



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

(11) PI 0621522-0 B1



(22) Data do Depósito: 10/11/2006

(45) Data de Concessão: 20/07/2021

(54) Título: SISTEMA DE GERAÇÃO DE IMAGEM DE RAIOS-X DENTAL EXTRAORAL.

(51) Int.Cl.: A61B 6/14; A61C 19/04; G03B 42/02; G01N 23/04; G01T 1/24; (...).

(52) CPC: A61B 6/14; A61B 6/466; A61B 6/5241; A61B 6/547; G01T 1/247; (...).

(30) Prioridade Unionista: 27/03/2006 US 11/277,530.

(73) Titular(es): OY AJAT LTD..

(72) Inventor(es): KONSTANTINOS SPARTIOTIS; TUOMAS PANTSAR.

(86) Pedido PCT: PCT FI2006050489 de 10/11/2006

(87) Publicação PCT: WO 2007/110465 de 04/10/2007

(85) Data do Início da Fase Nacional: 29/09/2008

(57) Resumo: SISTEMA E MÉTODO PARA GERAÇÃO DE IMAGEM DE RAIOS X DENTAL EXTRAORAL. A presente invenção refere-se a um sistema de geração oral de imagem de raios-x dental extraoral que compreende: a) uma fonte de raios X adaptada para a geração de raios X para a exposição desses raios X para um objecto a ser digitalizado, a fonte de raios X adaptada para se deslocar para a duração da exposição; b) um dispositivo de geração imagem de raios X adaptado para a produção de múltiplos quadros durante pelo menos uma parte da exposição; c) pelo menos um eixo de rotação em torno do qual pelo menos uma das fontes de raios X e dispositivo de geração de imagem gira ao longo de uma canelura, o eixo estando localizado entre o ponto focal da fonte de raios X e o dispositivo de geração de imagem de raios X; e d) uma memória rápida tendo uma velocidade de acesso e armazenamento comparável com uma velocidade de leitura do dispositivo de geração de imagem de raios X. A invenção também prevê um método para formar uma imagem panorâmica compreendendo as etapas de: a) proporcionar uma fonte de raios X móvel geradora de (...).

"SISTEMA DE GERAÇÃO DE IMAGEM DE RAIOS-X DENTAL EXTRAORAL"Referência cruzada a pedidos relacionados

[0001] Este pedido reivindica prioridade do pedido norte-americano US 11/277.530, do mesmo titular, o conteúdo do qual é aqui incorporado como referência ao mesmo.

Fundamentos da Invenção

[0002] Esta invenção refere-se a aparelhos de imagem de raios-X e, em particular, aos dispositivos para imagem de raios-X dental. Em primeiro lugar, imagem de raios-X panorâmico dental é um procedimento radiográfico odontológico bem conhecido. Sua finalidade é produzir uma imagem de raios-X da mandíbula inteira para o diagnóstico em oposição a uma imagem parcial como obtida por imagem de raios-X intraoral. O raio-X de imagem panorâmica é extremamente útil, por exemplo, quando o dentista está planejando implantes ou operações cirúrgicas ou para procedimentos de ortodontia. Uma amostra de imagem de raio-X panorâmica dental é mostrada na figura 1. A invenção se refere também a outros sistemas de imagem de raio-x dental extraoral, como sistema de tomografia computadorizada dental de feixe cônico (CT) para reconstrução volumétrica tridimensional e corte transversal. Estes sistemas são úteis e necessários em aplicações dentárias, dependendo da especialização dos dentistas. Por exemplo, imagens panorâmicas regulares são usadas na maior parte pelos ortodontistas com propósitos gerais, enquanto a imagem 3-D e cortes transversais podem ser utilizados mais frequentemente por implantologistas.

[0003] Unidades de imagem de raio-X panorâmicas dental, unidades de feixe cônico e unidades de corte transversal, também conhecida como ortopantomógrafos (também conhecido como "OPGs") ou CT's dentais estão disponíveis dos fabricantes, incluindo, entre outros, Instrumentarium, Sirona, Gendex, Planmeca, Schick Technologies, Morita, Yoshida, Asahi, Vatech e outros. As unidades vêm tanto com filmes analógicos foram adequadas e com os sensores digitais (no caso de CT de feixe cônico), mas, por outro lado, as diferenças entre os modelos de diferentes fabricantes são menores. Em todos os produtos disponíveis atualmente no mercado, OPGs digitais estão utilizando sensores baseados em CCD acoplados a um fósforo ou cintilador (um material que emite luz em resposta às partículas carregadas de uma maneira tal que, quando as partículas carregadas interagem com o cintilador, os elétrons nos átomos no cintilador tornam-se excitados. Quando os átomos retornam ao estado estacionário, seus elétrons emitem fótons) e operando em um modo de integração de retardo de tempo (TDI), ou telas planas, utilizando matrizes de TFT (Thin Film Transistor) de a-Si (silício amorfo) com um cintilador novamente no topo. Ambos os CCD's e tela plana de TFT usados convertem os raios-X para luz e, em seguida, a luz é convertida em um sinal eletrônico dentro do CCD ou TFT.

[0004] Deve ser mencionado desde o início que este equipamento e, especialmente, a tomografia computadorizada de feixe cônico e equipamentos de corte transversal, que produzem vários quadros são particularmente caros estando no intervalo de 200k USD a

400k USD (preço de venda). Apesar do gasto, esses sistemas não são rápidos o suficiente para a exposição contínua. Consequentemente, a visualização em tempo real não é possível. OPG's digitais Regulares estão dentro do intervalo de 40k USD, enquanto OPGs digitais de extremidade alto estão na faixa de 50k USD-70 KUSD. Mesmo assim, um consultório dentário totalmente equipado precisa ter vários tipos dos chamados sensores "intraorais", totalizando mais 15k USD-25K USD para completar a gama de funcionalidades necessárias para a cobertura geral de exames maxilo-facial, enxertos e cáries, ortodontia, implantodontia e cirurgia. Como pode ser apreciado, este é um fardo que provavelmente só clínicas grandes podem pagar.

[0005] Referindo-se agora à figura 2, um OPG é composto por quatro unidades funcionais, ou seja, um gerador de raios-x, um dispositivo de imagem, um manipulador mecânico e um painel de controle do usuário.

[0006] A finalidade do gerador de raio-X é criar os raios-X que penetram na cabeça do paciente e chegam ao dispositivo de imagem. O gerador de raios-X ou fonte é capaz de gerar raios-X com diferentes espectros variando o nível de tensão alta e com diferentes intensidades, variando a corrente.

[0007] O propósito do dispositivo de imagens é detectar e converter os raios-x incidentes em uma imagem. Este processo utilizado para realizar este objetivo pode ser através da absorção, pelo filme tradicional ou digital de dois estágios de conversão indireta (que, em todos os atuais sistemas disponíveis no mercado, é feito usando um CCD com um cintilador). Matrizes lineares de CCD são usadas

em OPG's, mas telas planas com base em TFT ou intensificadores de imagem são utilizados na TC de feixe cônico dental. O custo de matrizes quadradas ou retangulares de TFT (10 cm x 10 cm ou maior) está na faixa de 15k USD-30k USD mesmo para volumes moderados.

[0008] Em contraste, o titular da presente invenção é pioneiro em sensores de CdTe-CMOS ou CdZnTe-CMOS de conversão digital de um único estágio. Sensores deste tipo são divulgados, por exemplo, nos documentos WO2004055550 e EF1520300, o conteúdo do qual estão incorporados como referência.

[0009] O objetivo do manipulador mecânico é deslocar tanto o dispositivo de imagem quanto o gerador de raios-x, de tal modo que uma boa imagem panorâmica do plano de interesse é formada. Um painel de controle do usuário ou a interface do usuário é usado para controlar as diferentes configurações do OPG ou para iniciar e controlar uma exposição de raios-X.

[0010] Um típico sistema de CT de feixe cônico dental não difere de forma substancial do sistema OPG, exceto pelo fato de que o feixe de raios-X tem a forma de cone e não a forma de leque. Além disso, o sistema de feixe cônico exige que a varredura de raio-X seja realizada por mais tempo e em etapas (ou seja, não continuamente), porque os intensificadores de imagem (IIS) ou painéis de TFT são muito lentos e perdem sensibilidade.

Panorâmica dental, Corte Dental e processo de imagem de raio-X tridimensional dental.

[0011] Uma imagem de raio-X panorâmica dentária é capturada durante um processo em que tanto o

gerador de raio-X quanto o dispositivo de imagem movem-se em torno da cabeça do paciente de acordo com um caminho geométrico predeterminado e perfil de velocidade. O movimento é sincronizado de modo que uma imagem da camada de interesse predeterminada é formada de acordo com a geometria predeterminada e perfil de velocidade. Devido à forma da mandíbula humana, esta camada é uma estrutura não-planar. Na verdade, esta varia de acordo com a morfologia da mandíbula de cada indivíduo, mas não vamos discutir aqui uma concretização, que tem entradas, medidas a partir da mandíbula de cada paciente e ajusta a sincronização para seguir aquele caminho único para cada paciente.

[0012] Para simplificar o procedimento e ainda manter alta definição, uma forma padrão que é aplicada a todos os machos humanos, mulheres e crianças de diferentes faixas etárias, é usado. A forma exata da camada de interesse depende, portanto, do procedimento odontológico em questão, o caminho geométrico predeterminado da fonte e do detector (opcionalmente, variando consoante com o tipo de paciente) e do perfil de velocidade predeterminado. Geralmente, a forma é como ilustrada na figura 3. A camada pode ser geralmente ajustada selecionando um programa pré-estabelecido diferente predeterminado no OPG, alterando o caminho de movimentação e/ou também o perfil de velocidade. Diferentes programas podem alterar os parâmetros gerais do perfil para combinar com o paciente (de novo, por exemplo, se uma criança ou adulto) ou para capturar apenas a imagem de uma parte do perfil completo (ou seja, os dentes da frente, da lateral esquerda/da lateral direita etc.). Mas, em cada caso, quando uma nova camada panorâmica é

necessária uma nova exposição deve ser tomada, o que significa radiação adicional para o paciente.

[0013] O movimento do gerador de raios-X e do dispositivo de imagens é tradicionalmente sincronizado de modo que a superfície do dispositivo de imagem normal é perpendicular à camada de interesse. Desta forma, a imagem formada é distorcida o mínimo possível. A desvantagem desta abordagem é que a trajetória do movimento é bastante complexa. Para atingir esta proposta, vários motores são necessários (ou seja, graus de liberdade), que também complica a eletrônica de controle e algoritmos, levando a custos mais elevados. Existem algumas concretizações de imagem nas quais a direção da radiação é intencionalmente não perpendicular à superfície normal, mas os mesmos inconvenientes e vantagens são aplicáveis.

[0014] Além disso, um dos problemas mais graves experimentados hoje em aplicações clínicas das imagens panorâmicas dentais é que o paciente (objeto) não fica ou não pode necessariamente permanecer imóvel durante toda a duração do exame (geralmente com duração de 5 a 30 segundos). Mesmo um pequeno desalinhamento do paciente exigiria a parte da camada desejada ser reconstruída ou ficar fora de foco.

[0015] Referindo-se agora à figura 4, além de imagens panorâmicas, um dentista pode desejar criar uma imagem de corte transversal da mandíbula do paciente. Na imagem transversal, a camada de interesse é perpendicular à camada panorâmica.

[0016] As soluções de imagem atualmente disponíveis comercialmente, extraorais (incluindo, por

exemplo, panorâmica e transversal) baseiam-se sensores de CCD de integração atrasados no tempo de formato de slot (ou seja, com uma proporção de aspecto - comprimento "m" dividido por largura "n" - de $m/n = 5$ ou mais) (não produzindo múltiplos quadros) ou detectores bidimensionais de grandes áreas com um sistema de tomografia computadorizada que m/n é substancialmente igual a 1 (o que, entretanto, não produz vários quadros). Os detectores bidimensionais de grande área são, na maioria das vezes, painéis de TFT e são particularmente caros por causa da taxa de aspecto de $m/n = 1$ (aproximadamente igual a um).

