



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

(21) **PI0707273-2 A2**

(22) Data de Depósito: 24/01/2007
(43) Data da Publicação: 26/04/2011
(RPI 2103)



(51) *Int.Cl.:*
G01N 23/04

(54) Título: **SISTEMAS E MÉTODOS PARA A DETECÇÃO DE UMA IMAGEM DE UM OBJETO PELO USO DE UM FEIXE DE RAIOS X QUE TEM UMA DISTRIBUIÇÃO POLICROMÁTICA**

(30) Prioridade Unionista: 24/01/2006 US 60/761.796, 24/01/2006 US 60/761.797, 06/07/2006 US 60/819.019, 06/07/2006 US 60/819.019, 06/07/2006 US 60/819.019, 24/01/2006 US 60/761.796, 24/01/2006 US 60/761.797

(73) Titular(es): Bookhaven Science Associates, The University Of North Carolina At Chapel Hill, University Of Saskatchewan

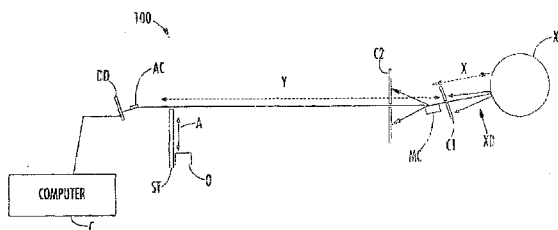
(72) Inventor(es): Christopher A. Parham, Dean Connor, Etta D. Pisano, Leroy Dean Chapman, Zhong Zhong

(74) Procurador(es): Flávia Salim Lopes

(86) Pedido Internacional: PCT US2007001836 de 24/01/2007

(87) Publicação Internacional: WO 2007/087329 de 02/08/2007

(57) Resumo: SISTEMAS E METODOS PARA A DETECÇÃO DE UMA IMAGEM DE UM OBJETO PELO USO DE UM FEIXE DE RAIOS X QUE TEM UMA DISTRIBUIÇÃO POLICROMÁTICA. Sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um objeto usando-se um feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática são mostrados. De acordo com um aspecto, um método pode incluir a detecção de uma imagem de um objeto. O método pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática. Ainda, o método pode incluir o posicionamento de um cristal monocromador único em uma posição predeterminada para interceptar diretamente o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Ainda, um objeto pode ser posicionado no percurso do segundo feixe de raios X para a transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e a emissão a partir do objeto como um feixe de raios X transmitido. O feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre um analisador de cristal. Ainda, uma imagem do objeto pode ser detectada a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.



SISTEMAS E MÉTODOS PARA A DETECÇÃO DE UMA IMAGEM DE UM
OBJETO PELO USO DE UM FEIXE DE RAIOS X QUE TEM UMA
DISTRIBUIÇÃO POLICROMÁTICA

PEDIDOS RELACIONADOS

5 Este pedido de patente não provisória reivindica o
benefício do Pedido Provisório U.S. N° 60/761.796,
depositado em 24 de janeiro de 2006, Pedido Provisório U.S.
N° 60/761.797, depositado em 24 de janeiro de 2006, e
Pedido Provisório U.S. N° 60/819.019, depositado em 6 de
10 julho de 2006, cujas exposições são incorporadas aqui como
referência em suas totalidades.

INTERESSE DO GOVERNO

Este assunto presentemente mostrado foi feito com o
suporte do governo dos Estados Unidos sob o contrato número
15 DE-AC02-98CH10886 concedido pelo Departamento de Energia
dos Estados Unidos. Assim, o governo dos Estados Unidos tem
certos direitos sobre o assunto presentemente mostrado.

CAMPO TÉCNICO

O assunto mostrado aqui se refere à formação de imagem
20 por raios X. Mais particularmente, o assunto mostrado aqui
se refere a sistemas e métodos para a detecção de uma
imagem de um objeto pelo uso de um feixe de raios X tendo
uma distribuição policromática.

ANTECEDENTES

25 Uma formação de imagem com raios X tem sido usada em
uma variedade de campos para a formação de imagem de
objetos. Por exemplo, uma formação de imagem com raios X
tem sido usada extensivamente no campo médico para ensaios
não destrutivos e tomografia computadorizada com raios X
30 (CT). Vários outros tipos de tecnologia também estão sendo

usados para a formação de imagem médica. Um sumário de algumas das tecnologias de formação de imagem médica atualmente disponíveis é feito abaixo nesta seção.

Radiografia com Raios X usando-se Absorção de Raios X

5 A radiografia com raios X convencional mede a absorção de raios X projetados, ou atenuação, de um objeto. Diferenças de atenuação no objeto provêm contraste de aspectos embutidos que podem ser exibidos como uma imagem. Por exemplo, tecidos cancerosos geralmente aparecem em uma
10 radiografia convencional, porque estes tecidos são mais densos do que os tecidos não cancerosos circundantes. O melhor contraste de absorção é obtido, geralmente, em energias de raios X em que a absorção é alta. Uma radiografia convencional tipicamente é realizada usando-se
15 uma energia de raios X mais baixa em doses mais altas, para se permitir maior absorção e, assim, melhores contraste e imagens. Usar raios X tendo energia mais alta geralmente requer que uma dosagem mais baixa seja usada, por causa de questões de segurança do paciente. Em geral, conforme o
20 nível de energia de raios X aumenta e a dose de raios X diminui, a qualidade da imagem de radiografia convencional diminui.

As fontes de raios X para a geração atual de sistemas de formação de imagem radiográfica usam um projeto baseado
25 em um tubo de raios X de catodo / anodo padronizado. O espectro de energia e as características de saída gerais de um tubo de raios X são primariamente determinados pelo material de anodo e pela configuração. A seleção de um material de anodo apropriado é baseada fortemente na
30 aplicação, especificamente, em que modalidade e em que

estrutura é para ter a imagem formada.

Para mamografia, o material de anodo mais comum é molibdênio, mas ródio também é usado. A energia média de molibdênio de aproximadamente 18 keV provê o espectro
5 apropriado para uma formação de imagem de um tecido mole. Para sistemas de mamografia, o anodo freqüentemente é estacionário e montado em um bloco de cobre, para redução do calor. Um grande problema de engenharia é a geração de calor no anodo pelo feixe de elétrons focalizado. Os tubos
10 de raios X que têm um anodo estacionário são mais propensos a um aquecimento, porque o meio primário de remoção de calor é o anodo de cobre circundante, mesmo com sua alta condutância térmica. Avanços no desenvolvimento de tubo de raios X levaram ao uso de um anodo rotativo, o qual roda de
15 modo que o feixe de elétrons do catodo não tenha impacto sobre a mesma área no anodo. O método de detecção de aquisição primário para radiografia, até o advento relativamente recente de detectores, é um filme de raios X.

A formação de imagem com raios X para rastreamento de
20 mamografia tem sido usada para a identificação de estágios iniciais de câncer de mama. É bem conhecido que a mortalidade do câncer de mama dentre mulheres sob controles de rastreamento pode ser significativamente reduzida quando comparada com controles sem rastreamento. A mamografia
25 tende a identificar estágios menores e menos avançados de câncer, quando comparado com cânceres encontrados por um exame físico da mama ou por um auto-exame de mama. O tratamento de estágios menores e menos avançados de câncer de mama resulta em melhores taxas de sobrevivência. É
30 bastante evidente que métodos melhorados de radiologia

podem ser usados para a detecção mesmo de cânceres de mama menores e de estágio inicial. Aproximadamente 10% de cânceres de mama clinicamente óbvios não são visíveis em imagens produzidas por métodos convencionais de mamografia.

5 Além disso, tipicamente é difícil distinguir entre lesões benignas e malignas usando-se a radiologia convencional.

Em particular, o câncer de mama o qual não é visível com técnicas convencionais de mamografia ocorre mais freqüentemente em pacientes com quantidades relativamente grandes de tecido glandular de mama. A densidade do tecido glandular de mama tende a obscurecer uma patologia subjacente. De modo a detectar estágios iniciais de câncer, é desejável aumentar a sensibilidade da mamografia, de modo que estágios menores e iniciais de câncer de mama possam ser detectados. Uma detecção inicial de câncer de mama pode resultar em taxas de mortalidade significativamente reduzidas.

A tecnologia mamográfica melhorou dramaticamente ao longo das últimas décadas. Por exemplo, um equipamento de mamografia dedicado existe agora com uma qualidade de feixe de raios X apropriada, compressão adequada de mama e controle de exposição automático. Contudo, uma tecnologia mamográfica convencional ainda depende da descrição de absorção de raios X para a definição de diferenças entre tecidos normais e anormais.

As limitações da radiologia convencional também são evidentes na formação de imagem de cartilagem, tal como durante a detecção e o tratamento de ferimentos ou doenças degenerativas de junta, tais como osteoartrite. Melhores técnicas de formação de imagem seriam benéficas para a

detecção dessas doenças degenerativas inicialmente, tal como antes do ponto de dano irreversível.

Formação de Imagem Melhorada por Difração (DEI)

A DEI é uma técnica de formação de imagem com raios X que estende dramaticamente a capacidade de formação de imagem com raios X convencional. A técnica de DEI é uma modalidade de formação de imagem com raios X capaz de gerar contraste de absorção de raios X, refração de raios X, e rejeição de dispersão de ângulo ultrapequeno (extinção). Em contraste, as técnicas convencionais de formação de imagem com raios X medem apenas a absorção de raios X. A imagem de absorção de DEI e a imagem de pico mostram a mesma informação que uma radiografia convencional, exceto pelo fato de serem virtualmente sem degradação de dispersão. Com base na lei de Bragg de difração de raios X, $n\lambda = 2d \sin(\theta)$, a DEI utiliza o pico de Bragg de difração de cristal perfeito para converter mudanças angulares em mudanças de intensidade, provendo uma grande mudança na intensidade para uma mudança pequena de ângulo. Assim, a DEI é bem adequada para formação de imagem de tecido mole, e muito promissora para mamografia.

As técnicas de DEI demonstraram melhoramentos na visualização de objeto quando comparadas com técnicas convencionais de formação de imagem com raios X, mas nenhuma se dirigiu à possibilidade de estender a faixa de energia usável e diminuir ou eliminar a necessidade de absorção de raios X. A diminuição ou a eliminação de absorção de raios X é de preocupação significativa no campo médico.

O uso de um cristal analisador de silício no percurso

do feixe de raios X gera duas formas adicionais de contraste de imagem, refração de raios X e extinção (rejeição de dispersão de ângulo ultrapequeno). A DEI utiliza raios X altamente colimados pela difração de raios X de um silício de cristal único perfeito, o que, até agora, requeria a faixa de alto fluxo e energia de um síncrotron para a geração de imagens. Estes raios X colimados são de energia de raios X única, praticamente monocromáticos e são usados como o feixe para a formação de imagem de um objeto.

Objetos que têm muito pouco contraste de absorção podem ter refração considerável e contraste de extinção, desse modo melhorando a visualização e estendendo a utilidade de formação de imagem com raios X. As aplicações de técnicas de DEI à biologia e à ciência dos materiais gerou ganhos significativos em contraste e resolução, indicando o potencial para uso na formação de imagem médica da corrente em voga. Uma área da medicina em que a DEI pode ser particularmente efetiva é na formação de imagem de mama para diagnose de câncer, onde as estruturas de diagnóstico de interesse freqüentemente têm baixo contraste de absorção, tornando-as difíceis de ver. Estruturas com baixo contraste de absorção, tais como espículos se estendendo a partir de uma massa maligna, têm refração alta e contraste de dispersão de ângulo ultrapequeno. É desejável prover um sistema de DEI com a capacidade de aumentar a sensibilidade e a especificidade de formação de imagem de mama baseada em raios X.

Múltiplos estudos demonstraram um contraste de imagem melhorado em aplicações médicas e industriais de DEI. As

vantagens de sistemas de DEI em relação a sistemas de formação de imagem convencionais no campo médico incluem uma redução dramática na dose de radiação de paciente e uma qualidade de imagem melhorada. A redução de dose é devido à
 5 capacidade de sistemas de DEI para funcionarem a energias de raios X mais altas. Uma absorção de raios X é governada pelo efeito fotoelétrico, Z^2/E^3 , onde Z é o número atômico e E é a energia de fóton.

Até agora, os sistemas de DEI requereram o uso de um
 10 síncrotron para a produção de um feixe de radiação inicial, o qual é manipulado por outros componentes de sistema para a formação de imagem de um objeto. Um síncrotron provê um feixe de raios X de fluxo alto, altamente colimado através de uma faixa ampla de energias. Um síncrotron gera radiação
 15 através do movimento de partículas carregadas em uma órbita circular, especificamente elétrons, causando uma liberação de fótons. As únicas propriedades de radiação de síncrotron produzem raios X de fluxo alto por uma ampla faixa de energia, a qual pode ser usada para uma ampla faixa de
 20 aplicações.

A teoria de núcleo de DEI é baseada na lei de Bragg de difração de raios X. A lei de Bragg é definida pela equação a seguir:

$$n\lambda = 2d \sin(\theta)$$

25 onde λ é o comprimento de onda do feixe de raios X incidente, θ é o ângulo de incidência, d é a distância entre as camadas atômicas no cristal e n é um inteiro.

Uma radiografia monoenergética contém várias componentes, que podem afetar um contraste e uma resolução
 30 de imagem: uma componente dispersa de forma coerente IB_{CB} ,

uma componente dispersa de forma não coerente IB_{IB} , e uma componente transmitida. Os raios X passando através de um objeto ou meio em que haja variações de densidade podem ser refratados, resultando em um desvio angular.

5 Especificamente, desvios na faixa de raios X resultam de variações em μt ao longo do percurso do feixe, onde μ é a densidade e t é a espessura. Uma fração dos fótons incidentes também pode ser difratada pela estrutura em um objeto, as quais geralmente são da ordem de miliradianos e
10 referidas como dispersão de ângulo pequeno. A soma total destas interações contribui para a intensidade registrada em uma radiografia, IB_{NB} , a qual pode ser representada pela equação a seguir:

$$IB_{NB} = IB_{RB} + IB_{DB} + IB_{CB} + IB_{IB}$$

15 A resolução espacial do sistema e o contraste serão degradados pelas contribuições da dispersão coerente e incoerente. Grades antidispersão freqüentemente são usadas em formação de imagem médica para redução da contribuição da dispersão, mas há uma performance limitada e o uso de
20 uma grade freqüentemente requer uma dose mais alta, para compensação da perda de intensidade.

A técnica de DEI utiliza um cristal analisador de silício no percurso do feixe de raios X pós-objeto para virtualmente eliminar os efeitos de dispersão coerente e
25 incoerente. A janela de aceitação angular estreita do cristal analisador de silício é referida como sua curva de balanço, e é da ordem de microrradianos para as energias de raios X usadas em DEI. O analisador atua como um filtro angular perfeitamente sensível, o qual pode ser usado para
30 a medição de refração e contraste de extinção. O contraste

de extinção é definido como a perda de intensidade a partir do feixe incidente devido a uma dispersão, o que pode produzir melhoramentos substanciais em contraste e resolução.

5 A largura de Darwin (DW) é usada para a descrição das curvas de refletividade, e é aproximadamente a Largura Plena à Metade Máxima (FWHM) da curva de refletividade. Os pontos em $-1/2$ DW e $+1/2$ DW são pontos na curva com uma inclinação aguda, produzindo a maior mudança na intensidade
10 de fóton por microrradiano para uma reflexão de analisador em particular e uma energia de feixe. O contraste no pico da curva de balanço de analisador de cristal é dominado pela absorção de raios X e extinção, resultando em radiografias quase livres de dispersão. O contraste de
15 refração é mais alto quando a inclinação da curva de balanço é maior, nas posições $-1/2$ e $+1/2$ DW. Uma técnica de processamento de imagem baseada em DEI usa estes pontos para extração das componentes de contraste de refração e absorção aparente destes pares de imagem.

20 O parágrafo a seguir descreve esta técnica para extração das componentes de contraste de refração e absorção aparente de um par de imagem. Quando o cristal analisador é regulado para um ângulo representando $\pm 1/2$ DW para uma dada reflexão e uma energia de feixe, a
25 inclinação da curva de balanço é relativamente consistente e pode ser representada como uma aproximação por série de Taylor de dois termos, conforme representado pela equação a seguir:

$$R(\theta_0 + \Delta\theta_z) = R(\theta_0) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_0)\Delta\theta_z.$$

30 Se o cristal analisador for regulado para um lado de ângulo

baixo da curva de balanço $(-1/2 \text{ DW})$, a intensidade de imagem resultante poderá ser representada pela equação a seguir:

$$I_L = I_R \left(R(\theta_L) + \frac{dR}{d\theta} \Big|_{\theta=\theta_L} \Delta\theta_z \right).$$

- 5 A intensidade registrada para imagens adquiridas com o cristal analisador regulado para a posição de ângulo alto $(+1/2 \text{ DW})$ pode ser representada pela equação a seguir:

$$I_H = I_R \left(R(\theta_H) + \frac{dR}{d\theta}(\theta_H) \Delta\theta_z \right).$$

- 10 Estas equações podem ser resolvidas para as mudanças de intensidade devido à absorção aparente (IB_{RB}) e a refração no ângulo observada na direção z $(\Delta\theta_{B_{ZB}})$ representada pela equação a seguir:

$$15 \quad \Delta\theta_z = \frac{I_L \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_L) \right) - I_H \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_H) \right)}{I_L \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_H) \right) - I_H \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_L) \right)}.$$

$$I_R = \frac{R(\theta_L) \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_H) \right) - R(\theta_H) \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_L) \right)}{\left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_H) \right) - \left(\frac{dR}{d\theta}(\theta_L) \right)}.$$

- Estas equações podem ser aplicadas às imagens de ângulo alto e baixo em uma base de pixel por pixel para separação dos dois elementos de contraste no que é conhecido como uma
20 imagem de absorção e refração aparente de DEI. Contudo, é importante notar que cada uma das imagens de curva de balanço de ponto único usadas para geração de imagens de absorção e refração aparente de DEI é útil.

- Conforme declarado acima, os sistemas de DEI atuais
25 incluem um síncrotron para a produção de um feixe de raios X. Os sistemas de DEI baseados em síncrotron proveram resultados impressionantes por muitos anos. Contudo, os síncrotrons são dispositivos grandes e dispendiosos e não são práticos para aplicações médicas ou industriais. Dado o
30 aumento dramático no contraste e a redução de dose, seria

benéfico aumentar a disponibilidade de sistemas de DEI para uso clínico difundido.

O desenvolvimento de um formador de imagem de DEI clínico pode ter significância para a saúde da mulher e a formação de imagem médica em geral, pelas razões a seguir:

5 (1) a DEI mostrou produzir um contraste muito alto para os aspectos que são mais importantes para detecção e caracterização de câncer de mama; (2) a física da DEI permite a formação de imagem a energias de raios X mais

10 altas do que usado com absorção apenas; e (3) a capacidade de DEI de gerar contraste sem a necessidade de fótons serem absorvidos reduz dramaticamente a ionização e, assim, reduz a dose absorvida.

Ainda, uma mamografia de écran-filme foi estudada

15 extensivamente pelos últimos 40 anos, e, devido a muitas tentativas de rastreamento randomizadas, é sabido que reduz a mortalidade por câncer de mama em aproximadamente 18 a 30%. A taxa de morte por câncer de mama nos poucos últimos anos começou a declinar, provavelmente devido em parte ao

20 uso difundido deste teste de formação de imagem. Contudo, uma mamografia de écran-filme padrão não é perfeitamente sensível nem altamente específica. Um tecido de mama denso e um envolvimento difuso da mama com um tumor tende a reduzir a sensibilidade de mamografia de rastreamento. Para

25 mulheres com mamas densas, as lesões que se desenvolvem são difíceis de ver, devido ao fato de sua capacidade de absorver fótons não ser muito maior do que o tecido adiposo circundante, gerando pouco contraste para visualização. Aproximadamente de 10 a 20% de cânceres de mama que são

30 detectados por auto-exame ou exame físico não são visíveis

por uma mamografia de écran-filme. Além disso, quando lesões são detectadas por mamografia e biópsia, apenas de 5 a 40% das lesões provam ser malignas. Mais ainda, aproximadamente 30% de cânceres de mama são visíveis em retrospecto em mamografias anteriores.

As técnicas atuais de DEI e de processamento de formação de imagem de DEI são baseadas fortemente em teoria de formação de imagem convencional e se baseiam, pelo menos em parte, em uma absorção de raios X para geração de imagem. Assim, objetos tendo a imagem formada usando-se estas técnicas absorvem radiação. Essa exposição à radiação é indesejável em aplicações para formação de imagem médica, dadas preocupações de dose, e este raciocínio impõe limitações de engenharia consideráveis que tornam a tradução clínica e industrial desafiadora. Assim, é desejável prover DEI e técnicas de DEI que produzam imagens de alta qualidade e que se baseiem menos em absorção, mas produzam imagens com qualidade de diagnóstico equivalente e visualização de aspecto.

Assim sendo, à luz de melhoramentos desejados associados à DEI e a sistemas de DEI, existe uma necessidade de DEI e sistemas de DEI melhorados e métodos relacionados para a detecção de uma imagem de um objeto.

SUMÁRIO

O assunto descrito aqui inclui sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um objeto usando um feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática. De acordo com um aspecto, o assunto descrito aqui pode incluir um método de detecção de uma imagem de um objeto. O método pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios

X que tem uma distribuição de energia policromática. Ainda, o método pode incluir o posicionamento de um cristal monocromador único em uma posição predeterminada para interceptar diretamente o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Ainda, um objeto pode ser posicionado no percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto como um feixe de raios X transmitido. O feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre um analisador de cristal. Ainda, uma imagem do objeto pode ser detectada a partir de um feixe difratado a partir do analisador de cristal.

De acordo com um outro aspecto, um método de acordo com o assunto descrito aqui pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma distribuição de energia policromática. Ainda, uma porção do primeiro feixe de raios X pode ser bloqueada, de modo que o primeiro feixe de raios X seja um feixe em leque colimado. Um cristal monocromador pode ser posicionado em uma posição predeterminada para interceptar o feixe em leque colimado, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. O método pode incluir o posicionamento de um objeto em um percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido. Ainda, o método pode incluir o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador. O método também

pode incluir a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

De acordo com um outro aspecto, um método de acordo com o assunto descrito aqui pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma distribuição de energia polícromática pela geração de uma pluralidade de feixes de raios X se abrindo em leque em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X. O método também pode incluir o posicionamento de um cristal monocromador em uma posição predeterminada para interceptação do primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Ainda, o método pode incluir o posicionamento de um objeto em um percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido. O feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador. Ainda, o método pode incluir a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

De acordo com um outro aspecto, um método de acordo com o assunto descrito aqui pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo primeira e segunda linhas de emissão característica. O método também pode incluir o posicionamento de um cristal analisador em uma posição predeterminada para interceptação do primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja produzido. Ainda, o método pode incluir o bloqueio seletivo das primeira e segunda linhas de emissão característica do

segundo feixe de raios X e permitir que uma desbloqueada das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X passe. Um objeto pode ser posicionado em um percurso da linha desbloqueada das primeira e segunda linhas de emissão característica do
5 segundo feixe de raios X par transmissão da linha característica desbloqueada do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido. O método também pode incluir o
10 direcionamento do segundo feixe de raios X em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador. Ainda, o método pode incluir a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

De acordo com um outro aspecto, um método de acordo
15 com o assunto descrito aqui pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo primeira e segunda linhas de emissão característica. Um cristal analisador pode ser posicionado em uma posição predeterminada para interceptação do primeiro feixe de raios X, de modo que um
20 segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja produzido. Ainda, o método pode incluir o posicionamento de um objeto em um percurso das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X para transmissão das primeira e
25 segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido. O feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador. O método pode incluir a
30 detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe

difratado a partir do cristal analisador.

De acordo com esta exposição, novos sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um objeto usando um feixe de raios X tendo uma distribuição de energia policromática
5 são providos.

É um objetivo da presente exposição, portanto, prover novos sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um objeto usando-se um feixe de raios X tendo uma distribuição de energia policromática. Estes e outros
10 objetivos, conforme se tornarem evidentes a partir da presente exposição, são obtidos, pelo menos no todo ou em parte, pelo assunto descrito aqui.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

As modalidades preferidas do assunto descrito aqui
15 serão descritas, agora, com referência aos desenhos associados, nos quais:

as Figuras 1A a 1C são um diagrama esquemático, uma vista em perspectiva de topo e uma vista esquemática de topo e lado de um sistema de DEI incluindo um cristal
20 monocromador único e operável para a produção de imagens de um objeto de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 1D e 1E são diagramas esquemáticos do sistema de DEI mostrado nas Figuras 1A a 1C em modos
25 diferentes de operação, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 2 é um diagrama esquemático de um tubo de raios X com base em um projeto de tubo de catodo / anodo, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

30 a Figura 3 é uma vista esquemática de topo do sistema

de DEI das Figuras 1A a 1E, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 4 é um fluxograma de um processo de exemplo para formação de imagem de um objeto pelo uso do sistema de DEI das Figuras 1A a 1E, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 5 é uma vista lateral de um cristal analisador de sistema de DEI mostrado nas Figuras 1A a 1E e 3, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 6A e 6B são um diagrama esquemático e uma vista em perspectiva de topo, respectivamente, de um sistema de DEI incluindo cristais monocromadores não combinados e operáveis para a produção de imagens de um objeto, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 7 é um fluxograma de um processo de exemplo para formação de imagem de um objeto pelo uso do sistema de DEI das Figuras 6A e 6B, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 8 a 10 são gráficos de diagramas de Dumond de cristais de germânio [333] e silício [333] em comprimentos de onda diferentes;

a Figura 11 é uma vista lateral de um cristal monocromador de germânio e de um cristal monocromador de silício do sistema de DEI mostrado nas Figuras 6A e 6B, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 12 é um diagrama esquemático de um sistema de DEI que inclui cristais monocromadores não combinados e operáveis para a produção de imagens de um objeto, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 13 a 16 são diagramas esquemáticos de um arranjo de exemplo de um tubo de raios X e de um tanque de monocromador tendo um cristal monocromador único em um andaime de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 17 é uma imagem de uma porção de saída de feixe de raios X em um tubo de raios X de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 18 é uma outra imagem da porção de saída de feixe de raios X do tubo de raios X mostrado na Figura 17;

a Figura 19 é uma imagem de um filtro de alumínio e colimadores de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 20 é uma imagem da tampa de blindagem que é desmontada e cortada, mas não flexionada, para adaptação à extremidade de um tubo de raios X de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 21 é uma imagem de uma tampa de blindagem em uma extremidade de um tubo de raios X, para fins de prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir da extremidade de tubo de raios X, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 22 é uma imagem do tanque de monocromador incluindo uma blindagem de chumbo para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir do tanque de monocromador, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 23 é uma imagem de um tanque de monocromador incluído uma blindagem de chumbo, para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir do tanque de

monocromador, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 24 é uma imagem de uma outra porção de blindagem posicionada próxima da extremidade do tubo de raios X para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir de um lado de tubo de raios X, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 25 é uma imagem de um tubo de raios X e de um tanque de monocromador em uma posição operacional com respeito um ao outro, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 26 é uma imagem de uma vista dianteira de componentes internos de tanque de monocromador, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 27 é uma vista em perspectiva de topo de um sistema de DEI de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 28 é um diagrama esquemático que inclui uma vista lateral, uma vista de topo e uma vista dianteira de um cristal monocromador de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 29 é uma vista em perspectiva de um cristal monocromador mostrando as regiões interna / externa e ângulos χ e θ de rotação de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 30 é um gráfico do fluxo de feixe monocromático em uma gaiola National Synchrotron Light Source X15A usando silício planos de difração de cristal [111], [333], [444], e [555];

a Figura 31 é um gráfico que ilustra a redução na FWHM

aumenta a inclinação da curva de balanço;

a Figura 32 é um diagrama esquemático da configuração experimental de um sistema de DEI usando um feixe de raios X de síncrotron de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 33 é uma imagem de um sumidouro de calor de filtro de alumínio de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 34 é um gráfico da temperatura medida pelo termistor pelo período de 24 horas;

a Figura 35 é uma imagem de uma visão geral de uma segunda base de monocromador retroadaptada de exemplo e uma placa de suporte com linhas de resfriamento por água para redução da temperatura de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 36 é um gráfico de um teste de estabilidade de sistema a 18 keV mostrando a posição de pico de analisador por um período de tempo;

a Figura 37 é um gráfico da corrente de anel de raios X de National Synchrotron Light Source (NSLS) durante os testes de estabilidade do sistema a 18 keV;

a Figura 38 é um gráfico de um teste de estabilidade de sistema a 40 keV mostrando a posição de pico de analisador por um período de tempo;

a Figura 39 é um gráfico da corrente de anel de raios X de NSLS durante os testes de estabilidade do sistema a 40 keV;

as Figuras 40A a 40C são imagens de um fantasma CD de exemplo adquirido a 18 keV de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 41A a 41C são imagens de um fantasma CD de exemplo adquirido a 30 keV de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

as Figuras 42A a 42C são imagens das três regiões
5 diferentes do fantasma MISTY adquirido a 30 keV, Bragg [333], na posição de cristal analisador de pico obtida com o sistema e o método de acordo com o assunto descrito aqui;

a Figura 43 é um gráfico de contribuições de absorção, dispersão incoerente e dispersão coerente em uma mama
10 versus energia;

a Figura 44 é uma imagem de uma amostra de mama com a imagem formada em um sistema de radiografia convencional;

as Figuras 45A a 45F são radiografias de síncrotron da mesma amostra a energias de feixe de 18 keV, 25 keV, 30
15 keV, 40 keV, 50 keV, e 60 keV, respectivamente, usando-se técnicas de acordo com o assunto descrito aqui;

as Figuras 46A a 46F são imagens de uma amostra de mama usando-se energias de feixe de MIR de 18 keV, 25 keV, 30 keV, 40 keV, 50 keV, e 60 keV, respectivamente;

20 as Figuras 47A a 47F são gráficos da dose glandular média e da distribuição para energias de feixe de 18 keV, 25 keV, 30 keV, 40 keV, 50 keV, e 60 keV, respectivamente;

a Figura 48 é um gráfico de energia de feixe de raios X versus energia usado para MIR, de acordo com o assunto
25 descrito aqui;

a Figura 49 é uma imagem indicando uma estimativa de diâmetro de fibra usando-se MIR;

a Figura 50 é um gráfico que ilustra um perfil de refração de fibra de náilon obtido com técnicas de acordo
30 com o assunto descrito aqui;

as Figuras 51 são gráficos de calibração de diâmetro de adaptação de refração de MIR;

as Figuras 52A a 52C são imagens de refração de MIR de amostras de câncer de mama obtidas com técnicas de acordo
5 com o assunto descrito aqui;

a Figura 53 é uma imagem de uma regulagem de MIR de uma massa de câncer de mama localizada e espículo obtida por um sistema de DEI de acordo com o assunto descrito aqui;

10 as Figuras 54A a 54E são imagens da visualização de fibrilas com DEI, se comparado com uma radiografia convencional;

as Figuras 55A a 55C são diagramas esquemáticos de um sistema de DEI simulado usando-se um software de simulação
15 em computador, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

a Figura 56 é uma vista em perspectiva de um elemento de focalização de log-espiral acoplado a um cristal monocromador de DEI de acordo com uma modalidade do assunto
20 descrito aqui;

a Figura 57 é uma vista em perspectiva que ilustra o efeito de focalização de um elemento de log-espiral, com uma fonte em cáustico;

as Figuras 58A e 58B são uma vista plana e uma vista
25 em elevação, respectivamente, de um sistema de caracterização para estudos experimentais;

a Figura 59 é um diagrama esquemático de um detector de conversão de raios X para carga direto;

as Figuras 60A e 60B são imagens produzidas do mesmo
30 fantasma de fibrila de náilon por um sistema baseado em

síncrotron e um sistema baseado em tubo de raios X, respectivamente, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui;

5 a Figura 61 é uma imagem de refração de síncrotron da mesma amostra de mama nas Figuras 44 e 45A a 45F, usando-se uma técnica de acordo com o assunto descrito aqui;

as Figuras 62A e 62B são imagens da mesma área de uma amostra de tecido de mama obtida usando-se um tubo de raios X e um síncrotron, respectivamente, de acordo com o assunto
10 descrito aqui; e

a Figura 63 é uma imagem de uma amostra de mastectomia de câncer de mama usando-se um tubo de raios X, de acordo com o assunto descrito aqui.

DESCRIÇÃO DETALHADA

15 O assunto descrito aqui inclui sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um objeto usando um feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática. Em particular, o assunto descrito aqui mostra DEI e sistemas de DEI melhorados e métodos relacionados para a
20 detecção de uma imagem de um objeto. De acordo com um aspecto, o assunto descrito aqui pode incluir um método para a detecção de uma imagem de um objeto. O método pode incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma distribuição de energia policromática. Ainda, o método pode
25 incluir o posicionamento de um cristal monocromador em uma posição predeterminada para interceptação do primeiro feixe de raios X de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Ainda, um objeto pode ser posicionado no percurso do segundo feixe de
30 raios X para transmissão do segundo feixe de raios X

através de um objeto e emissão a partir do objeto como um feixe de raios X transmitido. O feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador. Ainda, uma imagem do objeto
5 pode ser detectada a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador. Estes sistemas e métodos podem ser vantajosos, por exemplo, porque eles podem prover uma dose extremamente baixa em aplicações médicas, tempos de varredura rápidos, alta resolução e custos de operação e
10 construção relativamente baixos. Ainda, por exemplo, estes sistemas podem ser construídos em uma unidade compacta e são prontamente usáveis em aplicações clínicas e industriais.

Uma técnica de processamento de formação de imagem
15 usando DEI de acordo com o assunto descrito aqui pode usar imagens adquiridas em pontos simétricos da curva de balanço para a geração de imagens de absorção aparente e refração de um objeto. Uma imagem de absorção aparente de DEI é similar a uma imagem de radiografia convencional, mas exhibe
20 um contraste muito maior, devido a uma rejeição de dispersão. As imagens de refração de DEI podem descrever a magnitude de deflexões de feixe pequeno causadas por aspectos de índice de refração de larga escala. Uma imagem de extinção de DEI é gerada em pontos na curva de balanço
25 em que o mecanismo primário de contraste é devido a fótons que foram dispersos por um objeto da ordem de microrradianos. Uma outra técnica de processamento de formação de imagem baseada em DEI é referida como Radiografia de Imagem Múltipla (MIR), a qual usa múltiplos
30 pontos na curva de balanço para a geração de imagens

quantitativas representando a absorção de raios X, a refração e uma dispersão de ângulo ultrapequeno do objeto. Sistemas e métodos de acordo com o assunto descrito aqui podem gerar imagens em qualquer ponto na curva de balanço de analisador e, assim, podem ser usados para a geração de:

5 (1) uma DEI de imagem única em qualquer posição de analisador; (2) imagens de absorção aparente de DEI e de refração; (3) imagens de absorção, refração e dispersão de MIR; e (4) imagens de densidade de massa. A capacidade de

10 gerar os dados de imagem bruta para estes processos e qualquer outra técnica de processamento baseada em DEI são úteis para todas as técnicas de processamento baseadas em DEI. Além disso, os sistemas e métodos descritos aqui são receptivos ao uso em tomografia computadorizada, e podem

15 prover os dados brutos para uso em qualquer algoritmo de tomografia computadorizada baseada em DEI.

Interações de Fóton com Matéria

Esta seção provê uma visão geral de geração de raios X, fotônica e interações de fóton com matéria. Ainda, esta

20 seção explica os mecanismos físicos de absorção de raios X, refração e dispersão e como eles se relacionam à DEI e aos métodos de processamento de imagem de DEI. Os tópicos de deposição de energia, medição de dose e os efeitos associados sobre a saúde de exposição à radiação também são

25 discutidos.

Uma das interações físicas subjacentes mais importantes em radiografia é o efeito fotoelétrico. A aplicação desta teoria à formação de imagem com raios X ajuda a explicar como um contraste é obtido em uma

30 radiografia convencional. Os raios X passando através de um

objeto, tal como um tecido de mama, podem bater em um elétron e subir sua energia para um nível acima da energia de ligação daquele orbital. Se isto ocorrer, o elétron terá energia suficiente para suplantar a força de atração do núcleo e deixar o átomo com uma energia total igual à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do elétron. Em tecidos biológicos, os raios X incidentes podem levar a uma formação direta ou indireta de radicais livres, os quais podem interagir com DNA e outras estruturas celulares, levando a mutações e outros efeitos deletérios. O aspecto positivo desta interação é que a energia do fóton de raios X é transferida para o elétron, o que significa que ele não encontrará o filme ou detector de um sistema de formação de imagem. Uma diminuição na quantidade de raios X transmitidos através de um objeto é referida como uma atenuação de raios X, e a componente primária deste processo na formação de imagem convencional é através de absorção via o efeito fotoelétrico.

A probabilidade de absorção fotoelétrica ocorrendo por unidade de massa é proporcional a ZP^{3P}/EP^{3P} , onde Z é o número atômico e E é a energia do fóton incidente. Para uma formação de imagem médica, a equação freqüentemente é simplificada para refletir o efeito de energia de feixe, tornando a probabilidade de absorção fotoelétrica proporcional a $1/EP^{3P}$. Uma vez que o contraste em radiografia convencional é baseado em absorção, um contraste de absorção diminuirá rapidamente em níveis de energia mais altos. Uma exceção nesta tendência ocorre na borda de absorção K de um átomo, uma energia característica específica de cada elemento. A probabilidade de uma

interação fotoelétrica ocorrer aumenta significativamente quando a energia de fóton incidente está imediatamente abaixo da energia de absorção de K ou borda K.

Uma vez que a absorção fotoelétrica é aumentada com um
5 número atômico mais alto e uma energia de feixe mais baixa, uma formação de imagem de tecido de mama se torna uma tarefa desafiadora. A maior parte dos elementos primários em um tecido mole é composta por hidrogênio, carbono, nitrogênio e oxigênio, todos os quais tendo números
10 atômicos relativamente baixos e bordas de absorção abaixo de 1 keV. Ambos o número atômico médio relativamente baixo e a borda de absorção baixa dos elementos primários compondo o parênquima de tecido mamário tornam a determinação de diferenças entre aspectos benignos e
15 malignos desafiadora, especialmente nos estágios iniciais da doença.

Uma interação física inerente para uma geração convencional de raios X é aquela de bremsstrahlung, o que é Alemão para "radiação de ruptura". Os elétrons em
20 velocidades não relativísticas usados em sistemas de formação de imagem são acelerados através de uma voltagem e têm uma energia cinética definida pela equação a seguir:

$$KE = \frac{1}{2}mv^2$$

25 Os elétrons emitidos em um metal, tal como o anodo de um tubo de raios X, podem ser defletidos, conforme eles passarem pelos núcleos atômicos densos e desaceleram rapidamente. Um elétron pode liberar energias que variam de 0 até seu KE total, com a perda de energia dependendo de
30 quão próximo o elétron passando estiver do núcleo. As

deflexões que resultam em uma liberação de energia baixa têm uma probabilidade muito maior do que aquelas que resultam em uma liberação de energia grande. Os elétrons que são acelerados em potenciais altos e têm uma interação forte com o núcleo que resulta em uma diminuição significativa na velocidade podem resultar na liberação de um fóton na banda de raios X do espectro de energia. A fonte principal de raios X gerados a partir de tubos de raios X de diagnóstico vem da radiação bremsstrahlung.

Os elétrons acelerados interagindo com um átomo podem produzir um outro tipo de raios X com base, primariamente, nas propriedades atômicas do objeto, conhecidos como raios X característicos. Se um elétron acelerado encontrar um elétron em uma orbital atômica, parte de sua energia poderá ser transferida e elevar o elétron impactado para um nível de energia mais alto. A ejeção do elétron impactado pode ocorrer se a energia transferida for igual a ou maior do que a energia de ligação daquele elétron. Se uma interação ocorrer que ejete um destes elétrons, um elétron de um nível de energia mais alto cairá para preencher o espaço. Uma vez que estes elétrons estão indo de um nível de energia mais alto para um nível de energia mais baixo, a mudança no nível de energia é realizada com uma liberação de energia. Um elétron que transite do segundo nível de energia para o primeiro nível de energia ($n = 2$ para $n = 1$) é referido como raios X $K\alpha_B$. As transições do terceiro nível de energia para o primeiro nível de energia ($n = 3$ para $n = 1$) são classificadas como raios X $K\beta_B$. Há numerosas transições que podem ocorrer, com base nesta colisão eletrônica, mas as interações que geram raios X

características são produzidas por transições nos níveis de energia atômica mais baixos.

O espectro de saída de energia de um alvo de raios X dependerá das propriedades do metal sendo usado. A determinação da energia média necessária para uma aplicação em particular de formação de imagem é importante na seleção de um alvo. Para aplicações que utilizam raios X monocromáticos, os raios X característicos produzidos por um alvo são de importância em particular.

Com referência à absorção de raios X, quando fótons de raios X encontram matéria, a interação leva a uma atenuação dos raios X incidentes, com uma porção dos raios X sendo absorvida e uma porção sendo transmitida. Uma atenuação de raios X é uma perda na intensidade de fóton com base na densidade de elétron e no número atômico médio de um objeto. Uma dispersão de raios X também pode ocorrer conforme os fótons passarem através de uma matéria e levam a uma perda na intensidade, mas esta componente é difícil de medir em uma radiografia convencional. Uma quantificação da quantidade de fótons que são absorvidos, conforme eles passam através de um objeto de espessura X é determinada por quantos fótons são transmitidos (IB_{TB}), se comparado com o número de fótons no feixe incidente (IB_{OB}). O grau até o qual os fótons são atenuados, conforme eles passam através de matéria é uma propriedade de materiais que pode ser medida, é denominado o coeficiente de atenuação (μ) com unidades de cm^{-1} . As diferenças nos coeficientes de atenuação linear permitem um contraste de imagem de raios X, com o contraste mais alto sendo entre áreas de atenuação alta e baixa.

O coeficiente de absorção linear é proporcional à densidade do material atravessado, e o valor tabulado freqüentemente é expresso como μ/ρ . Este valor é denominado o coeficiente de absorção de massa e é independente do estado físico do material (sólido, líquido ou gasoso).

A refração de luz conforme ela passa de um meio para um outro foi primeiramente descoberto por Willebrord Snell, e a lei que define este processo é conhecida como lei de Snell. Matematicamente, esta relação é definida pela equação a seguir:

$$n_1 \sin(\theta_1) = n_2 \sin(\theta_2)$$

onde o meio incidente é o meio 1 e o meio refratado é o meio 2.

A passagem de uma onda eletromagnética passando de um meio para um outro é análoga à luz visível passando através de um meio, com o desvio dependendo da diferença de índice. Usando o exemplo clássico de luz visível, a luz se movendo de um índice de refração para um meio com um índice de refração mais alto pode ser refratada. Este exemplo é comumente usado para demonstrar a refração de luz visível, mas a lei também se aplica a raios X. Contudo, para raios X, as partes reais dos índices de refração complexos são menores do que a unidade e podem ser expressas pela equação a seguir:

$$n = 1 - \delta$$

Quando se usam raios X de energia alta e materiais com um número atômico médio baixo, uma aproximação para δ é provida pela equação a seguir:

$$\delta \cong \frac{N\lambda^2 r_e}{2\pi}$$

onde N é o número de elétrons por unidade de volume do

material de amostra, $r_{B_{eB}}$ é o raio de elétron clássico e λ é o comprimento de onda de raios X. Usando-se estas equações, pode-se mostrar que para uma interface linear entre duas regiões com índices de refração distintos, um
 5 fóton incidente será defletido em um ângulo $\Delta\theta$..aproximado pela equação a seguir:

$$\Delta\theta \cong (n_1 - n_2) \tan \theta_1$$

Os fótons podem primariamente sofrer três eventos, quando encontram um objeto: eles podem passar através dele
 10 sem qualquer interação, eles podem ser absorvidos através do efeito fotoelétrico, ou eles podem sofrer um evento de dispersão. Em sua definição mais geral, uma dispersão é um desvio angular no percurso de um fóton secundário a uma interação com um outro objeto. As características do fóton,
 15 o meio em que está viajando e as propriedades do objeto que ele encontra têm um impacto profundo sobre o resultado da interação.

As interações que ocorrem sem uma perda ou transferência de energia são elásticas e as interações de
 20 raios X que ocorrem sem uma perda de energia associada no fóton incidente são referidas como uma dispersão elástica, ou uma dispersão coerente. Em um evento de dispersão coerente, a energia do fóton de raios X primário é primeiramente absorvida completamente e, então, reemitida
 25 pelos elétrons de um único átomo. Não há perda de energia líquida na interação, mas a direção da reemissão de fóton é completamente arbitrária. Para uma formação de imagem médica, interações de dispersão coerente são bem menos significativas do que interações fotoelétricas ou eventos
 30 de dispersão que ocorrem com uma perda de energia,

conhecida como uma dispersão incoerente.

Nas faixas de energia usadas em formação de imagem de diagnóstico, a interação de dispersão que é dominante e freqüentemente problemática é uma dispersão incoerente.

5 Este efeito é conhecido como dispersão de Compton. Uma interação de dispersão de Compton pode ser descrita como uma colisão entre um fóton de raios X e um elétron no nível de energia externo de um átomo. A energia ligando os elétrons externos é mínima, e toda a energia perdida na
10 interação entre o fóton e o elétron é transferida como energia cinética para o elétron. Esta transferência de energia resulta em um fóton com energia diminuída, ou comprimento de onda aumentado, e a ejeção do elétron impactada a partir do átomo. Energia e momento são
15 conservados na colisão, de modo que a energia e o desvio angular do fóton disperso dependem da quantidade de energia transferida para o elétron. A equação de dispersão de Compton usada para descrição da mudança no comprimento de onda é provida pela equação a seguir:

$$20 \quad \lambda - \lambda' = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta) = \frac{2h}{mc}\sin^2\left(\frac{1}{2}\theta\right)$$

onde λ é o comprimento de onda de fóton incidente e λ' é o comprimento de onda de fóton disperso.

Os fótons de raios X de energia alta tipicamente transferem uma pequena quantidade de energia, tornando o
25 ângulo de dispersão pequeno em relação à trajetória inicial do fóton. Inversamente, uma dispersão de fótons de raios X de energia mais baixa é de natureza mais isotrópica. O problema na radiografia convencional é que, embora os raios X de energia mais baixa usados em formação de imagem de
30 diagnóstico sejam dispersos de forma isotrópica, aqueles

fótons que são detectados são dirigidos para frente. Estes fótons dispersos podem ter uma energia e uma direção similares, quando comparados com os fótons desejados usados para a geração de uma imagem. A similaridade na energia e na direção torna sua remoção por grades antidispersão e filtros de energia difícil. Por esta razão, a dispersão de Compton pode reduzir a resolução e o contraste ao borrar a imagem resultante. Métodos engenhosos têm sido usados para redução do impacto da dispersão de Compton sobre uma radiografia, mas nenhuma técnica de formação de imagem convencional de raios X foi bem sucedida na eliminação completa deste efeito.

O desenvolvimento e o uso de sistemas de formação de imagem que usam radiação ionizante são permitidos e fundamentados pela radiação eletromagnética usada para visualização das estruturas internas de um objeto ou paciente. Uma radiação ionizante é definida como a radiação a qual tem energia suficiente para fazer com que os átomos percam elétrons e se tornem íons. Uma formação de imagem com raios X é a modalidade de formação de imagem ionizante mais comumente usada, mas outras modalidades de formação de imagem anatômica e funcional utilizam radiação ionizante para a obtenção de uma informação de diagnóstico. Uma consequência inevitável do uso de radiação ionizante é a dose associada ao seu uso, e um entendimento de como uma dose é medida e os efeitos associados na saúde são essenciais. Como com outros sistemas de medição, a quantificação de exposição à radiação evoluiu e mudou numerosas unidades de produção e métodos.

Uma dose é definida como a quantidade de radiação

exposta a ou absorvida por uma pessoa ou um objeto. O Roentgen é uma unidade de exposição usada para medição da ionização produzida por ar em raios X ou radiação gama. A determinação da exposição em termos de Roentgens envolve

5 determinar a soma das cargas elétricas de todos os íons de um sinal produzidas no ar, quando todos os elétrons liberados por fótons em um elemento de volume de ar forem completamente parados no ar, dividida pela massa do ar no elemento de volume. Um Roentgen (R) é definido como $2.58 \times$

10 $10P^{-4P}$ Coulombs de carga produzidos por raios X ou raios gama por quilograma de ar. O Roentgen também é definido como a quantidade de radiação x e/ou gama que produz uma carga de 1 esu ($2.08 \times 10P^{9P}$ pares de íon) em 1 cm^3 de ar seco à temperatura e à pressão padronizadas. O uso do

15 Roentgen é limitado à medição de radiação x e gama e, de forma mais importante, não é uma medida de dose absorvida. Seu uso não é comum em dispositivos de formação de imagem médica, mas seu uso persiste, porque a medição de ionização de ar ainda é amplamente usada em outras áreas.

20 Uma medição mais útil de radiação para aplicações de formação de imagem biológica leva em consideração a dose de radiação absorvida por uma pessoa ou um objeto, a qual é expressa em rad. Um rad é igual a 100 ergs ($1 \text{ erg} = 10P^{-7P} \text{ J}$) de energia absorvida por 1 grama de tecido. A unidade

25 internacionalmente adotada de radiação absorvida é o gray e é igual a 100 rads. Um rad ou gray não é uma medida de energia total, é uma medida de quanta dose é absorvida por grama de tecido. De modo a determinar quanta energia total foi enviada, deve-se conhecer a quantidade de tecido

30 exposto. Ambos o rad e o gray provêm uma medida de dose

absorvida, mas ainda é apenas uma medida da quantidade de energia deixada para trás em um tecido.

Além de se determinar o efeito de tipos de radiação em particular, o tipo de tecido sendo exposto também tem um
 5 impacto sobre o efeito geral. Certos tipos de tecido são mais sensíveis à radiação do que outros, com alguns dos mais sensíveis sendo rapidamente de divisão de células, tais como células tronco hematopoiéticas, epitélio intestinal e células espermatozóides. Um termo conhecido
 10 como a dose efetiva é calculado pela adição do produto das doses equivalentes dos tipos de tecidos irradiados e seu fator de atribuição de peso expresso pela equação a seguir:

$$\text{Dose efetiva} = \sum_{i=1}^n (\text{Dose equivalente} \times \text{fator de atribuição de peso de tecido})$$

Os sistemas biológicos se baseiam em um sistema
 15 hipercomplexo de moléculas e estruturas para a realização de funções necessárias para a vida. Uma radiação ionizante pode perturbar as operações celulares as quais podem levar a uma perda de função ou à morte da célula. As moléculas no corpo são unidas por ligações químicas e interagem em uma
 20 seqüência bem definida, freqüentemente ajudada por enzimas e outro maquinário biológico. A energia liberada de ionização pode quebrar as ligações químicas, potencialmente mudando o formato e a função destas moléculas. O impacto na célula é dependente de quais partes da célula são
 25 perturbadas e quantos eventos ocorrem em uma dada quantidade de tempo.

Um dos componentes mais sensíveis e críticos da célula é seu DNA (ácido desoxirribonucléico), o qual está envolvido em replicação celular, transcrição e subsequente
 30 translação. Se um evento de ionização ocorrer no DNA

levando à ejeção de um elétron, uma carga elétrica pode se formar no DNA. Interações que ocorrem desta maneira são denominadas uma ação direta, pelo fato de o evento de ionização ocorrer diretamente no DNA ou a partir de uma molécula vizinha. Aproximadamente 2/3 de geração de radical livre de rasterização são classificados como uma ação indireta, ocorrendo quando um elétron ejetado bate em uma molécula de água. Isto ioniza a molécula de água e pode levar a uma série de etapas para a criação de um radical livre. Uma vez que um radical livre seja gerado, ele pode reagir muito fortemente com outras moléculas para restauração de uma configuração de elétron estável. Se um radical livre interagir com uma molécula de DNA, ele poderá criar um erro que não faz nada, causa uma disfunção temporária ou desestabiliza a célula, levando a uma eventual morte celular.

Uma exposição à radiação excessiva pode levar à morte celular, o que pode ser manifestado de duas formas básicas. Uma ionização pode perturbar as funções celulares até o ponto em que a célula não pode mais se sustentar, levando à morte celular. Uma inibição mitótica também pode ocorrer, permitindo que a célula funcione, mas não mais se replique. Os efeitos que podem ter um impacto sobre o nível celular podem ser escalonados para o órgão, sistema ou nível de organismo. Uma dose de 100 gray no corpo inteiro pode levar à morte em de 24 a 48 horas. Uma dose de corpo inteiro de 2,5 a 5 gray pode produzir morte em várias semanas. Uma exposição de radiação localizada a órgãos e outras partes do corpo pode levar à morte celular focal e a uma disfunção, com o impacto de dano determinado, em parte,

pela sensibilidade do tipo de tecido.

A morte celular é apenas uma consequência de exposição à radiação ionizante, uma alteração de DNA podendo levar a erros na planta de DNA. O desenvolvimento de câncer é um
5 resultado possível de danos de DNA a células somáticas. Erros no DNA podem levar a defeitos em regulação celular, o que pode levar a uma proliferação descontrolada e ao desenvolvimento de câncer. A indução de erro no DNA de células de germe pode levar a defeitos hereditários que
10 podem não se manifestar por gerações.

DEI e Sistemas de DEI e Métodos Relacionados

Um sistema de DEI de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui pode incluir um cristal monocromador único para rejeição de raios X particulares emitidos por um
15 tubo de raios X. As Figuras 1A a 1C são um diagrama esquemático, uma vista em perspectiva de topo e uma vista esquemática de lado - topo de um sistema de DEI, geralmente designado 100, incluindo um cristal monocromador único e operável para a produção de imagens de um objeto O de
20 acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Ainda, as Figuras 1D e 1E são diagramas esquemáticos de um sistema de DEI 100 em modos diferentes de operação de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência às Figuras 1A e 1B, o sistema de DEI geralmente designado 100
25 pode incluir um tubo de raios X XT operável para a produção de um feixe de raios X policromático, geralmente designado XB, ou uma pluralidade de feixes de raios X formando um leque em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de tubo de raios X XT. O feixe de raios X XB pode incluir
30 fótons tendo energias diferentes. Em um exemplo, o tubo de

raios X XT é um tubo de raios X de tungstênio tendo uma fonte pontual a partir da qual o feixe de raios X XB pode ser emitido.

A Figura 2 é um diagrama esquemático de um tubo de raios X XT com base em um projeto de tubo de raios X estacionário de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 2, o tubo de raios X XT inclui um catodo C configurado para gerar um feixe de elétrons, geralmente designado EB. O catodo C é feito de tungstênio. Uma voltagem alta é aplicada através do catodo C e do anodo A, o que cria uma diferença de potencial alta através de um interior de vácuo V de tubo de raios X XT. Um potencial de voltagem pode ser aplicado ao anodo A através de uma conexão de anodo ANC. O tubo de raios X XT pode incluir um filamento F configurado para aquecimento detector catodo C. O filamento F pode ser conectado a um suprimento de potência por conexões de filamento FC.

O interior de vácuo V é definido dentro do alojamento de tubo de raios X XTH. OS elétrons podem ser ejetados de forma termônica a partir do catodo C pelo aquecimento do catodo C. Uma taça de focalização eletrostática EFC circunda o ponto de ejeção de elétron, o que ajuda a focalizar a corrente de elétrons em direção ao anodo A. Ainda, os elétrons sendo emitidos a partir do catodo C são focalizados através do interior de vácuo V para o anodo A, com a velocidade através do espaço sendo determinada pela voltagem aplicada através do circuito.

Os elétrons ejetados a partir do catodo C podem ser dirigidos para e incidentes sobre um alvo de tungstênio T de anodo A. Como resultado do impacto de elétrons sobre o

alvo T, o feixe XB é gerado. O feixe de raios X XB sai no interior de vácuo V através de uma janela de raios X XW. O feixe de raios X XB pode incluir linhas de emissão característica e radiação bremsstrahlung.

5 Um exemplo de um gerador de raios X é o ISOVOLT TITAN 160 disponível a partir da GE Inspection Technologies de Ahrensburg, Alemanha. Outros tubos de raios X de exemplo incluem a Série COMET MXR-160 de tubos de raios X, tal como o tubo de raios X MXR-160HP/20, os quais estão disponíveis
10 a partir da Comet AG de Flamatt, Suíça. Outros tubos de raios X de exemplo podem incluir aqueles que usem outros anodos além daqueles de tungstênio, incluindo molibdênio, ferro e cobre. Outros tipos adequados de alvos incluem um alvo de hexaboreto de bário e um alvo de samário. Um alvo
15 de hexaboreto de bário pode produzir raios X a em torno de 30 keV. Uma linha $K\alpha_1$ de samário é de em torno de 40 keV. Em um exemplo, um anodo de um tubo de raios X pode ser um anodo rotativo a partir do qual feixes de raios X podem ser emitidos. Em um outro exemplo, um anodo de um tubo de raios
20 X pode ser um anodo estacionário a partir do qual feixes de raios X podem ser emitidos.

Com referência, de novo, às Figuras 1A e 1B, um colimador C1 pode ser posicionado para bloqueio de uma porção de feixe de raios X XB que caia fora de uma janela
25 de aceitação angular de cristal monocromador MC. O sistema 100 também pode incluir colimadores adicionais posicionados entre o tubo de raios X XT e o cristal monocromador MC para bloqueio de uma porção de um feixe de raios X XB que caia fora de uma janela de aceitação angular de cristal
30 monocromador MC. Os colimadores podem definir uma fenda ou

um orifício através do qual uma porção de feixe de raios X XB pode passar para o cristal monocromador MC. Ainda, os colimadores podem ser feitos de qualquer material adequado para bloqueio de feixes de raios X, tal como de chumbo. Uma
5 distância X entre o tubo de raios X XT e o colimador C1 pode ser de em torno de 100 milímetros (mm).

O cristal monocromador MC pode ser configurado para a seleção de uma energia predeterminada de uma porção de feixe de raios X XB incidente sobre ele. Em um exemplo, o
10 cristal monocromador MC é um cristal monocromador de silício [333] adaptado para rejeição da maior parte dos fótons de feixe de raios X XB que não tenha uma energia desejada. Para o caso de um tubo de raios X de tungstênio, pode haver uma faixa de energias de feixe que sejam
15 refletidas pelo cristal monocromador de silício. Neste caso, as linhas de emissão característica dos feixes de raios X são de 59,13 keV ($K\alpha_1$) e 57,983 ($K\alpha_2$), e a radiação bremsstrahlung que cai na janela de aceitação angular do cristal monocromador. O brilho da radiação
20 bremsstrahlung é várias ordens de magnitude menor do que as duas linhas de emissão $K\alpha$.

