



# Comissionamento e validação *end-to-end* de um feixe de fótons de alta taxa de dose para radiocirurgia no INCA

Duarte<sup>a</sup> M.G., Santos<sup>a</sup> M.R., Silveira<sup>a</sup> T.B.

<sup>a</sup> Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 20230-130, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil  
*mozart.guedes@gmail.com*

---

## RESUMO

Os avanços científicos e tecnológicos em radioterapia tornam cada vez mais viáveis a execução de tratamentos de radiocirurgia (SRS) e radioterapia estereotáxica hipofracionada (HSRT) com segurança. A implementação dessas técnicas em um serviço de radioterapia envolve a necessidade de um comissionamento do feixe, utilizando detectores adequados para a dosimetria de campos pequenos, como também uma correta validação dos dados utilizados para alimentação dos sistemas de planejamento. Este trabalho apresenta a metodologia utilizada para o comissionamento do feixe de 6MV SRS de um acelerador Trilogy, assim como um conjunto de procedimentos de validação *end-to-end* com fantoma antropomórfico seguindo as recomendações de ajustes do protocolo TRS-483 [1]. Os valores obtidos pelos testes estão dentro das recomendações estipuladas pela Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação (ICRU) e os dados adquiridos para modelagem do feixe, a correção de heterogeneidade e as configurações do acelerador, incluindo sistema de imagem e calibração, se mostram adequados para a prática de planejamentos 3D, incluindo planejamentos de SRS utilizando campos pequenos.

*Keywords:* comissionamento, validação, campos pequenos, STEEV.

---

## **ABSTRACT**

Scientific and technological advances in radiotherapy have made it possible to safely perform radiosurgery (SRS) and hypofractionated stereotactic radiotherapy (HSRT) treatments. The implementation of these techniques in a radiotherapy service involves beam commissioning, using detectors suitable for the dosimetry of small fields, as well as correct validation of the data used to feed the planning system. This work presents the methodology used for commissioning the 6MV SRS beam of a Trilogy (Varian) accelerator, as well as a set of end-to-end validation procedures with anthropomorphic phantom following the TRS-483 protocol recommendations. The values obtained by the tests are within the recommendations provided by the International Commission on Radiation Measurements and Units (ICRU) and the data acquired for beam modeling, heterogeneity correction and accelerator settings, including imaging and calibration, are shown suitable for the practice of 3D planning, including SRS planning using small fields.

*Keywords:* commissioning, validation, small fields, STEEV.

## 1. INTRODUÇÃO

Atualmente, são cada vez mais frequentes os protocolos de tratamento com hipofracionamento, que consistem na utilização de fracionamentos curtos com doses diárias acima de 5 Gy. Essa mudança de paradigma na radioterapia é consequência de avanços associados entre os conhecimentos de radiobiologia, melhoria de precisão e acurácia na entrega de dose e melhores técnicas de localização e imobilização, advindas da localização estereotáxica, que já era usada na radiocirurgia.

Entre as modalidades hipofracionadas, encontramos a radioterapia estereotáxica hipofracionada (HSRT, do inglês *Hypofractionated Stereotactic Radiation Therapy*) e a radiocirurgia (SRS, do inglês *Stereotactic Radiosurgery*), que possuem como principal característica a entrega precisa de uma alta dose de radiação para o tumor com um rápido decréscimo de dose aos tecidos normais adjacentes. Independente da modalidade prescrita para o tratamento de um paciente, ambas exigem maior precisão no comissionamento de campos pequenos, dado que os volumes a serem irradiados possuem dimensões da ordem de tamanho desses campos.

No serviço de radioterapia do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), os procedimentos de HSRT e SRS são realizados no acelerador linear Trilogy (Varian Medical Systems, Palo Alto, Califórnia, Estados Unidos) com o feixe de fótons de 6MV e taxa de dose máxima de 600 UM/min (unidades monitoras por minuto). Contudo, existe a possibilidade de aumentar a taxa de dose, para 1000 UM/min, utilizando outro feixe de radiação (6MV SRS), disponível no aparelho, através do seu comissionamento. Essa mudança impacta não apenas no tempo de irradiação, como também na diminuição do risco de movimentação e na maior tolerância dos pacientes ao tratamento, levando em conta que muitos lidam com o desconforto causado por dores ao manterem posições estáticas para tratamento.

