



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

(11) BR 112012029068-1 B1



(22) Data do Depósito: 13/05/2011

(45) Data de Concessão: 27/10/2020

(54) Título: APARELHO PARA DETECTAR RADIAÇÃO FOTOTÉRMICA DE UM OBJETO, E, SISTEMA

(51) Int.Cl.: G01J 5/08; A61B 6/14; G01J 5/20; G01N 21/63; G01J 5/02.

(30) Prioridade Unionista: 13/05/2010 US 61/334436.

(73) Titular(es): QUANTUM DENTAL TECHNOLOGIES INC..

(72) Inventor(es): JIN-SEOK JEON; ANDREAS MANDELIS; STEPHEN ABRAMS; ANNA MATVIENKO; KONESWARAN SIVAGURUNATHAN; JOSH SILVERTOWN; ADAM HELLEN.

(86) Pedido PCT: PCT CA2011050303 de 13/05/2011

(87) Publicação PCT: WO 2011/140664 de 17/11/2011

(85) Data do Início da Fase Nacional: 13/11/2012

(57) Resumo: APARELHO PARA DETECTAR RADIAÇÃO FOTOTÉRMICA DE UM OBJETO, E, SISTEMA. É provido um aparelho para realizar medições fototérmicas em um objeto. O aparelho que pode ser provido como uma peça de mão, aloja componentes ópticos incluindo um laser, um detector infravermelho, um separador de feixe dicróico, e óptica de focagem e direcionamento do feixe para a entrega de um feixe laser no objeto medido, e a coleta de radiação fototérmica do mesmo. Alguns dos componentes ópticos podem ser providos em uma bancada óptica que é diretamente anexada a uma porção da ponta termicamente condutora para a dissipação de calor passiva de componentes ópticos, internos. O aparelho pode adicionalmente incluir um elemento óptico de amostragem e um fotodetector para a detecção de luminescência, e uma câmera para obter uma imagem do objeto durante um procedimento de diagnóstico. O aparelho pode ser empregado para a varredura de um dente para determinar um estado de saúde oral do dente.

“APARELHO PARA DETECTAR RADIAÇÃO FOTOTÉRMICA DE UM OBJETO, E, SISTEMA”

REFERÊNCIA CRUZADA AO PEDIDO RELACIONADO

[001] Este pedido reivindica prioridade para o pedido provisório U.S. No. 61/334.436 intitulado "Handpiece with Integrated Optical System for Fotothermal Radiometry and Luminescence Measurements" e depositado em 13 de maio de 2010, cujos conteúdos estão aqui incorporados pela referência.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

[002] A presente revelação diz respeito a métodos de detecção em cuidado da saúde oral.

[003] Com o uso difundido de fluoreto, a prevalescência de cáries dentárias tem sido consideravelmente reduzida. No entanto, o desenvolvimento de uma técnica não invasiva e sem contato que pode detectar e monitorar desmineralização precoce ou pequenas lesões cariosas no esmalte, dentina, superfície da raiz, ou em torno destes, ou em torno das margens de restaurações dentárias, é essencial para o gerenciamento clínico deste problema.

[004] Em odontologia, a meta de recente pesquisa científica tem sido o uso de fluorescência laser para detecção de desmineralização de dente e cáries dentárias (por exemplo, esmalte e/ou raiz), depósitos dentários e cálculos dentários, e análise quantitativa da profundidade e tamanho da lesão, bem como a composição mineral do esmalte [M. L. Sinyaeva, Ad. A. Mamedov, S. Yu. Vasilchenko, A. I. Volkova, e V. B. Loschenov, 2003, "Fluorescence Diagnostics in Dentistry", Laser Physics, 14, No. 8, 2004, pp. 1.132-1.140]. Esses princípios foram usados para desenvolver inúmeras tecnologias baseadas em fluorescência, tais como dispositivos de diagnóstico QLF™ e DIAGNOdent™.

[005] Radiação UV (488 nm) tem sido usada para examinar esmalte dentário [Susan M. Higham, Neil Pender, Elbert de Josselin

de Jong, e Philip W. Smith, 2009. Journal of Applied Physics 105, 102048, R. Hibst e R. Paulus, Proc. SPIE 3593, 141 (1999)]. Os estudos mostraram que autofluorescência de esmalte sadio tinha pico a um comprimento de onda de 533 nm, ao passo que a autofluorescência de tecido carioso foi deslocada para o vermelho em 40 nm. Demonstrou-se também que a intensidade de autofluorescência de zonas cariosas foi uma ordem de grandeza menor que a intensidade de autofluorescência de um dente sadio, a despeito do fato de que a absorbância da zona cariiosa no comprimento de onda de excitação foi significativamente maior.

[006] A redução na fluorescência quando o esmalte desmineraliza ou quando uma lesão cariiosa tiver sido desenvolvida tem sido atribuída ao aumento na porosidade de lesões cariosas, quando comparada com esmalte sadio. Existe uma captação associada de água e diminuição no índice refrativo da lesão, resultando em maior dispersão e uma diminuição no comprimento do trajeto da luz, absorção e autofluorescência [H. Bjelkhagan, F. Sundstrom, B. Angmar-Mansson, e H. Ryder, Swed Dent. J. 6, 1982].

[007] Em grandes comprimentos de onda de excitação, a intensidade de autofluorescência de uma cavidade cariiosa pode ser maior que a intensidade de autofluorescência de tecido sadio [R. Hibst et al.]. Para comprimentos de onda de excitação de 640 ou 655 nm, a intensidade de autofluorescência integral (a comprimentos de onda superiores a 680 nm) de uma lesão cariiosa poderia ser aproximadamente uma ordem de grandeza maior que a intensidade de autofluorescência integral correspondente do esmalte sadio. Existe alguma indicação de que a fluorescência induzida com esses comprimentos de onda resulta da excitação de fluoróforos fluorescentes de metabólitos bacterianos. Considera-se que esses fluoróforos originam de porfirinas encontradas em algumas espécies bacterianas [S. M. Higham et al.].

[008] Mais recentemente, um novo sistema foi desenvolvido com base na combinação de fluorescência induzida por laser e

radiometria fototérmica. O sistema, comercialmente disponível como The Canary Dental Caries Detection System™, que examina efeito de luminescência e fototérmico (PTR-LUM) de luz laser em um dente, descrito no pedido de patente U.S. No. 2007/0021670, intitulado "Method and Apparatus Using Infrared Photothermal Radiometry (PTR) e Modulated Laser Luminescence (LUM) for Diagnostics of Defects in Teeth", depositado em 18 de julho de 2006. O laser é não invasivo e pode detectar decaimento do dente de uma fração de um milímetro de tamanho e até cinco milímetros abaixo da superfície do dente. Quando pulsos de luz laser são focados em um dente, o dente brilha e libera calor. Analisando-se a luz emitida e assinaturas de calor do dente, informação muito precisa a respeito da condição do dente pode ser obtida, incluindo sinais de desmineralização precoce (lesões) do esmalte [Nicolaidis, L, Mandelis, A., Abrams, S. H., "Novel Dental Dynamic Depth Profilometric Imaging using Simultaneous Frequency Domain Infrared Photothermic Radiometry and Laser Luminescence", Journal of Biomedical Optics, 2000, January, Volume 5, # 1, pages 31 - 39, Jeon, R. J., Han, C, Mandelis, A., Sanchez, V., Abrams, S. H., "Non-intrusive, Non-contacting Frequency-Domain Fotothermic Radiometry and Luminescence Depth Profilometry of Carious and Artificial Sub-surface Lesions in Human Teeth," Journal of Biomedical Optics 2004, July - August,9, # 4, 809 - 81, Jeon R. J., Hellen A., Matvienko A., Mandelis A., Abrams S. H., Amaechi B. T., In vitro Detection and Quantification of Enamel and Caries Root Using Infrared Fotothermal Radiometry and Modulated Luminescence. Journal of Biomedical Optics 13(3), 048803, 2008]. À medida que uma lesão brilha, existe uma mudança correspondente no sinal. À medida que a remineralização progride, uma inversão de sinal indica uma melhoria na condição do dente. Pela mudança da frequência do sinal, pode-se sondar até 5 mm abaixo da superfície do dente. Sinais de baixa frequência podem penetrar nos defeitos e lesões abaixo da superfície do dente.

[009] Um inconveniente significativo com os sistemas supramencionados são os sistemas de entrega óptica complexos e caros que são tipicamente necessários. Além disso, alguns sistemas envolvem uma peça de mão que é ópticamente acoplada a um detector e unidade de fonte de laser remotos via um conjunto de feixe de fibras caro. Isto resulta em inúmeros inconvenientes, incluindo custo, complexidade e inconveniência de uso por causa do peso dos cabos que protegem os feixes de fibras.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[010] É provido um aparelho para realizar medições fototérmicas em uma amostra, tal como uma superfície de um dente. O aparelho, que pode ser provido na forma de uma peça de mão, aloja componentes ópticos incluindo um laser, um detector infravermelho, um separador de feixe dicróico, e óptica de focagem e direcionamento do feixe para a entrega de um feixe laser na amostra medida, e a coleta de radiação fototérmica dela. Alguns dos componentes ópticos podem ser providos em uma bancada óptica que é diretamente anexada a uma porção da ponta termicamente condutora para a dissipação de calor passiva de componentes ópticos internos. A peça de mão pode incluir um elemento óptico de amostragem do feixe e um fotodetector para a detecção de luminescência, e uma câmera para obter uma imagem de uma amostra durante uma medição.

