



República Federativa do Brasil
Ministério do Desenvolvimento, Indústria
e do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI0618088-4 A2**

(22) Data de Depósito: 31/10/2006
(43) Data da Publicação: 16/08/2011
(RPI 2119)



(51) *Int.Cl.:*
A61F 9/007 2006.01

(54) Título: **ILUMINADOR CIRÚRGICO DE ÂNGULO VARIÁVEL**

(30) Prioridade Unionista: 31/10/2005 US 60/731,942

(73) Titular(es): Alcon, Inc.

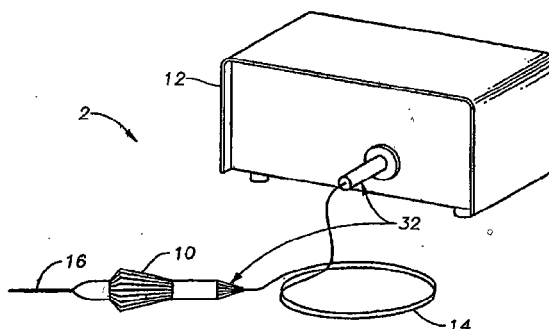
(72) Inventor(es): Ronald T. Smith

(74) Procurador(es): Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) Pedido Internacional: PCT US2006042398 de 31/10/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/053591 de 10/05/2007

(57) **Resumo:** ILUMINADOR CIRÚRGICO DE ÂNGULO VARIÁVEL. A presente invenção refere-se a um iluminador de grande ângulo de iluminação de ângulo variável que é descrito, uma modalidade sendo um sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável e calibre pequeno compreendendo: uma fonte de luz para fornecer um feixe de luz; um cabo ótico acoplado de forma ótica à fonte de luz para receber e transmitir o feixe de luz; uma peça manual, acoplada de forma operacional ao cabo ótico; uma fibra ótica; acoplada de forma operacional à peça manual, onde a fibra ótica é óticamente acoplada ao cabo ótico para receber e transmitir o feixe de luz; um conjunto ótico, acoplado de forma ótica a uma extremidade distal da fibra ótica, para receber o feixe de luz e fornecer o feixe de luz para iluminar um campo cirúrgico; e uma cânula, acoplada de forma operacional à peça manual e ao conjunto ótico, para alojar e direcionar o conjunto ótico para iluminar uma área selecionada, tal como um local cirúrgico. O conjunto ótico pode compreender, por exemplo, um difusor de cristal líquido disposto por polímero/fibra ("PDLC") acoplado óticamente a uma agulha ótica ou um cone concentrador parabólico composto embutido ("CPG"). Na modalidade de difusor PDLC/agulha, a fibra pode ser uma fibra ótica de endoiluminador padrão com 0,50 NA ou valor similar. O feixe de luz da fonte de luz é emitido a partir da extremidade distal da fibra ótica e fornecido para o difusor PDLC para transmissão adicional. O grau de difusão do feixe de luz no difusor PDLC pode ser controlado eletricamente e pode variar de não difusão para um grau muito alto de difusão. Depois de passar através do difusor PDLC, o feixe de luz é fornecido para uma agulha ou fibra, tal como uma agulha de vidro ou fibra, que transmite o feixe de luz para o local cirúrgico no olho.





Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**ILUMINADOR CIRÚRGICO DE ÂNGULO VARIÁVEL**".

REFERÊNCIA CRUZADA A PEDIDOS RELACIONADOS

5 Esse pedido reivindica prioridade sob 35 U.S.C. § 119 ao pedido de patente provisório No. 60/731.942, depositado em 31 de outubro de 2005, todo o conteúdo do qual é incorporado aqui por referência.

CAMPO TÉCNICO DA INVENÇÃO

10 A presente invenção refere-se geralmente a instrumentação cirúrgica. Em particular, a presente invenção refere-se a instrumentos cirúrgicos para iluminação de uma área durante uma cirurgia ótica. Ainda mais particularmente, a presente invenção refere-se a um iluminador de grande angulação, de pequena calibragem e ângulo variável para iluminação de um campo cirúrgico.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

15 Em cirurgia oftálmica, e em particular em cirurgia vítreo-retinal, é desejável se utilizar um sistema microscópico cirúrgico de grande angulação para visualizar a maior parte da retina possível. A lente objetiva de grande angulação para tais sistemas microscópicos existe, mas exige um campo de iluminação mais amplo do que o fornecido pelo cone de iluminação de uma
20 sonda de fibra ótica típica. Como resultado disso, várias tecnologias foram desenvolvidas para aumentar o espalhamento do feixe da luz relativamente incoerente fornecida por um iluminador de fibra ótica. Esses iluminadores de grande angulação conhecidos podem, dessa forma, iluminar uma parte maior da retina como necessário pelos sistemas microscópicos cirúrgicos grande
25 angulares atuais. Atualmente os iluminadores de grande angulação existentes, no entanto, exibem várias desvantagens.

30 Uma desvantagem exibida por alguns iluminadores de grande angulação da técnica anterior para cirurgia oftálmica é a combinação do índice de refração de luz do fluido vítreo do olho ao da superfície de refração de luz da lente do iluminador que entra em contato com o fluido vítreo do olho. O contato do fluido vítreo do olho com a superfície de refração de luz da lente de espalhamento de luz de tais sistemas da técnica anterior resulta

em uma refração de luz aquém do ideal devido à permuta de índice causada pelo fluido vítreo do olho. A patente U.S. No. 5.624.438, intitulada "Retinal Wide-Angle Illuminator For Eye Surgery," e expedida para R. Scott Turner, fornece um sistema para se superar o efeito da combinação do índice de refração através do uso de uma saliência de índice de refração alto, mediada
5 pela presença de um espaço de ar. O espaço de ar é apresentado entre a extremidade distal de uma fibra ótica e a superfície de refração de luz da lente do iluminador. A luz emanando do guia de onda ótica (isso é, fibra ótica) sofrerá, portanto, dispersão angular sem qualquer mudança de índice que possa ser caudada pelo contato com o fluido vítreo do olho antes de
10 passar através da superfície de refração de luz da lente do iluminador.

Outra desvantagem dos iluminadores de grande angulação disponíveis atualmente é o brilho. O brilho resulta quando a fonte de iluminação é pequena e brilhante, e o usuário (por exemplo, um cirurgião oftálmico) possui uma linha de visão direta com uma fonte de iluminação pequena. O brilho é a radiação dispersa indesejável que não fornece qualquer iluminação útil, e distrai o observador ou obscurece um objeto em observação. O brilho pode ser corrigido nos iluminadores de grande angulação atuais, mas tipicamente apenas pela redução do fluxo de luz de iluminação total, o que reduz a quantidade de luz disponível para a observação do cirurgião. Por exemplo, a
15 "sonda bala" fabricada pela Alcon Laboratories, Inc., de Fort Worth, Texas, alcança a iluminação de grande angulação pela utilização de uma fibra em formato de bala possuindo um acabamento de superfície difuso para espalhar a luz que emana da extremidade distal de uma fibra ótica. Par reduzir o brilho, a sonda tipo bala pode utilizar uma proteção geométrica, que reduz o
20 ângulo de iluminação pela redução do fluxo de luz disponível total.

Uma desvantagem adicional dos iluminadores de grande angulação da técnica anterior é que os mesmos não fornecem a variação do ângulo de iluminação (espalhamento angular) da fonte de luz para ajustar a
30 iluminação a diferentes condições dentro do campo cirúrgico em tempo real.

Portanto, existe a necessidade de se criar um iluminador de grande angulação de ângulo variável que possa reduzir ou eliminar os pro-

blemas associados com os iluminadores de grande angulação da técnica anterior, particularmente o problema de variação do espalhamento angular da luz emitida em tempo real.

