



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

(11) PI 0924903-6 B1



(22) Data do Depósito: 04/03/2009

(45) Data de Concessão: 07/04/2020

(54) Título: APARELHO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO EM UMA TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS E MÉTODO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO COM TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS

(51) Int.Cl.: A61N 5/10; G21G 4/00; G21G 1/00; H05H 13/04; H05H 7/08.

(73) Titular(es): ZAKRYTOE AKTSIONERNOE OBSHCHESTVO PROTOM.

(72) Inventor(es): VLADIMIR EGOROVICH BALAKIN.

(86) Pedido PCT: PCT RU2009000105 de 04/03/2009

(87) Publicação PCT: WO 2010/101489 de 10/09/2010

(85) Data do Início da Fase Nacional: 05/09/2011

(57) Resumo: APARELHO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO EM UMA TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS E MÉTODO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO COM TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS. A presente invenção refere-se, em geral, ao tratamento de cânceres sólidos. Mais particularmente, a invenção refere-se a um método e a um aparelho para terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos coordenados pela criação de feixes de íons negativos, focalização de feixes de íons, aceleração de partículas carregadas, rotação do paciente, e/ou respiração do paciente. De preferência, a terapia por partículas carregadas é realizada em um paciente situado em uma posição parcialmente imobilizada e reposicionável. De preferência, a administração de prótons é sincronizada com a respiração do paciente através do controle dos métodos e aparelhos de injeção, aceleração e/ou direcionamento de feixes de partículas carregadas.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para **"APARELHO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO EM UMA TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS E MÉTODO PARA GERAÇÃO DE UM FEIXE DE ÍONS NEGATIVOS PARA USO COM TERAPIA POR RADIAÇÃO DE PARTÍCULAS CARREGADAS"**.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] A presente invenção refere-se, em geral, ao tratamento de cânceres sólidos. Mais particularmente, a invenção refere-se a um sistema de terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos opcionalmente usado em combinação com métodos e aparelhos de injeção, aceleração, extração, respiração, e/ou direcionamento de feixes.

DISCUSSÃO DA TÉCNICA ANTERIOR

Câncer

[002] Um tumor consiste em uma massa anormal de tecido. Os tumores são benignos ou malignos. Um tumor benigno cresce localmente, mas não se espalha para outras partes do corpo. Os tumores benignos causam problemas por causa de sua dilatação, uma vez que estes pressionam e deslocam tecidos normais. Os tumores benignos são perigosos em locais confinados, tal como no crânio. Um tumor maligno é capaz de invadir outras regiões do corpo. A metástase é o espalhamento do câncer que invade tecidos normais e se espalha em tecidos distantes.

Tratamento contra Câncer

[003] Existem várias formas de terapia por radiação para tratamento contra câncer, que incluem: braquiterapia, terapia tradicional por raios X eletromagnéticos, e terapia por prótons. Cada uma dessas será adicionalmente descrita, a seguir.

[004] A braquiterapia é uma terapia por radiação que utiliza fontes radioativas implantadas no interior do corpo. Neste tratamento, um oncologista implanta um material radioativo diretamente no tumor ou muito próximo a ele. As fontes radioativas também são colocadas nas cavidades corporais, tal como no colo do útero.

[005] A segunda forma de tratamento tradicional contra câncer que utiliza radiação eletromagnética inclui um tratamento que utiliza raios X e raios gama. Um raio X consiste em uma radiação eletromagnética de ionização em alta energia que é usada em baixas dosagens para diagnosticar a doença, ou, em altas dosagens, para tratar câncer. Um raio X ou raio de Röntgen consiste em uma forma de radiação eletromagnética com um comprimento de onda na faixa de 10 a 0,01 nanômetros (nm), correspondente às frequências na faixa de 30 PHz a 30 EHz. Os raios X são mais longos que os raios gama e mais curtos que os raios ultravioletas. Os raios X são primariamente usados para radiografia de diagnóstico. Os raios X se encontram sob a forma de radiação de ionização e podem ser perigosos. Os raios gama também se encontram sob a forma de radiação eletromagnética e em frequências produzidas por interações de partícula subatômica, tal como aniquilação pósitron-elétron ou decaimento radioativo. No espectro eletromagnético, os raios gama são genericamente caracterizados como radiação eletromagnética tendo a maior frequência, como tendo a maior energia, e tendo o menor comprimento de onda, tal como abaixo de cerca de 10 picômetros. Os raios gama consistem em fótons de alta energia acima de cerca de 100 keV. Os raios X são comumente usados para tratar tumores cancerígenos. No entanto, os raios X não são ótimos para um tratamento de tecido cancerígeno à medida que os raios X depositam sua maior dosagem de radiação próxima à superfície do tecido almejado e distribuem exponencialmente menos radiação à medida que penetram no tecido. Isto resulta em maiores quantidades

de radiação sendo distribuída fora do tumor. Os raios gama apresentam limitações similares.

[006] A terceira forma de tratamento contra câncer usa prótons. Tipicamente, os sistemas de terapia por prótons incluem: um gerador de feixes, um acelerador, e um sistema de transporte de feixes para mover os prótons acelerados resultantes a uma pluralidade de salas de tratamento onde os prótons são administrados a um tumor no corpo de um paciente.

[007] A terapia por prótons funciona dirigindo-se partículas de ionização energéticas, tais como prótons acelerados com um acelerador de partículas, em um tumor alvo. Estas partículas danificam o DNA das células, causando, em última análise, suas mortes. As células cancerígenas, por causa de sua alta taxa de divisão e sua capacidade reduzida de reparar o DNA danificado, são particularmente vulneráveis a ataques em seu DNA.

[008] Devido a seu tamanho relativamente enorme, os prótons se espalham menos facilmente do que os raios X ou raios gama no tecido e existe uma dispersão lateral bastante pequena. Portanto, o feixe de prótons permanece focalizado no formato do tumor sem muitos danos laterais ao tecido circundante. Todos os prótons de uma determinada energia têm uma determinada faixa, definida pelo pico de Bragg, e a razão entre a distribuição de dosagem e o tecido é máxima somente nos múltiplos poucos milímetros da faixa da partícula. A profundidade de penetração depende da energia das partículas, que é diretamente relacionada à velocidade à qual as partículas foram aceleradas pelo acelerador de prótons. A velocidade do próton é ajustável à classificação máxima do acelerador. Portanto, é possível focalizar os danos celulares devido ao feixe de prótons na profundidade nos tecidos onde o tumor está situado. Os tecidos situados antes do pico de Bragg recebem alguma dosagem reduzida e os tecidos situados após o pico não

recebem nenhuma.

Síncrotron

[009] A seguir, resumem-se as Patentes relacionados à presente invenção.

Sistema de Terapia por Feixes de Prótons

[0010] F. Cole, et. al. of Loma Linda University Medical Center "Multi-Station Proton Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 4.870.287 (26 de setembro de 1989) descreve um sistema de terapia por feixes de prótons que serve para gerar e transportar, de modo seletivo, os feixes de prótons a partir de uma única fonte de prótons e acelerador para um ambiente de tratamento selecionado entre uma pluralidade de ambientes de tratamento de pacientes.

Formação de Feixes

[0011] C. Johnstone, "Method and Apparatus for Laser Controlled Proton Beam Radiology", a Patente U.S. no. 5.760.395 (2 de junho de 1998) descreve um sistema de radiologia por feixes de prótons tendo um acelerador que produz um feixe H^- e um laser. O laser e o feixe H^- são combinados de modo a formarem um feixe neutro. Um módulo de foto-separação utiliza, ainda, uma folha de remoção, que forma um feixe de prótons a partir do feixe neutro.

[0012] T. Ikeguchi, et. al. "Synchrotron Radiation Source With Beam Stabilizers", a Patente U.S. no. 5.177.448 (5 de janeiro de 1993) descreve uma fonte de radiação de síncrotron tendo, para o propósito de prolongar a vida útil de um feixe de partículas carregadas, absorventes de feixes feitos por um material tendo um baixo rendimento de foto-dessorção que são dispostos dentro de uma seção de deflexão/câmara a vácuo.

Injeção

[0013] K. Hiramoto, et. al. "Accelerator System", a Patente U.S. no. 4.870.287 (26 de setembro de 1989) descreve um sistema acelerador

tendo um eletroímã seletor para introduzir um feixe de íons acelerado por pré-aceleradores em uma unidade de produção de radioisótopo ou em um síncrotron.

[0014] K. Hiramoto, et. al. "Circular Accelerator, Method of Injection of Charged Particle Thereof, and Apparatus for Injection of Charged Particle Thereof", Patente U.S. no. 5.789.875 (4 de agosto de 1998) e K. Hiramoto, et. al. "Circular Accelerator, Method of Injection of Charged Particle Thereof, and Apparatus for Injection of Charged Particle Thereof", Patente U.S. no. 5.600.213 (4 de fevereiro de 1997) descrevem um método e um aparelho destinados à injeção de uma grande quantidade de partículas carregadas em um duto a vácuo onde o feixe de injeção tem uma altura e uma largura relativas a um centro geométrico do duto.

Accelerator / Síncrotron

[0015] H. Tanaka, et. al. "Charged Particle Accelerator", a Patente U.S. no. 7.259.529 (21 de agosto de 2007) descreve um acelerador de partículas carregadas tendo um processo de aceleração de dois períodos com um campo magnético fixo aplicado no primeiro período e um segundo período de aceleração sincronizado para proporcionar uma aceleração de alta potência e compacta das partículas carregadas.

[0016] T. Haberer, et. al. "Ion Beam Therapy System and a Method for Operating the System", a Patente U.S. no. 6.683.318 (27 de janeiro de 2004) descreve um sistema e um método de terapia de feixes de íons destinados à operação do sistema. O sistema de feixes de íons utiliza um pórtico que tem um sistema de deflexão vertical e um sistema de deflexão horizontal posicionados antes de um último ímã defletor que resulta em um modo de varredura paralela resultante a partir de um efeito de focalização de borda.

[0017] V. Kulish, et. al. "Inductional Undulative EH-Accelerator", a Patente U.S. no. 6.433.494 (13 de agosto de 2002) descreve um ace-

lerador EH ondulado indutivo para aceleração de feixes de partículas carregadas. O dispositivo consiste em um sistema de ondulação eletromagnética, cujo sistema de acionamento para eletroímãs é constituído sob a forma de um oscilador de radiofrequência (RF) que opera na faixa de frequência a partir de cerca de 100 KHz a 10 GHz.

[0018] K. Saito, et. al. "Radio-Frequency Accelerating System and Ring Type Accelerator Provided with the Same", a Patente U.S. no. 5.917.293 (29 de junho de 1999) descreve um sistema de aceleração de radiofrequência tendo uma antena de laço acoplada a um grupo de núcleo magnético e meios de ajuste de impedância conectados à antena de laço. Uma tensão relativamente baixa é aplicada aos meios de ajuste de impedância que permite uma pequena construção dos meios de ajuste.

[0019] J. Hirota, et. al. "Ion Beam Accelerating Device Having Separately Excited Magnetic Cores", a Patente U.S. no. 5.661.366 (26 de agosto de 1997) descreve um dispositivo de aceleração de feixes de íons tendo uma pluralidade de unidades de indução de campo magnético de alta frequência e núcleos magnéticos.

[0020] J. Hirota, et. al. "Acceleration Device for Charged Particles", a Patente U.S. no. 5.168.241 (1 de dezembro de 1992) descreve uma cavidade de aceleração tendo uma fonte de energia de alta frequência e um condutor em malha que opera sob um controle que se combina de modo a controlar uma constante de acoplamento e/ou dessintonização que permite a transmissão de energia de modo mais eficiente às partículas.

Câmara a Vácuo

[0021] T. Kobari, et. al. "Apparatus For Treating the Inner Surface of Vacuum Chamber", a Patente U.S. no. 5.820.320 (13 de outubro de 1998) e T. Kobari, et. al. "Process and Apparatus for Treating Inner Surface Treatment of Chamber and Vacuum Chamber", a Patente U.S. no.

5.626.682 (6 de maio de 1997) descrevem um aparelho para tratar uma superfície interna de uma câmara a vácuo que inclui meios para fornecer um gás inerte ou nitrogênio a uma superfície da câmara a vácuo com um mandril. Alternativamente, o mandril é usado para fornecer um álcool inferior à câmara a vácuo para dissolver contaminantes sobre a superfície da câmara a vácuo.

Formato do Ímã

[0022] M. Tadokoro, et. al. "Electromagnetic and Magnetic Field Generating Apparatus", a Patente U.S. no. 6.365.894 (2 de abril de 2002) e M. Tadokoro, et. al. "Electromagnetic and Magnetic Field Generating Apparatus", a Patente U.S. no. 6.236.043 (22 de maio de 2001) descrevem um par de pólos magnéticos, um culatra de retorno, e bobinas de excitação. O interior dos pólos magnéticos tem uma pluralidade de espaçadores de lacuna de ar para aumentar a resistência do campo magnético.

Extração

[0023] T. Nakanishi, et. al. "Charged-Particle Beam Accelerator, Particle Beam Radiation Therapy System Using the Charged-Particle Beam Accelerator, and Method of Operating the Particle Beam Radiation Therapy System", a Patente U.S. no. 7.122.978 (17 de outubro de 2006) descreve um acelerador de feixe de partículas carregadas tendo uma unidade RF-KO que serve para aumentar a amplitude da oscilação de betatron de um feixe de partículas carregadas em uma região estável de ressonância e uma unidade eletromagnética quadripolar de extração para variar uma região estável de ressonância. A unidade RF-KO é operada em uma faixa de frequência na qual o feixe de circulação não vai além de um limite da região estável de ressonância e o eletroímã quadripolar de extração é operado com uma sincronização necessária para extração de feixes.

[0024] T. Haberer, et. al. "Method and Device for Controlling a Be-

am Extraction Raster Scan Irradiation Device for Heavy Ions or Protons", a Patente U.S. no. 7.091.478 (15 de agosto de 2006) descreve um método para controlar a irradiação de extração de feixes em termos de energia de feixes, focalização de feixes, e intensidade de feixes para cada ciclo acelerador.

[0025] K. Hiramoto, et. al. "Accelerator and Medical System and Operating Method of the Same", a Patente U.S. no. 6.472.834 (29 de outubro de 2002) descreve um acelerador tipo cíclico tendo um eletroímã de deflexão e eletroímãs quadripolares para fazer com que um feixe de partículas carregadas circule um eletroímã multipolar para gerar um limite de estabilidade de ressonância de oscilação de betatron, e uma fonte de frequência alta para aplicar um campo eletromagnético de alta frequência ao feixe para mover o feixe para fora do limite de estabilidade. A fonte de frequência alta gera um sinal de soma de uma pluralidade de sinais de corrente alternada (AC) dos quais as frequências instantâneas se alteram em relação ao tempo, e os valores médios das frequências instantâneas em relação ao tempo são diferentes. O sistema aplica o sinal de soma através de eletrodos ao feixe.

[0026] K. Hiramoto, et. al. "Synchrotron Type Accelerator and Medical Treatment System Employing the Same", a Patente U.S. no. 6.087.670 (11 de julho de 2000) e K. Hiramoto, et. al. "Synchrotron Type Accelerator and Medical Treatment System Employing the Same", a Patente U.S. no. 6.008.499 (28 de dezembro de 1999) descrevem um acelerador de síncrotron tendo uma unidade de aplicação de frequência alta disposta em uma órbita de circulação para aplicar um campo eletromagnético de frequência alta a um feixe de partículas carregadas que circula e aumentar a amplitude da oscilação de betatron do feixe de partículas a um nível acima de um limite de estabilidade de ressonância. Adicionalmente, para ejeção de feixe, dispõem-se eletroímãs quadripolares de divergência: (1) a jusante em relação a um pri-

meio defletor; (2) a montante em relação a um eletroímã de deflexão; (3) a jusante em relação ao eletroímã de deflexão; e (4) a montante em relação a um segundo defletor.

[0027] K. Hiramoto, et. al. "Circular Accelerator and Method and Apparatus for Extracting Charged-Particle Beam in Circular Accelerator", a Patente U.S. no. 5.363.008 (8 de novembro de 1994) descreve um acelerador circular que serve para extrair um feixe de partículas carregadas que é disposto para: (1) aumentar o deslocamento de um feixe pelo efeito de ressonância de oscilação de betatron; (2) aumentar a amplitude de oscilação de betatron das partículas, que tiverem uma oscilação de betatron inicial dentro de um limite de estabilidade para ressonância; e (3) exceder o limite de estabilidade de ressonância extraindo, assim, as partículas que excedem o limite de estabilidade de ressonância.

[0028] K. Hiramoto, et. al. "Method of Extracting Charged Particles from Accelerator, and Accelerator Capable Carrying Out the Method, by Shifting Particle Orbit", a Patente U.S. no. 5.285.166 (8 de fevereiro de 1994) descreve um método de extração de um feixe de partículas carregadas. Uma órbita de equilíbrio de partículas carregadas mantida por um ímã defletor e por ímãs tendo componentes multipolares maiores que componentes sêxtuplos é deslocada por um elemento constituinte do acelerador ao invés desses ímãs para alterar a sintonização das partículas carregadas.

Controle de Transporte / Tomografia

[0029] K. Matsuda, et. al. "Particle Beam Irradiation Apparatus, Treatment Planning Unit, and Particle Beam Irradiation Method", a Patente U.S. no 7.227.161 (5 de junho de 2007); K. Matsuda, et. al. "Particle Beam Irradiation Treatment Planning Unit, and Particle Beam Irradiation Method", a Patente U.S. no. 7.122.811 (17 de outubro de 2006); and K. Matsuda, et. al. "Particle Beam Irradiation Apparatus, Treatment

Planning Unit, and Particle Beam Irradiation Method" (5 de setembro de 2006) descrevem um aparelho de irradiação de feixes de partículas tendo um controlador de varredura que interrompe a emissão de um feixe de íons, altera a posição de irradiação através do controle de eletroímãs de varredura, e reinicia o tratamento com base nas informações de planejamento de tratamento.

[0030] T. Norimine, et. al. "Particle Therapy System Apparatus", as Patentes U.S. nos: 7.060.997 (13 de junho de 2006); T. Norimine, et. al. "Particle Therapy System Apparatus", 6.936.832 (30 de agosto de 2005); e T. Norimine, et. al. "Particle Therapy System Apparatus", 6.774.383 (10 de agosto de 2004) descrevem um sistema de terapia por partículas tendo um primeiro ímã de direção e um segundo ímã de direção dispostos em uma trajetória de feixe de partículas carregadas após um síncrotron que são controlados pelo primeiro e pelo segundo monitores de posição de feixes.

[0031] K. Moriyama, et. al. "Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.012.267 (14 de março de 2006) descreve uma entrada manual a um sinal de pronto que indica que as preparações estão completas para transporte de feixe de íons a um paciente.

[0032] H. Harada, et. al. "Irradiation Apparatus and Irradiation Method", a Patente U.S. no. 6.984.835 (10 de janeiro de 2006) descreve um método de irradiação tendo um grande campo de irradiação capaz de uma distribuição de dosagem uniforme, sem reforçar o desempenho de um dispositivo de campo de irradiação, utilizando-se um controlador de posição tendo uma área de sobreposição formada por uma pluralidade de irradiações através do uso de um colimador multi-lâminas. O sistema proporciona uma distribuição de dosagem plana e uniforme por toda uma superfície de um alvo.

[0033] H. Akiyama, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation Equipment Having Scanning Electromagnet Power Supplies", a Pa-

tente U.S. no. 6.903.351 (7 de junho de 2005); H. Akiyama, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation Equipment Having Scanning Electromagnet Power Supplies", a Patente U.S. no. 6.900.436 (31 de maio de 2005); e H. Akiyama, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation Equipment Having Scanning Electromagnet Power Supplies", a Patente U.S. no. 6.881.970 (19 de abril de 2005) descrevem uma fonte de alimentação que serve para aplicar uma tensão a um eletroímã de varredura para detectar um feixe de partículas carregadas e uma segunda fonte de alimentação sem um componente de pulsação para controlar o eletroímã de varredura de modo mais preciso permitindo uma irradiação uniforme do objeto de irradiação.

[0034] K. Amemiya, et. al. "Accelerator System and Medical Accelerator Facility", a Patente U.S. no. 6.800.866 (5 de outubro de 2004) descreve um sistema acelerador tendo uma ampla faixa de corrente de controle de feixes de íons capaz de operar com baixo consumo de energia e tendo um longo intervalo de manutenção.

[0035] Dolinskii, et. al. "Gantry with an Ion-Optical System", a Patente U.S. no. 6.476.403 (5 de novembro de 2002) descreve um pórtico para um sistema óptico de íons que compreende uma fonte de íons e três ímãs defletores para deflexionar um feixe de íons ao redor de um eixo geométrico de rotação. Proporciona-se, também, uma pluralidade de quádrupolos ao longo da trajetória de feixes de modo a criar um transporte de feixes totalmente acromáticos e um feixe de íons com emitâncias diferentes nos planos horizontais e verticais. Além disso, dois ímãs de varredura são proporcionados entre o segundo e o terceiro ímãs defletores para direcionar o feixe.

[0036] H. Akiyama, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.218.675 (17 de abril de 2001) descreve um aparelho de irradiação por feixes de partículas carregadas que serve para irradiar um alvo com um feixe de partículas carregadas que inclui

uma pluralidade de eletroímãs de varredura e um eletroímã quadripolar entre dois entre a pluralidade de eletroímãs de varredura.

[0037] K. Matsuda, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation System and Method Thereof", a Patente U.S. no. 6.087.672 (11 de julho de 2000) descreve um sistema de irradiação por feixes de partículas carregadas tendo um filtro de sulco com elementos de blindagem que servem para proteger uma parte dos feixes de partículas carregadas em uma área correspondente a uma região delgada no alvo.

[0038] P. Young, et. al. "Raster Scan Control System for a Charged-Particle Beam", a Patente U.S. no. 5.017.789 (21 de maio de 1991) descreve um sistema de controle de varredura por rastreo para uso em um sistema de distribuição de feixes de partículas carregadas que inclui um bocal através do qual um feixe de partículas carregadas passa. O bocal inclui um gerador de rastreo programável e eletroímãs de varredura rápida e lenta que cooperam para gerar um campo magnético de varredura que direciona o feixe ao longo de um padrão de varredura por rastreo desejada em um alvo.

Controle do Formato de Feixes

[0039] M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Field Forming Apparatus", a Patente U.S. no. 7.154.107 (26 de dezembro de 2006) e M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Field Forming Apparatus", a Patente U.S. no. 7.049.613 (23 de maio de 2006) descrevem um sistema de terapia por partículas tendo um compensador de dispersão e um disco de modulação de faixa. O movimento do compensador de dispersão e do disco de modulação de faixa ajusta um tamanho do feixe de íons e a intensidade de dispersão que resulta em um controle de penumbra e uma distribuição de dosagem mais uniforme a uma parte doente do corpo.

[0040] T. Haberer, et. al. "Device and Method for Adapting the Size

of an Ion Beam Spot in the Domain of Tumor Irradiation", a Patente U.S. no. 6.859.741 (22 de fevereiro de 2005) descreve um método e um aparelho que servem para adaptar o tamanho de um feixe de íons em irradiação de tumores. Os ímãs quadripolares que determinam o tamanho do local de feixe de íons são diretamente dispostos a frente dos ímãs de varredura por rastreio que determinam o tamanho do local de feixe de íons. O aparelho contém uma malha de controle que serve para obter valores de correção atuais para controlar, ainda, o tamanho do local de feixes de íons.

[0041] K. Matsuda, et. al. "Charged Particle Irradiation Apparatus and an Operating Method Thereof", a Patente U.S. no. 5.986.274 (16 de novembro de 1999) descreve um aparelho de irradiação por partículas carregadas capaz de reduzir uma diminuição de dosagem lateral nos limites de um campo de irradiação de um feixe de partículas carregadas que utiliza campos magnéticos de controle de eletroímãs quadripolares e eletroímãs de deflexão para controlar o centro do feixe de partículas carregadas que passa através do centro de um dispersador independentemente da direção e intensidade de um campo magnético gerado por eletroímãs de varredura.

[0042] K. Hiramoto, et. al. "Charged Particle Beam Apparatus and Method for Operating the Same", a Patente U.S. no. 5.969.367 (19 de outubro de 1999) descreve um aparelho de feixes de partículas carregadas onde o feixe de partículas carregadas é ampliado por um dispersador resultando em uma distribuição Gaussiana que permite a sobreposição de doses de irradiação aplicadas a posições de local variáveis.

[0043] M. Moyers, et. al. "Charged Particle Beam Scattering System", a Patente U.S. no. 5.440.133 (8 de agosto de 1995) descreve um aparelho de tratamento por radiação que serve para produzir um feixe de partículas e uma folha de dispersão que serve para alterar o diâme-

tro do feixe de partículas carregadas.

[0044] Nunan "Multileaf Collimator for Radiotherapy Machines", a Patente U.S. no. 4.868.844 (19 de setembro de 1989) descreve uma máquina de terapia por radiação tendo um colimador de multi-lâminas formado por uma pluralidade de barras de lâmina móveis de metal pesado de modo a formar um campo de irradiação retangular.

[0045] R. Maughan, et. al. "Variable Radiation Collimator", a Patente U.S. no. 4.754.147 (28 de junho de 1988) descreve um colimador variável que serve para conformar uma seção transversal de um feixe de radiação que se situa sobre as hastes, que são posicionadas ao redor de um eixo geométrico do feixe. As hastes são conformadas por um membro de conformação cortado em um formato de uma área de um paciente a ser irradiado.

Seleção de Ambiente de Tratamento

[0046] J. Naumann, et. al. "Beam Allocation Apparatus and Beam Allocation Method for Medical Particle Accelerators", a Patente U.S. no. 7.351.988 (1 de abril de 2008) descreve um aparelho de alocação de feixes para aceleradores de partículas médicas tendo uma unidade arbitrária, uma lógica de comutação, uma unidade de monitoramento, e um controle de sequência com um sistema de abordagem segura de deslizamento.

[0047] K. Moriyama, et. al. "Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.319.231 (15 de janeiro de 2008) descreve um sistema servidor de feixes a uma pluralidade de salas de tratamento com sinais prontos de irradiação que permitem um controle first-come, first-served (o primeiro a chegar é o primeiro a ser servido) do feixe de tratamento.

[0048] K. Moriyama, et. al. "Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.262.424 (28 de agosto de 2007) descreve um sistema de terapia por feixes de partículas que usa informações a partir de salas de tratamento para controlar a distribuição do feixe de íons a uma

entre uma pluralidade de salas de tratamento.

[0049] Morgan, et. al. "Multiple Target, Multiple Energy Radioisotope Production", a Patente U.S. no. 6.444.990 (3 de setembro de 2002) descreve uma trajetória de transporte de feixes de partículas tendo uma trajetória de entrada e múltiplos ímãs kicker, onde o ligamento de um determinado ímã kicker resulta no feixe de partículas sendo direcionado a uma sala correspondente.

[0050] M. Takanaka, et. al. "Beam Supply Device", a Patente U.S. no. 5,349.198 (20 de setembro de 1994) descreve um dispositivo de suprimento de feixes que serve para suprir um feixe de partícula ou radiação a uma sala de terapia, sendo que o sistema inclui um dispositivo de transporte de feixes giratório e uma pluralidade de salas de utilização de feixes dispostas ao redor de um eixo geométrico rotacional do eletroímã de deflexão giratório.

Energia / Intensidade de Feixe

[0051] M. Yanagisawa, et. al. "Charged Particle Therapy System, Range Modulation Wheel Device, and Method of Installing Range Modulation Wheel Device", a Patente U.S. no. 7.355.189 (8 de abril de 2008) e Yanagisawa, et. al. "Charged Particle Therapy System, Range Modulation Wheel Device, and Method of Installing Range Modulation Wheel Device", a Patente U.S. no. 7.053.389 (30 de maio de 2008) descrevem um sistema de terapia por partículas tendo um botão de rolagem para modulação de faixa. O feixe de íons passa através do botão de rolagem para modulação de faixa resultando em uma pluralidade de níveis de energia correspondentes a uma pluralidade de espessuras escalonadas do botão de rolagem para modulação de faixa.

[0052] M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 7.297.967 (20 de novembro de 2007); M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Appa-

ratus", a Patente U.S. no. 7.071.479 (4 de julho de 2006); M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 7.026.636 (11 de abril de 2006); e M. Yanagisawa, et. al. "Particle Beam Irradiation System and Method of Adjusting Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.777.700 (17 de agosto de 2004) descrevem um dispositivo de dispersão, um dispositivo de ajuste de faixa, e um dispositivo de propagação de pico. O dispositivo de dispersão e o dispositivo de ajuste de faixa são combinados e movidos ao longo de um eixo geométrico de feixes. O dispositivo de propagação é movido independentemente ao longo do eixo geométrico para ajustar o grau de dispersão de feixe de íons. Combinado, o dispositivo aumenta o grau de uniformidade de distribuição de dosagem de radiação a um tecido doente.

[0053] Sliski, et. al. "Programmable Particle Scatterer for Radiation Therapy Beam Formation", a Patente U.S. no. 7.208.748 (24 de abril de 2007) descreve um comprimento de trajetória programável de um fluido disposto em um feixe de partículas para modular o ângulo de dispersão e a faixa de feixes de modo predeterminado. O modulador de dispersão/faixa de feixes de partículas carregadas compreende um reservatório de fluidos tendo paredes opostas em uma trajetória de feixes de partículas e uma unidade para ajustar a distância entre as paredes do reservatório de fluidos sob o controle de um controlador programável para criar um pico de Bragg com dispersão predeterminada em uma profundidade predeterminada em um tecido. A dispersão e modulação de feixes são continua e dinamicamente ajustadas durante o tratamento de um tumor de modo a depositar uma dose em um volume tridimensional almejado predeterminado.

[0054] M. Tadokoro, et. al. "Particle Therapy System", a Patente U.S. no. 7.247.869 (24 de julho de 2007) e a Patente U.S. no. 7.154.108 (26 de dezembro de 2006) descrevem um sistema de tera-

pia por partículas capaz de medir a energia de um feixe de partículas carregadas durante a irradiação de um tecido cancerígeno. O sistema inclui uma passagem de feixe entre um par de colimadores, um detector de energia, e uma unidade de processamento de sinal.

[0055] G. Kraft, et. al. "Ion Beam Scanner System and Operating Method", a Patente U.S. no. 6.891.177 (10 de maio de 2005) descreve um sistema de varredura por feixes de íons tendo um sistema de alinhamento mecânico para o volume alvo a ser varrido permitindo a modulação de profundidade do feixe de íons por meio de um motor linear e deslocamento transversal de meios de absorção de energia resultando em uma varredura profundamente escalonada de elementos de volume de um volume alvo.

[0056] G. Hartmann, et. al. "Method for Operating an Ion Beam Therapy System by Monitoring the Distribution of the Radiation Dose", a Patente U.S. no. 6.736.831 (18 de maio de 2004) descreve um método para operação de um sistema de terapia por feixes de íons tendo um digitalizador de grade que irradia e varre uma área ao redor de um isocentro. Tanto a distribuição de dosagem de profundidade como a distribuição de dosagem transversal do dispositivo digitalizador de grade em várias posições na região do isocentro são medidas e avaliadas.

[0057] Y. Jongen "Method for Treating a Target Volume with a Particle Beam and Device Implementing Same", a Patente U.S. no. 6.717.162 (6 de abril de 2004) descreve um método de produção a partir de um feixe de partículas de um local estreito voltado em direção a um volume alvo, caracterizado pelo fato de que a velocidade de varredura local e a intensidade de feixe de partículas são simultaneamente variadas.

[0058] G. Kraft, et. al. "Device for Irradiating a Tumor Tissue", a Patente U.S. no. 6.710.362 (23 de março de 2004) descreve um método

e um aparelho de irradiar um tecido de tumor, onde o aparelho tem um dispositivo de desaceleração de íons eletromagneticamente acionado na trajetória de feixes de prótons para adaptação profunda do feixe de prótons que ajusta tanto a direção do feixe de íons como a faixa de feixe de íons.

[0059] K. Matsuda, et. al. "Charged Particle Beam Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.617.598 (9 de setembro de 2003) descreve um aparelho de irradiação de feixe de partículas carregadas que aumenta a largura em uma direção de profundidade de um pico de Bragg passando-se o pico de Bragg através de um dispositivo de ampliação contendo três componentes de feixes de íons tendo diferentes energias produzidas de acordo com a diferença entre as posições passadas de cada um dos elementos de filtro.

[0060] H. Stelzer, et. al. "Ionization Chamber for Ion Beams and Method for Monitoring the Intensity of an Ion Beam", a Patente U.S. no. 6.437.513 (20 de agosto de 2002) descreve uma câmara de ionização para feixes de íons e um método de monitorização da intensidade de um feixe de íons para terapia. A câmara de ionização inclui um compartimento de câmara, uma janela de entrada de feixes, uma janela de saída de feixes e um volume de câmara preenchido com gás de contagem.

[0061] H. Akiyama, et. al. "Charged-Particle Beam Irradiation Method and System", a Patente U.S. no. 6.433.349 (13 de agosto de 2002) e H. Akiyama, et. al. "Charged-Particle Beam Irradiation Method and System", a Patente U.S. no. 6.265.837 (24 de julho de 2001) descrevem um sistema de irradiação por feixes de partículas carregadas que inclui um carregador que serve para carregar energia da partícula e um controlador de intensidade que serve para controlar uma intensidade do feixe de partículas carregadas.

[0062] Y. Pu "Charged Particle Beam Irradiation Apparatus and

Method of Irradiation with Charged Particle Beam", a Patente U.S. no. 6.034.377 (7 de março de 2000) descreve um aparelho de irradiação por feixes de partículas carregadas tendo um degradador de energia que compreende: (1) um membro cilíndrico tendo um comprimento; e (2) uma distribuição de espessura de parede em uma direção circumferencial ao redor de um eixo de rotação, onde a espessura da parede determina a degradação de energia do feixe de irradiação.

Dosagem

[0063] K. Matsuda, et. al. "Particle Beam Irradiation System", a Patente U.S. no. 7.372.053 (27 de novembro de 2007) descreve um sistema de irradiação por feixes de partículas que garante uma distribuição de dosagem mais uniforme em um objeto de irradiação através do uso de um sinal de interrupção, que interrompe a saída do feixe de íons a partir do dispositivo de irradiação.

[0064] H. Sakamoto, et. al. "Radiation Treatment Plan Making System and Method", a Patente U.S. no. 7.054.801 (30 de maio de 2006) descreve um sistema de exposição à radiação que divide uma região de exposição em uma pluralidade de regiões de exposição e utiliza uma simulação de radiação em condições de tratamento por radiação plana para obter exposição à radiação placa à região desejada.

[0065] G. Hartmann, et. al. "Method For Verifying the Calculated Radiation Dose of an Ion Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.799.068 (28 de setembro 2004) descreve um método para verificação da dose calculada de um sistema de terapia por feixes de íons que compreende um fantoma e uma discrepância entre a dose de radiação calculada e o fantoma.

[0066] H. Brand, et. al. "Method for Monitoring the Irradiation Control of an Ion Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.614.038 (2 de setembro de 2003) descreve um método de verificação de uma unidade de controle de irradiação calculada de um sistema de terapia

por feixes de íons, onde os conjuntos de dados de varredura, os parâmetros computacionais de controle, os parâmetros de sensor de medição, e os valores de corrente desejados dos ímãs digitalizadores são permanentemente armazenados.

