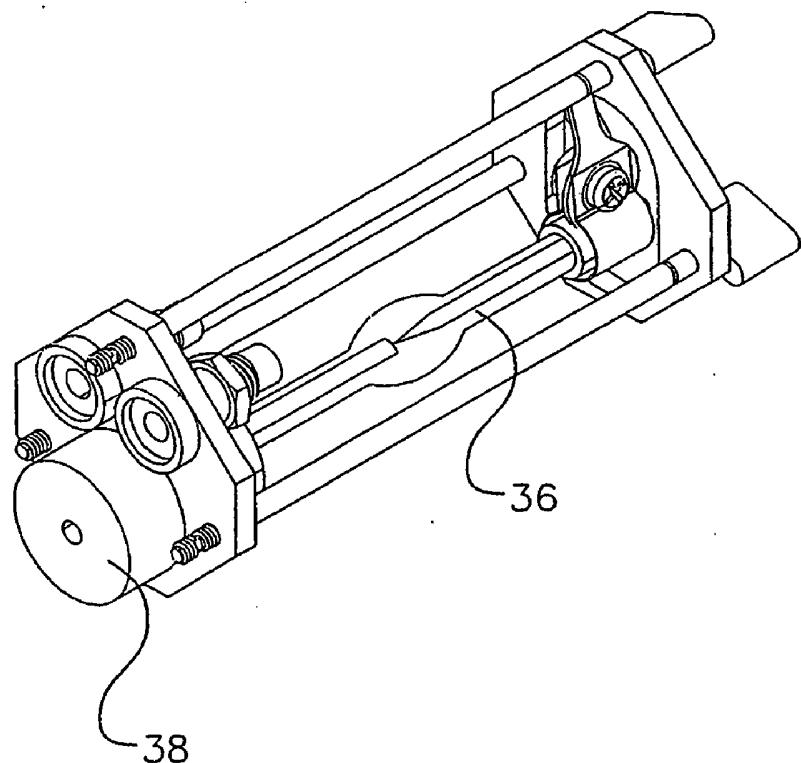


FIG. 2

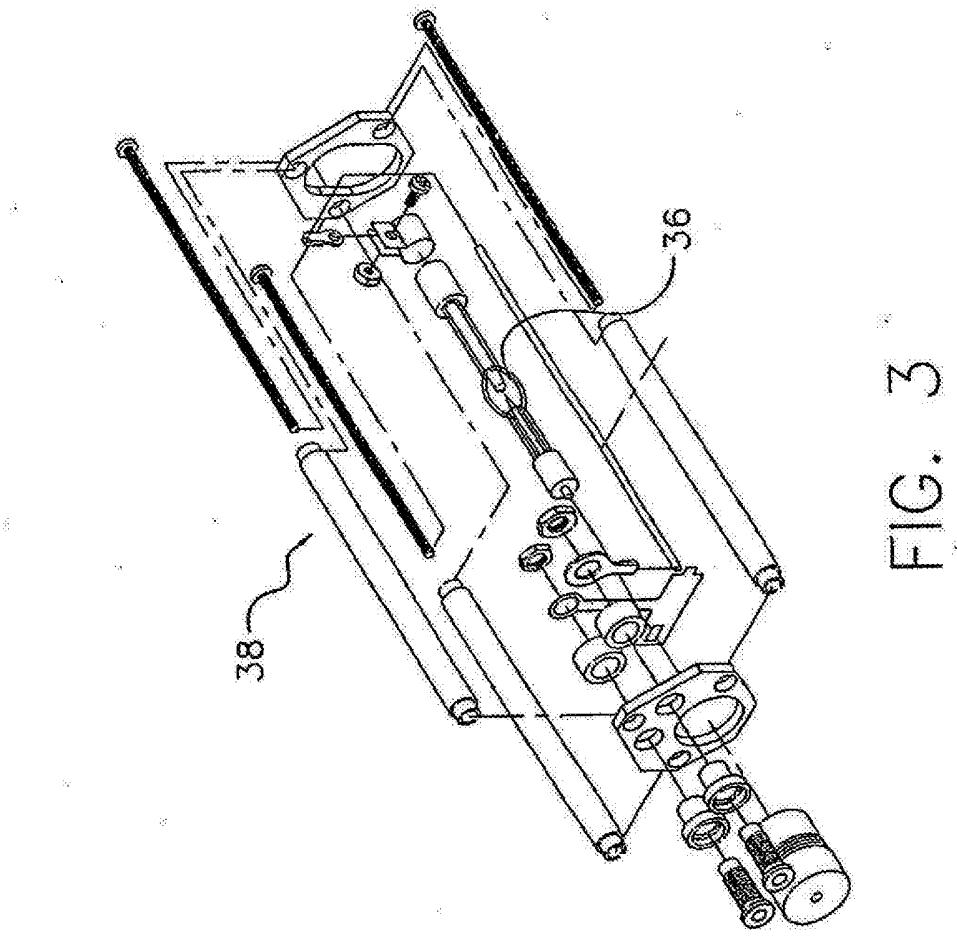
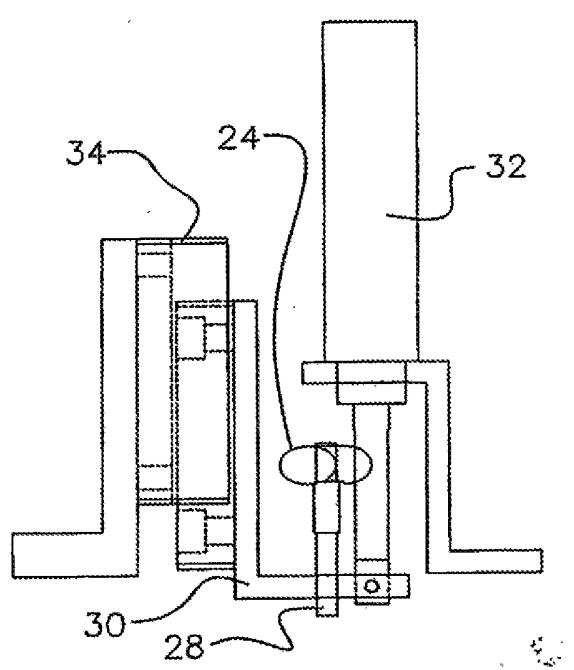
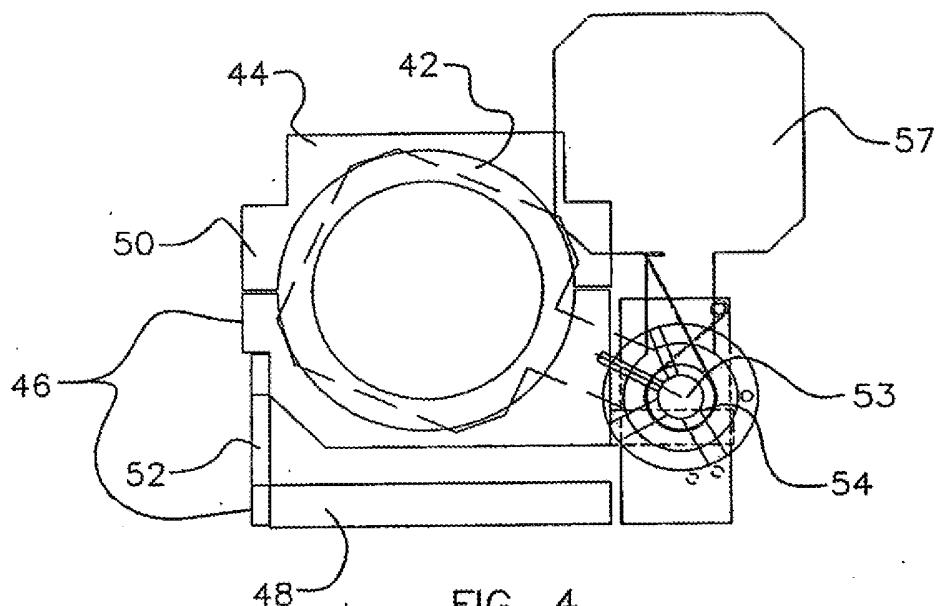