BREVE SUMÁRIO DA INVENÇÃO

5 As modalidades do iluminador cirúrgico de grande angulação de
ângulo variável da presente invenção correspondem substancialmente a es-
sas necessidades e a outras. Uma modalidade dessa invenção é um sistema
cirúrgico de iluminação de ângulo variável e calibragem pequena compreendendo: uma fonte de luz para fornecer um feixe de luz; um cabo ótico, oticamente
10 acoplado à fonte de luz para receber e transmitir o feixe de luz; uma
peça manual, acoplada de forma operacional ao cabo ótico; uma fibra ótica,
operacionalmente acoplada à peça manual, onde a fibra ótica é oticamente
acoplada ao cabo ótico para receber e transmitir o feixe de luz; um conjunto
ótico, oticamente acoplado a uma extremidade distal da fibra ótica, para re-
15 ceber o feixe de luz e fornecendo o feixe de luz para iluminar uma área; e
uma cânula, operacionalmente acoplada à peça manual e conjunto ótico,
para alojar e direcionar o conjunto ótico.

O conjunto ótico pode compreender um difusor de fibra/cristal líquido disperso por polímero ("PDLC")/agulha de vidro ou um cone concentrador parabólico composto embutido ("CPC"). Na modalidade de difusor PDLC/agulha de vidro, a fibra pode ser uma fibra ótica de endoiluminador padrão com 0,50 NA ou valor similar. O feixe de luz da fonte de luz é transmitido pela fibra ótica e fornecido para um difusor PDLC para transmissão e difusão adicionais do feixe de luz. O grau de difusão do feixe de luz no difu-
25 sor PDLC pode ser eletricamente controlado e pode variar de não difusão a
um grau muito alto de difusão. Depois de passar através do difusor PDLC, o
feixe de luz é fornecido para uma agulha ou fibra ótica (por exemplo, vidro)
que transmite o feixe de luz para iluminar uma área desejada, tal como um
local cirúrgico no olho.

30 Na modalidade do cone CPC, a extremidade distal da fibra ótica
é terminada em um formato de cone CPC que espalha de forma angular a
luz para fora para um ângulo fora de eixo alto e emite a luz a partir da extre-

midade distal da cânula com alta eficiência. Quase todo o feixe de luz escapa da fibra ótica e do cone CPC através da face de extremidade distal plana. Um cone CPC macho é separado de um cone CPC fêmea truncado por um pequeno espaço de ar. Quando os cones CPC macho e fêmea são puxados juntos para criar o contato ótico, a luz do elemento de cone CPC macho é livremente transmitida para dentro do elemento de cone CPC fêmea, e a luz resultante é emitida através de um espalhamento angular muito reduzido.

A cânula, o conjunto ótico e a peça manual podem ser fabricados a partir de materiais biocompatíveis. O cabo ótico pode compreender um primeiro conector ótico acoplado de forma operacional à fonte de luz e um segundo conector ótico acoplado de forma operacional à peça manual (para acoplar óticamente o cabo ótico à fibra ótica alojada dentro da peça manual e cânula). Esses conectores podem ser conectores de fibra ótica SMA. O conjunto ótico, a fibra ótica e o cabo ótico (isso é, as fibras óticas dentro do cabo ótico) podem ser de um calibre compatível de modo a transmitir o feixe de luz da fonte de luz para o campo cirúrgico. Por exemplo, todos os três elementos podem ter calibre igual.

Outras modalidades da presente invenção podem incluir um método para iluminação grande angular de um campo cirúrgico utilizando um iluminador de ângulo variável de acordo com os ensinamentos dessa invenção, e uma modalidade de peça manual cirúrgica do iluminador de ângulo variável da presente invenção para uso em cirurgia oftálmica. Adicionalmente, as modalidades dessa invenção podem ser incorporadas dentro de uma máquina ou sistema cirúrgico para uso em cirurgia oftálmica ou outra cirurgia. Outros usos para um iluminador de grande angulação de ângulo variável projetado de acordo com os ensinamentos dessa invenção serão conhecidos dos versados na técnica.

BREVE DESCRIÇÃO DAS VÁRIAS VISTAS DOS DESENHOS

Uma compreensão mais completa da presente invenção e das vantagens da mesma pode ser adquirida por referência à descrição a seguir, levada em consideração em conjunto com os desenhos em anexo, nos quais referências numéricas similares indicam características similares e onde:

a figura 1 é uma representação diagramática de uma modalidade de um sistema para iluminação variável de grande angulação de acordo com os ensinamentos dessa invenção;

5 a figura 2 é uma representação diagramática de uma modalidade de difusor PDLC/fibra ótica da presente invenção;

as figuras 3A e 3B são vistas aproximadas do difusor PDLC da figura 2;

10 as figuras 4 e 5 são representações diagramáticas de uma modalidade de conjunto ótico tipo cone CPC embutido do iluminador de ângulo variável da presente invenção;

a figura 6 é um diagrama ilustrando o uso de uma modalidade do iluminador de ângulo variável dessa invenção para cirurgia oftálmica; e

a figura 7 é um diagrama ilustrando uma modalidade de um dispositivo de ajuste 40 de acordo com a presente invenção;

15 a figura 8 é um fluxograma ilustrando as etapas de uma modalidade do método dessa invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

20 As modalidades preferidas da presente invenção são ilustradas nas figuras, números similares sendo utilizados para se referir a partes correspondentes dos vários desenhos.

25 As várias modalidades da presente invenção fornecem um dispositivo endoiluminador com base em fibra ótica de calibre pequeno (por exemplo, calibre 19, 20 ou 25) para uso em procedimentos cirúrgicos, tal como a cirurgia de segmento posterior/vítreo-retinal. As modalidades dessa invenção podem compreender uma peça manual, tal como a peça manual Alcon-Grieshaber Revolution-DSP® vendida pela Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, Texas, conectada a uma cânula de calibre pequeno (por exemplo, calibre 19, 20 ou 25). A dimensão interna da cânula pode ser utilizada para alojar um ou uma pluralidade de elementos óticos de difusão e/ou fibras
30 óticas de acordo com os ensinamentos dessa invenção. As modalidades do iluminador de grande angulação podem ser configuradas para uso no campo geral da cirurgia oftálmica. No entanto, é contemplado que será realizado

pelos versados na técnica que o escopo da presente invenção não está limitado à oftalmologia, mas pode ser aplicado geralmente a outras áreas de cirurgia onde a iluminação de ângulo variável e/ou grande angular possa ser necessária.

5 Uma modalidade do iluminador de grande angulação de ângulo variável dessa invenção pode compreender um conjunto ótico de difusão de luz, uma haste e uma peça manual fabricada a partir de materiais poliméricos biocompatíveis, de forma que a parte invasiva do iluminador de grande angulação seja um item cirúrgico descartável. As modalidades dessa inven-
10 ção fabricadas a partir de materiais poliméricos biocompatíveis podem ser integradas em um mecanismo de peça manual articulada de baixo custo, de forma que essas modalidades possam compreender um instrumento iluminador descartável econômico.

As modalidades difusoras PDLC da presente invenção se basei-
15 am no princípio que as moléculas de cristal líquido são giradas pela presença de um campo elétrico. Sem qualquer campo elétrico, as moléculas de cristal líquido são orientadas de forma aleatória e a camada PDLC é altamente difusora. Como um campo elétrico é aplicado e reforçado, as moléculas de cristal líquido se tornam cada vez mais alinhadas em paralelo ao
20 campo elétrico. Com uma resistência de campo elétrico suficiente, as moléculas de cristal líquido são alinhadas e a camada PDLC é essencialmente não difusora.