[0067] T. Kan, et. al. "Water Phantom Type Dose Distribution Determining Apparatus", a Patente U.S. no. 6.207.952 (27 de março de 2001) descreve um aparelho de distribuição de dosagem tipo fantoma de água que inclui um tanque de água fechado, preenchido com água até a borda, tendo um sensor inserido que é usado para determinar a distribuição de dosagem real de radiação antes da terapia por radiação.

Segurança

[0068] K. Moriyama, et. al. "Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.345.292 (18 de março de 2008) descreve um dispositivo de segurança que confirma que as preparações para geração de um feixe de íons em um acelerador estão completas e as preparações para transporte do feixe de íons em um sistema de transporte de feixes estão completas. Proporciona-se, ainda, uma unidade de exibição de estado de prontidão que serve para exibir as informações de prontidão.

[0069] C. Cheng, et. al. "Path Planning and Collision Avoidance for Movement of Instruments in a Radiation Therapy Environment", a Patente U.S. no. 7.280.633 (9 de outubro de 2007) descreve um sistema de posicionamento de pacientes que inclui dispositivos de medição externa, que mede o local e a orientação de objetos, incluindo componentes do sistema de terapia por radiação. O sistema de posicionamento também monitora a intrusão na área ativa do sistema de terapia por parte da equipe ou de objetos estranhos de modo a aperfeiçoar a segurança operacional do sistema de terapia por radiação.

[0070] K. Moriyama, et. al. "Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.173.264 (6 de fevereiro de 2007) descreve um sistema

de terapia por feixes de partículas tendo um grupo de obturadores para evitar uma irradiação a jusante errônea de uma sala de tratamento não-eleito.

[0071] E. Badura, et. al. "Method for Checking Beam Generation and Beam Acceleration Means of an Ion Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.745.072 (1 de junho de 2004) descreve um método para verificação de meios de geração de feixes e meios de aceleração de feixes de um sistema de terapia por feixes de íons, onde o tipo de íons, a energia de feixe de íons, a intensidade de feixes de íons, o bloqueio do acelerador, e meios para encerrar a extração são verificados.

[0072] E. Badura, et. al. "Method for Checking Beam Steering in an Ion Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.639.234 (28 de outubro de 2003), descreve um método para verificação de orientação de feixes de um sistema de terapia por feixes de íons, onde os meios redundantes são usados para: (1) terminação de extração; e (2) verificação de terminação.

[0073] E. Badura, et. al. "Method of Operating an Ion Beam Therapy System with Monitoring of Beam Position", a Patente U.S. no. 6.600.164 (29 de julho de 2003) descreve um método para a operação de um sistema de terapia por feixes de íons que inclui um dispositivo digitalizador por feixes que direciona um feixe a um isocentro, onde a região do isocentro é monitorada e avaliada com intervenção sendo realizada mediante uma partida a partir de um valor de tolerância com base em uma largura de meio valor do perfil de feixes.

[0074] E. Badura, et. al. "Method for Monitoring an Emergency Switch-Off of an Ion-Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.597.005 (22 de julho de 2003) descreve um método de verificação de desligamento de emergência de um sistema de terapia por feixes de íons.

[0075] B. Britton, et. al. "Beamline Control and Security System for

a Radiation Treatment Facility", a Patente U.S. no. 5.895.926 (20 de abril de 1999) descreve um método e um aparelho para segurança de linha de deixo nas instalações de tratamento de feixes de radiação. Mediante a detecção de um erro, as fontes de alimentação de linha de feixes são desabilitadas.

[0076] T. Nakanishi, et. al. "Particle Beam Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 5.818.058 (6 de outubro de 1998) descreve um campo de irradiação por feixes de partículas tendo blindagens, que servem para blindar a radiação, simetricamente colocadas em relação a um eixo geométrico de radiação.

[0077] B. Britton, et. al. "Beamline Control and Security System for a Radiation Treatment Facility", a Patente U.S. no. 5.585.642 (17 de dezembro de 1996) descreve um método e um aparelho para segurança de linhas de feixes em instalações de tratamento por feixes de radiação que comparam os sinais de configuração de trajetória de feixes correspondentes a uma configuração solicitada de feixes que utiliza trajetórias de comunicação lógica redundante complementar. Mediante a detecção de um erro, as fontes de alimentação de linhas de feixes são desabilitadas.

[0078] D. Lesyna, et. al. "Method of Treatment Room Selection Verification in a Radiation Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 5.260.581 (9 de novembro de 1993) descreve um método de verificação de seleção de sala de tratamento em um sistema de terapia por feixes de radiação que compara os sinais de solicitação de sala de tratamento com um sinal de configuração de trajetória de feixes a partir de uma triagem que controla a trajetória do deslocamento de feixes a partir de um acelerador a uma sala de tratamento.

Calibração

[0079] V. Bashkurov, et. al. "Nanodosimeter Based on Single Ion Detection", a Patente U.S. no. 7.081.619 (25 de julho de 2006) e V.

Bashkirov, et. al. "Nanodosimeter Based on Single Ion Detection", a Patente U.S. no. 6.787.771 (7 de setembro de 2004) descrevem um dispositivo nanodosímetro que serve para detectar os íons positivos que passam através de uma abertura, passam através de um volume de gás sensível, e chegam em um detector. A invenção inclui o uso do nanodosímetro para calibrar a exposição de radiação a danos em um ácido nucléico dentro de uma amostra.

[0080] G. Hartmann, et. al. "Method of Checking an Isocentre and a Patient-Positioning Device of an Ion Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.670.618 (30 de dezembro de 2003) descreve um método de verificação de um isocentro de um feixe de íons que utiliza um dispositivo digitalizador de grade e um fantoma esférico. Na partida de um ponto central espacial a partir de um limite predeterminado, o sistema de feixe de íons é submetido à manutenção.

[0081] M. Wofford, et. al. "System and Method for Automatic Calibration of a Multileaf Collimator", a Patente U.S. no. 6.322.249 (27 de novembro de 2001) descreve um sistema e um método para calibrar um dispositivo de terapia por radiação movendo-se uma lâmina de um colimador, determinando-se se uma distância entre a lâmina e uma linha é aproximadamente igual a uma medição predeterminada, e associando-se a medição predeterminada a uma contagem específica do colimador.

[0082] D. Legg, et. al. "Normalizing and Calibrating Therapeutic Radiation Delivery Systems", a Patente U.S. no. 5.511.549 (30 de abril de 1996), descreve um método para normalização e calibragem de dosagem de um sistema de administração de terapia por radiação. As vantagens são particularmente significativas para instalações de terapia por prótons contendo uma pluralidade de sistemas de administração. O método permite um tratamento prescrito a ser administrado com precisão não somente na estação associada ao planejamento ini-

cial de tratamento, mas em qualquer estação de administração disponível.

Início / interrupção de Irradiação

[0083] K. Hiramoto, et. al. "Charged Particle Beam Apparatus and Method for Operating the Same", a Patente U.S. no. 6.316.776 (13 de novembro de 2001) descreve um aparelho de feixe de partículas carregadas onde um feixe de partículas carregadas é posicionado, iniciado, interrompido, e reposicionado repetidamente. As partículas residuais são usadas no acelerador sem fornecer novas partículas se uma carga suficiente estiver disponível.

[0084] K. Matsuda, et. al. "Method and Apparatus for Controlling Circular Accelerator", a Patente U.S. no. 6.462.490 (8 de outubro de 2002) descreve um método e aparelho de controle para um acelerador circular que serve para ajustar a temporização de partículas carregadas emitidas. O pulso de relógio é suspenso após a distribuição de um fluxo de partículas carregadas e retomado com base no estado de um objeto a ser irradiado.

Pórtico

[0085] T. Yamashita, et. al. "Rotating Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 7.381.979 (3 de junho de 2008) descreve um pórtico giratório tendo um anel frontal e um anel traseiro, sendo que cada anel tem dispositivos de suporte radial, onde os dispositivos de suporte radial têm guias lineares. O sistema tem dispositivos de suporte axial que serve para limitar o movimento do corpo giratório na direção do eixo geométrico rotacional do corpo giratório.

[0086] T. Yamashita, et. al. "Rotating Gantry of Particle Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.372.053 (13 de maio de 2008) descreve um pórtico giratório suportado por um sistema de desaceleração a ar que permite um rápido movimento, frenagem, e interrupção do pórtico durante o tratamento por irradiação.

[0087] M. Yanagisawa, et. al. "Medical Charged Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.992.312 (31 de janeiro de 2006); M. Yanagisawa, et. al. "Medical Charged Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.979.832 (27 de dezembro de 2005); e M. Yanagisawa, et. al. "Medical Charged Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.953.943 (11 de outubro de 2005) descrevem um aparelho capaz de irradiação a partir de direções ascendentes e horizontais. O pórtico é giratório em torno de um eixo geométrico de rotação onde o dispositivo de formação de campo de irradiação é excentricamente disposto, de tal modo que um eixo geométrico de irradiação passe através de uma posição diferente em relação ao eixo geométrico de rotação.

[0088] H. Kaercher, et. al. "Isokinetic Gantry Arrangement for the Isocentric Guidance of a Particle Beam And a Method for Constructing Same", a Patente U.S. no. 6.897.451 (24 de maio de 2005) descreve uma disposição de pórtico isocinético para orientação isocêntrica de um feixe de partículas que pode ser girado em torno de um eixo geométrico longitudinal horizontal.

[0089] G. Kraft, et. al. "Ion Beam System for Irradiating Tumor Tissues", a Patente U.S. no. 6.730.921 (4 de maio de 2004) descreve um sistema de feixe de íons que serve para irradiar tecidos de tumor em vários ângulos de irradiação em relação a uma poltrona do paciente horizontalmente disposta, onde a poltrona do paciente é girada em torno de um eixo geométrico central e tem um mecanismo de suspensão. O sistema tem uma deflexão de feixe de íons central de até ± 15 graus em relação a uma direção horizontal.

[0090] M. Pavlovic, et. al. "Gantry System and Method for Operating Same", a Patente U.S. no. 6.635.882 (21 de outubro de 2003) descreve um sistema de pórtico que serve para ajustar e alinhar um feixe de íons em um alvo a partir de um ângulo de tratamento efetivo

livremente determinável. O feixe de íons é alinhado em um alvo em ângulos ajustáveis de 0 a 360 graus em torno do eixo geométrico de rotação de pórtico e em um ângulo de 45 a 90 graus fora do eixo geométrico de rotação de pórtico produzindo um cone de irradiação quando girado por uma revolução completa ao redor do eixo geométrico de rotação de pórtico.

Detector

[0091] E. Berdermann, et. al. "Detector for Detecting Particle Beams and Method for the Production thereof", a Patente U.S. no. 7.274.025 (setembro 25. 2007) descreve um detector e um método de fabricação do detector. O detector compreende uma placa de diamante semicondutor cristalino e um revestimento metálico de alumínio sobre um substrato de cerâmica.

Paciente Móvel

[0092] N. Rigney, et. al. "Patient Alignment System with External Measurement and Object Coordination for Radiation Therapy System", a Patente U.S. no. 7.199.382 (3 de abril de 2007) descreve um sistema de alinhamento de pacientes para um sistema de terapia por radiação que inclui vários dispositivos de medição externa que obtêm medições de posição de componentes móveis do sistema de terapia por radiação. O sistema de alinhamento utiliza as medições externas para proporcionar retroalimentações corretivas de posicionamento para registrar, com maior precisão, o paciente ao feixe de radiação.

[0093] Y. Muramatsu, et. al. "Medical Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 7.030.396 (18 de abril de 2006); Y. Muramatsu, et. al. "Medical Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.903.356 (7 de junho de 2005); e Y. Muramatsu, et. al. "Medical Particle Irradiation Apparatus", a Patente U.S. no. 6.803.591 (12 de outubro de 2004) descrevem um aparelho médico de irradiação por partículas tendo um pórtico giratório, um quadro anular localizado no pórtico de

tal modo que possa girar em relação ao pórtico giratório, um mecanismo anti-correlação para evitar que o quadro gire com o pórtico, e um assoalho de movimento flexível engatado ao quadro de tal modo que se mova livremente com um nível substancialmente inferior enquanto o pórtico gira.

[0094] H. Nonaka, et. al. "Rotating Radiation Chamber for Radiation Therapy", a Patente U.S. no. 5.993.373 (30 de novembro de 1999) descreve um assoalho móvel horizontal composto por uma série de várias placas que são conectadas de modo livre e flexível, onde o assoalho móvel é movido em sincronia com a rotação de uma seção de irradiação por feixe de radiação.

Respiração

[0095] K. Matsuda "Radioactive Beam Irradiation Method and Apparatus Taking Movement of the Irradiation Area Into Consideration", a Patente U.S. no. 5.538.494 (23 de julho de 1996) descreve um método e aparelho que permitem a irradiação mesmo no caso de uma parte doente alterar a posição devido à atividade física, tal como a respiração e os batimentos cardíacos. Inicialmente, uma alteração de posição de uma parte doente do corpo e a atividade física do paciente são medidas simultaneamente e uma relação entre as mesmas é definida como uma função. A terapia por radiação é realizada de acordo com a função.

Posicionamento do Paciente

[0096] Y. Nagamine, et. al. "Patient Positioning Device and Patient Positioning Method", a Patente U.S. no. 7.212.609 (1 de maio de 2007) e Y. Nagamine, et. al. "Patient Positioning Device and Patient Positioning Method", a Patente U.S. no. 7.212.608 (1 de maio de 2007) descrevem um sistema de posicionamento de pacientes que compara uma área de comparação de uma imagem de raio X de referência e uma imagem de raio X atual de um local atual do paciente utilizando-se um

casamento de padrões.

[0097] D. Miller, et. al. "Modular Patient Support System", a Patente U.S. no. 7.173.265 (6 de fevereiro de 2007) descreve um sistema de tratamento por radiação tendo um sistema de suporte de pacientes que inclui uma cápsula modularmente expansível de pacientes e pelo menos um dispositivo de imobilização, tal como um apoio de espuma moldável.

[0098] K. Kato, et. al. "Multi-Leaf Collimator and Medical System Including Accelerator", a Patente U.S. no. 6.931.100 (16 de agosto de 2005); K. Kato, et. al. "Multi-Leaf Collimator and Medical System Including Accelerator", a Patente U.S. no. 6.823.045 (23 de novembro 2004); K. Kato, et. al. "Multi-Leaf Collimator and Medical System Including Accelerator", a Patente U.S. no. 6.819.743 (16 de novembro de 2004); e K. Kato, et. al. "Multi-Leaf Collimator and Medical System Including Accelerator", a Patente U.S. no. 6.792.078 (14 de setembro de 2004) descrevem um sistema de placas de lâmina usadas para encurtar o tempo de posicionamento de um paciente para terapia por irradiação. A força de acionamento do motor é transmitida a uma pluralidade de placas de lâmina ao mesmo tempo através de uma engrenagem de pinhão. O sistema também utiliza cilindros de ar superiores e inferiores e guias superiores e inferiores para posicionar um paciente.

Controle Computacional

[0099] Belousov et. al. "Configuration Management and Retrieval System for Proton Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.368.740 (6 de maio de 2008); A. Belousov et. al. "Configuration Management and Retrieval System for Proton Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 7.084.410 (1 de agosto de 2006); e A. Belousov et. al. "Configuration Management and Retrieval System for Proton Beam Therapy System", a Patente U.S. no. 6.822.244 (23 de novembro de 2004) descrevem um sistema de feixe de prótons controlado por sof-

ware multiprocessador tendo parâmetros configuráveis de tratamento que são facilmente modificados por um usuário autorizado para preparar o sistema controlado por software para vários modos de operação de modo a garantir que os dados e os parâmetros de configuração sejam acessíveis se ocorrem únicas falhas pontuais no banco de dados.

[00100] J. Hirota et. al. "Automatically Operated Accelerator Using Obtained Operating Patterns", a Patente U.S. no. 5.698.954 (16 de dezembro de 1997) descreve um controlador principal que serve para determinar a quantidade de controle e a temporização de controle de cada componente de um corpo acelerador com os controles provenientes de um padrão operacional.

Formação de Imagens

[00101] P. Adamee, et. al. "Charged Particle Beam Apparatus and Method for Operating the Same", a Patente U.S. no. 7.274.018 (25 de setembro de 2007) e P. Adamee, et. al. "Charged Particle Beam Apparatus and Method for Operating the Same", a Patente U.S. no. 7.045.781 (16 de maio de 2006) descrevem um aparelho de feixe de partículas carregadas configurado para formação de imagens serial e/ou paralela de um objeto.

[00102] K. Hiramoto, et. al. "Ion Beam Therapy System and its Couch Positioning System", a Patente U.S. no. 7.193.227 (20 de março de 2007) descreve um sistema de terapia por feixes de íons tendo um sistema de formação de imagens de raios X que se move em conjunto com um pórtico giratório.

[00103] C. Maurer, et. al. "Apparatus and Method for Registration of Images to Physical Space Using a Weighted Combination of Points and Surfaces", a Patente U.S. no. 6.560.354 (6 de maio de 2003) descreve um processo de tomografia computada por raios X registrada a medições físicas tomadas no corpo do paciente, onde as diferentes partes do corpo são dadas por diferentes pesos. Os pesos são usados

em um processo de registro iterativo para determinar um processo de transformação de corpo rígido, onde a função de transformação é usada para auxiliar em procedimentos cirúrgicos ou estereotáxicos.

[00104] M. Blair, et. al. "Proton Beam Digital Imaging System", a Patente U.S. no. 5.825.845 (20 de outubro de 1998) descreve um sistema de formação de imagens digital por feixe de prótons tendo uma fonte de raios X que é móvel na linha de feixe de tratamento que pode produzir um feixe de raios X através de uma região do corpo. A título de comparação das posições relativas do centro do feixe na imagem de orientação do paciente e o isocentro na imagem de prescrição principal em relação a monumentos selecionados, determinam-se a quantidade e a direção de movimento do paciente para produzir o melhor centro de feixe corresponde ao isocentro alvo.

[00105] S. Nishihara, et. al. "Therapeutic Apparatus", a Patente U.S. no. 5.039.867 (13 de agosto de 1991) descreve um método e um aparelho que servem para posicionar um feixe terapêutico no qual uma primeira distância é determinada com base em uma primeira imagem, uma segunda imagem é determinada com base em uma segunda imagem, e o paciente é movido para uma posição de irradiação por feixes de terapia com base na primeira e na segunda distâncias.

Terapia por Prótons e Nêutrons / Seleção de Partículas

[00106] L. Dahl, et. al. "Apparatus for Generating and Selecting Ions used in a Heavy Ion Cancer Therapy Facility", a Patente U.S. no. 6.809.325 (26 de outubro de 2004) descreve um aparelho para gerar, extrair, e selecionar os íons usados em uma instalação de terapia contra câncer por íons pesados que incluem uma fonte de íons de ressonância de ciclotron para gerar íons pesados e leves e meios de seleção que servem para selecionar espécies de íons pesados de uma configuração isotópica a jusante de cada fonte de íons.

[00107] J. Slater, et. al. "System and Method for Multiple Particle

Therapy", a Patente U.S. no. 5.866.912 (2 de fevereiro de 1999) descreve um sistema de terapia por feixe de prótons, onde os prótons passam através de uma fonte de nêutron de berílio que gera uma fonte de prótons e nêutrons.

Problema

[00108] Na técnica, há uma necessidade por uma distribuição exata e precisa de energia de irradiação a um tumor. Mais particularmente, há uma necessidade em gerar, de modo eficiente, um feixe de íons negativos, focalizar o feixe de íons, converter o feixe de íons em um feixe de partículas carregadas, acelerar o feixe de partículas carregadas, imobilizar e/ou posicionar, de modo reproduzível, um indivíduo em relação a um feixe de terapia por partículas, e/ou direcionar o feixe de partículas carregadas a um tumor.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[00109] A invenção compreende um método e um aparelho destinados ao tratamento de cânceres sólidos. Em uma modalidade, a invenção se refere a um método e aparelho para terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos coordenados com a criação de feixes de íons negativos, focalização de feixes de íons, aceleração de partículas carregadas, rotação do paciente, e/ou respiração do paciente. De preferência, a terapia por partículas carregadas é realizada em um paciente em uma posição parcialmente imobilizada e reposicionável. De preferência, a distribuição de prótons é sincronizada com a respiração do paciente através do controle do método e aparelho de injeção, aceleração e/ou direcionamento de feixes de partículas carregadas.

DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[00110] A figura 1 ilustra conexões de componentes de um sistema de terapia por feixes de partículas carregadas;

[00111] A figura 2 ilustra um sistema de terapia por partículas car-

regadas;

[00112] A figura 3 ilustra um sistema de geração de feixes de íons;

[00113] A figura 4 ilustra uma fonte de feixes de íons negativos;

[00114] A figura 5 ilustra um sistema de focalização de feixes de íons;

[00115] As figuras 6 A-D ilustram eletrodos de focalização em torno de uma trajetória de feixes de íons negativos;

[00116] A figura 7A ilustra um sistema a vácuo de trajetória de feixes de íons negativos;

[00117] A figura 7B ilustra uma estrutura de suporte;

[00118] A figura 7C ilustra uma folha;

[00119] A figura 8 é um fluxograma de controle de terapia por feixes de partículas;

[00120] A figura 9 ilustra seções de inflexão e retilíneas de um síncrotron

[00121] A figura 10 ilustra ímãs defletores de um síncrotron;

[00122] A figura 11 proporciona uma vista em perspectiva de um ímã defletor;

[00123] A figura 12 ilustra uma vista em corte transversal de um ímã defletor;

[00124] A figura 13 ilustra uma vista em corte transversal de um ímã defletor;

[00125] As figura 14A ilustra um acelerador de RF e a figura 14B ilustra um subsistema de acelerador de RF;

[00126] A figura 15 ilustra um sistema de controle de campo magnético;

[00127] A figura 16 ilustra um sistema de posicionamento de pacientes a partir de: (A) uma vista frontal e (B) uma vista de topo;

[00128] A figura 17 proporciona distribuições de dosagens de feixes de raios X e prótons;

[00129] As figuras 18 A-E ilustram uma varredura controlada e uma profundidade e irradiação focal;

[00130] As figuras 19 A-E ilustram uma irradiação em múltiplos campos;

[00131] A figura 20 ilustra um aperfeiçoamento da eficiência de dosagem através do uso de irradiação em múltiplos campos;

[00132] A figura 21 proporciona dois métodos de implementação de irradiação em múltiplos campos;

[00133] A figura 22 ilustra um sistema de posicionamento semivertical de pacientes;

[00134] A figura 23 proporciona um exemplo de sistema de posicionamento de assento para pacientes;

[00135] A figura 24 ilustra um sistema de posicionamento para deitar os pacientes;

[00136] A figura 25 ilustra um sistema de segurança para a cabeça;

[00137] A figura 26 ilustra suportes para as mãos e cabeça;

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

[00138] A invenção refere-se, em geral, ao tratamento de cânceres sólidos.

[00139] Em uma modalidade, um sistema de terapia contra câncer por feixes de partículas carregadas é usado para tratar um tumor sólido de um paciente.

[00140] Em outra modalidade, a invenção se refere a um método e a um aparelho de terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos.

[00141] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho para posicionamento de pacientes em conjunto com um método e um aparelho de terapia por radiação de feixes de partículas carregadas ou feixes de prótons em múltiplos eixos geométricos para tratamento de cânceres. O sistema de posicionamento de pacientes é

usado para transladar o paciente e/ou girar o paciente em uma zona onde o feixe de prótons possa realizar varredura de tumores utilizando-se um sistema de direcionamento. O sistema de posicionamento de pacientes é opcionalmente usado em conjunto com os sistemas usados para restringir o movimento do paciente, tais como sistemas de posicionamento para sentar, deitar ou semi-verticais.

[00142] Ainda em outra modalidade, utilizam-se um método e um aparelho de aceleração e extração de feixes de partículas carregadas em conjunto com a terapia de radiação por feixes de partículas carregadas de tumores cancerígenos. Particularmente, utilizam-se ímãs giratórios de síncrotron para minimizar o tamanho geral do síncrotron, proporcionar um feixe de prótons rigidamente controlado, reduzir diretamente o tamanho de campos magnéticos requeridos, reduzir diretamente a potência de operação requerida, e permitir uma aceleração contínua de prótons em um síncrotron mesmo durante um processo de extração de prótons a partir do síncrotron.

[00143] Em outra modalidade, descreve-se um sistema de terapia contra câncer por partículas carregadas tendo um método e um aparelho combinados de rotação / rastreo, referidos como terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos. O sistema usa uma fonte de prótons de orientação fixa em relação a um paciente de modo a produzir uma irradiação de tumor a partir de múltiplas direções. O sistema combina a irradiação de tumores em camadas a partir de muitas direções com irradiação de prótons com energia controlada para distribuir uma energia de pico de feixe de prótons dentro de um volume de tumor selecionado ou fatia irradiada. Opcionalmente, o volume de tumor selecionado para irradiação a partir de um determinado ângulo é uma porção distal do tumor. Desta maneira, a energia de pico de Bragg de ingresso é espalhada, de modo circunferencial, ao redor do tumor minimizando os danos a tecidos saudáveis e a energia de

prótons de pico é distribuída de modo eficiente, exato e preciso ao tumor.

[00144] Ainda em outra modalidade, utilizando-se um sistema de terapia contra câncer por partículas carregadas, descreve-se um método e um aparelho para distribuição de dosagem de radiação eficiente a um tumor. A radiação é distribuída através de um ponto de entrada no tumor e a energia de pico de Bragg é direcionada a um lado distal ou afastado do tumor a partir de um ponto de ingresso. A distribuição da energia de pico de Bragg ao lado distal do tumor a partir do ponto de ingresso é repetida a partir de múltiplas direções rotacionais. O processo de irradiação em múltiplos campos com níveis de energia sendo direcionados ao lado afastado do tumor a partir de cada direção de irradiação proporciona uma distribuição uniforme e eficiente de dosagem por radiação de partículas carregadas ao tumor. De preferência, a terapia por partículas carregadas é sincronizada à respiração do paciente através do controle de métodos e aparelhos de injeção, aceleração, extração e/ou direcionamento de feixes de partículas carregadas.

[00145] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho para posicionamento, alinhamento e/ou controle em posição semivertical de pacientes em conjunto com terapia por radiação de partículas carregadas, ou feixes de prótons de tumores cancerígenos. As restrições de posicionamento de pacientes são usadas para manter o paciente em uma posição de tratamento, incluindo um ou mais suporte para assento, um suporte para as costas, um suporte para a cabeça, um suporte para os braços, um suporte para os joelhos, e um suporte para os pés. Uma ou mais restrições de posicionamento são móveis e/ou sob controle computacional para posicionamento e/ou imobilização rápida do paciente. Opcionalmente, o sistema usa um feixe de raios X que se encontra substancialmente na mesma trajetória

de uma trajetória de feixes de prótons de um sistema de terapia contra câncer por feixes de partículas. A imagem gerada é utilizável para: um ajuste fino do alinhamento do corpo em relação à trajetória de feixes de prótons, controlar a trajetória de feixes de prótons para direcionamento exato e preciso no tumor, e/ou na verificação e validação do sistema.

[00146] Em uma modalidade adicional, um método e um aparelho para posicionamento, alinhamento e/ou controle de pacientes em posição semivertical ou sentados são usados em conjunto com a terapia por radiação de partículas carregadas, ou feixe de prótons em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. As restrições de posicionamento de pacientes são usadas para manter o paciente em uma posição de tratamento. As restrições de posicionamento de pacientes incluem um ou mais entre: um suporte para assento, um suporte para as costas, um suporte para a cabeça, um suporte para os braços, um suporte para os joelhos, e um suporte para os pés. Uma ou mais das restrições de posicionamento são móveis e/ou sob controle computacional para posicionamento e/ou imobilização rápida do paciente.

[00147] Em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho para monitoramento e/ou controle da respiração ou fôlego do paciente em conjunto com uma terapia por radiação de partículas carregadas, ou feixe de prótons em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. O sistema de monitorização da respiração usa sensores de força e/ou térmicos para determinar onde um paciente se encontra em um ciclo de respiração em combinação com um controle de sinal de retroalimentação distribuído ao paciente de modo a informá-lo quando o controle de respiração for necessário. O controle de respiração resultante é sincronizado com a distribuição de partículas carregadas ao tumor para aumentar a exatidão, a precisão e/ou a eficiência do tratamento do tumor.

[00148] Ainda outra modalidade se refere, em geral, ao tratamento de cânceres sólidos. Mais particularmente, utiliza-se um método e um aparelho controlado por computador para posicionamento, imobilização e reposicionamento de pacientes em conjunto com uma terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos coordenada com os padrões de respiração do paciente e, ainda, em combinação com métodos e aparelhos de injeção, aceleração, extração e/ou direcionamento de feixe de partículas carregadas.

[00149] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho de fonte de íons negativos como parte de um sistema de injeção de feixes de íons, que é usado em conjunto com uma terapia por radiação de partículas carregadas ou feixes de prótons em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. A fonte de íons negativos inclui, de preferência, uma porta de entrada para injeção de gás hidrogênio em uma câmara de plasma em alta temperatura. Em um caso, a câmara de plasma inclui um material magnético, que proporciona uma barreira de campo magnético entre a câmara de plasma em alta temperatura e uma região de plasma em baixa temperatura no lado oposto da barreira de campo magnético. Aplica-se um pulso de extração a um eletrodo de extração de íons negativos para puxar os feixes de íons negativos em uma trajetória de feixes de íons negativos, que procede através de um primeiro sistema a vácuo parcial, através de um sistema de focalização de feixes de íons, no acelerador tandem, e em um síncrotron.

[00150] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho a vácuo de fonte de feixes de íons negativos como parte de um sistema de injeção de feixes de íons, que é usado em conjunto com uma terapia por radiação de partículas carregadas ou feixes de prótons em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. A fonte de feixes de íons negativos contém uma câmara a vácuo isolada

por uma barreira a vácuo a partir do tubo a vácuo do síncrotron. O sistema a vácuo de fonte de feixes de íons negativos inclui, de preferência: uma primeira bomba turbomolecular, um grande volume de retenção, e uma bomba de operação semicontínua. Bombeando-se apenas a câmara a vácuo de fonte de feixes de íons e apenas operando-se de modo semicontínuo o vácuo de fonte de feixes de íons com base nas leituras de sensor em torno do volume de retenção, a vida útil da bomba de operação semicontínua é estendida.

[00151] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e um aparelho de focalização de feixes de íons como parte de um sistema de injeção de feixes de íons, que é usado em conjunto com uma terapia por radiação de partículas carregadas ou feixes de prótons em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. O sistema de focalização de feixes de íons inclui dois ou mais eletrodos onde um eletrodo de cada par de eletrodos obstrui parcialmente a trajetória de feixes de íons com as trajetórias condutivas, tal como uma rede condutora. Em um determinado par de eletrodos, as linhas do campo magnético, que se estendem entre a rede condutora de um primeiro eletrodo e um segundo eletrodo, proporcionam forças internas que focalizam os feixes de íons negativos. Vários desses pares de eletrodos proporcionam múltiplas regiões de focalização de feixes de íons negativos.

[00152] A outra modalidade, um método e aparelho de acelerador tandem, que faz parte de um sistema de injeção de feixes de íons, é usada em conjunto com uma terapia por radiação de partículas carregadas em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. A fonte de feixes de íons negativos inclui, de preferência, um sistema de injeção a vácuo e um sistema a vácuo de síncrotron separados por uma folha, onde os íons negativos são convertidos em íons positivos. De preferência, a folha é direta ou indiretamente vedada às bordas do tubo a vácuo proporcionando uma pressão parcial maior no sistema de

injeção câmara a vácuo e uma pressão menor no sistema a vácuo de síncrotron. Tendo a folha que separa fisicamente a câmara a vácuo em duas regiões de pressão permite que um sistema tenha menos bombas e/ou bombas menores para manter o sistema de pressão inferior no síncrotron à medida que o gás hidrogênio de entrada é extraído em um espaço separado contido e isolado pelo sistema de injeção a vácuo parcial.

[00153] Ainda em outra modalidade, utiliza-se um método e aparelho acelerador de radiofrequência (RF) em conjunto com a terapia por radiação de partículas carregadas em múltiplos eixos geométricos de tumores cancerígenos. Um sintetizador de RF proporciona um sinal de RF de baixa tensão, que seja sincronizado ao período de circulação de prótons na trajetória de feixes de prótons, a um conjunto de microcircuitos integrados, malhas, e bobinas, sendo que as bobinas confinam, de modo circunferencial, a trajetória de feixes de prótons em um síncrotron. Os componentes integrados se combinam de modo a proporcionar uma tensão de aceleração aos prótons na trajetória de feixes de prótons em um formato compacto em termos de tamanho e reduzido em termos de preço. O sistema integrado de microcircuito amplificador de RF / bobina de aceleração é operável a partir de cerca de 1 MHz, para um feixe de prótons de baixa energia, a cerca de 15 MHz, para um feixe de prótons de alta energia.

[00154] Ainda em outra modalidade, um método e aparelho de formação de imagens em múltiplos campos e um método e aparelho de terapia contra câncer por partículas carregadas em múltiplos campos são coordenados com a respiração do paciente através do uso de sensores de retroalimentação usados para monitorar e/ou controlar a respiração do paciente.

[00155] Usados em combinação com qualquer modalidade da invenção, descrevem-se um ou mais recursos de projeto inusitados de

um sistema de terapia contra câncer por feixe de partículas carregadas. Particularmente, descreve-se uma fonte de feixes de íons negativos com recursos inusitados na fonte de íons negativos, sistema a vácuo de fonte de íons, lente de focalização de feixe de íons, e acelerador tandem. Adicionalmente, o síncrotron inclui: ímãs giratórios e ímãs de focalização de borda, que minimizam o tamanho geral do síncrotron, proporcionam um feixe de prótons estritamente controlado, reduzem diretamente o tamanho dos campos magnéticos requeridos, reduzem diretamente a potência operacional requerida. O sistema de fonte de feixes de íons e o síncrotron são, de preferência, integrados por computador a um sistema de formação de imagens e a uma interface do paciente que incluem sensores de monitorização de respiração e elementos de posicionamento de pacientes. Além disso, o sistema é integrado ao método e aparelho de aceleração e/ou direcionamento. Mais particularmente, o controle de energia e sincronização de um fluxo de partículas carregadas de um síncrotron é coordenado com o posicionamento do paciente e com o tratamento do tumor. Os elementos de controle de síncrotron permitem um controle rígido do feixe de partículas carregadas, que complementa o controle rígido do posicionamento de pacientes de modo a produzir um tratamento eficiente de um tumor sólido com danos reduzidos ao tecido circundante saudável. Além disso, o sistema reduz o tamanho geral do síncrotron, proporciona um feixe de prótons estritamente controlado, reduz diretamente o tamanho dos campos magnéticos requeridos, reduz diretamente a potência operacional requerida, e permite uma aceleração contínua de prótons em um síncrotron durante um processo de extração de prótons a partir do síncrotron. Combinados, os sistemas proporcionam tratamentos não-invasivos eficientes, exatos e precisos contra tumores com mínimos danos ao tecido saudável circundante.

