



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

(21) **PI0619485-0 A2**

(22) Data de Depósito: 08/12/2006
(43) Data da Publicação: 04/10/2011
(RPI 2126)



(51) *Int.Cl.:*
A61C 19/04

(54) **Título:** IMAGEM DENTAL DE INFRAVERMELHO

(30) **Prioridade Unionista:** 08/12/2005 US 60/748,809

(73) **Titular(es):** Peter S. Lovely

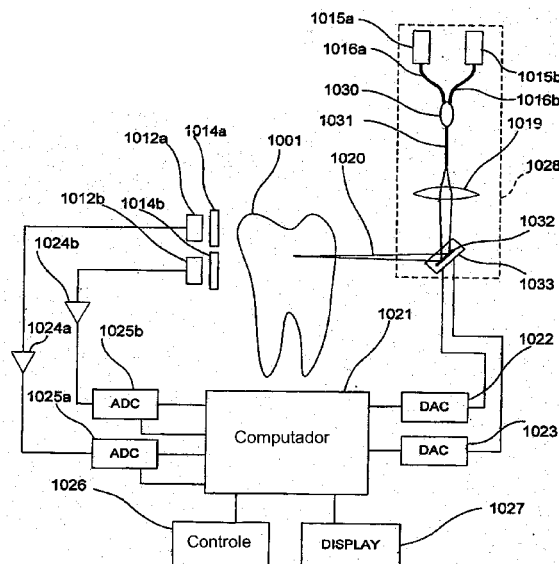
(72) **Inventor(es):** Peter S. Lovely

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

(86) **Pedido Internacional:** PCT US2006047056 de 08/12/2006

(87) **Publicação Internacional:** WO 2007/067776 de 14/06/2007

(57) **Resumo:** IMAGEM DENTAL DE INFRAVERMELHO. A presente invenção refere-se a um sistema de imagem dental que inclui um leitor ótico que lê um ou mais feixes de interrogação através de uma porção de pelo menos um dente para produzir um fluxo de luz dentalmente modulado associado com a dispersão de luz, absorção, ou outra interação do feixe de interrogação e um interior de um dente. O fluxo de luz dentalmente modulado é detectado e processado para produzir informação pictórica associado ao dente. O comprimento de ondas de interrogação entre 800 nm e 1800 nm pode ser usado para proporcionar imagens adequadas para a diagnose e a avaliação da desmineralização ou de outros defeitos. Feixes de interrogação em um ou mais comprimentos de onda podem ser usados. Múltiplos detectores podem ser situados para receber os fluxos de luz dentalmente modulada em diferentes comprimentos de onda ou fluxos de luz dentalmente modulada com diferentes direções ou diferentes localizações. Marcadores em um ou mais dente podem ser usados para a determinação da profundidade. O índice de correspondência do dente pode aprimorar a qualidade da imagem.



P.06.9485-0

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**IMAGEM DENTAL DE INFRAVERMELHO**".

Referência Cruzada aos Pedidos Relacionados

O presente pedido reivindica os benefícios do pedido de patente provisória U.S. Nº 60/748,809, depositada em 8 de dezembro de 2005, a qual se encontra aqui incorporada por referência.

Campo Técnico

A descrição pertence aos métodos e aparelhos para uso de luz infravermelha para criar fotos de dentes para avaliação e tratamento.

10 Antecedentes

A imagem com raio X é útil na odontologia pelo fato de que revela a informação a cerca do interior do dente. Isto inclui cavidades ou vazios no tecido dentário, e ainda inclui áreas desmineralizadas onde o teor de mineral no tecido tenha sido reduzido e o tecido se torna poroso, tipicamente como resultado do ácido em contato com o dente. As imagens de raio X funcionam pelo fato de que as áreas desmineralizadas ou vazias são mais transparentes aos raios X do que os tecidos circundantes, e, portanto transmitem maior intensidade de raios X que emanam a partir de uma fonte, criando uma maior exposição em filme fotográfico ou um dispositivo de imagem eletrônico do que a exposição criada por radiação que vem junto de trajetos próximos que não interceptam as zonas com cavidades ou desmineralizadas. Uma vez que os raios X trafegam em linhas relativamente retilíneas através do dente, a imagem é em geral realizada, não ao se focalizar uma lente, mas ao se usar uma fonte muito pequena para os raios X, de modo que uma sombra graduada é produzida no filme ou detector eletrônico. O tamanho da fonte determinará o grau no qual a imagem é nítida ou embaçada.

A imagem de raio X apresenta diversas desvantagens. Os raios X ionizam as moléculas no tecido vivo e são portanto perigosas. O contraste nas imagens de raio-x de pequenas cáries é pobre, por que um pequeno volume de cárie com maior transparência ou atenuação reduzida apenas faz uma pequena mudança fracionária na intensidade de radiação transmitida mesmo se a região de carie for perfeitamente transparente, como quando é

vazio de matéria. As cáries interproximais (nos lados dos dentes) podem com frequência ser vistas apesar da referida desvantagem pelo fato de que os raios X das referidas cáries passam através de matéria relativamente pequena próxima das bordas dos dentes. As cáries oclusivas (em ou logo abaixo das superfícies de mordida dos molares) com frequência não podem ser vistas, pelo fato de que as referidas superfícies de mordida são em geral amplas e planas, de modo que os raios X são transmitidos através de uma grande quantidade de matéria que é relativamente opaca, e pelo fato de que a mudança fracionária em virtude das cáries é pequena. Deve ser importante se observar que a extensão lateral do decaimento oclusivo ao se olhar verticalmente através das superfícies de mordida dos molares, mas os raios X podem em geral apenas ser usados através dos lados dos dentes (atravessando horizontalmente quando a cabeça do paciente estiver ereta). Mesmo se os raios X puderem ser usados verticalmente, a opacidade em virtude da longa distância através do tecido dentário provavelmente tornaria a referida geometria ineficaz para visualização da extensão lateral do declínio oclusivo.

Além da deterioração das cáries, os dentistas precisam detectar fissuras nos dentes, em particular quando se substitui uma obturação antiga e se decide se será aplicada outra camada (que é aceitável se não houver fissura mas problemática se houver uma) ou para aplicar uma coroa (que é identificada se houver uma coroa). Mas a técnica de raios X não é confiável para se detectar fissuras. Uma fissura pode aparecer se ocorrer que ela seja alinhada com o feixe, mas não irá aparecer de modo algum se a mesma não estiver alinhada.

Tentativas foram feitas no sentido de se usar luz visível para detectar anormalidades dentárias. As referidas técnicas evitam radiação de ionização. Diferente dos raios X, entretanto, a luz visível não trafega retilínea através da espessura típica do esmalte dentário ou dentina, mas é dispersa aleatoriamente em todas as direções. Isto faz com que os dentes pareçam brancos leitosos, e evita a detecção de anormalidades profundas pelo fato de que a dispersão obscurece a luz. Um produto comercial que registra imagens digitais produzido com luz nos comprimentos de ondas do visível foi

mostrado ser relativamente ineficaz para detectar e caracterizar as lesões interproximais em comparação ao raio X. Ver, por exemplo, Young and Featherstone, "Comparing digital imaging fiber-optic trans-illumination, F-speed radiographic film, and polarized light microscopy," in Early Detection of Dental Caries. III: Proceedings of the 6th Annual Indiana Conference, G. K. Stookey, ed. (2003). O referido produto pode apenas detectar as anormalidades que estão em ou muito próximas da superfície do dente, e não podem determinar a profundidade das mesmas ou se as mesmas penetraram através do esmalte ou na dentina, que é um fator importante para decidir a terapia.

10 A imagem com uma luz infravermelha pode reduzir os problemas com raios X e com imagem com luz visível pelo fato de que o esmalte dentário é substancialmente mais transparente ao infravermelho do que à luz visível. Mas métodos que usam câmeras com infravermelho apresentam outros problemas. A referida descrição descreve alguns dos referidos problemas e
15 apresenta métodos e aparelhos que mitigam os mesmos em modos que são adequados para o uso prático, difundido comercial de imagem dental por infravermelho.

Sumário

Sistemas de imagem dental representativos aqui descritos compreendem um leitor ótico de interrogação configurado para escanear um feixe ótico de interrogação através de pelo menos uma porção de pelo menos um dente, onde o feixe ótico de interrogação é substancialmente transmissível dentro do pelo menos um dente de modo a produzir um fluxo ótico dentalmente modulado. Um sistema de detecção ótico é situado para produzir
20 um sinal de detecção associado ao fluxo ótico dentalmente modulado recebido a partir do pelo menos um dente; e um processador de sinal acoplado para receber o sinal de detecção e produzir informação pictórica dependente de posição associada ao pelo menos um dente com base no sinal de detecção. Em alguns exemplos, o processador de sinal está acoplado
25 para receber um ou mais sinais de varredura associados com a posição do feixe de interrogação em pelo menos um dente. Em alguns exemplos, uma fonte de luz está configurada para gerar um feixe de interrogação ótica em
30

um comprimento de onda, por exemplo, na faixa de comprimentos de onda superiores a 800 nm. Em geral, comprimentos de onda ou faixas de comprimentos de onda são selecionados de modo que o interior de um dente pode ser interrogado. Em outros exemplos, comprimentos de onda ou faixas de

5 comprimentos de onda do feixe ótico de interrogação estão entre cerca de 1000 nm e 1800 nm. Comprimentos de onda ou faixas de comprimentos de onda de cerca de 1250 nm e 1350 nm e entre cerca de 1500 nm e 1600 nm são convenientes. De acordo com exemplos adicionais, a fonte de luz é diodo a laser ou um diodo emissor de luz.

10 De acordo com exemplos representativos, um modulador é configurado para aplicar uma modulação do feixe ótico de interrogação, onde o processador de sinal é configurado para identificar uma informação pictórica dependente de posição com base na modulação aplicada. A modulação aplicada pode ser uma modulação periódica dotada de um período que é infe-

15 rior a aproximadamente um tempo de estadia do feixe ótico de interrogação, onde o tempo de estadia é uma proporção de uma largura de feixe de interrogação em uma direção escaneada dividida por uma velocidade na qual o feixe é escaneado. Em outros exemplos representativos, a modulação aplicada se encontra em uma frequência maior do que as frequências associa-

20 das com a informação pictórica ou em uma frequência distante das frequências associadas com a iluminação interferente tal como iluminação ambiente.

De acordo com algumas modalidades, um filtro ótico é situado com relação ao sistema de detecção de modo a preferencialmente direcionar ou conduzir uma radiação ótica associada com uma interação de um feixe

25 ótico de interrogação e o pelo menos um dente ao sistema de detecção. Em exemplos adicionais, o sistema de detecção ótico compreende um primeiro detector ótico e um segundo detector ótico que são configurados para produzir um primeiro sinal de detector ótico e um segundo sinal de detector ótico, respectivamente. Em ainda exemplos adicionais, o feixe ótico de interro-

30 gação inclui um fluxo ótico em uma primeira faixa de comprimento de onda e um fluxo ótico em uma segunda faixa de comprimento de onda, e o primeiro detector ótico e o segundo detector ótico produzem um primeiro sinal de de-

tecção ótica e um segundo sinal de detecção ótica com base no fluxo ótico da primeira faixa de comprimento de onda e da segunda faixa de comprimento de onda, respectivamente.

Em ainda outras modalidades descritas, o feixe ótico de interrogação inclui um controlador de varredura e um guia de ondas óticas que apresenta uma extremidade de saída configurada para ser seletivamente deslocada em resposta ao controlador de varredura, e o feixe ótico de interrogação está associado à radiação ótica que sai da extremidade de saída do guia de ondas óticas. Em um exemplo conveniente, o guia de ondas óticas é uma fibra ótica. O leitor ótico de interrogação pode incluir pelo menos um espelho giratório configurado para varrer o feixe ótico de interrogação ao longo de pelo menos uma direção de varredura.

De acordo com alguns exemplos, um sistema de varredura de exibição dental pode ser proporcionado o qual inclui uma leitora de exibição ótica que direciona um feixe de exibição ótico em uma superfície de exibição. Uma modulação do feixe de exibição ótica é selecionada de modo a produzir uma imagem visível dos dentes associados ao fluxo ótico dentalmente modulado. A imagem visível do dente produzida pela exibição ótica pode ser formada em uma superfície do pelo menos um dente, ou em uma tela de imagem situada nas proximidades do pelo menos um dente ou em outros locais. Em um exemplo particularmente conveniente, o leitor ótico de exibição e o leitor ótico de interrogação são baseados em um leitor de feixe ótico comum que recebe tanto o fluxo ótico de interrogação para envio ao dente, como o fluxo de exibição para formar a imagem visível. Em alguns exemplos, uma imagem visível é exibida a qual é baseada em um fluxo ótico dentalmente modulado atualmente detectado enquanto em outros exemplos, a imagem armazenada é usada.

Em outros exemplos, um dispositivo de acoplamento ótico ou coletor de radiação é configurado para acoplar o fluxo ótico dentalmente modulado ao sistema ótico de imagem. O dispositivo de acoplamento ótico pode incluir um sistema ótico de imagem situado para imagear uma superfície do pelo menos um dente no sistema de detecção ótico ou pode incluir um

guia de luz situado para direcionar o fluxo ótico dentalmente modulado ao sistema de detecção ótico. Um dispositivo de acoplamento ótico pode ser considerado ou ser parte do sistema de detecção ótico, ou um elemento separado.

5 Dispositivos de imagem dental compreendem uma superfície de acoplamento óticamente transmissiva dotada de um formato de superfície predeterminado e de um material conformável óticamente transmissível em comunicação ótica com a superfície de acoplamento, onde o material conformável é configurado para ser conformável à superfície de um dente. Em
10 exemplos representativos, a superfície de acoplamento é proporcionada no material conformável. Em exemplos adicionais, a superfície de acoplamento é proporcionada com uma janela ótica, e o material conformável entra em contato com a janela ótica. O material conformável pode ser um material fluido, um gel, ou um sólido flexível, ou uma combinação dos mesmos. Para
15 o objetivo da presente descrição, "fluido" pode incluir um gel ou outro material que pode fluir sob pressão suficiente mas mantém o seu formato sob mera força da gravidade. Tipicamente, um formato de superfície predeterminado da superfície de acoplamento é substancialmente plano, mas outros formatos de superfície podem ser usados. De acordo com exemplos repre-
20 sentativos, a magnitude de uma diferença em um índice de refração do material conformável e um índice de refração do dente é menos do que a diferença no índice de refração do dente e 1. Em alguns exemplos, um material de correspondência de índice pode ser aplicado a um dente para reduzir as contribuições de imagem associadas com as características de superfície ou
25 para aprimorar o contraste de imagem.

Os métodos de imagem dental compreendem varrer um feixe de interrogação em pelo menos uma porção de um dente de modo a produzir um fluxo ótico dentalmente modulado associado ao interior de um dente, e processar o fluxo ótico dentalmente modulado para obter uma imagem do
30 dente. Em alguns exemplos, o feixe de interrogação consiste essencialmente em uma radiação ótica em comprimentos de onda entre cerca de 1000 nm e 1800 nm. Em exemplos adicionais, o feixe de interrogação é direcionado ao

dente através de um material de correspondência de índice tal como um fluido ou gel aplicado ao dente. Em modalidades alternativas, o material de correspondência de índice é um material sólido que é conformado à superfície do dente. Em algumas modalidades, uma imagem do dente é formada nas proximidades do dente com base no fluxo ótico dentalmente modulado. Em outros exemplos, a imagem do dente é formada na superfície do dente.

Em métodos representativos adicionais, a varredura de um feixe de interrogação compreende passar um primeiro feixe de interrogação e um segundo feixe de interrogação em um primeiro comprimento de onda e em um segundo comprimento de onda, respectivamente. Fluxos óticos dentalmente modulados correspondentes são processados para formar pelo menos uma imagem do dente. Em alguns exemplos, o primeiro feixe de interrogação e o segundo feixe de interrogação são escaneados substancialmente ao mesmo tempo no dente. Em um exemplo conveniente, um feixe ótico de interrogação e um feixe de exibição ótica são escaneados com um scanner comum. Em exemplos adicionais, pelo menos um marcador é proporcionado em ou próximo da superfície do dente de modo a proporcionar uma indicação de profundidade na imagem.

Sistemas de imagem dental compreendem um sistema ótico configurado para produzir pelo menos uma primeira imagem e uma segunda imagem com um interior de um dente visto a partir de posições ou direções respectivas, e pelo menos um marcador situado em o próximo a uma superfície do dente e posicionado de modo a proporcionar uma indicação da profundidade com base na primeira imagem e na segunda imagem. Em alguns exemplos, o pelo menos um marcador é proporcionado em uma superfície de um dente. Em outros exemplos, o pelo menos um marcador é proporcionado em um dispositivo de acoplamento de luz.

Os exemplos acima são representativos de algumas características da tecnologia descrita. As referidas e outras características e aspectos dos métodos e aparelhos descritos são determinados abaixo com referência aos desenhos anexos.

Breve Descrição dos Desenhos

A figura 1 é um diagrama esquemático que mostra um sistema de imagem dental que inclui um leitor ótico que le um feixe ótico de interrogação focalizado através de um interior de um dente.

5 A figura 2 é um diagrama esquemático que mostra um sistema de imagem dental que inclui leitor ótico que le um feixe ótico colimado estreito através do interior de um dente.

A figura 3 é um diagrama esquemático que mostra um sistema de imagem dental no qual um feixe de interrogação escaneado é direcionado ao longo de um eixo de interrogação a uma superfície de mordida do dente e
10 um detector é situado em um lado do dente ao longo do eixo de detecção que não é paralelo ao eixo de interrogação.

A figura 4 é um diagrama esquemático que mostra um sistema de imagem dental no qual o feixe de interrogação escaneado é direcionado a um dente e primeiro e segundo detectores são situados em dois diferentes
15 locais de detecção arbitrários.

A figura 5 ilustra um sistema de imagem dental que inclui um dispositivo de acoplamento de entrada que compreende um material complacente ou fluido óticamente transmissivo que se conforma ao formato do dente e apresenta uma superfície conhecida a um conjunto de feixes escaneados para correção geométrica.
20

A figura 6 ilustra um sistema de imagem dental que inclui um dispositivo de acoplamento de saída que compreende um material complacente ou fluido óticamente transmissivo que se conforma ao formato do dente. O dispositivo de acoplamento de saída compreende uma câmara com
25 bordas complacentes contendo um fluido ou gel de correspondência de índice que se conforma à forma do dente.

A figura 7 ilustra um sistema de imagem dental que inclui um dispositivo de acoplamento detector situado de modo a influenciar o acoplamento do fluxo ótico dentalmente modulado ao detector.

30 A figura 8 ilustra um sistema de imagem dental que inclui um detector situado próximo ao conjunto de feixes escaneados e um dispositivo de acoplamento – detector que compreende um refletor ou um dispersor no

lado mais distante do dente de modo a direccionar o fluxo de luz dentalmente modulado ao detector.

A figura 9 é um diagrama esquemático de um sistema para obter fotografias por infravermelho dos dentes que inclui um leitor de fibra ótica.

5 A figura 10 é um diagrama esquemático de um sistema para obter fotografias por infravermelho dos dentes que inclui um leitor em sistema microeletromecânico (MEMS).