O feixe de raios X XB é difundido pelo cristal monocromador MC em várias direções diferentes. Um colimador C2 pode ser posicionado para bloqueio de uma porção de
25 feixe de raios X XB que caia fora de uma janela de aceitação angular de um cristal analisador AC. O colimador C2 pode definir uma fenda ou um orifício através do qual uma porção de feixe de raios X XB pode passar em direção ao cristal analisador AC para interceptação pelo cristal
30 analisador AC. Em um exemplo, uma distância Y entre o

cristal monocromador MC e o cristal analisador AC pode ser de em torno de 500 mm.

O cristal analisador AC pode ser rodado para a medição da quantidade de radiação viajando em uma direção em particular. A função de sensibilidade angular do sistema de cristal é denominada a curva de balanço intrínseca, e esta propriedade é usada para a geração de um contraste de refração de imagem. Se um fóton de raios X for desviado em direção ao pico da curva de balanço, sua refletividade, e esta intensidade diminuirá. Se um aspecto de objeto fizer com que um fóton seja defletido para baixo na curva de balanço, ou para longe da posição de refletividade de pico, ele causará uma redução na intensidade.

A amostra ou o objeto pode ter a imagem formada em ar ou imerso em um meio de acoplamento, tal como água. O uso de um meio de acoplamento pode ser feito para redução do gradiente de índice entre o ar e o objeto a ter a imagem formada, desse modo permitindo que os raios X incidentes passem para a amostra, sem experimentarem uma refração significativa na interface de ar - objeto. Isto não é necessário para a maioria dos objetos, mas é uma aplicação do método de DEI e pode ser usado para melhoria do contraste interno de um objeto.

Em um exemplo, o cristal monocromador MC é um cristal simétrico o qual é estreito em uma dimensão. Os planos de retículo de um cristal simétrico (as camadas atômicas que contribuem para a dispersão do feixe de raios X) são paralelos à superfície do cristal. Um cristal simétrico preserva a divergência e o tamanho do feixe entrando. Em comparação, um cristal assimétrico modifica a divergência e

o tamanho do feixe entrando. Neste exemplo de cristal monocromador MC sendo um cristal simétrico, uma formação de imagem bidimensional de campos de formação de imagem grandes (por exemplo, campos de formação de imagem de em
5 torno de 100 mm por 100 mm) pode ser obtida pela varredura de um objeto de amostra e um detector usando um cristal simétrico. Uma vantagem de exemplo de um cristal simétrico em relação a um cristal assimétrico é que o cristal assimétrico requer um cristal monocromador grande para
10 preparação do feixe de formação de imagem (por exemplo, seleção e colimação de feixes de raios X), impondo uma limitação severa na perfeição do cristal grande. Ainda, o tamanho de um cristal assimétrico aumenta com uma energia de feixe de raios X crescente, desse modo o tornando
15 impraticável para raios X de em torno de 59,13 keV. Em contraste, por exemplo, um cristal monocromador simétrico usado de acordo com o assunto descrito aqui pode utilizar raios X de 59,13 keV com um cristal de tamanho modesto de em torno de 30 mm de comprimento.

20 Com referência, de novo, às Figuras 1A e 1B, um objeto O pode ser posicionado no percurso do feixe de raios X XB por um suporte de varredura ST para formação de imagem do objeto O. O objeto O pode ser varrido perpendicularmente à direção de feixe de raios X XB, conforme indicado pela seta
25 A. Durante uma varredura do objeto O, o feixe de raios X XB pode passar através do objeto O e pode ser analisado pelo cristal analisador AC, o qual pode ser um cristal de silício [333] que combine com o cristal monocromador MC. O feixe de raios X XB incidente sobre o cristal analisador AC
30 pode difratar para interceptação por um detector digital

(ou placa de imagem) DD. O detector digital DD pode detectar o feixe de raios X XB interceptado e gerar sinais elétricos representativos dos feixes de raios X interceptados.

5 Em um exemplo, um sistema de varredura de fonte de linha pode ser utilizado. Em um exemplo, o sistema de varredura pode ter uma correlação de 1:1 entre o objeto e o detector.

Os sinais elétricos podem ser comunicados para um
10 computador C para uma análise de imagem e exibição para um operador. A imagem representada pelos sinais elétricos pode incluir contribuições a partir das energias $K\alpha_1$ e $K\alpha_2$ na imagem resultante. Em um exemplo, a energia de interesse é a energia $K\alpha_1$ de 59,319 keV. Neste exemplo, os aspectos de
15 imagem produzidos pela energia $K\alpha_2$ podem ser removidos através de um processamento de imagem. Se aspectos criados pela porção $K\alpha_2$ do feixe de raios X estiverem a uma distância menor do que a resolução desejada, então, os dois poderão ser usados em conjunto e reduzir o tempo de imagem
20 geral requerido. Para aplicações de alta ressonador, a porção de energia $K\alpha_2$ pode causar um efeito de sombreamento e pode ser removida através de um processamento de imagem. O computador C pode ser configurado para gerar uma imagem de absorção, uma imagem mostrando efeitos de refração e uma
25 imagem descrevendo uma dispersão de ângulo ultrapequeno, cujos tipos são descritos em maiores detalhes abaixo.

Com referência, particularmente, à Figura 1B, o cristal monocromador MC pode propagar o feixe de raios X XB como um feixe em leque. O feixe em leque pode ser colimado
30 com colimadores para blindagem contra raios X indesejados,

resultando em imagens de DEI claras e baixa dose de pessoa. Em contraste com um feixe bidimensional, um feixe em leque pode ser mais prontamente controlado para a blindagem dos raios X indesejados.

5 Com referência à Figura 1C, as distâncias de exemplo são mostradas entre uma fonte S da emissão de radiação de raios X a partir do tubo de raios X XT (mostrado nas Figuras 1A e 1B) para o cristal monocromador MC, o objeto O, o cristal analisador AC e o detector DD. Os componentes
10 podem ser espaçados uns dos outros em outras distâncias adequadas, dependendo da aplicação. Neste exemplo, o sistema de DEI 100 é configurado para mamografia.

Com referência, agora, às Figuras 1D e 1E, conforme declarado acima, estas figuras mostram o sistema de DEI 100
15 em modos de operação diferentes. As linhas de emissão característica $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 do feixe de raios X são geradas pelo tubo de raios X XT. As linhas de emissão $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 se originam da mesma fonte pontual PS. Conforme declarado acima, o cristal monocromador MC rejeita a maior
20 parte dos fótons do feixe de raios X que não tenham a energia desejada. Neste caso, as linhas de emissão $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 e a radiação bremsstrahlung passam pelo cristal monocromador MC e são redirigidas para o cristal analisador AC, conforme mostrado.

25 O colimador C2 é posicionado em um percurso de linhas de emissão $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 . O colimador C2 define uma fenda ajustável através da qual as linhas de emissão podem ser seletivamente passadas em direção ao cristal analisador AC. No primeiro modo operacional mostrado na Figura 1D, a
30 fenda é ajustada para uma abertura X, 0,6 mm para uma

distância de em torno de 400 mm a partir da fonte pontual PS, e posicionada de modo que a linha de emissão $K\alpha_1$ K_1 passe através do colimador C2 e $K\alpha_2$ K_2 seja bloqueada. Assim, o colimador C2 remove todos os raios X exceto pelos
5 raios X a partir da linha de emissão $K\alpha_1$ K_1 e uma faixa muito estreita de radiação bremsstrahlung. Neste modo, o feixe não é divergente e, assim, o objeto O e o detector DD são varridos na mesma velocidade de varredura, em direções opostas. Este modo produz uma resolução fora de plano
10 máxima possível (a direção de contraste de DEI), mas ao custo de remover uma porção dos raios X do feixe de raios X, desse modo se necessitando de um tempo de exposição aumentado. A fonte pontual virtual para o objeto O é designada VPS.

15 Com referência, agora, à Figura 1E, no segundo modo operacional, as linhas de emissão $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 e a radiação bremsstrahlung em energias próximas são passadas através do colimador C2. A fenda do colimador C2 é ajustada para uma abertura de X, 2,0 mm a uma distância de em torno
20 de 400 mm da fonte pontual PS e posicionada de modo que as linhas de emissão $K\alpha_1$ K_1 e $K\alpha_2$ K_2 e a radiação bremsstrahlung passem pelo colimador C2. Neste modo, a divergência de feixe é levada em consideração. De modo a se evitar borrar a imagem, o objeto O e o detector DD podem
25 ser varridos na mesma velocidade angular. As velocidades de varredura relativas do detector DD e do suporte de amostra no qual o objeto O é colocado podem ser determinadas pela distância de fonte a objeto e pela distância de fonte a detector (onde as distâncias são tomadas ao longo do
30 percurso de feixe). A divergência de feixe neste modo pode

levar a uma resolução mais baixa fora de plano, mas este modo tem a vantagem de passar mais raios X e, assim, permitir um tempo de exposição mais rápido. A fonte pontual virtual para o detector DD é designada DVPS. As porções de círculo C1 e C2 são centralizadas nos pontos de fonte virtual para o objeto O e o detector DD, respectivamente.

Ainda, em uma modalidade de uso do segundo modo, a radiação bremsstrahlung em energias de raios X que sejam diferentes das linhas K alfa pode ser capturada. Assim, nesta modalidade, o sistema pode ser sintonizado em energia de raios X e não está limitado a energias de emissão característica. Esta funcionalidade pode ser obtida pela mudança do ângulo incidente do cristal monocromador e do analisador de cristal. Em uma modalidade, esta funcionalidade pode ser obtida pela mudança do ângulo de incidência para 11,4 graus, seguindo a lei de Bragg, e substituindo-se o filtro de cobre por um filtro de alumínio. Neste exemplo, uma formação de imagem pode ocorrer na energia de raios X de 30 keV. Energias de raios X mais baixas do que energias de linha de emissão de tungstênio podem ser utilizadas para objetos relativamente finos.

Em um exemplo, o filtro de cobre pode ser configurado para remoção de em torno de 19 keV de radiação bremsstrahlung para redução ou eliminação de reflexões indesejadas de cristal e harmônicos. As imagens têm o potencial de serem degradadas, sem esta filtração.

A Figura 3 é uma vista esquemática de topo que ilustra o sistema de DEI 100 das Figuras 1A a 1E de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à

Figura 3, o feixe de raios X XB é gerado por uma fonte de tubo de raios X XT. Os colimadores C1 e C2 bloqueiam o espalhamento da porção de feixe de raios X XB que passa em direção ao cristal analisador AC para um ângulo de em torno de 5,7 graus a partir da fonte de tubo de raios X XT. A porção de feixe de raios X XB que passa através dos colimadores C1 e C2 é a porção de feixe de raios X que passa através das fendas nos colimadores.

O sistema 100 pode incluir detectores de iodeto de sódio de analisador direito e esquerdo D1 e D2, respectivamente, e detectores de iodeto de sódio de monocromador direito e esquerdo D3 e D4, respectivamente, os detectores D1 a D4 são configurados para um alinhamento de analisador. Estes detectores são usados para a medição da intensidade do feixe de raios X difratado sendo emitido a partir do cristal monocromador MC, ou do analisador AC. Para um alinhamento de sistema, os detectores D1 e D2 são colocados no feixe de raios X XB pós-cristal analisador AC. Se o cristal analisador não for sintonizado para o ângulo desejado, a intensidade medida pelos detectores D1 e D2 mostrará isto, e o sistema poderá ser ajustado. O mesmo é verdadeiro para os detectores no feixe de raios X XB pós-cristal monocromador MC. Além disso, os detectores D1 a D4 podem ser usados para a medição do feixe de raios X XB em tempo real e para ajuste do chi de cristal analisador, D1, e D2, (ângulo conforme medido em torno do eixo geométrico ao longo do percurso de feixe de raios X) ou do chi de cristal monocromador, D3 e D4. O uso destes detectores para a regulação, a medição e o ajuste do cristal analisador AC e do cristal monocromador MC pode ser importante para uma

aquisição bem sucedida de imagem de DEI.

A Figura 4 é um fluxograma que ilustra um processo de exemplo para formação de imagem do objeto O pelo uso do sistema de DEI 100 mostrado nas Figuras 1A a 1E, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 4, no bloco 400, um primeiro feixe de raios X pode ser gerado, que tem uma distribuição de energia policromática. Por exemplo, o feixe de raios X XB gerado pelo tubo de raios X XT pode ter uma distribuição de energia policromática. Ainda, por exemplo, o tubo de raios X XT pode ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do feixe de raios X. Na alternativa, por exemplo, a potência do tubo de raios X XT pode ser regulada para menos de 50 kW (em torno de 30 kW) para algumas aplicações mediais, pesquisa e desenvolvimento, formação de imagem de animal pequeno, etc. A vantagem do uso de menos potência é um custo reduzido. O primeiro feixe de raios X pode ter uma energia de feixe variando de em torno de 10 keV a em torno de 60 keV. Em um exemplo, o primeiro feixe de raios X pode ser gerado por um síncrotron.

No bloco 402, o cristal monocromador MC pode ser posicionado em uma posição predeterminada para interceptação do primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Por exemplo, uma superfície de cristal monocromador MC pode ser posicionada no percurso do feixe de raios X XB para interceptação do feixe. Conforme declarado acima, o cristal monocromador MC pode ser adaptado para rejeitar a maioria dos fótons do feixe de raios X XB, de modo que não tenham uma energia desejada.

Assim, um segundo feixe de raios X resultante pode ser produzido, que tem um nível de energia predeterminado. Em um exemplo, uma superfície do cristal monocromador MC pode ser posicionada em um ângulo entre em torno de 5 graus e 20 5 graus com respeito a um percurso de feixe de raios X XB incidente sobre a superfície do cristal monocromador MC. Neste exemplo, os ângulos podem ser usados para uma reflexão [333]. Alternativamente, outros ângulos adequados podem ser usados no posicionamento da superfície do cristal 10 monocromador MC. Em um outro exemplo, uma superfície de cristal monocromador MC pode ser posicionada em um ângulo entre em torno de 1 grau e 20 graus com respeito a um percurso de feixe de raios X XB incidente sobre a superfície do cristal monocromador MC. Em um outro exemplo, 15 uma superfície de cristal monocromador MC pode ser posicionada em um ângulo entre em torno de 1 grau e 20 graus com respeito a um percurso de feixe de raios X XB incidente sobre a superfície do cristal monocromador MC. Se ambas as reflexões [333] e [111] forem usadas, a faixa 20 angular poderá estar entre em torno de 1 grau e em torno de 40 graus da faixa de energia de 10 a 70 keV.

No bloco 404, o objeto O pode ser posicionado em um percurso do segundo feixe de raios X par transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto O e uma emissão 25 de um feixe transmitido a partir do objeto O. Por exemplo, o objeto O pode ser posicionado em um suporte de varredura ST para movimento do objeto O no percurso do feixe de raios X.

No bloco 406, o feixe de raios X transmitido pode ser 30 dirigido em um ângulo de incidência sobre o cristal

analizador AC. Por exemplo, o cristal analisador AC pode ser posicionado no percurso do feixe de raios X transmitido e em um ângulo para interceptação do feixe de raios X em um ângulo de incidência. Pelo menos uma porção do feixe
5 interceptando o cristal analisador AC pode ser difratada em direção ao detector DD.

No bloco 408, uma imagem de objeto O pode ser detectada a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador AC. Por exemplo, o detector DD pode detectar o
10 feixe difratado a partir do cristal analisador AC. O feixe difratado pode ser detectado por um dos detectores de exemplo a seguir: um detector configurado para digitalizar uma imagem detectada; um filme de radiografia; e uma placa de imagem. Em um exemplo, a imagem de um objeto pode ser
15 detectada a partir de um feixe difratado a partir de um analisador de cristal em um pico de uma curva de balanço do analisador de cristal e/ou próximo de um pico de uma curva de balanço do analisador de cristal. A imagem detectada pode ser processada e apresentada para um usuário através
20 de um computador C para apresentação para um usuário.

Em um outro exemplo de detecção da imagem do objeto, uma primeira imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador AC posicionado em uma primeira
25 posição angular. A primeira imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada em uma regulagem de ângulo de curva de balanço baixo de cristal analisador AC. Ainda, uma segunda imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal
30 analisador AC posicionado em uma segunda posição angular. A

segunda imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada em uma regulagem de ângulo de curva de balanço alto do cristal analisador AC. As primeira e segunda imagens de ângulo podem ser combinadas pelo computador C para a derivação de uma imagem de refração. Ainda, o computador C pode derivar uma imagem de densidade de massa de objeto O a partir da imagem de refração. A imagem de densidade de massa pode ser apresentada para um usuário através de um visor de computador C.

10 A Figura 5 é uma vista lateral de cristal analisador AC de sistema de DEI 100 mostrado nas Figuras 1A a 1E, e 3, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 5, a difração de linhas de emissão característica $K\alpha_1$ e $K\alpha_2$ a partir da superfície do cristal analisador AC é mostrada. A acomodação de mais de uma energia de raios X pode resultar em um fluxo de raios X melhorado.

Em uma outra modalidade, um sistema de DEI de acordo com o assunto descrito aqui pode incluir um projeto de cristal de não combinação para rejeição de raios X em particular emitidos por um tubo de raios X. neste projeto, a linha de emissão $K\alpha_2$ do feixe de raios X pode ser eliminada no monocromador. As Figuras 6A e 6B são um diagrama esquemático e uma vista em perspectiva de topo, respectivamente, de um sistema de DEI, geralmente designado 600, que inclui cristais monocromadores não combinados e operáveis para a produção de imagens de um objeto O de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência às Figuras 6A e 6B, o sistema de DEI 600 inclui um tubo de raios X XT operável para a produção de um feixe

de raios X XB. O colimador C1 pode ser posicionado para bloqueio de uma porção de feixe de raios X XB que caia fora da janela de aceitação angular de um primeiro cristal monocromador MC1. A porção não bloqueada de feixe de raios

5 X XB pode interceptar o primeiro cristal monocromador MC1, o qual refrata a porção não bloqueada em uma direção para interceptação por um segundo cristal monocromador MC2. O primeiro cristal monocromador MC1 pode ser sintonizado para um ângulo em particular usando-se a lei de Bragg para

10 seleção de uma janela muito estreita de energias de fóton para resultar em um feixe monocromático difratado dirigido para o segundo cristal monocromador MC2. Devido à divergência de feixe de raios X XB de tubo de raios X XT, o primeiro cristal monocromador MC1 pode difratar uma faixa

15 de energias, as quais podem incluir as linhas de emissão característica $K\alpha_1$ e $K\alpha_2$ e a radiação bremsstrahlung em energias próximas. Uma função de segundo cristal monocromador MC2 é redirecionar o feixe para uma direção paralela ao feixe incidente e alinhada com o cristal

20 analisador AC. Quando se sintoniza o sistema para uma energia em particular, o primeiro cristal monocromador é alinhado primeiramente e, então, o segundo cristal é sintonizado para se encontrar a posição do feixe.

Com o segundo cristal monocromador MC2 alinhado, o

25 cristal analisador AC é varrido para se encontrar a posição do feixe no cristal. O balanço do cristal para se encontrar a posição de feixe é análogo à varredura de um disco de rádio para se encontrar uma estação em particular, gerando uma elevação aguda na intensidade, quando a posição angular

30 do analisador estiver em alinhamento perfeito com o segundo

cristal monocromador. Uma vez que o cristal analisador AC esteja alinhado, o sistema está sintonizado e pronto para uso.

Os primeiro e segundo cristais monocromadores MC1 e MC2, respectivamente, podem ser configurados em um projeto de cristal não de combinação para rejeição de raios X em particular emitidos por um tubo de raios X. Os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser usados para a eliminação da linha de emissão $K\alpha_2$ de feixe de raios X XB, o que pode ser obtido pela utilização da aceitação angular versus energia para cristais diferentes. Em um exemplo, os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333], respectivamente.

A Figura 7 é um fluxograma que ilustra um processo de exemplo para a formação de imagem do objeto O pelo uso do sistema de DEI 600 mostrado nas Figuras 6A e 6B, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 7, no bloco 700, um primeiro feixe de raios X pode ser gerado, que tem uma distribuição de energia policromática. Por exemplo, o feixe de raios X XB gerado pelo tubo de raios X XT pode ter uma distribuição de energia policromática. Ainda, por exemplo, o tubo de raios X XT pode ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do feixe de raios X. O primeiro feixe de raios X pode ter uma energia de feixe que varia de em torno de 10 keV a em torno de 60 keV. Em um exemplo, o primeiro feixe de raios X pode ser gerado por um síncrotron.

No bloco 702, o cristal monocromador MC1 pode ser posicionado em uma posição predeterminada para a

interceptação do primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido. Por exemplo, uma superfície do cristal monocromador MC1 pode ser posicionada no
5 percurso de feixe de raios X XB para interceptação do feixe. Conforme declarado acima, o cristal monocromador MC1 pode ser adaptado para rejeitar a maior parte de fótons do feixe de raios X XB que não tenha uma energia desejada. Assim, um segundo feixe de raios X resultante pode ser
10 produzido, que tem o nível de energia predeterminado. Em um exemplo, uma superfície de cristal monocromador MC1 pode ser posicionada em um ângulo entre em torno de 5 graus e 20 graus com respeito a um percurso de feixe de raios X XB incidente sobre a superfície do cristal monocromador MC1.

15 No bloco 704, um cristal monocromador MC2 pode ser posicionado para interceptação do segundo feixe de raios X e para direcionamento do segundo feixe de raios X para o cristal analisador AC. Em um exemplo, o segundo cristal monocromador MC2 pode ser posicionado de modo que o segundo
20 feixe de raios X seja dirigido ao longo de um percurso paralelo a um percurso da porção de feixe de raios X XB passando através do colimador C1. Em um outro exemplo, os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser não combinados. Em um outro exemplo, os cristais monocromadores MC1 e MC2
25 podem ser selecionados para rejeição de uma porção predeterminada de feixe de raios X XB. Em um outro exemplo, os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser um dentre cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333].

No bloco 706, o objeto O pode ser posicionado em um
30 percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do

segundo feixe de raios X através do objeto O e emissão de um feixe transmitido a partir do objeto O. Por exemplo, o objeto O pode ser posicionado em um suporte de varredura para movimento do objeto O para o percurso do feixe de raios X.

No bloco 708, o feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo de incidência sobre o cristal analisador AC. Por exemplo, o cristal analisador AC pode ser posicionado no percurso do feixe de raios X transmitido e em um ângulo para interceptação do feixe de raios X em um ângulo de incidência. Pelo menos uma porção do feixe interceptando o cristal analisador AC pode ser difratada em direção ao detector DD.

No bloco 710, uma imagem do objeto O pode ser detectada a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador AC. Por exemplo, o detector DD pode detectar o feixe difratado a partir do cristal analisador AC. O feixe difratado pode ser detectado por um dos detectores de exemplo a seguir: um detector configurado para digitalizar uma imagem detectada; um filme de radiografia; e uma placa de imagem. Em um exemplo, a imagem de um objeto pode ser detectada a partir de um feixe difratado a partir de um analisador de cristal em um pico de uma curva de balanço do analisador de cristal e/ou próximo de um pico de uma curva de balanço do analisador de cristal. Neste exemplo, os picos podem ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço. A imagem detectada pode ser processada e apresentada para um usuário através de um computador C para apresentação para um usuário.

Em um outro exemplo de detecção da imagem do objeto,

uma primeira imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador AC posicionado em uma primeira posição angular. A primeira imagem de ângulo de objeto O
5 pode ser detectada em uma regulagem de ângulo de curva de balanço baixo de cristal analisador AC. Ainda, uma segunda imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador AC posicionado em uma segunda posição angular. A
10 segunda imagem de ângulo de objeto O pode ser detectada em uma regulagem de ângulo de curva de balanço alto do cristal analisador AC. As primeira e segunda imagens de ângulo podem ser combinadas pelo computador C para a derivação de uma imagem de refração. Ainda, o computador C pode derivar
15 uma imagem de densidade de massa de objeto O a partir da imagem de refração. A imagem de densidade de massa pode ser apresentada para um usuário através de um visor de computador C.

As Figuras 8 a 10 são gráficos de diagramas de Dumond
20 de cristais de germânio [333] e silício [333]. Em particular, a Figura 8 é um gráfico de um diagrama de Dumond de cristais de germânio [333] e silício [333] na faixa de comprimentos de onda correspondente à $K\alpha_1$ e à $K\alpha_2$ de tungstênio. A Figura 9 é um gráfico de um diagrama de
25 Dumond de cristais de germânio [333] e silício [333] na faixa de comprimentos de onda correspondente à $K\alpha_1$ de tungstênio. No comprimento de onda correspondente à $K\alpha_1$ de tungstênio (59,319 keV), há uma superposição completa do germânio [333] e do silício [333], desse modo indicando que
30 não há rejeição da energia $K\alpha_1$, conforme ela difratar

através do primeiro cristal interceptado (isto é, um cristal monocromador de germânio) e do segundo cristal interceptado (isto é, um cristal monocromador de silício). Contudo, a comprimentos de onda mais altos, há uma
5 separação dos comprimentos de onda que serão aceitos por cada cristal em um dado ângulo. Com referência à Figura 10, no comprimento de onda correspondente à $K\alpha_2$ de tungstênio (57,982 keV), não há uma superposição na aceitação de comprimento de onda de germânio [333] e silício [333].
10 Aplicando-se isto a uma fonte à base de tungstênio, conforme descrito com respeito ao exemplo mostrado nas Figuras 6A e 6B, os cristais monocromadores de germânio e silício podem ser posicionados em uma geometria paralela, para se permitir a reflexão quase sem perda do comprimento
15 de onda de $K\alpha_1$ e a rejeição completa do comprimento de onda de $K\alpha_2$.

A Figura 11 é uma vista lateral de um cristal monocromador de germânio MC1 e de um cristal monocromador de silício MC2 de sistema de DEI 600 mostrado nas Figuras
20 6A e 6B, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 11, os cristais monocromadores MC1 e MC2 são mostrados em uma geometria paralela para a provisão da reflexão quase sem perda de comprimento de onda de $K\alpha_1$ e a rejeição completa do
25 comprimento de onda de $K\alpha_2$ para um tubo de raios X de tungstênio.

Com referência, de novo, às Figuras 6A e 6B, a porção de feixe de raios X XB passando pelos cristais monocromadores MC1 e MC2 é dispersa em várias direções
30 diferentes. Um colimador C2 pode incluir uma fenda ou um

orifício posicionado para bloquear uma porção de feixe de raios X XB que caia fora de uma janela de aceitação angular do cristal analisador AC.

O objeto O pode ser posicionado no percurso do feixe de raios X XB para uma formação de imagem por um suporte de varredura ST. Durante uma varredura do objeto O, o feixe de raios X XB pode passar através do objeto O e pode ser analisado pelo cristal analisador AC, o qual pode ser um cristal de silício [333] que combine com o cristal monocromador MC2. O feixe de raios X XB incidente no cristal analisador AC pode difratar para interceptação pelo detector digital DD. O detector digital DD pode detectar o feixe de raios X XB interceptado e gerar sinais elétricos representativos dos feixes de raios X interceptados para comunicação para o computador C. O computador C pode analisar a representação de sinal e exibir uma imagem do objeto O para um operador. Em particular, o computador C pode ser configurado para gerar uma imagem de absorção, uma imagem mostrando os efeitos de refração e uma imagem descrevendo uma dispersão de ângulo ultrapequeno, cujos tipos são descritos em maiores detalhes abaixo.

A Figura 12 é um diagrama esquemático de um sistema de DEI, geralmente designado 1200, que inclui cristais monocromadores não combinados e operáveis para a produção de imagens de um objeto O, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 12, o sistema de DEI 1200 pode incluir um tubo de raios X de tungstênio operável para a produção de um feixe de raios X XB geralmente dirigido na direção indicada pela seta A. Uma janela de berílio (Be) BW pode ser posicionada em uma

extremidade de saída de feixe BE de tubo de raios X XT para interceptação do feixe de raios X XB. As funções da janela de Be BW incluem a filtração de raios X de energia baixa e a selagem do interior de vácuo do tubo de raios X XT. A
5 janela de Be BW pode ser mantida em um alojamento H1 configurado para afixação à extremidade de saída de feixe BE.

Um filtro de alumínio (Al) AF pode ser posicionado a jusante da janela de Be BW para interceptação do feixe de
10 raios X XB passando através da extremidade de saída de feixe BE. O filtro de Al AF pode ser mantido em um alojamento H2 configurado para afixação ao alojamento H1 de janela de Be BW. O filtro de Al AF é usado para atenuação de raios X de energia mais baixa.

15 Um tanque de monocromador MT pode ser posicionado a jusante do filtro de Al AF para interceptação do feixe de raios X XB passando através do filtro de Al AF. O tanque de monocromador MT pode incluir os primeiro e segundo cristais monocromadores não combinados MC1 e MC2, respectivamente, e
20 um par de colimadores C1 e C2, que definem, cada um, uma fenda através da qual o feixe de raios X XB pode passar. O tanque de monocromador MT pode incluir as extremidades E1 e E2 para entrada e saída, respectivamente, do feixe de raios X XB. Os colimadores C1 e C2 podem colimar uma porção de
25 feixe de raios X XB. Os primeiro e segundo cristais monocromadores MC1 e MC2, respectivamente, podem ser configurados em um projeto de cristal de não combinação para rejeição de raios X em particular emitidos por um tubo de raios X. Os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser
30 usados para a eliminação da linha de emissão $K\alpha_2$ de feixe

de raios X XB. Em um exemplo, os cristais monocromadores MC1 e MC2 podem ser cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333], respectivamente. O tanque de monocromador MT pode alojar mecanismos para rotação dos cristais monocromadores MC1 e MC2, conforme descrito aqui, para a seleção de uma energia de feixe de raios X XB.

O sistema 1200 pode incluir um outro colimador C3, uma câmara de íon IC, e um conjunto de obturador SA posicionado a jusante do tanque de monocromador MT. Na extremidade de saída E2 de tanque de monocromador MT, pelo menos uma porção de feixe de raios X XB pode passar através de uma fenda definida no colimador C3 posicionado a jusante do tanque de monocromador MT para uma colimação de feixe de raios X e para bloqueio de uma porção de feixe de raios X XB. A câmara de íon IC é usada para a medição do fluxo de raios X usando-se o princípio que os fótons de raios X passando através da câmara podem se ionizar e criar uma voltagem. O conjunto de obturador SA pode ser operado para seletivamente bloquear e deixar passar um feixe de raios X XB, desse modo provendo a exposição seletiva do objeto O ao feixe de raios X XB.

O objeto O pode ser mantido por um conjunto de suporte de varredura SSA para varredura através do percurso de feixe de raios X XB durante uma formação de imagem. Durante uma varredura do objeto O, o feixe de raios X XB pode passar através do objeto O e pode ser analisado por um cristal analisador AC, o qual pode ser um cristal de silício [333] que pode combinar com um segundo cristal monocromador MC2. O cristal analisador AC pode ser rotativo para um ângulo apropriado com respeito ao cristal

monocromador MC2, conforme descrito aqui. O feixe de raios X XB incidente no cristal analisador AC pode difratar para interceptação por um detector digital DD móvel. O detector digital DD pode detectar o feixe de raios X XB interceptado e gerar sinais elétricos representativos dos feixes de raios X interceptados para comunicação para um computador C. O computador C pode analisar a representação de sinal e exibir uma imagem do objeto O para um operador. Em particular, o computador C pode ser configurado para gerar uma imagem de absorção e uma imagem mostrando os efeitos de refração, cujos tipos são descritos em maiores detalhes abaixo. O sistema de DEI 1200 também pode ser modificado de acordo com as técnicas de DEI para exibição de uma imagem mostrando efeitos de uma dispersão de ângulo ultrapequeno.

Uma mesa T pode incluir um topo de granito GT tendo uma superfície de topo na qual o tanque de monocromador MT, o colimador C3, a câmara de íon IC e o conjunto de obturador SA podem ser posicionados. A mesa T pode incluir uma pluralidade de pernas L que incluem, cada uma, um calço de borracha RP posicionado entre uma extremidade de fundo e um piso F para amortecimento de vibrações para estabilização do sistema 1200, conforme descrito em maiores detalhes abaixo. A mesa T pode incluir um braço tangente TA configurado para mover o cristal analisador AC para cima e para baixo em uma direção vertical.

As Figuras 13 a 16 são diagramas esquemáticos de um arranjo de exemplo do tubo de raios X XT e do tanque de monocromador MT tendo um único cristal monocromador MC em um andaime, geralmente designado SC, de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Em particular, a

Figura 13 é um diagrama esquemático de uma vista lateral do arranjo de exemplo. Com referência à Figura 13, o andaime SC inclui uma pluralidade de plataformas PL e hastes RD afixadas umas às outras para posicionamento do tubo de raios X XT (uma porção do qual sendo posicionada no orifício indicada pelo rótulo de referência XT) com respeito ao tanque de monocromador MT. O tubo de raios X XT e o tanque de monocromador MT podem ser precisamente posicionados um com respeito ao outro, de modo que o feixe de raios X XB emitido a partir do tubo de raios X XT possa entrar no tanque de monocromador MT através de uma abertura A1, e de modo que o feixe de raios X XB caia na janela de aceitação angular do cristal monocromador MC. O feixe de raios X XB difratando a partir do cristal monocromador MC pode sair do tanque de monocromador MT através da abertura A2. As distâncias indicadas pelos números nas Figuras 13 a 16 são em polegadas, a menos que indicado de outra forma.

A Figura 14 é um diagrama esquemático de uma vista de topo do arranjo de exemplo mostrado na Figura 13. Com referência à Figura 14, o feixe de raios X XB é mostrado formando um formato em leque se estendendo a partir de um ponto P no tubo de raios X XT.

As Figuras 15 e 16 são diagramas esquemáticos de uma outra vista lateral e de uma outra vista de topo, respectivamente, do arranjo de exemplo mostrado nas Figuras 13 e 14. Com referência às Figuras 15 e 16, o arranjo é mostrado sem as placas laterais e as placas de topo, respectivamente, de modo a ilustrar a blindagem S. A blindagem S pode funcionar para impedir a emissão de feixe de raios X XB em direções indesejadas. Uma blindagem

adicional pode ser utilizada para proteção. Ainda, uma blindagem adequada pode ser provida em um dispositivo clínico, conforme necessário.

As Figuras 17 a 26 são imagens de porções de exemplo de um sistema de DEI de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Em particular, com referência à Figura 17, uma imagem é mostrada de uma porção de saída de feixe de raios X de tubo de raios X XT. Os feixes de raios X podem ser emitidos a partir do tubo de raios X XT e através de uma janela de Be BW, a qual é afixada ao tubo de raios X XT e posicionada para interceptação dos feixes de raios X. a janela de Be BW é adaptada com duas camadas de blindagem interna de chumbo (Pb) PS.

A Figura 18 é uma outra imagem da porção de saída de feixe de raios X de tubo de raios X XT mostrada na Figura 17. Nesta imagem, o filtro de Al AF e o colimador C1 são afixados ao tubo de raios X XT e posicionados para interceptação dos feixes de raios X. o filtro de Al AF tem em torno de 2 mm de espessura. O colimador C1 inclui uma fenda SL para passagem de feixes de raios X. neste exemplo, o colimador C1 é feito de tântalo (Ta) e tem em torno de 1/8" (3,175 mm) de espessura. Em um exemplo, a fenda é dimensionada para ser ligeiramente maior do que o tamanho pontual no tubo de raios X. Em um exemplo, a fenda é de 1,0 mm e o tamanho de ponto no tubo de raios X é de 0,4 mm. A fenda pode prover um feixe em leque colimado verticalmente.

A Figura 19 é uma imagem do filtro de Al AF, do colimador C1 e de um outro colimador C2. Nesta imagem, os componentes estão desmontados, para fins de ilustração. Os componentes podem ser adaptados em conjunto adjacentes uns

aos outros no estado montado.

As Figuras 20 e 21 são imagens de uma tampa de blindagem e de um tubo de raios X. A Figura 20 é uma imagem de uma tampa de blindagem S1 que está desmontada e cortada, mas não flexionada, para adaptação à extremidade de tubo de raios X XT. A Figura 21 é uma imagem da tampa de blindagem S1 em uma extremidade de tubo de raios X XT para fins de prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir da extremidade de tubo de raios X XT. A tampa de blindagem S1 é uma chapa de chumbo de 1/8" (3,175 mm) que é cortada e flexionada no formato de uma tampa para adaptação à extremidade de tubo de raios X XT.

A Figura 22 é uma imagem de um tanque de monocromador MT incluindo a blindagem de chumbo S3 para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir do tanque de monocromador MT. A blindagem S3 é uma chapa de chumbo de em torno de 1/2" (12,7 mm) de espessura e inclui uma fenda SL para a emissão de uma porção desejada de feixes de raios X. Os feixes de raios X emitidos a partir do tubo de raios X saem do tanque de monocromador MT através da fenda SL da blindagem S3.

A Figura 23 é uma imagem de um tanque de monocromador MT incluindo a blindagem de chumbo S3 para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir do tanque de monocromador MT. A blindagem S3 é uma chapa de chumbo de em torno de 1/4" (6,35 mm) de espessura e inclui uma fenda SL para a emissão de uma porção desejada de feixes de raios X. Os feixes de raios X emitidos a partir do tubo de raios X entram no tanque de monocromador MT através da fenda SL da blindagem S3.

A Figura 24 é uma imagem de uma outra porção de blindagem S2 posicionada próxima da extremidade de tubo de raios X XT para prevenção da emissão indesejada de feixes de raios X a partir de um lado do tubo de raios X XT. A
5 blindagem S2 é uma chapa de chumbo de 1/16" (1,5875 mm) de espessura que é cortada e flexionada em um formato para adaptação ao lado do tubo de raios X XT. Uma chapa de chumbo de 1/8" (3,175 mm) pode reduzir raios X de 150 keV por um fator de 1000.

10 A Figura 25 é uma imagem de tubo de raios X XT e de tanque de monocromador MT em posição operacional um com respeito ao outro.

A Figura 26 é uma imagem de uma vista dianteira de componentes internos do tanque de monocromador MT. Em
15 particular, o cristal monocromador MC é mostrado. Ainda, a blindagem S é posicionada nos lados do tanque de monocromador MT.

A Figura 27 é uma vista em perspectiva de topo de um sistema de DEI de exemplo, designado geralmente 2700, de
20 acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 27, o sistema de DEI 2700 pode incluir um tubo de raios X XT tendo um anodo de tungstênio para a produção de uma pluralidade de feixes de raios X XB. O colimador C1 pode ser posicionado para bloqueio de uma
25 porção de feixe de raios X XB que caia fora de uma já do cristal monocromador MC. Neste exemplo, o cristal monocromador MC é um cristal de silício. O colimador C2 pode ser posicionado para bloqueio de uma porção de feixe de raios X XB que caia fora de uma janela de aceitação
30 angular do cristal analisador AC.

A porção de feixe de raios X XB passando através do colimador C2 pode ser interceptada por um filtro de cobre FTR configurado para isolar termicamente o calor e igualmente tão importante atenuar os raios X de bremsstrahlung de 20 keV produzidos pelo tubo de raios X XT. Para um dado ângulo de Bragg, pode haver reflexões indesejadas de cristal que são capazes de atravessar o monocromador. Um exemplo de uso de um ângulo de Bragg de em torno de 5,7 graus para a seleção de uma reflexão [333] de 59,13 keV também é o ângulo que permite que raios X [111] de 19,71 keV passem. Se estes raios X forem difratados através do cristal monocromador MC, eles induzirão um borrão, artefatos de imagem e, assim, reduzirão a qualidade da imagem geral. Um filtro de cobre FTR é usado para atenuação dos raios X de energia mais baixa, especificamente, a bremsstrahlung de 19,71 keV, fótons de raios X, emitida a partir o feixe de raios X XB e difratada através do monocromador MC.

O cristal analisador AC pode ser posicionado para interceptação de pelo menos uma porção do feixe de raios X XB passando através do filtro FTR. Ainda, um objeto pode ser posicionado no percurso do feixe de raios X XB por um suporte de varredura ST para formação de imagem do objeto. Durante uma varredura do objeto O, o feixe de raios X XB pode passar através do objeto O e pode ser analisado pelo cristal analisador AC, o qual pode ser um cristal de silício [333] que combina com o cristal monocromador MC. O feixe de raios X XB incidente no cristal analisador AC pode difratar para interceptação pelo detector digital DD. O detector digital DD pode detectar o feixe de raios X XB

interceptado e gerar sinais elétricos representativos dos feixes de raios X interceptados. Os sinais elétricos podem ser comunicados para um computador para análise de imagem e exibição para um operador. O computador pode ser configurado para gerar uma imagem de absorção e uma imagem mostrando efeitos de refração, cujos tipos são descritos em maiores detalhes abaixo.

A Figura 28 é um diagrama esquemático que inclui uma vista lateral, uma vista de topo e uma vista dianteira de um cristal monocromador MC de exemplo de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 28, a vista lateral, a vista de topo e a vista dianteira do cristal monocromador MC são designadas SV, TV, e FV, respectivamente. As dimensões do cristal monocromador MC são mostradas na figura, e podem ser em torno de $\pm 0,5$ mm. Alternativamente, o cristal monocromador pode ter outras dimensões adequadas, o que em parte é determinado pela aplicação de formação de imagem. A orientação de superfície do cristal monocromador MC pode ser aquela dos planos de retículo paralelos às superfícies grandes do cristal. Quando fabricado, a orientação das outras superfícies ortogonais menores pode ser anotada, para referência. Os cristais monocromadores de exemplo podem ser um cristal monocromador de germânio [111] e um cristal monocromador de silício [111].

O cristal monocromador MC pode incluir cortes de alívio de deformação, geralmente designados C, definidos em uma porção de topo do cristal. A largura dos cortes C é de em torno de $1/16''$ (1,5875 mm) de espessura. Alternativamente, a largura pode ser qualquer outra

dimensão adequada. Os cortes C removem as partes do cristal usadas para afixação e permitem que a porção remanescente do cristal analisador AC e do cristal monocromador MC seja livre de deformação. Se qualquer tensão ou deformação for induzida na porção de formação de imagem do cristal analisador AC ou do cristal monocromador MC, ela alterará as propriedades de difração e terá um impacto adverso na performance do sistema.

Procedimentos de Formação de imagem e Controle de Qualidade para Uso de DEI e Sistemas de DEI

Uma aquisição de imagem usando um sistema de DEI configurado com um projeto de cristal não de combinação de acordo com o assunto descrito aqui pode começar com a seleção de uma energia de feixe apropriada para um dado experimento. Em um exemplo, a energia de feixe pode ser selecionada a partir de uma faixa entre em torno de 10 keV e em torno de 60 keV. A seleção de uma energia em particular para formação de imagem pode ser realizada usando-se a lei de Bragg para o cálculo do ângulo apropriado para o comprimento de onda desejado. Em um exemplo, o primeiro cristal no monocromador pode ter apenas um eixo geométrico de movimento, o qual pode ser sintonizado para um ângulo em particular para remoção de todas as energias do feixe de raios X incidente, exceto pela energia de feixe selecionada. A Tabela 1 abaixo mostra ângulos de exemplo do primeiro cristal monocromador para a aquisição de imagens entre 18 keV e 60 keV. Estes ângulos para silício, calculados usando-se a lei de Bragg, $\lambda = 2d \sin(\theta)$, definem o ângulo incidente teta (θ) e o ângulo difratado teta (θ) do feixe de raios X, conforme ele

difratar através do cristal monocromador MC. O detector é colocado em um ângulo de 2θ , duas vezes aquele do ângulo de Bragg usado no primeiro cristal para a seleção da energia de feixe de raios X.

5

Energia (keV)	θ (graus)	2θ (graus)
18	19,23	38,46
19	18,19	36,38
20	17,25	34,50
21	16,41	32,82
22	15,64	31,28
23	14,94	29,88
24	14,30	28,60
25	13,72	27,44
26	13,18	26,36
27	12,69	25,38
28	12,23	24,46
29	11,80	23,60
30	11,40	22,80
31	11,03	22,06
32	10,68	21,36
33	10,35	20,70
34	10,05	20,10
35	9,76	19,52
36	9,48	18,96
37	9,22	18,44
38	8,98	17,96
39	8,75	17,50
40	8,53	17,06

41	8,32	16,64
42	8,12	16,24
43	7,93	15,86
44	7,75	15,50
45	7,57	15,14
46	7,41	14,82
47	7,25	14,50
48	7,10	14,20
49	6,95	13,90
50	6,81	13,62
51	6,68	13,36
52	6,55	13,10
53	6,43	12,86
54	6,31	12,62
55	6,19	12,38
56	6,08	12,16
57	5,97	11,94
58	5,87	11,74
59	5,77	11,54
60	5,67	11,34

Tabela 1: Ângulos de Exemplo para a Reflexão de Silício [333] do Primeiro Cristal Monocromador para a Aquisição de Imagens

Um sistema de DEI configurado com um projeto de cristal não de combinação inclui três cristais que devem ser sintonizados e cuidadosamente alinhados, dois cristais no monocromador e no analisador de cristal. Por exemplo, o sistema de DEI 600 inclui os cristais monocromadores MC1 e MC2 e o cristal analisador AC que podem ser sintonizados e

alinhados. O primeiro cristal (por exemplo, o cristal monocromador MC1 mostrado nas Figuras 6A e 6B) e o analisador de cristal (por exemplo, o cristal analisador AC mostrado nas Figuras 6A e 6B) podem ser sintonizados para um ângulo (ângulo teta) calculado para cada energia. Por exemplo, para a sintonização do sistema para 25 keV, o primeiro cristal monocromador é regulado para 13,17 graus e o analisador de cristal é regulado para 13,72 graus. O conjunto de detector digital pode ser regulado em um ângulo duas vezes aquele do analisador de cristal, o qual é de 27,44 graus neste exemplo.

O segundo cristal monocromador (por exemplo, o cristal monocromador MC2 mostrado nas Figuras 6a e 6B) pode ser ajustado na direção horizontal, referida como o ângulo chi. Se o alinhamento horizontal estiver fora entre estes cristais, pode haver um deslocamento de intensidade da esquerda para a direita na imagem. Duas câmaras de íon podem ser usadas para a medição do fluxo emitido a partir de ambos o monocromador e o analisador, os quais são ambos divididos em uma região interna e uma externa. Caso veja o feixe de raios X a partir da fonte para o conjunto de detector, a região interna está à direita e a região externa está à esquerda. As regiões interna e externa podem ser amostradas para se garantir que os picos de curva de balanço estejam alinhados; caso não, o ângulo chi pode ser ajustado. A Figura 29 é uma vista em perspectiva de um cristal monocromador mostrando as regiões interna / externa e os ângulos chi e teta de rotação.

A dose aplicada pelo sistema de DEI pode ser ajustada de várias formas. Por exemplo, a dose pode ser ajustada

pela mudança de uma espessura de filtro de alumínio e/ou colocando-se absorvedores no percurso do feixe de raios X. a dose também pode ser reduzida ao se retirar a sintonia do segundo cristal monocromador do pico da curva de balanço, 5 reduzindo-se dramaticamente a intensidade difratada, caso necessário. Em um exemplo, o tubo de raios X pode ser substituído por um síncrotron, em cujo caso o fluxo incidente sobre o primeiro cristal monocromador é determinado pela corrente de anel do síncrotron.

10 Um tempo de aquisição de amostra pode ser determinado pelo fluxo incidente, com a taxa de translação do suporte de amostra medida em incrementos / segundo. A velocidade de varredura pode ser aumentada ou diminuída pelo ajuste da dose, medida em incrementos / segundo. A velocidade de 15 varredura pode não ser um fator crítico quando se usam placas de imagem, onde a quantidade de ruído é fixa, mas deve ser considerada quando se usarem detectores digitais de integração, uma vez que a quantidade de ruído em parte é determinada pelo tempo de aquisição. Quando se usa um 20 detector digital, o sistema de DEI deve ser sintonizado de modo que a velocidade de varredura seja tão próxima da máxima quanto possível.

Uma vez que a DEI ou o sistema de DEI seja sintonizado para a energia apropriada e a dose, o objeto a ter a imagem 25 formada pode ser colocado no suporte de amostra e alinhado. Em um exemplo, a largura máxima do feixe de raios X é de 120 mm, o que limita fisicamente a largura da imagem resultante. O uso de um detector digital ou de uma placa de imagem com uma largura menor do que 120 mm pode limitar 30 mais o campo de visão. Em um exemplo, o suporte de amostra

tem um deslocamento vertical máximo de em torno de 200 mm. Contudo, não há limites físicos para a altura da amostra. Para a formação de imagem de uma região em particular de um objeto, deve-se determinar se esta região fica na faixa de
5 200 mm para o sistema. A posição do feixe de raios X pode ser fixa, de modo que a região vertical de objeto de interesse possa ser determinada por sua posição em relação ao feixe.

Os cristais de DEI em um sistema de DEI são
10 considerados como sendo homogêneos na sua capacidade de difração de fótons por uma dada área do cristal, mas a estrutura do cristal é tal que há regiões menores de intensidade aumentada ou diminuída. Uma vez que o objeto é para ser varrido através de um feixe de dimensão fixa,
15 estes "defeitos" podem ser espalhados através da dimensão vertical da imagem. O termo "defeito" freqüentemente é aplicado a estas linhas verticais, mas estes efeitos são esperados e devem ser considerados uma propriedade conhecida e esperada do sistema.

20 Experimentação com Respeito às Características de Performance do Sistema

Antes da construção de DEI e sistemas de DEI incluindo tubos de raios X, conforme descrito aqui, experimentos foram conduzidos usando-se um síncrotron como uma fonte de
25 raios X para fins de testes. Como uma demonstração inicial, tempos de formação de imagem e exigências de fluxo usando raios X de 18 keV e 59 keV foram calculados, simulando fontes de raios X de molibdênio e tungstênio. Ainda, várias hipóteses foram feitas com respeito à configuração do
30 sistema, tal como o tamanho de pixel e o número de fótons

por pixel. Uma vez que estes valores podem ser escalonados, conforme necessário, um tamanho de pixel de 100 microns com 1000 fótons por pixel atravessando 5 cm de tecido (água) será usado neste exemplo.

5 O número de fótons necessários por 100 microns quadrados de pixel pode ser calculado pela divisão do número de fótons por pixel desejado pela atenuação dos fótons através do objeto, o que, neste caso, são 5 cm de água.

$$10 \quad N_{18\text{ keV}}^{\text{Superfície}} = \frac{1000 \text{ fótons / pixel}}{e^{-\mu_{\text{tot}} t}} = \frac{1000 \text{ fótons / pixel}}{6.4 \times 10^{-3}} = 1.6 \times 10^5 \text{ fótons / } 100 \mu\text{msqpixel}$$

$$N_{59\text{ keV}}^{\text{Superfície}} = \frac{1000 \text{ fótons / pixel}}{e^{-\mu_{\text{tot}} t}} = \frac{1000 \text{ fótons / pixel}}{0.35} = 2.9 \times 10^3 \text{ fótons / } 100 \mu\text{msqpixel}$$

Assim, para uma fonte de raios X de 18 keV, aproximadamente $1,6 \times 10^5$ fótons incidentes seriam
15 requeridos para cada 100 microns quadrados de pixel. A atenuação de raios X de 59 keV é muito menor do que a 18 keV, o que resulta em uma demanda de fóton incidente reduzida de $2,9 \times 10^3$ fótons para 100 microns quadrados de pixel.

20 Fluxo de Raios X Incidente em Ângulo Sólido Usando uma Fonte de Linha de Emissão

A ótica de cristal usada na DEI e nos sistemas de DEI atua como um filtro de entalhe angular altamente seletivo, o qual eliminará os fótons a partir do feixe de raios X que
25 não tenham a energia apropriada ou uma divergência angular. Para uma fonte baseada em tubo de raios X, é esperado que os fótons irradiem mais ou menos em todos os ângulos sólidos. De modo a determinar a exigência de fluxo, deve-se calcular o fluxo com base no ângulo sólido subtendido pelo
30 detector e pela ótica de cristal de raios X. Qualquer tubo

de raios X terá uma distribuição de energia policromática, e o sistema de cristal selecionará uma das linhas de emissão, conforme definido pela lei de Bragg.

Com um cristal perfeito, a refletividade de pico para
 5 uma dada reflexão é esperada como sendo muito próxima da unidade, tornando a refletividade integrada próxima da largura de reflexão intrínseca na direção normal de Bragg ou largura de Darwin. Assumindo um cristal de silício com uma reflexão [333] de Bragg, a largura de Darwin de 18 keV
 10 e 59 keV é conforma se segue:

18 keV Si [333] DarwinWidth = $2,9 \times 10^{-6}$ radianos, e

59,3 keV Si [333] DarwinWidth = $0,83 \times 10^{-6}$ radianos.

Os raios X viajando em uma direção paralela aos planos de retículo de cristal são conhecidos como paralelos de Bragg
 15 e a aceitação angular na direção de paralelo de Bragg não é regulada pelo cristal, mas, ao invés disso, pela resolução do detector. Se o objeto a ter a imagem formada estiver a 1 metro da fonte de raios X e uma resolução espacial de 100 microns for requerida, então, o ângulo de aceitação de
 20 paralelo de Bragg será de 100 microrradianos. Para um ângulo de aceitação de paralelo de Bragg será de 100 microrradianos, o número de fótons requeridos por esferorradiano a 18 keV e a 59 keV é conforme se segue:

$$N_{18 \text{ keV}}^{\text{Requerido}} = \frac{1.6 \times 10^5 \text{ fótons / pixel}}{2.9 \times 10^{-6} \text{ radianos} \times 100 \times 10^{-6} \text{ radianos / pixel}} = 0.55 \times 10^{15} \text{ fótons / esferorrad iano}$$

$$N_{59 \text{ keV}}^{\text{Requerido}} = \frac{2.9 \times 10^3 \text{ fótons / pixel}}{0.83 \times 10^{-6} \text{ radianos} \times 100 \times 10^{-6} \text{ radianos / pixel}} = 3.5 \times 10^{13} \text{ fótons / esferorrad iano .}$$

Fluxo de Tubo de Raios X

As fontes baseadas em tubo de raios X podem ter dois componentes para seu espectro de raios X, linhas de emissão
 30 característica e bremsstrahlung. A ótica de cristal de DEI

e de sistema de DEI permite a seleção de apenas uma banda extremamente estreita de energias, a qual deve ser centralizada na linha de emissão característica do alvo de tubo. Neste caso, a $K\alpha_1$ de molibdênio (17,478 keV) e a $K\alpha_1$ de tungstênio (59,319 keV) podem ser usadas para a
 5 determinação do fluxo destas linhas de emissão a partir de cada fonte.

Simulações de Monte Carlo de tubos de raios X de molibdênio e tungstênio a múltiplas regulagens de voltagem e corrente foram geradas para a determinação do fluxo que
 10 poderia ser gerado sob condições de formação de imagem realísticas. Para um alvo de molibdênio usando uma voltagem de aceleração de 75 kV com 10 kW de potência, o fluxo emitido para a $K\alpha_1$ é conforme se segue:

15

$$n_{Mo K_{\alpha 1}}^{Fonte} = 1.7 \times 10^{14} \text{ fótons / esferorradiano / s.}$$

A emissão de $K\alpha_1$ usando-se um alvo de tungstênio com uma voltagem de aceleração de 150 kV e 50 kW de potência é conforme se segue:

20

$$n_{W K_{\alpha 1}}^{Fonte} = 1.56 \times 10^{14} \text{ fótons / esferorradiano / s.}$$

Tempo de Aquisição de Imagem Estimado

Se o analisador perder a sintonia para um valor (80%) a partir da posição de pico, poder-se-á adquirir uma
 25 exposição contendo um contraste de refração e algum contraste de extinção. Estes cálculos assumem um sistema de DEI tendo um cristal monocromador único e um analisador de cristal. A geometria desta simulação é consistente com aquela usada na linha de feixe X15A da National Synchrotron
 30 Light Source (NSLS) (localizada no Brookhaven National

Laboratory, Upton, New York), usando-se um raio X de fonte de linha, no qual o objeto é varrido através do feixe. Para um objeto de 10 cm de altura e um tamanho de pixel de 100 microns (0,1 mm), 1000 linhas de varredura serão
5 requeridas.

$$T(s) = \frac{\frac{N_{Requerida}}{n_{Fonte}} \left(\frac{\text{fótons / esferorrad iano}}{\text{fótons / esferorrad iano}} \right)}{0.8(\text{perdas da idade sin tonia}) \times 1(DELimages) \times 1000(\text{linhas de varredura})}$$

Para o caso de alvo de molibdênio de 75 kV, 10 kW (aproximadamente 18 keV):

$$10 \quad T = \frac{0.55 \times 10^{15} \text{ fótons / esferorrad iano}}{1.7 \times 10^{14} \text{ fótons / esferorrad iano / s}} \times 1250 = 0.4 \times 10^4 s = 1.1 h$$

Para o caso de alvo de molibdênio de 150 kV, 50 kW (aproximadamente 59,3 keV):

$$T = \frac{3.5 \times 10^{13} \text{ fótons / esferorrad iano}}{1.56 \times 10^{14} \text{ fótons / esferorrad iano / s}} \times 1250 = 0.28 \times 10^3 s = 4.6 \text{ min}$$

15 Para uma imagem única em um ponto na curva de balanço com 80% de refletividade máxima, o tempo requerido usando-se um alvo de molibdênio usando os parâmetros acima é de em torno de 1,1 horas. O tempo requerido usando-se a mesma refletividade para um tubo de tungstênio é de
20 aproximadamente 4,6 minutos. O tempo de formação de imagem pode ser adicionalmente diminuído por variáveis de formação de imagem tais como os fótons necessários por pixel e a mudança da distância do objeto até a fonte.

