

“MÉTODOS PARA RECONSTRUIR UMA REPRESENTAÇÃO DA IMAGEM DE UM OBJETO A PARTIR DE SUAS PROJEÇÕES E PARA TRATAR IMAGENS TOMOGRÁFICAS, E, PRODUTO DE PROGRAMA DE COMPUTADOR”

5 REFERÊNCIA CRUZADA APLICAÇÕES RELACIONADAS

Este pedido reivindica prioridade do pedido US.de número de série 60/835,552, depositado em 3 de agosto de 2006, incorporado aqui para referência em sua totalidade.

DESCRICHÃO DE PESQUISA OU DESENVOLVIMENTO

10 PATROCINADO À NIVEL FEDERAL

Esta invenção foi feita com suporte do Governo sob número de concessão DE-FG02-06ER46276 adjudicado pelo Departamento de Energia. O Governo tem certos direitos nesta invenção.

15 INCORPORACÃO PARA REFERÊNCIA DE MATERIAL CONTIDA EM
UM DISCO COMPACTO

não aplicável

AVISO DE MATERIAL SUJEITO À PROTEÇÃO DE DIREITOS
AUTORAIS

20 Uma porção do material neste documento de patente está
sujeito à proteção de direitos autorais sob as leis de direito autoral dos Estados Unidos da América e de outros países. O proprietário dos direitos autorais não tem objeção à reprodução por fax por qualquer um do documento de patente ou da divulgação da patente, como apreço no Escritório de Marcas e Patentes dos Estados Unidos da América publicamente disponíveis em arquivo ou
25 registros, mas por outro lado, reserva todos quaisquer direitos autorais. O proprietário dos direitos autorais através disso não renuncia qualquer de seus direitos para ter seu documento de patente mantido em segredo, incluindo sem limitação seus direitos nos termos de 37 C. F. R. § 1.14.

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

1. Campo da Invenção

Esta invenção pertence de modo geral, ao tratamento de imagem de intervenção e de diagnóstico usando feixes e detectores, e mais particularmente aos sistemas e métodos para criar uma imagem de seção transversal em três dimensões de um objeto através da reconstrução de suas projeções que foram iterativamente refinadas através de modificação no espaço de objeto e no espaço de Fourier.

2. Descrição da Arte Relacionada

Tomografia é uma importante ferramenta de diagnóstico e de intervenção na medicina, biologia, geofísica, ciência dos materiais, arqueologia, astronomia e as outras ciências. É uma técnica de tratamento de imagem que produz uma seção transversal de imagem em 2D ou em 3D das estruturas internas de um objeto a partir de suas projeções. O aparelho de tomografia típico contém uma fonte de radiação e um detector que é girado em torno de um eixo se estendendo perpendicularmente a partir do plano da mesa de exame. As projeções do paciente ou objeto são convencionalmente feitas em intervalos de ângulos iguais tal que o ângulo da fonte de radiação com respeito ao centro do aparelho de digitalização muda de uma quantidade fixa a partir de uma projeção para a próxima. As imagens tem sido produzidas a partir de várias diferentes fontes de feixes incluindo raio X, elétrons, raios gama, íons, nêutrons, ondas de som e outros.

Um problema central em tratamento de imagem de tomografia é a dose de radiação que é direcionada para o paciente ou espécime biológico como resultado do procedimento de tratamento de imagem. Com o aumento da popularidade de Tomografia Computadorizada de raio X médica e procedimentos de tratamento de imagem de intervenção fluoroscópica, os efeitos a longo tempo de exposição dos pacientes a tal radiação de íons é de crescente preocupação, especialmente para pacientes pediátricos. Um problema adicional no tratamento de imagem tomográfica é a degradação da

resolução e outros parâmetros de qualidade de imagem devido ao problema de falta ou incompletos conjuntos de dados de projeção. A falta de dados de projeção pode surgir a partir de restrições de dose de radiação ou a partir de limitações mecânicas práticas no sistema ou procedimento de tratamento de imagem. Um exemplo é o problema de falta de margem que ocorre em microscopia eletrônica, i.e., espécimes não podem ser inclinados além de $\pm 70^\circ$ e os dados nas projeções remanescentes $\pm 20^\circ$ estão em falta. Essas dificuldades correntemente limitam a resolução do tratamento de imagem em 3D de estruturas celulares e de micro órgãos.

Em adição aos problemas de dose de radiação e falta de dados de projeção, algoritmos de reconstrução de imagem convencionais sofrem de imprecisões a partir de limitações de interpolação. A tomografia convencional reconstrói um objeto em 3D a partir de um conjunto de projeções de 2D igualmente anguladas. A maneira de aquisição inerentemente força os dados de projeção em um formato polar. Já que o conjunto de projeções está em coordenadas polares e o objeto está em coordenadas Cartesianas, a interpolação tem de ser usada no processo de reconstrução ou no processo ou no espaço de objeto ou no espaço de Fourier. Tais interpolações pode levar em conta uma grande fonte de erro a partir do algoritmo de reconstrução sozinho e resultar em uma degradação significativa da qualidade de imagem como medida pela resolução, contraste, e proporção sinal para ruído.

Correntemente, o mais amplamente usado algoritmo de reconstrução de fatia é o de retro-projeção filtrada (FBP). O esquema de retro-projeção filtrada é computacionalmente rápido, mas não oferece quaisquer soluções para o problema de exposição à dose de radiação excessiva e o problema de degradação de imagem devido à falta de dados de projeção. Em adição, FBP sofre de imprecisões devido aos problemas inerentes de interpolação que ocorrem no processo de retro-projeção. Como um resultado do problema de falta de dados de projeção e do problema de interpolação,

imagens reconstruídas com o método de FBP freqüentemente contem espúrios que degradam a resolução e a qualidade de imagem como um todo.

Em adição ao FBP, outros algoritmos de reconstrução existem que não são de uso geral porque eles são computacionalmente caros sob condições práticas de tratamento de imagem e também sofrem a partir do problema de interpolação, que revela a si mesmo, quando o processo de projeção direta é modelada dentro da matriz do sistema. Esses métodos são também muito sensitivos ao ruído experimental e freqüentemente divergem sob situações experimentais ruidosas realísticas se o ruído não é corretamente modelado no algoritmos.

Pode ser visto que, algoritmos de reconstrução correntemente existentes na arte, tal como Retro-projeção Filtrada, não são matematicamente exatos e conseqüentemente podem produzir imagens de resolução, contraste, e proporção de sinal para ruído mais baixas do que o que pode ser possível. Isso introduz erros inerentes na imagem construída o que resulta primeiramente do próprio algoritmo de reconstrução em oposição a erro experimental. Ainda mais, devido a esta degradação da qualidade de imagem, métodos convencionais de tomografia requerem uma alta dose de radiação a ser administrada a um paciente para produzir imagens adequadas. Conseqüentemente, métodos convencionais têm, de forma significativa, maior probabilidade de induzir efeitos secundários tal como dano de radiação ou cancerígenos para o paciente.

Há uma necessidade de um sistema e método para tratamento de imagem de tomografia que limita a exposição do objeto à radiação potencialmente nociva ou destrutiva que é ao mesmo tempo preciso, confiável e computacionalmente prático. Os métodos correntes satisfazem essas necessidades, assim como outros, e são de modo geral, um melhoramento sobre a arte..

SUMÁRIO BREVE DA INVENÇÃO

A presente invenção fornece um sistema e método para uso com qualquer sistema de tratamento de imagem tomográfica que reconstrua um objeto a partir de suas projeções. Esses sistemas incluem variantes de transmissão de CT (X-ray Computed Tomography (CT/CAT), X-ray
5 MicroCT, Transmission Electron Microscopy), variantes de emissão de CT (Single Photon Emission CT (SPECT), Positron Emission Tomography (PET)) e suas combinações (sistemas CTIPET, CT/SPECT, SPECT/PET, CT/SPECT/PET combinados).

O número de projeções que pode ser adquiridas no sistema de
10 tratamento de imagem tomográfica típica é limitada por fatores tal como dose de radiação do paciente, tempo, e limitações no projeto do aparelho de digitalização que resulta em uma porção dos dados de projeção que está faltando de uma varredura de digitalização. A falta de falta de dados de projeção pode resultar em diminuição de resolução e produz espúrios que
15 degradam a qualidade de imagem das imagens reconstruídas. A presente invenção é um método de reconstrução iterativo capaz de resolver uma porção significativa da falta de dados de projeção. Em uma modalidade, a invenção apresenta um método para eliminar interpolações presentes na tomografia. O método tem sido experimentalmente mostrado para fornecer maior resolução
20 e parâmetros de qualidade de imagem melhorados sobre as abordagens existentes. Uma aplicação primária do método é redução da dose de radiação já que a presente invenção pode produzir uma imagem de uma qualidade desejada com um menor número de projeções do que os métodos convencionais.

25 Geralmente, as modalidades da invenção fazem uso de um algoritmos iterativo que resolve a falta de projeções e pontos de dados inacessíveis durante o processo de reconstrução. Uma vez que os dados de projeção experimentais a partir do aparelho de captura de imagem é obtido, os dados de projeção são reformulados tal que podem ser usados de acordo do

Teorema de Fatia de Fourier, e opcionalmente, o método de sobre-amostragem. Aplicando um de vários possíveis tipos de transformada de Fourier para cada projeção, um conjunto de fatias de Fourier no espaço de Fourier pode ser calculado e colocado em uma apropriada grade de espaço de Fourier de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier.

A falta de dados de projeção pode ser preenchida atribuindo valores aleatórios ou pré-condicionados à falta de dados no espaço de Fourier. A falta de dados é calculada e uma imagem é reconstruída a partir das fatias de Fourier usando transformadas de Fourier inversa e direta para interagir de volta e para frente e entre o espaço de objeto e o espaço de Fourier enquanto modificando os dados antes de cada transformada. As modificações no espaço de Fourier podem incluir tornar os dados do espaço de Fourier resultantes da dada iteração, consistentes com os dados de projeção experimentais transformados. As modificações no espaço de objeto pode consistir de tornar os valores de elemento mínimo de imagem (ou voxel) dos dados de objeto fornecidos pelo espaço de Fourier inversa conforme um conjunto de valores e / ou condições definidas de usuário. O ciclo de refinamento vai continuar até que uma condição de término seja satisfeita e uma imagem final fornecida.

O tratamento de imagem das projeções brutas começa entrando os dados de projeção. Se necessário, os dados de projeção são reformulados tal que possam ser utilizados de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier. Opcionalmente, as projeções podem ser completadas com um número de zeros adequados antes de colocar na grade de espaço de Fourier dependendo se sobre-amostragem é desejada e do grau de sobre-amostragem. Completar com zeros vai resultar nos dados de dados do espaço de objeto a serem envolvidos por zeros matemáticos. O conhecimento desses zeros pode então ser usado para resolver a falta de dados no processo iterativo.

De acordo com o Teorema de Fatia de Fourier, as projeções são transformadas por Fourier e colocadas em uma grade no espaço de

Fourier. A grade e a transformação de Fourier que são usadas são dependentes uma da outra e podem variar. A seleção da grade em que as projeções transformadas são colocadas vai influenciar a seleção de um algoritmos de transformada de Fourier. O método computadorizado preferido para efetuar este passo é usar uma grade pseudo-polar no espaço de Fourier e então efetuar a Transformada de Fourier (FT) usando um algoritmo de Transformada de Fourier Rápida Por Fração (FrFFT) configurado para coincidir os pontos da grade pseudo-polar no dado ângulo da projeção e a localização da fatia. Outras implementações computadorizadas da FT incluindo a Transformada de Fourier Rápida Não Uniforme (NUFFT) e a Transformada de Fourier Rápida convencional (FFT) também podem ser usadas neste estágio.

As projeções transformadas são colocadas na grade apropriada na correspondente localização no espaço de Fourier. A colocação das projeções na grade do espaço de Fourier também pode ser realizada através de métodos exatos tal como usando a grade pseudo-polar em conjunto com a FrFFT, transformações matemáticas exatas ou aproximadas, ou através da Gridding ou outros métodos de interpolação.

Uma vez que a colocação no espaço de Fourier está completa, outras transformadas suplementares opcionais podem ser aplicadas para correlacionar as fatias. Tal transformada suplementar preferencialmente inclui uma FT através de todas as fatias no espaço de Fourier.

As localizações e valores dos dados experimentais transformados por Fourier no espaço de Fourier também pode ser armazenadas. Esses valores podem ser usados para forçar os dados do espaço de Fourier nessas localizações em futuras iterações a se adaptarem com os dados experimentais. Em uma modalidade preferida, os dados do espaço de Fourier derivados nessas localizações são recolocados durante cada iteração pelos valores experimentais transformados para assegurar que os resultados da reconstrução são consistentes com os dados experimentais.

Os dados do espaço de Fourier podem ser modificados atribuindo valores para localizações e pontos não experimentais além de um círculo de resolução no espaço de Fourier através de pré-condicionamento ou através atribuição aleatória de valores. Os métodos de pré-condicionamento incluem atribuir valores para os dados faltantes do espaço de Fourier com base na reconstrução dos dados de projeção através de algum outro método. Outras modificações pode incluir a imposição de condições do espaço de Fourier tal como condições de simetria na fase ou amplitude dos dados de Fourier. Se transformadas suplementares opcionais foram efetuadas, elas podem ser invertidas neste estágio com a aplicação de uma FFT inversa.

Os dados do espaço de Fourier modificados estão sujeitos a uma Transformada de Fourier inversa para fornecer uma imagem do espaço de objeto. Por exemplo, isto pode ser feito fatia por fatia com um algoritmos de 2D ou junto com um algoritmos de 3D. A implementação computadorizada deste passo vai variar dependendo da grade que é usada. Em uma modalidade preferida, o espaço de Fourier está em uma grade pseudo-polar enquanto o espaço de objeto está em uma grade Cartesiana, e a Transformada de Fourier inversa é um algoritmos de Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar inversa (IPFFT). Alternativamente, se as grades do espaço de Fourier e do espaço de objeto são ambas Cartesianas, uma rotina de FFT inversa convencional pode ser usada.

Uma imagem do espaço de objeto que é obtida a partir da Transformada de Fourier inversa pode ser modificada para fazerem os valores de elemento mínimo de imagem do espaço de objeto se adaptarem as restrições anteriormente definidas. Coações são restrições na imagem do espaço de objeto que podem ser usadas para auxiliar em solucionar as imagens reconstruídas. Por exemplo, a restrição de positividade poderia requerer que os valores dos elementos mínimos de imagem no espaço de objeto sejam positivos. Em uma modalidade preferida do método onde a

restrição de positividade é conhecida existir para a modalidade de tratamento de imagem, os valores dos elementos mínimos de imagem que são negativos são modificados tal que seus valores modificados estejam mais perto de zero. Isto pode ser alcançado simplesmente configurando valores negativos para zero ou impulsionando os valores em direção to zero.

Outras restrições que pode ser aplicada incluir a requisito que a imagem do espaço de objeto precisa ser real. Valores complexos podem ser transformados para valores reais tomando a amplitude ou a componente real dos valores dados. Ainda mais, certos elementos mínimos de imagem designados podem pode ser orientados em direção aos valores que são definidos pelo usuário. Em adição, elementos mínimos de imagem no espaço de objeto podem ser modificados com base em condições físicas gerais que podem restringir os valores dos elementos mínimos de a algum valor máximo. Os elementos mínimos de imagem com valores acima dos máximo valores prescritos podem ser modificados. Em uma modalidade, elementos mínimos de imagem com valores que excedem a um máximo são matematicamente modificados tal que o valor modificado está mais perto do valor máximo do que o valor não modificado.