[00156] Em várias modalidades, o sistema de terapia contra câncer

por partículas carregadas incorpora qualquer um entre:

- um sistema de injeção tendo um membro magnético central e um campo magnético que separa as regiões de plasma em alta e em baixa temperatura;
- um sistema a vácuo duplo que cria uma primeira região de pressão parcial em um lado do sistema de geração de plasma de uma folha em um acelerador tandem e uma segunda região de pressão parcial inferior no lado do síncrotron da folha;
- um sistema de focalização de feixes de íons negativos tendo uma rede condutora que cruza axialmente os feixes de íons negativos;
- um síncrotron tendo quatro seções retilíneas e quatro seções de inflexão;
- um síncrotron não tendo ímãs hexapolares;
- quatro ímãs defletores em cada seção de inflexão do síncrotron;
- uma bobina de enrolamento que envolve múltiplos ímãs defletores;
- uma pluralidade de ímãs defletores que são chanfrados e focalizam partículas carregadas em cada seção de inflexão;
- microcircuitos integrados de amplificador de RF que proporcionam correntes através das malhas ao redor das bobinas de aceleração;
- uma plataforma giratória que serve para girar o indivíduo permitindo uma terapia de formação de imagens em múltiplos campos e/ou uma terapia por prótons em múltiplos campos;
- um plano de radiação que dispersa o ingresso de energia de pico de Bragg em 360 graus ao redor do tumor;
- sistemas de posicionamento, imobilização e reposicionamento;

- sensores respiratórios;
- controle simultâneo e independente de:
 - o energia de feixes de prótons
 - o controle de feixes de prótons no eixo geométrico x;
 - o controle de feixes de prótons no eixo geométrico y;
 - o translação do paciente; e
 - o rotação do paciente; e
- um sistema que sincroniza a terapia por partículas carregadas a um ou mais entre:
 - o a translação do paciente;
 - o a rotação do paciente; e
 - o a respiração do paciente.

TERAPIA POR PRÓTONS

[00157] Devido a suas dimensões relativamente enormes, os prótons se espalham menos facilmente do que os raios X ou os raios gama no tecido e existe muito pouca dispersão lateral. Portanto, o feixe de prótons permanece focalizado no formato do tumor sem muitos danos laterais ao tecido circundante. Todos os prótons de uma determinada energia têm uma determinada faixa, definida pelo pico de Bragg, e a razão entre a distribuição de dosagem e o tecido é máxima apenas em relação aos últimos poucos milímetros do alcance da partícula. A profundidade de penetração depende da energia das partículas, que se refere diretamente à velocidade à qual as partículas foram aceleradas pelo acelerador de prótons. A velocidade do próton é ajustável à graduação máxima do acelerador. Portanto, é possível focalizar os danos da célula devido ao feixe de prótons em grande profundidade nos tecidos onde o tumor está situado. Os tecidos situados antes do pico de Bragg recebem alguma dosagem reduzida e os tecidos situados após o pico não recebem nenhuma.

CÍCLOTRON/ SÍNCROTRON

[00158] Um ciclotron utiliza um campo elétrico aplicado em campo magnético constante e em frequência constante. Um dos dois campos é variado em um sincrociclotron. Ambos os campos são variados em um síncrotron. Portanto, um síncrotron é um tipo particular de acelerador cíclico de partículas no qual um se utiliza um campo magnético para girar as partículas de tal modo que circulem e se utiliza um campo elétrico para acelerar as partículas. O síncrotron sincroniza cuidadosamente os campos aplicados com o feixe de partículas em deslocamento.

[00159] Aumentando-se os campos magnéticos aplicados de modo apropriado à medida que as partículas ganham energia, a trajetória de partículas carregadas é mantida constante à medida que as partículas carregadas são aceleradas, permitindo que um recipiente a vácuo para as partículas seja um toro delgado grande. Na realidade, é mais fácil usar algumas seções retilíneas entre os ímãs defletores e algumas seções de inflexão que proporcionam ao toro o formato de um polígono com cantos arredondados. Portanto, constrói-se uma trajetória com raio efetivamente grande utilizando-se simples segmentos de tubo retilíneos e curvados, diferentemente da câmara com formato de disco dos dispositivos tipo ciclotron. O formato também permite e requer o uso de múltiplos ímãs para deflexionar o feixe de partículas.

[00160] A energia máxima que um acelerador cíclico pode conferir é tipicamente limitada pela resistência dos campos magnéticos e pelo raio mínimo / curvatura máxima da trajetória de partículas. Em um ciclotron, o raio máximo é limitado já que as partículas iniciam no centro e se espiralam para fora, logo, todo este comprimento deve ser uma câmara evacuada auto-suportada com formato de disco. Visto que o raio é limitado, a potência da máquina se torna limitada pela resistência do campo magnético. No caso de um eletroímã ordinário, a resistência de campo é limitada pela saturação do núcleo porque quando

todos os domínios magnéticos estiverem alinhados, o campo não pode ser adicionalmente aumentado a nenhuma extensão prática. A disposição do único par de ímãs também se limita ao tamanho econômico do dispositivo.

[00161] Os síncrotrons superam estas limitações, utilizando-se um tubo estreito de feixes circundado por ímãs muito menores e mais estritamente focalizados. A capacidade de um síncrotron em acelerar partículas é limitado pelo fato de que as partículas devem ser carregadas para que sejam aceleradas, porém, as partículas carregadas sob aceleração emitem fótons, perdendo, assim, energia. A limitação da energia de feixe é alcançada quando a energia perdida à aceleração lateral requerida para manter a trajetória de feixes em um círculo for igual à energia adicionada a cada ciclo. Constroem-se aceleradores mais potentes utilizando-se trajetórias com grande raio e utilizando-se cavidades de micro-ondas mais potentes para acelerar o feixe de partículas entre os cantos. As partículas mais leves, tais como elétrons, perdem uma fração maior de sua energia ao girarem. Na prática, a energia dos aceleradores de elétron/pósitron é limitada por esta perda de radiação, enquanto a mesma não representa um papel significativo na dinâmica de aceleradores de prótons ou íons. A energia destes se limita estritamente pela resistência de ímãs e pelos custos.

TERAPIA POR FEIXES DE PARTÍCULAS CARREGADAS

[00162] Ao longo do presente documento, descreve-se um sistema de terapia por feixes de partículas carregadas, tal como um feixe de prótons, um feixe de íons de hidrogênio, ou feixes de íons de carbono. No presente documento, o sistema de terapia por feixes de partículas carregadas é descrito utilizando-se um feixe de prótons. No entanto, os aspectos ensinados e descritos em termos de um feixe de prótons não se destinam a limitar aqueles de um feixe de prótons e são ilustrativos de um sistema de feixes de partículas carregadas. Qualquer sis-

tema de feixes de partículas carregadas é igualmente aplicável às técnicas descritas no presente documento.

[00163] Reportando-se, agora, à figura 1, ilustra-se um sistema de feixe de partículas carregadas 100. De preferência, o feixe de partículas carregadas compreende uma série de subsistemas que incluem: um controlador principal 110; um sistema de injeção 120; um síncrotron 130 que inclui tipicamente: (1) um sistema acelerador 132 e (2) um sistema de extração 134; um sistema de varredura / direcionamento / distribuição 140; um módulo de interface para pacientes 150; um sistema de exibição 160; e/ou um sistema de formação de imagens 170.

[00164] Proporciona-se um método exemplificador de uso do sistema de feixe de partículas carregadas 100. O controlador principal 110 controla um ou mais subsistemas para distribuir perfeita e precisamente prótons a um tumor de um paciente. Por exemplo, o controlador principal 110 obtém uma imagem, tal como uma porção de um corpo e/ou de um tumor, a partir do sistema de formação de imagens 170. O controlador principal 110 também obtém informações de posição e/ou temporização a partir do módulo de interface para pacientes 150. Então, o controlador principal 110 controla opcionalmente o sistema de injeção 120 para injetar um próton em um síncrotron 130. Tipicamente, o síncrotron contém pelo menos um sistema acelerador 132 e um sistema de extração 134. De preferência, o controlador principal controla o feixe de prótons no sistema acelerador, tal como controlando-se a velocidade, a trajetória, e a sincronização do feixe de prótons. Então, o controlador principal controla a extração de um feixe de prótons a partir do acelerador através do sistema de extração 134. Por exemplo, o controlador controla a sincronização e/ou a energia do feixe extraído. O controlador 110 também controla, de preferência, o direcionamento do feixe de prótons através do sistema de varredura / direcionamento /

distribuição 140 ao módulo de interface para pacientes 150. Um ou mais componentes do módulo de interface para pacientes 150, tal como a posição translacional e rotacional do paciente, são preferencialmente controlados pelo controlador principal 110. Além disso, os elementos de exibição do sistema de exibição 160 são preferencialmente controlados através do controlador principal 110. As exibições, tais como telas de exibição, são tipicamente proporcionadas a um ou mais operadores e/ou a um ou mais pacientes. Em uma modalidade, o controlador principal 110 sincroniza a distribuição do feixe de prótons a partir de todos os sistemas, de tal modo que os prótons sejam distribuídos de modo terapeuticamente ótimo ao tumor do paciente.

[00165] No presente documento, o controlador principal 110 se refere a um único sistema que controla o sistema de feixe de partículas carregadas 100, a um único controlador que controla uma pluralidade de subsistemas que, por sua vez, controlam o sistema de feixe de partículas carregadas 100, ou a uma pluralidade de controladores individuais que controlam um ou mais subsistemas do sistema de feixe de partículas carregadas 100.

[00166] Reportando-se, agora, à figura 2, proporciona-se uma modalidade exemplificadora ilustrativa de uma versão do sistema de feixe de partículas carregadas 100. O número, a posição e o tipo de componentes descritos são ilustrativos e não-limitantes por natureza. Na modalidade ilustrada, o sistema de injeção 120 ou a fonte de íons ou a fonte de feixes de partículas carregadas geram prótons. Os prótons são distribuídos em um tubo a vácuo que se desloca para dentro, através de para fora do síncrotron. Os prótons gerados são distribuídos ao longo de uma trajetória inicial 262. Os ímãs de focalização 230, tais como ímãs quadripolares ou ímãs quadripolares de injeção, são usados para focalizar a trajetória de feixes de prótons. Um ímã quadripolar consiste em um ímã de focalização. Um ímã defletor de injeção 232

deflexiona o feixe de prótons em direção ao plano do síncrotron 130. Os prótons focalizados tendo uma energia inicial são introduzidos em um ímã injetor 240, que é, de preferência, um ímã injetor de Lamberson. Tipicamente, a trajetória de feixe inicial 262 ocorre ao longo de um eixo geométrico, tal como acima, de um plano de circulação do síncrotron 130. O ímã defletor de injeção 232 e o ímã injetor 240 se combinam de modo a moverem os prótons no síncrotron 130. Os ímãs defletores principais, os ímãs dipolares, ou os ímãs de circulação 250 são usados para girar os prótons ao longo de uma trajetória de feixes de circulação 264. Um ímã dipolar consiste em um ímã defletor. Os ímãs defletores principais 250 deflexionam a trajetória de feixes inicial 262 em uma trajetória de feixes de circulação 264. Neste exemplo, os ímãs defletores principais 250 ou os ímãs de circulação são representados como quatro conjuntos de quatro ímãs para manter a trajetória de feixes de circulação 264 em uma trajetória estável de feixes de circulação. No entanto, qualquer número de ímãs ou conjuntos de ímãs são opcionalmente usados para mover os prótons ao redor de uma única órbita no processo de circulação. Os prótons passam através de um acelerador 270. O acelerador acelera os prótons na trajetória de feixes de circulação 264. À medida que os prótons são acelerados, os campos aplicados pelos ímãs são aumentados. Particularmente, a velocidade dos prótons alcançada pelo acelerador 270 é sincronizada com os campos magnéticos dos ímãs defletores principais 250 ou dos ímãs de circulação para manter a circulação estável dos prótons ao redor de um ponto ou região central 280 do síncrotron. Em pontos separados no tempo, a combinação entre o acelerador 270 e o ímã defletor principal 250 é usada para acelerar e/ou desacelerar os prótons de circulação enquanto mantém os prótons na trajetória ou órbita de circulação. Um elemento de extração do sistema infletor/defletor 290 é usado em combinação com um ímã de extração de Lamberson 292

para remover os prótons a partir de sua trajetória de feixes de circulação 264 no síncrotron 130. Um exemplo de um componente defletor é um ímã de Lamberson. Tipicamente, o defletor move os prótons a partir do plano de circulação a um eixo fora do plano de circulação, tal como acima do plano de circulação. Os prótons extraídos são, de preferência, direcionados e/ou focalizados utilizando-se um ímã defletor de extração 237 e os ímãs de focalização de extração 235, tais como ímãs quadripolares ao longo de uma trajetória de transporte 268 no sistema de varredura / direcionamento / distribuição 140. Dois componentes de um sistema de varredura 140 ou sistema de direcionamento inclui, tipicamente, um primeiro controle de eixo geométrico 142, tal como um controle vertical, e um segundo controle de eixo geométrico 144, tal como um controle horizontal. Em uma modalidade, o primeiro controle de eixo geométrico 142 permite cerca de 100 mm de varredura vertical ou eixo geométrico y do feixe de prótons 268 e o segundo controle de eixo geométrico 144 permite cerca de 700 mm de varredura horizontal ou eixo geométrico x do feixe de prótons 268. Os prótons são distribuídos com controle ao módulo de interface para pacientes 150 e a um tumor de um paciente. Todos os elementos listados anteriormente são opcionais e podem ser usados em várias permutações e combinações. Cada um dos elementos listados anteriormente será adicionalmente descritos, a seguir.

SISTEMA DE GERAÇÃO DE FEIXES DE ÍONS

[00167] Um sistema de geração de feixes de íons gera um feixe de íons negativos, tal como um ânion de hidrogênio ou um feixe H^- ; de preferência, focaliza os feixes de íons negativos; converte os feixes de íons negativos em um feixe de íons positivos, tal como um próton ou um feixe H^+ ; e injeta o feixe de íons positivos 262 no síncrotron 130. As porções da trajetória de feixes de íons se encontram, de preferência, sob vácuo parcial. Cada um desses sistemas será adicionalmente

descritos, a seguir.

[00168] Reportando-se, agora, à figura 3, ilustra-se um sistema de geração de feixes de íons 300 exemplificador. Conforme ilustrado, o sistema de geração de feixes de íons 300 tem quatro subseções principais: uma fonte de íons negativos 310, um primeiro sistema a vácuo parcial 330, um sistema opcional de focalização de feixes de íons 350, e um acelerador tandem 390.

[00169] Ainda com referência à figura 3, a fonte de íons negativos 310 inclui, de preferência, uma porta de entrada 312 para injeção de gás hidrogênio em uma câmara de plasma em alta temperatura 314. Em uma modalidade, a câmara de plasma inclui um material magnético 316, que proporciona um campo magnético 317 entre a câmara de plasma em alta temperatura 314 e uma região de plasma em baixa temperatura no lado oposto da barreira de campo magnético. Um pulso de extração é aplicado a um eletrodo de extração de íons negativos 318 para puxar os feixes de íons negativos em uma trajetória de feixes de íons negativos 319, que procede através do primeiro sistema a vácuo parcial 330, através do sistema de focalização de feixes de íons 350, e no acelerador tandem 390.

[00170] Ainda com referência à figura 3, o primeiro sistema a vácuo parcial 330 é um sistema delimitado que se estende a partir da porta de entrada de gás hidrogênio 312 até uma folha 395 no acelerador tandem 390. A folha 395 é, de preferência, direta ou indiretamente vedada às bordas do tubo a vácuo 320 proporcionando uma pressão superior, tal como cerca de $13,33 \times 10^{-5}$ Pascal (10^{-5} torr), a ser mantido lado do primeiro sistema a vácuo parcial 330 da folha 395 e uma pressão inferior, tal como cerca de $13,33 \times 10^{-7}$ Pascal (10^{-7} torr), a ser mantida no lado do síncrotron da folha 390. Apenas bombeando-se o primeiro sistema a vácuo parcial 330 e operando-se de modo semicontínuo o vácuo de fonte de feixes de íons com base nas leituras do sen-

sor, estende-se a vida útil da bomba de operação semicontínua. As leituras do sensor serão adicionalmente descritas, a seguir.

[00171] Ainda com referência à figura 3, o primeiro sistema a vácuo parcial 330 inclui, de preferência: uma primeira bomba 332, tal como uma bomba de operação contínua e/ou uma bomba turbomolecular; um grande volume de retenção 334; e uma bomba de operação semicontínua 336. De preferência, um controlador de bomba 340 recebe um sinal a partir de um sensor de pressão 342 que monitora a pressão no grande volume de retenção 334. Mediante um sinal representativo de uma pressão suficiente no grande volume de retenção 334, o controlador de bomba 340 instrui um atuador 345 a abrir uma válvula 346 entre o grande volume de retenção e a bomba de operação semicontínua 336 e instrui a bomba de operação semicontínua a ligar e bombear à atmosfera os gases residuais para fora da linha de vácuo 320 ao redor do fluxo de partículas carregadas. Desta maneira, a vida útil da bomba de operação semicontínua é estendida apenas operando-se de modo semicontínuo e conforme a necessidade. Em um exemplo, a bomba de operação semicontínua 336 opera durante poucos minutos a cada algumas horas, tal como 5 minutos a cada 4 horas, estendendo, assim, a vida útil de uma bomba de cerca de 2.000 horas a cerca de 96.000 horas.

[00172] Além disso, isolando-se o gás de entrada a partir do sistema a vácuo de síncrotron, as bombas a vácuo de síncrotron, tais como bombas turbomoleculares podem operar ao longo de uma vida útil maior visto que as bombas a vácuo de síncrotron têm menos moléculas de gás para lidar. Por exemplo, o gás de entrada é, primariamente, gás hidrogênio, porém, pode conter impurezas, tal como nitrogênio e dióxido de carbono. Isolando-se os gases de entrada no sistema de fonte de íons negativos 310, o primeiro sistema a vácuo parcial 330, o sistema de focalização de feixes de íons 350, e o lado de feixes de

íons negativos do acelerador tandem 390, as bombas a vácuo de síncrotron podem operar em pressões menores com maiores vidas úteis, aumentando a eficiência de operação do síncrotron 130.

[00173] Ainda com referência à figura 3, o sistema ótimo de focalização de feixes de íons 350 inclui, de preferência, dois ou mais eletrodos, sendo que um eletrodo de cada par de eletrodos obstrui parcialmente a trajetória de feixes de íons com as trajetórias condutivas 372, tal como uma rede condutora. No exemplo ilustrado, três seções do sistema de focalização de feixes de íons são ilustrados, uma seção de focalização de feixes de íons com dois eletrodos 360, uma primeira seção de focalização de feixes de íons com três eletrodos 370, e uma segunda seção de focalização de feixes de íons com três eletrodos 380. Para um determinado par de eletrodos, as linhas do campo magnético, que se deslocam entre a rede condutora de um primeiro eletrodo e um segundo eletrodo, proporcionam forças internas que focalizam os feixes de íons negativos. Vários desses pares de eletrodos proporcionam múltiplas regiões de focalização de feixes de íons negativos. De preferência, a seção de focalização de íons com dois eletrodos 360, a primeira seção de focalização de íons com três eletrodos 370, e a segunda seção de focalização de íons com três eletrodos 380 são colocadas após a fonte de íons negativos e antes do acelerador tandem e/ou revestem um espaço de cerca de 0,5, 1, ou 2 metros ao longo da trajetória de feixes de íons. Os sistemas de focalização de feixes de íons serão adicionalmente descritos, a seguir.

[00174] Ainda com referência à figura 3, o acelerador tandem 390 inclui, de preferência, uma folha 395, tal como uma folha de carbono. Os íons negativos na trajetória de feixes de íons negativos 319 são convertidos em íons positivos, tais como prótons, e a trajetória inicial de feixes de íons 262 resulta. De preferência, a folha 395 é vedada direta ou indiretamente às bordas do tubo a vácuo 320 proporcionando

uma pressão superior, tal como igual a cerca de $13,33 \times 10^{-5}$ Pascal (10^{-5} torr), a ser mantida no lado da folha 395 tendo a trajetória de feixes de íons negativos 319 e uma pressão inferior, tal como igual a cerca de $13,33 \times 10^{-7}$ Pascal (10^{-7} torr), a ser mantida no lado da folha 390 tendo a trajetória de feixes de íons de próton 262. Tendo a folha 395 que separa fisicamente a câmara a vácuo 320 em duas regiões de pressão permite que um sistema tenha menos bombas e/ou bombas menores para manter o sistema de pressão inferior no síncrotron 130 à medida que o hidrogênio de entrada e seus resíduos são extraídos em um espaço separado contido e isolado pelo primeiro sistema a vácuo parcial 330.

Fonte de Íons Negativos

[00175] Descreve-se adicionalmente no presente documento um exemplo da fonte de íons negativos 310. Reportando-se, agora, à figura 4, proporciona-se uma seção transversal de um sistema exemplificador de fonte de íons negativos 400. Os feixes de íons negativos 319 são criados em múltiplos estágios. Durante um primeiro estágio, injeta-se gás hidrogênio em uma câmara. Durante um segundo estágio, cria-se um íon negativo pela aplicação de um primeiro pulso de alta tensão, criando um plasma ao redor do gás hidrogênio de modo a criar íons negativos. Durante um terceiro estágio, aplica-se um filtro de campo magnético aos componentes do plasma. Durante um quarto estágio, os íons negativos são extraídos a partir de uma região de plasma em baixa temperatura, no lado oposto da barreira de campo magnético, pela aplicação de um segundo pulso de alta tensão. Cada um dos quatro estágios será adicionalmente descritos, a seguir. Embora a câmara seja ilustrada como uma seção transversal de um cilindro, o cilindro é apenas exemplificador e qualquer geometria se aplica às paredes de contenção de malha magnética, descritas a seguir.

[00176] No primeiro estágio, injeta-se o gás hidrogênio 440 através

da porta de entrada 312 em uma região de plasma em alta temperatura 490. A porta de injeção 312 é aberta durante um curto período de tempo, tal como menor que cerca de 1, 5, ou 10 microssegundos para minimizar as exigências da bomba a vácuo para manter as exigências da câmara a vácuo 320. A região de plasma em alta temperatura é mantida em pressão reduzida pelo sistema a vácuo parcial 330. A injeção do gás hidrogênio é opcionalmente controlada pelo controlador principal 110, que é responsável pelas informações do sistema de formação de imagens 170 e pelas informações do módulo de interface para pacientes 150, tal como o posicionamento do paciente e o período em um ciclo respiratório.

[00177] No segundo estágio, cria-se uma região de plasma em alta temperatura aplicando-se um primeiro pulso de alta tensão através de um primeiro eletrodo 422 e um segundo eletrodo 424. Por exemplo, aplica-se um pulso de 5 kV durante cerca de 20 microssegundos com 5 kV no segundo eletrodo 424 e cerca de 0 kV aplicado no primeiro eletrodo 422. O hidrogênio na câmara é quebrado, na região de plasma em alta temperatura 490, em partes de componente, tal como qualquer um entre: hidrogênio atômico, H^0 , um próton, H^+ , um elétron, e^- , e um ânion de hidrogênio, H^- . Um exemplo de um pulso de alta tensão é um pulso de pelo menos 4 quilovolts durante um período de pelo menos 15 microssegundos.

[00178] No terceiro estágio, a região de plasma em alta temperatura 490 é pelo menos parcialmente separada de uma região de plasma em baixa temperatura 492 pelo campo magnético 317, ou, neste exemplo específico, uma barreira de campo magnético 430. Restringe-se a passagem de elétrons de alta energia através da barreira de campo magnético 430. Desta maneira, a barreira de campo magnético 430 atua como um filtro entre a zona A e a zona B, na fonte de íons negativos. De preferência, um material magnético central 410, que

consiste em um exemplo do material magnético 316, é colocado na região de plasma em alta temperatura 490, tal como ao longo de um eixo geométrico central da região de plasma em alta temperatura 490. De preferência, o primeiro eletrodo 422 e o segundo eletrodo 424 são compostos por materiais magnéticos, tal como ferro. De preferência, as paredes externas 450 da região de plasma em alta temperatura, tais como paredes cilíndricas, são compostas por um material magnético, tal como um ímã permanente, um material férrio ou à base de ferro, ou um ímã em anel dielétrico de ferrita. Desta maneira, um laço de campo magnético é criado por: um material magnético central 410, primeiro eletrodo 422, paredes externas 450, um segundo eletrodo 424, e uma barreira de campo magnético 430. Novamente, a barreira de campo magnético 430 restringe a passagem de elétrons de alta energia através da barreira de campo magnético 430. Os elétrons de baixa energia interagem com o hidrogênio atômico, H^0 , de modo a criar um ânion de hidrogênio, H^0 , na região de plasma em baixa temperatura 492.

[00179] No quarto estágio, um segundo pulso de alta tensão ou um pulso de extração é aplicado a um terceiro eletrodo 426. O segundo pulso de alta tensão é preferencialmente aplicado durante o último período de aplicação do primeiro pulso de alta tensão. Por exemplo, um pulso de extração de cerca de 25 kV é aplicado durante cerca dos últimos 5 microssegundos do primeiro pulso de criação de cerca de 20 microssegundos. Em um segundo exemplo, a sincronização do pulso de extração sobrepõe um período do primeiro pulso de alta tensão, tal como durante cerca de 1, 3, 5, ou 10 microssegundos. A diferença potencial, de cerca de 20 kV, entre o terceiro eletrodo 426 e o segundo eletrodo 424 extrai o íon negativo, H^- , a partir da região de plasma em baixa temperatura 492 e inicia os feixes de íons negativos 319, a partir da zona B para a zona C.

[00180] A barreira de campo magnético 430 é opcionalmente criada em uma serie de maneiras. Proporciona-se um exemplo de criação da barreira de campo magnético 430 que utiliza bobinas. Neste exemplo, os elementos descritos, anteriormente, em relação à figura 4, são mantidos com várias diferenças. Primeiramente, o campo magnético é criado utilizando-se bobinas. De preferência, proporciona-se um material isolante entre o primeiro eletrodo 422 e as paredes cilíndricas 450 assim como entre o segundo eletrodo 424 e as paredes cilíndricas 450. O material central 410 e/ou as paredes cilíndricas 450 são opcionalmente metálicos. Desta maneira, as bobinas criam um laço de campo magnético através do primeiro eletrodo 422, isolando o material, as paredes externas 450, o segundo eletrodo 424, a barreira de campo magnético 430, e o material central 410. Essencialmente, as bobinas geram um campo magnético no lugar da produção do campo magnético pelo material magnético 410. A barreira de campo magnético 430 opera conforme descrito, anteriormente. Em geral, qualquer forma que crie a barreira de campo magnético 430 entre a região de plasma em alta temperatura 490 e a região de plasma em baixa temperatura 492 é funcionalmente aplicável ao sistema de extração de feixes de íons 400, descrito no presente documento.

Sistema de Focalização de Feixes de Íons

[00181] Reportando-se, agora, à figura 5, descreve-se, adicionalmente, o sistema de focalização de feixes de íons 350. Neste exemplo, utilizam-se três eletrodos. Neste exemplo, o primeiro eletrodo 510 e o terceiro eletrodo 530 são negativamente carregados e cada um consiste em um eletrodo de anel que confina, de modo circunferencial, ou pelo menos parcialmente, a trajetória de feixes de íons negativos 319. Um segundo eletrodo 520 é positivamente carregado e também consiste em um eletrodo de anel que confina de modo pelo menos parcial e preferencialmente substancial e circunferencial a trajetória de feixes

de íons negativos. Além disso, o segundo eletrodo inclui uma ou mais trajetórias de condução 372 que se estendem através da trajetória de feixes de íons negativos 319. Por exemplo, as trajetórias de condução consistem em uma malha metálica, uma grade de condução, ou uma série de linhas de condução substancialmente paralelas que se estendem ao longo do segundo eletrodo. Em uso, as linhas do campo magnético se estendem a partir das trajetórias de condução do eletrodo positivamente carregado até os eletrodos negativamente carregados. Por exemplo, em uso, as linhas do campo magnético 540 se estendem a partir das trajetórias de condução 372 na trajetória de feixes de íons negativos 319 até os eletrodos negativamente carregados 510, 530. Utilizam-se duas linhas de traço de raios 550, 560 da trajetória de feixes de íons negativos para ilustrar as forças de focalização. Na primeira linha de traço de raios 550, os feixes de íons negativos encontram uma primeira linha de campo elétrico no ponto M. Os íons negativamente carregados nos feixes de íons negativos 550 encontram forças que se deslocam até a linha de campo elétrico 572, ilustrados com um vetor de componente de eixo geométrico x 571. Os vetores de força de componente de eixo geométrico x 571 alteram a trajetória da primeira linha de traço de raios para um vetor focalizado para dentro 552, que encontra uma segunda linha de campo elétrico no ponto N. Novamente, os feixes de íons negativos 552 encontram forças que se deslocam até a linha de campo elétrico 574, ilustradas como tendo um vetor de força interna com um componente de eixo geométrico x 573, que altera o vetor focalizado para dentro 552 para um vetor focalizado mais para dentro 554. De modo semelhante, na segunda linha de traço de raios 560, os feixes de íons negativos encontram uma primeira linha de campo elétrico no ponto O. Os íons negativamente carregados nos feixes de íons negativos encontram forças que se deslocam até a linha de campo elétrico 576, ilustradas como tendo um vetor de força com

uma força de eixo geométrico x 575. O vetor de força interna 575 altera a trajetória da segunda linha de traço de raios 560 para um vetor focalizado para dentro 562, que encontra uma segunda linha de campo elétrico no ponto P. Novamente, os feixes de íons negativos encontram forças que se deslocam até a linha de campo elétrico 578, ilustradas como tendo um vetor de força com um componente de eixo geométrico x 577, que altera o vetor focalizado para dentro 562 para um vetor focalizado mais para dentro 564. O resultado líquido consiste em um efeito de focalização sobre os feixes de íons negativos. Cada um dos vetores de força 572, 574, 576, 578 tem, opcionalmente, componentes de vetor de força x e/ou y resultando em uma focalização tridimensional da trajetória de feixes de íons negativos. Naturalmente, os vetores de força são ilustrativos por natureza, muitas linhas do campo magnético são encontradas, e o efeito de focalização é observado em cada encontro resultando em uma focalização integral. O exemplo é usado para ilustrar o efeito de focalização.

[00182] Ainda com referência à figura 5, utiliza-se, opcionalmente, qualquer número de eletrodos, tal como 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, ou 9 eletrodos, para focalizar a trajetória de feixes de íons negativos onde cada outro eletrodo, em uma dada seção de focalização, é positiva ou negativamente carregado. Por exemplo, três seções de focalização são opcionalmente usadas. Na primeira seção de focalização de íons 360, utiliza-se um par de eletrodos onde o primeiro eletrodo encontrado ao longo da trajetória de feixes de íons negativos é negativamente carregado e o segundo eletrodo é positivamente carregado, resultando na focalização da trajetória de feixes de íons negativos. Na segunda seção de focalização de íons 370, utilizam-se dois pares de eletrodos, onde se utiliza um eletrodo comum positivamente carregado com uma rede condutora que se estende através trajetória de feixes de íons negativamente carregados 319. Portanto, na segunda seção de focaliza-

ção de íons 370, o primeiro eletrodo encontrado ao longo da trajetória de feixes de íons negativos é negativamente carregado e o segundo eletrodo é positivamente carregado, resultando na focalização da trajetória de feixes de íons negativos. Além disso, na segunda seção de focalização de íons, que se move ao longo da trajetória de feixes de íons negativos, observa-se um segundo efeito de focalização entre o segundo eletrodo positivamente carregado e um terceiro eletrodo negativamente carregado. Neste exemplo, utiliza-se uma terceira seção de focalização de íons 380 que tenha novamente três eletrodos, que agem da mesma forma da segunda seção de focalização de íons, descrita anteriormente.

[00183] Reportando-se, agora, à figura 6, descreve-se, ainda, a região central dos eletrodos no sistema de focalização de feixes de íons 350. Reportando-se, agora, à figura 6A, a região central do eletrodo em anel negativamente carregado 510 é, de preferência, isenta de materiais condutivos. Reportando-se, agora, às figuras 6B-D, a região central do eletrodo em anel positivamente carregado 520 contém, de preferência, trajetórias condutivas 372. De preferência, as trajetórias condutivas 372 ou material condutivo no eletrodo em anel positivamente carregado 520 bloqueiam cerca de 1, 2, 5, ou 10 por cento da área e, com mais preferência, bloqueiam cerca de 5 por cento da área em corte transversal da trajetória de feixes de íons negativos 319. Reportando-se, agora, à figura 6B, uma opção consiste em uma rede condutora 610. Reportando-se, agora, à figura 6C, uma segunda opção consiste em uma série de linhas condutivas 620 estendendo-se substancialmente em paralelo ao longo do eletrodo em anel positivamente carregado 520 que circunda uma porção da trajetória de feixes de íons negativos 319. Reportando-se, agora, à figura 6D, uma terceira opção consiste em ter uma folha 630 ou revestimento de camada metálica em toda a área em corte transversal da trajetória de feixes de íons ne-

gativos com orifícios perfurados através do material, sendo que os orifícios abrangem cerca de 90-99 por cento e, com mais preferência, cerca de 95 por cento da área da folha. De modo mais genérico, o par de eletrodos 510, 520 é configurado para proporcionar linhas do campo magnético que forneçam vetores de força de focalização aos feixes de íons negativos 319 quando os íons nos feixes de íons negativos 319 se transladarem através das linhas do campo magnético, conforme descrito anteriormente.

[00184] Em um exemplo de um sistema de focalização de feixes de íons negativos com dois eletrodos tendo um primeiro diâmetro em corte transversal, d_1 , os íons negativos são focalizados a um segundo diâmetro em corte transversal, d_2 , onde $d_1 > d_2$. De modo semelhante, em um exemplo de um sistema de focalização de feixes de íons negativos com três eletrodos tendo um primeiro diâmetro em corte transversal de feixes de íons, d_1 , os íons negativos são focalizados utilizando-se o sistema de três eletrodos a um terceiro diâmetro em corte transversal de feixes de íons negativos, d_3 , onde $d_1 > d_3$. Para potenciais semelhantes nos eletrodos, o sistema de três eletrodos proporciona uma focalização mais firme ou forte comparada ao sistema de dois eletrodos, $d_3 < d_2$.

[00185] Nos exemplos proporcionados, anteriormente, de um sistema de focalização de feixes de íons com múltiplos eletrodos, os eletrodos são anéis. De modo mais genérico, os eletrodos apresentam uma geometria suficiente para proporcionar linhas do campo magnético que proporcionem vetores de força de focalização aos feixes de íons negativos onde os íons nos feixes de íons negativos 319 se transladam através das linhas do campo magnético, conforme descrito anteriormente. Por exemplo, um eletrodo em anel negativo é opcionalmente substituído por uma série de eletrodos negativamente carregados, tal como cerca de 2, 3, 4, 6, 8, 10, ou mais eletrodos colocados

em torno da região externa de uma área em corte transversal da sonda de feixes de íons negativos. Em geral, mais eletrodos são necessários para convergir ou divergir um feixe de energia mais rápida ou maior.