FIG. 3



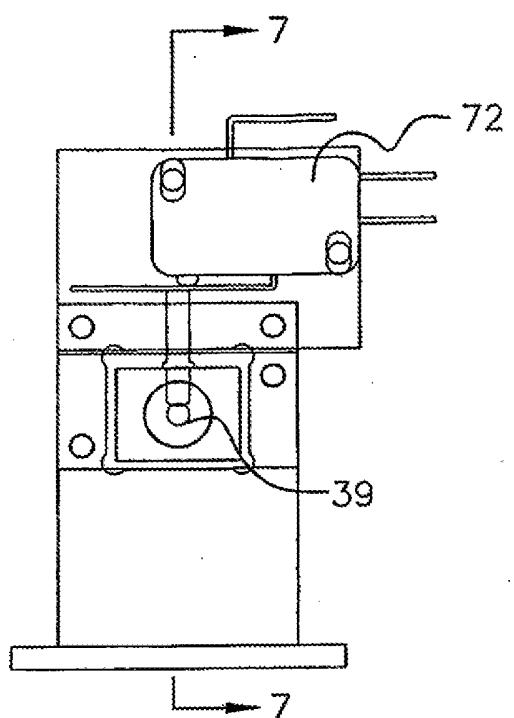


FIG. 6

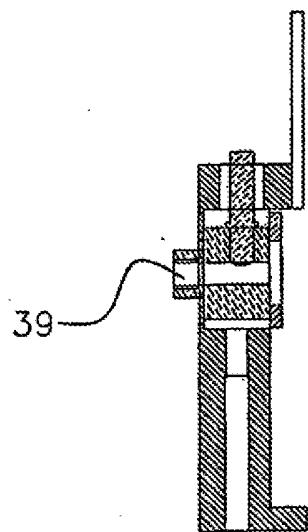


FIG. 7

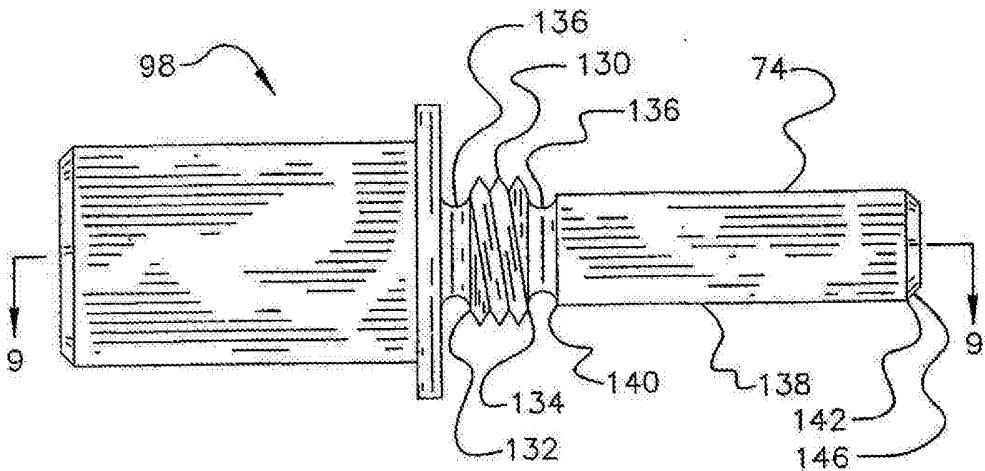


FIG. 8