[011] Dessa maneira, em um aspecto, é provido um aparelho para detectar radiação fototérmica de um objeto, o aparelho compreendendo: um alojamento alongado; um laser para produzir um feixe laser dentro do alojamento; um elemento de focagem posicionado para focar o feixe laser através de uma abertura em uma porção distal do alojamento e em uma superfície do objeto, e coletar radiação fototérmica gerada dentro do objeto em resposta ao feixe laser; e um separador de feixe dicróico posicionado dentro do alojamento para separar espacialmente a radiação fototérmica do feixe laser; e um detector infravermelho provido dentro do alojamento para detectar a radiação

fototérmica.

[012] Um entendimento adicional dos aspectos funcionais e vantajosos da revelação pode ser realizado pela referência à descrição detalhada e desenhos seguintes.

DESCRIÇÃO RESUMIDA DOS DESENHOS

[013] Modalidades serão agora descritas, apenas a título de exemplo, com referência aos desenhos, em que:

[014] A figura 1 provê uma vista isométrica de uma peça de mão de diagnóstico de saúde oral para uso em medição de radiometria fototérmica (PTR) e luminescência (LUM) de uma superfície de dente.

[015] A figura 2 provê vistas (a) plana, (b) de lato e (c) lateral da peça de mão de diagnóstico de saúde oral mostrada na figura 1.

[016] As figuras 3 (a) e (b) fornecem vistas seccionais transversais da peça de mão de diagnóstico de saúde oral mostrada na figura 1.

[017] A figura 4 é uma vista seccional transversal da peça de mão de diagnóstico de saúde oral na qual a bancada óptica está mostrada com detalhes.

[018] As figuras 5 (a)-(d) mostram várias vista seccionais transversais da peça de mão de diagnóstico de saúde oral mostrada na figura 1, onde as vistas são mostradas em um plano perpendicular ao eixo longitudinal da peça de mão.

[019] A figura 6(a) mostra uma modalidade de uma unidade de controle e processamento para uso com a peça de mão, e a figura 6(b) mostra uma fotografia da peça de mão, unidade de controle e processamento, e outros acessórios do sistema.

[020] A figura 7 ilustra a operação de uma câmera integrada na porção da ponta da peça de mão.

[021] A figura 8 mostra uma ponta protetora que é

recebida de forma deslizando na porção da ponta da peça de mão.

[022] A figura 9 mostra um dispositivo de calibração para uso com a peça de mão.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

[023] Várias modalidades e aspectos da revelação serão descritos com referência aos detalhes discutidos a seguir. A descrição e desenhos seguintes são ilustrativos da revelação e não devem ser interpretados como limitação da revelação. Inúmeros detalhes específicos são descritos para proporcionar um entendimento geral de várias modalidades da presente revelação. Entretanto, em certos casos, detalhes bem conhecidos ou convencionais não são descritos a fim de fornecer uma discussão concisa de modalidades da presente revelação.

[024] Na forma aqui usada, os termos, "compreende" e "compreendendo" devem ser interpretados de forma inclusiva e ampla, e não exclusiva. Especificamente, quando usados na especificação e reivindicações, os termos, "compreende" e "compreendendo" e suas variações significam que os recursos, etapas ou componentes específicos estão incluídos. Esses termos não devem ser interpretados de forma a excluir a presença de outros recursos, etapas ou componentes.

[025] Na forma aqui usada, o termo "exemplar" significa "servindo como um exemplo, caso ou ilustração," e não deve ser interpretado como preferido ou vantajoso em relação a outras configurações aqui reveladas.

[026] Na forma aqui usada, os termos "cerca de" e "aproximadamente", quando usados em conjunto com faixas de dimensões de partículas, composições de misturas ou outras propriedades ou características físicas, devem somente cobrir ligeiras variações que podem existir nos limites superior e inferior das faixas de dimensões de maneira a não excluir modalidades onde em média a maioria das dimensões é satisfeita, mas onde

dimensões estatisticamente podem existir nesta região. Não se pretende excluir modalidades tais como essas da presente revelação.

[027] Em um uma modalidade, é provida uma peça de mão para medições de diagnóstico por radiometria fototérmica (PTR) e luminescência (LUM), na qual componentes ópticos são integrados em uma bancada óptica. Como discutido a seguir, integrando-se componentes ópticos diretamente na peça de mão em uma bancada óptica, é provida uma peça de mão compacta, robusta e barata que é bem adequada para uso clínico de rotina.

[028] A figura 1 ilustra uma implementação de exemplo de uma peça de mão PTR-LUM 100, mostrada em uma vista isométrica externa, e a figura 2 provê vistas de borda, lateral e plana da peça de mão. A peça de mão 100 inclui uma porção do corpo 110 e uma porção da ponta 120. A porção da ponta 120 é presa na porção do corpo em uma extremidade proximal de porção da ponta 120, e entrega e recebe radiação óptica na extremidade distal. A porção da ponta 120 recebe de forma deslizante a casca protetora 130, que é anexada de forma removível ao longo de uma direção axial da porção da ponta. Componentes ópticos, incluindo fontes e detectores ópticos, são montados em uma bancada óptica alojada dentro da peça de mão 100, como adicionalmente discutido a seguir. A peça de mão 100 é conectada a um aparelho de controle e processamento externo (não mostrado) através de cabo elétrico 140.

[029] Um filtro óptico 150 é opcionalmente provido para bloquear radiação laser dispersa e proteger os olhos do operador. O filtro pode ser encaixado por pressão em um encaixe de recepção para fácil anexação e remoção. Incorporando-se o filtro óptico diretamente na peça de mão, um clínico não precisa usar luvas de proteção laser por todo um procedimento de varredura ou diagnóstico, e pode facilmente ver a anatomia oral de um paciente movendo a peça de mão para remover o filtro de uma linha de visão direta. Este recurso é clinicamente adequado em virtude de ser

frequentemente importante para um clínico ver a anatomia oral em cores verdadeiras para ajudar em um diagnóstico ou guiar em um procedimento de diagnóstico.

[030] Referindo-se à figura 2, a peça de mão 100 pode ser empregada para comunicar com a unidade de controle e processamento (descrita adicionalmente a seguir) usando botões 160 localizados por cima da porção do corpo 110. Por exemplo, um usuário pode pressionar um botão para iniciar e/ou terminar uma medição ou série de medições. Botões 160, ou outros elementos de entrada e/ou controle, podem ser encaixados na peça de mão 100 de maneira tal que uma vedação hermética a fluido seja provida, impedindo o vazamento de fluidos para o interior da peça de mão.

[031] Como mostrado na figura 2, a porção da ponta 120 pode ser presa na porção do corpo 110 por prendedores 122 e 124 que são recebidos em encaixes 128 providos na porção da ponta (somente um único encaixe está mostrado na figura 2) e casam com um furo rosqueado na porção do corpo. Dessa maneira, a porção da ponta não precisa ser presa na porção do corpo através da bancada óptica interna, como mostrado adicionalmente a seguir. Um anel-O interno pode ser empregado para prover uma vedação entre a porção do corpo 110 e a porção da ponta 120.

[032] A peça de mão de exemplo provê um desenho leve ergonômico que é conveniente e bem adaptado para uso clínico. Alojando-se todos os componentes ópticos (por exemplo, um diodo e detectores laser) dentro do corpo e porções da ponta da peça de mão, a necessidade de entregar e receber radiação óptica na peça de mão por meio de feixes de fibras ópticas é eliminada, permitindo assim que o dispositivo seja conectado no aparelho de controle e processamento via um cabo elétrico simples, flexível, barato e leve (o cabo pode alojar múltiplos fios elétricos para carregar vários sinais de controle e detectados e energia). Além disso, o uso de um cabo elétrico, ao contrário de um cabo óptico, diminui o mínimo raio de dobramento do cabo,

permitindo que a peça de mão seja manipulada em uma faixa mais ampla de movimentos e direções durante um procedimento clínico. Blindagem pode ser colocada sobre o cabo para minimizar interferência elétrica com o sinal à medida que ele é transmitido no cabo.

[033] Em uma modalidade, a peça de mão 100 tem um tamanho que é suficientemente pequeno para permitir varredura de dentes dentro da boca de uma criança ou um adulto. Além disso, o desenho da peça de mão protege os elementos ópticos de dano durante uso normal. Como mostrado na figura 2, a peça da ponta 120 pode ser removida da peça do corpo 110 usando prendedores 122 e 124, que permitem a fabricação e reparo no campo eficientes.

[034] A figura 3 provê uma vista detalhada dos componentes internos alojados na porção do corpo 110 e na porção da ponta 120. A bancada óptica 200 é contida na porção do corpo 110, que também recebe cabo elétrico 140 em aparelho de alívio de deformação 210 (fios adicionais, e conexões elétricas nos componentes ópticos, não estão mostrados). O cabo elétrico 140 faz interface elétrica com o detector e laser com um aparelho de controle e processamento externo para prover energia ao laser e para processar sinais dos detectores. A bancada óptica 200 tem anexada nela inúmeros componentes ópticos que serão descritos adicionalmente a seguir. A porção da ponta 120 inclui componentes ópticos de focalização do feixe e direcionamento do feixe opcional 202 na sua extremidade distal e também aloja câmera opcional 230 para obter uma imagem de um dente durante um procedimento de diagnóstico.

