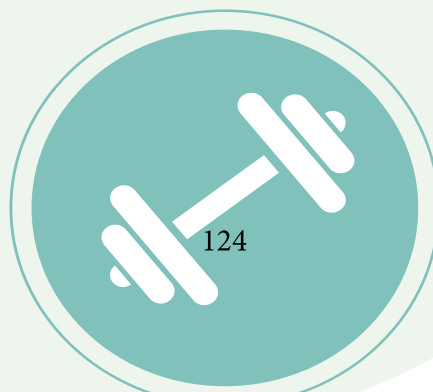




Capítulo

7

**DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO SIMU-
LADOR PARA CONTROLE DE QUALIDADE
DE RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA IN-
TRACRANIANA**



DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO SIMULADOR PARA CONTROLE DE QUALIDADE DE RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁXICA INTRACRANIANA

DEVELOPMENT OF A SIMULATOR PROTOTYPE FOR QUALITY CONTROL OF INTRACRANIAL STEREOTACTIC RADIOSURGERY

Bruna Daiana Fröhlich¹

Elaine Evaní Streck²

Resumo: A radiocirurgia estereotáxica intracraniana é uma técnica de radioterapia que aplica elevada dose de radiação em uma única fração para tratar tumores ou lesões intracranianos pequenos. Para tal, é necessário extremo rigor no controle de qualidade de cada radiocirurgia para garantir a exatidão necessária na entrega da dose absorvida dos tratamentos realizados. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um protótipo simulador de cabeça de baixo custo que possa ser utilizado no controle de qualidade de radiocirurgia estereotáxica intracraniana. O protótipo simulador foi construído utilizando uma cabeça de manequim adulto de plástico, cujo interior foi preenchido com cera de abelha e foi acoplado um suporte fixador para uma câmara de ionização. A homogeneidade do preenchimento foi avaliada por meio de imageamento por tomografia computadorizada e o seu desempenho como simulador foi avaliado por meio da comparação entre a dose absorvida calculada pelo sistema de planejamento e a dose absorvida medida no protótipo. Dos seis tratamentos simulados, quatro apresentaram diferenças percentuais relativas dentro de um limite de tolerância de $\pm 5\%$ e dois apresentaram valores acima desta tolerância. Esses resultados preliminares indicam um bom desempenho do protótipo simulador, mas que são necessários ajustes para garantir que o tratamento planejado e o efetivado

1 Faculdade de Física, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

2 Faculdade de Física, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul



sejam os mesmos dentro dos limites de tolerância estabelecidos.

Palavras-chave: controle de qualidade, simulador, radiocirurgia.

Abstract: Stereotactic intracranial radiosurgery is a radiotherapy technique that applies a high dose of radiation in a single fraction to treat small intracranial tumors or lesions. For this, extreme rigor in the quality control of each radiosurgery is necessary to guarantee the necessary accuracy in the delivery of the absorbed dose of the treatments performed. The objective of this work was to develop a low-cost head simulator prototype that can be used in the quality control of intracranial stereotactic radiosurgery. The simulator prototype was built using an adult plastic mannequin head, whose interior was filled with beeswax and a fixative support was attached to an ionization chamber. The homogeneity of the filling was evaluated by means of computed tomography imaging and its performance as a simulator was evaluated by comparing the absorbed dose calculated by the planning system and the absorbed dose measured in the prototype. Of the six simulated treatments, four presented relative percentage differences within a tolerance limit of $\pm 5\%$ and two presented values above this tolerance. These preliminary results indicate a good performance of the simulator prototype, but adjustments are needed to ensure that the planned and effective treatment are the same within the established tolerance limits.

Keywords: quality control, simulator, radiosurgery.

Introdução

O uso da radiação ionizante tem trazido inúmeros benefícios à saúde, sendo aplicada em diversas áreas médicas: como a esterilização de instrumentos cirúrgicos e produtos médicos, a detec-



ção precoce de doenças através do diagnóstico e a cura de tumores através da radioterapia. Para tais usos, no entanto, existe a necessidade de justificação da exposição à radiação que é um dos princípios básicos da proteção radiológica. A portaria 453 da Anvisa (1998, p. 5) especifica que nenhuma prática envolvendo radiação ionizante deve ser autorizada a menos que haja o benefício suficiente para o indivíduo exposto, de forma a compensar o detrimento que possa ser causado, pois a interação da radiação com o corpo pode trazer danos às células sadias, e assim, no caso de terapias com o uso radiações ionizantes deve-se minimizar tanto quanto possível a dose absorvida nos tecidos sadios circunvizinhos ao tumor.

A radiocirurgia estereotáxica ou SRS, (do inglês, Stereotactic Radiosurgery) é um procedimento da radioterapia que utiliza a administração de altas doses de radiação ionizante em uma única fração de tratamento. É uma técnica não invasiva e bastante utilizada para tumores cerebrais muito pequenos e bem localizados. O feixe de radiação é precisamente direcionado ao tumor em múltiplos ângulos, com um sistema de colimação de micro multi-lâminas de colimação (mMLC), planejado em 3D com o auxílio de um software dedicado.

Para a realização da radiocirurgia intracraniana, é necessária a utilização de um aparato estereotáxico, que consiste em um sistema de fixação da cabeça do paciente, semi- invasivo, para obtenção das coordenadas tridimensionais do alvo a ser irradiado (TORETI, 2009, p. 6).

Por ser uma técnica que exige extrema exatidão na localização do volume alvo e com prescrição de dose elevada, necessita-se de um rigoroso controle de qualidade específico para cada procedimento. Para tal, existem normas e recomendações sobre condutas no controle de qualidade periódico em radioterapia e radiocirurgia utilizando simulador referência. (FRASS et al.,1998, p. 1774; AAPM 54, 1995, p. 22).

Para que os parâmetros de mesa, isocentro e dose sejam entregues ao paciente com a exatidão desejada, os testes de controle de qualidade da radiocirurgia são realizados horas antes do procedimento ser executado. Atualmente, no serviço de radioterapia onde este trabalho foi realizado é



utilizado um simulador de água sólida com uma câmara de ionização acoplada para a comparação da dose absorvida entre o sistema de planejamento tridimensional (software) e a dose absorvida entregue pelo acelerador linear. Porém, em alguns casos, há a necessidade que se simule mais precisamente uma cabeça humana, pois o simulador de água sólida utilizado tem forma geométrica retangular, o que limita alguns ângulos de gantry devido ao risco de colisão com o aparelho e impede a execução desse teste de controle de qualidade.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um protótipo simulador de cabeça de baixo custo que possa ser utilizado no controle de qualidade dos tratamentos de radiocirurgia estereotáxica intracraniana, sendo capaz de comparar a dose absorvida calculada pelo sistema de planejamento e dose absorvida medida, utilizando o protótipo simulador desenvolvido.