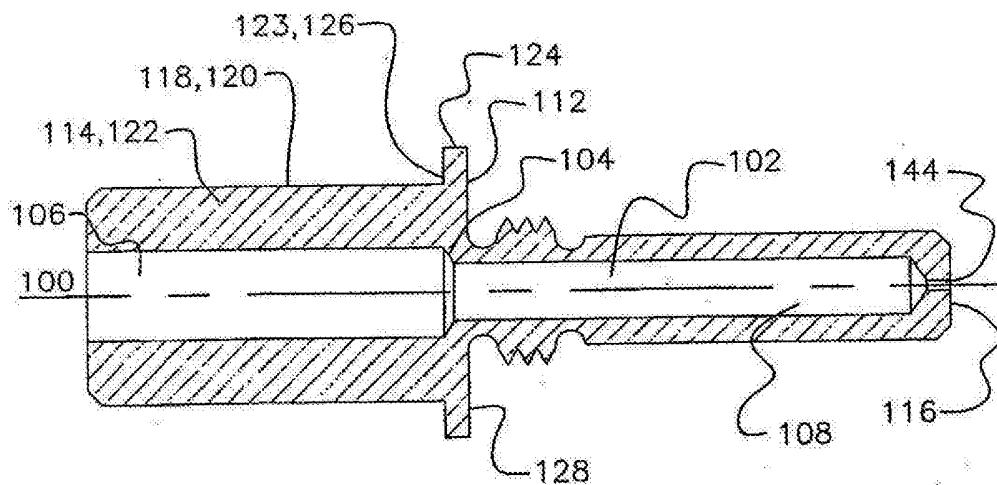


FIG. 9

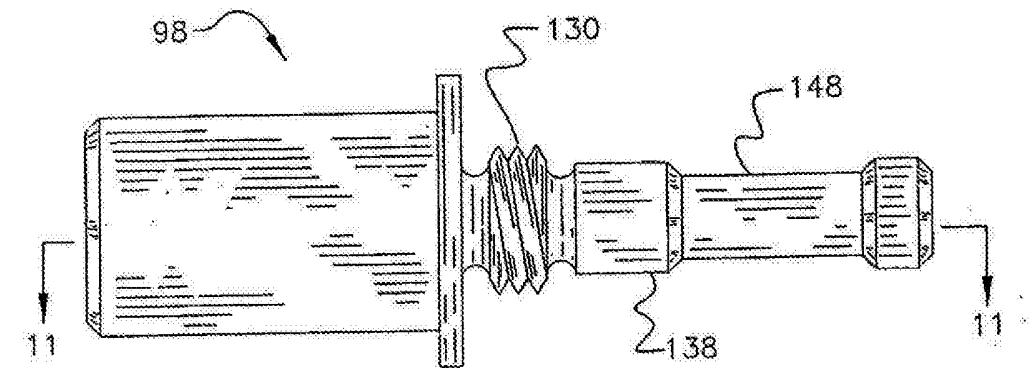


Fig. 10

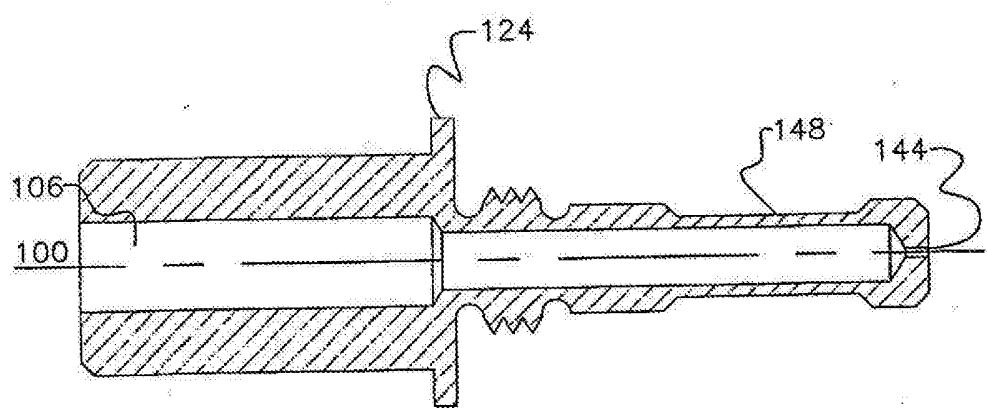


Fig. 11

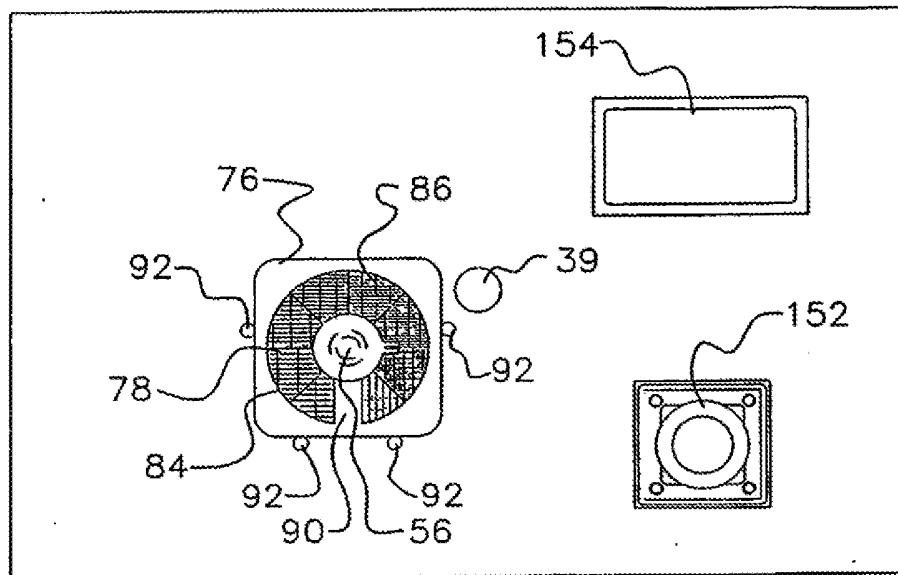


