

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

(21) **PI 0708937-6 A2**

BRPI0708937A2

(22) Data de Depósito: 16/03/2007
(43) Data da Publicação: 20/12/2011
(RPI 2137)

(51) *Int.Cl.:*
A61N 5/06

(54) **Título:** DISPOSITIVO DE LASER MÉDICO E RESPECTIVO USO

(30) **Prioridade Unionista:** 06/03/2007 US 11/714,370, 20/03/2006 US 60/784,007

(73) **Titular(es):** CeramOptec Industries, Inc.

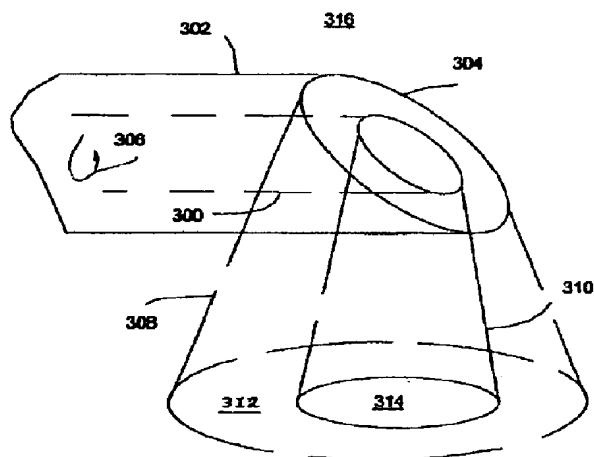
(72) **Inventor(es):** Wolfgang Neuberger

(74) **Procurador(es):** Hugo Silva, Rosa & Maldonado - Prop Int

(86) **Pedido Internacional:** PCT US2007006659 de 16/03/2007

(87) **Publicação Internacional:** WO 2008/002340 de 03/01/2008

(57) **Resumo:** Dispositivo de Laser Médico e Respectivo Uso. São proporcionados um dispositivo e um método que realizam a ablação de tecido, assim como também a coagulação de tecido substancialmente de modo simultâneo durante o tratamento de BPH utilizando pelo menos dois comprimentos de onda de luz. O dispositivo e o método melhoram o fluxo urinário e minimizam a perda de sangue e edema pós-tratamento, ao mesmo tempo em que mantêm um campo quase livre de sangue operacional durante o tratamento por irradiação substancialmente simultânea com pelo menos dois comprimentos de onda diferentes de luz. O dispositivo e o método presentes usam fibras ópticas incluindo em fibras ópticas de emissão lateral especial de modalidades preferidas para proporcionar um tratamento prático, minimamente invasivo de próstatas aumentadas. De acordo com a presente invenção, a ablação de tecido é afetada por ter um comprimento de onda que é altamente absorvido no tecido prostático, enquanto outro comprimento de onda menos altamente absorvido coagula os tecidos hiperplásicos circundantes, mantendo ao mesmo tempo um dano térmico mínimo para o tecido normal, que circunda a hiperplasia. Numa modalidade preferida, o comprimento de onda altamente absorvido é mais ou menos de 1.460 nm e o menos absorvido pela água mas com alguma absorção significativa de hemoglobina é mais ou menos de 980 nm. Esta combinação ajuda o paciente, reduzindo a perda de sangue e o edema. Pode ajudar o médico, especialmente onde é empregado o processamento de imagens, mantendo uma área substancialmente isenta de sangue durante o tratamento.



“Dispositivo de Laser Médico**e Respectivo Uso”****Relatório Descritivo****Antecedentes da Invenção****1 - Prioridade Doméstica (US)****sob USC 35 119(e)**

5

Este Pedido reivindica o benefício do Pedido Provisório US Série 60/784.007, depositado em 20 de março de 2006, intitulado “*Benign Prostatic Hyperplasia Treatment Method and Device*” por Wolfgang Neuberger, que é aqui incorporado por referência.

10

2 - Campo da invenção

15

A presente invenção relaciona-se em geral com dispositivos para tratamento de tecidos hiperproliferativos e, mais particularmente, com um sistema e método para o tratamento da hiperplasia benigna da próstata que remove de modo substancialmente simultâneo o tecido em excesso e coagula o tecido exatamente para além da ablação, proporcionando um tratamento próximo de isento de sangue, utilizando pelo menos dois ou mais comprimentos separados de onda de luz.

