



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

(21) PI 0807441-0 A2



* B R P I 0 8 0 7 4 4 1 A 2 *

(22) Data de Depósito: 24/01/2008
(43) Data da Publicação: 08/07/2014
(RPI 2270)

(51) Int.Cl.:
H05G 1/02

(54) Título: EQUIPAMENTO PARA TRATAMENTO DE IMAGENS DENTÁRIAS E FACIAIS **(57) Resumo:**

(30) Prioridade Unionista: 24/01/2007 US 60/897,421

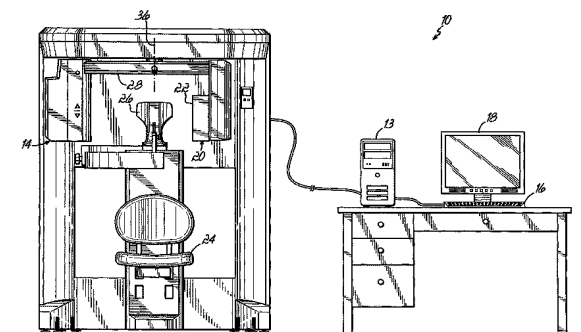
(73) Titular(es): IMAGING SCIENCES INTERNATIONAL LLC.

(72) Inventor(es): Edward Marandola, Henry Tancredi, John Tancredi

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

(86) Pedido Internacional: PCT US2008051922 de 24/01/2008

(87) Publicação Internacional: WO 2008/092009de 31/07/2008



**“Equipamento Para Tratamento
de Imagens Dentárias e Faciais”**

Relatório Descritivo

Campo Técnico

5 A invenção relaciona-se com o exame de objetos com radiação penetrante e especialmente com uma escaneadora com um detector que pode ser posicionado em orientações diferentes para gerar imagens diferentes.

Declaração de Prioridade

10 Este pedido reivindica a prioridade do Pedido Provisório US 60/897.421 depositado em 24 de janeiro de 2007 e aqui incorporado por referência.

Antecedentes

15 É conhecida a visualização de objetos, incluindo partes da anatomia humana, pelo uso de raios X e outras formas de radiação penetrante. No caso de raios Xs, a radiação é dirigida ao objeto a partir de um lado e a parte da radiação que penetra o objeto é detectada no lado oposto. Uma imagem pode, deste modo, ser obtida em que partes do objeto que são mais absorventes de raios X, partes tipicamente mais
20 opacas do objeto, apareçam como sombras mais escuras, por exemplo, detectando os raios X eletronicamente e gerando uma imagem usando um computador. Num sistema de tomografia computadorizada (CT), uma série de imagens de raios X de um alvo é tomada com a direção a partir da fonte para o detector diferentemente orientado em relação ao desti-
25 no. A partir destas imagens, pode ser reconstruída uma representação tridimensional da densidade do material que absorve raios X no alvo. São conhecidos outros métodos de gerar um conjunto de dados tridimensional ou pode ser desenvolvido para diante. A partir dos dados

tridimensionais, pode ser gerado um tomograma, que é uma seção num plano desejado.

Num sistema de CT dentário típico, o paciente senta-se na vertical e a fonte de raios X e o detector são montados em extremidades opostas de um pórtico que gira em torno de um eixo vertical através do meio da cabeça do paciente. A fim de obter dados suficientes para cobrir a parte desejada da cabeça, que é a maior parte da extensão do crânio no plano horizontal em tratamento de imagens de CT com alta resolução, o detector deve cobrir uma distância substancial na direção circunferencial perpendicular ao eixo de rotação do pórtico, quer dizer, a direção horizontal.

Os detectores eletrônicos atualmente disponíveis incluem conjuntos ordenados de painel de dispositivo acoplado à carga (CCD) ou outros detectores, cada um dos quais converte os raios X entrantes numa área de pixel num tempo definido numa carga elétrica que pode ser facilmente convertida num valor de intensidade digital para computação subsequente. Um detector de painel plano comercialmente disponível a partir de Sistemas de Varian Me Systems, Inc., de Salt Lake City, Utah que é apropriado para uso em unidades de CT dentária tem um tamanho de pixel de 127 μm (micrômetros) quadrados e tem um tamanho de painel global de aproximadamente 25 cm x 20 cm. Na formação de imagens dentárias com um feixe de cone, em razão da divergência do feixe para o painel, esse painel proporciona um Campo efetivo de Vista de aproximadamente 16 cm x 13 cm. Quando montado com o eixo do comprimento horizontal, o comprimento de 25 cm do painel permite, deste modo, um Campo de Vista com um diâmetro de aproximadamente 16 cm, que é suficientemente grande para permitir a cobertura suficiente das estruturas de imagem formada na direção axial (horizontal) com alta resolução para usos dentários típicos.

Todavia, para a maioria dos adultos normais, a altura de 20

cm do painel permite a formação de imagens apenas da parte inferior da mandíbula inferior até cerca das partes inferiores das órbitas dos olhos (altura efetiva de mais ou menos 13 cm ao nível do objeto que está sendo visualizado). Isto é suficiente para a maioria das aplicações dentárias e de cirurgia oral, mas, para algumas classes de aplicações de cirurgia ortodôntica e ortognática, é essencial uma imagem de raios X até o nível da glabella, aproximadamente o nível das sobrancelhas. Essas imagens, conhecidas como de “face completa”, têm sido produzidas no passado conduzindo duas varreduras de sobreposição de 13 cm de altura em níveis diferentes e fundindo as imagens. Conduzir duas varreduras aumenta a dose de radiação para o paciente. Fundir as imagens sem costura é difícil, especialmente em vistas de que o tempo tomado para reposicionar o pórtico ou o paciente, entre as duas varreduras, permite que o paciente se mova. Seria possível usar um painel detector quadrado de 25 cm, que teria tanto a largura para produzir varreduras CT de cobertura completa da boca diametralmente e a altura para produzir varreduras de face completa numa única varredura para cerca de 98% dos adultos humanos, mas o custo dos painéis de detector aumenta desproporcionalmente com o tamanho do painel e não poderia ser facilmente justificado, quando a altura completa é raramente exigida.

Sumário

De acordo com uma modalidade da invenção, é proporcionado um método e um sistema para tomografias computadorizadas dentárias e faciais ou outras imagens, em que são montados opostos um ao outro uma fonte de raios X ou outra radiação penetrante e um detector de painel plano para a radiação num pórtico rotativo, de forma que a cabeça do paciente possa ser posicionada entre a fonte e o detector, com o eixo de rotação do pórtico passando através da cabeça do paciente. O detector é mais comprido numa direção do que na direção perpendicular, geralmente retangular, e é rotativo entre uma posição

em que o eixo comprido do detector é geralmente perpendicular e uma posição em que o eixo comprido é geralmente paralelo ao eixo de rotação do pórtico. O comprimento do painel detector ao longo do eixo comprido é suficiente para CT computadorizado completamente detalhado, quando o eixo do comprimento for perpendicular ao eixo de rotação do pórtico, e para a CT de face completa, quando o eixo do comprimento for paralelo ao eixo de rotação do pórtico.