Com base nos dados calculados usando-se uma reflexão
25 [333] de Bragg com uma distância de fonte a objeto de 1000 mm, os tempos de formação de imagem de estimativa podem ser estimados usando-se outras reflexões e distâncias. Há duas reflexões de cristal que podem ser usadas para DEI, as reflexões [333] de Bragg e [111] de Bragg. A refração e o
30 contraste de extinção em DEI e DEI são determinados, em

grande parte, pela inclinação da curva de refletividade do analisador, com uma inclinação mais aguda provendo mais contraste para uma dada mudança de ângulo. A reflexão [333] de Bragg pode ser superior à reflexão [111] de Bragg em termos de refração e contraste de extinção, mas o fluxo difratado da reflexão [333] é aproximadamente uma ordem de magnitude menor do que a reflexão [111]. A Figura 30 é um gráfico que ilustra o fluxo de feixe monocromático na gaiola NSLS X15A usando-se planos de difração de cristal de silício [111], [333], [444], e [555]. Um aumento de dez vezes no fluxo pode reduzir o tempo de formação de imagem por um fator de 10, tornando a reflexão [111] vantajosa para certas aplicações. Reduções adicionais no tempo de formação de imagem podem ser obtidas pela redução da distância da fonte ao objeto, o que é calculado conforme descrito aqui se usando uma distância de 1000 mm. Uma intensidade de fóton da fonte ao objeto tendo a imagem formada é proporcional a $1/r^2$. Se a distância de objeto for diminuída de 1000 mm para 500 mm, a intensidade poderá ser aumentada quatro vezes. Há muitos fatores que podem ditar a distância de fonte - objeto, um dos mais significativos sendo o tamanho do objeto. O conjunto de analisador / detector pode ser movido para mais perto ou mais distante da fonte, conforme requerido, dependendo da aplicação.

A largura plena à altura máxima (FWHM) da curva de balanço de analisador estreita conforme a energia é aumentada (por exemplo, 3,86 microrradianos a 18 keV e 1,25 microrradianos a 60 keV). Um exemplo de larguras de curva de balanço versus energia é mostrado na Tabela 2 abaixo. Em particular, a Tabela 2 mostra a FWHM medida e a teórica das

curvas de balanço de analisador [333] a 18, 30 e 60 keV. O monocromador de Bragg duplo [333] foi sintonizado para o pico de Bragg.

Energia de raios X (keV)	FWHM Medida (μ rad)	FWHM Teórica (μ rad)
18	3,86	3,64
30	2,15	2,10
60	1,25	1,11

Tabela 2: FWHM Medida e Teórica das curvas de balanço de analisador [333] a 18, 30 e 60 keV

A redução na FWHM aumenta a inclinação da curva de balanço, aumentando mais a refração e o contraste de extinção. A Figura 31 é um gráfico que ilustra que a redução na FWHM aumenta a inclinação da curva de balanço.

Usando os cálculos de fluxo para uma reflexão [333] de Bragg de 50 kW, e uma distância de fonte a objeto de 1000 mm, podem-se estimar os tempos de formação de imagem requeridos para várias distâncias e reflexões de cristal, conforme mostrado na Tabela 3 abaixo. Em particular, a Tabela 3 mostra os tempos de formação de imagem estimados com base em reflexão de cristal e distância de fonte - objeto.

Reflexão de Cristal	Fonte a Objeto (mm)	Tempo de Formação de Imagem Estimado (segundos)
Bragg [333]	1000	280
Bragg [333]	500	70
Bragg [111]	1000	28
Bragg [111]	500	7

Tabela 3: Tempos de Formação de Imagem Estimados com Base em Reflexão de Cristal e Distância de Fonte - Objeto

Experimentação de DEI e Sistema de DEI Baseada Em
Síncrotron

Conforme declarado acima, experimentações de DEI e sistema de DEI foram conduzidas usando-se um síncrotron. Em particular, a linha de feixe de NSLS X15A foi utilizada para DEI e experimentações de DEI, conforme descrito aqui. A fonte de raios X de síncrotron usada para experimentações, conforme descrito aqui, pode ser substituída por um tubo de raios X de acordo com o assunto descrito aqui para a produção de DEI ou de imagens de DEI.

O anel de raios X no NSLS é um síncrotron de 2,8 GeV, capaz de produzir raios X de fluxo alto a partir de 10 a 60 keV. A Figura 32 é um diagrama esquemático da configuração experimental de um sistema de DEI, geralmente designado 3200, usando-se um feixe de raios X de síncrotron de acordo com uma modalidade do assunto descrito aqui. Com referência à Figura 32, um feixe de raios X XB emitido a partir do síncrotron é altamente colimado com uma divergência vertical de aproximadamente 0,2 milirradianos. Um tubo de linha de feixe (não mostrado) de 16,3 metros de comprimento conecta a gaiola experimental a um anel de raios X de síncrotron. O feixe de raios X policromático de alta intensidade XB entra na gaiola experimental e é tornado monocromático através do uso de um tanque de monocromador de cristal duplo MT. O tanque de monocromador MT inclui dois cristais monocromadores MC1 e MC2 (cada um de 150 mm de largura x 90 mm de largura x 10 mm de altura) que são ambos resfriados em água para redução do carregamento térmico. O feixe de raios X XB saindo do tanque de monocromador MT é monocromático.

Os feixes de raios X monocromáticos então prosseguem através de uma câmara de íon IC e o conjunto de obturador de alta velocidade SA para um conjunto de suporte de amostra SSA, criando um feixe de raios X de fonte de linha com dimensões máximas de 120 mm de largura e 3 mm de altura. Com a posição do feixe fixada, um objeto de amostra O sobre o conjunto SSA é movido através do feixe de raios X usando-se um suporte de translação acionado por um motor escalonado.

10 Radiografias convencionais podem ser obtidas pela colocação de um detector D1 (em uma configuração de radiografia) diretamente atrás do objeto de amostra O no percurso de feixe, removendo-se quaisquer efeitos de um cristal analisador AC. As imagens adquiridas nesta
15 configuração são similares aos sistemas de raios X convencionais pelo fato de a absorção ser o mecanismo de contraste primário, mas radiografias de síncrotron mostraram ter melhor contraste quando comparadas com imagens usando-se sistemas convencionais de raios X. As
20 radiografias convencionais obtidas durante os experimentos providos aqui foram usadas para comparação com imagens de DEI.

As imagens de DEI podem ser adquiridas pela colocação do detector D2 (em configuração de DEI), após um cristal
25 analisador AC em um ângulo de duas vezes aquele do ângulo de Bragg calculado. Um sumário dos ângulos usados para formação de imagem na faixa de 18 a 60 keV é apresentado na Tabela 1 acima. O uso de um raio X de fonte de linha torna necessário mover o detector em uma direção oposta àquela da
30 amostra para DEI e na mesma direção para obtenção de

radiografias de síncrotron. Neste experimento, as imagens de DEI foram adquiridas usando-se uma leitora de placa de imagem Fuji BAS2500 usando placas de imagem Fuji HR V (disponíveis a partir da Fuji Medical Systems de Stamford, 5 Connecticut). As placas eram de aproximadamente 0,5 mm de espessura compostas por uma placa de plástico flexível revestida com um fósforo fotoestimulável ($\text{BaFBR:EuP}^{2+\text{P}}$) combinado com um aglutinante orgânico. As imagens foram varridas usando-se o FUJI BAS2500 a uma resolução de 50 10 microns e um nível de cinza de 16 bits.

Ainda, em um outro experimento, um detector digital foi adicionado ao sistema para se permitirem aplicações de DEI que não eram praticáveis ou possíveis usando-se placas de imagem, incluindo Tomografia Computadorizada Melhorada 15 de Difração e Radiografia de Imagem Múltipla (MIR). Um detector de exemplo que pode ser usado inclui um Shad-o-Box 2048 (disponível a partir da Rad-icon Imaging Corp de Santa Clara, Califórnia) com uma área ativa de a 50 x 100 mm e uma saída de 12 bits. Este detector utiliza um arranjo de 20 fotodiodo contendo 1024 por 2048 pixels com um espaçamento de pixel de 48 microns em contato direto com uma tela de cintilador de $\text{GdB}_{2\text{B}}\text{OB}_{2\text{B}}\text{S}$. Um outro detector de exemplo inclui uma câmera de raios X Photonic Science VHR-150 (disponível a partir da Robersbridge de East Sussex, Reino 25 Unido) com uma FOV de 120 mm x 80 mm e um tamanho de pixel de 30 microns. Ambos estes detectores de exemplo podem ser montados da mesma maneira que a placa de imagem, em uma configuração de radiografia ou de DEI.

A aquisição de imagens através da curva de balanço de 30 cristal analisador sem um objeto no feixe pode gerar uma

curva de balanço intrínseca, o que representa a convolução do cristal monocromador e analisador em níveis diferentes de refletividade de analisador. A curva de balanço intrínseca não será alterada por absorção, refração ou dispersão de ângulo ultrapequeno, o que pode torná-la um ponto de referência excelente. Quando um objeto é colocado no feixe, mudanças na curva de balanço em uma base de pixel por pixel podem ser usadas para se determinar quais interações de raios X estão levando a um contraste em um dado pixel.

O modelo usado no método de ERA modela a curva de balanço como uma distribuição gaussiana, o que é uma aproximação, uma vez que a curva de balanço é uma convolução do monocromador e analisador, e é triangular. A fórmula para este modelo é provida pela equação a seguir:

$$R(\theta_A) = e^{-\mu_r t} \int_{-\infty}^{\infty} \left\{ e^{-\chi_s t} \delta(\theta) + \frac{1}{\sqrt{2\pi}\omega_s} (1 - e^{-\chi_s t}) e^{\frac{-\theta^2}{2\omega_s^2}} \right\} \times R_{int}(\theta - (\theta_A - \theta_z)) d\theta$$

onde $\square B_{CB}$ é o coeficiente de absorção linear, $\chi_{B_{SB}}$ é o coeficiente de extinção, t é a espessura do objeto, $\theta_{B_{zB}}$ é o ângulo de refração, e $\square B_{SB}$ é o gaussiano com uma distribuição de dispersão.

A MIR é uma versão mais refinada do método de ERA. A MIR se dirige a muitos dos problemas presentes em técnicas de processamento anteriores e permite uma descrição mais completa das componentes de contraste de imagem. Conforme declarado acima, as imagens processadas usando-se uma técnica de MIR podem gerar não apenas uma imagem de absorção e refração, mas também geram uma imagem de dispersão de ângulo ultrapequeno. A MIR também mostrou corrigir erros substanciais presentes em imagens de absorção aparente e refração de DEI e é mais robusta a

ruído.

Como com o método de ERA, a MIR usa a curva de balanço de cristal analisador para a geração de imagens representando uma absorção, uma refração e uma dispersão de 5 ângulo ultrapequeno de objeto. Se a curva de balanço intrínseca for a linha de base, então, mudanças que diminuam a área sob a curva poderão ser interpretadas como absorção apenas, uma vez que uma absorção de fóton diminuirá a intensidade gera. Para um evento puramente 10 refrativo, o centróide da curva de balanço será deslocado, mas a largura da curva de balanço permanecerá constante. As interações que levam a uma dispersão de ângulo ultrapequeno dispersarão fótons através da distribuição angular da curva de balanço, o que fará com que a curva se alargue. 15 Assumindo que os fótons não sejam dispersos fora da janela de aceitação da curva de balanço, os efeitos de dispersão não afetarão a área sob a curva, apenas o formato da curva. Se a curva de balanço for assumida como sendo de natureza gaussiana, então, a variância da curva poderá ser usada 20 para representação da quantidade de dispersão presente.

A largura de curva de balanço diminui conforme a energia aumenta, o que pode tornar necessário modificar os procedimentos de amostragem para consideração desta mudança. A 18 keV, a FWHM de curva de balanço é de 3,64 25 microrradianos, e diminui para 1,1 microrradianos a 60 keV. Conforme a curva de balanço se estreita, a faixa angular pela qual um contraste de refração é significativo é reduzida. Para compensação disto, a faixa de amostragem angular e um incremento podem ser reduzidos. A inclinação 30 aumentada de uma curva de balanço de 60 keV é benéfica pelo

fato de gerar uma mudança maior na intensidade por microrradiano. Quando se usam fontes de x de limitação de fluxo, tal como um tubo de raios X, estas propriedades podem ser maximizadas para geração da maior refração possível para um dado fluxo.

Estabilização de Sistema de DEI

O uso do cristal analisador para conversão de mudanças angulares em intensidade permite um contraste excepcional, mas uma hipótese nesta técnica é que a posição de curva de balanço de cristal analisador permaneça constante ao longo do tempo. Na prática, este não é o caso, e com uma largura de curva de balanço estreita como essa, mesmo mudanças pequenas na posição de pico de analisador podem criar erros significativos na imagem adquirida. A aplicação de algoritmos de processamento, tais como imagens de absorção aparente e refração de DEI, MIR e MIR-CT requer um alto grau de estabilidade do sistema. A obtenção da meta de determinação de parâmetros de absorção, refração e dispersão em um tecido mamário requereu uma análise de engenharia sistemática da linha de feixe de NSLS X-15A para isolamento de fatores que causem instabilidade.

A estabilidade para um sistema de DEI neste caso será definida como a capacidade de manter uma posição de pico constante da curva de balanço de cristal analisador por um período de tempo estendido. Para revisão, o feixe de raios X policromático é incidente sobre o primeiro cristal no monocromador, o qual é sintonizado para um ângulo em particular usando-se a Lei de Bragg para seleção de uma única energia de fóton. O feixe monocromático difratado então encontra o segundo cristal monocromador, cuja função

é dirigir o feixe para uma direção paralela ao feixe incidente e alinhada com o cristal analisador. Quando se sintoniza o sistema para uma energia em particular, o primeiro cristal monocromador é alinhado primeiramente e, então, o segundo cristal é sintonizado para se encontrar a posição do feixe. O tanque de monocromador é constantemente lavado com hélio para redução da geração de ozônio, o que pode oxidar rapidamente e danificar componentes críticos no tanque.

Com o segundo cristal monocromador alinhado, o analisador é varrido para se encontrar a posição do feixe no cristal. O balanço do cristal para se encontrar a posição de feixe é análogo à varredura de um disco de rádio para se encontrar uma estação em particular, gerando uma elevação aguda na intensidade, quando a posição angular do analisador estiver em alinhamento perfeito com o segundo cristal monocromador. Uma vez que o analisador esteja alinhado, o sistema está sintonizado e pronto para uso.

Os fatores que podem criar uma deriva em um sistema de DEI caem em três categorias: vibratórios, mecânicos e térmicos. A porção ótica de um sistema de DEI é sensível a vibrações, uma vez que mesmo vibrações menores nos cristais podem causar mudanças menores em um ângulo, resultando em mudanças de contraste. Uma pedra de granito grande foi usada na linha de feixe de NSLS X-15A para amortecimento de vibrações a partir do ambiente externo. As medições usando um osciloscópio para monitoração do feixe de raios X pós-analisador indicam que há uma variação de aproximadamente 2 a 3% na intensidade, o que é atribuído a vibrações a partir de ventiladores de acionamento externo e bombas na linha de

feixe.

Uma pluralidade de motores foi usada para alinhamento dos cristais, translação do suporte de amostra e conjunto detector. Acionamentos de picomotor podem ser usados com o primeiro cristal monocromador, o segundo cristal monocromador e o cristal analisador para ajuste do ângulo teta. O segundo cristal monocromador e o cristal analisador usam um segundo picomotor para ajuste do ângulo chi. Qualquer instabilidade nestes motores de acionamento pode criar grandes desvios no alinhamento do sistema, e uma deriva mecânica foi inicialmente pensada como sendo uma causa primária de instabilidade de sistema de DEI. Os motores usados para acionamento do suporte de amostra e do conjunto detector são importantes para qualidade de imagem, mas não contribuem para a estabilidade do feixe de raios X.

Um terceiro contribuinte para uma instabilidade de sistema é térmico, resultante do calor produzido a partir do feixe de raios X incidente e dos motores de acionamento de sistema e amplificadores. Embora variações térmicas no sistema fossem conhecidas por terem algum efeito sobre a estabilidade do sistema, não foram consideradas um fator de desestabilização primário. O elo entre variações térmicas e instabilidade de sistema se tornou evidente quando uma observação crítica foi feita, uma deriva no analisador foi relativamente consistente e periódica. Neste exemplo, há apenas uma variável em um sistema de DEI que é periódica, e é o calor gerado e perdido pela abertura e fechamento dos obturadores de raios X principais.

Testes experimentais e observações obtidas para isolamento de fontes de instabilidade apontam para a

expansão e a compressão da estrutura de cristal de silício como a fonte primária de deriva. Uma explicação simples destas observações experimentais pode ser encontrada usando-se a Lei de Bragg ($\lambda = 2d \sin(\theta)$). Considerando-se um
 5 cristal regulado para um dado ângulo para difratar uma energia desejada, qualquer mudança no espaçamento d da estrutura de retículo pode mudar o ângulo do feixe difratado. O calor gerado a partir do feixe de raios X no monocromador pode fazer com que o cristal de silício se
 10 expanda de acordo com seu coeficiente de expansão linear, $\Delta d/d = 3 \times 10^{-6} \Delta T$ ($^{\circ}\text{C}$).

Usando-se a lei de Bragg e resolvendo para d , são obtidas as equações a seguir:

$$\lambda = 2d \sin \theta$$

$$15 \quad d = \frac{\lambda}{2 \sin \theta}.$$

Tirando-se a derivada da equação acima, tem-se:

$$\Delta d = -\left(\frac{\lambda}{2}\right)\left(\frac{1}{\sin^2 \theta}\right)(\cos \theta) \Delta \theta.$$

Substituindo-se d e rearranjando, tem-se:

$$20 \quad \frac{\Delta d}{d} = -\left(\frac{\cos \theta}{\sin \theta}\right) \Delta \theta = \frac{-\Delta \theta}{\tan \theta},$$

o que pode ser rearranjado para:

$$\Delta \theta = -\tan \theta \left(\frac{\Delta d}{d} \right).$$

25 A substituição do coeficiente de expansão linear do silício para $\Delta d/d$ produz a equação a seguir:

$$\Delta \theta = -3 \times 10^{-6} \tan \theta \Delta T.$$

Usando-se a lei de Bragg para 18 keV e 40 keV, 19,2 e 8,4
 30 graus, respectivamente, pode ser esperado ver uma mudança

angular de 1,05 microrradianos por grau Celsius a 18 keV e 0,44 microrradianos por grau Celsius a 40 keV. Usando-se este cálculo como uma explicação teórica de deriva, pode ser esperado ver a estabilidade de linha de feixe geral
5 aumentar e a deriva de analisador diminuir com energias de feixe crescentes.

Testes de estabilidade de analisador iniciais indicaram que o sistema era altamente instável, com uma estabilidade da posição de analisador de pico em média
10 menor do que 60 segundos. Embora isto possa ser aceitável para varreduras de imagem únicas, foi inaceitável para aplicações de MIR e qualquer CT. Avaliações de deriva múltipla medindo a mudança na posição de analisador a partir de uma partida fria através de 12 horas de operação
15 contínua estiveram entre 50 e 100 microrradianos. Com uma ciência da importância da temperatura sobre a estabilidade do sistema, uma avaliação compreensiva de todos os componentes do sistema foi realizada, para se determinar quais fontes de calor poderiam ser moderadas ou eliminadas.

20 Um componente do sistema que experimenta grandes variações de temperatura é o conjunto de filtro de alumínio, cuja função é atenuar raios X de energia baixa indesejados. Estas folhas de alumínio de 0,5 mm de espessura aquecem rapidamente quando expostas ao feixe
25 branco de síncrotron, e resfriam rapidamente quando o feixe é desligado. A proximidade do conjunto de filtro de alumínio dos cristais termicamente sensíveis no tanque de monocromador adjacente tornou isto uma fonte primária de instabilidade. Um sumidouro de calor foi necessário para
30 remoção do calor gerado pelos filtros e isolar termicamente

o conjunto de filtro de alumínio. A Figura 33 é uma imagem de um sumidouro de calor de filtro de alumínio de exemplo de acordo com o assunto descrito aqui. Com referência à Figura 33, a janela de inserção de filtro de alumínio e os
5 tubos de entrada / saída de água de resfriamento são indicados.

Um conjunto de filtro de cobre foi configurado no sistema para isolamento térmico do calor gerado pelos filtros de alumínio e para transferência do calor para um
10 conduto de água esfriado de fluxo alto de circulação. Os filtros de alumínio também foram reduzidos no tamanho para limitação da área superficial irradiante e aumento do contato com o sumidouro de calor de cobre. Testes de estabilidade adquiridos após uma instilação da água
15 resfriada no conjunto de filtro indicaram que a deriva geral do sistema foi reduzida em aproximadamente uma ordem de magnitude, com medições de deriva de 12 horas de operação contínua tendo em média 6 microrradianos negativos a partir de uma partida fria.

20 A redução dramática na deriva do sistema geral após a adição do sumidouro de calor de filtro resfriado com água tornou clara a importância da manutenção de um ambiente isotérmico para os cristais de analisador e monocromador. Contudo, deve ser previsto por alguém de conhecimento comum
25 na técnica que mudanças nas outras fontes podem ser efetuadas para uma redução adicional de calor. Uma análise sistemática de cada componente do sistema e das mudanças periódicas no ambiente externo foi conduzida para isolamento das fontes remanescentes de deriva térmica.

30 Amplificadores e sistemas de controle podem ser

removidos da gaiola experimental para redução de calor. Motores de acionamento também podem ser removidos. Contudo, no presente experimento, os motores de acionamento que controlam o suporte de amostra e o conjunto detector não puderam ser removidos. Além disso, a porta de gaiola pode ser fechada, para ajudar a manter uma temperatura de ar ambiente constante. Medições de doze horas da temperatura de cristal analisador, da temperatura do ar ambiente e da temperatura da água de resfriamento por gravidade não indicaram quaisquer mudanças substanciais na temperatura. Experimentos continuados indicaram que houve variações térmicas significativas na base de alumínio do segundo cristal monocromador, o qual está em contato direto e é aquecido pelo segundo cristal monocromador.

Uma função do segundo cristal monocromador é difratar o feixe de raios X monocromático do primeiro cristal monocromador e alinhar horizontalmente o feixe com o cristal analisador. Em teoria, as interações dos raios X com o cristal são elásticas, de modo que não deve haver geração de calor. Este não é o caso com o primeiro cristal monocromador, uma vez que muito do feixe branco de síncrotron policromático de alta intensidade é absorvido na estrutura interna do primeiro cristal. Para redução de vibrações, um sistema de resfriamento por água acionado por gravidade foi instalado no sistema para remoção do calor em excesso do primeiro cristal monocromador. Um resfriamento ativo não foi requerido para o segundo cristal monocromador, mas medições de temperatura adquiridas por um período de 24 horas indicaram que modificações foram necessárias.

Um termistor foi colocado na placa de suporte de alumínio e a temperatura foi medida a cada 5 segundos por um período de operações típico de 24 horas. A Figura 34 é um gráfico que ilustra a temperatura medida pelo termistor pelo período de 24 horas. A temperatura da placa de suporte aumentou aproximadamente 1,3 °C a partir do período em que o feixe foi ligado e desligado. A corrente do anel de armazenamento de síncrotron cai lentamente com o tempo e tem que ser amortecida e re completada, o que é evidente nos gráficos de temperatura. Após 12 horas de operações contínuas, a linha de feixe foi parada para se determinar quanto tempo leva para a temperatura retornar para a linha de base. Uma análise dos dados indica que houve aquecimento suficiente no segundo cristal para justificar um retroajuste da placa de suporte para um resfriamento com água ativo. O gráfico da Figura 34 é anotado com um texto sobre como as operações de linha de feixe normais influenciaram a temperatura de cristal. Com esta fonte de instabilidade térmica identificada, uma placa de suporte de cobre foi provida com um conduto interno para fluxo de água e troca de calor. A Figura 35 é uma imagem de uma visão geral de uma base de segundo monocromador retroadaptada e exemplo e uma placa de suporte com linhas de resfriamento por água para redução de temperatura.

Após aproximadamente 2000 horas de operações de linha de feixe, 1000 horas com o monocromador atualizado, uma tendência previsível na estabilidade da linha de feixe foi medida e avaliada. Conforme predito, o fator avassalador na manutenção da estabilidade na ótica e á temperatura. O valor absoluto da temperatura não é tão importante quando

as mudanças na temperatura ao longo do tempo. Se um ambiente isotérmico for mantido, então, o sistema atingirá um equilíbrio e haverá pouca ou nenhuma deriva nos cristais monocromadores e de analisador. Uma formação de imagem no NSLS apresenta um problema único, uma vez que a corrente de 5
anel no anel de armazenamento diminui lentamente, mas de forma previsível, com o tempo. A intensidade dos raios X incidentes no primeiro cristal monocromador diminuirá em proporção com a corrente de anel, fazendo com que a 10
temperatura do primeiro cristal diminua com o tempo. Se nenhum controle de retroalimentação ativo for imposto no sistema de cristal, o primeiro cristal analisador poderá se contrair ao longo do tempo, lentamente mudando o espaçamento d e a energia difratada. Uma mudança no ângulo 15
de Bragg no primeiro cristal mudará a posição do feixe no segundo cristal, reduzindo o fluxo de fóton monocromático emitido a partir do segundo cristal. Isto reduzirá a intensidade do feixe de raios X incidente sobre o cristal analisador e mudará a posição do feixe de raios X, 20
resultando em uma deriva de analisador.

O efeito de deriva de analisador é demonstrado mais claramente durante uma partida a frio da linha de feixe, onde todos os componentes de linha de feixe estavam à temperatura ambiente por pelo menos 24 horas com os 25
obturadores de raios X fechados. Uma série de testes de estabilidade foi realizada para se testar como o analisador deriva nos 100 primeiros minutos após a partida, com a finalidade prática de determinar quanto tempo leva para o sistema atingir o equilíbrio. Testes de estabilidade de 30
curta duração do analisador foram realizados pelo

alinhamento do sistema imediatamente após a habilitação dos obturadores de raios X e a reinicialização da posição do analisador para zero. O analisador então foi varrido a cada 100 segundos por uma faixa de -10 a 10 microrradianos com um incremento de teta de 0,2 microrradianos. Cada curva de balanço foi subseqüentemente analisada para se determinar o centro de gravidade para cada curva de balanço, o qual foi gravado como a posição de pico e gravado juntamente com sua posição de analisador correspondente. Uma vez que o sistema tenha sido inicialmente sintonizado e o experimento iniciado, nenhuma sintonia ou ajuste adicional foi feito.

Duas energias de fóton foram selecionadas para testes, 18 keV e 40 keV, com todos os outros parâmetros de linha de feixe e filtração de alumínio regulados para os níveis usados sob condições normais de formação de imagem. Raios X de energia mais alto são bem mais penetrantes do que raios X de energia mais baixa, e requerem filtros pré-monocromador para redução do fluxo para o nível desejado e atenuação de raios X de energia mais baixa que estejam presentes no feixe branco de síncrotron policromático. Um aumento na quantidade de filtração aumenta a quantidade de absorção que ocorre, antes de os raios X entrarem no monocromador, desse modo se reduzindo a carga de calor sobre o primeiro cristal monocromador. Com a adição de um sumidouro de calor resfriado com água para remoção do calor gerado a partir da absorção de raios X que ocorre no conjunto de filtro, os cristais experimentam menos efeitos térmicos do feixe branco de síncrotron. A combinação de redução da mudança angular por grau Celsius a energias mais altas e da redução de carga de calor no monocromador pela

filtração aumentada leva a um aumento proporcional na estabilidade com uma energia de feixe crescente.

Experimentos de estabilidade conduzidos a partir de uma partida a frio da linha de feixe demonstram este
5 efeito, com a deriva de analisador proximamente seguindo a diminuição na corrente de anel. A teoria de corrente assume que o feixe branco de síncrotron incidente potente quase que instantaneamente aquece profundamente o primeiro cristal monocromador, rapidamente atingindo uma temperatura
10 máxima. Conforme a corrente de anel se dissipa ao longo do tempo, a temperatura lentamente diminui, resultando em uma deriva. O sistema eventualmente aquece o ar ambiente circundante e os componentes do sistema, fazendo com que a quantidade de deriva por unidade de tempo se estabilize. A
15 quantidade aumentada de filtração a 40 keV ajuda a reduzir os efeitos de carga térmica, diminuindo a quantidade de tempo para o sistema atingir o equilíbrio térmico. Uma vez que a linha de feixe tenha estado em operação contínua por de 5 a 7 horas, os efeitos de carga térmica sobre cada um
20 dos cristais foram minimizados, e a linha de feixe se torna ultra-estável com pouca a nenhuma deriva de analisador.

As Figuras 36 a 39 são gráficos de teste de estabilidade. Em particular, a Figura 36 é um gráfico de um teste de estabilidade de sistema a 18 keV mostrando a
25 posição de pico de analisador por um período de tempo. A Figura 37 é um gráfico da corrente de anel de raios X de NSLS durante os testes de estabilidade a 18 keV. A Figura 38 é um gráfico de um teste de estabilidade de sistema a 40 keV mostrando a posição de pico de analisador por um
30 período de tempo. A Figura 39 é um gráfico da corrente de

anel de raios X de NSLS durante os testes de estabilidade a 40 keV.

Os resultados deste experimento demonstram que a deriva na ótica pode ser controlada ao se manterem os cristais na ótica isotérmicos, o que pode ser obtido em ambos os sistemas de DEI baseados em síncrotron e não de síncrotron, usando um sistema de aquecimento de precisão para manutenção da temperatura constante. Através de uma análise de engenharia sistemática, o problema de instabilidade de analisador / monocromador foi reduzido de uma limitação fundamental a uma irritação menor. Com refinamento adicional, o problema pode ser removido inteiramente, permitindo a utilização plena de todos os métodos de DEI e MIR baseados em tomografia computadorizada.

Análise de Estudo de Leitor de Fantasmas de Mamografia para
Determinação de Parâmetros Ótimos de Formação de Imagem
para DEI e DEI

Conforme estabelecido acima, a DEI é uma técnica radiográfica que obtém um contraste a partir de absorção de raios X, refração e dispersão de ângulo ultrapequeno (contraste de extinção). A DEI é uma técnica radiográfica similar que obtém contraste a partir de absorção de raios X e refração. Os sistemas radiográficos convencionais, plano e CT, produzem imagens com base na atenuação de raios X, conforme eles passarem através da matéria. Uma vez que uma absorção de raios X é baseada em densidade de elétrons e número atômico médio, um contraste é obtido com base em diferenças de atenuação em um objeto ou paciente. Interações de fantasmas de raios X com matéria podem prover

uma informação mais estrutural do que apenas o número de fótons removidos do feixe incidente. A DEI incorpora um cristal analisador de silício no percurso do feixe de raios X que atua como um filtro perfeitamente angular sensível, facilitando a medição de refração de raios X e a dispersão de ângulo ultrapequeno. Os objetos possuindo um contraste de absorção nominal, devido às propriedades do objeto ou ao seu ambiente local, pode ter alta refração e contraste de dispersão de ângulo ultrapequeno.

10 A DEI pode ter um potencial tremendo em formação de imagem de mama, dado que as estruturas de interesse em um tecido mamário tipicamente têm baixo contraste de absorção, especialmente nos estágios iniciais da doença. Os estudos de DEI de tecidos mamários malignos indicaram um aumento substancial na visualização de espículos em tumores de mama, quando comparados com a mamografia convencional. As estruturas de diagnóstico primárias de interesse na mama incluem calcificações, massas e fibrilas, tudo o que pode ter assinaturas significativas de refração e dispersão, quando comparado com o tecido adiposo e glandular circundante. De modo a investigar apropriadamente a utilização de DEI para mamografia, os parâmetros e configurações de sistema únicos devem ser otimizados para a detecção dos recursos importantes em termos de diagnóstico para formação de imagem de mama. Um componente integral deste estudo é determinar o aumento potencial na dose de radiação que pode ser obtido através de absorção, refração e rejeição de dispersão de ângulo ultrapequeno (extinção). Os componentes de formação de imagem de DEI primários que devem ser especificados de modo a se projetar e construir

15
20
25
30

um sistema de mamografia clinicamente útil são a energia de feixe, a reflexão de cristal analisador e a posição na curva de balanço de cristal analisador.

Experimentos para este estudo foram realizados na
5 linha de feixe de NSLS X-15A no NSLS. De modo a se entenderem os parâmetros sendo analisados, uma breve descrição do sistema é adequada. A fonte de raios X para estes experimentos foi um anel de raios X no NSLS estando um síncrotron de 2,8 GeV, capaz de produzir raios X de
10 fluxo alto a partir de 10 a 60 keV. Um monocromador de silício de cristal duplo foi usado para a seleção de uma energia em particular a partir do feixe de raios X incidente. Imagens de DEI foram obtidas pela colocação de um cristal analisador de silício atrás do objeto o qual foi
15 sintonizado para a seleção de um ângulo em particular. O analisador é um filtro angular com uma resolução da ordem de dezenas de microrradianos, o que facilita a medição da refração de raios X e da dispersão de ângulo ultrapequeno. Uma sintonia do analisador para posições diferentes em sua
20 curva de refletividade pode selecionar ângulos discretos na distribuição de raios X, e algumas posições proveram uma informação útil para detecção de objeto e lesão.

Há múltiplas reflexões de cristal que podem ser usadas em DEI, tais como as reflexões [111] de Bragg e [333] de
25 Bragg. O contraste de refração de DEI aumenta com a inclinação da curva de balanço de cristal analisador, com a reflexão [333] de Bragg tendo uma inclinação muito mais aguda do que a reflexão [111] de Bragg. A reflexão [333] de Bragg pode prover melhor contraste, mas o número de fótons
30 de raios X que pode ser selecionado a partir do feixe de

raios X policromático incidente pelo cristal na reflexão [333] de Bragg é aproximadamente uma ordem de magnitude menor do que a reflexão [111] de Bragg. A determinação da diferença relativa na visualização entre estas reflexões
5 pode ser um fator importante no projeto de um sistema de DEI baseado clinicamente.

Os tubos de raios X podem usar uma configuração de catodo / anodo para a produção de raios X, com o espectro de saída e a amplitude sendo uma função do material de
10 anodo, da voltagem e da amperagem. Os sistemas de mamografia podem incluir uma fonte de raios X tendo um alvo de molibdênio a voltagens variando de 28 a 32 kVp para a produção de um feixe de raios X. Esta configuração produz um feixe de raios X divergente policromático com um
15 espectro de energia centralizado em torno de $K\alpha$ de molibdênio, 18 keV. Os sistemas de raios X baseados absorção são regulados para estes raios X de energia relativamente baixa para a formação de imagem de um tecido mole. Embora raios X de 18 keV provejam grande contraste em
20 tecidos moles, um inconveniente é a dose absorvida aumentada pelo paciente com raios X de energia mais baixa. Alguns estudos de formação de imagem de mama de DEI prévios foram baseados em uma energia de raios X comparável com sistemas de mamografia convencionais. Embora estas técnicas
25 possam ter utilidade em potencial na medição de absorção de raios X, elas não se dirigem adequadamente às vantagens dos mecanismos de contraste de DEI adicionais de refração e dispersão de ângulo ultrapequeno.

Há várias técnicas de processamento de imagem que
30 podem ser aplicadas a DEI, incluindo a criação de imagens

de absorção aparente e refração. Um outro método de processamento de imagem baseado em DEI evoluindo é MIR, o que é mais acurado e uma separação detalhada dos componentes de contraste. Estudos preliminares usando MIR
5 demonstraram que este método é capaz de operar a níveis de contagem de fóton baixos, e tem uso potencial com fontes de raios X convencionais. Vários grupos de trabalho com DEI estão no processo de aplicação do método de DEI a CT, o que combina os mecanismos de contraste adicionais de DEI com a
10 capacidade de resolução espacial de CT. Embora este estudo se concentrasse em uma formação de imagem plana, os parâmetros de sistema para formação de imagem plana também podem ser aplicados a aplicações de CT baseadas em síncrotron e não baseadas em síncrotron.

15 Os experimentos que serão descritos aqui envolvem a variação cuidadosa dos parâmetros de aquisição durante a formação de imagem de fantasmas de mamografia convencionais. As imagens adquiridas para o estudo representam os dados brutos de imagem adquiridos em cada
20 configuração de sistema, sem qualquer processamento de imagem secundário. Leitores experientes classificaram a visibilidade dos aspectos de fantasma conhecidos sob todas as condições experimentais, de modo a ajudar nas especificações de uma unidade de mamografia de DEI ideal.

25 A partir da perspectiva de engenharia e médica, um dos parâmetros de sistema mais importantes é a energia de feixe. De modo a se obter um entendimento sobre como uma visualização estrutural muda como uma função da energia em DEI, as energias a seguir foram escolhidas para o estudo:
30 18 keV, 25 keV, 30 keV, e 40 keV. A seleção da energia

desejada a partir do feixe de síncrotron incidente foi realizada pela sintonia do monocromador para o ângulo de Bragg apropriado para o comprimento de onda desejado.

Três pontos representativos através da curva de
5 balanço de cristal analisador podem ser utilizados durante uma análise para a obtenção de uma informação valiosa em termos de diagnóstico. As posições de Largura de Darwin (DW) em $-1/2$ e $+1/2$ foram selecionadas para cada combinação de energia de feixe / reflexão de cristal. Uma radiografia
10 de síncrotron correspondente foi obtida para comparação.

Fantasmas de formação de imagem de mama padronizados forma usados neste experimento para simulação das características estruturais de tecido de mama e câncer de mama. Os esforços iniciais envolveram amostras reais de
15 tecido de mama, mas a variação presente nos tecidos biológicos e a avaliação subjetiva de aspectos malignos tornou o uso de fantasmas mais apropriado para este estudo. Uma vez que os sistemas de DEI de acordo com o assunto descrito aqui são capazes de obrem um contraste a partir de
20 múltiplos mecanismos, os fantasmas foram selecionados com aspectos receptivos a cada um. Neste experimento, um fantasma de detalhe de contraste (CD) (disponível a partir da Sunnybrook and Women's Research Institute em Toronto, Ontário, Canadá) feito de Lucite com uma série de
25 reentrâncias circulares de diâmetro variável e profundidade usinadas na superfície foi selecionado. A variação no diâmetro e na profundidade cria um gradiente útil na avaliação de contraste e resolução espacial. Reentrâncias mais profundas resultam em uma diferença aumentada na
30 atenuação e, portanto, em um contraste aumentado. As bordas

circulares das reentrâncias provêem uma interface condutiva para a refração de raios X. Com um raio e uma altura conhecidos, o volume de cada cilindro foi calculado para a determinação do volume visível total.

5 As Figuras 40A a 40C e 41A a 41C são imagens de um fantasma de CD de exemplo adquirido a 18 keV e 30 keV, respectivamente. Em particular, as Figuras 40A a 40C mostram imagens de uma radiografia de síncrotron a 18 keV, uma imagem de DEI a 18 keV adquirida na posição de cristal
10 analisador de $+1/2$ Largura de Darwin (DW) e uma imagem de DEI a 18 keV adquirida na posição de cristal analisador de pico, respectivamente. A reflexão de cristal usado nos exemplos de DEI é a reflexão [333] de Bragg.

 As Figuras 41A a 41C mostram imagens de uma
15 radiografia de síncrotron a 30 keV, uma imagem de DEI a 30 keV adquirida na posição de cristal analisador de $-1/2$ Largura de Darwin (DW) e uma imagem de DEI a 30 keV adquirida na posição de cristal analisador de pico, respectivamente. A reflexão de cristal usado nos exemplos
20 de DEI é a reflexão [333] de Bragg. O contraste é reduzido na radiografia de síncrotron a 30 keV, se comparado com a radiografia de síncrotron a 18 keV.

 Um segundo fantasma foi usado para experimentação. O segundo fantasma foi projetado para o International Digital
25 Mammography Development Group (IDMDG) para o teste de sistemas de mamografia digitais. Especificamente, este fantasma foi desenvolvido para o Digital Mammography Imaging Screening Trial (DMIST) e é conhecido como MISTY (disponível a partir do Sunnybrook and Women's Research
30 Institute). O fantasma MISTY contém uma variedade de

regiões que podem ser usadas para a quantificação da qualidade de uma imagem mamográfica. Estruturalmente, o fantasma é composto por polimetilmetacrilato (PMMA) com uma superposição intensificada por mercúrio contendo vários
5 detalhes de alta resolução que podem ser usados para a quantificação do contraste e da resolução do sistema.

Três regiões do fantasma MISTY foram selecionadas para uso na experimentação. As Figuras 42A a 42C são imagens das três regiões diferentes do fantasma MISTY adquiridas a 30
10 keV, [333] de Bragg, na posição de cristal analisador de pico. Em particular, a Figura 42A é uma imagem de uma série de agrupamentos de pares de linha, cada agrupamento contendo 4 linhas, com a distância entre as linhas diminuindo até que elas não possam mais ser resolvidas.

15 A Figura 42B é uma imagem de uma série de agrupamentos em estrela, os quais simulam calcificações no tecido de mama. Uma coluna de sete agrupamentos, cada um contendo seis estrelas, foi usada, com cada agrupamento de estrelas tendo uma estrela com um ponto faltando. Conforme a
20 resolução e o contraste diminuem, as estrelas não podem mais ser visualizadas e aparecem apenas como manchas. A simulação de calcificação foi invertida para uso neste experimento.

A Figura 42C é uma imagem de uma cunha em degrau. A
25 cunha em degrau é usada para a medição do contraste de absorção. A cunha em degrau inclui 6 interfaces bem definidas.

Neste experimento, as imagens de DEI foram adquiridas usando-se a Leitora de Placa de Imagem Fuji BAS2500 e as
30 placas de imagem Fuji HR V. Conforme declarado acima, as

placas de imagem eram folhas de plástico flexíveis, de aproximadamente 0,5 mm de espessura, revestidas com um fósforo fotoestimulável combinado com um aglutinante orgânico. Ainda, todas as imagens foram varridas usando-se
5 um tamanho de pixel de 50 μm e um nível de cinza de 16 bits. A dose de superfície usada para aquisição de imagem variou, com base na energia, mas a mesma dose de superfície foi usada para a radiografia e as imagens de DEI em cada regulagem de energia. Uma dose de superfície de 3,0 mGy foi
10 usada para a imagem adquirida a 30 keV, 1,5 mGy para imagens adquiridas a 25 keV e 0,2 mGy para imagens adquiridas a 40 keV.

Dois leitores de estudo estiveram envolvidos no experimento para análise dos resultados de imagem de
15 fantasma de CD e MISTY. O uso de fantasmas padronizados combinado com as diferenças dramáticas entre a maioria das configurações de DEI indicou que dois leitores seriam suficientes para a obtenção de um nível apropriado de potência estatística. Um observador de imagem de mama
20 especialista e um médico participaram no estudo. De modo a se otimizar o ambiente de visualização, o estudo de leitor foi realizado em uma sala escura especialmente projetada usando-se um monitor de CRT de 5 megapixels com uma luminância de pico de 500 cd/m^2 . Os leitores tiveram
25 permissão para ajustar a escala de cinza de cada imagem e foram providos com uma lente de aumento para visualização máxima.

A capacidade de visualização da circunferência inteira de uma lesão tem significância de diagnóstico em
30 mamografia, um exemplo sendo a diferença entre um

fibroadenoma benigno com bordas bem circunscritas e uma massa potencialmente maligna com bordas menos bem definidas com ou sem espículos. Adicionalmente, uma visualização de calcificações e sua morfologia podem prover um insight para a patologia subjacente. Questões refletindo a aplicação de diagnóstico à mamografia clínica foram integrais para o projeto de estudo de leitor, separando a tarefa em níveis de confiança distintos, quando apropriado.

Na determinação de quais fatores proporcionam a performance mais alta, oito medições de performance foram estabelecidas para uso pelos leitores:

1. O volume dos círculos para os quais a circunferência inteira pode ser vista no fantasma de CD;
2. O volume dos círculos para os quais pelo menos metade da circunferência é visível no fantasma de CD;
3. O volume dos círculos para os quais qualquer parte da circunferência é visível no fantasma de CD;
4. O número de grupos de par de linha observados no fantasma MISTY;
5. O número de estrelas que são visíveis na simulação de calcificação do fantasma MISTY;
6. O último número de agrupamento com todos os pontos vistos na simulação de calcificação do fantasma MISTY;
7. O número de espículos vistos na simulação de calcificação do fantasma MISTY; e
8. O número de seções claramente definidas na cunha em degrau do fantasma MISTY.

De modo a facilitar a codificação dos dados nas imagens, uma descrição gráfica de cada fantasma com a tarefa de performance correspondente foi provida para cada

leitor para classificação das imagens. Para o fantasma de CD, foi pedido ao leitor que indicasse quais círculos foram visíveis em cada linha e coluna da imagem. Para avaliação da região de par de linha de fantasma MISTY, foi pedido ao
5 leitor que determinasse o agrupamento mais alto em que todas as quatro linhas poderiam ser claramente visualizadas. Uma classificação da simulação de calcificação envolveu primeiramente a contagem do número total de estrelas que poderiam ser visualizadas, então, a
10 contagem do número de pontos de estrela vistos em cada agrupamento de 29 pontos possíveis. Além disso, foi pedido ao leitor que contasse o número total de manchas que poderiam ser visualizadas. Para a região de cunha em degrau de interesse, foi pedido ao leitor que marcasse qual das
15 interfaces poderia ser claramente visualizada. A ordem de apresentação de imagem foi randomizada para cada leitor para classificação.

Uma análise de via múltipla de variância foi usada para ajuste de todos os oito resultados. Foram incluídas na
20 análise todas as interações dentre feixe de energia, reflexão de cristal, posição de curva e leitor. Transformadas de Box-Cox foram aplicadas a alguns dos resultados para se garantir a validade da hipótese de normalidade. Uma vez que múltiplos resultados foram
25 considerados quando da comparação de todos os fatores, um teste de Bonferroni foi usado para ajuste do erro de Tipo I geral pela regulagem de $0,05/8$ ($0,00625$) como o nível de significância. Neste nível de significância, nós usamos o teste de Tukey para comparação da diferença de performance
30 dentre as combinações de todos os fatores.

Resultados de Fantasma de CD

Para um volume de círculos com qualquer parte da circunferência visível, não houve diferença significativa entre os dois leitores (valor $p = 0,0185$) e dentre níveis
5 diferentes de energia (valor $p = 0,0176$). Contudo, a reflexão de cristal e a posição de curva de balanço, bem como suas interações, foram significativas (todos os três valores $p < 0,001$). Uma análise de teste de Tukey indica que mais volume pode ser visto com a reflexão [333] de
10 Bragg. A radiografia foi o volume menos visível, e há pouca diferença entre as posições de $-1/2$ DW, $+1/2$ DW, e de cristal analisador de pico.

Quando o resultado é o volume dos círculos com pelo menos metade da circunferência visível, os efeitos
15 principais de todos os fatores são significativos com valores p menores do que 0,001. Uma análise de teste de Tukey indica que 25 keV se comportou melhor e que 25 keV e 30 keV produzem um volume mais visível do que 18 keV e 40 keV. Os dados indicam que há uma interação significativa
20 entre reflexão de cristal e posição de analisador (valor $p < 0,001$). A combinação da reflexão [333] de Bragg e da posição de analisador de pico produz o volume mais visível, embora não haja evidência suficiente para suportar que funcione melhor do que as combinações das posições de Bragg
25 [333], $+1/2$ DW e Bragg [333], $-1/2$ DW. A radiografia de síncrotron produziu o volume menos visível.

Para o volume dos círculos com a circunferência inteira visível, apenas os efeitos principais de leitor, energia de feixe e posição de curva de balanço são
30 significativos com valores p sendo menores do que 0,001,

iguais a 0,0027, e menores do que 0,001, respectivamente. Uma análise de teste de Pukey não encontrou uma diferença dentre todos os níveis de energia de feixe, mas tendências nos dados indicam que 25 keV se comporta melhor do que 30 keV, e a última se comportou melhor do que 40 keV e 18 keV. Como com as outras medições de performance, a radiografia de síncrotron produziu o volume menos visível.

Fantasma MISTY

Uma análise dos grupos de par de linha indica que os efeitos principais de energia de feixe, reflexão de cristal e posição de curva de balanço de analisador são significativos com todos os valores p menores do que 0,001. Mais ainda, parece haver interações significativas entre a reflexão de cristal e a posição de curva de balanço (valor p < 0,001). Os dados indicam que as combinações de 18 keV, [333] Bragg, na posição de analisador de pico ou 25 keV, [333] Bragg, no pico ou posição de analisador +1/2 DW funcionam bem. A melhor performance para a região de par de linha é de 30 keV, [333] Bragg, em uma posição de curva de balanço de +1/2 DW.

Os produtos manufaturados estavam atuais em muitas das imagens do conjunto de estrela geradas usando um fantasma projetado para raios X de divergência em um sistema com um feixe de raio X altamente colimado. Os dados são apresentados para a integralidade e para demonstrar como o projeto estrutural total de fantasma convencionais pode afetar a visualização. A análise do número de estrelas visualizadas indica que somente a energia do feixe é significativa, com um p-valor de 0.0026. Os resultados da análise indicam que 25 keV são a melhor escolha, mas não

significativamente diferente de 30 keV. Nenhum dos fatores eram significativos para o último número do conjunto com todos os pontos considerados. Dados do número de salpicaduras consideradas indicam que as melhores
 5 combinações são 18 keV e Bragg [111], 18 keV e Bragg [333], assim como 30 keV com o Bragg [111] ou [333] a reflexão.

Para a região do stepwedge, parece estar uma diferença significativa entre os níveis da diferença na energia do feixe e nas posições de balanço diferentes da curva. Os
 10 dados indicam que as energias do feixe de 18 keV, de 25 keV, e de 30 keV são aproximadamente equivalentes, mas todos executam melhor do que as imagens adquiridas em 40 keV. Os resultados do desempenho para a posição de balanço da curva indicam que as posições de $-1/2$ DW, de pico, e de
 15 $+1/2$ de DW são equivalentes e iguais ao desempenho do radiograph do synchrotron.

A análise de todas as medidas de desempenho indica que a configuração de sistema ótima de DEI é 25 ou 30 keV, usando as [333] reflexões de Bragg [nos $-1/2$ DW ou na
 20 posição máxima do cristal do analisador. Mostra das tabelas 4-6 um sumário dos dados do estudo do leitor. Em particular, a tabela 4 mostra um sumário de dados do estudo do leitor no que diz respeito à energia do feixe de raio X. Mostra abaixo da tabela 5 um sumário de dados do estudo do
 25 leitor no que diz respeito à reflexão de cristal. Mostra que abaixo da tabela 6 um sumário de dados do estudo do leitor agrupado de acordo com a curva de balanço posicional.

	CD	CD	CD Phan-	Misty	IDMDG	IDMDG	IDMDG	IDMDG
	Phantom	Phantom	tom	Phantom	Phantom	Phantom	Phantom	Step-
	Entire	Half	Visuali-	Line	Stars	Star	Star	wedge

	Circum- ference	Circum- ference	zation Only	Pairs		Points	Specks	
18	127.96 ± 9.58	210.49 ± 68.98	241.43 ± 19.76	1.625 ± 1.147	2 ± 3.347	0.125 ± 0.341	38.562 ± 5.215	4.562 ± 0.964
25	185.63 ± 73.62	232.04 ± 38.16	247.96 ± 9.66	1.937 ± 1.181	5.187 ± 6.295	0.375 ± 0.719	41.875 ± 0.341	4.312 ± 1.014
30	169.36 ± 96.80	227.56 ± 48.73	245.16 ± 13.87	1.812 ± 1.223	3 ± 3.483	2.687 ± 10.486	39.400 ± 4.702	4.687 ± 1.250
40	134.24 ± 107.30	198.31 ± 67.93	237.85 ± 23.65	0.375 ± 0.619	0.375 ± 0.885	0 ± 0	14.937 ± 12.615	0.562 ± 1.093

Tabela 4: Sumário de dados do estudo do leitor no que diz respeito à energia do feixe de raio X

	CD Phantom Entire Circum- ference	CD Phantom Half Circum- ference	CD Phan- tom Visuali- zation Only	Misty Phantom Line Pairs	IDMDG Phantom Stars	IDMDG Phantom Star Points	IDMDG Phantom Star Specks	IDMDG Step- wedge
111	150.96 ± 95.99	214.98 ± 46.73	242.89 ± 10.74	0.969 ± 0.897	2.031 ± 3.605	1.437 ± 7.414	33.935 ± 13.394	3.687 ± 2.086
333	157.96 ± 102.42	219.22 ± 67.90	243.31 ± 22.64	1.906 ± 1.328	3.250 ± 4.833	0.156 ± 0.448	33.281 ± 13.056	3.375 ± 1.996

Tabela 5: Sumário de dados do estudo do leitor no que diz respeito à reflexão de cristal

- 5 Tabela 6: Sumário dos dados do estudo do leitor agrupados de acordo com Posição de balanço da curva

No que diz respeito à energia do feixe, os dados do estudo do leitor para ambos os fantasmas indicam que os

maior de 18 keV das energias podem ser ótimos para DEI. Desde que o contraste da absorção diminui como $1/EP^3P$, o contraste macio da absorção do tecido diminui rápida com energia aumentada para sistemas convencionais do raio X. Os resultados do estudo do leitor indicam que para energias de um feixe mais elevado a perda de informação da absorção está compensada pela informação dos contrastes DEI - específicos. Para as estruturas que são primeiramente refrativa, a sensibilidade de DEI é proporcional a $1/E$, com o potencial para a aquisição da imagem no tecido macio em energias ou acima de 40 keV. A rejeição de fóton dispersados que contribui à extinção é independente da energia, mas a intensidade da dispersão diminuirá porque a energia aumenta. Desde que a maioria fecham as estruturas diagnósticas no tecido do peito são acreditadas para ter refrativa significativo e dispersam propriedades, a imagem latente em umas energias mais elevadas pode ser facilitada movendo-se longe da absorção e centrando-se sobre o refração e o contraste ultra-pequeno do scatter do ângulo.

Os aumentos na visualização para as [333] reflexões de Bragg são evidentes no fantasma CD, especial a níveis de um desempenho mais elevado. As [333] reflexões de Bragg [eram superiores na maioria de medidas de desempenho, mas a diferença entre esta reflexão e o Bragg [111] é menos do que esperada. Quando isto puder indicar que as [111] reflexões de Bragg [são aceitáveis dadas as considerações da engenharia do fluxo, a explanação mais provável é que o projeto dos fantasma era impróprio para os mecanismos de medição do contraste que são baseados na refração e na extinção do raio X.

O mesmo raciocínio pode ser aplicado à posição de cristal do analisador, em que a posição máxima do analisador era superior na maioria de medidas de desempenho. O contraste e a definição da absorção estão
5 indo ser os mais elevados quando a intensidade de fóton undeviated é a grande, que está no pico da curva de balanço do analisador. A extinção efetua igualmente o jogo que um papel na posição máxima naquele estrutura que os fóton do scatter às caudas da curva de balanço estarão eliminados,
10 tendo por resultado o contraste extra. Desde que estes fantasma foram projetados testar sistemas baseados absorção da imagem latente do raio X, espera-se que a posição máxima executaria melhor neste tipo de estudo. O contraste do Refração não está atual no pico da curva de balanço, e o
15 desempenho geralmente equivalente ou diminuído dos $-1/2$ DW e de $+1/2$ de DW indica a ausência de estruturas no fantasma que são altamente refrativa.

Este estudo foi projetado ganhar a introspecção no efeito que cada componente de sistema tem na qualidade da
20 imagem, não no método de processamento da imagem que é o mais útil. Em primeiro em estreitar o espaço de parâmetro total da imagem latente, uma análise dos dados crus em cada configuração consiste assim mais apropriada do que processando pares da imagem de DEI para criar imagens
25 aparentes da absorção e do refração. Um dos resultados os mais encorajadores é a habilidade de usar potencial tão altamente raios X de uma energia mais elevada, quanto 40 keV. A diminuição rápida no efeito fotoelétrico em umas energias mais elevadas corresponde a um número reduzido de
30 fóton absorvidos no paciente, tendo por resultado uma dose

de radiação dramática reduzida. Para o mesmo número de fóton que alcangam o detector (10P7P ph/cmP2P), aplaina dose absorvida com 5 que o cm da água em 18 keV é 3.3 mGy, 0.045 mGy em 30 keV, e 0.016 mGy em 40 keV. Isto representa uma redução de 73 dobras na dose em 30 keV comparados a 18 keV, e uma redução de 206 dobras em 40 keV. Desde que a absorção aumenta com espessura do tecido, esta redução na dose é mesmo maior para uns espécimes mais grossos.

Análise de mecanismos do contraste do cancro da mama usando
10 a radiografia da imagem múltipla

Os estudos da imagem latente do peito usando técnicas de DEI e de RIM demonstraram melhorias na visualização quando comparados à mamografia convencional. Em particular, os estudos usando técnicas de DEI para analisar os mecanismos subjacentes do contraste em fibrilas do cancro da mama demonstram que a extinção do raio X joga um grande papel no contraste da imagem. Mais, os estudos de spiculations do cancro da mama demonstraram um aumento de 8 a 33 dobras na imagem máxima de DEI quando comparados a um radiograph correspondente. O RIM permite uma avaliação mais completa e mais rigorosa destas propriedades através da adição de uma imagem que representa o scatter ultra-pequeno do ângulo de um objeto.

Este estudo endereça o alargamento da escala útil da energia de uma fonte do raio X e a diminuição ou a eliminação da necessidade para a absorção do raio X. Os mecanismos subjacentes do contraste do raio X no tecido do peito transformam-se não-synchrotron crítico sistemas baseados de DEI, desde que o contraste da absorção no tecido macio diminui rápida com energia crescente do foton.

Utilizar uma energia mais elevada radiografa aumentos a eficiência de um sistema de DEI aumentando o número de foton do incidente que alcançam o detetor, e uma redução na absorção do raio X reduz a superfície e a dose de radiação absorvida. Entretanto, se a absorção é mecanismos chaves de um contraste para a visualização do tecido do peito, a seguir todo o sistema de DEI pode usar raios X de uma mais baixa energia em uma escala similar aos sistemas convencionais do raio X. Esta experiência compara as características de sistema em 18 keV e em 60 keV.

A fim avaliar a absorção da dependência da energia, o refração, e o scatter no tecido do peito, quatro espécimes do tecido do peito com características eram imaged em energias múltiplas do raio X e processados usando o RIM para separar os componentes individuais do contraste. A escala da energia usada no estudo era determinada baseada nas energias usadas nos tubos de raio X convencionais do molibdênio e do tungstênio, 18 keV e 60 keV, respectivamente. Irradie energias de 25 keV, 30 keV, 40 keV, e 50 keV foram selecionados igualmente para seguir próxima ao contrário a diminuição para cada mecanismo do contraste do RIM.

Em uma experiência, três espécimes do cancro da mama foram selecionados para a imagem latente no beamline de NSLS X-15A. Os jogos de imagem do RIM e os radiographs do synchrotron foram adquiridos usando o beamline de X-15A no NSLS. Uma câmera fotônica do raio X da ciência VHR-150 foi usada para a aquisição da imagem, com um FOV de 120mm x de 80mm e de um tamanho do pixel de 30 microns.