Referencial Teórico

A Radioterapia utiliza radiações ionizantes para destruir ou inibir o crescimento de células anormais numa determinada região do corpo. O seu objetivo principal é curar uma enfermidade presente ou evitar o seu reaparecimento após a quimioterapia ou cirurgia. Pode também, ser utilizada para controlar sangramento, dores, ou outros sintomas causados pela presença de doença. No entanto, assim como existem os efeitos benéficos do seu uso, há também os efeitos indesejados que dependem da dose utilizada e da área do corpo irradiada. Cada efeito colateral depende de cada caso (SBRT, 2015).

Após a indicação da técnica de radioterapia, basicamente, três fases principais são executadas. A primeira fase é a Tomografia Computadorizada em que o paciente é submetido à tomografia na posição que serão efetuadas as aplicações. A segunda fase é o Planejamento. Nesta etapa, físicos e médicos, delimitam a partir da imagem tomográfica, o local do corpo que será tratado, bem como os órgãos normais adjacentes que serão protegidos. É feito o planejamento das incidências da radiação e



o software verifica se a distribuição da dose de radiação está adequada, se a lesão a ser tratada recebe de forma concentrada a dose prescrita e os órgãos normais o mínimo possível. Na terceira fase, ocorrem as aplicações, em que após o aceite do planejamento pelo médico, o paciente começa a receber a irradiação, cujo número pode variar de uma à inúmeras sessões de tratamento que são distribuídas diariamente e realizadas em dias úteis com tempo variando entre 10 e 20 minutos de permanência em sala de tratamento, dependendo da complexidade da técnica utilizada. As aplicações são indolores e geralmente bem toleradas pelos pacientes, sem sintomas e sem necessidade de um acompanhante, exceto em determinadas situações, caso as condições clínicas prévias do paciente o exijam (SBRT, 2015).

A Radiocirurgia Estereotáxica Intracraniana é uma modalidade da Radioterapia, um procedimento não cirúrgico que emprega doses altas e únicas de radiação ionizante dirigidas com alto grau de exatidão para tumores intracranianos ou doenças funcionais. Esta técnica diferencia-se de outras pela elevadíssima exatidão de posicionamento, obtida através de uma adequada fixação da cabeça do paciente por um dispositivo chamado aro ou anel estereotáxico.

Existem sistemas de posicionamento de estereotaxia para o posicionamento do paciente para maior precisão da irradiação dos tratamentos em lesões cerebrais. Muitas vezes a lesão a ser tratada está localizada nas proximidades de elementos anatômicos cujas funções dos sistemas de fixação são essenciais. O objetivo é proporcionar um método para aplicar o sistema de coordenadas espaciais para o doente de tal forma que atribuídas à anatomia do paciente sejam idênticos aos do planejamento. Esses sistemas de posicionamento são disponíveis comercialmente e existem em dois tipos: Sistemas não invasivos utilizando máscara termoplástica especial para radiocirurgia e Sistema semi- invasivos utilizando sistema rígido estereotáxico por parafusos (LIGHTSTONEA et al., 2005, p. 2383).

O aro estereotáxico é uma espécie de anel rígido que se fixa à calota craniana do paciente por meio de parafusos. Estes servem para que sejam fixadas fiduciais radiopacos aos quais se acoplam as placas de localização para o volume alvo. Os aros permitem que haja a localização precisa do volu-



me a ser tratado e o alinhamento do isocentro planejado para que se obtenha a distribuição de dose prescrita.

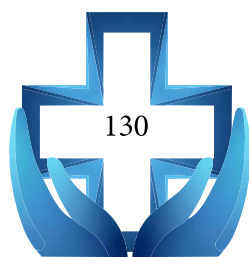
A fixação do aro estereotáxico é feita geralmente pela manhã, e logo após, o paciente é submetido à Tomografia Computadorizada. Depois, ele aguarda em repouso o planejamento radioterápico, e no momento da aplicação, acopla-se sobre o aro, uma caixa de localização com arestas milimétricas para orientar o alinhamento e localização da posição e isocentro de acordo com o planejamento realizado. A caixa é então retirada, novas imagens são feitas para a confirmação do posicionamento e se dá início ao tratamento. O aro estereotáxico é retirado somente após o término do tratamento (SOBOLL, 2004, p.15). O uso do arco oferece uma precisão no posicionamento em torno de 1 mm (AAPM 54, 1995).

Em alguns serviços de radioterapia, este método de fixação com aro que utiliza parafusos semi-invasivos na calota craniana está sendo substituído por máscaras termoplásticas de fixação, que não requerem emprego de anestésicos, já que, hoje, é possível obter imagens de verificação de posicionamento dinâmicas, a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT).

A radiocirurgia é atualmente empregada em situações clínicas como metástases cerebrais, más formações artério-venosa, neurinoma do acústico, meningiomas e outros tumores benignos, alterações funcionais, tais como TOC, neuralgia de trigêmeo e outras.

Os equipamentos utilizados para a radiocirurgia podem ser o Gammaknife, o Cyberknife e aceleradores lineares equipados com acessórios de precisão e de liberação de dose (SBRT, 2015).

O acelerador linear, também conhecido como LINAC (do inglês, Linear Particle Accelerator), é um equipamento em que elétrons são acelerados por campos não conservativos de micro-ondas por radiofrequência. Com energias cinéticas entre 4 a 25MeV, os elétrons são acelerados em trajetória reta em guias de onda e, após serem desviados por campos magnéticos, incidem num alvo de número atômico alto onde sua desaceleração gera a radiação eletromagnética ionizante, radiação de bremsstrahlung. Isso ocorre em uma parte do equipamento chamada de gantry, uma espécie de braço móvel.



Uma parte que também é importante do acelerador linear é o cabeçote, que é constituído por vários componentes que influenciam na produção, no formato, na localização e na monitoração dos feixes clínicos de fótons e elétrons.

O gantry, o cabeçote de colimador e a mesa possuem liberdade de giro em torno de eixos perpendiculares que se cruzam no isocentro mecânico, que é o ponto para onde a radiação é direcionada (SOBOLL, 2004, p.13) (GIGLIOLI, 2012, p.28). A exatidão esperada para o isocentro mecânico é de, aproximadamente, 1 mm (AAPM 54, 1995).