[035] Uma vista detalhada do aparelho óptico dobrado contido na porção do corpo 110 e na porção da ponta 120 está mostrada na figura 4. A bancada óptica 200 suporta laser semiconductor 205 e lente 210, que colima luz laser emitida que é subsequentemente redirecionada por um espelho 215 para o separador de feixe dieletrico 220. O laser semiconductor 205 pode ser um diodo laser com um comprimento de onda de aproximadamente

660 nm para a geração simultânea de luminescência e radiação fototérmica a partir de uma superfície de dente.

[036] O feixe laser colimado é redirecionado pelo separador de feixe dicróico 220, que tem provido nele um revestimento óptico com alta refletividade no comprimento de onda do feixe laser incidente, deixando ainda passar radiação térmica. O feixe laser propaga em uma direção substancialmente axial na porção da ponta 120 ao longo do trajeto de feixe 225, desviando do prisma de coleta de sinal de amostragem 230 e encontrando o espelho 235 na extremidade distal da porção da ponta 120. O espelho 235 reflete o feixe laser colimado em direção ao elemento de focagem 240, que foca o feixe laser à medida que ele emerge na porção da ponta 120. Deve-se entender que o feixe laser não precisa existir no dispositivo em uma direção perpendicular ao seu eixo de propagação interno.

[037] O elemento de focagem 240 é ópticamente transmissivo a luz no comprimento de onda laser e no comprimento de onda de radiação luminescente e fototérmica. Em um exemplo, o elemento de focagem é transmissivo no espectro visível e no espectro meio infravermelho. O elemento de focagem 240 tem um comprimento focal adequado para focar o laser em um tamanho puntual desejado. Por exemplo, um comprimento focal de 8,6 mm produz um tamanho puntual de aproximadamente 50 micrometros em média. O elemento de focagem 240 provê o papel adicional para coletar e substancialmente colimar tanto radiação luminescente quanto fototérmica emitida por uma superfície de dente em resposta a irradiação laser. Embora o elemento de focagem 240 esteja mostrado como um componente óptico transmissivo, ficará aparente aos versados na técnica que o elemento de focagem 240 e o espelho 235 poderiam ser substituídos por um único espelho curvo, tal como um espelho parabólico fora de eixo.

[038] Luminescência coletada é direcionada pelo espelho 235 ao longo de um eixo da porção da ponta 120, e uma porção do feixe

luminescente coletado encontra um elemento de amostragem do feixe tal como um prisma detector 230 (ou um outro elemento adequado, tal como um filtro) e é direcionado para o filtro óptico 245 e o fotodetector 250. O filtro óptico 245 remove luz laser refletida e dispersa indesejada, e o fotodetector 250 é selecionado para ter uma resposta espectral adequada para a detecção da luminescência coletada. Em um exemplo, o fotodetector 250 pode ser um fotodiodo de silício, e o filtro óptico 245 pode ser um filtro de vidro colorido barato com uma largura de banda e densidade óptica combinadas com comprimento de onda e energia laser (tal como o filtro de cores passa alta RG 715).

[039] Como anteriormente notado, o elemento de focagem 240 também coleta e colima radiação fototérmica emitida, que é refletida pelo espelho 235 e direcionada para o separador de feixe dicróico 220. O separador de feixe dicróico 220 deixa passar radiação infravermelha e reflete uma porção substancial de luz laser dispersa. O separador de feixe dicróico 220 pode também refletir substancialmente luminescência coletada.

[040] Em uma modalidade, um elemento absorvente óptico, tal como janela absorvente, pode ser colocada entre o separador de feixe dicróico 220 e o detector infravermelho 260 para atenuar tanto luz laser luminescente e quanto/ou residual coletadas e transmitir radiação fototérmica na região espectral meio infravermelho. Em um exemplo, o separador de feixe dicróico pode adicionalmente incorporar um substrato absoritivo. Um material adequado para o substrato absoritivo é um material de filtragem passa alta, tal como germânio, que absorve luz com um comprimento de onda menor que aproximadamente 1,85 microns.

[041] Em uma outra modalidade de exemplo, as posições do detector infravermelho 260 e laser 205 podem ser invertidas, e o separador de feixe dicróico 220 pode ter um revestimento óptico para transmitir o feixe laser e radiação luminescente, e refletir a radiação fototérmica. Em uma

modalidade como esta, é benéfico incluir a janela absorptiva supradescrita para atenuar energia laser refletida e radiação luminescente que de outra forma seriam detectadas pelo detector infravermelho 260.

[042] O separador de feixe dicróico transmite radiação fototérmica coletada, que é subsequentemente focalizada pela lente 255 no detector infravermelho 260. O detector infravermelho pode ser um detector infravermelho médio sensível, tal como um detector HgCdZnTe fotovoltaico, com uma região espectral sensível cobrindo aproximadamente 2 a 5 μm . O detector infravermelho 260 pode ser montado em um resfriador termoelétrico para melhor desempenho e sensibilidade.

[043] Como mostrado na figura 4, os componentes ópticos supradescritos (com a exceção dos componentes ópticos providos na porção da ponta 120) são montados na bancada óptica 200. Em uma implementação de exemplo, a bancada óptica 200 é formada em um material leve e termicamente condutor, tal como alumínio.

[044] Na implementação de exemplo mostrada na figura 4, a bancada óptica, embora alojada na porção do corpo 110, é anexada na porção da ponta 120, dessa forma permitindo rápida e eficiente dissipação de calor para a porção da ponta 120. Dessa maneira, a porção da ponta 120 pode também ser feita de um material leve e termicamente condutor, tal como alumínio. Uma modalidade como esta permite que a porção da ponta aja como um dissipador de calor resfriado a ar eficiente para componentes ópticos (basicamente o diodo laser e opcionalmente um resfriador termoelétrico (TE) anexado no detector 260) montados na bancada óptica 200. Este recurso é especialmente adequado para melhorar o desempenho do detector térmico 260, que pode ter um piso de ruído que depende fortemente da temperatura (tal como no caso do detector de HgCdZnTe de exemplo supradescrito). Além disso, anexando-se a bancada óptica diretamente na porção da ponta rígida 120, pode-se obter melhor isolamento mecânico em

relação à anexação dos componentes ópticos na porção do corpo 110.

[045] A figura 5 provê uma série de vistas seccionais, onde cada vista é em um plano perpendicular ao eixo longitudinal da peça de mão. A figura 5(a) mostra uma seção do separador de feixe dicróico 220 e espelho de dobra refletivo 215, enquanto a figura 5(b) ilustra uma seção da bancada óptica 200 detrás do separador de feixe dicróico 220 e espelho refletivo 215. A figura 5(c) ilustra uma seção transversal da câmera 300 (discutida adicionalmente a seguir) e a figura 5(d) mostra uma seção transversal da óptica de coleta localizada na extremidade distal da porção da ponta 120, incluindo o elemento de focagem 240. A figura 5(d) também mostra um cone 270 ilustrando a forma do feixe laser, e uma seção transversal da casca protetora 130 (descrita adicionalmente a seguir).

[046] A fim de obter detecção sensível da radiação fototérmica e luminescência induzida por laser, a peça de mão pode fazer interface com um sistema de detecção fotossensível tal como um amplificador de sincronismo. Em uma modalidade como esta, a intensidade laser é modulada a uma frequência desejada e tanto o sinal do detector quanto um sinal de referência relacionados à fase da corrente laser modulada são providos ao amplificador de sincronismo. Ficará aparente aos versados na técnica que outros métodos de modulação podem ser usados. Por exemplo, em uma modalidade, o feixe de energia laser pode ser ópticamente picado via um disco de corte mecânica integrado na peça de mão, onde o disco de corte proveria resfriamento ativo adicional do detector via convecção de ar forçada. O amplificador de sincronismo pode ser provido em uma placa de aquisição de dados alojada na unidade de controle e processamento. Uma placa de aquisição de dados adequada para prover funcionalidade de travamento é a placa da National Instruments NI USB-6221-OEM. Alternativamente, o travamento amplificado pode ser provido separadamente em um sistema adicional que faz interface com a unidade de controle e processamento.

[047] A figura 6(a) ilustra uma implementação de exemplo de uma unidade de controle e processamento 1 que contém a placa de aquisição de dados e componentes eletrônicos adicionais exigidos para processamento, interface de usuário e ligação de rede externa opcional. A unidade de controle e processamento 1 pode incluir um processador, uma memória, um barramento de dados, e pode incluir mídia de armazenamento, tal como uma memória relâmpago ou um disco rígido. A unidade de controle e processamento 1 está mostrada fazendo interface com a peça de mão 100 através do cabo 2. A peça de mão 100 é suportada na estrutura de suporte da peça de mão 8, que é modelada para prender a peça de mão 100 quando fora de uso, e um rebaixo 5 para proteger a extremidade distal da porção da ponta 120 quando a peça de mão 100 estiver presa. A unidade de controle e processamento pode também incluir chave de operação 3 e controles externos 4. A figura 6(b) mostra uma fotografia da unidade de controle e processamento 1, a peça de mão 100 e um dispositivo de computação externo 10, entre acessórios adicionais para uso com o sistema.

[048] A unidade de controle e processamento 1 pode ser programada para processar medições de diagnóstico obtidas da peça de mão 100. Por exemplo, a unidade de controle e processamento 1 pode realizar muitas funções, incluindo, mas sem limitações, gerar uma saída numérica associada com a superfície de dente ou seção de superfície de dente examinada com base nos sinais medidos, armazenar e/ou processar dados de diagnóstico, armazenar e/ou processar dados de imagem, exibir saída de imagens, sinais ou números, e armazenar informação relativa a recomendações de tratamento e informação do paciente.