[0017] Os detectores em formato de slot que utilizam um CCD acoplado com um cintilador aplicam o princípio da integração atrasada no tempo (TDI) para formar a imagem da camada de interesse. A integração atrasada no tempo é um método de sincronização do deslocamento do sinal da imagem capturada no pixel com o movimento da imagem do objeto ao longo da face do CCD. Isso permite integração de mais sinal, aumentando a sensibilidade, reduzindo o ruído e reduzindo o borrão na imagem. Segundo este método, as cargas integradas são cronometradas dentro da lógica do detector (CCD) na direção do movimento. Assim, em um determinado período de integração de t_i , a carga para um volume de objeto fixo v está integrado a um pixel P_n . O objeto é movido para que a imagem do plano de interesse seja movida (levando o fator de ampliação em conta) exatamente a largura de um pixel. Após o período de integração, as cargas são transferidas de tal forma que, se a imagem do volume v é projetada para o pixel P_{i-1} , a carga do pixel P_i é transferida para o pixel P_{i-1} . O último valor

do pixel na linha, que não tem vizinho para a transferência da carga, é lido e armazenado na imagem final. Desta forma, o tempo de integração aparente de um pixel da imagem é o período de integração multiplicado pela largura do dispositivo de imagem em pixels.

[0018] Com o Princípio TDI, a cronometragem das cargas deve ser sincronizada de modo que a velocidade aparente da camada de interesse nos dispositivos de imagem ativos em um período de integração deve ser exatamente a largura do pixel. Se a velocidade não é correspondida, a imagem aparecerá desfocada. Uma imagem plana 2D é formada por uma única varredura usando um dispositivo de imagem operando no modo TDI. Múltiplas camadas panorâmicas, corte transversal ou imagens 3D não é possível porque apenas uma única projeção é salva.

[0019] Em um sistema de tomografia computadorizada de feixe cônico dental (captura de imagem 3-D), exposição não TDI múltiplas são tomadas com um detector de área 2D onde m é substancialmente igual a n (ou seja, dentro de 20%). O movimento está parado antes da exposição e a fonte de raios-X só está ativada durante este período parado. O movimento é continuado após a exposição. Desta forma, o movimento não tem que ser sincronizado. Tais sistemas exigem uma maior dose a ser administrada ao paciente e tempos de exame também mais longos. A imagem final é formada como uma camada calculada a partir do conjunto de dados volumétricos (3D) construído a partir de exposições individuais ou projeções. A clara vantagem deste método é que um conjunto de dados 3D cheio volumétrico estará disponível após o Procedimento. No entanto, com as

soluções atuais, a resolução da camada panorâmica calculada a partir dos dados 3D é baixo quando comparado com sistemas de captura de imagem panorâmica dedicados (OPGs). Além disso, as doses são muito mais elevadas e talvez igualmente importante o custo de tais sistemas disponíveis, tal como referido no intervalo de 200k US\$-400k USD devido à utilização dos painéis planos de TFT grandes e caros, intensificadores de imagem caros, ou simplesmente porque os OEMS odontológicos marcam esses sistemas a um preço de recompensa.

[0020] O documento US 6.496.557, intitulado "Two Dimensional Slot X-Ray Bone Densitometry Radiography and Tomography", o conteúdo do qual é incorporado por referência ao presente documento, descreve um processo em que várias camadas são formadas por um algoritmo assim chamado de deslocamento e adição. O processo descrito inclui um sistema em que o movimento do dispositivo de imagem é linear ou inclui um componente de rotação em torno do ponto focal da fonte de raios-X. Infelizmente, tal sistema não pode ser usado no campo da imagem de raios X odontológico, onde a camada (s) de interesse corre ao redor ou através da mandíbula humana. Embora essa abordagem pode ser útil na densitometria óssea e em algumas outras aplicações, é, na prática, impossível de aplicar a imagens panorâmicas ou transversal dental devido ao fato de que os raios-X correm essencialmente paralelos ao invés de toda a camada de interesse, deve haver movimento linear ou de rotação em torno do ponto focal. Em segundo lugar, o processo divulgado no documento US 6.496.557 teria outra séria limitação se uma tentativa fosse necessária para

efetuar a sua aplicação no campo da imagem dental. Essa limitação é a questão mais grave em imagens panorâmicas e que resulta em imagem parcial tremida devido ao desalinhamento do paciente ou devido ao movimento do paciente. Em terceiro lugar, o documento US 6.496.557 não aborda a necessidade de um sistema ou um procedimento que é capaz de executar simultaneamente as panorâmicas e as imagens transversais, além disso, esta patente deixa de revelar um sistema que pode ser operado em um ambiente de imagens dentais.

[0021] O documento US 5.784.429, intitulado "Dental panoramic X-Ray imaging apparatus", o conteúdo do qual é aqui incorporado por referência, descreve um sistema em que várias camadas são calculadas usando várias imagens tomográficas correspondentes a vários planos tomográficos que são dispostos em intervalos pré-estabelecidos ao longo da direção de irradiação dos raios-X. Um processo de convolução ou um processo de frequência é realizado em uma imagem tomográfica específica usando informações da imagem de pelo menos uma das imagens tomográficas, de modo a remover tremidos da imagem tomográfica específicos. Esta patente descreve um meio de implementar diferentes camadas usando intensificadores de imagem, CCD's ou combinações dos mesmos.

[0022] O documento WO 02052505 A, intitulado "Radiation 10 Imaging System and scanning device", o conteúdo do qual é aqui incorporado por referência, divulga o uso de detectores CdTe-CMOS de modo de quadro para a criação de imagens tomográficas em várias aplicações, incluindo imagens panorâmicas dentais, usando uma

instalação de raio-X dental. No documento WO 02052505 A, Spartiotis e outros, é divulgado que a velocidade de leitura ou a taxa de quadros deve ser alta o suficiente para permitir que o detector se mova por não mais que a metade do tamanho de um pixel ou, preferencialmente, muito menos por um ciclo de leitura para fora. No entanto, se um sistema é implementado de tal forma, limitações graves podem surgir, como a necessidade de transferir um montante desproporcionalmente grande de dados para um computador ou semelhante em tempo real. Spartiotis e outros permanecem em silêncio sobre a gestão de dados para reconstruir e exibir uma imagem em tempo real, durante a exposição. Além disso Spartiotis e outros não dizem nada sobre uma das questões mais graves da radiologia odontológica, o tremido parcial da imagem devido ao desalinhamento do paciente. Em tais casos, parte da imagem, ou seja, a camada panorâmica de interesse, é desfocada enquanto a outra parte está em foco. Spartiotis e outros apenas divulgam que a taxa de quadros deve ser muito alta para coletar quadros no caso em que o detector foi movido por menos da metade de um pixel. Infelizmente, neste caso, a quantidade de dados produzidos durante a exposição é desnecessariamente elevada e, ao mesmo tempo, nenhum benefício de desempenho material é obtido.

[0023] Além disso, Spartiotis e outros não sugerem um meio pelo qual se pode combinar dados para obter benefícios de desempenho e corrigir tremidos ou produzir cortes de imagem transversais ou mesmo imagens 3D tomosintéticas.

[0024] Existem dispositivos que são capazes, por exemplo, de realizar o corte transversal ou imagens 3-D reconstruídas, mas na maioria das vezes eles necessitam muito mais tempos de varredura de raio-X e varredura não-contínua (ou seja, uma varredura passo a passo). As longas exposições são necessárias porque falta aos dispositivos de imagem digital normalmente utilizados sensibilidade e este, normalmente, pode "pegar" apenas 1 a 3 raios-x de entrada. Além disso, varreduras não contínuas de etapa inteligente são necessárias na técnica anterior por causa da resposta lenta e lenta leitura das atuais matrizes de painel plano de TFT retangulares e quadrada. Doses mais elevadas e varreduras de etapa inteligente mais longas criam alto risco e desconforto para o paciente.

[0025] O que é necessário, portanto, é um sistema que limita as doses de radiação um Paciente recebe, enquanto, maximiza a saída de dados. O que é necessário é um sistema que permite a varredura de raios-X rápida contínua, em tempo. O que é necessário é um sistema e método de combinação de dados de uma única exposição, não só para reconstruir uma camada panorâmica de interesse, mas também para ser capaz de corrigir parte da imagem que está turva e, além disso, produzir fatias de imagem transversal e imagens 3D. Ainda mais, o que é necessário é um sistema que minimize as limitações e as deficiências da técnica anterior, assim, atenuando ou eliminando completamente essas desvantagens e deficiências.

Sumário da Invenção

[0026] Um sistema de imagem de raio-X transversal e panorâmico dental de múltiplas camadas inclui

uma fonte de raios-X, um dispositivo de imagem digital capaz de enquadrar o modo de saída com uma alta taxa de quadros, um manipulador mecânico com pelo menos um eixo de rotação localizado em uma outra posição que o ponto focal da fonte de raios-X; meios de detectar a posição da câmera em 1D, 2D ou 3D, dependendo da complexidade da trajetória; meios de reconstruir as imagens finais a partir dos quadros armazenados; um sistema de armazenamento em tempo real, tais como memória RAM, disco rígido ou uma matriz de unidade capaz de armazenar todas as imagens capturadas durante uma exposição e uma unidade de processamento digital capaz de executar o algoritmo de reconstrução, interligada em regime operacional. O sistema está adaptado para produzir seletivamente duas ou mais das seguintes características: 1) a imagem da camada panorâmica dental predeterminada; 2) pelo menos uma parte de uma imagem de camada panorâmica dental predeterminada; 3) fatia transversal para uma parte selecionada de uma imagem de camada panorâmica dentária; 4) reconstrução tridimensional de um volume correspondente a uma parte de uma camada panorâmica dental, tudo a partir de dados de imagem em uma única exposição.

[0027] Em particular, o sistema combina uma leitura rápida com uma memória de velocidade comparável, ou seja, uma memória que armazena e acessa informações substancialmente em qualquer ordem e em que todos os locais de armazenamento são substancialmente igualmente acessíveis. Essa memória tem uma velocidade suficiente para armazenar os vários quadros em simultâneo com a exposição

de uma forma que permita a recuperação e visualização em tempo real.

[0028] De preferência, esse sistema deve utilizar um dispositivo de imagem de raios-X tendo uma relação de aspecto de $m/n > 1,2$ (um vírgula dois) em que m é a dimensão de comprimento e n é a dimensão de largura da área ativa do dispositivo de imagem.

[0029] Em uma vantagem, o sistema utiliza pouco mais do que a dose de radiação usada em uma exposição panorâmica dentária regular e executa a varredura de raios-X para coletar esses dados em um movimento contínuo.

[0030] Em uma outra vantagem, o dispositivo detector produz uma variedade de formatos de imagens panorâmicas a partir de um dispositivo de imagem digital de raios-X de velocidade elevada.

[0031] Em uma ainda outra vantagem, o sistema e método combina dados de uma única exposição, não só para reconstruir uma camada panorâmica de interesse, mas também para ser capaz de corrigir parte da imagem que está confusa e, além disso, produzem fatias de imagem transversal e imagens 3D.

Breve Descrição dos Desenhos

[0032] A figura 1 é uma fotografia de uma imagem de raios-X panorâmica dental de amostra.

[0033] A figura 2 é uma vista esquemática de um sistema de imagens panorâmicas raios-X dental.

[0034] A figura 3 é uma vista esquemática de uma camada de interesse panorâmica.

[0035] A figura 4 é uma vista esquemática de um corte transversal através de um ponto sobre uma camada panorâmica de interesse.

[0036] A figura 5a é uma vista esquemática dos procedimentos de leitura e gravação de uma imagem usando um dispositivo do tipo TDI da técnica anterior que registra apenas uma camada única pela liberação de linhas de imagem usando a técnica de CCD TDI durante a varredura de raio-X.