Se sobre-amostragem foi usada, a região de imagem física é preferencialmente envolvida por um número conhecido de elementos mínimos de imagem com valores iguais a zero. Os elementos mínimos de imagem nesta região, referida como a região de suporte, podem ser usados como uma restrição adicional. Conseqüentemente, o espaço de objeto pode ser ainda modificado na região de suporte impulsionando os valores não zero dos elementos mínimos de imagem nesta região em direção a zero. Este método auxilia na reconstrução fornecendo restrições adicionais pelas quais o espaço de objeto pode ser modificado.

Os dados do espaço de objeto modificados são então submetidos a uma transformação de Fourier para fornecer dados do espaço de

Fourier dados. Em uma modalidade, uma transformada de Fourier de 2D ou de 3D é aplicada às imagens modificadas do espaço de objeto. Em uma modalidade alternativa, os dados do espaço de Fourier são obtidos calculando matematicamente as projeções a partir da imagem do espaço de objeto modificada e comparando as projeções calculadas matematicamente com as projeções experimentais. As projeções calculadas matematicamente são também tornadas condizentes com as projeções experimentais. Isto pode ser alcançado substituindo os pontos nas projeções calculadas matematicamente nos quais correspondentes projeções experimentais existem pelas projeções experimentais. Uma Transformada de Fourier de 1D apropriada é aplicada para as projeções calculadas e as projeções transformadas são então colocadas na grade de Fourier apropriada para chegar aos dados do espaço de Fourier.

O processo de matematicamente calcular as projeções também inclui um método pelo qual o dados do espaço de objeto é Fourier transformado por Fourier usando o algoritmos de PPFFT de 2D em cada fatia. Os valores ao longo das linhas da grade pseudo-polar passando pela origem da grade pseudo-polar no espaço de Fourier são extraídos e então as projeções matemáticas são calculadas usando um algoritmos de FrFFT inverso de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier.

Os dados do espaço de Fourier transformados podem então serem modificados para completar o ciclo. Opcionalmente, uma transformada suplementar adicional pode ser aplicada aos dados de Fourier. Em uma modalidade, uma função de erro pode ser construída para quantificar a diferença entre os dados do espaço de Fourier derivados com os dados de Fourier medidos experimentalmente nos pontos onde os dados medidos existem. Se a função de erro atinge seu melhor valor quando comparada à iteração anterior, os dados do espaço de Fourier correspondendo à iteração são armazenados. Quando do término do processo iterativo, os dados do espaço de Fourier correspondendo ao melhor erro são invertidos para fornecer

a melhor imagem do espaço de objeto de acordo com a função de erro designada.

Em uma implementação, a modificação dos dados do espaço de Fourier inclui a substituição das fatias de Fourier calculadas nas localizações das fatias medidas experimentalmente, pelas fatias de Fourier experimentalmente armazenadas nos pontos dentro do círculo de resolução. Este método assegura que a reconstrução é consistente com os dados experimentais em cada passo da iteração. Em uma outra modalidade, as fatias calculadas são impulsionadas em direção as fatias medidas. Em uma outra modalidade, as fatias calculadas são impulsionadas em direção as fatias medidas somente se as fatias calculadas em uma dada localização diferem das fatias medidas de uma certa porcentagem limite. A modificação do espaço de Fourier pode também incluir a aplicação de outras condições do espaço de Fourier. Tais restrições podem incluir condições de simetria na fase e na amplitude dos dados de Fourier. Se a modificação inicial do espaço de Fourier incluiu uma transformação suplementar adicional, a transformação suplementar pode ser invertida neste ponto.

O ciclo iterativo pode começar de novo com a aplicação de uma Transformada de Fourier inversa dos dados de Fourier para produzir dados do espaço de objeto ligeiramente refinados. O ciclo pode prosseguir até uma condição de término ser satisfeita tal com um pré-determinado número de iterações ou um erro monitorado atingir um determinado valor. Uma imagem final pode ser produzida a partir dos resultados dos dados refinados.

De acordo com um aspecto da invenção, um método é fornecido que pode ser adaptado a qualquer sistema de tratamento de imagem que reconstrua um objeto a partir de suas projeções e permita aquisição de projeção a partir de aparelhos de captura de imagem de feixe paralelo e feixe não paralelo.

Um aspecto da invenção é fornecer um método que permite

um subconjunto de fatias tomográficas a serem reconstruídas independentemente das outras fatias e assim sendo permitindo computação em paralelo.

5 Um outro aspecto da invenção é fornecer um método que produz imagens com parâmetros de qualidade de imagem melhorados do que os encontrados com métodos convencionais. Tais parâmetros de qualidade de imagem incluem resolução, contraste, proporção de sinal para ruído e parâmetros especificando a degradação de uma imagem por espúrios.

10 Um outro aspecto da invenção é fornecer um método para reduzir a dose de radiação que é aplicada ao paciente ou ao o objeto de tratamento de imagem no sistema de tratamento de imagem de tomografias.

15 Um aspecto da invenção é fornecer um sistema e método que pode fornecer imagens em duas e três dimensões detalhadas a partir de um número reduzido de projeções assim como fluxo de radiação reduzido sobre métodos existentes para a exposição do objeto à radiação.

20 Um outro aspecto da invenção é fornecer um método para reduzir o tempo de aquisição de dados de projeção no sistema de tratamento de imagem de tomografias. Tempos de aquisição rápidos são particularmente importantes no tratamento de imagem de um objeto que se move durante os procedimentos de tratamento de imagem. Tais objetos podem incluir os órgãos de um organismo vivo que estão em constante movimento como o coração e pulmões. Espúrios em movimento no tratamento de imagem de tomografia podem ser reduzidos com tempos de aquisição rápidos.

25 Um aspecto da invenção é fornecer um método que permite um subconjunto de fatias tomográficas serem reconstruídas independentemente das outras fatias e assim sendo permitindo computação em paralelo.

Um aspecto de pelo menos, uma modalidade da invenção inclui a aquisição de um conjunto parcial ou total de projeções de emissão ou

transmissão igualmente inclinadas (ou pseudo-polar). Um conjunto de dados de projeção igualmente inclinada ou pseudo-polar é definido como um conjunto de dados de projeção de transmissão ou de emissão que quando convertido a partir da geometria da fonte para a geometria do feixe paralelo (ou exatamente ou por interpolação), as projeções paralelas em um dado ângulo repousam (dentro de erros experimentais) ao longo de uma das linhas de uma grade pseudo-polar escolhida.

De acordo com uma modalidade da invenção, um método para reconstruir um objeto a partir de suas projeções é fornecido, compreendendo os passos de obter os dados de projeção a partir de um aparelho de captura de imagem; mapear os dados de projeção transformados por Fourier no espaço de Fourier; converter iterativamente os dados de projeção a partir do espaço de Fourier para o espaço de objeto; modificar os dados de projeção no espaço de Fourier e no espaço de objeto para produzir progressivamente dados de projeção modificados, e gerar uma imagem a partir dos dados de projeção modificados.

De acordo com um outro aspecto da invenção, um sistema e produto de programa de computador são fornecidos compreendendo um meio de armazenamento legível de computador tendo porções de código de programa legível de computador armazenadas nele e fornecendo perfil de conhecimento de relevância associativa, o produto de programa de computador compreendendo um primeiro código de programa configurado para obter dados de projeção; um segundo código de programa configurado para mapear dados de projeção transformados por Fourier no espaço de Fourier; um terceiro código de programa configurado para converter iterativamente os dados de projeção do espaço de Fourier para o espaço de objeto; um quarto código de programa configurado para modificar os dados de projeção mencionados no espaço de Fourier e no espaço de objeto para produzir progressivamente dados de projeção modificados; e um quinto

código de programa configurado para gerar uma imagem a partir dos dados de projeção modificados.

Um outro aspecto de pelo menos, uma modalidade da invenção, um sistema e método é fornecido que permite eficiente tratamento de imagem de tomografia através de

- 1) converter os dados de projeção a partir da geometria da fonte para a geometria do feixe paralelo, se necessário.
- 2) As projeções são completadas com um número apropriado de zeros para coincidir com a sobre-amostragem da grade pseudo-polar.
- 3) As projeções em cada ângulo são completadas para suas correspondentes linhas em uma grade pseudo-polar no espaço de Fourier usando a Transformada de Fourier Rápida Por Fração de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier.
- 4) Os valores e localizações correspondendo aos dados experimentais medidos transformados são armazenados.
- 5) Opcionalmente, valores aleatórios e pré-condicionados pode ser atribuídos para os pontos da grade pseudo-polar que estão faltando, são desconhecidos, são inacessíveis ou tem dados de projeção incompletos.
- 6) a Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar Inversa (IPPFIT) é então aplicada aos dados de frequência para obter uma imagem do espaço de objeto.
- 7) Restrições são aplicadas para a imagem no espaço de objeto. Tipicamente, uma restrição de positividade requer os valores de elemento mínimo de imagem no espaço de objeto para ser positiva é aplicada impulsionando valores negativos em direção a zero.

Já que a grade pseudo-polar é sobre-amostrada, o objeto físico deve ser envolvido por zeros matemáticos na região de suporte. Conseqüentemente, esta condição pode ser usada como uma restrição adicional impulsionando valores não zero na região de suporte em direção ao zero. Adicionalmente, se informação sobre os elementos mínimos de imagem em qualquer região é conhecida e ou se elementos mínimos de imagem específicos são desejado para serem operados para valores desejados, esses valores desejados ou conhecidos podem ser usados como restrições

impulsionando os valores originais para os valores desejados ou conhecidos.

8) A Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar (PPFFT) direta é aplicada à imagem para obter os dados de frequência calculados. 9) Uma função de erro pode ser calculada a partir da diferença dos dados do espaço de Fourier calculados e os dados experimentais transformados medidos nas localizações onde dados experimentais existem. Os dados do espaço de Fourier calculados são recolocados através das projeções experimentais transformadas medidas nas localizações onde os dados medidos existem para fazer a reconstrução consistente com as projeções experimentais. Os dados do espaço de Fourier são ainda modificados por quaisquer restrições adicionais do espaço de Fourier. 10) os passos 6 à 9 são repetidos até uma condição de término ser satisfeita. Durante o passo 9 de cada iteração, se a função de erro atinge seu mais baixo (melhor) valor quando comparado com a iteração anterior, os dados do espaço de Fourier correspondendo à iteração são armazenadas. Quando do término do processo iterativo devido à satisfação de uma condição de término, os dados do espaço de Fourier correspondendo ao melhor error são invertidos pela IPPFFT, e colhidos para excluir a região de suporte, para conduzir a imagem reconstruída final. A condição de término inclui um método pelo qual o algoritmo iterativo é terminado se o erro não melhorou de uma determinada porcentagem designada em um determinado número de iterações. Outras condições de término incluem satisfazer um determinado número de iterações ou um determinado erro designado.

Aspectos e objetos adicionais da invenção serão apresentados nas seguintes porções da especificação, onde a descrição detalhada é para o propósito de totalmente divulgar as modalidades preferidas da invenção sem colocar limitações nelas.

DESCRIÇÃO BREVE DAS VÁRIAS VISÕES DO DESENHO(S)

A invenção será mais totalmente entendida por referência aos seguintes desenhos que são para propósitos somente ilustrativos:

FIG. 1 é um fluxograma de um método para melhoramento da imagem e redução de dose de radiação em tomografia de acordo com uma modalidade da presente invenção.

5 FIG. 2 é um fluxograma de uma modalidade alternativa de um método para tratamento de imagem de tomografia melhorado e para reduzir a dose de radiação de acordo com a invenção.

10 FIG. 3 é um fluxograma ilustrando um método para tratamento de imagem de tomografia igualmente inclinada melhorada e para reduzir a dose de radiação de acordo com uma modalidade alternativa da presente invenção.

FIG. 4(a)-4(d) são comparações correlacionadas cruzadas de 11 resultados de superfícies iguais de moléculas de hemocyanin tratadas por imagem por métodos convencionais e com os métodos de acordo com a presente invenção.

15 FIG. 5(A)-(D) são reconstruções de imagens em 3D de um vírus HIV-1 como partícula de dados de cryo-EM tratados por imagem através de métodos convencionais e com os métodos de acordo com a presente invenção.

DESCRIPÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

20 Referindo mais especificamente aos desenhos, para propósitos ilustrativos a presente invenção é incorporada nas composições e métodos mostrados de forma geral nas FIGS. 1 até FIG. 5(D). Será apreciado que o aparelho pode variar quanto a configuração e quanto aos detalhes das partes, e que os métodos podem variar quanto aos passos e seqüência específicas, sem
25 fugir dos conceitos básicos como divulgado aqui.

A presente invenção fornece potentes novas técnicas para tratamento de imagem de tomografia que produzem, de forma significativa, maior resolução espacial, contraste, e proporções de sinal para ruído do que encontrados com os métodos convencionais em Tomografia Computada (CT),

por exemplo. Interpolações problemáticas que são inerentes em métodos convencionais de tomografia são também eliminadas pela invenção. Ainda mais, a presente invenção fornece um método para, de forma significativa, reduzir a dose de radiação que é requerida para ser entregue ao paciente ou objeto. Adicionalmente, a invenção apresenta um método para desempenhar tratamento de imagem em alta velocidade reduzindo o tempo de aquisição da varredura de digitalização.

O método em geral pode ser aplicada a qualquer sistema de tratamento de imagem que reconstruí a seção transversal de um objeto a partir de suas projeções. As aplicações específicas ao campo do tratamento de imagem de diagnóstico médico e biológico incluem o projeto e operação de sistemas biomédicos comuns tal como Tomografia Computadorizada (CT ou CAT) de raio X, Tomografia de emissão de Positron (PET), Tomografia de Emissão de Fóton único (SPECT), Ultra-som, Fluoroscopia, Tomografia Eletrônica, e Microscopia de Difração entre outras. Embora a reconstrução por projeção não é mais comum em Tratamento de Imagem de Ressonância Magnética (MRI), é possível aplicar os métodos iterativos na presente invenção para reconstrução por projeção de MRI e suas variantes.

Referindo agora ao fluxograma mostrado na FIG. 1 descrevendo uma modalidade 10 da invenção. Na FIG. 1, os dados de projeção a partir de um sistema de feixe paralelo são adquiridos no bloco 12. Para sistemas de feixe não paralelo, os dados de projeção podem ser adquiridos e então reformulados através de um conjunto de dados de projeção de feixe paralelo equivalente. Tal reformulação no bloco 12 pode ser efetuado por transformações matemáticas em uma maneira exata ou aproximada, a partir da geometria do sistema para uma geometria de feixe paralelo equivalente. Uma reformulação pode ser efetuada por algoritmos de “ re-enfileiramento ” existentes presentes na arte que especificamente mudam os dados de projeção a partir do dado sistema para um sistema de feixe paralelo

equivalente em um método exato ou aproximado. Um outro método relacionado inclui uma interpolação do diagrama cônico ao longo da localização angular de projeção paralela desejada para chegar na projeção de feixe paralelo.