10 A figura 11 é um diagrama esquemático de um sistema de imagem dental que usa um leitor comum para a interrogação de um dente e exibe uma imagem visível com base na interrogação.

A figura 12 é um diagrama esquemático de um sistema de imagem dental que produz uma informação fotográfica associada com um feixe de interrogação por infravermelho lido e uma imagem visível obtida com uma câmara.

15 A figura 13 é um diagrama esquemático de um sistema de imagem dental exemplificativo adicional.

Descrição Detalhada

20 Como usado aqui, as formas singulares "um", "uma", "o", "a", incluem as formas plurais a não ser que o contexto indique claramente o contrário. Ademais, o termo "inclui" significa "compreender". Adicionalmente, o termo "acoplado" significa meios elétrica, eletromagnética ou óticamente conectados ou ligados e não excluem a presença de elementos intermediários entre os itens acoplados.

25 Os sistemas, aparelhos e métodos descritos não devem ser construídos como limitantes de modo algum. Em vez disto, a presente descrição está direccionada a características e aspectos novos e não óbvios das diversas modalidades descritas, isolados e em diversas combinações e subcombinações com outros. Os sistemas, métodos e aparelhos descritos não são limitados a qualquer aspecto ou característica específica ou combinações dos mesmos, nem os sistemas, métodos e aparelhos descritos necessitam de que esteja presente qualquer uma ou mais das vantagens específicas ou que os problemas sejam solucionados.

30

Embora a operação de alguns dos métodos descritos seja descrita em uma ordem seqüencial particular por conveniência de apresentação, deve ser entendido que este modo de descrição engloba reorganizações, a não ser que uma ordenação particular seja necessária para uma linguagem específica abaixo determinada. Por exemplo, as operações descritas seqüencialmente podem em alguns casos ser reorganizadas ou realizadas em conjunto. Ademais, por uma questão de simplicidade, as figuras anexas podem não mostrar as diversas formas nas quais os sistemas, métodos e aparelhos descritos podem ser usados em conjunto com outros sistemas, métodos e aparelhos.

Leitores óticos em geral recebem um fluxo de iluminação ótico e proporcionam um feixe de interrogação que é escaneado sobre uma superfície alvo. Em geral, o feixe de interrogação é colimado, focado, ou de outro modo configurado de modo que um "ponto" iluminado pode ser escaneado sobre a superfície alvo ou através do volume alvo. Conforme observado acima, em exemplos típicos, um comprimento de onda ou faixa de comprimentos de onda do feixe de interrogação ótico é selecionado de modo a ser substancialmente transmitido dentro de um dente de modo que o feixe é escaneado através pelo menos de porções do volume do dente. Porções do feixe de interrogação ótico dispersadas, transmitidas ou de outro modo moduladas pela interação com o dente a ser referido como dentalmente modulado. Em alguns exemplos, um leitor ótico recebe um feixe colimado como uma entrada e a conformação do feixe ótico adicional é desnecessária, embora em outros exemplos, o leitor ótico inclui lentes, espelhos, ou outros elementos de formação de feixe que processam um fluxo de iluminação ótico de entrada de modo a produzir um feixe colimado ou focalizado, ou de outro modo proporcionar um ponto de iluminação no alvo. Fontes de luz espacialmente coerentes tais como lasers, particularmente lasers de diodo, são convenientes, mas outras fontes de luz tais como diodos emissores de luz podem ser usadas. Leitores óticos podem ser convenientemente implementados usando galvanômetros, espelhos poligonais giratórios, materiais eletro-óticos ou acústico-óticos, ou outros tipos de leitores. Em alguns exemplos

aqui descritos, a varredura é baseada em deslocamentos espaciais de uma fibra ótica vibrante ou em um sistema microeletromecânico (MEMS).

Embora em exemplos convenientes, um feixe de interrogação seja escaneado com relação ao dente, e radiação dentalmente modulada é detectada com um detector fixo, em outros exemplos, uma iluminação fixa é aplicada ao dente, e uma área de detecção eficaz é escaneada com relação ao dente. Tipicamente, sistemas com base em feixe de interrogação escaneados em vez de detecção escaneada proporcionam um sinal superior ao coeficiente de ruído.

Nos exemplos descritos, as imagens ou informação fotográfica associada ao dente, uma porção de um dente, ou porções ou todos de mais de um dente podem ser obtidas. Para conveniência aqui, o termo "dente" se refere a uma porção ou porções de um ou mais dentes.

Em algumas implementações, um leitor ótico proporciona um ponto escaneado que atravessa um rastreo bidimensional. Por exemplo, o ponto pode ser periodicamente escaneado através do alvo horizontalmente mas relativamente verticalmente deslocado entre cada varredura horizontal. A referida varredura de rastreo pode ser conveniente, mas em outros exemplos, o leitor ótico proporciona um ponto escaneado que atravessa uma série de áreas circulares, uma espiral ou uma série de figuras de Lissajous ou outros padrões. Tipicamente, o leitor ótico ou recebe ou produz um ou mais sinais de varredura que são associados com a posição do ponto escaneado. Assim, com base nos referidos sinais de varredura, porções de um fluxo ótico dentalmente modulado recebido no detector (ou uma pluralidade de detectores) como uma função do tempo podem ser processadas para se obter um fluxo de luz como uma função do local em, dentro ou no alvo. A magnitude do fluxo de luz recebido como uma função da posição é referida aqui como uma imagem ou sinal de imagem ou informação fotográfica, e pode ser proporcionada como um sinal elétrico de variação de tempo ou como arquivos de dados capazes de serem lidos por computador tal como o formato de arquivo de imagem marcada (TIFF), um bitmap, ou com base em um padrão tal como JPEG ou outro padrão que usa outros formatos de arquivos de da-

dos. Pode também ser proporcionado como uma foto visível.

Em aplicações típicas, o controle da iluminação ambiente pode ser inconveniente, difícil, ou impraticável. Por exemplo, a disposição de sistemas óticos necessários para a investigação de um ou mais dentes pode ser facilitada ao se iluminar a boca do paciente e proporcionar ampla iluminação ambiente. A referida iluminação ou outra iluminação que não está associada com a interrogação de um ou mais dentes pode ser reduzida, eliminada ou de outro modo suprimida usando filtros óticos de modo que apenas comprimentos de onda associados ao feixe de interrogação são substancialmente recebidos no sistema de detecção. Os referidos filtros podem ser filtros óticos de filme delgado de faixas estreitas, filtros óticos coloridos (absorventes), ou filtros de polarização. Em alguns exemplos, o feixe de interrogação é polarizado, e um polarizador é situado de modo que porções do feixe de interrogação dispersadas por um ou mais dentes são preferivelmente enviadas ao detector enquanto o feixe de interrogação direta (não dispersado) é atenuado. Tipicamente, o feixe de interrogação é linear ou circularmente polarizado, e um polarizador é situado de modo a transmitir substancialmente uma polarização linear ou circular ao detector.

Em outros exemplos, contribuições de iluminação ambiente ou de outra iluminação indesejada, ou sinais elétricos que não correspondem às propriedades de um dente sob investigação podem ser compensadas ou reduzidas ao se proporcionar uma modulação ao feixe de interrogação, por exemplo, com um modulador ótico tal como um cristal líquido ou um modulador eletro-ótico, ou modulando o sinal de orientação elétrica a um LED ou diodo a laser. Em alguns exemplos, a referida modulação está em uma frequência suficientemente grande de modo que cada local de ponto escaneado está associado com pelo menos um período de modulação, isto é, em uma frequência maior do que a velocidade do feixe escaneado no dente dividida pela largura do feixe escaneado.

Termos tais como radiação, iluminação, fluxo ótico e semelhante são usados aqui para se referirem à radiação eletromagnética incidente em ou recebida a partir do dente. A referida radiação eletromagnética pode ser

em uma faixa estreita de frequência (típica dos lasers) ou uma faixa relativamente ampla. Em sistemas de exemplos representativos abaixo, a radiação em comprimentos de onda entre 1250 nm e 1600 nm é usada. Entretanto, outros comprimentos de onda que penetrem adequadamente em um dente podem ser usados. Em alguns exemplos, um comprimento de onda central é adequado para caracterizar um espectro de fonte, enquanto para algumas das fontes, o comprimento de onda central e uma ou mais medidas de largura de banda espectral são necessárias. Essas e outras fontes e faixas de comprimentos de onda são selecionadas de modo que o fluxo de luz de interrogação pode revelar as características internas dos dentes.

Determinados detalhes do instrumento de diagnóstico dentário e métodos e ondas guias ressonantes, incluindo imagem de transiluminação próxima do infravermelho, são descritas em Waldmann et al., "Dental Diagnostic Instrument," Pedido de patente publicada PCT WO 94/20011, Fried e Jones, "Near-Infrared Transillumination for the Imaging of Early Dental Decay," Pedido de patente publicada PCT WO 2005/013843, e Seibel e Furness, "Miniature Image Acquisition System Using a Scanned Resonant Waveguide," U.S. Patent 6,294,775, todas as quais se encontram aqui incorporados por referência.

A luz infravermelha com um comprimento de onda substancialmente mais longo do que o da luz visível, tal como, por exemplo, um comprimento de onda de 1310 nanômetros, apresenta vantagens não só sobre raios X mas também sobre a luz visível. A mesma pode revelar lesões interproximais com alto contraste, ou mostrar o formato e a extensão das lesões oclusivas com uma vista vertical dos molares, sem expor à radiação de ionização prejudicial de raios X. Ver, por exemplo, Jones et al., "Near-infrared transillumination at 1310-nm for the imaging of early dental decay," OPTICS EXPRESS 11:2259 (Setembro de 2003), Graham et al., "Transillumination of Interproximal Caries Lesions with 830-nm Light," in Lasers in Dentistry X, Rechmann et al, eds., Proc. of SPIE, vol. 5313 (2004), e Bühler et al., "Imaging of occlusal dental caries (decay) with near-IR light at 1310-nm," OPTICS EXPRESS 13:573 (Janeiro de 2005).

A luz infravermelha pode ainda mostrar fissuras em um dente. A luz infravermelha é eficaz pelo fato de que a dispersão da luz cai rapidamente como uma função de aumentar o comprimento de onda de modo que o esmalte se torna quase transparente, quase como vidro, em comprimentos de onda mais longos. A dentina, no centro do dente, permanece altamente dispersora mesmo em comprimentos de onda mais longos, mas a transparência do esmalte saudável é suficiente para formar a luz infravermelha bastante útil. Há alguma absorção, que reduz meramente a intensidade mas que não ocasiona turvamento como o faz a dispersão. As regiões desmineralizadas do esmalte dispersam e/ou absorvem a luz do feixe, de modo que a mesma transmite menos luz em uma linha reta do que o esmalte não alterado, em vez de transmitir mais como no raio X. uma pequena lesão desmineralizada pode criar uma maior mudança fracionária na intensidade de infravermelho transmitido do que a intensidade do raio X, isto é, o contraste pode ser consideravelmente maior. Isto tem sido testado ao se iluminar um dente em um lado com uma fonte de luz de 1310 nm, e usar a lente para imagear os sinais eletrônicos que podem ser digitalizados e passados para o computador para exibir e/ou armazenar as fotos. Embora 1310 nm seja um comprimento de onda conveniente, a luz infravermelho dotada de um comprimento de onda entre cerca de 800 nm e 1800 nm pode também ser usada.

Embora técnicas de infravermelho com base em câmera apresentem excelentes valores de diagnóstico, a prática e o potencial comercial das referidas técnicas são limitados pelo fato de que a estrutura detectora de infravermelho necessária para a luz de comprimento de onda longo é bastante antieconômica. Detectores de estrutura de CMOS com base em silício e CCD que são usadas em câmeras de vídeo e em câmeras digitais são econômicas, mas a sensibilidade dos referidos dispositivos cai rapidamente na medida em que o comprimento de onda aumenta além de cerca de 1000 nm ou 1100 nm. Para comprimentos de onda mais longos tais como 1310 nm ou 1550 nm, InGaAs ou outro material especial é necessário, e os custos de fabricação para fabricar a estrutura são altos. A presente descrição descreve métodos e aparelhos representativos com base em diferentes métodos

para a obtenção de uma foto eletrônica que não acarrete na criação de uma imagem ótica do dente na luz infravermelho e não necessita de detecção de estrutura. Os métodos e aparelhos descritos podem ser usados com um custo muito mais baixo, e apresentam ainda outras vantagens.

5 Nos exemplos aqui descritos, a iluminação resolvida à posição ("escaneada") e a detecção menos discriminativa ou difusa é usada em vez da detecção resolvida à posição e iluminação difusa ou menos discriminativa usada nos sistemas com base em câmeras. Em um exemplo representativo, um único detector de luz é proporcionado e um feixe de luz é rapidamente
10 escaneado sobre um dente em um padrão que cobre uma área, volume, ou outra região de interesse. O detector recebe a luz que vem através do dente, seja diretamente ou por difusão, dispersão, ou outro processo, e produz um sinal elétrico que é uma função do tempo com base na luz recebida. Em virtude da posição do feixe escaneado no dente ser também conhecido como
15 uma função do tempo (tipicamente com base em voltagens de varredura ou outros sinais aplicados a ou recebidos a partir do leitor ótico), se pode combinar os referidos dois conjuntos de informações para criar uma representação do sinal detector como uma função da posição do feixe. A referida informação pode ser apresentada como uma fotografia. Neste sentido, o sinal
20 fotodetector pode ser transformado em "informação de fotografia", independentemente de se ou como a mesma é atualmente exibida. O sinal fotodetector será alto para posições de feixe onde a luz é acoplada mais eficazmente a partir da fonte através do dente para o fotodetector, e baixa para as posições de feixe onde o sinal é acoplado mais fraco; e se pode atribuir diferentes
25 graus de luz ou de escuro para níveis de sinais diferentes de modo a criar uma exibição bidimensional, tal como veríamos se o fotodetector fosse substituído com uma fonte de luz, e o conjunto de feixe escaneado fosse substituído com uma câmera eletrônica de longo comprimento de onda que usa uma lente para criar uma imagem ótica em um detector de estrutura.

30 Um dispositivo que lê um ponto de luz sobre a superfície é algumas vezes chamado de "leitor de ponto volante". Como aqui descrito, o feixe é escaneado em vez de um ponto, pelo fato de que o feixe passa para

dentro do volume do dente, em vez de estar em uma única superfície que poderia criar um ponto. Diferentes frações da potência ótica no feixe são dispersas ou de outro modo interrompida por diferentes porções do dente que passa através, e alcança o detector de luz por diferentes trajetos que podem ser relativamente complexos. Mas cada local na foto resultante é modulada pelas propriedades óticas do dente que são amostradas pelo local de feixe correspondente, e as referidas propriedades são influenciadas pelas anomalias locais no dente, de modo que a foto resultante proporciona uma indicação espacial útil de anomalias. As referidas anomalias podem estar associadas com a dispersão, absorção, bi-refringência da luz, ou outras propriedades óticas. Quando o conjunto de feixe escaneado projeta a luz verticalmente para dentro da superfície de mordida de um molar, a luz penetra o esmalte e entra na dentina onde a mesma é dispersa, tornando a dentina brilhante. Um fotodetector no lado do dente pode detectar o referido brilho, embora nenhuma luz do feixe escaneado venha ao fotodetector diretamente. O brilho será mais fraco quando o feixe intercepta uma seção do esmalte que é desmineralizada, e a referida informação pode ser usada para exibir uma área mais escura na seção correspondente da fotografia que é gerada.

Para algumas posições e direções do feixe escaneado, a luz irá através do dente sem encontrar qualquer coisa que disperse muito da mesma. Como um exemplo, considerar a luz indo horizontalmente através do dente, próximo da borda, de modo que a mesma esteja apenas dentro do esmalte, não na dentina. Quando o feixe está em uma área onde não há desmineralização interproximal, haverá pouca dispersão fora do feixe. Neste caso, é útil se colocar o detector no lado mais distante do dente a partir da fonte; ou, se o mesmo for disposto em outro lugar, para ser dotado algum dispositivo de acoplamento de luz adicional, para acoplar pelo menos parte da luz que emerge a partir do dente para dentro do detector. O sinal detector será alto para algumas detecções de luz, mas quando o feixe intercepta uma área de desmineralização, o sinal detector será reduzido pelo fato de que a luz será dispersada para fora do feixe. Como uma alternativa, entretanto, se pode dispor o detector em algum outro local de modo que o mesmo vê prin-

principalmente a luz que é dispersada para fora do feixe, e não diretamente a luz transmitida. Por exemplo, o detector pode olhar para o dente a partir de cima, ou o mesmo pode olhar para a dentina a partir de algum ângulo. Para algumas alternativas, é esperado que o sinal seja mais baixo quando o feixe não está interceptando uma zona desmineralizada, e mais alto quando estiver. Há muitos modos de se distribuir e de se acoplar luz em um detector, de modo que haverá contraste no sinal quando o feixe intercepta uma região no dente que apresenta dispersão alterada ou absorção, para criar uma fotografia útil.

10 A vantagem de custo substancial dos métodos de varredura já foi discutida, e os custos foram observados ser uma séria desvantagem dos métodos convencionais com base em câmera. Diferentes dos referidos métodos convencionais, os métodos de varredura aqui descritos demonstram que o alto custo não é inerente em idéia geral das fotografias derivadas dos dentes usando luz de longo comprimento de onda. Os métodos descritos proporcionam alternativas convencionais práticas, econômicas com relação aos métodos convencionais. As vantagens adicionais dos métodos descritos incluem: a eliminação ou a redução de saturação ou clipagem de regiões brilhantes da imagem; a eliminação ou a redução de fluorescência, ou de vazamento de sinais de brilho dentro das áreas próximas reguladoras de luminosidade de uma fotografia; a eliminação ou a redução de manchas quando laser é usado como a fonte de luz; o tamanho potencialmente pequeno do dispositivo de varredura; a habilidade de usar uma modulação de fonte para rejeitar a luz dispersada; facilidade de uso de múltiplos detectores simultâneos; e facilidade de mudar de resolução. Sistemas representativos que exibem as referidas e outras vantagens são abaixo descritos.

Estruturas detectoras comerciais em geral apresentam uma faixa dinâmica limitada em virtude da fotocorrente para cada detector individual ou pixel dever ser integrado e armazenado em um capacitor enquanto o sinal esteja sendo lido a partir de outros pixels. (Sem a referida integração, o coeficiente de sinal para ruído pode ser pobre). Uma vez que os circuitos da estrutura limitam a voltagem ou a carga no capacitor, isto impõe uma limitação

em o quanto brilhante uma luz pode ser medida. Se a mesma for muito brilhante, o capacitor irá simplesmente carregar até o seu valor de saturação, e o nível de potência ótica verdadeiro não poderá ser medido. Mas com o único detector usado em alguns exemplos da presente descrição, não há necessidade de se armazenar carga, e o detector e seus circuitos eletrônicos associados podem acomodar um coeficiente extremamente grande de sinal de brilho detectável para o sinal mais fraco que é distinguível a partir do ruído. Esta faixa pode ser aumentada ao se usar circuitos eletrônicos não lineares tais como amplificadores logarítmicos, para os quais a voltagem de saída é proporcional ao logaritmo da fotocorrente detectora. O sinal subsequente de processamento pode reduzir a informação em uma faixa dinâmica menor para exibição, ou pode aplicar um mapeamento de cor falsa ou um mapeamento dependente de posição que depende nos sinais locais, de modo a produzir características contrastantes no dente visível em todas as partes da foto, apesar da grande faixa dinâmica de sinal.