FIG. 12

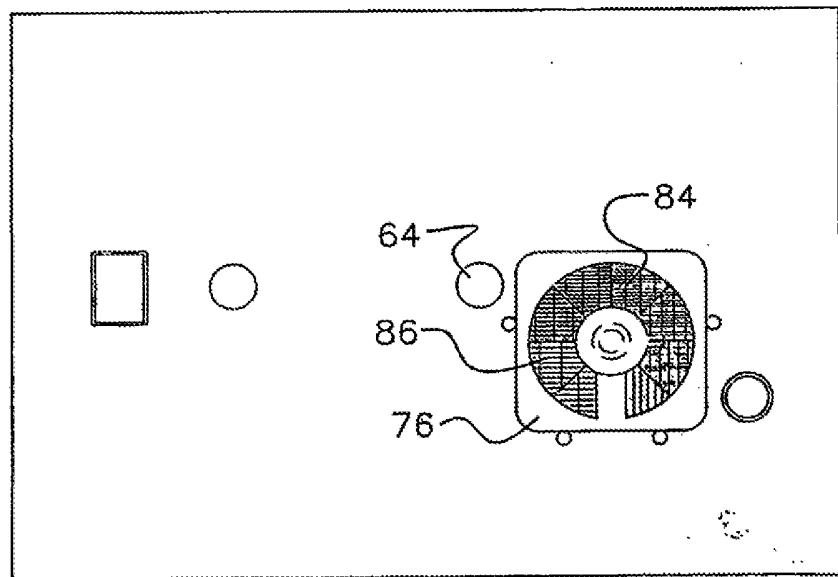


FIG. 13

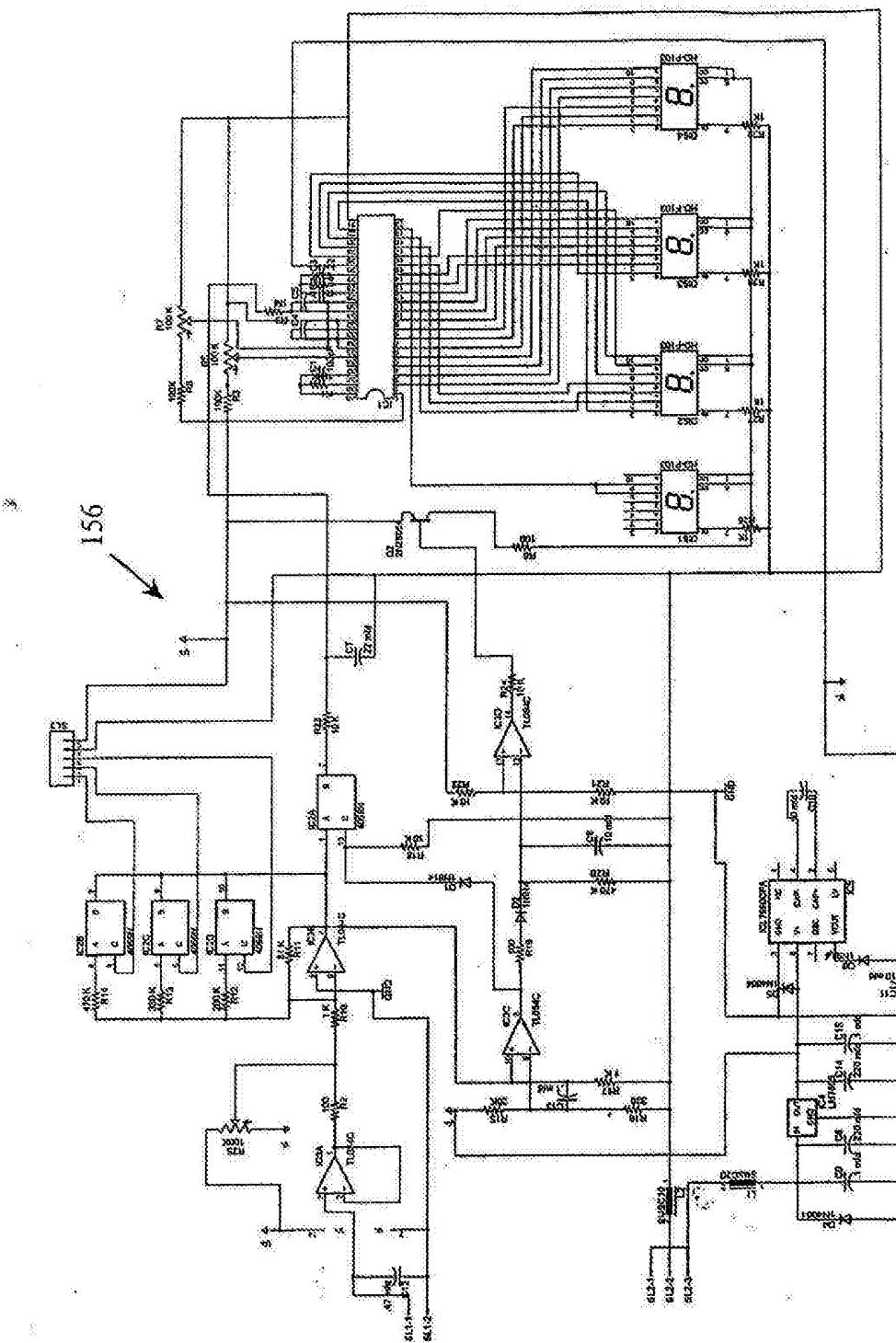
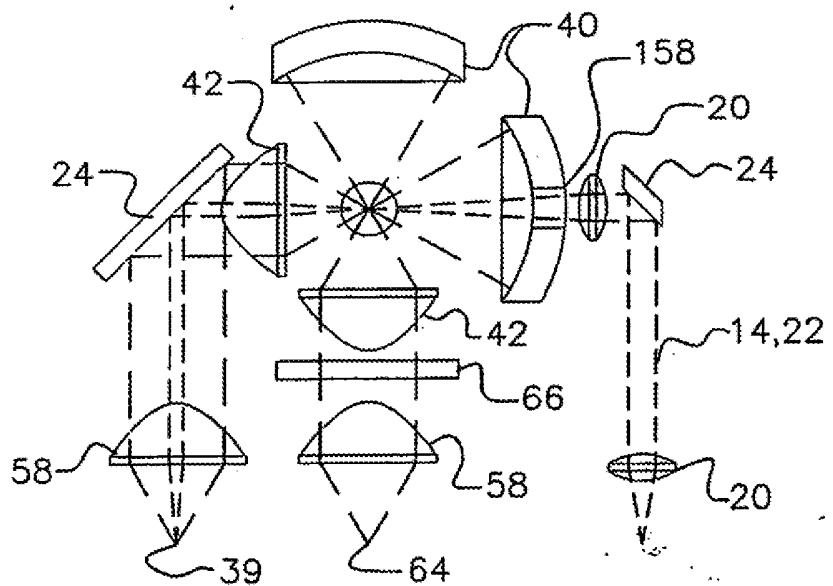
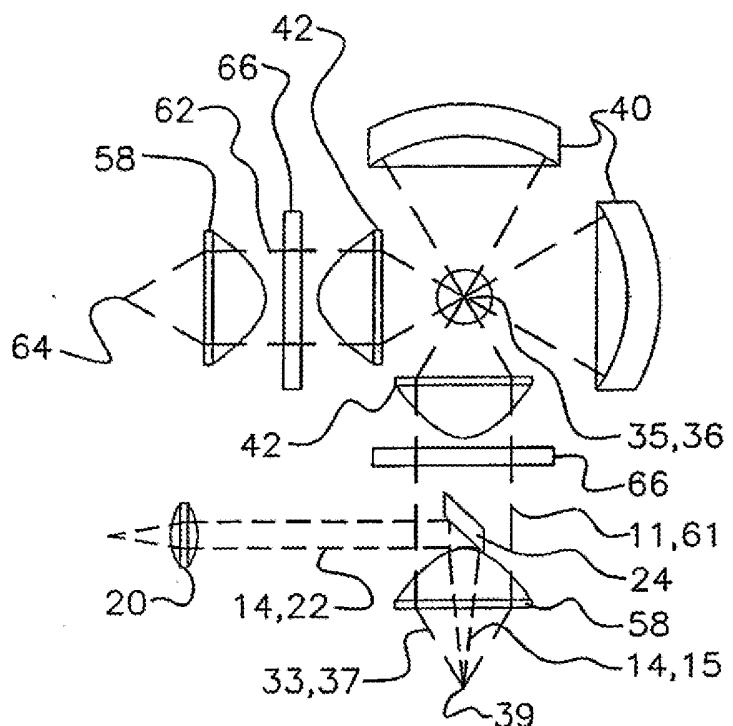