3 - Declaração de Revelação de Informações

20

25

A hiperplasia prostática benigna (BPH) ou “próstata aumentada” refere-se ao crescimento (benigno) não canceroso da glândula da próstata. Embora o BPH seja o problema de próstata mais comum em homens acima dos 50 anos de idade, o crescimento benigno da próstata começa com nódulos microscópicos ao redor dos 25 anos de idade, mas raramente produz sintomas antes que o homem alcance os 40. Estima-se que 6,3 milhões de homens nos Estados Unidos tenham BPH e a doença é responsável por 6,4 milhões de visitas de médicos e mais de

400.000 hospitalizações por ano.

A causa exata do BPH é desconhecida, mas geralmente pensa-se que envolve mudanças hormonais associadas ao processo do envelhecimento. A testosterona tem provavelmente um papel no BPH visto que é continuamente produzido ao longo da vida do homem e é um precursor da dihidrotestosterona (DHT) que induz o crescimento rápido da glândula da próstata durante a puberdade e a primeira maioridade. Quando completamente desenvolvida, a glândula da próstata é aproximadamente do tamanho de uma noz e permanece neste tamanho até que o homem alcance a metade dos quarenta. Neste momento, a próstata começa um segundo período de crescimento que, para muitos homens, freqüentemente leva ao BPH mais tarde na vida.

Em contraste com a amplificação global da glândula durante a primeira maioridade, o crescimento benigno da próstata ocorre apenas na área central da glândula chamada de zona de transição, que envolve a uretra. À medida que esta área da próstata cresce, a glândula pressiona contra a uretra e causa vários sintomas do trato urinário inferior (LUTS), tais como micção difícil (sintomas obstrutivos) e micção dolorosa (sintomas de armazenamento). Por fim, a bexiga propriamente se debilita e perde a capacidade de esvaziar –se por si própria.

Os sintomas obstrutivos tais como fluxo intermitente ou hesitação antes de urinar podem reduzir severamente o volume de urina que está sendo eliminada a partir do corpo. Se deixada sem tratamento, a retenção de urina aguda pode levar a outras complicações sérias tais como pedras na bexiga, infecções da área urinária, incontinência e, em casos raros, lesões na bexiga, lesões no rim. Estas complicações são mais prevalentes em homens mais velhos que estão também tomando drogas anti-arrítmicas ou medicamentos anti-hipertensivos (não diuréticos). Além dos problemas físicos associados ao BPH, muitos homens também experimentam ansiedade e uma qualidade reduzida de vida.

Os sintomas moderados do BPH são mais freqüentemente tratados com medicamento tais como alfa-bloqueadores e anti-andrógenos. Os homens que sofrem de sintomas moderados a severos de BPH devem tipicamente sofrer cirurgia. A ressecção transuretral da próstata (TURP) é o procedimento cirúrgico padrão, embora existam também várias outras abordagens cirúrgicas disponíveis. Outros métodos cirúrgicos menos invasivos incluem: incisão transuretral da próstata (TUIP), termoterapia transuretral de microondas (TUMT), electrovaporização transuretral (TUVF), remoção transuretral com agulha (ATUM) e cirurgia a laser.

Existem várias técnicas de laser diferentes em que é usada luz para eliminar o tecido em excesso da próstata quer por ablação (vaporização) ou mecanismos de coagulação térmica. Os efeitos clínicos observados são devidos à absorção de luz (pelo tecido-alvo propriamente e/ou por fluidos circundantes) e transferência de calor subsequente, cuja extensão depende largamente da energia e do comprimento de onda do feixe de laser. Em geral, o comprimento de onda determina a profundidade de penetração de tecido, ao passo que a energia tem uma influência direta na temperatura criada dentro do tecido. Todavia, é a temperatura que determina o impacto final na área de tratamento, visto que o tecido deve ser aquecido a mais do que 50°C para induzir a coagulação, enquanto a vaporização ocorre a temperaturas acima de 100°C. A temperatura também impacta a morbidez, isto é, a inflamação, a disuria, o sangramento e a necessidade e duração da cateterização pós-tratamento.

As abordagens a laser atualmente em uso para o tratamento do BPH utilizam um único comprimento de onda de luz para eliminar o tecido em excesso da próstata via ablação ou por indução da necrose por coagulação. Inicialmente, porém, cirurgias a laser para o BPH usam o hólmio: o laser de YAG em combinação com o laser a Nd:YAG num método de tratamento chamado de Prostatectomia a Laser de

Combinação Endoscópica (CELAP) sendo um processo duas etapas em que o laser a hólmio foi usado para criar o canal através da próstata e o laser a ND foi usado para coagulação. Foi ainda determinado que o laser a ND era desnecessário, se o laser a hólmio fosse desfocado para propósitos de coagulação. Ver A.H.H. Tan e P.J. Gilling, *Hólmio Laser Prostatectomy*, *BJU Internacional*, **92**, 527-530 (2003). Para o procedimento de CELAP, foi usado o laser a hólmio para criar um canal na próstata vaporizando o tecido, depois do que foi usado o laser a Nd:YAG para ainda eliminar tecido via coagulação. O CELAP foi substituído por métodos a laser mais novos, de comprimento de onda único que estão ainda sendo avaliados quanto à eficácia a longo prazo.