Estruturas detectoras comerciais com frequência exibem o fenômeno de "fluorescência", no qual a aplicação de um brilho ou super saturação de nível de luz a um pixel fará com que o sinal vaze para dentro dos pixels vizinhos, de modo que a foto resultante mostra um ponto de brilho que se espalha além de seus limites atuais, obscurecendo as partes reguladoras de luminosidade próximas da foto. Isto pode ser evitado com os métodos descritos, pelo fato de que o circuito eletrônico associado ao detector pode facilmente ser produzido de modo que o mesmo não sature, ou de modo que o mesmo recupere muito rapidamente mesmo se for saturado, de modo que o sinal em um momento de tempo (correspondendo a um local no dente) será independente ou substancialmente independente do sinal de outro instante (correspondendo a outro local), mesmo se os locais correspondentes estiverem relativamente próximos. Como um resultado disto, medições rápidas são possíveis sobre uma faixa maior de valores de brilhos do que é em geral possível com dispositivos de detecção de estrutura. Isto reduz a necessidade de dispositivos tais como polarizadores cruzados, tais como os que foram usados para eliminar a luz direta a partir da fonte em um sistema

que usa uma câmera ou detector de estrutura. Apesar da vantagem de eliminar os polarizadores para evitar fluorescência, os métodos e aparelhos descritos podem usar polarizadores para aumento de contraste.

É conveniente o uso de um diodo a laser para a fonte de luz, parcialmente pelo fato de que as referidas fontes foram desenvolvidas para as telecomunicações em uma faixa de comprimento de onda de interesse, e são prontamente disponíveis em baixo custo em uma variedade de comprimentos de onda. Mas se um laser for usado no método convencional, haverá "salpicos" ou um padrão de interferência de múltiplos trajetos de complexo granular, na superfície do detector de estrutura, que proporciona uma imagem ótica com uma granulação bruta. Para se evitar isto, um diodo superluminescente foi usado, o qual está relacionado a um diodo a laser, exceto que o mesmo emite incoerentemente sobre uma faixa ampla de comprimentos de onda. Infelizmente, os referidos dispositivos são consideravelmente mais caros do que os lasers, e não estão prontamente disponíveis em uma grande faixa de comprimentos de onda. Quando os métodos descritos são usados, pontos estão ausentes ou grandemente suprimidos mesmo se a fonte de luz for laser. Um padrão de pontos, de fato, existirá, no plano do detector. Mas diferente dos detectores individuais em um dispositivo de estrutura-detector, o referido detector pode ser produzido grande em comparação ao tamanho do grão do padrão de pontos. O padrão de pontos irá flutuar na medida em que o feixe é escaneado, adicionando ruído à informação fotográfica; mas as flutuações de diferentes regiões ou grãos será pobremente correlacionada, de modo que, desde que o detector seja moderadamente grande, a flutuação fracionária da intensidade média observada pelo detector será pequena.

Estruturas de detectores comerciais e suas embalagens associadas são relativamente grandes. De modo diferente, alguns dispositivos de varredura podem ser bastante delgados, de modo que os mesmos não comprometem a ergonomia e outros aspectos do desenho de um sistema de produzir fotos de dentes usando luz infravermelha. Nem todos os sistemas e aparelhos aqui descritos são necessariamente pequenos, mas muitos, inclu-

indo os espelhos com base em MEMS e a fibra ótica vibrante, podem ser extremamente pequenos.

Os consultórios dentários são em geral bastante iluminados de modo que a luz dispersa pode penetrar no sistema ou dispositivo de detecção de luz, seja uma estrutura detectora ou um único detector. Este é um problema não só pelo fato de que pode saturar o detector, mas também pelo fato de que a luz dispersa pode variar com o tempo. As variações resultarão, por exemplo, a partir de movimentos e de sombras ou por modulação da intensidade em dobro o da frequência da linha de potência, e isto pode afetar a foto. Um modo de se reduzir o referido problema é de se dispor um filtro na frente do detector que apresenta uma largura de banda espectral estreita centralizada no comprimento de onda do infravermelho da fonte de luz que está sendo usada. O referido filtro é em especial bem adequado para sistemas nos quais diodos a laser ou outras fontes de luz infravermelha de largura espectral estreita são usadas. O referido filtro pode ser evitado, entretanto, se foi codificada a fonte de luz por intensidade de luz de modulação, e decodificação ou desmodulação da mesma eletrônica ou digitalmente após a detecção. Por exemplo, se pode modular a fonte de luz para produzir uma modulação de onda sinusóide ou quadrada em alguma frequência, e então implementar a detecção de travamento, detecção de banda estreita, ou detecção de fase sensível no sinal a partir do detector. Alternativamente, se pode medir o sinal enquanto a fonte de luz está ligada, e subtrair o sinal de fundo obtido enquanto a luz está desligada. Esquemas como estes podem ser mais eficazes se a frequência de modulação for relativamente alta, longe de quaisquer modulações que existam na luz dispersa. Tipicamente, as modulações da luz dispersa se encontram principalmente em frequências inferiores a cerca de 1 kHz e tipicamente menos do que uma harmônica de baixa ordem de uma frequência de linha de potência, isto é, menos do que cerca de $n60$ Hz, onde n é um número inteiro menos do que cerca de 10. A modulação de alta frequência e a detecção é difícil ou impossível com uma estrutura de detectores, mas fácil de implementar em métodos de varredura.

Dois ou mais detectores podem simultaneamente receber luz a

partir da mesma fonte escaneada, e isto apresenta diversas vantagens. Se uma única fonte e detector forem usados (seja com um sistema de detecção com base em câmera ou um sistema de iluminação resolvida a posição (varredura), a magnitude ou o contraste do sinal ótico dentalmente modulado recebido a partir de uma porção de um dente pode ser satisfatória enquanto que em outras porções, a magnitude do sinal ou o contraste pode ser muito baixo para se obter a imagem dental desejada. Com uma câmera ou um sistema com base em estrutura – detector, este problema pode ser aliviado ao se usar diversas fontes de luz; mas não é possível se separar informação simultânea a partir de duas fontes. Ao se usar a iluminação resolvida a posição, os sinais óticos dentalmente modulados a partir de um detector pode ser ou selecionado ou combinado em uma forma que varia com a posição e salienta um sinal e/ou contraste preferido para qualquer parte do campo de visão. Aqui "combinado" quer dizer não só adição pesada, mas também subtração ou outro processamento que explica as diferenças entre os sinais em dois diferentes detectores. Os múltiplos detectores podem ser estatisticamente dispostos próximos de uma fileira de dentes, e então a fonte escaneada pode ser movida e os dados podem ser combinados para produzir uma imagem otimizada para cada dente ou região da fileira de dentes. Ainda, os detectores podem ser diferenciados com base de comprimento de onda em vez de meramente por posição, e uma combinação de sinais (incluindo diferenças) pode proporcionar contraste e resolução aprimorados das lesões dentais. A luz de dois comprimentos de onda diferentes ou de duas regiões de comprimentos de onda pode ser acionada pela fonte escaneada ao mesmo tempo, e diferentes detectores podem ser selecionados diferentes faixas de comprimentos de onda ao se usar filtros óticos.

Alguns dispositivos de varredura (incluindo espelhos MEMS de dois eixos e fibras óticas ressonantes) podem mudar sua resolução de posição quase instantaneamente, indo entre varredura rápida com baixa resolução de posição e varredura lenta com alta resolução de posição. Isto apresenta a vantagem potencial em que o operador pode explorar rapidamente os dentes usando baixa resolução, e então manter a fonte escaneada en-

quanto ainda registra uma foto mais lenta mas com maior resolução de uma região de interesse.

Métodos e Aparelhos de Detecção Representativos

Se um feixe escaneado impinge verticalmente em um dente, é possível se usar um detector bastante pequeno próximo ao lado do dente, pelo fato de que alguma luz da dentina brilhante irá alcançar o mesmo independente de onde o feixe for direcionado. Mas quando a luz é transmitida horizontalmente através do dente, para alguns locais do feixe, a luz pode ir diretamente através de um esmalte pouco transparente sem mesmo encontrar a dentina ou outro material de dispersão. Neste caso, é útil ou se ter um grande detector atrás do dente de modo que o mesmo irá sempre interceptar o feixe, ou se ter um dispositivo de acoplamento de luz entre o dente e o pequeno detector, de modo que o pequeno detector irá sempre receber alguma luz vinda através do dente, independente de se a luz sai do dente. Um detector menor, que o dispositivo de acoplamento de luz aciona, pode ser desejável por uma questão de redução de custos. Ainda, a capacitância elétrica reduzida de um detector menor pode apresentar vantagens para o desempenho de um amplificador elétrico associado ao detector. O dispositivo de acoplamento de luz pode incorporar dispersão para a luz desviada que emerge do dente em direção ao detector, ou o mesmo pode incorporar superfícies de espelho ou outra reflexão, tal como a reflexão interna total como em uma fibra ótica, ou um feixe das referidas fibras, ou um guia de luz rígido com superfície internamente refletora em virtude ou de um revestimento ou de uma mudança do índice de refração próximo da superfície. O mesmo pode ainda incorporar uma imagem de luz que emerge a partir do dente, com uma lente ou outro dispositivo ótico, produzindo uma imagem ou nítida ou embaçada de todo ou de parte de um dente no detector. Em particular, a lente, um refletor curvo, ou um elemento ótico halogênico podem ser usado para criar uma imagem não ampliada de um dente em um detector que é consideravelmente menor do que o dente. Observar que a imagem ótica assim criada não está relacionada à foto gerada pelo sistema, mas apenas com o objetivo de acoplamento da potência ótica a partir do dente ao detec-

tor. Entretanto, a referida configuração ótica pode ser disposta de modo a proporcionar uma foto de luz visível além da luz de acoplamento infravermelha a um detector.

Se um pequeno detector for usado o qual possa receber luz
5 proveniente apenas de uma parte limitada do dente, o sinal para diferentes posições do feixe escaneado pode depender de onde o detector está disposto. Portanto, o uso de um dispositivo de acoplamento de luz para acoplar a totalidade do dente relativamente uniformemente ao detector pode tornar a qualidade da foto obtida menos sensível à localização exata
10 do conjunto de detecção de luz. Mas, alternativamente, a sensibilidade de posição para um pequeno detector pode ser explorada para aumentar a informação derivada do sistema, tal como a visibilidade ou o contraste ou outras chaves sobre a presença e a natureza da anormalidade. O referido aumento pode ser criado ao se mover o detector para diferentes locais, ou
15 ao se usar diversos detectores simultaneamente com diferentes vistas do dente. Como observado anteriormente, múltiplas detecções simultâneas de sinais em diferentes comprimentos de onda ou recebidos em diferentes locais é uma vantagem particular dos métodos e aparelhos descritos. Deste modo, diferentes fotos podem ser produzidas as quais estão associadas com diferentes comprimentos de onda ou diferentes posições do
20 detector. Os sinais detectados obtidos durante a mesma operação de varredura tenderão a garantir que cada região escaneada produza um nível de sinal útil a partir de pelo menos um detector. A geometria da informação da foto a partir de diferentes detectores será a mesma pelo fato de
25 que é determinada por onde o feixe foi escaneado. Ao se obter imagens simultâneas com base em diferentes detectores fixos com um padrão de varredura comum, em vez de imagens sequenciais em um único detector que é movido, as imagens resultantes podem ser sobrepostas ou combinadas conforme necessário, sem os deslocamentos imprevistos que possam estar associados com a obtenção de múltiplas imagens em diferentes
30 tempos. As medições simultâneas em múltiplos detectores pode ainda reduzir o tempo de medição.

Métodos e Aparelhos de Varredura Representativos

A varredura pode ser realizada em uma série de maneiras. Se o objetivo é ser escaneado por uma superfície plana, o feixe de luz pode ser dotado de um grande ângulo cônico e pode focalizar em um pequeno ponto na superfície. O menor dos referidos pontos determina a nitidez do foco da foto resultante; e mover a superfície em direção a ou em afastamento do conjunto de feixe escaneado se aumenta ou embaça o ponto na superfície, degradando a resolução espacial. Pelo fato de que é desejado se detectar detalhes em diferentes profundidades dentro de um dente tridimensional, é melhor se produzir o feixe de luz relativamente estreito, de modo que a sua seção transversal em qualquer plano imaginário dentro do dente será relativamente pouco independente de se o plano está mais perto ou mais longe do conjunto escaneado. Um modo de se produzir um conjunto de feixe escaneado é se projetar um feixe em uma primeira direção em direção ao primeiro espelho, que desvia o mesmo em uma segunda direção em direção de um segundo espelho, que desvia o mesmo em uma terceira direção. Ao se girar os dois espelhos sobre eixos apropriados, por exemplo, por motores galvanométricos, irá escanear a direção do feixe em duas direções. Outro modo de desviar o feixe com um único espelho que pode ser girado sobre dois eixos diferentes. Este tipo de desvio de feixe pode ser implementado com tecnologia MEMS e produzidos não só econômicos mas também bem compactos. Ver, por exemplo, Jain et al., "A Two-Axis Electrothermal Micro-mirror for Endoscopic Optical Coherence Tomography," IEEE J. Selected Topics in Quantum Elect. 10:636 - 642 (Junho de 2004), a qual se encontra aqui incorporada por referência. Outra técnica de varredura usa um feixe que emerge a partir de uma fibra ótica, onde a fibra é montada com uma extremidade de fibra se salientando adiante da montagem em um modo em balanço de modo que a mesma pode ressonar. A montagem é então vibrada de modo que a extremidade da fibra oscila ressonantemente em um padrão de duas dimensões. A referida técnica de varredura pode tanto ser econômica mas também bastante compacta. Ver, por exemplo, Seibel and Furness, "Miniature Image Acquisition System Using a Scanned Resonant Wavegui-

de," Patente U.S. Nº 6.294.775, a qual se encontra aqui incorporada por referência.

Outra técnica é de se usar uma estrutura bidimensional de fontes de luz que pode ser ligada e desligada, e uma lente para projetar uma
5 imagem da referida estrutura em direção do dente. A varredura do feixe emitido pelo conjunto é realizada ao se ligar uma fonte de luz de cada vez. Outra técnica utiliza uma fonte de luz difusa atrás de uma estrutura bidirecional de dispositivos de contenção de luz, como é feito em telas de cristal líquido, e uma lente para projetar uma imagem da referida estrutura em direção do
10 dente. A varredura é realizada ao se distintamente abrir um portão de luz de cada vez. Outra técnica representativa usa uma estrutura unidimensional de fontes ou de dispositivos de contenção de luz (apoiado por uma frente linear difusa), e uma lente para projetar uma imagem da referida estrutura em direção ao dente, mas para incluir no trajeto um espelho giratório ou outro dispositivo que possa varrer a imagem na direção perpendicular à linha de estruturas. Para dispositivos de estrutura, é também possível se "varrer" ao se
15 usar diferentes padrões de múltiplos pixels, em vez de ligar apenas um pixel de cada vez, e ainda gerar uma informação de foto. Para o objetivo da presente descrição, varrer um feixe inclui não só mover um único feixe, mas
20 ainda usar um feixe mais amplo com detalhes estruturados mais estreitos que são variados.

Em diferentes modos possíveis de se construir o conjunto de feixe escaneado, a estrutura interna pode exigir um feixe que emana aproximadamente a partir de um único ponto e que muda de direção, como com
25 o espelho com base em MEMS de dois eixos; um feixe que emana a partir de um local espacial mutante, como com uma estrutura de fontes ou portões óticos; ou uma combinação, como na extremidade de fibra ótica em balanço, que muda tanto de posição como de direção na medida em que lê. Em todos os referidos, elementos óticos (tais como uma lente) e/ou separação espacial
30 al pode ser incorporado no conjunto de feixe escaneado ou usado com o mesmo para converter o feixe que é gerado inicialmente, de modo a criar a faixa apropriada de varredura espacial do feixe final no dente. Dependendo

da configuração, a direção do feixe no dente pode ou não variar na medida em que o feixe é escaneado.

O feixe pode ser focalizado a um pequeno ponto no dente. Para uma resolução mais fina, o feixe deve ser dotado de uma abertura numérica mais alta, isto é, o mesmo deve ser um cone de convergência com um grande ângulo para reduzir o tamanho limitado por difração da parte mais estreita do feixe; mas isto irá comprometer a profundidade do campo, colocando seções em diferentes planos fora do foco. Para maior profundidade do campo, o feixe pode ser dotado de um ângulo de cone menor, ou o mesmo pode ser essencialmente colimado; mas a colimação ou um pequeno ângulo de cone normalmente irá produzir um feixe que é mais amplo, em seu ponto mais estreito, do que a largura que resultaria a partir de um ângulo de cone maior com uma profundidade de campo mais curta. Alternativamente, a distância do foco mais nítido pode ser mudada ao se mover o conjunto de feixe escaneado ou ao se alterar uma parte interna do mesmo, de modo a criar diferentes fotos que são focalizadas com nitidez em diferentes níveis do dente.

Quando o feixe entra no dente em um ponto onde a superfície do dente não é perpendicular ao feixe, a refração fará com que o mesmo dobre. (de modo diferente, raios X não são substancialmente dobrados quando entram em uma superfície de dente inclinada). Isto irá distorcer a relação entre a posição de uma característica no espaço e a posição onde a mesma aparece na foto resultante. Isto não é um problema para a maior parte de uso diagnóstico, mas pode ser desejável se corrigir o mesmo para medições geométricas mais precisas. Isto pode ser realizado com uma transformação por computador da foto digital se o formato do dente for desconhecido, mas poderia ser vantajoso se produzir uma correção ótica antes da medição. Isto pode ser implementado ao se colocar um dispositivo de correção ótica em contato com o dente. Como exemplos, o mesmo poderia ser ou um material flexível e transparente (tal como um polímero flexível), ou uma câmara que contém um fluido ou gel com um índice de refração que seja basicamente comparável àquele do esmalte. Em qualquer um dos casos, a superfície que está afastada do dente, onde o primeiro feixe escaneado en-

tra, teria um formato conhecido (tal como plano, ou uma esfera centrada em um ponto a partir do qual todos os raios do conjunto de feixes escaneados emanam), de modo que não são necessárias correções, ou uma correção conhecida pode ser aplicada à imagem, para tornar a sua geometria precisa.

5 Implementações Representativas do Sistema

O conjunto de feixes escaneados e o conjunto de detecção podem ser fixados a cada outra parte de um único conjunto de sonda, e posicionado na boca com a mão. A varredura pode ser rápida, e fotos visuais podem ser apresentadas rapidamente ou em tempo real de modo que o operador possa posicionar o dispositivo para obter uma imagem ótima. Então o operador pode sinalizar a instrumentação para registrar a foto. Uma rápida sequência de fotos pode ainda ser registrada como um cinema. Se a sonda está se movendo durante a referida sequência, seja se estiver vista em tempo real ou posteriormente como um filme registrado, irá comunicar informação tridimensional útil sobre o dente na medida em que a perspectiva muda. A referida informação tridimensional pode ainda ser extraída ao se comparar fotos fixas que observam o dente sob ângulos diferentes. Para a referida análise, pode ser útil se dispor uma ou diversas marcas ou marcadores em ou próximo da superfície do dente, de modo que o deslocamento de posição relativa do(s) marcador(es) e as características no interior do dente podem ser usadas para determinar as profundidades das características. Se um dispositivo de correção ótica for usado, as referidas marcas ou marcadores podem ser proporcionados no dispositivo de correção ótica.