5 Um método adicional para converter os dados de feixe divergente ou convergente não paralelos para o formato de feixe paralelo é fornecido que compreende a) reconstruir os dados de projeção de feixe divergente ou convergente brutos usando algoritmos padrões para feixes divergentes / convergente conhecidos na arte, b) operação de uma transformada de Fourier (FT) de 2D através de todas as fatias, c) extrair as
10 projeções de Fourier transformadas na localização desejada a partir dos dados de Fourier com o uso do Teorema de Fatia de Fourier para alcançar às projeções de feixe paralelo transformadas, e, d) opcionalmente, se um conjunto de dados de projeção do espaço de objeto é desejado, operando uma
15 transformada de Fourier de 1D inversa para chegar aos dados de projeção de feixe paralelo no espaço de objeto.

Uma vez que os dados de feixe paralelo ou dados de feixe paralelo equivalente foram adquiridos no bloco 12, uma Transformada de Fourier de cada projeção é feita no bloco 14. O tipo de transformada de
20 Fourier que é selecionado vai depender do tipo de grade no espaço de Fourier que é desejado. “ espaço de Fourier ” é definido como um espaço no qual pelo menos, uma transformação de Fourier foi aplicada a um dado conjunto de dados. O espaço de Fourier pode ser construído a partir de outras transformações em adição à transformada de Fourier. Em algumas situações,
25 o espaço de Fourier usado aqui é similar ou equivalente à frase “ domínio de frequência ” ou “ espaço k ” na arte. Em uma modalidade, a transformada de Fourier das projeções em uma grande quantidade de ângulos e fatias no bloco 14 é um conjunto de Transformada de Fourier Por Fração para coincidir com os pontos e linhas de uma grade pseudo-polar para cada ângulo de acordo

com o Teorema de Fatia de Fourier. Outras implementações computadorizadas da FT tal como a Transformada de Fourier Rápida Não-uniforme (NUFFT) e a Transformada de Fourier Rápida convencional (FFT) pode ser utilizada neste ponto de acordo com a Teorema de Fatia de Fourier.

5 As transformadas de Fourier das projeções são colocadas em uma grade no espaço de Fourier no bloco 16. Por exemplo, uma grade pseudo-polar tem pontos que se situam nas interseções de quadrados concêntricos se expandindo linearmente com raios espaçados angularmente. Ao contrário dos métodos convencionais de tomografia, uma modalidade da
10 presente invenção adquire os dados em tal uma maneira que as projeções repousam (quando convertidas em geometria paralela) de forma parcial, ou totalmente ao longo de um número selecionado de linhas igualmente inclinadas de uma grade pseudo-polar. As projeções em cada ângulo são então exatamente mapeadas para suas correspondentes linhas na grade pseudo-polar
15 no espaço de Fourier, preferencialmente usando a Transformada de Fourier Rápida Por Fração (FrFFT). Através desta modalidade, as interpolações presentes em métodos convencionais de tomografia podem ser eliminadas.

 A colocação de projeções transformadas em uma grade no espaço de Fourier também pode ser efetuada com uma transformação
20 matemática exata ou aproximada, ou interpolando a localização e valores de uma projeção transformada na grade do espaço de Fourier. A colocação de projeções transformadas em uma grade no espaço de Fourier também pode ser efetuado pelo método de Gridding. A presente invenção não é restrita a uma grade específica no espaço de Fourier. Outras grades que podem ser usadas
25 para os dados do espaço de Fourier incluem tipo Cartesiano, tipo polar, tipo polar de 3D (i.e., esférica), pseudo-polar de 3D e outros.

Os dados do espaço de Fourier das projeções são então modificados no bloco 18 da FIG. 1. Opcionalmente, outras transformadas suplementares podem ser aplicadas neste ponto como parte da modificação do

espaço de Fourier. Por exemplo, uma transformada suplementar inclui uma Transformada de Fourier através de todas as fatias no espaço de Fourier para correlacionar os dados do espaço de Fourier.

5 Modificações no bloco 18 podem incluir preencher os dados de projeção faltantes atribuindo valores para localizações não experimentais no espaço de Fourier. As localizações não experimentais podem ser visualizadas como regiões no espaço de Fourier que as projeções experimentais transformadas não abrangem quando elas são colocadas na grade do espaço de Fourier. Contudo, as regiões não experimentais podem ser
10 mais geralmente, definidas como localizações que o usuário ou o algoritmo designa como não experimentais.

 As localizações e valores dos dados experimentais transformados por Fourier no espaço de Fourier também pode ser armazenada. Esses valores armazenados podem ser usados para forçar os
15 dados do espaço de Fourier nessas localizações em iterações futuras a se adaptarem aos dados experimentais. Por exemplo, em uma modalidade, durante cada iteração, os dados experimentais do espaço de Fourier armazenados são usados para substituir os dados do espaço de Fourier derivados nas localizações disponíveis experimentalmente para assegurar que
20 os resultados da reconstrução são consistentes com os dados experimentais.

 Neste ponto, os dados do espaço de Fourier também podem ser modificados atribuindo valores para localizações não experimentais e pontos além do círculo de resolução no espaço de Fourier através de métodos de pré-condicionamento de pré-condicionamento ou atribuição aleatória de valores.
25 O círculo de resolução é uma região circular definida no espaço de Fourier que conseqüentemente separa pontos da grade em regiões diferentes como definidas estando dentro, sobre, ou fora do círculo de resolução.

 Métodos de pré-condicionamento incluem atribuir valores para os dados faltantes do espaço de Fourier com base na reconstrução dos dados

de projeção através de qualquer método na arte. Os dados de Fourier e a grade também podem ser modificados neste ponto estendendo a grade e completando os dados do espaço de Fourier com zeros. Outras modificações podem incluir a imposição de condições do espaço de Fourier tal como

5 condições de simetria na fase ou na amplitude dos dados de Fourier. Se transformadas suplementares opcionais foram efetuadas, eles podem ser invertidos no estágio final deste bloco.

Os dados do espaço de Fourier modificados começam um processo iterativo no bloco 20 que é capaz de resolver os dados de projeção

10 faltantes e ou os pontos de dados experimentalmente inacessíveis no espaço de Fourier. Essa falta de dados de projeção tipicamente surge em tomografia computadorizada devido às limitações na dose de radiação administrada ou no projeto do sistema ou nos recursos nas aplicações práticas. O deslocamento entre o espaço de Fourier e o espaço de objeto enquanto modificando os

15 dados em cada espaço entre deslocamentos permite refinamentos iterativos nos dados até uma imagem final ser reconstruída. A resolução é melhorada como um resultado de remover a degradação da qualidade de imagem que está presente devido à falta dos dados de projeção.

No bloco 22 da FIG. 1, uma Transformada de Fourier inversa é

20 efetuado nos dados do espaço de Fourier do bloco 20 para fornecer dados no espaço real ou de objeto no bloco 24. Diferentes tipos de transformada de Fourier inversa podem ser usados no bloco 20 dependendo da Fourier e das grades do espaço de objeto que são usadas. Por exemplo, se o espaço de Fourier está em uma grade pseudo-polar e o espaço de objeto está em uma

25 grade Cartesiana, a transformada de Fourier rápida pseudo-polar inversa (IPPF_{FT}) pode ser usada. Alternativamente, se ambas as grades são Cartesianas, a rotina de FF_t inversa convencional pode ser usada. A FT inversa pode ser efetuada fatia por fatia ou juntos de uma vez ou em subconjuntos agrupados de fatias. O método de fatia por fatia pode ser

preferido conforme este facilmente permite computação paralela distribuindo subconjuntos de fatias através de diferentes computadores.

No bloco 26, o término do processo é avaliado para determinar se um evento de término ocorreu. Um evento de término é a ocorrência de um pré-determinado número de iterações. Um outro evento de término pode ser a ocorrência de um erro monitorado ou função de parâmetro de qualidade de imagem. Ainda um outro evento de término pode ser a ocorrência de situação onde o erro ou parâmetro de qualidade de imagem não melhorou em um número prescrito de iterações. Neste tipo de método, a imagem final pode ser produzida invertendo os dados do espaço de Fourier correspondendo ao melhor erro ou parâmetro de qualidade de imagem, e opcionalmente produzindo o espaço de objeto de acordo com a sobre-amostragem usada.

Ainda mais, a imagem final não necessariamente tem de ser com base nos dados calculados a partir da última iteração. Em geral a imagem final pode ser baseada nos dados a partir das iterações anteriores, ou novos dados que é formado combinando os dados a partir das iterações anteriores. Por exemplo, a imagem final pode ser a média dos dados do espaço de objeto a partir de um número de diferentes iterações. Em adição, o evento de término pode ser feito para ocorrer em qualquer passo no ciclo iterativo. A imagem final pode ser baseada quando de qualquer passo do processo iterativo.

Se uma condição de término não foi satisfeita no bloco 26, os dados do espaço de objeto no bloco 24 podem ser modificados no bloco 28 para fornecer dados do espaço de objeto modificados no bloco 30. As modificações dos dados do espaço de objeto em geral fazem os valores de elemento mínimo de imagem do espaço de objeto se adapta às restrições definidas e por meio disso, fornece um método eficiente para iterativamente resolver o problema da reconstrução em uma maneira consistente com as restrições. Um elemento mínimo de imagem do espaço de objeto pode ser feito para se adaptar a um valor esperado ou desejado (i.e., uma restrição) em

qualquer maneira matemática. Um dos métodos mais simples e mais comum para alcançar isto é simplesmente substituindo o valor do elemento mínimo de imagem por um valor que é regido pela restrição. Por exemplo, se uma restrição rege que um específico elemento mínimo de imagem deve ter o valor numérico de zero, o valor do elemento mínimo de imagem pode ser mudado para zero na dada iteração.

Um outro método para fazer um específico elemento mínimo de imagem se adaptar a uma restrição é modificá-lo tal que seu valor não é exatamente o valor da restrição, mas após uma modificação o valor do elemento mínimo de imagem é potencialmente mais perto ao valor regido pela restrição. Este método é referido como “impulsionando” o valor de um dado elemento mínimo de imagem em direção a um valor diferente. Matematicamente, este método pode ser alcançado em maneiras diferentes. Em uma modalidade, o novo valor de elemento mínimo de imagem pode ser dado por $v' = \alpha*v + \beta$ antigo valor do elemento mínimo de imagem, c é o valor regido pela restrição, e α e β são constantes arbitrárias ajustáveis. Em uma outra modalidade, a formulação matemática para impulsionar um valor do elemento mínimo de imagem em direção a um outro valor consiste de modificar o dado valor do elemento mínimo de imagem através da equação $v' = \alpha*v + \beta*v'' + \gamma*c$, onde v' é o novo valor do elemento mínimo de imagem, v é o antigo valor do elemento mínimo de imagem, v'' é o correspondente valor do elemento mínimo de imagem a partir de uma iteração anterior, c é o valor regido pela restrição, e α , β , e γ são constantes arbitrárias ajustáveis. Como uma demonstração, assumo que a restrição rege que o valor v a ser impulsionado em direção à $c = 0$; como um exemplo, assumo que o valor corrente do elemento mínimo de imagem é $v = -1$, o valor a partir de uma iteração anterior é $v'' = -1,1$, $\alpha = 1$, $\beta = -0,9$, e $\gamma = 1$ então a partir da fórmula acima, o novo valor do elemento mínimo de imagem será $v' = (1)*(-1) + (-0,9)*(-1,1) + (1)*(0) = -$

0,01; então o valor do elemento mínimo de imagem de -1 foi impulsionado em direção à 0 sendo matematicamente modificados por -0,01.

A modificação pode ocorrer através de uma mais geral função matemática tal como $v' = \alpha * v + \beta_1 * v'' + \beta_2 * v''' + \beta_3 * v'''' + \dots + \gamma * c$, onde $\beta_1, \beta_2, \beta_3 \dots$ são constantes e v'', v''' são valores do elemento mínimo de imagem a partir de iterações anteriores. Em geral, a equação para a modificação pode ser qualquer função do valor do elemento mínimo de imagem da iteração corrente e qualquer número dos valores do elemento mínimo de imagem anterior. As modificações acima podem ser formuladas em muitas maneiras matemáticas diferentes. Contudo elas todas constituem as várias implementações do método apresentado nesta invenção. Em uma outra modalidade, um dado valor do elemento mínimo de imagem é somente mudado se ele difere da restrição por um determinado limite de porcentagem.

Em uma modalidade, a restrição de positividade é usada para requerer os valores do elemento mínimo de imagem no espaço de objeto para serem positivo. De acordo com esta restrição, os valores do elemento mínimo de imagem que são negativos são modificados tal que seus valores modificados estão mais perto de zero. Isto pode ser alcançado simplesmente configurando valores negativos para zero ou impulsionar os valores em direção à zero. Em uma outra modalidade da restrição de positividade, os valores negativos são multiplicados por uma constante negativa para torná-los um número positivo. Outras restrições podem incluir condições regendo que a imagem do espaço de objeto precisa ser real. Valores complexos podem ser transformados em valores reais tomando a amplitude ou o componente real dos valores dados.

Em uma modalidade adicional, certos elementos mínimos de imagem designados podem ser orientados em direção aos valores desejados definidos. Em adição, os elementos mínimos de imagem no espaço de objeto

podem ser modificados com base em condições físicas gerais. Por exemplo, uma restrição física pode demandar os valores do elemento mínimo de imagem para estarem abaixo de algum valor máximo. Os elementos mínimos de imagem com valores acima dos valores máximos prescritos podem ser
5 impulsioneados em direção ao máximo designado.

Outras restrições podem incluir condições demandando que os dados do espaço de objeto mudam continuamente. Outras restrições podem incluir condições no derivado matemático dos dados do espaço de objeto. Um dado elemento mínimo de imagem pode ser modificado tal que o derivado
10 matemático ao longo de uma determinada direção é restrito a algum intervalo numérico. Em uma outra modalidade, os elementos mínimos de imagem do espaço de objeto são modificados no processo multiplicativo. Como um exemplo, esta modificação pode ser dada como $v' = \alpha(\text{abs}(\beta * v * v'' * v''' * v'''' \dots)) \wedge (1/n)$, onde v' é o novo valor do elemento
15 mínimo de imagem após modificação, v é o valor do elemento mínimo de imagem que é para ser modificado, v'' , v''' , ... representam os correspondentes valores do elemento mínimo de imagem das iterações anteriores, e n é uma constante que pode ser considerada para ser igual ao número de v 's aparecendo no parêntesis abs , o α e o β são constantes arbitrários, e abs
20 reapresenta a função de valor absoluto. Tal uma modificação é útil para eliminar ou amplificar variações que não são desejadas de uma iteração para uma outra. Como um específico exemplo, se $\alpha = 1 = \beta$, $v = 0,5$, $v'' = 2$, então v' pode ser dado por $v' = 1 * (\text{abs}(1 * 2 * 0.5)) \wedge (1/2) = 1$.

Se, a sobre-amostragem foi usada, é preferido que a região de
25 imagem física seja envolvida por um número conhecido de elementos mínimos de imagem (como determinado pelo grau de sobre-amostragem) com valores iguais a zeros. Os elementos mínimos de imagem nesta região, referida como a região de suporte, pode ser usado como uma restrição adicional. Conseqüentemente, o espaço de objeto pode ser ainda modificado

na região de suporte impulsionando os valores do elemento mínimo de imagem não zero nesta região em direção à zero. Este método ajuda a reconstrução fornecendo restrições adicionais pela qual o espaço de objeto pode ser modificado naquela modalidade.