Há vários tipos de modelos de aceleradores lineares para radioterapia a partir do desenvolvimento constante de novas tecnologias trazendo mais segurança, precisão e agilidade nos tratamentos. Alguns produzem feixes de fótons apenas, enquanto outros podem gerar também feixes de elétrons. Há aceleradores com duas opções de energia de fótons e outros apenas uma. Já na faixa de energia de feixe de elétrons, há em torno de cinco opções de valores (GIGLIOLI, 2012, p.28).

Qualidade

O Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO, 2015) define qualidade como o grau de atendimento (ou conformidade) de um produto, processo, serviço ou ainda um profissional a requisitos mínimos estabelecidos em normas ou regulamentos técnicos, ao menor custo possível para a sociedade. Também cita que “Qualidade é a adequação ao uso. Quer dizer conformidade às exigências”.

Controle da qualidade é o processo que envolve técnicas e atividades que atendem a requisitos da qualidade, objetivando o monitoramento de procedimentos, a eliminação de desempenho insatisfatório, a satisfação de clientes e por consequência, a eficácia econômica. O controle da qualidade envolve monitorar resultados específicos para verificar se estão de acordo com padrões de qualidade especificados, identificando as causas de resultados insatisfatórios (GONÇALVES, 2008).



Controle da qualidade em Radioterapia são as ações empregadas para recuperar, manter e/ou melhorar a qualidade dos tratamentos (TECDOC 1151, 2001, p. 12).

Há protocolos para controle da qualidade dos equipamentos usados em radioterapia, que visam a padronização dos parâmetros básicos dos tratamentos radioterápicos para a melhor acurácia dos mesmos. São inúmeros testes classificados em testes mecânicos do acelerador linear, de segurança e dosimétricos, separados por periodicidade de realização, sejam diários, semanais, mensais, anuais, etc.

Os testes dosimétricos são citados pois tem grande influência na entrega de dose pelo acelerador linear. São eles: Constância da dose de referência que tem o objetivo de verificar a constância para todas as qualidades de fótons e elétrons; Constância de planura e simetria, Constância da Qualidade do Feixe; Constância do fator de calibração da câmara monitora que tem o objetivo de verificar a relação entre as unidades da câmara monitora e a dose; Reprodutibilidade: a dispersão relativa das leituras tomadas com o dosímetro; Linearidade: a relação entre a unidade monitor (UM) e a leitura média do dosímetro; Verificação de fatores filtros em que os fatores de cada filtro devem ser verificados e a diferença relativa em relação ao valor de referência; Verificação de Fatores bandeja com o objetivo de verificar os fatores de atenuação para cada bandeja; entre outros testes.

Além de todos os testes realizados periodicamente nos LINACs, há também um protocolo exclusivo ao controle da qualidade em radiocirurgia estereotáxica (AAPM 54, 1995).

Para a radiocirurgia, os testes de controle de qualidade do tratamento são um pouco antes da aplicação. Recomenda-se a verificação de parâmetros essenciais para uma avaliação precisa de possíveis incertezas: inicialmente, realiza-se o teste de colisão entre gantry e paciente, posteriormente, testa-se o isocentro utilizando filme radiocrômico, confere-se a localização espacial referente ao isocentro, ou seja, a coincidência de isocentro entre ângulos a serem irradiados. Verifica-se também a exatidão na fixação do anel estereotáxico no crânio do paciente, com imagens de localização espacial e posicionamento, e por último, testa-se a distribuição da dose liberada no paciente confere com a



distribuição da dose absorvida planejada. (BARBOSA, 2010, p. 34).

Câmara de ionização

A câmara de ionização é um instrumento muito utilizado em radioterapia para a determinação da dose absorvida (IAEA TRS 398, 2005, p. 76).

É um detector a gás com uma cavidade cercada de uma parede e com um eletrodo central, ambos constituídos de material condutor de eletricidade. A parede e o eletrodo central são separados por um isolante para reduzir a corrente de fuga quando é aplicada uma determinada tensão de polarização entre eles (VIEIRA, 2008, pág. 5). Seu funcionamento básico consiste na interação da radiação com o meio no qual forma pares de íons em número proporcional à quantidade de energia da radiação incidente. Estes elétrons são direcionados para o eletrodo central por ação de um campo elétrico decorrente da tensão aplicada. Os pares de íons detectados resultam em sinais ou pulsos de pequenas amplitudes que necessitam de equipamento muito sensível para medi-los, o eletrômetro (GIGLIOLI, 2012, p. 59).

A câmara FC65-P (Figura 1), utilizada neste trabalho, é projetada para medições com alta reprodutibilidade no ar, na água ou em simuladores sólidos, é à prova d'água e constituída por um plástico condutor dedal e um eletrodo interno de alumínio puro, suportado por uma haste fina de alumínio que termina numa entrada de cabo onde a câmara é fixada. Esta câmara de ionização de ar tem como material da parede POM (Poly Oxy Metileno - CH₂O), volume nominal sensível de 65 mm³, raio de 3,1 mm, comprimento de 23,0 mm, diâmetro interno do cilindro de 6,2 mm, diâmetro interno do eletrodo é de 1 mm, e o material do eletrodo central é de alumínio (User's Guide, 2001).





Figura 1: Câmara de Ionização FC65-P utilizada no trabalho.

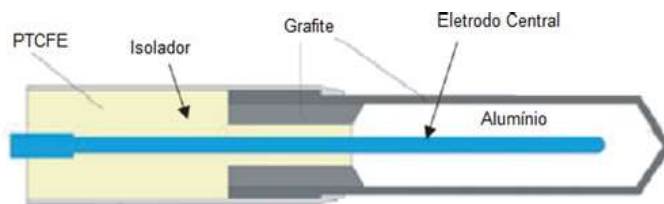


Figura 2: Visão de um corte axial de uma câmara de ionização cilíndrica. (GIGLIOLI, 2012, p. 60)

Materiais e Métodos

Este trabalho foi desenvolvido em um setor de radioterapia de um hospital de grande porte de Porto Alegre/RS, que atende em média 130 pacientes de radioterapia por dia, e 3 pacientes de radiocirurgia por mês.