As modalidades de cone CPC embutido da presente invenção se baseiam no princípio de que a luz dentro do cone CPC está confinada pela
25 reflexão interna dos raios da interface ar/superfície. Dessa forma, desde que o cone CPC macho de várias modalidades dessa invenção seja cercado por ar, a luz transmitida dentro do cone CPC será confinada dentro do cone CPC macho e afunilará até a extremidade do cone CPC onde será emitida a partir da extremidade distal do cone com um alto espalhamento angular. No entan-
30 to, se um espaço de ar entre um cone CPC macho e um fêmea for eliminado (por exemplo, pelo contato entre os cones CPC macho e fêmea), a luz transmitida dentro do cone CPC macho não será mais confinada dentro do

cone CPC macho e sujeita a esse efeito de afunilamento. Parte da luz, ao invés disso, passará para dentro do cone CPC fêmea, e a luz emitida a partir da extremidade distal do conjunto ótico terá um espalhamento angular muito reduzido.

5 A figura 1 é uma representação diagramática de um sistema cirúrgico 2 compreendendo uma peça manual 10 para distribuição de um feixe de luz a partir de uma fonte de luz 12 através do cabo 14 para uma haste (cânula) 16. O cabo 14 pode ser um cabo de fibra ótica de qualquer calibre como é sabido na técnica, mas é preferivelmente um cabo possuindo uma
10 fibra de calibre 19, 20 ou 25. Adicionalmente, o cabo 14 pode compreender uma única fibra ótica ou uma pluralidade de fibras óticas óticamente acopladas para receber e transmitir luz da fonte de luz 12 para uma fibra ótica 22 dentro da haste 16 através da peça manual 10. A peça manual 10 e a haste 16 são configuradas para alojar a fibra ótica 22 e um conjunto ótico de difusão, óticamente acoplado à fibra 22 e que opera para receber a luz da fonte
15 de luz 12 e transmitir a mesma para iluminar uma área desejada, tal como um local cirúrgico. As modalidades do conjunto ótico 50 (200) são mais claramente ilustradas nas figuras de 2 a 4. O sistema de acoplamento 32 pode compreender um conector de fibra ótica em cada extremidade do cabo 14
20 para acoplar de forma ótica a fonte de luz 12 a uma fibra ótica 22/14 dentro da peça manual 10, como discutido mais completamente abaixo.

 A figura 2 é uma representação diagramática de uma modalidade de agulha ótica/difusor PDLC/fibra ótica da presente invenção. O conjunto ótico 50 compreende um difusor PDLC 100 e uma agulha ótica 102. O difusor PDLC 100 pode consistir em uma camada de polímero rígido (por exemplo, plástico) 150 dentro da qual uma pluralidade de gotículas de cristal líquido 152 foi dispersa, um eletrodo proximal transparente (por exemplo, óxido de latão de índio) 154 na face de entrada (proximal) da camada polimérica 150, e um eletrodo distal transparente 156 na face de saída (distal) da
25 camada polimérica 150, como ilustrado nas figuras 3A e 3B. Na ausência de um campo elétrico (figura 3A), as moléculas de cristal líquido dentro de cada gotícula de cristal líquido 152 são orientadas de forma aleatória. Nesse esta-
30

do, o índice de refração efetiva de cada gotícula é significativamente diferente do polímero rígido circundante. Portanto, existe um reflexo e refração fortes (além de espalhamento) da luz de entrada 160 da fonte de luz 12 a partir da interface de gotícula/polímero. O efeito macroscópico agregado é a difusão significativa da luz 160 passando através do difusor PDLC 100. No entanto, quando uma voltagem é aplicada através da camada polimérica do difusor PDLC 100 (figura 3B), as moléculas de cristal líquido dentro de cada gotícula de cristal líquido 152 começam a se alinhar em paralelo ao campo elétrico. À medida que o fazem, o índice de refração efetivo das gotículas de cristal líquido 152 começa a se aproximar do índice de refração da camada polimérica circundante 150, e a difusão resultante do feixe de luz passando 160 diminui. À medida que a voltagem aplicada aumenta, a difusão pelo difusor PDLC 100 diminui. Quando uma voltagem limite é alcançada, a difusão do difusor PDLC 100 é de cerca de zero, e o difusor PDLC 100 é essencialmente limpo.

A luz difusa emitida a partir da face distal do difusor PDLC 100 é transmitida para dentro da agulha cilíndrica 102 (ou uma fibra ótica 102 com o revestimento removido). A agulha 102 pode ser uma fibra ótica ou agulha de vidro. Quando cercada pelo ar, a agulha 102 possui um NA de cerca de 1 e é capaz de confinar um feixe de luz com um meio ângulo tão grande quando cerca de 90 graus. Portanto, mesmo com a difusão máxima do difusor PDLC 100, essencialmente toda a luz difusa transmitida para a agulha 102 pode ser transmitida pela agulha 102 para sua extremidade distal. A agulha 102 é encerrada dentro da haste 16, que pode ser feita de aço. Adesivo ótico 106 pode ser aplicado à extremidade distal do conjunto de agulha 102/cânula 16 para unir mecanicamente a agulha 102 à haste 16, e para garantir que a agulha 102 seja cercada pelo espaço de ar 104 dentro da haste 16 impedindo que o líquido do olho penetre entre a agulha 102 e a haste 16. Para se impedir que a agulha 102 toque a haste 16 em um ou mais locais, um número pequeno de esferas espaçadoras de vidro ou plástico 170 (utilizadas rotineiramente na indústria de monitores de cristal líquido) podem ser aplicadas à superfície da agulha 102 antes da inserção da agulha 102

dentro da haste 16. As esferas espaçadoras 170 manterão a agulha 102 separada da haste 16, e a perda de luz espalhada de cada esfera espaçadora 170 é antecipada como sendo desprezível.

O campo elétrico aplicado ao difusor PDLC 100 pode ser controlado por qualquer meio conhecido dos versados na técnica para o controle do fluxo de corrente dentro de um dispositivo eletrônico. Por exemplo, um mecanismo deslizante na peça manual 10 pode ser utilizado como um mecanismo tipo reostato (comutador), ou algum outro meio de controle eletrônico pode ser utilizado, tal como um controle de pedal, que será familiar aos versados na técnica. O meio de controle eletrônico de campo elétrico pode fornecer ao cirurgião a capacidade de variar continuamente em tempo real o espalhamento angular da luz emitida a partir do iluminador entre um campo de visão estreito (para a máxima clareza do difusor PDLC 100) e um campo de visão muito grande (para máxima difusão de difusor PDLC 100).

As figuras 4 e 5 são representações diagramáticas de uma modalidade de conjunto ótico tipo cone CPC embutido da modalidade da presente invenção para o controle do espalhamento angular da luz emitida a partir do iluminador. Nessa modalidade, o conjunto ótico 200 compreende um elemento de cone CPC macho 250 embutido dentro de um elemento cone CPC fêmea 252, onde o elemento de cone CPC macho 250 e o elemento de cone CPC fêmea 252 estão em uma relação móvel um com o outro. O conjunto ótico de cone CPC 200 é óticamente acoplado à extremidade distal da fibra ótica 22/14 e é projetado para emitir substancialmente toda a luz que chega a partir da face de extremidade distal plana 210 do conjunto ótico 200 (muito pouca luz é emitida a partir da superfície lateral), emitir luz através de meio ângulo tão grande quanto 90 graus, e emitir luz com eficiência muito alta. A luz que passa através do elemento de cone CPC macho 250 permanece dentro do elemento de cone CPC 250 por toda a reflexão interna na interface polímero/ar na parede lateral do elemento de cone CPC macho 250. O elemento cone CPC macho afunilado 250 faz com que a luz afunile e aumente seu espalhamento angular até que a luz seja emitida a partir da face de extremidade distal 210 através de um ângulo grande.