FIGURA 14



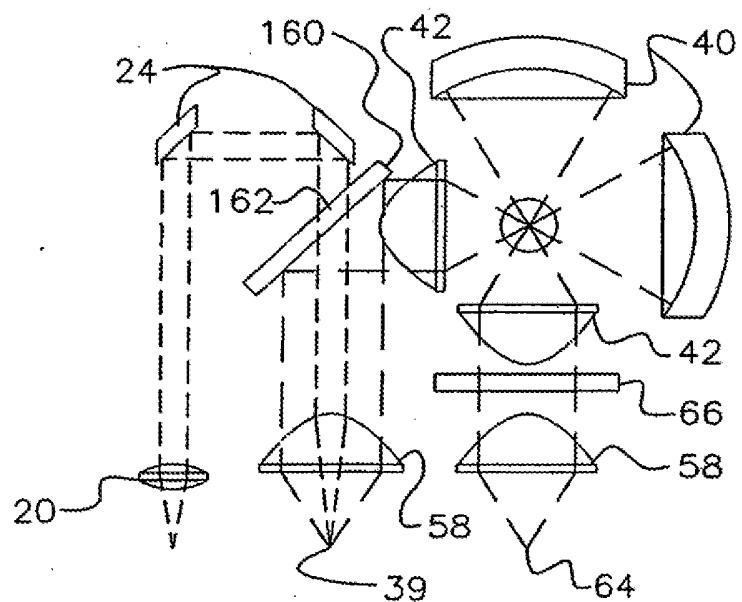


FIG. 17

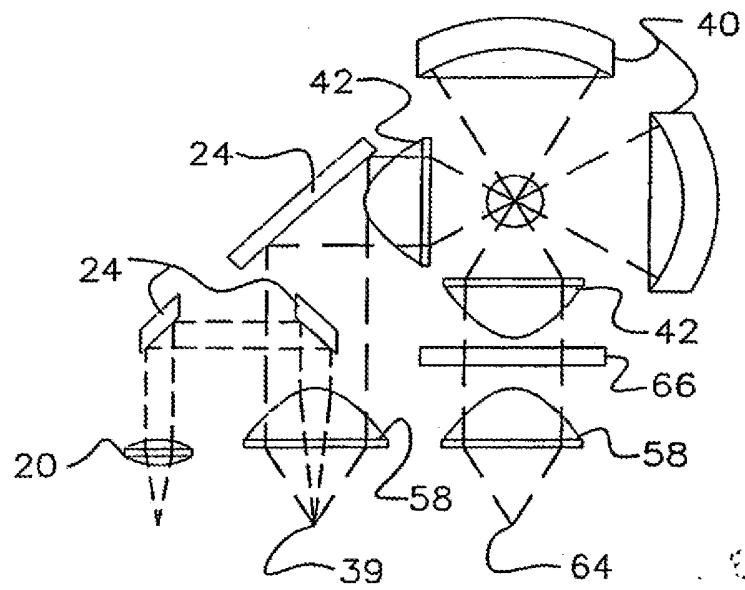


FIG. 18

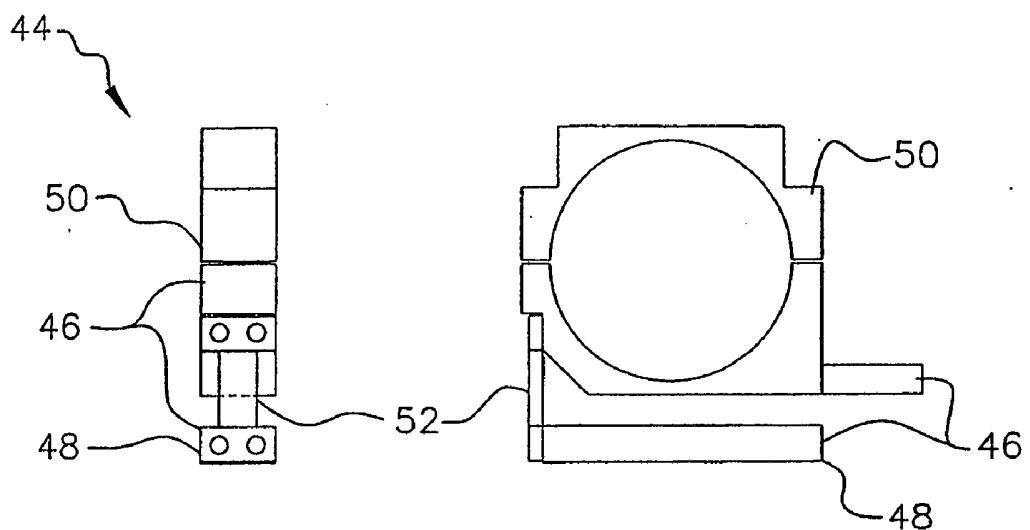


FIG. 19

FIG. 20

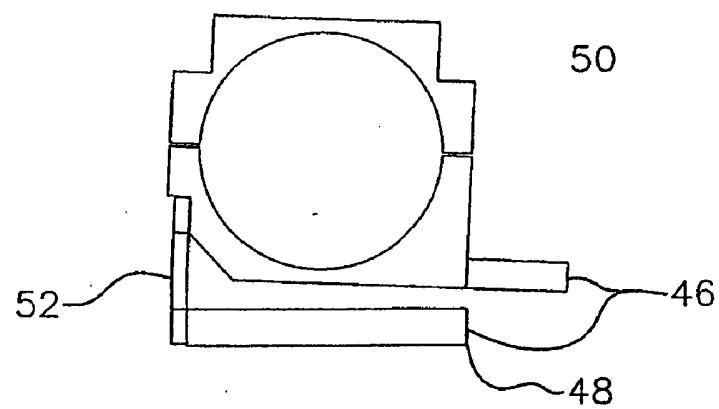


FIG. 21

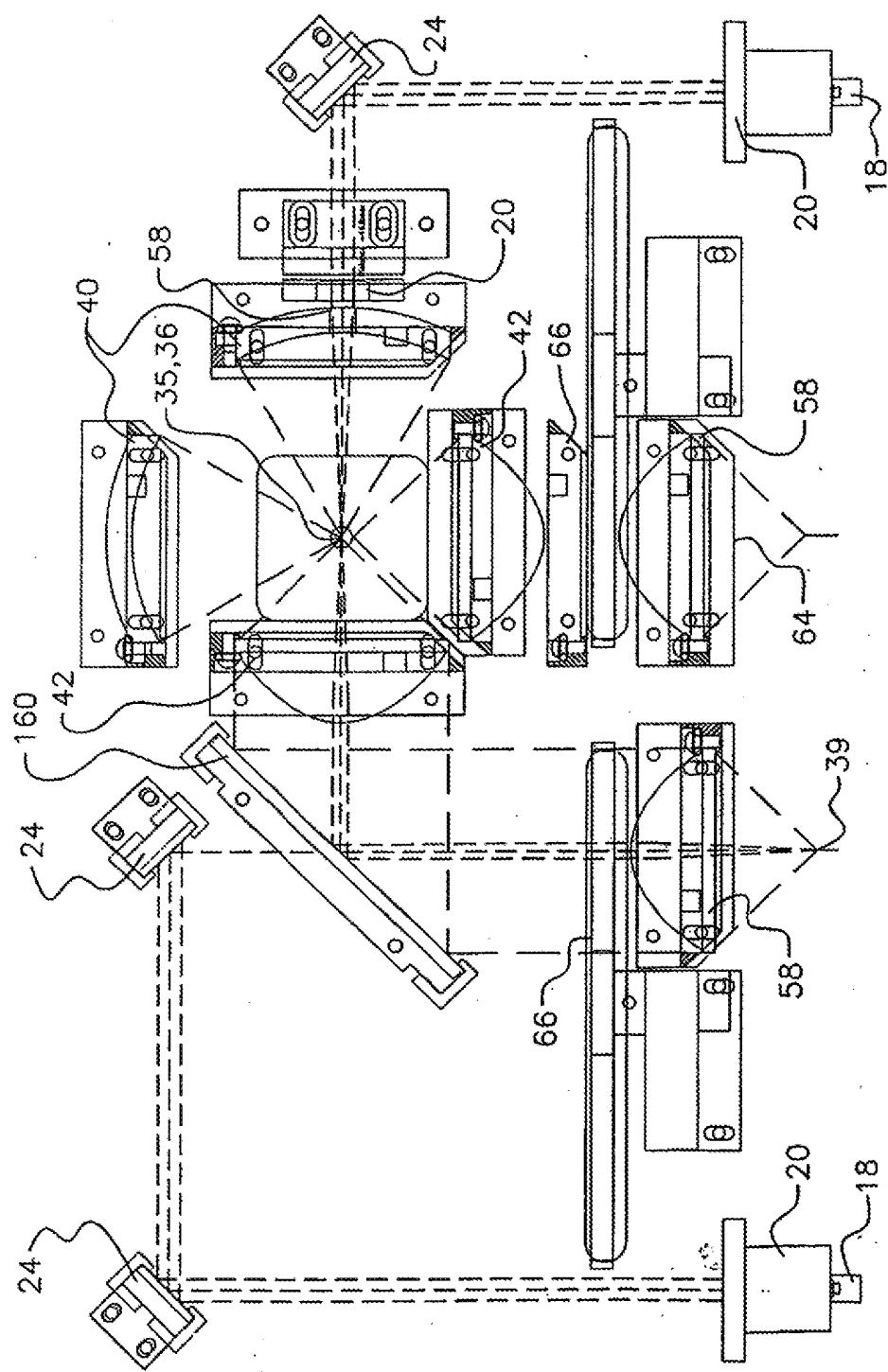


FIG. 22

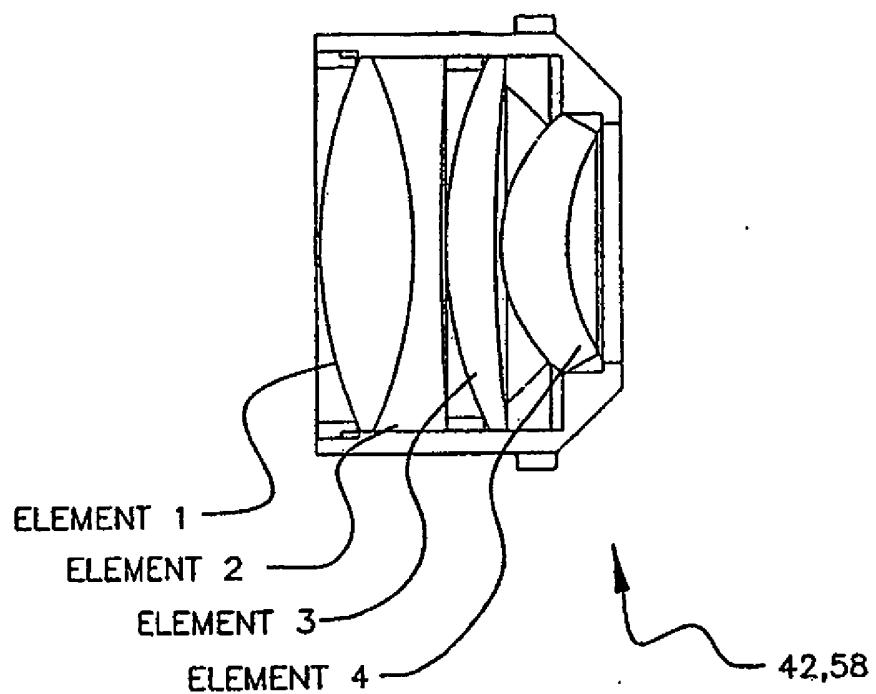


FIG. 23

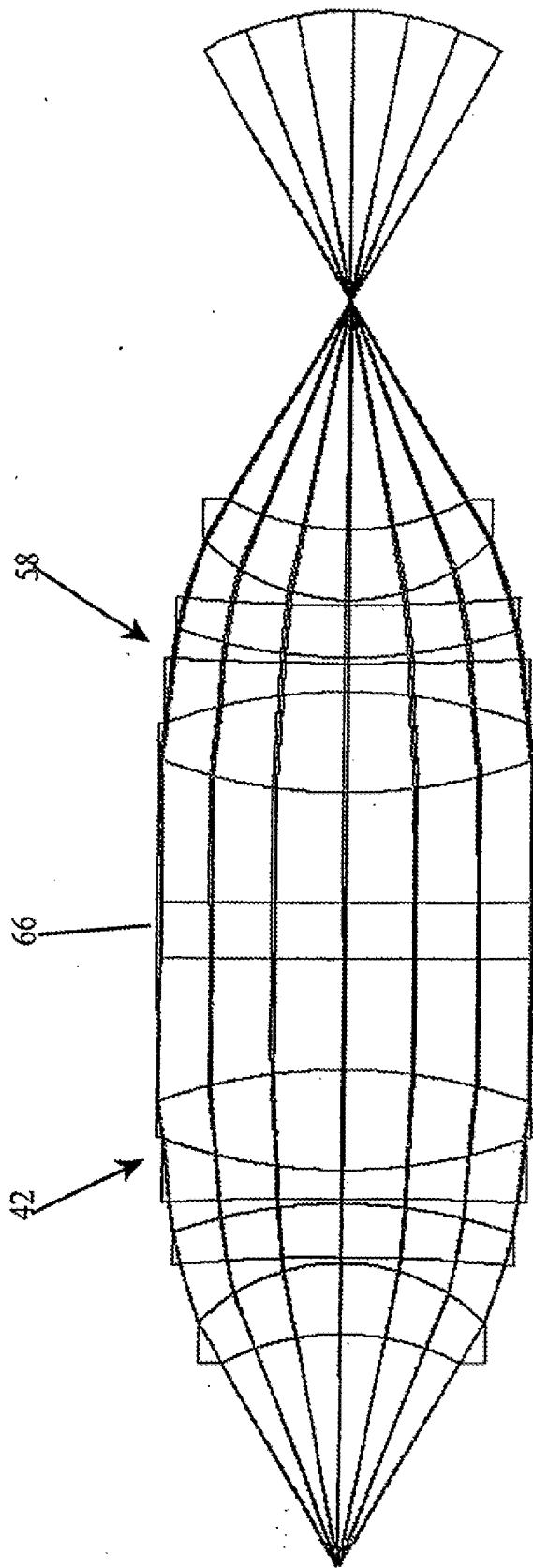


FIG. 24

Descrição	Polegadas (Milímetros)	
	Raio 1	Raio 2
Raios de Curvatura	1.7824	1.7824
Tolerância de Franja	.5	.5
Tolerância de Irregularidade	1/8	1/8
Acabamento	40/20	40/20
Abertura Livre	1.352	1.340
Largura da Face do Bisel		
C.T.	.350	