[00186] Em outra modalidade, invertendo-se a polaridade dos eletrodos no exemplo anterior, o feixe de íons negativos é induzido a divergir. Portanto, a trajetória de feixes de íons negativos 319 é opcionalmente focalizada e/ou expandida utilizando-se combinações de pares de eletrodos. Por exemplo, se o eletrodo tendo a malha ao longo da trajetória de feixes de íons negativos for negativo, então, a trajetória de feixes de íons negativos é induzida a desfocalizar. Portanto, as combinações de pares de eletrodos são usadas para focalizar e desfocalizar uma trajetória de feixes de íons negativos, tal como onde um primeiro par inclui uma malha positivamente carregada para focalização e onde um segundo par inclui uma malha negativamente carregada para desfocalização.

Acelerador Tandem

[00187] Reportando-se, agora, à figura 7A, descreve-se adicionalmente o acelerador tandem 390. O acelerador tandem acelera íons utilizando-se uma série de eletrodos 710, 711, 712, 713, 714, 715. Por exemplo, os íons negativos, tal como H^- , na trajetória de feixes de íons negativos são acelerados utilizando-se uma série de eletrodos tendo tensões progressivamente maiores em relação à tensão do eletrodo de extração 426, ou o terceiro eletrodo 426, da fonte de feixes de íons negativos 310. Por exemplo, o acelerador tandem 390 tem, opcionalmente, eletrodos variando a partir de 25 kV do eletrodo de extração 426 a cerca de 525 kV próximo à folha 395 no acelerador tandem 390. Mediante a passagem através da folha 395 o íon negativo, H^- , perde dois elétrons de modo a produzir um próton, H^+ , de acordo com a equação 1.



[00188] O próton é adicionalmente acelerado no acelerador tandem utilizando-se tensões apropriadas em uma variedade de eletrodos adicionais 713, 714, 715. Os prótons são, então, injetados no síncrotron 130 conforme descrito, anteriormente.

[00189] Ainda com referência à figura 7, a folha 395 no acelerador tandem 390 é adicionalmente descrita. A folha 395 é, de preferência, um filme de carbono bastante delgado tendo cerca de 30 a 200 angstroms de espessura. A espessura da folha é projetada: (1) tanto para não bloquear o feixe de íons, (2) como para permitir a transferência de elétrons que produzem os prótons de modo a formar a trajetória de feixes de prótons 262. De preferência, a folha 395 se encontra substancialmente em contato com uma camada de suporte 720, tal como uma grade de suporte. A camada de suporte 720 proporciona uma resistência mecânica à folha 395 para combinar de modo a formar um elemento de bloqueio de vácuo. A folha 395 bloqueia a passagem de nitrogênio, dióxido de carbono, hidrogênio, e de outros gases e, portanto, age como uma barreira a vácuo. Em uma modalidade, de preferência, a folha 395 é direta ou indiretamente vedada às bordas do tubo a vácuo 320 proporcionando uma pressão superior, tal como cerca de $13,33 \times 10^{-5}$ Pascal (10^{-5} torr), a ser mantida no lado da folha 395 tendo a trajetória de feixes de íons negativos 319 e uma pressão inferior, tal como cerca de $13,33 \times 10^{-7}$ Pascal (10^{-7} torr), a ser mantida no lado da folha 395 tendo a trajetória de feixes de íons de próton 262. A folha 395 que separa fisicamente a câmara a vácuo 320 em duas regiões de pressão permite que um sistema a vácuo tenha bombas menores e/ou em menor quantidade para manter o sistema de pressão inferior no síncrotron 130 à medida que o hidrogênio de entrada e seus resíduos são extraídos em um espaço separado contido e isolado pelo primeiro sistema a vácuo parcial 330. A folha 395 e a camada de suporte 720

são, de preferência, fixadas à estrutura 750 do acelerador tandem 390 ou do tubo a vácuo 320 de modo a formar uma barreira de pressão utilizando-se quaisquer meios mecânicos, tal como um anel de metal, plástico ou cerâmica 730 comprimidos às paredes por um parafuso de fixação 740. Quaisquer meios mecânicos destinados à separação e vedação dos dois lados da câmara a vácuo com a folha 395 são igualmente aplicáveis a este sistema. Reportando-se, agora, às figuras 7B e 7C, a estrutura de suporte 720 e a folha 395 são individualmente observadas no plano x, y.

[00190] Reportando-se, agora, à figura 8, proporciona-se outro método exemplificador de uso do sistema de feixe de partículas carregadas 100. O controlador principal 110, ou um ou mais subcontroladores, controlam um ou mais subsistemas para distribuir exata e precisamente prótons a um tumor de um paciente. Por exemplo, o controlador principal envia uma mensagem ao paciente indicando quando ou como respirar. O controlador principal 110 obtém uma leitura de sensor a partir do módulo de interface para pacientes, tal como um sensor de respiração por temperatura ou uma leitura de força indicativa de onde se encontra o indivíduo em um ciclo de respiração. Coordenado em um ponto específico e reproduzível no ciclo de respiração, o controlador principal coleta uma imagem, tal como uma porção de um corpo e/ou de um tumor, a partir do sistema de formação de imagens 170. O controlador principal 110 também obtém informações de posição e/ou sincronização a partir do módulo de interface para pacientes 150. Então, o controlador principal 110 controla opcionalmente o sistema de injeção 120 para injetar gás hidrogênio em uma fonte de feixes de íons negativos 310 e controla a sincronização do íon negativo a partir da fonte de feixes de íons negativos 310. Opcionalmente, o controlador principal controla a focalização de feixes de íons utilizando-se o sistema de lentes de focalização de feixes de íons 350; a aceleração do

feixe de prótons com o acelerador tandem 390; e/ou a injeção do próton no síncrotron 130. Tipicamente, o síncrotron contém pelo menos um sistema acelerador 132 e um sistema de extração 134. De preferência, o síncrotron contém um ou mais entre: ímãs giratórios e ímãs de focalização de borda, que são opcionalmente usados sob controle pelo controlador principal 110. De preferência, o controlador principal controla o feixe de prótons no sistema acelerador, tal como controlando-se a velocidade, a trajetória, e/ou a sincronização timing do feixe de prótons. Então, o controlador principal controla a extração de um feixe de prótons a partir do acelerador através do sistema de extração 134. Por exemplo, o controlador controla a sincronização, a energia, e/ou a intensidade do feixe extraído. O controlador principal 110 também controla, de preferência, o direcionamento do feixe de prótons através do sistema de direcionamento / distribuição 140 ao módulo de interface para pacientes 150. Um ou mais componentes do módulo de interface para pacientes 150 são, de preferência, controlados pelo controlador principal 110, tal como a posição vertical do paciente, a posição rotacional do paciente, e os elementos de posicionamento / estabilização / imobilização / controle da cadeira do paciente. Além disso, os elementos de exibição do sistema de exibição 160 são preferencialmente controlados através do controlador principal 110. As exibições, tais como as telas de exibição, são tipicamente proporcionadas a um ou mais operadores e/ou a um ou mais pacientes. Em uma modalidade, o controlador principal 110 sincroniza a distribuição do feixe de prótons de todos os sistemas, de tal modo que os prótons sejam distribuídos de modo terapeuticamente ótimos ao tumor do paciente.

SÍNCROTRON

[00191] No presente documento, o termo síncrotron é usado para se referir a um sistema que mantém o feixe de partículas carregadas em uma trajetória de circulação; no entanto, utilizam-se, alternativa-

mente, cíclotrons, de acordo com suas limitações inerentes de controle de energia, intensidade e extração. Além disso, o feixe de partículas carregadas é referido no presente documento como circulatório ao longo de uma trajetória de circulação ao redor de um ponto central do síncrotron. Alternativamente, a trajetória de circulação é referida como uma trajetória de órbita; no entanto, a trajetória de órbita não se refere a um círculo perfeito ou a uma elipse, ao invés disso, se refere à ciclagem dos prótons ao redor de um ponto ou região central 280.

Sistema de Circulação

[00192] Reportando-se, agora, à figura 9, o síncrotron 130 compreende, de preferência, uma combinação de seções retilíneas 910 e seções de inflexão de feixe de íons 920. Portanto, a trajetória de circulação dos prótons não é circular em um síncrotron, porém, consiste em um polígono com cantos arredondados.

[00193] Em uma modalidade ilustrativa, o síncrotron 130, que também é referido como um sistema acelerador, tem quatro elementos retilíneos e quatro seções de inflexão. Exemplos de seções retilíneas 910 incluem: o infletor 240, o acelerador 270, o sistema de extração 290, e o defletor 292. Junto às quatro seções retilíneas se encontram quatro seções de inflexão de feixe de íons 920, que também são referidas como seções magnéticas ou seções de inflexão. As seções giratórias serão adicionalmente descritas, a seguir.

[00194] Ainda com referência à figura 9, ilustra-se um síncrotron exemplificador. Neste exemplo, os prótons distribuídos ao longo da trajetória inicial de feixes de prótons 262 são curvados na trajetória de feixes de circulação com o infletor 240 e, após a aceleração, são extraídos através de um defletor 292 à trajetória de transporte de feixe 268. Neste exemplo, o síncrotron 130 compreende quatro seções retilíneas 910 e quatro seções de flexão ou inflexão 920 onde cada uma das quatro seções de inflexão utiliza um ou mais ímãs para girar o feixe de

prótons em torno de noventa graus. Conforme adicionalmente descrito, a seguir, a capacidade de espaçar precisamente as seções de inflexão e girar eficientemente o feixe de prótons resulta em seções retilíneas mais curtas. As seções retilíneas mais curtas permitem um projeto de síncrotron sem o uso de quádrupolos de focalização na trajetória de feixes de circulação do síncrotron. A remoção dos quádrupolos de focalização a partir da trajetória de circulação de feixes de prótons resulta em um projeto mais compacto. Neste exemplo, o síncrotron ilustrado tem um diâmetro de cerca de cinco metros contra diâmetros em corte transversal de oito metros ou maior para sistemas que utilizam um ímã de focalização quadripolar na trajetória de circulação de feixes de prótons.

[00195] Reportando-se, agora, à figura 10, proporciona-se uma descrição adicional da primeira seção de flexão ou inflexão 920. Cada uma das seções de inflexão compreende, de preferência, vários ímãs, tal como cerca de 2, 4, 6, 8, 10, ou 12 ímãs. Neste exemplo, quatro ímãs giratórios 1010, 1020, 1030, 1040 na primeira seção de inflexão 920 são usados para ilustrar os princípios chave, que são os mesmos independentemente do número de ímãs em uma seção de inflexão 920. Os ímãs giratórios 1010, 1020, 1030, 1040 são tipos particulares de ímãs principais de flexão ou circulação 250.

[00196] Na física, a força de Lorentz é a força em uma carga pontual devido aos campos eletromagnéticos. A força de Lorentz é dada pela equação 2 em termos de campos magnéticos com os termos de campo de eleição não incluídos.

$$F = q(v \times B) \quad (\text{eq. 2})$$

[00197] Na equação 2, F é a força em Newtons; q é a carga elétrica em Coulombs; B é o campo magnético em Teslas; e v é a velocidade instantânea das partículas em metros por segundo.

[00198] Reportando-se, agora, à figura 11, expande-se um exemplo

de uma única seção de flexão ou inflexão de ímãs 1010. A seção de inflexão inclui um vão 1110 através do qual os prótons circulam. O vão 1110 é, de preferência, um vão plano, permitindo que um campo magnético atravesse o vão 1110 que é mais uniforme, regular, e intenso. Um campo magnético entra no vão 1110 através de uma superfície incidente de campo magnético e sai do vão 1110 através de uma superfície de saída de campo magnético. O vão 1110 se estende em um tubo a vácuo entre duas metades de ímã. O vão 1110 é controlado através de pelo menos dois parâmetros: (1) o vão 1110 é mantido o maior possível para minimizar a perda de prótons e (2) o vão 1110 é mantido o menor possível para minimizar os tamanhos de ímã e os requerimentos associados de tamanho e força dos suprimentos de força magnética. A natureza plana do vão 1110 permite um campo magnético compactado e mais uniforme ao longo do vão 1110. Um exemplo de uma dimensão de vão consiste em realizar um tamanho vertical de feixe de prótons de cerca de 2 cm com um tamanho de feixe horizontal de cerca de 5 a 6 cm.

[00199] Conforme descrito, anteriormente, um tamanho de vão maior requer uma fonte de alimentação maior. Por exemplo, se o tamanho do vão 1110 for duas vezes maior que o tamanho vertical, então, os requerimentos de fonte de alimentação aumentam em um fator igual a cerca de 4. A planura do vão 1110 também é importante. Por exemplo, a natureza plana do vão 1110 permite um aumento na energia dos prótons extraídos a partir de cerca de 250 a cerca de 330 MeV. Mais particularmente, se o vão 1110 tiver uma superfície extremamente plana, então, os limites de um campo magnético de um ímã de ferro são alcançáveis. Uma precisão exemplificadora da superfície plana do vão 1110 é um polimento menor que cerca de 5 microns e, de preferência, com um polimento de cerca de 1 a 3 microns. A irregularidade na superfície resulta em imperfeições no campo magnético aplicado. A

superfície plana polida espalha a irregularidade do campo magnético aplicado.

[00200] Ainda com referência à figura 11, o feixe de partículas carregadas se move através do vão 1110 com uma velocidade instantânea, v . Uma primeira bobina magnética 1120 e uma segunda bobina magnética 1130 se estendem acima e abaixo do vão 1110, respectivamente. A corrente que se desloca através das bobinas 1120, 1130 resulta em um campo magnético, B , deslocando-se através da única seção de inflexão magnética 1010. Neste exemplo, o campo magnético, B , se desloca para cima, resultando em uma força, F , empurrando o feixe de partículas carregadas para dentro em direção a um ponto central do síncrotron, transformando o feixe de partículas carregadas em um arco.

[00201] Ainda com referência à figura 11, ilustra-se uma porção de uma segunda seção de flexão ou inflexão de ímãs opcional 1020. As bobinas 1120, 1130 têm, tipicamente, elementos de retorno 1140, 1150 ou voltas na extremidade de um ímã, tal como na extremidade da primeira seção de inflexão magnética 1010. As voltas 1140, 1150 ocupam espaço. O espaço reduz a porcentagem da trajetória ao redor de uma órbita do síncrotron que é revestida pelos ímãs giratórios. Isto leva a porções da trajetória de circulação onde os prótons não são girados e/ou focalizados e permite porções da trajetória de circulação onde a trajetória de prótons desfocaliza. Portanto, o espaço resulta em um síncrotron maior. Portanto, o espaço entre as seções de inflexão magnética 1160 é preferencialmente minimizado. O segundo ímã giratório é usado para ilustrar que as bobinas 1120, 1130 se estendem opcionalmente ao longo de uma pluralidade de ímãs, tal como 2, 3, 4, 5, 6 ou mais ímãs. As bobinas 1120, 1130 que se estendem ao longo de vários ímãs de seção de inflexão permitem que dois ímãs de seção de inflexão sejam posicionados espacialmente mais próximos entre si de-

vido à remoção da restrição estérica das voltas, que reduz e/ou minimiza o espaço 1160 entre dois ímãs de seção de inflexão.

[00202] Reportando-se, agora, às figuras 12 e 13, apresentam-se duas seções transversais ilustrativas giradas em 90 graus de únicas seções de flexão ou inflexão de ímãs 1010. A montagem de ímã tem um primeiro ímã 1210 e um segundo ímã 1220. Um campo magnético induzido por bobinas, descrito a seguir, se estende entre o primeiro ímã 1210 e o segundo ímã 1220 ao longo do vão 1110. Os campos magnéticos de retorno se estendem através de uma primeira culatra 1212 e uma segunda culatra 1222. A área de seção transversal combinada das culatras de retorno se aproxima da área em corte transversal do primeiro ímã 1210 ou do segundo ímã 1220. As partículas carregadas se estendem através do tubo a vácuo no vão 1110. Conforme ilustrado, os prótons se estendem na figura 12 através do vão 1110 e do campo magnético, ilustrado como o vetor B, aplicam uma força F aos prótons que empurram os prótons em direção ao centro do síncrotron, que se encontra a direita na página da figura 12. O campo magnético é criado utilizando-se enrolamentos. Uma primeira bobina que constitui uma primeira bobina de enrolamento 1250, ilustrada como uma área preenchida na figura 12 para apresentar, de modo representativo, as seções transversais do fio para enrolamentos individuais e ilustradas como bobinas de enrolamento na figura 13. A segunda bobina de fio que constitui uma segunda bobina de enrolamento 1260 é representada de modo ilustrativo e semelhante. Os vãos de isolamento ou concentração 1230, 1240, tais como lacunas de ar, isolam as culatras à base de ferro a partir do vão 1110. O vão 1110 é aproximadamente plano de modo a produzir um campo magnético uniforme ao longo do vão 1110, conforme descrito anteriormente.

[00203] Ainda com referência à figura 13, as extremidades de um único ímã de flexão ou giratório são preferencialmente chanfradas. As

bordas quase perpendiculares ou em ângulos retos de um ímã giratório 1010 são representadas pelas linhas tracejadas 1374, 1384. As linhas tracejadas 1374, 1384 se cruzam em um ponto 1390 além do centro do síncrotron 280. De preferência, a borda do ímã giratório é chanfrada em ângulos alfa, α , e beta, β , que são ângulos formados por uma primeira linha 1372, 1382 que se estende a partir de uma borda do ímã giratório 1010 e o centro 280 e uma segunda linha 1374, 1384 que se estende a partir da mesma borda do ímã giratório e o ponto de interseção 1390. O ângulo alfa é usado para descrever o efeito e a descrição do ângulo alfa se aplica ao ângulo beta, porém, o ângulo alfa é opcionalmente diferente do ângulo beta. O ângulo alfa proporciona um efeito de focalização de borda. A chanfradura da borda do ímã giratório 1010 no ângulo alfa focaliza o feixe de prótons.

[00204] Vários ímãs giratórios proporcionam várias bordas de ímã tendo efeitos de focalização de borda no síncrotron 130. Se apenas um ímã giratório for usado, então, o feixe somente é focalizado uma vez para o ângulo alfa ou duas vezes para o ângulo alfa e para o ângulo beta. No entanto, utilizando-se ímãs giratórios menores, mais ímãs giratórios se encaixam nas seções de inflexão 920 do síncrotron 130. Por exemplo, se quatro ímãs forem usados em uma seção de inflexão 920 do síncrotron, então, para uma única seção de inflexão, existem oito superfícies de efeito de focalização de borda possíveis, duas bordas por ímã. As oito superfícies de focalização produzem um tamanho de feixe em corte transversal menor, permitindo o uso de um vão menor.

[00205] O uso de vários efeitos de focalização de borda nos ímãs giratórios resulta não apenas em um vão menor 1110, mas também, no uso de ímãs menores e fontes de alimentação menores. Para um síncrotron 130 tendo quatro seções de inflexão 920 onde cada uma das seções de inflexão tem quatro ímãs giratórios e cada ímã giratório

tem duas bordas de focalização, existe um total de trinta e duas bordas de focalização para cada órbita dos prótons na trajetória de circulação do síncrotron 130. De modo semelhante, se 2, 6 ou 8 ímãs forem usados em uma determinada seção de inflexão, ou se 2, 3, 5, ou 6 seções de inflexão forem usadas, então o número de superfícies de focalização de borda se expande ou se contrai de acordo com a equação 3.

$$TFE = NTS * \frac{M}{NTS} * \frac{FE}{M} \quad (\text{eq. 3})$$

[00206] onde TFE é o número total de bordas de focalização, NTS é o número de seções de inflexão, M é o número de ímãs, e FE é o número de bordas de focalização. Naturalmente, nem todos os ímãs são necessariamente chanfrados e alguns ímã são opcionalmente chanfrados não apenas em uma borda.

[00207] Os inventores determinaram que vários ímãs menores apresentam benefícios em relação a menos ímãs maiores. Por exemplo, o uso de 16 ímãs pequenos produz 32 bordas de focalização, enquanto que o uso de 4 ímãs maiores produz apenas 8 bordas de focalização. O uso de um síncrotron tendo mais bordas de focalização resulta em uma trajetória de circulação do síncrotron, porém, sem o uso de ímãs quadripolares de focalização. Todos os síncrotrons da técnica anterior utilizam quádrupolos na trajetória de circulação do síncrotron. Além disso, o uso de quádrupolos na trajetória de circulação necessita seções retilíneas adicionais na trajetória de circulação do síncrotron. Portanto, o uso de quádrupolos na trajetória de circulação de um síncrotron resulta em síncrotrons tendo diâmetros maiores, maiores comprimentos de trajetória de feixes de circulação, e/ou maiores circunferências.

[00208] Em várias modalidades do sistema descrito no presente documento, o síncrotron apresenta qualquer combinação de:

- pelo menos 4 e, de preferência, 6, 8, 10, ou mais bordas

de focalização de borda por 90 graus de giro do feixe de partículas carregadas em um síncrotron tendo quatro seções de inflexão;

- pelo menos cerca de 16 e, de preferência, cerca de 24, 32, ou mais bordas de focalização de borda por órbita do feixe de partículas carregadas no síncrotron;

- apenas 4 seções de inflexão onde cada uma das seções de inflexão inclui pelo menos 4 e, de preferência, 8 bordas de focalização de borda;

- um número igual de seções retilíneas e seções de inflexão;

- exatamente 4 seções de inflexão;

- pelo menos 4 bordas de focalização por seção de inflexão;

- nenhum quádrupolo na trajetória de circulação do síncrotron;

- uma configuração de polígono retangular com cantos arredondados;

- uma circunferência menor que 60 metros;

- uma circunferência menor que 60 metros e 32 superfícies de focalização de borda; e/ou

- cerca de 8, 16, 24, ou 32 ímãs não-quadrupolares por trajetória de circulação do síncrotron, onde os ímãs não-quadrupolares incluem bordas de focalização de borda.

Superfície de Vão Plano

[00209] Embora a superfície de vão seja descrita em termos do primeiro ímã giratório 1010, a discussão se aplica a cada um dos ímãs giratórios no síncrotron. De modo semelhante, embora a superfície do vão 1110 seja descrita em termos da superfície incidente do campo magnético 670, a discussão se aplica adicional e opcionalmente à superfície de saída do campo magnético 680.

[00210] Reportando-se, novamente, à figura 12, descreve-se adicionalmente a superfície incidente de campo magnético 1270 do primeiro ímã 1210. A figura 12 não se encontra em escala e é ilustrativa por natureza. As imperfeições ou irregularidades locais em qualidade do acabamento da superfície incidente 1270 resultam em falta de homogeneidade ou imperfeições no campo magnético aplicado ao vão 1110. A superfície incidente do campo magnético 1270 e/ou a superfície de saída 1280 do primeiro ímã 1210 é, de preferência, plana, tal como em um polimento de acabamento com cerca de zero a três microns ou, com menos preferência, em um polimento de acabamento com cerca de dez microns. Por ser muito plana, a superfície polida espalha a irregularidade do campo magnético aplicado ao longo do vão 1110. A superfície muito plana, tal como um acabamento com cerca de 0, 1, 2, 4, 6, 8, 10, 15, ou 20 microns, permite um tamanho de vão menor, um campo magnético aplicado menor, fontes de alimentação menores, e um controle mais firme da área em corte transversal de feixe de prótons.

[00211] Reportando-se, agora, às figuras 14A e 14B, descreve-se, adicionalmente, o sistema acelerador 270, tal como um sistema acelerador de radiofrequência (RF). O acelerador inclui uma série de bobinas 1410-1419, tal como bobinas de ferro ou ferrita, sendo que cada uma confina, de modo circunferencial, o sistema a vácuo 320 através do qual o feixe de prótons 264 passa no síncrotron 130. Reportando-se, agora, à figura 14B, descreve-se adicionalmente a primeira bobina 1410. Um laço metálico padrão 1430 completa pelo menos uma volta ao redor da primeira bobina 1410. O laço se fixa a um microcircuito 1420. Reportando-se, novamente, à figura 14A, um sintetizador de RF 1440, que é preferencialmente conectado ao controlador principal 110, proporciona um sinal de RF de baixa tensão que é sincronizado ao período de circulação de prótons na trajetória de feixes de prótons 264. O

sintetizador de RF 1440, o microcircuito 1420, malha 1430, e a bobina 1410 se combinam de modo a proporcionar uma tensão de aceleração aos prótons na trajetória de feixes de prótons 264. Por exemplo, o sintetizador de RF 1440 envia um sinal ao microcircuito 1420, que amplifica o sinal de RF de baixa tensão e produz uma tensão de aceleração, tal como cerca de 10 volts. A tensão de aceleração real para uma combinação única de microcircuito / malha / bobina é igual a cerca de 5, 10, 15, ou 20 volts, porém, é, de preferência, igual a cerca de 10 volts. De preferência, o microcircuito amplificador de RF e a bobina de aceleração são integrados.

[00212] Ainda com referência à figura 14A, repete-se o microcircuito amplificador de RF integrado e a bobina de aceleração apresentados na figura 14B, conforme ilustrado como o conjunto de bobinas 1411-1419 que circundam o tubo a vácuo 320. Por exemplo, o sintetizador de RF 1440, sob a direção do controlador principal 130, envia um sinal de RF aos microcircuitos 1420-1429 conectados às bobinas 1410-1419, respectivamente. Cada uma das combinações de microcircuito / malha / bobina gera uma tensão de aceleração de prótons, tal como cerca de 10 volts. Portanto, um conjunto de cinco combinações de bobina gera cerca de 50 volts para aceleração de prótons. De preferência, cerca de 5 a 20 combinações de microcircuito / malha / bobina são usadas e, com mais preferência, cerca de 9 ou 10 combinações de microcircuito / malha / bobina são usadas no sistema acelerador 270.

[00213] Como um exemplo esclarecedor adicional, o sintetizador de RF 1440 envia um sinal de RF, com um período igual a um período de circulação de um próton ao redor do síncrotron 130, a um conjunto de dez combinações de microcircuito / malha / bobina, que resulta em cerca de 100 volts para aceleração dos prótons na trajetória de feixes de prótons 264. Os 100 volts são gerados em uma faixa de frequências, tal como em cerca de 1 MHz para um feixe de prótons de baixa

energia a cerca de 15 MHz para um feixe de prótons de alta energia. O sinal de RF é opcionalmente ajustado em um múltiplo inteiro de um período de circulação do próton ao redor da trajetória de circulação do síncrotron. Opcionalmente, cada uma das combinações de microcircuito / malha / bobina é independentemente controlada em termos de tensão de aceleração e frequência.

[00214] A integração do microcircuito amplificador de RF e da bobina de aceleração, em cada combinação de microcircuito / malha / bobina, resulta em três vantagens consideráveis. Em primeiro lugar, para síncrotrons, a técnica anterior não usa microcircuitos integrados com as bobinas de aceleração, mas ao invés disso, usa um conjunto de cabos longos para proporcionar força a um conjunto correspondente de bobinas. Os cabos longos têm uma impedância / resistência, que é problemática para controle de RF em alta frequência. Como resultado, o sistema da técnica anterior não é operável em altas frequências, tal como acima de cerca de 10 MHz. O microcircuito amplificador de RF integrado / sistema de bobina de aceleração é operável acima de cerca de 10 MHz e até mesmo 15 MHz onde a impedância e/ou resistência dos cabos longos nos sistemas da técnica anterior resultam em um controle fraco ou falha em aceleração de prótons. Em segundo lugar, o sistema de cabos longos, que opera em frequências menores, custa cerca de US\$ 50.000 e o sistema de microcircuito integrado custa em torno de US\$ 1.000, sendo 50 vezes menos dispendioso. Em terceiro lugar, as combinações de microcircuito / malha / bobina em conjunto com o sistema amplificador de RF resulta em um projeto com menor consumo energético permitindo a produção e uso de um sistema de terapia contra câncer em um espaço pequeno, conforme descrito anteriormente, e com boa relação custo-benefício.

[00215] Reportando-se, agora, à figura 15, utiliza-se um exemplo para esclarecer o controle de campo magnético que utiliza um laço de

retroalimentações 1500 para alterar os tempos e/ou períodos de distribuição de pulso de prótons. Em um caso, um sensor respiratório 1510 capta o ciclo de respiração do indivíduo. O sensor respiratório envia as informações a um algoritmo em um controlador de campo magnético 1520, tipicamente através do módulo de interface para pacientes 150 e/ou através do controlador principal 110 ou de um subcomponente do mesmo. O algoritmo prevê e/ou mede quando o indivíduo estiver em um ponto particular no ciclo de respiração, tal como na parte inferior de uma respiração. Os sensores de campo magnético 1530 são usados como entradas ao controlador de campo magnético, que controla uma fonte de alimentação magnética 1540 para um determinado campo magnético 1550, tal como em um primeiro ímã giratório 1010 de um síncrotron 130. O laço de retroalimentações de controle é, portanto, usado para sintonizar o síncrotron em um nível selecionado de energia e distribuir prótons com a energia desejada em um ponto selecionado de tempo, tal como na parte inferior da respiração. Mais particularmente, o controlador principal injeta prótons no síncrotron e acelera os prótons de modo combinado às distribuições de extração dos prótons ao tumor em um ponto selecionado no ciclo de respiração. A intensidade do feixe de prótons também é selecionável e controlável pelo controlador principal neste estágio. O controle de retroalimentação às bobinas de correção permite uma seleção rápida de níveis de energia do síncrotron que são unidos ao ciclo de respiração do paciente. Este sistema se encontra em contraste absoluto a um sistema onde a corrente é estabilizada e o síncrotron distribui pulsos com um período, tal como 10 ou 20 ciclos por segundo com um período fixo. Opcionalmente, as retroalimentações ou o projeto de campo magnético permitem que o ciclo de extração seja compatível à taxa respiratória variável do paciente.

[00216] Os sistemas de extração tradicionais não permitem este

controle como ímãs que têm memórias em termos tanto de magnitude como de amplitude de uma onda senóide. Portanto, em um sistema tradicional, com a finalidade de alterar a frequência, devem-se utilizar alterações lentas na corrente. No entanto, através do uso do laço de retroalimentações que utiliza os sensores de campo magnético, a frequência e o nível de energia do síncrotron são rapidamente ajustáveis. Além disso, o uso de um sistema de extração inusitado que permite a aceleração dos prótons durante o processo de extração auxilia este processo.

POSICIONAMENTO DE PACIENTES

[00217] Reportando-se, agora, à figura 16, o paciente é, de preferência, posicionado em um sistema de posicionamento por translação e rotação de pacientes 1610 do módulo de interface para pacientes 150. O sistema de posicionamento por translação e rotação de pacientes 1610 é usado para transladar o paciente e/ou girar o paciente em uma zona onde o feixe de prótons pode varrer o tumor utilizando-se um sistema de varredura 140 ou um sistema de direcionamento de prótons, descritos a seguir. Basicamente, o sistema de posicionamento de pacientes 1610 realiza grandes movimentos do paciente para posicionar o tumor próximo ao centro de uma trajetória de feixes de prótons 268 e o sistema de direcionamento ou varredura de prótons 140 realiza movimentos finos da posição momentânea do feixe 269 no direcionamento do tumor 1620. A título de ilustração, a figura 16A mostra a posição momentânea do feixe de prótons 269 e uma faixa de posições digitalizáveis 1640 que utilizam o sistema de direcionamento ou varredura de prótons 140, onde as posições digitalizáveis 1640 se encontram ao redor do tumor 1620 do paciente 1630. Neste exemplo, as posições digitalizáveis são varridas ao longo dos eixos geométricos x e y; no entanto, a varredura é realizada de modo opcionalmente simultâneo ao longo do eixo geométrico z conforme descrito a seguir. Isto

mostra, de modo ilustrativo, que o movimento do eixo geométrico y do paciente ocorre em uma escala do corpo, tal como um ajuste de cerca de 30,48, 60,96, 91,44, 121,92 cm (1, 2, 3, ou 4 pés), enquanto a região digitalizável do feixe de prótons 268 cobre uma porção do corpo, tal como uma região de cerca de 2,54, 5,08, 10,16, 15,24, 20,32, 30,48 cm (1, 2, 4, 6, 8, 10, ou 12 polegadas). O sistema de posicionamento de pacientes e sua rotação e/ou translação do paciente se combinam com o sistema de direcionamento de prótons de modo a produzir uma distribuição exata e/ou precisa dos prótons ao tumor.

[00218] Ainda com referência à figura 16, o sistema de posicionamento de pacientes 1610 inclui, opcionalmente, uma unidade inferior 1612 e uma unidade superior 1614, tais como discos ou uma plataforma. Reportando-se, agora, à figura 16A, a unidade de posicionamento de pacientes 1610 é, de preferência, ajustável em eixo geométrico y 1616 de modo a permitir um deslocamento vertical do paciente em relação ao feixe de terapia de prótons 268. De preferência, o movimento vertical da unidade de posicionamento de pacientes 1610 é igual a cerca de 10, 20, 30, ou 50 centímetros por minuto. Reportando-se, agora, à figura 16B, a unidade de posicionamento de pacientes 1610 também é preferencialmente giratória 1617 ao redor de um eixo geométrico de rotação, tal como ao redor do eixo geométrico y que se estende através do centro da unidade inferior 1612 ou ao redor do eixo geométrico y que se estende através do tumor 1620, de modo a permitir o controle rotacional e o posicionamento do paciente em relação à trajetória de feixes de prótons 268. De preferência, o movimento rotacional da unidade de posicionamento de pacientes 1610 é igual a cerca de 360 graus por minuto. Opcionalmente, a unidade de posicionamento de pacientes gira em torno de 45, 90, ou 180 graus. Opcionalmente, a unidade de posicionamento de pacientes 1610 gira a uma taxa de cerca de 45, 90, 180, 360, 720, ou 1080 graus por minuto. A

rotação da unidade de posicionamento 1617 é ilustrada ao redor do eixo geométrico de rotação em dois momentos distintos, t_1 e t_2 . Os prótons são opcionalmente distribuídos ao tumor 1620 em n momentos onde cada um dos n momentos representa uma direção relativa diferente do feixe de prótons incidente 269 que se choca contra o paciente 1630 devido à rotação do paciente 1617 ao redor do eixo geométrico de rotação.

[00219] Qualquer uma das modalidades de posicionamento de pacientes em posição semivertical, sentada, ou deitada descritas, a seguir, são opcionalmente passíveis de translação vertical ao longo do eixo geométrico y ou girável ao redor da rotação ou eixo geométrico y .

[00220] De preferência, as unidades superior e inferior 1612, 1614 se movem juntas, de tal modo que girem nas mesmas taxas e translaquem em posição nas mesmas taxas. Opcionalmente, as unidades superior e inferior 1612, 1614 são independentemente ajustáveis ao longo do eixo geométrico y para permitir uma diferença na distância entre as unidades superior e inferior 1612, 1614. Os motores, fontes de alimentação, e montagens mecânicas para mover as unidades superior e inferior 1612, 1614 ficam, de preferência, localizados fora da trajetória de feixes de prótons 269, tal como abaixo da unidade inferior 1612 e/ou acima da unidade superior 1614. Isto é preferível à medida que a unidade de posicionamento de pacientes 1610 é preferencialmente rotacionável ao redor de 360 graus e os motores, fontes de alimentação, e montagens mecânicas interferem nos prótons se estiverem posicionadas na trajetória de feixes de prótons 269

EFICIÊNCIA DE DISTRIBUIÇÃO DE PRÓTONS

[00221] Reportando-se, agora, à figura 17, apresenta-se uma distribuição comum de doses relativas tanto para irradiação de raios X como para irradiação de prótons. Conforme mostrado, os raios X depositam sua maior dose próxima à superfície do tecido almejado e, então,

as doses depositadas reduzem exponencialmente como uma função da profundidade do tecido. A deposição de energia de raio X próxima à superfície não é ideal para tumores localizados mais profundamente no corpo, sendo geralmente o caso, uma vez que danos excessivos afetam as camadas de tecido macio que circundam o tumor 1620. A vantagem dos prótons é que eles depositam a maior parte de sua energia próxima à extremidade da trajetória de voo à medida que a perda de energia por trajetória unitária do absorvente atravessada por um próton aumenta com a redução da velocidade de partículas, originando um máximo agudo em ionização próximo à extremidade da faixa, referida no presente documento como pico de Bragg. Além disso, visto que a trajetória de voo dos prótons é variável aumentando-se ou reduzindo-se a energia cinética inicial ou a velocidade inicial do próton, então, o pico correspondente à energia máxima é móvel dentro do tecido. Portanto, o controle de eixo geométrico z da profundidade do próton de penetração é permitido pelo processo de aceleração. Como resultado das características de distribuição de dosagem de prótons, um oncologista de radiação pode otimizar a dosagem ao tumor 1620 enquanto mantém a dosagem aos tecidos normais circundantes.