O espalhamento angular largo da luz emitida a partir do elemento de cone CPC macho 250 depende do ar que cerca o elemento de cone CPC 250 (isso é, em uma interface cone para ar). Portanto, não existe qualquer espaço de ar 254 entre o elemento de cone CPC macho 250 e o elemento de cone CPC fêmea 252, o espalhamento angular largo de luz pelo elemento de cone CPC macho 250 não pode ocorrer. Uma forma de se eliminar o espaço de ar 254 é ilustrada nas figuras 4 e 5. Um elemento de cone CPC macho 250 é embutido dentro de um elemento de cone CPC fêmea ligeiramente truncado 252, com um espaço de ar de largura variável 254 entre os mesmos. Na figura 4, o elemento de cone CPC fêmea 252 está em uma posição estendida, fazendo com que o espaço de ar 254 exista entre os dois elementos de cone CPC 250 e 252, e resultando em um feixe de luz angularmente amplo 270 emitido a partir da face de extremidade distal 210 do elemento de cone CPC macho 250. Na figura 5, o elemento de cone CPC fêmea 252 é ilustrado em uma posição retraída em contato com o elemento de cone CPC macho 250. O espaço de ar 254 entre os elementos de cone CPC não existe quando o elemento de cone CPC fêmea 252 está totalmente retraído. Nesse caso, os dois elementos de cone CPC 250 e 252 se comportam opticamente como se não houvesse qualquer junta entre os mesmos, e os mesmos fossem efetivamente um único elemento ótico cilíndrico não afunilado. O feixe resultante de luz emitida 272 é angularmente estreito – em torno da mesma largura angular que seria emitida a partir de uma fibra ótica 22/14 sem o conjunto ótico de cone CPC 200.

Quando os raios de um feixe de luz transmitido pela fibra ótica 14/22 e elemento de cone CPC 250 refletem a partir da interface de cone/ar dentro do elemento de cone CPC macho 250, uma onda momentânea é gerada e se estende por uma distância muito curta (por exemplo, micron) além da interface de superfície/ar do cone CPC e dentro do meio de ar circundante. Desde que a superfície do elemento de cone CPC fêmea 252 permaneça fora da região de onda momentânea, o reflexo interno total ocorrerá dentro do elemento de cone CPC macho 250. Se, no entanto, o elemento de cone CPC fêmea 252 estiver perto o suficiente de forma que sua superfície esteja

penetrando a região da onda momentânea, parte da energia de raio de luz cruzará para dentro do elemento de cone CPC fêmea 252 como uma onda percorrendo. À medida que o espaço de ar 254 entre os elementos de cone CPC diminui, a quantidade de luz que passa para dentro do elemento de cone CPC fêmea 252 aumenta. Quando o espaço de ar 254 é eliminado, essencialmente 100% da luz transmitida passará para dentro do elemento de cone CPC fêmea 252 a partir do elemento de cone CPC macho 250. Portanto, a movimentação do elemento de cone CPC fêmea 252 longitudinalmente apenas por uma distância curta ao longo do eixo geométrico ótico fará com que a luz emitida comute de um espalhamento angular máximo para um espalhamento angular mínimo. Em teoria, é possível se ajustar o espaço de ar 254 para causar um espalhamento de feixe intermediário entre os dois extremos, mas na prática isso pode ser extremamente difícil de alcançar visto que a sensibilidade do espalhamento de feixe ao tamanho de espaço de ar na região de transição é alta.

Em uma modalidade, o elemento de cone CPC fêmea 252 pode ser acoplado de forma operacional à haste 16 que cobre todo o conjunto ótico de cone CPC/fibra ótica 22(14) 200. Em tal modalidade, pelo menos duas opções diferentes podem ser empregadas: (1) a haste 16 e o elemento de cone CPC fêmea 252 podem ser rigidamente fixados à peça manual 10 (por exemplo, um ao outro) e a fibra ótica 22(14)/elemento de cone CPC macho 250 podem ser operados para mover longitudinalmente ao longo do eixo geométrico ótico, ou (2) a fibra ótica 22(14) e o elemento de cone CPC macho 250 podem ser fixados rigidamente à peça manual 10 e a haste 16 e o elemento de cone CPC fêmea 252 podem ser operados para mover longitudinalmente ao longo do eixo geométrico ótico. Em qualquer caso, a comutação dos estados de feixe (movimento longitudinal dos componentes móveis) pode ser controlada por um mecanismo de comutação deslizante em ou na peça manual 10 de uma forma que será conhecida dos versados na técnica.

Quando utilizada em uma modalidade, a fibra ótica 22 pode ser óticamente acoplada ao cabo de fibra ótica 14. Em algumas modalidades, no entanto, o cabo de fibra ótica 14 pode se estender através da peça manual

10 e é acoplado óticamente diretamente no conjunto ótico 50 (200) compreendendo difusor PDLC 100 ou elementos de cone CPC 250/252. Para essas modalidades, uma fibra ótica separada 22 não é utilizada. Quando implementada dentro da peça manual 10, a fibra ótica 22 tem um calibre compatível com o calibre do cabo de fibra ótica 14, de forma que possa receber e transmitir luz do cabo de fibra ótica 14. A peça manual 10 pode ser qualquer peça manual cirúrgica como é sabido da técnica, tal como a peça manual Revolution-DSP® vendida por Alcon Laboratories, Inc. de Fort Worth, Texas. A fonte de luz 12 pode ser uma fonte de luz de xenônio, uma fonte de luz halógena, ou qualquer outra fonte de luz capaz de distribuir luz através de um cabo de fibra ótica. A haste 16 pode ser uma cânula de calibre pequeno, preferivelmente da ordem de 19, 20 ou 25, como é sabido pelos versados na técnica. A haste 16 pode ser de aço inoxidável ou um polímero biocompatível adequado (por exemplo, PEEK, poliimida etc.) como é sabido pelos versados na técnica.

O cabo de fibra ótica 14 ou fibra ótica 22, elementos de cone CPC 250/252 e/ou haste 16 (em tais combinações como descrito acima) podem ser acoplados de forma operacional à peça manual 10, por exemplo, através de um dispositivo de ajuste 40, como ilustrado na figura 7. O dispositivo de ajuste 40 pode compreender, por exemplo, um mecanismo de impulsão/retração como é sabido pelos versados na técnica, tal como um pistão ao qual componentes móveis são acoplados de forma operacional. O pistão pode ser controlado através de dispositivos de ajuste 40, que podem ser um dispositivo mecânico manual para mover o pistão ou um acionador eletromecânico (comutador) para controlar um dispositivo eletro-mecânico para mover o pistão, como será sabido dos versados na técnica. A fonte de luz 12 pode ser acoplada óticamente à peça manual 10 (por exemplo, à figura 22) utilizando, por exemplo, conectores de fibra ótica SMA padrão (Scale Manufacturers Association) nas extremidades do cabo de fibra ótica 14. Isso permite o acoplamento eficiente da luz a partir da fonte de luz 12 através do cabo de fibra ótica 14/fibra ótica 22 e a peça manual 10 e finalmente emanando do conjunto ótico 50 (200) na extremidade distal da haste 16. A fonte

de luz 12 pode compreender filtros, como é sabido pelos versados na técnica, para reduzir os efeitos térmicos danosos da irradiação infravermelha absorvida originada na fonte de luz. O(s) filtro(s) de fonte de luz 12 pode(m) ser utilizado(s) para iluminar seletivamente um campo cirúrgico com cores de luzes diferentes, tal como para excitar um contraste cirúrgico. A(s) fibra(s) 22 (e/ou 14, dependendo da modalidade) é/são encerrada(s) pelo acoplamento ótico no conjunto ótico 50 (200) compreendendo o difusor PDLC 100/agulha 102 ou elementos de cone CPC 250/252.

A figura 6 ilustra o uso de uma modalidade do iluminador de grande angulação de ângulo variável dessa invenção em uma cirurgia oftálmica. Durante a operação, a peça manual 10 distribui um feixe de luz através da haste 16 (através do cabo de fibra ótica 14 e/ou fibra ótica 22) e através do conjunto ótico 50 (200) para iluminar uma retina 28 de um olho 30. A luz colimada distribuída através da peça manual 10 para o conjunto ótico 50 (200) é gerada pela fonte de luz 12 e distribuída para iluminar a retina 28 por meio do cabo de fibra ótica 14 e do sistema de acoplamento 32. O conjunto ótico 50 (200) opera para espalhar o feixe de luz distribuído a partir da fonte de luz 12 através de uma área da retina tão grande quanto, por exemplo, uma lente objetiva grande angular microscópica que permite que um cirurgião veja.