A “direção” vertical é definida em relação à orientação da cabeça do paciente, quando o paciente estiver de pé ou sentado na vertical. Embora, para facilidade de construção e operação, esta direção e a direção do eixo de rotação do pórtico estejam substancialmente alinhadas e sejam substancialmente a mesma que a vertical gravitacional local, a consideração da geometria e da mecânica do sistema e a motilidade e flexibilidade dos seres humanos mostra que o alinhamento exato não é necessário. Além disso, algumas máquinas dentárias de raios X operam com o paciente deitado e a direção “vertical” da cabeça do paciente é, então, mais quase horizontal em relação à gravidade.

Numa modalidade descrita, o painel detector é alinhado de forma que, com o eixo do comprimento perpendicular ao eixo de rotação do pórtico (orientação de paisagem), o centro do painel está no centro sobre o eixo central do feixe de radiação a partir da fonte, eixo central esse que intersecta o eixo de rotação do pórtico.

Numa modalidade descrita, o painel detector é montado de forma que um canto inferior fique na mesma posição, tanto na orientação de paisagem como na orientação com o eixo do comprimento paralelo ao eixo de rotação do pórtico (orientação de retrato). Usando esta característica ou, em outras modalidades, na orientação de retrato, o painel pode estender mais acima do centro do feixe e menos para o outro lado do feixe, do que na orientação de paisagem. Nos casos em

que a orientação de paisagem é otimizada para o tratamento de imagens da boca, a orientação de retrato pode, então, ser otimizada para imagens de face completa na mesma posição relativa da cabeça do paciente e o pórtico de escaneadora. Nos casos em que a orientação de paisagem
5 é otimizada para alta resolução, a orientação de retrato, estendendo-se tão longe do eixo quanto a orientação de paisagem de um lado, mas, menos longe do outro lado, pode proporcionar um bom compromisso para manter resolução aceitável com o painel mais estreito.

A invenção também proporciona software de computador
10 configurado para gerar conjuntos de dados tomográficos 3-D e outros e imagens tomográficas e outras, de acordo com o método da invenção, e meio legível em computador contendo esse software. O software pode ser escrito para processar dados tomográficos de processamento de computadores de outra forma convencionais.

15 O software de computador pode responder a um sinal a partir de um comutador que detecta a posição do painel sensor.

A invenção também proporciona dados produzidos pelos métodos e sistemas da invenção.

Deve ficar entendido que tanto a descrição geral precedente
20 como a descrição detalhada seguinte são exemplificativas e explicativas e pretende-se que proporcionem explicação adicional da invenção conforme reivindicada.

Breve Descrição dos Desenhos

Os desenhos anexos, que são incluídos para proporcionar
25 uma compreensão adicional da invenção e são incorporados e constituem parte deste Relatório Descritivo, ilustram modalidades da invenção e, em conjunto com a descrição, servem para explicar os princípios da invenção.

Nos desenhos:

a **Figura 1** é uma vista esquemática do equipamento para gerar uma imagem tomográfica;

5 a **Figura 2** é uma vista em perspectiva de parte de um pórtico do equipamento da Figura 1, com uma cobertura removida;

a **Figura 3** é uma vista em perspectiva diferente da mesma parte de um pórtico como na Figura 2;

10 a **Figura 4A** é uma vista em projeção do exterior da extremidade do detector com a cobertura e uma proteção de cabo removidas, em orientação de paisagem;

a **Figura 4B** é uma vista em projeção do exterior da extremidade do detector com a cobertura e uma proteção de cabo removidas, em orientação de retrato;

15 a **Figura 5A** é uma vista em projeção do lado interior da extremidade do detector em orientação de paisagem;

a **Figura 5B** é uma vista em projeção do lado interior da extremidade do detector na orientação de retrato; e

a **Figura 6** é uma vista em detalhe de uma parte das modalidades prévias.

20

Descrição Detalhada

Será feita, agora, referência em detalhe a várias modalidades da presente invenção, cujos exemplos são ilustrados nos desenhos anexos.

25 Com referência aos desenhos e inicialmente às Figuras 1 e 2, uma forma de equipamento tomográfico 10, de acordo com uma modalidade da invenção, compreende uma escaneadora 12 e um

computador 13 controlado por um console 16 com uma tela 18. A
escaneadora 12 compreende uma fonte de raios X 14, um detector de
raios X 20, que inclui um conjunto ordenado do sensor retangular 22, e
um suporte 24 para um objeto a ter a imagem formada. Numa modali-
5 dade, a escaneadora 12 é disposta para formar imagens da cabeça ou
parte da cabeça de um paciente humano (não mostrado), especialmente
as mandíbulas e dentes. O suporte 24 pode, então, ser uma cadeira
com um repouso ou restritor 26 para a cabeça ou face (não mostrada)
do paciente. A fonte de raios X 14 e o detector de raios X 20 são, então,
10 montados num veículo portador ou pórtico 28 de modo a circundarem a
posição da cabeça do paciente, ao mesmo tempo em que permanecem
alinhados um com o outro. O detector de raios X 20 registra, então, um
fluxo de diagramas de sombras de raios X da cabeça do paciente a
partir de diferentes ângulos. O computador 33 recebe os dados de
15 imagens de raios X da escaneadora 12 e calcula uma distribuição
espacial 3-dimensional da densidade de raios X.

O tratamento de imagens da cabeça do paciente e o cálculo
da distribuição espacial podem ser executados por métodos e equipa-
mento já conhecidos na técnica e, no interesse da concisão, não são
20 mais descritos aqui. O equipamento apropriado está comercialmente
disponível, por exemplo, o i-CAT Cone Beam 3-D Dental Imaging
System a partir de Imaging Sciences Internacional de Hatfield, PA.

Referindo, agora, também à Figura 2 e à Figura 3, o detec-
tor de raios X 20 compreende um painel tendo um conjunto ordenado
25 retangular de elementos sensíveis aos raios X, suportado por um
mancal de rolete de cilindro 30 num painel de montagem 32 ligado ao
pórtico 28. Não são mostrados cabos elétricos nem uma proteção que
protege os cabos das partes em movimento. Os cabos elétricos ficam
parcialmente retidos entre uma guia 34 e o painel de montagem 32. A
30 fonte de raios X 14 é disposta de forma a emitir um feixe de raios X com
um eixo (o eixo dos raios X não mostrado) que é alinhado com o centro

da fonte de raios X 14 e intersecta perpendicularmente o eixo do pórtico de rotação 36 do pórtico 28 em relação à moldura da escaneadora 12. O eixo 38 do suporte do cilindro 30 ("o eixo do detector") pode ser paralelo, mas, desviado a partir do eixo dos raios X da fonte 14. O

5 painel do detector de raios X 20 é geralmente perpendicular ao eixo do detector 38 e o eixo do detector passa através do painel. Nas modalidades mostradas, quando o detector de raios X 20 está na orientação de paisagem com o eixo do comprimento do conjunto ordenado do sensor retangular 22 horizontal (perpendicular ao eixo de pórtico 36), o eixo

10 dos raios X fica alinhado com o centro do conjunto ordenado do sensor retangular 22.