A Enucleação da Próstata por Laser a Hólmio ou HoLEP é uma técnica de ablação a laser em que é usado um laser a Ho:YAG de 2.140 nm para remover lóbulos inteiros a partir da próstata. Especificamente, o HoLEP usa uma fibra óptica nua que é levada ao contato direto com o tecido-alvo. A enucleação acontece quando as bolhas de vapor que se formam na frente da fibra bombardeiam o tecido-alvo e despedaçam-no. Fragmentadores especiais ou outras técnicas de extração são necessárias para remover os restos de tecido da área. A eficácia do procedimento de HoLEP depende de manter contato muito próximo entre a fibra e o tecido a ser removido. Como resultado, é possível perfurar a próstata durante o procedimento e muitos cirurgiões evitam usar o HoLEP em razão da dificuldade de saber e manter a proficiência na técnica.

Outra técnica a laser para eliminar o supercrescimento da próstata apresenta um laser a Nd:YAG de frequência dupla tal como um laser de fosfato de titanil-potássio pulsado, de 532 nm de elevada energia (KTP), que vaporiza o tecido-alvo, assim como também induz finas camadas de coagulação nos tecidos circundantes, conforme descrito por Davenport e colaboradores na Patente US 6.554.824. A radiação de 532 nm usada em KTP é absorvida seletivamente pela

hemoglobina e penetra nos tecidos apenas a uma profundidade de 1-2 mm. Além disso, este método exige a irrigação contínua do local de tratamento para arrefecer o tecido durante o procedimento para ajudar a reduzir a necrose de coagulação indesejável em camadas de tecido
5 mais profundas.

A coagulação intersticial a laser (ILC) é um método minimamente invasivo que usa um laser a Nd:YAG para reduzir o volume da próstata induzindo a necrose por coagulação no interior da próstata, ao contrário de eliminar o tecido via ablação. Como resultado, a ILC não
10 exige a remoção de restos de tecidos durante o tratamento e evita a separação subsequente (e hemorragia associada) do pós-tratamento do tecido necrótico. Todavia, este comprimento de onda tem uma profundidade de penetração relativamente grande e, deste modo, tem a capacidade de produzir zonas mais profundas e mais largas de lesão térmica
15 do que o necessário. Como tal, os métodos de tratamento por ILC exigem posicionamento preciso, bem controlado, e monitoração da ponta da fibra de laser durante o procedimento e pode ser apenas apropriada para um grupo selecionado de pacientes (isto é, pacientes tendo um volume especificado de próstata pré-operação).

20 De modo muito semelhante ao TURP, a maioria dos tipos de cirurgias a laser pode proporcionar uma melhoria imediata no fluxo urinário. A cirurgia a laser para BPH tem outras vantagens potenciais tais como perda de sangue reduzida, assim como também menores tempos de tratamento, recuperação mais rápida do paciente e um risco
25 mais baixo de incontinência pós-tratamento. Todavia, muitos pacientes ainda exigem cateterização durante 1-2 semanas do pós-tratamento, depois de sofrerem algumas formas de cirurgia a laser. Apesar dos benefícios óbvios de procedimentos a laser para BPH, não estão ainda amplamente disponíveis estudos de acompanhamento a longo prazo nos
30 resultados clínicos de muitas técnicas a laser.

Até à data, nenhum dos procedimentos menos invasivos

tem provado ser mais efetivo do que a TURP nem são eles geralmente apropriados para todos os grupos pacientes incluindo: homens mais jovens, pacientes debilitados de idade avançada, pacientes com condições médicas severas incluindo diabete descontrolada, cirrose, alcoolismo ativo, obesidade e doenças do coração, assim como também homens que tomam medicamentos para afinamento do sangue. Como tal, persiste uma necessidade de um dispositivo e método de tratamento para o alívio efetivo dos sintomas de BPH que possam ser usados para todos os grupos de pacientes com um mínimo de complicações adversas de pós-tratamento. A presente invenção é direcionada para esta necessidade.

Objetivos e Breve Sumário da Invenção

É um objetivo da presente invenção proporcionar um dispositivo e um método de tratamento que elimine uma quantidade suficiente de tecido da próstata para melhorar o fluxo urinário, ao mesmo tempo em que também minimize a perda de sangue e o edema.