Este trabalho apresenta o método utilizado para o comissionamento do feixe de 6MV SRS, assim como um conjunto de procedimentos de validação o dos dados de feixe comissionados. Além disso, descreve a metodologia de aplicação das recomendações do TRS-483 [1], protocolo específico para campos pequenos.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os dados adquiridos neste trabalho são referentes ao feixe de 6MV SRS disponível no acelerador Trilogy do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva.

### 2.1. Aquisição de dados do feixe

A aquisição dos dados do feixe foi realizada utilizando o sistema de dosimetria Blue Phantom 2D e o software MyQA Accept (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Baviera, Alemanha) associado ao fantoma. Foram utilizados uma câmara PinPoint 3D da PTW (modelo 31016), um diodo *unshielded* (modelo 61012) e duas câmaras para radiação de fundo, uma CC13 (IBA) para campos grandes e uma câmara de transmissão (*Stealth Chamber*<sup>TM</sup> - IBA) para os campos pequenos. A alimentação do sistema de planejamento exige dados das curvas de percentual de dose profunda (PDD), de diversos perfis horizontais do feixe, do perfil diagonal do maior campo e fatores rendimento (*output*).

As curvas de PDD e perfis *inplane* e *crossplane* dos campos quadrados foram medidos com a PinPoint 3D para todos os tamanhos de campo (1 cm x 1 cm até 15 cm x 15 cm). Já para os campos com abertura de cinco a um centímetro mediu-se adicionalmente com o diodo. Os perfis diagonais foram medidos com a PinPoint 3D nas profundidades definidas pelo sistema de planejamento (TPS) Eclipse<sup>TM</sup> (Varian Medical Systems, Palo Alto, Califórnia, Estados Unidos). Vale ressaltar que este feixe com alta taxa de dose tem abertura máxima de colimador de quinze centímetros no eixo X e Y.

As medidas de fator *output* foram realizadas com a PinPoint 3D para todos os tamanhos de campos. Para campos menores do que cinco centímetros, as mesmas medidas foram feitas também com o diodo para intercomparação e ajuste das leituras da PinPoint 3D segundo metodologia proposta no TRS-483 [1]. Nesta metodologia, um campo intermediário ( $f_{int}$ ) é escolhido (neste trabalho, foi utilizado o campo 5 cm x 5 cm) e ele é usado como meio para estabelecer a relação entre o campo de referência ( $f_{ref}$ ) (foi utilizado o campo 10 cm x 10 cm) e o campo clínico ( $f_{clin}$ ), cujo fator output deseja-se conhecer. Para obter o fator output ( $\Omega$ ), a seguinte fórmula é utilizada:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \left[ \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[ \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} \right]_{IC}$$

onde  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}/M_{Q_{int}}^{f_{int}}$  é a medida obtida do campo clínico normalizada pela medida obtida do campo intermediário, ambas realizadas com um detector utilizado para campos pequenos (det) e  $M_{Q_{int}}^{f_{int}}/M_{ref}^{f_{ref}}$  é a medida obtida do campo intermediário normalizada pela medida obtida do campo de referência, ambas realizadas com uma câmara de ionização (IC).  $k_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}}$  é a razão dos fatores de correção para campos pequenos para o campo clínico e o intermediário para o detector de campos pequenos, que podem ser encontrados nas tabelas 23 a 27 do capítulo 6 do TRS-483[1] e podem ser obtidos por medições ou simulações de monte carlo. Já  $k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}$  é a razão dos fatores de correção para campos pequenos para o campo intermediário e o de referência para câmara de ionização, sendo igual a um quando a medição do campo intermediário não envolve condições de campos pequenos

## 2.2. Validação do cálculo de unidades monitoras

Para a validação, foi utilizada uma câmara de ionização do tipo Farmer PTW (Freiburg, Brisgóvia, Alemanha) modelo 30013 (Farmer), calibrada por um laboratório secundário, conectada a um eletrômetro PTW UNIDOS E, dentro de um conjunto de águas sólidas. Todas as medidas foram realizadas com a câmara posicionada na profundidade de 6 cm da superfície de entrada do feixe, sobre 7 cm de água sólida. Neste setup, quatro conjuntos de medidas foram executados para iniciar a validação dos dados comissionados.