[0037] A figura 5b é uma vista esquemática dos procedimentos de leitura, de acordo com a presente invenção e gravação de uma imagem usando um dispositivo de imagem digital de raios-X de alta velocidade que libera muitos quadros sobrepostos independentes.

[0038] A figura 6 é uma foto de um exemplo de um dispositivo de imagem digital de raios-X CdTe CMOS de alta velocidade, de acordo com a invenção que libera vários quadros de imagem independentes.

[0039] A figura 6b é uma representação esquemática de um sensor CMOS CdTe híbrido que é usada para construir o dispositivo de imagem da figura 6a, de acordo com a presente invenção.

[0040] A figura 7 é uma vista esquemática da reconstrução de uma imagem de acordo com a invenção usando os quadros do dispositivo de imagens digitais de raio-X de alta velocidade por meio de deslocamento e adição de quadros individuais.

[0041] As figuras 8a-b é um fluxograma de reconstrução de laminográfica compensada por tempo (sub-método de deslocamento e adição) da invenção.

[0042] A figura 8C é um diagrama esquemático dos intervalos de integração de pixel ao longo do tempo.

[0043] A figura 8D é um fluxograma de característica autofocus de uma camada panorâmica de acordo com a invenção.

[0044] A figura 8e é um fluxograma do recurso da presente invenção para o cálculo de um corte transversal em um ponto em uma camada panorâmica.

[0045] A figura 8f é um fluxograma do recurso da presente invenção para cálculo de uma imagem 3-D no ponto em uma camada panorâmica usando uma reconstrução 3D de ângulo limitado de feixe estreito.

[0046] A figura 8h é uma figura mostrando a título de exemplo, um perfil de velocidade inicial e um perfil modificado localmente correspondente à mesma exposição.

[0047] A figura 9 é uma vista esquemática superior de um exemplo de uma camada, panorâmica transversal formada pela concatenação de linhas de várias imagens panorâmicas da mesma localização.

Descrição detalhada da(s) concretização(s) preferida (s)

[0048] Referindo-se agora às figuras 1 e 2, de acordo com a presente invenção, tratamos de um sistema de imagem de raios-X odontológico produz imagens panorâmicas 12 para uso em diagnóstico e tratamento odontológico. O sistema 10, usando os dados gerados a partir de uma única exposição, seletivamente produz pelo menos dois dos seguintes: 1) uma imagem da camada panorâmica dental predeterminada; 2) pelo menos uma parte de outra(s)

camada(s) panorâmica(s) dental(is); 3) fatia transversal para uma parte selecionada de uma imagem de camada panorâmica dental; 4) reconstrução 3-D de um volume correspondendo a uma parte de uma camada panorâmica dental.

[0049] O sistema 10 emprega, de preferência, um detector tendo uma relação de aspecto da suas dimensões de comprimento "m" e largura "n" em sua área "ativa" com uma taxa m/n superior a 1,5 (um vírgula cinco). A "zona ativa" é a parte do dispositivo de imagem de raios-X, que é sensível à detecção de fluxo de raios-x. Isto é vantajoso porque, como um detector é muito mais econômico e prático do que um detector de área quadrada total. Embora os preços do detector digital estejam caindo, ainda é o caso de um dispositivos de imagem digital de campo completo, com resolução suficiente é muito mais caro do que um dispositivo de imagem em formato de slot. Preferencialmente, a invenção usa um dispositivo de imagem digital, que é detector baseado em um CdTe (telureto de Cádmio) ou CdZnTe (telureto de Zinco-Cádmio) ligado a circuito integrado de aplicação específica (ASIC) de CMOS para leitura. Os detectores de CdZnTe e CdTe ligados ao CMOS foram introduzidas pelo titular da presente invenção como aparelhos de imagem de raio-X suficientemente rápido, devido à sua alta densidade e eficiência de absorção, velocidade de leitura e resolução.

[0050] O sistema de imagem de raios-X odontológico 10, de acordo com a presente invenção inclui uma fonte de raios-X 16; um dispositivo de imagem digital 14 capaz de enquadrar saída de modo com taxa de quadros suficiente; um manipulador mecânico 20 com pelo menos um

eixo de rotação situado em uma outra posição que o ponto focal da fonte de raios-x e meio (figuras 8a-8F) para a reconstrução de pelo menos duas imagens finais a partir do mesmo conjunto de quadros armazenados 40 em uma única exposição.

[0051] O dispositivo de imagem digital tem dimensões da área ativa 530 m (comprimento) e 510 n (largura), enquanto $m/n > 1,5$, portanto, ela tem uma forma de slot e é capaz de ler os quadros 40 a 50fps (quadros por segundo) ou mais preferivelmente 100 fps e ainda mais preferivelmente 300 fps ou mais. A geometria de $m/n > 1,5$ ajuda a manter os custos de tal dispositivo baixos e de fato os custos podem ser muito menores que um dispositivo de imagem de área ativa de campo cheio. Isto é particularmente verdadeiro quando o dispositivo de imagens é um dispositivo de imagem CdTe-CMOS 560 ou CdZnTe-CMOS.

[0052] Além disso, o braço da fonte de raios-X 20 e o dispositivo de imagem digital 14 deslocar-se em um movimento de varredura contínuo (não necessariamente constante) para a duração da parte útil da varredura, ou seja, a parte da varredura que os raios-X são emitidos a partir da fonte de raios-x 16 conforme necessário para a captura da imagem substancialmente de toda a mandíbula 19. A duração do exame e a quantidade de raios-X emitidos são comparáveis à dose de radiação necessária uma varredura de raios-X panorâmica dental regular.

[0053] As imagens finais podem ser selecionadas a partir de um grupo de imagens de camada panorâmicas predeterminadas 99, outras imagens de camadas

panorâmicas (ou pelo menos parte delas 98), imagens de corte transversal, ou imagens 3-D.

[0054] Um sistema de armazenamento em tempo real 10, como memória RAM, um disco rígido ou uma unidade matriz é capaz de armazenar todos os quadros 40 capturados durante uma exposição. Uma unidade de processamento digital, que pode ser um típico computador CPU ou algo semelhante, é capaz de executar o algoritmo de reconstrução, interligado em regime operacional. O sistema 10 produz seletivamente imagens de raios-X panorâmicas dentais ou partes da mesma, imagens de raios-x transversais e imagens 3-D tomosintéticas dentais a partir de um fluxo de quadros produzido pelo dispositivo de imagem digital de raio-X de alta velocidade.

[0055] Referindo-se agora com às figuras 1 e 2, a invenção descrita aqui é um sistema 10, que produz seletivamente imagens de raios-X panorâmicas dentais, imagens de raios-X transversais dentais e imagens 3D tomosintéticas dentais (doravante, imagens de raios-x dental 12) de um fluxo de quadros produzidos por um dispositivo de imagem digital de raio-X de alta velocidade 14. Os principais componentes do sistema 10 inclui uma fonte de raios-X 16, um dispositivo de imagem 14, o manipulador mecânico 20 e um sistema de computador 22, um estimador de alinhamento 24, o algoritmo de reconstrução (figuras 8A-8F), um sistema de armazenamento 30 que é capaz de armazenar temporariamente todos os dados em tempo real e efetivamente uma unidade de processamento, como um computador pessoal de 22. A fonte de raios-X 16 é uma fonte de raios-X, como um gerador de raios-X ou um radionuclídeo.

[0056] O dispositivo de imagem 14 é um dispositivo de imagem digital capaz de enquadrar o modo de saída com uma taxa de quadros suficientemente rápida. De acordo com a presente invenção, o dispositivo de imagem 14 é do tipo mostrado na foto da figura 6a, que foi implementada pelo cessionário da presente invenção. A área ativa em formato ativo em formato de slot 520 do dispositivo de imagens é composta por seis CdTe-CMOS ou híbridos CdZnTe-CMOS. Um híbrido é um "sanduíche" entre um substrato detector CdTe e um leitor CMOS. Agora, referindo-se à figura 6b, tal híbrido CdTe-CMOS é mostrado esquematicamente. O substrato 620 pode ser CdTe ou CdZnTe que absorve os raios-X com extrema sensibilidade e converte os mesmos diretamente para um sinal eletrônico. A leitura CMOS 630 está interligada ao substrato 620 por meio de ressaltos sem condução de baixa temperatura 610, de acordo com US 6.933.505 pertencem ao cessionário da presente invenção. Os híbridos individuais estão ligados eletricamente à placa-mãe 560 por meio de soldagem de fios de pastilhas 640 nas almofadas correspondentes da placa mãe. Abaixo da placa-mãe está situado um leitor 570 ou placa de interface para controlar a placa-mãe e produzir um sinal de vídeo digital, que é lido através do conector 550. O conector de 550 pode ser do protocolo do tipo link de câmera que é um protocolo de leitura disponível comercialmente. Mas a leitura também pode acontecer através de uma variedade de protocolos de leitura, tais como USB 2.0, FireWire ou Gigabit Ethernet. A placa de interface também contém um conector de fornecimento de energia 540 que fornece todas as tensões de alimentação necessárias

para as placas, bem como de Alta Tensão (HV) para o detector de CdTe. Um dispositivo de imagem de modo de quadro de acordo com a invenção produz quadros de imagem independentes 40 por meio da liberação sequencial ou em acesso aleatório, de valores de cada pixel com tanta frequência e, normalmente, em intervalos de tempo predeterminados. Por exemplo, um dispositivo do tipo mostrado na figura 6a tem uma área ativa feita de uma matriz de 1500 pixels x 64 pixels. A área ativa é feita de seis híbridos e combinada fornece o slot ativo 520 que tem duas dimensões principais: m e n onde m é a dimensão de comprimento 530 e n é a dimensão de largura 510. Como pode ser visto $m/n \gg 1$. Preferencialmente, $m/n > 1,5$ e ainda mais de preferência $m/n > 5$ ou mesmo 10. Na concretização divulgada na figura 6a, a razão m/n é igual a 23,4. A razão para isso é porque quanto maior o ativo mais caro o detector é. Mesmo com matrizes de painéis planos de TFT produzidos em massa, o preço de um dispositivo de imagem com $m/n = 1$ ou próximo de 1 é da ordem 20k USD ou mesmo 30k USD. No entanto, com um dispositivo de imagem do tipo aqui descrito é capaz de realizar as funcionalidades do equipamento panorâmico regular, bem como, pelo menos parcialmente a funcionalidade de corte transversal muito caro e equipamentos odontológico de reconstrução 3D. Voltando ao conceito de um "quadro", é, portanto, entendido que um quadro 40 é uma representação espacial de duas dimensões dos valores de pixel 55, cada valor de pixel correspondendo à saída de um pixel físico 53 no dispositivo de imagem ou, em alguns casos, cada valor do pixel pode corresponder a uma combinação de valores de saída dos

pixels físicos do dispositivo de imagem 53. A tradução dos valores de pixel do dispositivo de imagem 53 para os valores de pixel de quadro 55 pode ocorrer dentro do dispositivo de imagem ou externamente, por exemplo, dentro do computador 22. Um dispositivo de imagem do tipo aqui divulgado é capaz de produzir muitos quadros individuais 40 durante a varredura de raio-X, com uma sensibilidade muito elevada. Em um exame panorâmico baseado em CCD regular, o CCD funciona no modo TDI, que é famoso no campo. A saída de um dispositivo de imagem CCD são as linhas de imagem 110, conforme ilustrado esquematicamente na figura 5a. Para a duração da varredura, o CCD libera linhas de imagem 110 e, no final da varredura apenas uma camada de imagem panorâmica 12 é reconstruída correspondendo a uma determinada camada dependendo da geometria mecânica da unidade panorâmica e do perfil de velocidade e posicionamento do paciente. Contrariamente ao que um dispositivo de imagem do tipo descrito nas figuras 6a e 6b pode operar em modo de saída de quadros, com suficiente rapidez e excelente sensibilidade para coincidir com a velocidade. O dispositivo de imagem implementado pelo depositante opera com taxas de quadro de 50 fps a 300 fps ou mais, dependendo da velocidade de varredura mecânica da fonte de raios-X. Conforme mostrado na figura 5b, durante a varredura de raio-X, a saída do dispositivo de imagem são quadros 40, em vez de linhas, tais quadros 40 sobrepõem-se durante a varredura e fornecem a redundância de dados necessárias para reconstruir não uma mas as várias camadas panorâmicas dentais, ou partes de camadas, cortes transversais e ainda reconstrução de imagem tomosintética

dos dentes. O dispositivo de imagem da figura 6a também pode fornecer apenas os valores brutos dos pixels independentes e os quadros 40 são reconstruídos depois, no computador pessoal, reorganizando os valores de pixel para os quadros.