A diminuição rápida no efeito fotoelétrico com relação

ao refraction e ao scatter do raio X faz a manutenção de uma dose de superfície constante que desafia. Por exemplo, uma imagem adquiriu usando uma dose de superfície aperfeiçoada para a absorção do raio X em 18 keV
5 overexposed severamente em energias de um feixe mais elevado, tais como 60 keV, devido a uma diminuição na absorção do fóton. Um contrapeso foi encontrado ajustando o monocromador ao meio da escala da energia a ser usada para a imagem latente do RIM, 40 keV, e seleccionar uma dose de
10 superfície para fazer a exposição média era aproximadamente metade do alcance dinâmico do detetor. Uma dose de superfície de 350 mrad foi seleccionada para o RIM e a imagem latente do radiograph em 18 keV, em 25 keV, em 30 keV, e em 40 keV. A dose de superfície usada em 50 keV e em
15 60 keV era dívida reduzida um a diminuição afiada no fluxo do fóton naquelas energias de uma fonte de dobra do raio X do ímã, com uma dose de superfície de 20 mrad em 50 keV e de 4 mrad em 60 keV. A largura cheia no meio máximo (FWHM) da curva de balanço de cristal do analisador diminui
20 enquanto a energia aumenta. O contraste do Refraction é dominante nos ombros da curva de balanço, exigindo modificações menores nos parâmetros da amostragem para cada energia. Vinte e um imagens foram adquiridas para cada RIM ajustado não obstante a largura de balanço da curva, e o
25 incremento angular da escala e do theta foi reduzido em umas energias mais elevadas para ajustar para uma redução no FWHM. Figura 43 é um gráfico que ilustra as contribuições da absorção, do scatter incoerente, e do scatter coerente no peito contra a energia.

30 Quatro espécimes do peito foram seleccionados para a

imagem latente no NSLS. As imagens do RIM adquiridas em 18 keV e em 25 keV foram adquiridas sobre uma escala de -5 a 5 microradians do pico, provada cada 0.5 microradians. A escala da amostragem foi diminuída para a imagem latente do RIM em 30 keV e em 40 keV aos microradians do ± 4 , com um incremento do theta de 0.4 microradians. Uma escala angular de microradians do ± 3 foi usada em 50 keV com um incremento do theta de 0.3 microradians, e em uma escala angular de microradians do ± 2 com um incremento do theta de 0.2 microradians para a imagem latente do RIM em 60 keV. Os radiographs correspondentes do synchrotron foram adquiridos em cada energia e dose. Além, os espécimes do peito eram imaged usando um General Electric Senographe 2000D (disponível da companhia de General Electric de Fairfield, de Connecticut). A dose usada para uma única imagem em cada energia foi medida usando detetores thermolumiscent para determinar a dose glandular média, a distribuição através da amostra, e o fluxo exigido para gerar a imagem.

Para finalidades da comparação com técnicas convencionais, figura 44 é uma imagem de um espécime exemplar do peito imaged em um sistema convencional da radiografia. Este espécime era imaged no ar usando GE Senographe 2000D com uma definição do pixel de 100 microns. As figuras 45A-45F são radiographs do synchrotron da mesma amostra em energias do feixe de 18 keV, de 25 keV, de 30 keV, de 40 keV, de 50 keV, e de 60 keV, respectivamente, usando técnicas de acordo com o assunto descrito nisto. Estas imagens foram adquiridas no ar com um nível de compressão comparável àquele usado para a imagem latente no

NSLS.

As figuras 46A-46F são imagens de um espécime do peito que usa energias do feixe do RIM de 18 keV, de 25 keV, de 30 keV, de 40 keV, de 50 keV, e de 60 keV, respectivamente.

5 Em particular, a figura 46A é uma imagem do espécime do peito usando o RIM em 18 keV com parâmetros da amostragem de microradians do ± 5 com um incremento do theta de 0.5 microradians. A figura 46B é uma imagem do espécime do peito usando o RIM em 25 keV com parâmetros da amostragem
10 de microradians do ± 5 com um incremento do theta de 0.5 microradians. A figura 46C é uma imagem do espécime do peito usando o RIM em 30 keV com parâmetros da amostragem de microradians do ± 4 com um incremento do theta de 0.4 microradians. A figura 46D é uma imagem do espécime do
15 peito usando o RIM em 40 keV com parâmetros da amostragem de microradians do ± 4 com um incremento do theta de 0.4 microradians. A figura 46E é uma imagem do espécime do peito usando o RIM em 50 keV com parâmetros da amostragem de microradians do ± 3 com um incremento do theta de 0.3
20 microradians. A figura 46F é uma imagem do espécime do peito usando o RIM em 60 keV com parâmetros da amostragem de microradians do ± 2 com um incremento do theta de 0.2 microradians.

A dose e a distribuição glandular médias foram medidas
25 usando detetores thermoluminescent. As figuras 47A-47F são gráficos que ilustram a dose e a distribuição glandular médias para energias do feixe de 18 keV, de 25 keV, de 30 keV, de 40 keV, de 50 keV, e de 60 keV, respectivamente.

A Figura 48 é um gráfico que ilustra a energia do
30 feixe de raio X contra a energia usada para o RIM de acordo

com o assunto descrito nisto. Usando os dados da dosimetria obtidos em cada energia, o fluxo usado adquirindo cada radiograph e componente de jogos de DEI foi calculado e é apresentado na figura.

5 Os resultados acima da experimentação demonstram como a imagem latente do peito que usa o RIM executa através de uma escala larga das energias. Se considerando a absorção sozinha, se esperaria o contraste no tecido macio cair dramática com um aumento na energia, com pouco contraste da
10 absorção em energias ou acima de 40 keV. Os radiographs do synchrotron em cada energia ilustram a redução ao contrário, especial em 60 keV onde há essencialmente um contraste zero da absorção no tecido macio.

A aquisição que da imagem os tempos basearam os tubos
15 de raio X convencionais que usam fontes do molibdênio pode ser tão elevada quanto 10.000 segundos, bem além da janela do tempo necessário para a imagem latente clínica. Os tubos de raio X do molibdênio têm um ânodo estacionário que dissipação de calor dos limites e limitações significativas
20 da engenharia dos lugares no fluxo que pode ser gerado por o tempo de unidade. Os tubos de raio X do tungstênio têm os grandes, ânodos girando e podem tolerar umas tensões e umas amperagens muito mais elevadas. Quando os tubos de raio X do tungstênio oferecerem muitas vantagens na dissipação do
25 fluxo e de calor, os raios X característicos gerados pelo tungstênio são demasiado elevados gerar o contraste da absorção no tecido macio. Entretanto, esta experiência demonstrou que os mecanismos específicos do contraste do RIM do refraction e do scatter podem gerar o contraste
30 macio excelente do tecido sem a necessidade para a absorção

do raio X.

A redução dos fotão em umas energias mais elevadas é evidente nas curvas de distribuição da dose, onde há uma diferença marcada entre as distribuições em 18 keV e 60 keV. Em 18 keV, há uma grande gota no fluxo devido à absorção no tecido. Esta gota no fluxo é reduzida com energia crescente, com a transmissão a mais elevada dos fotão que ocorrem em 50 keV e em 60 keV. Uma diminuição na absorção traduz a um aumento na eficiência, que é evidente nas medidas do fluxo apresentadas em figura 48.

A fim calibrar um algoritmo apropriado para a experiência, as fibras de nylon múltiplas do monofilamento e as hastes do Lucite do diâmetro e do índice de refraction conhecidos foram selecionadas para a análise. As fibras de nylon menores foram selecionadas para aproximar o diâmetro e a geometria dos spiculations do cancro da mama. Cada espécime e radiograph correspondente do synchrotron foram adquiridos usando uma energia do feixe de raio X de 40 keV e uma dose de superfície de 350 mrad. Para o RIM uma distribuição angular de microradians do ± 4 foi selecionada com um incremento do theta de 0.4 microradians, produzindo 21 imagens. Estas imagens foram processadas usando o método do RIM para gerar as imagens que representam o contraste gerado da absorção, do refraction, e do scatter do raio X.

25 Extrair a informação tridimensional de uma imagem bidimensional apresenta um desafio significativo, especial para objetos non-uniform. Os spiculations do cancro da mama são cilíndricos na natureza, que permite aproximações ser feita a respeito de suas propriedades materiais. A fim
30 extrair a informação sobre spiculations do cancro da mama,

é primeiramente necessário projetar e calibrar um método de análise. Um método de análise baseado RIM apropriado pode usado para determinar o diâmetro e o índice de refraction do nylon e das fibras do Lucite e dos spiculations do cancro da mama. Com estas duas propriedades críticas, 5 muitos outros aspectos das fibras e os spiculations podem ser analisados e modelado. Quando houver três componentes do contraste atuais em uma imagem do RIM, a imagem do refraction será muito provável a mais importante para um sistema clínico da imagem latente. Se os raios X de uma 10 energia mais elevada são utilizados para a imagem latente, a seguir a imagem da absorção será pobre quando comparada à imagem do refraction. Com uma redução principal no fluxo nas caudas da curva de balanço, a imagem do scatter igualmente colocará um papel secundário à imagem do 15 refraction. Calcular e comparar o índice de refraction através dos espécimes múltiplos do cancro da mama podem fornecer algum nível de garantia que as propriedades materiais que geram o contraste do refraction são 20 consistentes e não uma anomalia.

A calibração do método foi executada usando o nylon e as fibras do Lucite do diâmetro de variação. As fibras de nylon com diâmetros de 200 microns, de 360 microns, e de 560 microns eram imaged usando o RIM em 40 keV com uma 25 escala da amostragem de -4 a 4 microradians e incrementos do theta de 0.4 microradians. Estas fibrilas foram selecionadas para aproximar a geometria e o diâmetro de spiculations clínica significativos. As hastes maiores do Lucite com diâmetros de 13.000 microns e de 19.000 microns 30 foram selecionadas para avaliar o algoritmo para objetos do

diâmetro maior. Figura 49 é uma imagem que indica uma avaliação do diâmetro da fibra usando o RIM. As fibras de nylon estão absorvendo fraca, e são assim um material fantasma perfeito para avaliar o contraste de DEI e de RIM.

5 O fantasma em figura 49 foi projetado medir o contraste e a definição do RIM e do DEI usando as fibrilas de nylon do diâmetro de diminuição. Menor o diâmetro, mais difícil o desafio da imagem latente.

Os objetos cilíndricos tais como as fibras e os
10 spiculations de nylon do cancro da mama exibem um perfil característico do refraction segundo as indicações de figura 50, que é um gráfico que ilustra o perfil de nylon do refraction da fibra. A Refraction será o mais elevado nas bordas da haste, e zero dentro o meio. Se o objeto é
15 supor para ser cilíndrico, a seguir um pode usar a assinatura do refraction imagem de um refraction do RIM ou do DEI para extrapolar o diâmetro. Com um cilindro do diâmetro conhecido, o índice de refraction da fibra ou a fibrila podem ser extrapolados.

20 As tabelas 7 e 8 incluem abaixo o nylon e o diâmetro do Lucite e o índice da informação do refraction.

Material	Energy (keV)	Measured Diameter (microns)	Calculated Diameter (microns)	Percent Error
Nylon	40	200	208.96	4.48%
Nylon	40	360	387.36	7.60%
Nylon	40	560	617.90	10.30%
Lucite	40	13000	14210	9.31%
Lucite	40	19000	20938	10.20%

Table 7: MIR Diameter Calibration

Material	Energy (keV)	Diameter (microns)	Density (g/cm ³)	Refractive Index	Calculated Refractive Index	Percent Error
Nylon	40	200	1.14	1.49×10^{-7}	2.16×10^{-7}	37.3%
Nylon	40	360	1.14	1.49×10^{-7}	1.89×10^{-7}	26.8%
Nylon	40	560	1.14	1.49×10^{-7}	1.77×10^{-7}	18.9%
Lucite	40	13000	1.19	1.42×10^{-7}	2.01×10^{-7}	41.5%
Lucite	40	19000	1.19	1.42×10^{-7}	2.00×10^{-7}	39.9%

5 Table 8: MIR Index of Refraction Calibration

Figure 51 are graphs illustrating MIR refraction fitting diameter calibration. Fibrils of known dimension were imaged and an algorithm was used to calculate the index of refraction and diameter. The reasoning being that
 10 the spiculations seen in breast cancer have similar properties to nylon fibers, so the nylon phantom was used for system calibration.

In this experiment, the same method used for extracting the diameter and index of refraction for the
 15 nylon and Lucite fibers was applied to 5 regions of interest in three separate breast cancer specimens. Figures 52A-52C are MIR refraction images of the breast

cancer specimens. Table 9 below shows the calculated spiculation diameter and index of refraction.

ROI	Fibril Diameter (micrometers)	Index of Refraction
1	125.14	$1.91 \times 10P^{-7P}$
2	152.1	$1.16 \times 10P^{-7P}$
3	112.24	$2.23 \times 10P^{-7P}$
4	106.32	$1.72 \times 10P^{-7P}$
5	121.84	$3.64 \times 10P^{-7P}$
6	253.44	$1.75 \times 10P^{-7P}$
7	212.1	$2.19 \times 10P^{-7P}$
8	95.96	$1.48 \times 10P^{-7P}$
9	178.02	$2.71 \times 10P^{-7P}$
10	148.9	$2.50 \times 10P^{-7P}$
11	111.5	$1.84 \times 10P^{-7P}$
12	91.18	$2.00 \times 10P^{-7P}$
13	104.78	$2.14 \times 10P^{-7P}$
14	205.82	$5.22 \times 10P^{-8P}$
15	126.8	$1.05 \times 10P^{-7P}$
		Average Index of Refraction $= 1.92 \times 10P^{-7P}$
		Standard Deviation= $7.40 \times 10P^{-8P}$

Table 9: Fibril index of refraction

A Figura 53 é uma imagem de um jogo do RIM de uma
5 massa e de um spiculation localizados do cancro da mama

obtidos por um sistema de DEI de acordo com o assunto descrito nisto.

As figuras 54A-54E são imagens que ilustram o visualização das fibrilas com DEI em comparação a um radiograph convencional. Em particular, a figura 54A é uma imagem de um radiograph convencional de um espécime do tecido do peito que contenha a carcinoma lobular invasora. A amostra submeteu-se à avaliação histologic para confirmar que as fibrilas na 1 caixa branca do cm correspondem aos dedos do tumor que estendem da superfície do tumor. A figura 54B é uma imagem convencional do radiograph que ilustra uma ideia expandida da região designada pela 1 caixa branca do cm na figura 54A. As figuras 54C-54E são imagens de DEI que ilustram uma ideia expandida da região designada pela 1 caixa branca do cm na figura 54A. Nestas vistas expandidas, é evidente que o contraste do tecido é mais elevado nas imagens de DEI do que em um radiograph convencional, onde as estruturas do interesse sejam mal visíveis.

Para determinar o contraste melhorado de DEI, as medidas do contraste das fibrilas foram computadas ao longo dos perfis da imagem mostrados como linhas brancas verticais nas figuras 54B-54E. A computação foi repetida para outras regiões da amostra de tecido. Uma análise estatística mostrou que a imagem do refraction de DEI teve 8-14 vezes mais contraste do que um radiograph convencional, quando a imagem máxima teve 12-33 vezes mais contraste do que um radiograph.

A física subjacente do refraction do raio X e da imagem latente do scatter está ainda em uma fase inicial de

investigação, especial quando comparada aos 100 que a história positiva do ano da absorção baseou a imagem latente do raio X. Dado a heterogeneidade inerente de tecidos biológicos, uma análise dos spiculations
5 aproximadamente cilíndricos do cancro da mama fornece uma característica diagnóstica útil do que pode confiantemente ser comparado com os espécimes múltiplos do tecido.

O uso dos cilindros homogêneos standardizados múltiplos imaged no ar permite uma calibração exata do
10 algoritmo apropriado baseado refraction. O uso deste algoritmo para analisar tecidos biológicos pode introduzir erros no cálculo devido a natureza não-homogênea de tecidos biológicos, mas as propriedades do tecido do peito e da aplicação diagnóstica reduzem a importância destes erros no
15 cálculo absoluto.

O problema fundamental com mamografia convencional é a dificuldade em visualizar os baixos objetos do contraste imergidos em fundo altamente absorvente do tecido adiposo. As lesões neoplásticas aumentam no tamanho e na densidade
20 com o tempo, tornando-se eventualmente grande e denso bastante para levantar-se acima do fundo e para transformar-se métodos convencionais de utilização visíveis. Desde que a mortalidade do cancro da mama é relacionada diretamente ao tamanho e à progressão de uma
25 lesão, reduzir o tempo entre a geração de uma lesão maligno e a deteção é um objetivo de todas as modalidades novas da imagem latente do peito.

DEI e o RIM melhoram em cima da radiografia convencional utilizando as diferenças em mecanismos
30 múltiplos do contraste do raio X para ajudar a diferenciar-

se entre estruturas benignas e malignos. O tecido adiposo pode ter uma atenuação do raio X similar a uma lesão maligno pequena, mas não têm as mesmas assinaturas do refraction. O tecido adiposo tem o contraste muito pequeno
5 do refraction e do scatter, mas os spiculations cilíndricos pequenos de uma lesão do cancro da mama têm um grande refraction e assinaturas do scatter. Em 40 keV, o contraste da absorção no tecido macio é mínimo, mais adicional aumentando o inclinação total do contraste entre a lesão do
10 interesse e o tecido do fundo.

Uns ganhos mais adicionais no contraste do refraction para spiculations vêm de sua geometria, que é ideal para o refraction dos raios X. Para um incidente colimado do feixe de raio X em um objeto cilíndrico, o contraste do
15 refraction será o grande na parte superior e na parte inferior do cilindro, com contraste mínimo do refraction no centro. Enquanto o diâmetro de um cilindro diminui, o contraste do refraction pode permanecer devido à geometria do objeto mesmo depois que o nível de contraste da absorção
20 se desvanece no fundo. O índice dos valores do refraction obtidos através dos espécimes múltiplos do cancro da mama indica que as propriedades de materiais são similares, e o aumento ao contrário deve ser observado em a maioria de espécimes similares do cancro.

25 Determinar os mecanismos subjacentes do contraste que fornecem o visualização realçado no tecido do peito é uma etapa primordial em projetar um sistema baseado não-synchrotron de DEI/MIR. Este estudo demonstra que os mecanismos específicos do contraste do RIM do refraction e
30 do scatter jogam um maior protagonismo no visualização

estrutural, mais adicional reduzindo a dependência na absorção do raio X para o visualização da lesão. Uma redução na absorção do raio X traduz a uma dose absorvida paciente da redução dentro -, que seja do benefício
 5 tremendo quando considerando que a dose relativamente elevada exigida para a mamografia convencional.

O uso do nylon nestas experiências indica um uso potencial para experiências da modelagem e de simulação do futuro. Com uma geometria, um diâmetro, e um índice de
 10 refraction similares, o monofilamento de nylon pode fornecer a introspecção em porque estas estruturas diagnóstica importantes geram o contraste elevado.

Simulações de computador

O software de simulação do computador foi desenvolvido
 15 a fim DEI de teste projeta. O traçado de raio ótico desenvolvido dos usos do software para calcular a dose paciente e a trilha radiografam o fluence através de um sistema de DEI, baseado em um arranjo e em uma especificação especific da fonte, dos cristais, do objeto,
 20 e do detetor. Porque os sistemas óticos de cristal rejeitam os raios X que viajam em sentidos indesejados, o obstáculo principal DEI da praticabilidade é obter suficientes números de fotão que sobrevivem para alcangar o plano do detetor.

25 Uma lista das especificações do parâmetro de sistema e dos resultados de uma simulação para um projeto é fornecida nas tabelas 10 e 11, respectivamente, abaixo.

Pixel Size	50 μm x 50 μm
Source to Pre-Mono	15 cm

Source to Object	83 cm
Source to Detector	100 cm
Si (4,4,0) Bragg Angle	6.25 degree
Min Crystal Length	9.2 cm
Min Take-Off Angle	1 degree
Electron Spot Size	12 mm x 0.8 mm
Est Flux from W Target	435 $K_{\alpha 1}$ photons/mA-s @ 150 kVp
Charge Required	120 mA-sec
Energy Required	400 mA @ 150 kVp
Image Size	20 cm x 25 cm
Imaging Time	6 seconds

Table 10: System Parameter Specifications

5 cm Breast Compression	
Fluence at Detector	564 photons/pixel
Mean Glandular Dose	0.004 mGy*
10 cm Breast Compression	
Fluence at	200 photons/pixel

Detector	
Mean Glandular Dose	0.012 mGy*

* Worst-case estimate, which assumes that all attenuation leads to energy deposition in tissue

Table 11: System Parameter Results

As figuras 55A-55C são diagramas esquemáticos de um sistema de DEI, designados geralmente 5500, simulado usando o software de simulação do computador de acordo com uma incorporação do assunto descrito nisto. Em particular, as figuras 55A-55C são uma ideia de perspectiva, uma ideia lateral, e uma ideia superior do sistema de DEI. Referindo as figuras 55A-55C, os feixes de raio X são gerados por um tubo de raio X XT que tem uma linha fonte. Em uma simulação, o tubo de raio X XT foi simulado como um tubo de raio X de Siemens DURA® Akron B (disponível de Siemens Médico Soluções EUA, Inc. de Malvern, de Pensilvânia). O tubo de raio X de Siemens inclui um alvo do tungstênio, assim produz os raios X K α 1 em 59.3 keV. Conseqüentemente, o tubo de raio X XT foi simulado para produzir os raios X K α 1 em 59.3 keV. Um tubo poderoso pode ser necessário para que DEI consiga o fluxo necessário para superar as perdas no sistema de cristal do sistema ótico antes que o feixe golpeie o paciente. O tubo de raio X de Siemens tem um ânodo de giro que dissipe o calor, e permite o tubo funcionar no poder superior (60 quilowatts). O sistema simulado de DEI usa um porto da linha-fonte no tubo.

Figura 56 é uma ideia de perspectiva de um elemento de focalização log-spiral 5600 acoplado a um cristal 5602 do

monocromador de DEI de acordo com uma incorporação do assunto descrito nisto. Consultar para figurar 56, elemento 5600 pode ser um cristal curvado da difracção configurado para impulsionar o fluxo do fotão. O elemento 5600 fornece
5 uma grande área de alvo para a fonte do raio X, que pode conseguir o poder superior, e focaliza a radiação emissora para dar forma a uma linha fonte fina, virtual. A linha fonte virtual pode ser pequena e muito brilhante. Mais, o cristal curvado 5600 da difracção tem uma superfície que
10 seja uma parcela de uma espiral logarítmica.

Figura 57 é uma opinião de perspectiva que ilustra o efeito de focalização de um elemento log-spiral, com uma fonte no cáustico. A forma de superfície faz o elemento dedifracção comportar-se como um dispositivo de
15 focalização. O elemento log-spiral tem as seguintes propriedades: (1) coleta a luz emissora de uma grande área de alvo em um ângulo fixo da decolagem onde o brilho esteja em um máximo; (2) ele monochromates o feixe; e (3) focaliza a radiação para dar forma a um elevado-brilho, linha fonte
20 virtual. As figuras 58A e 58B são uma ideia de planta e uma ideia de elevação, respectivamente, de um sistema da caracterização para estudos experimentais. Referindo as figuras 58A e 58B, as figuras ilustram o elemento da espiral do registro que focaliza a radiação para dar forma
25 a um elevado-brilho, linha fonte virtual.

O sistema 5500 de DEI inclui três cristais: um pre-monocromador, um monocromador, e um analisador. Todos os três cristais são silicone e são ajustados para [as 440] ordens da reflexão. Os grandes cristais podem ser feitos
30 cortando ao longo deste sentido. Tais cristais estão

prontamente - disponíveis.

O protocolo da varredura na simulação do sistema 5500 de DEI foi ajustado a seis segundos para um detetor D. Em um exemplo, o detetor D pode ser uma única linha
5 dispositivo que seja lida para fora uma vez por a linha da imagem. Em um outro exemplo, o detetor D pode ser um dispositivo do cheio-campo que seja feito a varredura no synchrony com o movimento de um objeto O através do feixe de raio X. Em uma única linha detetor ou em um detetor do
10 cheio-campo, uma linha ou tira de dados de imagem são adquiridas em um momento.

Em um outro exemplo, o detetor D pode ser um direto X-raio-à-carrega o detetor da conversão, que permite o uso de absorventes grossos conseguir a eficiência em umas energias
15 mais elevadas sem perda significativa de definição espacial. Figura 59 é um diagrama esquemático de um direto X-raio-à-carrega o detetor da conversão, designado geralmente 5900. O detetor 5900 pode fornecer a bons definição espacial e poder de parada na energia elevada do
20 raio X, tal como aquele produzido por um tubo de raio X do tungstênio. Os materiais do detetor com Z e densidade mais elevados podiam ser empregados como CZT, IbI_2 , ou HgI_2 para melhorar o desempenho do de alta energia.

Os resultados da simulação indicaram que o fluence no
25 detetor é aproximadamente 600 fótons por o pixel, que é aproximadamente $1/3$ a $1/9$ isso de um mamograma convencional. Assim, os resultados da simulação indicam que o nível de ruído do sistema simulado do RIM seria aproximadamente 1.7 a 3 vezes maior do que em um mamograma
30 convencional.

Entretanto, a baixos níveis do ruído, o contraste do refraction pode ser 8-33 vezes mais altamente do que em um mamograma convencional. Mais, para o sistema simulado de DEI, a dose glandular média é aproximadamente 0.004 mGy, que é aproximadamente 250-750 vezes mais baixo do que em um mamograma convencional na compressão de 5 cm. Na compressão de 10 cm, a dose absorvida no RIM seria 0.019 mGy, que é milhares de épocas mais baixas do que aquela obtida em um mamograma convencional na mesma compressão.

Resultados exemplares da imagem latente

Como determinado acima, os synchrotrons e os tubos de raio X são dois tipos apropriados de fontes do raio X para produzir imagens de DEI de acordo com o assunto descrito nisto. Para finalidades da comparação, as figuras 60A e 60B são imagens produzidas do mesmo fantasma de nylon da fibrila por um sistema synchrotron-baseado e por um sistema tubo-baseado raio X, respectivamente, de acordo com o assunto descrito nisto. A imagem da figura 60A foi produzida por um feixe synchrotron-gerada, de raio X em 60 keV e adquirido em uma posição de balanço da curva do analisador de +0.4 microradians com uma dose de 4.0 mrad. A imagem da figura 60B foi produzida em uma posição de balanço da curva do analisador de +0.4 microradians com uma dose de 0.4 mrad e ajustes do tubo de 160 quilovolts e de 6.2 miliampères. As fibras de nylon imaged têm diâmetros de 560 microns (fibra superior), de 360 microns (fibra média), e de 200 microns (fibra inferior). As fibras de nylon muito fraca estão absorvendo, assim mostras destas imagens um exemplo da vantagem de usar a imagem latente do refraction para ver tais materiais absorventes fracos. Em particular,

por exemplo, é importante anotar que estes resultados indicam que as imagens do tecido macio podem ser obtidas com um tubo de raio X usando uma tensão de 160 quilovolts de acordo com o assunto descrito nisto.

5 Figura 61 é uma imagem do refraction do synchrotron do mesmo espécime do peito mostrado nas figuras 44 e 45A-45F usando técnicas de acordo com o assunto descrito nisto. Neste exemplo, a energia do feixe era 60 keV com uma dose de 4 mrad.

10 Para finalidades da comparação, as figuras 62A e 62B são imagens da mesma área de um espécime do tecido do peito obtido usando um tubo de raio X e um synchrotron, respectivamente, de acordo com o assunto descrito nisto. A imagem mostrada na figura 62A foi adquirida usando um tubo
15 de raio X com uma dose de 0.4 mrad. A imagem mostrada na figura 62B foi adquirida usando um synchrotron de 40 keV em uma posição do analisador de +0.4 microradians e em uma dose de 350 mrad. O espécime do tecido do peito foi imergido em 4.5 cm da água.

20 Figura 63 é uma imagem de um espécime da mastectomia do cancro da mama obtido usando um tubo de raio X de acordo com o assunto descrito nisto. A imagem foi adquirida com uns 7.0 cm, espessura cheia, peito mínimo-comprimido com uma dose de 0.4 mrad. Inferior ou igual a aproximadamente
25 0.5 mrad podem ser aplicados aos outros objetos ou tecido para conseguir imagens apropriadas. Esta imagem mostra a características diagnósticas no tecido cheio do peito da espessura em uma dose várias centenas vezes menos do que em um mamograma convencional. O assunto descrito nisto é
30 vantajoso porque pode conseguir imagens de objetos macios

do tecido da espessura elevada. Os dispositivos synchrotron-baseados precedentes foram incapazes de conseguir tais imagens. Mais, por exemplo, o assunto descrito nisto pode ser usado para adquirir tais imagens de
5 alta qualidade ao aplicar doses muito baixas aos objetos, tais como o tecido macio objeta. O assunto descrito nisto pode usar os feixes de raio X que têm uma energia mais elevada do que a radiografia convencional para conseguir as imagens de alta qualidade, assim o assunto descrito nisto
10 pode exigir uma dosagem mais baixa ser usado por causa dos interesses pacientes da segurança.

Aplicações exemplares

Os sistemas e os métodos de acordo com o assunto descrito nisto podem ser aplicados a uma variedade de
15 aplicações médicas. Como determinado acima, os sistemas e os métodos descritos nisto podem ser aplicados para a imagem latente do peito. Mais, por exemplo, os sistemas e os métodos descritos nisto podem ser aplicados à imagem latente da cartilagem, a neuroimaging, a imagem latente cardíaca, a imagem latente vascular (com e sem contraste),
20 à imagem latente pulmonaa (do pulmão), à imagem latente do osso, à imagem latente genitourinary, à imagem latente gastrintestinal, à imagem latente macia do tecido geralmente, à imagem latente hematopoietic do sistema, e à
25 imagem latente do sistema de glândula endócrina. Além do que o tempo e a dose da imagem, um avanço principal de usar raios X de uma energia mais elevada é a espessura do objeto que pode ser imaged. Para aplicações tais como a imagem latente do peito, o sistema descrito permite o tecido cheio
30 do peito da espessura da imagem latente com uma estadia

clínica realística da imagem latente. O mesmos podem ser ditos para outras regiões do corpo, tais como a cabeça, a garganta, as extremidades, o abdômen, e a pelve. Sem as limitações da absorção do raio X, a utilização de DEI com
5 energia mais elevada radiografa aumenta dramática a habilidade da penetração dos raios X. Para o tecido macio, somente uma parcela pequena do incidente dos fotão do raio X no objeto é absorvida, que aumenta extremamente a eficiência de fotão emissores do tubo de raio X que alcanga
10 o detetor.

No que diz respeito à imagem latente pulmonaa, as técnicas de DEI como descritas nisto podem produzir o contraste excelente nos pulmões e podem ser usadas pesadamente diagnosticando condições pulmonaas tais como a
15 pneumonia. As coleções fluidas nos pulmões geram um inclinação de densidade marcado que poderia ser detectado facilmente com DEI. O inclinação de densidade, as características do tecido circunvizinho, e as diferenças geométricas entre o tecido de pulmão normal e o tecido com
20 um tumor podem ser grandes, produzindo o bom contraste. Mais, as técnicas de DEI descritas nisto podem ser aplicadas à seleção e ao diagnóstico do câncer pulmonar.

No que diz respeito à imagem latente do osso, as técnicas de DEI como descritas nisto podem produzir uma
25 imagem excelente do osso geralmente. O contraste elevado do refraction e da extinção de DEI pode ser especial útil para visualizar fraturas e lesões dentro do osso.

Mais, os sistemas e os métodos de acordo com o assunto descrito nisto podem ser aplicados aos uma variedade de
30 inspeção e aplicações industriais. Por exemplo, os sistemas

e os métodos podem ser aplicados para a inspeção da carne, tal como a inspeção das aves domésticas. Por exemplo, os sistemas e os métodos podem ser usados para os ossos afiados da visão, as penas, e outros baixos objetos do
5 contraste nas carnes que exigiram a seleção e/ou a remoção.

Os sistemas e os métodos descritos nisto podem ser aplicados para tal seleção. Os sistemas e os métodos descritos nisto podem igualmente ser aplicados para a inspeção da manufatura. Por exemplo, os sistemas e os
10 métodos podem ser usados inspecionando soldas, como na produção dos aviões. As técnicas de DEI como descritas nisto podem ser usadas para inspecionar as partes estruturais chaves que se submetem ao desgaste pesado e ao rasgo, tal como as lâminas de turbina do jato. Mais, por
15 exemplo, os sistemas e os métodos descritos nisto podem ser usados inspecionando placas de circuito e a outra eletrônica. Em um outro exemplo, os sistemas e os métodos descritos nisto podem ser usados para a inspeção do pneu, tal como a inspeção das correias de aço e da integridade do
20 passo.

Mais, os sistemas e os métodos de acordo com o assunto descrito nisto podem ser usados para finalidades da seleção da segurança. Por exemplo, os sistemas e os métodos podem ser usados selecionando em aeroportos e em portos. As
25 técnicas de DEI como descritas nisto podem ser usadas selecionando para o plástico e baixos objetos do contraste da absorção, tais como facas plásticas, os injetores compostos difíceis detectar com raio X convencional, e explosivos plásticos. Para objetos maiores da imagem
30 latente, tal é para a inspeção da bagagem do aeroporto, a

distância entre o tubo de raio X e o detetor pode ser aumentado para permitir a divergência do feixe. Um cristal maior do analisador seria necessário para acomodar um fanbeam maior.

5 O dispositivo descrito fornece um mecanismo que possa ser traduzido em um sistema da imagem latente do tomography computado, ou DEI-CT. Um sistema de DEI-CT, assemelhando-se a um sistema convencional do tomography computado de terceira geração, usaria o mesmo instrumento mas modificado
10 para a rotação em torno de um ponto central. Alternativamente, o sistema poderia permanecer estacionário e o objeto, a amostra, ou o paciente poderiam ser girados no feixe. Um sistema de DEI-CT deste projeto produziria as imagens que representam a absorção do raio X, o refraction,
15 e a rejeção ultra-pequena do scatter do ângulo (extinção), mas seriam resolvidos em três dimensões.

 Compreender-se-á que os vários detalhes do assunto descrito nisto podem ser mudados sem partir do espaço do assunto descrito nisto. Além disso, a descrição antecedente
20 é com a finalidade da ilustração somente, e não com a finalidade da limitação, porque o assunto descrito nisto é definido pelas reivindicações como determinado em seguida.



PI0707273-2

REIVINDICAÇÕES

1. Método para a detecção de uma imagem de um objeto,
o método caracterizado pelo fato de compreender:

5 a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma
distribuição de energia policromática;

o posicionamento de um cristal monocromador único em
uma posição predeterminada para diretamente interceptar o
primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de
raios X tendo um nível de energia predeterminado seja
10 produzido;

o posicionamento de um objeto em um percurso do
segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe
de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto
de um feixe de raios X transmitido;

15 o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um
ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

a detecção de uma imagem do objeto a partir de um
feixe difratado a partir do cristal analisador.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1,
20 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo
uso de um tubo de raios X.

3. Método, de acordo com a reivindicação 2,
caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
25 raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a
partir de um anodo rotativo do tubo de raios X.

4. Método, de acordo com a reivindicação 2,
caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a
30 partir de um anodo estacionário do tubo de raios X.

5. Método, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

5 6. Método, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

10 7. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

15 8. Método, de acordo com a reivindicação 7, caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica incluir a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

20 9. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X.

25 10. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o posicionamento do cristal monocromador incluir o posicionamento de uma superfície do cristal monocromador em um ângulo entre em torno de 1 grau e 40 graus com respeito a um percurso do primeiro feixe de
30 raios X incidente sobre a superfície do cristal

monocromador.

11. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal analisador.

12. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

13. Método, de acordo com a reivindicação 12, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

14. Método, de acordo com a reivindicação 13, caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

15. 15. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um analisador do tipo de Bragg.

16. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido mole.

17. Método, de acordo com a reivindicação 16, caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

18. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em torno de 0,5 mrad ao objeto.

19. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir o recebimento do feixe difratado em um detector.

20. Método, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a produção de uma imagem digitalizada do objeto.

21. Método, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de o detector ser um filme radiográfico.

22. Método, de acordo com a reivindicação 19, caracterizado pelo fato de o detector ser uma placa de imagem.

23. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dente no ou próximo de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

24. Método, de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato de compreender a derivação de pelo menos uma dente uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

25. Método, de acordo com a reivindicação 23, caracterizado pelo fato de em um dente nos ou próximo dos picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

26. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir:

a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do

cristal analisador posicionado em uma primeira posição angular;

a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma segunda posição angular;

a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente; e

10 a derivação de uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem de refração.

27. Método, de acordo com a reivindicação 26, caracterizado pelo fato de a detecção da primeira imagem em ângulo incluir a detecção da primeira imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço baixa do cristal analisador, e pelo fato de a detecção da segunda imagem em ângulo incluir a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

28. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender o bloqueio de uma porção do segundo feixe de raios X, antes da transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto, de modo que uma linha característica predeterminada do feixe de raios X seja bloqueada.

29. Método, de acordo com a reivindicação 28, caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do segundo feixe de raios X incluir o posicionamento de um colimador entre o cristal monocromador e o objeto, de modo que a

linha característica predeterminedada do feixe de raios X seja bloqueada.

30. Método, de acordo com a reivindicação 28, caracterizado pelo fato de a linha de emissão
5 característica predeterminedada ser uma linha de emissão característica $K\alpha_1$.

31. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender o bloqueio de uma
10 porção do primeiro feixe de raios X que cair fora de uma janela de aceitação angular do cristal monocromador, antes da interceptação do primeiro feixe de raios X pelo cristal monocromador.

32. Método, de acordo com a reivindicação 31, caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do primeiro
15 feixe de raios X incluir o posicionamento de um colimador em um percurso do primeiro feixe de raios X.

33. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um
20 primeiro cristal monocromador, e pelo fato de o método compreender o posicionamento de um segundo cristal monocromador para a interceptação do segundo feixe de raios X e para direcionamento do segundo feixe de raios X em direção ao cristal analisador.

34. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de o posicionamento do segundo
25 cristal monocromador incluir o posicionamento do segundo cristal monocromador de modo que o segundo feixe de raios X seja dirigido ao longo de um percurso paralelo a um percurso do primeiro feixe de raios X.

30 35. Método, de acordo com a reivindicação 33,

caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem não combinados.

36. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem selecionados para a rejeição de uma porção predeterminada do primeiro feixe de raios X.

37. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio e silício.

38. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333].

39. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de compreender o ajuste de uma dose de radiação aplicada pelo segundo feixe de raios X ao objeto.

40. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto, o sistema caracterizado pelo fato de compreender:

uma fonte de raios X configurada para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática;

um cristal monocromador único posicionado em uma posição predeterminada para diretamente interceptar o primeiro feixe de raios X, e onde um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado pode ser produzido para uma transmissão através de um objeto;

um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência do

cristal analisador; e

um detector de imagem configurado para a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

5 41. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser um tubo de raios X.

10 42. Sistema, de acordo com a reivindicação 41, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo rotativo.

43. Sistema, de acordo com a reivindicação 41, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo estacionário.

15 44. Sistema, de acordo com a reivindicação 41, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

20 45. Sistema, de acordo com a reivindicação 41, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

25 46. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

30 47. Sistema, de acordo com a reivindicação 46, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de

50 keV a em torno de 70 keV.

48. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X.

49. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de uma superfície do cristal monocromador ser posicionada em um ângulo entre em torno de 1 grau e 40 graus com respeito a um percurso do primeiro feixe de raios X incidente sobre a superfície do cristal monocromador.

50. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal analisador.

51. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

52. Sistema, de acordo com a reivindicação 51, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

53. Sistema, de acordo com a reivindicação 52, caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

54. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um analisador do tipo de Bragg.

55. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido

mole.

56. Sistema, de acordo com a reivindicação 55, caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

5 57. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em torno de 0,5 mrad ao objeto.

58. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, 10 caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para receber o feixe difratado.

59. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a produção de uma imagem digitalizada do objeto.

15 60. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o detector ser um filme radiográfico.

61. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o detector ser uma placa de 20 imagem.

62. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dente no ou próximo 25 de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

63. Sistema, de acordo com a reivindicação 62, caracterizado pelo fato de compreender um computador configurado para a derivação de pelo menos um dente uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma 30 imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem

de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

64. Sistema, de acordo com a reivindicação 62, caracterizado pelo fato de em um dentre nos ou próximo dos
5 picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

65. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a
10 partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma primeira posição angular, e configurado para a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador
15 posicionado em uma segunda posição angular; e

o sistema compreender um computador configurado para a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente, e configurado para a derivação de uma imagem de densidade
20 de massa do objeto a partir da imagem de refração.

66. Sistema, de acordo com a reivindicação 65, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção da primeira imagem em ângulo do cristal analisador em uma regulagem de ângulo de curva de balanço
25 baixa do cristal analisador, e configurado para a detecção da segunda imagem em ângulo incluindo a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulagem de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

30 67. Sistema, de acordo com a reivindicação 40,

caracterizado pelo fato de compreender um colimador posicionado para o bloqueio de uma porção do segundo feixe de raios X, antes da transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto, de modo que uma linha característica
5 predeterminada do feixe de raios X seja bloqueada.

68. Sistema, de acordo com a reivindicação 67, caracterizado pelo fato de a linha de emissão característica predeterminada ser uma linha de emissão característica $K\alpha_1$.

10 69. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de compreender um colimador posicionado para o bloqueio de uma porção primeiro feixe de raios X que cair fora de uma janela de aceitação angular do cristal monocromador, antes da interceptação do primeiro
15 feixe de raios X pelo cristal monocromador.

70. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um primeiro cristal monocromador, e pelo fato de o sistema compreender um segundo cristal monocromador posicionado
20 para a interceptação do segundo feixe de raios X e para direcionamento do segundo feixe de raios X em direção ao cristal analisador.

71. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de o segundo cristal monocromador
25 ser posicionado de modo que o segundo feixe de raios X seja dirigido ao longo de um percurso paralelo a um percurso do primeiro feixe de raios X.

72. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais
30 monocromadores serem não combinados.

73. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem selecionados para a rejeição de uma porção predeterminada do primeiro feixe de raios X.

5 74. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio e silício.

10 75. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333].

76. Método para a detecção de uma imagem de um objeto, o método caracterizado pelo fato de compreender:

15 a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática;

o bloqueio de uma porção do primeiro feixe de raios X, de modo que o primeiro feixe de raios X seja um feixe de espalhamento colimado;

20 o posicionamento de um cristal monocromador único em uma posição predeterminada para interceptar o feixe de espalhamento colimado, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido;

25 o posicionamento de um objeto em um percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido;

30 o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

77. Método, de acordo com a reivindicação 76, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo uso de um tubo de raios X.

78. Método, de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo rotativo do tubo de raios X.

79. Método, de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo estacionário do tubo de raios X.

80. Método, de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

81. Método, de acordo com a reivindicação 77, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

82. Método, de acordo com a reivindicação 76, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

83. Método, de acordo com a reivindicação 82, caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica incluir a

geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

84. Método, de acordo com a reivindicação 76,
5 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X.

85. Método, de acordo com a reivindicação 76,
10 caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do primeiro feixe de raios X incluir o bloqueio da porção do primeiro feixe de raios X de modo que o feixe de espalhamento colimado tenha divergência de em torno de 10 graus em uma primeira direção e de em torno de 1 grau em uma segunda
15 direção.

86. Método, de acordo com a reivindicação 76,
caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do primeiro feixe de raios X incluir o posicionamento de um colimador entre o cristal monocromador e o objeto.

20 87. Método, de acordo com a reivindicação 86,
caracterizado pelo fato de o colimador definir uma fenda através da qual o feixe de espalhamento colimado passa.

88. Método, de acordo com a reivindicação 87,
caracterizado pelo fato de o primeiro feixe de raios X ser
25 definido como o feixe de espalhamento colimado pela fenda do colimador.

89. Método, de acordo com a reivindicação 86,
caracterizado pelo fato de o posicionamento do cristal monocromador incluir o posicionamento de uma superfície do
30 cristal monocromador em um ângulo entre em torno de 1 grau

e 40 graus com respeito a um percurso do primeiro feixe de raios X incidente sobre a superfície do cristal monocromador.

90. Método, de acordo com a reivindicação 86,
5 caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal analisador.

91. Método, de acordo com a reivindicação 86,
10 caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

92. Método, de acordo com a reivindicação 91,
caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

93. Método, de acordo com a reivindicação 92,
15 caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

94. Método, de acordo com a reivindicação 76,
caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um analisador do tipo de Bragg.

20 95. Método, de acordo com a reivindicação 76,
caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido mole.

96. Método, de acordo com a reivindicação 95,
25 caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

97. Método, de acordo com a reivindicação 76,
caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em torno de 0,5 mrad ao objeto.

30 98. Método, de acordo com a reivindicação 76,

caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir o recebimento do feixe difratado em um detector.

99. Método, de acordo com a reivindicação 76, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto
5 incluir a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dentre no ou próximo de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

100. Método, de acordo com a reivindicação 99,
10 caracterizado pelo fato de compreender a derivação de pelo menos uma dentre uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

15 101. Método, de acordo com a reivindicação 99, caracterizado pelo fato de em um dentre nos ou próximo dos picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

102. Método, de acordo com a reivindicação 76,
20 caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir:

a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma primeira posição
25 angular;

a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma segunda posição angular;

30 a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo

para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente; e

a derivação de uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem de refração.

5 103. Método, de acordo com a reivindicação 102, caracterizado pelo fato de a detecção da primeira imagem em ângulo incluir a detecção da primeira imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço baixa do cristal analisador, e
10 pelo fato de a detecção da segunda imagem em ângulo incluir a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

15 104. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto, o sistema caracterizado pelo fato de compreender:

uma fonte de raios X configurada para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática;

20 um colimador posicionado para bloquear uma porção do primeiro feixe de raios X, de modo que o primeiro feixe de raios X seja um feixe de espalhamento colimado;

um cristal monocromador posicionado em uma posição predeterminada para interceptar o feixe de espalhamento colimado, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um
25 nível de energia predeterminado para uma transmissão através de um objeto;

um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência do cristal analisador; e

30 um detector de imagem configurado para a detecção de

uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

105. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser um tubo de raios X.

106. Sistema, de acordo com a reivindicação 105, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo rotativo.

107. Sistema, de acordo com a reivindicação 105, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo estacionário.

108. Sistema, de acordo com a reivindicação 105, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

109. Sistema, de acordo com a reivindicação 105, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

110. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

111. Sistema, de acordo com a reivindicação 110, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

112. Sistema, de acordo com a reivindicação 104,

caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X.

5 113. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o colimador ser posicionado para o bloqueio da porção do primeiro feixe de raios X de modo que o feixe de espalhamento colimado tenha uma divergência em torno de 10 graus em uma primeira direção e em torno de
10 1 grau em uma segunda direção.

114. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o colimador ser posicionado entre o cristal monocromador e o objeto.

115. Sistema, de acordo com a reivindicação 114,
15 caracterizado pelo fato de o colimador definir uma fenda através da qual o feixe de espalhamento colimado passa.

116. Sistema, de acordo com a reivindicação 115, caracterizado pelo fato de o primeiro feixe de raios X ser definido como o feixe de espalhamento colimado pela fenda
20 do colimador.

117. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador incluir uma superfície do cristal monocromador posicionada em um ângulo entre em torno de 1 grau e 40 graus com respeito a
25 um percurso do primeiro feixe de raios X incidente sobre a superfície do cristal monocromador.

118. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal
30 analisador.

119. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

120. Sistema, de acordo com a reivindicação 119,
5 caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

121. Sistema, de acordo com a reivindicação 120, caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

10 122. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um analisador do tipo de Bragg.

123. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido
15 mole.

124. Sistema, de acordo com a reivindicação 123, caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

125. Sistema, de acordo com a reivindicação 104,
20 caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em torno de 0,5 mrad ao objeto.

126. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para
25 receber o feixe difratado em um detector.

127. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dentre no ou próximo
30 de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

128. Sistema, de acordo com a reivindicação 127, caracterizado pelo fato de compreender um computador configurado para a derivação de pelo menos uma dentre uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma
5 imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

129. Sistema, de acordo com a reivindicação 127, caracterizado pelo fato de em um dentre nos ou próximo dos
10 picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

130. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a
15 partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma primeira posição angular, e configurado para a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador
20 posicionado em uma segunda posição angular; e

o sistema compreender um computador configurado para a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente, e configurado para a derivação de uma imagem de densidade
25 de massa do objeto a partir da imagem de refração.

131. Sistema, de acordo com a reivindicação 130, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a detecção da primeira imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva
30 de balanço baixa do cristal analisador, e configurado para

a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

132. Método para a detecção de uma imagem de um
5 objeto, o método caracterizado pelo fato de compreender:

a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática pela geração de uma pluralidade de feixes de raios X se espalhando em diferentes direções a partir de uma fonte pontual de raios
10 X;

o posicionamento de um cristal monocromador único em uma posição predeterminada para interceptar o primeiro feixe de raio-X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido;

15 o posicionamento de um objeto em um percurso do segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido;

o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um
20 ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

133. Método, de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
25 raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo uso de um tubo de raios X.

134. Método, de acordo com a reivindicação 133, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a
30 partir de um anodo rotativo do tubo de raios X.

135. Método, de acordo com a reivindicação 134, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo estacionário do tubo de raios X.

5 136. Método, de acordo com a reivindicação 133, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

10 137. Método, de acordo com a reivindicação 133, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

15 138. Método, de acordo com a reivindicação 133, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

20 139. Método, de acordo com a reivindicação 138, caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica incluir a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

25 140. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto, o sistema caracterizado pelo fato de compreender:

um tubo de raios X configurado para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de energia policromática, pela geração de uma pluralidade de feixes de raios X se espalhando em direções diferentes a
30 partir de uma fonte pontual de raios X;

um cristal monocromador posicionado em uma posição predeterminada para diretamente interceptar o feixe de espalhamento colimado, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado é
5 produzido para uma transmissão através de um objeto;

um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência do cristal analisador; e

um detector de imagem configurado para a detecção de
10 uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

141. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo rotativo.

15 142. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo estacionário.

143. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um
20 dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

144. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do
25 primeiro feixe de raios X.

145. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser configurado para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de
30 10 keV a em torno de 70 keV.

146. Sistema, de acordo com a reivindicação 145, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser configurado para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 5 50 keV a em torno de 70 keV.

147. Método para a detecção de uma imagem de um objeto, o método caracterizado pelo fato de compreender:

a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma primeira e uma segunda linhas de emissão característica;

10 o posicionamento de um cristal monocromador em uma posição predeterminada para interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja produzido;

15 o bloqueio seletivo de uma das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X e a permissão que uma desbloqueada das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X passe;

20 o posicionamento de um objeto em um percurso da desbloqueada das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X para transmissão da linha característica desbloqueada do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de 25 um feixe de raios X transmitido;

o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

30 148. Método, de acordo com a reivindicação 147,

caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo uso de um tubo de raios X.

149. Método, de acordo com a reivindicação 148,
5 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo rotativo do tubo de raios X.

150. Método, de acordo com a reivindicação 148,
10 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo estacionário do tubo de raios X.

151. Método, de acordo com a reivindicação 148,
15 caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

152. Método, de acordo com a reivindicação 148,
caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

20 153. Método, de acordo com a reivindicação 147,
caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

25 154. Método, de acordo com a reivindicação 153,
caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica incluir a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno
30 de 70 keV.

155. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto, o sistema caracterizado pelo fato de compreender:

uma fonte de raios X configurada para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma primeira e uma
5 segunda linhas de emissão característica;

um cristal monocromador posicionado em uma posição predeterminada para interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja
10 produzido;

um colimador que tem uma fenda ajustada para o bloqueio seletivo de uma das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X e a permissão que uma desbloqueada das primeira e segunda
15 linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X passe para transmissão através de um objeto;

um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência do cristal analisador; e

20 um detector de imagem configurado para a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

156. Sistema, de acordo com a reivindicação 155, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser um tubo
25 de raios X.

157. Sistema, de acordo com a reivindicação 156, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo rotativo.

158. Sistema, de acordo com a reivindicação 156, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um
30

anodo estacionário.

159. Sistema, de acordo com a reivindicação 156, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

160. Sistema, de acordo com a reivindicação 156, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

161. Sistema, de acordo com a reivindicação 148, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

162. Sistema, de acordo com a reivindicação 161, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

163. Método para a detecção de uma imagem de um objeto, o método caracterizado pelo fato de compreender:

a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma primeira e uma segunda linhas de emissão característica;

o posicionamento de um cristal monocromador em uma posição predeterminada para interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja produzido;

o posicionamento de um objeto em um percurso das primeira e segunda linhas de emissão característica do

segundo feixe de raios X para transmissão das primeira e segunda linhas de emissão característica do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido;

5 o direcionamento do feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

 a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

164. Método, de acordo com a reivindicação 163,
10 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo uso de um tubo de raios X.

165. Método, de acordo com a reivindicação 164,
15 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo rotativo do tubo de raios X.

166. Método, de acordo com a reivindicação 164,
20 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X a partir de um anodo estacionário do tubo de raios X.

167. Método, de acordo com a reivindicação 164,
 caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um ou mais dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

25 168. Método, de acordo com a reivindicação 164,
 caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

169. Método, de acordo com a reivindicação 163,
30 caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de

raios X incluir a geração de um primeiro feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

170. Método, de acordo com a reivindicação 163,
5 caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica incluir a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

10 171. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto, o sistema caracterizado pelo fato de compreender:

uma fonte de raios X configurada para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem uma primeira e uma segunda linhas de emissão característica;

15 um cristal monocromador posicionado em uma posição predeterminada para interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo as primeira e segunda linhas de emissão característica seja produzido para transmissão através de um objeto;

20 um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência do cristal analisador; e

um detector de imagem configurado para a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a
25 partir do cristal analisador.

172. Sistema, de acordo com a reivindicação 171, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser um tubo de raios X.

173. Sistema, de acordo com a reivindicação 172,
30 caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um

anodo rotativo.

174. Sistema, de acordo com a reivindicação 172, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um anodo estacionário.

5 175. Sistema, de acordo com a reivindicação 172, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

10 176. Sistema, de acordo com a reivindicação 172, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

15 177. Sistema, de acordo com a reivindicação 171, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

20 178. Sistema, de acordo com a reivindicação 177, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X característica que varia de em torno de 50 keV a em torno de 70 keV.

25 179. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter reflexão [111].

180. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

30 181. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter

reflexão [111].

182. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de pelo menos um dos primeiro e segundo cristais monocromadores ter uma reflexão [111].

5 183. Método, de acordo com a reivindicação 33, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem cristais de silício.

184. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter
10 reflexão [111].

185. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

186. Sistema, de acordo com a reivindicação 40,
15 caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [111].

187. Sistema, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de pelo menos um dos primeiro e segundo cristais monocromadores ter uma reflexão [111].

20 188. Método, de acordo com a reivindicação 70, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem cristais de silício.

189. Método, de acordo com a reivindicação 76, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter
25 reflexão [111].

190. Método, de acordo com a reivindicação 76, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

191. Método, de acordo com a reivindicação 76,
30 caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter

reflexão [111].

192. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter reflexão [111].

5 193. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

194. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter
10 reflexão [111].

195. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

15 196. Sistema, de acordo com a reivindicação 40, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

197. Método, de acordo com a reivindicação 76,
20 caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

198. Sistema, de acordo com a reivindicação 104, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a
25 partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

199. Método, de acordo com a reivindicação 132, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e
30 cartilagem.

200. Sistema, de acordo com a reivindicação 140, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

5 201. Método, de acordo com a reivindicação 147, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

10 202. Sistema, de acordo com a reivindicação 155, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

15 203. Método, de acordo com a reivindicação 163, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

20 204. Sistema, de acordo com a reivindicação 171, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e cartilagem.

205. Método para a detecção de uma imagem de um objeto, o método caracterizado pelo fato de compreender:

(a) a geração de um primeiro feixe de raios X que tem linhas características $K\alpha_1$ e $K\alpha_2$;

25 (b) o posicionamento de um cristal monocromador único em uma posição predeterminada para diretamente interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido;

30 (c) o posicionamento de um objeto em um percurso do

segundo feixe de raios X para transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto e emissão a partir do objeto de um feixe de raios X transmitido;

(d) o direcionamento do feixe de raios X transmitido
5 em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

(e) a detecção de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

206. Método, de acordo com a reivindicação 205,
caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
10 raios X incluir a geração do primeiro feixe de raios X pelo uso de um tubo de raios X.

207. Método, de acordo com a reivindicação 206,
caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um
dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de
15 bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

208. Método, de acordo com a reivindicação 206,
caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado
para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do
primeiro feixe de raios X.

209. Método, de acordo com a reivindicação 205,
caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de
raios X incluir a geração de um primeiro feixe de raios X
tendo uma energia de raios X característica que varia de em
torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

210. Método, de acordo com a reivindicação 209,
caracterizado pelo fato de a geração de um feixe de raios X
tendo uma energia de raios X característica incluir a
geração de um feixe de raios X tendo uma energia de raios X
característica que varia de em torno de 50 keV a em torno
30 de 70 keV.

211. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de a geração do primeiro feixe de raios X incluir a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de uma fonte pontual de raios X.

212. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o posicionamento do cristal monocromador incluir o posicionamento de uma superfície do cristal monocromador em um ângulo entre em torno de 1 grau e 40 graus com respeito a um percurso do primeiro feixe de raios X incidente sobre a superfície do cristal monocromador.

213. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal analisador.

214. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

215. Método, de acordo com a reivindicação 214, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

216. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

217. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

218. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter

reflexão [111].

219. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter reflexão [111].

5 220. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um analisador do tipo de Bragg.

221. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido
10 mole.

222. Método, de acordo com a reivindicação 221, caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

223. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a
15 partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e uma cartilagem.

224. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X
20 aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em torno de 0,5 mrad ao objeto.

225. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir o recebimento do feixe difratado em um detector.

25 226. Método, de acordo com a reivindicação 225, caracterizado pelo fato de o detector ser configurado para a produção de uma imagem digitalizada do objeto.