É outro objetivo proporcionar um dispositivo de fibra ótica e método de irradiação que utilize pelo menos dois comprimentos de onda de luz de forma a realizar a ablação, assim como também a coagulação no tecido-alvo.

É ainda outro objetivo da presente invenção tratar eficazmente os sintomas de BPH usando um dispositivo de fibra ótica e pelo menos dois comprimentos de onda de luz.

Está ainda outro objetivo proporcionar um dispositivo de fibra ótica e um método de irradiação utilizando pelo menos dois comprimentos de onda de luz para realizar a ablação, assim como também a coagulação no tecido-alvo com um padrão de pulsações e densidades de energia.

Brevemente afirmado, a presente invenção proporciona um

dispositivo e um método que realizam a ablação de tecido assim como também a coagulação de tecido de modo substancialmente simultâneo durante o tratamento de BPH utilizando pelo menos dois comprimentos de onda de luz. O dispositivo e o método melhoram o fluxo urinário e minimizam a perda de sangue e o edema do pós-tratamento, ao mesmo tempo em que mantêm um campo operacional quase isento de sangue durante o tratamento, irradiando de modo substancialmente simultâneo com pelo menos dois comprimentos de onda diferentes de luz. O dispositivo e o método presentes usam fibras ópticas incluindo nas modalidades preferidas que fibras ópticas especiais de emissão lateral para proporcionar um tratamento prático, minimamente invasivo das próstatas aumentadas. De acordo com a presente invenção, a ablação tecidular é afetada tendo um comprimento de onda que é altamente absorvido no tecido prostático, enquanto outro comprimento de onda menos altamente absorvido coagula os tecidos hiperplásicos circundantes, ao mesmo tempo em que mantém mínima a lesão térmica ao tecido normal, que circunda a hiperplasia. Numa modalidade preferida, o comprimento de onda altamente absorvido é mais ou menos 1.460 nm e o menos absorvido pela água, mas com alguma absorção significativa na hemoglobina é de cerca de 980 nm. Esta combinação ajuda o paciente reduzindo a perda de sangue e o edema. Pode ajudar o médico, especialmente onde é empregado o processamento de imagens, mantendo uma área substancialmente isenta de sangue durante o tratamento.

Os objetivos acima e outros, características e vantagens da presente invenção ficarão evidentes a partir da descrição seguinte lida em conjunto com os desenhos anexos.

Breve Descrição das Figuras

As **Figuras 1A** e **1B** ilustram em diagramas de bloco dispositivos médicos a laser da presente invenção.

As **Figuras 2A e 2B** ilustram em vistas em perspectiva fibras óticas da presente invenção.

A **Figura 3** ilustra em vista em perspectiva a aplicação da fibra óptica da Figura 2 no dispositivo médico a laser da Figura 1.

Descrição Detalhada

de Modalidades Preferidas

A Figura **1A** é um diagrama de blocos que representa uma modalidade do dispositivo médico a laser **100** de acordo com a presente invenção. O dispositivo **100** inclui duas fontes de laser **102** e **104** para a geração de pelo menos dois comprimentos de onda diferentes de luz. A fonte de laser **102** emite radiação para dentro da primeira fibra óptica **114** e a fonte de laser **104** emite radiação para dentro da segunda fibra óptica **112**. Um combinador **108** toma as entradas a partir das fibras ópticas **112** e **114** e forma uma fibra óptica singular **106** que transmite os dois comprimentos de onda diferentes de radiação para dentro da sonda de fibra óptica **110**. De acordo com a presente invenção, o dispositivo **100** emite luz de pelo menos dois comprimentos de onda diferentes, de preferência um comprimento de onda está entre 980 + 20 nm e o outro está entre 1.300 nm e 1.600 nm. O dispositivo **100** inclui ainda um dispositivo de controle **116** em que são entrados os parâmetros operacionais. Estes parâmetros operacionais incluiriam energia, duração, taxa de repetição e modo contínua ou de pulsação, densidade da energia etc., para cada um dos lasers nele. A Figura **1B** ilustra o dispositivo **100** tendo outra fonte de laser **120**. Fica, portanto, visto que o dispositivo **100** pode ter fontes de laser múltiplas para realizar múltiplas funções médicas necessárias para tratar corretamente a enfermidade ou condição de preocupação. Estas fontes de laser podem estar operando ao mesmo tempo, em tempos diferentes, em seqüências diferentes, com energias diferentes, em ondas diferentes e em modos diferentes.

