

AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ACEITE, COMISSIONAMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA

DALILA LUZIA TORETI

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora: Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO 2009

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES Autarquia associada à Universidade de São Paulo

ACEITE, COMISSIONAMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA

DALILA LUZIA TORETI

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Aplicações.

Orientadora: Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO 2009

Dedico este trabalho aos meus pais, José Carlos Toreti e Teresa Sanches Toreti, e aos meus irmãos, que foram os principais estímulos para mais esta conquista.

AGRADECIMENTOS

À Deus pela presença em todos os momentos da minha vida.

À Dra. Laura Natal Rodrigues pela orientação, incentivo, amizade, conselhos e, acima de tudo, pelo apoio incondicional nessa última etapa do trabalho, não me deixando desistir. Obrigada pela confiança, pelas infinitas ajudas que contribuirão muito para o meu futuro profissional.

Ao Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP pela oportunidade de realização desse trabalho. De forma especial, agradeço à física Gisela Menegussi pela inestimável contribuição desse trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN pela oportunidade e pelo suporte que me ajudaram no aprendizado na área de Física Nuclear, e particularmente da Física Médica. Agradeço por ter me propiciado um crescimento intelectual.

À minha amiga e física do Hospital das Clínicas, Gabriela Reis dos Santos pela amizade, conselhos e companhia durante todo o tempo que moramos juntas.

À todos os meus colegas de Pós-Graduação do Centro de Metrologia das Radiações (CMR), em especial, à Raquel, Ariane, Talita e Ângela que me proporcionaram momentos de descontração e tornaram verdadeiras amigas, as quais levarei comigo para toda a minha vida.

Aos meus mais novos amigos da REM, Aline, Klayne, Nayara, Cleber, Ana Vaniqui, Petra, Caio e Nathália pela convivência diária. Agradeço a todos pelas palavras de incentivo e carinho e de forma especial, à "minha chefe", Idinha pela oportunidade e constantes aprendizados na área de Radioterapia.

À todos os meus amigos que mesmo distantes contribuíram indiretamente para realizar mais essa jornada.

À CAPES pelo financiamento parcial desse trabalho.

"Determinação, coragem e autoconfiança são fatores decisivos para o sucesso. Se estamos possuídos por uma inabalável determinação, conseguiremos superá-los. Independentemente das circunstâncias, devemos ser sempre humildes, recatados e despidos de orgulho."

Dalai Lama

ACEITE, COMISSIONAMENTO E CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA

Dalila Luzia Toreti

RESUMO

A Radiocirurgia Estereotática é a técnica de tratamento que usa feixes estreitos de radiação focalizados com grande exatidão em uma lesão pequena. A introdução dos colimadores micro multi-lâminas (mMLC) permite que essa técnica alcance um maior grau de conformação de dose na lesão alvo, possibilitando uma menor irradiação das estruturas críticas e dos tecidos normais. Este trabalho visa apresentar os resultados dos testes de aceite e do comissionamento de um acelerador linear *Varian*[®] 6EX dedicado à Radiocirurgia, associado com o colimador multi-lâminas da *BrainLab*[®] instalado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP) e estabelecer um Programa de Garantia de Qualidade que seja exequível para os serviços que pretendem implantar essa técnica especial. Os resultados dos testes de aceitação mostraram-se coerentes e satisfatórios com as especificações definidas pelo fabricante e os testes de comissionamento ficaram dentro das recomendações internacionais. Os testes e as medidas que compõem o processo de controle de qualidade devem ser específicos para cada unidade de tratamento, assim como a necessidade, a frequência e os níveis de tolerância.

ACCEPTANCE, COMMISSIONING AND QUALITY CONTROL IN RADIOSURGERY

Dalila Luzia Toreti

ABSTRACT

Stereotactic Radiosurgery is a treatment technique that uses narrow beams of radiation focused with great accuracy in a small lesion. The introduction of micro multileaf collimators (mMLC) allows this technique to reach a higher degree of dose conformation of the target lesion allowing a smaller irradiation of critical structures and normal tissues. This paper presents the results of the acceptance tests and commissioning of a *Varian*[®] 6EX linear accelerator dedicated to radiosurgery associated with the *BrainLab*[®] micro multileaf collimator installed in the Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP) and establish feasible quality assurance program for the services that employ this special technique. The results of the acceptance tests were satisfactory and are willing with the specifications provided by the manufacturer and the commissioning tests were within the international recommendations. The tests and measures that are part of quality control process should be specific to each treatment unit, and the need, frequency and levels of tolerance.

~ SUMÁRIO					
1 INTRODUÇAO	6				
2. FUNDAMENTOS TEORICOS	10				
2.1. PARÂMETROS FÍSICOS DOS FEIXES DE RADIOCIRURGIA	10				
2.1.1. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)	10				
2.1.2. Fator de Rendimento	12				
2.1.3. Razão de "off-axis" ou perfis do feixe	12				
2.1.3.1. Planura	14				
2.1.3.2. Simetria	15				
2.1.4. Razão Tecido-Máximo (TMR)	16				
2.2. MEDIDAS DOS PARÂMETROS DO FEIXE	17				
2.2.1. Câmara de ionização	18				
2.2.2. Filme radiográfico	20				
2.2.3. Diodo	21				
2.3. FUNDAMENTOS DE DOSIMETRIA	22				
2.3.1. Dose absorvida em Radioterapia	22				
2.3.2. Equilíbrio eletrônico	23				
2.4. CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA	23				
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	25				
4. OBJETIVO	28				
5. MATERIAIS E MÉTODOS	29				
5.1. EQUIPAMENTO DE RADIOCIRURGIA	29				
5.2. SISTEMA DE MEDIDAS	30				
5.3. TESTES DE ACEITAÇÃO	32				
5.4. COMISSIONAMENTO	32				
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO	34				
6.1. TESTES DE ACEITAÇÃO	34				
6.1.1. Variação do isocentro mecânico com a rotação	34				
6.1.1.1. Rotação do colimador	34				
6.1.1.2. Rotação do cabeçote	35				
6.1.1.3. Rotação da mesa de tratamento	35				
6.1.2. Calibração da leitura da rotação do colimador e do cabeçote	37				
6.1.2.1. Colimador	37				

6.1.2.2. Cabeçote	37
6.1.3. Movimentos mecânicos da mesa	38
6.1.3.1. Rotação da mesa	38
6.1.3.2. Movimento lateral da mesa	39
6.1.3.3. Movimento longitudinal da mesa	39
6.1.3.4. Movimento vertical da mesa	40
6.1.4. Teste de isocentro de radiação	40
6.1.4.1. Colimador	41
6.1.4.2. Cabeçote	42
6.2. TESTES DE COMISSIONAMENTO	43
6.2.1. Determinação da porcentagem de dose profunda (PDP)	43
6.2.2. Razão Tecido-Máximo (TMR)	48
6.2.3. Perfil do feixe	49
6.2.4. Fator de Rendimento	54
6.3. PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE	56
7. CONCLUSÃO	58
GLOSSÁRIO	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Medida da porcentagem de dose profunda. O ponto M está na	
profundidade de dose máxima $(d_{máx})$ no simulador; o ponto Q é um ponto arbitrário	
no eixo central do feixe de radiação na profundidade d do simulador. DFS =	
distância foco superfície	11
Figura 2: Curva de PDP para um tamanho de campo 10 x 10 cm ² com uma DFS	
(distância fonte-superfície) de 100 cm para diferentes energias em MV	
(megavoltagem) de feixes de fótons	12
Figura 3: Exemplo de um perfil do feixe para dois tamanhos de campo $(10 \times 10 \text{ cm}^2)$	
e 30 x 30 cm ²) com feixe de energia de 10 MV para várias profundidades na água	14
Figura 4: Exemplo de um perfil do feixe para um campo 40 x 40 cm^2 com feixe de	
energia de 6 MV para várias profundidades na água, para avaliação da planura do	
feixe	15
Figura 5: Exemplo de um perfil do feixe para um campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$ com feixe de	
energia de 6 MV na profundidade de dose máxima (d_{max}) para avaliação da simetria	
do feixe	16
Figura 6: Medida da relação tecido-máximo. Os pontos M e Q estão no simulador na	
distância foco-isocentro do acelerador linear, d _{max} na profundidade de máxima dose,	
e Q na profundidade d. DFS = distância foco-superfície, DFI = distância foco-	
isocentro	17
Figura 7: Radiografia de uma micro-câmara de ionização cilíndrica	18
Figura 8: Acelerador Linear Clínico Varian 6EX do Hospital das Clínicas da	
Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP) acoplado com o colimador terciário	
micro multi-lâminas da <i>BrainLab</i> [®]	29
Figura 9: Diferentes detectores utilizados. A – câmara de ionização cilíndrica com	
volume sensível de 0,13 cm ³ ; B – câmara de ionização cilíndrica com volume	
sensível de 0,01 cm ³ (Pinpoint); C – diodo estereotático semi-condutor com	
diâmetro de 0,6 mm	31
Figura 10: Imagem do teste da variação do isocentro mecânico com a rotação do	
colimador	34
Figura 11: Imagem do teste da variação do isocentro mecânico com a rotação do	
cabeçote	35

Figura 12: Imagem do teste de variação do isocentro mecânico com a rotação da	26
mesa de tratamento	36
Figura 13: Imagem da intersecção das linhas de exposição realizadas em um filme	
radiográfico como resultado do teste de isocentro de radiação em relação à rotação	
do colimador	41
Figura 14: Imagem da intersecção das linhas de exposição realizadas em um filme	
radiográfico como resultado do teste de isocentro de radiação em relação à rotação	
do cabeçote	42
Figura 15: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com a câmara de	
ionização cilíndrica da <i>Scanditronix</i> de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático	
semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 6 mm x 6 mm	44
Figura 16: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com a câmara de	
ionização cilíndrica da Scanditronix de volume 0,01 cm^3 e com o diodo estereotático	
semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 12 mm x	
12mm	44
Figura 17: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de	
ionização cilíndricas da Scanditronix de volume 0,01 cm ³ e de 0,13 cm ³ e com o	
diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de	
campo 18 mm x 18 mm	45
Figura 18: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de	
ionização cilíndricas da Scanditronix de volume 0,01 cm ³ e de 0,13 cm ³ e com o	
diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de	
campo 42 mm x 42 mm	45
Figura 19: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de	
ionização cilíndricas da <i>Scanditronix</i> de volume 0,01 cm ³ e de 0,13 cm ³ e com o	
diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de	
campo 60 mm x 60 mm	46
Figura 20: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de	
ionização cilíndricas da <i>Scanditronix</i> de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o	
diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de	
campo 80 mm x 80 mm	46
-	