Para a aquisição das imagens tridimensionais foi utilizado um equipamento de Tomografia Computadorizada modelo Emotion 6, da marca Siemens, um Acelerador Linear modelo 23EX, marca Varian Medical Systems, com sistema de imagens OBI (do inglês, On- Board Imager) (Figura 3), com MLC (do inglês, Multi-Leaf Collimator) e um sistema acoplável de micro-colimador modelo m3TM, da marca BrainLAB, que tem lâminas de espessuras menores de 3 mm. Para o planejamento dos tra-

tamentos simulados foi utilizado o software IPlan RT Image 4.1, marca BrainLAB, com método de cálculo Pencil Beam Convolution (PBC), e para aquisição dos valores de carga elétrica foi utilizada uma câmara de ionização FC65-P com volume sensível nominal de 65 mm³ e um eletrômetro modelo Dose 1, ambos da marca Scanditronix Wellhofer.



Figura 3 – Acelerador Linear com sistema OBI.

Construção do protótipo simulador de cabeça

O protótipo simulador foi construído utilizando uma cabeça de manequim adulto de plástico do tipo utilizado em lojas de vestuário.

Inicialmente, foi confeccionado um suporte fixador da câmara de ionização (Figura 4), com o objetivo de garantir a reprodutibilidade no seu posicionamento, tanto na tomografia computadorizada realizada no momento da simulação, como no momento da coleta de dados. Este suporte fixador

foi construído com material plástico, tem formato de tubo de ensaio que cobre o volume sensível da câmara de ionização e possui regulagem que o adapta à câmara de ionização para que ela permaneça fixa no protótipo. O suporte foi acoplado em um orifício feito na parte superior da cabeça do protótipo.

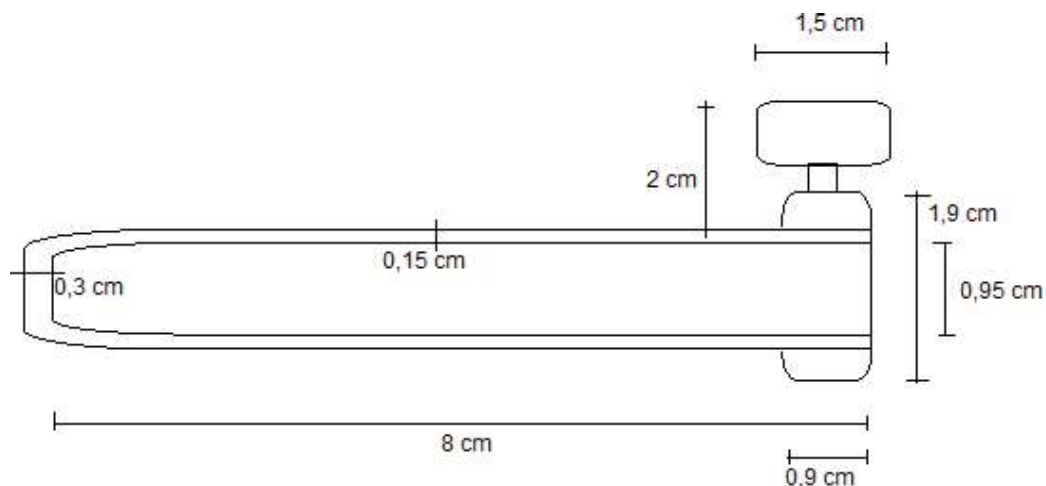
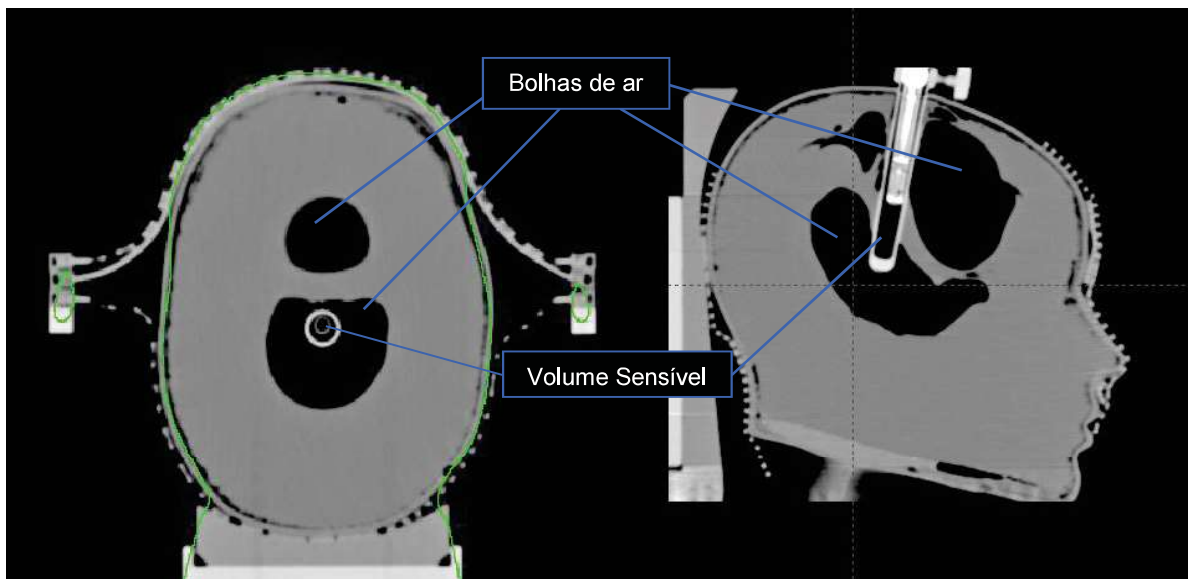


Figura 4 - Projeto do fixador de câmara de ionização FC65-P (sem escala).

O interior do protótipo foi preenchido com cera de abelha, material escolhido por ter densidade conhecida, de $0,95 \text{ g/cm}^3$, semelhante ao tecido humano que é de 1 g/cm^3 (VYAS, 2013, p. 270), de baixo custo, e disponível em grande quantidade na unidade de radioterapia. Foi utilizado cerca de 1 litro da cera em estado líquido a uma temperatura de aproximadamente 70° C nesta etapa.

O processo de preenchimento mostrou-se o mais crítico da construção do protótipo. Na primeira tentativa de preenchimento da cabeça de manequim, a cera líquida foi derramada diretamente dentro do protótipo através da abertura do suporte fixador na parte superior da cabeça até que transbordasse o material. O protótipo, então, foi submetido à tomografia computadorizada para a verificação da homogeneidade do material e percebeu-se que havia locais com bolhas de ar próximas à área sensível da câmara de ionização, como é mostrado na Figura 5.



Figuras 5: Imagem tomográfica do protótipo após a 1ª tentativa de preenchimento com vista axial (esquerda) e vista sagital (direita).