A sonda **110** com a fibra óptica **106** ligada é inserida na uretra até à área do tecido de próstata circundante objeto de preocupação por meios convencionais incluindo cateter. Outros dispositivos adicionais podem ser incluídos no cateter tais como meios de visualização, meios de irrigação. A sonda **110** incluiria pelo menos uma extremidade de saída de fibra óptica para emitir a radiação a laser e teria uma terminação selecionada a partir do grupo que consiste numa fibra nua, uma fibra recoberta e, de preferência, uma extremidade de saída de fibra tendo também uma saída de disparo lateral a ser discutida adiante.

Num modo típico de operação, a sonda **110** irradia a área-alvo com um padrão pré-selecionado de pulsações e densidades de energia. O tratamento pode também envolver uma irradiação semi-contínua para cada posição a ser tratado ou com uma virada da sonda de fibra de disparo lateral para tratar circunferencialmente uma seção maior. Em modalidades preferidas, estes padrões de pulsações e energia resultam na ablação do tecido prostático, assim como também na coagulação dos tecidos subjacentes para eliminar substancialmente a perda de sangue para além do tecido removido e com lesões térmicas mínimas para o tecido circundante.

As Figuras **2A** e **2B** representam uma ponta de emissão lateral **210** da sonda **110**, a partir das Figuras 1, que pode ser usada no método da presente invenção. Numa modalidade preferida, a presente invenção usa, mas sem limitação, uma ponta de emissão lateral **210**. Uma fibra exemplificativa de emissão lateral é descrita na Patente US 5.509.917, que é aqui incorporada por referência. Esta referência ainda revela meios para incluir a extremidade da fibra dentro de uma cobertura protetora. A presente invenção pode também empregar fibras nuas, fibras recobertas, fibras com pontas conformadas ou de difusão.

Num modo típico de operação, a fibra óptica **106** fornece energia a laser a partir de cada fonte de laser e normalmente seria

usada em conjunto com uma peça manual, endoscópio ou instrumento semelhante para posicionamento da extremidade distal da fibra na proximidade íntima, em contato direto ou no interior do tecido-alvo. É preferível que o peça manual, endoscópio ou instrumento semelhante
5 tenha canais suficientes para acomodar o fluxo e a remoção de irrigação e/ou restos a partir do local de tratamento, instrumentos endoscópicos, aspiradores, guias de luz, guias de imagem ou outros meios sensores e/ou de detecção.

A Figura **2A** ilustra a fibra óptica **218** tendo um núcleo cen-
10 tral **200** para transmitir radiação a laser. A camada de revestimento **206** em torno do núcleo **200** pode transmitir ainda radiação a laser do mesmo comprimento de onda ou diferente do do núcleo **200**. Sendo a camada protetora **202** de projeto e materiais convencionais, encerra a(s) camada(s) e o núcleo. Na modalidade preferida, a radiação ablativa
15 pode ser direcionada para dentro do núcleo central **200** com a radiação coagulante de um comprimento de onda diferente sendo direcionada para dentro da camada **206** e/ou núcleo central **200**. Podem ser usadas camadas adicionais, como é convencional na técnica, para proteger e guiar a radiação óptica nelas. A Figura **2B** ilustra a fibra
20 óptica **200** com a ponta **210** tendo nela o dispositivo de disparo lateral. Como ali visto, o núcleo central **200** inclui duas camadas de revestimento **206** e **204** com a camada protetora **202** em torno delas. A ponta de disparo lateral **316** é mostrada em maior detalhe na Figura 3 e tem a face inclinada **304**. A face inclinada **304** tem um revestimento ótico
25 sobre ela para refletir toda ou alguma da radiação transmitida. Por exemplo, a radiação ablativa estando no núcleo **300**, presentemente a traço interrompido, é refletida para fora da face inclinada **304** num cone interno **310** de radiação tendo uma área de corte transversal menor **314** na área de tratamento. A radiação de comprimento de onda
30 coagulante é conduzida na camada circundante ou exterior **302** e também é refletida para fora da face inclinada **304** num cone exterior

308 para formar a área de corte transversal maior **312**. As características da radiação que emerge a partir do núcleo ou uma ou mais das camadas de revestimento estão dentro do controle do dispositivo de controle **116**, mas, como visto na Figura **3**, a radiação de comprimento de onda coagulante está no cone exterior **308**. A radiação coagulante pode também estar ou não no cone interno **310**.