Figura 21: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de	
ionização cilíndricas da Scanditronix de volume 0,01 cm ³ e de 0,13 cm ³ e com o	
diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de	47
campo 100 mm x 100 mm	
Figura 22: Perfil dos feixes normalizados para campo de 6 mm x 6 mm à	
profundidade de 5 cm, utilizando a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01	
cm ³ e o diodo estereotático	50
Figura 23: Perfil dos feixes normalizados para campo de 12 mm x 12 mm à	
profundidade de 5 cm, utilizando a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01	
cm ³ (CC01) e o diodo estereotático	50
Figura 24: Perfil dos feixes normalizados para campo de 18 mm x 18 mm à	
profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01	
cm^3 (CC01) e de volume 0,13 cm^3 (CC13) e o diodo estereotático	51
Figura 25: Perfil dos feixes normalizados para campo de 42 mm x 42 mm à	
profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01	
cm^3 (CC01) e de volume 0,13 cm^3 (CC13) e o diodo estereotático	51
Figura 26: Perfil dos feixes normalizados para campo de 60 mm x 60 mm á	
profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01	
cm^3 (CC01) e de volume 0,13 cm^3 (CC13) e o diodo estereotático	53
Figura 27: Perfil dos feixes normalizados para campo de 80 mm x 80 mm à	
profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01	
cm^3 (CC01) e de volume 0,13 cm^3 (CC13) e o diodo estereotático	53
Figura 28: Perfil dos feixes normalizados para campo de 100 mm x 100 mm na	
profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume	
$0,01 \text{ cm}^3$ (CC01) e de volume $0,13 \text{ cm}^3$ (CC13) e o diodo estereotático	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Especificações técnicas das câmaras de ionização cilíndricas utilizadas nas	
medidas dosimétricas de campos pequenos	30
Tabela 2: Especificações técnicas do diodo estereotático semi-condutor	30
Tabela 3: Resultado do teste de variação do isocentro mecânico	36
Tabela 4: Resultado do teste de verificação da rotação do colimador	37
Tabela 5: Resultado do teste de variação da rotação do cabeçote	38
Tabela 6: Resultado do teste dos movimentos de rotação da mesa	38
Tabela 7: Resultado do teste dos movimentos laterais da mesa	39
Tabela 8: Resultado do teste dos movimentos longitudinais da mesa	39
Tabela 9: Resultado do teste dos movimentos verticais da mesa	40
Tabela 10: Resultado do teste de isocentro de radiação para o colimador e para o	
cabeçote	42
Tabela 11: Medidas da Porcentagem de Dose Profunda (%) na água utilizando	
câmara de ionização de volume 0,01 cm ³ e um fantoma automático ("Blue	
Phantom") a uma distância fonte-superfície de 100 cm	48
Tabela 12: Valores determinados para a Razão Tecido-Máximo com a câmara de	
ionização cilíndrica de volume 0,01 cm ³ e o fantoma automático	49
Tabela 13: Dados da penumbra e simetria de um dado campo estreito (18 mm x 18	
mm) para cada detector empregado e para um filme radiográfico	53
Tabela 14: Fatores de rendimento determinados para diferentes tamanhos de campos	
formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do colimador secundário	
normalizados para o campo de referência 100 mm x 100 mm	54
Tabela 15: Fatores de espalhamento do colimador determinados para diferentes	
tamanhos de campos formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do	
colimador secundário normalizados para o campo de referência 100 mm x 100 mm	55
Tabela 16: Procedimentos de controle de qualidade diário e critérios estabelecidos	56
Tabela 17: Procedimentos de controle de qualidade mensal e critérios estabelecidos	56
Tabela 18: Procedimentos de controle de qualidade trimestral e critérios	
estabelecidos.	57

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

SRS	Radiocirurgia Estereotática
SRT	Radioterapia Estereotática
IEC	International Electrotechnical Commission
TRS	Technical Report Series
ICRU	International Commission on Radiation units and measurements
IAEA	International Atomic Energy Agency
TG	Task Group
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
2D	2 dimensões
3D	3 dimensões
DFS	Distância fonte-superfície
DFI	Distância fonte-isocentro
d _{máx}	Profundidade de dose máxima

1. INTRODUÇÃO

A Radiocirurgia Estereotática (SRS), ou Radiocirurgia, combina o uso de um aparato estereotático e feixes de radiação para irradiar a lesão em uma única aplicação. A Radioterapia Estereotática (SRT) utiliza um aparato estereotático e feixes de radiação em múltiplas frações ou aplicações. SRS e SRT são duas técnicas que requerem uma definição exata da forma e da localização da lesão, desenvolvimento e liberação do plano de tratamento. Essas técnicas de tratamento empregam campos de irradiação de diâmetro pequeno (entre 5 mm e 40 mm), em doses altas (em torno de 2000 cGy), para tratamento de lesões intracraniais localizadas por meios estereotáticos. Dessa forma, umas das características importantes desta técnica é a necessidade de utilização de feixes de radiação de pequeno diâmetro, dirigidos precisamente para o volume a ser tratado^{[1], [2]}.

Para a aplicação dessa técnica radiocirúrgica são necessários os seguintes requisitos: 1) um sistema de fixação da cabeça do paciente com o objetivo de obter as coordenadas tridimensionais do alvo de tratamento e das estruturas intracraniais; 2) aquisição de imagens radiológicas como uma tomografia computadorizada, ressonância magnética ou uma angiografia intracranial que permitam a visualização da lesão e da anatomia intracranial; 3) um sistema de computação que possibilite a importação das imagens radiológicas e execute o cálculo matemático das distribuições de doses do planejamento; 4) determinação das coordenadas estereotáticas para localizar o centro de tratamento e todas as estruturas anatômicas adjacentes ao volume alvo e 5) equipamento emissor de radiação.

A SRS foi primeiramente desenvolvida por Leksell na década de 40 com o intuito de eliminar lesões intracraniais. Ele definiu a radiocirurgia como sendo "todo o procedimento de irradiação localizada, usando fontes externas ao crânio, destinado à destruição de pequeno volume de tecido, normal ou patológico, de situação geralmente profunda, localizado por procedimentos estereotáticos e realizado com finalidade terapêutica^[1].

Leksell utilizou inicialmente um aparelho de raios-X de 200-300 kVp como fonte de radiação e um sistema de estereotaxia desenvolvido por ele mesmo. Como a energia dos feixes de raios-X não era suficientemente alta para proporcionar o gradiente de dose desejado fora do volume de tratamento, foi proposta a utilização de outros equipamentos emissores de radiação. Dessa forma, em associação com Borje Larsson da Universidade de Uppsala, Leksell começou a contribuir com uma série de investigações utilizando feixe de prótons de alta energia da unidade do cíclotron como ferramenta neurológica. Em 1954, John Lawrence utilizou partículas carregadas do cíclotron em Berkeley, Califórnia, para a irradiação da glândula pituitária, com o objetivo de suprimir a dor de pacientes ^[3].

Raymond Kjellberg em 1959 começou a utilizar a irradiação estereotática na unidade de cíclotron em Boston (Harvard) usando o princípio do pico de Bragg dos feixes de prótons ^[4]. Na década de 70 houve muitas colaborações essenciais no uso médico da irradiação com feixes de prótons na antiga União Soviética.

Diversos avanços tecnológicos foram incorporados a essa técnica e em 1967, Leksell finalizou o desenvolvimento do primeiro equipamento dedicado exclusivamente a radiocirurgia estereotática, conhecida como *Gamma Knife*, que é composta de múltiplas fontes de ⁶⁰Co que são colocadas em uma espécie de capacete com aberturas circulares para a colimação ^[5]. Originalmente empregava 179 fontes de cobalto-60, e posteriormente em 1975, Leksell completou a instalação da segunda geração da unidade gama, que utilizava 201 fontes de cobalto-60, que é o equipamento atualmente disponível no mercado. Nessa época também foram incorporadas as técnicas de imagem, como a tomografia computadorizada, imagens de ressonância magnética, medicina nuclear, angiografias, etc.

Apesar dos feixes de partículas carregadas e de cobalto-60 serem suficientemente energéticos para produzirem um gradiente de dose ideal, esses equipamentos são extremamente sofisticados e caros, além se serem utilizados apenas para essa função. Dessa forma, na década de 80, houve um estímulo para o desenvolvimento de novas alternativas de radiocirurgia, de custo mais baixo e que também pudessem ser utilizados em outras técnicas, baseados no uso de acelerador linear clínico (LINAC) como fonte de radiação ^{[6], [7], [8]}. Além disso, observou-se um aumento significativo no desenvolvimento da radiocirurgia estereotática e dos sistemas estereotáticos ao redor do mundo.

Durante esses últimos anos foram sendo incorporadas várias melhorias nessa técnica devido ao avanço na tecnologia dos aceleradores e na capacidade de processamento computacional, assim como nas técnicas de posicionamento, imobilização e, principalmente, na dosimetria dos campos pequenos.

Uma das melhorias mais significativas foi a introdução comercial dos colimadores micro multilâminas (mMLC). Além de substituírem os blocos para conformação dos campos de radiação no volume alvo, esses colimadores multilâminas permitem a realização de técnicas que possam alcançar um maior grau de conformidade da dose no volume alvo e liberar uma menor dose nos tecidos normais e nas estruturas críticas. Desde então, o uso de

campos conformacionais definidos por tais colimadores personalizados, juntamente com aceleradores lineares, tem sido empregado na técnica de Radiocirurgia ^[9]. Essa técnica se expandiu, sendo atualmente aplicada em lesões extracraniais ^[10], possibilitando o fracionamento da dose, o que pode ser conveniente para determinados tipos de lesões.

Um acelerador linear, antes de ser utilizado em tratamentos de radioterapia, precisa cumprir uma série de requisitos. Tais requisitos incluem os testes de aceitação e o comissionamento^[11].

Os testes de aceitação são realizados com o objetivo de assegurar que as especificações contidas durante a compra do equipamento estão sendo cumpridas e que estão dentro das recomendações fornecidas pela *International Electrotechnical Commission* (IEC). Essas verificações se iniciam com testes de segurança, seguidos pelos testes mecânicos e, as medidas dosimétricas, nas quais estabelecem que a distribuição de dose em profundidade e as características do perfil do feixe clínico satisfaçam às especificações fornecidas pelo fabricante. Na etapa de aceitação devem estar presentes o representante do fabricante e do serviço de radioterapia e o físico, para realizar e/ou acompanhar todos os testes, comprovando assim as conformidades com as especificações, de acordo com o TEC DOC 1151 ^[12]. Para isso existem vários protocolos nacionais e internacionais para orientar o físico na execução desses testes.

Os testes de aceite para a Radiocirurgia são semelhantes aos testes realizados por ocasião da instalação de um novo acelerador linear. Entretanto, a precisão mecânica e a estabilidade do isocentro, quando da rotação de todos os eixos – cabeçote ("gantry"), colimador e mesa - devem ser estabelecidas antes de qualquer procedimento, sendo que a rotação desses eixos deve coincidir dentro de uma esfera de diâmetro $\leq 1 \text{ mm}^{[1]}$.

O comissionamento de um equipamento para uso em radioterapia de feixes externos inclui uma série de tarefas que são capazes de determinar todos os dados necessários para o cálculo da dose ^[11]. Dessa forma, o comissionamento tem por finalidade:

- a) Verificar o desempenho do acelerador;
- b) Configurar os feixes de radiação para uso clínico;
- c) Proporcionar dados para o futuro Programa de Garantia de Qualidade.

Essas tarefas consistem em adquirir todos os dados do feixe de radiação necessários para o tratamento tais como: porcentagem de dose profunda (PDP); razão tecido-máximo (TMR); perfil do feixe; fator espalhamento e fator rendimento. A organização desses dados é primordial para alimentar o sistema de planejamento de tratamento computadorizado.

Outras etapas adicionais também são relevantes durante este processo de comissionamento: desenvolver toda a dosimetria e os procedimentos do planejamento; verificar a exatidão desses procedimentos; estabelecer os testes de um programa de controle de qualidade ^[11].

Após a realização do comissionamento, o equipamento é liberado para a utilização no tratamento dos pacientes, devendo-se tomar os devidos cuidados com os testes e os procedimentos de dosimetria de rotina, para a verificação da reprodutibilidade do sistema utilizado ^[11]. Para isso, o protocolo mais utilizado no Brasil é o TRS 398 ^[13]. Esse protocolo apresenta as recomendações, por exemplo, para a dosimetria dos feixes de fótons de alta energia utilizados em Radioterapia.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. PARÂMETROS FÍSICOS DOS FEIXES DE RADIOCIRURGIA

As medidas realizadas para a determinação dos parâmetros dosimétricos para caracterização de feixes de radiocirurgia são essencialmente iguais àquelas realizadas para os feixes de radioterapia convencional. Todos os parâmetros dosimétricos são medidos em simuladores equivalentes ao tecido, feitos com materiais de mesma densidade e número de elétrons por unidade de massa igual ao do tecido, que absorvem ou espalham os fótons do de modo similar ao tecido. Os parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia dependem da profundidade do ponto de medida do simulador, do sistema de colimação e do espectro dos feixes de fótons que são produzidos pelo acelerador linear.

2.1.1. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A distribuição de dose em profundidade ou porcentagem de dose profunda correlaciona a variação da dose em função da profundidade no eixo central do feixe de radiação num meio, normalizada para 100 em d_{max} ^[11], definida como profundidade de dose máxima. Como indicado na Figura 1, a porcentagem de dose profunda pode ser definida como o quociente da dose absorvida em um ponto arbitrário Q no eixo central do feixe em um meio, D_Q, com relação à dose absorvida na profundidade de dose máxima, D_M, de acordo com a Equação 1:

$$PDP = \frac{D_Q}{D_M} x100$$
 (Equação 1)

A PDP depende da profundidade, do tamanho de campo, da distância fontesuperfície e da energia do feixe.