Em uma modalidade do iluminador de grande angulação de ângulo variável da presente invenção, um mecanismo de travamento mecânico simples, como é sabido pelos versados na técnica, pode permitir que o ângulo de iluminação seja fixo, até liberado e/ou reajustado pelo usuário através do dispositivo de ajuste 40.

Uma vantagem das modalidades do iluminador de grande angulação de ângulo variável dessa invenção, é que um operador pode variar o ângulo de iluminação da luz emitida a partir da extremidade distal do iluminador em tempo real para otimizar as condições de visualização dentro do campo cirúrgico. O espalhamento angular da luz emitida pode, dessa forma, ser controlado como desejado pelo operador.

A figura 7 fornece outra vista de um iluminador de grande angu-

lação de acordo com os ensinamentos dessa invenção ilustrando mais claramente uma modalidade do dispositivo de ajuste 40. Nessa modalidade, o dispositivo de ajuste 40 compreende um botão deslizante, como é sabido pelos versados na técnica. A ativação do dispositivo de ajuste 40 na peça manual 10, por exemplo, por meio de uma ação deslizante suave e reversível, pode causar uma mudança na taxa de difusão do difusor PDLC 100 ou causar uma mudança nas posições relativas entre o elemento cone CPC macho 250 e o elemento de cone CPC fêmea 252, da forma descrita acima. O dispositivo de ajuste 40 pode compreender, por exemplo, um mecanismo de impulsão/retração como é sabido pelos versados na técnica, tal como um pistão ao qual os componentes móveis são acoplados de forma operacional. O pistão pode ser controlado através de um dispositivo de ajuste 40, que pode ser um dispositivo mecânico manual para mover o pistão ou um acionador eletro-mecânico (comutador) para controlar um dispositivo eletro-mecânico para mover o pistão, como será sabido pelos versados na técnica. O dispositivo de ajuste 40 pode compreender também, em outras modalidades, um comutador simples liga/desliga, como será sabido pelos versados na técnica, para mudar a difusão do difusor PDLC 100 de um máximo, para um mínimo (e vice-versa) ou pode controlar um mecanismo tipo reostato para variar continuamente a taxa de difusão do difusor PDLC 100.

A figura 8 é um fluxograma ilustrando um método operável para fornecer iluminação grande angular variável de acordo com os ensinamentos dessa invenção. As operações 800 começam com a geração de um feixe de luz na etapa 802. Esse feixe de luz pode ser gerado a partir de uma fonte de luz tal como uma fonte de luz 12 como descrito com referência às figuras anteriores. Na etapa 804 um cabo ótico recebe o feixe de luz. O feixe de luz recebido pelo cabo ótico é então transmitido para uma fibra ótica na etapa 806. Na etapa 808 um conjunto ótico é acoplado à extremidade distal da fibra ótica onde o conjunto ótico recebe o feixe de luz. Na etapa 810, o conjunto ótico é direcionado para iluminar uma área selecionada na etapa 810. O conjunto ótico pode espalhar o feixe de luz distribuído a partir da fonte de luz sobre uma área grande. Por exemplo, quando utilizado na cirurgia oftá-

5 mica, esse feixe de luz pode ser distribuído para a área da retina para permitir que uma lente objetiva grande angular microscópica que permite que um cirurgião veja essa área cirúrgica. O espalhamento angular da luz emitida distribuída pelo conjunto ótico pode ser controlado como desejado a fim de se otimizar as condições de visualização dentro do campo cirúrgico. O conjunto ótico pode compreender qualquer uma das modalidades descritas aqui de acordo com a presente invenção.

10 Apesar de a presente invenção ter sido descrita em detalhes aqui com referência às modalidades ilustradas, deve-se compreender que a descrição é por meio de exemplo apenas e não deve ser considerada limitadora. Deve-se compreender adicionalmente, portanto, que inúmeras mudanças nos detalhes das modalidades dessa invenção e modalidades adicionais dessa invenção serão aparentes a, e podem ser realizadas pelos versados na técnica possuindo referência a essa descrição. É contemplado que todas
15 as ditas mudanças e modalidades adicionais estão dentro do espírito e verdadeiro escopo dessa invenção como reivindicados abaixo. Dessa forma, enquanto a presente invenção for descrita com referência particular à área geral de cirurgia oftálmica, os ensinamentos contidos aqui se aplicam igualmente sempre que for desejável se fornecer iluminação grande angular e
20 variável de um local cirúrgico.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável compreendendo:

uma fonte de luz para fornecer um feixe de luz;

5 um cabo ótico, acoplado de forma ótica à fonte de luz para receber e transmitir o feixe de luz;

uma peça manual, acoplada de forma operacional ao cabo ótico;

uma fibra ótica, acoplada de forma operacional à peça manual, onde a fibra ótica é óticamente acoplada ao cabo ótico para receber e
10 transmitir o feixe de luz;

um conjunto ótico, acoplado de forma ótica a uma extremidade distal da fibra ótica, para receber o feixe de luz e fornecer o feixe de luz para iluminar uma área, onde o conjunto ótico compreende um difusor de cristal líquido disperso por polímero ("PDLC") óticamente acoplado a uma agulha
15 ótica; e

uma cânula, acoplada de forma operacional à peça manual e conjunto ótico, para alojar e direcionar o conjunto ótico para iluminar a área.

2. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual a área compreende um local cirúrgico.

20 3. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual a fibra ótica compreende uma fibra ótica de endoiluminador possuindo 0,50 NA.

4. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, compreendendo adicionalmente um sistema de controle de difusão operado para controlar um grau de difusão do feixe de luz.
25

5. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual a cânula, o conjunto ótico e a peça manual são fabricados a partir de materiais biocompatíveis.

6. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual o cabo ótico compreende:
30

um primeiro conector ótico acoplado de forma operacional à fonte de luz; e

um segundo conector ótico acoplado de forma ótica ao primeiro conector ótico, onde o segundo conector ótico acopla de forma operacional a peça manual para acoplar óticamente o cabo ótico à fibra ótica.

5 7. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, compreendendo:

uma fonte de luz para fornecer um feixe de luz;

um cabo ótico, acoplado óticamente à fonte de luz para receber e transmitir o feixe de luz;

uma peça manual, acoplada de forma operacional ao cabo ótico;

10 uma fibra ótica, acoplada operacionalmente à peça manual, onde a fibra ótica é óticamente acoplada ao cabo ótico para receber e transmitir o feixe de luz;

um conjunto ótico, acoplado de forma ótica a uma extremidade distal da fibra ótica, para receber o feixe de luz e fornecer o feixe de luz para iluminar uma área, onde o conjunto ótico compreende um cone concentrador parabólico composto embutido ("CPC"); e

15 uma cânula, acoplada de forma operacional à peça manual e ao conjunto ótico, para alojar e direcionar o conjunto ótico para iluminar a área.

20 8. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 7, no qual a área compreende um local cirúrgico.

9. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 7, no qual a fibra ótica compreende uma fibra ótica de endoiluminador possuindo 0,50 NA.

25 10. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 7, no qual o cone CPC embutido espalha de forma angular luz para um ângulo fora de eixo e emite a luz a partir da extremidade distal da cânula.

30 11. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 7, no qual o cone CPC embutido compreende um elemento de cone CPC macho embutido dentro de um elemento de cone CPC fêmea, onde o elemento de cone CPC macho e o elemento de cone CPC fêmea estão em uma relação móvel um com o outro.

12. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 11, no qual o espalhamento angular da luz emitida pelo conjunto ótico é determinado pela proximidade do elemento de cone CPC fêmea com o elemento de cone CPC macho.

5 13. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual a cânula, o conjunto ótico e a peça manual são fabricados a partir de materiais biocompatíveis.

14. Sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável, de acordo com a reivindicação 1, no qual o cabo ótico compreende:

10 um primeiro conector ótico acoplado de forma operacional à fonte de luz; e

 um segundo conector ótico acoplado de forma operacional ao primeiro conector ótico;

 onde o segundo conector ótico acopla de forma operacional a
15 peça manual para acoplar de forma ótica o cabo ótico à fibra ótica.

15. Método de iluminação grande angular de um campo cirúrgico utilizando um iluminador de ângulo variável, compreendendo:

 a geração de um feixe de luz;

 o recebimento do feixe de luz com um cabo ótico, onde uma
20 peça manual é acoplada de forma operacional ao cabo ótico;

 a transmissão do feixe de luz do cabo ótico para uma fibra ótica, onde a peça manual é acoplada de forma operacional à fibra ótica;

 o acoplamento ótico de um conjunto ótico a uma extremidade distal da fibra ótica, onde o conjunto ótico recebe o feixe de luz; e

25 o direcionamento do conjunto ótico para iluminar uma área selecionada.

16. Método, de acordo com a reivindicação 15, no qual a área selecionada compreende um local cirúrgico.

30 17. Método, de acordo com a reivindicação 15, no qual o conjunto ótico compreende:

 um difusor de cristal líquido disperso em polímero ("PDLC") acoplado óticamente a uma agulha ótica.

18. Método, de acordo com a reivindicação 15, no qual a fibra ótica compreende uma fibra ótica de endoiluminador possuindo 0,50 NA.

5 19. Método, de acordo com a reivindicação 15, compreendendo adicionalmente o controle de um grau de difusão do feixe de luz com o conjunto ótico.

20. Método, de acordo com a reivindicação 15, no qual o conjunto ótico compreende um cone concentrador parabólico composto ("CPC") embutido.

10 21. Método, de acordo com a reivindicação 20, no qual o cone CPC embutido espalha de forma angular luz para um ângulo fora do eixo e emite a luz a partir da extremidade distal da cânula.

15 22. Método, de acordo com a reivindicação 20, no qual o cone CPC embutido compreende um elemento de cone CPC macho embutido dentro de um elemento de cone CPC fêmea, onde o elemento de cone CPC macho e o elemento de cone CPC fêmea estão em uma relação de movimento um com o outro.

20 23. Método, de acordo com a reivindicação 22, no qual o espalhamento angular da luz emitida pelo conjunto ótico é determinado pela proximidade do elemento de cone CPC fêmea com o elemento de cone CPC macho.

24. Método, de acordo com a reivindicação 15, no qual a cânula, o conjunto ótico, e a peça manual são fabricados a partir de materiais biocompatíveis.