O primeiro conjunto de medidas confrontou o dados comissionados de fator *output* com setup em SDD (do inglês "*source-detector distance*" que significa "distância detector-isocentro"), o segundo conjunto empregou setup em SAD (do inglês "*source-axis distance*" que significa "distância fonte-isocentro") e mudando a angulação de gantry, o terceiro setup valeu-se da variação do SSD (do inglês "*source-surface distance*" que significa "distância fonte-superfície") na superfície do fantoma e, por fim, no quarto setup averiguou-se a variação da abertura de campo com o MLC (do inglês "*multi leaf collimator*" que significa o colimador multi-lâminas).

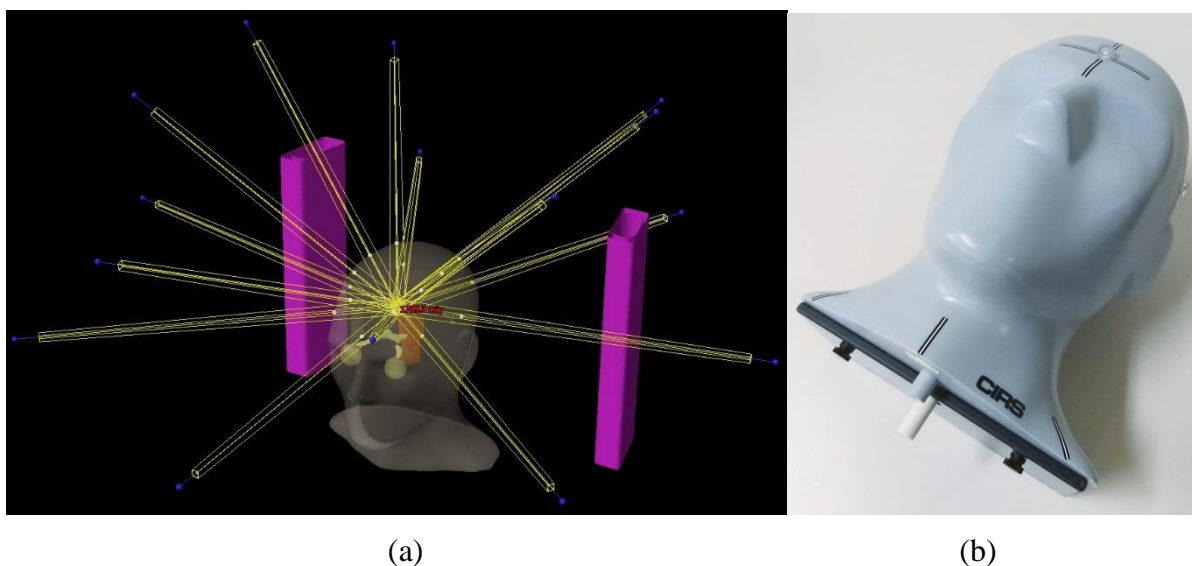
Todos os conjuntos de medidas que envolveram obtenção de dose absoluta foram corrigidas pelo fator de correção de influência de temperatura e pressão e fator de qualidade do feixe. Os valores obtidos e mostrados nas tabelas (I a V) correspondem a médias de 5 medidas realizadas.

### 2.3. Validação *end-to-end*

Após a realização do comissionamento do feixe, alimentação e validação dos dados, é de extrema importância que seja realizado um teste *end-to-end* de todo o sistema [2]. Esta validação é um procedimento de garantia de qualidade, e deve incluir todas as etapas do processo de tratamento, desde a aquisição de imagens, passando pelo contorno e planejamento, até a entrega de dose no acelerador linear, utilizando sempre os mesmos protocolos da prática clínica [3]. Tendo em vista essa etapa, o fantoma STEEV (Figura 1b) (do inglês *Stereotactic End-to-End Verification Phantom*) da CIRS (Norfolk, Virgínia, Estados Unidos), disponível no serviço de radioterapia do INCA, foi tomografado juntamente com uma câmara de ionização PinPoint 3D da PTW modelo 31016, calibrada por intercomparação com a câmara Farmer, no seu interior e irradiado por uma série de planos de tratamentos para posterior comparação entre a dose predita pelo sistema de planejamento e a entregue durante a irradiação. Durante as irradiações dos planos de tratamento, imagens de megavoltagem (MV) ântero-posteriores e látero-laterais foram utilizadas para verificação do posicionamento.