No corte axial e o corte sagital da reconstrução tomográfica do protótipo da Figura 5, é possível visualizar duas grandes bolhas de ar próximas ao volume sensível da câmara de ionização.

Foi realizada uma primeira tentativa do preenchimento dessas bolhas, utilizando uma furadeira para abrir espaço e com uma seringa, completar o restante com mais cera. Foi realizado novamente o imageamento do protótipo e constatou-se que ainda restavam bolhas de ar.

Na segunda tentativa de correção das bolhas de ar, foi desenvolvida uma técnica em que se colocou o protótipo a banho-maria em água a temperatura de 70° C, aquecendo a cera internamente e ocupando o restante necessário. Com este procedimento o simulador foi preenchido de forma suficientemente homogêneo, como mostra a Figura 6.

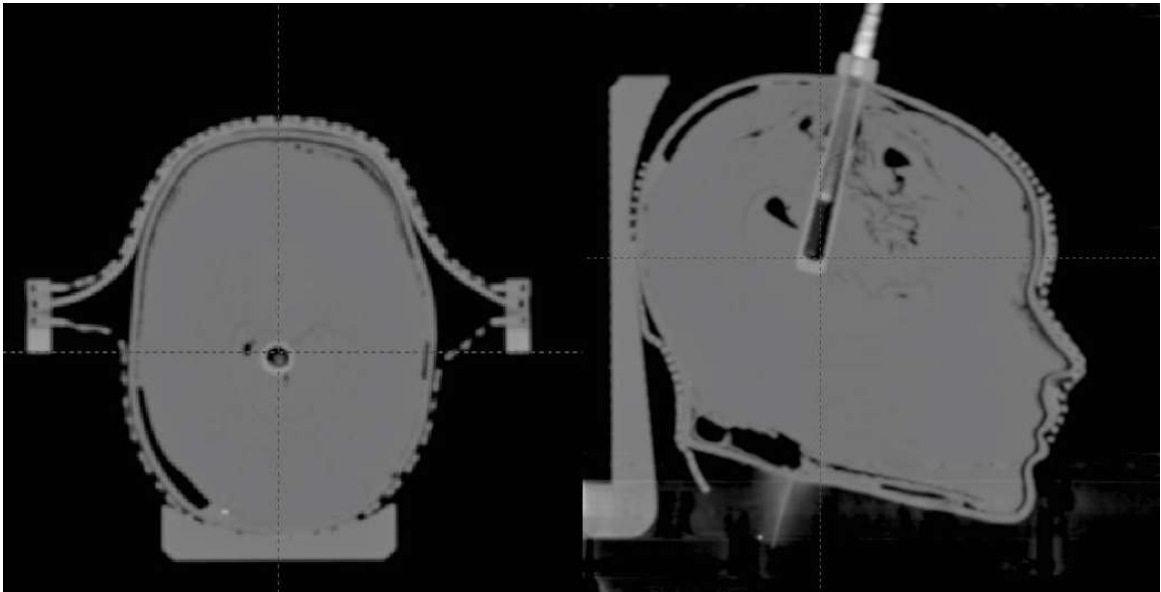


Figura 6: Imagem tomográfica do protótipo após a 2ª tentativa de preenchimento com vista axial (esquerda) e vista sagital (direita).

Teste do protótipo

Para realizar os testes do protótipo, foi moldada uma máscara termoplástica especial, do tipo utilizado em tratamentos estereotáxicos (Figura 7), para que o posicionamento do protótipo pudesse ser reproduzido igualmente à tomografia computadorizada.

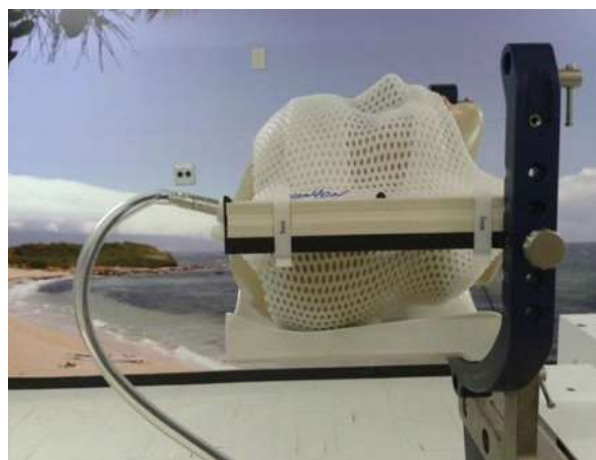


Figura 7: Simulador pronto para ser testado.

O protótipo de simulador foi, então, submetido a Tomografia Computadorizada com cortes axiais de 1,0 mm de espessura. As imagens obtidas no imageamento foram, então, transferidas para o sistema de planejamento computadorizado. O volume sensível da câmara de ionização foi desenhado com 65 mm³ e o isocentro dos tratamentos teste foi posicionado sobre esse volume.

O sistema de planejamento computadorizado permite reconstruções nos eixos axial, coronal e sagital dos cortes tomográficos e, através dele, é possível verificar a disposição dos arcos de irradiação e a distribuição de dose. Com o planejamento tridimensional de radiocirurgia pronto, e com os dados de dose para o tratamento determinados, foram obtidas as coordenadas de localização dos tratamentos a serem simulados. Os registros de carga elétrica pela câmara de ionização para os feixes de irradiação foram realizados com as coordenadas simuladas.

O protótipo com a câmara de ionização acoplada foi levado à sala do acelerador linear e para a localização das coordenadas estereotáxicas, foi posicionada a caixa estereotáxica (Figura 8). Ela possui marcas impressas do local exato de isocentro dos tratamentos, nas quais se alinham os lasers de isocentro da sala para o correto posicionamento espacial do protótipo de simulador.



Figura 8: Caixa de localização estereotáxica.

Na sala de tratamento foram, inicialmente, obtidas radiografias digitais antero-posterior e latero-lateral do protótipo através do sistema On-Board Imager, que permite a fusão dessa imagem com a imagem tomográfica utilizada no planejamento, para a verificação do correto posicionamento do simulador e das coordenadas de isocentro (Figura 9).