5 Uma transformada de Fourier dos dados do espaço de objeto modificados no bloco 30 é aplicada no bloco 32 para fornecer dados do espaço de Fourier no bloco 34. Esta transformada converte os dados do espaço de objeto modificados nos dados do espaço de Fourier que vão permitir tipos adicionais ou diferentes de refinamentos a serem feitos. Em
10 uma modalidade, a transformada de Fourier é uma Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar (PPFFT) de 2D aplicada para cada fatia. Em uma outra modalidade, a transformada de Fourier é um algoritmo de PPFFT de 3D aplicada para a totalidade ou subconjuntos individuais dos dados do espaço de objeto. Em uma outra modalidade, a transformada de Fourier é uma FFT de
15 2D convencional aplicada para cada fatia. Em uma outra modalidade, a transformada de Fourier é um algoritmos de FFT de 3D aplicada para a totalidade ou subconjuntos individuais dos dados do espaço de objeto.

 Em uma modalidade adicional, projeções da nova imagem no bloco 30 são calculadas e feitas condizentes com as projeções
20 experimentais observadas. Então no bloco 32, transformadas de Fourier das projeções são conduzidas e as projeções são colocadas na grade de Fourier apropriada de acordo com a Teorema de Fatia de Fourier. Este passo pode também incluir qualquer adicional transformada desejada (tal como uma FT de 1D ao longo da direção da fatia).

25 Os dados do espaço de Fourier obtidos no bloco 34 podem ser modificados no bloco 36 para fornecer dados do espaço de Fourier modificados que foram todos trazidos para o bloco 20 da FIG. 1. Opcionalmente, uma transformada suplementar adicional pode ser aplicada aos dados de Fourier neste ponto se desejado.

Em uma modalidade, uma função de erro pode ser construída para quantificar a diferença entre os dados do espaço de Fourier derivados com os dados de Fourier medidos experimentalmente nos pontos em localizações onde os dados medidos existem. Por exemplo, uma função de erro pode ser construída calculando a amplitude normalizada de uma diferença entre os dados do espaço de Fourier derivados e os dados experimentais de Fourier nas localizações apropriadas. Em uma modalidade, se a função de erro atinge seu melhor valor quando comparado à iteração anterior, os dados do espaço de Fourier correspondendo à iteração com o melhor erro são armazenados. Quando do término do processo iterativo, os dados do espaço de Fourier correspondendo ao melhor error é invertido para fornecer a melhor imagem do espaço de objeto de acordo com a função de erro designada.

Em uma outra modalidade, a modificação dos dados do espaço de Fourier inclui a substituição das fatias de Fourier calculadas nas localizações das fatias medidas experimentalmente com as fatias de Fourier medidas experimentalmente armazenadas nos ponto dentro de um círculo de resolução. Este método assegura que a reconstrução seja consistente com os dados experimentais em cada passo da iteração.

Em uma outra modalidade, as fatias calculadas são impulsionadas em direção as fatias medidas. Em uma outra modalidade, as fatias calculadas são impulsionadas em direção as fatias medidas somente se as fatias calculadas em uma dada localização diferem das fatias medidas por uma certa porcentagem limite. Uma modificação do espaço de Fourier inclui uma aplicação de outras condições do espaço de Fourier. Essas restrições podem incluir condições de simetria na fase e amplitude dos dados de Fourier. Se a modificação inicial do espaço de Fourier inclui uma transformação suplementar adicional, a transformação suplementar pode ser invertida neste ponto.

O ciclo começa de novo com a aplicação de uma Transformada de Fourier inversa no bloco 22 e continua até uma condição de término ser satisfeita no bloco 26 e uma imagem final é criada no bloco 38.

5 Pode ser visto que há flexibilidade no ciclo iterativo entre o espaço de objeto e o espaço de Fourier através da seleção das transformadas inversas e diretas e das modificações para o objeto e dados do espaço de Fourier que ocorrem a cada ciclo. Por exemplo, o tipo de transformada de Fourier inversa e direta e grades que são selecionadas podem mudar de ciclo em ciclo se desejado. da mesma forma, os tipos de modificações para o objeto
10 e dados do espaço de Fourier podem ser mudados de ciclo em ciclo. Isto permite a aplicação de refinamentos complementares a ocorrer e ponto de dados faltantes ou incompletos a serem confiavelmente preenchidos.

15 Embora modificações específicas foram divulgadas para propósitos de ilustração, será entendido que outras modificações de Fourier e espaço de objeto e transformadas podem ser usadas.

Ainda mais, os dados de projeção brutos pode ser refinados fatia à fatia independentemente. Computação de fatia independente permite computação paralela e reduz enormemente a demanda de computação e aumenta a velocidade de aquisição de imagem.

20 Voltando agora para a FIG. 2, uma modalidade alternativa 40 do método de reconstrução iterativo geral é mostrado. As projeções de um paciente ou objeto são obtidas no bloco 42 e convertidas em feixes paralelo equivalentes no bloco 44, se necessário. As projeções são então completadas com zeros no bloco 46 nesta modalidade. A transformada de Fourier das
25 projeções são feitas de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier. Como indicado anteriormente, a implementação do computador da transformada de Fourier neste passo pode ser variada de modo a otimizar ou eliminar quaisquer interpolações no espaço de Fourier. Por exemplo, se a grade de Fourier é pseudo-polar, muitas diferentes implementações de computador da

transformada de Fourier, tal como a FFT ou a FFT Por Fração (FrFFT), são possíveis. Contudo, usando a FrFFT, potencialmente permite a eliminação de interpolação no espaço de Fourier variando o parâmetro da FrFFT que controla o espaçamento de saída em tal uma maneira que a amostragem da saída coincide com a amostragem da grade pseudo-polar em uma dada região.

As projeções transformadas são colocadas em uma grade apropriada no espaço de Fourier no bloco 50. Transformadas e grades podem variar como descrito anteriormente. No bloco 52, transformadas adicionais opcionais podem ser aplicadas através dos dados no espaço de Fourier. Tal uma transformada pode incluir aplicar a transformada de Fourier através de diferentes fatias no espaço de Fourier. Opcionalmente, neste estágio, os dados de Fourier podem ser transformados estendendo a grade, e completando os dados de Fourier de zeros ou outros valores desejados.

Os valores transformados por Fourier experimentais e localizações são armazenados no bloco 54. Um subconjunto parcial ou total da região não experimental no espaço de Fourier pode ser preenchido pelos métodos anteriormente descritos. No bloco 58, quaisquer restrições do espaço de Fourier (i.e., condições) desejadas são aplicadas aos dados de Fourier. Os dados de Fourier resultantes a partir do acima dito é simbolizado por $F'_i(k)$, onde o índice i denota o número da iteração. Neste passo o índice pode ser considerado ser 0 ou 1 dependendo da convenção desejada.

As projeções transformadas e modificadas começam um ciclo de refinamento iterativo no bloco 60. O ciclo mostrado na modalidade da FIG. 2 pode tomar dois caminhos alternativos (como mostrado pelas setas pontilhadas e cheias que se estendem para fora do bloco 70) ou podem produzir um resultado influenciado por uma combinação de ambos os caminhos. Ambos os ciclos começam com uma aplicação de uma Transformada de Fourier inversa no bloco 62 dos dados de Fourier do bloco 60 para produzir dados transformados no bloco 64. Várias diferentes

transformadas 62 são adequadas dependendo das grades usadas no espaço de Fourier e no espaço de objeto como anteriormente descrito.

Os dados transformados no bloco 64 podem ser modificados com uma restrição de positividade no bloco 66 se desejado. Se a amostragem foi usada, a região de imagem física fora do objeto deve ser envolvida por zeros em uma região referida como a região de suporte. Elementos mínimos de imagem na região de suporte podem então ser impulsioneados em direção à zero. No bloco 68, quaisquer condições de espaço real ou de objeto (i.e., restrições) podem ser aplicadas. Por exemplo, os valores podem ser limitados a um determinado intervalo.

Os dados do espaço de objeto modificados no bloco 70, simbolizados por $f'_i(r)$ (onde i é o número da iteração e r simboliza um vetor representando as coordenadas do espaço de objeto), podem passar para o bloco 74 através de diferentes caminhos, como simbolizado pelas setas pontilhadas e cheias. Em uma modalidade, o algoritmo somente executa o ciclo através dos passos representados pelas setas cheias. Em uma outra modalidade, o algoritmo somente executa o ciclo através do caminho definido pelas linhas tracejadas de modo a transladar do bloco 70 para o bloco 74. Em uma outra modalidade, dependendo do número da iteração ou das condições prescritas, o algoritmos escolhe um ou outro laço para transladar do bloco 70 para 74. Em uma outra modalidade, durante uma dada iteração, o algoritmos produz duas cópias dos dados no bloco 70, e então translada uma cópia através de cada caminho para o bloco 74. No bloco 74, essas cópias podem ser rateadas ou combinadas em qualquer forma desejada.

No caminho representado pela linha cheia, a transformada de Fourier dos dados do espaço de objeto é considerada como descrito anteriormente. Os algoritmos computadorizados para a transformada de Fourier podem ser usados dependendo das grades usadas no espaço de Fourier e de objeto.

No caminho descrito pelas setas tracejadas, os dados do bloco 70 são usados para calcular projeções matemáticas no bloco 76. Vários algoritmos na arte que matematicamente calculam projeções para um dado conjunto de dados, tal como algoritmos de projeção direta comum, podem ser utilizados. Um método para calcular as projeções matematicamente incluem o uso do Teorema de Fatia de Fourier. Neste método, as transformadas de Fourier dos dados do espaço de objeto através de todas as fatias são feitas. As projeções transformadas são extraídas de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier e uma transformada de Fourier inversa é então aplicada aos dados de projeção transformados extraídos de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier para chegar às projeções do espaço de objeto calculadas matematicamente.

No bloco 78, essas projeções derivadas matematicamente são comparadas com as projeções experimentais em subconjuntos totais ou parciais das localizações. As projeções calculadas são então feitas para se adaptarem aos pontos desejados onde as projeções experimentais existem. Um ponto nas projeções calculadas matematicamente pode ser feito para se adaptar ao correspondente ponto derivado experimentalmente impulsionando o valor do valor calculado matematicamente em direção ao valor experimental. No bloco 80, a transformada de Fourier das projeções é aplicada às projeções calculadas e modificadas do bloco 78 e colocadas em uma grade apropriada no bloco 82, de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier, para fornecer dados do espaço de Fourier modificados no bloco 74.

Os dados do espaço de Fourier no bloco 74 podem vir de um dos dois ciclos individualmente ou pode ser uma combinação dos dois ciclos. Os dados do espaço de Fourier do bloco 74 podem ser ainda modificados e refinados no bloco 84 fazendo os resultados condizerem com os valores experimentais transformado armazenados do 54 assim como aplicando as condições de Fourier desejadas no bloco 86 como anteriormente descrito.

Opcionalmente, neste estágio, os dados de Fourier podem ser transformados estendendo a grade, e completando os dados de Fourier com zeros ou outros valores desejados. Os dados de Fourier modificados do bloco 86 podem entrar no ciclo de novo no bloco 60.

5 O ciclo pode ser terminado em qualquer estágio do ciclo iterativo para produzir uma imagem final. Se o ciclo é terminado em algum ponto no espaço de Fourier, os dados do espaço de Fourier podem ser invertidos para fornecer dados do espaço de objeto como uma base para a
 10 imagem emitida final. Antes da emissão final, os dados a serem emitidos podem ser processados em um número de maneiras. Tal processamento pode incluir recolher os dados, pegando a componente real dos dados, pegando a amplitude dos dados e outros.

Voltando agora para a FIG. 3, uma modalidade alternativa 90 da invenção é mostrada que é particularmente preferida para uso com um
 15 conjunto parcial ou total de projeções equivalentes paralelas de emissão ou transmissão igualmente inclinadas que repousam (com erro experimental) ao longo de uma das linhas de uma grade pseudo-polar escolhida.

Geralmente, esta modalidade usa uma transformada FrFFT de 1D em uma maneira consistente com o Teorema de Fatia de Fourier e com a
 20 amostragem de saída coincidindo com a amostragem da grade do espaço de Fourier na dada localização e ângulo de projeção da fatia. Uma grade do tipo pseudo-polar no espaço de Fourier é usada que é preferencialmente sobre-amostrada por um fator de dois relativo à grade do espaço de objeto. A grade do espaço de Fourier especificamente consiste de uma grade pseudo-polar de
 25 2D em cada localização de fatia e usa uma grade Cartesiana no espaço de objeto.

Transformação do espaço de Fourier para o espaço de objeto e vice-versa é realizado com o algoritmos de 2D Inversa e direta Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar Inversa (IPFFT) e direta de 2D através de

todas as fatias do espaço de Fourier. Em uma modalidade, nenhuma transformação suplementares adicionais são aplicadas, e a reconstrução é efetuada fatia à fatia em um ambiente de computação paralela.

5 Dados de projeção é obtida no bloco 92 da FIG. 3. Em uma modalidade, o objeto tratado por imagem, os detectores, e / ou a fonte de radiação são girados de maneira que a maioria dos dados de projeção reformulados resultantes, com erro experimental, repousa ao longo de linhas formadas pelos pontos da grade de uma grade no espaço de Fourier. Uma linha eqüidistante do centro é uma linha inter-seccionando um número

10 razoável de pontos de grade assim como inter-seccionando um ponto central de uma fatia ou conjunto de fatias de uma grade. Exemplos de tais linhas incluem as linhas formadas em grades pseudo-polares de 2D ou de 3D que inter-secciona um ponto central em cada fatia da grade ou inter-secciona o ponto central de um conjunto de fatias. Outras grades incluem grades polares e esféricas. Já que o ângulo de uma dada linha com relação ao centro da grade no espaço de Fourier é equivalente ao ângulo no espaço de objeto, os ângulos das linhas da grade pseudo-polar podem ser usados para determinar os ângulos das linhas igualmente possíveis ou pseudo-polares no espaço de

15 objeto.

20 Uma modalidade ilustrativa do método inclui girar a amostra em uma modalidade de transmissão de CT, tal como sistema de Microscopia Eletrônica de Transmissão, um SPECT ou PET ou um aparelho de digitalização de CT de raio X / CAT médica, em tal uma maneira que as projeções resultantes são paralelas com erro experimental para um conjunto

25 parcial de linhas definidas pela grade do espaço de Fourier. Se a grade pseudo-polar preferida é usada, as projeções vão residir ao longo de um conjunto parcial de linhas pseudo-polares. Já que sistemas de SPECT podem ser considerados como sistemas de feixe paralelo, os detectores como definido pela Gamma Camera ou cabeça(s) do aparelho de digitalização

podem ser girados em tal uma maneira que os ângulos que a cabeça(s) faz com o centro do aparelho de digitalização corresponde, com erro experimental, a um conjunto parcial de ângulos feitos pelas linhas da grade pseudo-polar que inter-secciona o centro da grade. Para sistemas de PET, os elementos do detector podem ser arrumados em tal uma maneira que a maioria das projeções reformuladas resultantes são aproximadamente paralelas a um conjunto parcial de linhas definido pela grade do espaço de Fourier. No caso da grade pseudo-polar, isto pode ser alcançado arrumando os elementos do detector ao longo de um quadrado em cada localização de fatia como oposto ao projeto circular convencional.