Em outros exemplos, o conjunto de feixes escaneados e o conjunto de detecção se encontram em diferentes sondas que não são rigidamente fixadas para permitir que o operador mude a posição de ambos independentemente de modo a obter um ótimo contraste ou outras propriedades na foto resultante. Alternativamente, o conjunto de feixes escaneados e o conjunto de detecção podem ser incluídos em um único conjunto enquanto que um dispositivo de acoplamento independente, tal como um refletor ou dispersor de luz ou conduto de luz, é posicionado próximo do dente para alterar o acoplamento da luz a partir do dente para o conjunto de detecção,

de modo a se obter uma foto melhor. Em alguns exemplos, o conjunto de feixes escaneados e o conjunto de detecção se acoplam ao dente a partir substancialmente da mesma direção, e as duas funções se integram em um único conjunto, que pode compartilhar alguns componentes óticos tais como as lentes. Em exemplos adicionais, o conjunto de feixes escaneados e/ou o conjunto de detecção são movidos seja automática ou manualmente em torno da região contendo múltiplos dentes, criando um filme ou série de fotos; e um computador é usado para montar a referida informação em uma foto composta de parte ou de todo o conjunto de dentes do paciente.

Em virtude da absorção e de outras propriedades óticas dependerem do comprimento de onda da luz, a informação pode ser obtida a partir das diferenças entre as fotos que são registradas com diferentes comprimentos de onda de luz. Material óticamente absorvente pode ser posto em áreas porosas ou com cavidades de um dente para aumentar o contraste ótico, e ainda se produzir as diferentes propriedades óticas em diferentes comprimentos de onda. Água total apresenta as referidas propriedades dependentes de comprimento de onda, e já se encontra presente em concentrações mais altas em zonas com cavidades ou desmineralizadas do que no esmalte saudável. Apresenta um pico de absorção em uma região de comprimento de onda próximo de 1400 nanômetros e outro pico na vizinhança de 2000 nanômetros. Ver, por exemplo, Jones and Fried, "Attenuation of 1310- and 1550-nm laser light through sound dental enamel," Proc. SPIE Vol. 4610, p. 187 - 190, in Lasers in Dentistry VIII, Rechmann et al., eds. (Junho de 2002). Os referidos picos nos permite selecionar dois comprimentos de onda próximos para os quais os valores de absorção do artefato preenchido de água diferem muito mais do que os valores de absorção de um esmalte saudável. Pode-se combinar dois (ou mais) comprimentos de onda em um único conjunto de feixes escaneados, e mudar entre os mesmos seja entre varreduras alternadas ou muito rapidamente durante uma única varredura do campo de visão. Alternativamente, se pode acionar dois (ou mais) comprimentos de onda simultaneamente em um conjunto de varredura, e detectar os mesmos simultaneamente com diferentes detectores. Pode-se

detectar e distinguir os mesmos simultaneamente com um único detector se os fluxos em dois comprimentos de onda forem modulados em diferentes frequências, ou na mesma frequência com diferentes fases, ou em outras maneiras diferentes, ao simultaneamente desmodular o sinal detector em

5 dois modos diferentes. Em um sistema com base em câmera, um dente pode ser iluminado em dois ou mais comprimentos de onda usando uma ou mais fontes de luz, e imagens em dois ou mais comprimentos de onda são obtidas em seqüência com uma câmera ou simultaneamente com duas câmeras usando fibras óticas fixas ou seqüencialmente comutadas, espelhos

10 dicróicos ou outros dispositivos seletivos de comprimento de onda.

Além dos métodos de exibição convencionais, as fotos podem ser exibidas ao se usar um conjunto de feixes escaneados similar àquele que lê o feixe de infravermelho sobre o dente, exceto em que o mesmo utiliza uma fonte de luz visível que é modulada. A intensidade de fonte de luz

15 pode ser modulada sincronicamente com a varredura, de modo a que uma foto visível será projetada sobre qualquer superfície sobre a qual o leitor estiver direcionado. A superfície pode ser refletora ou dispersora (como uma pintura branca plana) e vista a partir do mesmo lado que o leitor; ou a mesma pode ser transmissiva e dispersora (tal como vidro moído) e vista a partir

20 do lado oposto. O leitor de exibição pode ainda ser montado na extremidade com elementos óticos que se salientam para dentro do olho sem tela ao lado da retina. Se o referido leitor de exibição for acionado simultânea e sincronicamente com o leitor de infravermelho, e a intensidade da fonte de luz visível for controlada por um sinal derivado do sinal do detector do infravermelho,

25 uma exibição de tempo real pode ser criada. Isto pode ser econômico pelo fato de que não requer rápida digitalização, computação e armazenamento digital. Pode ser construído a partir simplesmente de circuito eletrônico analógico. Neste caso, o processador de sinal para converter o sinal detector em informação de foto compreende o sistema de exibição. Se pode combinar o

30 leitor de infravermelho e o leitor de exibição visível por multiplexação tanto da fonte de luz de infravermelho como a fonte de luz visível modulada em um único dispositivo de varredura, de modo que a imagem visível é projeta-

da diretamente no dente ou em uma tela próxima, mostrando assim ao operador exatamente onde o artefato dentário está localizado. Para este método de exibição de varredura específico, seja um filtro espectral ou uma codificação e decodificação de fonte podem ser usados para garantir que o detector

5 responda apenas à luz infravermelho e não à luz visível. Para qualquer um dos referidos métodos de exibição de varredura, seja que projete em uma tela ou em um dente, o contraste e a visibilidade pode ser ajustada, seja manual ou automaticamente, ao se ajustar os parâmetros de uma função não linear pela qual o sinal detector controla a intensidade da fonte de exibição.

10 A referida relação não linear ajustável pode ser implementada de modo econômico em um circuito analógico. A mesma pode ainda ser implementada ao se digitalizar o sinal detector e combinar o mesmo seja com a entrada do operador ou com uma análise de imagem digital para determinar quais sinais de controle enviar à fonte de luz visível. Se o referido for feito digital-

15 mente, pode haver vantagem em retardar a exibição em um ou mais números inteiros de quadros de modo a permitir o tempo para a computação, em vez de o fazer em um tempo real preciso. Isto pode permitir que o processamento para cada local seja baseado na foto total ou em uma região grande, em vez do sinal instantâneo. Duas ou mais fontes moduladas com diferentes cores podem também ser combinadas no leitor de exibição para uma

20 exibição de cor, permitindo o uso de cores falsas para aumentar o contraste.

Disposições representativas são ilustradas nas figuras anexas. Na figura 1, um dente 101 é adicionado a um conjunto de feixes escaneados 102. Um feixe de luz escaneada emergindo a partir do conjunto de feixes

25 escaneados 102 é mostrado em dois locais 103 e 104. O feixe de luz converge a um foco dentro do dente 101. Em um local particular, parte da luz no feixe pode ir através do dente a um conjunto de detecção 105; parte do mesmo pode ser dispersado em afastamento ou absorvido pelo material no dente de modo que nunca alcança o conjunto de detecção; e parte do mes-

30 mo pode ser disperso ou multiplamente disperso em um modo que eventualmente alcança o conjunto de detecção 105 por um trajeto que não é direto.

A figura 2 ilustra um sistema de varredura 202 que direciona um

feixe escaneado proximamente colimado (mostrado como escaneado em dois locais representativos 203, 204) ao dente 201. Como mostrado na figura 2, o referido feixe escaneado apresenta um diâmetro de feixe relativamente constante ou outra área de seção transversal de feixe, mas não apresenta um foco nítido como o feixe da figura 1. No entanto, uma área de seção transversal de feixe adequadamente pequena pode ser produzida a qual pode ser aproximadamente a mesma através do dente 201. De modo diferente, o feixe cônico da figura 1 apresenta uma seção transversal maior em alguns pontos do dente.

10 A figura 3 ilustra um sistema de varredura 302 que direciona o feixe escaneado (mostrado nos locais 303, 304) sendo verticalmente incidente sobre a superfície de mordida de um dente 301. O conjunto de detecção 305 está situado ao longo de um eixo 306 que é aproximadamente perpendicular a um eixo 308 ao longo do qual o feixe escaneado é incidente no dente 301. Outros locais de detecção são possíveis, e o detector pode ser
15 situado de modo a ter um eixo que pode estar em qualquer ângulo com relação à direção de incidência do feixe escaneado.

A figura 4 ilustra um sistema de imagem dental que inclui um sistema de varredura 402 que direciona um feixe escaneado (mostrado em
20 locais representativos 403, 404) a um dente 401. Os conjuntos de detecção 405, 406 são situados ao longo de eixos respectivos 408, 409 que são orientados em ângulos arbitrários com relação a um eixo de incidência aproximado 410 do feixe escaneado ao dente 401. Como mostrado na figura 4, detectores ou conjuntos de detecção podem ser usados simultaneamente. Mesmo
25 se um único conjunto de detecção for usado, uma grande variedade de orientações pode ser selecionada para tanto para o conjunto de detecção como para o conjunto de feixe escaneado. O conjunto de detecção 406 é mostrado próximo ao conjunto de feixe escaneado 402 e, em um caso extremo que não está ilustrado, o conjunto de detecção pode estar situado no conjunto
30 de feixe escaneado ou ser proporcionado como uma parte de um conjunto comum, de modo que o fluxo ótico detectado pode ser recebido o qual é aproximadamente retro-disperso com relação à direção de propagação do

feixe escaneado.

A figura 5 ilustra um sistema de varredura que inclui um conjunto de feixes escaneados 502 que direciona o feixe escaneado (mostrado em locais representativos 503, 504) a um dente 501. Um fluxo de luz dentalmente modulado é recebido pelo conjunto de detecção 505. Como mostrado na figura 5, um dispositivo de correção ótico 507 é disposto entre o dente 501 e o conjunto de feixes escaneados 502. Os dispositivos de correção ótico incluem uma superfície de saída 510 que é em geral conformável à superfície do dente 501 e uma superfície de entrada 512 dotada de um formato predeterminado. Uma superfície de entrada plana pode ser conveniente, mas a superfície de entrada 512 pode ser dotada de um formato esférico, elíptico, cilíndrico ou de outro formato. Em alguns exemplos, a superfície de entrada 512 é selecionada de modo a focalizar ou colimar um feixe escaneado de entrada. Embora a figura 5 ilustre um dispositivo de correção ótico no qual um ou mais feixes de entrada são comunicados ao dente 501 ao longo de um eixo de linha reta, em outros exemplos, o dispositivo de correção ótico pode receber feixes na superfície de entrada e então refletir o feixe na superfície de reflexão interna em direção à superfície de saída 510. O dispositivo de correção ótico 507 é de forma preferida formado a partir de um material que é substancialmente transparente ao feixe escaneado e apresenta um índice de refração que está mais próximo daquele do dente do que o ar. Uma exata correspondência de índice é desnecessária. Um índice de refração é em geral selecionado de modo a reduzir a reflexão e/ou a refração na superfície de um dente. A superfície de saída conformável 510 pode ser proporcionada por um polímero ou gel flexível, enquanto as porções restantes da correção ótica podem ser formadas a partir de um material transparente rígido tal como vidro ou plástico claro.

Com referência à figura 6, um conjunto de feixes escaneados 602 é verticalmente orientado e está situado para direcionar o feixe escaneado (mostrado em locais representativos 603, 604) ao dente 601 através de um dispositivo de correção ótico 612 que inclui paredes flexíveis 608 que entram em contato com o dente 601 e uma janela rígida transparente 609,

que em conjunto com a superfície do dente 601 e as paredes 608, definem uma câmara 610 que pode ser preenchida, por exemplo, com água, um gel, um óleo, glicerol ou um xarope de açúcar. Embora a câmara seja mostrada como relativamente alta por uma questão de maior clareza, as paredes 608
5 podem ser substancialmente mais curtas de modo que o volume da câmara 610 pode ser reduzido. Um material de correspondência de índice (tal como um líquido ou gel de correspondência de índice) pode ser injetado através do tubo fixado à câmara, e retirado após registrar a foto através de tubos similares, mas os referidos tubos não são mostrados na figura 6. Alternativamente,
10 uma câmara preenchida de gel pode ser proporcionada e pressionada contra o dente, com o excesso de gel forçado para fora da câmara em uma direção selecionada de modo que excesso de gel não interfere com a imagem do dente. As paredes 608 da câmara 610 não necessariamente precisam ser
15 perfeitamente vedadas (e em alguns casos, as referidas paredes são desnecessárias) em virtude do fluxo e/ou viscosidade ou de outro fenômeno poder ser usado para manter o fluido entre a janela 609 e o dente 601. Assim, em alguns exemplos, uma janela ótica pode estar disposta em uma camada de gel ou de fluido que entra em contato com o dente.

A figura 7 ilustra o conjunto de detecção que compreende um
20 detector relativamente pequeno 712 e um dispositivo de acoplamento de luz 711 que são situados de modo que o feixe escaneado seja direcionado ou conduzido a partir do dente 701 ao detector 702. A combinação do detector 712 e do dispositivo de acoplamento de luz 711 pode ser referida como "conjunto de detecção". Alternativamente, o detector 712 pode ser referido
25 como um "conjunto de detecção" e o dispositivo de acoplamento de luz 711 pode ser proporcionado em um conjunto separado.

O dispositivo de acoplamento de luz 711 pode ser configurado de modo que as porções do fluxo ótico dentalmente modulado a partir de uma ou mais áreas selecionadas do dente 710 são acopladas ao detector
30 702. Por exemplo, uma superfície de entrada oblonga ou retangular de um guia de luz pode ser situada em ou próximo da área do dente alvo de modo que o fluxo a partir da área alvo seja direcionado ao detector 702. O guia de

luz pode ser afunilado de modo a ser dotado de uma área circular ou de outra seção transversal em uma superfície de saída para acoplamento conveniente a uma área fotossensível redonda ou quadrada. Outros formatos podem também ser usados. Porções do fluxo ótico dentalmente modulado podem também ser selecionadas ao se imagear uma área de detecção sobre o dente 701 com uma lente cilíndrica para selecionar a área oblonga do dente 701. Alternativamente, a lente esférica pode ser usada para imagear a superfície do dente, e porções da imagem bloqueada que inclui uma abertura correspondente à área selecionada do dente 701.

10 A figura 8 ilustra o sistema de imagem dental que inclui um sistema de feixe escaneado 802 que direciona o feixe escaneado (mostrado em locais representativos 803, 804) ao dente 801. Um dispositivo de acoplamento de luz 813 é situado para direcionar um fluxo de luz incidente ao conjunto de detecção 806 que está situado aproximadamente no mesmo lado do dente 801 que o conjunto de feixes escaneados 802. O conjunto de detecção 806 está posicionado de modo que o mesmo recebe luz que é dispersa ou refletida diretamente a partir do dente 801, e a luz que passa através ou que é dispersada pelo dente 801 e direcionada ao conjunto de detecção 806 pelo dispositivo de acoplamento de luz 813. O dispositivo de acoplamento de luz 15 pode, por exemplo, ser configurado para seletivamente direcionar a luz associada ao feixe escaneado ao conjunto de detecção 806 de modo a reduzir as contribuições da luz ambiente aos sinais detectados.

A figura 9 é uma ilustração mais completa de um sistema de imagem dental representativo que inclui um detector 912 acoplado para receber fluxo de luz dentalmente modulada a partir do dente 901 com um dispositivo de acoplamento de luz 911. Um filtro de passagem de banda ótica 914 está situado na frente do detector 912 para eliminar ou reduzir a maior parte da luz dispersa ao selecionar apenas uma região de comprimento de onda estreita centralizada no comprimento de onda de um laser 915 usado para produzir um feixe escaneado. O detector 912, filtro 914 e dispositivo de acoplamento de luz 911 compreendem o conjunto de detecção de luz 929, embora o conjunto de detecção de luz 929 possa incluir outros componentes 25 30

tais como um amplificador 924 que converte um detector foto corrente em uma voltagem. O amplificador 924 ou outro aparelho de processamento de sinal pode ser proporcionado em separado ou em combinação com o conjunto de detecção de luz. Em uma disposição conveniente, o conjunto 928

5 compreende um conjunto de feixes escaneados que inclui o laser 915 (tal como um diodo a laser) que é acoplado à extremidade proximal de uma fibra ótica 916 ou outro guia de onda ótica. A extremidade distal 918 oscila em um padrão bidimensional predeterminado. A extremidade de fibra 918 é imageada por uma lente 919 sobre uma região do dente 901 ou projetada em um

10 feixe estreito 920 em direção do dente 901. Um pequeno movimento da fibra pode ser aumentado pela lente 919 de modo que o padrão que é lido pelo feixe no dente 901 é adequadamente grande para cobrir a região de interesse em ou no dente. Os dois eixos do dispositivo piezoelétrico 917 são acionados por seqüências rápidas de voltagem a partir de conversores de digital

15 para analógico (DACS) 922, 923, respectivamente. Os DACs 922, 923 podem produzir, por exemplo, duas ondas de seno em uma freqüência ressonante da extremidade de fibra em balanço 918 que são 90 graus fora de fase, mas com amplitudes que se iniciam pequenas e crescem cada vez maiores. As referidas formas de onda podem ser usadas para fazer com que uma

20 extremidade de fibra 919 que oscile em um círculo com amplitude crescente, isto é, a extremidade de fibra se move em uma espiral que pode ser selecionada para cobrir densamente uma área circular. Uma área correspondente no dente 901 é escaneada. Se a freqüência ressonante for moderadamente alta, tal como 5 kHz, uma área razoavelmente densa pode ser escaneada

25 em cerca de 0,1 segundos ou menos.

Um computador 921 ou outro dispositivo de controle pode ser disposto para proporcionar valores de acionamento digital aos DACs para produzir um padrão de varredura selecionado, uma área de varredura, um coeficiente de varredura, ou outro parâmetro de varredura. Um computador

30 de mesa, computador de colo, computador de mão ou outro sistema de processamento pode ser usado, e os parâmetros de varredura podem ser selecionados com base nas entradas do usuário proporcionadas, por exemplo,

por uma interface gráfica de usuário por meio de um dispositivo de ponteiro, teclado, ou outro dispositivo de entrada. O computador 921 ainda recebe dados digitalizados a partir do conversor de analógico para digital 925 com base no sinal de detecção acoplado a partir do amplificador detector 924.

- 5 Duas linhas são mostradas entre o conversor de analógico para digital 925 e o computador 921 pelo fato de que o computador 921 não só recebe os dados digitais, mas o mesmo controla os tempos quando as conversões de analógico para digital ocorrem, sincronicamente com os sinais que o mesmo envia aos conversores de digital para analógico 922, 923. Deste modo, a
- 10 posição do feixe escaneado 920 é conhecida para cada medição do sinal detector, de modo que os dados podem ser usados para construir uma foto.

