



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**

**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU**

**Curso de Graduação em Física Médica**



## **TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**DANILO AUGUSTO BÉRGAMO**

# **AVALIAÇÃO DE PLANO RADIOTERÁPICO CONFORMACIONAL 3D DE PRÓSTATA NO SISTEMA DE PLANEJAMENTO XiO<sup>®</sup> - VARIAÇÃO DE PARÂMETROS RADIOMÉTRICOS E ALGORITMOS DE CÁLCULO**

Botucatu

2016

DANILO AUGUSTO BÉRGAMO

**AVALIAÇÃO DE PLANO RADIOTERÁPICO  
CONFORMACIONAL 3D DE PRÓSTATA NO SISTEMA DE  
PLANEJAMENTO XiO<sup>®</sup> - VARIAÇÃO DE PARÂMETROS  
RADIOMÉTRICOS E ALGORITMOS DE CÁLCULO**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Botucatu

2016

*“Na vida, não existe nada a temer, mas a entender”  
Marie Curie*

## **DEDICATÓRIA**

Àqueles que estiveram e estão relacionados com minha formação, profissional e humana, direta ou indiretamente. Àqueles que me apoiam, que me ajudam a crescer e que me sustentam diariamente. Àqueles com quem convivo, que compartilho pensamentos e que comuto experiências. Em especial aos meus pais.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus, pelo dom da vida e a capacidade de seguir sempre em frente, enfrentando e cumprindo os desafios que me são confiados diariamente.

Aos meus pais, Angelo Paulo Bérghamo e Vera Augusta de Almeida Bérghamo, por todo carinho, amor e atenção que me proporcionam.

Aos meus irmãos, Patrícia de Cássia Bérghamo Soldera e Paulo Giovani Bérghamo, assim como meus sobrinhos, Luiz Gustavo Bérghamo Soldera e Laura Bérghamo Soldera, pela base familiar que me propiciam.

À minha segunda família, amigos de república (Bagaço de Kana) e também aos mais próximos que a faculdade me mostrou, pelo calor e afeto, pelas risadas e histórias, pelos momentos tristes e felizes que juntos passamos, sem esses não teria suporte emocional para a conclusão desta etapa da minha vida.

De modo geral, aos meus amigos da Turma X Física Médica, pelas aulas que nos uniram, pelas dificuldades das provas, todos me motivam a crescer.

Aos professores que me ajudaram a ver o mundo de forma diferente, e que com ensinamentos e críticas construtivas, contribuíram com a minha formação.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes, pela orientação e por toda ajuda e oportunidades que me disponibilizou.

À equipe de profissionais da Clínica de Radioterapia Arakawa do Hospital Unimed Bauru, em especial ao Diretor Dr. Cazuô Arakawa, por terem me disponibilizado todo o material de manuais, as estações de trabalho e acelerador linear, além de terem me auxiliado nos estudos sobre o TPS XiO. O convívio com a equipe é instrumental fornecido contribui de forma significativa para a escolha de minha futura carreira como físico médico.

À UNESP pelo oferecimento do curso de Bacharel em Física Médica e apoio financeiro através da bolsa de auxílio BAAE (Bolsa de Apoio Acadêmico e Extensão).

## SUMÁRIO

|                                                                                                                            |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>SIGLAS E ABREVEATURAS.....</b>                                                                                          | <b>6</b>  |
| <b>LISTA DE FIGURAS.....</b>                                                                                               | <b>8</b>  |
| <b>LISTA DE TABELAS.....</b>                                                                                               | <b>10</b> |
| <b>RESUMO.....</b>                                                                                                         | <b>11</b> |
| <b>ABSTRACT .....</b>                                                                                                      | <b>12</b> |
| <b>1. INTRODUÇÃO.....</b>                                                                                                  | <b>13</b> |
| 1.1. Radioterapia: histórico .....                                                                                         | 13        |
| 1.2. Radioterapia: conceito e aplicações .....                                                                             | 15        |
| <b>2. SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA....</b>                                                       | <b>17</b> |
| 2.1. Procedimentos para o planejamento de tratamento .....                                                                 | 17        |
| 2.2. Sistema de planejamento de tratamento XiO® .....                                                                      | 22        |
| 2.3. Algoritmos de cálculo .....                                                                                           | 22        |
| 2.4. Terma e Dose kernel.....                                                                                              | 24        |
| <b>3. OBJETIVOS.....</b>                                                                                                   | <b>26</b> |
| 3.1. Objetivos gerais .....                                                                                                | 26        |
| 3.2. Objetivos específicos.....                                                                                            | 27        |
| <b>4. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>                                                                                        | <b>27</b> |
| 4.1. Clínica de Radioterapia Arakawa do Hospital Unimed Bauru .....                                                        | 28        |
| 4.2. Planejamento radioterápico conformacional 3D de próstata .....                                                        | 28        |
| 4.3. Guia prático para planejamentos radioterápicos conformacionais 3D no sistema de planejamento de tratamento XiO® ..... | 33        |
| <b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>                                                                                      | <b>33</b> |
| Planejamento radioterápico conformacional 3D de próstata.....                                                              | 33        |
| <b>6. CONCLUSÃO.....</b>                                                                                                   | <b>53</b> |
| <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                                                                                    | <b>55</b> |
| <b>APÊNDICE .....</b>                                                                                                      | <b>59</b> |