[049] Em uma modalidade, a unidade de controle e processamento 1 processa medições fototérmica (PTR) e de luminescência (LUM) recebidos para prover um resultado numérico composto que é correlacionado com um estado de saúde oral de um dente varrido. Em uma

modalidade, prover uma única indicação de saúde oral quantitativa unificada de uma medição em um dado local, os dados de uma dada medição são armazenados pela unidade de controle e processamento 1 como quatro sinais separados; a amplitude e fase PTR e amplitude e fase LUM. Uma medição de diagnóstico unificada pode ser obtida combinando-se os quatro sinais medidos. Em uma implementação de exemplo, os sinais são processados de acordo com a fórmula de ponderação seguinte:

- Amplitude PTR ponderada a 45% do valor total
- Fase PTR ponderada a 15% do valor total
- fase LUM ponderada a 10% do valor total
- Amplitude LUM ponderada a 30% do valor total

[050] As quatro leituras podem ser comparadas com as leituras que se encontram pela superfície do esmalte sadio superfície e/ou de uma peça padronizada de hidroxiapatita. O sinal medido pode adicionalmente ou alternativamente ser comparado com a superfície do esmalte sadio. Os resultados da etapa de comparação podem ser providos em uma escala fixa para cada leitura, por exemplo, em uma escala de 1 a 100 (as escalas não precisam ser iguais para cada tipo de leitura), indicando a severidade de uma condição. Os quatro resultados de escala fixa podem então ser ponderados da maneira supradescrita, provendo ao operador uma classificação ou faixa (por exemplo, em uma escala de 1 - 100) indicando a saúde da área examinada.

[051] Em uma outra modalidade de exemplo, a leitura de uma única frequência pode ser combinada da seguinte maneira:

(amplitude PTR x Fase PTR) / (Amplitude LUM x fase LUM),
para criar uma única leitura.

[052] Verificação de erro pode ser feita combinando o desvio padrão de cada leitura em um número, da seguinte maneira:

Amplitude LUM x fase LUM x Amplitude PTR x Fase PTR.

[053] A razão de leitura simples / desvio padrão

combinado pode então ser examinada e, se a razão aumentar drasticamente, isto pode ser indicativo de um erro na leitura, que pode então ser transferido para o operador. A única leitura pode ser transferida para o operador junto com sua diferença da única leitura derivada do exame do esmalte sadio e dentes sadios.

[054] Em um outro exemplo, a verificação de erro pode ser feita combinando o desvio padrão de cada leitura em um número da seguinte maneira:

$$100 \times \{ (\text{PTR-A-std}/\text{PTR-A})^2 + (\text{PTR-P-std}/\text{PTR-P})^2 + (\text{LUM-A-std}/\text{LUM-A})^2 + (\text{LUM-P-std}/\text{LUM-P})^2 \}^{1/2}$$

[055] Em uma outra modalidade, uma câmera é adicionalmente provida na peça de mão para obter uma imagem de um dente selecionado. Em uma configuração de exemplo mostrada na figura 4, a câmera 300 é localizada próxima da extremidade distal da porção da ponta 120. Localizar a câmera próxima da extremidade distal da porção da ponta provê inúmeros benefícios. Primeiramente, ela isola termicamente e mecanicamente a câmera da bancada óptica, de forma que o sensor fique distante do detector infravermelho. Dessa maneira, calor gerado pela câmera é basicamente dissipado pela massa térmica da porção da ponta e não propaga de volta para o detector infravermelho 260. Em segundo lugar, localizar a câmera 300 próxima da extremidade distal da porção da ponta permite o uso de uma câmera barata com uma curta distância de trabalho, exigindo assim mínimos componentes ópticos.

[056] As figuras 4 e 7 ilustram uma modalidade de exemplo na qual a câmera 300 usada é um sensor de formação de imagem CMOS miniatura com geração de sinal de vídeo NTSC integrada. A câmera é efetivamente um sistema de formação de imagem tipo “estenopeica” (com uma pequena abertura e uma lente fixa), provendo assim grande profundidade de campo e ângulo de visão, sem a maior complexidade e custo de formação

de imagem e óptica de redirecionamento de feixe tais como espelhos e lentes móveis. A profundidade de campo muito grande acomoda a colocação do sistema de formação de imagem tipo estenopeica em uma ampla faixa de distâncias relativas à superfície do dente. A distância de trabalho 310 pode ser selecionada em aproximadamente 15-20 mm, provendo uma área de formação de imagem de aproximadamente 10-20 mm de diâmetro. Deve-se entender que a câmera tipo estenopeica supradescrita é meramente um exemplo de uma câmera que pode ser empregada, e que outras câmeras miniaturas podem ser usadas em substituição à câmera tipo estenopeica.

[057] Como adicionalmente mostrado na figura 7, o único componente óptico empregado é um prisma angular reto 305, provendo um desenho robusto e simples. O prisma 305 pode ser omitido, usando um módulo de câmera de ângulo reto. Em uma outra modalidade, a câmera pode ser colocada a uma maior distância axial (mostrada em 315) da extremidade distal da porção da ponta 120 para melhorar a linha de visão direta do operador da área onde a medição PTR-LUM é feita, como mostrado na figura 7. O deslocamento do centro do plano de formação de imagem em relação à borda da ponta aumentará correspondentemente. Uma distância de deslocamento adequada é aproximadamente 20 mm.

[058] Na implementação de exemplo mostrada na figura 7, a câmera amostra uma região espacial que é espacialmente deslocada 320 do local no qual o laser é entregue. O deslocamento espacial é benéfico em que o trajeto óptico da câmera não interfere no trajeto óptico do sistema de detecção PTR-LUM.

[059] Embora seja possível em modalidades alternativas formar imagem da área do dente diretamente durante a varredura, isto exigiria filtragem da luz coletada pelo sistema de formação de imagem, que seria problemático já que não tornaria a imagem colorida real do dente convertido em imagem por causa da rejeição de componentes espectrais pelo filtro.

Correspondentemente, o dispositivo pode ser operado de maneira tal que a câmera não seja acionada ao mesmo tempo que a medição de dados de diagnóstico, assim evitando a coleta de luz laser dispersa e também evitando conversão cruzada elétrica e/ou térmica durante o processo de medição. Um esquema como este é também benéfico, já que a ativação da câmera somente durante o uso limita a geração de calor residual.

[060] A porção da ponta 120 é pode ser equipada com uma casca externa 130, mostrada com mais detalhes na figura 8. A casca 130 inclui seção de cone 405 com um furo provido nela para entrega do feixe laser e a coleta de radiação fototérmica e luminescente. O comprimento da seção de cone pode ser selecionado para manter uma distância de trabalho adequada na porção da ponta 120 em relação ao comprimento focal do elemento de focagem 240. A casca 130 também inclui uma abertura 410 que dá acesso óptico para a câmera integrada 300. A casca 130 pode ser encaixada por pressão na porção da ponta 120, por exemplo, por meio do recurso 415 e um recurso saliente correspondente na porção da ponta 120.

[061] A casca 130 pode ser um item descartável que é usado em combinação com uma tampa estéril e transparente, tal como um material transparente fino para proteger a peça de mão e eliminar qualquer contaminação cruzada entre paciente. A tampa encaixa sobre a porção da ponta 120 da peça de mão de forma que ela não dobra ou deforma, evitando assim deflexão de sinais ou a distorção de imagens da câmera.

[062] Um material de tampa de exemplo é uma camada de polímero transparente que pode ser provida na forma de um saco, bainha ou meia com uma forma adequada para cobrir a porção da ponta 120. A tampa pode ser descartável. A tampa é primeiramente colocada sobre a porção da ponta, e a casca protetora 130 é subsequentemente colocada sobre a tampa para prendê-la no lugar entre a casca protetora 130 e a porção da ponta 120. A casca protetora 130 protege a tampa contra quebra acidental

(perfuração/rasgamento) da barreira estéril. A tampa é parcialmente ou substancialmente transparente sobre pelo menos uma porção do espectro visível ou próximo ao infravermelho (a porção onde a luz laser é entregue e a luminescência é gerada) e o espectro meio infravermelho (onde a radiação fototérmica é gerada). Em um exemplo, a transmissividade da tampa é pelo menos 75% na região espectral de interesse. Em um outro exemplo, a transmissividade da tampa é pelo menos 90% na região espectral de interesse.

[063] Em uma implementação de exemplo, a porção da ponta 120 pode ser provida em múltiplos tamanhos com diferentes distâncias de trabalho (ou comprimento focal) do elemento de focagem 240. Diferentes distâncias de trabalhos podem ser adequadas, dependendo da situação clínica. Por exemplo, superfícies lisas podem ser varridas com uma porção da ponta diferente da porção da ponta usada para varrer sulcos nas superfícies de mordida dos dentes posteriores ou pontos interproximais (entre dentes). Em tais casos, uma casca diferente 130 pode também ser provida para cada porção da ponta diferente 120, de forma que a porção de cone 405 de uma dada casca 130 acomode uma distância de trabalho para uma porção da ponta correspondente 120. À vezes, um cone pode ser usado com um comprimento universal que proveria sinais ideais de uma ampla faixa de superfícies de dente.