- O computador 921 é ainda mostrado fixado a um dispositivo de entrada de usuário 926 configurado para receber informação controlada a partir do operador, tal como os comandos para iniciar a varredura, para registrar a foto, e para armazenar informação na qual a foto traduz o dente na
- 15 boca do paciente. Dispositivos de entrada de usuário adequados incluem teclados, teclas, dispositivos de ponteiro, tais como mouse, pedais, microfones acoplados a um programa de reconhecimento de Vox, e/ou outros dispositivos. O computador 921 pode ainda ser acoplado para armazenar
- 20 quaisquer imagens dentárias diretamente no banco de dados do paciente ou em um arquivo eletrônico do paciente, ou para transmitir as imagens sobre uma rede de área local, ou uma rede de área ampla tal como a internet para armazenamento remoto ou avaliação. Tipicamente, o computador 921 inclui ou é acoplado a uma tela 927 que é configurada para exibir fotos dentais
- 25 assim como a aquisição de imagens e os parâmetros de controle, registros dentários do paciente, e outros dados. O sistema da figura 9, é apenas um exemplo representativo, e outras configurações podem ser usadas.

- Com referência à figura 10, um sistema de imagem dentária inclui um conjunto de feixes escaneados 1028 que inclui diodos a laser 1015a,
- 30 1015b que são acoplados às fibras óticas respectivas 1016a, 1016b. Um acoplador de fibra 1030 combina os fluxos óticos dos diodos a laser 1015a, 1015b em uma fibra de saída 1031. Em alguns exemplos, as referidas fibras

são fibras de único modo. Os fluxos combinados saem da fibra de saída 1031 e uma lente 1019 processa os fluxos combinados para produzir um feixe de interrogação 1020 que é escaneado por pelo menos uma porção de um dente 1001 por um leitor micro-eletrônico (MEMS) 1033 que inclui um
5 espelho giratório 1032. O leitor MEMS 1033 é acoplado ao DACs 1022, 1023 que produz sinais de varredura sob o controle de um computador 1021 para a ativação do espelho giratório 1032. Para operação dupla de comprimento de onda, a emissão de comprimentos de onda dos diodos a laser 1015a, 1015b são diferentes. Em alguns exemplos, um dos diodos a laser 1015a,
10 1015b pode ser selecionado para produzir uma imagem visível no corpo ao se modular a sua intensidade. O leitor MEMS pode ser conveniente, mas outros leitores óticos podem ser usados.

O espelho giratório 1032 pode ser giratório sobre dois eixos em resposta às seqüências de voltagens a partir do DACS 1022, 1023. Como
15 um exemplo, as formas de onda podem ser duas ondas quadradas em frequências próximas a duas frequências ressonantes de dois eixos do leitor MEMS 1033, cada onda quadrada oscilando entre zero volts e algum valor não zero. Para alguns dispositivos MEMS, a referida forma de onda proporcionará energia cinética ao espelho oscilante ao atrair o mesmo eletrostaticamente em direção de sua posição central a cada tempo que se aproxima
20 da posição central. Ao se ajustar as frequências das duas ondas quadradas, o feixe refletido 1020 pode ser produzido para varrer um padrão de repetição de Lissajous, com uma taxa de repetição e uma densidade de linhas de varredura que é determinada pelo exato coeficiente de duas frequências. Em
25 alguns exemplos, o leitor MEMS 1033 pode ser eletrotermicamente ativado.

Fotodetectores 1012a, 1012b são acoplados a amplificadores 1024a, 1024b, respectivamente. Filtros óticos de faixa de passagem 1014a, 1014b podem ser proporcionados para os detectores 1012a, 1012b de modo que os sinais de imagem ou dados de foto associados a dois diferentes
30 comprimentos de onda podem ser obtidos simultaneamente (isto é, na mesma varredura), e os fluxos de luz ambiente podem ser atenuados. As saídas dos amplificadores 1024a, 1024b são acoplados aos respectivos converso-

res de análogo para digital (ADC) 1025a, 1025b que proporcionam sinais de detecção digitalizados ao computador 1021 que processa os sinais de detecção digitalizados para proporcionar informação de foto com base nos sinais de varredura. Uma tela de exibição 1027 é proporcionada para exibir
5 imagens dentárias ou dados do paciente assim como para proporcionar uma interface de controle para a aquisição de imagem em combinação com um dispositivo de controle ou dispositivos de controle 1026. A tela de exibição 1027 pode ser configurada para exibir uma imagem dentária composta com base na informação a partir de dois comprimentos de onda. Duas fotos separadas podem ser exibidas lado a lado, ou uma única foto pode ser gerada
10 pelo computador 1021, por exemplo, ao se usar as diferenças entre as duas fotos para aumentar o contraste de característica anômalas no dente. Embora a figura 10 seja uma modalidade prática, a mesma é apenas um exemplo, da mesma maneira que muitas outras configurações são possíveis.

15 Com referência à figura 11, sistema de imagem dentária inclui um conjunto de varredura 1128 que compreende um laser de interrogação 1115a e um laser de exibição visível 1115b de diferentes comprimentos de onda que são acoplados a fibras óticas respectivas 1116a, 1116b. Um acoplador de fibra 1130 é acoplado às fibras óticas 1116a, 1116b e combina
20 porções dos fluxos óticos a partir dos lasers 1115a, 1115b para produzir um fluxo combinado em uma fibra ótica 1131. O laser 1115a proporciona um fluxo ótico que pode penetrar o dente para revelar a estrutura interna, embora o laser 1115b produza luz visível que pode ser usada para proporcionar uma imagem visível.

25 Uma extremidade distal 1118 da fibra ótica 1131 se salienta em modo em balanço a partir de um acionador piezoelétrico de dois eixos 1117 que é acionado de tal modo que a extremidade de fibra 1118 oscila em um padrão bidimensional predeterminado. A extremidade de fibra 1118 é imageada por uma lente 1119 sobre uma região do dente 1101 ou projetada em
30 um feixe estreito 1120 em direção do dente 1101 após a reflexão pelo espelho ou outro refletor 1134. Um pequeno movimento da extremidade da fibra 1118 pode ser aumentado por uma lente 1119 de modo que o padrão que

for lido pelo feixe no dente 1102 seja adequadamente grande para cobrir uma região de interesse em ou no dente 1101. Os dois eixos do dispositivo piezoelétrico 1117 são acionados por rápidas seqüências de voltagens a partir de um controlador de varredura adequado que não é mostrado nos
5 desenhos. Para alguns dispositivos de varredura, incluindo fibra ressonante e espelhos MEMS ressonantes, o tempo de estadia e/ou a densidade das linhas de varredura podem variar com a posição do feixe, tornando algumas áreas da exibição mais brilhantes do que outras. Para compensar isto, o controlador de varredura pode enviar um sinal ao amplificador 1124 ou a um
10 estagio multiplicador que segue o mesmo (também não mostrado) de modo a modular o ganho eletrônico entre o detector 1112 e o laser visível 1115b de acordo com a posição da extremidade de fibra escaneada 1118.

O espelho 1134 é configurado para refletir algumas porções de um fluxo de luz incidente e transmitir outros. O espelho 1134 pode ser um
15 espelho dicróico que reflete seletivamente um fluxo ótico de interrogação proporcionado pelo laser 1115a enquanto transmite um fluxo de luz de exibição proporcionado pelo laser 1115b. Em alguns exemplos, um espelho parcialmente transmissor sem sensibilidade de comprimento de onda pode ser usado, ou um holográfico ou outro elemento ótico refletivo tal como um divi-
20 sor de feixe dicróico pode ser usado. Em outros exemplos, o espelho 1134 pode seletivamente refletir ou transmitir radiação com base no estado de polarização. Tipicamente, o espelho 1134 é selecionado para refletir quase toda a luz a partir do laser de interrogação 1115a, e transmitir quase toda a luz a partir do laser de exibição visível 1115b.

25 A luz dentalmente modulada a partir do dente 1101 é detectada por um detector 1112 após passar através de um filtro 1114 que rejeita a luz ambiente dispersa. O sinal a partir do detector 1112 é amplificado por um amplificador 1124 que é acoplado ao laser de exibição de luz visível 1115b de modo a modular a intensidade do laser de exibição de luz visível 1115b.
30 A luz visível que emerge a partir da extremidade de fibra 1118 passa através do espelho 1134 e é refletida pelos espelhos 1135, 1136 e é focalizada pela lente 1119 em uma tela 1137, que é visível ao operador do equipamento. No

exemplo da figura 11, uma imagem ereta é formada na tela 1137. A referida imagem pode ser vista em luz transmitida se a tela 1137 for produzida de vidro moído ou a partir de outro material de dispersão translúcido. Em virtude do detector 1112 e do amplificador 1124 responderem rapidamente à luz
5 modulada dentalmente instantânea, e a intensidade do laser 1115b responder rapidamente à voltagem a partir do amplificador 1124, o brilho instantâneo do ponto visível na tela 1137 em seu local atual depende do fluxo ótico dentalmente modulado associado ao ponto de luz de interrogação em seu local atual. Os referidos dois locais geométricos correspondem quase exa-
10 tamente pelo fato de que os mesmos são determinados pelo local da corrente da extremidade da fibra 1118, e portanto, se a varredura for muito rápida, a tela 1137 mostrará uma foto de um dente 1101. O amplificador 1124 pode ter uma resposta não linear, que pode ser ajustável, para permitir o contraste de determinadas características na imagem a ser ampliada. Muitas outras
15 configurações óticas podem ser realizadas as quais incorporam o mesmo princípio de criar uma imagem visível com o mesmo leitor que é usado para a interrogação.

A figura 12 ilustra um sistema de varredura 1202 que direciona o feixe escaneado ao longo de um eixo 1207 (mostrado como escaneado aos
20 dois locais representativos 1203, 1204) ao dente 1201. Um espelho dicróico 1210 passa a luz de longo comprimento de onda do feixe de interrogação escaneado, mas reflete a luz visível de curto comprimento de onda. Um conjunto de câmera de luz visível 1208 é situado em um eixo 1209 e pode incluir, por exemplo, um detector de estrutura de silício de modo a produzir uma
25 imagem do dente 1201. O espelho dicróico 1210 pode ser disposto de modo que o eixo 1209 é alinhado de forma eficaz com o eixo 1207. Assim, o conjunto de câmera 1208 pode produzir uma imagem de luz visível do dente 1201 vista a partir da direção ao longo da qual o feixe de interrogação é incidente ao dente 1201. O conjunto de câmera 1208 pode incluir uma fonte de
30 luz de curto comprimento de onda que produz um fluxo de iluminação de onda curta que é refletido pelo espelho 1210 para iluminar o dente 1201. Com a referida configuração, os sinais do conjunto de detecção de longo

comprimento de onda 1205 (que pode incluir um filtro para rejeição de iluminação de curto comprimento de onda e outra luz) podem ser usados para criar uma foto do dente na luz transmitida e luz infravermelha dispersa, enquanto o conjunto de câmera 1208 pode simultaneamente produzir uma foto do dente 1201 a partir do mesmo ângulo na luz visível refletida. As posições do conjunto de câmera 1208 e do sistema de varredura 1202 podem ser ajustadas, e os aumentos (seja ótico ou digital) podem ser ajustados, de modo que as referidas duas imagens são registradas geometricamente. O conjunto de câmera 1208 e o sistema de varredura 1202 podem ser fixados por uma montagem rígida comum que mantém o registro. Neste exemplo, uma imagem de luz visível do dente ou uma porção do mesmo é produzida pelo conjunto de câmera 1208. Em outros exemplos, o conjunto de câmera pode ser disposto para produzir uma imagem do dente em outras faixas de comprimentos de onda a partir de 400 nm a cerca de 2000 nm.

A figura 13 ilustra um sistema de varredura 1302 que direciona o feixe de interrogação escaneado (mostrado como escaneado em dois locais representativos 1303, 1304) à superfície de mordida de um dente 1301. O feixe de interrogação pode compreender dois diferentes comprimentos de onda de luz, como nos sistemas da figura 10 e figura 11, exceto em que um comprimento de onda é infravermelho (comprimento de onda longo) e o outro é visível (comprimento de onda curto). Um conjunto de detecção 1305 é situado para detectar a luz de infravermelho de longo comprimento de onda a partir do lado do dente, e pode incluir um filtro para rejeitar uma luz de curto comprimento de onda. Um sinal produzido pelo conjunto de detecção 1305 pode ser usado para criar uma foto do dente em uma luz transmitida e uma luz infravermelha dispersada. O conjunto de detecção 1306 pode ser situado próximo do sistema de varredura 1302 e selecionado para detectar o curto comprimento de onda (luz visível) que é refletido a partir do dente 1301, e pode incluir um filtro para rejeitar uma luz de longo comprimento de onda. Alternativamente, se a luz infravermelha do feixe de interrogação apresentar um comprimento de onda suficientemente longo, o detector no conjunto de detecção 1306 pode simplesmente ser produzido a partir de um

material tal como silício, que é relativamente insensível à luz de longo comprimento de onda. Um filtro pode ser convenientemente proporcionado para rejeitar a luz de curto comprimento de onda ambiente enquanto permite que os comprimentos de onda associados à porção visível do feixe de interrogação alcance o detector. A porção da luz visível escaneada que é detectada pelo conjunto de detecção 1306 pode ser usada para criar uma foto de um dente 1301 na luz visível refletida. Pelo fato de que ambos os comprimentos de onda longos e os comprimentos de onda curtos do feixe de interrogação serem provenientes do mesmo leitor, as duas fotos serão automaticamente registradas geometricamente, sem alinhamento especial. Se a superfície de topo do dente 1301 apresenta um padrão de manchas tais como são comuns nas fendas dos molares, a imagem visível refletida irá em geral mostrar as manchas como áreas escuras, mas a imagem de infravermelho irá em geral não mostrar as manchas se o comprimento de onda for apropriadamente longo, tal como 1310 nm, pelo fato de que as manchas normais são invisíveis à referida luz. Em vez disto, a imagem infravermelha pode mostrar áreas desmineralizadas do dente. Isto é útil, pelo fato de que a combinação de duas imagens mostrará os locais da desmineralização em relação às manchas.

20 A figura 13 ainda mostra uma máscara 1312 que define uma abertura 1313. No exemplo da figura 13, a abertura é uma fenda que se estende horizontalmente (isto é, perpendicular ao plano do desenho). A máscara 1312 é produzida a partir de um material opaco que é penetrado pela abertura 1313 (por exemplo, pela fenda horizontal), e está situada para restringir o detector 1305 a partir dos fluxos de luz de recebimento exceto aqueles que saem do dente 1301 a partir de uma tira horizontal que corresponde à abertura 1313. As fotos que o referido sistema cria serão similares às fotos criadas pela câmara ou estrutura que vê no topo de um dente enquanto a tira horizontal ao longo do seu lado é iluminada com a luz de infravermelho.

30 Foi observado que a referida disposição com frequência produz uma melhor foto do que a iluminação de todo o lado do dente. Para o objetivo da presente descrição, a máscara 1312 com a abertura 1313 compreende um disposi-

tivo de acoplamento de luz, embora o mesmo controle a luz acoplada por restrição em vez de por adição do fluxo de luz. Uma configuração mais sofisticada que inclui a reflexão ou a refração (tal como um conduto de luz ou uma lente) pode ser usada para acoplar mais luz ao detector do que uma
5 mera fenda, ao capturar raios de alto ângulo que podem de outro modo errar o detector, e ainda confinar o acoplamento espacial a uma tira no lado do dente.

Em alguns sistemas de exemplo, um segundo sistema de varredura ótico (um sistema de varredura ótico) pode ser proporcionado para formar uma imagem associada com um fluxo ótico dentalmente modulado. A
10 referida imagem pode ser convenientemente formada como uma superfície de imagem situada nas proximidades do dente ou dentes sob investigação de modo que o odontólogo pode continuar a inspecionar o dente ou dentes enquanto visualiza a imagem escaneada com base em dados de varredura de infravermelho. O leitor de exibição ótico pode usar um ou mais feixes de
15 exibição visível (por exemplo, cada comprimento de onda de uma ou mais varreduras de múltiplos comprimentos de onda pode ser exibido em uma única cor; ou combinações de comprimentos de onda podem ser usadas para criar cores falsas que realçam variações que possam ser muito sutis em uma exibição de escala de cinza). Ademais, os feixes de exibição visíveis podem ser modulados para produzir uma imagem exibida com base em
20 uma varredura dental atual ou com base na informação de foto a partir de uma ou mais varreduras anteriores. O sistema de exibição ótico pode usar o mesmo sistema de varredura usado para varrer o feixe de interrogação de modo que a imagem exibida pode ser prontamente disposta em alinhamento com as características correspondentes do dente. Com os referidos sistemas, dispositivos de imagem externos e processadores (incluindo computadores) são desnecessários, e os referidos sistemas podem ser especialmente compactos e econômicos. Os referidos sistemas podem ainda exibir consumo de baixa energia, e são adequados para uso em locais de campos
25 mais distantes assim como em consultórios dentários sofisticados.
30

Os sistemas de imagem dental exemplificativo descrito acima

são baseados em varredura de um feixe de interrogação ótico dotado de um comprimento de onda que penetra o dente de modo que a informação de foto ou imagens de um interior de dente podem ser obtidas. Entretanto, em algumas aplicações, uma câmera de infravermelho pode ser usada, e porções de um dente imageadas diretamente. Em sistemas de imagem direta, um sistema de correção ótico como descrito acima pode ser situado de modo a reduzir artefatos de imagem associados a uma diferença de índice de refração entre o dente e o ar. A correspondência parcial de índice proporcionada com um dispositivo de correção ótico tende a diminuir as contribuições das irregularidades da superfície e permitir que características internas de um dente sejam imageadas com maior precisão. Imagens com base em câmera podem ainda ser obtidas em diferentes comprimentos de onda, por exemplo, ao iluminar um dente com fontes de luz de dois diferentes comprimentos de onda e obter imagens correspondentes, ou iluminar com uma fonte de espectro relativamente amplo e selecionar faixas de comprimentos de onda para imagear usando um ou mais filtros óticos. As imagens com base em câmera podem ainda ser obtidas a partir de diferentes posições ao mover a câmera ou usar um espelho para obter diferentes vistas de um dente.

Dispositivos de acoplamento de luz situados para direcionar ou acoplar fluxos de luz para ou a partir do dente são em geral situados em ou próximo de um dente na boca de um indivíduo. Portanto, os dispositivos de acoplamento de luz descartáveis podem ser convenientes. Deste modo, a esterilização ou outros procedimentos de limpeza para os referidos dispositivos pode ser desnecessário. Os dispositivos óticos que direcionam ou focalizam o feixe de entrada em um dispositivo de varredura, ou que orienta ou focaliza a luz a um dispositivo de câmera, podem ainda ser produzidos como dispositivos de acoplamento de luz descartáveis. Um dispositivo situado em ou próximo ao dente na boca de um indivíduo que é fixado a um conjunto que inclui um leitor ou uma câmera pode agir como um espaçador para manter o leitor ou a câmera, como pode ser desejado para um bom foco ou outras necessidades, e o referido dispositivo pode também ser descartável. Um dispositivo que mantém o conjunto de varredura e/ou o conjunto de de-

- tecção limpos ao cobrir todo ou parte de modo que o mesmo não entre em contato com a boca pode ser descartável. Em um sistema com base em câmara, um dispositivo que mantenha o conjunto de câmara e/ou o conjunto de fonte ótica limpo ao cobrir todo ou parte de modo que não entre em contato com a boca pode ser descartável. Qualquer combinação das funções de acoplamento de luz, direcionamento, focalização, distanciamento, posicionamento, nivelamento e proteção sanitária pode ser combinada em um único dispositivo, e o referido dispositivo pode ainda ser descartável.
- 5

- Em vista das muitas modalidades possíveis às quais os princípios da tecnologia descrita podem ser aplicados, deve ser reconhecido que as modalidades ilustradas são apenas exemplos preferidos e não devem ser tomadas como limitantes do âmbito da tecnologia. Eu reivindico tudo o que esteja englobado pelas reivindicações anexas.
- 10

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de imagem dental, compreendendo:

um leitor ótico de interrogação configurado para escanear um feixe ótico de interrogação através de pelo menos uma porção de pelo menos um dente, em que o feixe ótico de interrogação é substancialmente transmissível dentro do pelo menos um dente de modo a produzir um fluxo ótico dentalmente modulado;

um sistema de detecção ótico situado para produzir um sinal de detecção associado ao fluxo ótico dentalmente modulado recebido a partir do pelo menos um dente; e

um processador de sinal acoplado para receber o sinal de detecção e produzir informação pictórica associada ao pelo menos um dente com base no sinal de detecção.

2. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 1, adicionalmente compreendendo uma fonte de luz configurada para gerar o feixe ótico de interrogação em um comprimento de onda de, ou em uma faixa de comprimentos de onda superiores a cerca de 800 nm.

3. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que os comprimentos de onda ou faixa de comprimentos de onda do feixe ótico de interrogação é entre cerca de 1000 nm e 1800 nm.

4. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que a comprimentos de onda ou faixa de comprimentos de onda do feixe ótico de interrogação é entre cerca de 1250 nm e 1350 nm.

5. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que os comprimentos de onda ou a faixa de comprimentos de onda do feixe ótico de interrogação é entre cerca de 1500 nm e 1600 nm.

6. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que a fonte de luz é um diodo a laser.

7. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que a fonte de luz é um diodo emissor de luz.

8. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, adicionalmente compreendendo um modulador configurado para aplicar uma

modulação ao feixe ótico de interrogação, em que o processador de sinal é configurado para identificar a informação pictórica com base na modulação aplicada.

5 9. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 8, em que a modulação aplicada é dotada de um período que não é superior ao tempo de estadia do feixe de interrogação.

10 10. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 8, em que a modulação aplicada está a uma frequência superior às frequências associadas com a informação pictórica.

15 11. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, adicionalmente compreendendo um filtro ótico situado com relação ao sistema de detecção de modo a preferentemente rejeitar os fluxos de luz em comprimentos de onda ou faixas de comprimentos de onda que são diferentes do comprimento de onda ou faixas de comprimentos de onda do fluxo ótico dentalmente modulado.

20 12. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que o sistema de detecção ótico compreende um primeiro detector ótico e um segundo detector ótico que são configurados para produzir um primeiro sinal de detecção ótico e um segundo sinal de detecção ótico, respectivamente.

25 13. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 12, em que o feixe ótico de interrogação inclui um fluxo ótico em uma primeira faixa de comprimento de onda e um fluxo ótico em uma segunda faixa de comprimento de onda, e o primeiro detector ótico e o segundo detector ótico produzem o primeiro sinal de detecção ótico e o segundo sinal de detecção ótico com base em um fluxo ótico dentalmente modulado na primeira faixa de comprimento de onda e na segunda faixa de comprimento de onda, respectivamente.

30 14. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que o leitor ótico de interrogação inclui um controlador de leitor e um guia de onda ótico que é dotado de uma extremidade de saída configurada para ser seletivamente deslocada em resposta ao controlador de leitor, e o feixe

ótico de interrogação é associado com a radiação ótica que sai pela extremidade de saída do guia de onda ótico.

15. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 14, em que o guia de onda ótico é uma fibra ótica.

5 16. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, em que o leitor ótico de interrogação inclui pelo menos um espelho giratório configurado para escanear o feixe ótico de interrogação ao longo de pelo menos uma direção de varredura.

10 17. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, adicionalmente compreendendo a sistema de exibição de varredura dental que inclui uma tela de leitor ótico que direciona um feixe ótico de exibição na superfície da tela, em que a modulação do feixe ótico de exibição é selecionada de modo a produzir uma imagem visível do pelo menos um dente associado ao fluxo ótico dentalmente modulado.

15 18. Método, de acordo com a reivindicação 17, em que leitor ótico de exibição e o leitor ótico de interrogação são com base em um leitor de feixe ótico comum e o sistema de exibição de varredura dental é configurado de modo que a imagem visível do pelo menos um dente produzida pela exibição ótica é formada na superfície do pelo menos um dente.

20 19. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 17, em que o sistema de exibição de varredura dental compreende uma tela de imagem configurada para ser situada em proximidade ao pelo menos um dente, e o sistema de exibição de varredura dental é configurado de modo que a imagem visível do dente associada ao fluxo ótico dentalmente modulado atual ou anterior é formada na tela de imagem.

25 20. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 19, em que leitor ótico de exibição e o leitor ótico de interrogação são com base em um leitor de feixe ótico comum.

30 21. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 2, adicionalmente compreendendo um dispositivo de acoplamento de luz configurado para acoplar o fluxo ótico dentalmente modulado ao sistema de detecção ótico.

22. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 21, em que o dispositivo de acoplamento de luz é configurado para seletivamente acoplar o fluxo ótico dentalmente modulado a partir de uma área selecionada do pelo menos um dente ao sistema de detecção ótico.

5 23. Sistema de imagem dental, de acordo com a reivindicação 21, em que o dispositivo de acoplamento de luz inclui um guia de luz situado para orientar o fluxo ótico dentalmente modulado ao sistema de detecção ótico.

 24. Dispositivo de imagem dental, compreendendo:
10 uma superfície de acoplamento oticamente transmissiva dotada de um formato de superfície determinado; e
 um material conformável oticamente transmissível em comunicação ótica com a superfície de acoplamento, em que o material conformável é configurado para ser conformável à superfície de um dente.

15 25. Dispositivo de imagem dentária, de acordo com a reivindicação 24, em que a superfície de acoplamento é proporcionada no material conformável.

 26. Dispositivo de imagem dentária, de acordo com a reivindicação 24, em que a superfície de acoplamento é proporcionada em uma janela
20 ótica, e o material conformável entra em contato com a janela ótica.

 27. Dispositivo de imagem dentária, de acordo com a reivindicação 26, em que o formato de superfície determinado é substancialmente plano.

 28. Método de imagem dental, compreendendo:
25 varrer um feixe de interrogação na pelo menos uma porção de pelo menos um dente de modo a produzir um fluxo ótico dentalmente modulado associado ao interior de pelo menos um dente; e
 processar o fluxo ótico dentalmente modulado para se obter uma imagem de pelo menos um dente.

30 29. Método, de acordo com a reivindicação 28, em que o feixe de interrogação consiste essencialmente na radiação ótica em comprimentos de onda entre cerca de 1000 nm e 1800 nm.

30. Método, de acordo com a reivindicação 29, adicionalmente compreendendo direcionar o feixe de interrogação ao dente através de um material de índice de correspondência.

5 31. Método, de acordo com a reivindicação 29, em que material de índice de correspondência compreende um fluido aplicado ao pelo menos um dente.

32. Método, de acordo com a reivindicação 29, em que material de índice de correspondência compreende um material sólido que é conformado à superfície do dente.

10 33. Método, de acordo com a reivindicação 29, adicionalmente compreendendo varrer um feixe ótico de exibição de modo a formar uma imagem do dente nas proximidades do dente com base no fluxo dentalmente modulado.

15 34. Método, de acordo com a reivindicação 29, adicionalmente compreendendo varrer um feixe ótico de exibição e o feixe de interrogação com um leitor ótico comum de modo que o feixe ótico de exibição forma uma imagem do pelo menos um dente diretamente no pelo menos um dente, com base no fluxo dentalmente modulado.

20 35. Método, de acordo com a reivindicação 29, em que varrer o feixe de interrogação compreende varrer um primeiro feixe de interrogação e um segundo feixe de interrogação em um primeiro comprimento de onda e em um segundo comprimento de onda, respectivamente, e os fluxos óticos dentalmente modulados correspondentes são processados para formar pelo menos uma imagem do dente.

25 36. Método, de acordo com a reivindicação 35, em que o primeiro feixe de interrogação e o segundo feixe de interrogação são lidos substancialmente simultaneamente no dente pelo mesmo dispositivo leitor ótico.

30 37. Método, de acordo com a reivindicação 35, em que o fluxo ótico dentalmente modulado associado ao primeiro comprimento de onda e o segundo comprimento de onda são processados pelo primeiro detector e pelo segundo detector para produzir um primeiro sinal de detecção ótico e um segundo sinal de detecção ótico, respectivamente.

38. Método, de acordo com a reivindicação 35, adicionalmente compreendendo proporcionar um detector comum e seletivamente processar o fluxo dentalmente modulado associado seja com o primeiro comprimento de onda ou com o segundo comprimento de onda.

5 39. Método, de acordo com a reivindicação 29, adicionalmente compreendendo formar uma imagem de luz visível do dente com uma câmera.

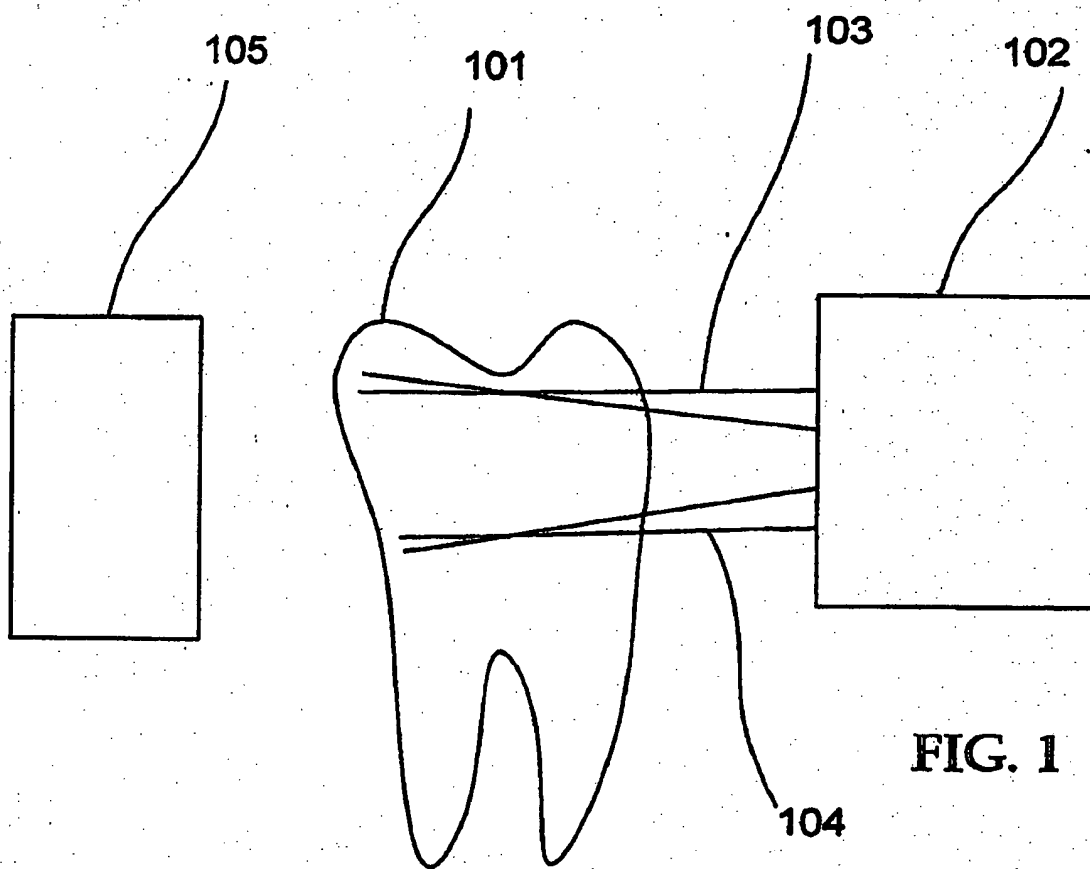
10 40. Método, de acordo com a reivindicação 33, adicionalmente compreendendo varrer o feixe ótico de interrogação e o feixe de exibição com um leitor comum.

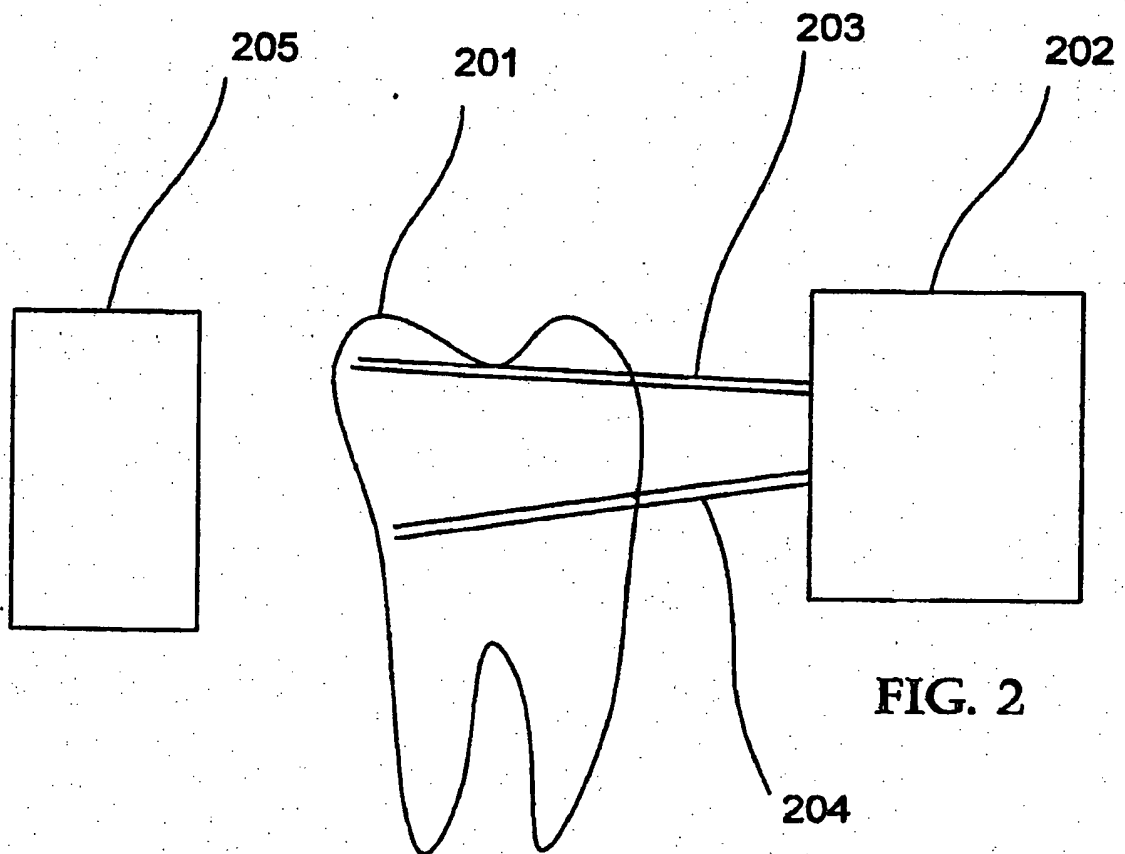
41. Método, de acordo com a reivindicação 29, adicionalmente compreendendo proporcionar pelo menos um marcador em uma superfície do dente de modo a proporcionar indicação de profundidade com base em pelo menos duas imagens.

15 42. Método, de acordo com a reivindicação 29, em que o processamento compreende produzir um primeiro sinal de detecção ótico e um segundo sinal de detecção ótico associado a um primeiro detector e um segundo detector, respectivamente.

20 43. Sistema de imagem dental, compreendendo:
um sistema ótico configurado para produzir pelo menos uma primeira imagem e uma segunda imagem associadas ao interior do dente visto a partir de uma primeira direção e de uma segunda direção, respectivamente; e

25 pelo menos um marcador situado na superfície do dente e posicionado de modo a proporcionar uma indicação de profundidade com base na primeira imagem e na segunda imagem.