Tolerância C.T.	$\pm .001$	
Tolerância de Aresta	$\pm .0005$	
Diâmetro	1.450	
Tolerância do Diâmetro	$+.000$ $-.002$	
<i>MATERIAL</i>		
Tipo	S-BSM-81	
Gram		
Recozimento		
Fusão		
<i>REVESTIMENTO</i>		
R1	R2	
AR VIS.	N/A	

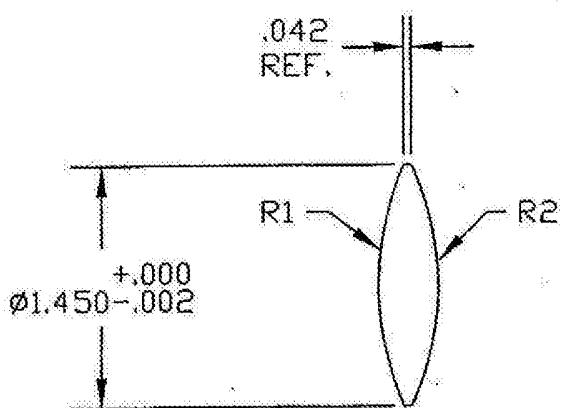


FIG. 25

Descrição	Polegadas (Milímetros)	
	Raio 1	Raio 2
Raios de Curvatura	-1.7824	-12.554
Tolerância de Franja	.5	.5
Tolerância de Irregularidade	1/8	1/8
Acabamento	40/20	40/20
Abertura Livre	1.340	1.340
Largura da Face do Bisel		
C.T.	.100	
Tolerância C.T.	$\pm .001$	
Tolerância da Área	$\pm .0005$	
Diâmetro	1.450	
Tolerância do Diâmetro	$+.000$ $-.002$	