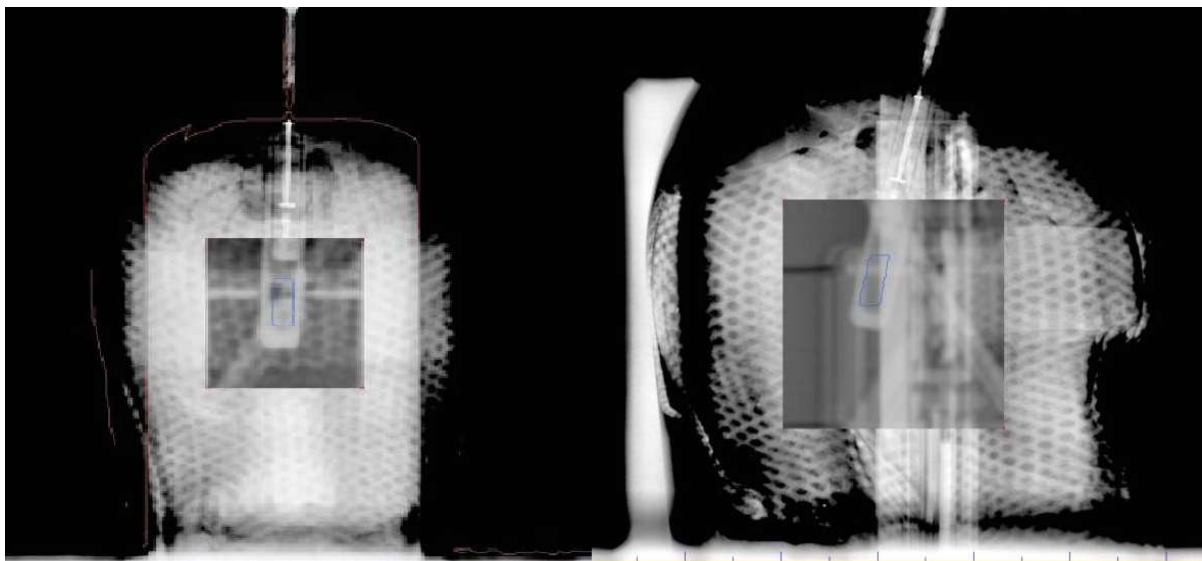


Figura 9: Fusão entre imagem digital adquirida e imagem de tomografia para o correto posicionamento e isocentro. Esquerda: Latero-lateral ; Direita: Antero-posterior.

Em seguida o protótipo foi submetido à irradiação dos tratamentos planejados. Foram escolhidos 6 tratamentos para teste, de uma lista de 40 planejamentos de radiocirurgias disponíveis no banco de dados do ano de 2014. Os tratamentos selecionados eram casos de metástase cerebral e utilizavam entre 3 e 12 campos de irradiação e doses de prescrição entre 30 e 50,4 Gy. A partir dos valores de carga elétrica registrados pela câmara de ionização para os feixes de radiação utilizados, foi calculada a dose absorvida no protótipo segundo o protocolo TRS 398 (IAEA, 2005, p. 80).

A Dose absorvida é expressa por $D=dE/dm$, uma grandeza dosimétrica fundamental em que dE é a energia média depositada pela radiação em um volume elementar de matéria de massa dm . A unidade de dose absorvida no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominada Gray



(Gy) (CNEN 3.01, 2005, p. 5).

De acordo com o protocolo de dosimetria em radioterapia TRS 398 (IAEA, 2005, p. 95), a determinação da dose absorvida na profundidade z_{ref} é dada pela equação (1):

$$D_{w,Q} = M Q N_{D,w,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad (1)$$

- z_{ref} é o ponto mais sensível da câmara de ionização segundo o seu manual.
- onde N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração da câmara em termos de dose absorvida e qualidade de referência K_{Q,Q_0} e Q_0 , tem valor de 0,04875 Gy/nC. K_{Q,Q_0} é o fator de correção para a diferença entre a resposta de uma câmara de ionização no feixe de referência de qualidade Q usado para calibrar a câmara e no feixe de usuário atual qualidade, Q , ou seja, a notação reduzida K_Q sempre corresponde à qualidade de referência Co-60, esse fator é tabelado conforme tipo de câmara e fator $TPR_{20,10}$, tem valor de 0,9942. M é a leitura da câmara com ponto de referência da câmara em z_{ref} sendo obtida pela equação (2):

$$M = k_{TP} k_{elec} P \quad (2)$$

- em que M é o valor de carga (nC) coletada na irradiação do simulador, k_{TP} é fator de correção para temperatura e pressão, é determinado pela equação (3):

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (3)$$

- k_{elec} é o fator de calibração do eletrômetro, tem valor 1,000, k_{pol} é o fator para corrigir a resposta de uma câmara de ionização para o efeito de uma alteração na polaridade da tensão de polarização



aplicada à câmara, o valor é determinado em dosimetria, de 1,0012 e k_s é o fator de correção para a resposta da câmara de ionização para a recombinação de íons, também determinado em dosimetria e tem valor de 1,0036 (IAEA TRS 398, 2005, p. 95).

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomenda que a dose seja entregue ao volume alvo, com incerteza menor que $\pm 5\%$. Valor este, que engloba todas as incertezas envolvidas no processo, desde a calibração do feixe até a irradiação do paciente incluindo a resposta dos tecidos à radiação (ICRU 50, 2002, p. 23).

Na última etapa, foi realizada a comparação entre as doses absorvidas calculadas pelo sistema de planejamento e as doses absorvidas registradas pela câmara de ionização no protótipo de simulador. A tolerância estipulada para comparação foi uma diferença percentual relativa de $\pm 5\%$ na dose absorvida medida com o protótipo simulador e a dose calculada pelo sistema de planejamento. Este é um limite generoso visto que a dosimetria é apenas uma das etapas do processo para o qual a ICRU estipula a referida incerteza.

Resultados

Desenvolveu-se uma técnica para a construção e validação de um protótipo simulador de cabeça adulta de baixo custo cuja finalidade é a utilização em testes de controle de qualidade em radiocirurgia estereotáxica intracraniana.

Os resultados obtidos na comparação entre os valores de dose absorvida entregues no protótipo de simulador e os valores de dose absorvida fornecidos pelo sistema de planejamento bem como



a diferença percentual relativa entre o valor de dose absorvida medida no simulador pelo valor de dose absorvida previsto (Equação 4), para os seis tratamentos testados (T1, T2, T3, T4, T5 e T6), são mostradas na Tabela 1.

$$\text{Diferença relativa (\%)} = \frac{(D_w \text{ medida})}{(D_w \text{ calculada})} - 1$$

Tabela 1. Valores de dose absorvida medida no protótipo simulador e dose absorvida calculada pelo sistema de planejamento.