227. Método, de acordo com a reivindicação 226, caracterizado pelo fato de o detector ser um filme
30 radiográfico.

228. Método, de acordo com a reivindicação 226, caracterizado pelo fato de o detector ser uma placa de imagem.

229. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dentre no ou próximo de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

230. Método, de acordo com a reivindicação 229, caracterizado pelo fato de compreender a derivação de pelo menos uma dentre uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

231. Método, de acordo com a reivindicação 229, caracterizado pelo fato de em um dentre nos ou próximo dos picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

232. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir:

(a) a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma primeira posição angular;

(b) a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma segunda posição angular;

(c) a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente; e

(d) a derivação de uma imagem de densidade de massa do
5 objeto a partir da imagem de refração.

233. Método, de acordo com a reivindicação 232, caracterizado pelo fato de a detecção da primeira imagem em ângulo incluir a detecção da primeira imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de
10 ângulo de curva de balanço baixa do cristal analisador, e pelo fato de a detecção da segunda imagem em ângulo incluir a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

15 234. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de compreender o bloqueio de uma porção do segundo feixe de raios X, antes da transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto, de modo que uma linha característica predeterminada do feixe de raios X
20 seja bloqueada.

235. Método, de acordo com a reivindicação 234, caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do segundo feixe de raios X incluir o posicionamento de um colimador entre o cristal monocromador e o objeto, de modo que a
25 linha característica predeterminada do feixe de raios X seja bloqueada.

236. Método, de acordo com a reivindicação 234, caracterizado pelo fato de a linha de emissão característica predeterminada ser uma linha de emissão
30 característica $K\alpha_1$.

237. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de compreender o bloqueio de uma porção do primeiro feixe de raios X que cair fora de uma janela de aceitação angular do cristal monocromador, antes
5 da interceptação do primeiro feixe de raios X pelo cristal monocromador.

238. Método, de acordo com a reivindicação 236, caracterizado pelo fato de o bloqueio da porção do primeiro feixe de raios X incluir o posicionamento de um colimador
10 em um percurso do primeiro feixe de raios X.

239. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um primeiro cristal monocromador, e pelo fato de o método compreender o posicionamento de um segundo cristal
15 monocromador para a interceptação do segundo feixe de raios X e para direcionamento do segundo feixe de raios X em direção ao cristal analisador.

240. Método, de acordo com a reivindicação 239, caracterizado pelo fato de o posicionamento do segundo
20 cristal monocromador incluir o posicionamento do segundo cristal monocromador de modo que o segundo feixe de raios X seja dirigido ao longo de um percurso paralelo a um percurso do primeiro feixe de raios X.

241. Método, de acordo com a reivindicação 240,
25 caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem não combinados.

242. Método, de acordo com a reivindicação 240, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem selecionados para a rejeição de uma
30 porção predeterminada do primeiro feixe de raios X.

243. Método, de acordo com a reivindicação 240, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio e silício.

5 244. Método, de acordo com a reivindicação 240, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333].

10 245. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de compreender o ajuste de uma dose de radiação aplicada pelo segundo feixe de raios X ao objeto.

15 246. Método, de acordo com a reivindicação 205, caracterizado pelo fato de compreender o posicionamento de um colimador para rejeição de uma porção do primeiro feixe de raios X incluindo a linha característica $K\alpha_2$.

247. Sistema para a detecção de uma imagem de um objeto caracterizado pelo fato de compreender:

20 (a) uma fonte de raios X configurada para a geração de um primeiro feixe de raios X que tem linhas características $K\alpha_1$ e $K\alpha_2$;

25 (b) um cristal monocromador único posicionado para diretamente interceptar o primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de raios X tendo um nível de energia predeterminado seja produzido, onde o cristal monocromador é posicionado para dirigir o segundo feixe de raios X em um percurso em direção a um objeto para a transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto para se emitir, desse modo, um feixe de raios X transmitido
30 a partir do objeto;

(c) um cristal analisador posicionado para interceptar um feixe de raios X transmitido em um ângulo de incidência sobre um cristal analisador; e

(d) um detector de imagem configurado para a detecção
5 de uma imagem do objeto a partir de um feixe difratado a partir do cristal analisador.

248. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X compreender um tubo de raios X.

10 249. Sistema, de acordo com a reivindicação 248, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X incluir um dentre um alvo de tungstênio, um alvo de hexaboreto de bário, um alvo de samário e um alvo de molibdênio.

15 250. Sistema, de acordo com a reivindicação 248, caracterizado pelo fato de o tubo de raios X ser regulado para uma potência de pelo menos 50 kW para a geração do primeiro feixe de raios X.

251. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o primeiro feixe de raios X ter
20 uma energia de raios X característica que varia de em torno de 10 keV a em torno de 70 keV.

252. Sistema, de acordo com a reivindicação 251, caracterizado pelo fato de o feixe de raios X ter uma energia de raios X característica que varia de em torno de
25 50 keV a em torno de 70 keV.

253. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de a fonte de raios X ser configurada para a geração de uma pluralidade de feixes de raios X espalhando-se em direções diferentes a partir de
30 uma fonte pontual de raios X.

254. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador incluir uma superfície posicionada em um ângulo entre em torno de 1 grau e 40 graus com respeito a um percurso do primeiro
5 feixe de raios X incidente sobre a superfície do cristal monocromador.

255. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser combinado em orientação e planos de retículo com o cristal
10 analisador.

256. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal simétrico.

257. Sistema, de acordo com a reivindicação 256,
15 caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um cristal de silício.

258. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal de silício ter reflexão [333].

20 259. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter reflexão [333].

260. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal analisador ter
25 reflexão [111].

261. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ter reflexão [111].

262. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,
30 caracterizado pelo fato de o cristal analisador ser um

analisador do tipo de Bragg.

263. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o objeto ser um objeto de tecido mole.

5 264. Sistema, de acordo com a reivindicação 263, caracterizado pelo fato de o objeto de tecido mole ser um tecido de mama.

265. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o objeto ser selecionado a
10 partir do grupo que consiste em uma criança, um osso e uma cartilagem.

266. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o segundo feixe de raios X aplicar uma dosagem de radiação menor do que ou igual a em
15 torno de 0,5 mrad ao objeto.

267. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o detector de imagem ser configurado para o recebimento do feixe difratado em um detector.

20 268. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o detector de imagem ser configurado para a produção de uma imagem digitalizada do objeto.

269. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,
25 caracterizado pelo fato de o detector ser um filme radiográfico.

270. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o detector ser uma placa de imagem.

30 271. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,

caracterizado pelo fato de o detector de imagem ser configurado para a detecção da imagem do objeto a partir do feixe difratado a partir do cristal analisador em um dentre no ou próximo de um pico de curva de balanço do cristal analisador.

272. Sistema, de acordo com a reivindicação 271, caracterizado pelo fato de compreender um computador configurado para a derivação de pelo menos uma dentre uma imagem melhorada de difração, uma imagem de absorção, uma imagem de refração, uma imagem de dispersão, e uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem detectada.

273. Sistema, de acordo com a reivindicação 271, caracterizado pelo fato de em um dentre nos ou próximo dos picos ocorrer em aproximadamente metade de uma largura de Darwin da curva de balanço.

274. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de a detecção da imagem do objeto incluir:

(a) a detecção de uma primeira imagem em ângulo do objeto a partir de um primeiro feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma primeira posição angular;

(b) a detecção de uma segunda imagem em ângulo do objeto a partir de um segundo feixe difratado emitido a partir do cristal analisador posicionado em uma segunda posição angular;

(c) a combinação das primeira e segunda imagens em ângulo para a derivação de uma imagem de refração e de absorção aparente; e

(d) a derivação de uma imagem de densidade de massa do objeto a partir da imagem de refração.

275. Sistema, de acordo com a reivindicação 274, caracterizado pelo fato de o detector de imagem ser
5 configurado para a detecção da primeira imagem em ângulo incluindo a detecção da primeira imagem em ângulo do objeto a partir do analisador de cristal em uma regulação de ângulo de curva de balanço baixa do cristal analisador, e pelo fato de o detector de imagem ser configurado para a
10 detecção da segunda imagem em ângulo incluindo a detecção da segunda imagem em ângulo do objeto a partir do cristal analisador em uma regulação de ângulo de curva de balanço alta do cristal analisador.

276. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,
15 caracterizado pelo fato de compreender um colimador configurado para o bloqueio de uma porção do segundo feixe de raios X, antes da transmissão do segundo feixe de raios X através do objeto, de modo que uma linha característica predeterminada do feixe de raios X seja bloqueada.

20 277. Sistema, de acordo com a reivindicação 276, caracterizado pelo fato de a linha de emissão característica predeterminada ser uma linha de emissão característica $K\alpha_1$.

278. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,
25 caracterizado pelo fato de compreender um colimador posicionado para o bloqueio de uma porção do primeiro feixe de raios X que cair fora de uma janela de aceitação angular do cristal monocromador, antes da interceptação do primeiro feixe de raios X pelo cristal monocromador.

30 279. Sistema, de acordo com a reivindicação 278,

caracterizado pelo fato de o colimador ser posicionado em um percurso do primeiro feixe de raios X.

280. Sistema, de acordo com a reivindicação 247, caracterizado pelo fato de o cristal monocromador ser um primeiro cristal monocromador, e pelo fato de o sistema compreender um segundo cristal monocromador posicionado para a interceptação do segundo feixe de raios X e para direcionamento do segundo feixe de raios X em direção ao cristal analisador.

281. Sistema, de acordo com a reivindicação 280, caracterizado pelo fato de o segundo cristal monocromador ser posicionado de modo que o segundo feixe de raios X seja dirigido ao longo de um percurso paralelo a um percurso do primeiro feixe de raios X.

282. Sistema, de acordo com a reivindicação 281, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem não combinados.

283. Sistema, de acordo com a reivindicação 281, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem selecionados para a rejeição de uma porção predeterminada do primeiro feixe de raios X.

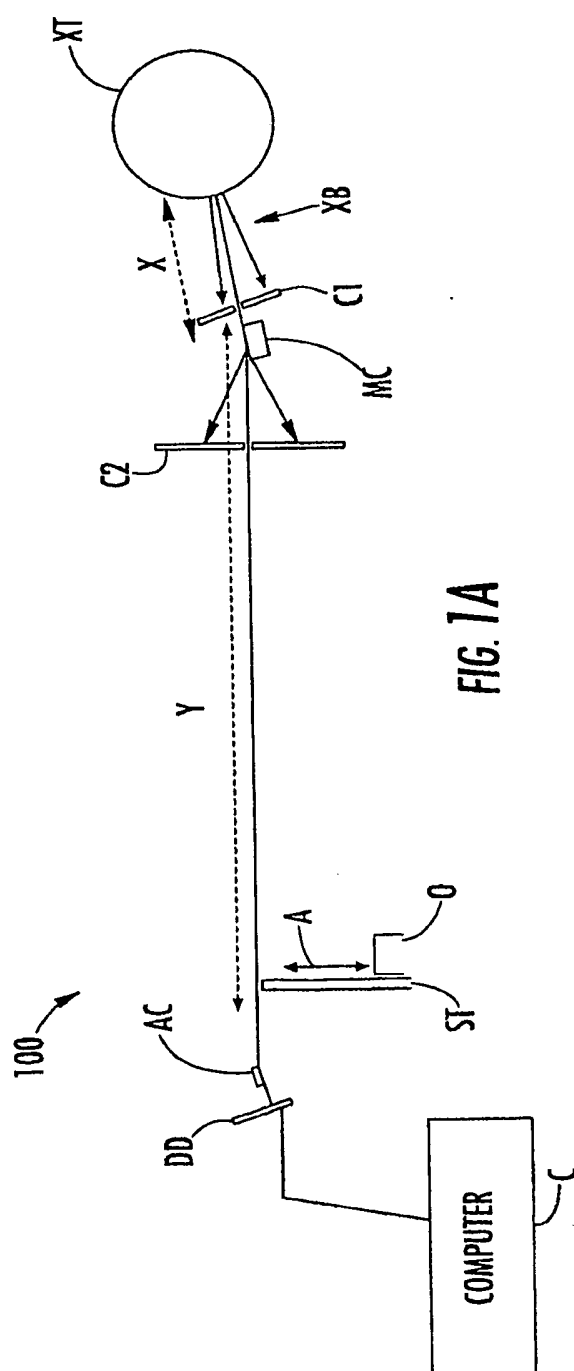
284. Sistema, de acordo com a reivindicação 281, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio e silício.

285. Sistema, de acordo com a reivindicação 281, caracterizado pelo fato de os primeiro e segundo cristais monocromadores serem um dentre cristais monocromadores de germânio [333] e silício [333].

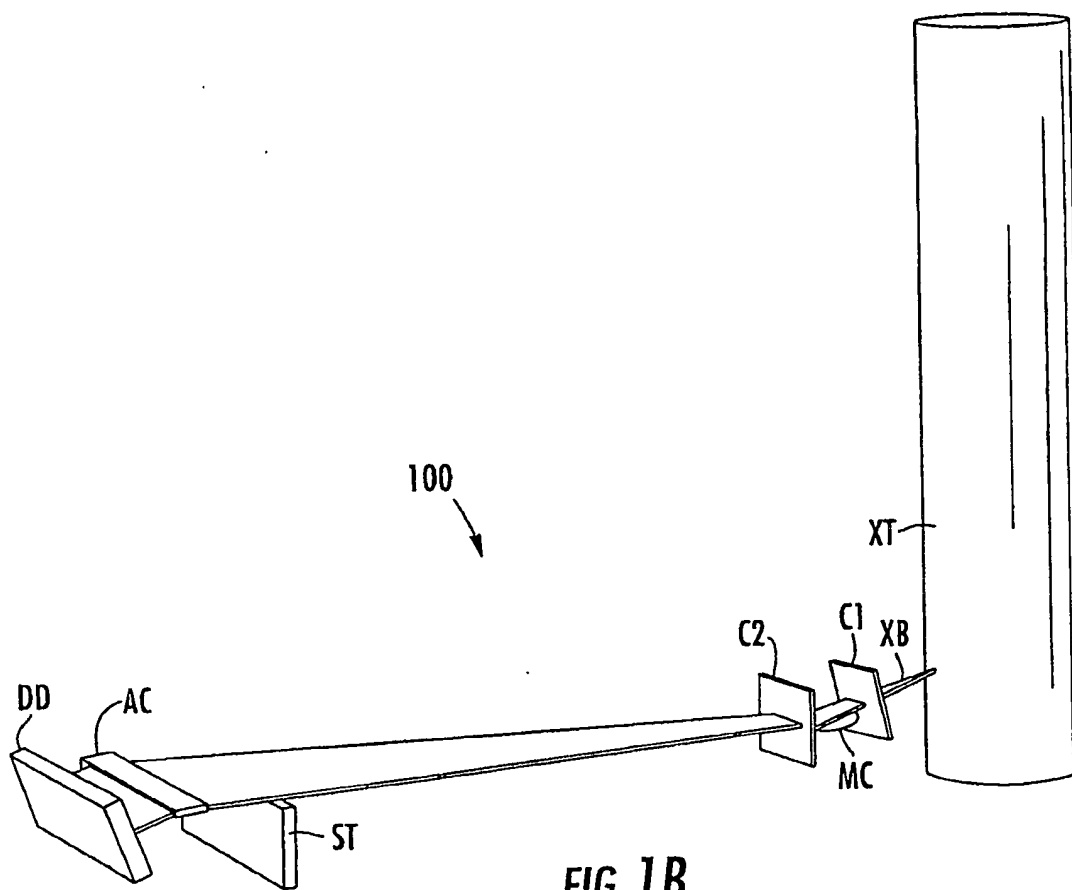
286. Sistema, de acordo com a reivindicação 247,

caracterizado pelo fato de compreender um colimador posicionado para rejeição de uma porção do primeiro feixe de raios X incluindo a linha característica $K\alpha_2$.

1/62



2/62



3/62

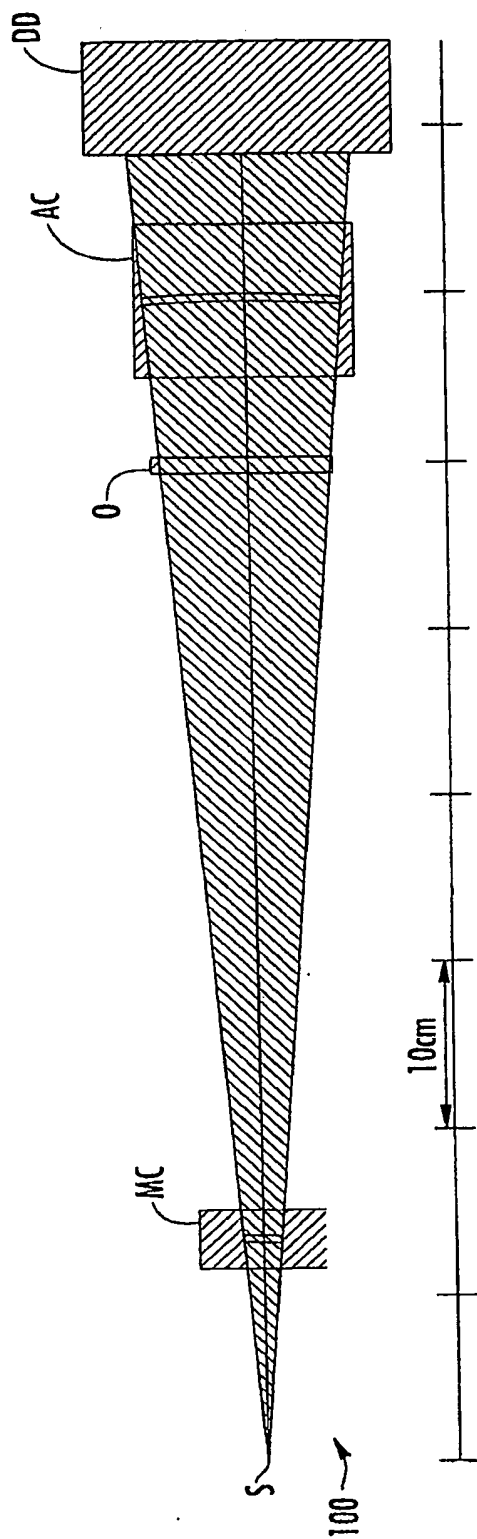
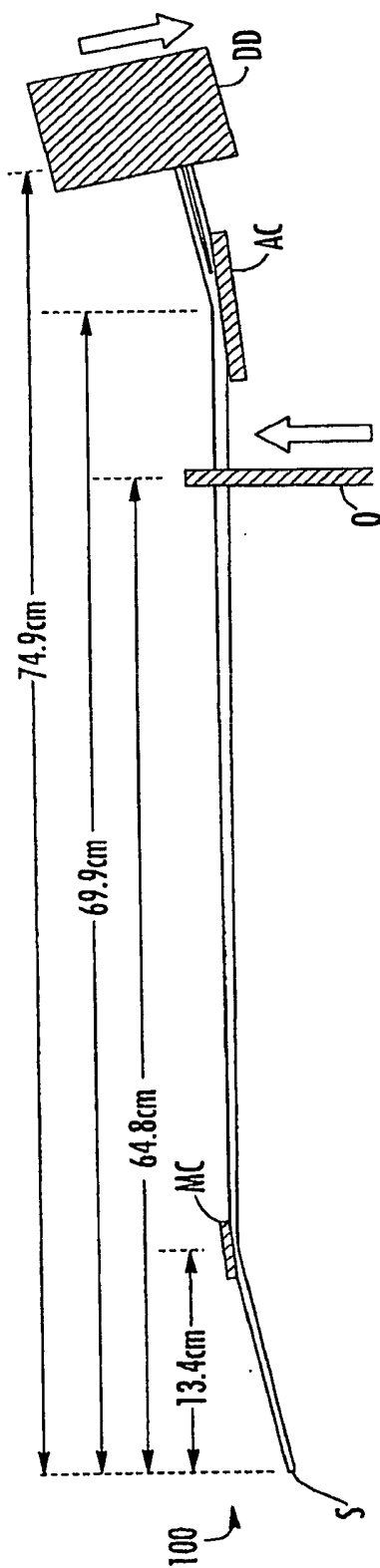
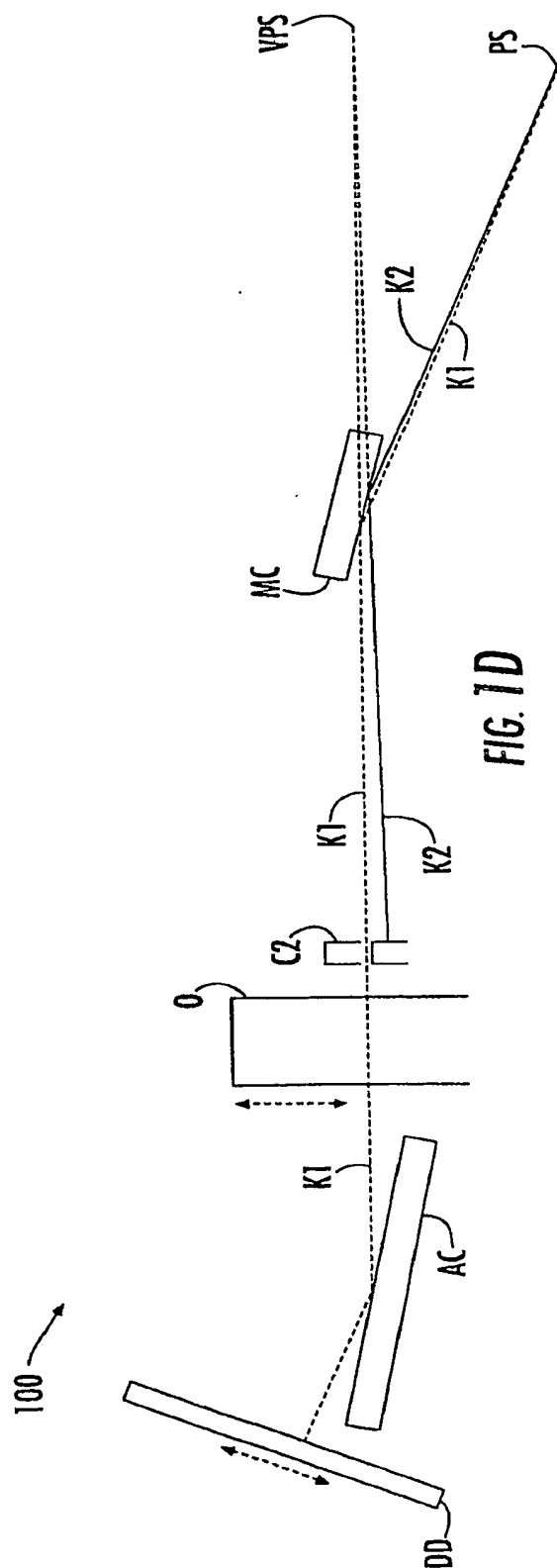
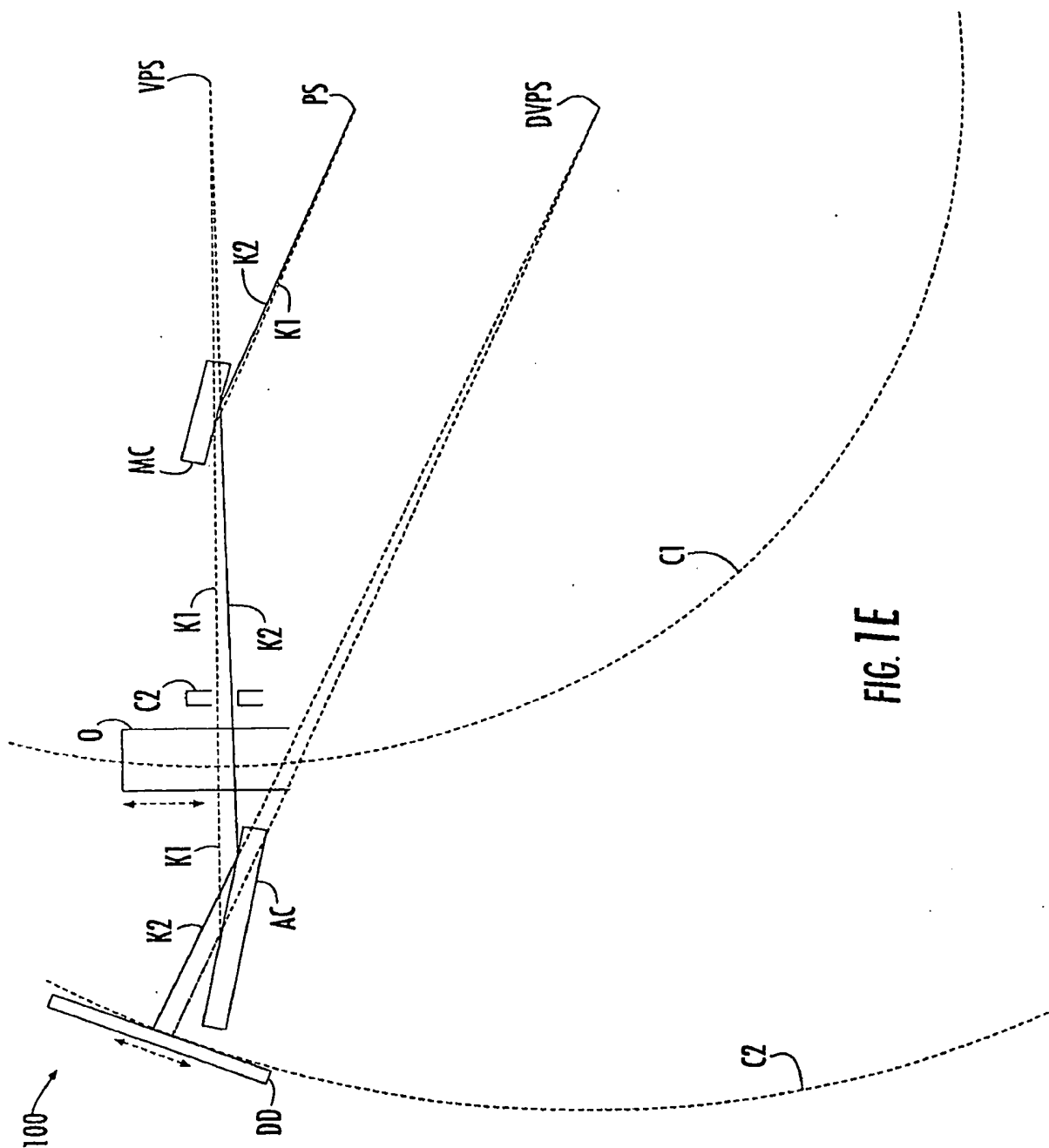


FIG. 1C

4/62



5/62



6/62

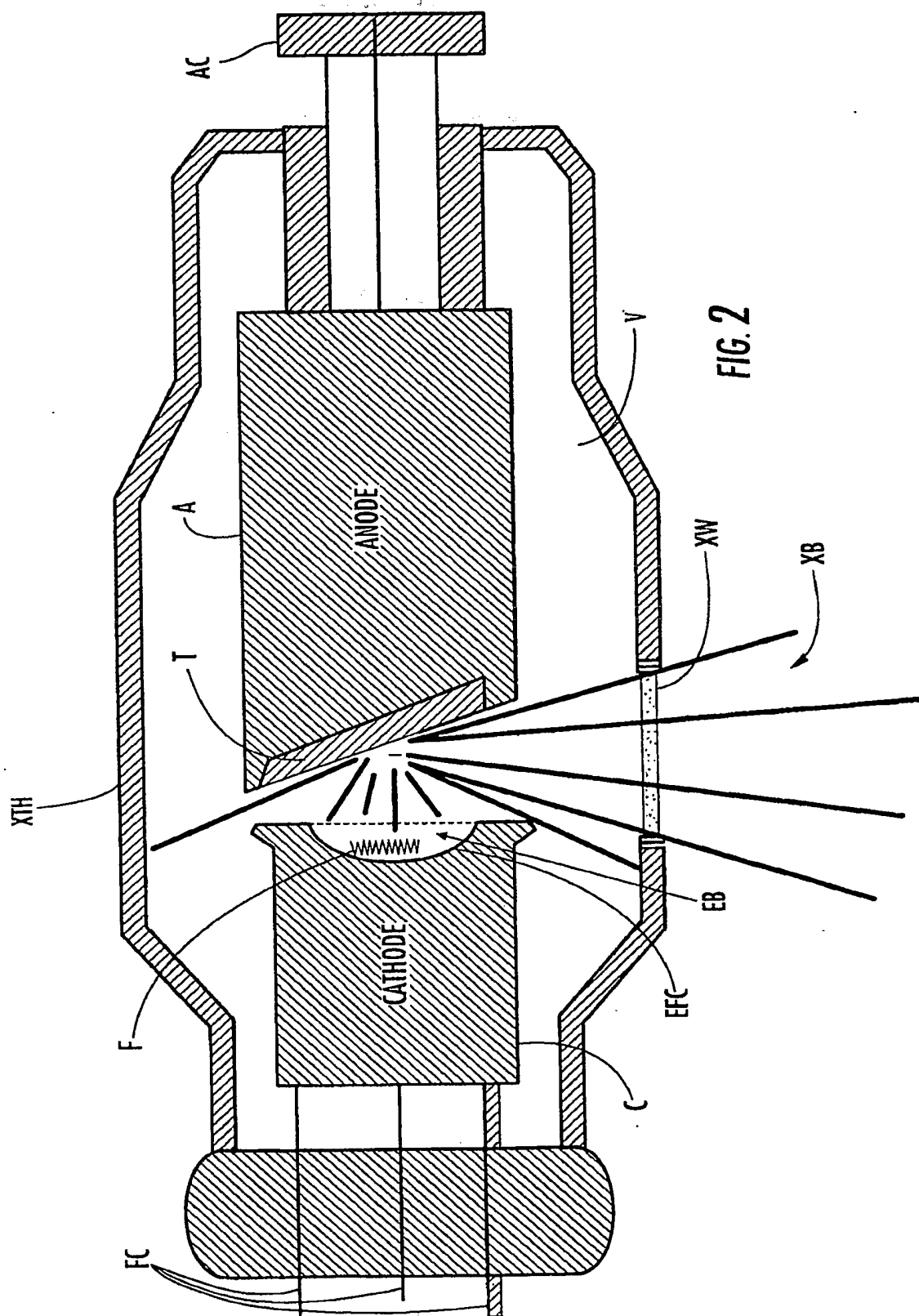


FIG. 2

7/62

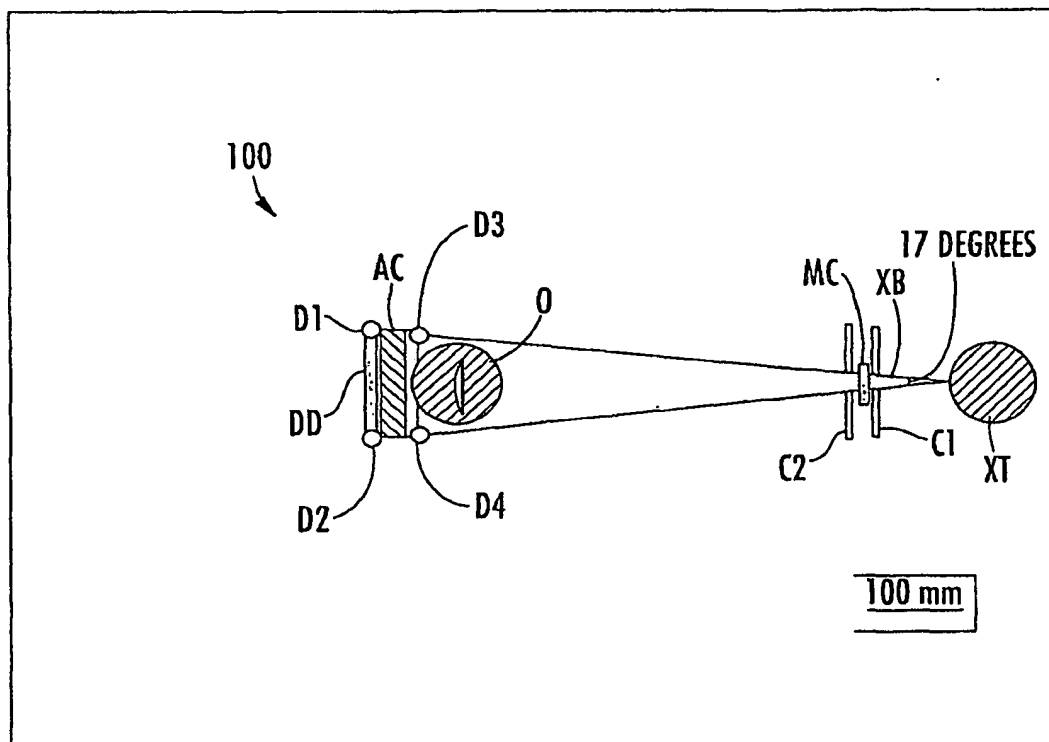


FIG. 3

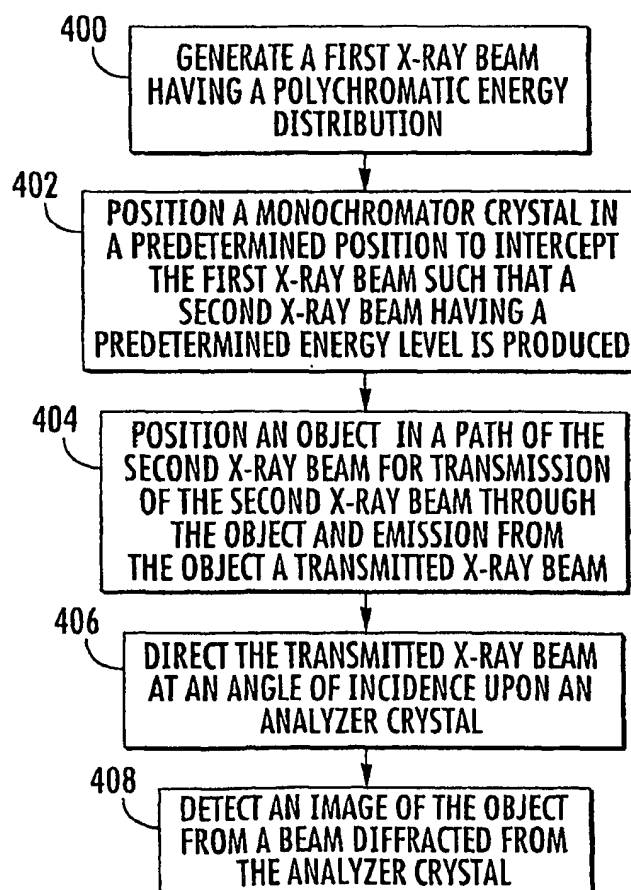


FIG. 4

8/62

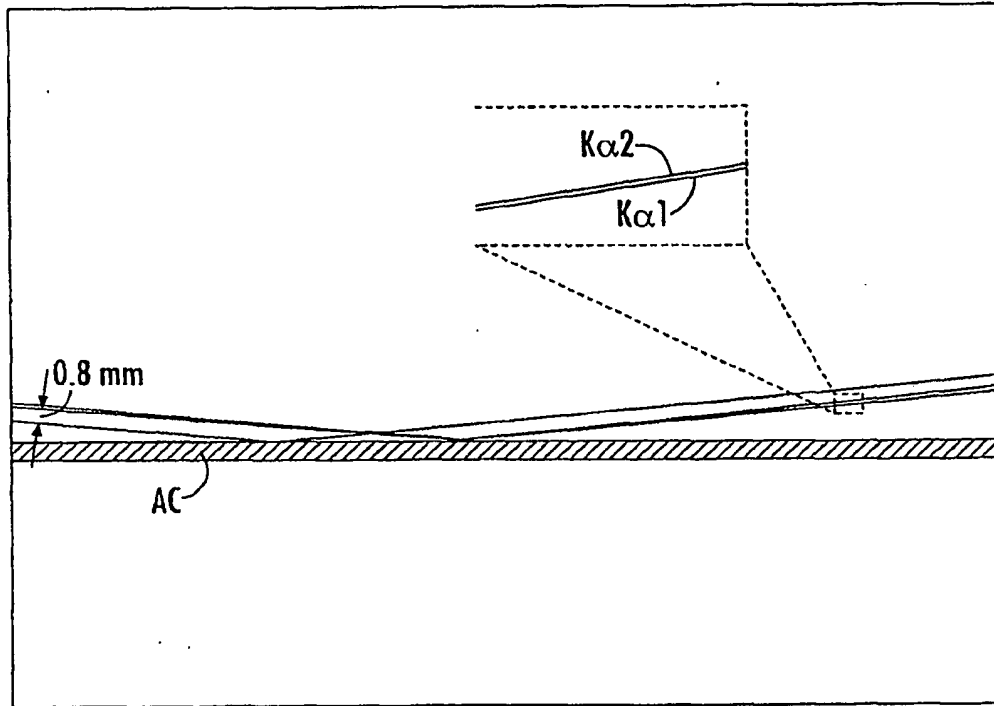


FIG. 5

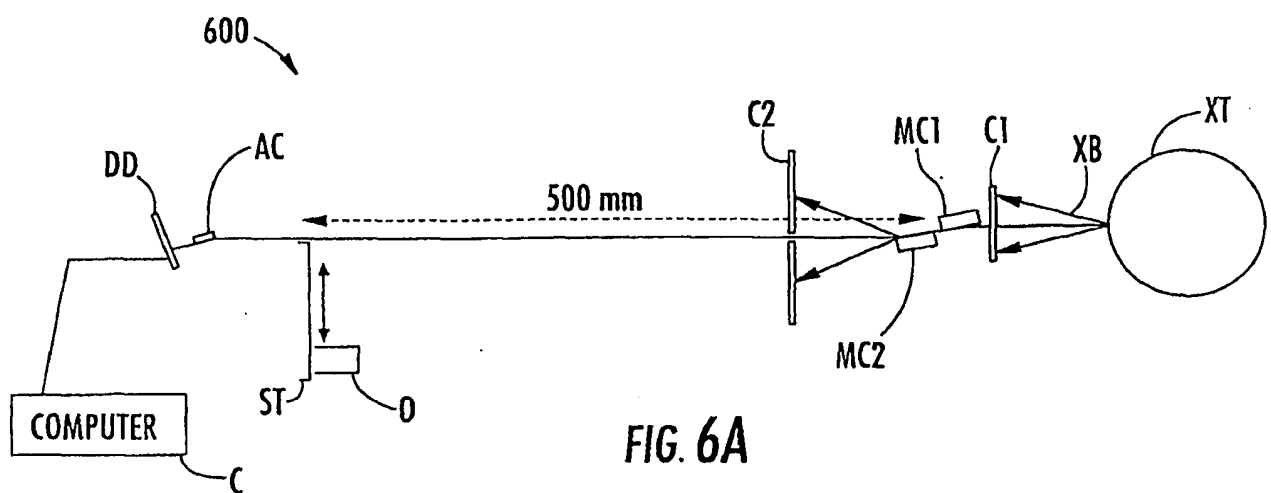


FIG. 6A

9/62

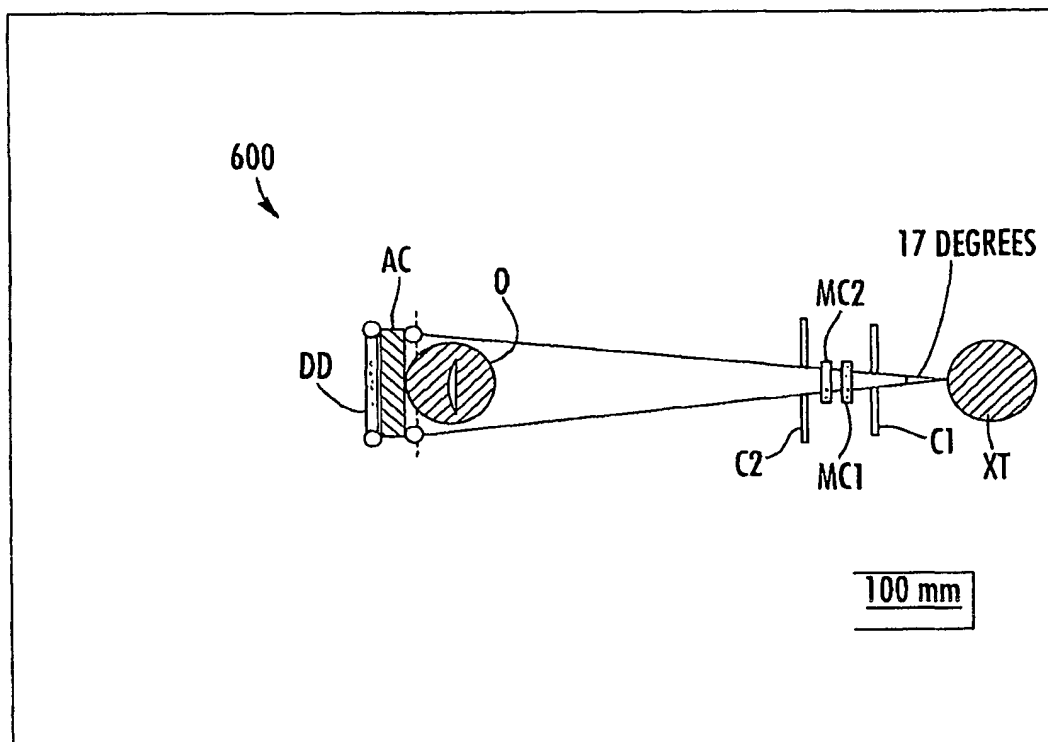


FIG. 6B

10/62

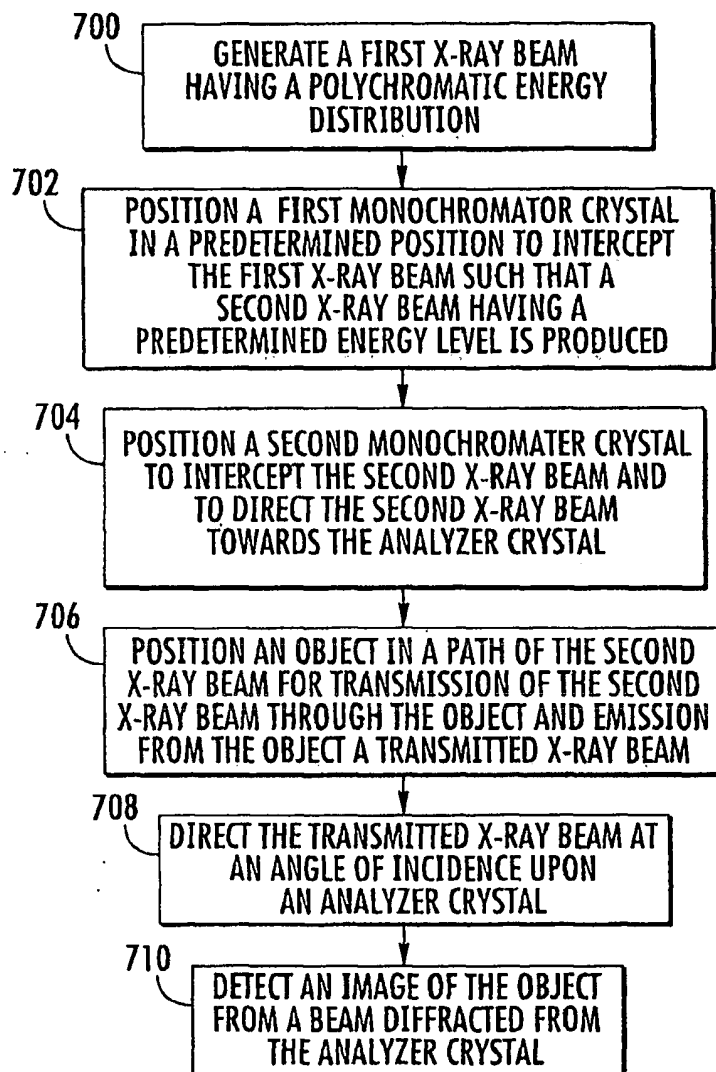


FIG. 7

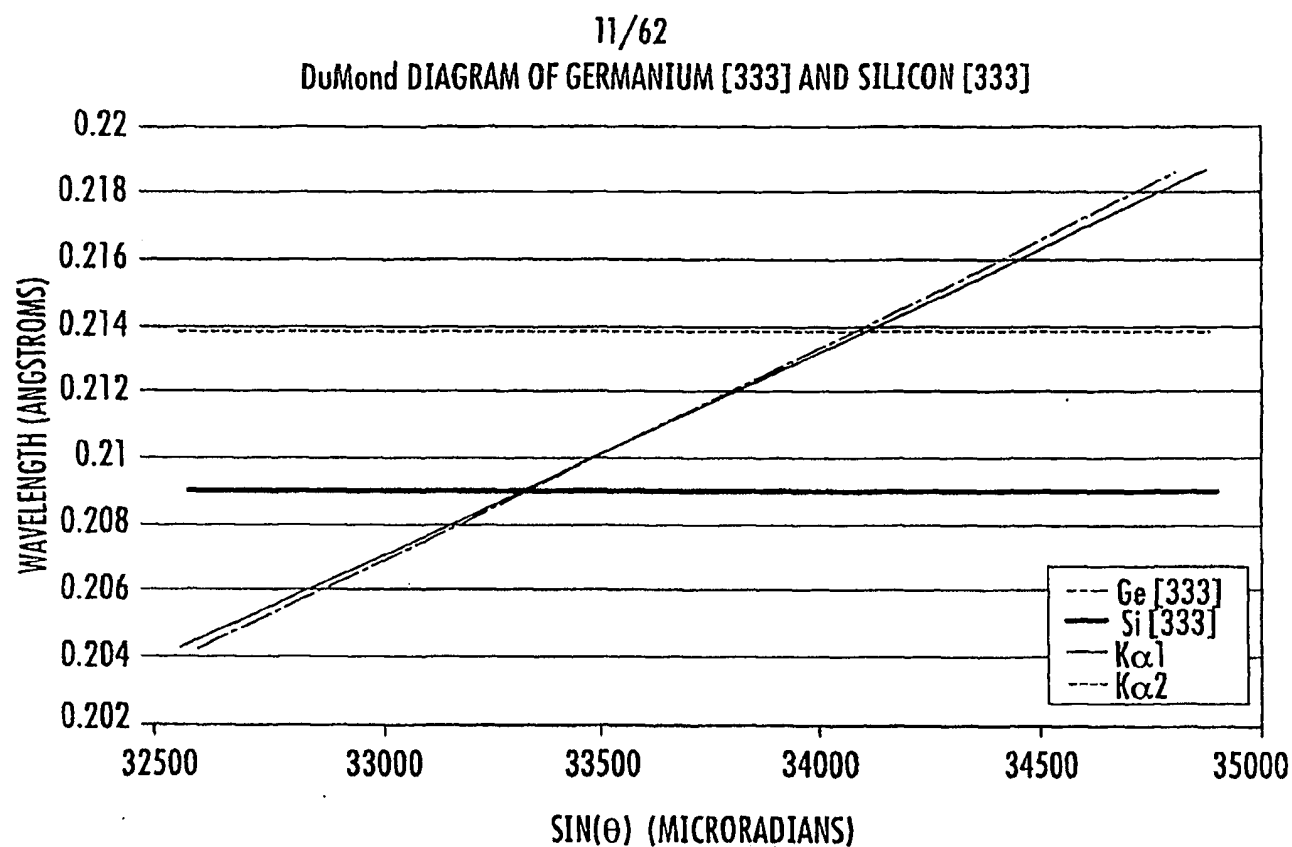


FIG. 8

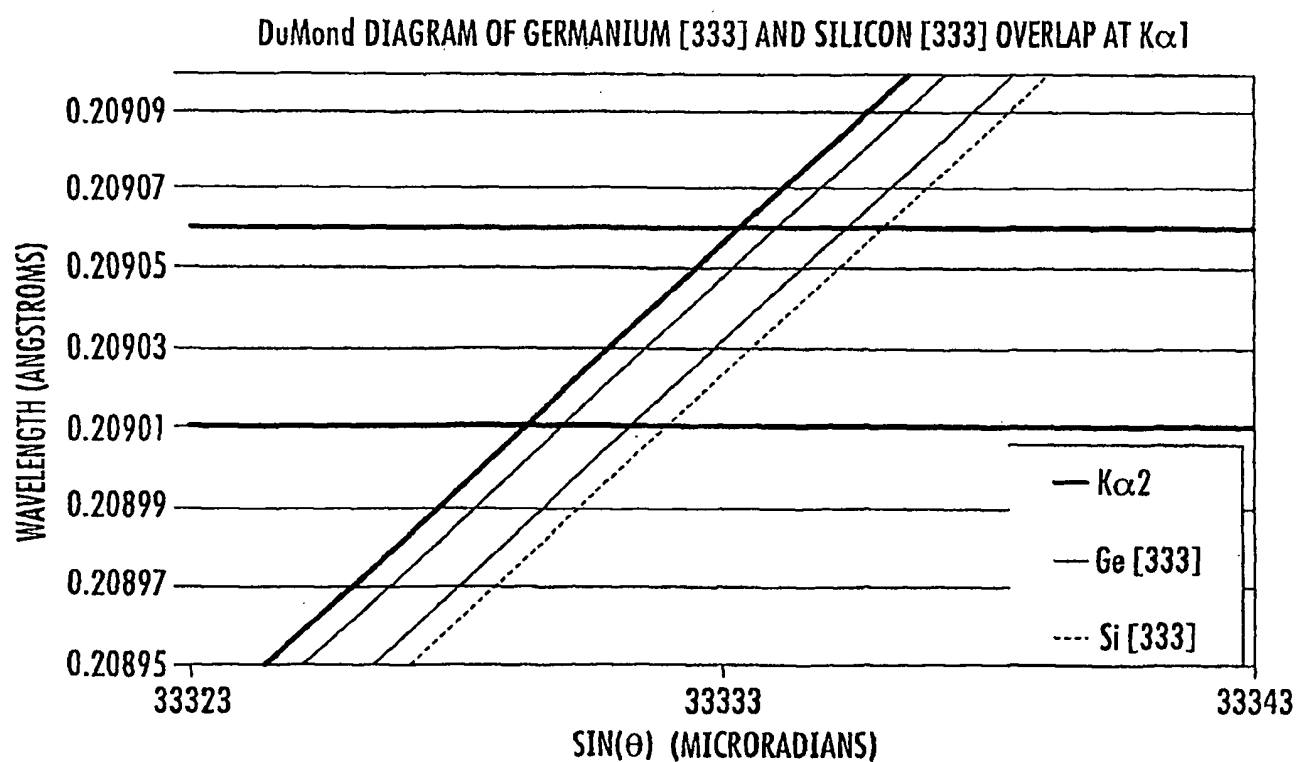


FIG. 9

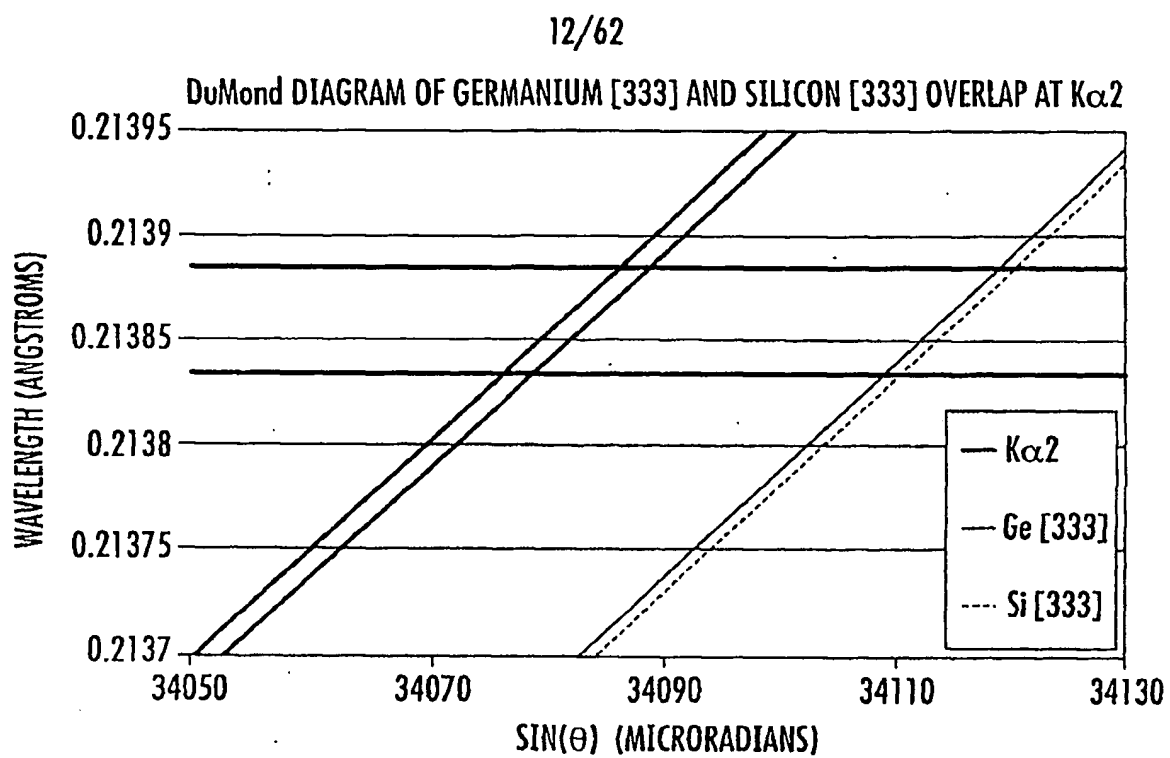


FIG. 10

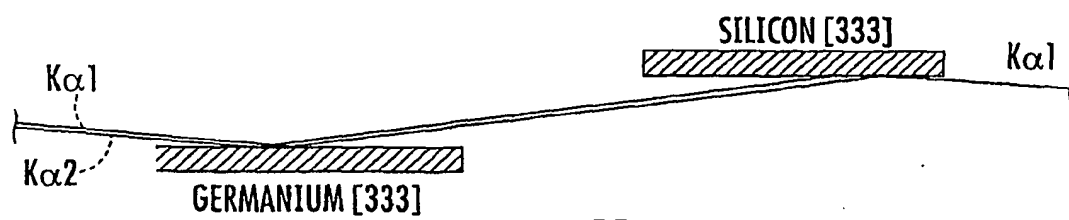


FIG. 11

13/62

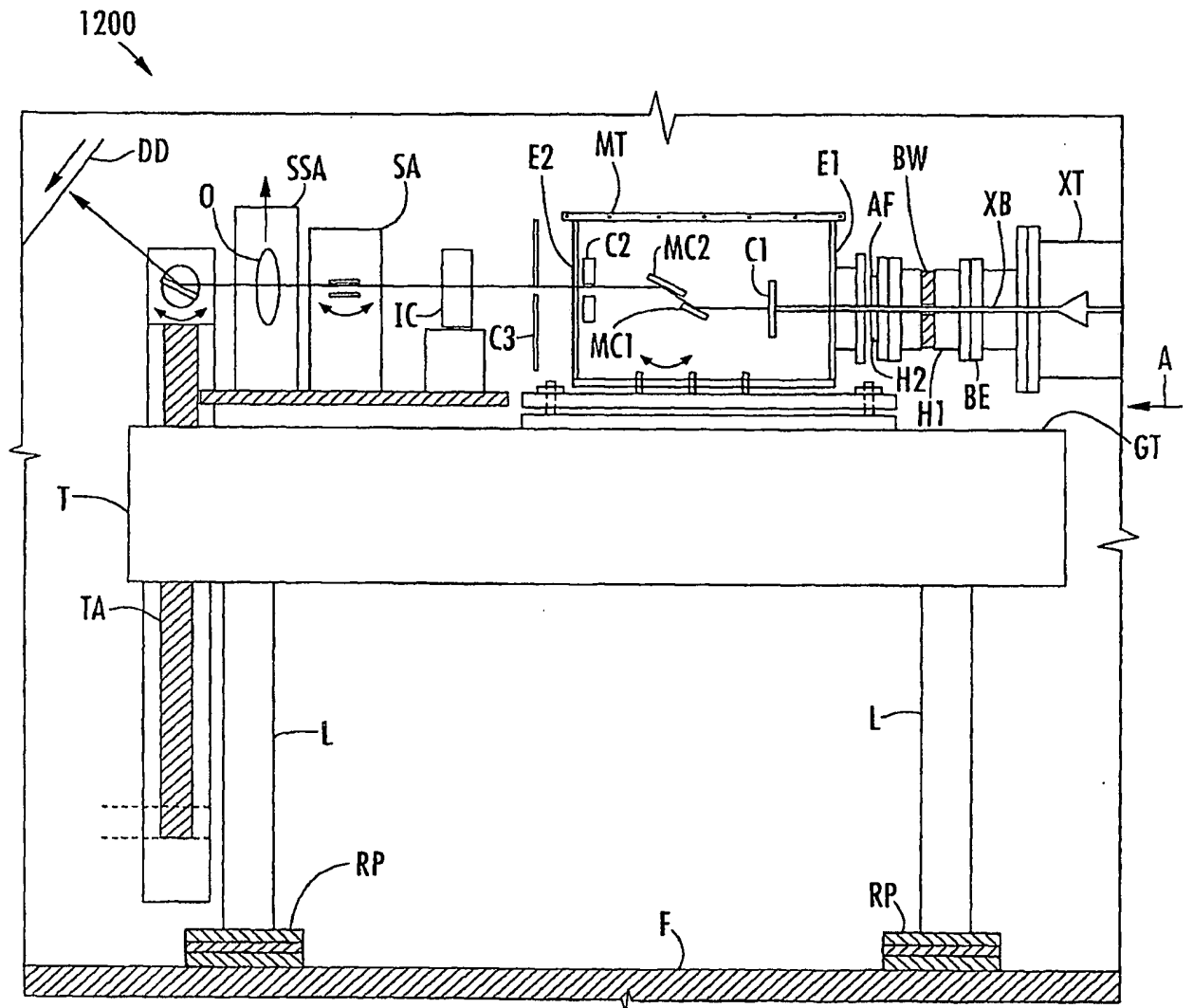
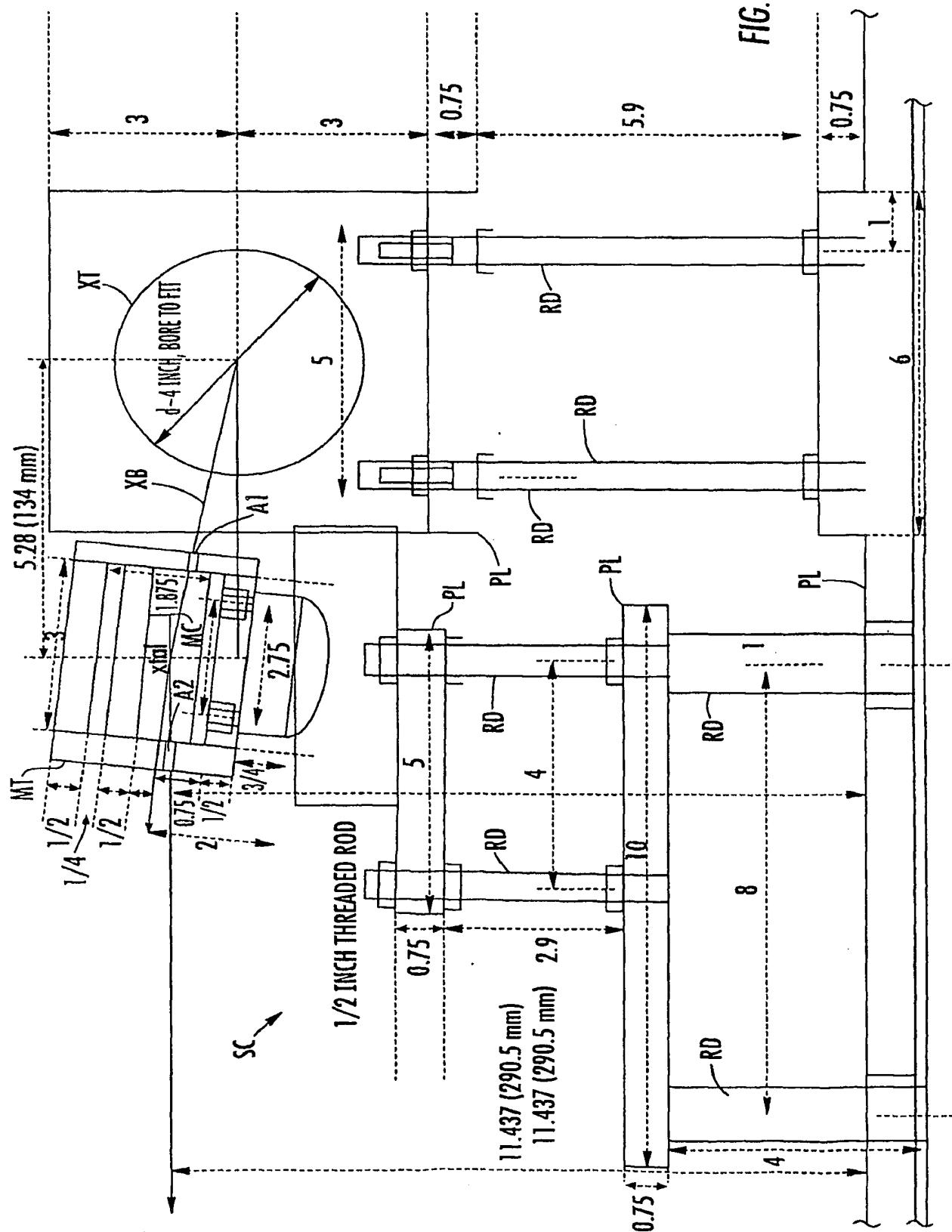