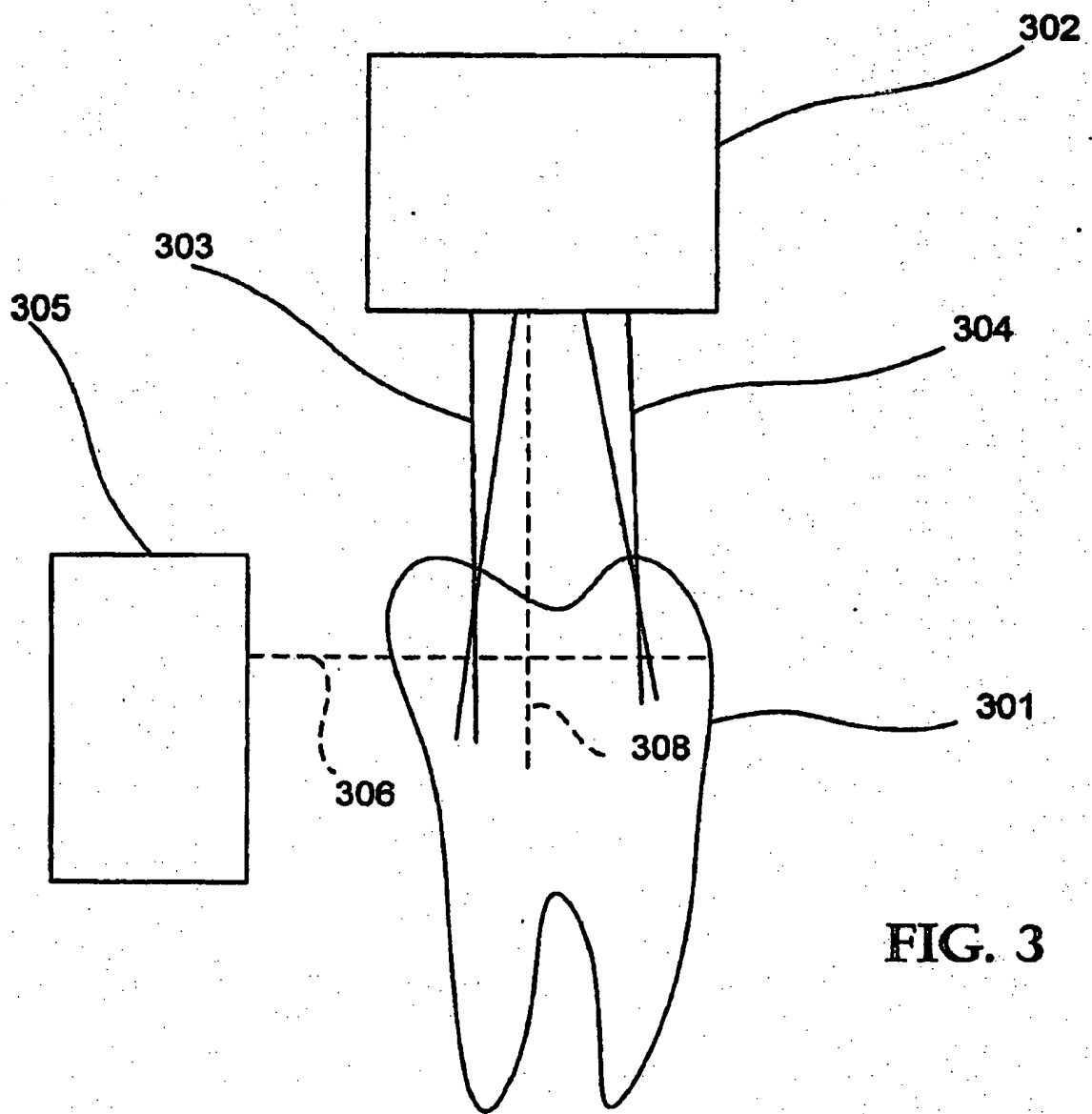


FIG. 3

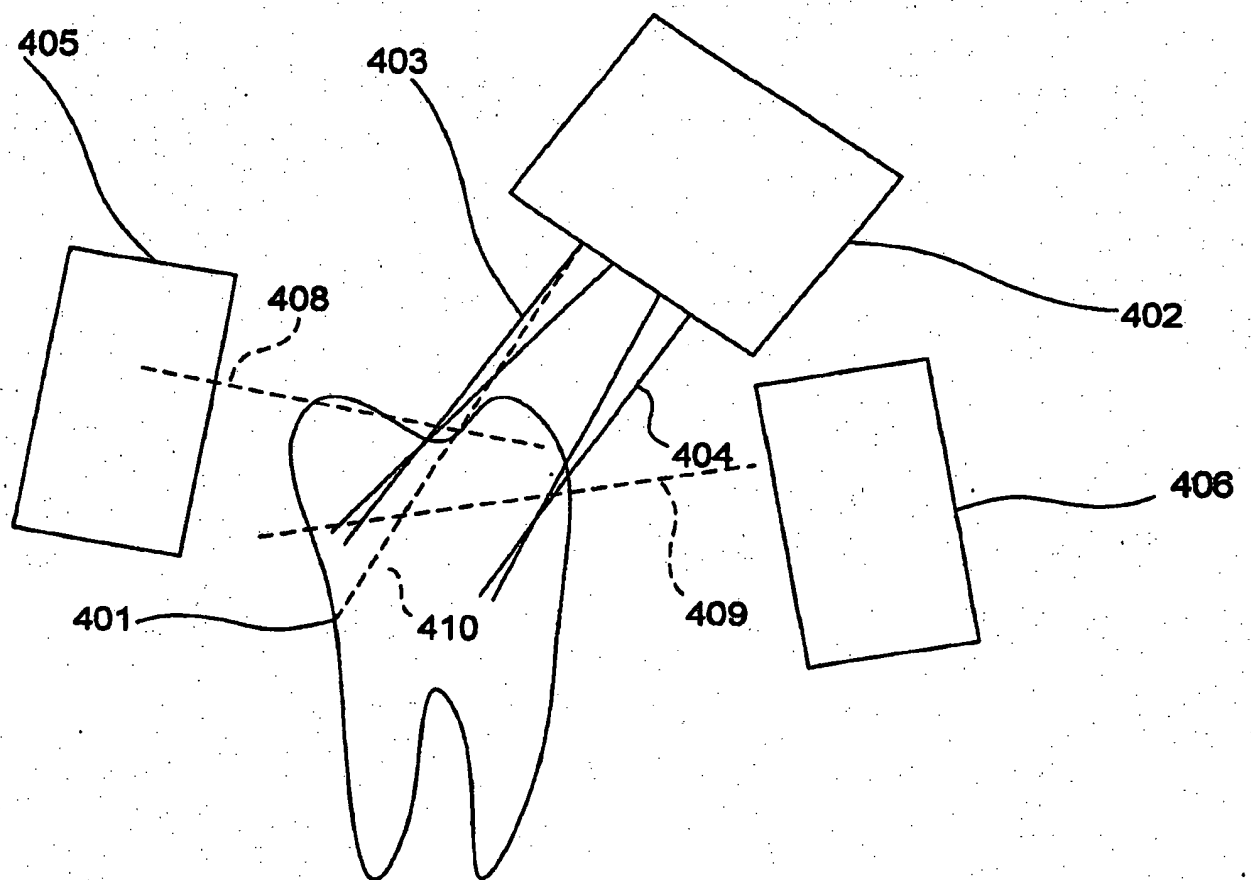
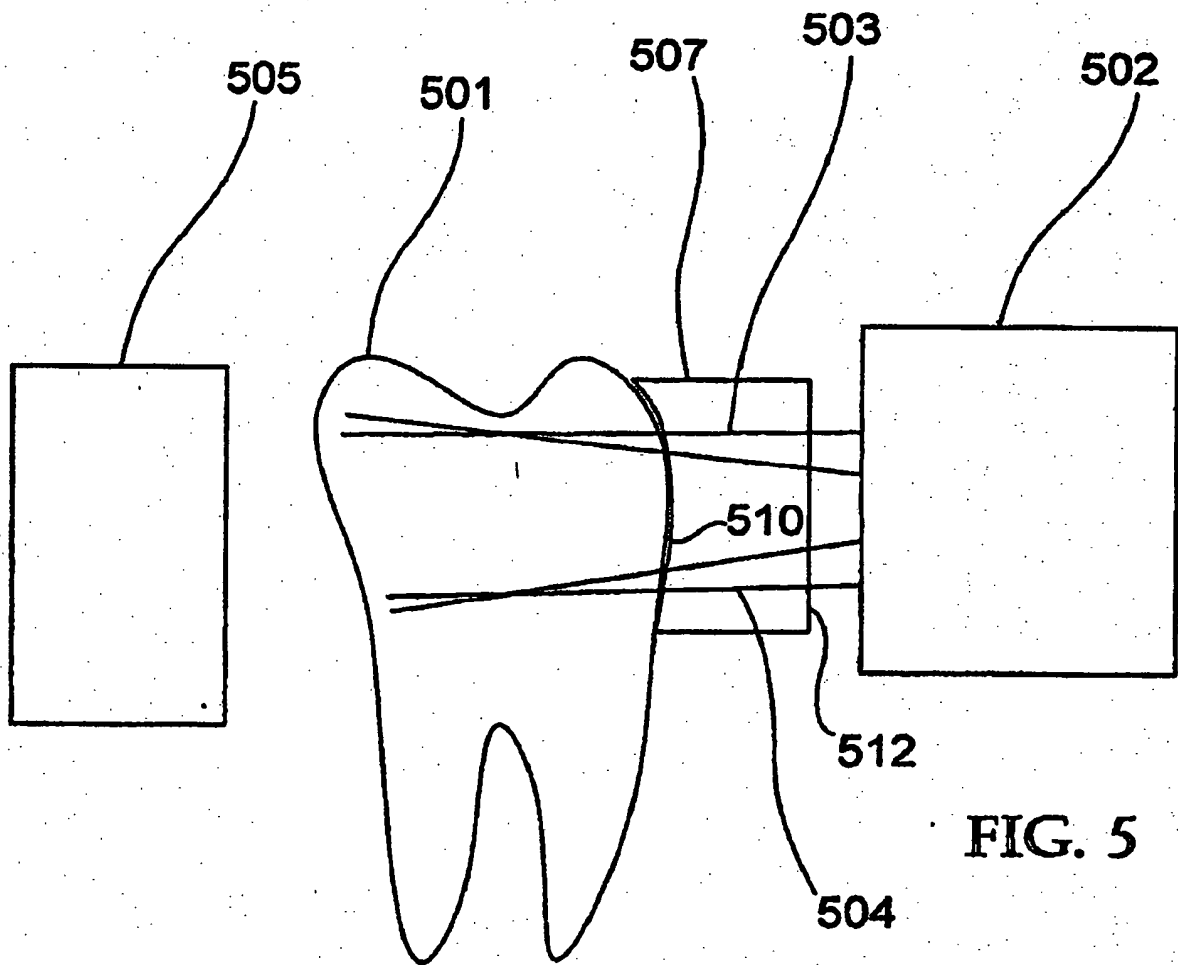
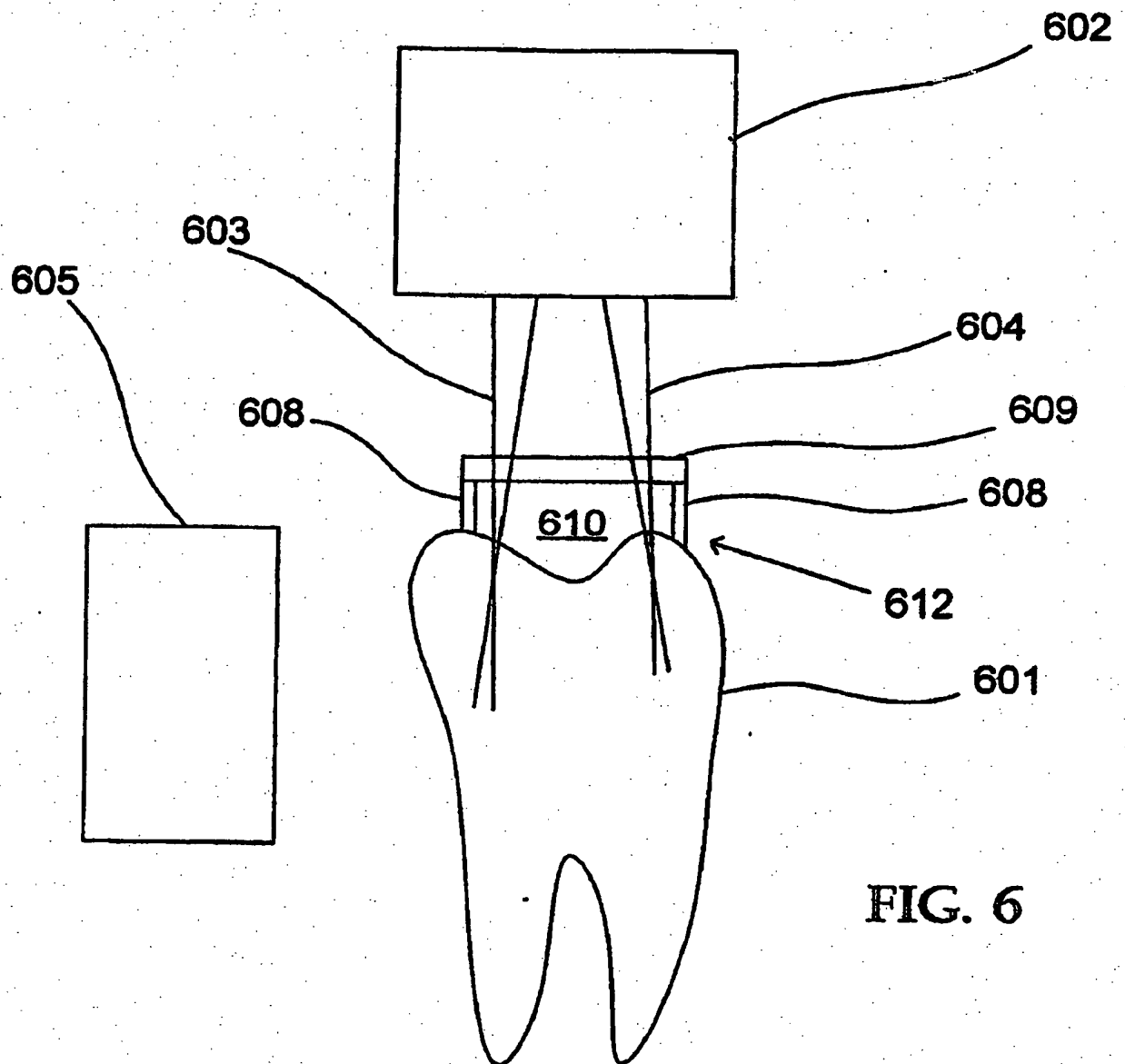