[0057] O manipulador mecânico 20 tem pelo menos um eixo de 10 rotação 34 localizado em uma outra posição que o ponto focal 36 da fonte de raios-x. O estimador de alinhamento 24 detecta a posição da câmera em 1D, 2D ou 3D, dependendo da complexidade da trajetória. O processo de reconstrução panorâmica 26 usa um algoritmo para reconstruir as imagens finais 12 dos quadros armazenados 40. O sistema de armazenamento 30 é capaz de armazenar os quadros 40 em tempo real, a fim de evitar a perda de quadros e, portanto, é essencialmente um sistema de armazenamento em tempo real, como a RAM 42, ou disco rígido muito rápido 44 ou uma matriz de disco 46 capaz de transferir os dados armazenados a 10 MB/S ou mais rápido e, portanto, capaz de armazenar todos os quadros 40 capturados durante uma exposição, permitindo simultaneamente a recuperação em tempo real de tais dados. Em uma concretização preferida, a RAM 42 tem uma taxa de recuperação de 50 Mb/s, sendo, por exemplo, Kingston 400MHz 2 GB DDR (número do modelo KHX3200AK2/2G). Estes meios de armazenamento podem estar localizados no computador ou localizado no dispositivo de imagem ou em algum outro local. Os quadros de armazenamento 40 em tempo real, aqui, significam um atraso de tempo de não mais do que alguns de segundo e de preferência alguns milissegundos e de preferência ainda mais de alguns microssegundos. A unidade

de processamento 32 é uma unidade de processamento digital, como um computador pessoal 22, microcontrolador, FPGA e DSP, (não é mostrado) capaz de executar o algoritmo de reconstrução 26.

[0058] Referindo-se agora às figuras 3 e 4, a presente invenção trata de um dispositivo de captura de imagem de raio-X rápido 14 combinado com o algoritmo de reconstrução 26 para permitir a formação de múltiplas imagens de raios-X dentais a partir dos quadros 40 de uma exposição única. A única exposição remete para uma medição contínua em que toda a camada de interesse 52 (a camada de interesse pode ser uma parte de toda a área dental) é exposta à radiação uma ou mais vezes, mas em que o aparente movimento entre dois quadros consecutivos irradiados 40 nunca é inferior à metade do tamanho de um pixel 53, mas, de preferência, permanece inferior ao tamanho do pixel. Isso resulta em que haja sobreposição 56 suficiente entre os quadros consecutivos 40, mas não à custa da criação de grandes conjuntos de dados que não podem ser utilizados em tempo reais. Isto é particularmente importante na imagem dental, onde o usuário (dentista) está esperando para ver uma imagem 12 de forma eficaz e em tempo real durante a exposição.

[0059] "Efetivamente em tempo", usado aqui significa que a imagem 12 é exibida em menos de 10 segundos após o final da exposição e mais de preferência menos de 5 segundos e, de forma otimizada, a imagem é exibida simultaneamente durante a exposição. Para que isso seja alcançado, a taxa de quadros ou intervalos de tempo entre os quadros 40 consecutivos não deve ser menor do que o que

é necessário para permitir que os pixels físicos 53 se desloquem por pelo menos metade do tamanho de um pixel, mas curto o suficiente para que os pixels do detector se movendo menos que um tamanho de pixel. O titular da presente invenção desenvolveu dispositivos de imagem, tal como foi descrito neste documento e com referência às figuras 6a e 6b, capaz de produzir dados de múltiplos quadros com as qualidades acima, com base em tecnologia CdTe-CMOS ou CdZnTe-CMOS, conforme descrito nos documentos WO2004055550, EP1520300, o conteúdo do qual são aqui incorporados por referência.

[0060] O sistema da invenção 10 (pelo menos) gira em torno de um eixo 34 que está posicionado entre (mas não necessariamente cruzando o volume dos raios-X 35 a partir de fonte 16 para o dispositivo de imagem 14), a fonte de raios-X e o dispositivo de imagem.

[0061] Além disso, os quadros 40 gerados pelos dispositivos de imagem CdTe-CMOS ou CdZnTe-CMOS 14 são armazenados temporariamente em tempo real em uma RAM 42 suficientemente grande, para permitir a transformação real e exibição de uma imagem panorâmica dentária 12 de uma camada 52. O tratamento dos quadros 40 para produzir tais imagens panorâmicas 12 inclui aritmética de domínio espacial (i.e. pixel).

[0062] A diferença entre um dispositivo do tipo TDI normal (não mostrado) e o dispositivo divulgado 10 é ilustrado nas figuras 5b e 7. O dispositivo do tipo TDI normal registra apenas uma única camada 12, enquanto o dispositivo divulgado 10 registra vários quadros de sobreposição 40 que podem ser utilizados para calcular as

múltiplas camadas (ambas as panorâmicas e transversais) e estruturas tomosintéticas 3D limitadas.

[0063] Referindo-se agora às figuras 6a e 6b, o dispositivo de imagem 14 em si tem uma abertura 520 que é uma forma de slot (com uma ponta 530 muito mais longa do que a outra borda 510).

[0064] O dispositivo de imagem 14 e o gerador de raio-X 16 giram em torno da cabeça do paciente 72, mas a cobertura angular pode ser menor que um círculo completo, em comparação com um sistema CT (não mostrado). A posição do dispositivo de imagem 14 ou é gravado como um contador de posição tridimensional que informa a posição do quadro atual 40 na imagem panorâmica final 12 ou ele pode registrar a posição 3D completa, incluindo a orientação.

[0065] O sistema 10 registra a posição do dispositivo de imagem 14, em função do tempo e, portanto, é possível reconstruir uma imagem completa dental 12 a partir de quadros 40 individuais armazenados.

[0066] Referindo-se novamente à figura 1, a reconstrução mais simples é aquela produzindo uma imagem de raios-X dental panorâmica 12. Neste caso, a posição do quadro atual 40 é registrada como uma coordenação 74 na imagem final 12. Esta coordenada 74 é então utilizada para calcular o deslocamento 76 necessário em um algoritmo de deslocamento - adição, acima mencionado como o algoritmo de reconstrução 26 usado na reconstrução da imagem final.

[0067] Referindo-se novamente à figura 8b, o deslocamento do sub-pixel é conseguido através da adição dos pixels em um quadro 40 em dois locais na imagem final 12 multiplicado por fatores de ponderação adequados 96,

100. Se a posição do alvo 86 é x (não-inteiro ou inteiro) e a posição está aumentando em uma direção positiva, então o valor de pixel 55 é adicionado às posições floor (x) e ceil (x), onde floor (x) se refere ao maior inteiro menor do que x e ceil (x) refere-se ao menor inteiro maior que x . Os respectivos coeficientes de ponderação 96 e 100 são x -floor (x), ceil (x)- x . Os fatores de ponderação 96, 100 podem ser globais para um único quadro 40 ou podem variar de pixel a pixel para compensar eventuais atrasos de tempo entre pixels individuais.

[0068] Isto é matematicamente equivalente a interpolação de quadros 40 e imagem final 12, de forma linear, na direção horizontal, deslocando os pixels de quadros no sentido horizontal, um valor inteiro e então amostrando os quadros 40 e a imagem final para o tamanho original. O deslocamento de sub-pixel também pode ser implementado usando qualquer outro método de interpolação, por exemplo, interpolação bilinear, bicúbica ou spline.

[0069] O algoritmo de deslocamento e adição de sub-pixel 26 é implementado para eliminar elementos pontudos extras de bordas diagonais, em comparação com um algoritmo de deslocamento e adição inteiro (ou seja, apenas uso da parte inteira da posição 86, sem qualquer interpolação ou ponderação).

[0070] Referindo-se agora à figura 2, o sistema de imagem de raios-X odontológico 10 inclui uma fonte de raios-X-16, e um dispositivo de imagem de raios-X 14, e um manipulador eletromecânico 20. A fonte de raios-X-16 expõe raios-X para um objeto 19 a ser trabalhado. O dispositivo de imagem de raios-X 14 é adaptado para a

produção de vários quadros 40 durante pelo menos parte da exposição. O manipulador mecânico 20 controla o movimento da fonte de raios-X 16 e o dispositivo de imagem 14 em torno de pelo menos um eixo de rotação ao longo de uma ranhura, que pode, evidentemente, ser uma trajetória circular ou não circular. O eixo se situa, em algum ponto, entre o ponto focal da fonte de raios-X e o dispositivo de imagem de raio-X. Um meio (ver figura 8d) é fornecido que usa os vários quadros 40 para compor uma imagem panorâmica de uma camada do objeto em observação, a imagem com uma profundidade de foco, que é diferente em pelo menos uma parte da imagem panorâmica da profundidade de foco correspondente a uma determinada imagem panorâmica.

[0071] Referindo-se à figura 8e, em outra concretização, o sistema de imagem de raios-X odontológico 10 da invenção inclui meios de utilizar os vários quadros 40 para compor um corte transversal no que diz respeito a uma imagem panorâmica.

[0072] Em uma exposição típica, o tempo de varredura é de 5 a 30 segundos. Um sensor CdTe-CMOS ou CdZnTe-CMOS em formato de slot típico (figura 6a) que o cessionário utiliza em um sistema odontológico tem 150 milímetros x 6,4 milímetros de tamanho. O tamanho do pixel é tipicamente 100 μm , apesar de menores dimensões do pixel serem realizáveis (mas consideradas não necessárias em captura de imagem dental). Com uma taxa de quadros de 200 a 300 fps (quadros por segundo), o sensor CdTe-CMOS move-se cerca da metade do tamanho de um pixel a menos de um tamanho de pixel entre quadros consecutivos 40. Nessa taxa, os dados do quadro de saída 40 podem chegar a mais de 750MB

para toda a varredura, que é um grande conjunto de dados, mas ainda é bastante gerenciável. É essencial, portanto, que a taxa de quadros não seja demasiadamente elevada, uma vez que isso não acrescenta nada para a resolução de imagem e só fará a transferência de dados e o processamento de difícil, senão impossível, em tempo real.

[0073] O titular da presente invenção usa um vídeo ou captura de quadro 125, baseado em uma tecnologia, tal como (mas não limitado a) "CAMERALINK tm", instalada em um slot PCI/ PCI Express 126 do PC 22 para capturar os quadros 40. Os quadros 40 são então armazenados temporariamente na memória RAM 42. Isto é muito importante, pois caso contrário, seria muito difícil, senão impossível, armazenar e processar 750MB de dados e exibir uma imagem 12, que é reconstruída a partir de tal um grande conjunto de dados em tempo real. De acordo com a presente invenção, o uso da RAM 42 do computador permite o armazenamento temporário de dados.

[0074] Referindo-se, nomeadamente, às figuras 8a e 8b, o submétodo de deslocamento e adição 26 é um método de processamento rápido para a reconstrução e exibição de uma camada panorâmica 12 em tempo real, e inclui as seguintes etapas. Em uma primeira etapa 26a, a imagem final 12 é inicializada com valores zero. Em uma segunda etapa 26b, todos os quadros coletados 40 são então processadas um por um, da seguinte forma: em uma primeira sub-etapa 26b', para cada pixel de quadro em um quadro individual, a posição do pixel 86 é calculada. Em uma segunda sub-etapa 26b'', os coeficientes de ponderação 96 e 100 são calculados de acordo com a figura 8b. Em uma

terceira sub-etapa 26b''', o valor de pixel multiplicado pelos fatores de ponderação é adicionado ao valor do pixel da imagem final em 12 locais especificados na figura 8b.