<b>MATERIAL</b>		
Tipo	SF-11	
Grau		
Recozimento		
Fusão		
Revestimento		
R1		
N/A	AR VIS.	
R2		

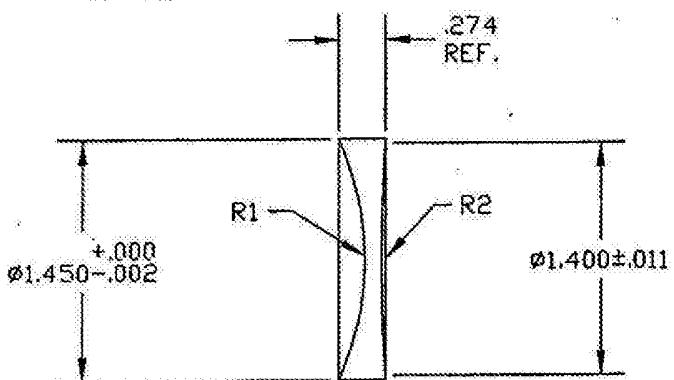


FIG. 26

Descrição	Polegadas (Milímetros)	
	Raio 1	Raio 2
Raios de Curvatura	1.6807	-5.8471
Tolerância de Franja	.5	.5
Tolerância de Irregularidade	1/8	1/8
Acabamento	40/20	40/20
Abertura Livre	1.310	1.288
Largura da Face do Bisel		
C.T.	.185	
Tolerância C.T.	$\pm .001$	
Tolerância de Aresta	$\pm .0005$	
Diâmetro	1.450	
Tolerância do Diâmetro	$+.000$ $-.002$	
<b>MATERIAL</b>		
Tipo	S-BSM-81	
Grau		
Recozimento		
Fusão		
<i>Revestimento</i>		
R1	R2	
AR VIS.	AR VIS.	