Figura 1: Medida da porcentagem de dose profunda. O ponto M está na profundidade de dose máxima ($d_{máx}$) no simulador; o ponto Q é um ponto arbitrário no eixo central do feixe de radiação na profundidade d do simulador. DFS = distância foco superfície

Geralmente quando um feixe de fótons de alta energia penetra em um meio, a dose aumenta rapidamente até um valor máximo, chamada de profundidade de dose máxima (d_{max}) . A região entre a superfície e a d_{max} é chamada região de "*build-up*", e na radioterapia convencional este efeito de dose baixa na pele se refere como efeito de proteção da pele ou preservação da pele ("*skin-sparing*"). Na região posterior à d_{max} , a dose diminui exponencialmente com a profundidade, conforme mostra a Figura 2. A magnitude de d_{max} depende da energia e da colimação do feixe, da densidade e número atômico do meio.



Figura 2: Curva de PDP para um tamanho de campo 10 x 10 cm² com uma DFS (distância fonte-superfície) de 100 cm para diferentes energias em MV (megavoltagem) de feixes de fótons ^[11].

2.1.2. Fator de Rendimento

A taxa de dose depende do sistema de colimação do feixe, ou seja, do tamanho de campo. Dessa forma, os aceleradores lineares são calibrados para que um campo de referência de 10 x 10 cm², a uma distância foco-superfície (DFS) nominal de 100 cm, na profundidade de dose máxima d_{max} e de forma que a dose por UM (Unidade Monitora) seja igual a 1 cGy. Deste modo, a dose D_M para os campos inferiores a 10 x 10 cm² apresentará valores menores do que 1, e para campos maiores, valores maiores que 1.

2.1.3. Razão de "off-axis" ou perfis do feixe

Distribuições de dose ao longo do eixo central do fixe fornecem apenas uma parte das informações necessárias para uma visualização da distribuição da dose no paciente. Distribuições de dose em 2D e 3D são determinadas com dados do eixo central em conjunto com os perfis de dose fora do raio central ("*off-axis*").

Na forma mais simples, os dados "*off-axis*" são obtidos por meio de medidas dos perfis do feixe perpendicularmente ao eixo central do feixe em uma dada profundidade do objeto simulador. As profundidades de medidas são normalmente na profundidade de dose máxima (d_{max}) além da profundidade de 10 cm considerada como sendo a profundidade de referência para a calibração de feixes de fótons de alta energia, além de outras profundidades requeridas pelo sistema de planejamento de tratamento em particular usado no hospital.

A combinação da distribuição de dose no eixo central com os dados "off-axis" resulta em uma matriz de dose-volume que fornece informações 2D e 3D da distribuição de dose. A razão "off-axis" (OAR) é definida normalmente como a razão de dose em um ponto "off-axis" em relação ao eixo central do feixe para uma mesma profundidade no objeto simulador.

Perfis do feixe de raios-X de megavoltagem consistem em regiões distintas: central e penumbra, conforme ilustrado na Figura 3. A região central representa a porção central do feixe estendendo-se desde o feixe do eixo central a 1-1,5 cm da borda do campo geométrico do feixe ^[11]. O tamanho de campo geométrico, indicado pelo campo luminoso, é definido normalmente como sendo a separação entre os pontos no nível de dose a 50% no perfil do feixe. Para aceleradores lineares, a região central do perfil do feixe é afetada pela energia dos elétrons que atingem o alvo, pelo número atômico do alvo e pelo número atômico do filtro aplainador e pela forma geométrica do campo.

Na região de penumbra do perfil de dose, definida como a distância lateral entre 80% e 20% da dose na borda do campo no perfil do feixe, as doses mudam rapidamente e depende também dos colimadores que definem o campo, do tamanho finito do ponto focal (tamanho da fonte) e do desequilíbrio eletrônico lateral^[11].



Figura 3: Exemplo de um perfil do feixe para dois tamanhos de campo $(10 \times 10 \text{ cm}^2 \text{ e } 30 \times 30 \text{ cm}^2)$ com feixe de energia de 10 MV para várias profundidades na água ^[11].

2.1.3.1. Planura

A planura do feixe F é avaliada pela determinação dos valores dos pontos de dose máxima D_{max} e dose mínima D_{min} no perfil do feixe dentro do comprimento do feixe central de 80% e usando a seguinte relação (Equação 2) e conforme a Figura 4^[11]:

$$F = 100 \cdot \frac{D_{\text{max}} - D_{\text{min}}}{D_{\text{max}} + D_{\text{min}}}$$
(Equação 2)

Aceleradores lineares para uso clínico normalmente requerem que a planura F seja menos que 3% quando medidos em um objeto simulador de água na profundidade de 10 cm e com uma DFS de 100 cm para o maior tamanho de campo disponível (normalmente $40 \times 40 \text{ cm}^2$)^[11].



Figura 4: Exemplo de um perfil do feixe para um campo 40 x 40 cm² com feixe de energia de 6 MV para várias profundidades na água, para avaliação da planura do feixe ^[11].

Em conformidade com as especificações da planura do feixe na profundidade de 10 cm na água resulta em um maior "achatamento" para d_{max} , que se manifesta na forma de "chifres" no perfil, e em um menor "achatamento", o que se agrava progressivamente quando a profundidade d aumenta de 10 cm para maiores profundidades. Esse maior "achatamento" e menor "achatamento" dos perfis do feixe são causados por uma energia efetiva menor do feixe nas direções fora do eixo comparado com os feixes na direção do eixo central ^[11].

2.1.3.2. Simetria

A simetria do feixe S é determinada normalmente na profundidade de dose máxima (d_{max}) o qual representa a profundidade de dose mais sensível para a avaliação desse parâmetro de uniformidade do feixe. Áreas sob a profundidade de d_{max} do perfil do feixe de cada lado (esquerdo e direito) do eixo central se estendem para o nível de dose de 50% (normalizado a 100% no ponto do eixo central), conforme Figura 5, são determinadas e S é então calculada conforme equação 3^[11]:

$$S = 100x \frac{area_{esuquerda} - area_{direita}}{area_{esuquerda} + area_{direita}}$$
(Equação 3)



Figura 5: Exemplo de um perfil do feixe para um campo 40 x 40 cm² com feixe de energia de 6 MV na profundidade de dose máxima (d_{max}) para avaliação da simetria do feixe ^[11].

2.1.4. Razão Tecido-Máximo (TMR)

Na aplicação da técnica da radiocirurgia com acelerador linear, a radiação é dirigida ao alvo intracranial por meio de feixes não coplanares de várias direções que particularmente caracterizam uma determinada técnica empregada. Embora as técnicas radiocirúrgicas variem consideravelmente no modo pelo qual a dose é cedida ao alvo de tratamento, o centro do volume alvo é sempre colocado preferencialmente no isocentro do sistema de irradiação. Em um tratamento isocêntrico, a distância do foco emissor de radiação para o centro do alvo, chamada distância foco-isocentro (DFI) permanece constante, independentemente da direção de entrada do feixe. O parâmetro que muda de um feixe de radiação para outro é a espessura de tecido da superfície ao centro do alvo, como conseqüência, ocorre uma mudança na distância foco-superfície.

Como indicado na Figura 6, a TMR é uma relação entre duas doses D_Q e D_M ou duas taxas de dose em um simulador, medidas no isocentro: D_Q com uma espessura d de tecido acima do isocentro, e D_M com uma espessura d_{max} de tecido acima do isocentro. Neste caso, o ponto de interesse está no isocentro; deste modo o tamanho do campo no isocentro permanece constante, enquanto à distância foco-superfície sofre variações ^[11]. Dessa forma, a razão tecido-máximo (TMR) é definida como sendo dada pela equação 4:



Figura 6: Medida da relação tecido-máximo. Os pontos M e Q estão no simulador na distância foco-isocentro do acelerador linear, d_{max} na profundidade de máxima dose, e Q na profundidade d. DFS = distância foco-superfície, DFI = distância foco-isocentro.

2.2. MEDIDAS DOS PARÂMETROS FÍSICOS DO FEIXE

Para a realização das medidas dos parâmetros dosimétricos dos feixes de radiocirurgia e das distribuições das doses são diversos os sistemas dosimétricos.

Um sistema dosimétrico é um dispositivo com um sistema de leitura. Tal sistema é capaz de medir e avaliar, seja direta ou indiretamente, grandezas físicas tais como exposição, kerma, dose absorvida ou dose equivalente, ou ainda suas derivadas no tempo (taxas) ou grandezas relacionadas às radiações ionizantes.

Na radioterapia é importante determinar, de forma mais exata possível, a dose absorvida na água, em um ponto específico, e sua distribuição espacial, bem como inferir a dose em um órgão de interesse do paciente. A exatidão, precisão, linearidade, dependência com a dose e a taxa de dose, dependência energética, dependência direcional e resolução espacial são as principais propriedades que caracterizam os dosímetros. Como nem todos podem satisfazer simultaneamente todas essas características escolhe-se o mais conveniente para cada situação clínica de tratamento ^[11].

2.2.1. Câmara de ionização

A câmara de ionização é o detector mais comumente utilizado na aquisição de dados em feixes de radioterapia, além de ser o instrumento de referência para a calibração dos feixes físicos. Porém, para os campos pequenos de radiocirurgia, cuidados especiais devem ser tomados para assegurar que as dimensões do volume sensível da câmara sejam consideravelmente menores que os feixes de radiação usados nessa técnica.

Uma câmara de ionização é formada por uma cavidade cercada de uma parede de material condutor e um eletrodo central coletor. A parede e o eletrodo estão separados por um isolante para reduzir a corrente de fuga quando se aplica uma determinada tensão de polarização à câmara ^{[6], [11]}.

A câmara de ionização usualmente considerada como sendo de referência em Radioterapia é a câmara cilíndrica do tipo Farmer com 0,6 cm³ de volume sensível. Contudo, tem-se difundido o uso de câmaras cilíndricas de volumes pequenos (diâmetro de 2 mm ou menor), devido à sua eficiência em evitar problemas associados com a falta de equilíbrio eletrônico dos feixes estreitos de radiação, conforme ilustrado na Figura 7. Essas câmaras são utilizadas principalmente para verificação de dose em campos com altos gradientes de dose e podem também auxiliar no levantamento de dados dosimétricos para o comissionamento dos feixes de radiação ^[11].



Figura 7: Radiografia de uma micro-câmara de ionização cilíndrica ^[14].

Uma câmara de ionização pode ser considerada como um capacitor no qual a corrente ou a carga é induzida pela ação do feixe de radiação. O baixo sinal produzido deve ser medido por um equipamento muito sensível, no caso um eletrômetro ^[11]. Esse eletrômetro deve possuir um circuito de alimentação de voltagem que permita selecionar a

magnitude e a polaridade da tensão aplicada, permitindo que se conheça a resposta da câmara, em termos de eficiência de coleção de cargas para cada feixe em particular.

Os procedimentos a serem seguidos para a calibração de um feixe de radiação são descritos em protocolos de dosimetria, tais como o da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) ^[13]. Estes procedimentos asseguram um alto nível de consistência na determinação da dose entre os diferentes centros de Radioterapia em um determinado país e também entre um país e outro.

A câmara de ionização é a ferramenta mais utilizada para a determinação da dose absorvida por meio da utilização de coeficientes de calibração que asseguram a rastreabilidade com padrões nacionais e internacionais. Os protocolos fornecem o formalismo apropriado e os dados necessários para relacionar a calibração da câmara de ionização em um laboratório padrão com a medição da dose na água em condições de referência no feixe clínico. Atualmente são usados os protocolos baseados em coeficientes de calibração de dose absorvida na água. Estes coeficientes são obtidos geralmente em feixes de Cobalto 60 nos laboratórios de dosimetria de calibração secundária (SSDLs).