[0075] Após a exibição e o processamento, o conjunto de dados 132 pode ser armazenado em um disco rígido 44, CD 45, DVD 48 e outros meios. O uso de memória RAM 42 para armazenar os dados temporariamente e o algoritmo de reconstrução rápida 26 acima permite que a imagem 12 seja reconstruída e exibida até 10 segundos do fim da exposição e, geralmente, dentro de 5 segundos de exposição. Na verdade, o cessionário tem atualmente implementados sistemas (não mostrados), no qual a imagem 12 é reconstruída a partir de 750MB de dados de quadro único 134 e na verdade ele é exibido em tempo real com um atraso mínimo (necessários para a causalidade) durante a exposição.

[0076] Em outra concretização, um sistema de imagem de raios-X odontológico 10 inclui ainda um dispositivo de imagem raios-X 14, que produz vários quadros 40, durante uma exposição com intervalos de tempo durante os quais os pixels de detecção deslocaram-se pelo menos metade do comprimento de um pixel ou mais, na direção de varredura.

[0077] Em outra concretização, o sistema 10 inclui um meio de utilizar os vários quadros 40 para compor uma imagem panorâmica de uma camada em tempo real. Em tempo real, neste contexto, é definida como tendo um intervalo de tempo não superior a 10 segundos do final da exposição, e de preferência menos de 5 segundos e, mais ainda, de preferência quase simultaneamente com a exposição.

[0078] Em outra concretização, o sistema 10 inclui uma memória, como uma memória RAM (memória de acesso aleatório) para armazenar os vários quadros 40.

[0079] Em outra concretização, o sistema 10 inclui um dispositivo de imagem de raios-X, que produz vários quadros 40 durante a exposição, com intervalos de tempo durante os quais os pixels de detecção deslocam-se pelo menos metade do comprimento de um pixel, mas com comprimento inferior a um pixel na direção de varredura.

[0080] De acordo com outra concretização da invenção, todos os quadros individuais 40 são armazenados temporariamente na RAM 42 e, portanto, é possível reconstruir a imagem final 12 com um perfil posição modificada, após a exposição real e depois da imagem panorâmica exibida inicialmente 12. Sabe-se, naturalmente, que os dados também podem ser armazenados em um disco rígido 44, CD 45 ou DVD 48 recuperados posteriormente. No entanto, armazenar todos os dados na memória RAM 42 torna o processamento rápido e eficiente. Não há necessidade de esperar por dados a serem baixados, um processo que normalmente leva vários segundos. Este, porém, não é possível com dispositivos de imagem do tipo TDI, porque a sincronização da posição que já foi feita no hardware da câmera no domínio analógico e, portanto, não pode ser modificada novamente.

[0081] A quantidade deslocada 76 entre os quadros 40 consecutivos é normalmente determinada a partir das informações de posição recolhidas durante a medição. Isso deve dar uma imagem panorâmica 12 com a camada de interesse 52 em foco total. Infelizmente, devido ao

desalinhamento do paciente 72, ou movimento do paciente, o perfil da mandíbula diferente ou por muitas outras razões, existem partes frequentes na imagem panorâmica 12 que estão fora de foco ou, simplesmente borradas.

[0082] O deslocamento 76 entre os quadros consecutivos 40 (ou seja, a velocidade do movimento no plano de imagem 12) que determina a camada 99 é bem focado. Se a velocidade do movimento da câmera 14 em relação à fonte de raios-X-16 é V_{camera} , a distância entre o ponto focal da fonte de raios-X 36 e o plano de imagem 12 é d_1 , e a camada de interesse 52 está a uma distância d_2 do ponto focal 36, então a velocidade necessária V_{shift} para o algoritmo de deslocamento e adição 26 é determinado de acordo com a equação:

$$(1) \quad V_{shift} = V_{camera} * (d_1/d_2) .$$

[0083] Assim, ao modificar a quantidade de deslocamento 76, uma camada diferente 99 pode ser focalizada. Em teoria, qualquer camada 99 pode estar em foco, mas o tamanho finito do pixel define uma limitação sobre a forma como nitidamente uma camada aparece. Se a velocidade de deslocamento 76 é mais do que um pixel 53 por quadro, a resolução da imagem é degradada no processo.

[0084] A quantidade de deslocamento 76 pode ser modulada por um software, seja globalmente ou localmente para permitir quer uma camada completamente diferente 99 a ser exibido ou para modificar uma camada existente para melhorar a nitidez nas regiões fora de foco, que é normalmente o caso em capturas de imagens panorâmicas dentárias.

[0085] A velocidade de deslocamento 76 não só pode ser modificada em uma base coluna a coluna. Além disso, a velocidade 76 pode variar em uma base linha por linha (ou seja, cada parte da imagem 12 pode ter uma velocidade diferente). Isso permite, por exemplo, a entrada em foco de ambos os dentes superiores e inferiores 180 e 182, respectivamente, se o paciente 19 tem uma mordida errada (ou seja, da frente para trás e os dentes não estão no mesmo plano vertical). Estes aspectos da invenção têm um tremendo impacto sobre a prática de hoje de radiologia odontológica, porque a presente invenção torna possível exposições livres de risco, desde que uma parte borrada na imagem 12 e em qualquer parte da imagem pode ser focada e apresentada com o restante da imagem original panorâmica.

[0086] Por isso, não é mais necessário expor o paciente 19 uma segunda, muito menos uma terceira vez.

[0087] Da forma descrita acima, a camada de interesse 52 pode ser modificada alterando a quantidade de deslocamento 76 no algoritmo de adição e deslocamento 26. De acordo com outra concretização da presente invenção, q perfil de velocidade ideal 186 pode ser calculado. Além disso, um método 190 está previsto para calcular automaticamente a camada de melhor foco 192 para as imagens panorâmicas dentárias. Isto é conseguido através do cálculo muitas camadas 60 ou partes 98 de camadas e, em seguida, calcular uma medida de nitidez 1130. Com base nesta medida de nitidez 1130, que pode ser uma medida de contraste, a aspereza ou alguma outra medida da nitidez da imagem, a camada mais nítida 60 é selecionada. O algoritmo 26 pode ser aplicado globalmente para toda a imagem final 12 ou

localmente para uma determinada região de interesse 98. Portanto, o dentista é capaz de observar uma imagem panorâmica inicial 12 e, em seguida, selecionar uma região (parte) de 98 da imagem 12, onde a indefinição pode ser evidente, nesse caso, o algoritmo acima mencionado 27 maximiza a nitidez da parte selecionada da imagem. O resultado é uma imagem completa 12 anos com todas as partes bem em foco.

[0088] Invertendo o sentido em que os quadros 40 são adicionados à imagem final 12, uma camada completamente diferente 60 pode ser reconstruída. Ao usar o mesmo perfil de velocidade 186, apenas invertendo a direção, uma camada de espelho pode ser reconstruída. Esta camada está no lado oposto ao paciente e na imagem panorâmica dental, isso equivale à área do pescoço, na parte central da varredura. Assim, a invenção fornece um método para calcular a imagem da coluna vertebral. Ao re-projetar essa imagem para a camada panorâmica normal (lançando a imagem espelho e aplicando função de escalonamento adequada), uma estimativa do ofuscamento causado pela coluna é obtida. Esta estimativa pode ser subtraída da imagem panorâmica 12 para diminuir o efeito da coluna sobre a qualidade da imagem. Como resultado final, a imagem panorâmica 12 é obtida sem qualquer imagens supérflua potencialmente perturbadora da estrutura da coluna.

[0089] Em outra concretização, o sistema 10 é adaptado para criar imagens panorâmicas dentárias 12, considerando que a profundidade do foco de uma imagem panorâmica é diferente em apenas algumas partes quando

comparada com a profundidade do foco de imagem panorâmica predeterminada.

[0090] Em ainda outra concretização, o sistema 10 é adaptado para criar imagens panorâmicas dental 12 em que os meios de utilização de múltiplos quadros 40 compreende deslocamento de sub-pixel e a adição de valores de pixels de quadros diferentes.

[0091] Em outra concretização, o sistema 10 inclui um meio para criar uma fatia de imagem transversal dental 224. Isto significa que usa vários quadros 40 para formar a imagem transversal 224, combinando filas de pixel verticais referindo-se à mesma fatia física transversal de várias imagens panorâmicas.

[0092] Uma concretização importante da presente invenção é o sistema 10, que forma uma fatia de imagem transversal 224, além de uma camada panorâmica 60, usando os quadros 40 acumulados durante a mesma exposição. Na imagem transversal, a camada de interesse 69 é perpendicular a uma camada panorâmica 52. Normalmente, isso é feito como descrito anteriormente, mas de acordo com a invenção, um método novo e mais elegante 228 é apresentado.

[0093] Referindo-se novamente à figura 8e, como descrito anteriormente, várias camadas panorâmicas podem ser calculadas a partir de um conjunto de dados de medição único. Pelo cálculo inteligente da função de modulação de velocidade correta, uma imagem de corte transversal 224 pode ser formada pela concatenação de linhas correspondentes de camadas panorâmicas individuais em ordem de profundidade crescente. O algoritmo 228b (figura 8e) tem as seguintes etapas: Na primeira etapa,

método 228b' é aplicado para calcular várias imagens panorâmicas, armazenado em uma pilha. Em uma segunda etapa 228b'', a contribuição da estrutura física 3D em diferentes distâncias é calculada para cada imagem panorâmica 12. Cada imagem panorâmica 12 contém a imagem do modelo 3D físico não apenas na camada de interesse, mas também na parte da frente e na parte posterior da mesma. Isto pode ser modelado utilizando-se uma função Blur. Como a última etapa 228b'', a indefinição é revertida com um método de deconvolução e, assim, a verdadeira imagem em diferentes camadas panorâmica sem cruzamento entre as camadas vizinhas é formada. Esta imagem é a imagem transversal 224.

[0094] A imagem transversal 224 é formada pela concatenação de diferentes camadas panorâmicas 60. Contrariamente ao documento US 6.496.557, que descreve um sistema em que o plano de imagem é perpendicular ou aproximadamente perpendicular à direção da radiação, a presente invenção revela um sistema 10, que fornece uma camada 60 paralela (ou quase paralela) à direção da radiação.

[0095] Referindo-se agora à figura 8F, adicionalmente, um método de imagem 229 pode ser usado para fornecer imagens tridimensionais volumétricas limitadas. O método é um algoritmo iterativo, que utiliza os dados de geometria 1180 (ou seja, a localização 3D da fonte de raios-X e o detector e os perfis de movimento relacionados) para formar dados de reprojeção 1190 (ou seja, as estimativas dos quadros projetados 40 com base no modelo 3D atual). Em seguida, o programa calcula o erro 1200 entre os quadros medidos e os quadros reprojetados 40. Este erro é

utilizado para atualizar a estimativa 3D atual 1220. Esta operação será aplicada a uma região de interesse 1230 especificado pelo usuário. Devido ao número limitado de pontos de vistas, ângulos de rotação de projeção de rotação e largura de projeção estreita, é muito importante o uso de dados anteriores 1210 na reconstrução. Dados anteriores são usados para definir restrições sobre o modelo 3D, como suavidade, para produzir um único e significativo resultado.

[0096] A imagem 3D obtida não é comparável à imagem de CT completa em qualidade, mas é suficiente para as operações dentárias.

[0097] Um objetivo da invenção é produzir seletivamente as camadas de imagem panorâmica dental predeterminadas, imagens panorâmicas de raios-X dental de diferentes camadas, imagens de raios-X dental transversais e imagens de raios-X dental a partir de um fluxo de quadros produzidos por um dispositivo de imagem digital de raio-X de alta velocidade.