[064] Em uma modalidade, um dispositivo de calibração é adicionalmente provido para uso na calibração da resposta da peça de mão. Na implementação de exemplo mostrada na figura 9, o dispositivo de calibração 500 inclui um furo axial interno 510 adaptado para receber a superfície externa da porção da ponta 120. O dispositivo de calibração 500 inclui um material de referência de calibração 520, tal como um material de hidroxiapatita adequado para a calibração de um sinal fototérmico e/ou de luminescência. Um segundo dispositivo de calibração que aloja um material de referência corpo negro, tal como carbono vítreo, pode também ser provido.

[065] Referindo-se novamente ao dispositivo de exemplo mostrado na figura 9, o material de referência de calibração 520 é alojado dentro do dispositivo de calibração 500 de maneira tal que, quando o dispositivo de calibração é preso na porção da ponta 120, o material de referência de calibração 520 fique localizado em um plano focal do elemento de focagem 240, ou próximo a ele, facilitando assim a coleta de um sinal de referência quando uma medição é realizada. O dispositivo de calibração pode ser produzido de plástico usinado, de forma que ele não risque a superfície externa da porção da ponta 120 quando em uso, e é fabricado com tolerância suficiente para o correto alinhamento da ponta com o material de referência de calibração. Em um exemplo, o material de referência de calibração 520 é alojado em uma porção separada 530 que é anexada de forma removível no corpo principal do dispositivo de referência de calibração 500 para remoção e/ou reposição. A fim de garantir a colocação do dispositivo de referência de calibração 500 em uma posição adequada na porção da ponta 120, o mecanismo de posicionamento tal como um êmbolo de mola 540 que encaixa por pressão um pequeno entalhe na porção da ponta 120 ou estrutura de tensão pode ser adicionada ao corpo principal.

[066] Embora as modalidades apresentadas estejam relacionadas a aplicações envolvendo diagnóstico de saúde oral, deve-se entender que o escopo da presente revelação não está limitado a usos e aplicações dentárias. O aparelho aqui revelado pode ser empregado para uma ampla faixa de aplicações, além de detecção dentária, incluindo outras aplicações de detecção e diagnóstico biológico, e teste não destrutivo de vários materiais.

[067] As modalidades específicas supradescritas foram mostradas a título de exemplo, e deve-se entender que essas modalidades podem ser suscetíveis a várias modificações e formas alternativas. Deve-se adicionalmente entender que as reivindicações não devem ser limitadas às formas

particulares reveladas, mas, em vez disso, devem cobrir todas modificações, equivalentes e alternativas que caiam no espírito e escopo desta revelação.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho para detectar radiação fototérmica de um objeto, o dito aparelho compreendendo:

um alojamento alongado compreendendo uma porção do corpo proximal portátil (110) conectado a uma porção da ponta distal termicamente condutiva (120);

um laser (205) para produzir um feixe laser dentro do dito alojamento;

um elemento de focagem (240) posicionado para focar o dito feixe laser através de uma abertura dentro da referida porção distal da ponta do dito alojamento e sobre uma superfície do dito objeto, e coletar radiação fototérmica gerada dentro do dito objeto em resposta ao dito feixe laser, em que o referido elemento de foco está configurado para coletar a referida radiação de luminescência, além da referida radiação fototérmica;

um separador de feixe dicróico (220) posicionado dentro do dito alojamento para separar espacialmente a dita radiação fototérmica do dito feixe laser; e

um detector infravermelho (260) provido dentro do dito alojamento para detectar a dita radiação fototérmica;

um filtro óptico (245) posicionado para transmitir a referida radiação de luminescência amostrada e para rejeitar a energia dispersa do laser;

um fotodetector (250) posicionado para detectar a referida radiação de luminescência amostrada;

um elemento de amostragem óptica (230) fornecido dentro do referido alojamento, em que o referido elemento de amostragem óptica está posicionado para redirecionar a radiação de luminescência amostrada;

em que pelo menos o dito feixe laser e o dito detector infravermelho são providos em uma bancada óptica termicamente condutora;

caracterizado pelo fato de que referida bancada óptica termicamente condutiva está alojada no interior da referida porção de corpo proximal e ligada a uma extremidade proximal da referida porção da ponta distal termicamente condutiva, de tal modo que a referida bancada óptica é suportado no interior da referida porção de corpo pela referida porção de ponta distal, e de tal modo que a referida porção de ponta distal fornece um dissipador de calor para o calor gerado por componentes ópticos conectados à referida bancada óptica.

2. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dito elemento de amostragem óptica (230) é um prisma detector.

3. Aparelho de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o dito separador de feixe dicróico (220) é configurado para refletir o dito feixe laser e transmitir a dita radiação fototérmica; e

em que o dito separador de feixe dicróico é adicionalmente configurado para refletir radiação luminescente que é gerada dentro do dito objeto e coletada pelo dito elemento de focagem (240).

4. Aparelho de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o dito separador de feixe dicróico (220) é configurado para transmitir o dito feixe laser e refletir a dita radiação fototérmica.

5. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um elemento absorvente óptico de maneira tal que a dita radiação fototérmica encontre o dito elemento absorvente óptico antes do dito detector infravermelho (260), e em que o dito elemento absorvente óptico é configurado para transmitir a dita radiação fototérmica e absorver energia laser residual.

6. Aparelho de acordo com a reivindicação 6, caracterizado

pelo fato de que o dito elemento absorvente óptico é adicionalmente configurado para absorver radiação luminescente residual que é gerada dentro do dito objeto e coletada pelo dito elemento de focagem (240).

7. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, caracterizado pelo fato de que a dita porção distal (120) do dito alojamento compreende adicionalmente um elemento refletivo (235) para redirecionar externamente o dito feixe laser ao longo de uma direção que é substancialmente ortogonal a um eixo de propagação do dito feixe laser dentro do dito alojamento.

8. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 7, caracterizado pelo fato de que a dita porção distal da ponta (120) do dito alojamento compreende uma câmera (300) para formação de imagem do dito objeto.

9. Aparelho de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pelo fato de que a dita abertura é uma primeira abertura e em que a dita câmera é configurada para formar imagem do dito objeto através de uma segunda abertura que é adjacente à dita primeira abertura.

10. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 9, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente uma casca (130) que é anexável de forma removível na dita porção distal da ponta (120) do dito alojamento, em que a dita casca compreende uma abertura, e em que a dita abertura é alinhada com a dita abertura quando a dita casca é anexada no dito alojamento.

11. Aparelho de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a dita casca (130) compreende adicionalmente uma projeção cônica, e em que a dita abertura é posicionada em uma extremidade distal da dita projeção cônica;

em que uma distância entre a dita abertura e o dito elemento de focagem (240) é aproximadamente igual a uma distância de trabalho do dito

elemento de focagem.

12. Aparelho de acordo com a reivindicação 10 ou 11, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um material de tampa provido entre a dita casca (130) e a dita porção distal da ponta (120) do dito alojamento, em que o dito material de tampa é pelo menos parcialmente transparente ao dito feixe laser e a dita radiação fototérmica.

13. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 12, caracterizado pelo fato de que compreende adicionalmente um dispositivo de calibração (500) anexável de forma removível na dita porção distal da ponta do dito alojamento (120), em que o dito dispositivo de calibração compreende um material de referência de calibração, em que o dito material de referência de calibração (520) é posicionado dentro do dito dispositivo de calibração de maneira tal que o dito feixe laser seja direcionado para o dito material de referência de calibração quando o dito dispositivo de calibração é anexado no dito alojamento.

14. Sistema, caracterizado pelo fato de que compreende:
o dito aparelho, como definido em qualquer uma das reivindicações 1 a 13; e

uma unidade de controle (1) e processamento conectada no dito aparelho;

em que a dita unidade de controle e processamento é configurada para prover energia ao dito aparelho e para processar sinais detectados pelo dito aparelho.

15. Sistema de acordo com a reivindicação 14, caracterizado pelo fato de que a dita unidade de controle e processamento (1) compreende um sistema de detecção sensível à fase para detectar um sinal relacionado com a dita radiação fototérmica em resposta a uma modulação do dito feixe laser.