A primeira etapa na utilização de um protocolo é a determinação do sinal da câmara corrigindo a carga da câmara pelas grandezas de influência que possam afetar o sinal da câmara, definido por M_{Q_0} . A dose absorvida na água na profundidade de referência de um feixe de qualidade de referência Q_0 é dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} \cdot N_{D,w,Q_0}$$

O termo N_{D,w,Q_0} é o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água, obtido no laboratório de calibração secundária. As grandezas de influência que devem ser levadas em conta nas medidas da câmara são a temperatura, pressão e umidade do ar, tensão e polaridade aplicadas, corrente de fuga da câmara, e o efeito haste da câmara. Seguindo este procedimento, a dose absorvida pode ser obtida e comparada com a dose em condições de referência ^[13].

2.2.2. Filme radiográfico

Os filmes radiográficos servem como detectores de radiação, sendo dosímetros relativos, dispositivos de exposição e meio de arquivo de informação. Eles são construídos sobre uma base fina de plástico (acetato ou resina de poliéster) contendo uma emulsão sensível à radiação (grãos de brometo e prata AgBr suspensos em base gelatinosa) que reveste uniformemente um ou ambos os lados da base. A ionização do AgBr em grãos, como resultado da interação com a radiação, forma uma imagem latente no filme. A imagem é visível somente quando o filme é revelado, sendo que os grãos expostos à radiação se reduzem à prata metálica. O filme é então fixado através de uma solução que dissolve o brometo de prata e a gelatina que não foram expostos à radiação, e por fim é enxaguado e seco ^[6].

A luz transmitida é função da opacidade do filme e pode ser medida em termos da densidade óptica (DO) com equipamento de medição (densitômetros). Como leitores de DO são utilizados os densitômetros, densitômetros a laser, digitalizadores automáticos ("scanner"), etc. Em geral, o leitor consiste de uma fonte luminosa, uma pequena abertura pela qual a luz é direcionada e um detector de luz (fotocélula) para medir a luz transmitida através do filme.

Devido à presença da prata (Z=45) e pelo fato do efeito fotoelétrico variar com o cubo do número atômico, o filme dosimétrico apresenta dependência energética, que é mais crítica para a radiação espalhada abaixo de 150 keV. Com isso, a faixa na qual o filme pode ser utilizado como dosímetro é limitada segundo o seu tipo e energia do feixe de radiação.

Na radioterapia são utilizados filmes de exposição direta, filmes para simulação, filmes de chassi metálico para imagens portais, etc. As aplicações típicas dos filmes dosimétricos incluem dosimetria relativa para feixes de elétrons, controle de qualidade dos equipamentos (p. ex. coincidência de campo luminoso e de radiação, isocentricidade do colimador, do sistema de suporte funcional, mesa de tratamento, etc.), simetria e planura do feixe, distribuições de dose, verificação de técnicas de tratamento (controle de qualidade pré-tratamento), imagens portais e comissionamento de equipamentos ^[11].

2.2.3. Diodo

Um diodo é um semicondutor de junção p-n, produzido em base de silício com material tipo p (p-Si), ou tipo n (n-Si), e dopado na superfície com material oposto. Apenas o tipo p-Si é adequado como dosímetro em radioterapia, uma vez que sofre menos dano pela radiação e tem uma corrente de fuga muito menor^[11].

A radiação produz pares elétron-lacuna (e-l) no corpo do dosímetro, incluindo a camada de depleção. As cargas (ou portadores minoritários de carga) produzidas no corpo do dosímetro, dentro do comprimento de difusão, se difundem na região de depleção. Elas são arrastadas pela região de depleção sob a ação do campo elétrico devido ao potencial intrínseco. Desta forma gera-se uma corrente na direção reversa no diodo ^[11].

Diodos são mais sensíveis e menores em tamanho do que as câmaras de ionização típicas empregadas na Radioterapia. São considerados como sendo dosímetros relativos e não devem ser usados para calibração absoluta de feixes clínicos, uma vez que sua sensibilidade varia em função da dose acumulada devido ao dano produzido pela radiação. Os diodos são particularmente úteis nas medidas em objetos simuladores, como por exemplo, em campos pequenos usados em Radiocirurgia Estereotática ou em áreas de alto gradiente de dose, como nas regiões de penumbra. Eles são particularmente úteis para o uso com equipamentos de varredura.

Os diodos mostram uma variação na resposta de dose com a temperatura e isto é muito importante para tratamentos que envolvam um tempo de exposição maior ^[11]. Além disto, devido à dependência do sinal da taxa de dose, devem-se tomar cuidados adicionais com diferentes distâncias foco-pele, com a dependência angular (direcional) e com a dependência energética, mesmo para variações pequenas na composição espectral dos feixes de radiação, já que esse parâmetro é importante para medidas de doses de entrada e de saída.

2.3. FUNDAMENTOS DE DOSIMETRIA

2.3.1. Dose absorvida em Radioterapia

A energia é entregue à matéria, na qual a radiação indiretamente ionizante transfere energia às partículas carregadas secundárias, resultando no kerma e, após essa etapa, essas partículas carregadas transferem parte de sua energia cinética ao meio e parte de sua energia é perdida na forma radiativa ^[11].

A dose absorvida está relacionada à grandeza física estocástica energia entregue (ou cedida) na matéria. A dose absorvida é definida como a energia média E entregue pela radiação ionizante à matéria de massa m em um volume finito V:

$$D = \frac{d \overline{E}}{dm}$$

A energia entregue *E* é a soma de todas as energias que entram no volume de interesse menos todas as energias que saem do volume, levando em conta qualquer processo de conversão entre massa e energia que ocorra dentro do volume. No caso dos elétrons, que depositam energia ao longo de suas trajetórias dentro do meio, a absorção da energia não ocorre no mesmo local da transferência de energia, esta última descrita pelo kerma. A unidade de dose absorvida é o joule por kilograma (J/Kg), à qual foi dada o nome de Gray (Gy).

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU) recomenda uma exatidão global de $\pm 5\%$ ^[15] na dose entregue ao volume alvo em radioterapia. Este valor é baseado na análise da resposta dos tecidos à irradiação e na avaliação das incertezas envolvidas na liberação de dose ao paciente.

Umas das partes mais importantes que antecede o processo de liberação da dose ao paciente é a calibração dos feixes de fótons e elétrons produzidos nos equipamentos de radioterapia. A dose absorvida em um equipamento de radioterapia é definida pela medida da dose em um ponto P em uma profundidade de referência d_{ref} em um objeto simulador equivalente à água, a uma distância nominal fonte-superfície e para um tamanho de campo de referência 10 x 10 cm², definido na superfície do objeto simulador. A taxa de dose

assim obtida é dada em unidades de Gy/UM, sendo UM correspondente a uma unidade monitora no acelerador linear.

2.3.2. Equilíbrio eletrônico

De acordo com a definição da grandeza exposição, os elétrons produzidos pela interação da radiação com a matéria devem perder toda a sua energia por meio de ionização num volume específico de ar, e as cargas de mesmo sinal devem ser somadas. Entretanto, alguns elétrons produzidos neste volume específico depositam sua energia fora deste mesmo volume, produzindo cargas que serão consideradas na soma total. Por outro lado, os elétrons produzidos fora do volume específico podem entrar neste volume e ser considerados na soma total das cargas produzidas. Se as cargas produzidas forem compensadas pelas cargas a mais consideradas, existirá a condição de equilíbrio eletrônico, necessária para a definição de exposição ^[16].

Desta forma, "as capas de equilíbrio eletrônico" das câmaras de ionização são utilizadas somente para campos de radiação de energias altas, para atenuar os fótons e proporcionar a condição de equilíbrio eletrônico.

Na dosimetria de campos pequenos a ausência desse equilíbrio eletrônico é o principal problema, de forma que o próprio detector produz uma perturbação e uma difícil interpretação da medida.

2.4. CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOCIRURGIA

Um Programa de Garantia de Qualidade é o método mais simples e eficaz de reduzir acidentes em radioterapia. Os principais argumentos para a necessidade da Garantia de Qualidade em Radioterapia, de acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS)^[12] são os seguintes:

- A Garantia de Qualidade minimiza os erros na planificação de tratamentos e na administração da dose ao paciente e, portanto, melhora os resultados da radioterapia, aumentando a taxa de remissões e diminuindo a taxa de complicações e reincidências;

- A Garantia de Qualidade permite a intercomparação consistente de resultados entre centros de radioterapia distintos, tanto em nível nacional como internacional, garantindo uma dosimetria e administração do tratamento de forma mais uniforme e exata;

- As características superiores dos equipamentos modernos de radioterapia não podem ser aproveitadas completamente sem um programa de garantia de qualidade, de forma que se alcance um elevado nível de exatidão e consistência.

As técnicas de Radiocirurgia se baseiam em combinações específicas de rotações de cabeçote do acelerador, colimador e mesa. Medidas de garantia de qualidade devem ser tomadas para garantir, por exemplo, que não haja movimento inadvertido da mesa, além de prevenir colisões entre o cabeçote e a mesa, os suportes e o paciente. Uma técnica de imobilização rígida, usando fixação do crânio com pinos, não garante a ausência de movimento do paciente e dos órgãos. Por isso, uma possível movimentação do anel estereotático durante o procedimento radiocirúrgico, e a interferência ou artefato causado pelo sistema de imobilização nas imagens também devem ser avaliados.

Um Programa de Garantia de Qualidade deve incluir testes para o sistema de localização e imobilização estereotático, testes dosimétricos e do sistema de planejamento e testes de liberação do tratamento.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Existem alguns trabalhos de comissionamento do feixe para uso em radiocirurgia utilizando colimadores micro multi-lâminas ^{[14], [17] - [29]}.

Boyer e seus colaboradores ^[17] avaliaram as medidas dosimétricas para o uso clínico de um colimador multi-lâminas e verificaram que a penumbra do feixe (20 a 80% da dose) do colimador multi-lâminas é ligeiramente mais alargada (1 – 3 mm) do que a penumbra das janelas do colimador convencional. As curvas de isodose dos campos formados por blocos convencionais e as curvas de isodose em campos formados pelo colimador multi-lâminas demonstraram que a isodose de 90% e 10% das multi-lâminas ficaram próximas às curvas formadas pelos blocos convencionais.

Cosgrove e seus colaboradores ^[18] caracterizaram as propriedades dosimétricas básicas do colimador micro multi-lâminas através da transmissão das lâminas, fuga e penumbra do feixe, e também verificaram a exatidão dosimétrica e geométrica do mMLC em conjunto com um sistema de planejamento estereotático *BrainSCAN* v3.5. Eles puderam verificar que todos os testes realizados com o mMLC e com o sistema de planejamento indicaram que o volume do alvo pode ser exatamente irradiado com a precisão utilizada nas aplicações radiocirúrgicas. Os cálculos de dose utilizando os dados medidos dos fatores rendimento relativo, TMR e OAR produziram distribuições de dose que foram comparadas muito bem com as medidas para os tamanhos de campo normalmente utilizados para aplicações radiocirúrgicas intracraniais (até 5 x 5 cm²).

Belec e seus colaboradores ^[19] desenvolveram um cálculo baseado no método de Monte Carlo para as distribuições de dose de alguns planos de tratamento como uma ferramenta de verificação, utilizando um mMLC que foi acoplado em um acelerador linear de 6 MV. Eles compararam o cálculo por Monte Carlo com as medidas feitas com um diodo e um filme radiográfico para campos pequenos quadrados e irregulares incidentes em um objeto simulador de água. Concluíram que o cálculo de Monte Carlo concorda com as distribuições de dose medidas dentro de 2%, exceto para tamanhos de campos menores que 1,2 cm.

Ding e seus colaboradores ^[20] investigaram a possibilidade de utilizar um método alternativo de comissionar os feixes de radiocirurgia formados por colimadores micro multi-lâminas usando simulações de Monte Carlo para obter as características dos feixes estreitos. Eles demonstraram que é muito importante que as medidas sejam feitas com detectores apropriados a fim de que se obtenham dados exatos para campos pequenos.

Com esse estudo, eles apresentaram um conjunto de dados para o comissionamento de um mMLC da *BrainLab*[®] para radiocirurgia estereotática de feixes de 6 e 10 MV.

A ausência do equilíbrio eletrônico é o principal problema nas medidas de dosimetria de campos pequenos devido à própria presença do detector produzir uma perturbação que torna a interpretação das medidas mais difícil, conforme relatado por *Ding* e seus colaboradores ^[21].