[0098] Em vantagem, o funcionamento do sistema 10 em dados de uma única exposição poupa o paciente de várias exposições e permite na primeira vez efetivamente exposições livres de risco em radiologia odontológica. Esse sistema 10 tem vantagens exclusivas e oferece um avanço no campo da radiologia odontológica.

[0099] Em outra vantagem, o dentista é capaz com um sistema único 10 e exposições individuais de fazer exames que anteriormente exigiam pelo menos dois sistemas, se não mais, totalizando um múltiplo custo e um múltiplo risco no diagnóstico do paciente e tratamento. Exames

tornam-se mais seguros e menos dispendiosos para os pacientes que agora só precisa ter uma exposição.

[00100] Em outra vantagem, o sistema 10 se aplica um pouco mais de radiação do que a dose de radiação usada em uma exposição dentária regular panorâmica e deve empregar varredura mecânica raios-X que opera em movimento contínuo.

[00101] Em outra vantagem, o movimento contínuo significa que a velocidade de varredura é $v > 0$ (maior que zero) em todos os tempos durante a varredura. A velocidade não precisa ser constante.

[00102] Em vantagem, dispositivos de imagem digital baseados em $CdTe$ ou $CdZnTe$ têm uma excelente sensibilidade e absorvem 95% dos raios-X de entrada nas energias dentais (ou seja, a partir de carga de tubos de raios-X de 10 kv até 90 kv).

[00103] Em outra vantagem, a necessidade de uma etapa não contínua, varreduras inteligentes são eliminadas, reduzindo as doses de radiação e eliminando as varreduras de etapa inteligente mais longas que criam maior risco e desconforto para o paciente. Por conseguinte, uma varredura de raio-X rápida e contínua é possível e, de um fato não precisa de equipamentos odontológicos especializados em separado diferente das unidades de raios-X panorâmicas normais.

[00104] Em outra vantagem, um sistema 10 e o método são providos de a combinação de dados de uma única exposição, não só para reconstruir uma camada panorâmica de interesse, mas também para ser capaz de corrigir parte da

imagem que está confusa e, além disso, produzem fatias de imagem transversal e imagens 3D.

[00105] Em outra vantagem, o sistema 10 e o método da invenção produzem uma variedade de formatos de imagens panorâmicas a partir de um dispositivo de imagem digital de raios-X de velocidade elevada.

[00106] Múltiplas variações e modificações são possíveis nas concretizações da invenção aqui descrita. Embora algumas concretizações ilustrativas da invenção tenham sido apresentadas e descritas aqui, um vasto leque de modificações, alterações e substituições é contemplado na divulgação anterior. Em alguns casos, algumas características da presente invenção podem ser empregadas sem um uso correspondente das outras características. Por conseguinte, é conveniente que a descrição que precede seja interpretada amplamente e entendida como sendo dada por meio de ilustração e único exemplo, o espírito e o escopo da invenção sendo limitado pelas reivindicações anexas.

Glossário de Termos

[00107] CCD, Charge Coupled Device - um dispositivo de imagem capaz de converter luz em sinais elétricos. Na imagem de raio-X, um CCD é geralmente associado a um cintilador.

[00108] CT, tomografia computadorizada - um método de cálculo de dados tridimensionais volumétricos de múltiplas projeções que abrange o círculo completo de 360 graus de rotação.

[00109] Dispositivo de imagem - dispositivo com vários elementos (pixels) capazes de converter a radiação de raios-X para uma imagem digital.

[00110] Coluna de Pixel - um grupo de pixels perpendicular a uma linha de pixel, ou seja, pixels ao longo de uma linha perpendicular à direção do movimento.

[00111] Fila de Pixel - Um grupo de pixels em um dispositivo de imagem na direção do movimento. Ou seja, se a câmera está girando em torno do eixo vertical, uma fila de pixel refere-se aos pixels ao longo de uma linha horizontal.

[00112] Cintilador - Um dispositivo capaz de converter a radiação de raios-X (por exemplo, raios-X e gama) em luz. Um cintilador é normalmente acoplado com um CCD para fornecer um dispositivo capaz de converter a radiação em sinais elétricos.

[00113] TDI, Time-delayed Integration - Um método, no qual uma imagem bidimensional único digitalizada é formada pela concatenação de várias imagens de linhas 1D.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de geração de imagem de raios-x dental extraoral, compreendendo em uma disposição operacional:

a) uma fonte de raios-X (16) adaptada para a geração de raios-X para a exposição desses raios-X para um objeto a ser digitalizado (19), a fonte de raios-X (16) adaptada para se deslocar durante a duração da exposição;

b) um dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) adaptado para a produção de múltiplos quadros sobrepostos (40) durante pelo menos uma parte da exposição;

c) pelo menos um eixo de rotação em torno do qual pelo menos uma das fontes de raios-X e dispositivo de geração de imagem gira ao longo de uma canelura, o eixo estando localizado entre o ponto focal da fonte de raios-x (16) e o dispositivo de geração de imagem de raios-x (14),

d) uma memória rápida tendo uma velocidade de acesso e armazenamento que é a mesma que uma velocidade de leitura do dispositivo de geração de imagem de raios-x, e

e) um dispositivo de processamento digital, interconectado à disposição operacional, o dispositivo de processamento sendo configurado para executar um algoritmo de reconstrução para compor uma primeira imagem panorâmica (12) utilizando quadros sobrepostos produzidos durante pelo menos parte da exposição;

caracterizado pelo fato de que

f) o dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) é adaptado para produzir os quadros

sobrepostos (40) durante pelo menos parte da exposição com intervalos de tempo entre quadros consecutivos (40) durante os quais os pixels do detector foram deslocados por mais da metade de um comprimento de pixel em uma direção de digitalização,

g) a memória rápida sendo adaptada para proporcionar velocidade suficiente para armazenar os múltiplos quadros sobrepostos concorrentemente com a exposição de uma forma que permita a recuperação e exibição em tempo real;

h) o dispositivo de processamento adicionalmente configurado para receber dados dos múltiplos quadros sobrepostos (40) durante a exposição ou após a exposição para compor uma segunda imagem panorâmica com uma profundidade de foco que é diferente em pelo menos parte da segunda imagem panorâmica a partir de uma profundidade de foco da primeira imagem panorâmica como definida pela rotação da fonte de raios-X (16) e o dispositivo de geração imagem de raios-X (14) ao longo de um caminho geométrico e com um perfil de velocidade.

2. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a memória rápida é disposta para armazenar e acessar informações em qualquer ordem e em que todos os locais de armazenamento são igualmente acessíveis, proporcionando, assim, rapidez suficiente para armazenar os múltiplos quadros sobrepostos (40) concorrentemente à exposição de uma forma que permita a recuperação e exibição em tempo real.

3. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que

compreende adicionalmente um dispositivo de processamento para inserção de múltiplos quadros sobrepostos (40) para compor um corte transversal em relação a uma imagem panorâmica.

4. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) está adaptado para produzir pelo menos 30 quadros por segundo.

5. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) está adaptado para produzir pelo menos 100 quadros por segundo.

6. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) está adaptado para produzir pelo menos 300 quadros por segundo.

7. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a fonte de raios-x (16) é adaptada para se deslocar em uma trajetória não-linear.

8. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a fonte de raios-X (16) é adaptada para se deslocar em uma trajetória circular.

9. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a fonte de raios-x (16) é adaptada para se deslocar em uma trajetória que abrange um ângulo de rotação 300 graus ou menos.

10. Sistema, de acordo com a

reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a fonte de raios-x (16) é adaptada para mover continuamente com um perfil de velocidade variável.

11. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração de imagem de raios-X (14) inclui um detector de radiação CdTe.

12. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração de imagem de raios-x (14) compreende um detector de radiação CdZnTe.

13. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração imagem de raios-x (14) compreende um detector de radiação cintilador.

14. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de geração de imagem de raios-X (14) compreende um CMOS.

15. Sistema, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de processamento compreende uma memória de computador.

16. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o dispositivo de processamento é configurado para compor um pixel de imagem na segunda imagem panorâmica correspondente a um perfil de velocidade diferente do perfil de velocidade predeterminado.

17. Sistema, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o caminho geométrico da fonte de raios-x (16) e o dispositivo de geração de imagens de raios-x (14)

são variáveis dependendo do tipo de paciente.