[00222] O perfil de energia de pico de Bragg mostra que os prótons distribuem sua energia por todo o comprimento do corpo penetrado pelo próton até uma profundidade máxima de penetração. Como resultado, a energia é distribuída, na porção distal do perfil de energia de pico de Bragg, a tecidos saudáveis, ossos, e a outros constituintes do corpo antes de o feixe de prótons se chocar contra o tumor. Sabe-se que quanto menor for o comprimento de trajetória no corpo antes do tumor, maior será a eficiência de distribuição de prótons, sendo que a eficiência de distribuição de prótons consiste em uma medida de quanta energia é distribuída ao tumor em relação a porções saudáveis do paciente. Exemplos de eficiência de distribuição de prótons incluem:

(1) uma razão entre a energia de prótons distribuída ao tumor e a energia de prótons distribuída ao tecido não-tumoral; (2) comprimento de trajetória de prótons no tumor versus o comprimento de trajetória no tecido não-tumoral; e/ou (3) danos a um tumor comparados a danos a partes saudáveis do corpo. Qualquer uma dessas medidas são opcionalmente ponderadas por danos a tecidos sensitivos, tal como um elemento do sistema nervoso, a coluna vertebral, o cérebro, os olhos, o coração, ou outros órgãos. A título de ilustração, para um paciente em uma posição deitada onde o paciente é girado ao redor do eixo geométrico y durante o tratamento, um tumor próximo ao coração seria de vez em quando tratado com prótons deslocando-se através da trajetória cabeça-corção, pernas-corção, ou quadris-corção, sendo que todas são ineficientes comparadas a um paciente em uma posição sentada ou semivertical onde os prótons são todos distribuídos através de uma trajetória menor peito-corção; lateral do corpo ao coração, ou uma trajetória costas-corção. Particularmente, comparada a uma posição deitada, utilizando-se uma posição sentada ou semivertical do paciente, um comprimento de trajetória mais curto através do corpo até um tumor é proporcionado a um tumor localizado no torso ou na cabeça, resultando em uma eficiência de distribuição de prótons maior e melhor.

[00223] No presente documento, a eficiência de distribuição de prótons é separadamente descrita a partir da eficiência de tempo ou da eficiência de utilização do síncrotron, que consiste em uma fração de tempo na qual o aparelho de feixe de partículas carregadas se encontra em um modo de operação de tratamento de tumores.

Direcionamento de Profundidade

[00224] Reportando-se, agora, às figuras 18 A-E, a varredura no eixo geométrico x do feixe de prótons é ilustrada enquanto a energia no eixo geométrico z do feixe de prótons é submetida a uma variação

controlada 1800 para permitir a irradiação de fatias do tumor 1620. Por motivos de clareza de apresentação, não se ilustra a varredura simultânea no eixo geométrico y que é realizada. Na figura 18A, a irradiação está iniciando com uma posição momentânea do feixe de prótons 269 no início de uma primeira fatia. Reportando-se, agora, à figura 18B, a posição momentânea do feixe de prótons se encontra na extremidade da primeira fatia. De modo significativo, durante uma determinada fatia de irradiação, a energia de feixe de prótons é, de preferência, continuamente controlada e alterada de acordo com a massa tecidual e a densidade à frente do tumor 1620. A variação da energia do feixe de prótons levando-se em consideração a densidade tecidual permite que o ponto de interrupção de feixe, ou pico de Bragg, permaneça dentro da fatia de tecido. A variação da energia do feixe de prótons durante a varredura ou durante a varredura nos eixos geométricos x, y é possível. As figuras 18C, 18D, e 18E mostram a posição momentânea do feixe de prótons na parte intermediária da segunda fatia, dois terços da extensão até uma terceira fatia, e após finalizar a irradiação a partir de uma determinada direção, respectivamente. Utilizando-se esta abordagem, obtém-se uma distribuição controlada, exata e precisa de energia de irradiação de prótons ao tumor 1620, a uma subseção designada do tumor, ou a uma camada do tumor. A eficiência de deposição de energia de prótons ao tumor, conforme definido como a razão entre a energia de irradiação de prótons distribuída ao tumor em relação à energia de irradiação de prótons distribuída ao tecido saudável será adicionalmente descrita a seguir.

Irradiação em Múltiplos Campos

[00225] Deseja-se maximizar a eficiência de deposição de prótons ao tumor 1620, conforme definido maximizando-se a razão da energia de irradiação de prótons distribuída ao tumor 1620 em relação à energia de irradiação de prótons distribuída ao tecido saudável. A irradia-

ção a partir de uma, duas ou três direções no corpo, tal como girando-se o corpo cerca de 90 graus entre as subseções de irradiação resulta em uma irradiação de prótons a partir da porção distal do pico de Bragg concentrando em um, dois ou três volumes de tecido saudável, respectivamente. Deseja-se distribuir, ainda, a porção distal da energia de pico de Bragg uniformemente através volume de tecido saudável que circunda o tumor 1620.

[00226] A irradiação em múltiplos campos consiste em uma irradiação de feixe de prótons a partir de uma pluralidade de pontos de entrada no corpo. Por exemplo, o paciente 1630 é girado e o ponto de fonte de radiação é mantido constante. Por exemplo, o paciente 1630 é girado 360 graus e a terapia de prótons aplicada a partir de vários ângulos resultando na radiação distal sendo espalhada, de modo circunferencial, ao redor do tumor produzindo uma eficiência de irradiação de prótons acentuada. Em um caso, o corpo é girado em mais de 3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, ou 35 posições e ocorre irradiação de prótons com cada posição de rotação. A rotação do paciente é, de preferência, realizada utilizando-se o sistema de posicionamento de pacientes 1610 e/ou a unidade inferior 1612 ou disco, descritos anteriormente. A rotação do paciente 1630 enquanto se mantém a distribuição de feixe de prótons 268 em uma orientação relativamente fixa permite a irradiação do tumor 1620 a partir de várias direções sem o uso de um colimador novo para cada direção. Além disso, já que não se requer configurações novas para cada posição de rotação do paciente 1630, o sistema permite que o tumor 1620 seja tratado a partir de várias direções sem reassentar ou posicionar o paciente, minimizando, assim, o tempo de regeneração do tumor 1620, aumentando a eficiência de síncrotrons, e aumentando o rendimento do paciente.

[00227] Opcionalmente, o paciente é centralizado na unidade inferior 1612 ou o tumor 1620 é opcionalmente centralizado na unidade in-

ferior 1612. Se o paciente for centralizado na unidade inferior 1612, então, o primeiro elemento de controle de eixo geométrico 142 e o segundo elemento de controle de eixo geométrico 144 são programados a compensarem o eixo geométrico central de variação de posição de rotação do tumor 1620.

[00228] Reportando-se, agora, às figuras 19 A-E, apresenta-se um exemplo de irradiação em múltiplos campos 1900. Neste exemplo, ilustram-se cinco posições de rotação de pacientes; no entanto, as cinco posições de rotação são posições de rotação discretas de cerca de trinta e seis posições de rotação, onde o corpo é girado cerca de dez graus em cada posição. Reportando-se, agora, à figura 19A, ilustra-se uma faixa de posições de feixe de irradiação 269 a partir de uma primeira posição de rotação de corpo, ilustrada com o paciente 1630 voltado para o feixe de irradiação de prótons onde um primeiro volume saudável 1911 é irradiado pela porção de ingresso ou distal do perfil de irradiação de energia de pico de Bragg. Reportando-se, agora, à figura 19B, o paciente 1630 é girado cerca de quarenta graus e a irradiação repetida. Na segunda posição, o tumor 1620 recebe novamente o volume da energia de irradiação e um segundo volume de tecido saudável 1912 recebe a menor porção de ingresso ou distal da energia de pico de Bragg. Reportando-se, agora, às figuras 19 C-E, o paciente 1630 é girado um total de cerca de 90, 130, e 180 graus, respectivamente. Para cada uma entre a terceira, quarta e quinta posições de rotação, o tumor 1620 recebe o volume da energia de irradiação e o terceiro, quarto e quinto volumes de tecido saudável 1913, 1914, 1915 recebem a menor porção de ingresso ou distal da energia de pico de Bragg, respectivamente. Portanto, a rotação do paciente durante a terapia de prótons resulta na distribuição de energia distal da energia de prótons distribuída a ser distribuída ao redor do tumor 1620, tal como às regiões um a cinco 1911-1915, enquanto ao longo de um determi-

nado eixo geométrico, pelo menos cerca de 75, 80, 85, 90, ou 95 por cento da energia são distribuídos ao tumor 1620.

[00229] Para uma determinada posição de rotação, irradia-se todo ou parte do tumor. Por exemplo, em uma modalidade, apenas uma seção distal ou fatia distal do tumor 1620 é irradiada com cada posição de rotação, onde a seção distal é uma seção mais afastada do ponto de entrada do feixe de prótons no paciente 1630. Por exemplo, a seção distal é o lado dorsal do tumor quando o paciente 1630 estiver voltado para o feixe de prótons e a seção distal é o lado ventral do tumor quando o paciente 1630 não estiver voltado para o feixe de prótons.

[00230] Reportando-se, agora, à figura 20, apresenta-se um segundo exemplo de irradiação em múltiplos campos 2000 onde a fonte de prótons é estacionária e o paciente 1630 girado. Para facilidade de apresentação, ilustra-se a trajetória de feixes de prótons estacionária porém de varredura 269 à medida que entra no paciente 1630 a partir de lados variáveis nos momentos $t_1, t_2, t_3, \dots, t_n, t_{n+1}$ à medida que o paciente é girado. Em um primeiro momento, t_1 , a extremidade do perfil de pico de Bragg se choca contra uma primeira área de tecido saudável 2010. O paciente é girado e a trajetória de feixes de prótons ilustrada em um segundo momento, t_2 , onde a extremidade distal do pico de Bragg se choca contra uma segunda área de tecido saudável 2020. Em um terceiro momento, a extremidade distal do perfil de pico de Bragg se choca contra uma terceira área de tecido saudável 2030. Este processo de rotação e irradiação é repetido n vezes, onde n é um número positivo maior que quatro e, de preferência, maior que cerca de 10, 20, 30, 100, ou 300. Conforme ilustrado, em um n -ésimo momento quando uma n -ésima área de tecido saudável 2040 for irradiada, se o paciente 1630 for adicionalmente girado, o feixe de prótons de varredura 269 se chocaria contra um constituinte sensível do corpo 1650, tal como a medula espinhal ou os olhos. De preferência, a irra-

irradiação é suspensa até que o constituinte sensível do corpo seja girado fora da trajetória de varredura de feixe de prótons 269. A irradiação é retomada em um momento, t_{n+1} , após o constituinte sensível do corpo 1650 ser girado fora da trajetória de feixes de prótons e uma n -ésima +1 área de tecido saudável 2050 for irradiada. Desta maneira, a energia de pico de Bragg sempre se encontra no tumor, a região distal do perfil de pico de Bragg é distribuída em tecido saudável em torno do tumor 1620, e os constituintes sensíveis do corpo 1650 recebem uma irradiação mínima ou não recebem uma irradiação de feixe de prótons.

[00231] Em um exemplo de irradiação em múltiplos campos, o sistema de terapia por partículas com um diâmetro de anel de síncrotron menor que seis metros inclui a capacidade de:

- girar o paciente em torno de 360 graus;
- extrair a radiação em cerca de 0,1 a 10 segundos;
- varrer verticalmente cerca de 100 milímetros;
- varrer horizontalmente cerca de 700 milímetros;
- variar a energia de feixe a partir de cerca de 30 a 330

MeV / segundo durante a irradiação;

- variar a intensidade de feixe de prótons independentemente da energia variável de feixe de prótons;

- focalizar o feixe de prótons a partir de cerca de 2 a 20 milímetros no tumor; e/ou

- completar a irradiação em múltiplos campos de um tumor em menos de cerca de 1, 2, 4, ou 6 minutos conforme medido a partir do momento de início da distribuição de prótons ao paciente 1630.

[00232] Reportando-se, agora, à figura 21, descrevem-se dois métodos de irradiação em múltiplos campos 2100. No primeiro método, o controlador principal 110 posicionar de modo giratório 2110 o paciente 1630 e irradia subsequentemente 2120 o tumor 1620. O processo é repetido até que um plano de irradiação em múltiplos campos seja

completo. No segundo método, o controlador principal 110 gira e irradia simultaneamente 2130 o tumor 1620 no paciente 1630 até que o plano de irradiação em múltiplos campos seja completo. Mais particularmente, ocorre uma irradiação de feixe de prótons enquanto o paciente 1630 estiver sendo girado.

[00233] O sistema de varredura tridimensional do ponto focal de local de prótons, descrito no presente documento, é, de preferência, combinado com um método de rotação / rastreo. O método inclui uma irradiação de tumor em camadas a partir de muitas direções. Durante uma determinada fatia de irradiação, a energia de feixe de prótons é continuamente alterada de acordo com a densidade do tecido a frente do tumor de modo a resultar no ponto de interrupção de feixe, definido pelo pico de Bragg, sempre estando dentro do tumor e dentro da fatia irradiada. O método inusitado permite uma irradiação a partir de muitas direções, referida no presente documento como irradiação em múltiplos campos, de modo a alcançar uma dosagem máxima eficaz no nível de tumor enquanto reduz de modo significativamente simultâneo os possíveis efeitos colaterais nos tecidos saudáveis circundantes em comparação aos métodos existentes. Essencialmente, o sistema de irradiação em múltiplos campos distribui uma distribuição de dosagem em profundidades de tecido que não ainda alcançaram o tumor.

Controle de Posição de Feixe de Prótons

[00234] Atualmente, a comunidade radioterapêutica mundial utiliza um método de formação de campo de dosagem que utiliza um sistema de varredura por emissão de antena. Nitidamente, um utiliza-se um sistema de varredura local opcional ou um sistema de varredura em volume de tecido. No sistema de varredura em volume de tecido, o feixe de prótons é controlado, em termos de transporte e distribuição, utilizando-se um sistema de varredura preciso e pouco dispendioso. O sistema de varredura consiste em um sistema ativo, onde o feixe é fo-

calizado em um ponto focal local de cerca de meio, um, dois ou três milímetros de diâmetro. O ponto focal é transladado ao longo de dois eixos geométricos enquanto altera simultaneamente a energia aplicada do feixe de prótons, que altera, de modo eficiente, a terceira dimensão do ponto focal. O sistema é aplicável em combinação com a rotação descrita anteriormente do corpo, que ocorre, de preferência, entre momentos individuais ou ciclos de distribuição de prótons ao tumor. Opcionalmente, a rotação do corpo através do sistema descrito anteriormente ocorre contínua e simultaneamente com a distribuição de prótons ao tumor.

[00235] Por exemplo, o local é transladado horizontalmente, movido ao longo de um eixo geométrico vertical y, e, então, suportado ao longo do eixo geométrico horizontal. Neste exemplo, utiliza-se corrente para controlar um sistema de varredura vertical tendo pelo menos um ímã. A corrente aplicada altera o campo magnético do sistema de varredura vertical para controlar a deflexão vertical do feixe de prótons. De modo semelhante, um sistema de ímã de varredura horizontal controla a deflexão horizontal do feixe de prótons. O grau de transporte ao longo de cada um dos eixos geométricos é controlado de modo a se conformar à seção transversal do tumor em uma profundidade determinada. A profundidade é controlada alterando-se a energia do feixe de prótons. Por exemplo, a energia do feixe de prótons é reduzida, com a finalidade de definir uma nova profundidade de penetração, e o processo de varredura é repetido ao longo eixos geométricos horizontal e vertical que convergem para uma nova área em corte transversal do tumor. Combinados, os três eixos geométricos de controle permitem uma varredura ou um movimento do ponto focal do feixe de prótons em relação a todo o volume do tumor cancerígeno. O tempo em cada local e a direção no corpo para cada local são controlados para produzir a rotação desejada em cada sub-volume do volume cancerí-

geno enquanto distribui energia que se choca contra a parte externa do tumor.

[00236] A dimensão de volume local do feixe focalizado é, de preferência, estritamente controlada a um diâmetro de cerca de 0,5, 1, ou 2 milímetros, porém, tem, alternativamente, vários centímetros de diâmetro. Os controles de projeto preferenciais permitem uma varredura em duas direções com: (1) uma amplitude vertical de cerca de 100 mm e uma frequência de até cerca de 200 Hz; e (2) uma amplitude horizontal de cerca de 700 mm e uma frequência de até cerca de 1 Hz.

[00237] A distância dos prótons que se movem ao longo do eixo geométrico z no tecido, neste exemplo, é controlada pela energia cinética do próton. Este sistema de coordenadas é arbitrário e exemplificativo. O controle real do feixe de prótons é controlado em um espaço tridimensional utilizando-se dois sistemas de ímã de varredura e controlando-se a energia cinética do feixe de prótons. Particularmente, o sistema permite um ajuste simultâneo dos eixos geométricos x, y, e z na irradiação do tumor sólido. Novamente descrito, ao invés de varrer ao longo de um plano x,y e, então, ajustar a energia dos prótons, tal como em um botão de rolagem para modulação de faixa, o sistema permite o movimento ao longo dos eixos geométricos z enquanto ajusta simultaneamente os eixos geométricos x e/ou y. Portanto, ao invés de irradiação as fatias do tumor, o tumor é opcionalmente irradiado em três dimensões simultâneas. Por exemplo, o tumor é irradiado em torno de uma borda externa do tumor em três dimensões. Então, o tumor é irradiado ao redor de uma borda externa de uma seção interna do tumor. Este processo é repetido até que todo o tumor seja irradiado. A irradiação da borda externa é, de preferência, acoplada à rotação simultânea do indivíduo, tal como ao redor de um eixo geométrico vertical y. Este sistema permite uma eficiência máxima de deposição de prótons ao tumor, conforme definido como a razão da energia de irra-

dição de prótons distribuída ao tumor em relação à energia de irradiação de prótons distribuída ao tecido saudável.

[00238] Combinado, o sistema permite um controle em múltiplos eixos geométricos do sistema de feixe de partículas carregadas em um pequeno espaço com uma fonte de alimentação baixa. Por exemplo, o sistema usa vários ímãs, sendo que cada ímã tem pelo menos um efeito de focalização de borda em cada seção de inflexão do síncrotron. Os múltiplos efeitos de focalização de borda na trajetória de feixes de circulação do síncrotron produzem um síncrotron tendo:

- um sistema de circunferência pequena, tal como menor que cerca de 50 metros;
- um vão vertical com tamanho de feixe de prótons de cerca de 2 cm;
- requerimentos de fonte de alimentação reduzidos correspondentes associados ao tamanho reduzido do vão; e
- controle da energia do eixo geométrico z.

[00239] O resultado é um controle dos eixos geométricos x, y e z do sistema de varredura tridimensional, onde o controle dos eixos geométricos z reside no síncrotron e onde a energia dos eixos geométricos z é variavelmente controlada durante o processo de extração dentro do síncrotron.

[00240] Proporciona-se um exemplo de um sistema de varredura ou direcionamento de prótons 140 usado para direcionar os prótons ao tumor com um controle de varredura tridimensional, onde o controle de varredura tridimensional ocorre ao longo dos eixos geométricos x, y, e z, conforme descrito anteriormente. Um quarto eixo geométrico controlável é o tempo. Um quinto eixo geométrico controlável é a rotação do paciente. Combinado com a rotação do indivíduo ao redor de um eixo geométrico vertical, utiliza-se um processo de iluminação em múltiplos campos onde uma porção ainda não irradiada do tumor é preferenci-

almente irradiada na distância afastada do tumor a partir do ponto de entrada de prótons no corpo. Isto produz a maior porcentagem da distribuição de prótons, conforme definido pelo pico de Bragg, no tumor e minimiza os danos ao tecido periférico saudável.

SISTEMA DE FORMAÇÃO DE IMAGENS / RAIOS X

[00241] No presente documento, utiliza-se um sistema de raios X para ilustrar um sistema de formação de imagens.

Sincronização

[00242] De preferência, coleta-se um raio X (1) logo antes ou (2) simultaneamente ao tratamento de um indivíduo com terapia por prótons devido a duas razões. Primeiro, o movimento do corpo, descrito anteriormente, altera a posição local do tumor no corpo em relação a outros constituintes do corpo. Se o paciente ou indivíduo tiver um raio X tomado e, então, for corporeamente movido para uma sala de tratamento de prótons, um alinhamento preciso do feixe de prótons ao tumor é problemático. O alinhamento do feixe de prótons ao tumor utilizando-se um ou mais raios X é mais bem realizado no momento da administração de prótons ou nos segundos ou minutos imediatamente antes da administração de prótons e após o paciente ser colocado em uma posição terapêutica de corpo, que é tipicamente uma posição fixa ou uma posição parcialmente imobilizada. Segundo, o raio X tomado após o posicionamento do paciente é usado para verificação do alinhamento do feixe de prótons a uma posição almejada, tal como uma posição do tumor e/ou órgão interno.

IMOBILIZAÇÃO DO PACIENTE

[00243] Uma administração exata e precisa de um feixe de prótons a um tumor de um paciente requer: (1) um controle de posicionamento do feixe de prótons e (2) um controle de posicionamento do paciente. Conforme descrito anteriormente, o feixe de prótons é controlado utilizando-se algoritmos e campos magnéticos em um diâmetro de cerca

de 0,5, 1, ou 2 milímetros. Esta seção atribui a imobilização, restrição, e/ou alinhamento parcial do paciente para garantir que o feixe de prótons estritamente controlado se choque, de modo eficiente, contra um tumor alvo e não ao tecido saudável circundante como resultado de movimentos do paciente.

[00244] No presente documento, utiliza-se um sistema de coordenadas de eixos geométricos x, y, e z e um eixo geométrico de rotação para descrever a orientação do paciente em relação ao feixe de prótons. O eixo geométrico z representa o deslocamento do feixe de prótons, tal como a profundidade do feixe de prótons no paciente. Ao se observar o paciente ao longo do eixo geométrico z de deslocamento do feixe de prótons, o eixo geométrico x se refere ao movimento para esquerda ou para direita do paciente e o eixo geométrico y se refere ao movimento para cima ou para baixo do paciente. Um primeiro eixo geométrico de rotação é a rotação do paciente em torno do eixo geométrico y e é referido no presente documento como um eixo geométrico de rotação, um eixo geométrico de rotação de unidade inferior 1612, ou um eixo geométrico y de rotação 1617. Além disso, a inclinação é a rotação em torno do eixo geométrico x, a direção é a rotação em torno do eixo geométrico y, e o rolamento é a rotação em torno do geométrico z. Neste sistema de coordenadas, a trajetória de feixes de prótons 269 se desloca opcionalmente em qualquer direção. Como uma questão ilustrativa, a trajetória de feixes de prótons que se desloca através de uma sala de tratamento é descrita como um deslocamento horizontal através da sala de tratamento.

[00245] Nesta seção, proporcionam-se três exemplos de sistemas de posicionamento: (1) um sistema de imobilização parcial em posição semivertical 2200; (2) um sistema de imobilização parcial em posição sentada 2300; e (3) uma posição deitada 2400. Os elementos descritos para um sistema de imobilização se aplicam a outros sistemas de

imobilização com pequenas alterações. Por exemplo, um apoio para cabeça, um suporte para a cabeça, ou restrição para cabeça se ajustam ao longo de um eixo geométrico para uma posição reclinada, ao longo de um segundo eixo geométrico para uma posição sentada, e ao longo de um terceiro eixo geométrico para uma posição deitada. No entanto, o próprio apoio para cabeça é semelhante para cada posição de imobilização.

Posicionamento / Imobilização do Paciente em Posição Vertical

[00246] Reportando-se, agora, à figura 22, o sistema de posicionamento semivertical de pacientes 2200 é preferencialmente usado em conjunto com a terapia por prótons de tumores no torso. O sistema posicionamento e/ou de imobilização de pacientes controla e/ou restringe o movimento do paciente durante a terapia por feixes de prótons. Em uma primeira modalidade de imobilização parcial, o paciente é posicionado em uma posição semivertical em um sistema de terapia por feixe de prótons. Conforme ilustrado, o paciente é reclinado em um ângulo alfa, α , em torno de 45 graus fora do eixo geométrico y conforme definido por um eixo geométrico que se estende a partir da cabeça até os pés do paciente. De modo mais genérico, o paciente se encontra completamente de pé em uma posição vertical de zero grau fora do eixo geométrico y ou se encontra em uma posição semivertical alfa que é reclinada cerca de 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, ou 65 graus fora do eixo geométrico y e em direção ao eixo geométrico z.

[00247] As restrições de posicionamento de pacientes 2215 que são usadas para manter o paciente em uma posição de tratamento, incluem um ou mais entre: um suporte para assento 2220, um suporte para as costas 2230, um suporte para a cabeça 2240, um suporte para os braços 2250, um suporte para os joelhos 2260, e um suporte para os pés 2270. As restrições são opcional e independentemente rígidas

ou semirrígidas. Exemplos de um material semirrígido incluem uma espuma com alta ou baixa densidade ou uma espuma viscoelástica. Por exemplo, o suporte para os pés é, de preferência, rígido e o suporte para as costas é, de preferência, semirrígido, tal como um material de espuma de alta densidade. Uma ou mais das restrições de posicionamento de pacientes 2215 são moveis e/ou se encontram sob controle computacional para um rápido posicionamento e/ou imobilização do paciente. Por exemplo, o suporte para assento 2220 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de ajuste de assento 2222, que é, de preferência, o eixo geométrico y; o suporte para as costas 2230 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para as costas 2232, que é, de preferência, dominado pelo movimento do eixo geométrico z com um elemento do eixo geométrico y; o suporte para a cabeça 2240 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para a cabeça 2242, que é, de preferência, dominado pelo movimento do eixo geométrico z com um elemento do eixo geométrico y; o suporte para os braços 2250 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para os braços 2252, que é, de preferência, dominado pelo movimento do eixo geométrico z com um elemento do eixo geométrico y; o suporte para os joelhos 2260 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para os joelhos 2262, que é, de preferência, dominado pelo movimento do eixo geométrico z com um elemento do eixo geométrico y; e o suporte para os pés 2270 é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para os pés 2272, que é, de preferência, dominado pelo movimento do eixo geométrico y com um elemento do eixo geométrico z.

[00248] Se o paciente não estiver voltado para o feixe de prótons de entrada, então, a descrição dos movimentos dos elementos de suporte ao longo dos eixos geométricos se altera, porém, os elementos de imobilização são os mesmos.

[00249] Utiliza-se uma câmera opcional 2280 junto ao sistema de imobilização de pacientes. A câmera visualiza o paciente/indivíduo 1630 criando uma imagem de vídeo. A imagem é proporcionada a um ou mais operadores do sistema de feixe de partículas carregadas e permite que os operadores operem um mecanismo de segurança para determinar se o indivíduo se moveu ou deseja encerrar o procedimento de tratamento de terapia por prótons. Com base na imagem de vídeo, os operadores podem suspender ou encerrar o procedimento de terapia por prótons. Por exemplo, se o operador observar através da imagem de vídeo que o indivíduo está se movendo, então, o operador tem a opção de encerrar ou suspender o procedimento de terapia por prótons.

[00250] Proporciona-se uma exibição de vídeo opcional ou monitor de exibição 2290 ao paciente. Opcionalmente, a exibição de vídeo apresenta ao paciente qualquer um entre: instruções do operador, instruções do sistema, o estado do tratamento, ou entretenimento.

[00251] Os motores para posicionar as restrições de posicionamento de pacientes 2215, a câmera 2280, e/ou exibição de vídeo 2290 são, de preferência, montados acima ou abaixo da trajetória de transporte de prótons 268 ou a trajetória momentânea de varredura de prótons 269.

[00252] O controle de respiração é opcionalmente realizado utilizando-se a exibição de vídeo. À medida que o paciente respira, as estruturas internas e externas do corpo se movem em termos absolutos e em termos relativos. Por exemplo, a parte externa da cavidade peitoral e os órgãos internos têm movimentos absolutos com a respiração. Além disso, a posição relativa de um órgão interno em relação a outro componente do corpo, tal como uma região externa do corpo, um osso, uma estrutura de suporte, ou outro órgão, se move em relação a cada respiração. Portanto, para um direcionamento mais exato e pre-

ciso do tumor, o feixe de prótons é, de preferência, distribuído em um ponto no tempo onde a posição da estrutura interna ou tumor é bem definida, tal como na parte superior ou inferior de cada respiração. A exibição de vídeo é usada para ajudar a coordenar a distribuição de feixe de prótons com o ciclo de respiração do paciente. Por exemplo, a exibição de vídeo exibe, opcionalmente, um comando ao paciente, tal como uma instrução para prender a respiração, uma instrução para respirar, uma contagem regressiva que indica quando será necessário prender a respiração, ou uma contagem regressiva até que a respiração possa ser retomada.

Posicionamento / Imobilização de Pacientes em Posição Sentada

[00253] Em uma segunda modalidade de imobilização parcial, o paciente é parcialmente contido em uma posição sentada 2300. O sistema de segurança em posição sentada usa estruturas de suporte similares às estruturas de suporte no sistema de posicionamento semivertical, descrito anteriormente, com uma exceção que o suporte para assento é substituído por uma cadeira e o suporte para os joelhos não é necessário. O sistema de segurança em posição sentada retém, em geral, o suporte ajustável, a rotação ao redor do eixo geométrico y, a câmera, o vídeo, e os parâmetros de controle de respiração descritos na modalidade de posicionamento semivertical, descrita anteriormente.

[00254] Reportando-se, agora, à figura 23, proporciona-se um exemplo particular de um sistema de semi-imobilização de pacientes em posição sentada 2300. O sistema em posição sentada é, de preferência, usado para tratamento de tumores na cabeça e/ou pescoço. Conforme ilustrado, o paciente é posicionado em uma posição sentada em uma cadeira 2310 para terapia por partículas. O paciente é adicionalmente imobilizado utilizando-se qualquer um entre: o suporte para a cabeça 2240, o suporte para as costas 2230, e o suporte para as mãos 2250, o suporte para os joelhos 2260, e o suporte para os pés

2270. De preferência, os suportes 2220, 2230, 2240, 2250, 2260, 2270 têm respectivos eixos geométricos de ajuste 2222, 2232, 2242, 2252, 2262, 2272 conforme ilustrado. A cadeira 2310 é prontamente removida de modo a permitir o uso de um diferente sistema de segurança de pacientes ou se adaptar sob controle computacional a uma nova posição de paciente, tal como o sistema semivertical.

Posicionamento / imobilização de Pacientes em Posição Deitada

[00255] Em uma modalidade de imobilização parcial, o paciente é parcialmente contido em uma posição deitada. O sistema de segurança em posição deitada 2400 tem estruturas de suporte que são similares às estruturas de suporte usadas no sistema de posicionamento em posição sentada 2300 e no sistema de posicionamento em posição semivertical 2200, descritos anteriormente. Na posição deitada, os elementos opcionais de segurança, suporte ou imobilização parcial incluem um ou mais entre: o suporte para a cabeça 2240 e o suporte para as costas, quadris, e ombros 2230. De preferência, os suportes têm respectivos eixos geométricos de ajuste que são girados conforme a necessidade para uma posição deitada do paciente. O sistema de segurança em posição deitada retém, em geral, os suportes ajustáveis, a rotação ao redor do eixo geométrico y, a câmera, o vídeo, e os parâmetros de controle de respiração descritos na modalidade de posicionamento semivertical, descrita anteriormente.

[00256] Reportando-se, agora, à figura 24, se o paciente estiver muito doente, tal com se o paciente tiver problemas em ficar de pé durante um período de cerca de um a três minutos necessários para o tratamento, então, o fato de estar em um sistema parcialmente suportado pode resultar em algum movimento do paciente devido à tensão muscular. Nestas situações ou em outras similares, o tratamento de um paciente em uma posição deitada em uma mesa de apoio 2420 é preferencialmente usado. A mesa de apoio tem uma plataforma hori-

zontal para suportar o volume do peso do paciente. De preferência, a plataforma horizontal é separável de uma plataforma de tratamento. Em um sistema de posicionamento em posição deitada 2400, o paciente é posicionado sobre uma plataforma 2410, que tem uma porção substancialmente horizontal que serve para suportar o peso do corpo em uma posição horizontal. Utilizam-se elementos de preensão opcionais para as mãos, descritos a seguir. Em uma modalidade, a plataforma 2410 é fixada em relação à mesa 2420 utilizando-se um elemento de batente ou trava mecânica 2430 e um elemento chave de correlação 2435 e/ou o paciente 1630 é alinhado ou posicionado em relação a um elemento de colocação 2460.

[00257] Adicionalmente, adicionam-se, opcionalmente, um suporte superior para as pernas 2444, um suporte inferior para as pernas 2440, e/ou elementos de suporte para os braços 2450 para elevar, respectivamente, um braço ou uma perna para fora da trajetória de feixes de prótons 269 para o tratamento de um tumor no torso ou para mover um braço ou uma perna na trajetória de feixes de prótons 269 para o tratamento de um tumor nos braços ou pernas. Isto aumenta a eficiência de distribuição de prótons, conforme descrito anteriormente. Os suportes para as pernas 2440, 2444 e os suportes para os braços 2450 são opcionalmente ajustáveis ao longo de eixos geométricos ou arcos de suporte 2442, 2446, 2452. Um ou mais elementos de suporte para as pernas são opcionalmente ajustáveis ao longo de um arco para posicionar as pernas na trajetória de feixes de prótons 269 ou remover as pernas da trajetória de feixes de prótons 269, conforme descrito a seguir. De preferência, um elemento de suporte para os braços é ajustável ao longo de pelo menos um eixo geométrico ajustável de braços ou ao longo de um arco para posicionar os braços na trajetória de feixes de prótons 269 ou remover os braços da trajetória de feixes de prótons 269, conforme descrito a seguir.

[00258] De preferência, o paciente é posicionado sobre a plataforma 2410 em uma área ou sala fora da trajetória de feixes de prótons 268 e é movido por rodas ou deslizado pela sala de tratamento ou pela área de trajetória de feixes de prótons. Por exemplo, o paciente é conduzido por rodas na sala de tratamento em uma maca onde o topo da maca, que é a plataforma, se destaca e é posicionado sobre uma mesa. De preferência, a plataforma é deslizada sobre a mesa de tal modo que a maca ou cama não precisa ser erguida sobre a mesa.