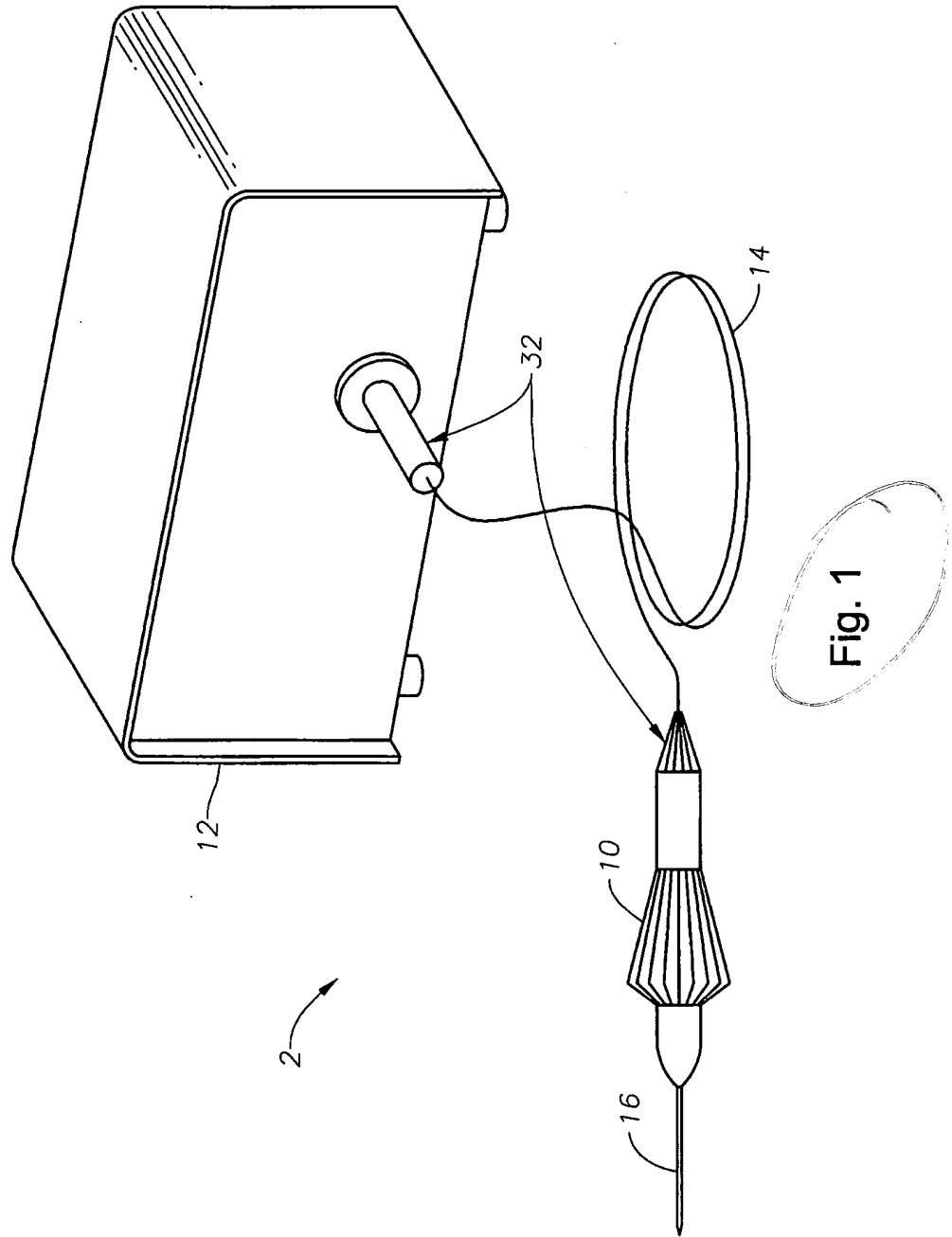


Fig. 1

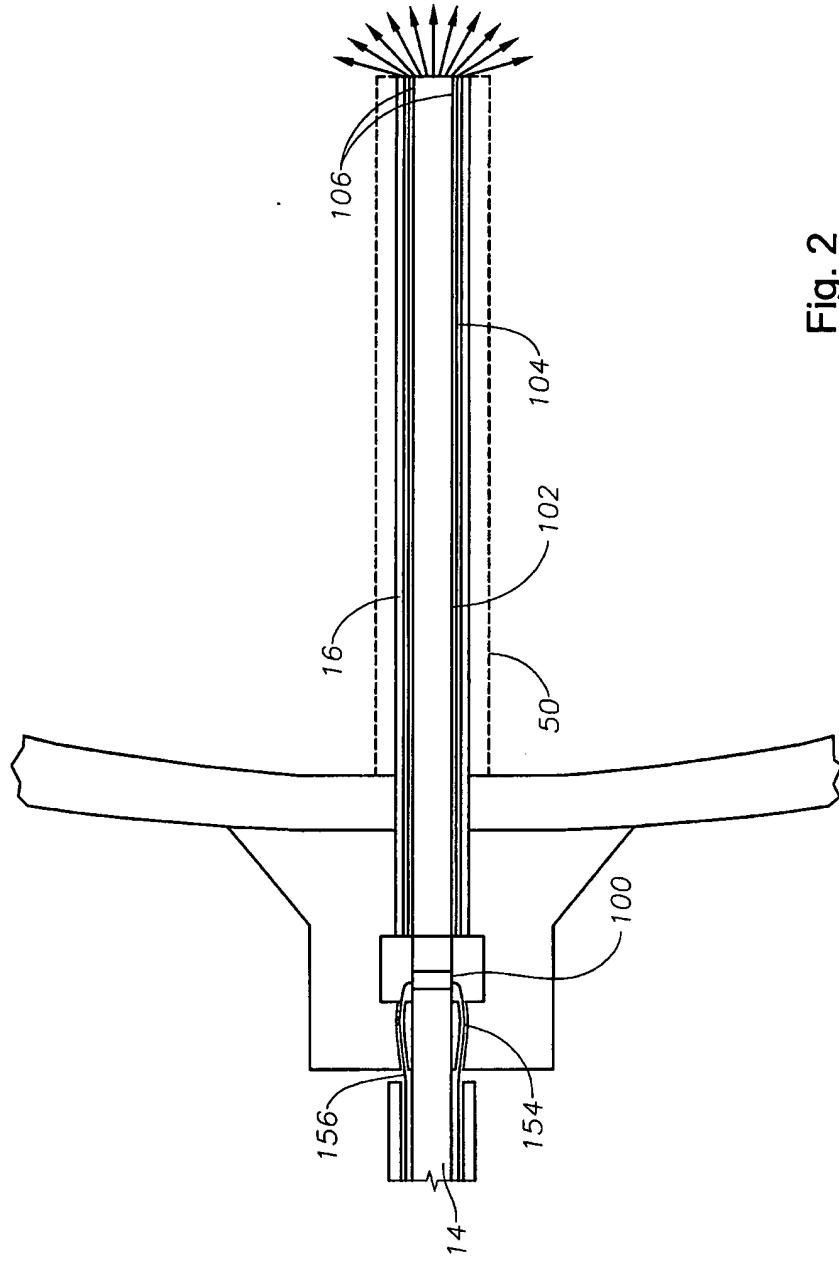


Fig. 2

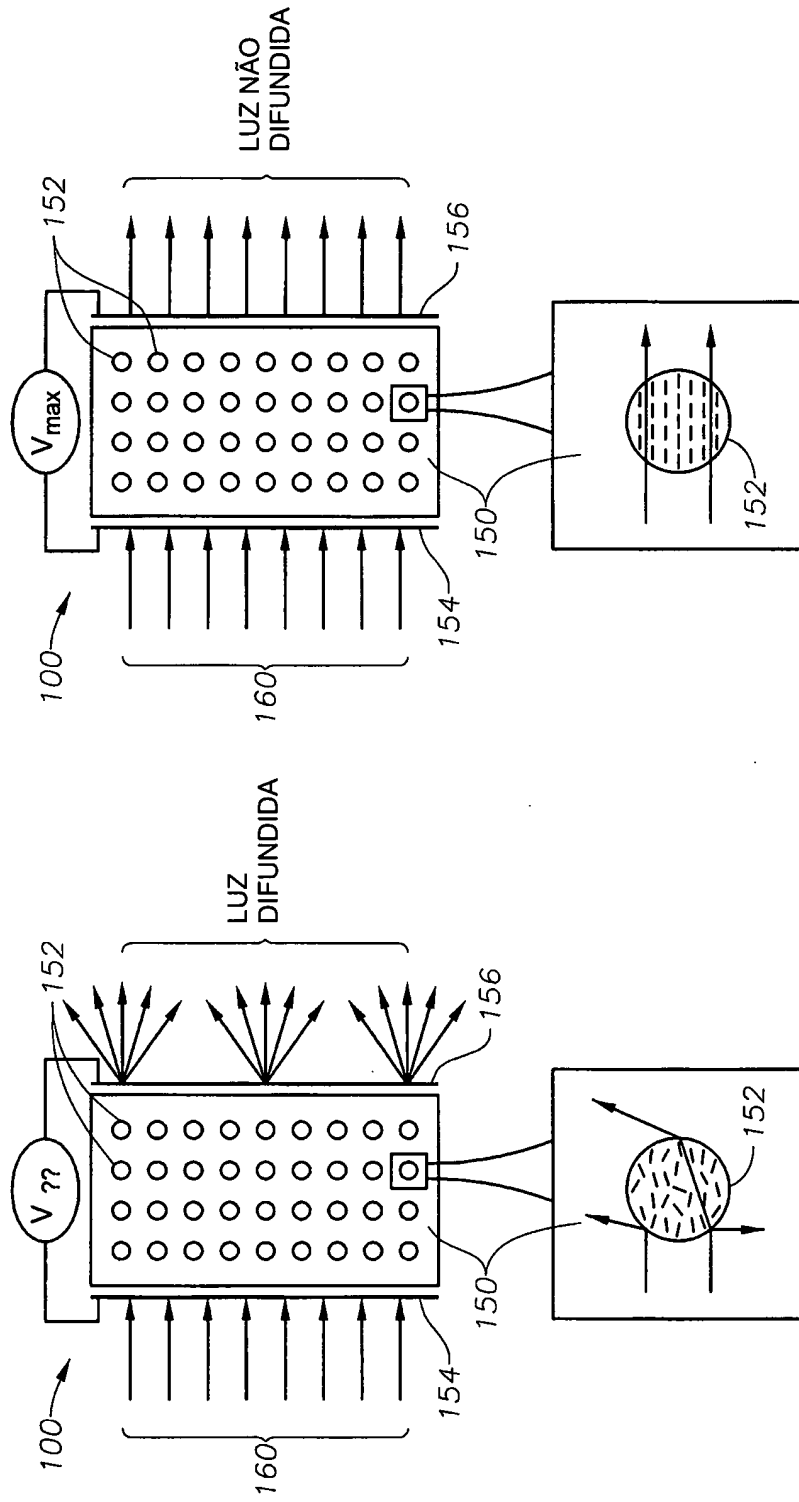
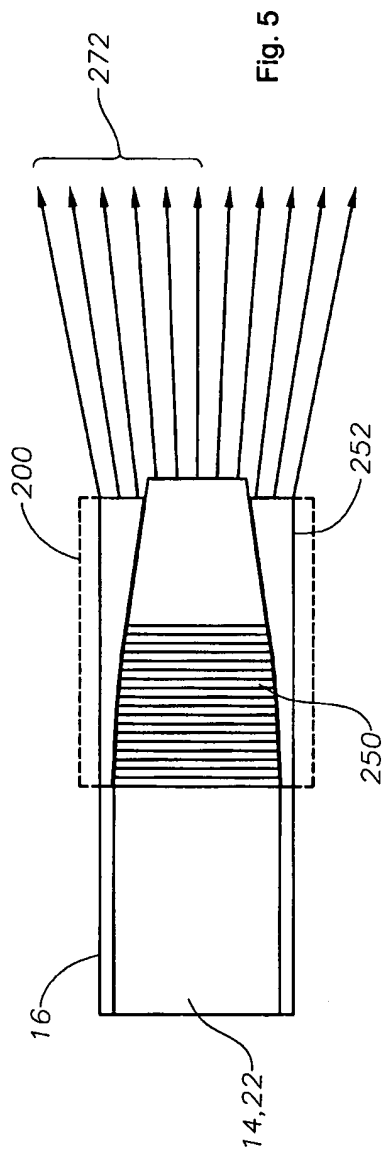
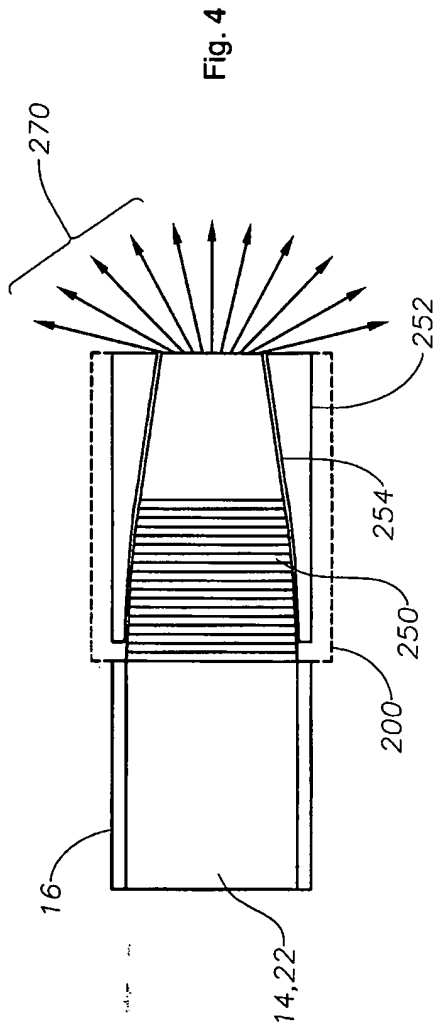
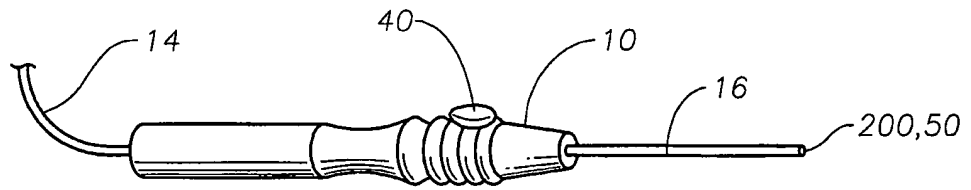
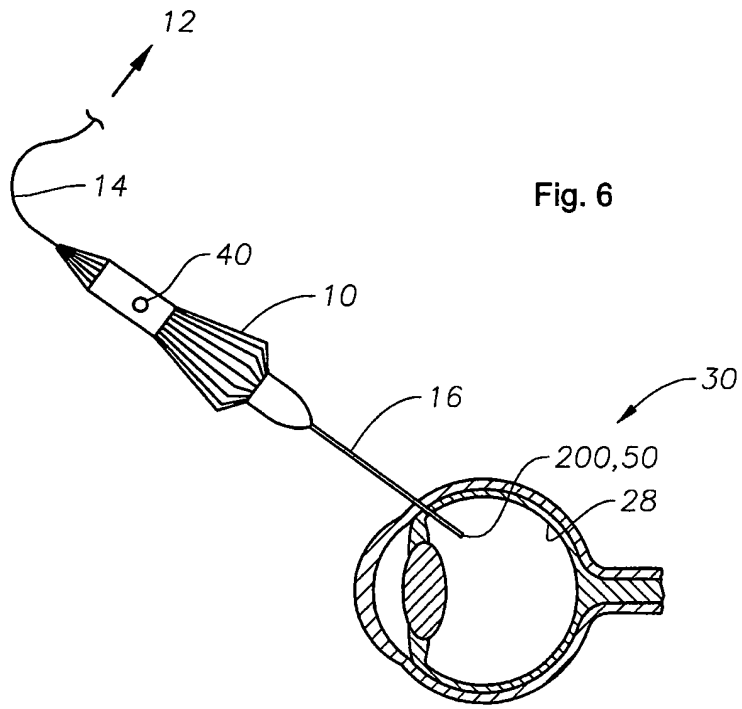