O eixo do detector 38 é desviado horizontalmente a partir do eixo dos raios X e é posicionado a distâncias iguais da parte inferior e uma extremidade do conjunto ordenado do sensor retangular 22. Para

15 exemplo usando números, numa modalidade, o painel tem um conjunto ordenado do sensor retangular 22 com uma área de operação de 20 cm por 25 cm e o eixo do detector 38 fica, então, a 10 cm a partir de cada uma da extremidade inferior 40 e uma extremidade 42 (a extremidade esquerda conforme vista na Figura 2 ou a extremidade direita conforme

20 vista nas Figuras 3, 5A e 5B) do conjunto ordenado. Então, quando o detector de raios X 20 é girado de 90° em torno do eixo do detector 38 a partir da orientação de paisagem vista na Figura 5A para uma orientação de retrato Figura 5B, o detector assume uma posição em que a extremidade inferior curta 42 na orientação de retrato está na mesma

25 linha que a extremidade inferior comprida 40 na orientação de paisagem.

Uma modalidade adicional também contemplada, mas não mostrada, é como se segue: o eixo do detector 38 é desviado horizontalmente a partir do eixo dos raios X e é posicionado a distâncias iguais

30 da extremidade superior 44, da extremidade inferior 40 e de uma extremidade 42 do conjunto ordenado do sensor retangular 22. Para

exemplo, usando os mesmos números que na modalidade mostrada, o painel tem um conjunto ordenado do sensor retangular 22 com uma área de operação de 20 cm por 25 cm e o eixo do detector 38 está, então, a 10 cm de cada uma da parte superior, da parte inferior e de uma extremidade (a extremidade esquerda como vista na Figura 2) do conjunto ordenado. Então, quando o detector de raios X 20 é girado de 90° em torno do eixo do detector 38 a partir da orientação de paisagem para uma orientação de retrato, o detector assume uma posição (não mostrada) em que a extremidade comprida à esquerda na orientação de retrato está na mesma linha que a extremidade curta esquerda na orientação de paisagem e a extremidade inferior comprida na orientação de retrato está na mesma linha que a extremidade curta à esquerda na orientação de paisagem.

O suporte do cilindro 30 é um suporte de diâmetro grande, por exemplo, 5,5 cm de diâmetro, com um jogo e uma folga mínimos. Um painel de tratamento de imagens de alta resolução 20 pode ter um tamanho de pixel, por exemplo, de 127 µm. O posicionamento do detector de raios X 20 deve ser estável, tanto dentro de uma varredura como entre varreduras, dentro de uma fração de um pixel, digamos, 0,1 mm (100 µm), para tratamento de imagens de alta qualidade sem computação extra. Um suporte muito estável 30 é, portanto, desejável.

Separadamente de sua montagem, o detector de raios X 20 pode ser um detector de raios X de painel plano comercialmente disponível, tal como aqueles fornecidos por Varian Medical Systems, Inc., de Salt lake City, Utah.

A posição do detector de raios X 20 é controlada por componentes visíveis nas Figuras 2, 4A e 4B. Um motor de passo 46 tendo um induzido 48 (não mostrado) com rosqueados internos estende e retrai um eixo externamente rosqueado 50. O eixo é conectado a blocos de fixação 52 que tem guias 54 que se deslocam ao longo de duas

barras fixas 56 que resistem às forças de rotação do motor. O bloco de fixação 52 é preso a uma correia 55. A correia passa sobre duas polias 57 e em torno de um munhão 58 que está fixado ao suporte do cilindro 30. À medida que o motor 46 estende e retrai o eixo 50, a correia desloca-se no sentido horário e anti-horário de forma a girar o munhão 58 e, assim, o detector de raios X 20.

Ligado ao munhão 58 está um braço 60 que carrega um cabeçote 62. À medida que o munhão 58 roda, o cabeçote 62 descreve um arco entre dois batentes de extremidade 64 posicionados de forma que o munhão 58 e o braço 60 possam girar exatamente de noventa graus entre os batentes de extremidade 64. Os batentes de extremidade 64 são providos de pinos 66 para ajuste preciso das posições em que o cabeçote 62 é parado pelos batentes de extremidade 64. Os batentes têm superfícies de contato endurecidas 68 e o cabeçote tem superfícies de contato endurecidas 70 (Figura 6). As superfícies endurecidas são localizadas dentro de contra-orifícios 72 no cabeçote de forma que ambas as superfícies endurecidas fiquem ao longo de um plano único que se estende a partir do eixo do detector 38. A extremidade de não contato dos pinos 66 repousa contra um parafuso de ajuste 74 (não mostrado) dentro do batente de extremidade 64. O batente é dividido, de forma que o aperto de um parafuso 76 prende sobre o pino 66.

Para manter a precisão, é importante que os contatos não se desgastem nem ou deformem. Uma velocidade de rotação baixa, de baixa energia antes do contato entre os braços e os batentes diminui o impacto. Para esta finalidade, o munhão 58 é provido de atuadores 78a, 78b para um par de comutadores de limite 80 que detectam quando o munhão 58 estiver próximo de uma de suas posições de extremidade. Os comutadores de limite sinalizam a posição para o computador 13. Num momento apropriado, a energia para o motor é parada e a gravidade completa o movimento do braço e o detector. O bloco de fixação 52 vem para uma parada, quando a energia para o

motor é cortada, mas o braço e o detector, dirigidos por gravidade, fazem que o munhão 58 deslize dentro da correia 54, até que o contato 70 no cabeçote 62 entre em contato com o contato 68. Para diminuir mais a velocidade e a força de rotação, uma mola 82 está pivotalmente conectada ao painel de montagem 32 e o braço 60 para carregar uma parte do peso.

O controle da posição descrita acima é apenas uma maneira contemplada de contato a baixa velocidade. Alternativamente, o movimento do munhão 58 pode ser rastreado de outro modo. Por exemplo, os atuadores 78a, 78b e os comutadores de limite 80 podem ter contatos secundários dispostos de forma a sinal para o computador 13 quando o cabeçote 62 estiver a uma distância pequena de um dos batentes de extremidade 64.

Em operação, os pinos 66 são configurados de maneira que as posições de extremidade do detector de raios X 20 sejam posições de paisagem e retrato com o conjunto ordenado retangular alinhado com o eixo de pórtico 36. O alinhamento pode ser preciso dentro de uma fração do tamanho de um pixel acima do comprimento do conjunto ordenado, embora a quantidade de precisão exigida possa ser diferente para modalidades diferentes da invenção. O computador 13 pode ser programado para girar o munhão 58 e, deste modo, o detector de raios X 20, a uma velocidade moderada, sendo de vários segundos para uma rotação de noventa graus. Então, logo antes que o cabeçote 62 alcance o batente de extremidade 64 na extremidade afastada da rotação, o motor 46 é freado e o cabeçote 62 fecha suavemente contra o pino 66, de forma que o detector de raios X 20 seja posicionado com precisão sem um impacto que poderia danificar qualquer parte do sistema. Em particular, é desejável evitar, até onde seja prático, a deformação do cabeçote 62 ou dos pinos 66 que poderia resultar no desvio do detector de raios X 20.