As projeções que são adquiridas no bloco 92 e no bloco 94 são opcionalmente completadas com zeros no bloco 96. Na modalidade mostrada, uma Transformada de Fourier Rápida Por Fração (FrFFT) de 1D é aplicada para as projeções adquiridas no bloco 98. O parâmetro que controla o espaçamento de saída da FrFFT deve ser configurado para coincidir com o espaçamento dos ponto das linhas da grade pseudo-polar para o ângulo específico.

Os valores das projeções transformadas do bloco 98 são colocadas em uma grade pseudo-polar no bloco 100. Opcionalmente, transformadas adicionais tais como uma transformada de Fourier de 1D ao longo de diferente fatias também pode ser aplicada no bloco 102. As localizações e valores experimentais transformadas por Fourier para cada projeção podem ser armazenados em 104 na modalidade mostrada.

No bloco 106, os valores das localizações não experimentais no espaço de Fourier podem ser atribuídos e quaisquer restrições do espaço de Fourier podem ser aplicadas no bloco 108 para produzir os dados do espaço de Fourier iniciais no bloco 110.

No bloco 112, a Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar Inversa de 2D é efetuada em cada fatia de Fourier de duas dimensões a partir

dos dados obtidos no bloco 110 para fornecer uma imagem do espaço de objeto no bloco 114.

Restrições de positividade são aplicadas à região de suporte no bloco 116 e outras restrições no bloco 118 para fornecer dados do espaço de objeto modificados no bloco 120.

Os dados do espaço de objeto modificados podem ser manipulados e pode ser transladados para o bloco 124 através de caminhos alternativos simbolizados pelas setas cheias e pontilhadas ou através de uma combinação de caminhos como anteriormente discutido neste documento. Uma Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar direta de 2D é aplicada a cada fatia da imagem no bloco 122 na modalidade mostrada na FIG. 3 para produzir dados do espaço de Fourier modificados 124.

Alternativamente, ou em combinação com o caminho da seta cheia, as projeções podem ser calculadas a partir dos dados do espaço de objeto do bloco 120 no bloco 126. As projeções calculadas são feitas para serem condizentes com as projeções experimentais no bloco 128 como anteriormente discutido. Uma FrFFT de 1D é então efetuada nas projeções calculadas usando o parâmetro de espaçamento de saída apropriado para uma grade pseudo-polar no bloco 130 e colocadas em uma grade pseudo-polar no bloco 132. Os dados do espaço de Fourier modificados no bloco 124 podem ser feitos condizentes com os valores experimentais transformados no bloco 134 e as condições do espaço de Fourier podem ser aplicadas no bloco 136. Os dados do espaço de Fourier modificados então entram no ciclo de novo no bloco 110. O ciclo iterativo de transformadas e modificações continua até uma condição de término ser encontrada. Uma imagem final é então gerada no bloco 138.

Em conjunto com uma aquisição igualmente inclinada, esta modalidade do método resolve o problema de interpolação tipicamente encontrado nos métodos convencionais de tomografia coincidindo as

projeções com as linhas eqüidistantes do centro da grade pseudo-polar e coincidindo a amostragem da FrFFT com aquela da grade pseudo-polar para cada projeção. Como um resultado, é possível eliminar a degradação da resolução e outros parâmetros de qualidade de imagem que tipicamente existem nas reconstruções tomográficas devido ao problema de interpolação. Ainda mais, através do uso do algoritmo iterativo, os dados faltantes podem ser resolvidos e o processo de resolução para os dados faltantes pode ser confirmado em simulações de computador. Simulações de modo geral, mostram que após cada iteração antes da condição de término, há uma correlação entre as imagens reconstruídas com àquelas de uma reconstrução ideal ou perfeita que não têm um aumento de dados faltantes. Além de fornecer um método para reconstrução tomográfica de maior qualidade, a invenção fornece métodos para redução da dose de radiação e tratamento de imagem em alta velocidade através da redução do número de projeções requeridas e / ou do fluxo de radiação flux.

Modalidades da presente invenção são descritas com referência as ilustrações de fluxogramas dos métodos e sistemas de acordo com modalidades da invenção. Esses métodos e sistemas também podem ser implementados como produtos de programa de computador. A esse respeito, cada bloco ou passo de um fluxograma, e combinações de blocos (e / ou passos) em um fluxograma, pode ser implementado de vários meios, tal como hardware, firmware, e / ou software incluindo uma ou mais instruções de programa de computador incorporadas em lógica de código de programa legível de computador. Como será apreciado, quaisquer tais instruções de programa de computador podem ser carregadas em um computador, incluindo sem limitação um computador de propósito geral ou computador de propósito específico, ou outro, aparelho de processamento programável tal que as instruções de programa de computador que executadas no computador ou outro aparelho de processamento programável criam meios para implementar

as funções especificadas no bloco(s) do fluxograma(s).

Conseqüentemente, blocos dos fluxogramas suportam combinações de meios para desempenhar as funções especificadas, combinações de passos para desempenhar as funções especificadas, e instruções de programa de computador, tal como incorporado nos meios de lógica de código de programa legível de computador, para desempenhar as funções especificadas. Também será entendido que cada bloco das ilustrações de fluxogramas, e combinações de blocos nas ilustrações de fluxogramas, podem ser implementados através de sistemas de computador baseado em hardware de propósito especial que efetuam as funções especificadas ou passos, ou as combinações de hardware de propósito especial e os meios de lógica de código de programa legível de computador.

Ainda mais, essas instruções de programa de computador, tal como incorporadas na lógica de código de programa legível de computador lógica, também podem ser armazenada em uma memória legível de computador que pode direcionar um computador ou outro aparelho de processamento programável para funcionar em uma particular maneira, tal que as instruções armazenadas na memória legível de computador produzem um artigo de fabricação incluindo meios de instrução que implementam a função especificada nos bloco(s) do fluxograma(s). As instruções de programa de computador também podem ser carregadas em um computador ou outro aparelho de processamento programável para forçar uma série de passos operacionais a ser efetuada no computador ou outro aparelho de processamento programável para produzir um processo implementado em computador tal que as instruções executadas no computador ou outro aparelho de processamento programável fornecem passos para implementar as funções especificadas no bloco(s) do fluxograma(s).

A invenção pode ser melhor entendida com referência aos exemplos anexos, que são pretendidos para propósitos de ilustração somente e

não devem ser interpretados como em qualquer sentido limitando o escopo da presente invenção como definido nas reivindicações anexas a ela.

EXEMPLO 1

De modo a demonstrar a funcionalidade da invenção, a modalidade pseudo-polar da invenção foi aplicada a uma reconstrução experimental de imagem em 3D de moléculas de hemocyanin. A molécula de hemocyanin consiste de um complexo corpo de cavidade e com camada dupla de cerca de 30 nm em diâmetro e 35 nm em comprimento. Um conjunto de dados foi adquirido inclinando o espécime a partir de $-69,4^\circ$ para $+69,4^\circ$ com um total de 105 projeções. A reconstrução da imagem foi realizada usando o método mencionado e o método convencional de FBP. Os dados de projeção do aparelho de captura de imagem foram completados com zeros, transformados por Fourier, colocados em uma grade pseudo-polar, e transladados através do processo iterativo como descrito pelo laço da seta cheia do diagrama da FIG. 3. A restrição de positividade foi usada no espaço de objeto. No espaço de Fourier, os dados foram atualizados e foram feitos para se adaptarem aos dados experimentais. Para efetuar uma comparação quantitativa, 11 moléculas de hemocyanin individuais das duas reconstruções foram escolhidas. As partículas forma comparadas com um modelo calculado a partir de centenas de moléculas de hemocyanin. FIG. 4(a) mostra os valores correlacionados cruzados entre as partículas reconstruídas e o modelo, que indica que o método mencionado melhora os valores de correlação cruzada por cerca de 40%. As superfície iguais resultantes mostradas na FIG. 4(b) até FIG. 4(d) ainda demonstram que o método mencionado é superior à reconstrução convencional mostrada na FIG. 4(d).

EXEMPLO 2

Para demonstrar a adaptabilidade dos métodos da invenção, imagens de partículas como vírus de HIV-1 (VLPs) foram reconstruídas. As partículas objeto foram congeladas por imersão em grades de EM tratadas por

imagem em um TEM FEG de 300 kV. Os ângulos de inclinação variam a partir de -70° para $+70^\circ$ com um incremento angular fixo de 1° . A estrutura em 3D de uma VLP de HIV-1 VLP foi reconstruída usando métodos convencionais para propósitos de comparação com imagens produzidas pela presente invenção. Referindo agora à FIG. 5A até a FIG. 5D, a reconstrução da imagem da partícula como HIV-1 a partir de dados de cryo-EM é mostrada. FIG. 6 (A) e FIG. 6(B) mostram imagens seccionadas no plano XY e YZ com média de 15-fatias e nenhum ruído. O entremeio mostra alguns dos marcadores fiduciários principais reconstruídos através dos métodos convencionais.

O mesmo conjunto de dados foi reconstruídas pela modalidade pseudo-polar da presente invenção. Já que a série de inclinação tem um incremento angular fixo, foi possível calcular cada inclinação igualmente inclinada a partir de algumas vizinhas igualmente anguladas. De acordo com as simulações, este método de aproximação somente afeta ligeiramente a precisão.

Como visto na FIG. 5(C) e FIG. 5(D), as imagens foram obtidas a partir do uso do método no plano XY e YZ com média de 15-fatias e nenhum ruído. O entremeio mostra os mesmos marcadores fiduciários principais reconstruídos pelo método. A reconstrução compreende reformular as projeções e completá-las com zeros. Daí em diante uma FrFFT foi aplicada às projeções reformuladas e as projeções transformadas foram colocadas em uma grade pseudo-polar. Os dados foram transladados através do processo iterativo como representado no laço da linha cheia da FIG. 3 e a reconstrução foi terminada após 100 iterações e uma imagem final foi produzida. As imagens a partir da aplicação do método na FIG. 5(A) e (B) mostram um melhor contraste e visão mais nítida do que as imagens convencionais e detalhe potencialmente novo pode ser visto na reconstrução.

A invenção foi mostrada experimentalmente para acarretar

imagens de maior resolução do que as produzidas pelos métodos de reconstrução convencional tal como Retro-projeção Filtrada (FBP). Em
adição, as imagens produzidas pela invenção foram mostradas para ter
parâmetros de qualidade de imagem melhorados tal como contraste e
5 proporção de sinal para ruído quando comparadas com a reconstrução de FBP
convencional.

Em adição ao melhoramento da imagem, um dos mais importantes benefícios da invenção é a redução na exposição à no tratamento de imagem tomográficas. É possível baixar a dose de radiação para o paciente
10 ou objeto através de, ou baixando o fluxo de radiação ou através da
diminuição do número de projeções feita nas varreduras de transmissão de CT
devido a precisão aumentada das reconstruções e aos parâmetros de qualidade
de imagem tal como resolução, contraste, e proporção de sinal para ruído
fornecida pela presente invenção. Por exemplo, com a transmissão de CT, o
15 fluxo pode ser simplesmente baixado alterando o fluxo corrente para o fluxo
da fonte (por exemplo, o mAs de um tubo de raio X). Ainda mais, um menor
número de projeções pode ser adquirido na transmissão de CT e por meio
disso, baixando a quantidade de radiação transmitida através do paciente ou
objeto.

20 Experimentalmente, as reduções de dose de radiação de 40%
ou mais foram mostradas para serem adquiridas através do uso desta invenção
com transmissão microscopia eletrônica e em estudos de MicroCT de raio X
em pequenos. Esta aplicação da invenção é particularmente útil em tratamento
de imagem fluoroscópica e CT de raio X médica onde a alta dose de radiação é
25 concedida ao paciente conforme o resultado do procedimento de tratamento
de imagem. No caso de emissão de CT, é possível baixar a quantidade de
material radioativo que é dada a um paciente devido à maior resolução e
proporção de sinal para ruído fornecido pela presente invenção.

Uma outra importante aplicação da presente invenção está no

tratamento de imagem em alta velocidade. Em muitos sistemas de tratamento de imagem de tomografia, o tempo de varredura de digitalização depende no número de projeções e o fluxo da fonte de transmissão. Como anteriormente descrito, o número de projeções e ou o fluxo pode ser reduzido devido à
5 precisão aumentada dos métodos. Conseqüentemente, o tempo de varredura de digitalização pode ser enormemente reduzido enquanto adquirindo imagens adequadas. Isto pode se mostrar ser muito valioso em aplicações, tal como tratamento de imagem do coração ou um outro órgão em movimento, onde tempo de varredura de digitalização é freqüentemente crítico.

10 Embora a descrição acima contenha muitos detalhes, esses não devem ser interpretados como limitando o escopo da invenção mas como meramente fornecendo ilustrações de algumas das modalidades presentemente preferidas desta invenção. Por conseguinte, será apreciado que o escopo da presente invenção totalmente engloba outras modalidades que
15 pode se tornar óbvio para aquele qualificado na arte, e que o escopo da presente invenção é conseqüentemente não é para ser limitado por nada outro que as reivindicações anexas, em que referência a um elemento no singular não é pretendida para significar “ um e somente um ” ao menos que explicitamente assim colocado, mas mais propriamente “ um ou mais ”.

20 Todos os equivalentes estruturais, químicos e funcionais dos elementos das modalidades preferidas descritas acima que são conhecidos para aquele de qualificação simples na arte são expressamente aqui incorporados para referência e são pretendidos para serem englobados pelas presentes reivindicações. Mais ainda, não é necessário para um dispositivo ou método
25 endereçar cada e todo problema pretendido a ser resolvido pela presente invenção, ser englobado pelas presentes reivindicações. Ainda mais, nenhum elemento, componente, ou passo do método na presente divulgação é pretendido ser dedicado para o publico de se o elemento, componente, ou passo de método é explicitamente citado nas reivindicações. Nenhum

elemento da reivindicação aqui é para ser interpretada sob as provisões de 35 U. S. C. 1 12, sexto parágrafo, ao menos que o elemento seja expressamente citado usando a frase “ meios para ”.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para reconstruir uma representação da imagem de um objeto a partir de suas projeções, caracterizado pelo fato de compreender:

- obter dados de projeção;

5 - mapear dados de projeção transformados por Fourier no espaço de Fourier;

- converter iterativamente os dados de projeção mencionados do espaço de Fourier para o espaço de objeto;

10 - modificar os dados de projeção mencionados no espaço de Fourier e no espaço de objeto para produzir progressivamente dados de projeção modificados; e

- gerar uma imagem a partir dos dados de projeção mencionados modificados.

15 2. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- processar os dados de projeção mencionados para corrigir para variações em eficiência de detecção, atenuação, espalhamento antes da transformação de Fourier.

20 3. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- resolver dados de projeção faltantes ou incompletos após mapear as projeções no espaço de Fourier.

4. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

25 - completar os dados de projeção mencionados com zeros.

5. Método de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que a conversão mencionada dos dados de projeção entre o espaço de Fourier e o espaço de objeto é efetuada através de uma transformada de Fourier inversa.

6. Método de acordo com a reivindicação 5, caracterizado pelo fato de que a Transformada de Fourier inversa mencionada é uma Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar Inversa.