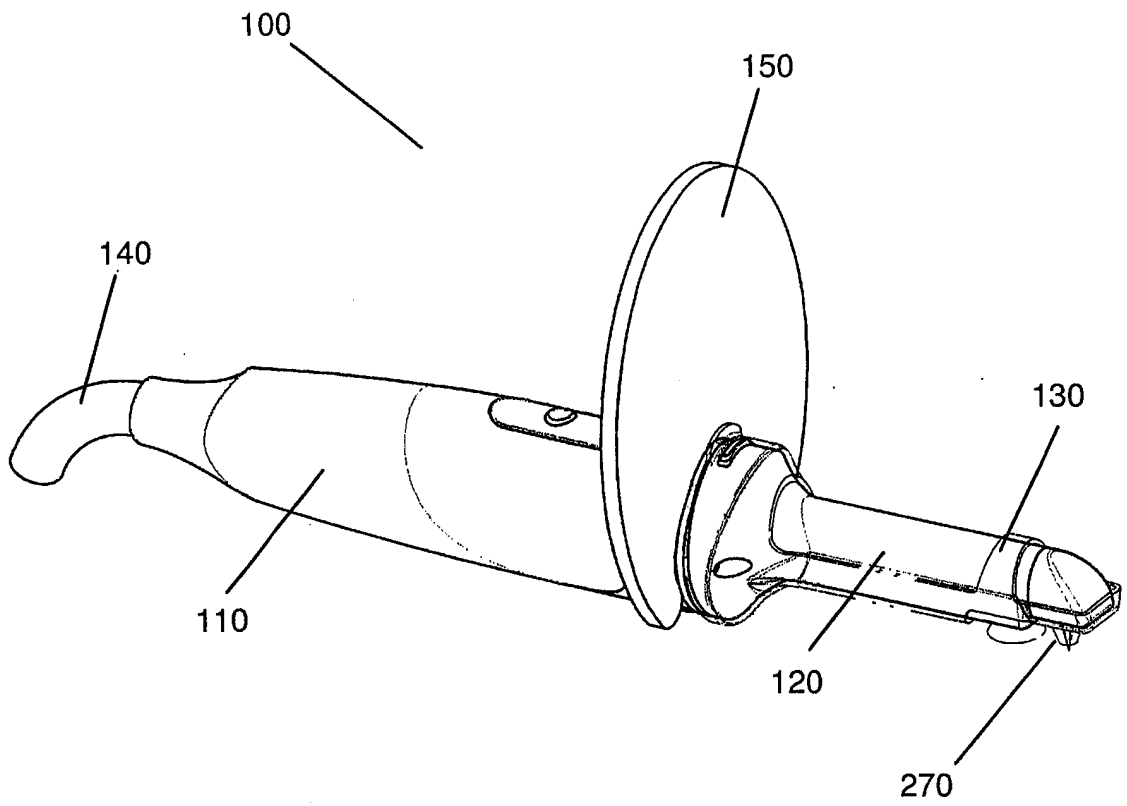


Figura 1

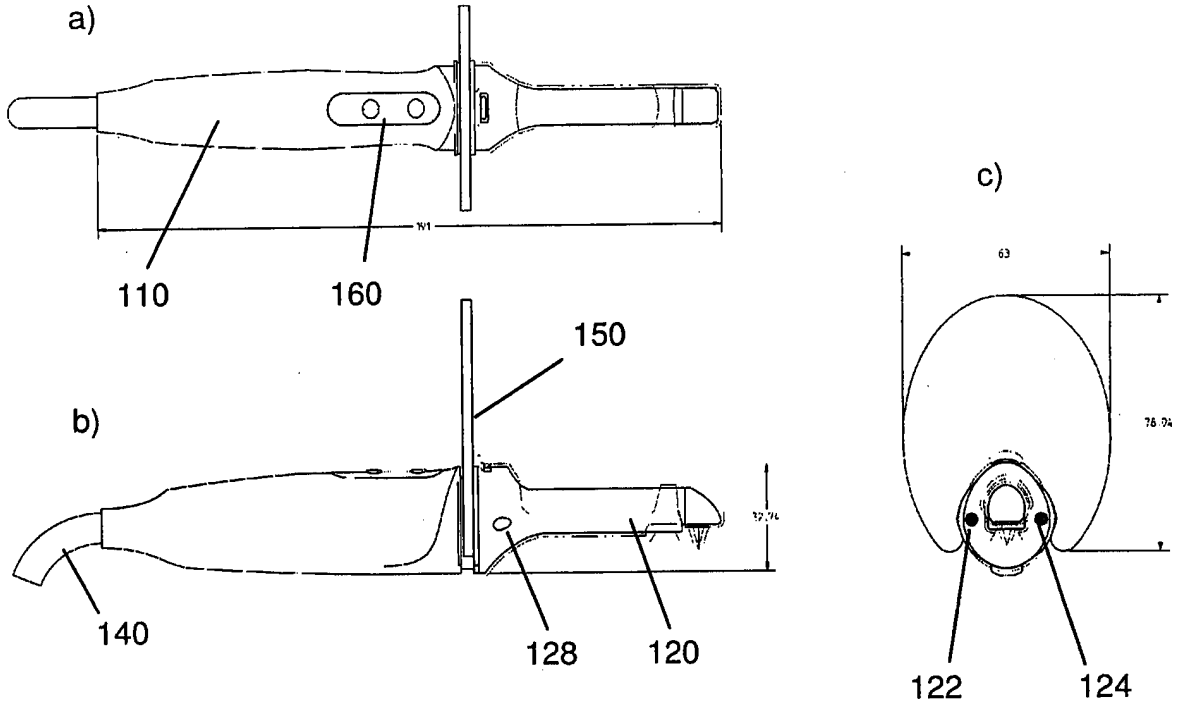


Figura 2

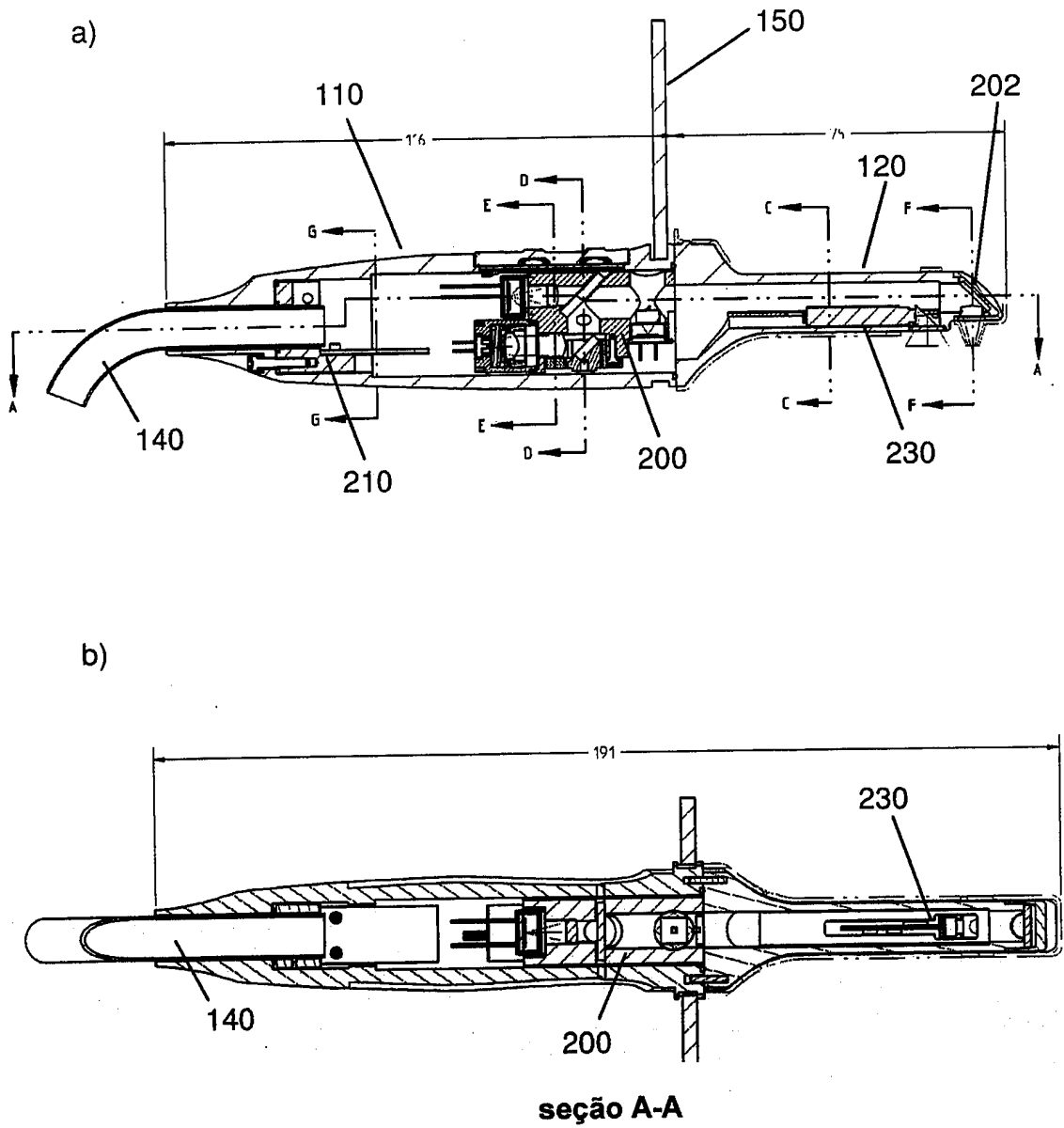


Figura 3

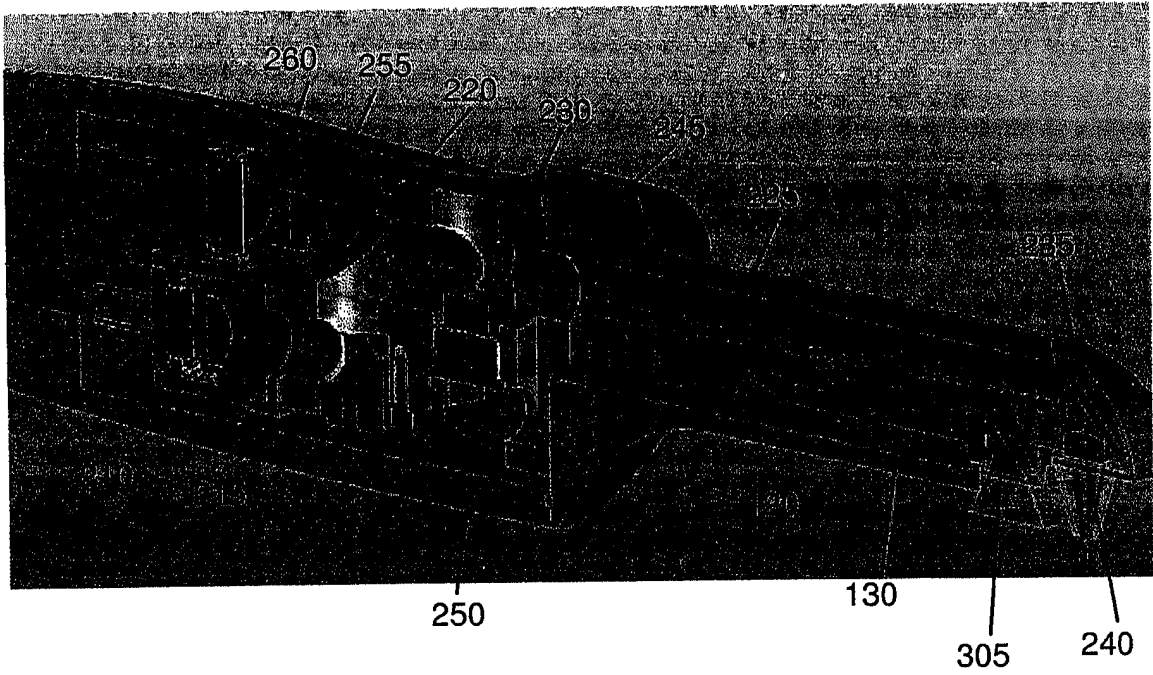
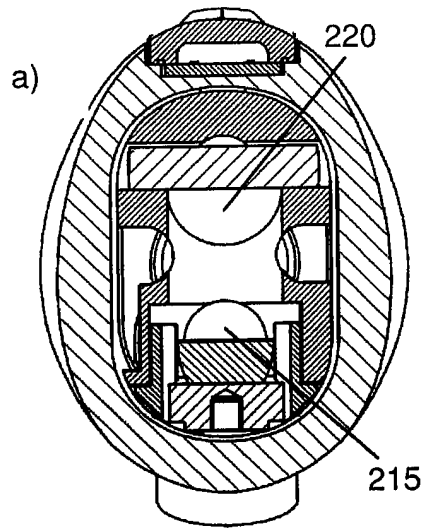
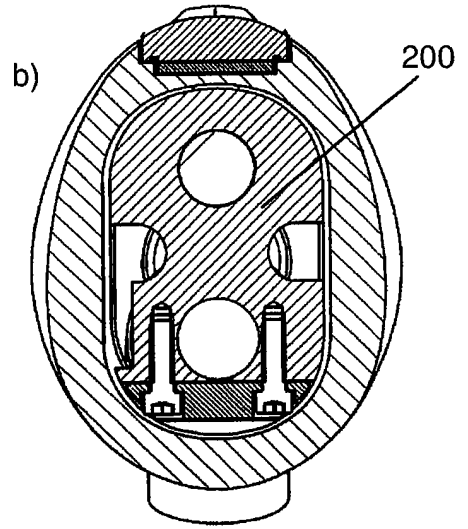


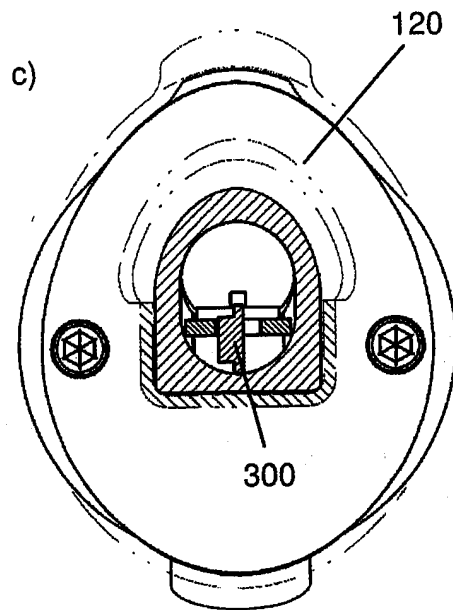