Dos quatro planejamentos realizados, dois (3D 4 campos e 3D 5 campos) representam tratamentos hipofracionados e dois representam planejamentos de radiocirurgia. Dos planejamentos hipofracionados (Arco Dinâmico e SRS 3D), um plano com quatro campos de 30 Gy em cinco frações (6 Gy por dia) e um plano com cinco campos de 25 Gy em cinco frações (5 Gy por dia), foram aplicados em um PTV (do inglês, "*planning treatment volume*", que significa, volume de planejamento de tratamento [4]) de sessenta centímetros cúbicos de volume, utilizando o MLC para conformação dos campos. Nos planejamentos de radiocirurgia, um plano de arco dinâmico com dose prescrita de 15 Gy e um plano com quinze campos e três posições de mesa (Figura 1a) com dose prescrita de 15 Gy foram aplicados em um GTV (do inglês, "*gross tumor volume*", que significa volume tumoral grosseiro [4]) com um centímetro cúbico de volume. Por fim, foram feitas medidas de campos diretos ântero-posteriores nesse fantoma heterogêneo variando os tamanhos de campo, para comparação da dose calculada pelo TPS e medida. Os valores obtidos e mostrados nas tabelas (VI e VII) correspondem a médias de 4 medidas realizadas.

Os planejamentos foram todos realizados utilizando o software Eclipse™, versão 13.6, da Varian, e todos os cálculos foram feitos no algoritmo AAA (do inglês, “Analytical Anisotropic Algorithm”, que significa algoritmo analítico anisotrópico) e com correção de heterogeneidade.



**Figura 1:** (a) Planejamento de radiocirurgia 3D. (b) Fantoma STEEV e acessórios.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 3.1. Validação do cálculo de unidades monitoras

A tabela I mostra os valores de fator output obtidos com a Farmer acoplada no conjunto de águas sólidas. Os valores mostrados estão normalizados pelos valores do campo 10x10 cm que é o campo de referência. As incertezas associadas a essa medida foram estimadas considerando os possíveis erros no posicionamento (1 mm no SSD, 2 mm no tamanho de campo e 1 mm na profundidade) e os erros associados ao eletrômetro, além do desvio padrão das medidas. Todas as medidas, com exceção da medida para o campo 3 cm x 3 cm, estão em grande concordância com os valores comissionados e dentro da faixa de erro estimada. A diferença superior ao erro apresentada para o campo 3x3 cm se deve-se à grande dimensão de 0,61 cm x 2,3 cm da Farmer, tornando-a inadequada para uma medida

precisa em um campo pequeno como esse, o que corrobora com a diferença negativa apresentada, pois o efeito do volume da câmara reduz o sinal em relação ao real [5].

**Tabela I:** Fatores *output* obtidos com a Farmer em comparação com valores comissionados.

Tamanho de Campo (cm)	Comissionado	Medido	Diferença (%)	Desvio Padrão (%)	Incerteza Estimada*
<b>15x15</b>	1,031	1,033	0,22%	0,03%	±0,79%
<b>12x12</b>	1,014	1,014	0,01%	0,07%	±0,79%
<b>10x10</b>	1,000	1,000	0,00%	0,14%	±0,80%
<b>8x8</b>	0,983	0,985	0,17%	0,08%	±0,80%
<b>6x6</b>	0,959	0,958	-0,14%	0,08%	±0,80%
<b>5x5</b>	0,943	0,941	-0,23%	0,08%	±0,80%
<b>4x4</b>	0,924	0,920	-0,44%	0,09%	±0,80%
<b>3x3</b>	0,899	0,871	-3,14%	1,45%	±1,65%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

**Tabela II:** Medidas com variação de ângulo do gantry em comparação com os valores calculados no TPS.

Ângulo do Gantry (°)	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)	Desvio Padrão (%)	Incerteza Estimada*
<b>315</b>	246,9	250,6	1,48%	±0,41%	±1,97%
<b>330</b>	268,9	266,1	-1,05%	±0,41%	±1,97%
<b>350</b>	278,5	274,4	-1,49%	±0,41%	±1,97%
<b>10</b>	278,5	274,6	-1,42%	±0,41%	±1,97%
<b>30</b>	268,9	266,8	-0,79%	±0,41%	±1,97%
<b>45</b>	246,9	251,7	0,72%	±0,41%	±1,97%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].