## SIGLAS E ABREVEATURAS

- i. 3D: Imagem em três dimensões
- ii.  $h\nu$ : Energia do fóton
- iii.  $\mu/\rho$ : Coeficiente de atenuação mássico
- iv.  $\psi$ : Fluência de energia dos fótons primários de interação
- v. BEV: Beam's Eye View
- vi. CTV: Clinical Target Volume
- vii.  $D_{95}$ : Dose recebida por 95% do PTV após normalização
- viii.  $D_M$ : Dose média recebida pela estrutura
- ix.  $D_{m\acute{a}x}$ : Dose máxima recebida pela estrutura
- x.  $D_{m\acute{a}xglobal}$ : Dose máxima global recebida por um ponto específico em relação a todo volume irradiado
- xi.  $D_{min}$ : Dose mínima recebida pela estrutura
- xii.  $D_N$ : Dose normalizada encontrada no Sistema de Planejamento de Tratamento XiO<sup>®</sup> necessária para que 95% do PTV recebam a dose prescrita
- xiii.  $D_p$ : Dose prescrita
- xiv. DRR: Digitally Reconstructed Radiograph
- xv. DVH: Dose Volume Histogram
- xvi. F: Transformada de Fourier
- xvii.  $F'$ : Transformada de Fourier Inversa
- xviii. GTV: Gross Tumor Volume
- xix. IARC: International Agency Research on Cancer
- xx. ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
- xxi. IMRT: Intensity Modulated Radiotherapy
- xxii. MLC: Multileaf Collimator
- xxiii. OAR: Organ At Risk
- xxiv. OMS: Organização Mundial da Saúde
- xxv. PTV: Planning Target Volume
- xxvi.  $r'$ : Ponto de interação dos fótons primários
- xxvii.  $r$ : Ponto onde se deposita a dose
- xxviii. TERMA: Total Energy Released per Mass of Absorber

xxix. TPS: Treatment Planning System

xxx. UM: Unidades Monitoras

xxxi.  $V_{50\text{Gy}}$ : Porcentagem de volume da estrutura que recebe 50 Gy de dose



## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1: Esquema representativo do tubo de raios X de alta energia desenvolvido para o tratamento de tumores profundos, desenvolvido na segunda década do séc. XX. ....                                                                                                                                                                                                         | 14 |
| Figura 2: Corte axial de uma Tomografia Computadorizada utilizada para um planejamento de tratamento radioterápico conformacional 3D de caso de próstata. ....                                                                                                                                                                                                                   | 17 |
| Figura 3: Esquema simplificado de ilustração dos volumes alvo que se objetiva tratar em um planejamento radioterápico. ....                                                                                                                                                                                                                                                      | 18 |
| Figura 4: A – Exemplo de Imagem Digitalmente Reconstruída (DRR). B – Exemplo de Imagem que possibilita visão da projeção do campo (BEV). Imagens utilizadas para um planejamento de tratamento radioterápico conformacional 3D de caso de próstata. ....                                                                                                                         | 19 |
| Figura 5: A – Campos laterais opostos de mesma intensidade e a distribuição de dose, claramente atingindo considerável extensão de tecido sadio. B – Feixes múltiplos de diferentes intensidades distribuídos (neste caso) em oito ângulos, gerando uma distribuição de dose altamente conformacional, poupando grande parte de tecido sadio e protegendo regiões de risco. .... | 21 |
| Figura 6: Exemplo de um Histograma Dose-Volume (DVH) extraído do TPS XiO®. ....                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 21 |
| Figura 7: Imagem ilustrativa das componentes primária e espalhada da radiação, utilizadas para o cálculo de dose nos algoritmos <i>Convolution</i> e <i>Superposition</i> no TPS XiO®. ....                                                                                                                                                                                      | 23 |
| Figura 8: Ilustração representativa da propagação de energia em torno de um ponto de interação dos fótons primários e representação de um kernel de espalhamento. ....                                                                                                                                                                                                           | 25 |
| Figura 9: Imagens que ilustram a projeção dos campos sobre o PTV para os planejamentos de 5 campos (45°, 100°, 180°, 260° e 315°) e 6 campos (45°, 90°, 135°, 225°, 270° e 315°). ....                                                                                                                                                                                           | 34 |
| Figura 10: Histogramas de Dose-Volume gerados para o planejamento de 5 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....                                                                                                                                                                               | 36 |
| Figura 11: Histogramas de Dose-Volume gerados para o planejamento de 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....                                                                                                                                                                               | 37 |
| Figura 12: Cores e respectivos valores de isodose das linhas mostradas na distribuição de isodose dos cortes. ....                                                                                                                                                                                                                                                               | 41 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 13: Cortes axiais da parte superior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....    | 42 |
| Figura 14: Cortes axiais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....     | 43 |
| Figura 15: Cortes axiais da parte inferior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....    | 44 |
| Figura 16: Cortes coronais da parte anterior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....  | 45 |
| Figura 17: Cortes coronais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....   | 46 |
| Figura 18: Cortes coronais da parte posterior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . .... | 47 |
| Figura 19: Cortes sagitais da parte esquerda do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....  | 48 |
| Figura 20: Cortes sagitais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....   | 49 |
| Figura 21: Cortes sagitais da parte direita do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....   | 50 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1: Sumário para diagnóstico, prescrições de dose, volume do alvo de tratamento e dos OARs, e objetivos clínicos de tratamento para o caso investigado. ....                                                                                                                                                                                                | 29 |
| Tabela 2: Composições de campo referentes aos planejamentos de tratamento desenvolvidos. ....                                                                                                                                                                                                                                                                     | 31 |
| Tabela 3: Planos radioterápicos conformacionais 3D de próstata obtidos após variação dos parâmetros energia e algoritmo de cálculo. ....                                                                                                                                                                                                                          | 32 |
| Tabela 4: Valores de $D_N$ , $D_{95}$ e $D_{máxglobal}$ para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....                                                                                                                                                | 35 |
| Tabela 5: Valores de $D_{min}$ , $D_{máx}$ e $D_M$ calculadas para o reto, bexiga, coxo femoral direito e esquerdo, e volume alvo, para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....                                                                     | 38 |
| Tabela 6: Valores de $D_{máx}$ e $V_{50Gy}$ comparado às suas diferenças percentuais em relação aos respectivos limites de aceitação, calculados para o reto, bexiga, coxo femoral direito e esquerdo, para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . .... | 39 |
| Tabela 7: Número de Unidades Monitoras (UM) calculado no TPS XiO <sup>®</sup> relativo a cada campo nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo <i>Superposition</i> e <i>Convolution</i> . ....                                                                                                        | 52 |

## RESUMO

Junto ao avanço tecnológico nas técnicas de planejamento em radioterapia surgem métodos sofisticados de simulações de deposição de dose baseados em algoritmos de cálculo, a partir de Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS). É função dos físicos médicos atuantes na área se atualizarem aos novos processos e novas tecnologias ligadas ao TPS. O câncer de próstata é atualmente listado como o segundo tipo mais frequente em toda população masculina mundial e a radioterapia conformacional 3D é comumente utilizada para o tratamento destes casos. O objetivo deste trabalho foi avaliar diferentes planejamentos radioterápicos conformacionais 3D de casos de próstata, variando parâmetros radiométricos e algoritmos de cálculo, desenvolvidos no TPS XiO<sup>®</sup>, projetado pela *Elekta*. A partir de um único caso clínico de próstata selecionado, desenvolveram-se duas técnicas de planejamentos, com 5 e 6 campos, e para cada um variou-se a energia (6 MV e 10 MV) e o algoritmo de cálculo da dose (*Superposition* e *Convolution*), totalizando oito planos distintos. Os feixes foram normalizados para que ao menos 95% do volume de tratamento (PTV) recebesse a dose prescrita. A análise dos resultados baseou-se na comparação das variações dos planejamentos, em relação a parâmetros dosimétricos, distribuições de isodose, pontos quentes e o número de unidades monitoras (UM). Em todas as variações dos planejamentos foi alcançado o objetivo de ao menos 95% do PTV receber a dose prescrita. Os resultados sugerem que o algoritmo de cálculo *Convolution* superestima o cálculo de dose para planejamentos radioterápicos conformacionais 3D de casos de próstata, em relação ao algoritmo de cálculo *Superposition*. No planejamento de 6 campos, a distribuição de isodose alcançou mais tecido sadio que no planejamento de 5 campos, assim como, os pontos quentes se localizaram fora do volume alvo de tratamento. O cálculo do número de UM dos campos pelo TPS XiO<sup>®</sup> não se altera pela escolha do algoritmo de cálculo da dose durante o planejamento. Foi desenvolvido um guia prático, a partir do desenvolvimento dos planejamentos, mostrando os passos a serem realizados para a elaboração de planejamentos radioterápicos conformacionais 3D no TPS XiO<sup>®</sup>.