FIG. 12

14/62

FIG. 13



15/62

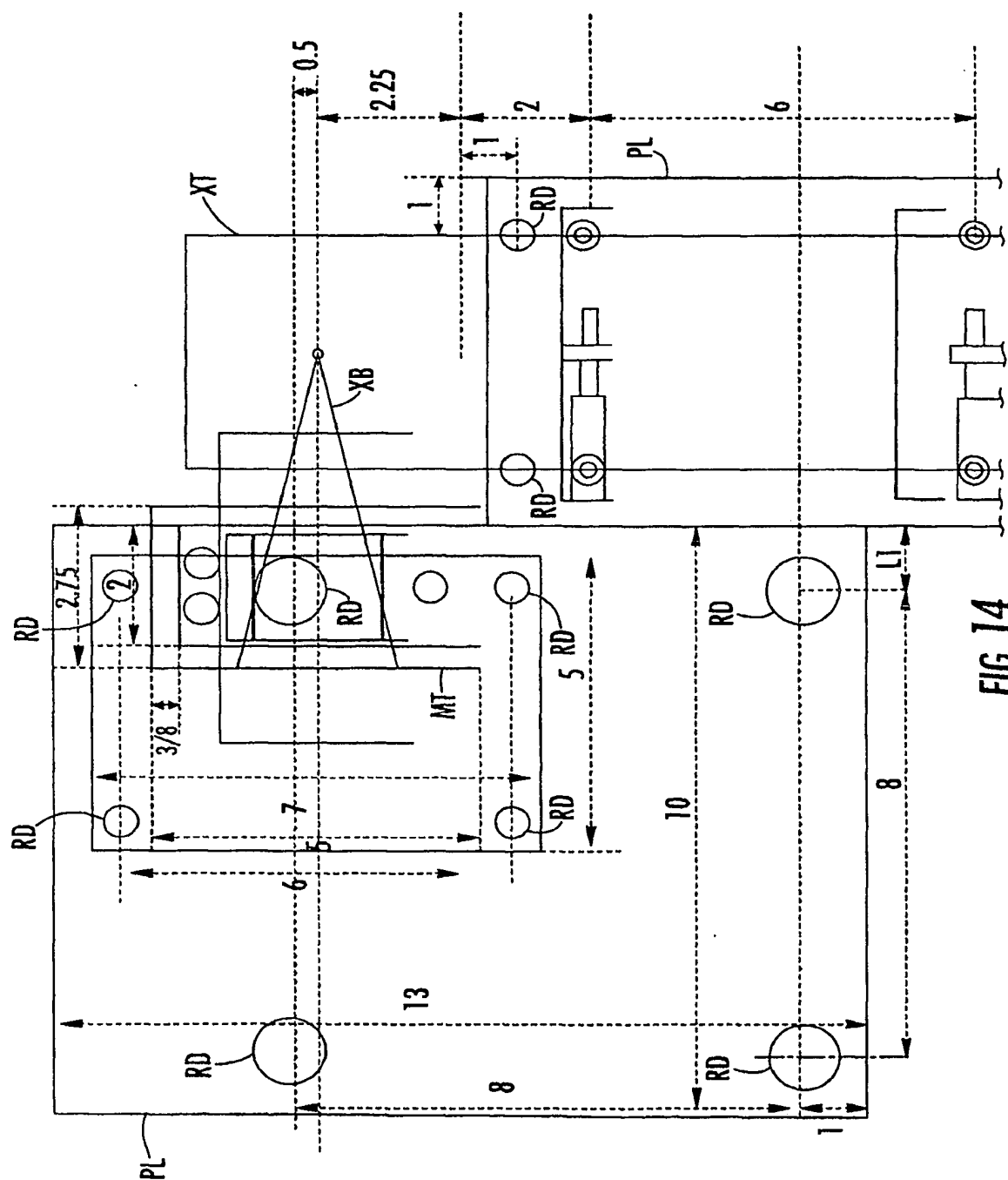
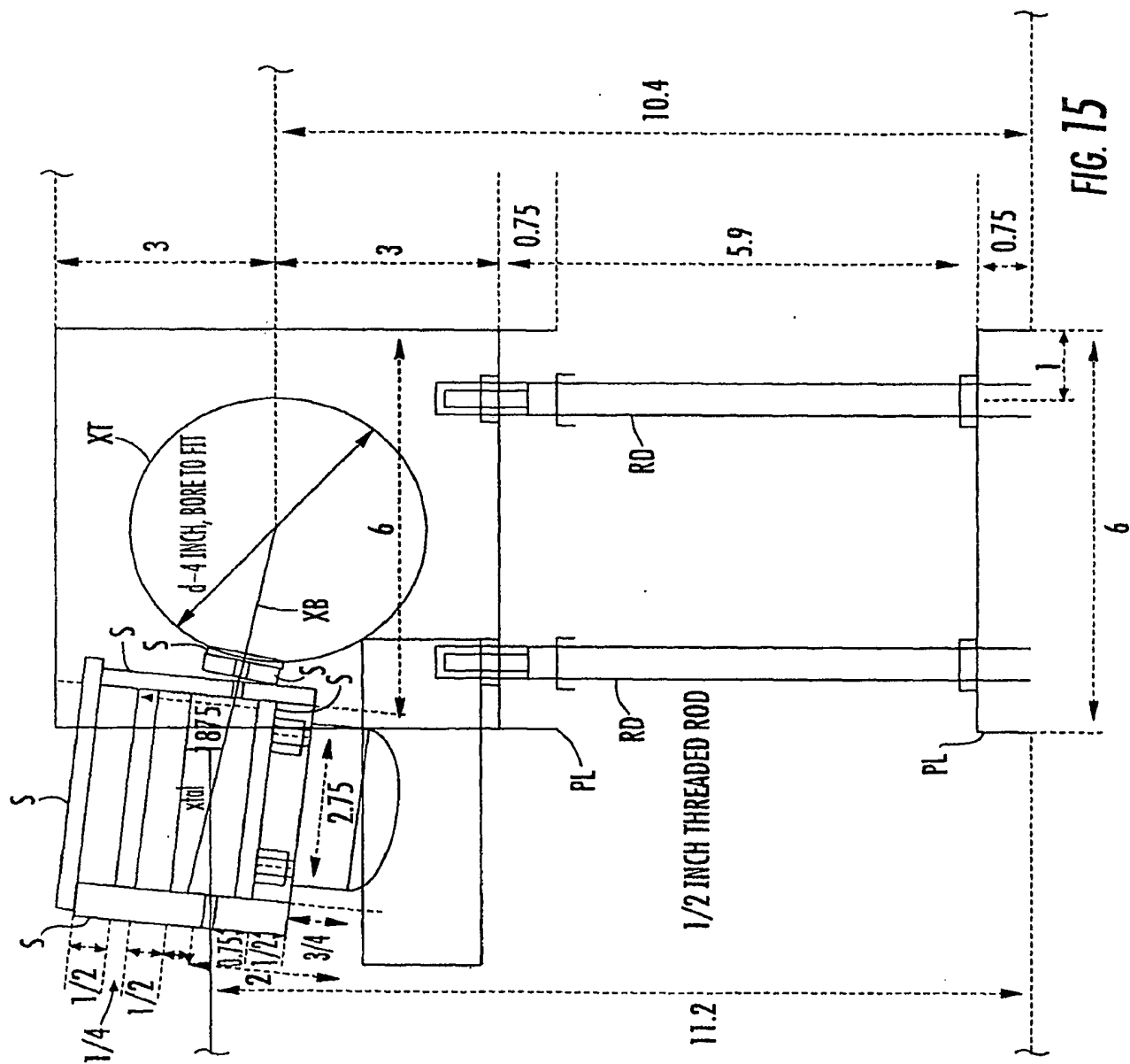
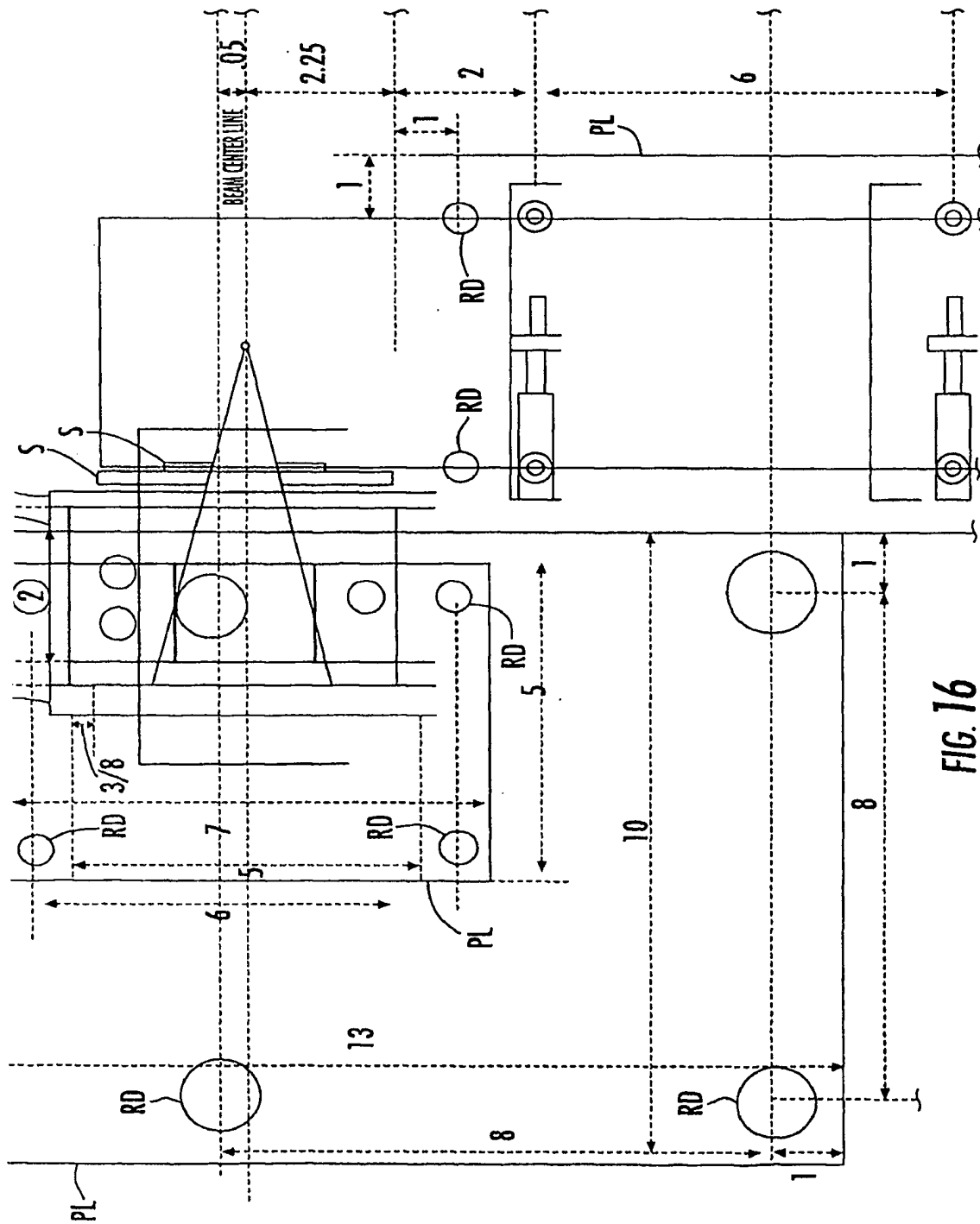


FIG. 14

16/62



17/62



18/62

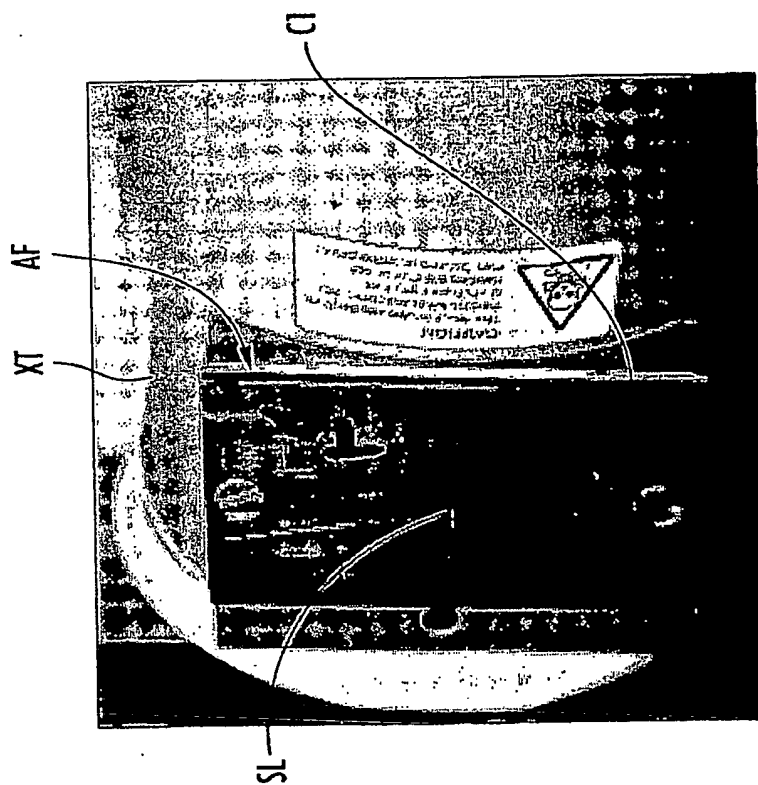


FIG. 18

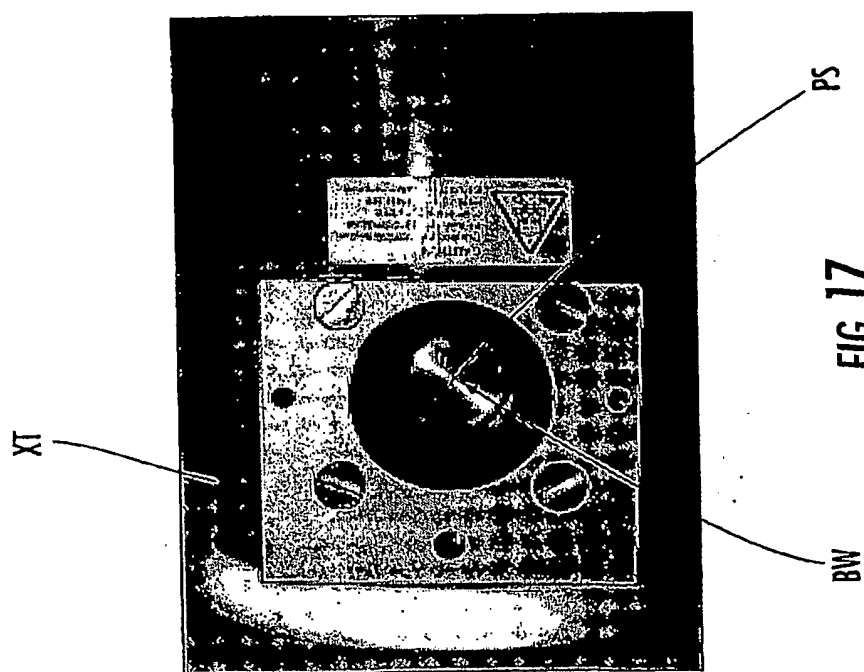


FIG. 17

19/62

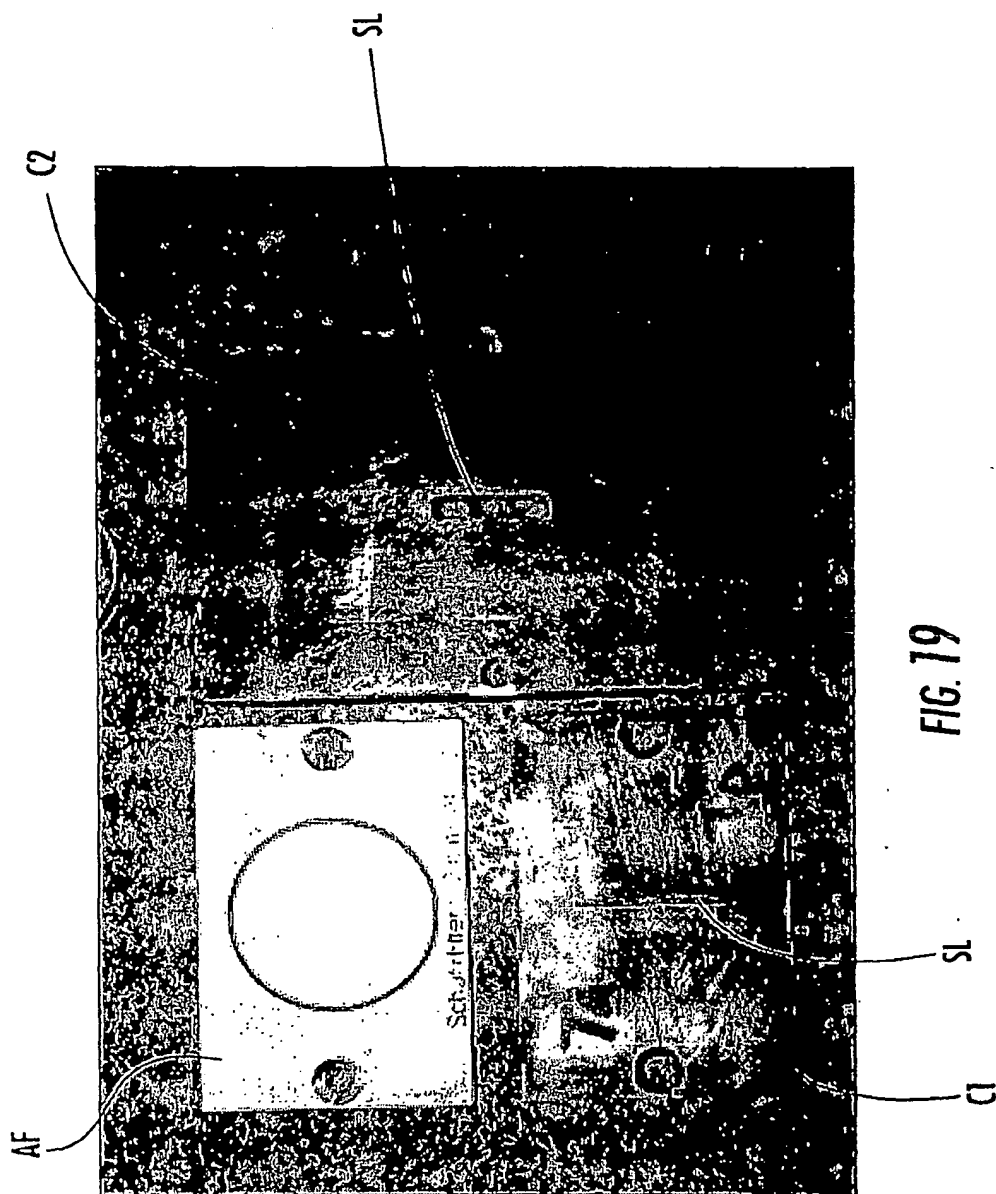


FIG. 19

20/62

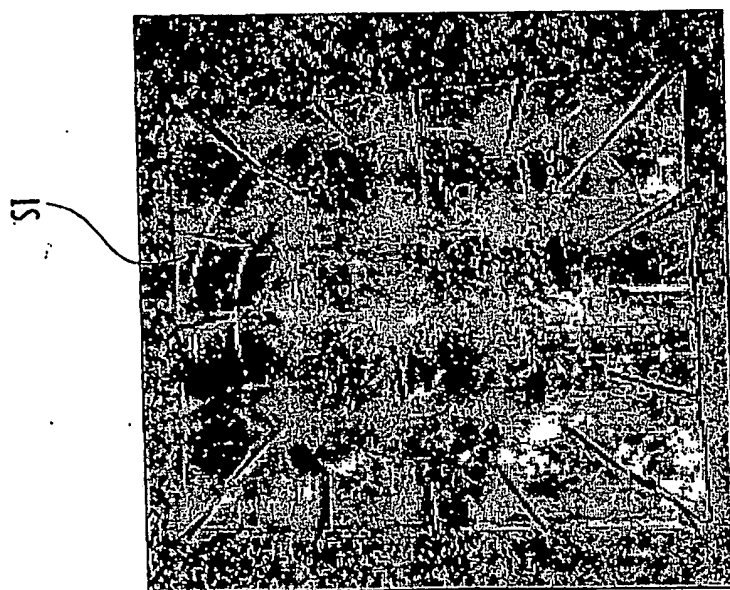


FIG. 20

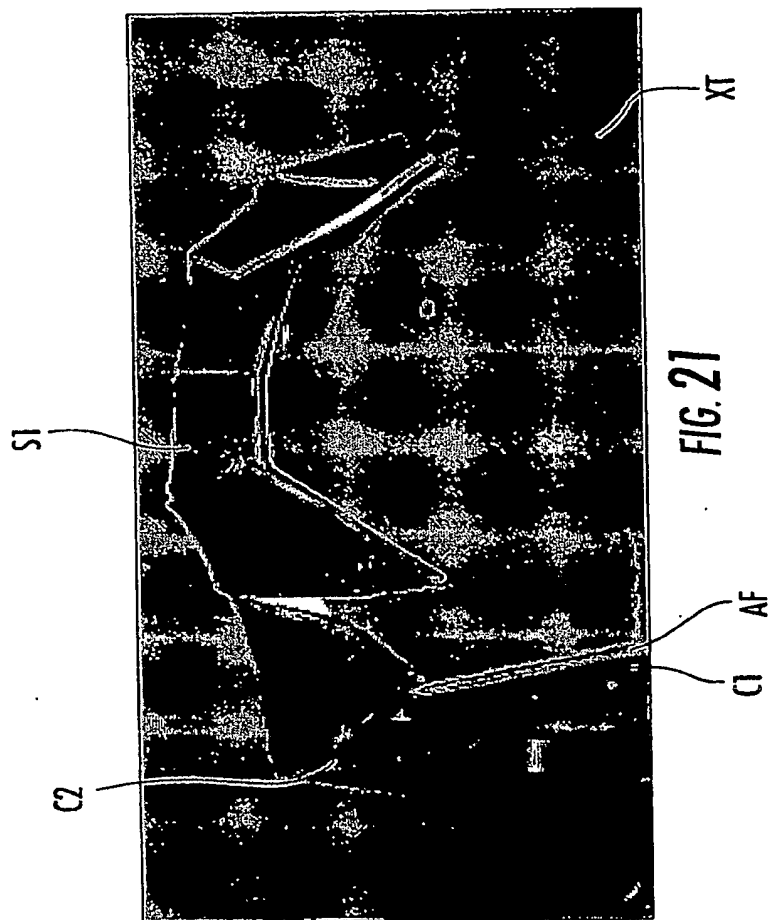


FIG. 21

21/62

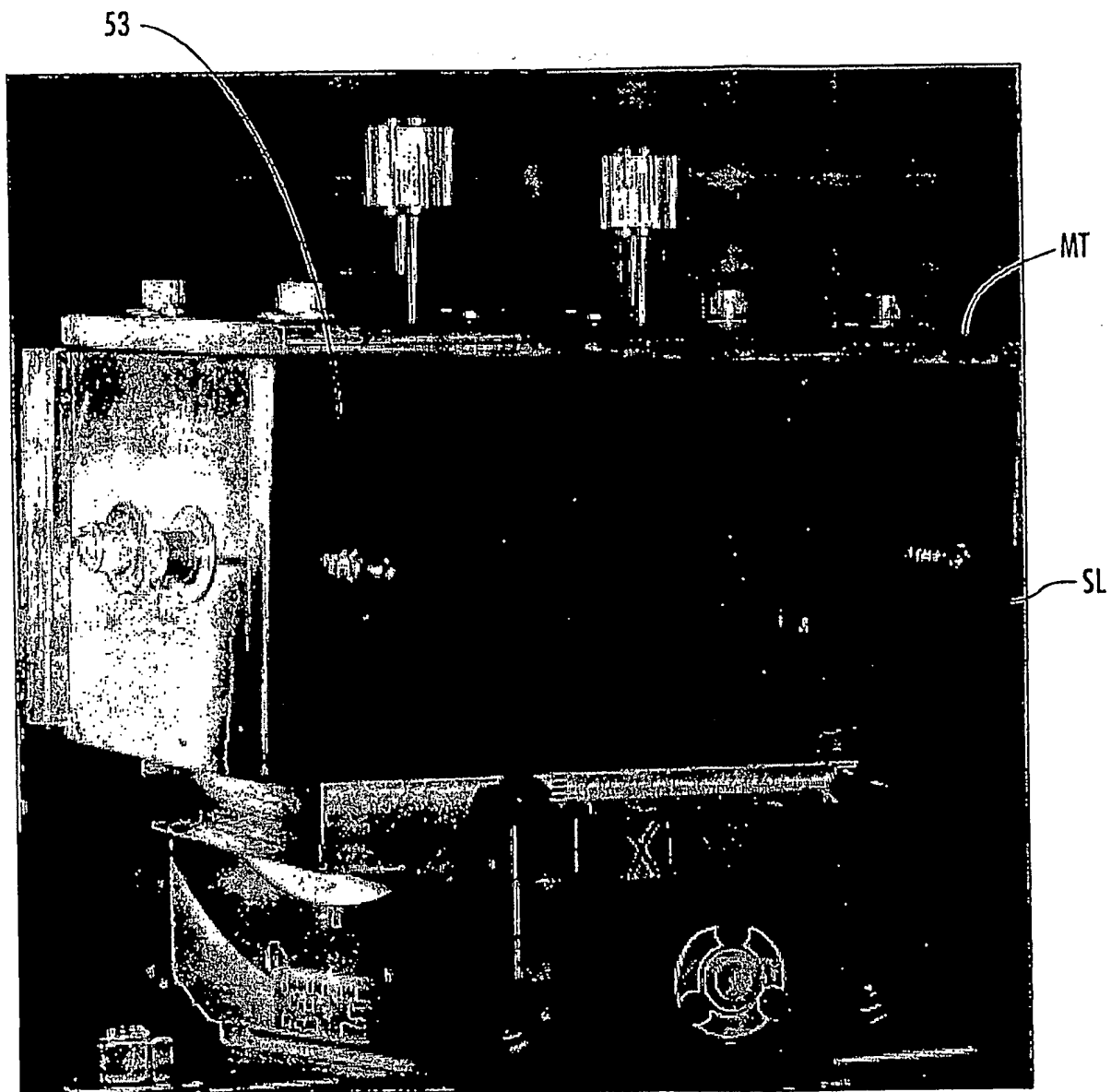


FIG. 22

22/62

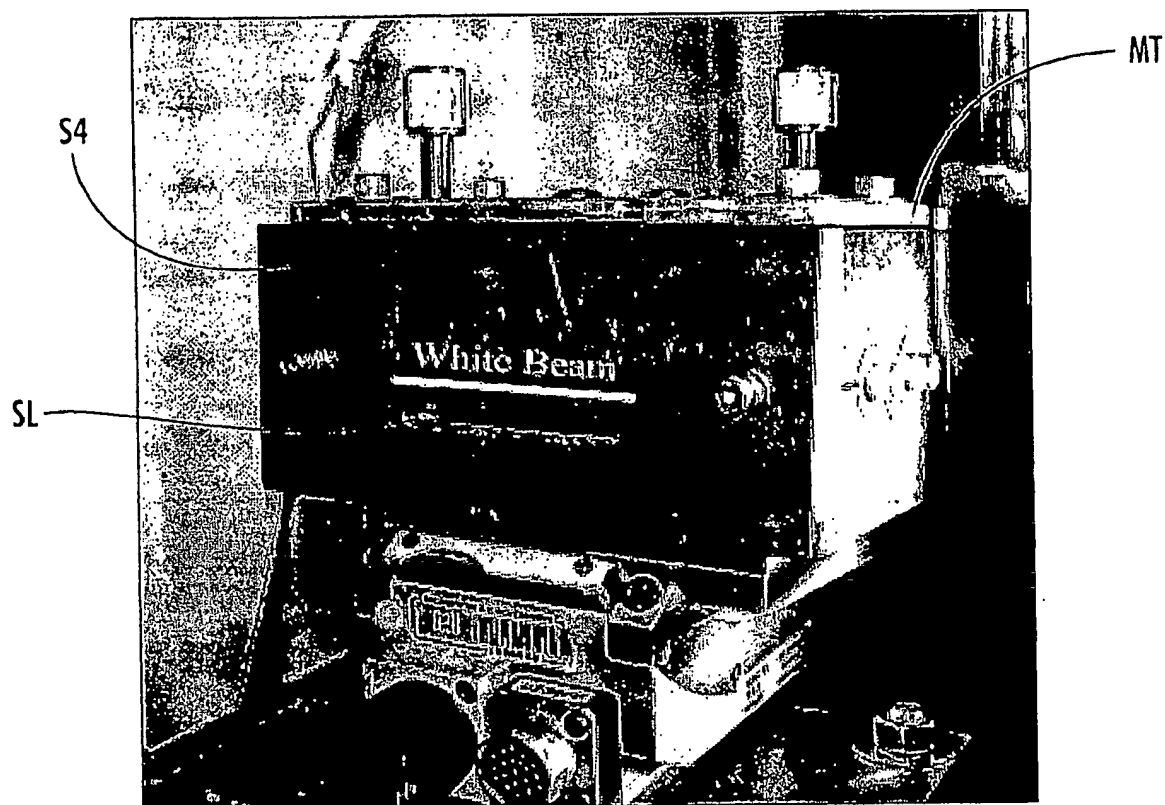


FIG. 23

23/62

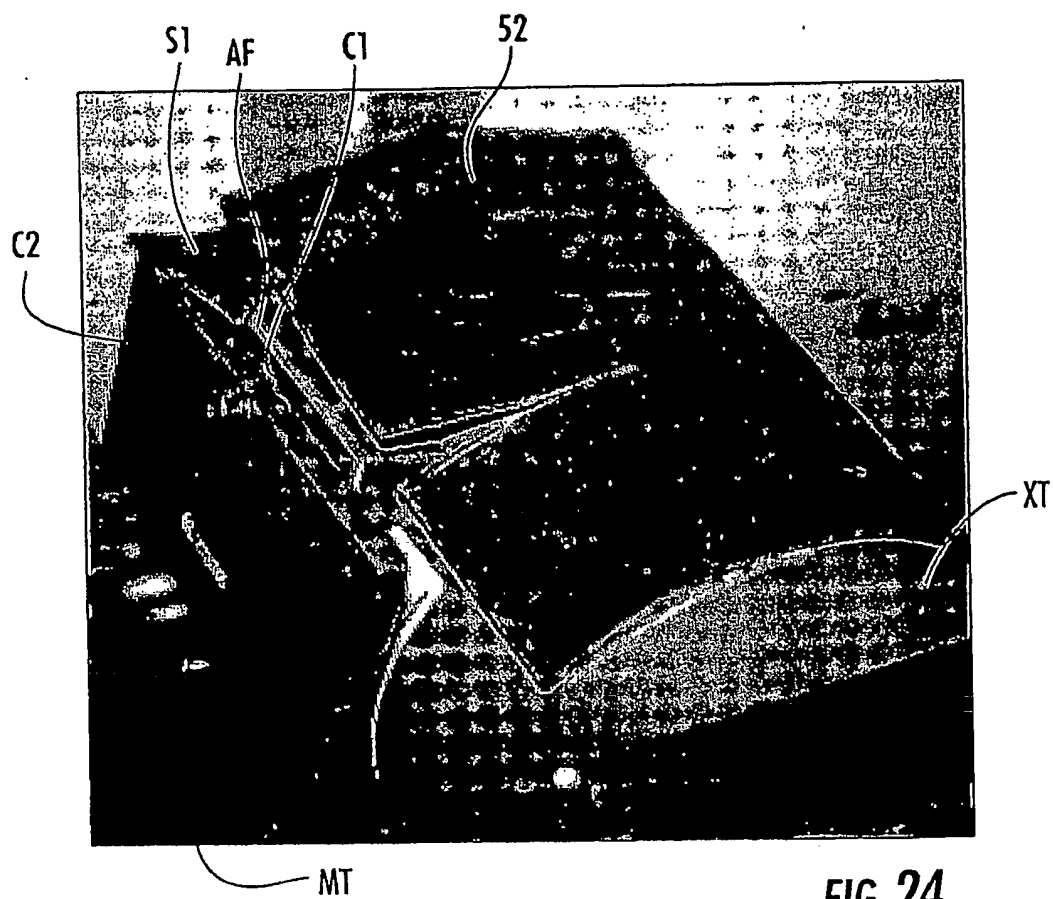
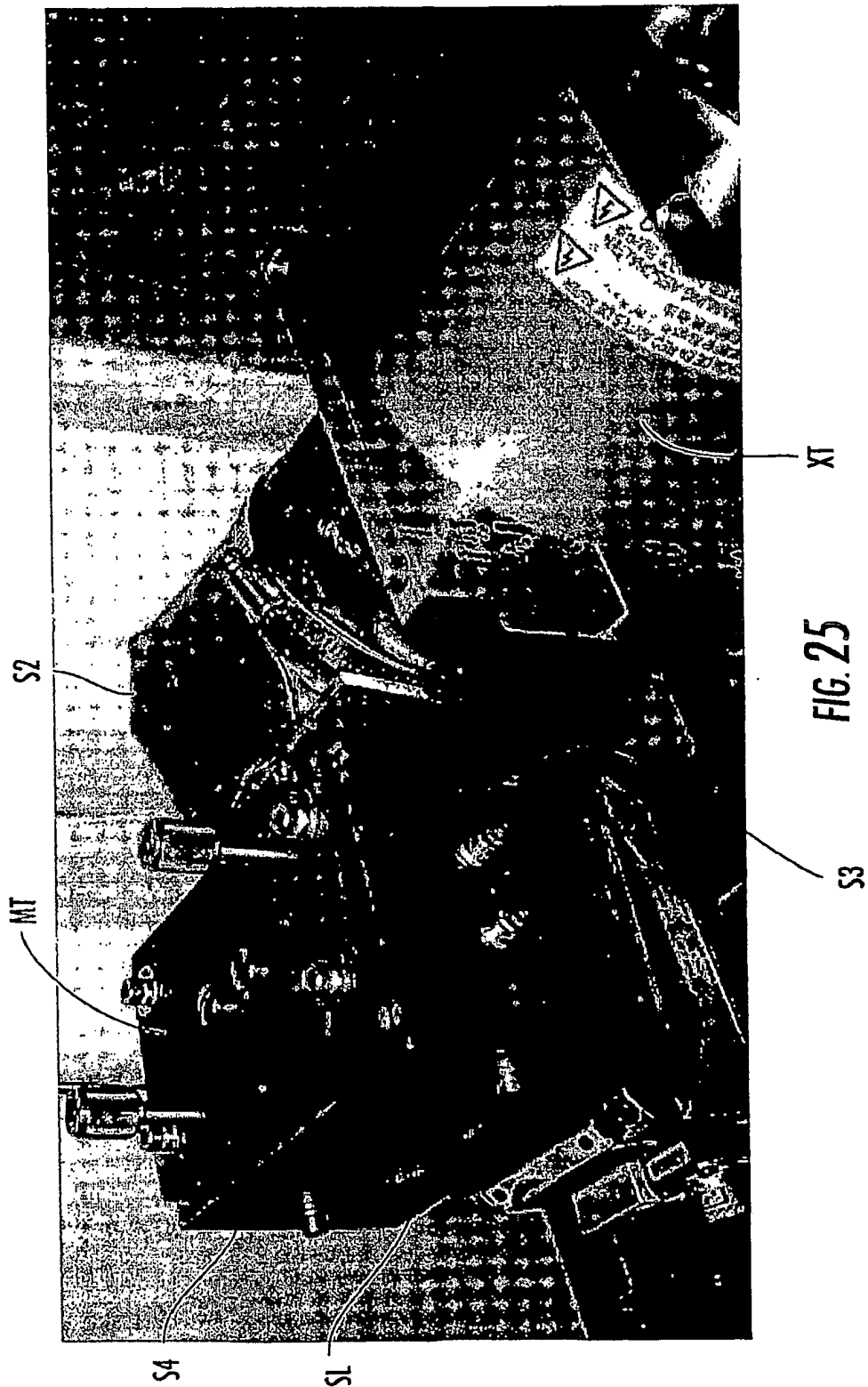


FIG. 24

24/62



25/62

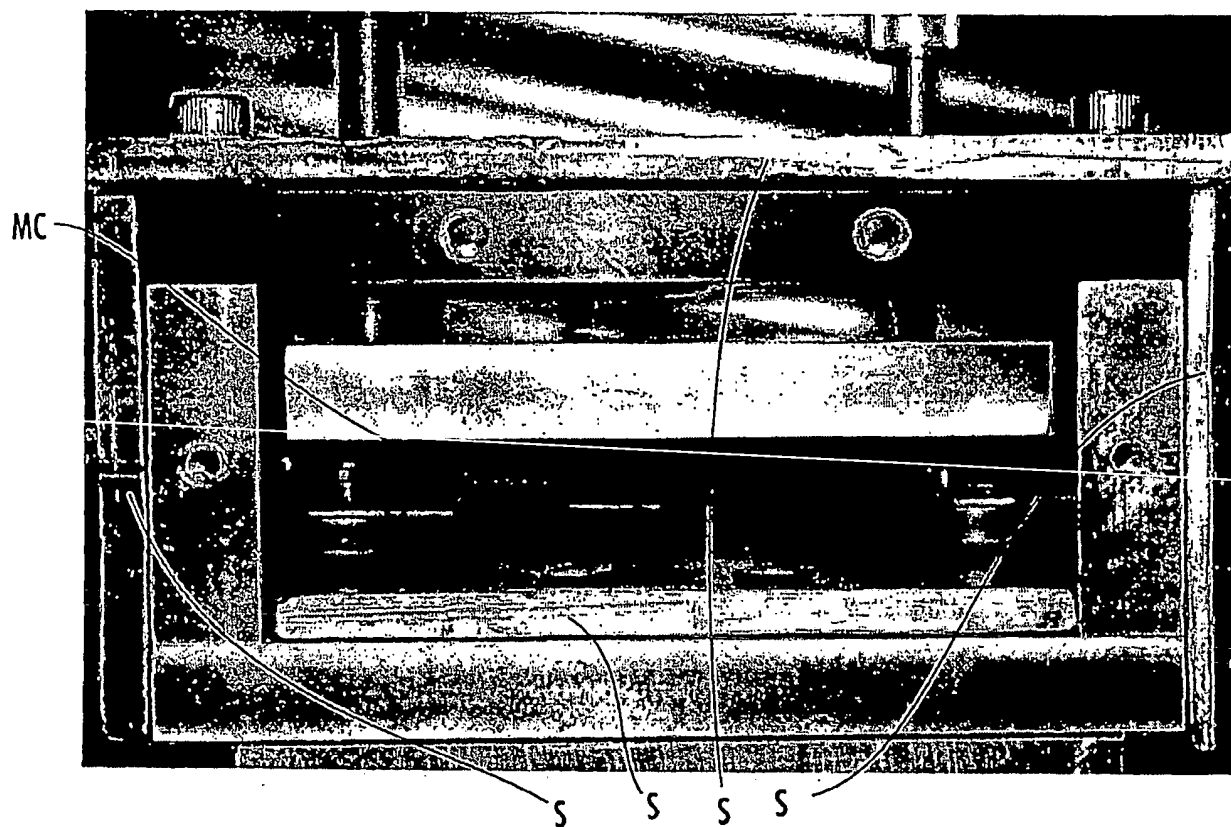
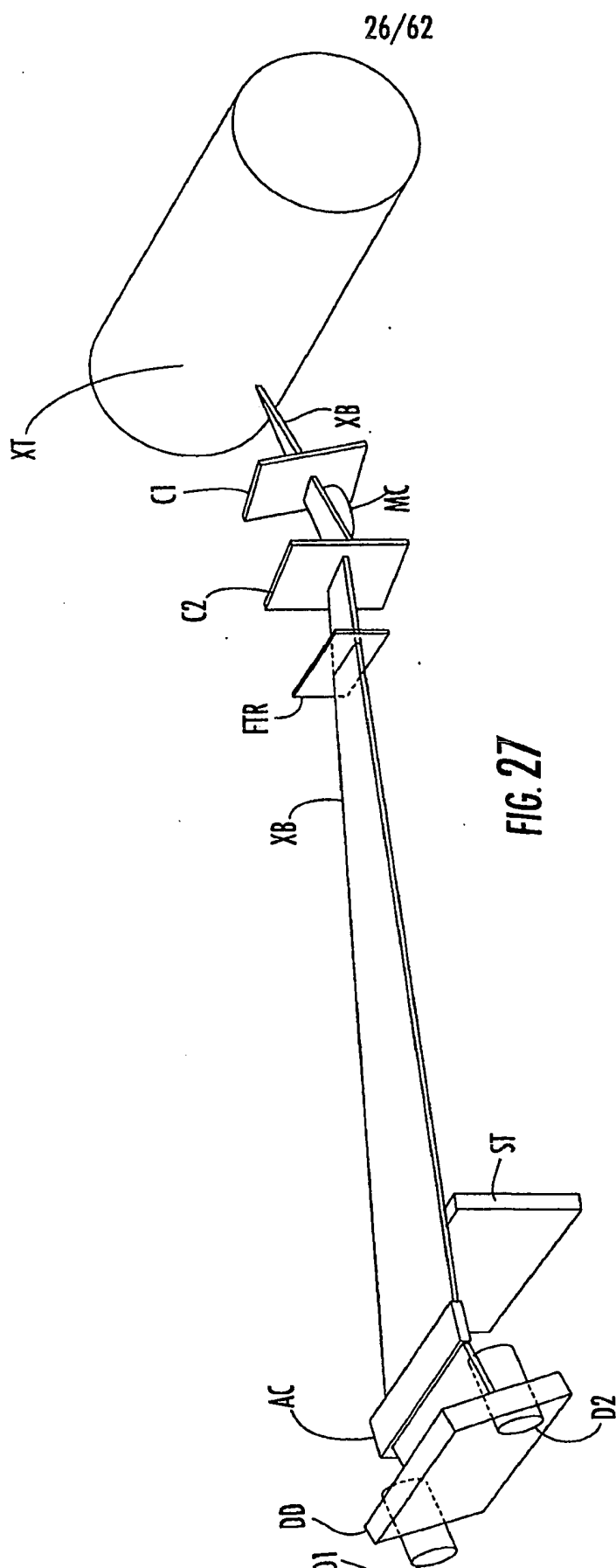


FIG. 26



27/62

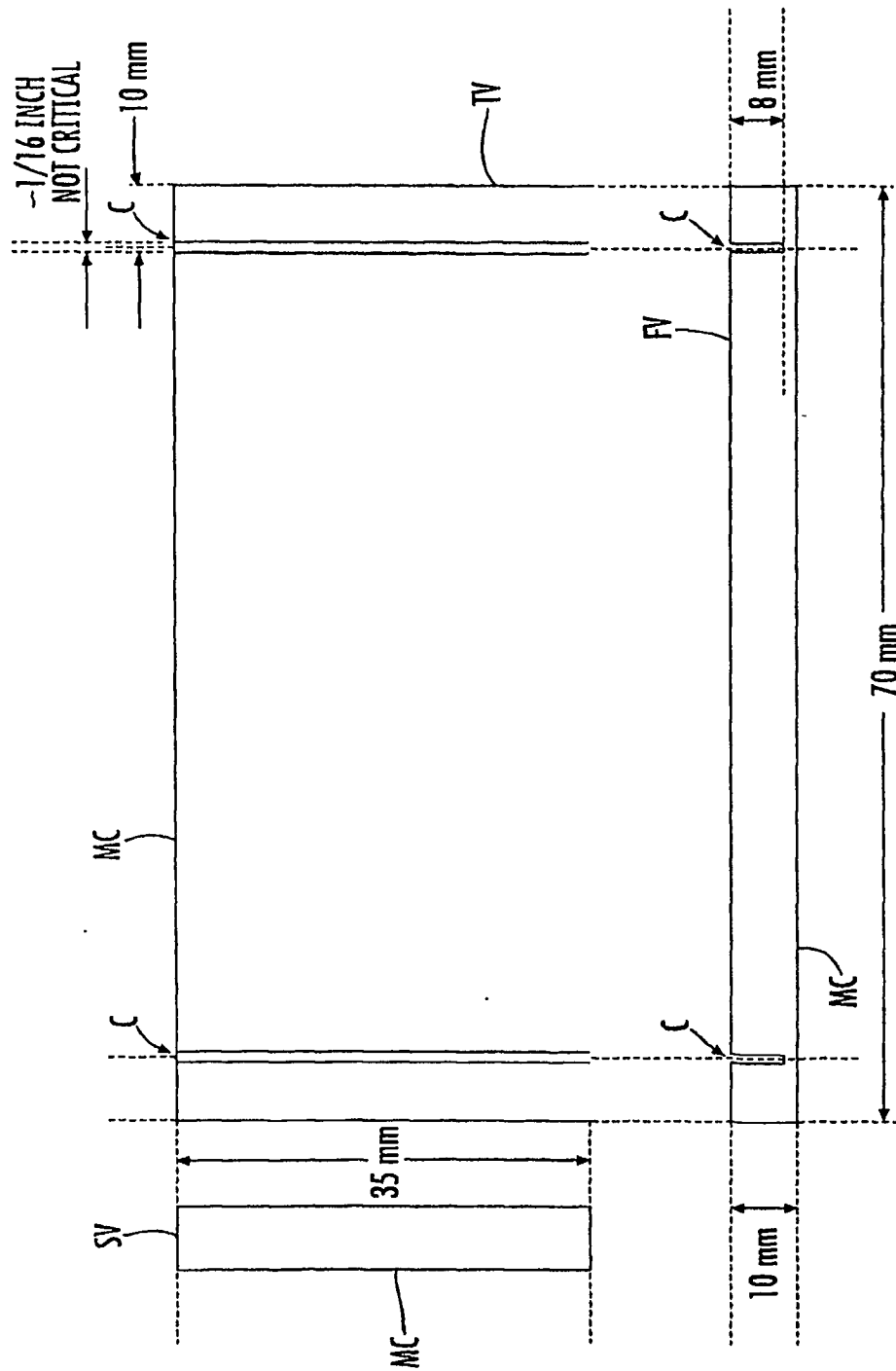
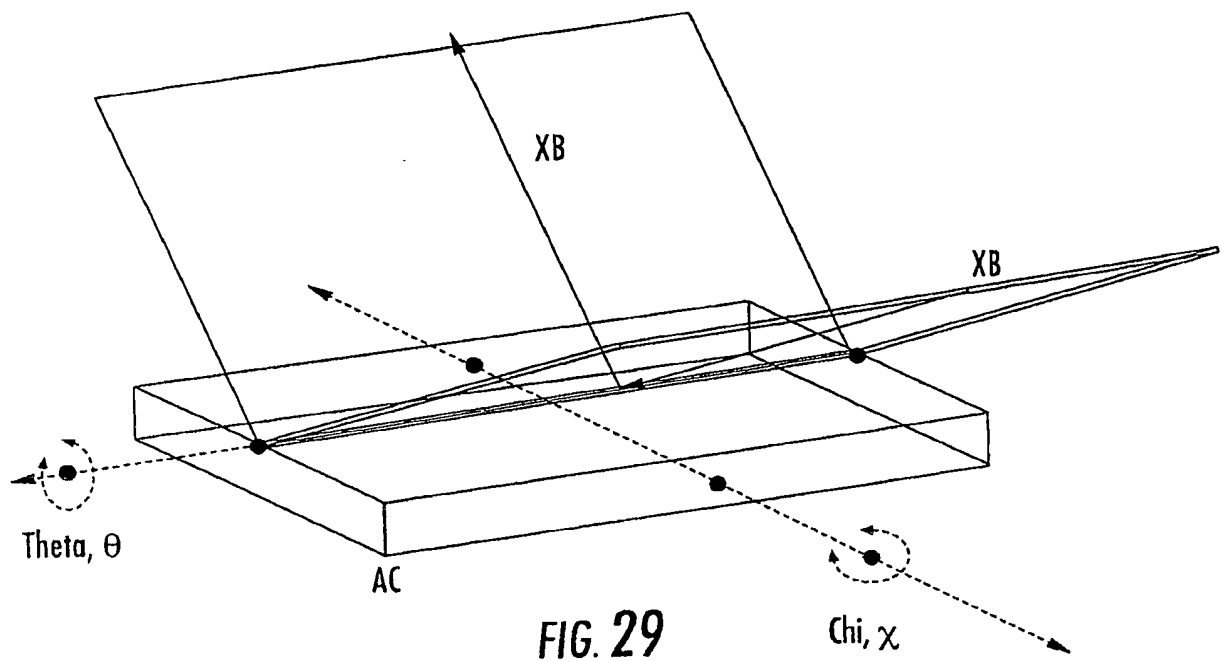