[00259] O sistema de posicionamento de pacientes em posição semivertical 2200 e o sistema de posicionamento de pacientes em posição sentada 2300 são preferencialmente usados para tratamento de tumores na cabeça ou torso devido à eficiência. O sistema de posicionamento de pacientes em posição semivertical 2200, o sistema de posicionamento de pacientes em posição sentada 2300, e o sistema de posicionamento de pacientes em posição deitada 2400 são utilizáveis para tratamento de tumores nos membros de pacientes.

Elementos de Sistema de Suporte

[00260] As restrições de posicionamento 2215 incluem elementos usados para posicionar o paciente, tais como aqueles descritos no sistema de posicionamento em posição semivertical 2200, no sistema de posicionamento em posição sentada 2300, e no sistema de posicionamento em posição deitada 2400. De preferência, as restrições de posicionamento ou elementos de sistema de suporte são alinhadas em posições que não impeçam ou sobreponham a trajetória de feixes de prótons 269. No entanto, em alguns casos, as restrições de posicionamento se encontram na trajetória de feixes de prótons 269 durante pelo menos parte do tempo de tratamento do paciente. Por exemplo, um elemento de restrição de posicionamento pode residir na trajetória de feixes de prótons 269 durante parte de um período de tempo onde o paciente é girado ao redor do eixo geométrico y durante o tratamen-

to. Em casos ou períodos de tempo onde as restrições de posicionamento ou elementos de sistema de suporte se encontram na trajetória de feixes de prótons, então, aplica-se preferencialmente o ajuste ascendente da energia de feixe de prótons que aumenta a energia de feixe de prótons para deslocar a impedância do elemento de restrição de posicionamento do feixe de prótons. Em um caso, a energia de feixe de prótons é aumentada por uma medição separada da impedância de restrição de posicionamento determinada durante uma varredura de referência do elemento do sistema de restrição de posicionamento ou conjunto de varreduras de referência dos elementos de restrição de posicionamento como uma função de rotação ao redor do eixo geométrico y .

[00261] Por motivos de clareza, as restrições de posicionamento 2215 ou elementos de sistema de suporte encontram-se aqui descritos em relação ao sistema de posicionamento semivertical 2200; no entanto, os elementos de posicionamento e os eixos geométricos x , y , e z descritivos são ajustáveis para se adequarem à qualquer sistema de coordenadas, ao sistema de posicionamento em posição sentada 2300, ou ao sistema de posicionamento em posição deitada 2400.

[00262] Descreve-se um exemplo de um sistema de suporte para a cabeça que serve para suportar, alinhar, e/ou restringir o movimento da cabeça de um ser humano. O suporte para a cabeça tem, de preferência, vários elementos de suporte para a cabeça que incluem qualquer um entre: um apoio de suporte para a cabeça, um elemento de alinhamento da cabeça à direita, e um elemento de alinhamento da cabeça à esquerda. O elemento de apoio do suporte para a cabeça é, de preferência, curvado para se encaixar à cabeça e, opcionalmente, é ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para a cabeça, tal como ao longo do eixo geométrico z . Além disso, o suporte para cabeça, como as outras restrições de posicionamento de pacientes, é,

de preferência, constituído por um material semirrígido, tal como uma espuma de baixa ou alta densidade, e tem um revestimento opcional, tal como um plástico ou couro. O elemento de alinhamento da cabeça à direita e o elemento de alinhamento da cabeça à esquerda ou elementos de alinhamento de cabeça, são primariamente usados para restringir parcialmente o movimento da cabeça ou imobilizar completamente a cabeça. Os elementos de alinhamento da cabeça são, de preferência, acolchoados e planos, porém, têm, opcionalmente, um raio de curvatura para se encaixar à lateral da cabeça. Os elementos de alinhamento de cabeça à direita e à esquerda são, de preferência, respectivamente móveis ao longo dos eixos geométricos de translação de modo a fazer contato com as laterais da cabeça. O movimento restringido da cabeça durante a terapia por prótons é importante ao se direcionar e tratar tumores na cabeça ou pescoço. Os elementos de alinhamento da cabeça e o apoio do elemento de suporte para a cabeça se combinam para restringir uma inclinação, rotação ou guinada, rolamento e/ou posicionamento da cabeça no sistema de coordenadas de eixos geométricos x , y , z .

[00263] Reportando-se, agora, à figura 25, descreve-se outro exemplo de um sistema de suporte para a cabeça 2500 que serve para posicionar e/ou restringir o movimento da cabeça de um ser humano 1602 durante a terapia por prótons de um tumor sólido na cabeça ou pescoço. Neste sistema, a cabeça é restringida utilizando-se 1, 2, 3, 4, ou mais faixas ou cintas, que são preferencialmente conectadas ou conectadas, de modo substituível, a um apoio do elemento de suporte para a cabeça 2510. No exemplo ilustrado, uma primeira faixa 2520 puxa ou posiciona a testa ao elemento de suporte para a cabeça 2510, tal como deslocando-se predominantemente ao longo do eixo geométrico z . De preferência, uma segunda faixa 2530 funciona em conjunto com a primeira faixa 2520 para evitar que a cabeça se incline,

a direção, ou rolamento se movimentem em termos do movimento translacional no sistema de coordenadas de eixos geométricos x, y, e z. A segunda faixa 2530 é, de preferência, fixada ou fixada, de modo substituível, à primeira faixa 2520 em ou em torno: (1) da testa 2532; (2) em um ou em ambos os lados da cabeça 2534; e/ou (3) em ou em torno do elemento de suporte 2510. Uma terceira faixa 2540 orienta, de preferência, o queixo do indivíduo em relação ao elemento de suporte 2510 deslocando-se predominantemente ao longo do eixo geométrico z. Uma quarta faixa 2550 se desloca, de preferência, predominantemente ao longo de um dos eixos geométricos y e z para manter o queixo em relação ao elemento de suporte para a cabeça 2510 e/ou à trajetória de feixes de prótons. De preferência, a terceira faixa 2540 é fixada ou fixada, de modo substituível, à quarta faixa 2550 durante o uso em ou em torno do queixo do paciente 2542. A segunda faixa 2530 se conecta opcionalmente 2536 à quarta faixa 2550 em ou em torno do elemento de suporte 2510. As quartas faixas 2520, 2530, 2540, 2550 são ilustrativas na trajetória e em interconexão. Qualquer uma das faixas mantêm, opcionalmente a cabeça ao longo de diferentes trajetórias ao redor da cabeça e se conectam umas às outras de modo separado. Naturalmente, uma faixa determinada se desloca, de preferência, ao redor da cabeça e não apenas em um lado da cabeça. Qualquer uma das faixas 2520, 2530, 2540, e 2550 são opcionalmente usadas de modo independente ou em combinações e permutações com as outras faixas. Opcionalmente, as faixas são indiretamente conectadas entre si através de um elemento de suporte, tal como o elemento de suporte para a cabeça 2510. As faixas são opcionalmente fixadas ao elemento de suporte para a cabeça 2510 utilizando-se uma tecnologia de gancho e laço, uma fivela, ou um elemento de fixação. Em geral, as faixas se combinam de modo a controlar a posição, o movimento para frente e para trás da cabeça, o movimento lateral da

cabeça, a inclinação, direção, rolamento, e/ou posição translacional da cabeça.

[00264] De preferência, as faixas têm impedância conhecida à transmissão de prótons permitindo um cálculo da liberação de energia de pico ao longo do eixo geométrico z a ser calculada. Por exemplo, o ajuste à energia de pico de Bragg é realizado com base na tendência de desaceleração das faixas ao transporte de prótons.

[00265] Reportando-se, agora, à figura 26, descreve-se ainda outro exemplo de um sistema de suporte para a cabeça 2240. O suporte para a cabeça 2240 é preferencialmente curvado de modo que se encaixe a um tamanho padrão de cabeça ou a cabeças de crianças. O suporte para a cabeça 2240 é opcionalmente ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para a cabeça 2242. Além disso, os suportes para a cabeça, como as outras restrições de posicionamento de pacientes, são, de preferência, constituídos por um material semirrígido, tal como uma espuma de baixa ou alta densidade, e tem um revestimento opcional, tal como um plástico ou couro.

[00266] Os elementos do suporte para a cabeça, posicionamento de cabeça, e sistemas de imobilização de cabeça descritos anteriormente são opcionalmente usados separadamente ou em combinação.

[00267] Ainda com referência à figura 26, descreve-se, ainda, um exemplo do suporte para os braços 2250. De preferência, o suporte para os braços tem um elemento de preensão para mão esquerda 2610 e um elemento de preensão para mão direita 2620 usados para alinhar o corpo superior do paciente 1630 através da ação do paciente 1630 que segura os elementos de preensão para as mãos esquerda e direita 2610, 2620 com as mãos do paciente 1634. De preferência, os elementos de preensão para as mãos esquerda e direita 2610, 2620 são conectados ao suporte para os braços 2250 que suporta a massa dos braços do paciente. De preferência, os elementos de preensão

para as mãos esquerda e direita 2610, 2620 são construídos utilizando-se um material semirrígido. Os elementos de preensão para as mãos esquerda e direita 2610, 2620 são opcionalmente moldados às mãos do paciente para auxiliar no alinhamento. Opcionalmente, os elementos de preensão para as mãos esquerda e direita têm eletrodos, conforme descrito anteriormente.

[00268] Descreve-se, ainda, um exemplo do suporte para as costas. De preferência, o suporte para as costas é curvado para suportar as costas do paciente e envolver as laterais do torso do paciente. De preferência, o suporte para as costas tem duas porções semirrígidas, um lado esquerdo e um lado direito. Além disso, o suporte para as costas tem uma extremidade superior e uma extremidade inferior. Uma primeira distância entre as extremidades superiores do lado esquerdo e do lado direito é, de preferência, ajustável para se encaixar à porção superior das costas do paciente. Uma segunda distância entre as extremidades inferiores do lado esquerdo e do lado direito é, de preferência, independentemente ajustável para se encaixar à porção inferior das costas do paciente.

[00269] Descreve-se, ainda, um exemplo do suporte para os joelhos. De preferência, o suporte para os joelhos tem um suporte para o joelho esquerdo e um suporte para o joelho direito que são opcionalmente conectados ou individualmente móveis. Tanto o suporte para o joelho esquerdo como o suporte para o joelho direito são, de preferência, curvados de modo que se encaixem a joelhos com tamanho padrão. O suporte para o joelho esquerdo é opcionalmente ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para o joelho esquerdo e o suporte para o joelho direito é opcionalmente ajustável ao longo de um eixo geométrico de suporte para o joelho direito. Alternativamente, os suportes para os joelhos esquerdo e direito são conectados e móveis ao longo do eixo geométrico de suporte para os joelhos. Tanto o su-

porte para o joelho esquerdo como o suporte para o joelho direito, como outras restrições de posicionamento de pacientes, são preferencialmente constituídos por um material semirrígido, tal como uma espuma de baixa ou alta densidade, tendo um revestimento opcional, tal como um plástico ou couro.

Monitorização da Respiração do Paciente

[00270] De preferência, monitora-se o padrão de respiração do paciente. Quando um indivíduo ou paciente 1630 estiver respirando, muitas partes do corpo se movem em cada respiração. Por exemplo, quando um indivíduo respirar os pulmões se movem assim como as posições relativas dos órgãos no corpo, tais como estômago, rins, fígado, músculos peitorais, pele, coração, e pulmões. Em geral, a maioria ou todas as partes do torso se movem a cada respiração. De fato, os inventores reconheceram que além do movimento do torso a cada respiração, também existem vários movimentos na cabeça e nos membros a cada respiração. Devem-se levar estes movimentos em consideração na administração de uma dosagem de prótons ao corpo já que os prótons são preferencialmente administrados ao tumor e não ao tecido circundante. Portanto, o movimento resulta em uma ambiguidade onde o tumor reside em relação à trajetória do feixe. Com o intuito de superar parcialmente este problema, os prótons são preferencialmente administrados no mesmo ponto em cada um entre uma série de ciclos de respiração.

[00271] Inicialmente, determina-se um padrão rítmico de respiração de um indivíduo. O ciclo é observado ou medido. Por exemplo, um operador de feixe de raios X ou operador de feixes de prótons pode observar quando um indivíduo está respirando ou se encontra entre as respirações e pode calcular o tempo da administração dos prótons a um determinado período de cada respiração. Alternativamente, o indivíduo é ordenado a inalar, exalar, e/ou prender sua respiração e os

prótons são distribuídos durante o período de tempo comandado.

[00272] De preferência, utilizam-se um ou mais sensores para determinar o ciclo de respiração do indivíduo. Proporcionam-se dois exemplos de um sistema de monitorização de respiração: (1) um sistema de monitorização térmica e (2) um sistema de monitorização de força.

[00273] Reportando-se, novamente, à figura 25, proporciona-se um primeiro exemplo do sistema de monitorização térmica de respiração. No sistema de monitorização térmica de respiração, posiciona-se um sensor pelo nariz e/ou boca do paciente. À medida que a mandíbula do paciente é opcionalmente constricta, conforme descrito anteriormente, o sistema de monitorização térmica de respiração é preferencialmente colocado pela via de exalação do nariz do paciente. Com a finalidade de evitar interferências estéricas dos componentes do sistema de sensor térmico na terapia por prótons, o sistema de monitorização térmica de respiração é, de preferência, usado ao se tratar um tumor não localizado na cabeça ou pescoço, tal como ao se tratar um tumor no torso ou nos membros. No sistema de monitorização térmica, um primeiro resistor térmico 2570 é usado para monitorar o ciclo de respiração do paciente e/ou o local no ciclo de respiração do paciente. De preferência, o primeiro resistor térmico 2570 é colocado pelo nariz do paciente, de tal modo que o paciente que exala através de seu nariz sobre o primeiro resistor térmico 2570 aqueça o primeiro resistor térmico 2570 indicando uma exalação. De preferência, um segundo resistor térmico 2560 opera como um sensor de temperatura ambiental. O segundo resistor térmico 2560 é, de preferência, colocado fora da via de exalação do paciente, porém, no mesmo ambiente local do primeiro resistor térmico 2570. O sinal gerado, tal como a corrente proveniente dos resistores térmicos 2570, 2560, é, de preferência, convertido em tensão e comunicado ao controlador principal 110 ou a um subcontro-

lador do controlador principal. De preferência, o segundo resistor térmico 2560 é usado para se ajustar à flutuação de temperatura ambiental que faz parte de um sinal do primeiro resistor térmico 2570, tal como calculando-se uma diferença entre os valores dos resistores térmicos 2570, 2560 de modo a produzir uma leitura mais precisa do ciclo de respiração do paciente.

[00274] Reportando-se novamente à figura 23, proporciona-se um segundo exemplo de um sistema de monitorização. Em um exemplo de um sistema de monitorização de respiração, um sensor é colocado pelo torso. Por exemplo, o medidor de força é fixado, de modo substituível, ao peito do paciente. Com a finalidade de evitar interferências estáticas dos componentes do sistema de sensor de força na terapia por prótons, o sistema de monitorização de respiração é preferencialmente usado ao se tratar um tumor localizado na cabeça, pescoço, ou membros. No sistema de monitorização de força, uma cinta ou faixa 2350 é colocada ao redor de uma área do torso do paciente que se expande e se contrai a cada ciclo de respiração do paciente. De preferência, a cinta 2350 é apertada ao redor do peito do paciente e é flexível. Um medidor de força 2352 é fixado à cinta e capta o padrão de respiração dos pacientes. As forças aplicadas ao medidor de força 2352 se correlacionam aos períodos do ciclo de respiração. Os sinais provenientes do medidor de força 2352 são preferencialmente comunicados ao controlador principal 110 ou a um subcontrolador do controlador principal.

Controle de Respiração

[00275] Em uma modalidade, posiciona-se um paciente e, uma vez que o padrão rítmico do ciclo de respiração do indivíduo for determinado, um sinal é opcionalmente distribuído ao paciente, tal como através do monitor de exibição 2290, com a finalidade de controlar mais precisamente a frequência de respiração. Por exemplo, a tela de exibição

2290 é colocada a frente do paciente e se transmite uma mensagem ou sinal à tela de exibição 2290 ordenando que o indivíduo prenda sua respiração e quando o mesmo deve respirar. Tipicamente, um módulo de controle de respiração usa uma entrada a partir de um ou mais sensores de respiração. Por exemplo, a entrada é usada para determinar quando a próxima exalação deve ser completa. Na parte inferior da respiração, o módulo de controle exibe um sinal para prender a respiração ao indivíduo, tal como em um monitor, através de um comando de voz de sinal oral digitalizado e automaticamente gerado, ou através de um sinal de controle visual. De preferência, um monitor de exibição 2290 é posicionado a frente do indivíduo e o mesmo exibe os comandos de respiração ao indivíduo. Tipicamente, o indivíduo é ordenado a prender sua respiração por um curto período de tempo, tal como cerca de $\frac{1}{2}$, 1, 2, 3, 5, ou 10 segundos. O período de tempo no qual se prende a respiração é, de preferência, sincronizado ao tempo de administração do feixe de prótons ao tumor, que é igual a cerca de $\frac{1}{2}$, 1, 2, ou 3 segundos. Embora a administração dos prótons na parte inferior da respiração seja preferencial, os prótons são opcionalmente administrados em qualquer ponto no ciclo de respiração, tal como mediante uma inalação completa. A administração na parte superior da respiração ou quando o paciente for ordenado a inalar profundamente e prender sua respiração pelo módulo de controle de respiração é opcionalmente realizada, na parte superior da respiração, onde a cavidade peitoral fica maior e, para alguns tumores, a distância entre o tumor e o tecido circundante é maximizada ou o tecido circundante é debilitado como resultado do volume aumentado. Portanto, os prótons que se chocam contra o tecido circundante são minimizados. Opcionalmente, a tela de exibição diz ao indivíduo quando o mesmo for ordenado a prender sua respiração, tal como em uma contagem regressiva de 3, 2, 1 segundos de tal modo que o indivíduo esteja a par da tarefa

que ele será ordenado a realizar.

Sincronização da Terapia por Feixes de Prótons com a Respiração

[00276] Em uma modalidade, a terapia por partículas carregadas e, de preferência, a terapia por prótons em múltiplos campos são coordenadas e sincronizadas com a respiração do paciente através do uso dos sensores de retroalimentação de respiração, descritos anteriormente, usados para monitorar e/ou controlar a respiração do paciente. De preferência, a terapia por partículas carregadas é realizada em um paciente em uma posição parcialmente imobilizada e reposicionável e a administração de prótons ao tumor 1620 é sincronizada com a respiração do paciente através do controle de métodos e aparelhos de injeção, aceleração, extração e/ou direcionamento de feixes de partículas carregadas. A sincronização aumenta a precisão de administração de prótons removendo-se a ambiguidade devido ao movimento relativo dos constituintes do corpo durante o ciclo de respiração de um paciente.

[00277] Em uma segunda modalidade, utiliza-se um sistema de raios X para proporcionar imagens de raios X de um paciente na mesma orientação conforme observado por um feixe de terapia por prótons e tanto o sistema de raios X como o feixe de terapia por prótons são sincronizados com a respiração do paciente. De preferência, o sistema sincronizado é usado em conjunto com a fonte de feixes de íons negativos, síncrotron, e/ou método e aparelho de direcionamento para proporcionar um raio X sincronizado com a respiração do paciente onde o raio X é imediatamente coletado antes e/ou simultaneamente à irradiação de terapia por feixes de partículas para garantir uma distribuição almejada e controlada de energia em relação a uma posição de pacientes resultando em um tratamento eficiente, exato e/ou preciso de um tumor cancerígeno sólido com minimização de danos a tecidos saudáveis circundantes em um paciente que utiliza o sistema de verificação

de posição de feixes de prótons.

[00278] Utiliza-se um algoritmo de controle de administração de prótons para sincronizar a administração de prótons ao tumor dentro de um período determinado de cada respiração, tal como na parte superior de uma respiração, na parte inferior de uma respiração, e/ou quando o indivíduo estiver prendendo sua respiração. O algoritmo de controle de distribuição de prótons é, de preferência, integrado ao módulo de controle de respiração. Portanto, o algoritmo de controle de administração de prótons sabe quando o indivíduo está respirando, onde no ciclo de respiração o indivíduo se encontra, e/ou quando o indivíduo estiver prendendo a respiração. O algoritmo de controle de administração de prótons controla quando os prótons são injetados e/ou inflexionados no síncrotron, quando um sinal de RF for aplicado para induzir uma oscilação, conforme descrito anteriormente, e quando uma tensão DC for aplicada para extrair os prótons a partir do síncrotron, conforme descrito anteriormente. Tipicamente, o algoritmo de controle de administração de prótons inicia uma inflexão de prótons e uma oscilação induzida por RF subsequente antes de o indivíduo ser ordenado a prender a respiração ou antes do período identificado do ciclo de respiração selecionado durante um tempo de administração de prótons. Desta maneira, o algoritmo de controle de administração de prótons distribui prótons em um período selecionado do ciclo de respiração. O algoritmo de controle de administração de prótons é opcionalmente ajustado a um sinal AC RF que se adapta ao ciclo de respiração ou ao ciclo de respiração direcionado do indivíduo.

[00279] Os elementos de terapia por partículas carregadas descritos anteriormente são combinados em combinações e/ou permutações no desenvolvimento e implementação de um plano de tratamento de tumores, descrito a seguir.

Reposicionamento de Pacientes Controlado por Computador

[00280] Um ou mais entre os componentes de unidade de posicionamento de pacientes e/ou uma ou mais entre as restrições de posicionamento de pacientes se encontram preferencialmente sob controle computacional. Por exemplo, o computador grava ou controla a posição dos elementos de posicionamento de pacientes 2215, tal como através da gravação de uma série de posições de motor conectadas a unidades que movem os elementos de posicionamento de pacientes 2215. Por exemplo, o paciente é inicialmente posicionado e constricto pelas restrições de posicionamento de pacientes 2215. A posição de cada uma das restrições de posicionamento de pacientes é gravada e salva pelo controlador principal 110, por um subcontrolador do controlador principal 110, ou por um controlador computacional separado. Então, os sistemas de formação de imagens são usados para localizar o tumor 1620 no paciente 1630 enquanto o paciente estiver em uma posição controlada de tratamento final. De preferência, quando o paciente estiver na posição controlada, realiza-se uma formação de imagens em múltiplos campos, conforme descrito no presente documento. O sistema de formação de imagens 170 inclui um ou mais entre: MRI's, raios X, CT's, tomografia de feixe de prótons, e similares. Opcionalmente, o tempo passa neste ponto enquanto as imagens provenientes do sistema de formação de imagens 170 são analisadas e um plano de tratamento de terapia por prótons é desenvolvido. Opcionalmente, o paciente sai do sistema de restrição durante este período de tempo, que pode ser minutos, horas, ou dias. Mediante, e preferencialmente após, o retorno do paciente e da colocação inicial do paciente na unidade de posicionamento de pacientes, o computador retorna as restrições de posicionamento de pacientes às posições gravadas. Este sistema permite um rápido reposicionamento do paciente à posição usada durante a formação de imagens e o desenvolvimento do plano de tratamento de irradiação por partículas carregadas em múltiplos

campos, que minimiza o tempo de configuração de posicionamento do paciente e maximiza o tempo no qual o sistema de feixe de partículas carregadas 100 é usado para tratamento contra câncer.

Posicionamento e Imobilização de Reprodução de Pacientes

[00281] Em uma modalidade, utilizando-se um sistema de posicionamento e imobilização de pacientes, uma região do paciente 1630 ao redor do tumor 1620 é posicionada e imobilizada, de modo reproduzível, tal como através do sistema motorizado de posicionamento por translação e rotação de pacientes 1610 e/ou através das restrições de posicionamento de pacientes 2215. Por exemplo, um dos sistemas de posicionamento descritos anteriormente, tal como (1) o sistema de imobilização parcial em posição semivertical 2200; (2) o sistema de imobilização parcial em posição sentada 2300; ou (3) o sistema de posicionamento em posição deitada 2400 é usado em combinação com o sistema de translação e rotação de pacientes 1610 para posicionar o tumor 1620 do paciente 1630 em relação à trajetória de feixes de prótons 268. De preferência, o sistema de posicionamento e imobilização controla a posição do tumor 1620 em relação à trajetória de feixes de prótons 268, imobiliza a posição do tumor 1620, e facilita o reposicionamento do tumor 1620 em relação à trajetória de feixes de prótons 268 após o paciente 1630 se mover afastando-se da trajetória de feixes de prótons 268, tal como durante o desenvolvimento de um plano de tratamento por irradiação.

[00282] De preferência, o tumor 1620 do paciente 1630 é posicionado em termos de um local em 3-D e em termos de atitude de orientação. No presente documento, o local em 3-D é definido em termos dos eixos geométricos x, y, e z e a atitude de orientação é o estado de inclinação, direção, e rolamento. O rolamento é a rotação de um plano ao redor do eixo geométrico z, a inclinação é a rotação de um plano ao redor do eixo geométrico x, e a direção é a rotação de um plano ao

redor do eixo geométrico y. A inclinação é usada para descrever tanto o rolamento como a inclinação. De preferência, o sistema de posicionamento e imobilização controla o local do tumor 1620 em relação à trajetória de feixes de prótons 268 em termos de pelo menos três e, de preferência, em termos de quatro, cinco, ou seis entre: inclinação, direção, rolamento, local do eixo geométrico x, local do eixo geométrico y, e local do eixo geométrico z.

Cadeira

[00283] O sistema de posicionamento e imobilização de pacientes é adicionalmente descrito utilizando-se um exemplo de posicionamento de cadeira. Por motivos de clareza, descreve-se um caso de posicionamento e imobilização de um tumor em um ombro utilizando-se o posicionamento de cadeira. A utilização do sistema de imobilização em posição semivertical 2200, o paciente é genericamente posicionado utilizando-se o suporte para assento 2220, o suporte para os joelhos 2260, e/ou o suporte para os pés 2270. Com o intuito de posicionar o ombro, um motor no suporte para as costas 2230 empurra contra o torso do paciente. Os motores adicionais de suporte para os braços 2250 alinham o braço, tal como empurrando-o com uma primeira força em uma direção contra o cotovelo do paciente e o punho do paciente é posicionado utilizando-se uma segunda força em uma direção contrária. Isto restringe o movimento do braço, ajudando a posicionar o ombro. Opcionalmente, o suporte para a cabeça é posicionado para restringir adicionalmente o movimento do ombro aplicando-se tensão ao pescoço. Combinadas, as restrições de posicionamento de pacientes 2215 controlam a posição do tumor 1620 do paciente 1630 em pelo menos três dimensões e, de preferência, controlam a posição do tumor 1620 em termos de movimentos de direção, rolamento, e inclinação assim como em termos de posição dos eixos geométricos x, y, e z. Por exemplo, as restrições de posicionamento de pacientes posicionam o

tumor 1620 e restringem o movimento do tumor, tal como evitando-se quedas do paciente. Opcionalmente, os sensores em uma ou mais restrições de posicionamento de pacientes 2215 gravam uma força aplicada. Em um caso, o suporte para assento capta o peso e aplica uma força para suportar uma fração do peso do paciente, tal como cerca de 50, 60, 70, ou 80 por cento do peso do paciente. Em um segundo caso, grava-se uma força aplicada a pescoço, ao braço, e/ou à perna.

[00284] Em geral, o sistema de posicionamento e imobilização de pacientes remove os graus de liberdade de movimento do paciente 1630 para posicionar e controlar exata e precisamente a posição do tumor 1620 em relação à trajetória de feixes de raios X, à trajetória de feixes de prótons 268, e/ou a uma trajetória de feixes de formação de imagens. Além disso, uma vez que os graus de liberdade forem removidos, as posições de motor para cada uma das restrições de posicionamento de pacientes são gravadas e comunicadas digitalmente ao controlador principal 110. Uma vez que o paciente se mover a partir do sistema de imobilização, tal como quando o plano de tratamento por irradiação for gerado, o paciente 1630 deve ser precisamente reposicionado antes de o plano de irradiação ser implementado. Objetivando realizar isto, o paciente 1630 se senta, em geral, no dispositivo de posicionamento, tal como na cadeira, e o controlador principal envia os sinais de posição de motor e, opcionalmente, as forças aplicadas de volta aos motores que controlam cada uma das restrições de posicionamento de pacientes 2215 e cada uma das restrições de posicionamento de pacientes 2215 é automaticamente movida de volta a suas respectivas posições gravadas. Portanto, o reposicionamento e a re-imobilização do paciente 1630 são realizadas a partir de um momento de sentar até uma posição completamente controlada em menos de 10, 30, 60, ou 120 segundos.

[00285] Utilizando-se o sistema de posicionamento de pacientes controlado e automatizado por computador, o paciente é reposicionado no sistema de sistema de posicionamento e imobilização utilizando-se as posições de motor da restrição de posicionamento de pacientes 2215; o paciente 1630 é transladado e girado utilizando-se o sistema de translação e rotação de pacientes 1620 em relação ao feixe de prótons 268; e o feixe de prótons 268 é varrido a sua posição momentânea de feixe 269 pelo controlador principal 110, que segue o plano de tratamento gerado por irradiação.

[00286] Muito embora a invenção tenha sido descrita no presente documento com referência a determinadas modalidades preferenciais, um indivíduo versado na técnica avaliará prontamente que outras aplicações podem ser substituídas por aquelas aqui apresentadas sem que se divirja do espírito e escopo da presente invenção.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho para geração de um feixe de íons negativos para uso em uma terapia por radiação de partículas carregadas, **caracterizado pelo fato de** que compreende:

uma fonte de íons negativos que compreende:

um material magnético; e

uma câmara de plasma de alta temperatura que abrange substancialmente o dito material magnético;

em que a dita câmara de plasma de alta temperatura compreende: um primeiro eletrodo de geração de íons em uma primeira extremidade da dita câmara de plasma de alta temperatura, um segundo eletrodo de geração de íons em uma segunda extremidade da dita câmara de plasma de alta temperatura, e uma parede externa de transmissão do campo magnético;

em que a aplicação de um primeiro pulso de alta tensão ao longo do dito primeiro eletrodo de geração de íons e do dito segundo eletrodo de geração de íons quebra a molécula de hidrogênio na dita câmara de plasma de alta temperatura em partes componentes;

em que o dito material magnético produz um laço de campo magnético que se desloca através do dito primeiro eletrodo de geração de íons, através da dita parede externa de transmissão do campo magnético, através do dito segundo eletrodo de geração de íons, ao longo de uma lacuna, e através do dito material magnético;

em que o dito laço de campo magnético produz uma barreira magnética ao longo da dita lacuna entre a dita câmara de plasma de alta temperatura e uma região de plasma de baixa temperatura, em que a dita barreira magnética passa um subsistema das ditas partes componentes;

em que os elétrons de baixa energia interagem com hidrogênio atômico para criar ânions de hidrogênio na dita região de plasma

de baixa temperatura;

em que a aplicação de um segundo pulso de alta tensão ao longo do dito segundo eletrodo de geração de íons e um terceiro eletrodo de geração de íons extrai os íons negativos a partir da dita fonte de íons negativos em um feixe de íons negativos.

2. Aparelho, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de** que o dito primeiro pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos quatro quilovolts durante um período de pelo menos quinze microssegundos.

3. Aparelho, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado pelo fato de** que o dito segundo pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos vinte quilovolts durante um período que sobrepe os últimos cinco microssegundos do dito primeiro pulso de alta tensão.

4. Aparelho, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizado pelo fato de** que o dito segundo pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos vinte quilovolts durante um período que sobrepe pelo menos três microssegundos do dito primeiro pulso de alta tensão.

5. Aparelho, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de** que compreende, ainda, um sistema de focalização de feixes de íons negativos, que compreende:

um primeiro eletrodo de focalização que circunda, de modo circunferencial, os feixes de íons negativos;

um segundo eletrodo de focalização que compreende trajetórias condutivas que bloqueiam pelo menos parcialmente os feixes de íons negativos;

em que as linhas de campo elétrico se deslocam entre o dito primeiro eletrodo de focalização e o dito segundo eletrodo de focalização,

em que os íons negativos nos feixes de íons negativos encontram vetores de força que se deslocam até as ditas primeiras linhas de campo elétrico que focalizam os feixes de íons negativos.

6. Aparelho, de acordo com a reivindicação 5, **caracterizado pelo fato de** que o dito primeiro eletrodo de focalização compreende uma carga negativa, em que o dito segundo eletrodo de focalização compreende uma carga positiva.

7. Aparelho, de acordo com a reivindicação 6, **caracterizado pelo fato de** que as ditas trajetórias condutivas compreendem qualquer um entre:

uma série de linhas condutivas que se deslocam substancialmente em paralelo ao longo dos feixes de íons negativos;

uma grade condutiva que cruza os feixes de íons negativos;

e

uma folha que cruza os feixes de íons negativos, em que a dita folha tem orifícios com áreas combinadas de pelo menos noventa por cento da área em corte transversal dos feixes de íons negativos.

8. Aparelho, de acordo com a reivindicação 7, **caracterizado pelo fato de** que as ditas trajetórias condutivas bloqueiam menos de dez por cento da área de corte transversal dos feixes de íons negativos.

9. Aparelho, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de** que compreende, ainda:

um síncrotron, que compreende:

quatro seções de inflexão, em que cada uma das ditas seções de inflexão gira o dito feixe de partículas carregadas em cerca de noventa graus;

em que o feixe de íons negativos é convertido em um feixe de prótons;

em que o feixe de prótons é injetado no dito síncrotron;

em que o dito síncrotron não compreende ímãs quadripolares em torno de uma trajetória de circulação do dito feixe de partículas carregadas no dito síncrotron.

10. Método para geração de um feixe de íons negativos para uso com terapia por radiação de partículas carregadas, **caracterizado pelo fato de** que compreende as etapas de:

proporcionar um material magnético;

proporcionar uma câmara de plasma de alta temperatura que abrange substancialmente o dito material magnético, em que a dita câmara de plasma em alta temperatura compreende: um primeiro eletrodo de geração de íons em uma primeira extremidade da dita câmara de plasma de alta temperatura, um segundo eletrodo de geração de íons em uma segunda extremidade da dita câmara de plasma de alta temperatura, e uma parede externa de transmissão do campo magnético que circunda, de modo circunferencial, a dita câmara de plasma de alta temperatura;

aplicar um primeiro pulso de alta tensão ao longo do dito primeiro eletrodo de geração de íons e do dito segundo eletrodo de geração de íons quebrando a molécula de hidrogênio na dita câmara de plasma de alta temperatura em partes componentes;

em que o dito material magnético produz um laço de campo magnético que se desloca através do dito primeiro eletrodo de geração de íons, através da dita parede externa de transmissão do campo magnético, através do dito segundo eletrodo de geração de íons, ao longo de uma lacuna, e através do dito material magnético;

em que o dito laço de campo magnético produz uma barreira magnética ao longo da dita lacuna entre a dita câmara de plasma de alta temperatura e uma região de plasma de baixa temperatura, em que a dita barreira magnética passa um subsistema das ditas partes componentes;

em que os elétrons de baixa energia interagem com hidrogênio atômico de modo a criar ânions de hidrogênio na dita região de plasma de baixa temperatura; e

aplicar um segundo pulso de alta tensão ao longo do dito segundo eletrodo de geração de íons e um terceiro eletrodo de geração de íons, em que o dito segundo pulso de alta tensão extrai os íons negativos a partir da dita fonte de íons negativos em um feixe de íons negativos.