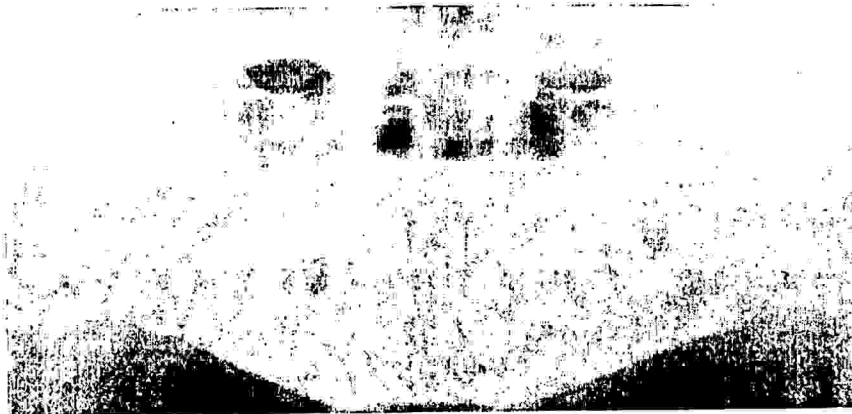


FIGURA 1

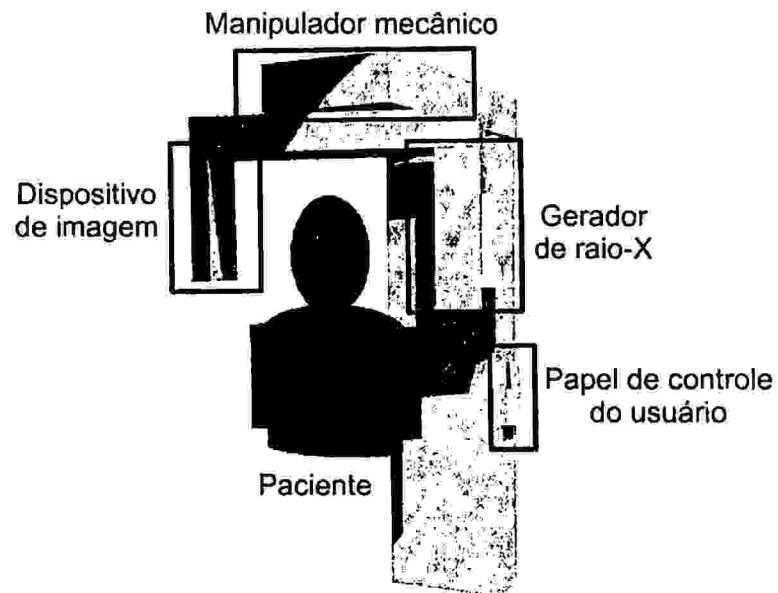


FIGURA 2

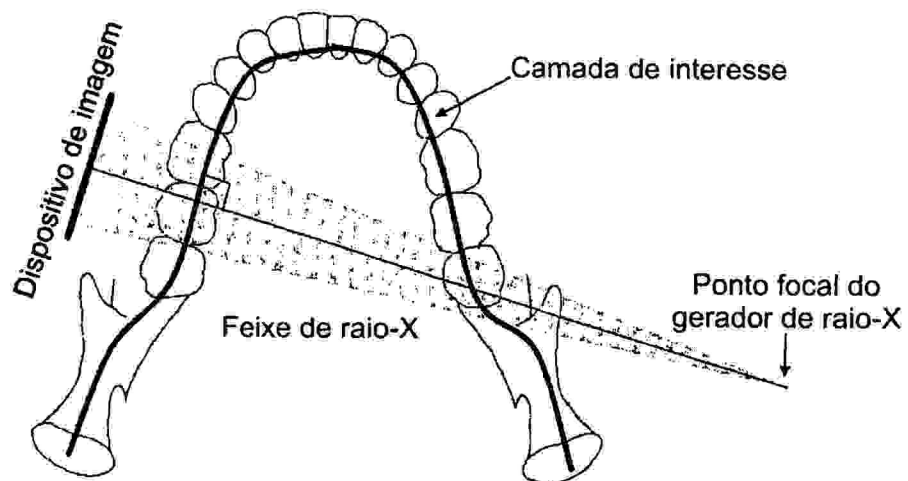


FIGURA 3

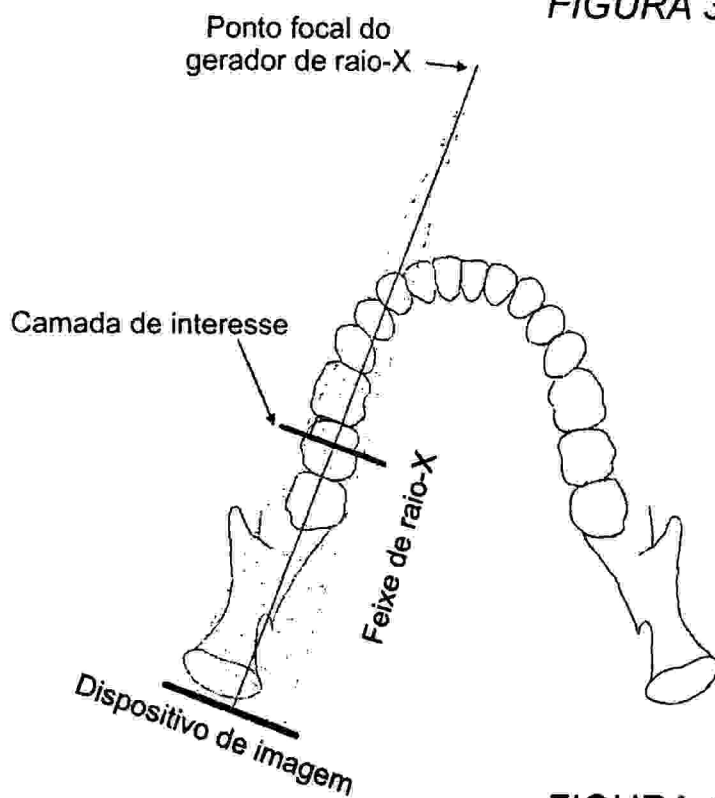


FIGURA 4

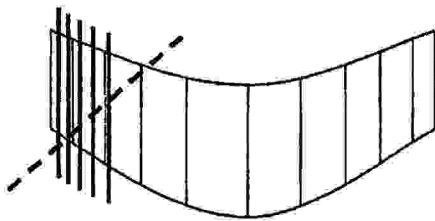


FIGURA 5A

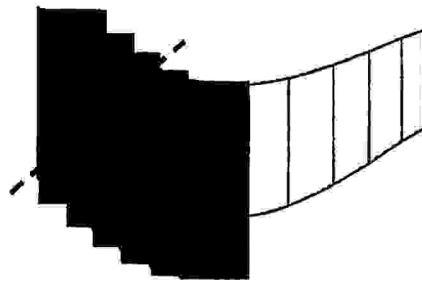


FIGURA 5B

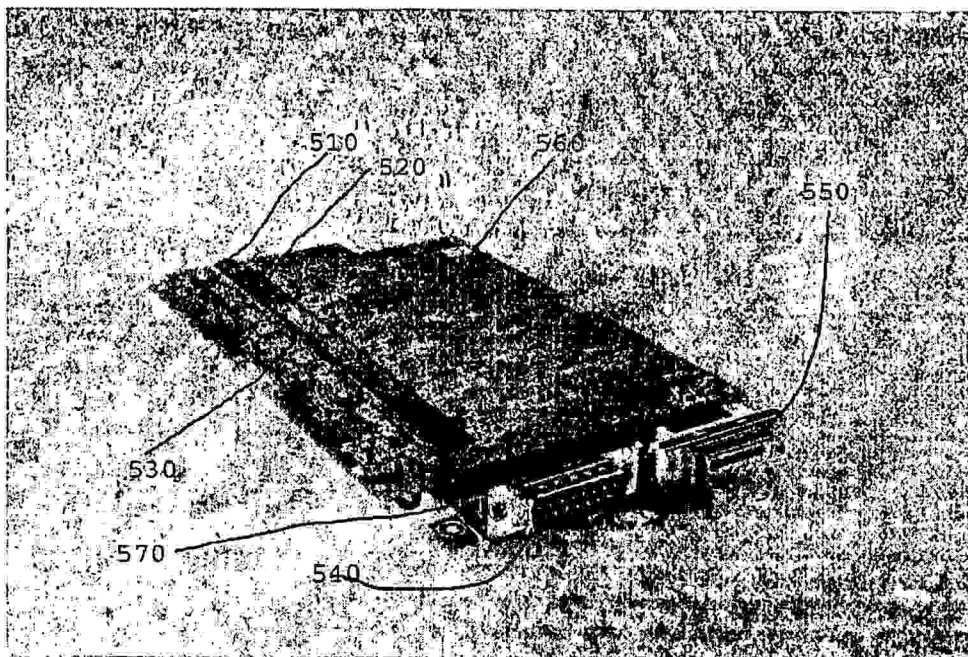


FIGURA 6A

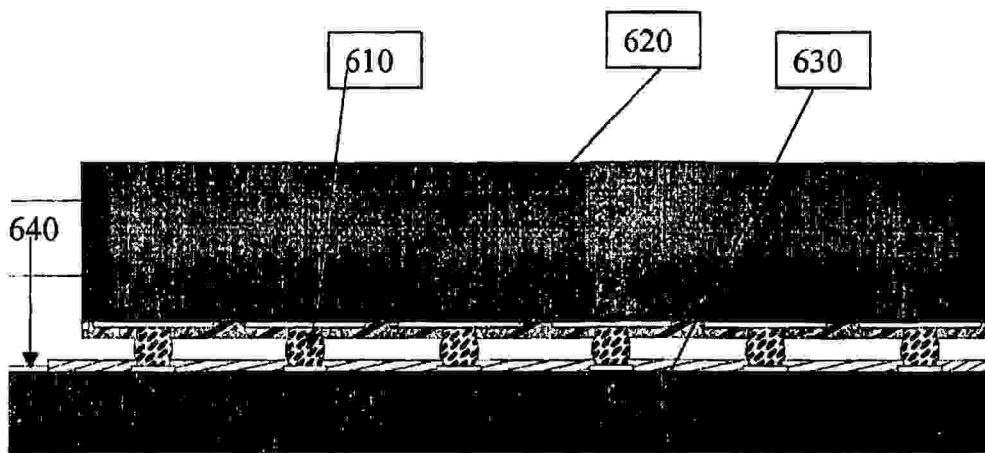


FIGURA 6B

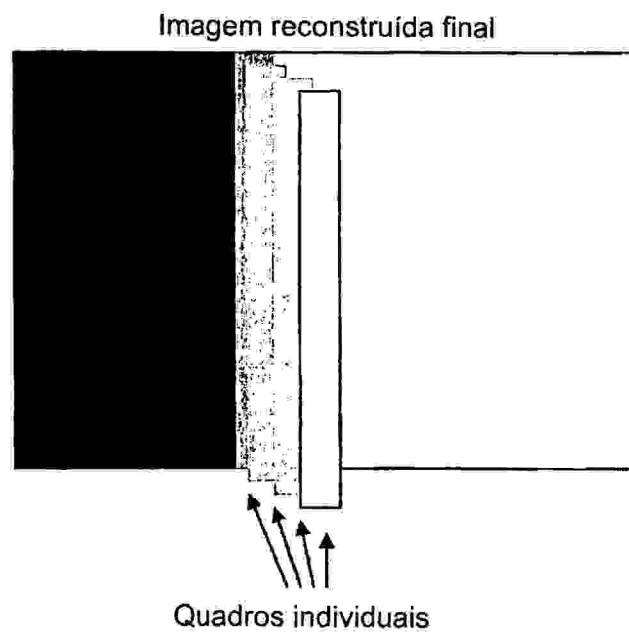


FIGURA 7

Reconstrução laminográfica compensada no tempo 1/3

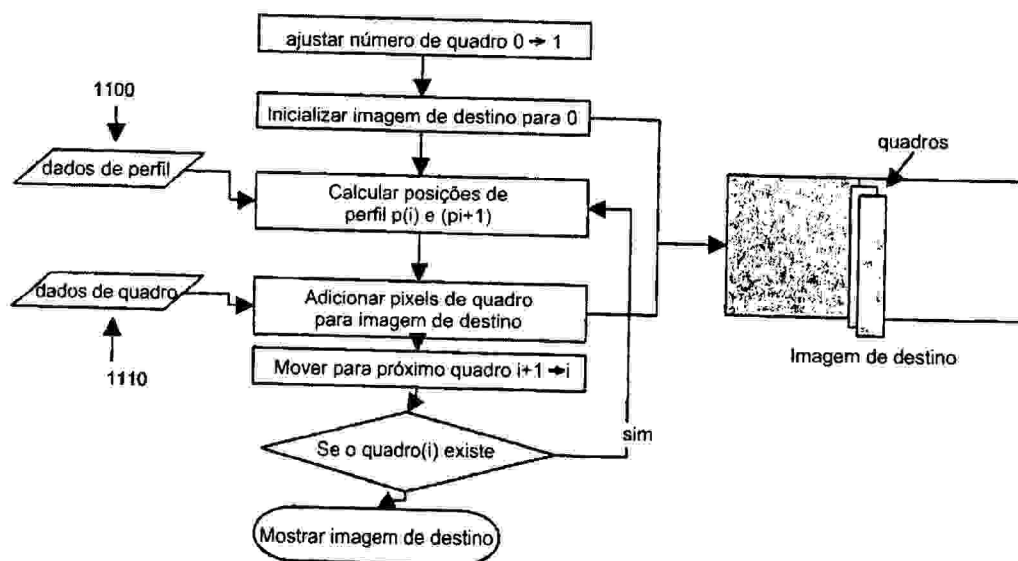


FIGURA 8A

Reconstrução laminográfica compensada no tempo 2/3

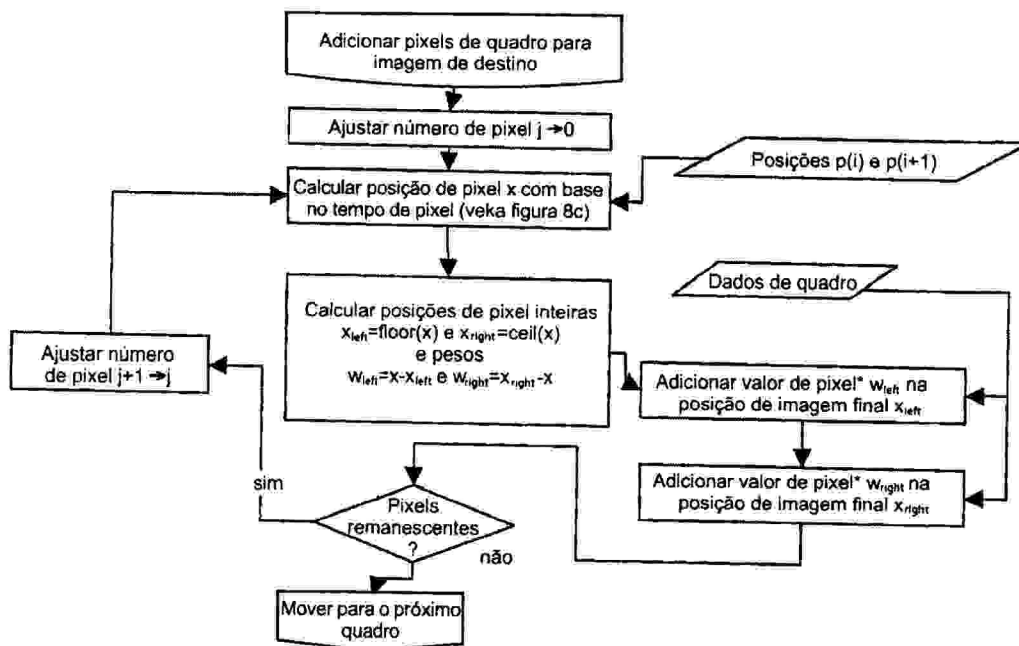


FIGURA 8B

Reconstrução laminográfica compensada no tempo 3/3