Em uso, a escaneadora 12 pode ser usada com o detector de raios X 20 na orientação de paisagem para uma varredura de tomografia computada da região da boca. Um conjunto ordenado do sensor retangular 22 que é de 25 cm de largura permite a detecção de raios X
5 suficientemente longe do eixo para permitir uma tomografia computada de qualidade suficiente para quase toda a cirurgia dentária e oral. Um conjunto ordenado do sensor retangular 22 isto é de 20 cm de altura permite que a maioria das cabeças de pessoas humanas tenha as imagens formadas sobre uma região que se estende desde apenas
10 abaixo da mandíbula inferior até cerca da parte inferior da órbita ocular. Se apenas uma região de altura menor precisar ter as imagens formadas para uma finalidade específica, a altura do feixe de raios X pode ser reduzida por um colimador ajustável para reduzir a dose de raios X para o paciente. Um colimador com quatro mandíbulas inde-
15 pendentemente controláveis é apropriado e é exigido, em algumas jurisdições, a fim de colimar o feixe de raios X para as mudanças na posição do painel detector. Esses colimadores são bem conhecidos na técnica e, no interesse da concisão, não são melhor aqui descritos.

Com o detector de raios X 20 na orientação de retrato, um
20 conjunto ordenado do sensor retangular 22 que é de 25 cm de altura permite que a maioria das cabeças de pessoas humanas tenha a imagem formada acima de uma região que estende desde logo abaixo da mandíbula inferior até cerca do nível da glabella, aproximadamente o nível da sobrancelha. A altura extra é exigida para tipos de cirurgia
25 ortodôntica e ortognática e um conjunto ordenado 22 do sensor retangular de 25 cm de altura é então suficiente para aproximadamente 98% dos adultos humanos. O posicionamento do eixo do detector 38 em relação ao detector de raios X 20 resulta em que a parte inferior do conjunto ordenado do sensor retangular 22 do painel detector fica ao
30 mesmo nível tanto nas orientações de retrato como de paisagem, de forma que o posicionamento do paciente na escaneadora 12 é idêntico

em ambas as varreduras de retrato e de paisagem, o que reduz o risco de que uma varredura tenha de ser repetida, porque o paciente estava posicionado incorretamente.

Com um conjunto ordenado do sensor retangular 22 de 20
5 cm por 25 cm na orientação de retrato, existe alguma perda de qualidade da imagem, em razão da largura reduzida do detector. Contudo, o posicionamento do eixo do detector 38 em relação ao detector de raios X 20 pode ser escolhido de forma que um lado do conjunto ordenado do sensor retangular 22 fique a 12,5 cm completos a partir do eixo dos
10 raios X, com o outro lado do conjunto ordenado a apenas 7,5 cm a partir do eixo dos raios X. A extensão de 12,5 cm de um lado do eixo dá melhor cobertura diametralmente na formação de imagens de tomografia computada do que um painel que se estende a 10 cm de ambos os
15 lados do eixo dos raios X, usando um método de reconstrução conhecido comumente chamado de “modo de meio feixe”. Embora a qualidade da imagem seja menor do que com um conjunto ordenado de 25 cm de largura, foi constatado ser suficiente para a maioria das formas de cirurgia ortodôntica e ortognática. Nos casos em que é exigida uma
20 imagem de alta resolução dos dentes reais, por exemplo, para algumas formas de diagnóstico ou cirurgia oral, a varredura de face completa de 25 cm de altura pode ser combinada com uma segunda varredura, usando o detector de raios X 20 na orientação de paisagem de 25 cm de largura, mas com o feixe de raios X colimado para apenas 6 ou 8 cm de altura. Essa dupla varredura pode ser conduzida com menor dosagem
25 de raios X para o paciente do que resultaria de uma varredura de face completa usando duas varreduras de sobreposição a partir de uma escaneadora com um painel detector fixo de 25 cm de largura por 20 cm de altura.

Certos painéis detectores comercialmente disponíveis apro-
30 priados para uso como o detector de raios X 20 são proporcionados com eletrônica embutida para um modo de formação de imagens de alta

resolução panorâmica, em que o feixe de raios X é colimado para uma fenda vertical estreita e apenas os pixels do detector na parte correspondente do conjunto ordenado de detector são lidos. Esse modo acelera muito o processo de leitura, reduzindo o número de pixels lidos.

5 Todavia, os painéis disponíveis suportam esse modo de fenda panorâmico apenas na orientação de paisagem. A formação de imagens panorâmicas da face completa de alta resolução não é normalmente necessária, mas o detector de raios X rotativo 20 do presente dispositivo permite a comutação entre os modos operacionais incluindo uma
10 varredura de face completa de 25 cm de altura e o modo de fenda panorâmica em que um painel detector fixo, numa ou noutra orientação, poderia oferecer apenas um daqueles modos.

Várias modificações e variações podem ser feitas na presente invenção sem sair do espírito ou escopo da invenção. Deste modo,
15 pretende-se que a presente invenção cubra as modificações e variações desta invenção, desde que estejam dentro do escopo das Reivindicações anexadas e seus equivalentes.

Como exemplo, foi usado um painel detector com um conjunto ordenado de sensores de 20 cm por 25 cm. Isto é apenas um
20 exemplo e podem ser usados painéis detectores de outros tamanhos.

Como exemplo, foi descrito um detector de raios X 20 posicionado com o eixo do suporte 30 equidistante a partir de duas extremidades do painel, de forma que a extremidade inferior e uma extremidade lateral fiquem na mesma posição em relação ao pórtico nos
25 modos de paisagem e de retrato. Também é descrito como exemplo um detector de raios X 20 posicionado com o eixo do suporte 30 equidistante de três extremidades do painel, de forma que a extremidade inferior e uma extremidade lateral fiquem nas mesmas posições em relação ao pórtico nos modos de paisagem e de retrato. Certas razões para aquelas disposições foram identificadas. Contudo, são possíveis outras
30

posições do detector de raios X 20 em relação ao eixo do suporte 30 e pode ser desejável para certas finalidades ou em certas configurações da escaneadora.

A Figura 1 mostra que o computador 13 em que os dados
5 de imagem são processados e analisados é conectado à escaneadora 12. Um computador único 13 pode tanto controlar a escaneadora 12 como processar os dados. Alternativamente, parte ou todo o processamento pode realizado num computador separado. Os dados da escaneadora 12 podem ser transferidos de computador para computador num
10 formato conveniente, por exemplo, o formato de DICOM, num estágio conveniente do processo. Os dados podem, por exemplo, ser transferidos diretamente de computador para computador ou podem, por exemplo, ser *uploaded* (*elevados*) e *downloaded* (*baixados*) a partir de um servidor de memória. O controle detalhado do motor 46 e o movi-
15 mento do detector de raios X 20 podem ser controlados por uma controladora de lógica dedicada na escaneadora 12, com o computador 13 ou outro controlador externo emitindo meramente um comando para adotar uma orientação especificada dentre a de retrato e de paisagem e recebendo um sinal que confirma que o detector de raios X 20 está
20 numa orientação específica.

Equipamento Para Tratamento

de Imagens Dentárias e Faciais

Reivindicações

1 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

5 **caracterizado** por que compreende:

um pórtico rotativo;

uma fonte de radiação penetrante montada no pórtico;

10 um detector de radiação montado oposto à fonte no pórtico, de forma que a cabeça do paciente possa ficar posicionada entre a fonte e o detector, com o eixo de rotação do pórtico passando pela cabeça do paciente;

em que o detector é comprido e é montado rotativamente entre uma posição em que o eixo longo do detector é geralmente perpendicular ao eixo de rotação do pórtico e uma posição em que o eixo longo do
15 detector é geralmente paralelo ao eixo de rotação do pórtico.