11. Método, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado pelo fato de** que o dito primeiro pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos quatro quilovolts durante um período de pelo menos quinze microssegundos.

12. Método, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado pelo fato de** que o dito segundo pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos vinte quilovolts durante um período que sobrepõe os últimos cinco microssegundos do dito primeiro pulso de alta tensão.

13. Método, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado pelo fato de** que o dito pulso de alta tensão compreende um pulso de pelo menos vinte quilovolts durante um período que sobrepõe pelo menos três microssegundos do dito primeiro pulso de alta tensão.

14. Método, de acordo com a reivindicação 10, **caracterizado pelo fato de** que compreende, ainda, as etapas de:

proporcionar um primeiro eletrodo de focalização que circunda, de modo circunferencial, os feixes de íons negativos;

proporcionar um segundo eletrodo de focalização, em que o dito segundo eletrodo de focalização compreende trajetórias condutivas que bloqueiam pelo menos parcialmente os feixes de íons negativos;

aplicar um campo elétrico ao longo do dito primeiro eletrodo

de focalização e do dito segundo eletrodo de focalização, em que as linhas do campo elétrico se deslocam entre o dito primeiro eletrodo de focalização e o dito segundo eletrodo de focalização,

em que os feixes de íons negativos encontram vetores de força que se deslocam até as linhas de campo elétrico que focalizam os feixes de íons negativos.

15. Método, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizado pelo fato de** que o dito primeiro eletrodo de focalização compreende uma carga negativa, em que o dito segundo eletrodo de focalização compreende uma carga positiva.

16. Método, de acordo com a reivindicação 15, **caracterizado pelo fato de** que as ditas trajetórias condutivas compreendem qualquer um entre:

uma série de linhas condutivas que se deslocam substancialmente em paralelo ao longo dos feixes de íons negativos;

uma grade condutiva que cruza os feixes de íons negativos;

e

uma folha que cruza os feixes de íons negativos, em que a dita folha tem orifícios com áreas combinadas de pelo menos noventa por cento da área em corte transversal dos feixes de íons negativos.

17. Método, de acordo com a reivindicação 16, **caracterizado pelo fato de** que as ditas trajetórias condutivas bloqueiam menos de dez por cento da área em corte transversal dos feixes de íons negativos.

18. Método, de acordo com a reivindicação 17, **caracterizado pelo fato de** que compreende, ainda, as etapas de:

proporcionar um síncrotron;

converter os feixes de íons negativos em um feixe de prótons em uma folha; e

injetar o feixe de prótons no dito síncrotron;

em que o dito síncrotron compreende quatro seções de inflexão, em que cada uma das ditas seções de inflexão gira o feixe de partículas carregadas em cerca de noventa graus;

em que o dito síncrotron não compreende ímãs quadripolares em torno de uma trajetória de circulação do dito feixe de partículas carregadas no dito síncrotron.

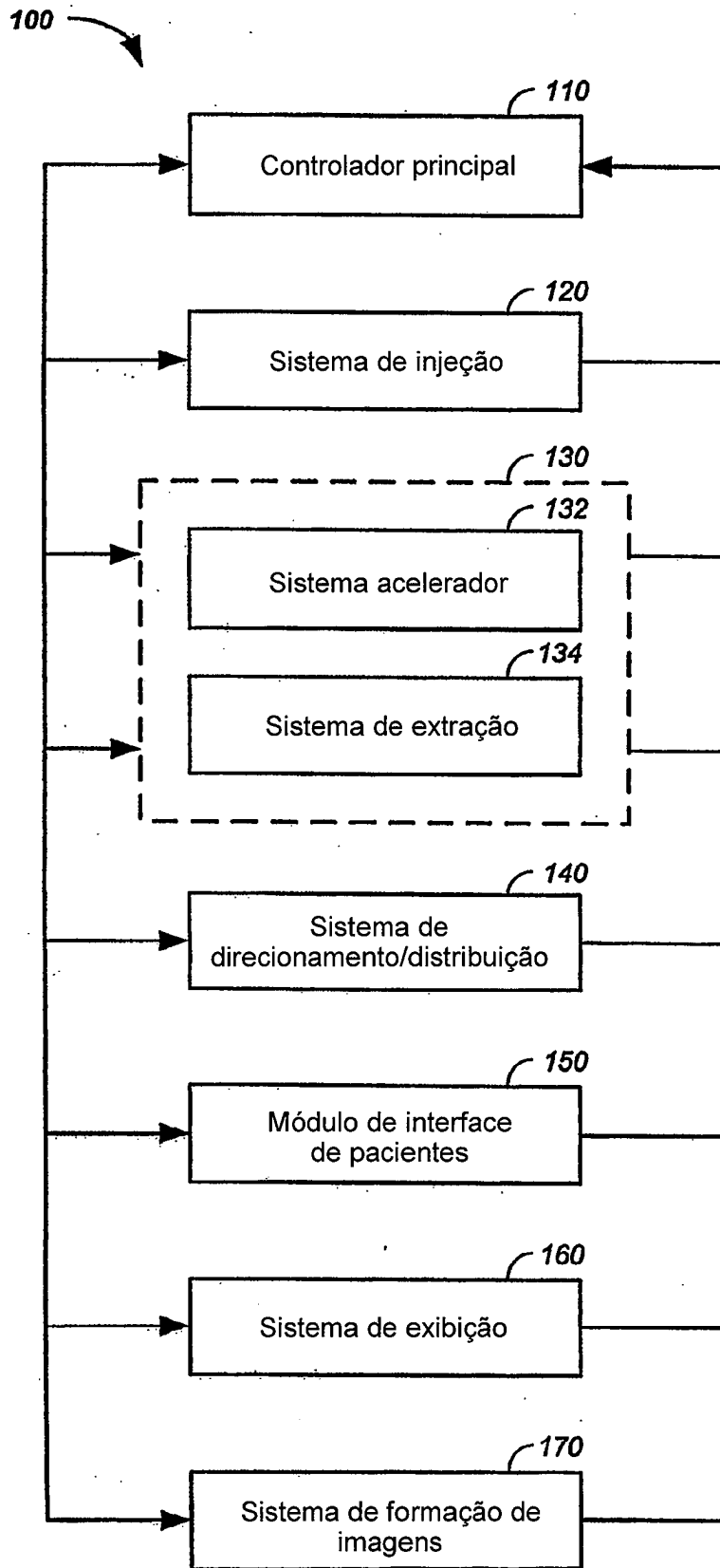


FIG. 1

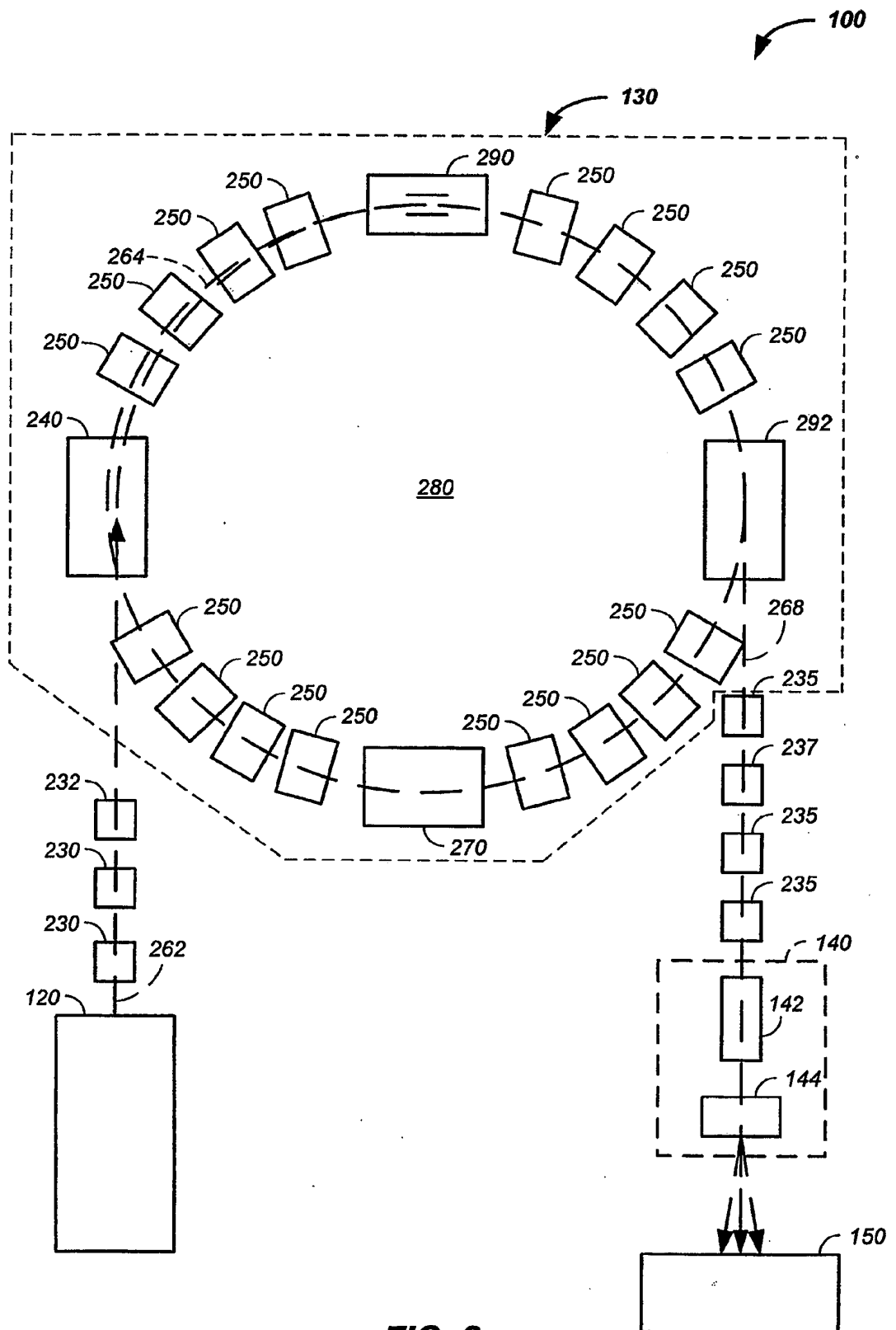
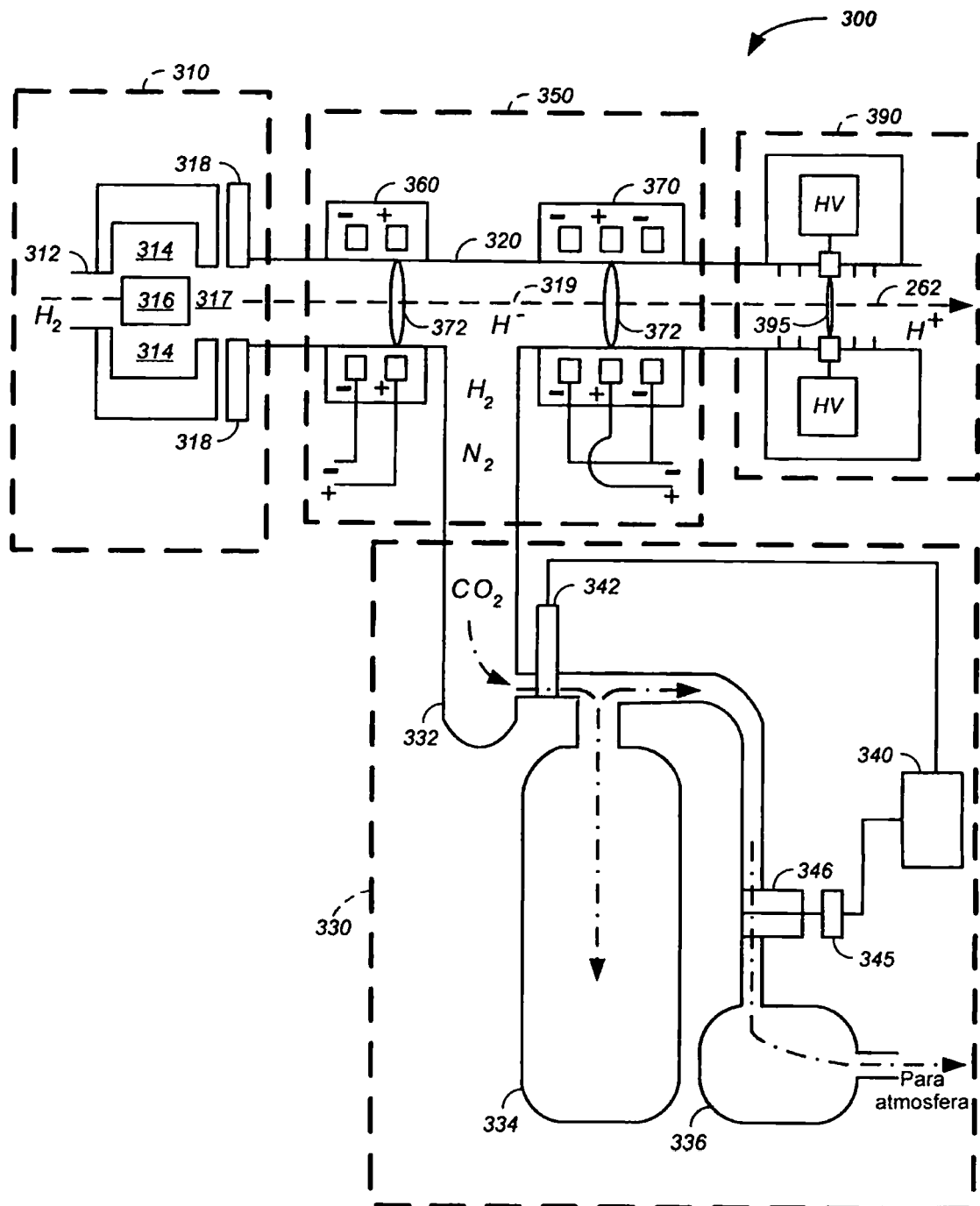
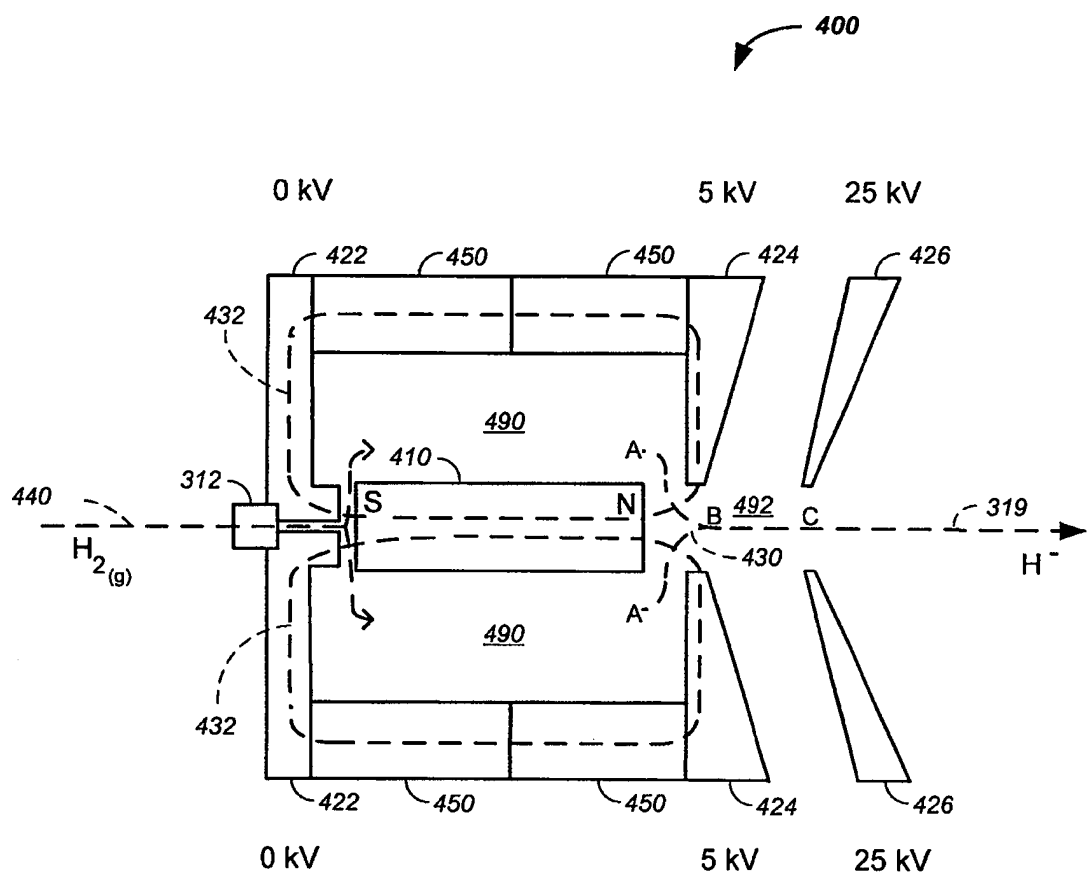


FIG. 2



**FIG. 4**

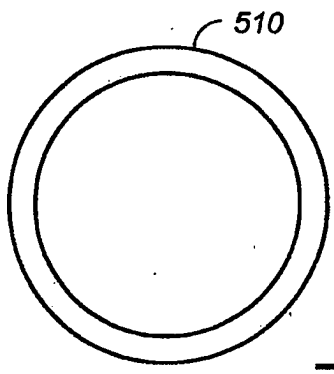


FIG. 6A

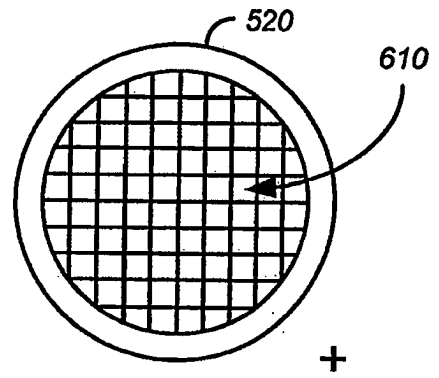


FIG. 6B

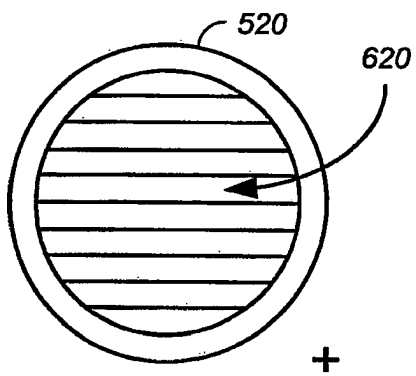


FIG. 6C

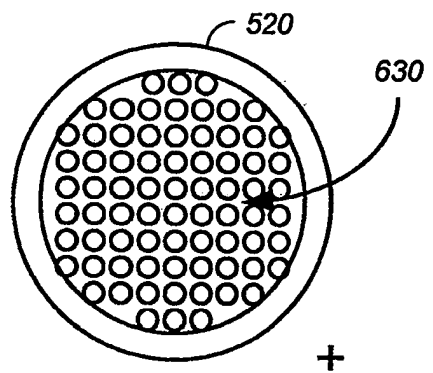


FIG. 6D

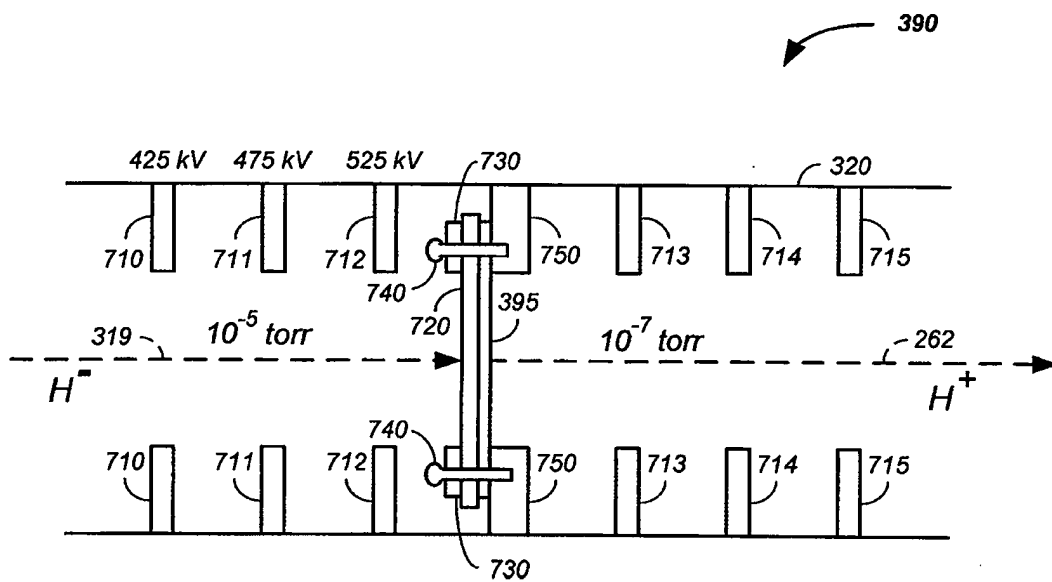


FIG. 7A

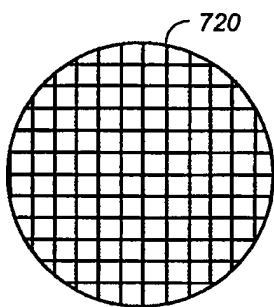


FIG. 7B

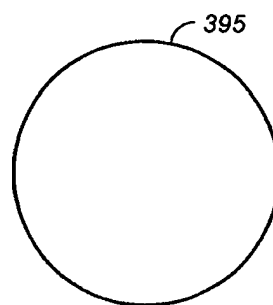
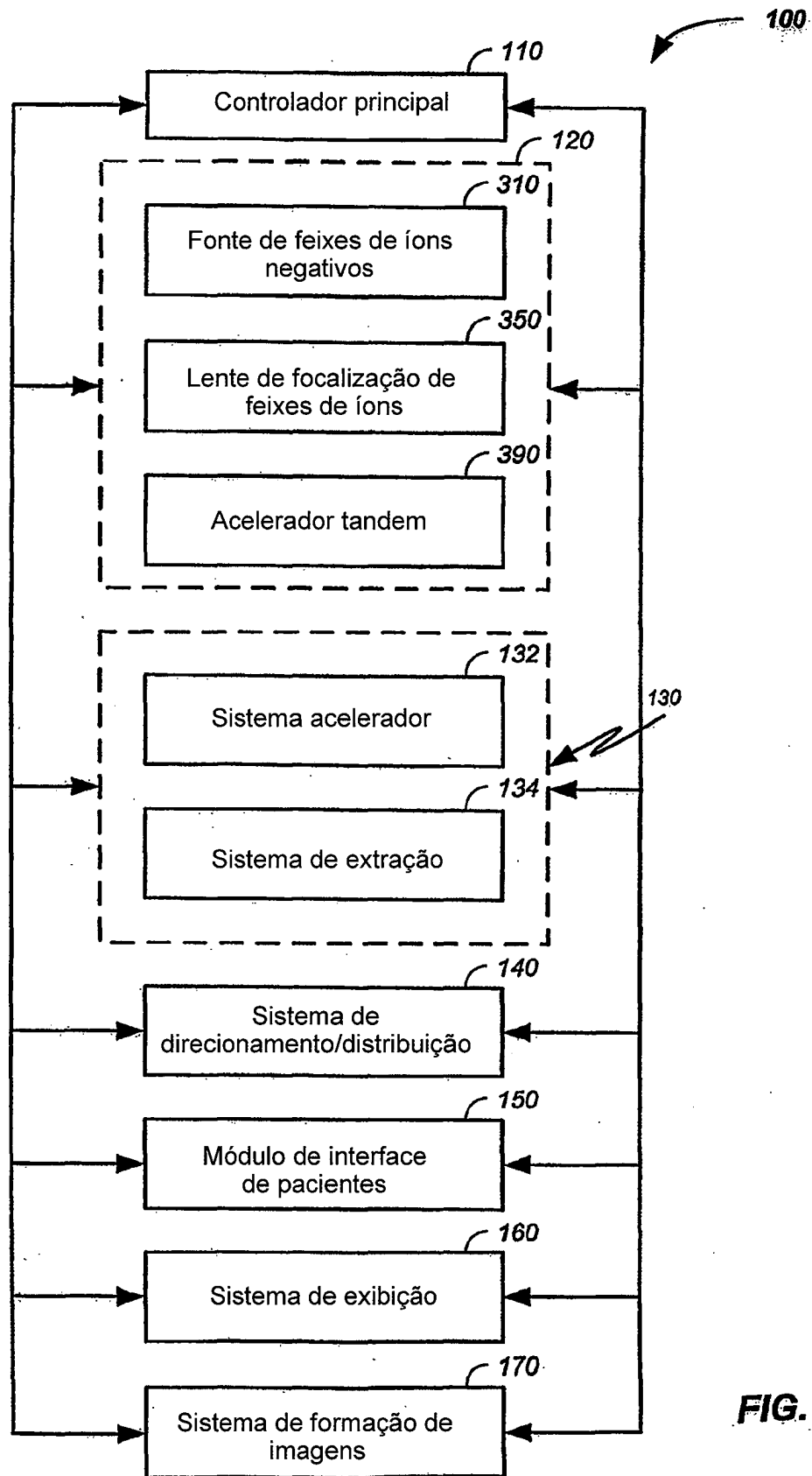
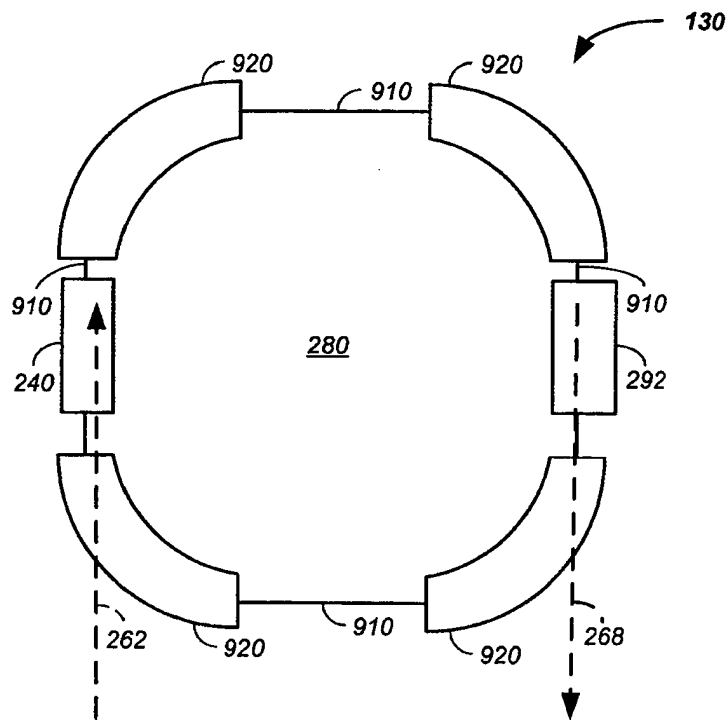
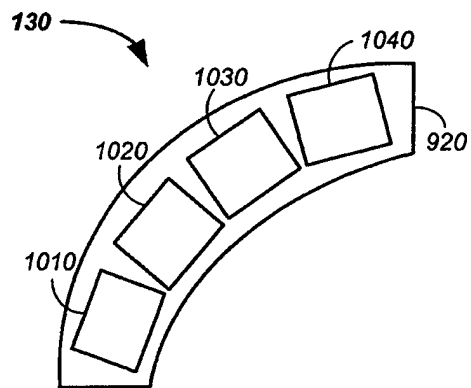


FIG. 7C

**FIG. 8**

9/24



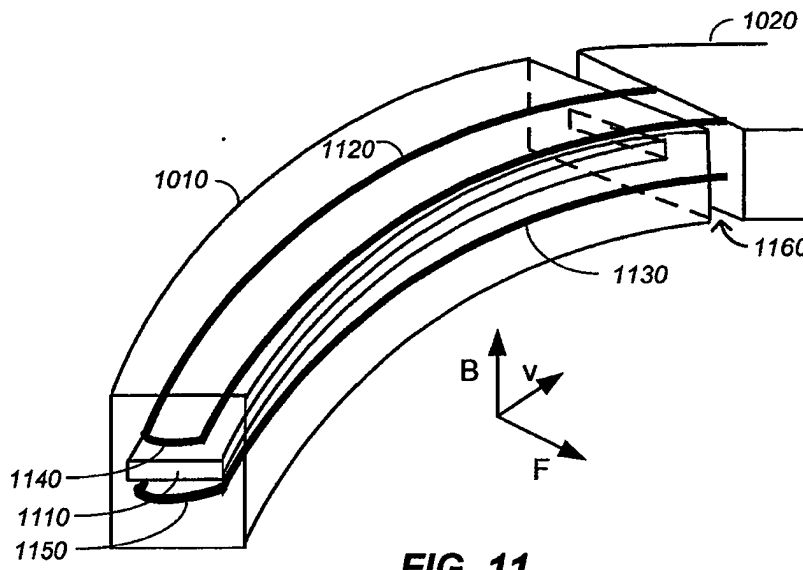


FIG. 11

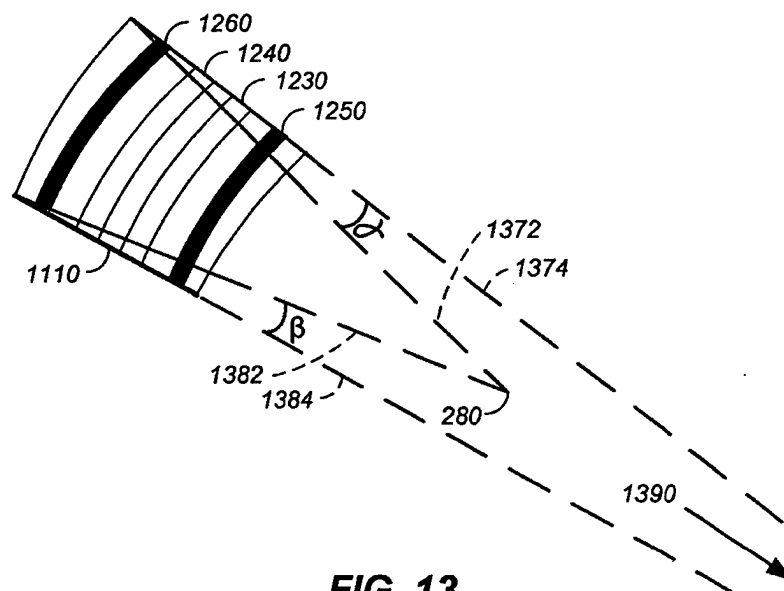
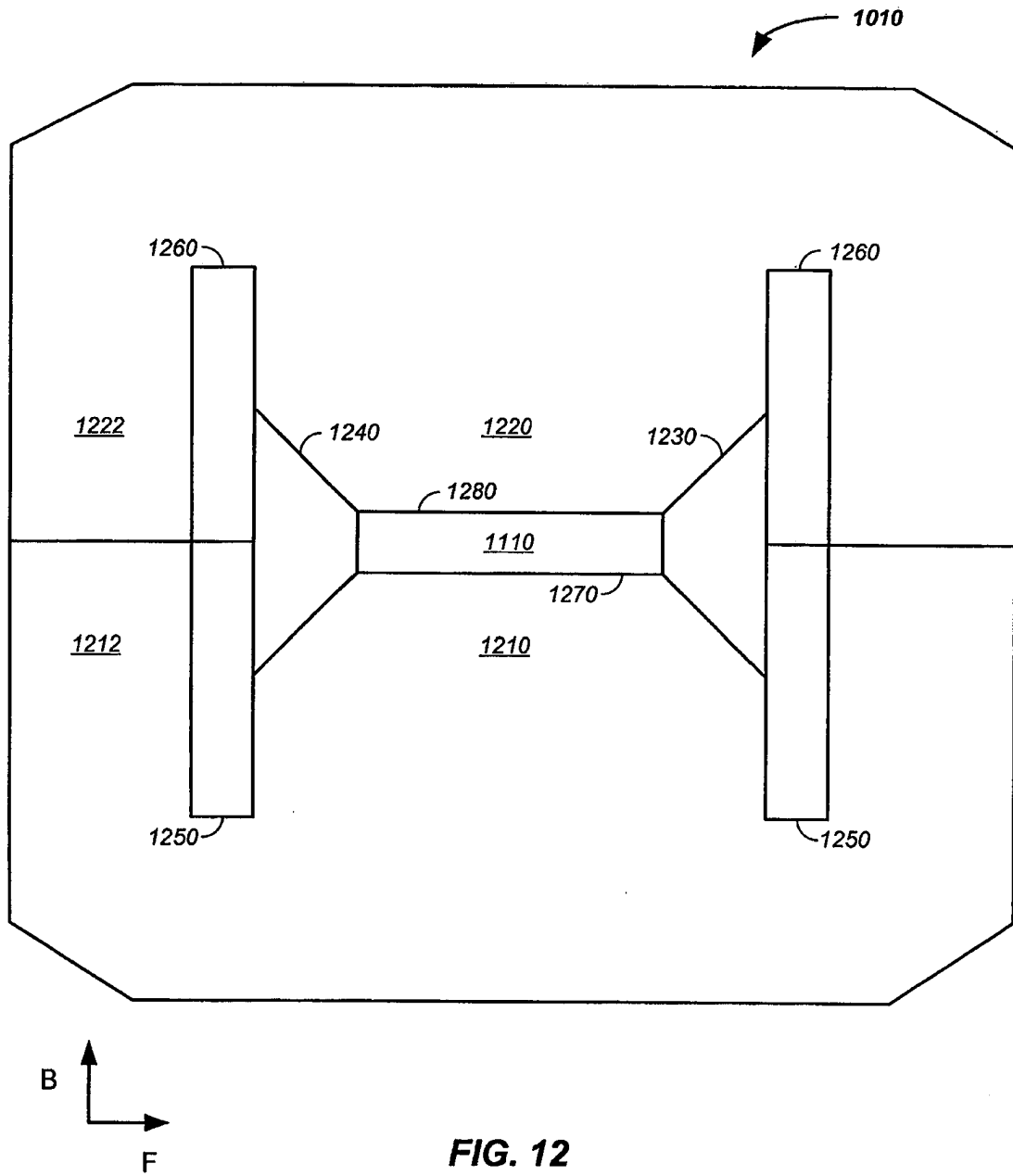