Yang e seus colaboradores ^[22] desenvolveram um modelo analítico para medir a dose no eixo central do feixe estreito de fótons de 6 MV de um acelerador linear dedicado à radiocirurgia. Eles verificaram que para feixes de raios entre 0,2 a 1,5 cm, as diferenças entre o fator espalhamento medido e o analítico não foram maiores do que 1,4%, assim como as diferenças entre a razão tecido-máximo (TMR) medida e o analítico ficaram dentro de 3,3%. Concluíram que o erro estimado do cálculo analítico foi menor que 2%, que é suficiente para validar os resultados das medidas.

Pappas e seus colaboradores ^[23] utilizaram quatro métodos diferentes de dosimetria para medir os perfis dos campos pequenos de 6 MV: câmara de ionização de volume pequeno, detector de diamante, diodo de silício e dosímetro de gel. Eles enfatizaram a necessidade de executar as medidas do perfil do feixe de campos pequenos (para aceitação, comissionamento, alimentação do sistema de planejamento e garantia de qualidade) usando mais do que um método dosimétrico, a fim de garantir uma maneira segura de diminuir todas as incertezas relacionadas aos tratamentos radiocirúrgicos.

Vieira ^[14] avaliou experimentalmente e teoricamente os feixes de fótons de um CLINAC 600C da *Varian*, com campos quadrados e, em seguida, com campos estreitos e circulares, obtidos com os colimadores micro multi-lâminas (mMLC) da *BrainLab*[®]. Ele observou que a dose absorvida é superestimada em até 2% utilizando o diodo, porém tal detector oferece uma resolução espacial maior para medidas de perfil de dose.

Vários trabalhos apresentam uma discrepância relevante nas principais medidas de feixes estreitos entre vários detectores de radiação. Como apontado por *Rice* e seus colaboradores ^[24], dosímetros pequenos devem ser usados para as medidas de parâmetros físicos do feixe estreitos, uma vez que a dose decai significativamente do centro para a periferia do detector. *Bjarngard* e seus colaboradores ^[25] compararam a simulação de Monte Carlo com as medidas da dose absorvida no eixo central dos feixes estreitos. Eles observaram a presença de artefatos na medida quando o detector é muito grande em relação ao tamanho do campo (para raio < 1,0 cm). *Serago* e seus colaboradores ^[26]

TMR. Eles concluíram que apenas diodos, dosímetros termoluminescentes (TLDs) e filmes radiográficos medem consistentemente o mesmo espalhamento total para tamanhos de campo menores que 8 mm. Para as medidas de TMR os mesmos tipos de dosímetros apresentam uma concordância dos dados dentro de 3%. A influência do tamanho do detector nas medidas do perfil do feixe também foi analisada por *Sibata* e seus colaboradores ^[27]. Eles descobriram que a câmara de ionização e a resposta do filme diferem significativamente em regiões onde o equilíbrio eletrônico não é alcançado.

Outros tipos de dosímetros utilizados normalmente, como diodos, TLDs, filmes possuem algumas desvantagens. Na verdade, como apontado por *McLaughlin* e seus colaboradores ^[28], o filme radiográfico não fornece exatamente a absorção de energia e as propriedades de transferência do tecido; os dosímetros termoluminescentes são mais complicados de serem usados e consomem muito tempo; diodos semicondutores possuem alta resolução espacial, mas possuem a desvantagem de não serem equivalentes à água. *Duggan e Coffey* ^[29] introduziram, no final da década de 90, o uso de uma micro câmara em um fantoma antropomórfico para assegurar a localização exata do alvo e a liberação da dose em radiocirurgia.

4. OBJETIVO

O objetivo geral desse trabalho é estabelecer um programa de controle de qualidade para um sistema de Radiocirurgia, baseado em um acelerador linear da *Varian* (6EX) associado com um sistema de colimador micro multi-laminas da *BrainLab*[®] instalado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – FMUSP. Os objetivos específicos podem ser divididos em três.

O primeiro deles foi realizar os testes de aceite no sistema de Radiocirurgia no acelerador linear com o colimador micro multi-lâminas e verificar se os resultados estavam dentro dos limites de tolerância fornecidos pelo fabricante. O segundo objetivo foi realizar os testes de comissionamento neste sistema utilizando um sistema dosimétrico apropriado para essa técnica, e com isso, obter os dados necessários para alimentar o sistema de planejamento. Enfim, o terceiro objetivo foi elaborar um documento de referência que possa ser usado como guia pelas autoridades regulatórias e, assim, contribuir com o processo de garantia de qualidade em tratamentos que utilizam esse tipo de colimador.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1. EQUIPAMENTO DE RADIOCIRURGIA

O acelerador linear clínico dedicado à técnica de Radiocirurgia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, da *Varian*, modelo CLINAC 6 EX, conforme a Figura 8, permite a irradiação de pacientes com feixes de fótons, além de ser isocêntrico e possibilitar a irradiação em campos fixos e rotatórios.

O sistema de micro multi-lâminas (mMLC), modelo m3 da *BrainLab*[®] é acoplado a esse acelerador como uma colimação terciária, conforme mostra a Figura 8. Ele é composto de 52 lâminas de tungstênio (26 pares) com movimento independente. Possui larguras das lâminas variáveis: 28 lâminas centrais de 3,0 mm; 12 lâminas intermediárias de 4,5 mm e as 12 lâminas externas de 5,5 mm.



Figura 8: Acelerador Linear Clínico *Varian* 6EX do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP) acoplado com o colimador terciário micro multi-lâminas da *BrainLab*[®].

5.2. SISTEMA DE MEDIDAS

A caracterização dosimétrica do CLINAC foi feita por meio de medidas de distribuições de dose em água, realizadas em um tanque de varredura automática "*Blue Phantom*" de 50 cm x 50 cm x 50 cm e seu eletrômetro DOSE 1, ambos da *Scanditronix*. Para essas medidas foram utilizados duas câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix*, uma com volume sensível de 0,13 cm³ (CC13) e a outra com volume sensível de 0,01 cm³ (CC01), conhecida como Pinpoint, e um diodo estereotático semi-condutor, também da *Scanditronix* com diâmetro de 0,6 mm. De acordo com o fabricante, as especificações de cada detector estão contidas na Tabela 1 e Tabela 2.

Tabela 1: Especificações técnicas das câmaras de ionização cilíndricas utilizadas nas medidas dosimétricas de campos pequenos.

	Volume cavidade (cm ³)	Comprimento	Raio	Espessura
Detector		cavidade	cavidade	parede
		(mm)	(mm)	(g/cm ²)
CC01	0,01	3,6	1,0	0,088
CC13	0,13	5,8	3,0	0,070

* Ambas as câmaras de ionização são à prova d´água.

Tabela 2: Especificações técnicas do diodo estereotático semi-condutor.

Detector	Ponto de	Forma	Diâmetro da	Espessura do
	medida efetivo	geométrica da	área ativa	volume ativo
	(mm)	área ativa	(mm)	(mm)
SFD Estereotático	< 0,9	Circular	0,6	0,06

Esses detectores estão ilustrados na Figura 9. As medidas seguem os padrões de calibração baseados na dose absorvida em água preconizados pelo protocolo de dosimetria da IAEA^[13].



Figura 9: Diferentes detectores utilizados. A – câmara de ionização cilíndrica com volume sensível de $0,13 \text{ cm}^3$; B – câmara de ionização cilíndrica com volume sensível de $0,01 \text{ cm}^3$ (Pinpoint); C – diodo estereotático semi-condutor com diâmetro de 0,6 mm.

As medidas por dosimetria fotográfica para um determinado tamanho de campo $(1,8 \times 1,8 \text{ mm}^2)$ foram realizadas com filmes radiográficos do tipo X-Omat V, de fabricação da Kodak, com dimensões de 15,0 cm x 28,0 cm.

5.3. TESTES DE ACEITAÇÃO

Os testes de aceitação foram feitos de acordo com as especificações do fabricante, em consonância com as recomendações estabelecidas pela IEC^[1], os quais serão todos descritos na próxima seção.

Os fabricantes fornecem um guia e os limites de tolerância para cada um dos testes de aceitação de uma máquina através do seu próprio procedimento de aceitação.

Os relatórios principais, como o TG–10^[30] e o TG–45^[31], fornecem um guia para os testes de aceitação, A recente publicação da AAPM (TG–106)^[32], que descreve os procedimentos e equipamentos utilizados no comissionamento de um acelerador linear, fornece os detalhes dos testes de aceitação de vários componentes.

Esses testes incluem a verificação do funcionamento de todos os movimentos do equipamento que devem ser suaves, não podendo ter folgas. Deve-se verificar, também, se estão em perfeitas condições de funcionamento os botões para desligamento de emergência, sistema de áudio e vídeo de comunicação com o paciente, e o mecanismo de desligamento de feixe na porta da sala. Deve-se verificar também se a blindagem está adequada por meio de medidas de levantamento radiométrico.

5.4. COMISSIONAMENTO

Para as medidas do comissionamento foi realizada a aquisição de dados dosimétricos que irão servir como parâmetros de entrada para o sistema de planejamento. Esses testes são semelhantes aos testes realizados na instalação de um novo acelerador linear, porém a aquisição de dados dosimétricos para campos pequenos formados pelas lâminas do colimador micro multi-lâminas (mMLC) se torna o principal desafio.

As medidas de Porcentagem de Dose Profunda (PDP) nesse acelerador foram realizadas empregando um sistema automático de varredura ("*Blue Phantom*" da *Scanditronix*) 50 x 50 x 50 cm³ para facilitar as medidas em diversas profundidades e para vários tamanhos de campo formados com o deslocamento automático das lâminas do sistema de micro multi-lâminas da *BrainLab*[®] (6 x 6; 12 x 12, 18 x 18, 42 x 42; 60 x 60;

 $80 \ge 80 \ge 100 \ge 100 \ge 100 = 100 \ge 100 = 100 \ge 100 =$

Para a determinação do perfil do feixe desse acelerador foram realizadas medidas em 5 profundidades diferentes (1,5 a 30 cm) para vários tamanhos de campos estreitos (6 x 6, 12 x 12, 18 x 18, 42 x 42, 60 x 60, 80 x 80, 100 x 100 mm²) empregando novamente o sistema automático de varredura (*"Blue Phantom"* da *Scanditronix*) e utilizando os diferentes detectores de radiação a uma distância fonte-superfície de 100 cm. As medidas realizadas com câmaras de ionização à prova d´água e com o diodo estereotático foram feitas varrendo esses detectores para distâncias fora do eixo central de – 20 cm (esquerda) e 20 cm (direita). Os filmes radiográficos foram posicionados paralelamente ao feixe de radiação, sendo cada filme colocado entre placas de acrílico.

Também foram medidos os Fatores de Rendimento na profundidade de dose máxima (d_{max}) de campos quadrados e retangulares.

Para as medidas de pequenas dimensões usadas em radiocirurgia, a melhor maneira para se obter os valores das Relações Tecido-Máximo (TMR) é medi-las mantendo-se fixa a posição do detector e variando-se apenas a profundidade do detector em relação à superfície do simulador.

As medidas do comissionamento foram validadas por meio de comparações entre diferentes detectores e com valores de referência.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. TESTES DE ACEITAÇÃO

6.1.1. Variação do isocentro mecânico com a rotação

Este teste deve ser feito para o colimador, o cabeçote e a mesa de tratamento. O isocentro mecânico é uma esfera dentro do qual o eixo de rotação do colimador e da mesa intercepta o eixo de rotação do cabeçote.

6.1.1.1. Rotação do colimador

O cabeçote é colocado a 0° e é instalado no equipamento um indicador mecânico no raio central, chamado *front pointer*. Esse indicador é ajustado a 100 cm de distância da fonte. Coloca-se uma folha de papel milimetrado sobre a mesa e o colimador é girado de 90° para 270° a cada 45°, conforme ilustrado pela Figura 10.



Figura 10: Imagem do teste da variação do isocentro mecânico com a rotação do colimador.

Os pontos do eixo central devem estar contidos dentro de um círculo de raio menor ou igual a 1 mm.