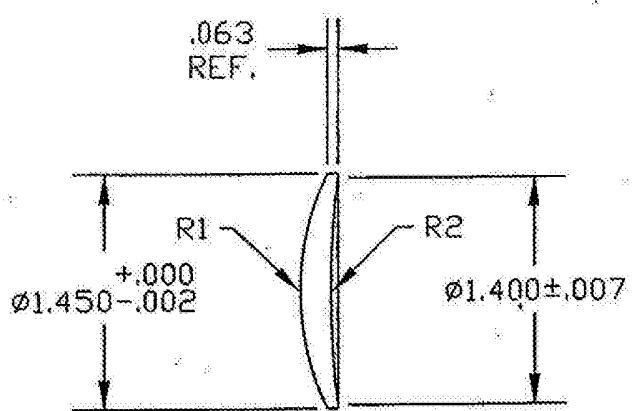


FIG. 27

Descrição	Polegadas (Milímetros)	
	Raio 1	Raio 2
Raios de Curvatura	.6601	-.8302
Tolerância de Franja	.5	.5
Tolerância de Irregularidade	1/8	1/8
Aceitamento	40/20	40/20
Abertura Livre	.900	.800
Largura da Face de Bisel		
C.T.	.250	
Tolerância C.T.	$\pm .001$	
Tolerância de Aresta	$\pm .0005$	
Dâmetro	1.000	
Tolerância do Dâmetro	$+.000$ $-.002$	
<i>MATERIAL</i>		
Tipo	S-BSM-81	
Grau		
Recoimento		
Fusão		
<i>Revestimento</i>		
R1	R2	
AR VIS.	AR VIS.	

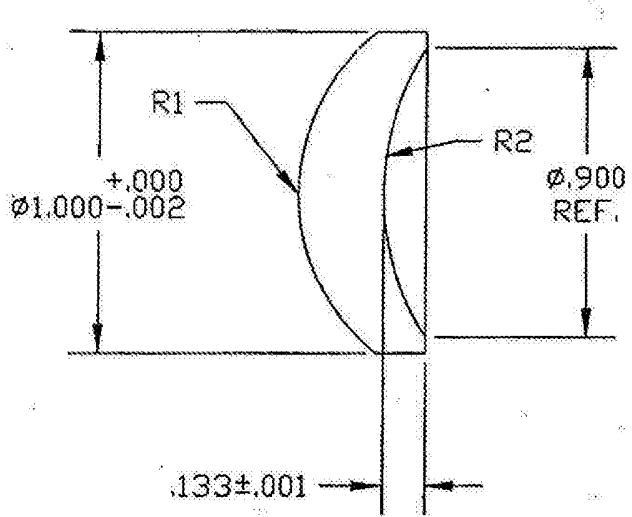


FIG. 28

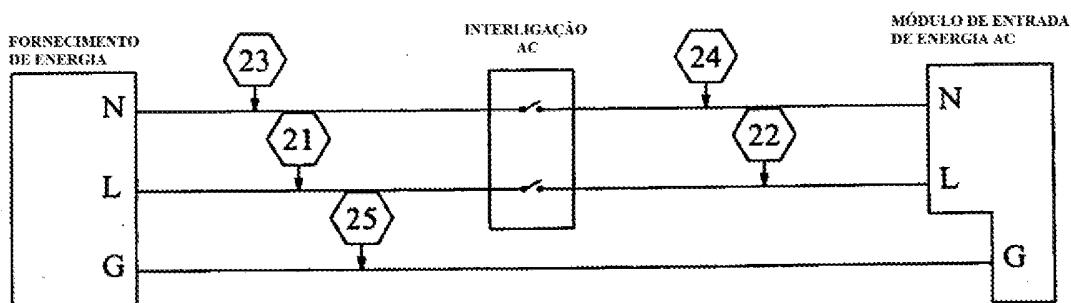
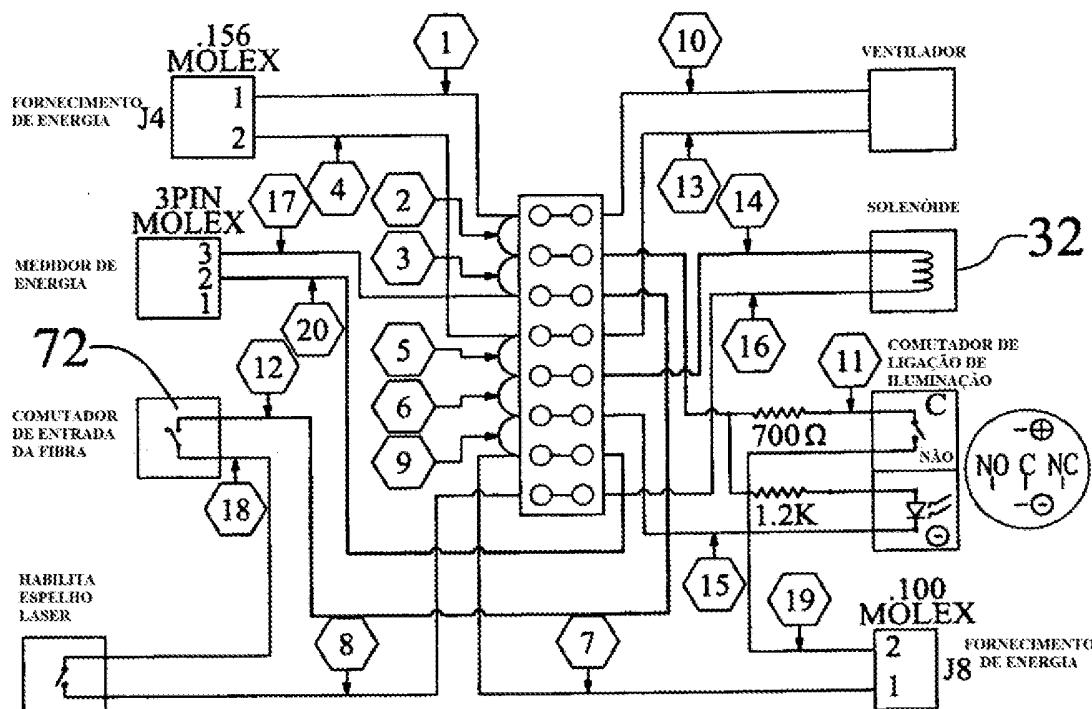


FIG. 29