FIG. 13

11/24



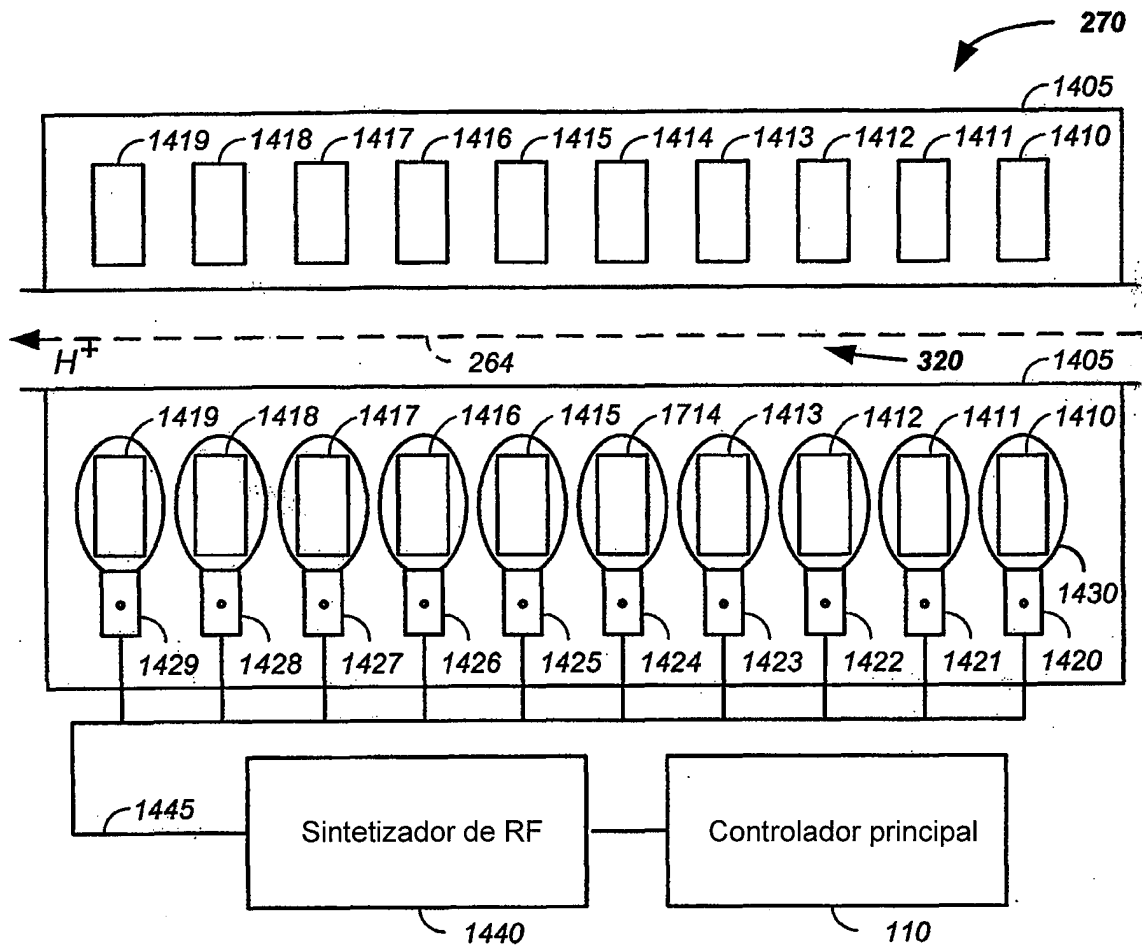


FIG. 14A

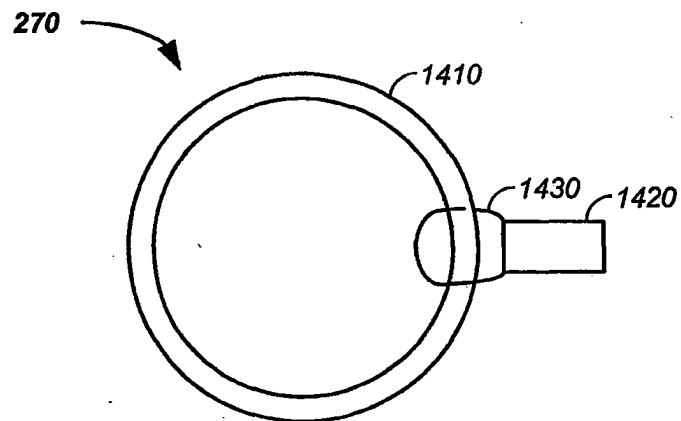
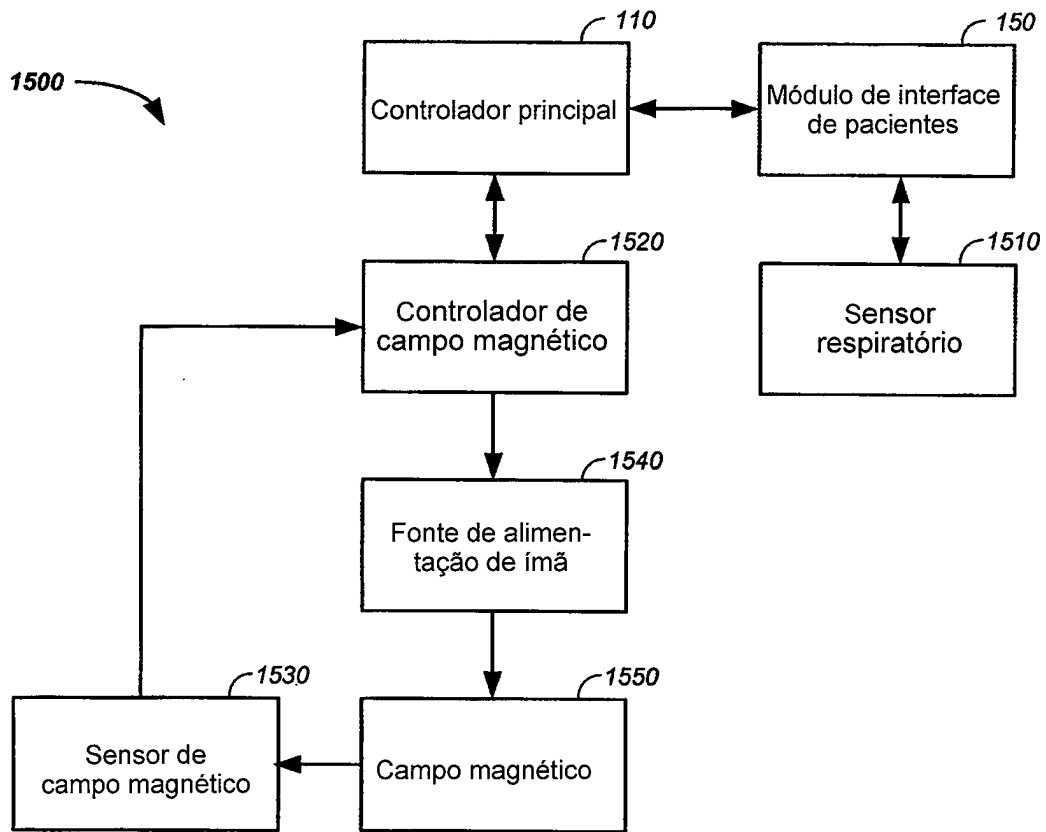


FIG. 14B

**FIG. 15**

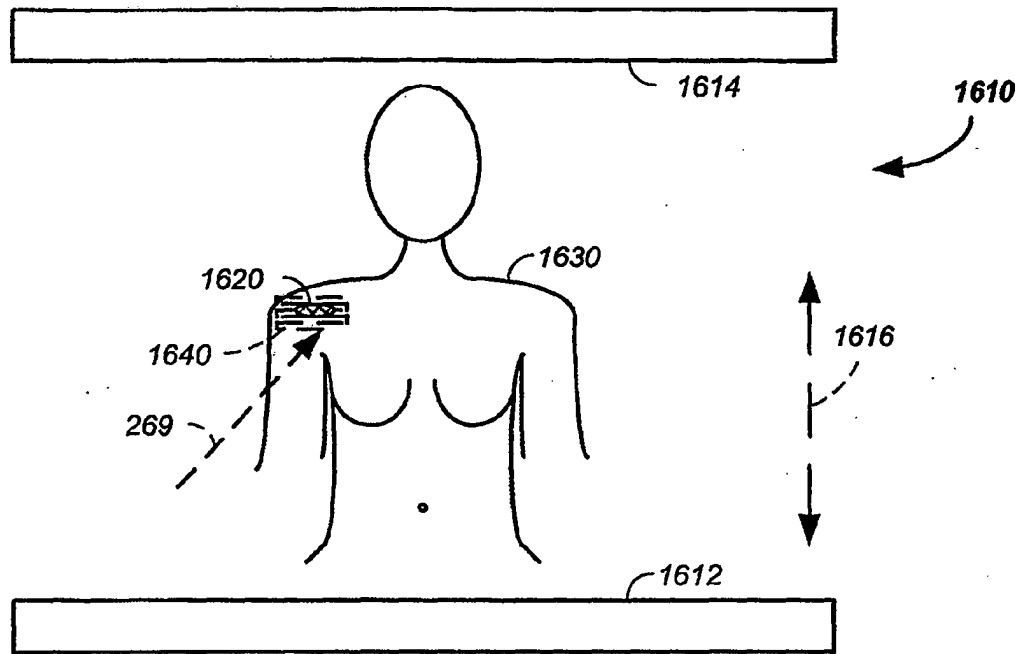


FIG. 16A

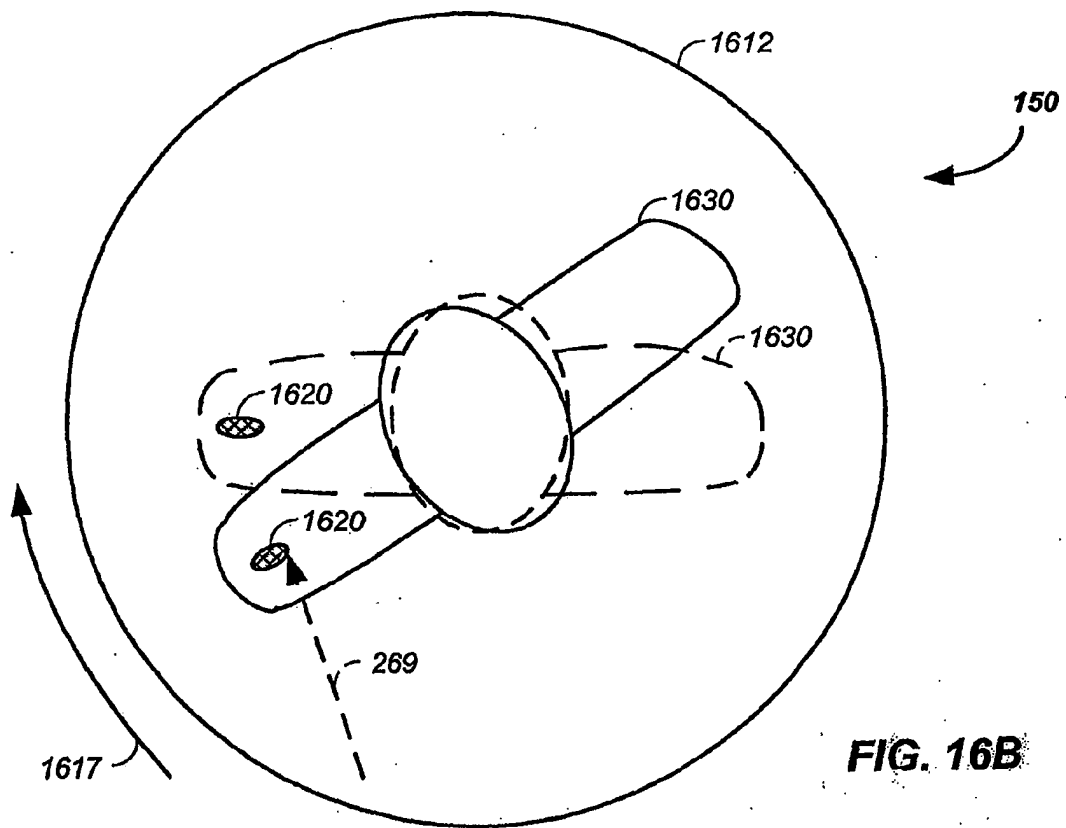
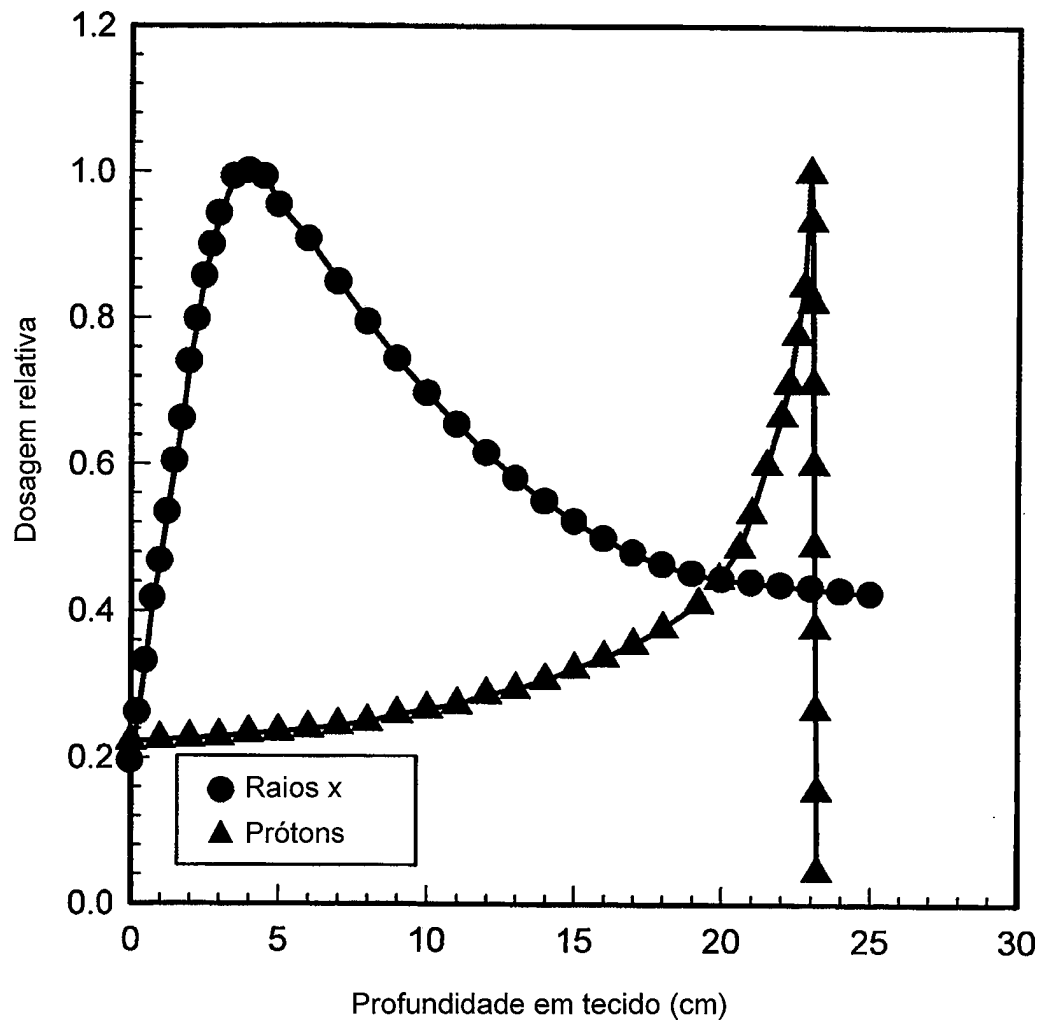


FIG. 16B

**FIG. 17**

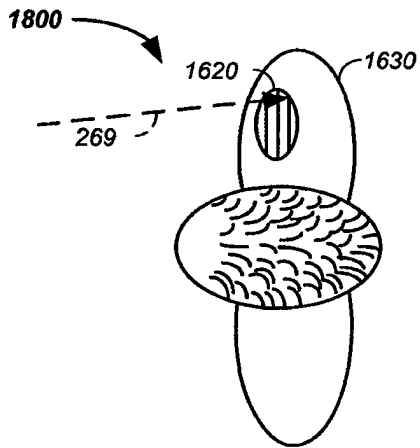


FIG. 18A

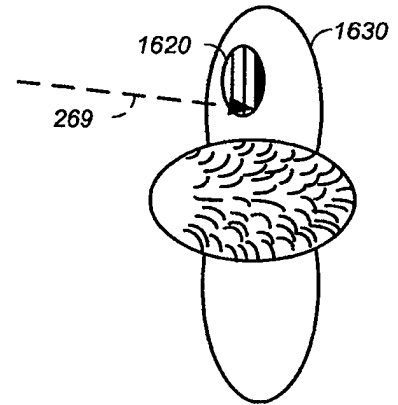


FIG. 18B

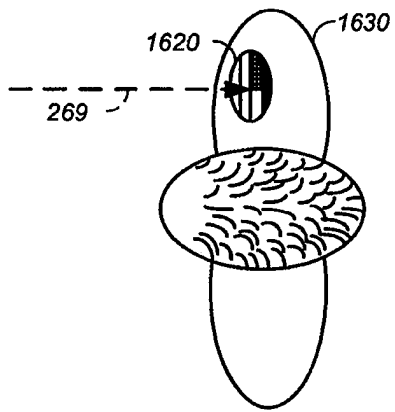


FIG. 18B

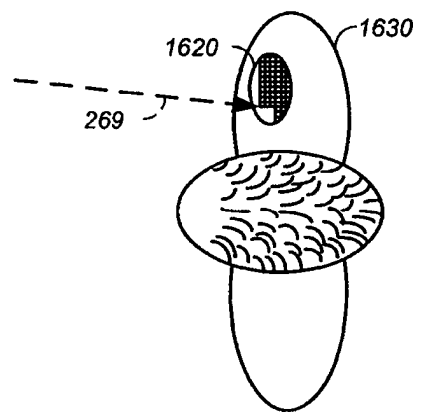


FIG. 18D

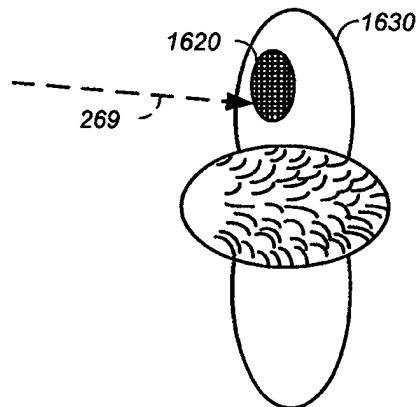


FIG. 18E

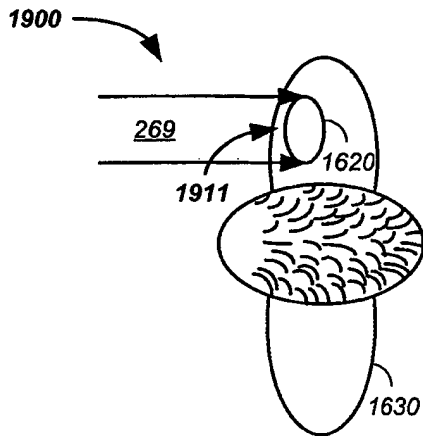


FIG. 19A

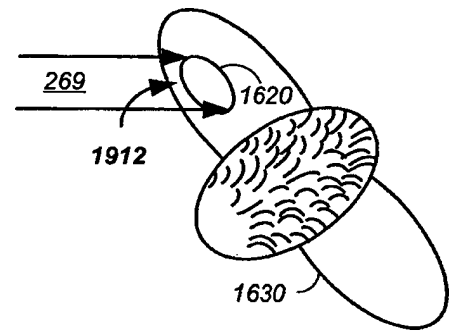


FIG. 19B

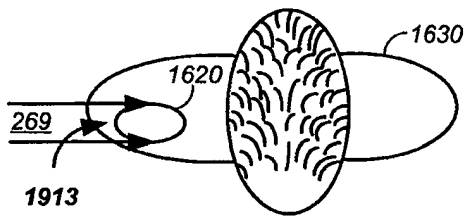


FIG. 19C

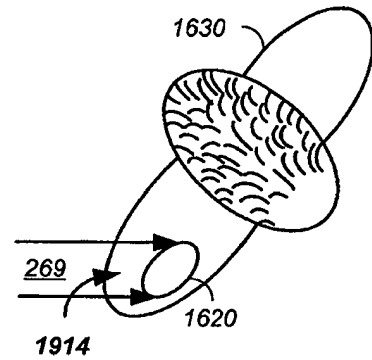


FIG. 19D

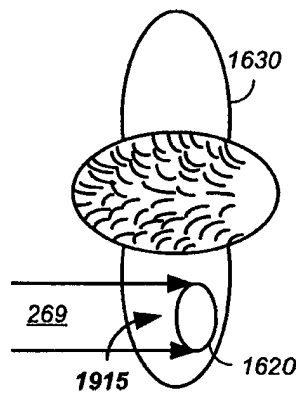
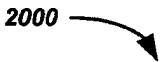
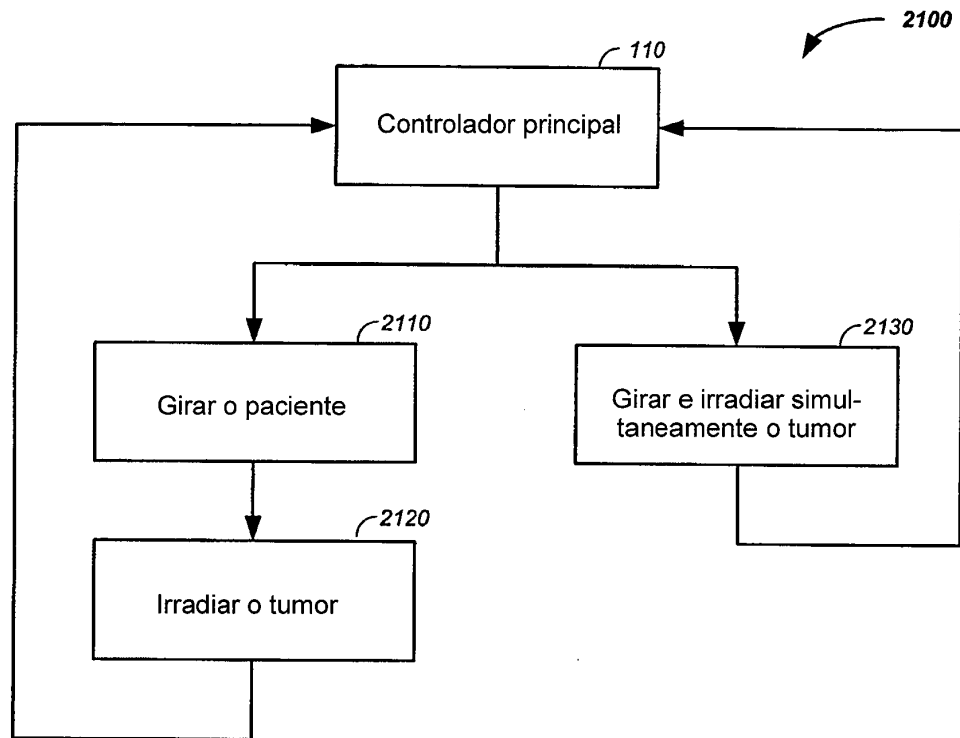


FIG. 19E

**FIG. 20**

**FIG. 21**



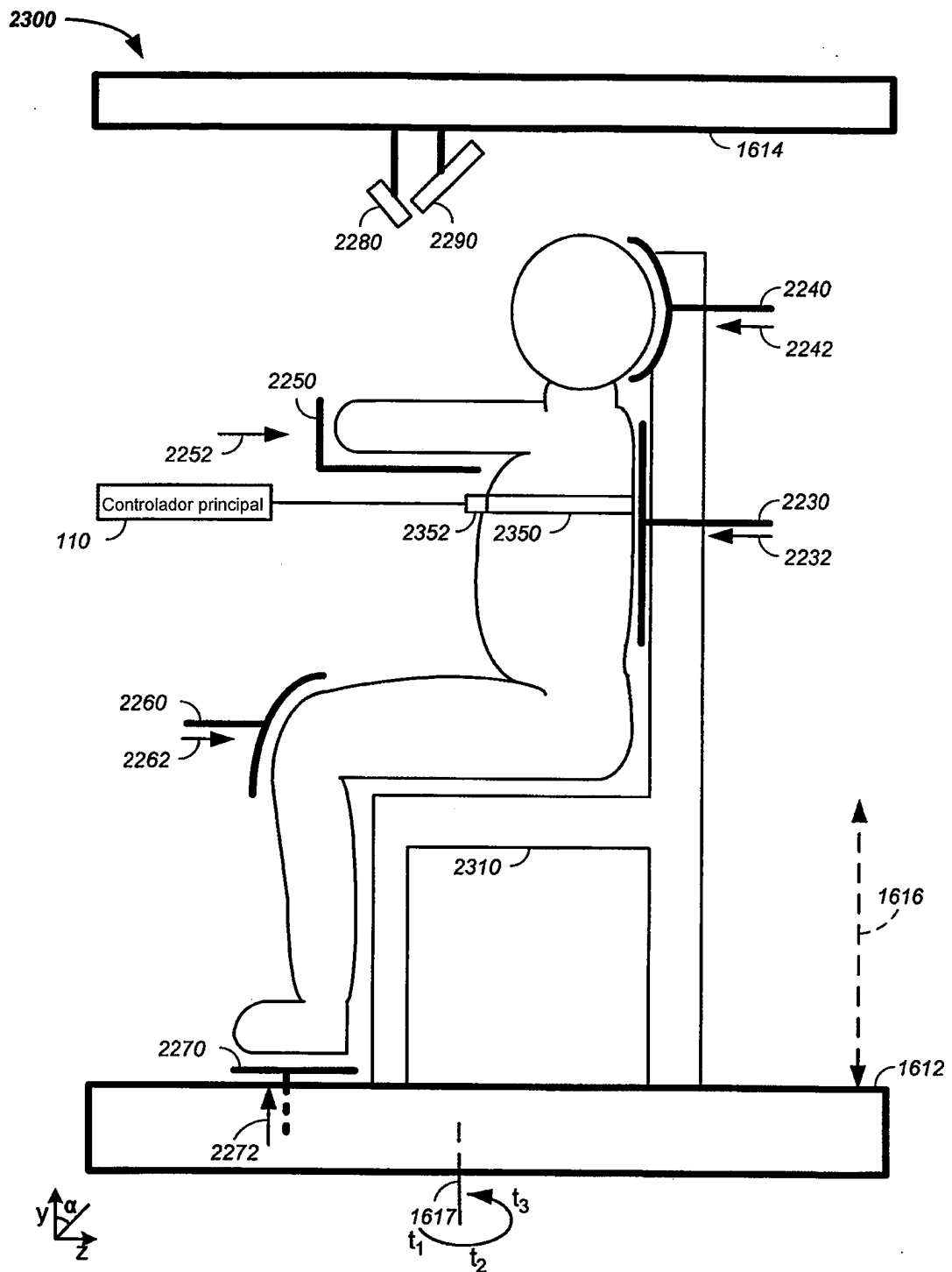
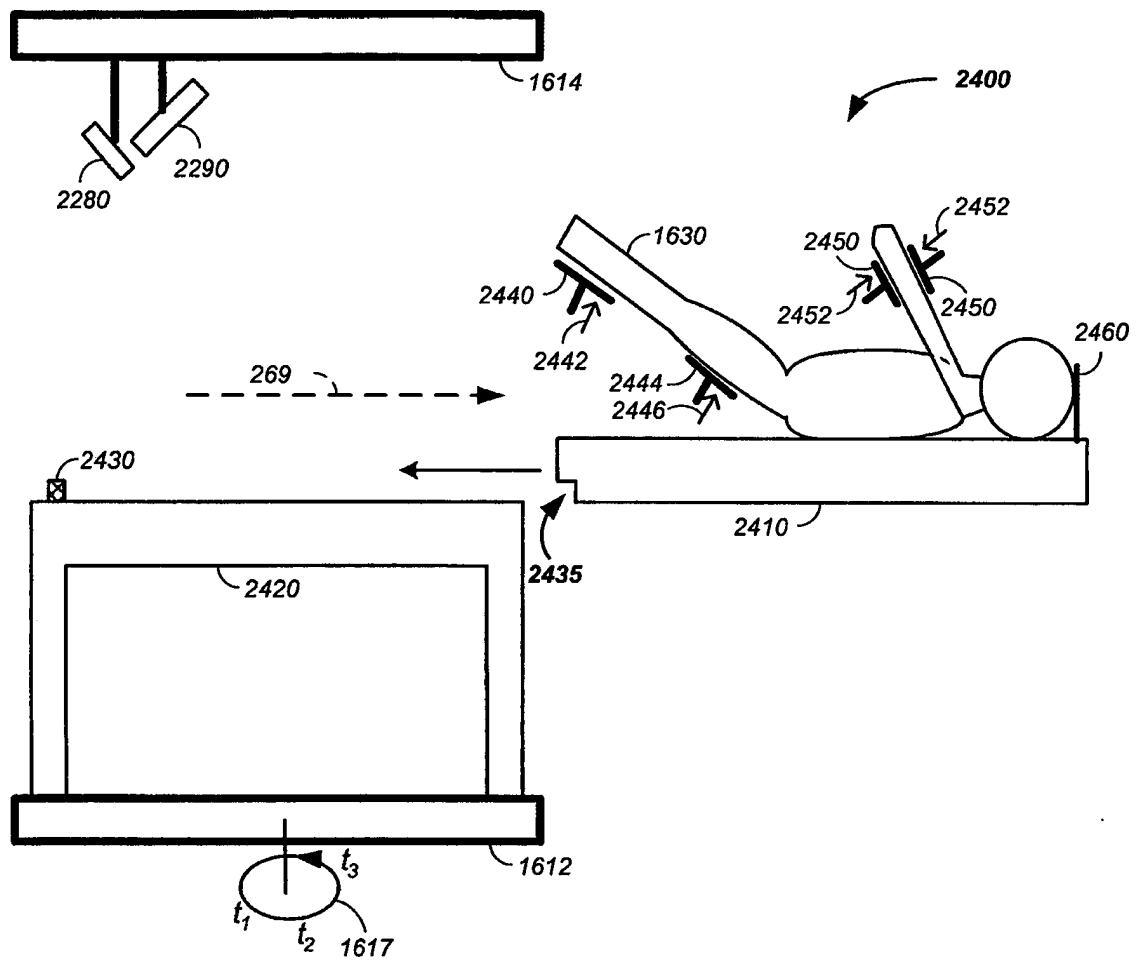


FIG. 23

**FIG. 24**

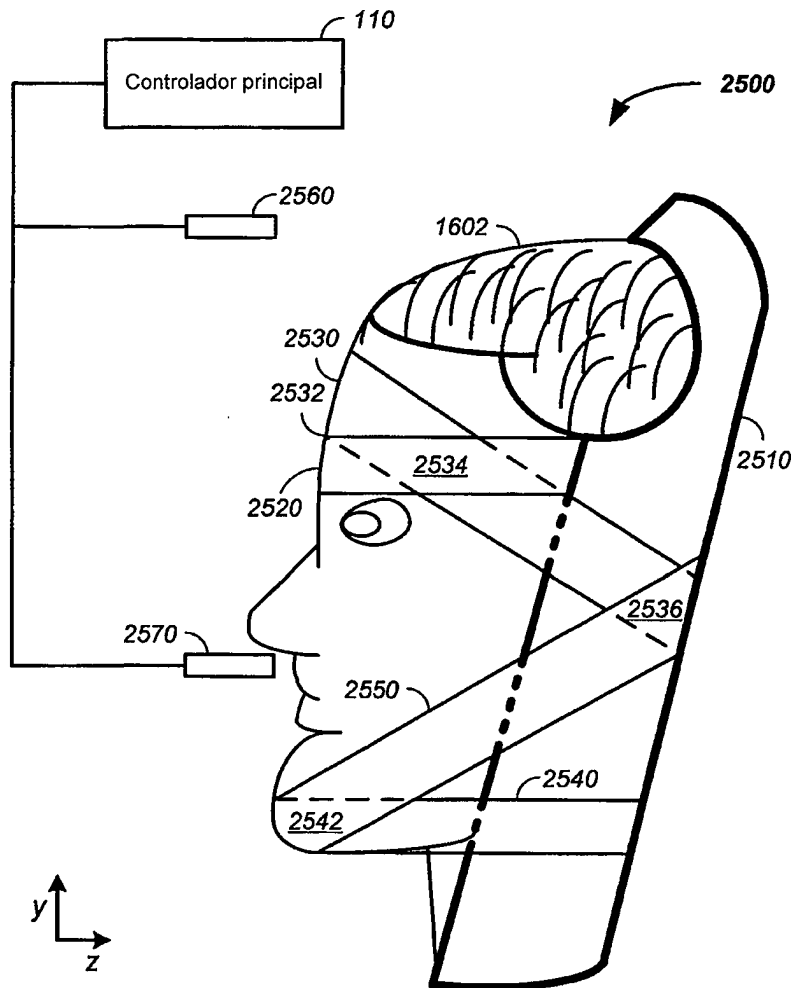


FIG. 25

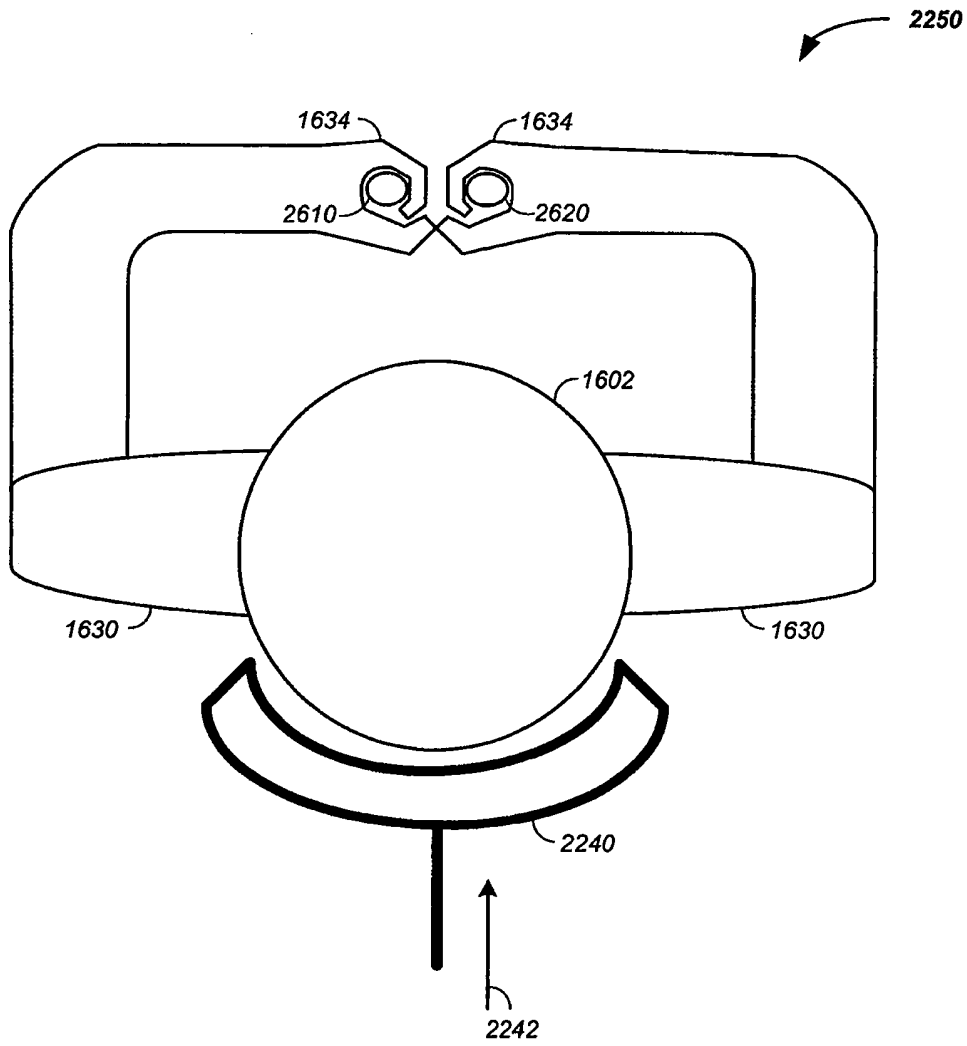


FIG. 26