As medidas variando o ângulo do gantry são mostradas na tabela II. Todas as medidas apresentam diferenças dentro das incertezas estimadas, que levam em conta o desvio padrão das medidas e as incertezas relacionadas ao posicionamento, eletrômetro, fator de calibração e de correção da qualidade da radiação. A tabela III apresenta o conjunto de medidas com campos colimados pelo (MLC). As incertezas estimadas superam as diferenças em todos os campos com exceção dos campos com 3 cm x 3 cm e 8 cm x 3 cm. Isso se deve ao mesmo motivo discutido para os campos 3 cm x 3 cm das medidas de fator *output*, além do fato de que o campo retangular 8 cm x 3 cm, por ter um lado maior que o dobro do tamanho do outro, não apresenta as mesmas condições de espalhamento do campo quadrado equivalente utilizado para o cálculo. As incertezas foram estimadas da mesma forma que para os valores da tabela II.

**Tabela III:** Medidas com campos colimados utilizando o MLC em comparação com os valores calculados no TPS.

Tamanho de campo (cm)	Campo Colimado [X x Y] (cm)	Calculado (cGy)	Medido (cGy)	Diferença (%)	Desvio Padrão (%)	Incerteza Estimada*
10x10	8x3	174,6	168,6	-3,56%	±0,48%	±1,98%
	6x4	176,1	173,1	-1,73%	±0,48%	±1,98%
	3x5	171,7	170,6	-0,64%	±0,48%	±1,98%
	8x8	182,3	181,3	-0,55%	±0,48%	±1,98%
	6x6	179,2	177,2	-1,13%	±0,48%	±1,98%
	5x5	176,9	174,7	-1,26%	±0,48%	±1,98%
	4x4	172,5	171,1	-0,82%	±0,48%	±1,98%
	3x3	168,6	164,2	-2,68%	±0,48%	±1,98%
15x15	10x10	189,3	186,0	-1,77%	±0,48%	±1,98%
	12x12	192,0	188,3	-1,96%	±0,48%	±1,98%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

Os valores de dose obtidos para diferentes SSD são mostrados na tabela IV. As incertezas foram estimadas da mesma forma que para as medidas das tabelas II e III. As diferenças encontradas estão

dentro da faixa de incertezas estimadas para todas as medidas. A diferença entre os valores calculados e medidos apresentou um aumento com a diminuição do SSD.

A tabela V mostra os valores obtidos para o fator output normalizados pelos valores do campos 5x5 cm, que foi utilizado como campo intermediário no comissionamento do feixe. As incertezas foram estimadas considerando erros no posicionamento (1 mm no SSD, 2 mm no tamanho de campo e 1 mm na profundidade), erros associados ao eletrômetro e desvio padrão das medidas. Os valores foram corrigidos pelos fatores de correção de campo, calculados por Monte Carlo e disponíveis em tabelas no TRS 483 [1]. As diferenças entre os valores medidos e comissionados estão abaixo das incertezas estimadas exceto pelo campo 1 cm x 1 cm. Isso se deve ao fato dos campos pequenos possuírem um perfil de alto gradiente, fazendo com que pequenos deslocamentos em sentidos perpendiculares ao feixe afetem bastante as medições.

**Tabela IV:** Medidas com variação do SSD em comparação com os valores calculados no TPS.

<b>SSD (cm)</b>	<b>Calculado</b>	<b>Medido</b>	<b>Diferença (%)</b>	<b>Desvio Padrão (%)</b>	<b>Incerteza Estimada*</b>
<b>80</b>	376,5	369,3	-1,96%	±0,49%	±1,99%
<b>85</b>	336,3	330,9	-1,62%	±0,49%	±1,99%
<b>90</b>	302,2	298,4	-1,26%	±0,49%	±1,99%
<b>95</b>	273,0	270,4	-0,96%	±0,49%	±1,99%
<b>100</b>	247,8	246,4	-0,60%	±0,49%	±1,99%
<b>105</b>	226,0	225,3	-0,29%	±0,49%	±1,99%
<b>110</b>	206,9	206,8	-0,08%	±0,49%	±1,99%
<b>115</b>	190,2	190,6	0,22%	±0,49%	±1,99%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