Fica, portando, visto que a fibra óptica pode ter uma ou mais camadas de revestimento em torno do núcleo e que a radiação a laser, um comprimento de onda para o efeito ablativo e o outro para o efeito coagulante, podem ser introduzidos no núcleo e também introduzidos na primeira camada. Na modalidade preferida, a radiação a laser ablativa, de cerca de 1.460 nm, é introduzida no núcleo de fibra e a radiação a laser coagulante, de cerca de 980 nm, é introduzida não apenas no núcleo, mas também numa primeira das camadas. Também é certamente possível introduzir a radiação a laser coagulante apenas na camada de revestimento, supondo que pelo menos duas camadas estão presentes. Deve ficar entendido que qualquer laser que emita estas radiações pode ser operado no modo pulsado ou contínuo. Em modos preferidos, o comprimento de onda de ablação será geralmente pulsado e o comprimento de onda de coagulação pode ser semi-contínuo ou pulsado antes ou durante o pulso de energia de ablação.

A presente invenção é ainda ilustrada pelos exemplos seguintes, mas sem limitação a eles.

Exemplo 1

De acordo com a presente invenção, um laser médico com uma energia máxima médio de 100 W e tendo uma saída de dois comprimentos de onda de luz, a primeira dos quais é de 980 nm e a segunda dos quais é de 1.460 nm, pode ser usado no tratamento de BPH. A emissão de laser pode ser realizada usando um diâmetro de núcleo de 200 μm , por exemplo, com uma fibra ótica toda de sílica, por exemplo,

com energia num modo pulsado, por exemplo, usando 50 W de uma radiação de 980 nm e 50 W de radiação de 1.460 nm em casos em que a fibra pode ser posicionada próximo dos tecidos-alvo. A fibra deve ser introduzida e posicionada via um endoscópio rígido, por exemplo, com
5 uma solução salina como irrigante.

Exemplo 2

Noutro exemplo, um laser médico com capacidade para operar a aproximadamente 120-150 W em cada um de dois comprimentos de onda de luz, tem um primeiro comprimento de onda de cerca de
10 960 nm e um segundo comprimento de onda de cerca de 1.370 nm. Usando uma fibra ótica toda de sílica com um diâmetro de núcleo de 600 μm e um diâmetro revestido de 660 μm , a coagulação pode ser realizada com uma irradiação semi-contínua a 960 nm, ao mesmo tempo em que a ablação é realizada usando um regime semi-pulsado
15 para o comprimento de onda de 1.370 nm. A energia a cada comprimento de onda seria fixada em cerca de 120 W. Os ciclos de ligado/desligado seriam de valores aproximadamente iguais e geralmente de mais ou menos 0,1 de um segundo ou cerca disso.

Tendo descrito as modalidades preferidas da invenção com
20 referência aos desenhos anexos, deve ficar entendido que a invenção não está limitada às modalidades precisas e que várias mudanças e modificações podem ser nela efetuadas por aquelas pessoas qualificadas na técnica sem sair do âmbito ou espírito da invenção, conforme definida nas Reivindicações anexadas.

“Dispositivo de Laser Médico

e Respectivo Uso”

Reivindicações

1 - Dispositivo de Laser Médico, para aplicação de radiação a uma
5 área de tratamento por meio de pelo menos uma fibra óptica capaz de
transmitir radiação a laser a pelo menos dois comprimentos de onda
para a referida área de tratamento, sendo o dispositivo de laser médico
caracterizado por que compreende:

pelo menos duas fontes de laser capazes de emitir pe-
10 lo menos dois comprimentos de onda de radiação a laser, tendo, cada
uma, um efeito diferente no tecido na citada área de tratamento;

pelo menos uma fibra óptica capaz de transmitir ditos
pelo menos dois comprimentos de onda da referida radiação a laser
nele; e

15 uma ponta numa extremidade distal da citada pelo
menos uma fibra óptica para emitir ditos pelo menos dois comprimen-
tos de onda da referida radiação a laser.

2 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 1,
caracterizado por que a referida área de tratamento é tecido prostático
20 selecionado de uma próstata.

3 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 1,
caracterizado por que os referidos pelo menos dois comprimentos de
onda de radiação a laser incluem um primeiro comprimento de onda de
980 (+ 20) nm e um segundo comprimento de onda de 1.460 (+ 60) nm,
25 em que o citado primeiro comprimento de onda proporciona um efeito
de coagulação no tecido em dita área de tratamento e o referido segundo
comprimento de onda proporciona um efeito de ablação no tecido na
citada área de tratamento.

4 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 3, **caracterizado** por que a referida pelo menos uma fibra óptica é uma fibra óptica singular capaz de transmitir o citado primeiro comprimento de onda e dito segundo comprimento de onda da referida radiação a laser.

5 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 4, **caracterizado** por que a referida fibra óptica singular compreende uma ponta distal tendo nela uma característica de aquecimento lateral.