2 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o comprimento do detector segundo o eixo longo é suficiente para uma CT da face completa de um adulto humano normal, quando o eixo longo for vertical
20 em relação à cabeça do paciente.

3 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que é disposto de forma a ser operado com o eixo de rotação do pórtico geralmente na direção da vertical gravitacional local.

4 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

25 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é alinhado de forma que, com o eixo longo perpendicular ao eixo de

rotação do pórtico, o centro do detector está sobre o eixo central de um feixe de radiação a partir da fonte, cujo eixo central intersecta o eixo de rotação do pórtico.

5 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

5 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é montado de forma que um canto está na mesma posição em ambas as posições.

6 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

10 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que compreende, além disso, um dispositivo de computação disposto de forma a receber dados de radiação a partir do detector e calcular pelo menos um de dados voxel e dados computados de pixel de tomografia.

7 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

15 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é geralmente retangular.

8 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é montado de forma que uma extremidade está no mesmo plano horizontal em ambas as posições.

9 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

20 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é montado de forma que a extremidade inferior perpendicular ao eixo de rotação do pórtico está no mesmo plano horizontal em ambas as posições.

10 - Equipamento Para Tratamento de Imagens Dentárias e Faciais,

25 de acordo com a Reivindicação 1, **caracterizado** por que o detector é um detector de painel plano.