**Tabela V:** Medidas de Fator *output* para campos pequenos com diodo em comparação com os valores calculados no TPS.

<b>Tamanho de Campo (cm)</b>	<b>Comissionado</b>	<b>Medido</b>	<b>Diferença (%)</b>	<b>Desvio Padrão (%)</b>	<b>Incerteza Estimada*</b>
<b>5x5</b>	1,000	1,000	0,00%	0,18%	0,81%
<b>4x4</b>	0,980	0,977	-0,24%	0,12%	0,80%
<b>3x3</b>	0,953	0,950	-0,40%	0,08%	0,80%
<b>2x2</b>	0,916	0,910	-0,69%	0,19%	0,82%
<b>1x1</b>	0,818	0,809	-1,10%	0,11%	0,80%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

### 3.2. Validação *end-to-end*

As tabelas VI e VII apresentam os valores das medidas realizadas com o fantoma antropomórfico STEEV. As incertezas associadas com essas medidas foram estimadas levando em consideração o desvio padrão das medidas e as incertezas relacionadas ao posicionamento, eletrômetro, fator de calibração e de correção da qualidade da radiação da câmara Farmer utilizada para calibração cruzada da PinPoint 3D, além das incertezas relacionadas ao posicionamento, eletrômetro e fator de correção da qualidade da radiação relacionadas às medições com a PinPoint.

A tabela VI mostra os valores de campos diretos aplicados no fantoma no sentido ântero-posterior (AP). Todos os campos apresentaram diferenças inferiores a 1% em relação ao calculado pelo sistema de planejamento, bem inferiores as incertezas estimadas.

**Tabela VI:** Medidas de campos diretos AP, em comparação com os valores calculados no TPS.

Tamanho de Campo (cm)	Dose Calculada (cGy)	Dose Medida (cGy)	Diferença (%)	Desvio Padrão (%)	Incerteza Estimada*
<b>2x2</b>	271,0	271,6	0,22%	±0,40%	±2,18%
<b>3x3</b>	286,7	287,0	0,10%	±0,40%	±2,18%
<b>4x4</b>	296,4	297,8	0,47%	±0,40%	±2,18%
<b>5x5</b>	305,3	306,4	0,36%	±0,40%	±2,18%
<b>6x6</b>	312,1	314,0	0,61%	±0,40%	±2,18%
<b>7x7</b>	317,9	320,1	0,69%	±0,40%	±2,18%
<b>8x8</b>	322,8	325,3	0,77%	±0,40%	±2,18%
<b>9x9</b>	327,5	329,9	0,73%	±0,40%	±2,18%
<b>10x10</b>	332,0	333,5	0,45%	±0,40%	±2,18%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

**Tabela VII:** Medidas dos planos de teste em comparação com os valores calculados no TPS.

Plano	Dose Calculada (cGy)	Dose Medida (cGy)	Diferença (%)	Desvio Padrão (%)	Incerteza Estimada*
<b>3D 4 campos</b>	626,9	636,4	1,52%	±1,17%	±2,44%
<b>3D 5 campos</b>	521,4	530,3	1,71%	±1,01%	±2,37%
<b>Arco Dinâmico</b>	1564,6	1550,1	-0,93%	±0,62%	±2,23%
<b>SRS 3D</b>	1766,6	1757,0	-0,54%	±0,44%	±2,14%

\*Incertezas estimadas utilizando metodologia e valores de Castro et al. [6].

A tabela VII mostra as medições obtidas dos planejamentos realizados e irradiados no STEEV. Os planos com 4 e 5 campos apresentaram uma diferença maior em relação ao calculado pelo sistema de planejamento, mas ainda inferior as incertezas estimadas. Os planos de radiocirurgia de arco e de 15 campos (SRS 3D) apresentaram uma diferença negativa inferior a 1%, evidenciando o efeito de

média do volume sensível da câmara PinPoint 3D, cujas dimensões de 0,29 cm x 0,29 cm são comparáveis aos tamanhos de campos de 1,2 cm x 1,2 cm desses planejamentos.