6 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 5, **caracterizado** por que a referida fibra óptica singular compreende ainda pelo menos dois cones de saída de radiação, incluindo um cone interno de radiação a um primeiro comprimento de onda tendo um efeito ablativo no tecido na citada área de tratamento e um cone exterior de radiação a um segundo comprimento de onda tendo um efeito de coagulação no tecido em dita área de tratamento.

7 - Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 6, **caracterizado** por que a fibra óptica é ainda caracterizada por um núcleo de transmissão de um do primeiro e do segundo comprimentos de onda de radiação e um de revestimento de transmissão do outro do primeiro e do segundo comprimentos de onda.

8 - Uso de Dispositivo de Laser Médico, para o tratamento da hiperplasia prostática benigna de tecido prostático selecionado de uma próstata, **caracterizado** por que o dispositivo de laser médico transmite pelo menos dois comprimentos de onda de radiação, tendo um primeiro comprimento de onda um efeito de coagulação sobre o referido tecido prostático selecionado e um segundo comprimento de onda tendo um efeito ablativo sobre o citado tecido prostático selecionado e por que o dispositivo de tratamento de laser médico inclui pelo menos uma fibra óptica tendo uma extremidade distal localizável em dito tecido prostático selecionado para proporcionar os referidos pelo menos dois compri-

mentos de onda de radiação a laser para o citado tecido prostático selecionado.

5 **9 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que o referido primeiro e o citado segundo comprimentos de onda de dita radiação a laser são fornecidos substancialmente de modo simultâneo.

10 **10 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que os referidos pelo menos dois comprimentos de onda de radiação são ainda caracterizados por um padrão de pulsos e densidades de energia que realizam um efeito ablativo assim como também de coagulação sobre o citado tecido prostático selecionado.

15 **11 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que o referido primeiro comprimento de onda é de 980 (+ 20) nm e o citado segundo comprimento de onda é de 1.460 (+.60) nm.

20 **12 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que a referida pelo menos uma fibra óptica é ainda caracterizada por uma fibra óptica singular para transmitir os citados pelo menos dois comprimentos de onda de radiação a laser para dito tecido prostático selecionado.

25 **13 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que a referida pelo menos uma fibra óptica é ainda caracterizada por uma fibra óptica singular tendo um núcleo para transmitir radiação a laser pelo menos ablativo e pelo menos uma camada para transmitir pelo menos radiação a laser coagulante.

14 – Uso de Dispositivo de Laser Médico, de acordo com a Reivindicação 8, **caracterizado** por que o referido dispositivo de laser médico é ainda caracterizado por uma sonda para emitir a citada radiação a

laser, tendo dita sonda uma terminação selecionada a partir do grupo que consiste numa fibra nua, uma fibra coberta e uma fibra com uma extremidade conformada.

5 **15 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 14, **caracterizado** por que a referida sonda é ainda caracterizada por uma ponta de fibra óptico de aquecimento lateral.

10 **16 – Uso de Dispositivo de Laser Médico**, de acordo com a Reivindicação 15, **caracterizado** por que a referida ponta de fibra óptica de aquecimento lateral é ainda caracterizada pela transmissão de pelo menos dois cones de saída de radiação, um cone interno transmitindo a citada pelo menos radiação a laser ablativa e uma radiação de cone exterior transmitindo dita radiação a laser pelo menos coagulante.