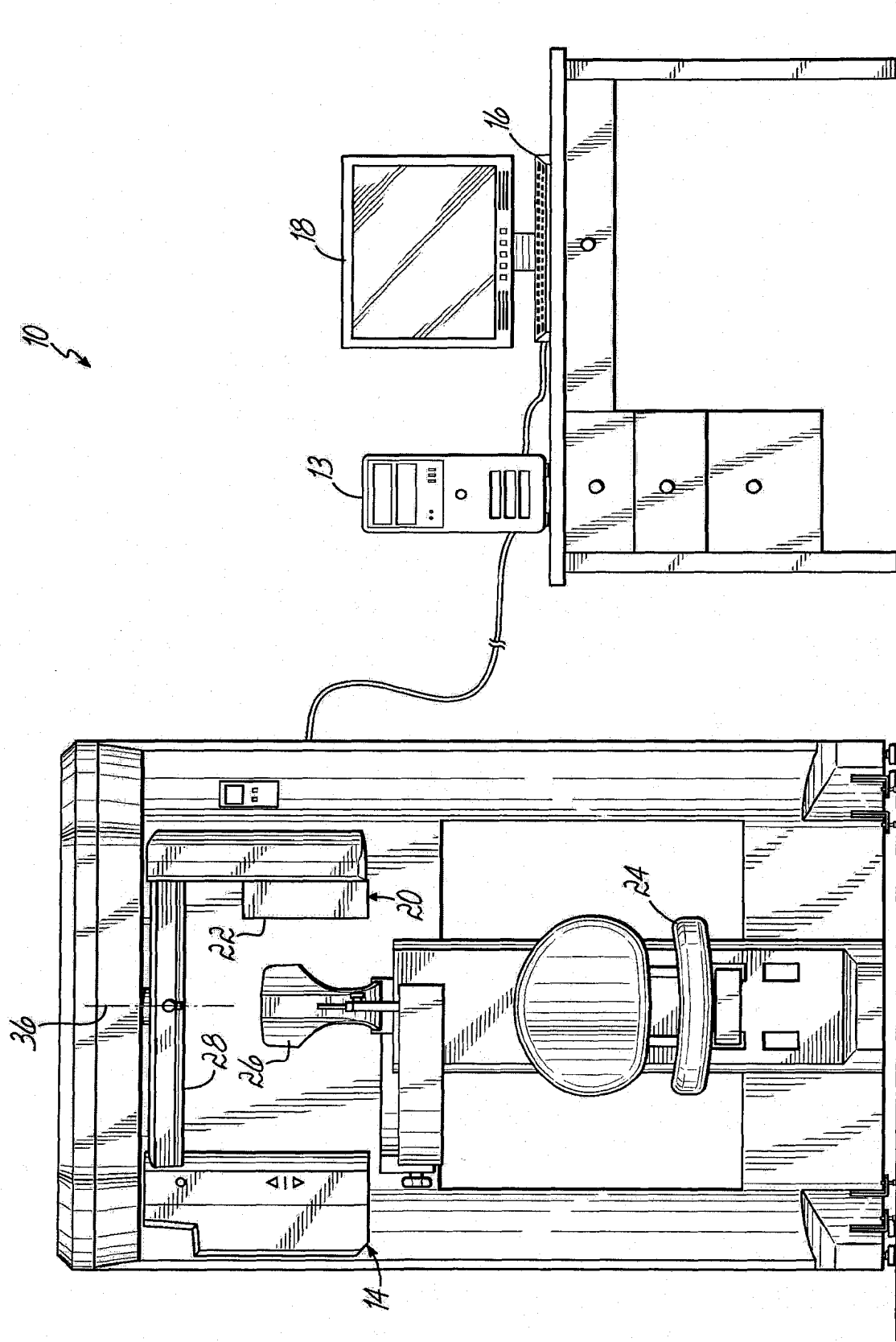


Figure 1

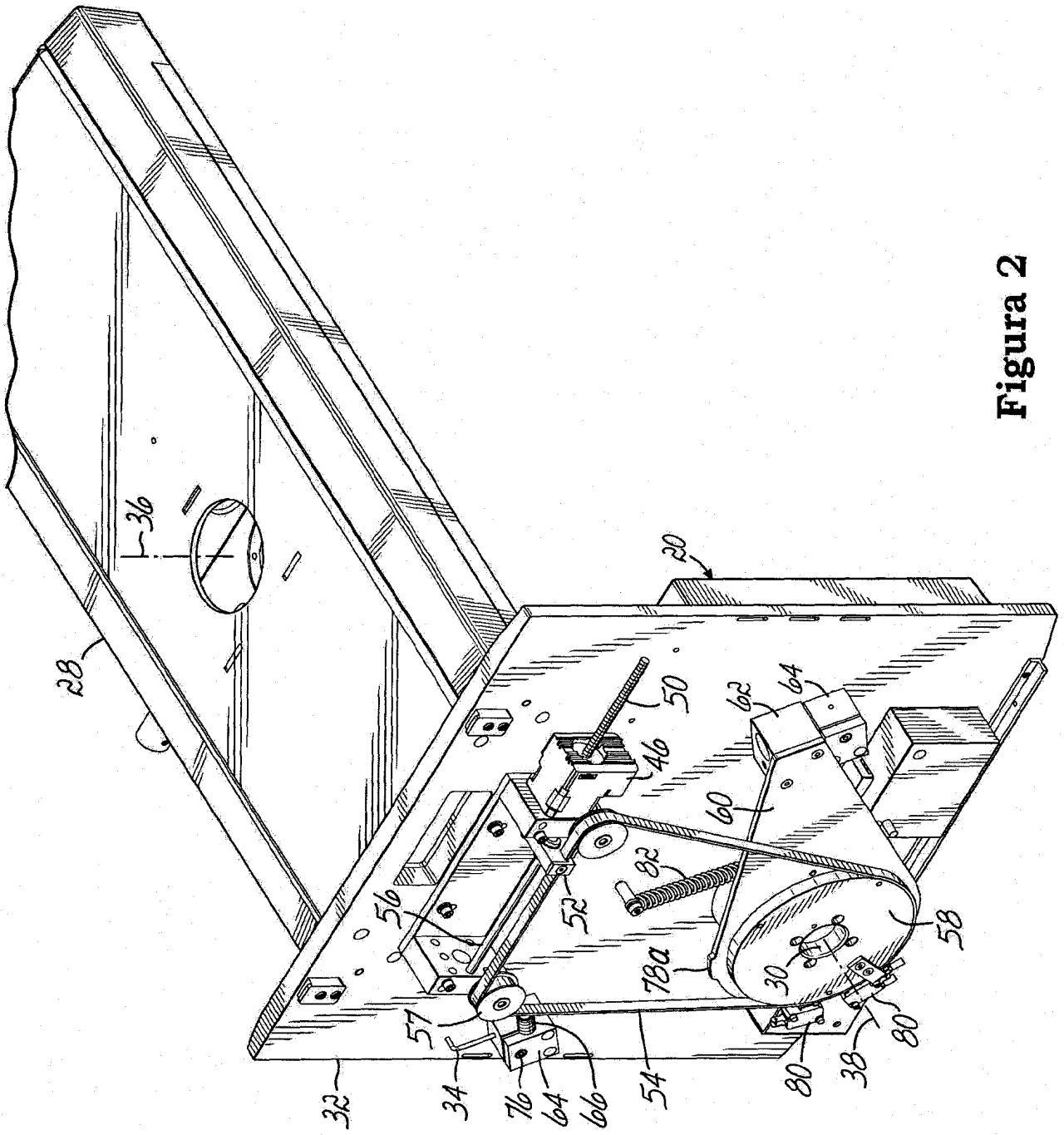


Figura 2

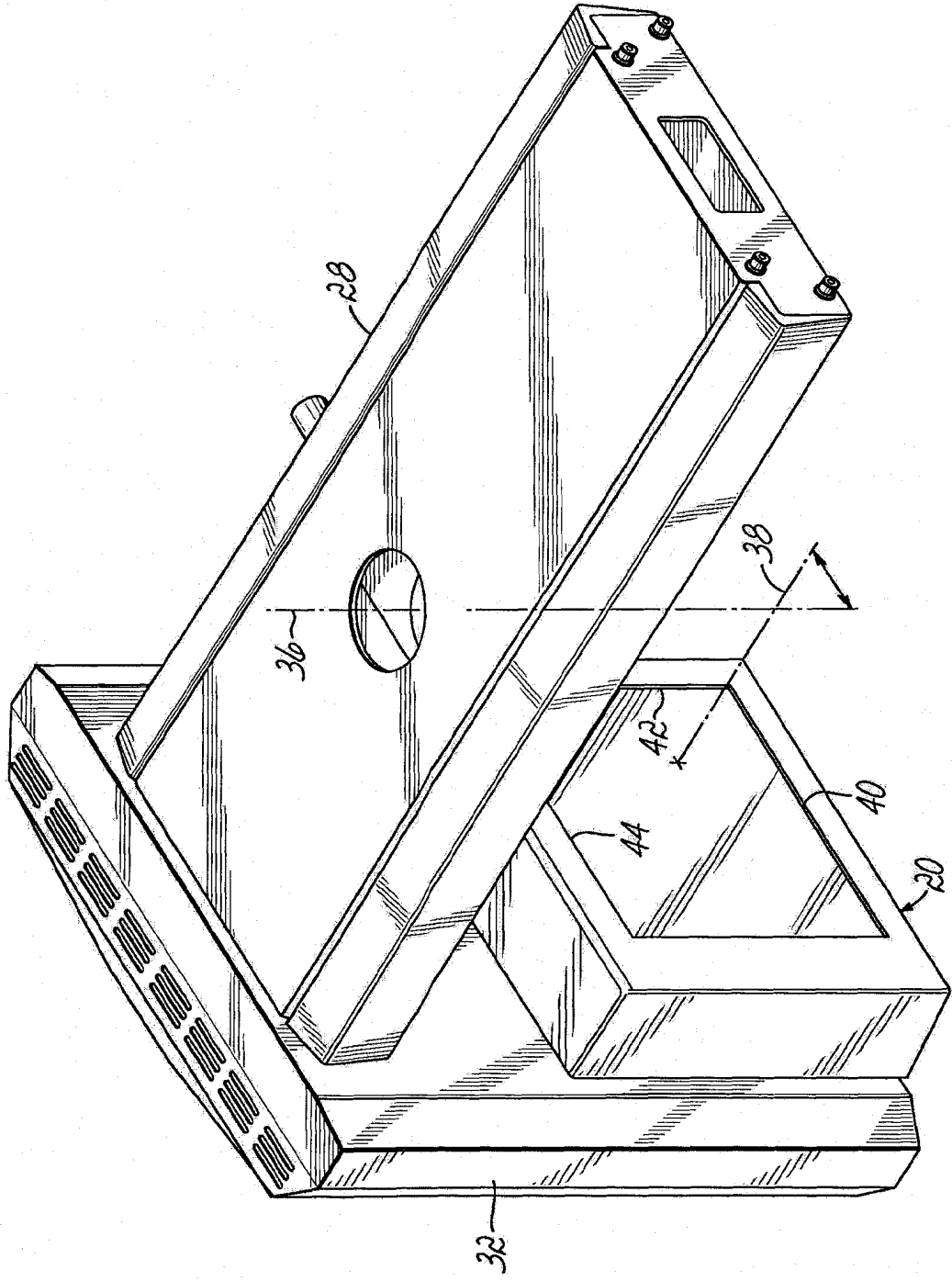


Figura 3

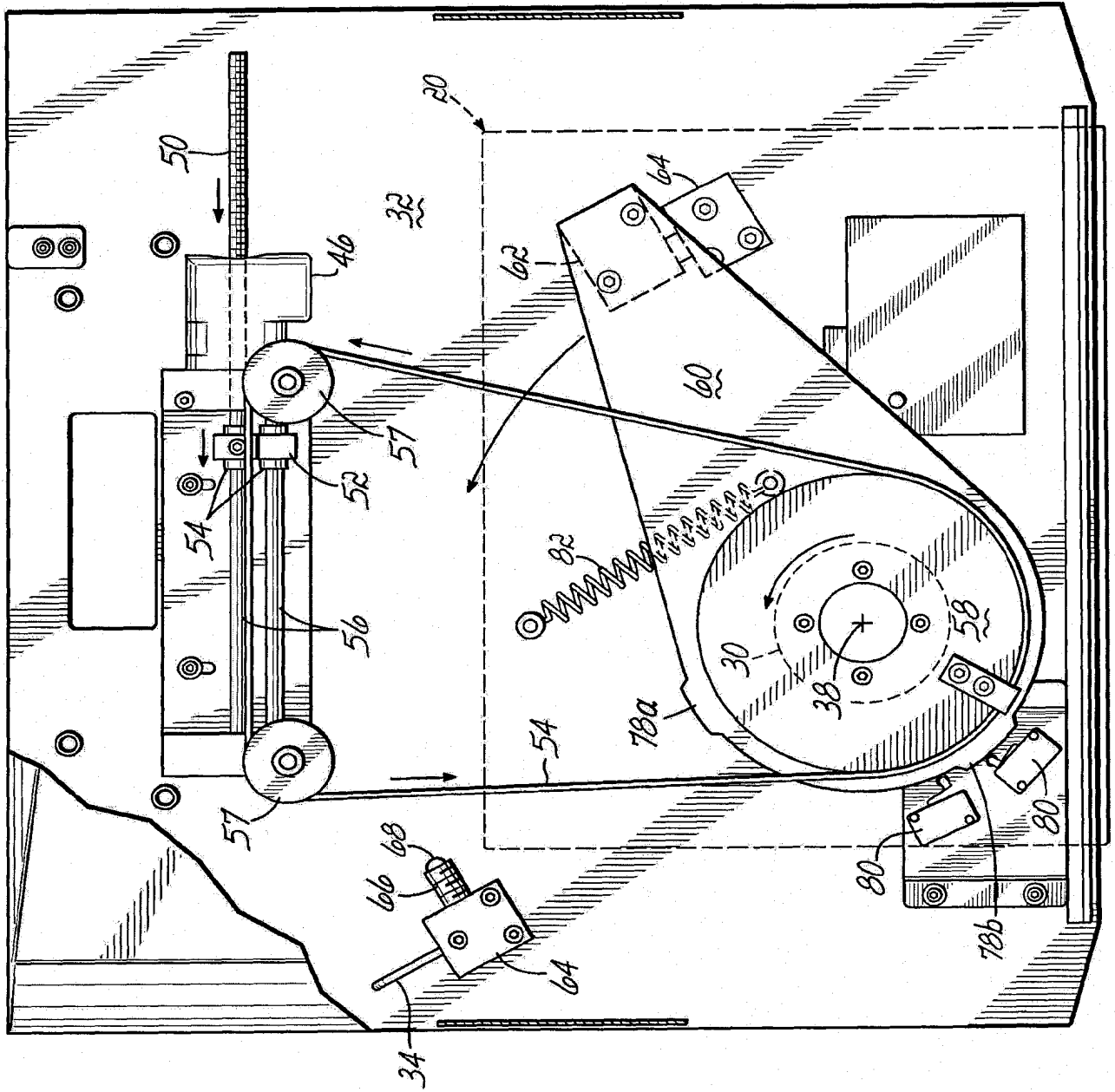


Figura 4A

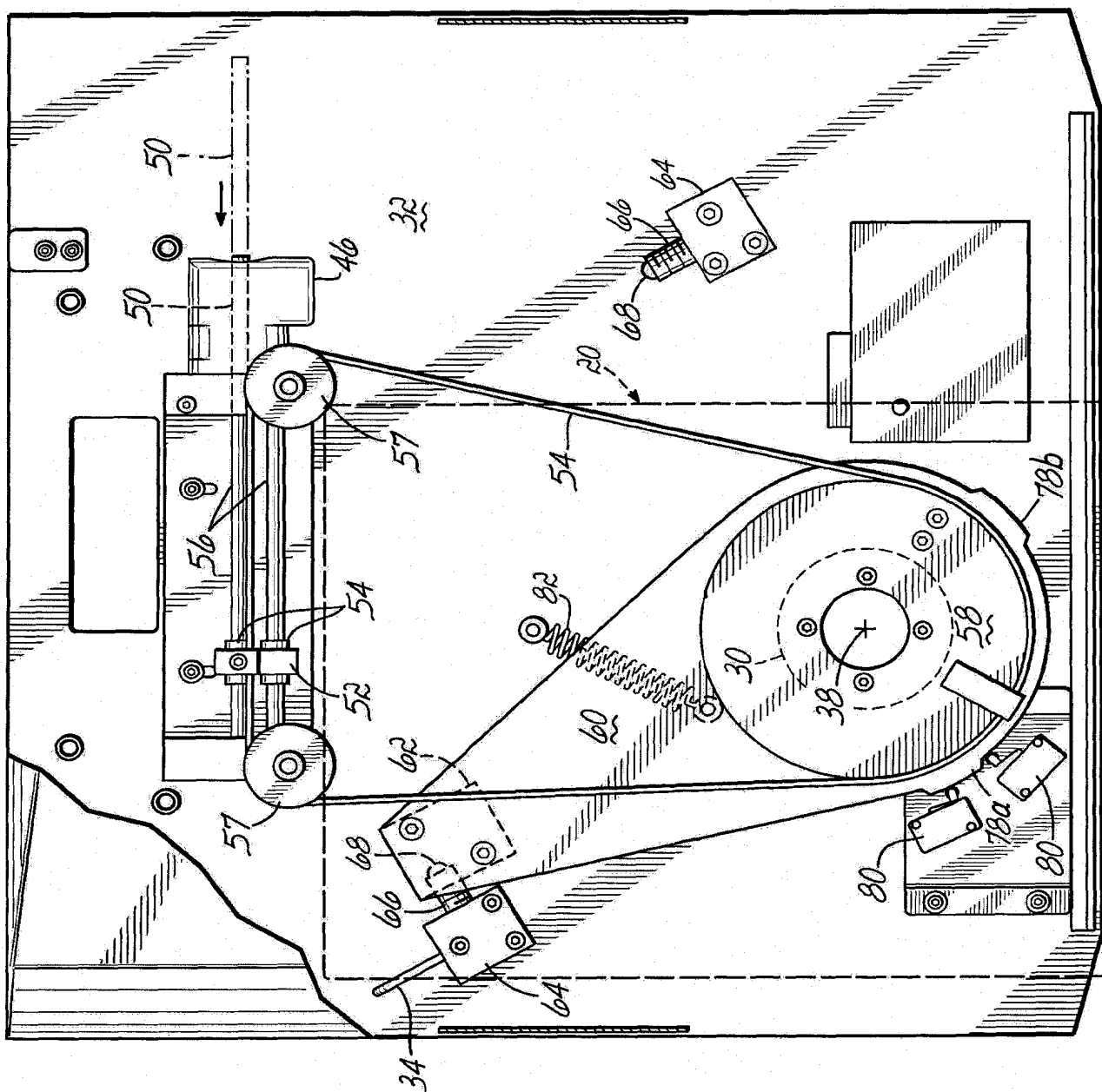
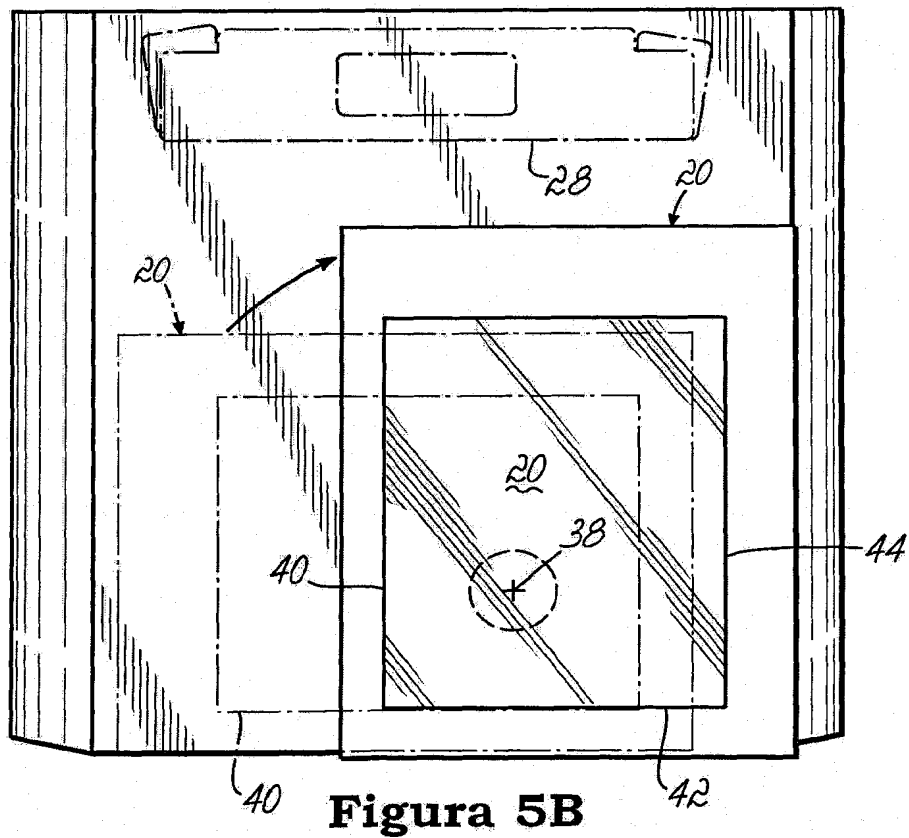
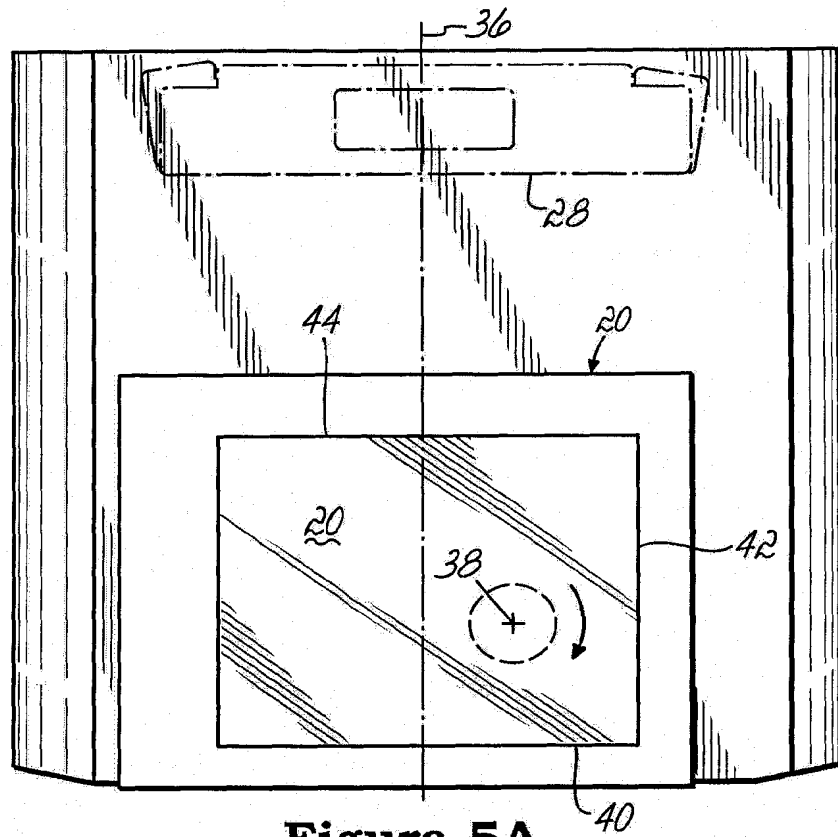
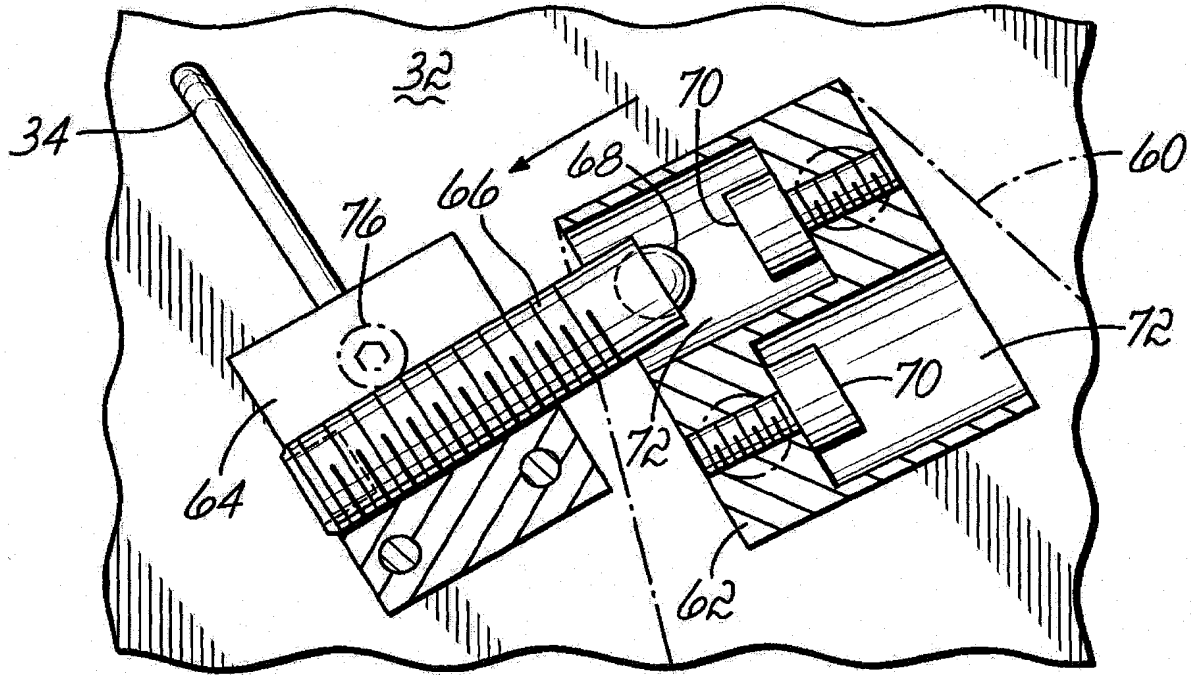


Figura 4B



**Figura 6**

Equipamento Para Tratamento

de Imagens Dentárias e Faciais

Resumo

Para o tratamento de imagens dentais e faciais, uma fonte
5 de raios X (14) ou outra radiação penetrante e um detector (20) são
montados opostos um ao outro num pórtico rotativo (28), de forma que
a cabeça do paciente possa ficar posicionada entre a fonte (14) e o
detector (20), com o eixo de rotação (36) do pórtico passando pela
cabeça do paciente. O detector é mais longo numa direção do que na
10 direção perpendicular, geralmente retangular, e é rotativo entre uma
posição em que o eixo longo é transversal ao eixo de rotação do pórtico e
uma posição em que o eixo longo é geralmente paralelo ao eixo de
rotação do pórtico. O comprimento do detector ao longo do eixo longo é
suficiente para CT computado completamente detalhado, quando o eixo
15 longo for transversal, e para CT da face completa, quando o eixo longo
for paralelo.