5 7. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada dos dados do espaço de Fourier compreende substituir os dados do espaço de Fourier nas localizações correspondendo aos dados de projeção conhecidos experimentalmente pelas projeções experimentais transformadas efetivas.

10 8. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada de configuração inicial do espaço de Fourier compromete atribuir os valores para localizações designadas no espaço de Fourier antes da transformação inversa.

15 9. Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada de uma imagem do espaço de objeto para produzir uma imagem do espaço de objeto modificada compreende:

- modificar os valores de um conjunto designado de elementos mínimos de imagem tal que os valores modificados estão mais perto do conjunto de valores pré-definidos.

20 10. Método para reconstruir uma imagem de um objeto a partir de suas projeções, caracterizado pelo fato de que compreende:

- obter dados de projeção;

- gerar uma transformada de Fourier das projeções em uma grande quantidade de ângulos e localizações de fatia;

25 - colocar as projeções transformadas em uma grade no espaço de Fourier;

- efetuar uma modificação de configuração inicial do espaço de Fourier;

- efetuar uma transformação inversa dos dados mencionados do espaço de Fourier para fornecer uma imagem do espaço de objeto;

- modificar a imagem mencionada do espaço de objeto para produzir uma imagem do espaço de objeto modificada;

- efetuar uma transformação de Fourier direta na imagem mencionada do espaço de objeto modificada para produzir os dados do espaço de Fourier;

- modificar os dados do espaço de Fourier mencionados para produzir uns dados do espaço de Fourier modificados; e

- aplicar a transformação de Fourier inversa, modificação, transformação de Fourier direta e passos da modificação mencionados iterativamente para os dados mencionados do espaço de Fourier modificados até uma condição de término ser satisfeita para fornecer uma imagem final.

11. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- reformular os dados de projeção obtidos em um formato de feixe paralelo antes da geração da transformada de Fourier.

12. Método de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo fato de que a reformulação mencionada dos dados de projeção compreende:

- matematicamente transformar as projeções a partir de uma geometria do sistema para uma geometria de feixe paralelo.

13. Método de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo fato de que a reformulação mencionada dos dados de projeção compreende:

- aplicar um algoritmo de re-enfileiramento para transformar os dados de projeção do sistema em um formato de feixe paralelo.

14. Método de acordo com a reivindicação 11, caracterizado pelo fato de que a reformulação mencionada dos dados de projeção compreende:

- reconstruir dados de projeção obtidos com algoritmos

padrões para feixes divergente / convergente.

- efetuar uma transformada de Fourier de 2D através de todas as fatias de projeção;

- extrair projeções transformadas por Fourier de 1D a partir das transformadas de 2D de acordo com o Teorema de Fatia de Fourier; e

- efetuar uma transformada de Fourier de 1D inversa das projeções da transformada de 1D para fornecer dados de projeção de feixe paralelo.

15. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a transformada de Fourier mencionada das projeções em uma grande quantidade de ângulos e fatias compreende uma Transformada de Fourier Por Fração.

16. Método de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que a Transformada de Fourier Por Fração mencionada é configurada para coincidir pontos e linhas da grade do espaço de Fourier.

17. Método de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de que a grade mencionada do espaço de Fourier é uma grade pseudo-polar.

18. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a geração mencionada da transformada de Fourier das projeções em uma grande quantidade de ângulos e localizações de fatias é efetuada por Transformação de Fourier Não Uniforme.

19. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que geração mencionada da transformada de Fourier das projeções em uma grande quantidade de ângulos e localizações de fatias é efetuada por Transformação de Fourier Uniforme.

20. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- completar as projeções mencionadas com zeros.

21. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a colocação mencionada das projeções transformadas em uma grade no espaço de Fourier é efetuado interpolando a localização e os valores das projeções transformadas na grade do espaço de Fourier.

5 22. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a colocação mencionada das projeções transformadas em uma grade no espaço de Fourier é efetuado por um método de Gridding.

23. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

10 - reconstruir as projeções a partir de um conjunto de fatias independentemente de todas as outras fatias.

24. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação de configuração inicial mencionada do espaço de Fourier compromete atribuir valores para localizações designadas no espaço de Fourier antes da transformação inversa.

15 25. Método de acordo com a reivindicação 24, caracterizado pelo fato de que as localizações designadas mencionadas no espaço de Fourier correspondem a um conjunto total ou parcial de regiões não experimentais.

20 26. Método de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de que as localizações designadas mencionadas no espaço de Fourier correspondem aos pontos além de um círculo de resolução.

27. Método de acordo com a reivindicação 25, caracterizado pelo fato de que os valores mencionados são determinados a partir da transformação de uma reconstrução anterior dos dados de projeção.

25 28. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação de configuração inicial mencionada do espaço de Fourier compreende:

- estender a grade do espaço de Fourier e completar os dados do espaço de Fourier mencionados com zeros.

29. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o espaço de Fourier mencionado está em uma grade pseudo-polar e a Transformada de Fourier inversa mencionada é um algoritmo de Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar Inversa.

5 30. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o espaço de Fourier mencionado está em uma grade pseudo-polar e a transformada de Fourier mencionada é um algoritmos de Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar.

10 31. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o espaço de Fourier mencionado está em uma grade Cartesiana e a Transformada de Fourier inversa mencionada é um algoritmo de Transformada de Fourier Rápida inversa uniforme.

15 32. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que o espaço de Fourier mencionado está em uma grade pseudo-polar e a transformada de Fourier mencionada é um algoritmos de Transformada de Fourier Rápida não uniforme.

20 33. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada dos dados do espaço de Fourier compreende substituir os dados do espaço de Fourier nas localizações correspondendo aos dados de projeção conhecidos experimentalmente pelas projeções experimentais transformadas efetivas.

25 34. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada dos dados do espaço de Fourier compreende substituir os dados do espaço de Fourier em somente um conjunto parcial das localizações correspondendo à projeção conhecida experimentalmente.

35. Método de acordo com a reivindicação 34, caracterizado pelo fato de que a substituição mencionada dos dados do espaço de Fourier é somente efetuado em localizações experimentais onde os dados de Fourier na

dada localização é substancialmente diferente, de acordo com um determinado critério definido, do valor da projeção experimental transformado efetivo naquela localização.

5 36. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- armazenar as localizações e valores dos dados do espaço de Fourier correspondendo às regiões experimentais; e

- armazenar as localizações e valores dos dados do espaço de Fourier correspondendo à regiões não experimentais definidas.

10 37. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada da imagem do espaço de objeto para produzir uma imagem do espaço de objeto modificada compreende:

- designar um conjunto de elementos mínimos de imagem para modificação de acordo com critérios pré-definidos.

15 38. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada da imagem do espaço de objeto para produzir uma imagem do espaço de objeto modificada compreende:

20 - modificar os valores de um conjunto designado de elementos mínimos de imagem tal que os valores modificados estão mais pertos a um conjunto de valores pré-definidos.

39. Método de acordo com a reivindicação 38, caracterizado pelo fato de que os critérios definidos mencionados para designar a modificação dos elementos mínimos de imagem compreende:

25 - designar os elementos mínimos de imagem somente se os valores dos elementos mínimos de imagem da corrente iteração são diferentes de um conjunto de valores esperados ou físicos por mais do que uma porcentagem prescrita.

40. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada da imagem do espaço de objeto

para produzir uma imagem do espaço de objeto modificada compreende:

- encontrar os elementos mínimos de imagem que têm valores não físicos ou inesperados de acordo com um conjunto de critérios pré-definidos; e

5 - modificar os valores dos elementos mínimos de imagem com valores não físicos tal que os valores modificados estão potencialmente mais perto do conjunto de valores físico ou esperados.

41. Método de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de que a modificação mencionada compreende:

10 - modificar os valores dos elementos mínimos de imagem mencionados multiplicando os valores mencionados por uma constante, subtraindo destes correspondentes valores de elemento mínimo de imagem a partir da iteração anterior que foram multiplicados por uma constante potencialmente diferente e adicionando a esses um conjunto de valores físicos
15 ou esperados que foram multiplicados por uma constante que é potencialmente diferente a partir de todas as outras constantes.

42. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a condição de término mencionada compreende um pré-determinado número de iterações de transformação de Fourier inversa,
20 modificação, transformação de Fourier direta e passos de modificação.

43. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a condição de término mencionada compreende:

- monitorar um parâmetro de qualidade de imagem parâmetro;

e

25 - terminar na ocorrência do valor desejado do parâmetro de qualidade de imagem mencionado.

44. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a condição de término mencionada compreende:

- monitorar uma função de erro; e

- terminar na ocorrência de um erro monitorado.

45. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a condição de término mencionada compreende:

- monitorar uma função de erro; e

5 - terminar se o erro não melhorar em um conjunto de número de iterações.

46. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a imagem reconstruída final é baseada nos dados derivados a partir de uma iteração que não é a última iteração do ciclo.

10 47. Método de acordo com a reivindicação 10, caracterizado pelo fato de que a imagem reconstruída final é baseada na iteração com o melhor parâmetro de qualidade de imagem designado.

15 48. Método de acordo com a reivindicação 45, caracterizado pelo fato de que a função de erro mencionada é baseada na comparação dos dados do espaço de Fourier da corrente iteração nas localizações correspondendo à regiões experimentais com os dados transformados experimentais efetivos nas mesmas localizações.

49. Método para tratar imagens tomográficas, caracterizado pelo fato de que compreende:

20 - obter os dados de projeção igualmente inclinados a partir de um aparelho de captura de imagem;

- completar os dados de projeção com zeros com uma quantidade adequada de zeros.

25 - gerar uma Transformada de Fourier Rápida Por Fração de uma dimensão das projeções em uma grande quantidade de ângulos e localizações de fatia;

- colocar as projeções transformadas em uma grade pseudo-polar no espaço de Fourier;

- armazenar as localizações e valores das projeções

transformados por Fourier mencionadas;

- efetuar uma Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar de duas dimensões inversa de cada fatia de 2D no espaço de Fourier para fornecer uns dados do espaço de objeto;

5 - modificar dados do espaço de objeto mencionados para produzir uns dados do espaço de objeto modificados;

- efetuar uma Transformada de Fourier Rápida Pseudo-polar de duas dimensões diretas de cada fatia de 2D dos dados do espaço de objeto para produzir os dados do espaço de Fourier;

10 - modificar os dados do espaço de Fourier mencionados para produzir dados do espaço de Fourier modificados; e

- aplicar transformação de Fourier inversa, modificação, transformação de Fourier direta e passos de modificação mencionados iterativamente para os dados do espaço de Fourier modificados mencionados até uma condição de término ser satisfeita para fornecer uma imagem final.

15

50. Método de acordo com a reivindicação 49, caracterizado pelo fato de que compreende ainda:

- girar ou arrumar o objeto de tratamento de imagem, detectores, e ou fonte de um sistema de tratamento de imagem tomográfica em maneira que os dados de projeção, quando reformulados, repousam com erro experimental, ao longo das linhas formadas pelos pontos da grade da grade no espaço de Fourier mencionada.

20

51. Método de acordo com a reivindicação 50, caracterizado pelo fato de que a grade no espaço de Fourier mencionada é um conjunto de grades pseudo-polar de 2D.

25

52. Método de acordo com a reivindicação 50, caracterizado pelo fato de que a grade no espaço de Fourier mencionada é uma grade pseudo-polar de 3D ou um conjunto empilhado de grade pseudo-polar de 3D.

53. Método de acordo com a reivindicação 50, caracterizado

pelo fato de que a grade no espaço de Fourier mencionado é uma grade polar.

54. Método de acordo com a reivindicação 50, caracterizado pelo fato de que a grade no espaço de Fourier mencionada é uma grade polar de 3D ou um conjunto empilhado de grade polar de 3D.

5 55. Produto de programa de computador caracterizado pelo fato de que compreende um meio de armazenamento legível de computador tendo porções de código de programa legível de computador armazenadas nele e fornecendo perfil de conhecimento de relevância associativa, o produto de programa de computador compreendendo:

10 - um primeiro código de programa configurado para obter dados de projeção;

- um segundo código de programa configurado para mapear dados de projeção transformados por Fourier no espaço de Fourier;

15 - um terceiro código de programa configurado para converter iterativamente os dados de projeção do espaço de Fourier para o espaço de objeto;

- um quarto código de programa configurado para modificar os dados de projeção mencionados no espaço de Fourier e no espaço de objeto para produzir progressivamente dados de projeção modificados; e

20 - um quinto código de programa configurado para gerar uma imagem a partir dos dados de projeção modificados mencionados.