FIG. 28

28/62



29/62

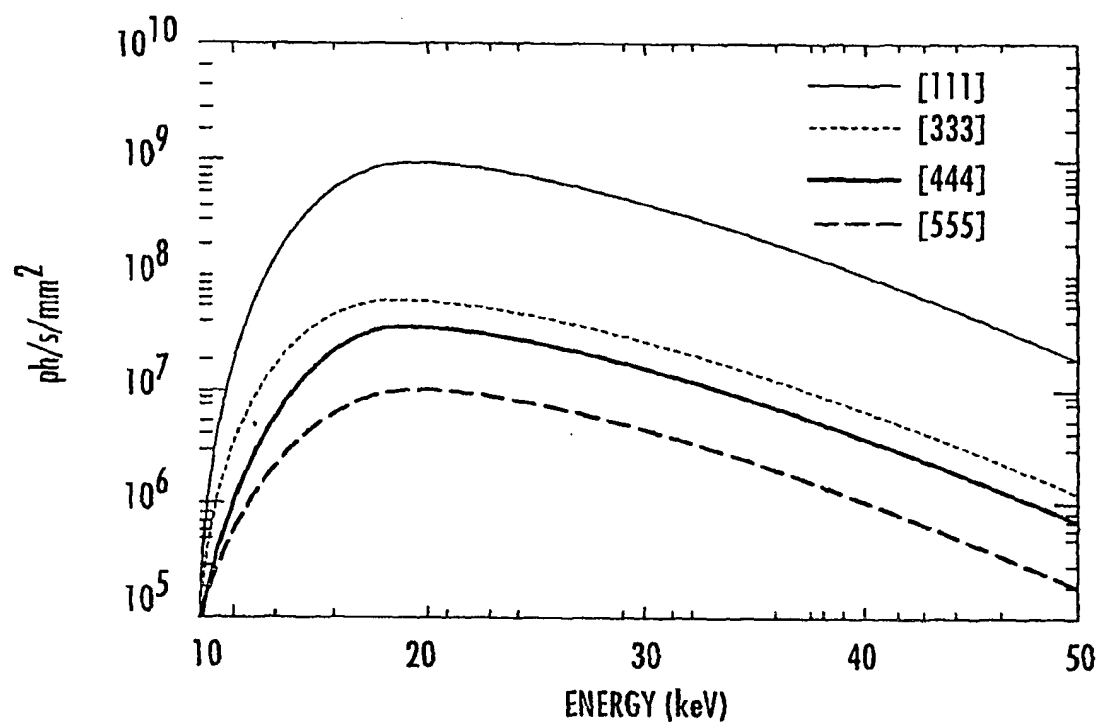


FIG. 30

30/62

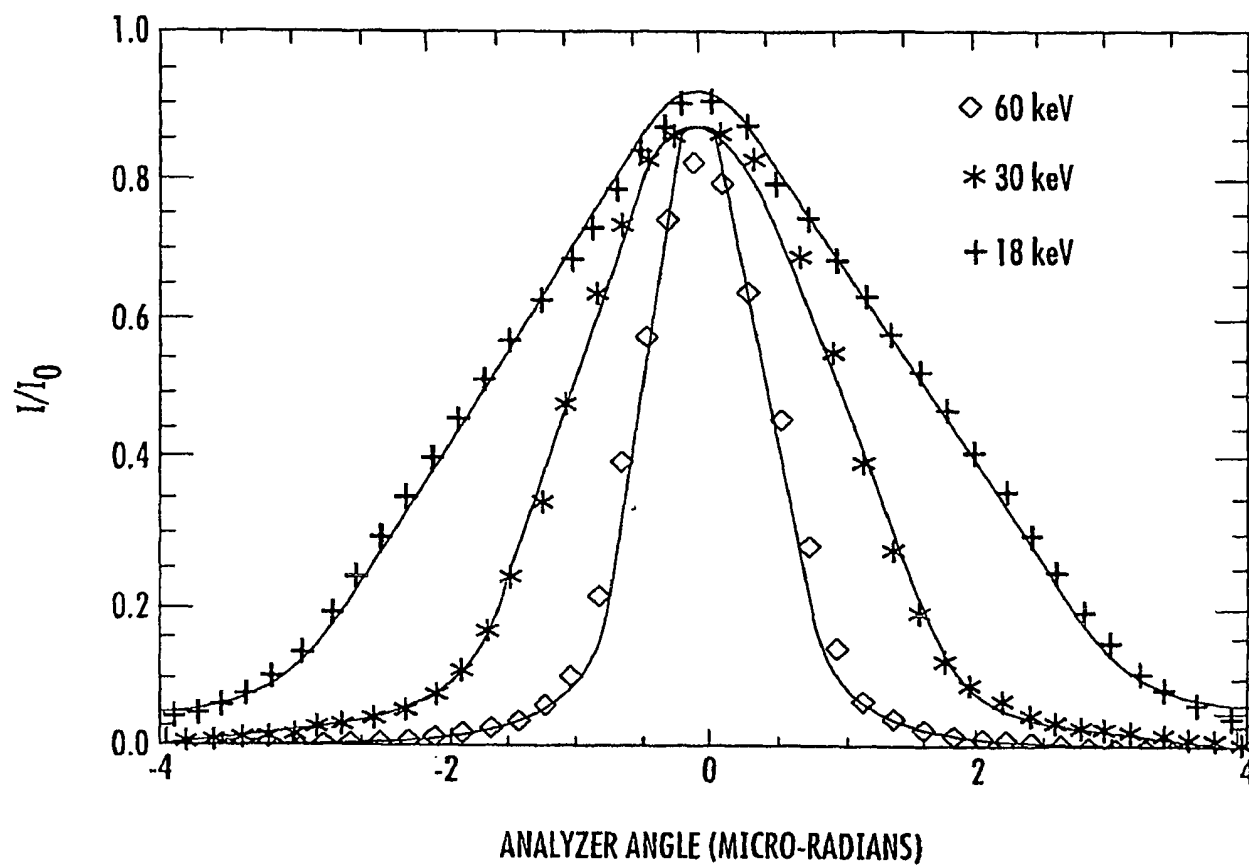


FIG. 31

31/62

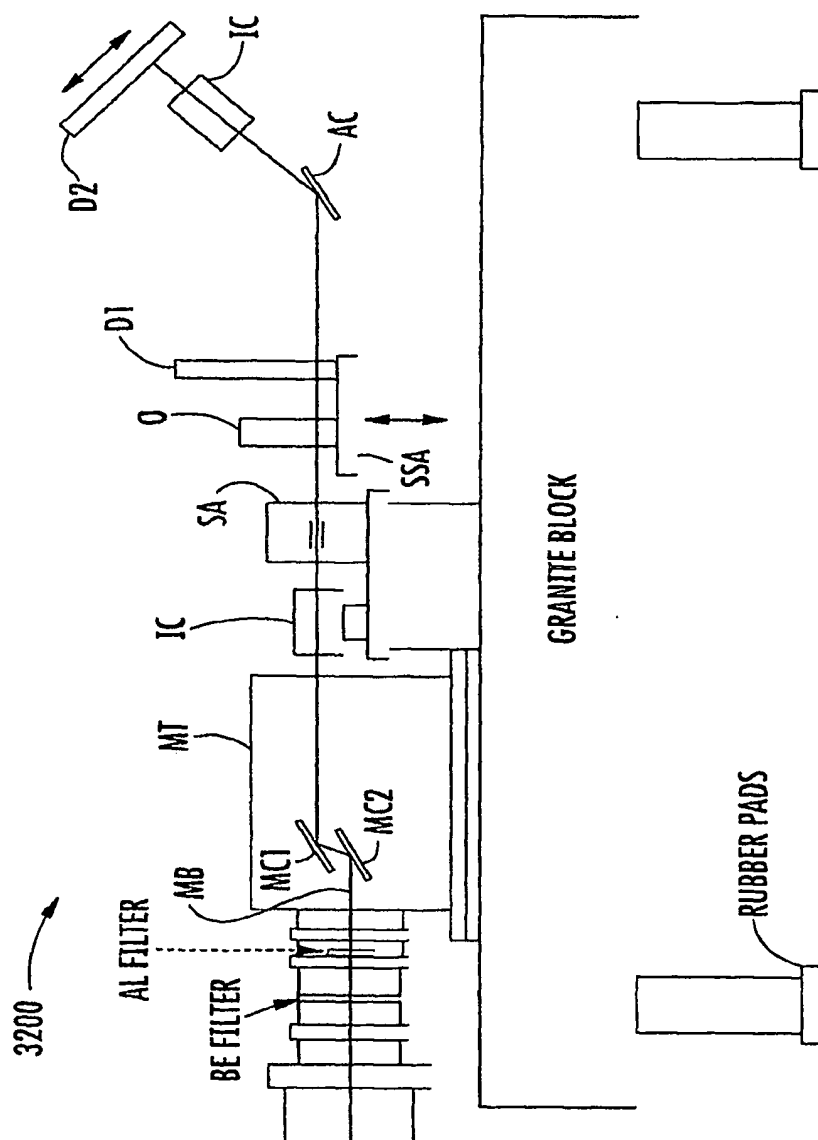


FIG. 32

32/62

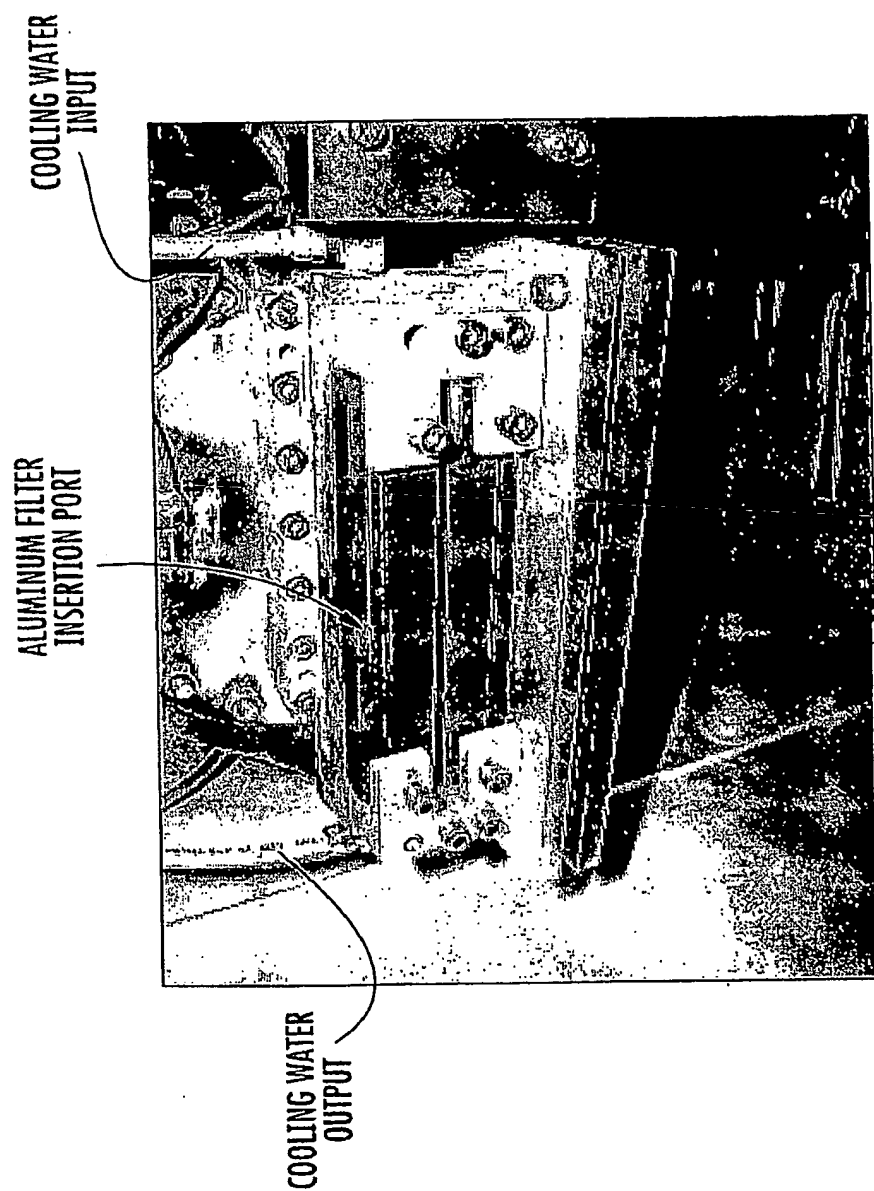


FIG. 33

33/62

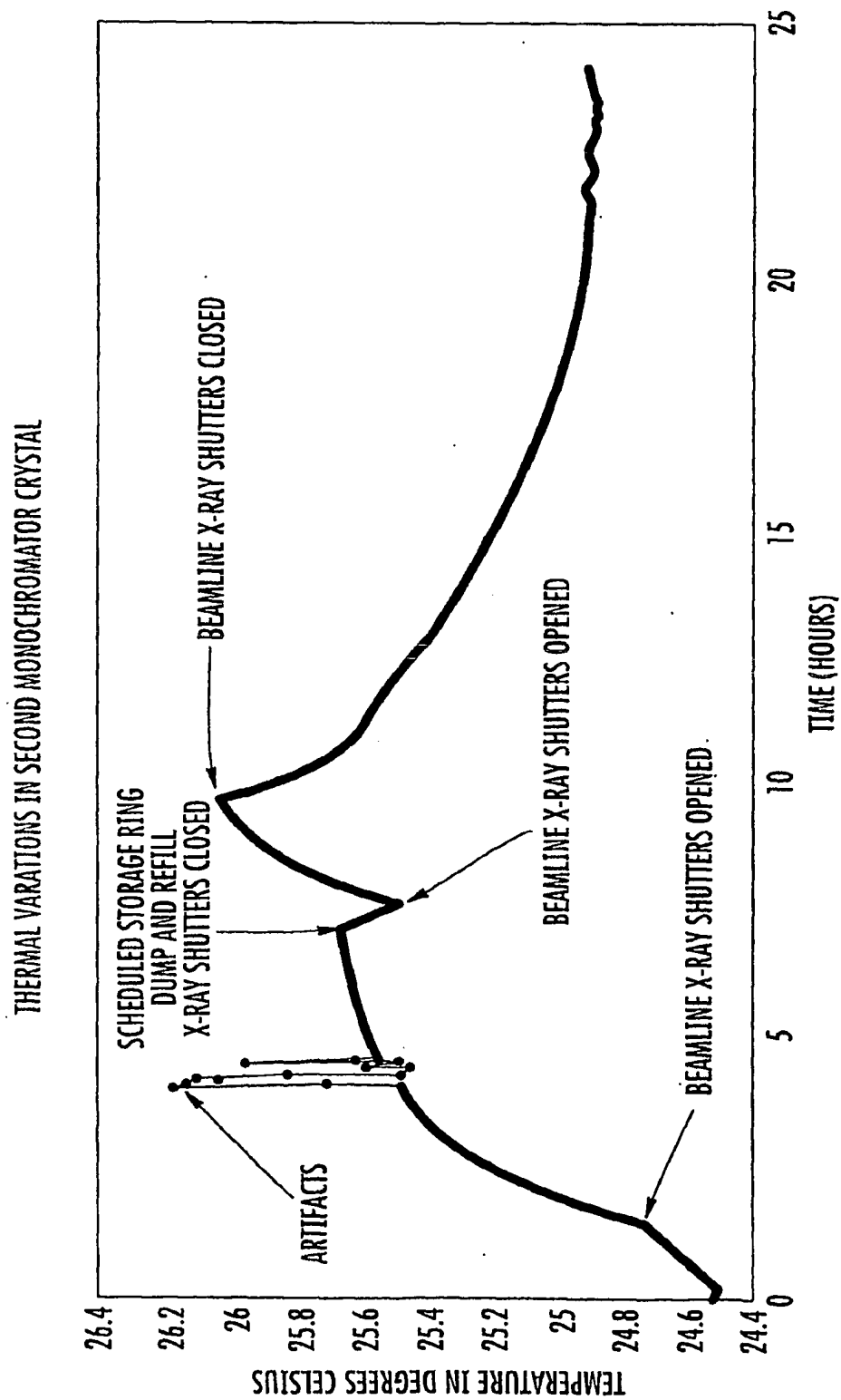


FIG. 34

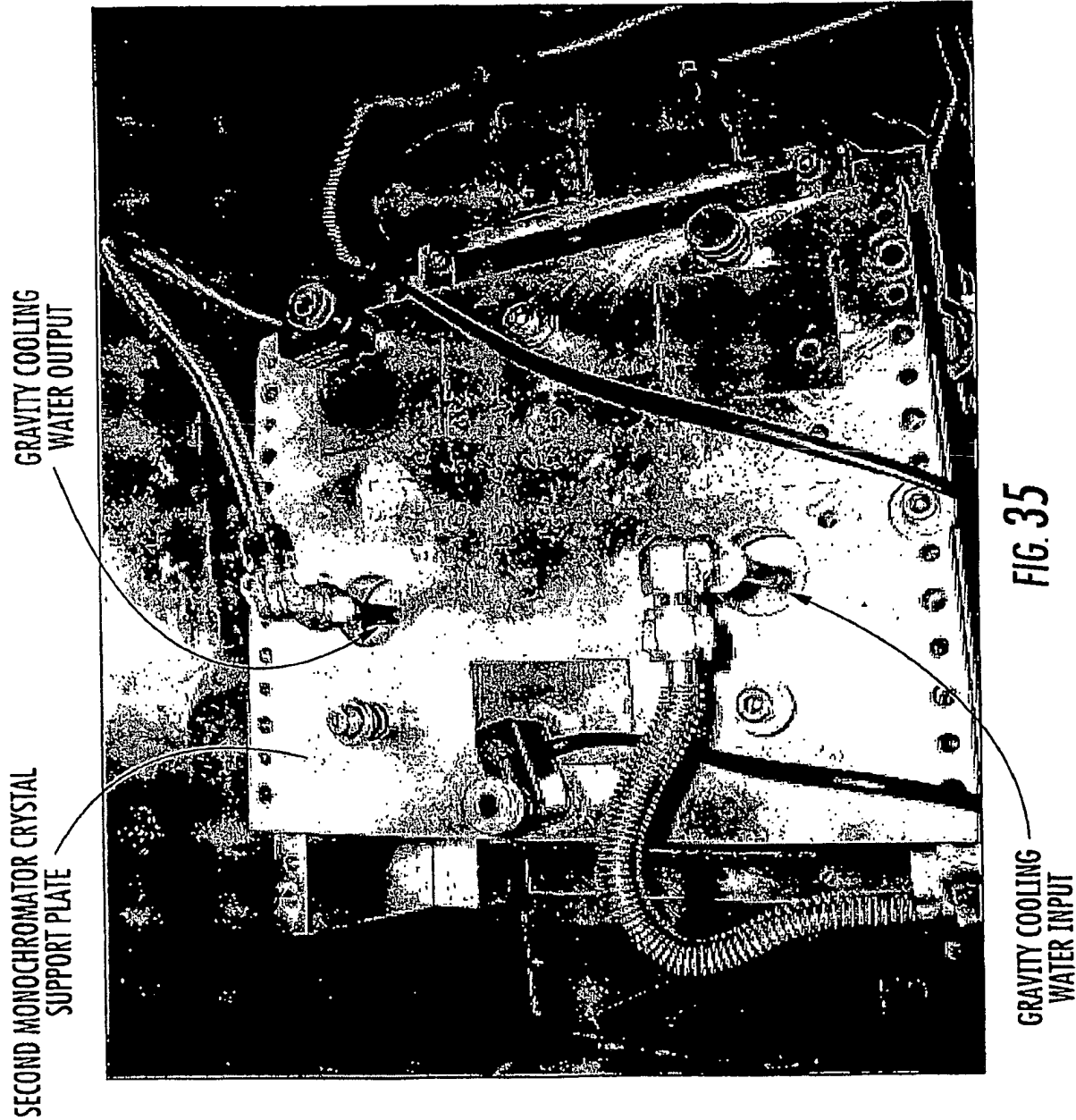


FIG 35

35/62

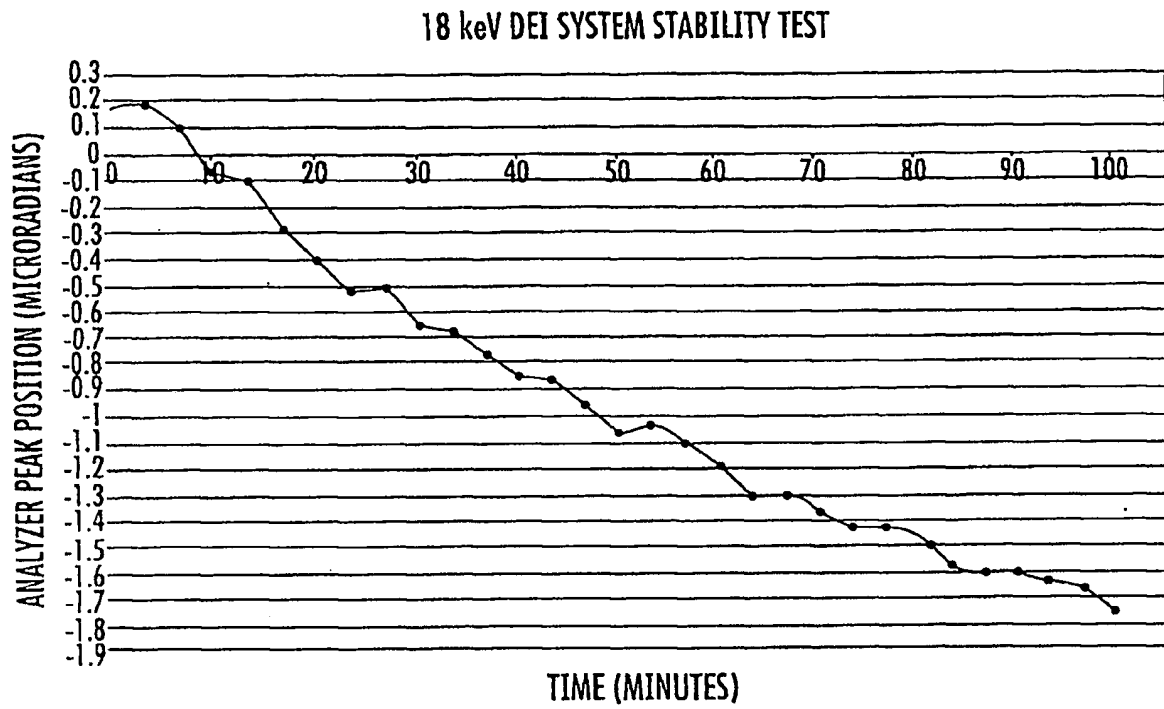


FIG. 36

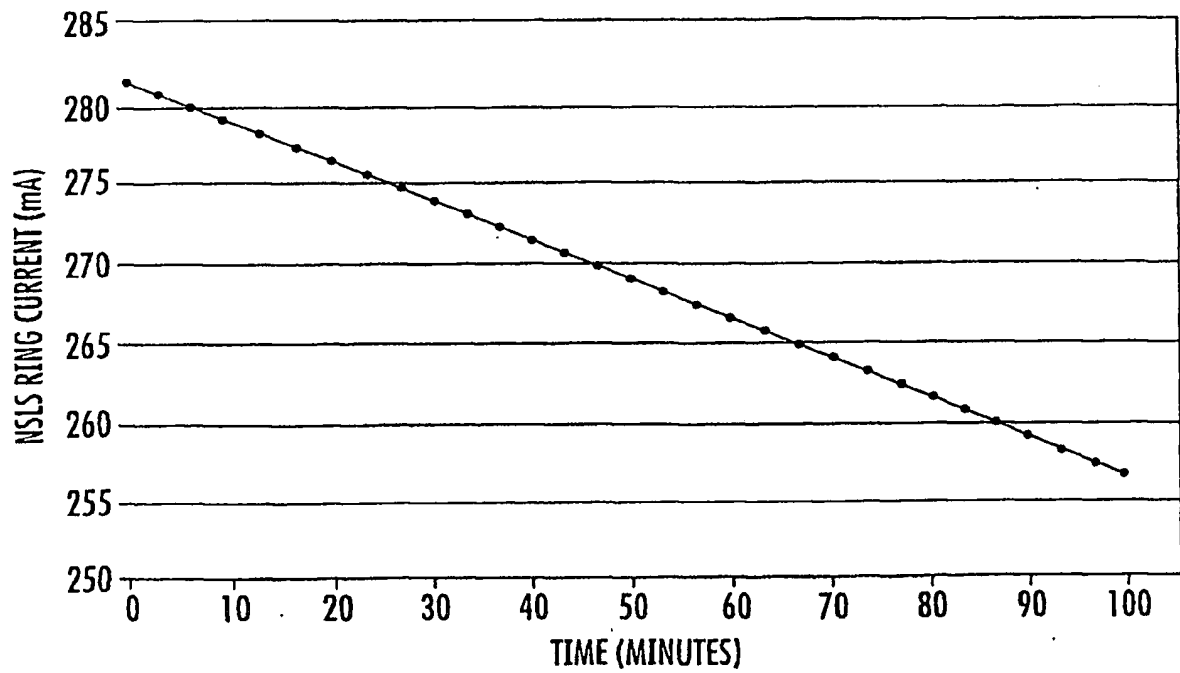
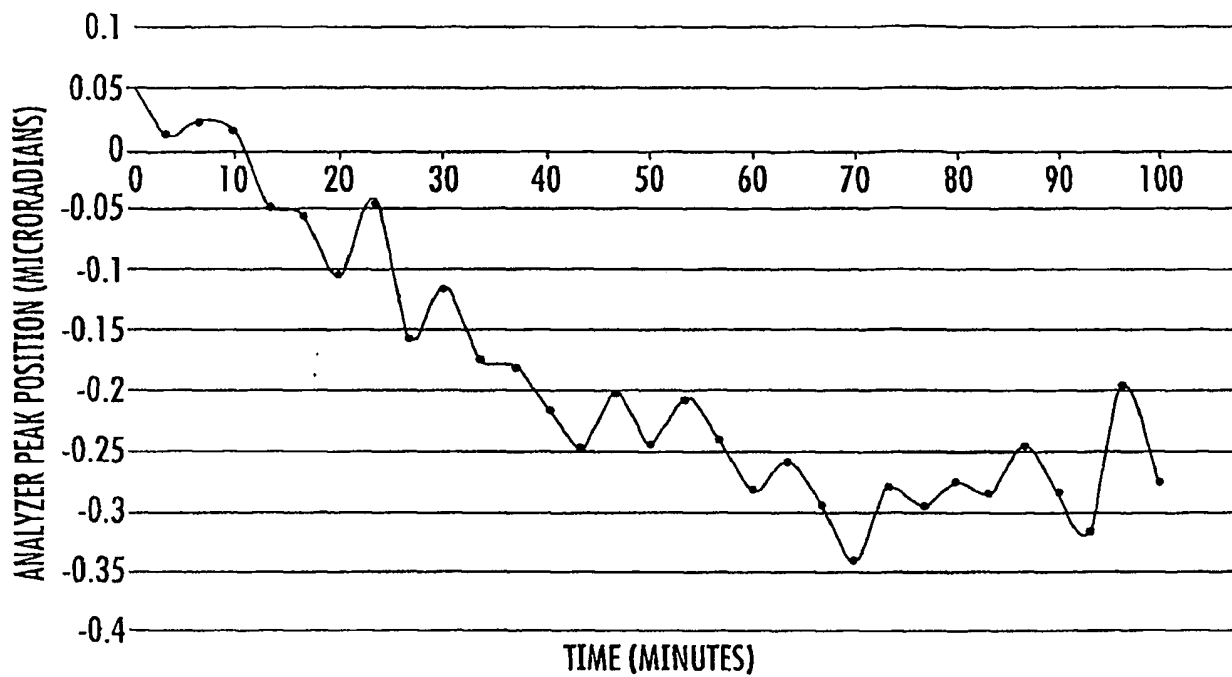


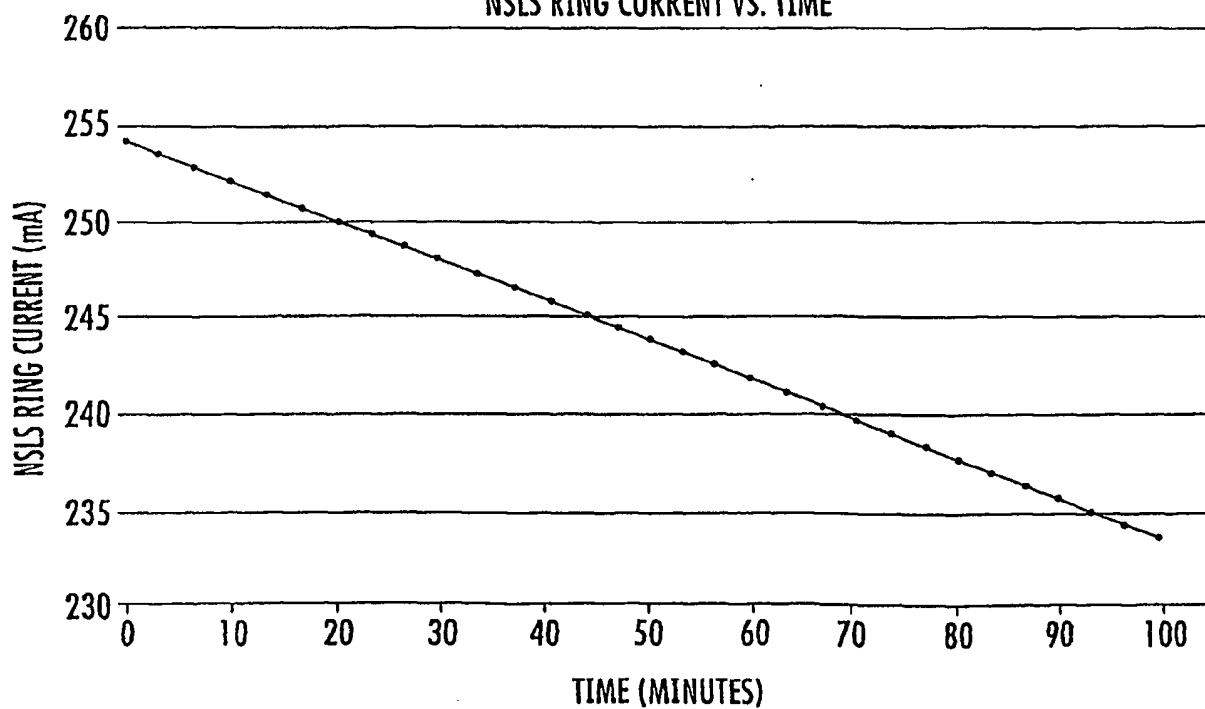
FIG. 37

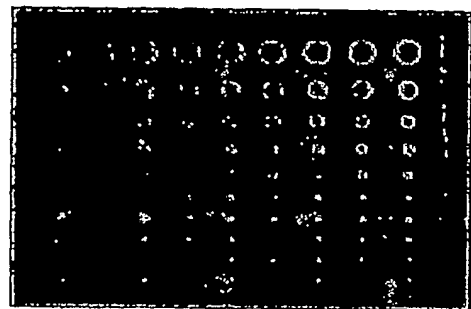
36/62

40 keV DEI SYSTEM STABILITY TEST

**FIG. 38**

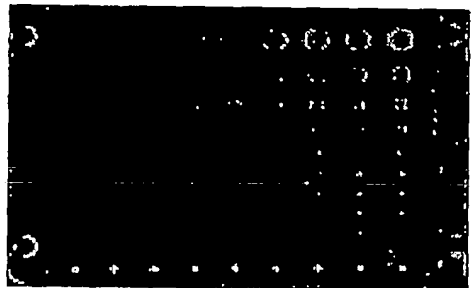
NSLS RING CURRENT VS. TIME

**FIG. 39**



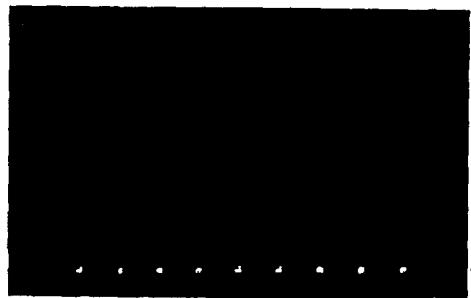
18 keV DEL PEAK

FIG. 40C



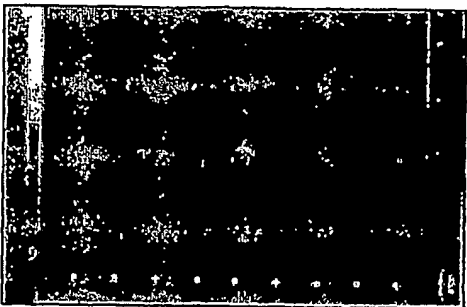
18 keV DEL + 1/2 DARWIN WIDTH

FIG. 40B



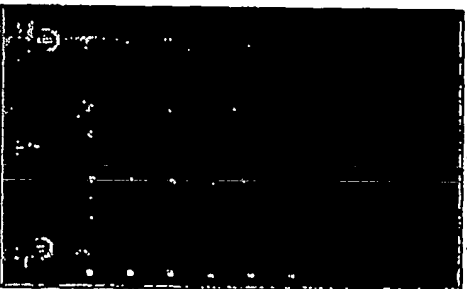
18 keV SYNCHROTRON RADIOGRAPH

FIG. 40A



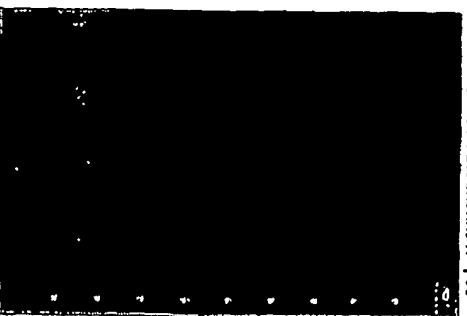
30 keV DEL PEAK

FIG. 41C



30 keV DEL - 1/2 DARWIN WIDTH

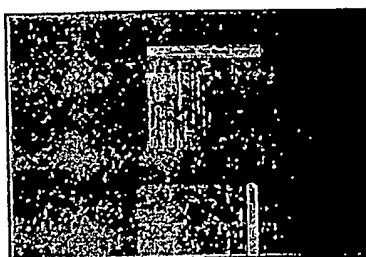
FIG. 41B



30 keV SYNCHROTRON RADIOGRAPH

FIG. 41A

38/62



LINE PAIR CLUSTERS

FIG. 42A



CALCIFICATION
SIMULATION

FIG. 42B



STEPWEDGE

FIG. 42C

39/62

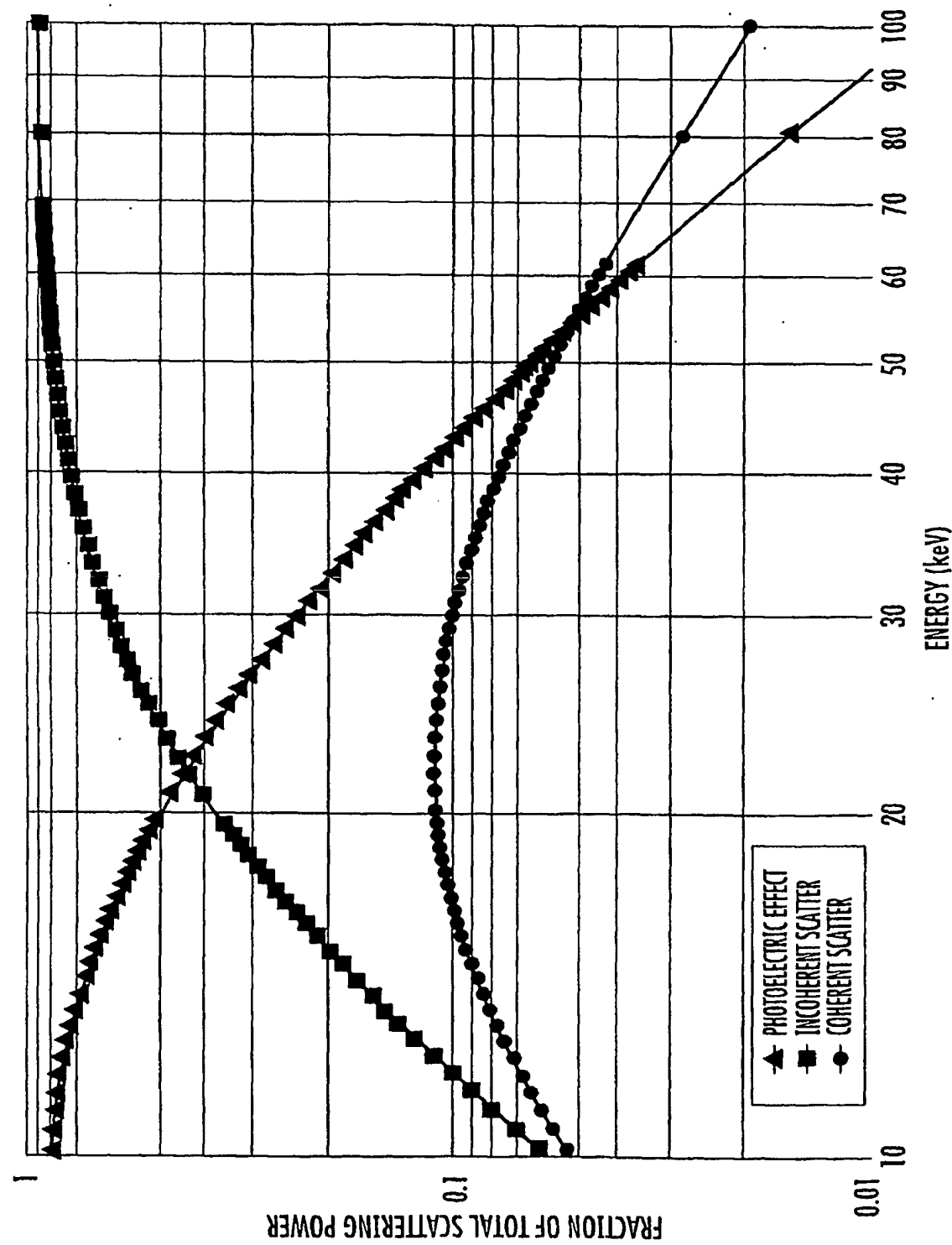


FIG. 43

40/62

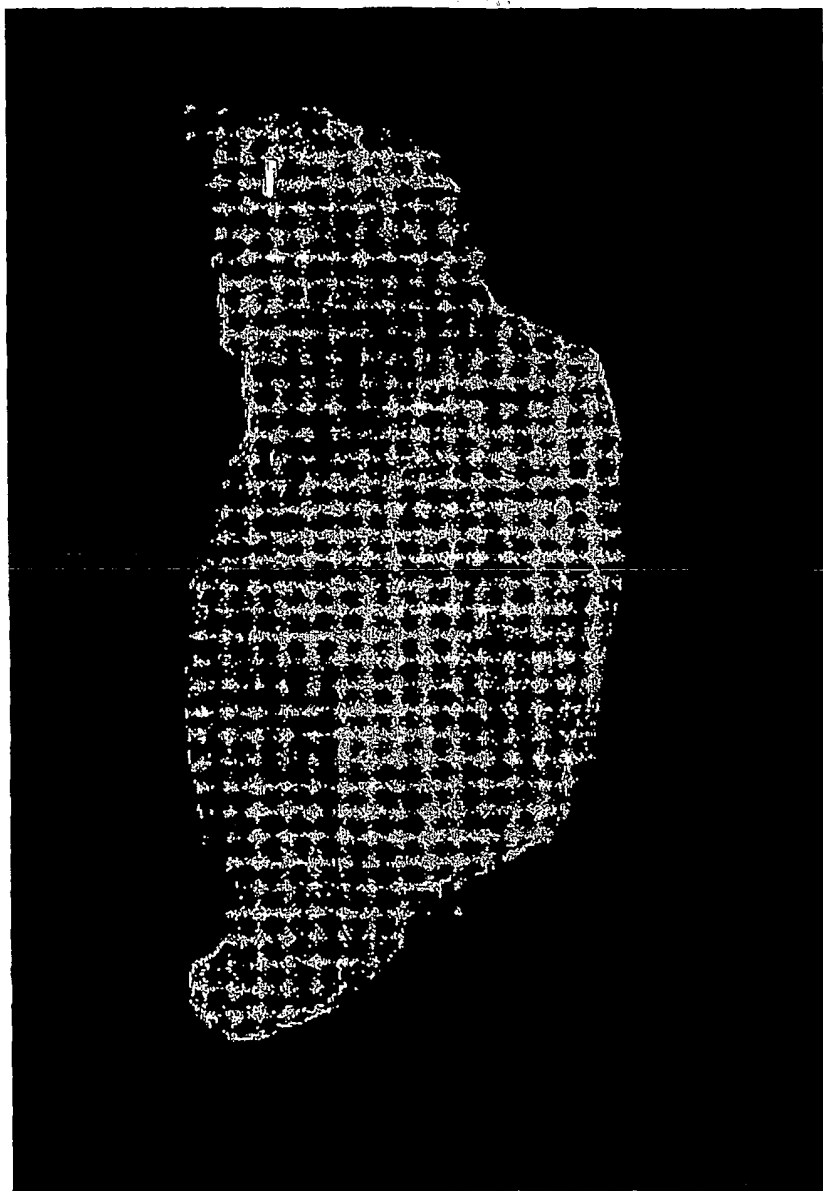


FIG. 44

41/62

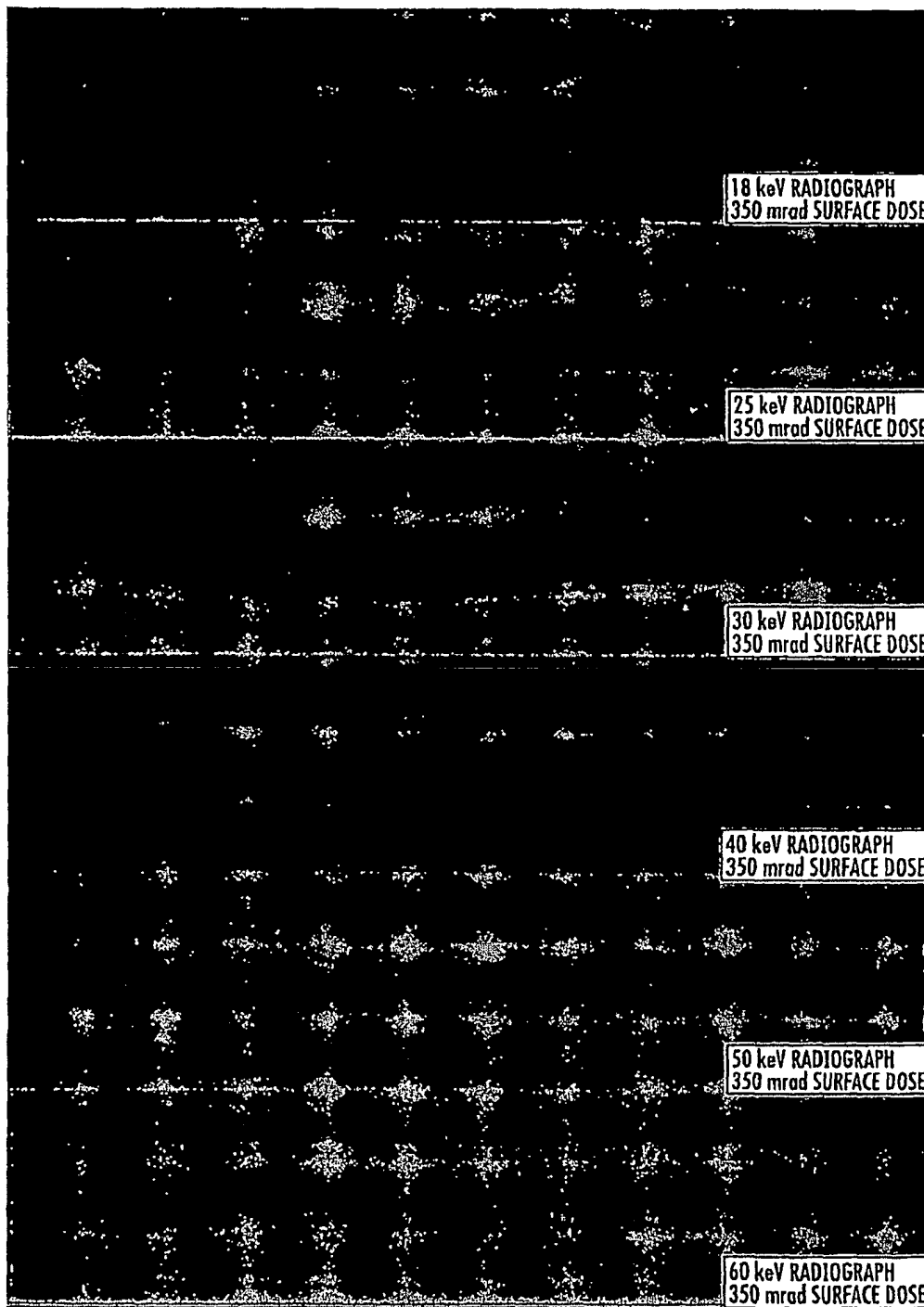


FIG. 45A

FIG. 45B

FIG. 45C

FIG. 45D

FIG. 45E

FIG. 45F

42/62

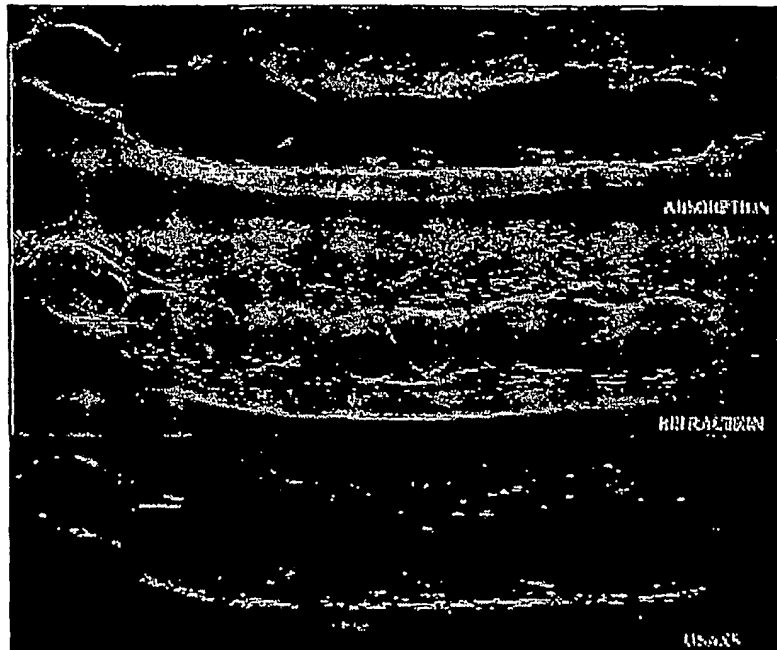


FIG. 46A

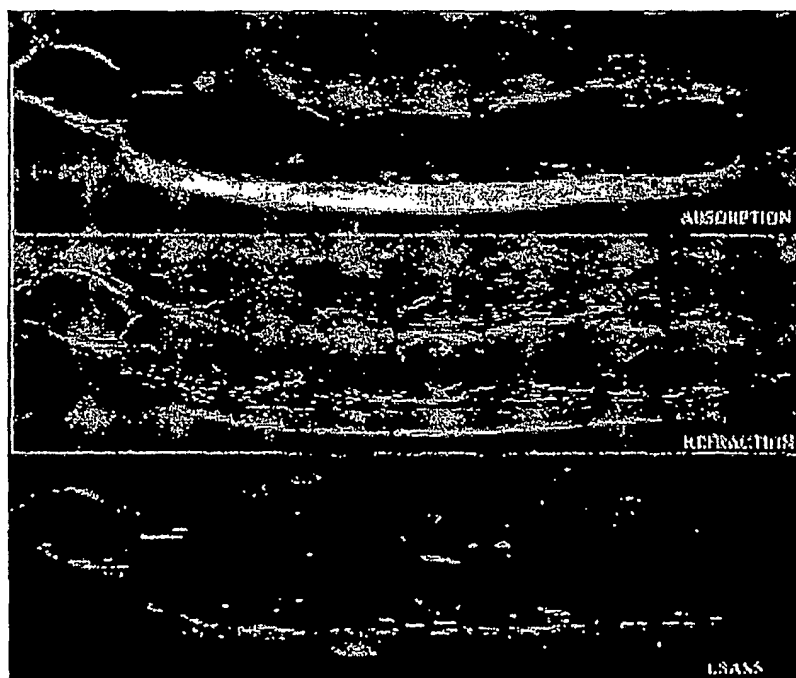


FIG. 46B

43/62

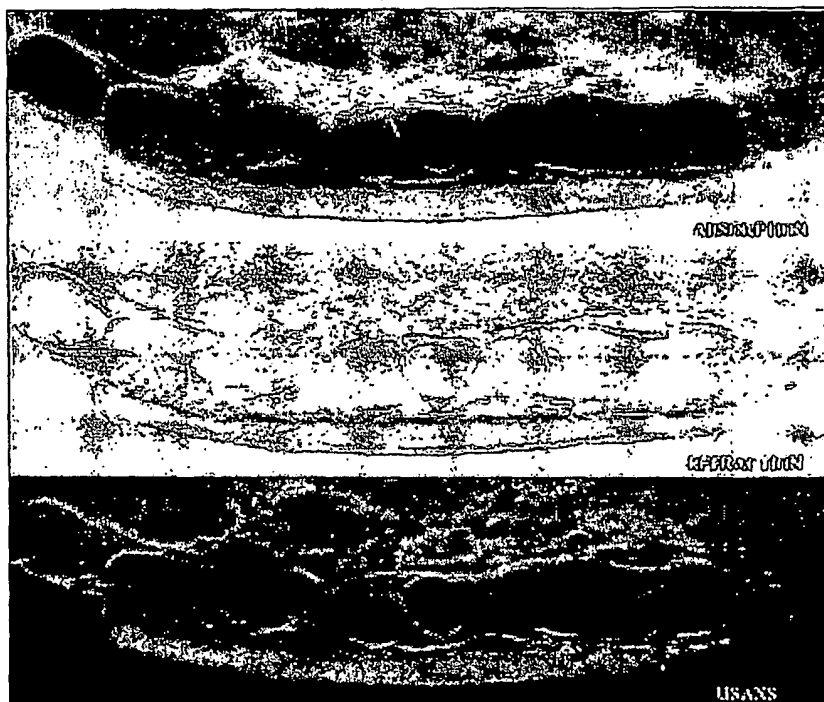


FIG. 46C

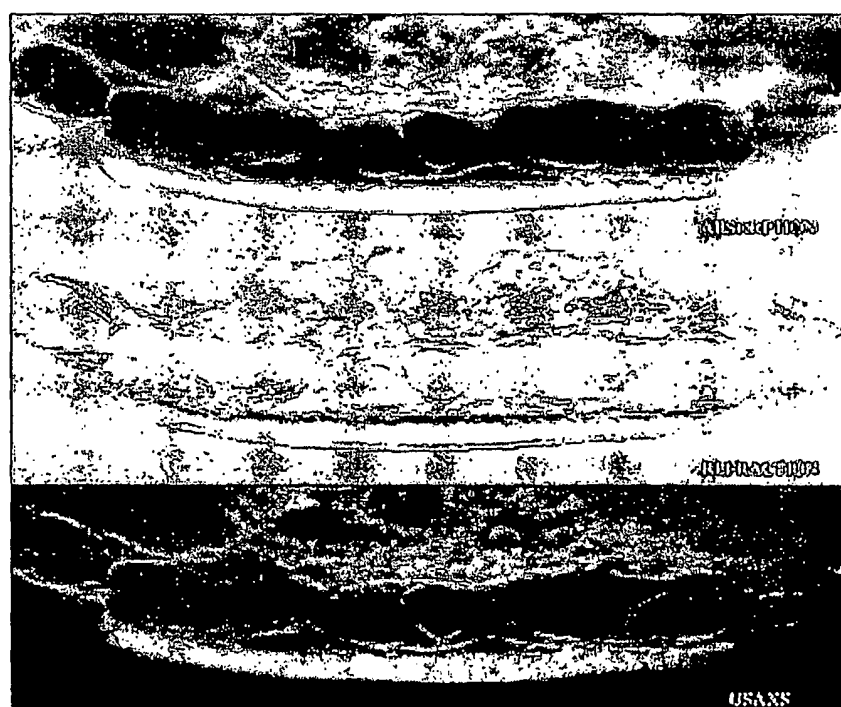


FIG. 46D

44/62

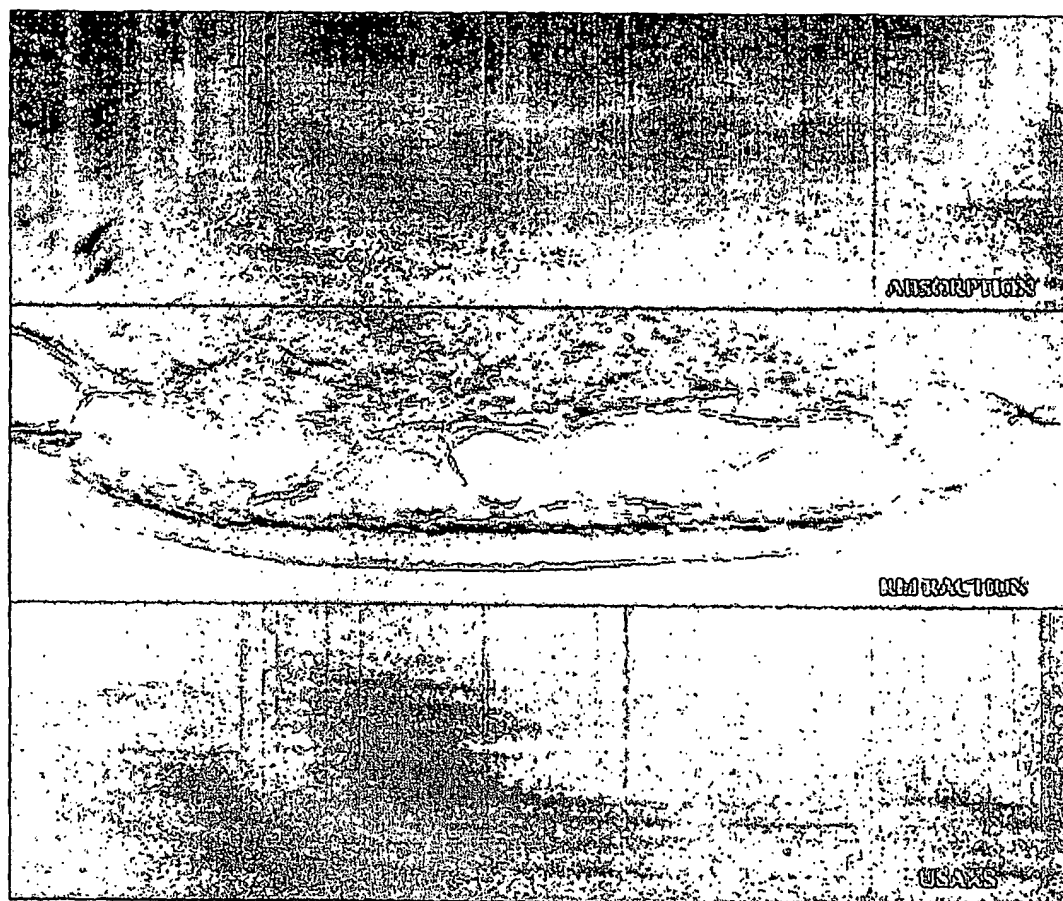


FIG. 46E

45/62

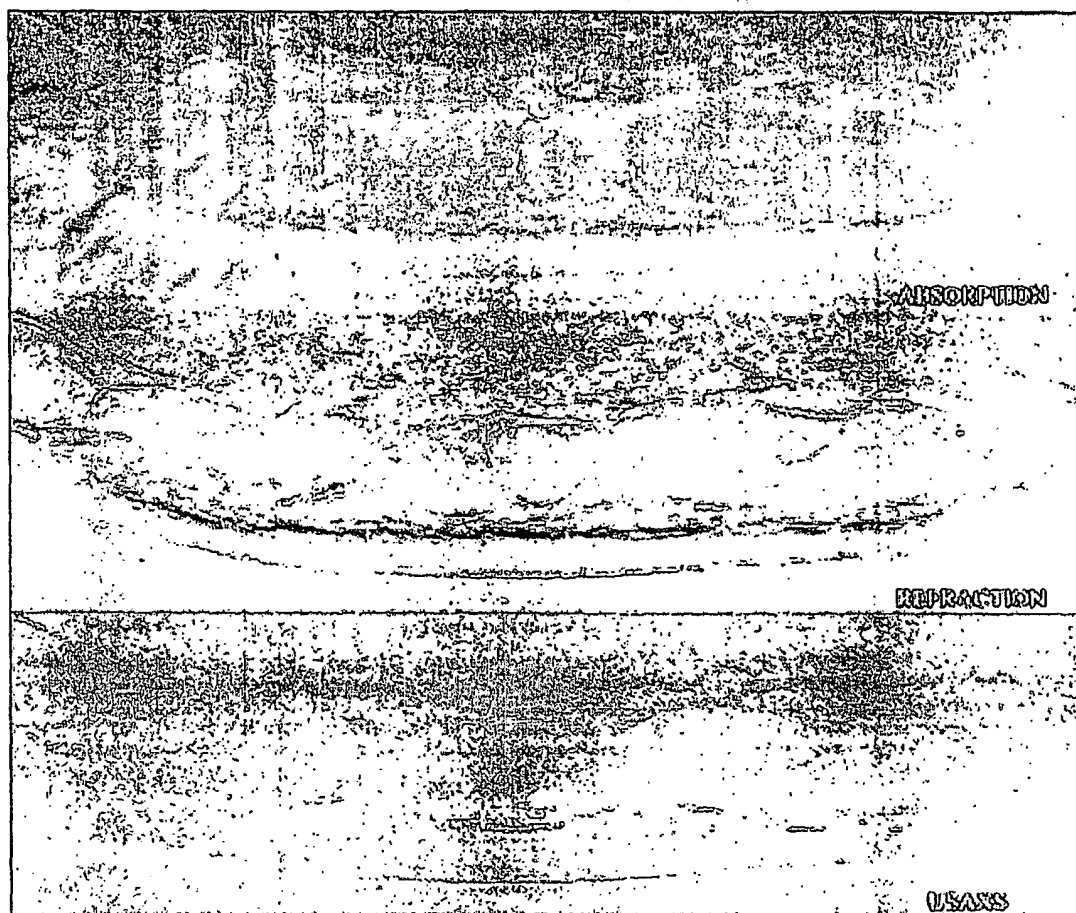
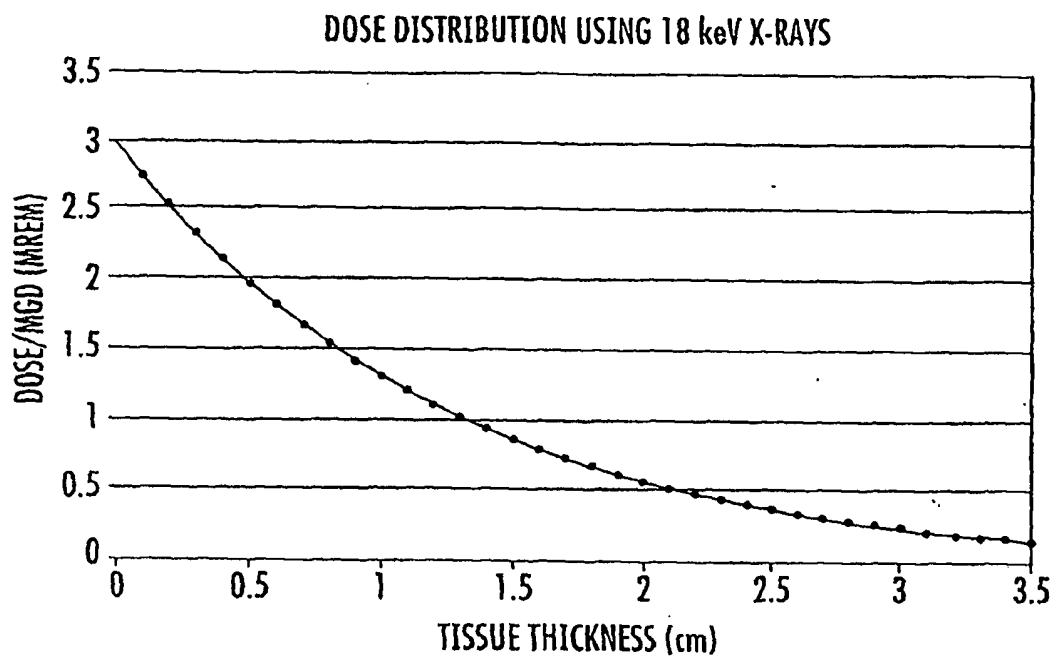
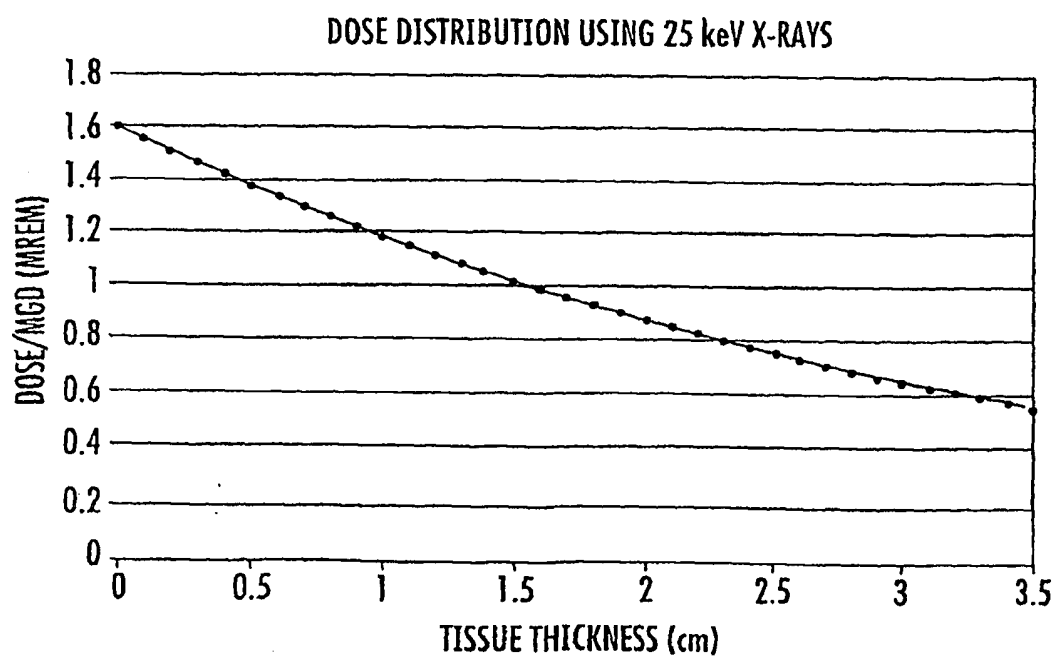
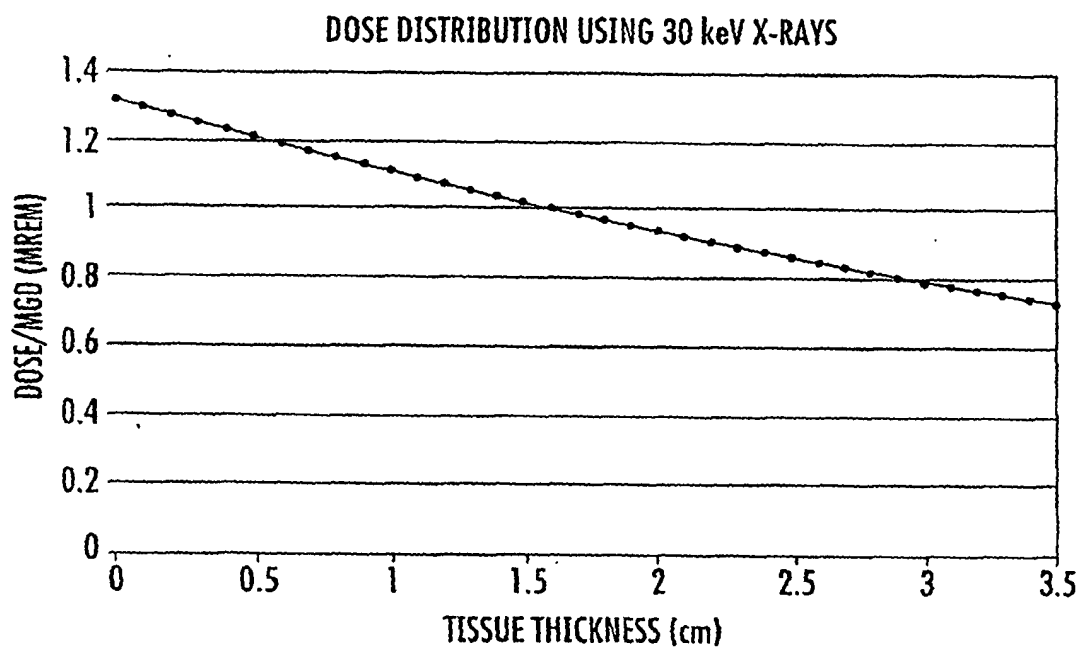
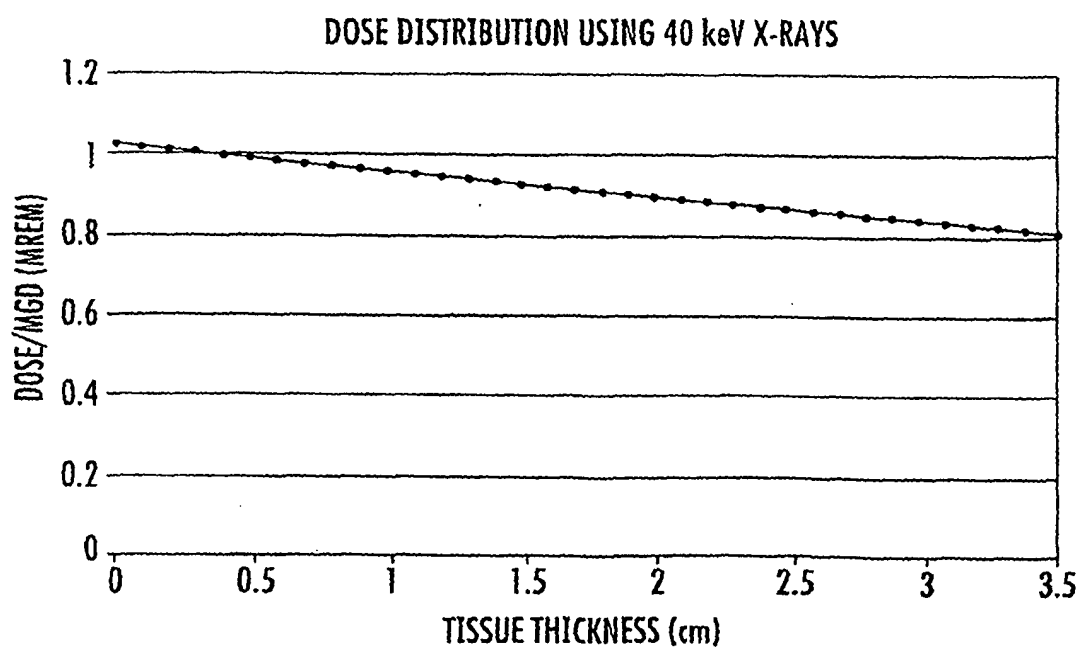