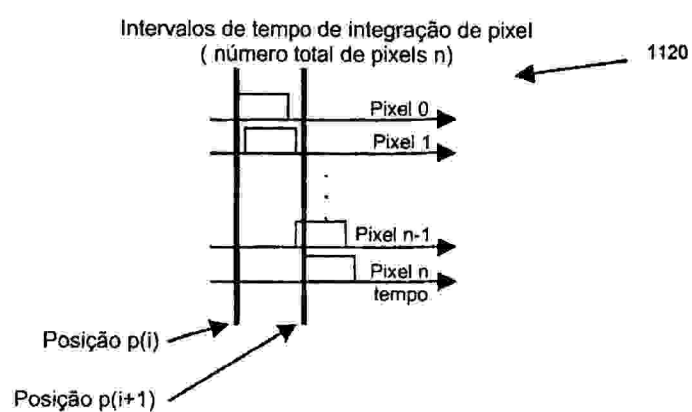


FIGURA 8C

Reconstrução laminográfica compensada no tempo 3/3

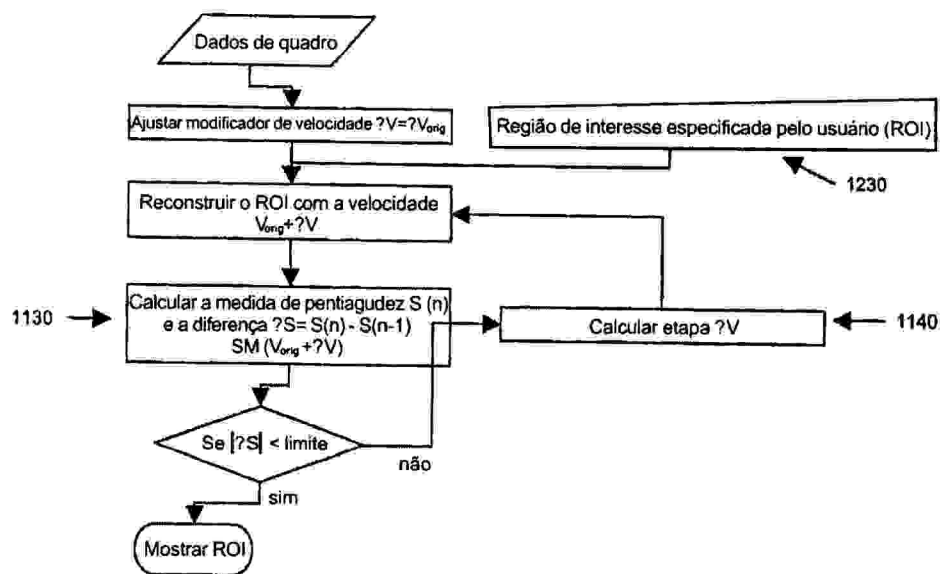
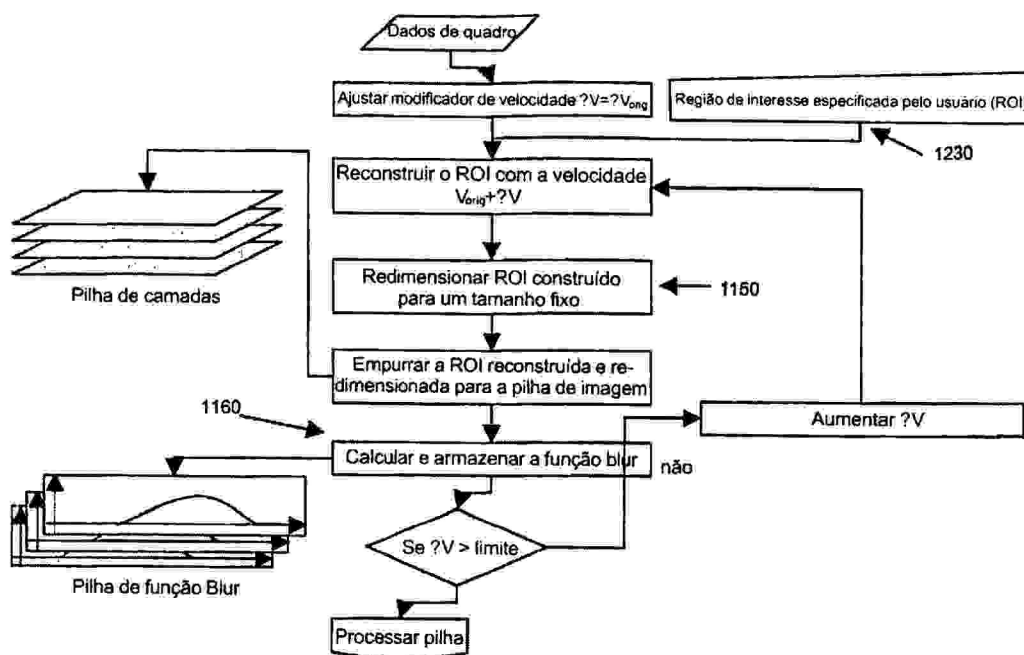


FIGURA 8D

Calcular uma fatia transversal 1/2



Calcular uma fatia transversal 2/2

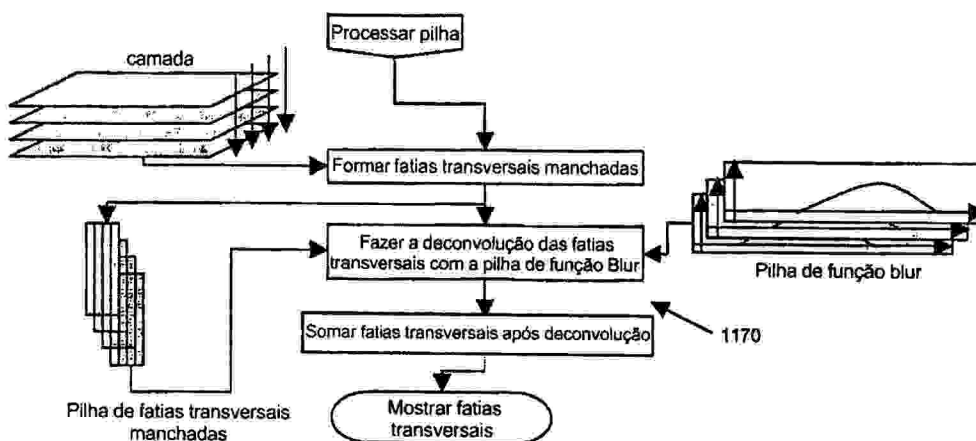


FIGURA 8E

Feixe estreito, reconstrução 3D limitada em ângulo

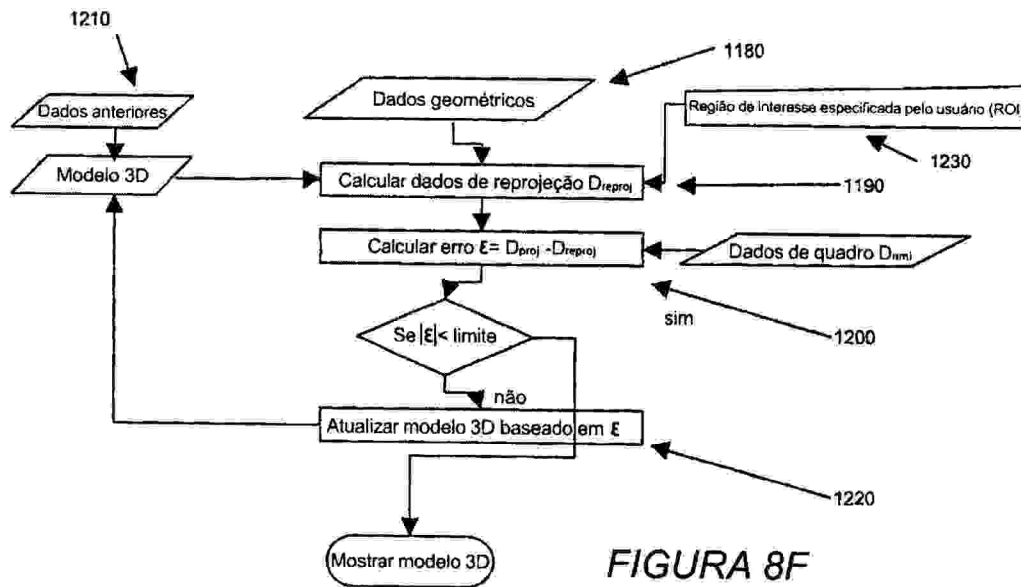


FIGURA 8F

A modificação do perfil de velocidade resulta em uma camada diferente a ser reconstruída

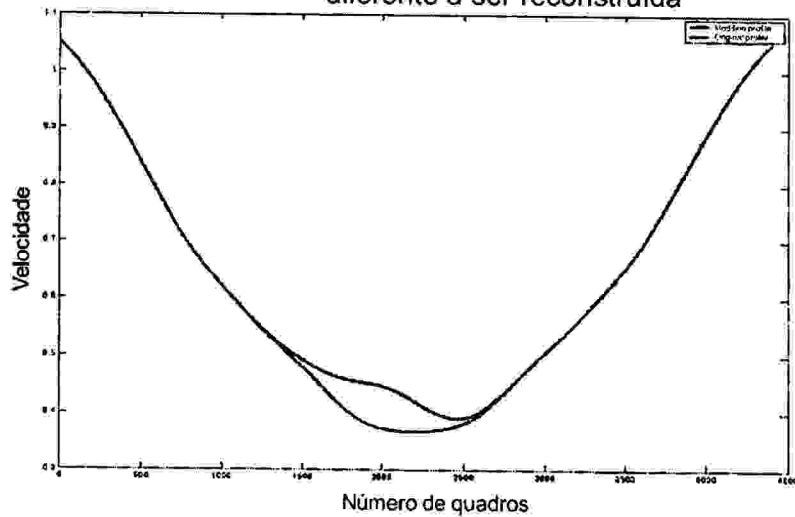
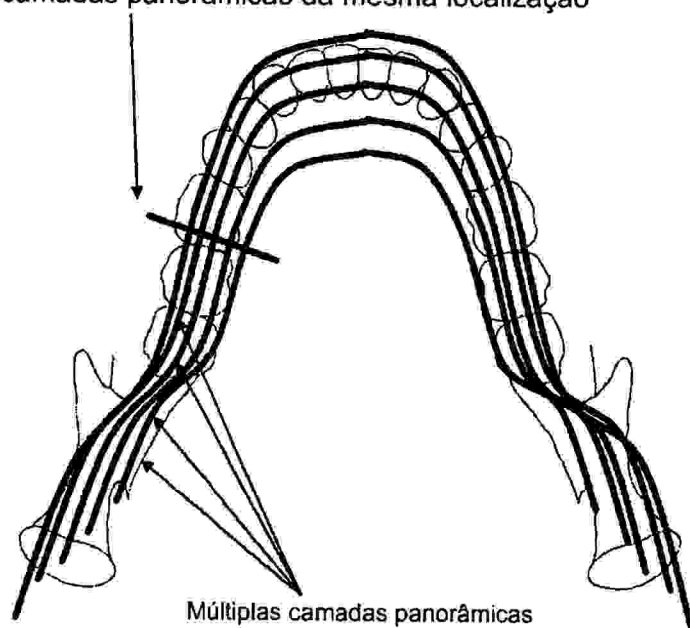


FIGURA 8H

Camada transversal reconstruída pela concatenação
de filas de camadas panorâmicas da mesma localização



Múltiplas camadas panorâmicas

FIGURA 9