O resultado da variação do isocentro mecânico com o colimador pode ser observado na Tabela 3.

6.1.1.2. Rotação do cabeçote

O *front pointer* é instalado no equipamento de forma que a sua extremidade esteja a uma distância do foco-eixo de rotação de 100 cm (isocentro). É colocado outro indicador no final da mesa que coincida com a extremidade do *front pointer* e então o cabeçote é girado de 360°, conforme mostra a Figura 11.



Figura 11: Imagem do teste da variação do isocentro mecânico com a rotação do cabeçote.

O *front pointer* deve se mover dentro de uma esfera de raio menor ou igual a 1 mm através de toda rotação de 360° do cabeçote.

O resultado da variação do isocentro mecânico com o cabeçote pode ser observado na Tabela 3.

6.1.1.3. Rotação da mesa de tratamento

O cabeçote é posicionado a 0° com o *front pointer* instalado. A distância de 100 cm do foco-eixo é ajustada. Uma folha de papel milimetrado é colocada sobre a mesa a qual é rotacionada de 90° a 270° enquanto se observa o arco descrito pelo *front pointer* no papel, conforme mostra a Figura 12.



Figura 12: Imagem do teste de variação do isocentro mecânico com a rotação da mesa de tratamento.

Esse arco descrito pela rotação da mesa de 90° a 270° deve possuir um raio menor ou igual a 1 mm.

O resultado da variação do isocentro mecânico com a rotação pode ser observado na Tabela 3.

Tabela 3: Resultado do teste de variação do isocentro mecânico.

	Especificação	Medida	Resultado
Rotação do colimador	$\leq 1 \text{ mm}$	\leq 0,5 mm	Satisfatório
Rotação do cabeçote	$\leq 1 \text{ mm}$	\leq 0,5 mm	Satisfatório
Rotação da mesa de tratamento	$\leq 1 \text{ mm}$	\leq 0,5 mm	Satisfatório

Pode-se observar que os testes relacionados à variação do isocentro mecânico com a rotação do colimador, cabeçote e da mesa de tratamento estão satisfatoriamente dentro das especificações estabelecidas pelo fabricante.

6.1.2. Calibração da leitura da rotação do colimador e do cabeçote

6.1.2.1. Colimador

O cabeçote é posicionado a 90° e o colimador a aproximadamente 0°. O topo da mesa é colocado no isocentro e os colimadores abertos. Um nível é colocado no topo da mesa no isocentro de forma que sua sombra seja projetada pelo campo luminoso. O topo da mesa é nivelado e as luzes do campo acesas. A janela inferior é fechada e o ângulo do colimador é ajustado até ambas as sombras da janela e do nível ficarem paralelas. Essa posição será a referência para o ângulo do colimador de 0°.

O cabeçote é girado para 0° e as janelas inferiores são abertas. Utilizando os *crosshairs* como referência, o papel milimetrado é posicionado na mesa. O colimador é girado para ângulos de 90° e 270° e as leituras mecânicas e digitais são anotadas e comparadas.

A posição angular real do colimador deve coincidir com a leitura digital com uma tolerância de $\pm 0,5^{\circ}$ e a escala mecânica do colimador dentro de $\pm 1^{\circ}$ para todas as posições angulares.

O resultado da calibração da leitura da rotação do colimador pode ser verificado na Tabela 4.

Ângulo (graus)	Especificação Digital (graus)	Medida Digital (graus)	Especificação Mecânica (graus)	Medida Mecânica (graus)	Resultado
90°	$\pm 0,5^{\circ}$	90°	± 1°	90°	Satisfatório
0°	$\pm 0,5^{\circ}$	359,8°	± 1°	359,8°	Satisfatório
270°	$\pm 0,5^{\circ}$	270°	± 1°	270°	Satisfatório

Tabela 4: Resultado do teste de verificação da rotação do colimador.

6.1.2.2. Cabeçote

O cabeçote é posicionado nos ângulos de 0°, 90°, 180° e 270° e com um nível na superfície do colimador as leituras digitais e mecânicas da posição do cabeçote são anotadas e comparadas.

A posição angular real do cabeçote deve coincidir com a leitura digital com uma tolerância de $\pm 0.5^{\circ}$ e a escala mecânica de $\pm 1^{\circ}$.

O resultado da calibração da leitura da rotação do cabeçote pode ser verificado na Tabela 5.

Ângulo	Especificação	Medida	Especificação	Medida	Resultado
(graus)	Digital	Digital	Mecânica	Mecânica	
	(graus)	(graus)	(graus)	(graus)	
0°	$\pm 0,5^{\circ}$	0°	± 1°	0°	Satisfatório
90°	$\pm 0,5^{\circ}$	89,9°	± 1°	89,8°	Satisfatório
270°	$\pm 0,5^{\circ}$	270,1°	± 1°	269,9°	Satisfatório
180°	$\pm 0,5^{\circ}$	180,1°	± 1°	180°	Satisfatório

Tabela 5: Resultado do teste de variação da rotação do cabeçote.

Com esses resultados, pode-se observar que os testes para verificação da rotação do colimador e do cabeçote estão satisfatoriamente dentro das especificações solicitadas pelo fabricante do equipamento.

6.1.3. Movimentos mecânicos da mesa

6.1.3.1. Rotação da mesa

Nesse teste, o colimador é ajustado no ângulo de 180° e verifica-se a calibração da escala de rotação da mesa, acendendo a luz do campo e alinhando a borda frontal da mesa, paralelamente com a borda da luz de campo. Também se verifica o valor para os ângulos de 0° , 90° e 270° .

A escala digital deve exibir um valor correto dentro da tolerância de $\pm 0,5^{\circ}$ e a escala mecânica dentro de $\pm 1^{\circ}$.

Os resultados dos movimentos mecânicos da mesa em relação à rotação estão apresentados na Tabela 6.

Ângulo (graus)	Especificação Digital (graus)	Medida Digital (graus)	Especificação Mecânica (graus)	Medida Mecânica (graus)	Resultado
90°	$\pm 0,5^{\circ}$	90,1°	± 1°	90°	Satisfatório
0°	$\pm 0,5^{\circ}$	359,9°	± 1°	0°	Satisfatório
270°	$\pm 0,5^{\circ}$	270°	± 1°	270°	Satisfatório

Tabela 6: Resultado do teste dos movimentos de rotação da mesa.

6.1.3.2. Movimento lateral da mesa

A mesa é centralizada lateralmente e o valor digital da posição é anotado. Move-se a mesa 23 cm para a direita e para a esquerda da posição central e os valores digitais são anotados.

Esses valores devem estar dentro da tolerância de ± 2 mm dos valores especificados.

Os resultados dos movimentos mecânicos da mesa em relação ao movimento lateral estão apresentados na Tabela 7.

Posição lateral	Especificação Digital	Leitura Digital	Resultado
(mm)	(mm)	(cm)	
977	± 2	977,1	Satisfatório
0	± 2	0	Satisfatório
23	± 2	23	Satisfatório

Tabela 7: Resultado do teste dos movimentos laterais da mesa.

6.1.3.3. Movimento longitudinal da mesa

O cabeçote é posicionado a 0° e a mesa na altura do isocentro. Com o tampo da mesa afastado do cabeçote, uma fita métrica de precisão é estendida até a margem frontal da mesa a uma distância de 140 cm com o "zero" da fita voltado para o cabeçote.

Com a ajuda do retículo, as leituras são feitas deslocando o tampo da mesa para a posição de 60 cm da fita. A leitura digital deve estar dentro de 60 cm \pm 2 mm. Esse procedimento é repetido para as distâncias de 120 cm e 150 cm.

A escala digital deve ler corretamente dentro de ± 2 mm dos valores especificados anteriormente.

Os resultados dos movimentos mecânicos da mesa em relação ao movimento longitudinal estão apresentados na Tabela 8.

Posição longitudinal (cm)	Especificação Digital (mm)	Leitura Digital (cm)	Resultado	
120	±2	120	Satisfatório	
150	± 2	150	Satisfatório	

Tabela 8: Resultado do teste dos movimentos longitudinais da mesa.

6.1.3.4. Movimento vertical da mesa

O cabeçote é posicionado a 0° e a mesa na altura do isocentro usando um ponteiro indicador calibrado como referência. Os valores digitais são anotados.

Com o auxílio de uma fita métrica de precisão, mede-se da base de rotação da mesa até o tampo da mesa.

Do valor de referência é adicionado 35 cm e a mesa é deslocada para essa posição e os valores digitais são anotados. Subtrai-se 60 cm do valor de referência, desce-se a mesa para essa posição e os valores digitais são anotados. Os valores anotados devem estar dentro de ± 2 mm do valor especificado.

Os resultados dos movimentos mecânicos da mesa em relação ao movimento vertical estão apresentados na Tabela 9.

Posição vertical (mm)	Especificação Digital (mm)	Leitura Digital (cm)	Resultado
965	± 2	964,9	Satisfatório
0	± 2	0	Satisfatório
60	± 2	59,9	Satisfatório

Tabela 9: Resultado do teste dos movimentos verticais da mesa.

Pode-se observar que os testes dos movimentos mecânicos da mesa (rotação, lateral, longitudinal e vertical) estão todos satisfatoriamente dentro das tolerâncias exigidas pelo fabricante.

6.1.4. Teste de isocentro de radiação

Esse teste é realizado para verificar se o isocentro da radiação coincide com o isocentro mecânico para a rotação do cabeçote e do colimador, com o colimador micro multi-lâminas acoplado no cabeçote.

6.1.4.1. Colimador

O cabeçote é posicionado a 0° e a mesa ajustada no isocentro. Um chassi com um filme é colocado paralelamente ao eixo central do feixe e centralizado com o auxílio dos lasers.

A janela do colimador é aberta para um tamanho de campo de 9 x 9 cm². e as lâminas do colimador multi-lâminas de acordo com o arquivo fornecido pelo fabricante. O colimador é girado pelos ângulos de 90°, 45°, 0° e 315° e as exposições são feitas para cada posição do colimador.

A intersecção das linhas da exposição realizadas no filme revelado deve estar dentro de um círculo com raio ≤ 1 mm do isocentro mecânico, conforme mostra a Figura 13.



Figura 13: Imagem da intersecção das linhas de exposição realizadas em um filme radiográfico como resultado do teste de isocentro de radiação em relação à rotação do colimador.

O resultado do teste de isocentro de radiação realizado para o colimador é apresentado na Tabela 10.

6.1.4.2. Cabeçote

Da mesma forma que a rotação do colimador, o chassi é posicionado no isocentro do equipamento e paralelamente ao eixo central do feixe.

A janela do colimador é aberta para um tamanho de campo de 9 x 9 cm² e as lâminas do colimador m3 de acordo com o arquivo fornecido pelo fabricante. O ângulo do colimador é ajustado para 270° e são efetuadas as exposições no filme, *Varian*do o ângulo do cabeçote para 90°, 0°, 275° e 185°.

A intersecção das linhas da exposição realizadas no filme revelado deve estar dentro de um círculo com raios ≤ 1 mm do isocentro mecânico, conforme mostra a Figura 14.



Figura 14: Imagem da intersecção das linhas de exposição realizadas em um filme radiográfico como resultado do teste de isocentro de radiação em relação à rotação do cabeçote.

O resultado do teste de isocentro de radiação realizado para o cabeçote é apresentado na Tabela 10.

Verificação mecânica	Especificação (mm)	Resultado
Isocentro colimador	≤ 1	Satisfatório
Isocentro cabeçote	≤ 1	Satisfatório

Tabela 10: Resultado do teste de isocentro de radiação para o colimador e para o cabeçote.

Com esse resultado, pode-se observar que os testes de isocentro de radiação estão dentro da tolerância preconizada pelo fabricante.

6.2. TESTES DE COMISSIONAMENTO

6.2.1. Determinação da Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

As Porcentagens de Dose Profunda (PDP) foram obtidas utilizando duas câmaras de ionização cilíndricas uma com volume de $0,01 \text{ cm}^3$ (CC01) e outra com volume de $0,13 \text{ cm}^3$ (CC13), um diodo estereotático semi-condutor e um fantoma de água automático ("*Blue Phantom*") para facilitar as medidas em várias profundidades e para vários tamanhos de campos pequenos.