Figura 4



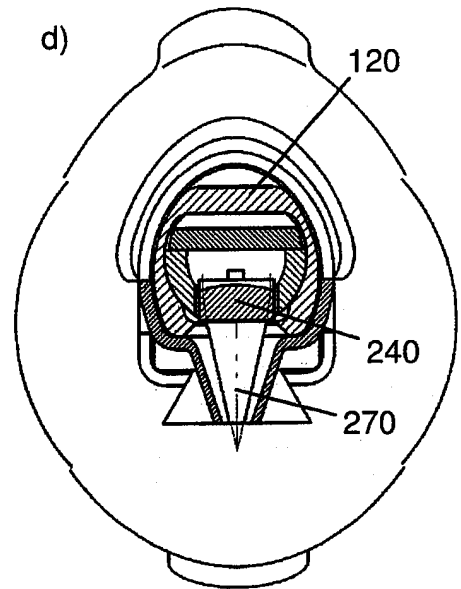
**seção D-D
escala 2:1**



**seção E-E
escala 2:1**



**seção C-C
escala 2:1**



**seção F-F
escala 2:1**

Figura 5

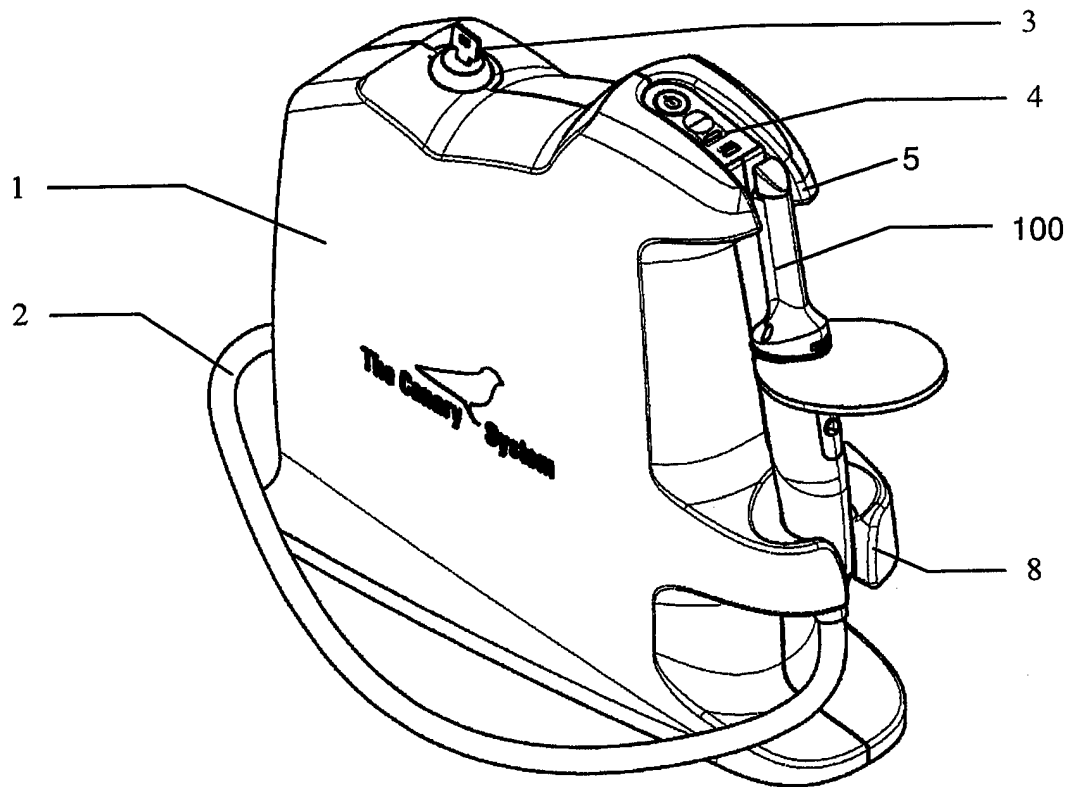


Figura 6(a)

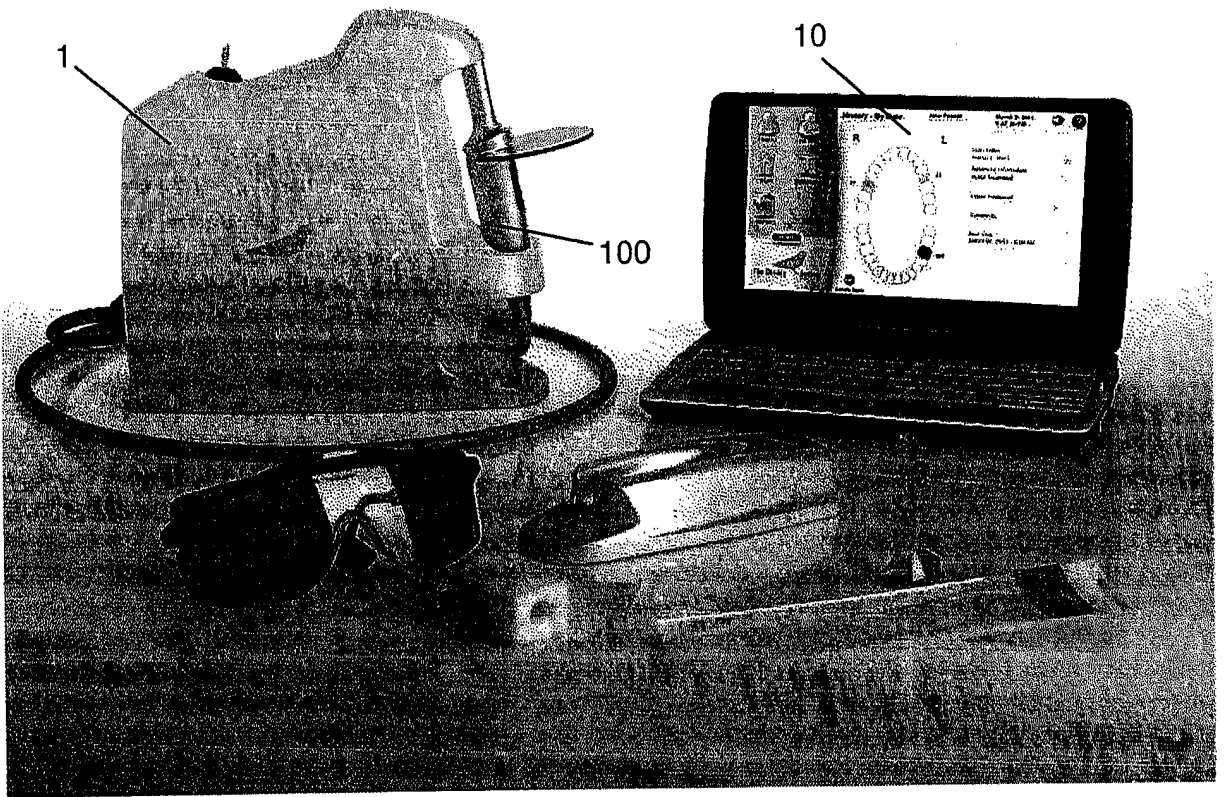


Figura 6(b)