## ABSTRACT

Along the technological advances in radiotherapy planning techniques, sophisticated methods of deposition of doses simulation, which are based on calculation algorithms from Treatment Planning Systems (TPS), arise. It is important the active medical physicists in the area keep updated in new processes and technologies linked to TPS. Prostate cancer is currently listed as the second most frequent type of cancer throughout the male population in the world and 3D conformal radiotherapy is commonly used to treat these cases. The objective of this study was to evaluate different conformational radiotherapy planning 3D in prostate cases, varying radiometric parameters and calculation algorithms which were developed in TPS XiO<sup>®</sup> and designed by Elekta. From a single clinical selected case of prostate cancer two planning techniques with 5 and 6 fields were developed, and for each one the energy (6 MV and 10 MV) and the dose calculation algorithm (Superposition and Convolution) were varied, totaling eight different plans. The beams were normalized so that at least 95% of the volume of treatment (PTV) received the prescribed dose. The analysis was based on the comparison of changes of plans related to the dosimetric parameters, isodose distributions, hot spots and the number of monitor units (UM). In all variations of the planning, the goal of at least 95% of the PTV received the prescribed dose. The results suggest that the Convolution calculation algorithm overestimates the dose calculation for conformational radiotherapy planning 3D in prostate cases related to Superposition calculation algorithm. In the planning of 6 fields, the isodose distribution reached more healthy tissue when compared to the planning of 5 fields, as well as the hot spots were located outside the target volume treatment. The calculation of the number of UM by TPS XiO<sup>®</sup> is not affected by the choice of dose calculation algorithm during the planning. A practical guide was developed showing the steps to be undertaken for the development of conformational radiotherapy planning 3D in the TPS XiO<sup>®</sup>.

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. Radioterapia: histórico

A partir do descobrimento e descrição dos raios X em novembro de 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, teve início uma nova era de possibilidades no âmbito médico e tecnológico. A comunidade pública e científica reconhecia o incrível potencial da descoberta para o desenvolvimento diagnóstico e terapêutico na medicina, e então, já em 1896, havia estudos sobre a ação dos raios X no tratamento de lesões na pele e seu efeito paliativo das dores provocadas por determinadas neoplasias, antes de qualquer entendimento sobre as propriedades biológicas e físicas dos mesmos (Lederman, 1981; Gagliardi e Wilson, 1997).