As curvas de Porcentagem de Dose Profunda para um tamanho de campo de 6 mm x 6 mm (Figura 15) e 12 mm x 12 mm (Figura 16) foram realizadas utilizando um diodo estereotático e uma câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³. Já para os tamanhos de campo superiores a 12 mm x 12 mm (Figura 17 a 21), além de utilizarem o diodo e a câmara de ionização de volume 0,01 cm³, também foi empregada outra câmara de ionização cilíndrica com volume 0,13 cm³.



Figura 15: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com a câmara de ionização cilíndrica da *Scanditronix* de volume 0,01 cm³ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 6 mm x 6 mm.



Figura 16: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com a câmara de ionização cilíndrica da *Scanditronix* de volume 0,01 cm³ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 12 mm x 12 mm.



Figura 17: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix* de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 18 mm x 18 mm.



Figura 18: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix* de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 42 mm x 42 mm.



Figura 19: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix* de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 60 mm x 60 mm.



Figura 20: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix* de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 80 mm x 80 mm.



Figura 21: Curva de Porcentagem de Dose Profunda obtida com as câmaras de ionização cilíndricas da *Scanditronix* de volume $0,01 \text{ cm}^3$ e de $0,13 \text{ cm}^3$ e com o diodo estereotático semi-condutor para o feixe de fótons de 6 MV e tamanho de campo 100 mm x 100 mm.

Os valores da PDP na Tabela 11 estão representados em porcentagem (%). Sabe-se que a 1,5 cm de profundidade é a espessura de equilíbrio eletrônico, a dose é 100% e, à medida que a profundidade vai aumentando, essa porcentagem vai diminuindo.

Profundidade	4 x 4	5 x 5	6 x 6	7 x 7	8 x 8	9 x 9	10 x 10
(cm)							
1,0	98,0	98,1	98,3	98,4	98,6	98,4	98,1
1,5	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
2,0	98,2	98,4	98,6	98,7	98,8	98,5	98,2
3,0	93,3	93,7	94,2	94,5	94,9	94,5	94,1
5,0	83,2	84,0	84,7	85,3	85,9	85,8	85,7
7,0	73,9	75,0	76,0	76,8	77,6	77,5	77,3
9,0	65,6	66,7	67,8	68,6	69,4	69,9	70,3
10,0	61,5	62,7	64,0	64,8	65,6	66,1	66,5
11,0	57,9	58,9	59,9	60,9	62,0	62,4	62,8
13,0	50,9	52,1	53,3	54,2	55,1	55,7	56,3
15,0	44,9	46,2	47,4	48,3	49,2	49,8	50,4
17,0	39,8	40,9	42,1	43,0	43,9	44,4	44,9
20,0	33,2	34,2	35,1	36,0	36,8	37,5	38,1
25,0	24,5	25,3	26,1	26,8	27,5	28,1	28,7
30,0	18,3	18,9	19,6	20,2	20,7	21,2	21,7

Tabela 11: Medidas da Porcentagem de Dose Profunda (%) na água utilizando câmara de ionização de volume 0,01 cm³ e um fantoma automático ("*Blue Phantom*") a uma distância fonte-superfície de 100 cm.

Quando essas medidas são comparadas com dados da literatura, nota-se que os valores obtidos nesse acelerador linear estão concordantes.

6.2.2. Razão Tecido-Máximo (TMR)

As medidas da Razão Tecido-Máximo (TMR) foram realizadas utilizando o fantoma automático para várias profundidades e para diferentes tamanhos de campo e uma câmara de ionização cilíndrica de volume $0,01 \text{ cm}^3$, conforme mostra a Tabela 12. A profundidade de dose máxima (d_{max}) utilizada como de referência para todos os tamanhos de campo foi considerada constante e localizada a 1,5 cm de profundidade.

Profundidade	4,5 x 4,5	5 x 5	6 x 6	7 x 7	8 x 8	9 x 9	10 x 10
(cm)						_	
1,0	0,969	0,970	0,971	0,975	0,977	0,974	0,973
1,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2,0	0,990	0,991	0,993	0,996	0,997	0,994	0,994
3,0	0,960	0,962	0,967	0,973	0,976	0,973	0,972
5,0	0,890	0,894	0,902	0,911	0,916	0,917	0,918
7,0	0,821	0,827	0,838	0,849	0,857	0,859	0,860
9,0	0,755	0,761	0,772	0,785	0,793	0,798	0,806
10,0	0,721	0,728	0,741	0,755	0,762	0,768	0,775
11,0	0,690	0,695	0,706	0,719	0,730	0,738	0,745
13,0	0,643	0,634	0,647	0,662	0,671	0,679	0,688
15,0	0,574	0,580	0,593	0,609	0,618	0,626	0,635
17,0	0,526	0,530	0,543	0,558	0,567	0,576	0,584
20,0	0,461	0,464	0,475	0,488	0,497	0,505	0,515
25,0	0,370	0,369	0,379	0,390	0,399	0,405	0,414
30,0	0,297	0,303	0,304	0,313	0,321	0,327	0,334

Tabela 12: Valores determinados para a Razão Tecido-Máximo com a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³ e o fantoma automático.

Quando essas medidas de Razão Tecido-Máximo são comparadas com dados da literatura, nota-se que os valores obtidos nesse acelerador linear estão concordantes e satisfatórios.

6.2.3. Perfil do feixe

As Figuras 22 a 28 apresentam um conjunto de perfis do feixe para diferentes campos estreitos empregando o sistema automático de varredura e na profundidade apenas de 5 cm e utilizando diferentes detectores, como duas câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ e de 0,13cm³ e um diodo estereotático semi-condutor. Essas medidas foram realizadas varrendo os detectores para distâncias fora do eixo central de -20 cm (esquerda) e 20 cm (direita) do fantoma de água ("*Blue Phantom*").



Figura 22: Perfil dos feixes normalizados para campo de 6 mm x 6 mm à profundidade de 5 cm, utilizando a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³ e o diodo estereotático.



Figura 23: Perfil dos feixes normalizados para campo de 12 mm x 12 mm à profundidade de 5 cm, utilizando a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³ (CC01) e o diodo estereotático.



Figura 24: Perfil dos feixes normalizados para campo de 18 mm x 18 mm à profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ (CC01) e de volume 0,13 cm³ (CC13) e o diodo estereotático.



Figura 25: Perfil dos feixes normalizados para campo de 42 mm x 42 mm à profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ (CC01) e de volume 0,13 cm³ (CC13) e o diodo estereotático.



Figura 26: Perfil dos feixes normalizados para campo de 60 mm x 60 mm á profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ (CC01) e de volume 0,13 cm³ (CC13) e o diodo estereotático.



Figura 27: Perfil dos feixes normalizados para campo de 80 mm x 80 mm à profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ (CC01) e de volume 0,13 cm³ (CC13) e o diodo estereotático.



Figura 28: Perfil dos feixes normalizados para campo de 100 mm x 100 mm na profundidade de 5 cm, utilizando as câmaras de ionização cilíndricas de volume 0,01 cm³ (CC01) e de volume 0,13 cm³ (CC13) e o diodo estereotático.

A planura, a simetria e a penumbra de um campo de radiação são importantes no tratamento de um paciente para se ter certeza de que, durante o tratamento, todas as partes do campo do paciente estejam recebendo a mesma dose, ou seja, que a dose seja uniforme. Dessa forma, como mostra a Tabela 13 foi feita uma análise da simetria e de penumbra utilizando diferentes detectores para o tamanho de campo de 18 mm x 18 mm.

Tabela 13: Dados da penumbra e simetria de um dado campo estreito (18 mm x 18 mm) para cada detector empregado e para um filme radiográfico.

	CC01	Diodo	CC13	Filme
Simetria (%)	4,3	10,5	5,8	0,41
Penumbra (mm)	5,0	4,6	6,4	3,5

Para as medidas dos perfis é notável a diferença na penumbra determinada pelo diodo comparativamente com as medidas com as câmaras de ionização assim como na simetria da câmara CC01 comparada com os outros detectores. O filme radiográfico revelou-se como o melhor entre os quatro métodos de dosimetria adotados sobretudo para campos inferiores a $12 \times 12 \text{ mm}^2$, por apresentar resolução espacial mais adequada aos tamanhos de campo estudados.

6.2.4. Fator de Rendimento

A Tabela 14 apresenta os fatores rendimento medidos para determinados campos estreitos de radiação formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do colimador secundário utilizando uma câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³.

Tabela 14: Fatores de rendimento determinados para diferentes tamanhos de campos formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do colimador secundário normalizados para o campo de referência 100 mm x 100 mm.

Tamanho de campo da janela (mm ²)								
		6 x 6	12 x 12	18 x 18	42 x 42	60 x 60	80 x 80	100 x 100
	6 x 6	0,446	0,619	0,620	0,625	0,625	0,625	0,626
	12 x 12	0,446	0,770	0,801	0,811	0,813	0,813	0,811
Tamanho	18 x 18	0,446	0,770	0,836	0,860	0,864	0,865	0,866
de campo	24 x 24	0,446	0,770	0,836	0,879	0,888	0,889	0,900
do	30 x 30	0,446	0,770	0,836	0,887	0,900	0,905	0,910
mMLC	36 x 36	0,446	0,770	0,836	0,886	0,900	0,913	0,917
(mm ²)	42 x 42	0,446	0,770	0,836	0,916	0,903	0,915	0,918
	60 x 60	0,446	0,770	0,836	0,916	0,950	0,928	0,906
	80 x 80	0,446	0,770	0,836	0,916	0,950	0,978	0,950
	100 x 100	0,446	0,770	0,836	0,916	0,950	0,978	1

A Tabela 15 apresenta os fatores de espalhamento do colimador medidos para determinados tamanhos de campo formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do colimador secundário utilizando a câmara de ionização cilíndrica de volume 0,01 cm³.

Tamanho de campo da janela (mm ²)								
		6 x 6	12 x 12	18 x 18	42 x 42	60 x 60	80 x 80	100 x 100
	6 x 6	0,399	0,489	0,496	0,496	0,496	0,504	0,504
	12 x 12	0,399	0,752	0,784	0,795	0,799	0,799	0,799
Tamanho	18 x 18	0,399	0,752	0,842	0,863	0,871	0,871	0,871
de campo	24 x 24	0,399	0,752	0,842	0,885	0,899	0,899	0,903
do	30 x 30	0,399	0,752	0,842	0,899	0,914	0,921	0,921
mMLC	36 x 36	0,399	0,752	0,842	0,914	0,928	0,932	0,935
(mm ²)	42 x 42	0,399	0,752	0,842	0,921	0,935	0,943	0,95
	60 x 60	0,399	0,752	0,842	0,921	0,95	0,964	0,971
	80 x 80	0,399	0,752	0,842	0,921	0,95	0,979	0,989
	100 x 100	0,399	0,752	0,842	0,921	0,95	0,979	1

Tabela 15: Fatores de espalhamento do colimador determinados para diferentes tamanhos de campos formados pelas lâminas do mMLC e pelas mandíbulas do colimador secundário normalizados para o campo de referência 100 mm x 100 mm.

Devido à contribuição da radiação espalhada que aumenta com a abertura do colimador secundário, o fator de rendimento acaba sendo afetado pela mudança do colimador secundário. Dessa forma, é necessária a determinação do fator de espalhamento do colimador.

A incorporação desse fator no cálculo de dose é muito importante pois é um fator que converte o valor de calibração absoluta do feixe de um campo padrão (10 cm x 10 cm) para os demais campos pequenos utilizados em Radiocirurgia. Sua omissão, ou uma medida imprópria pode resultar em sérios erros na aplicação da dose de tratamento.

6.3. PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE

A aplicação de um programa de garantia de qualidade bem-estruturado do sistema de planejamento radiocirúrgico, é uma condição essencial para assegurar o sucesso do tratamento em radiocrurgia estereotática

O Programa de Controle e Qualidade pode ser implementado após todos os testes de aceitação forem realizados e as medidas de comissionamento ficaram prontas.

A Tabela 16 mostra o principal teste de controle de qualidade implementado diariamente no acelerador linear CLINAC da *Varian* modelo 6EX.