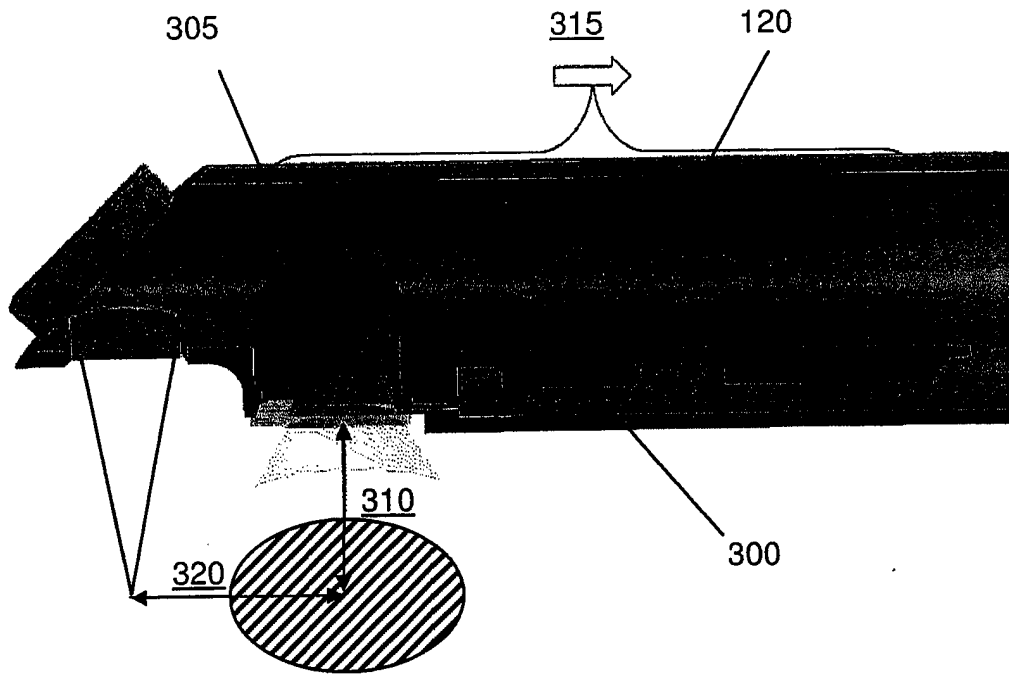


Figura 7

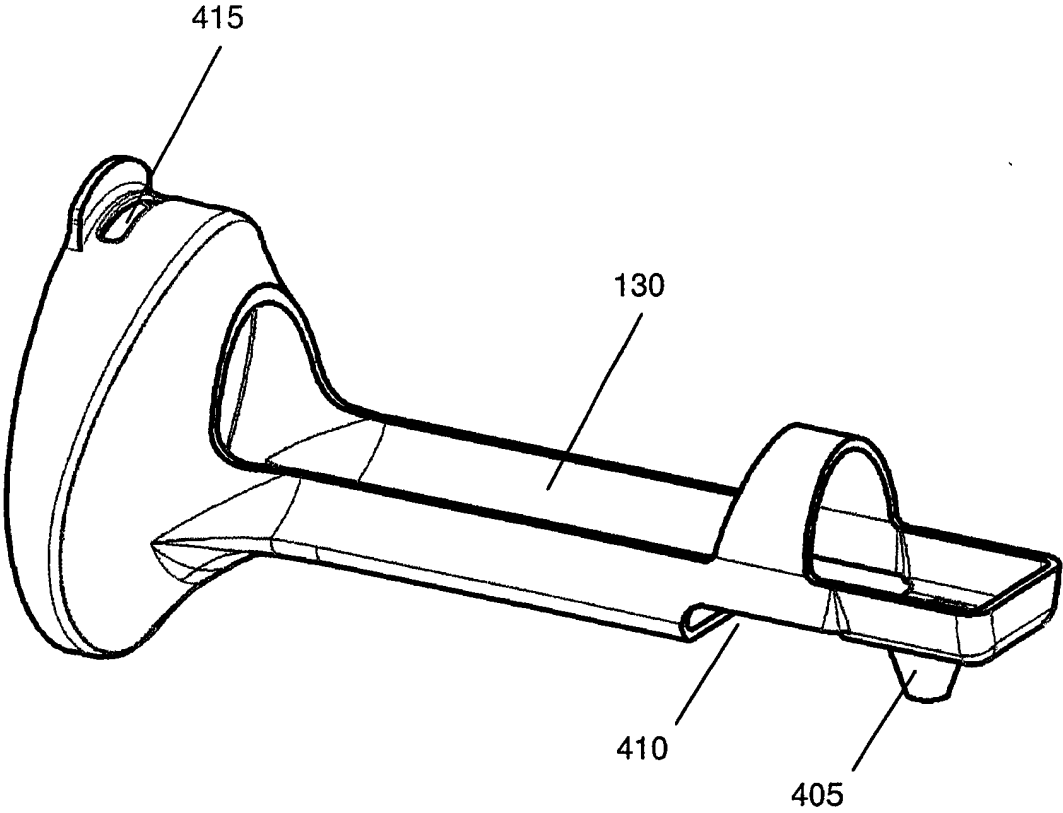


Figura 8

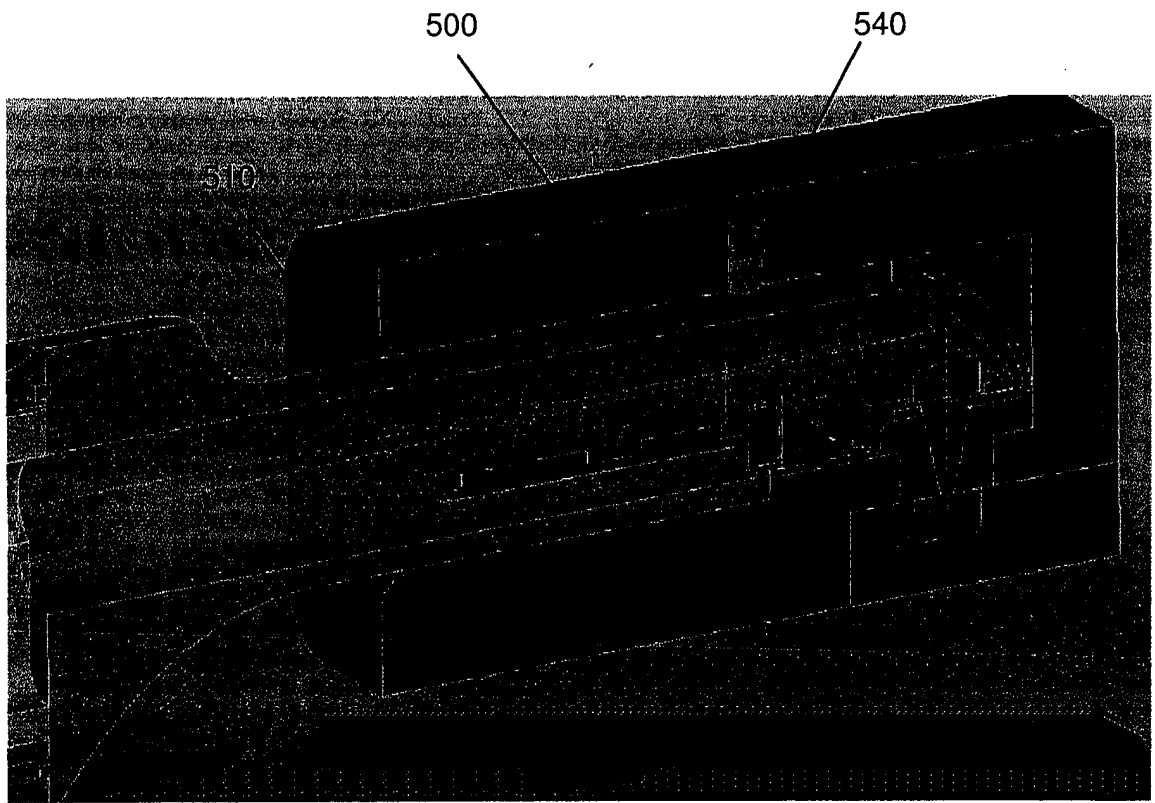


Figura 9