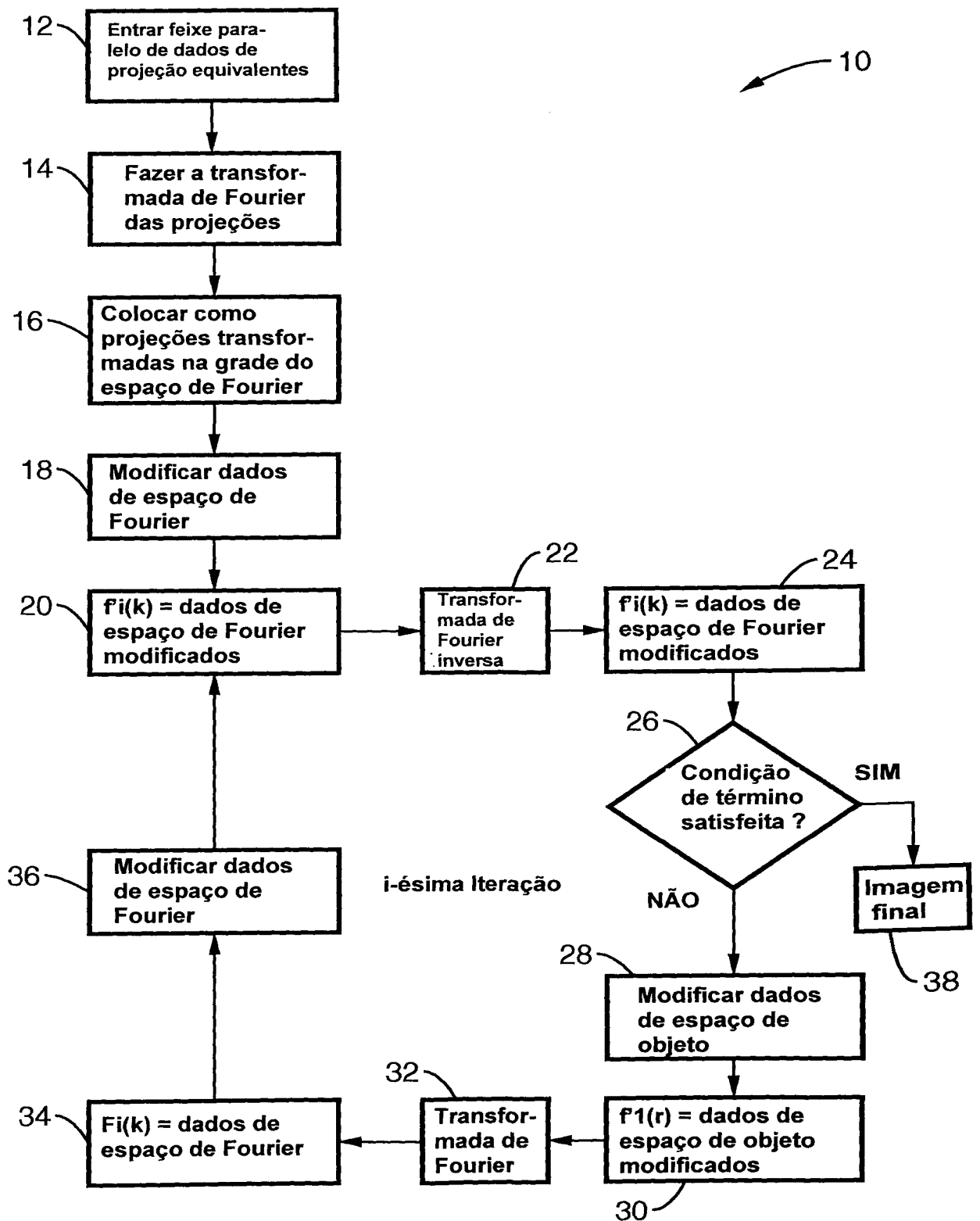


FIG. 1

40

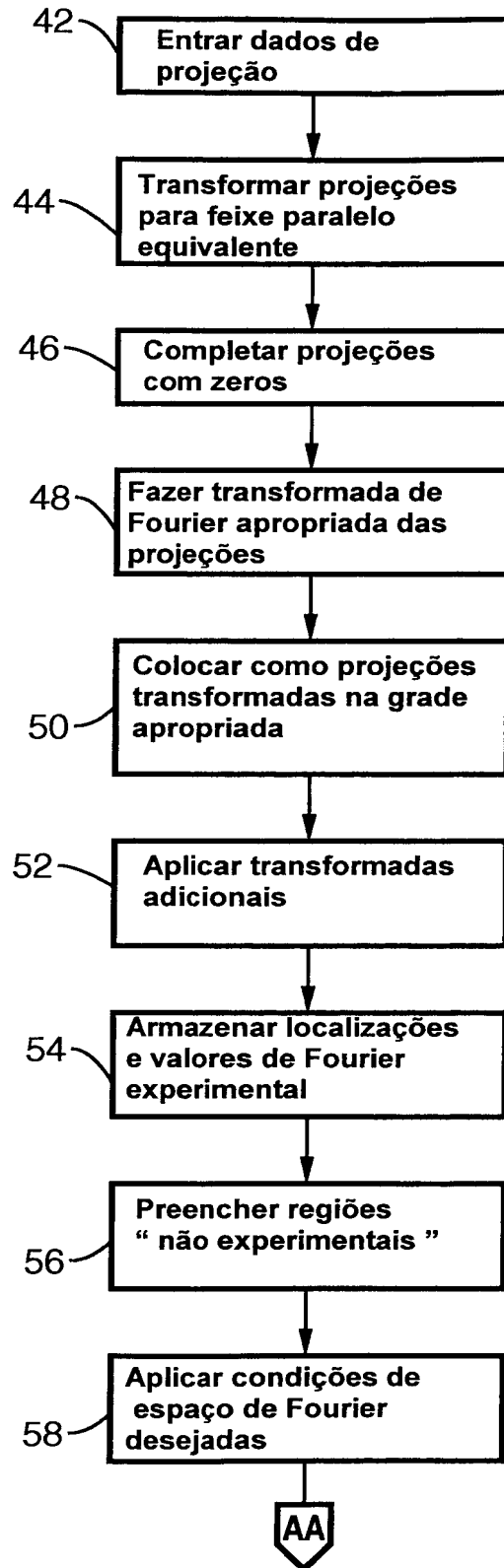


FIG. 2A

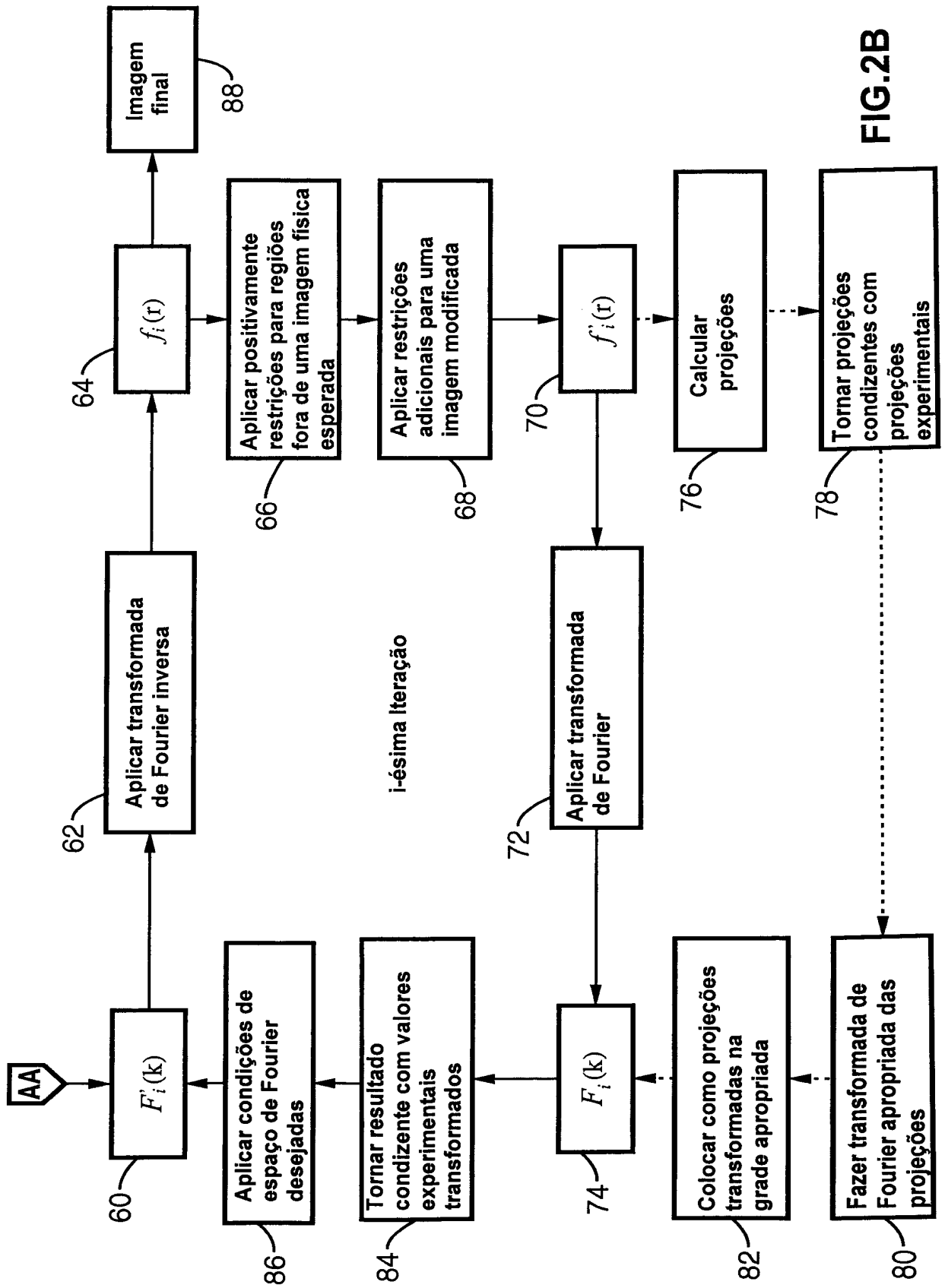


FIG.2B

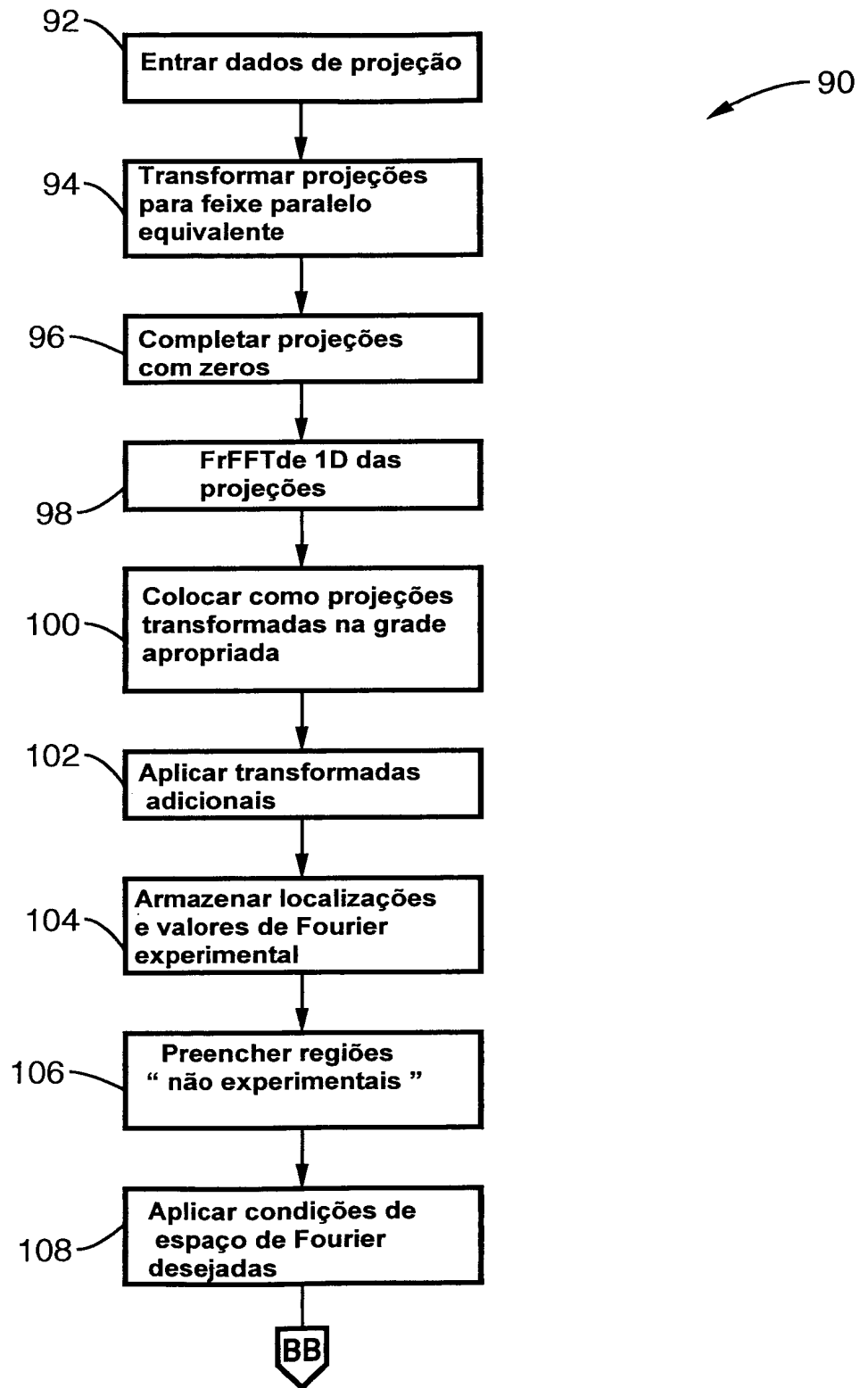


FIG. 3A

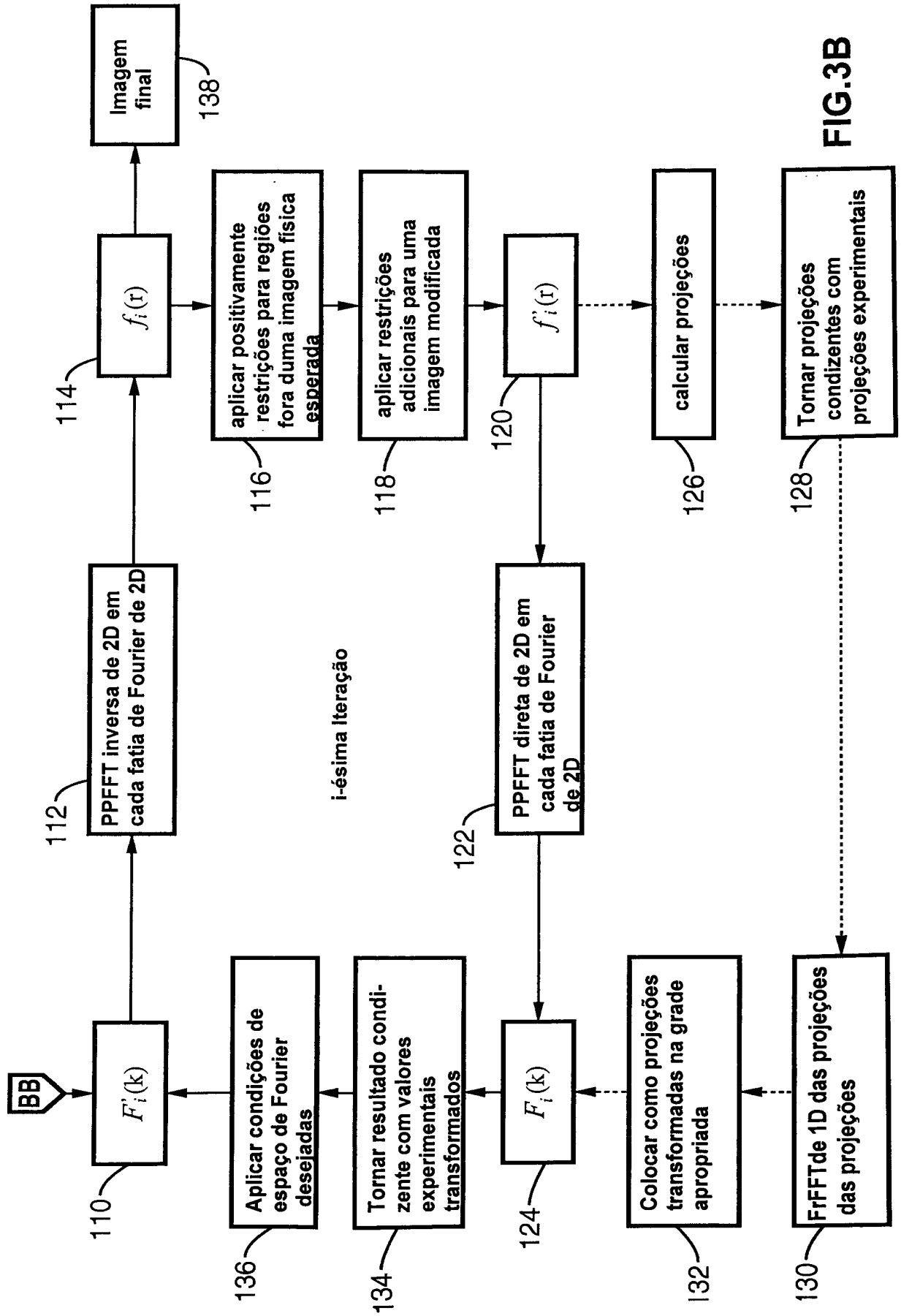


FIG.3B

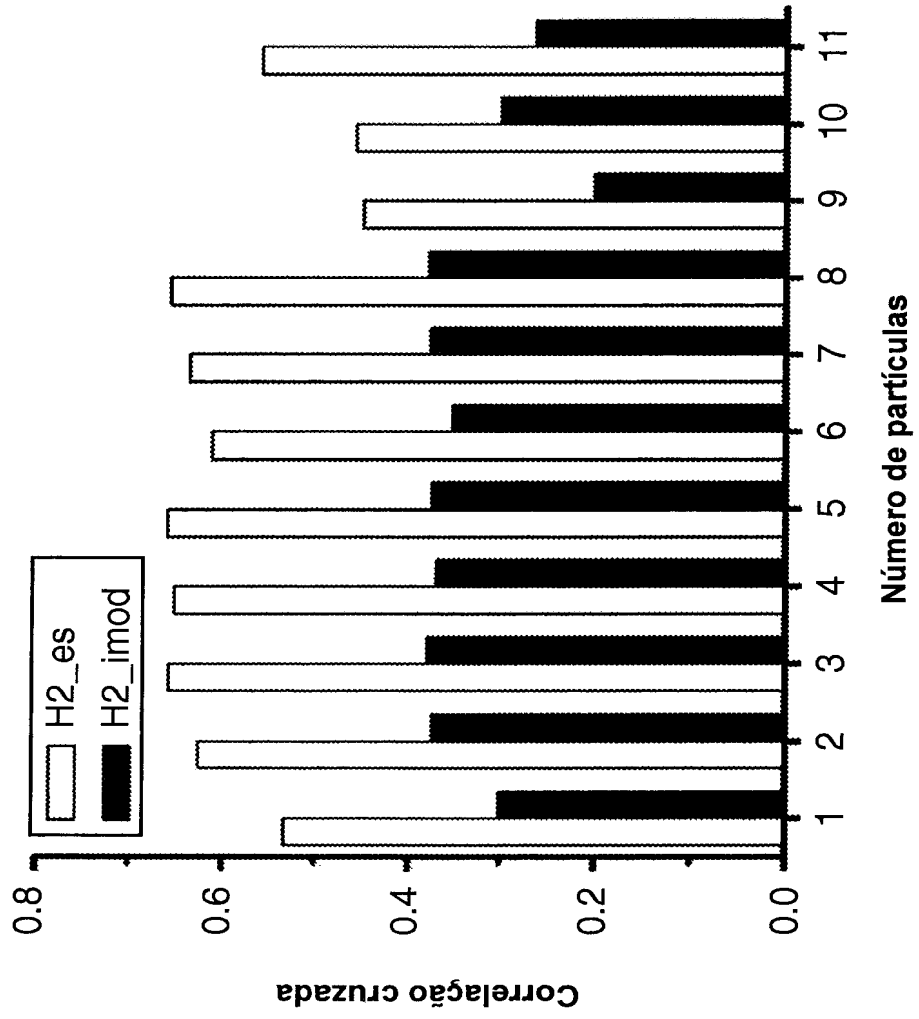


FIG. 4A

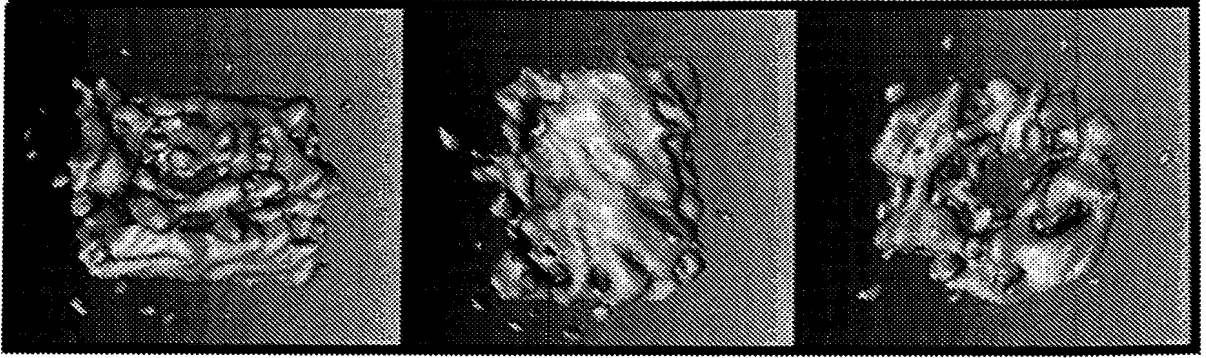


FIG. 4D

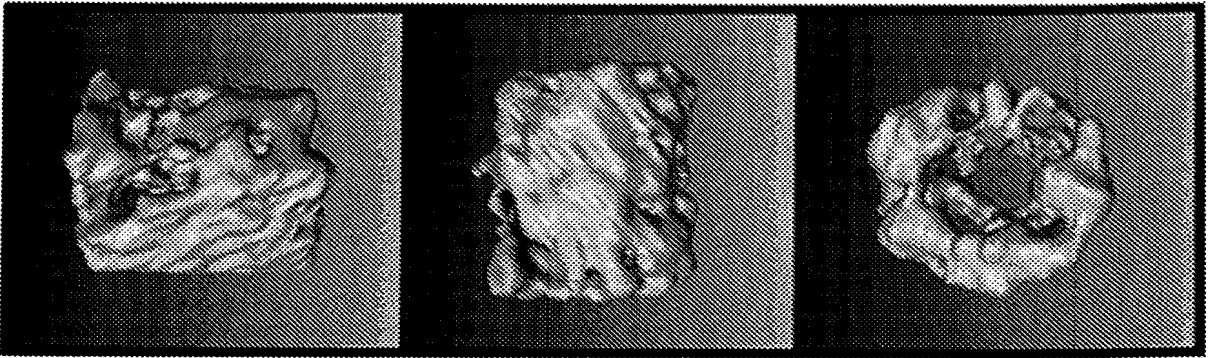


FIG. 4C

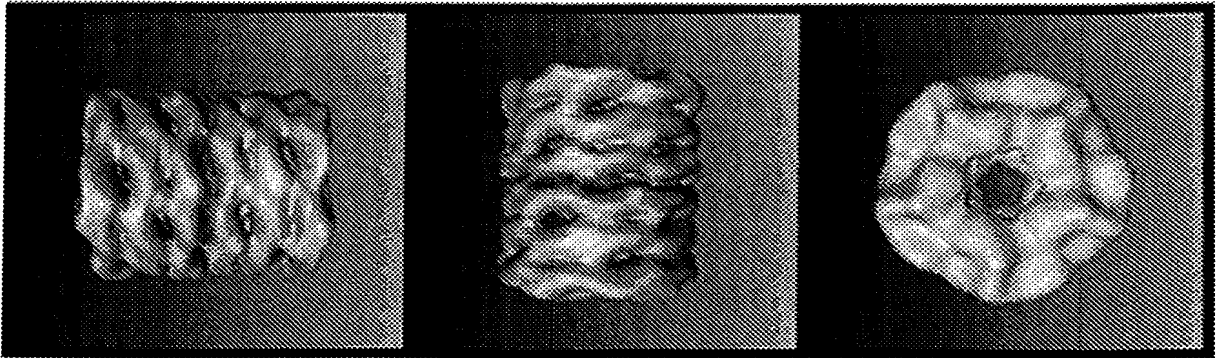


FIG. 4B

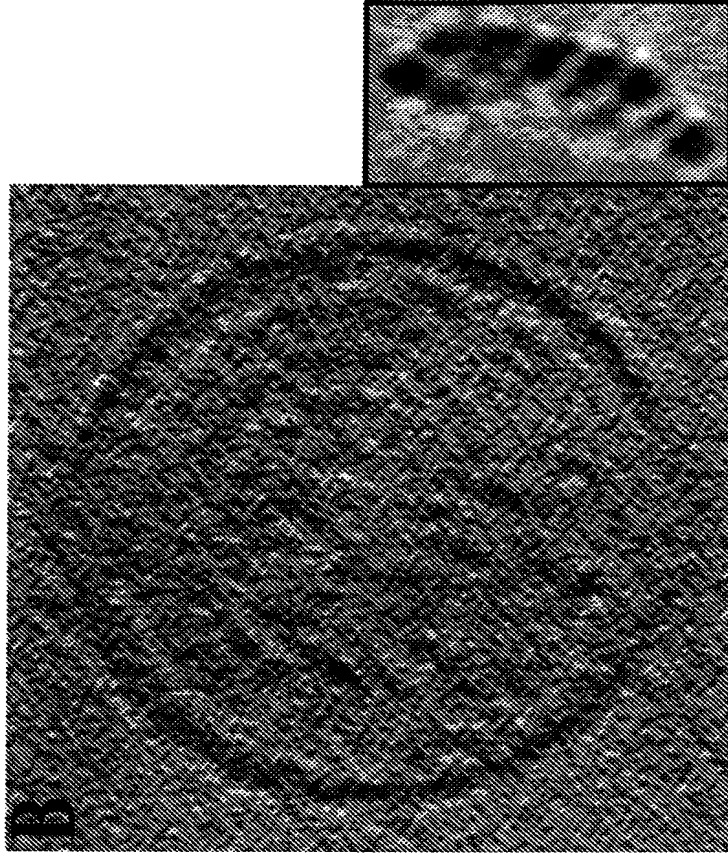


FIG. 5B

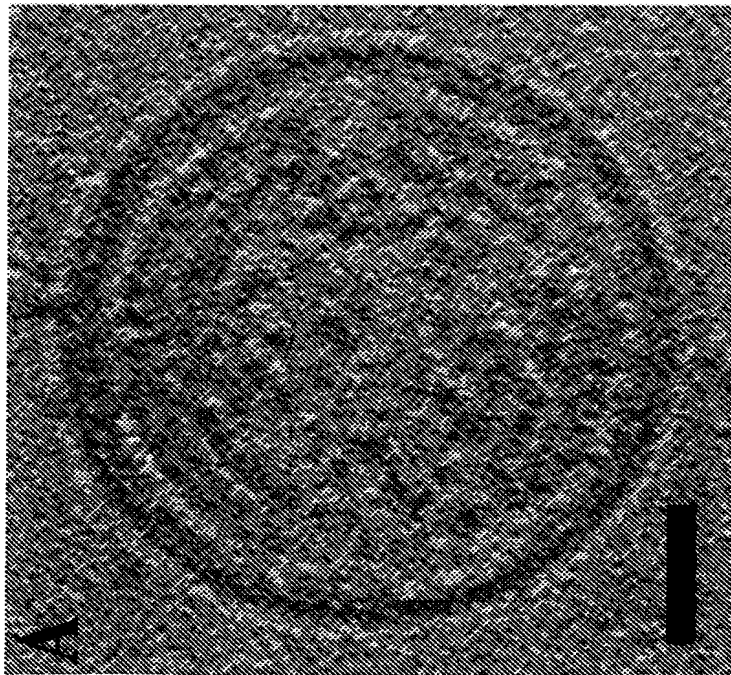


FIG. 5A

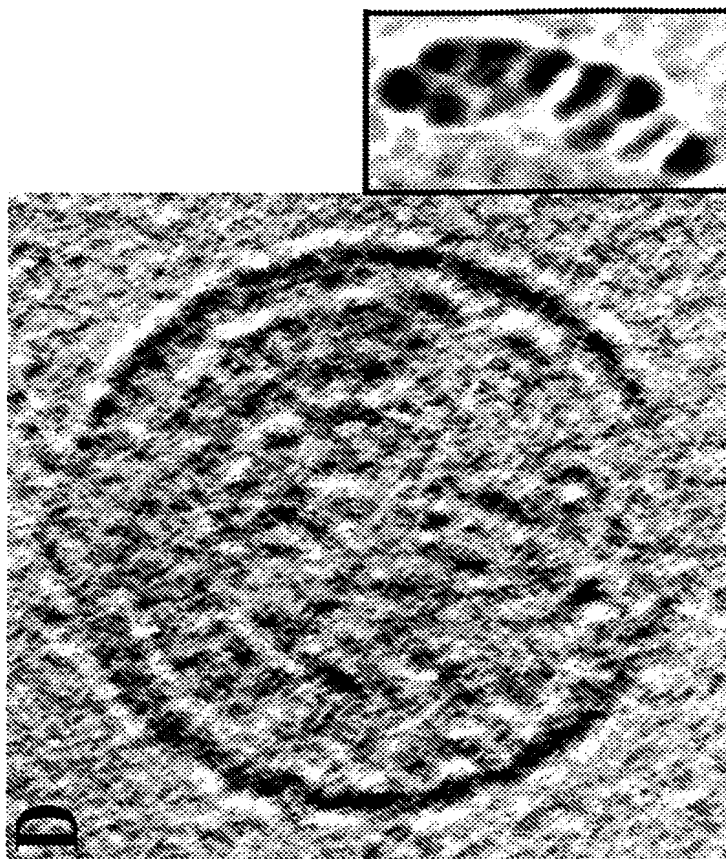


FIG. 5D

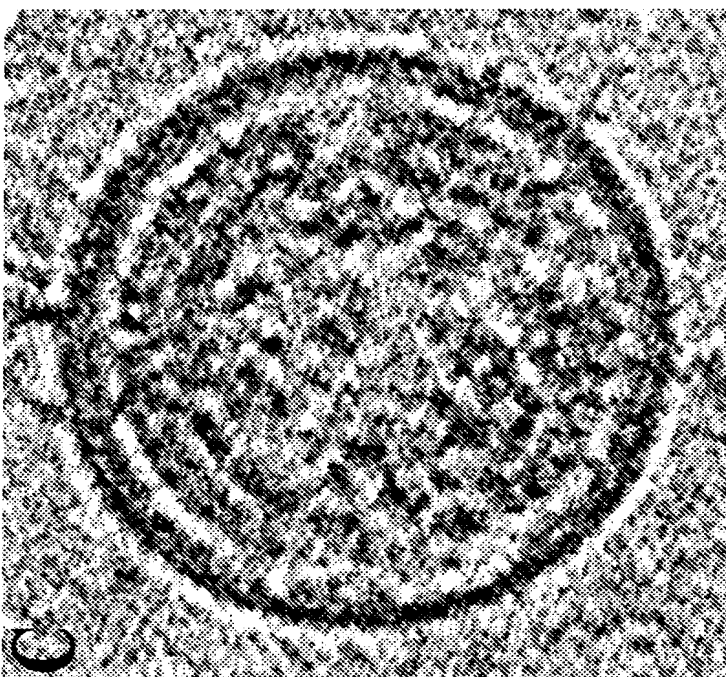


FIG. 5C

RESUMO

“MÉTODOS PARA RECONSTRUIR UMA REPRESENTAÇÃO DA
IMAGEM DE UM OBJETO A PARTIR DE SUAS PROJEÇÕES E PARA
TRATAR IMAGENS TOMOGRÁFICAS, E, PRODUTO DE PROGRAMA
5 DE COMPUTADOR”

Um sistema e método para criar uma imagem de seção transversal em três dimensões de um objeto através da reconstrução de suas projeções que foram iterativamente refinadas através de modificação no espaço de objeto e no espaço de Fourier são divulgados. A invenção fornece sistemas e métodos para uso com qualquer sistema de tratamento de imagem tomográfica que reconstrua um objeto a partir de suas projeções. Em uma modalidade, a invenção apresenta um método para eliminar as interpolações presentes em tomografia convencional. O método foi experimentalmente mostrado para fornecer maior resolução e melhorada parâmetros de qualidade de imagem de qualidade de imagem melhorados sobre as abordagens existentes. Um benefício primário do é a redução de dose de radiação já que a invenção pode produzir uma imagem de uma qualidade desejada com um menor número de projeções do que visto com métodos convencionais.