Fig. 3B

Fig. 3A





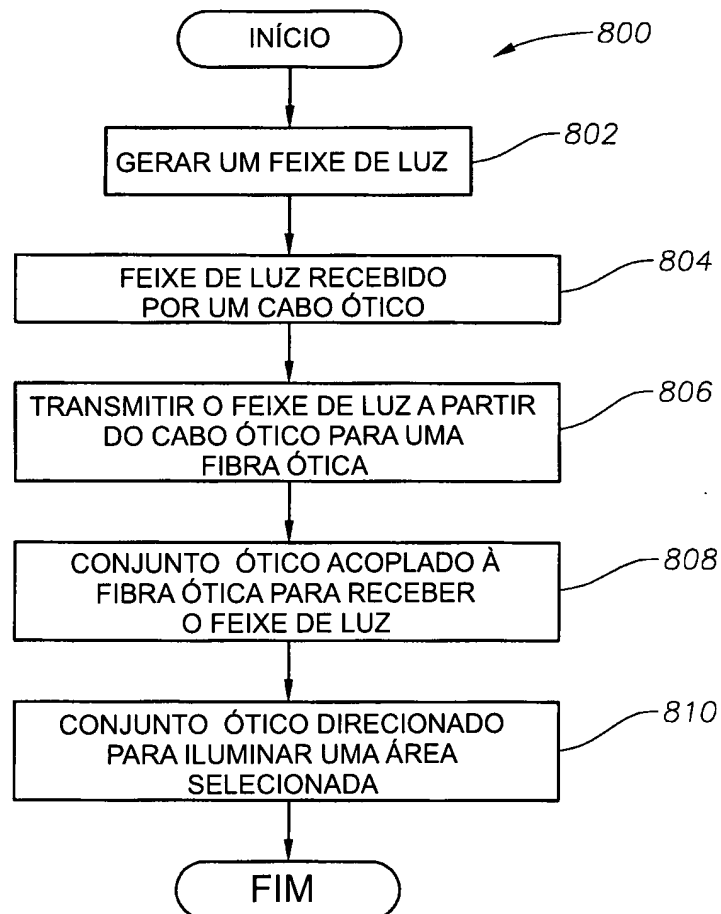


Fig. 8

RESUMO

Patente de Invenção: "ILUMINADOR CIRÚRGICO DE ÂNGULO VARIÁVEL".

A presente invenção refere-se a um iluminador de grande angulação de ângulo variável que é descrito, uma modalidade sendo um sistema cirúrgico de iluminação de ângulo variável e calibre pequeno compreendendo: uma fonte de luz para fornecer um feixe de luz; um cabo ótico acoplado de forma ótica à fonte de luz para receber e transmitir o feixe de luz; uma peça manual, acoplada de forma operacional ao cabo ótico; uma fibra ótica; 5 acoplada de forma operacional à peça manual, onde a fibra ótica é óticamente acoplada ao cabo ótico para receber e transmitir o feixe de luz; um conjunto ótico, acoplado de forma ótica a uma extremidade distal da fibra ótica, para receber o feixe de luz e fornecer o feixe de luz para iluminar um campo cirúrgico; e uma cânula, acoplada de forma operacional à peça manual e ao conjunto ótico, para alojar e direcionar o conjunto ótico para iluminar uma área selecionada, tal como um local cirúrgico. O conjunto ótico pode compreender, por exemplo, um difusor de cristal líquido disposto por polímero/fibra ("PDLC") acoplado óticamente a uma agulha ótica ou um cone concentrador parabólico composto embutido ("CPC"). Na modalidade de difusor PDLC/agulha, a fibra pode ser uma fibra ótica de endoiluminador padrão com 0,50 NA ou valor similar. O feixe de luz da fonte de luz é emitido a partir da extremidade distal da fibra ótica e fornecido para o difusor PDLC para transmissão adicional. O grau de difusão do feixe de luz no difusor PDLC pode ser controlado eletricamente e pode variar de não difusão para um grau 15 muito alto de difusão. Depois de passar através do difusor PDLC, o feixe de luz é fornecido para uma agulha ou fibra, tal como uma agulha de vidro ou fibra, que transmite o feixe de luz para o local cirúrgico no olho. 20 25