Tabela 16: Procedimentos de controle de qualidade diário e critérios estabelecidos.

Procedimento	Critério
Check lasers	± 2 mm

A Tabela 17 apresenta os principais testes de controle de qualidade implementados mensalmente no acelerador linear.

Procedimento	Critério
Isocentro do colimador	1 mm
Simetria do colimador	± 1 mm
Ângulos do colimador	$\pm 1^{\circ}$
Ângulos do cabeçote	$\pm 1^{\circ}$
Indicador de distância óptica	± 2 mm
Alinhamento de lasers	± 2 mm
Campo luminoso vs. indicador	$\pm 2 \text{ mm}$
Campo rotativo / campo luminoso	$\pm 2 \text{ mm}$

Tabela 17: Procedimentos de controle de qualidade mensal e critérios estabelecidos.

Além dos testes mecânicos, também deve ser realizada mensalmente a verificação da energia dos feixes de fótons.

A Tabela 18 mostra os principais testes de controle de qualidade implementados trimestralmente no acelerador linear.

Procedimento	Critério
Isocentro do cabeçote	± 2 mm
Isocentro do colimador	± 2 mm
Rotação da mesa	± 2 mm
Half-block	± 1 mm
Movimento vertical da mesa	± 1 mm

Tabela 18: Procedimentos de controle de qualidade trimestral e critérios estabelecidos.

Esses testes e as medidas que compõem o processo de controle de qualidade devem ser específicos para cada tipo de unidade de tratamento, estabelecendo dessa forma os procedimentos de medida ou as técnicas a serem seguidos. Os níveis de tolerância estabelecidos durante os testes de aceite e de comissionamento indicam quando uma mudança é inaceitável, e com isso conduz à adoção de correções rápidas a fim de garantir que o tratamento dos pacientes se dê de acordo com o seu planejamento. Esses níveis vão assegurar uma alta qualidade nos tratamentos de Radiocirurgia.

Este programa, ao ser montado, deve levar em conta a necessidade dos testes a serem feitos, a frequência com que eles devem ser realizados, as técnicas a serem seguidas, sempre lembrando que os equipamentos a serem utilizados para os testes devem ser de fácil manuseio e utilização para economizar tempo de trabalho.

7. CONCLUSÕES

Todos os testes de aceitação realizados no novo acelerador linear da *Varian* (CLINAC 6EX) instalado no Hospital das Clínicas da FMUSP ficaram em uma faixa de variação menor que a preconizada pelo fabricante.

Os resultados dos testes de comissionamento obtidos nesse trabalho mostraram que para se obter as características dosimétricas com uma maior exatidão e precisão, detectores de volume pequeno devem ser utilizados em adição a outros detectores. A não observância desta recomendação pode ocasionar erros na determinação dos parâmetros dosimétricos, principalmente para campos estreitos.

Nas medidas dosimétricas dos feixes estreitos com tamanho de 6 x 6 mm² a 100 x 100 mm², o diodo estereotático se apresentou como o detector mais apropriado para as medidas de porcentagem de dose profunda e de perfis do feixe. Para campos inferiores a $12 \times 12 \text{ mm}^2$, o filme radiográfico tornou-se o método de dosimetria mais adequado.

As medidas dosimétricas do CLINAC 6EX foram validadas por meio de comparação com valores de referência e por meio de medidas com diferentes detectores para diferentes campos pequenos utilizados em Radiocirurgia.

Em relação ao Programa de Garantia de Qualidade, as equipes responsáveis pela aplicação da Radiocirurgia devem estudar as recomendações e desenvolver procedimentos para garantir a qualidade do tratamento radiocirúrgico de modo a atender aos requisitos específicos para a técnica empregada, em concordância com os protocolos adotados, e assim garantir um tratamento adequado.

GLOSSÁRIO

- LINAC Acelerador Linear (acrônimo para o nome em inglês *Linear Accelerator*. Um tipo de acelerador de partículas no qual as partículas são aceleradas em linha reta, seja por um campo elétrico estacionário quanto por meio de campos elétricos com radiofrequência. Os LINACs mais comuns aceleram elétrons, produzindo feixes de elétrons, ou ainda produzindo feixes de fótons quando se utilizam alvos metálicos para produção de raios X de *bremsstrahlung*.
- CLINAC Acelerador Linear Clínico. É um LINAC com capacidades úteis para uso clínico.
- Monte Carlo Método que fornece soluções numéricas para uma variedade de problemas matemáticos por meio de experimentos de amostragem estatística.
- mMLC ou m3 Colimador Micro Multi-lâminas (da sigla em inglês para micro MLC).Um tipo de MLC em que as lâminas possuem espessuras menores que as convencionais, tipicamente menores ou iguais a 0,3 cm no isocentro.
- UM Unidade Monitora. Unidade de controle temporal dos CLINACs em que o feixe de radiação está ligado. Usualmente os feixes dos CLINACs são calibrados para fornecerem 1 cGy/min em água, ou seja a dose de 1 cGy por UM, numa determinada profundidade de referencia em condições de referência de campo e distância.
- Gantry Cabeçote de um acelerador linear.
- PDP Porcentagem de Dose Profunda. Curva de distribuição de dose num material ao longo do eixo central do feixe de radiação. Em geral, a curva é normalizada ao valor de dose do ponto de máximo para um determinado campo de referência e para uma mesma distância fonte superfície fixa, de um dado feixe.
- TMRRazão Tecido-Máximo (da sigla em inglês para Tissue Maximum
Ratio). É um caso especial da Razão Tecido-Fantoma, definido para a
profundidade de referência igual à profundidade de máxima dose.

Fantoma Objeto simulador.

Build-up Região entre a superfície e a profundidade de dose máxima.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Stereotactic Radiosurgery. AAPM Report 54, Woodbury, NY, 1995.

[2] PODGORSAK, E. B.; PODGORSAK, M. B.; Stereotactic irradiation. In: Dyk, J. V, ed, the modern technology of radiation oncology. A compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison, Winconsin: Medical Physics Publishing, 1999. pp. 589-639.

[3] LAWRENCE, J. H.; TOBIAS, C. A.; BORN, J. L.; WANG, C. C.; LINFOOT, J. H. Heavy-particle irradiation in neoplastic and neurological disease. *J. Neurosurg.* 19: 717-22, 1962.

[4] KJELLBERG, R. N.; SHINTANI, A.; FRANNTZ, A. G.; KLIMAN, B. Proton beam therapy in acromegaly. *N. Engl. J. Med.* v.278: p. 689-95, 1968.

[5] BACKLUND, E. O. The History and Development of Radiosurgery. In: Lunsford, L.D. (ed), Stereotactic Radiosurgery Update. New York: Elsevier, 1992. p. 3-9.

[6] ATTIX, F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley & Sons, New York, 1986.

[7] WINSTON, K. R.; LUTZ, W. Linear accelerator as a neurosurgical tool for stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery*, Boston, v.22, n.3, p.454-464, 1988.

[8] LUTZ, W.; WINSTO, K. R.; MALEKI, N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int. J. Radiat. Oncol. Phys.*; v.14, p.373-381, 1988.

[9] BENEDICT, S. H.; CARDINALE, S.H.; WU, Q.; ZWICKER, R. D.; BROADDUS, W.

C.; MOHAN, R.. Intensity-modulated stereotactic radiosurgery using dynamic micromultileaf collimation *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*; v.50, p.751–8, 2001.

[10] HAMILTON, A. J.; LULU, B. A.; FOSMIRE, H.; STEA, B.; CASSADY, J. R.. Preliminary clinical experience with linear accelerator-based spinal stereotactic radiosurgery. *Neurosurgery*; v.36, p.311-9, 1995.

[11] PODGORSAK, E., Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency. Educational Reports Series. Vienna, Áustria, 2005.

[12] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. Aspectos Físicos de la Garantia de Calidad em Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad. IAEA – TECDOC 1151, Vienna, 2000. [13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Absorbed Dose: an International Code of Practice. Technical Report Series 398; IAEA, Vienna, 2000.

[14] VIEIRA, A. M. M. Dosimentria dos Sistemas de Radiocirurgia Estereotáxica com Aceleradores Lineares equipados com Colimadores Micro Multi-lâminas. Tese de Doutorado (2008). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/USP, São Paulo.

[15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) (**1993**) "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy". ICRU Report 50, ICRU, Bethesda, Maryland, USA.

[16] JOHNS, H. E.; CUNNHINGHAM, J. R.; The Physics of Radiology. 4 ed. Springfiel, Illinois: Charles C. Thomas Publisher, 1983.

[17] BOYER, A. L.; OCHRAN, T. G.; NYERICK, C. E.; WALDRON, T. J.; Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator. *Med. Phys.* v.19, p.1255-1261, 1992.

[18] COSGROVE, V. P.; JAHN, U.; PFAENDER, M.; BAUER, S.; BUDACH, V; WURM, R. E.; Comissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery. *Radiother. Oncol.* v.50, p.32-36, 1999.

[19] BELEC, J.; PATROCÍNIO, H.; VERHAEGEN, F. Development of a Monte Carlo model for the *Brainlab* microMLC, *Phys. Med. Biol.* v.50, p.787-99, 2005.

[20] DING, G. X.; DUGGAN, D. M.; COFFEY, C. W.; Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Phys. Med. Biol.* v.51, p.2549-2566, 2006.

[21] DING, G. X.; DUGGAN, D. M.; COFFEY, C.; Comment on: "Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation", (Med. Phys. 33, 4130-48, 2006); *Med. Phys*; v.34, p.3414-14, 2007.

[22] YANG, J. N.; PINO, R.; Analytical calculation of central-axis dosimetric data for a dedicated 6 MV radiosurgery linear accelerator. *Med. Phys.* v.35, p.4333-4341, 2008.

[23] PAPPAS, E.; MARIS, T. G.; ZACHAROPOULOU, F.; PAPADAKIS, A.; MONOLOPOULUS, S.; GREEN, S.; WOJNECKI, C.; Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicondiode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. *Med. Phys.* v.35, p.4640-4648, 2008. [24] RICE, R. K.; HANSEN, J. L.; SVENSSON, G. K.; SIDDON, R. L.; Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays. *Phys. Med. Biol.* v.32, p.1087-1099, 1987.

[25] BJARNGARD, C. F.; TSAI, J. S.; RICE, R. K.; Doses on the central axes of narrow 6 MV x-ray beams. *Med. Phys.* v.17, p.794-799, 1990.

[26] SERAGO, C. F.; PAVEL, V. H.; HARTAMANN, G. H.; SAINI, D. S.; SERAGO, M. E.; KAYDEE, A.; Tissue Maximum Ratios (and other parameters) of small circular 4,6,10,15 e 24 MV x-ray beams for radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* v.37, p.1943-1956, 1992.

[27] SIBATA, C. H.; MOTA, H. C.; BEDDAR, A. S.; HIGGINS, P. D.; SHIN, K. H.; Influence of detector size in phantom beam profile measurements. *Phys. Med. Biol.* v.36, p.621-631, 1991.

[28] MCLAUGHLIN, W. L.; SOARES, C. G.; SAYEG, J. A.; MCCULLOUGH, E. C.; KLINE, R. W.; WU, A.; MAITZ, A. H.; The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics. *Med. Phys.* v.21, p.379-388, 1994.

[29] DUGGAN, D. M.; COFFEY, C. W.; Use of a micro-ionization chamber and an anthropomorphic head phantom in a quality assurance program for stereotactic radiosurgery. *Med. Phys.* v.23, p.513-516, 1996.

[30] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Code of practice for x-ray therapy linear accelerators. Task Group 10, Med. Phys. v.2(3), p. 110-121, 1975.

[31] NATH, R.; BIGGS, P. J.; BOVA, F J.; LING, C. C.; PURDY, J A.; VAN DE GEIJN,J.; WEINHOUS, M S.; AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report ofAAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med. Phys.* v.21, p.1093–1121, 1994.

[32] DAS, I J.; CHENG, C.; WATTS, J.; AHNESJÖ, A.; GIBBONS, J.; LI, X. A.; LOWENSTEIN, J.; MITRA, R K,; SIMON, W. E.; ZHU, T. C.; Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med. Phys.* v.35(9), p.4189-4210, 2008.