FIG. 4





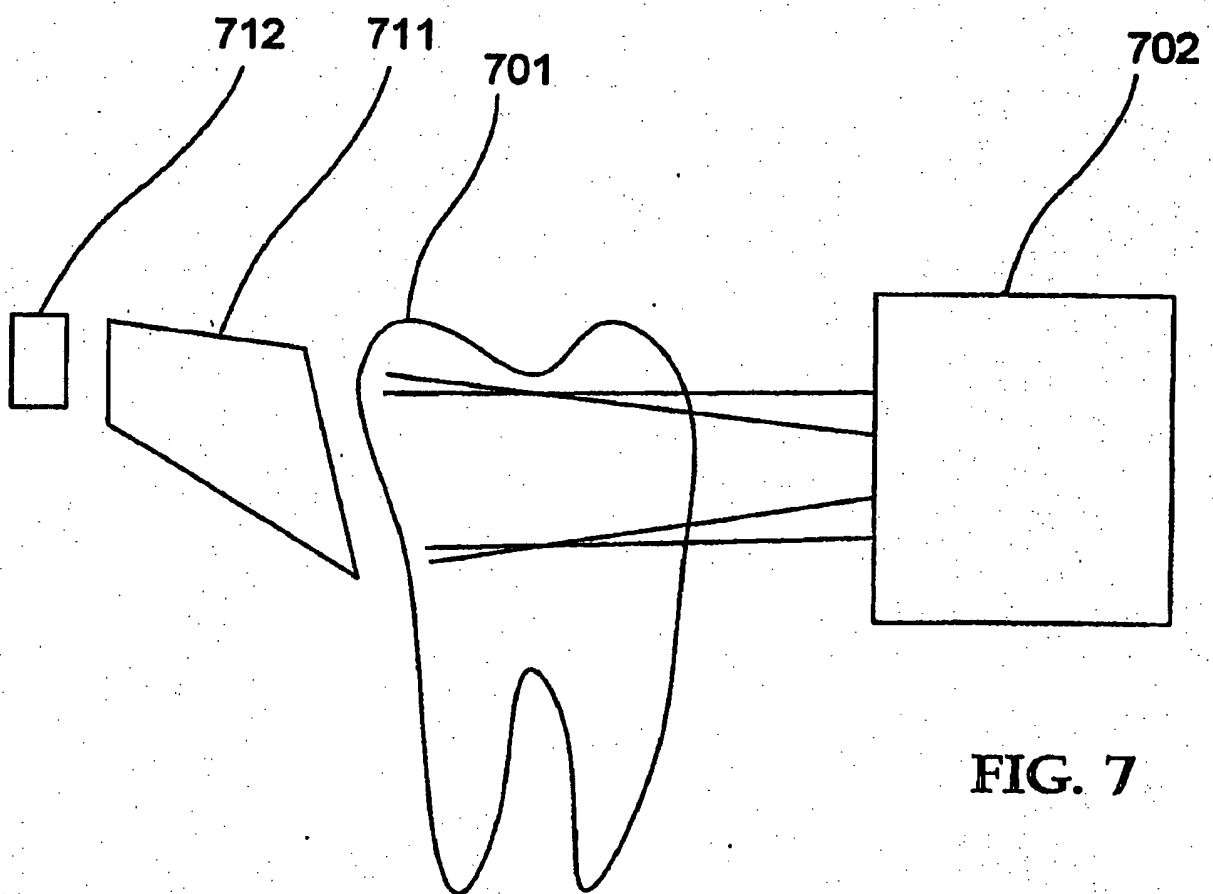


FIG. 7

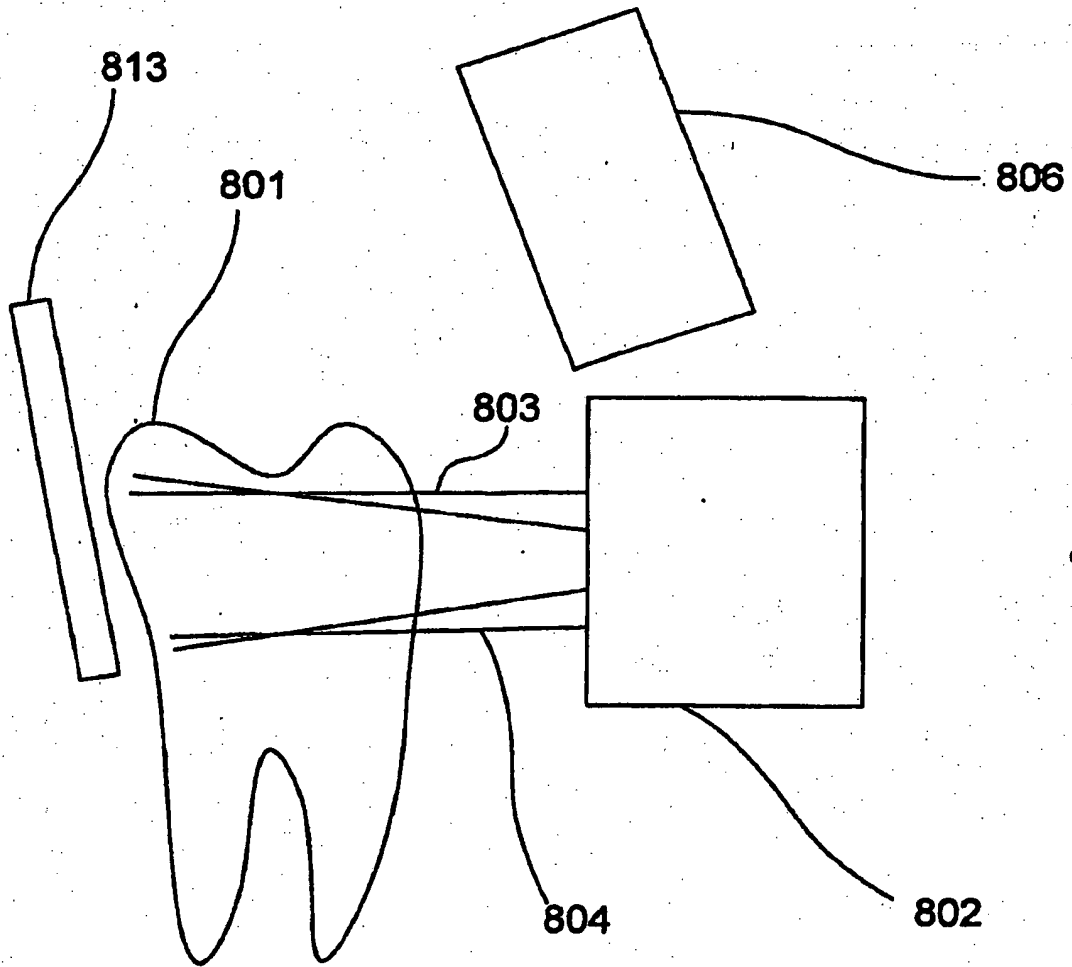


FIG. 8

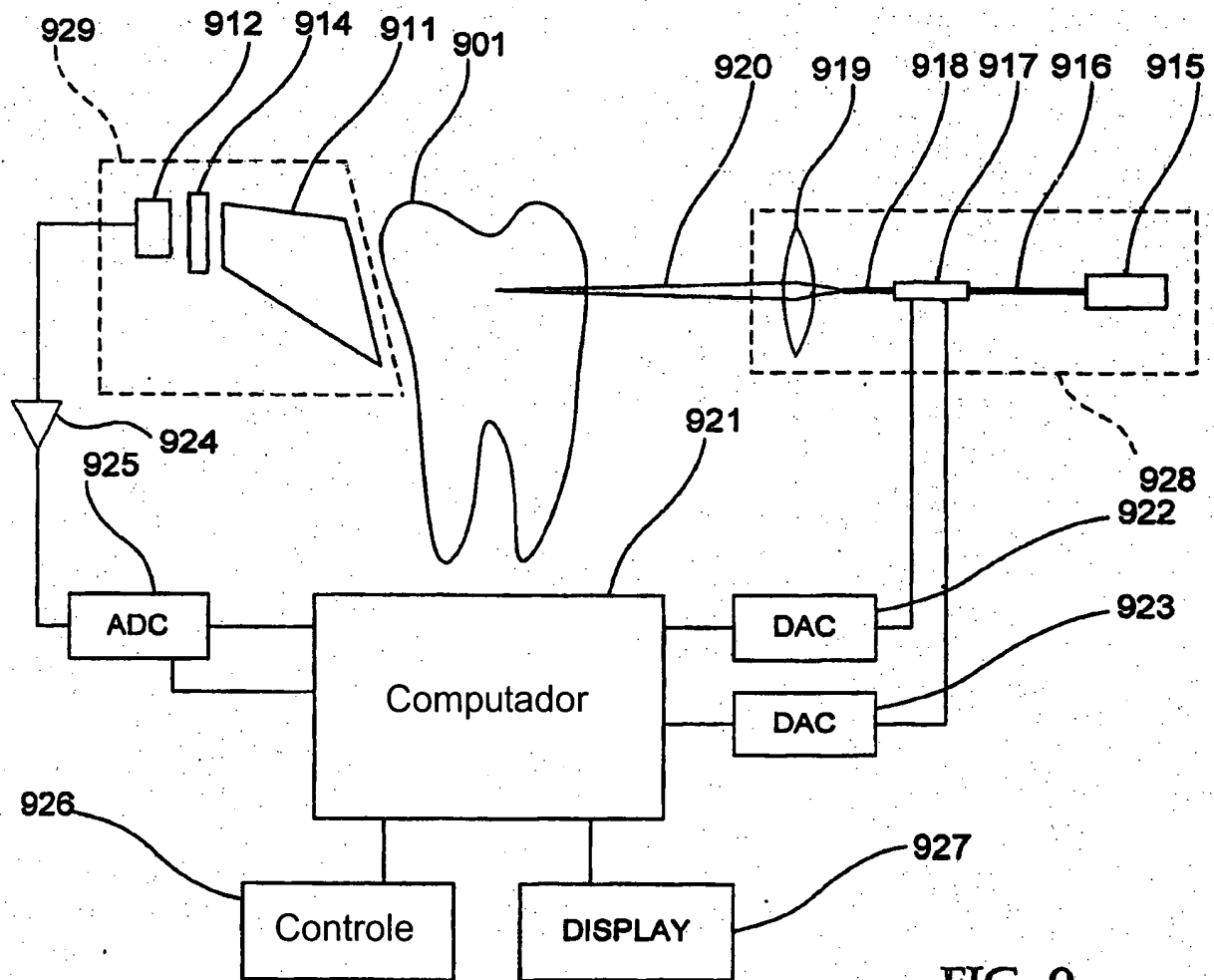


FIG. 9

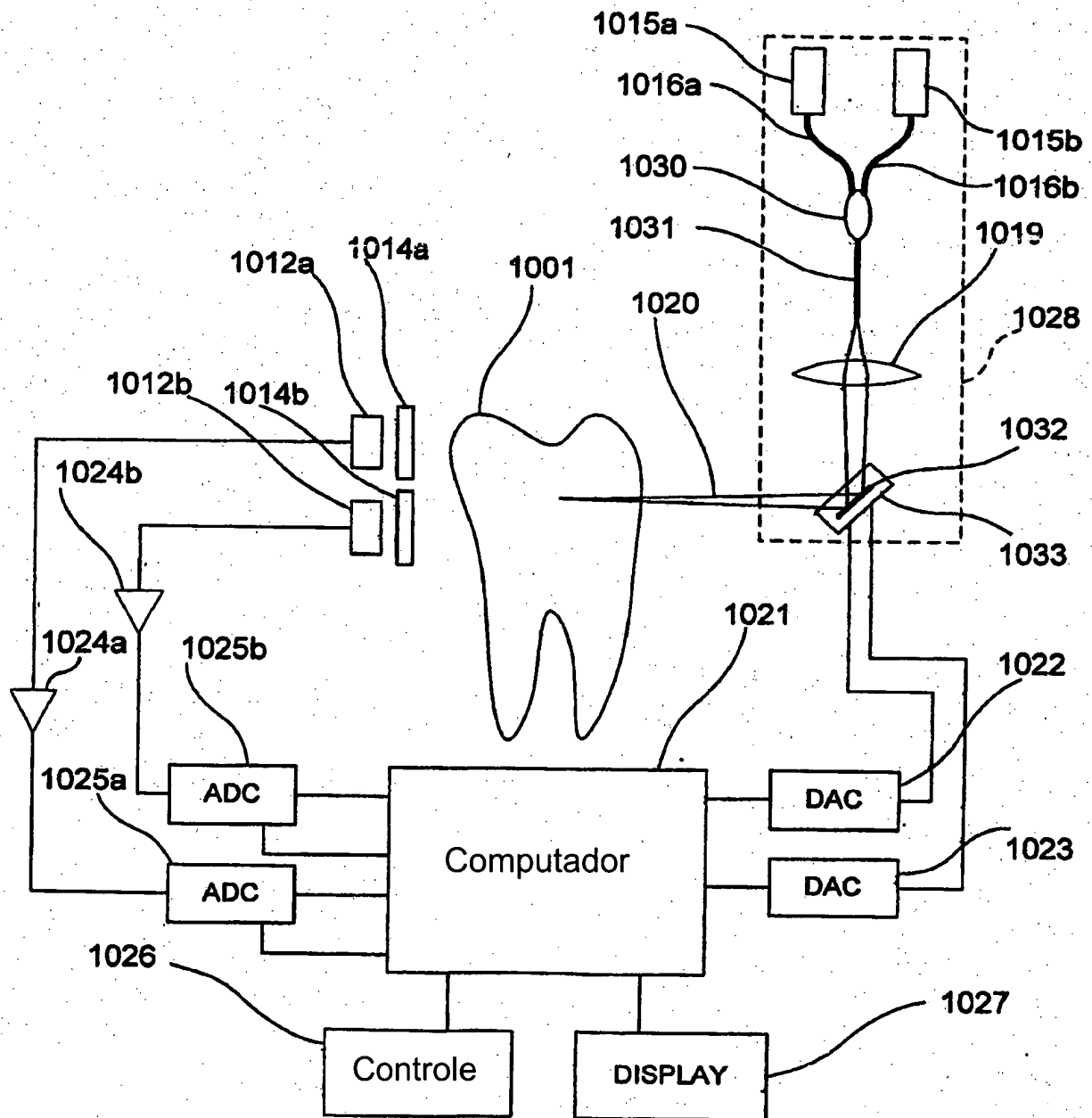
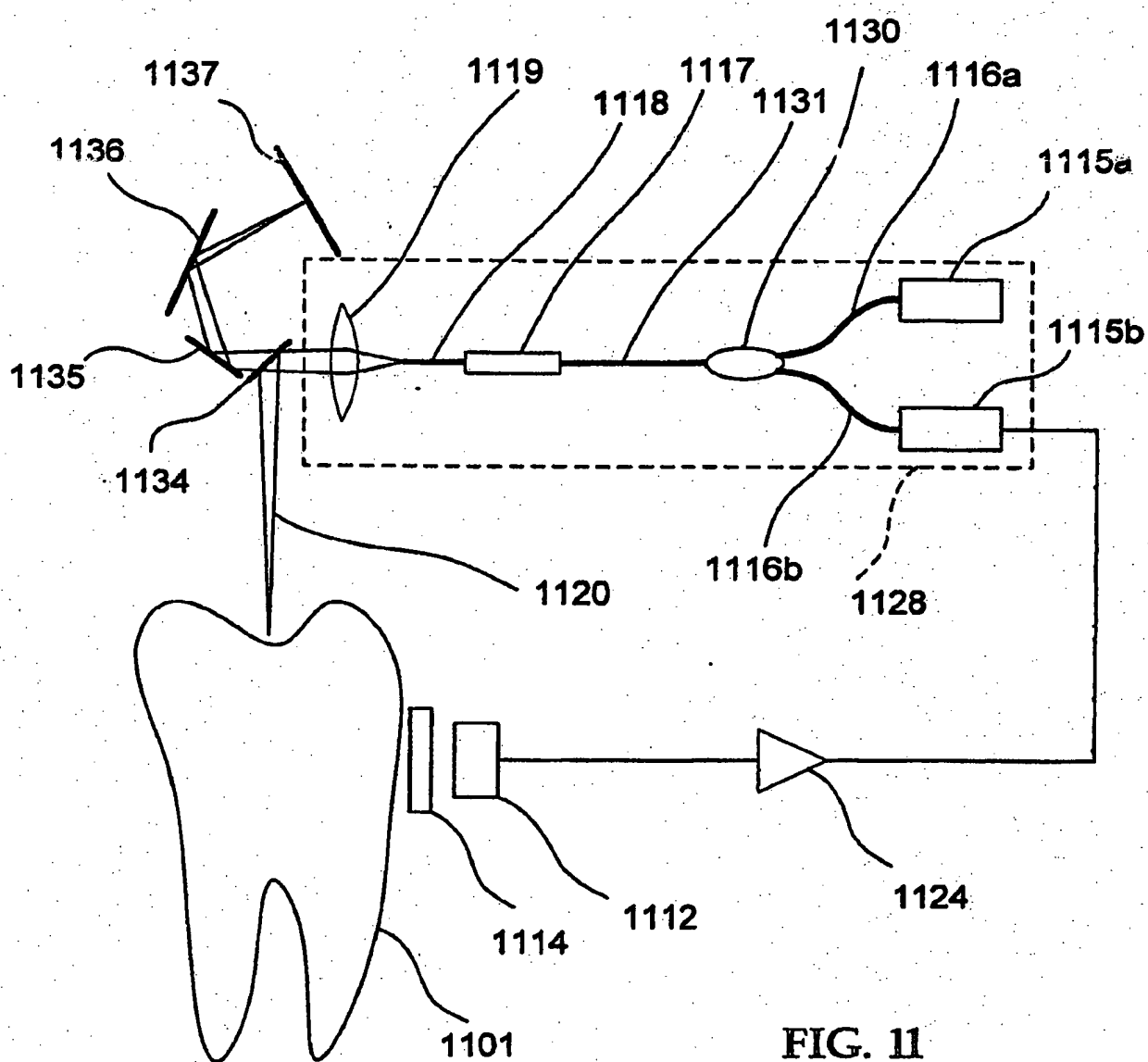


FIG. 10



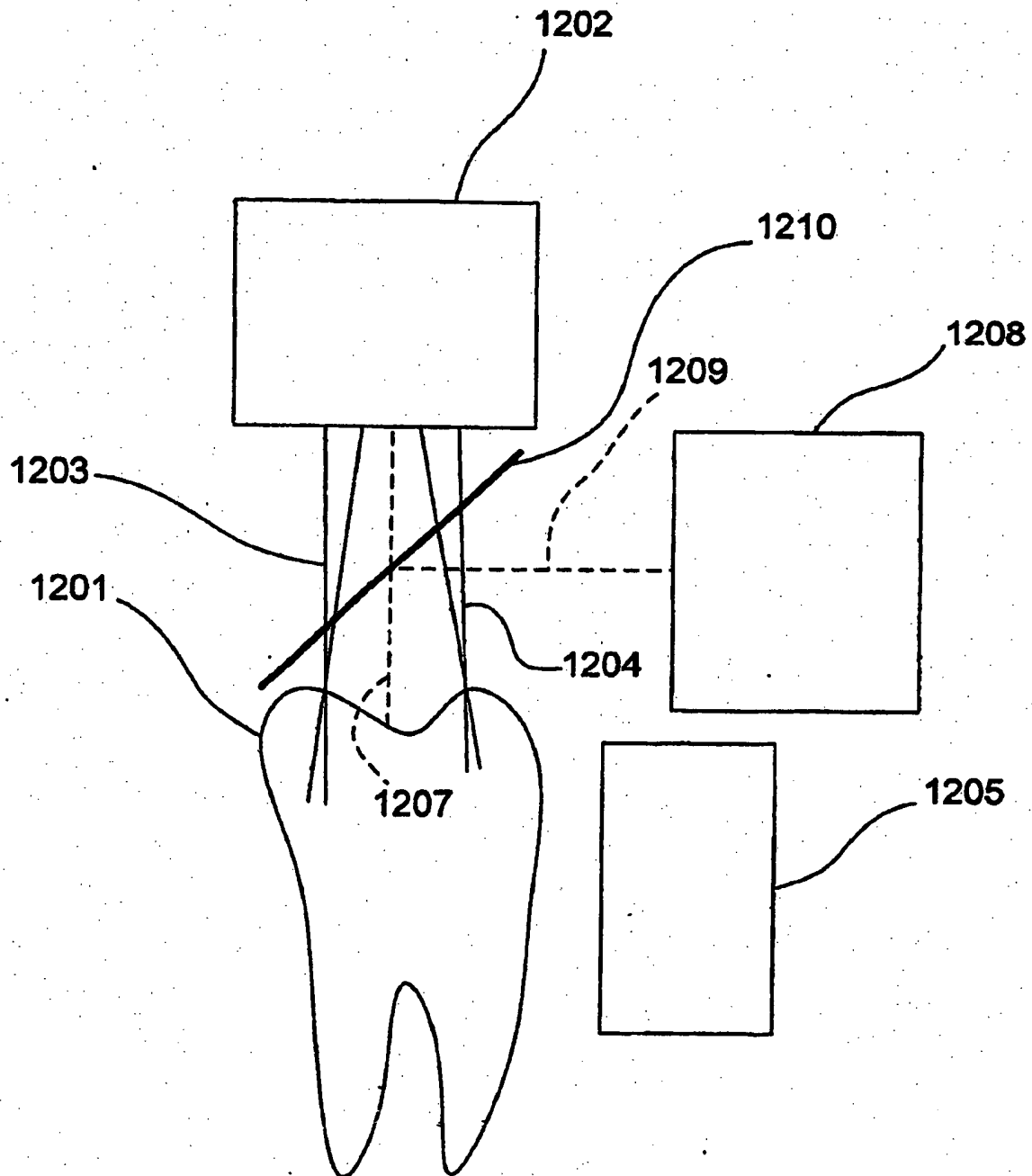
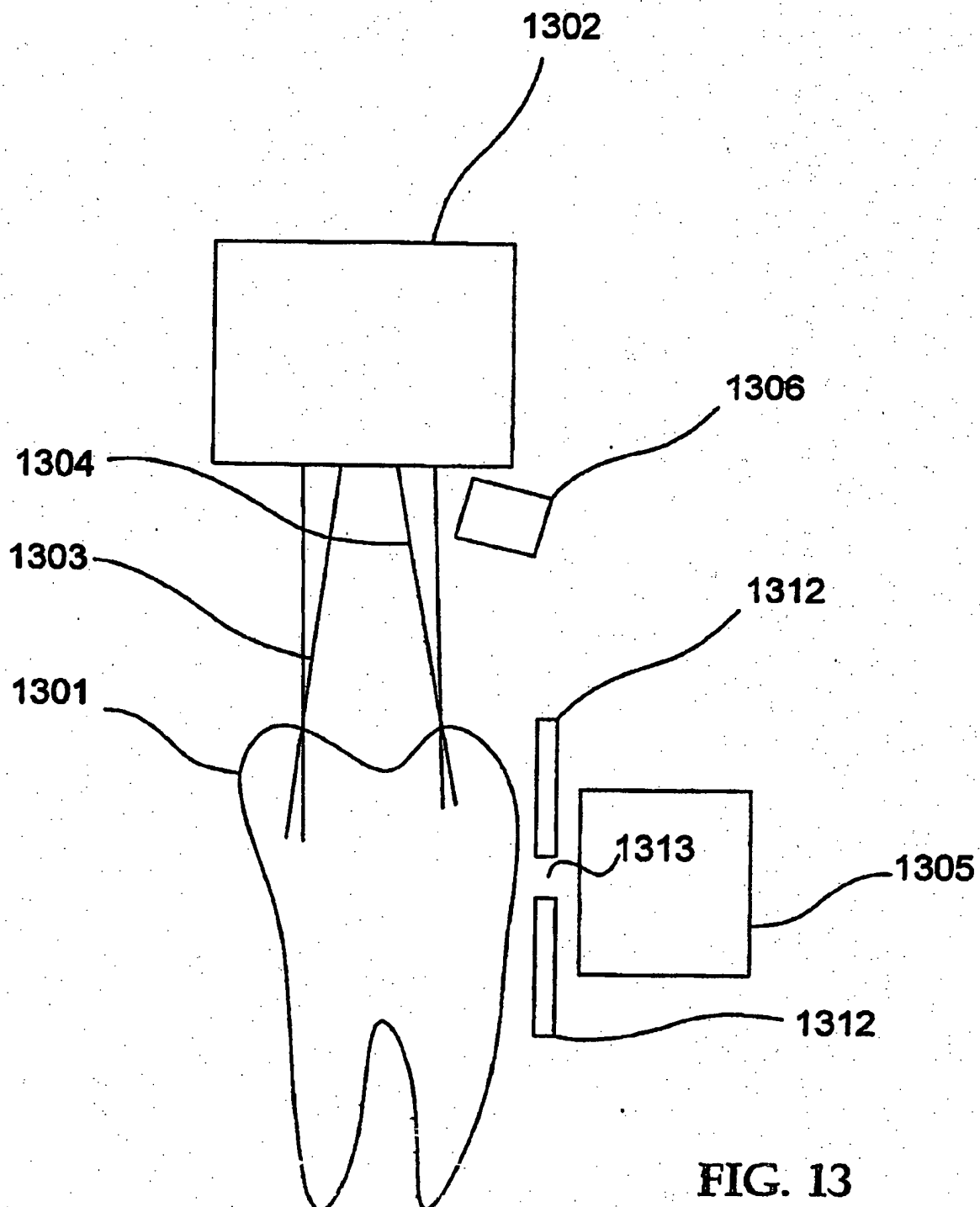


FIG. 12



RESUMO

Patente de Invenção: "IMAGEM DENTAL DE INFRAVERMELHO".

A presente invenção refere-se a um sistema de imagem dental que inclui um leitor ótico que lê um ou mais feixes de interrogação através de
 5 uma porção de pelo menos um dente para produzir um fluxo de luz dentalmente modulado associado com a dispersão de luz, absorção, ou outra interação do feixe de interrogação e um interior de um dente. O fluxo de luz dentalmente modulado é detectado e processado para produzir informação pictórica associado ao dente. O comprimento de ondas de interrogação entre
 10 800 nm e 1800 nm pode ser usado para proporcionar imagens adequadas para a diagnose e a avaliação da desmineralização ou de outros defeitos. Feixes de interrogação em um ou mais comprimentos de onda podem ser usados. Múltiplos detectores podem ser situados para receber os fluxos de luz dentalmente modulada em diferentes comprimentos de onda ou fluxos de
 15 luz dentalmente modulada com diferentes direções ou diferentes localizações. Marcadores em um ou mais dente podem ser usados para a determinação da profundidade. O índice de correspondência do dente pode aprimorar a qualidade da imagem.