O TRS-430 [3] estabelece as tolerâncias aceitáveis de desvios da medida em relação ao calculado pelo sistema de planejamento para fantasmas homogêneos e heterogêneos. Nos fantasmas homogêneos as tolerâncias variam entre 0,5% para dose absoluta no ponto de normalização para campos quadrados até 3% em situações de variação de campo colimado e uso de filtros. Entretanto, para fantasmas heterogêneos, as tolerâncias são maiores, aceitando 5% de desvio em dose absoluta no ponto de normalização e 7% de diferença em outros pontos de medida. Desta maneira as medidas feitas na validação estão de acordo com o protocolo de referência para tal na radioterapia. ..

#### 4. CONCLUSÃO

Devido a maior dose por fração e menores volumes de tratamento, a radiocirurgia e os tratamentos hipofracionados exigem maior cuidado no momento de comissionamento. Tendo em mente todas as incertezas associadas no processo de dosimetria de campos pequenos, o protocolo TRS-483 [1] ajuda significativamente na redução das incertezas e correção dos fatores para os campos pequenos e para cada detector. Os testes de validação do cálculo de unidades monitoras mostraram-se dentro do limite de 5% estipulado pela Comissão Internacional de medidas e unidades de radiação (ICRU, do inglês *International Commission on Radiation Units and Measurements*) [7], baseado nos altos gradientes das curvas de dose-resposta de tumores e tecidos saudáveis, chegando a discrepância máxima de 2% excetuando-se as medidas dos campos 3 cm x 3 cm. Os resultados dos testes *end-to-end* mostraram-se satisfatórios, apresentando diferenças entre dose medida e calculada inferiores a 2%, também respeitando os limites estabelecidos pela ICRU, além de concordar com os limites estabelecidos por outros relatórios internacionais [8]. De acordo com os resultados, os valores comissionados e alimentados no sistema de planejamento estão adequados e coerentes com os dados medidos pelos diversos sistemas dosimétricos apresentados. Conclui-se que os dados adquiridos para modelagem do feixe, a correção de heterogeneidade e as configurações do acelerador, incluindo sistema de imagem e calibração, estão adequadas para a prática de planejamentos 3D, incluindo planejamentos de SRS utilizando campos pequenos, com o feixe de 6MV SRS do aparelho Trilogy do INCA. Em adição, é recomendado e encorajado o uso de fantasmas antropomórficos como procedimento de

controle de qualidade, não apenas específico dos tratamentos individuais dos pacientes como também de controle de qualidade do processo radioterápico como um todo.

Futuros trabalhos incluem o comissionamento e validação de técnicas moduladas, a utilização de outros detectores com volumes sensíveis menores aos utilizados, e que perturbem menos os campos pequenos, possibilitando a investigação de campos menores do que os apresentados, o uso de filmes radiocrômicos para verificação da distribuição de dose e a investigação da influência da colimação dos MLCs nos campos pequenos.

## REFERÊNCIAS

- [1] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 483**, Vienna: IAEA, 2017. 209p.
- [2] POTTERS L.; KAVANAGH, B.; GALVIN J. M.; HEVEZI J.M.; JANJAN N.A. et al. **American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guideline for the performance of stereotactic body radiation therapy**. Int J of Radiat Oncol Biol Phys, v. 76, p. 326-332, 2010.
- [3] DIETERICH S.; FORD E.; PAVORD D.; ZENG J. **Practical radiation oncology physics**. Elsevier, 2016.
- [4] ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62**. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. v.32, 1999. 52p.
- [5] PARWAIE W.; REFAHI S.; ARDEKANI M.A.; FARHOOD B. (2018). **Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons**. J Med Signals Sens. v. 8, p. 195-203, 2018.
- [6] CASTRO A.; GARCIA-VICENTE F.; MÍNGUEZ C.; FLORIANO A. et al. **Study of the uncertainty in the determination of absorbed dose to water during external beam radiotherapy calibration**. J Appl Clin Med Phys v.9, p. 70-86, 2008.
- [7] SMILOWITZ J.B., DAS I.J., FEYGELMAN V. et al. **AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams**. J Appl Clin Med Phys. v.16, p. 14-34, 2015.
- [8] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No. 430**, Vienna: IAEA, 2004. 281p.