	T1	T2	T3	T4	T5	T6
D_w medida (cGy)	149,3	241,3	371,7	308,3	192,3	243,0
D_w calculada (cGy)	151,0	228,0	387,0	317,0	196,0	259,0
Diferença percentual relativa	-1,13 %	5,85 %	-3,95 %	-2,76 %	-1,91 %	-6,18 %

Os resultados experimentais indicam que houve concordância nos valores de dose absorvida em quatro dos seis tratamentos, T1, T3, T4 e T5 dentro de um limite de diferença percentual relativa de ± 5 % enquanto nos tratamentos T2 e T6, as diferenças percentuais relativas estão acima deste limite de ± 5 % de diferença percentual relativa entre a dose absorvida medida no protótipo simulador e a calculada pelo sistema de planejamento. A Figura 11 mostra a distribuição dos valores de diferença percentual relativa bem como os limites de tolerância estabelecidos.

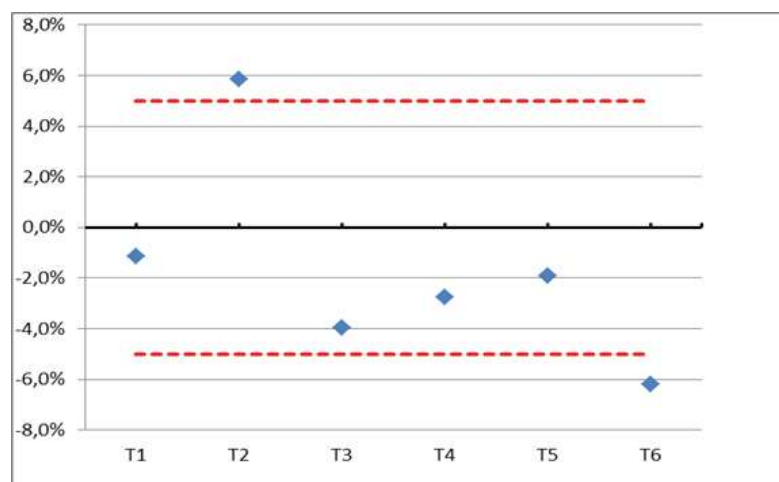


Figura 10 – Representação dos limites (---) e diferenças percentuais relativas (◆) entre a dose absorvida medida no protótipo simulador e dose absorvida calculada pelo sistema de planejamento.

Na figura 10 verifica-se visualmente que quatro tratamentos estão dentro dos limites de tolerância de $\pm 5\%$ de erro e dois excedendo esses limites, T2 e T6.

Fazendo uma análise dos parâmetros utilizados nos tratamentos T2 e T6, pode-se supor que as diferenças acima dos limites de tolerância se devem ao fato de existir uma cavidade de ar entre a câmara de ionização e o suporte fixador, o que pode resultar em uma leitura equivocada de dose absorvida pela câmara de ionização. Percebeu-se também, que nesses tratamentos pelo menos um ângulo de irradiação passa sobre o cabo da câmara de ionização, ocasionando “pontos cegos” na aquisição de valores de carga elétrica sobre a câmara de ionização, ou seja, a câmara de ionização não recebe os fótons irradiados sobre o cabo de conexão dela com o eletrômetro e, portanto, não registra a ionização correta que seria feita deste feixe. A irradiação sobre o corpo da câmara de ionização está representada na Figura 11.

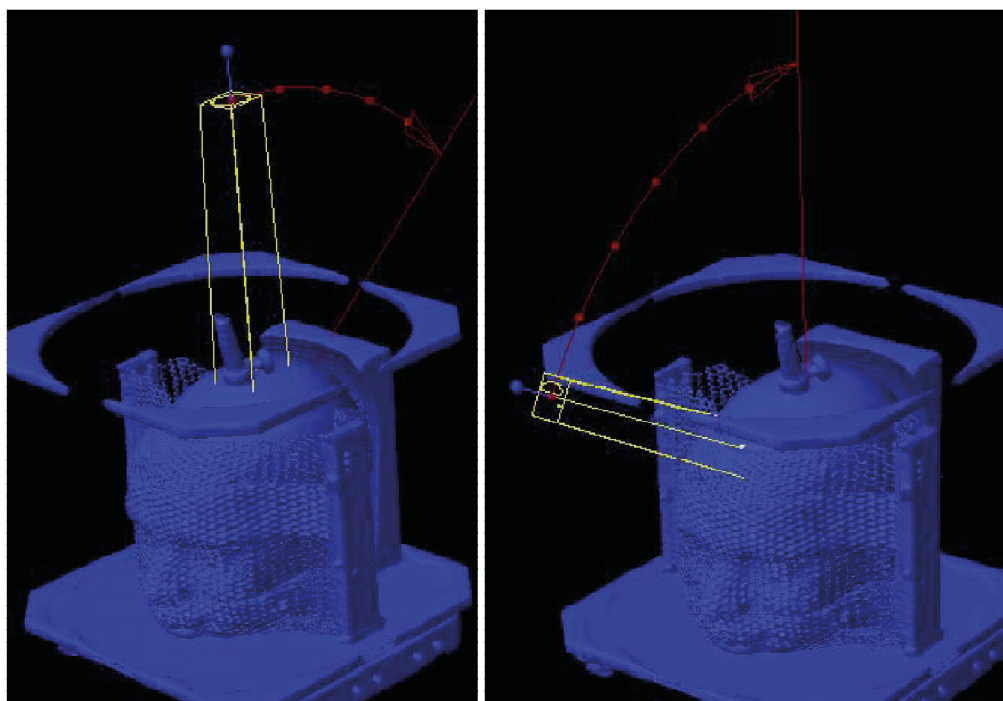


FIGURA 11: Feixe em arco incidindo sobre o corpo e o cabo da câmara de ionização.
Esquerda: T2 Direita: T6.

A Figura 12 mostra a distribuição de dose absorvida planejada no protótipo para o tratamento T1, que apresentou o valor mais baixo de diferença percentual relativa, sendo assim, a representação mais fidedigna de dose absorvida medida. A cor rosa representa a dose absorvida mais elevada que cobre todo o volume sensível deste detector, sendo este um exemplo de comportamento esperado para a realização de simulação de tratamento teste.