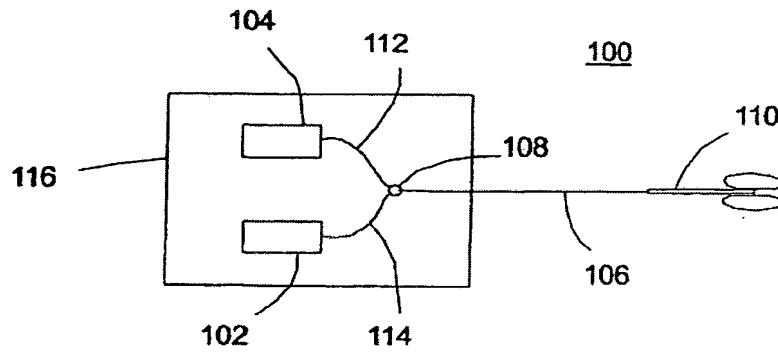


Figura 1A

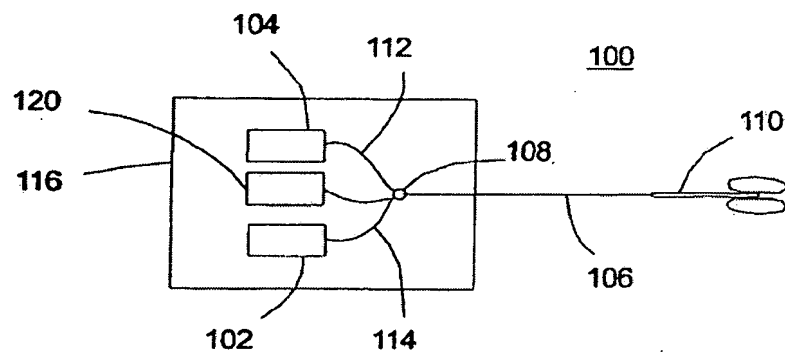


Figura 1B

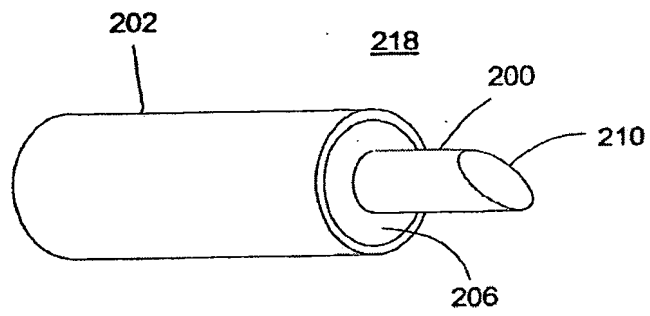


Figura 2A

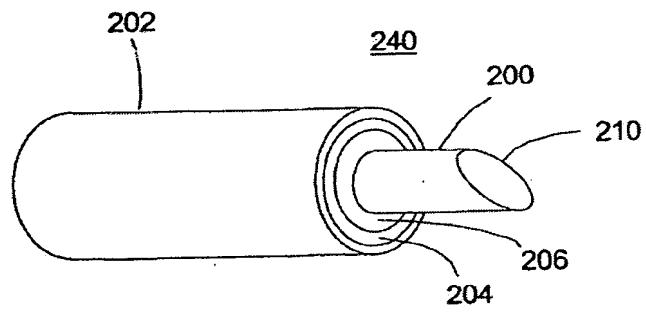


Figura 2B

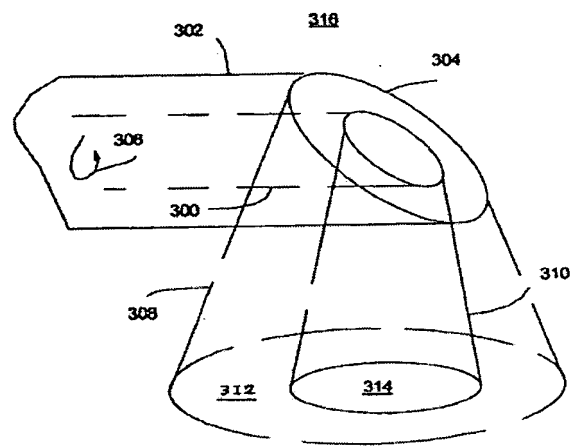


Figura 3

**"Dispositivo de Laser Médico
e Respectivo Uso"**

Resumo

5 São proporcionados um dispositivo e um método que realizam a ablação de tecido, assim como também a coagulação de tecido substancialmente de modo simultâneo durante o tratamento de BPH utilizando pelo menos dois comprimentos de onda de luz. O dispositivo e o método melhoram o fluxo urinário e minimizam a perda de sangue e edema pós-tratamento, ao mesmo tempo em que mantêm um campo
10 quase livre de sangue operacional durante o tratamento por irradiação substancialmente simultânea com pelo menos dois comprimentos de onda diferentes de luz. O dispositivo e o método presentes usam fibras ópticas incluindo em fibras ópticas de emissão lateral especial de modalidades preferidas para proporcionar um tratamento prático,
15 minimamente invasivo de próstatas aumentadas. De acordo com a presente invenção, a ablação de tecido é afetada por ter um comprimento de onda que é altamente absorvido no tecido prostático, enquanto outro comprimento de onda menos altamente absorvido coagula os
20 tecidos hiperplásicos circundantes, mantendo ao mesmo tempo um dano térmico mínimo para o tecido normal, que circunda a hiperplasia. Numa modalidade preferida, o comprimento de onda altamente absorvido é mais ou menos de 1.460 nm e o menos absorvido pela água mas com alguma absorção significativa de hemoglobina é mais ou menos de
25 980 nm. Esta combinação ajuda o paciente, reduzindo a perda de sangue e o edema. Pode ajudar o médico, especialmente onde é empregado o processamento de imagens, mantendo uma área substancialmente isenta de sangue durante o tratamento.