FIG. 46F

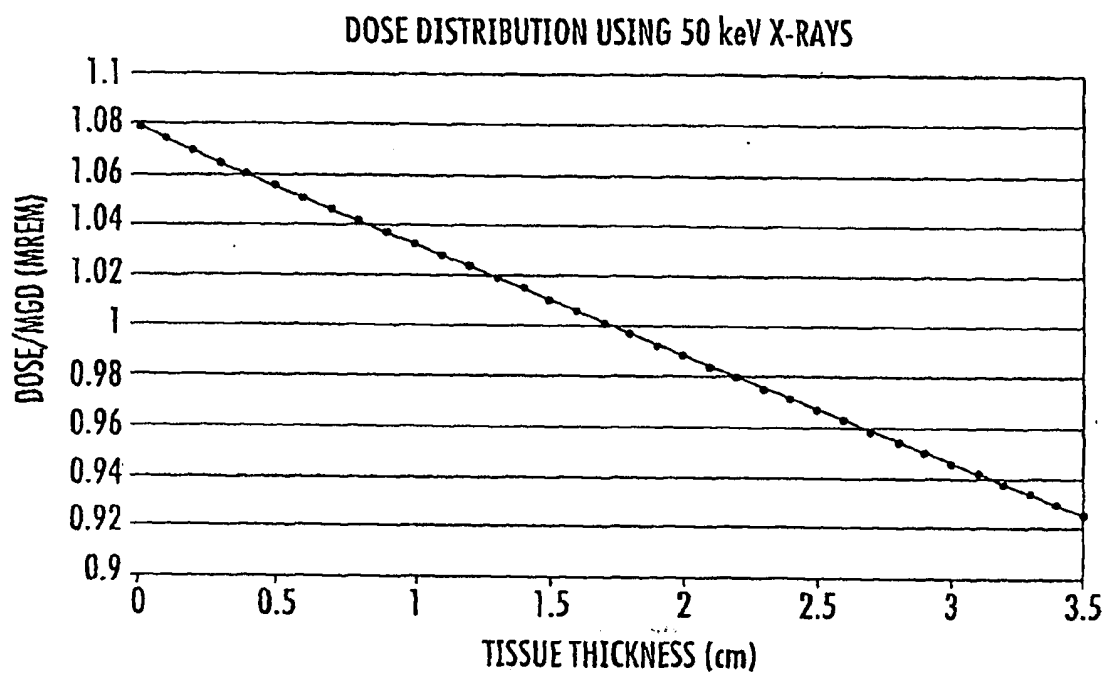
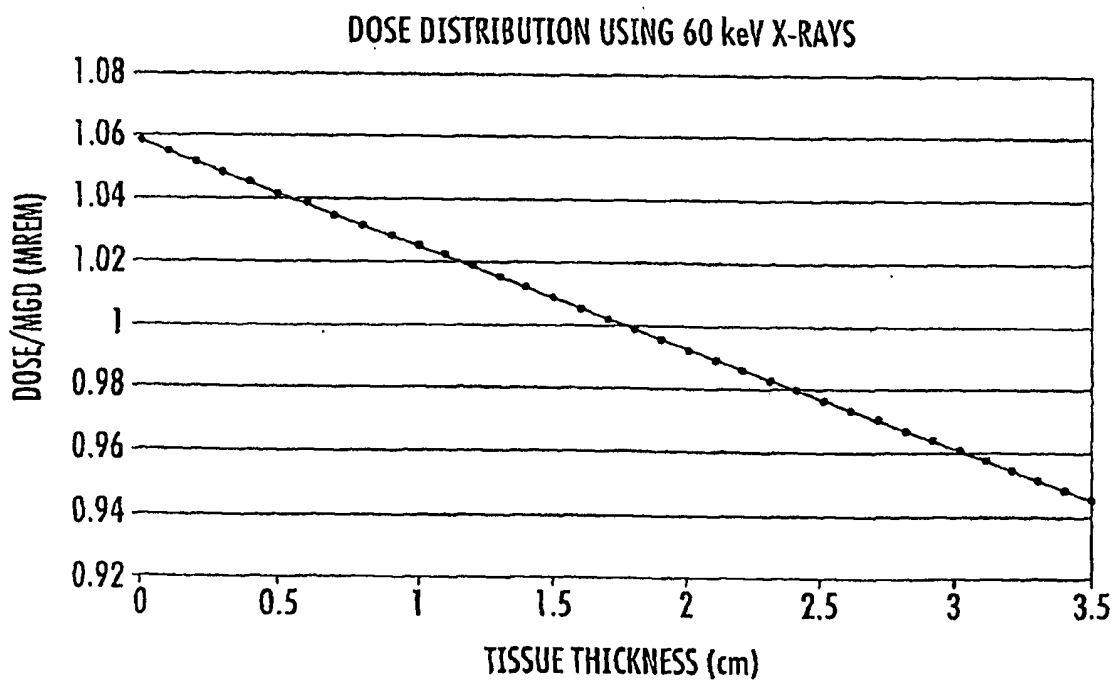
46/62

**FIG. 47A****FIG. 47B**

47/62

**FIG. 47C****FIG. 47D**

48/62

**FIG. 47E****FIG. 47F**

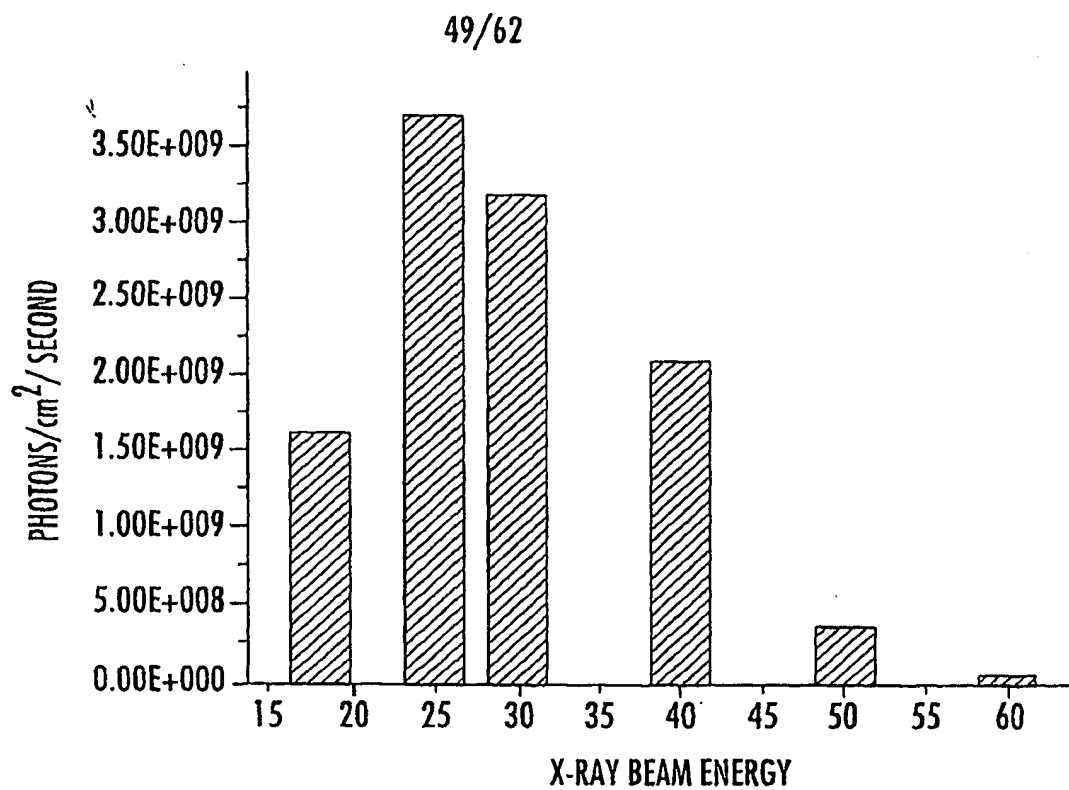


FIG. 48

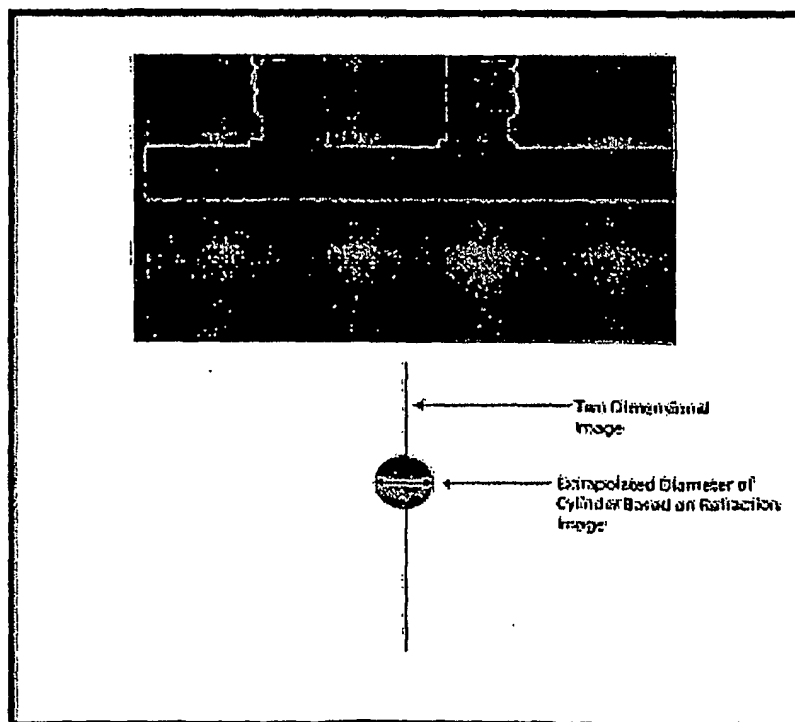


FIG. 49

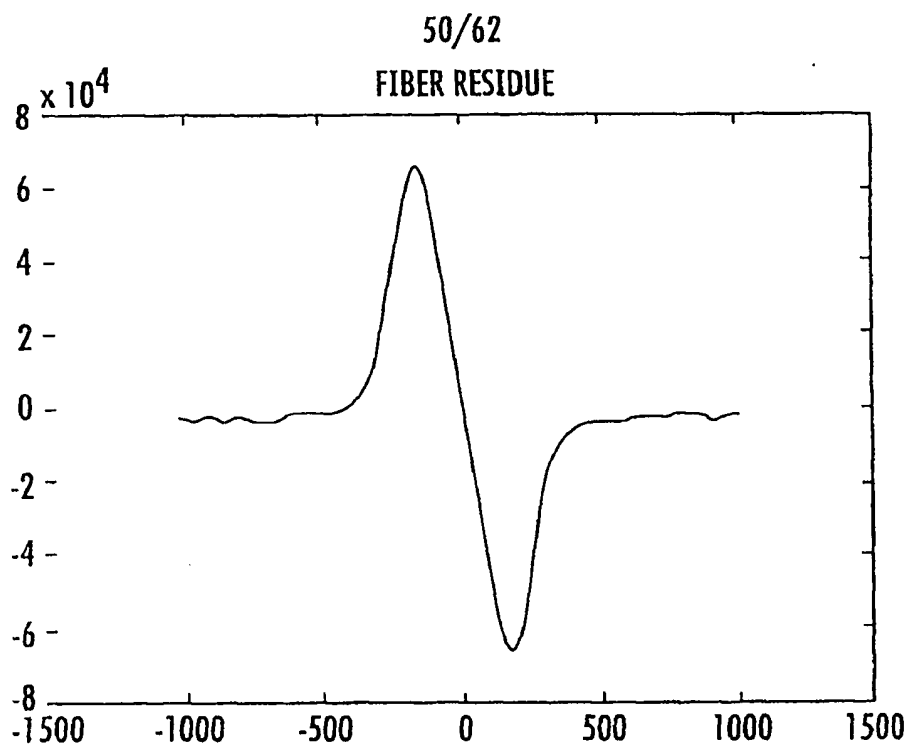


FIG. 50

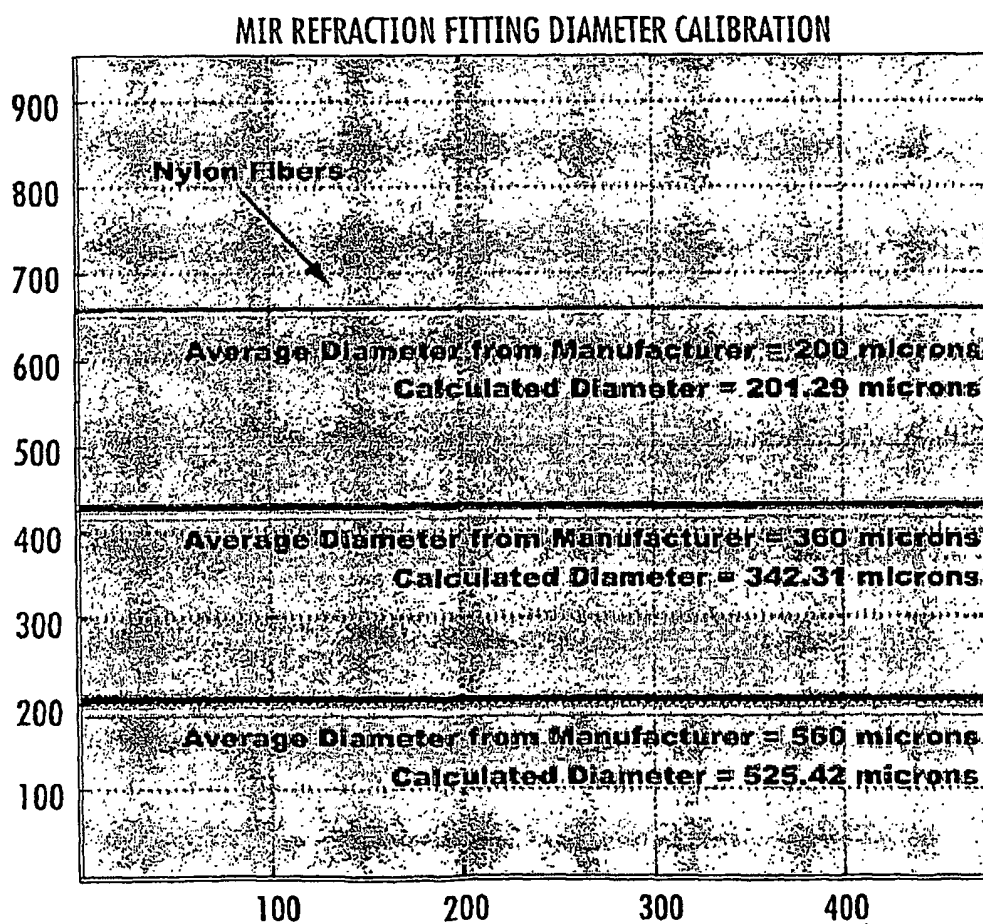


FIG. 51

51/62

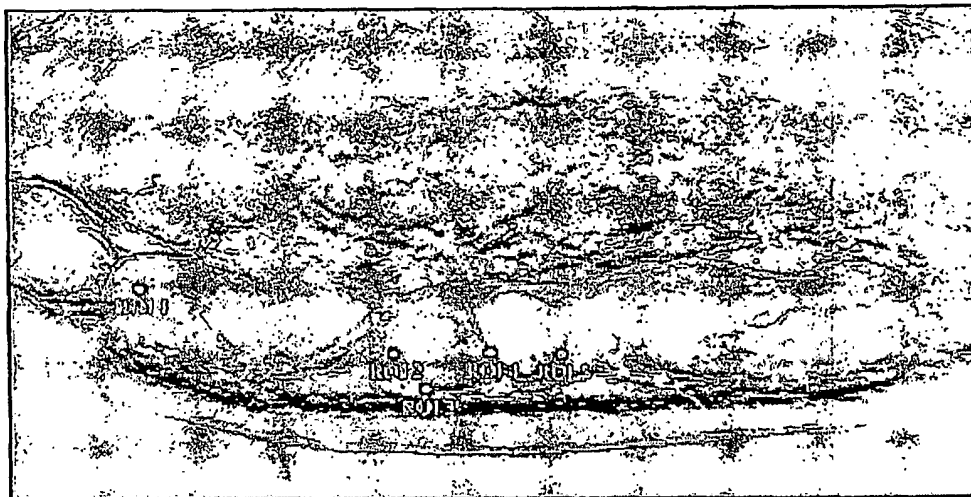


FIG. 52A

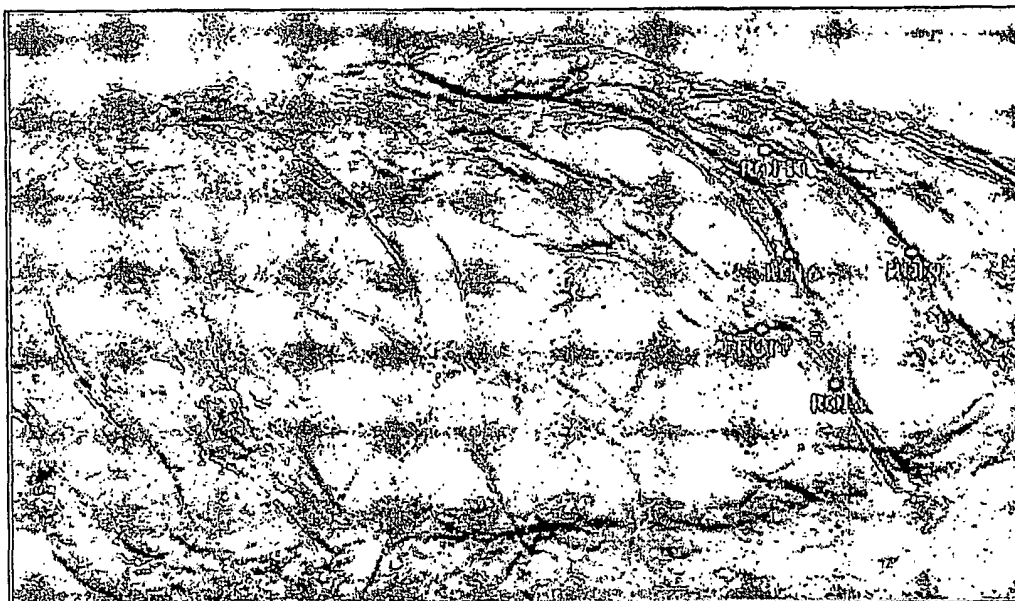


FIG. 52B

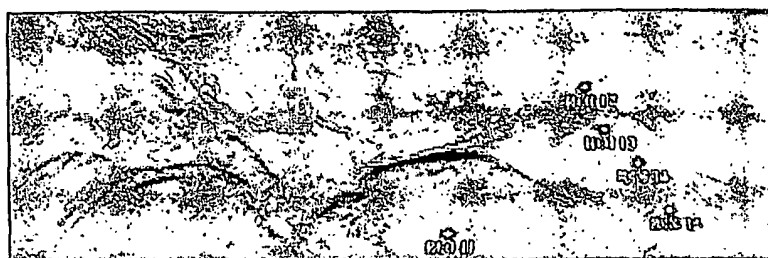


FIG. 52C

52/62

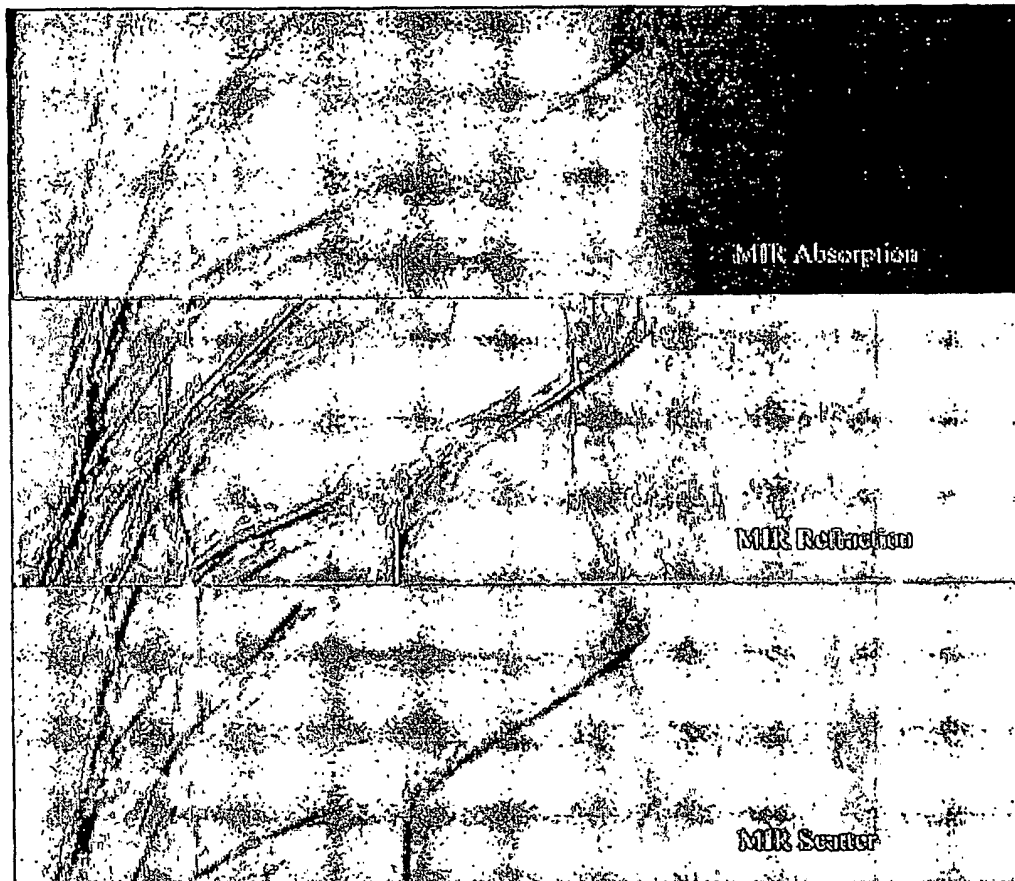


FIG. 53

53/62

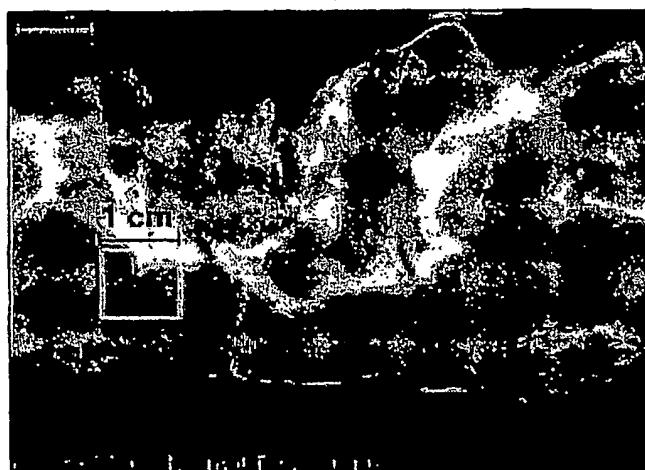


FIG. 54A



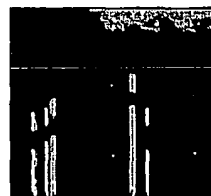
1 2 4

FIG. 54B



1 2 3 4 5

FIG. 54C



1 2 3 4 5

FIG. 54D



1 2 3 4 5

FIG. 54E

54/62

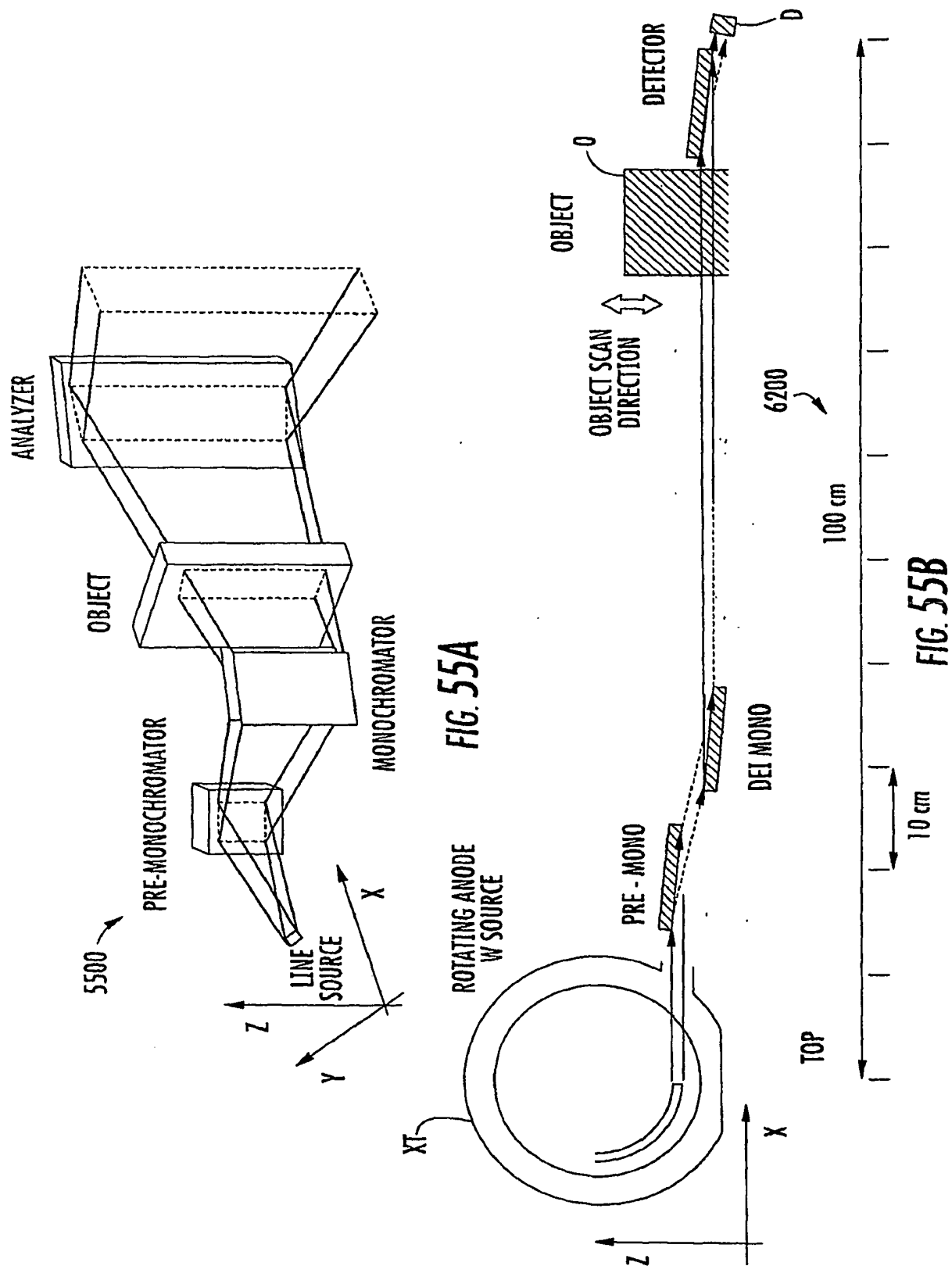
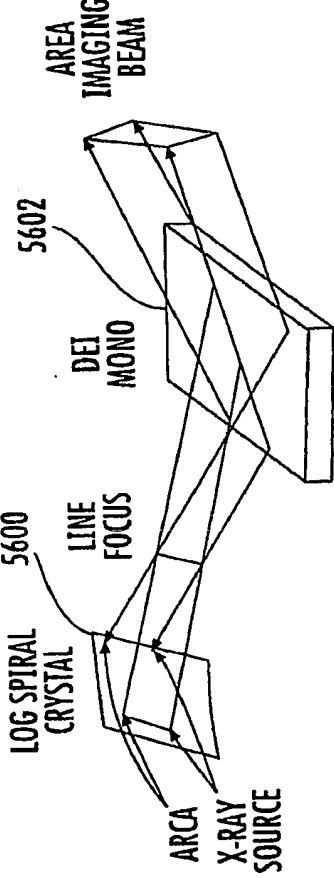
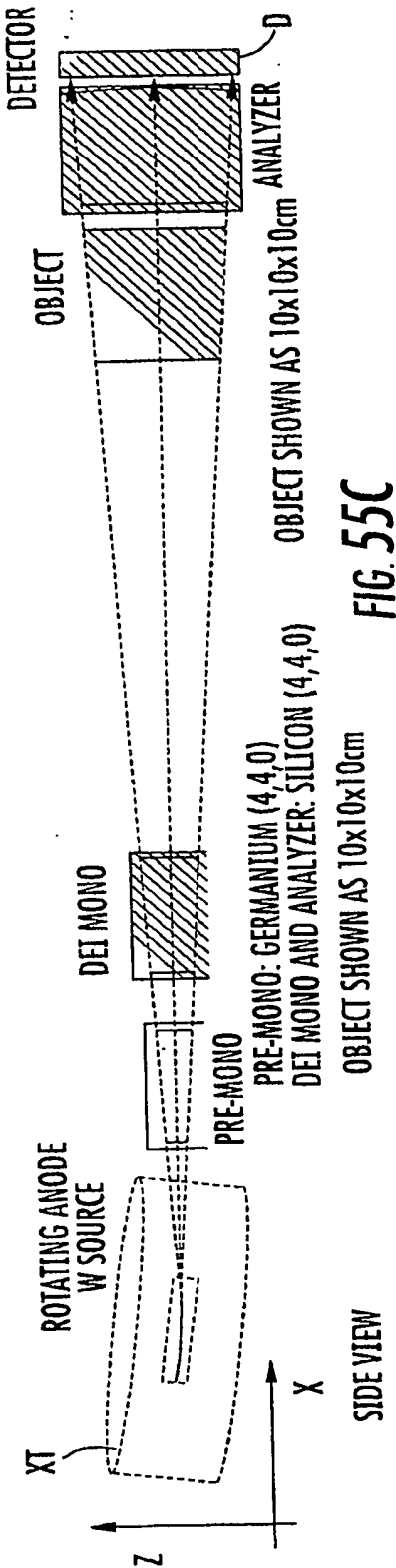


FIG. 55B



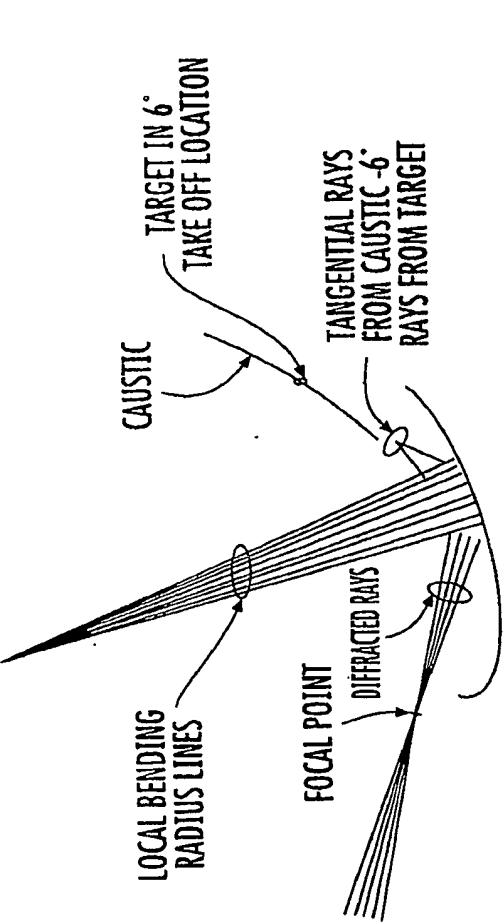


FIG. 57

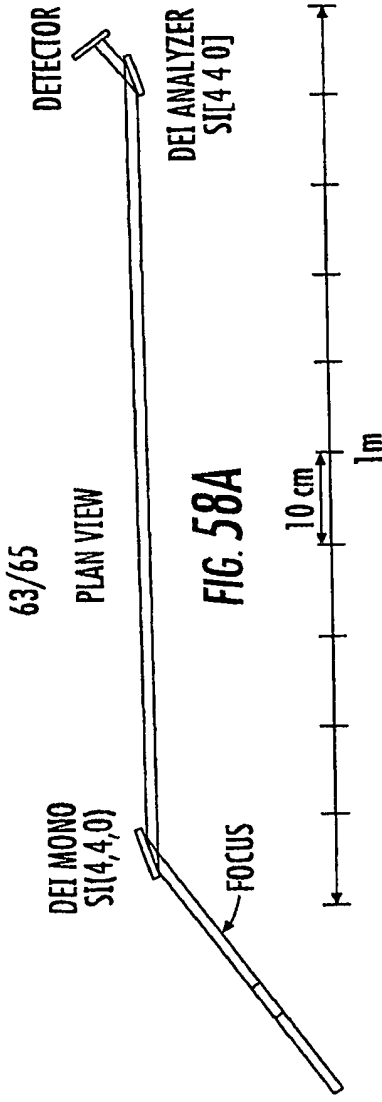


FIG. 58A

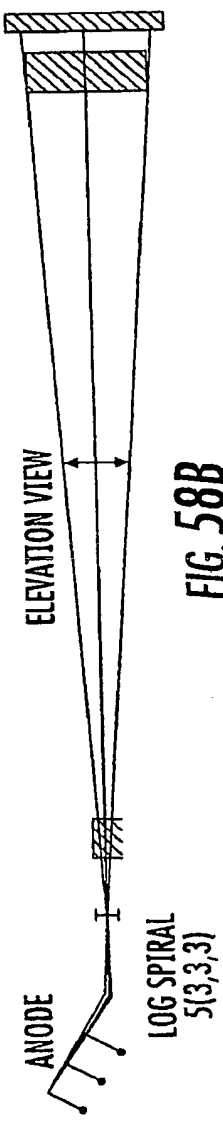


FIG. 58B

57/62

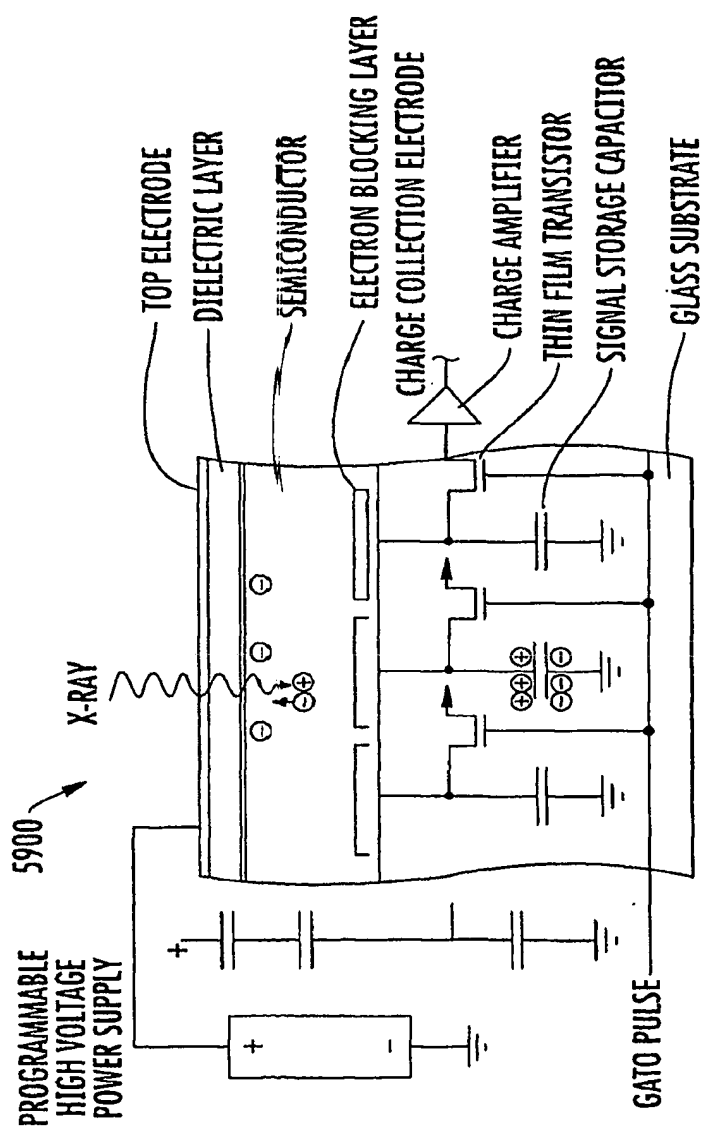


FIG. 59

58/62

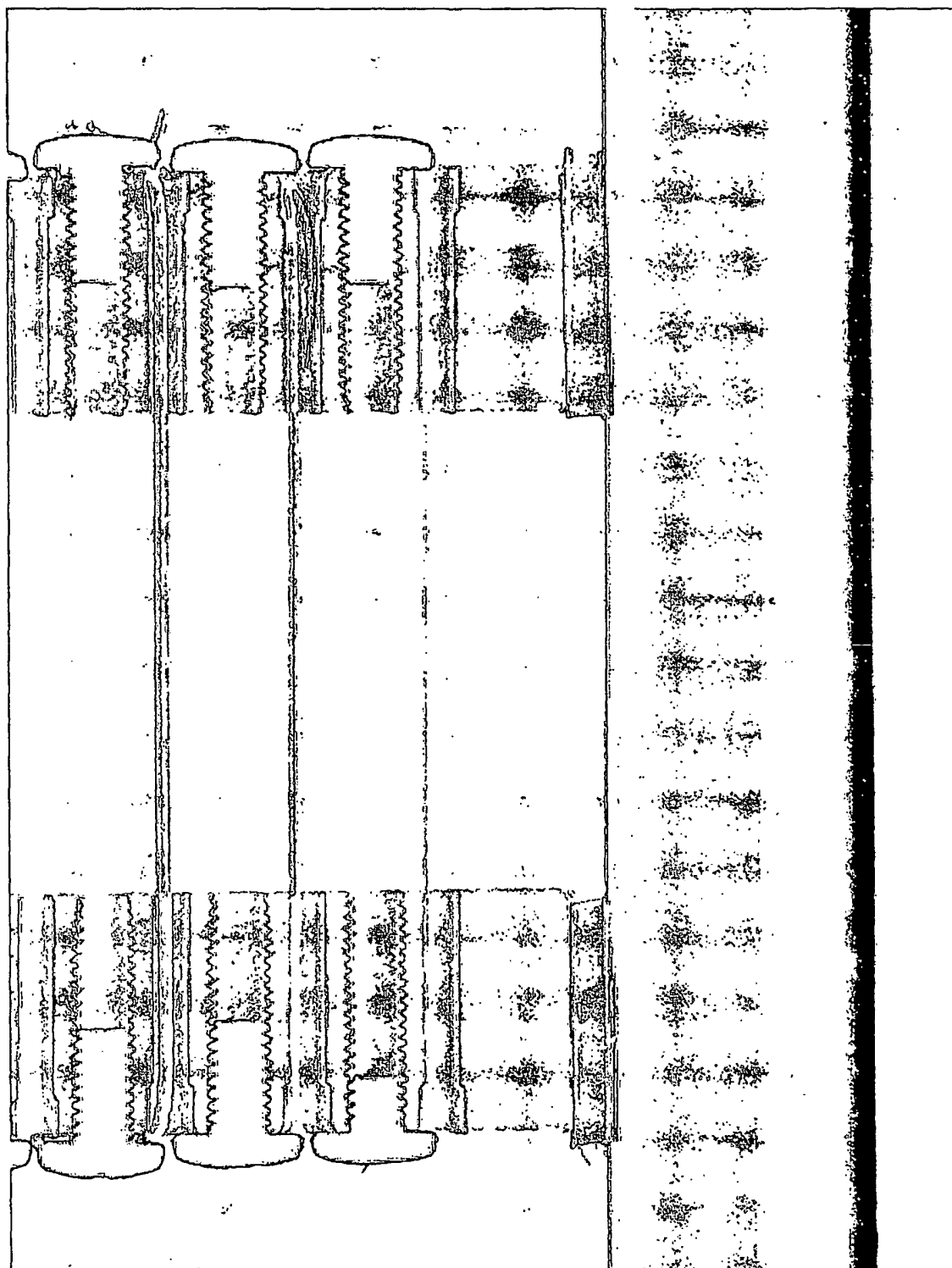


FIG. 60A

59/62

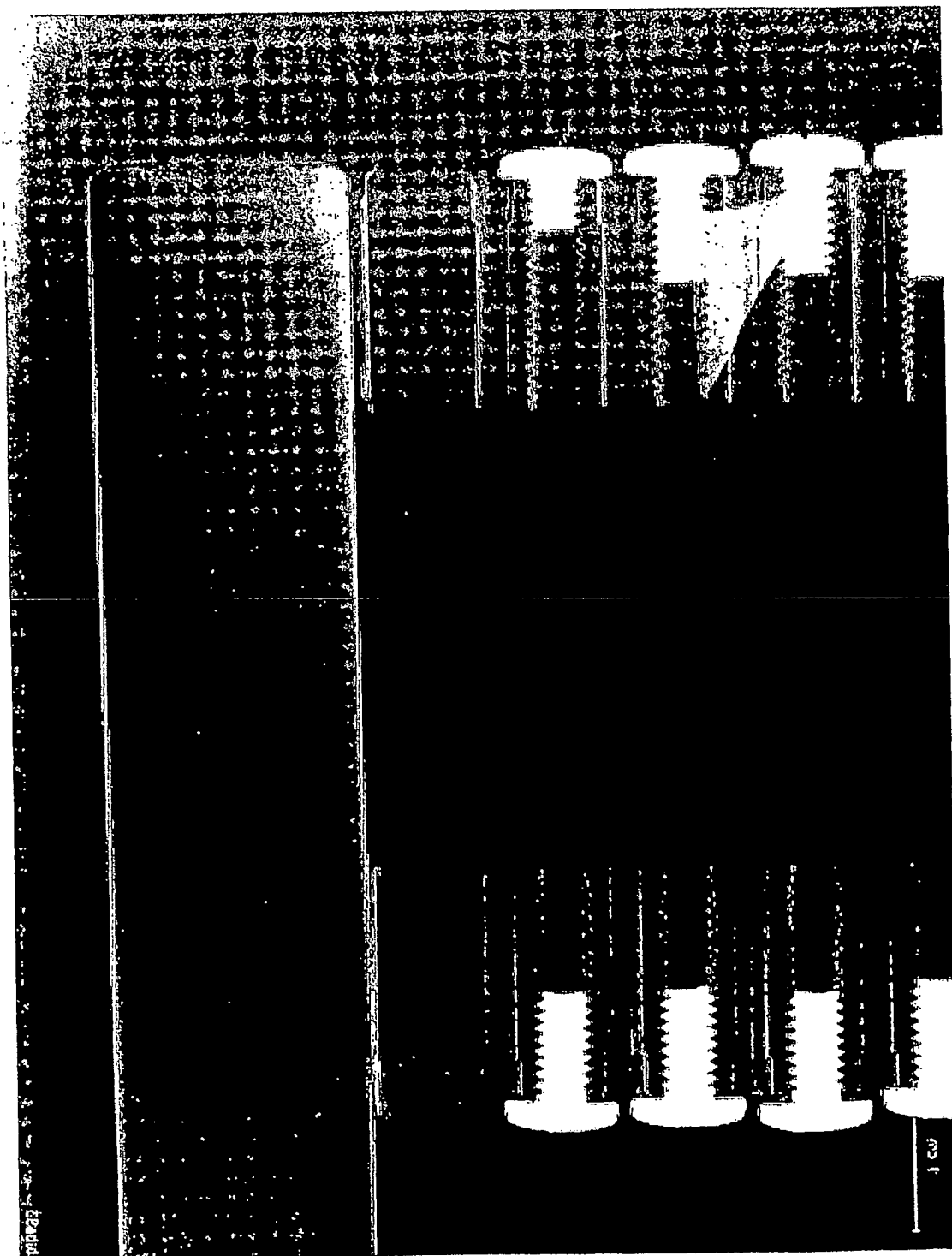


FIG. 60B

60/62

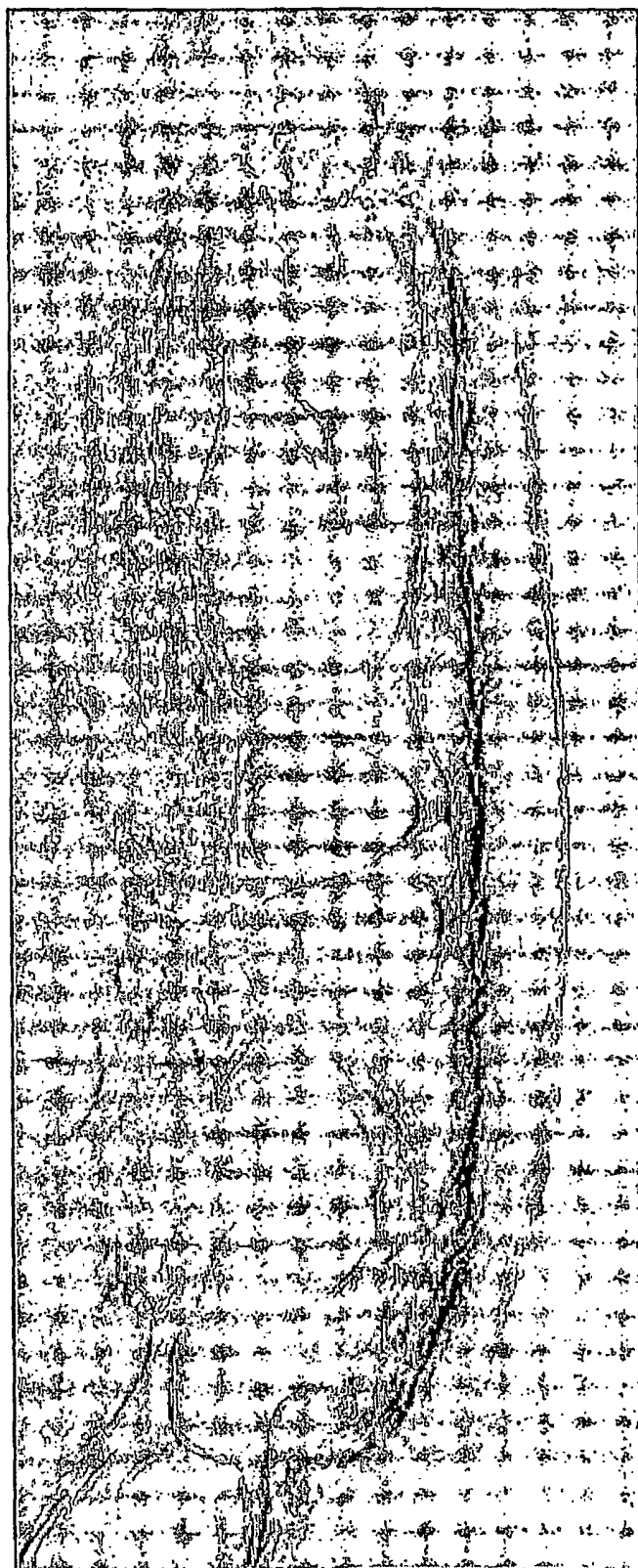


FIG. 61

61/62

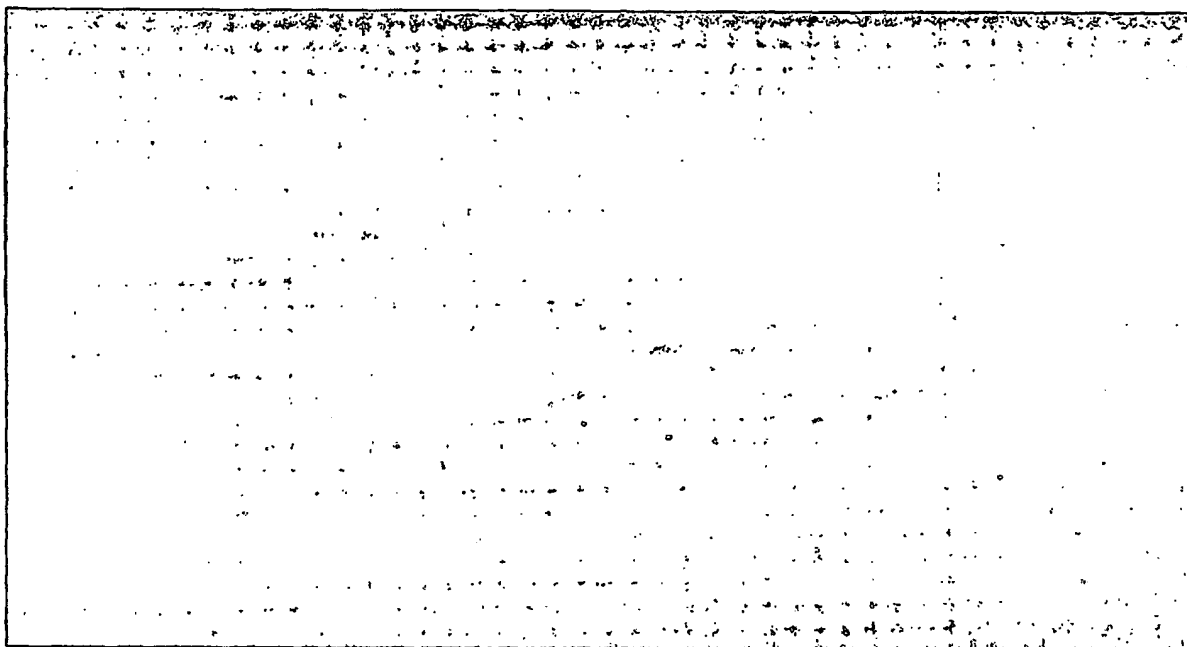


FIG. 62A

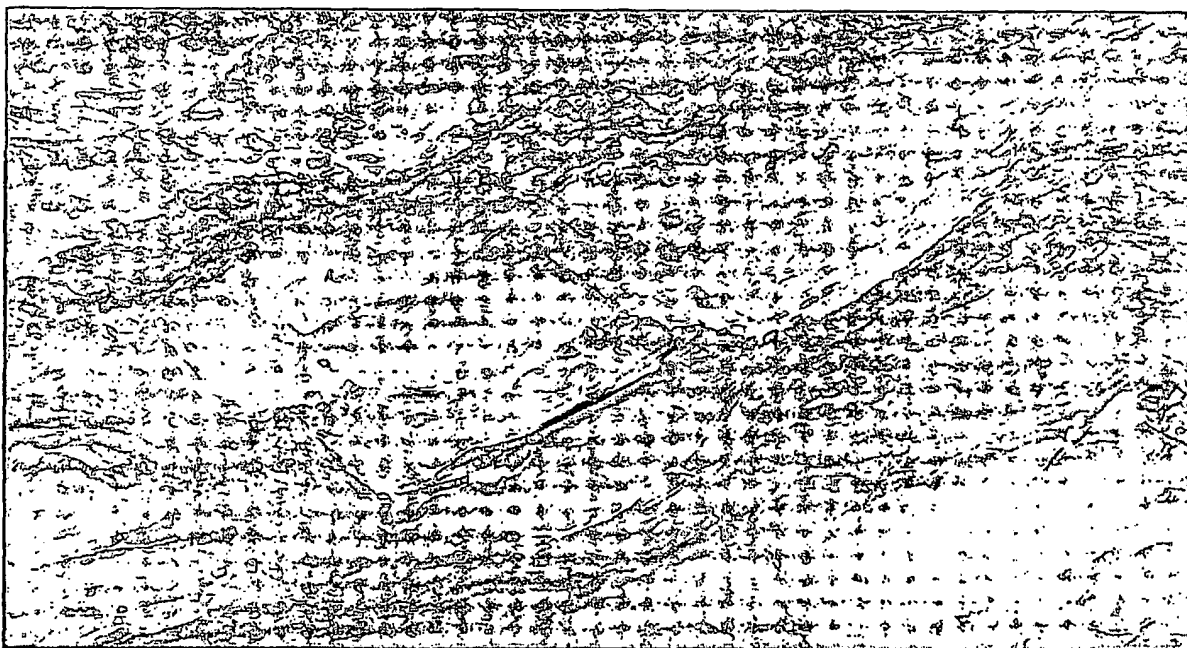


FIG. 62B

62/62

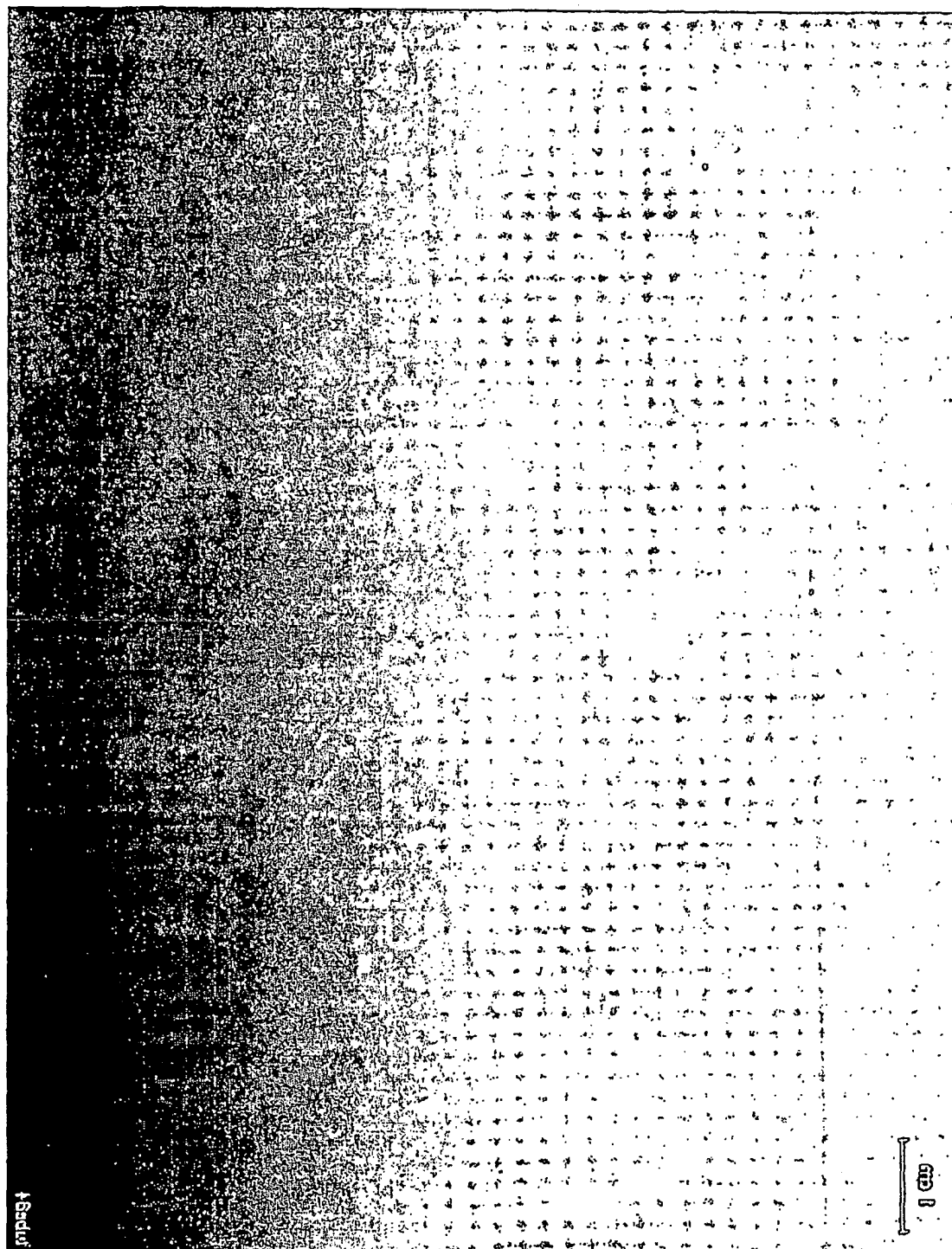


FIG. 63

**SISTEMAS E MÉTODOS PARA A DETECÇÃO DE UMA IMAGEM DE UM
OBJETO PELO USO DE UM FEIXE DE RAIOS X QUE TEM UMA
DISTRIBUIÇÃO POLICROMÁTICA**

Sistemas e métodos para a detecção de uma imagem de um
5 objeto usando-se um feixe de raios X que tem uma
distribuição de energia policromática são mostrados. De
acordo com um aspecto, um método pode incluir a detecção de
uma imagem de um objeto. O método pode incluir a geração de
um primeiro feixe de raios X que tem uma distribuição de
10 energia policromática. Ainda, o método pode incluir o
posicionamento de um cristal monocromador único em uma
posição predeterminada para interceptar diretamente o
primeiro feixe de raios X, de modo que um segundo feixe de
raios X tendo um nível de energia predeterminado seja
15 produzido. Ainda, um objeto pode ser posicionado no
percurso do segundo feixe de raios X para a transmissão do
segundo feixe de raios X através do objeto e a emissão a
partir do objeto como um feixe de raios X transmitido. O
feixe de raios X transmitido pode ser dirigido em um ângulo
20 de incidência sobre um analisador de cristal. Ainda, uma
imagem do objeto pode ser detectada a partir de um feixe
difratado a partir do cristal analisador.