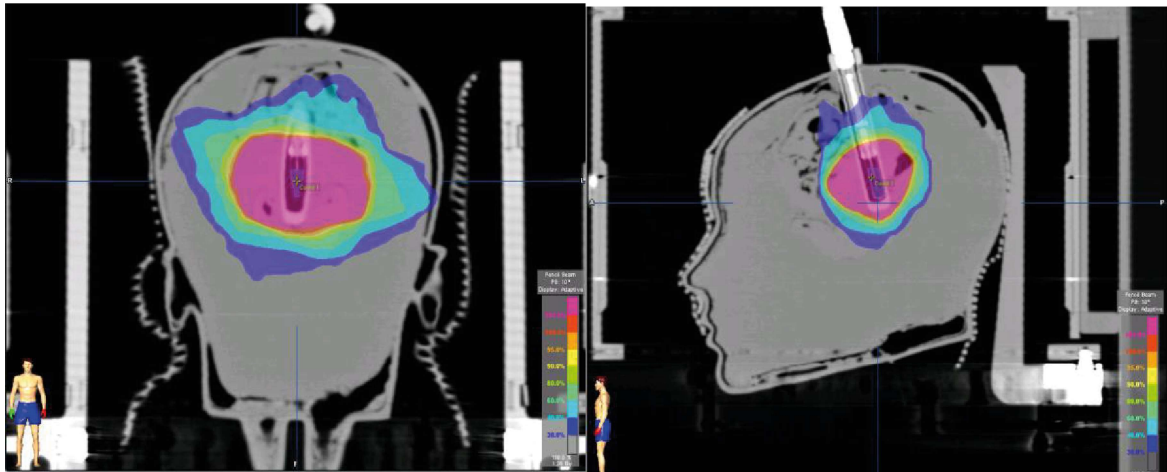


Figura 12: Distribuição de dose absorvida com vista frontal (esquerda) e vista sagital (direita).

Conclusão

Com o trabalho realizado, percebe-se que é possível e viável o desenvolvimento de protótipo simulador de cabeça para controle de qualidade de radiocirurgia estereotáxica intracraniana, porém, este ainda não está apto para uso clínico.

Os resultados obtidos com o protótipo de simulador mostram que em quatro dos seis tratamentos simulados, a diferença percentual relativa na dose absorvida está dentro dos limites de ± 5

% estabelecidos pelo ICRU em seu Report 50, indicando que o protótipo apresenta um bom desempenho. Porém, o fato de dois dos seis tratamentos simulados apresentarem diferenças acima desses limites de tolerância indica que são necessários ajustes e refinamentos para garantir fidedignidade aos testes. Uma amostra maior de simulações permite uma avaliação mais consistente.

Como se supõe que os valores elevados de erro se devem ao fato de existir ar entre a câmara de ionização e o suporte fixador sugere-se como trabalho futuro o preenchimento da cavidade existente com gel de ultrassom ou outro material de baixo custo.

Outra possibilidade é o posicionamento inadequado da câmara de ionização, pois esta deveria ficar posicionada de frente aos feixes de tratamentos para que haja a correta coleta de íons.

Como trabalho futuro, sugere-se reposicionar a câmara de ionização, submetendo este protótipo à nova tomografia computadorizada, novo desenho de volume sensível da câmara de ionização e novos testes ampliando o número de tratamentos a serem testados e tornando este simulador eficiente e seguro.

Referências

Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Report nº 54. Stereotactic Radiosurgery: report Task Group nº 42. New York: Woodbury, junho, 1995. BARBOSA, N. A. Desenvolvimento de um Simulador de cabeça. para a aplicação no controle da qualidade de Radiocirurgia Estereotáxica. 2010. 111 f. Dissertação (mestrado em Radioproteção e Dosimetria) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Física Médica. Rio de Janeiro, 2010.

CNEN NN 3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológicas. Comissão Nacional de Energia Nucle-



ar. 22 p. março, 2005.

FRASS, B. et al. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53. *Med. Phys.* V. 25, n. 10. p. 1773-829, Out. 1998.

GIGLIOLI, Milena, Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados. 2012. 131 f. Dissertação (mestrado em ciências na área de tecnologia nuclear) – Instituto de Pesquisa de Energia Nuclear, autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

GONÇALVES, Herbert. O que é qualidade?. Disponível em <<http://www.administradores.com.br/artigos/negocios/o-que-e-qualidade/23926>>. Acesso em 18 de outubro de 2015.

LIGHTSTONEA, A. W. et al. Intracranial stereotactic positioning systems: Report of the American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group No. 68. *Medical Physics*, v. 32, n. 7, p. 2380-98, Jul. 2005. Disponível em: <https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_271.pdf>. Acesso em: 10 nov. 2015.

IAEA TRS 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. International Atomic Energy Agency Reports Series n°. 398. Vienna, 2000.

INMETRO, Fundamentos da Qualidade. Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior. Disponível em <<http://www.inmetro.gov.br/qualidade/iaac/pdf/fundamentos-qualidade.pdf>>. Acesso em 04 de outubro de 2015.



ICRU 50. Prescripción, Registro y Elaboración de Informes de la Terapias com Haces de Fotonos. International Comission on Radiator Units and Measurements, Reports nº 50. Granada, 2002.

Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária, Portaria nº 453. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. 59 p., junho, Brasília, 1998.

SBRT, Sociedade Brasileira de Radioterapia. O que você precisa saber sobre Radioterapia. Disponível em <www.sbradioterapia.com.br/pacientes.php>. Acesso em 12 de maio de 2015.

Scanditronix Wellhölfner, User's Guide, FC65-P Ionization Chamber, março, 2001.

SOBOLL, Danyel Scheidegger, Desenvolvimento de um phantom para o controle de qualidade de radiocirurgia estereotáxica em aceleradores lineares, 2004, 88 f. Dissertação (mestrado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Biomédica, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2004.

TECDOC 1151, Aspectos físicos da garantia da qualidade em Radioterapia – Protocolo de Controle de Qualidade – Ministério da Saúde, INCA, Rio de Janeiro, 2001.

TORETI, Dalila Luzia, Aceite, comissionamento e controle de qualidade em radiocirurgia, 2009, 71 f. Dissertação (mestrado em ciências na área de tecnologia nuclear) - Instituto de Pesquisa de Energia Nuclear, autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

VIEIRA, A. M. Dosimetria dos sistemas de radiocirurgias com aceleradores lineares equipados com



aceleradores lineares micro multi-lâminas. 2008. 100 f. Tese (Doutorado em ciências na área de Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2008

VYAS, V. Lisa Palmer, Ray Mudge, Runqing Jiang, Andre Fleck,M., Bryan Schaly, Ernest Osei, Paule Charland. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. 2013. 5 p. Medical Dosimetry, fevereiro, 2013.