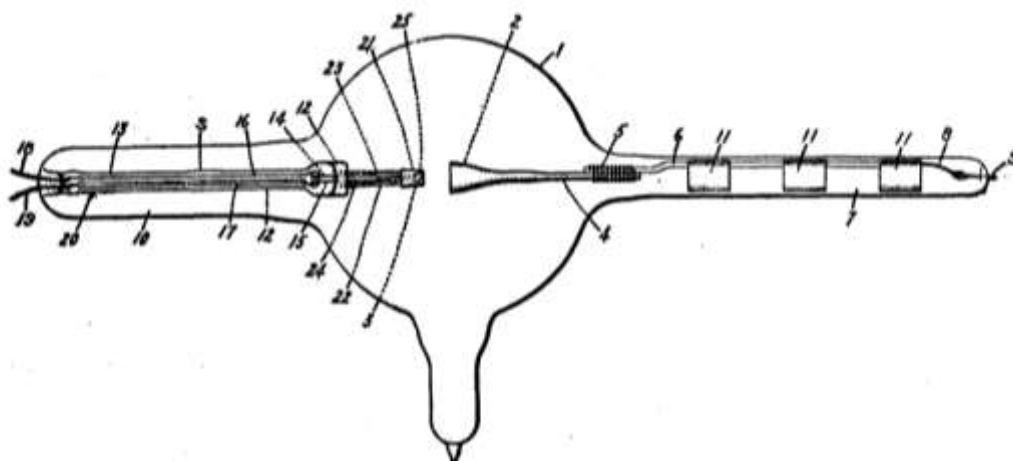
Henri Becquerel na mesma época, continuando os estudos de Röntgen, identificou em sais de urânio o fenômeno físico da radioatividade natural, e em 1898, o casal Pierre e Marie Curie pôde isolar quimicamente os elementos, então por eles nomeados, rádio e polônio, descritos com atividade radioativa muito elevada. Em 1901, os referidos pesquisadores Pierre Curie e Becquerel publicaram os efeitos fisiológicos causados pelos raios emitidos pelo rádio. Com o desenvolvimento dos estudos na área, cada vez mais se considerava o uso da radioatividade para o tratamento de algumas doenças; a própria Marie Curie, na evolução de seus estudos, apontava o uso do rádio para o tratamento do câncer (Gagliardi e Wilson, 1997; Slater, 2012). De fato, durante toda a primeira década do séc. XX trabalhos sobre a utilização terapêutica dos raios X e rádio foram desenvolvidos (Slater, 2012).

No mesmo período que se obtinham esses resultados, a comunidade científica também produzia avanços sobre o estudo da estrutura atômica e o descobrimento de partículas subatômicas, principalmente com os trabalhos de Ernest Rutherford e Niels Bohr. Seus resultados, junto à descoberta dos raios X e da radioatividade, formaram a base para o desenvolvimento da radioterapia (Gagliardi e Wilson, 1997; Slater, 2012).

Mesmo com todo o avanço obtido, a falta de conhecimento em relação aos mecanismos de ação dos novos raios e seus efeitos biológicos gerou tratamentos de câncer maus sucedidos e muita morbidade. Tais resultados levaram especialistas clínicos e radiobiologistas a avaliarem os efeitos dos raios no tecido biológico (buscando compreender a relação entre tempo e dose na sobrevivência da célula), assim como físicos a estudarem as propriedades da radiação ionizante. A partir de estudos com entrega da dose total de radiação diversos avanços foram atingidos, como a conclusão de que células cancerosas são mais radiosensíveis que células normais, e também a demonstração de que o fracionamento da

dose terapêutica permite que as células saudáveis se recuperem durante o processo de irradiação (Slater, 2012).

Na segunda década do séc. XX, como mostra a Figura 1, um prático tubo de raios X de alta energia, na ordem de 180 a 200 kV, foi desenvolvido para o tratamento de tumores profundos, já que até então, a terapia de raios X era utilizada para tratar somente tumores superficiais. Consequentemente, engenheiros e físicos formulavam métodos mais sofisticados de medição da dose de radiação com raios X (Slater, 2012). A partir de 1920, progressos na física e engenharia propiciaram maior entendimento das partículas subatômicas e surgiram técnicas para focá-las e energizá-las, assim, equipamentos de supervoltagem ( $\approx 500$  kV a 2,0 MV) foram desenvolvidos, e serviram como base para o desenvolvimento dos aceleradores lineares (Robison, 1995).



**Figura 1:** Esquema representativo do tubo de raios X de alta energia desenvolvido para o tratamento de tumores profundos, desenvolvido na segunda década do séc. XX.

**Fonte:** Coolidge, 1913.

Aproximadamente na metade do séc. XX, como reflexo da contínua necessidade de tratamento de tumores em regiões mais profundas nos pacientes, uma nova fase de avanços tecnológicos tem início, marcada pela construção dos equipamentos de telecobaltoterapia e Aceleradores Lineares de megavoltagem de elétrons (Slater, 2012).

Enquanto os equipamentos de telecobaltoterapia, onde se utiliza uma fonte de  $^{60}\text{Co}$  com meia-vida de cerca de 5,3 anos, emitem constantes feixes de fótons  $\gamma$  com energia de, aproximadamente, 1,25 MV, os primeiros aceleradores lineares podiam produzir feixes de elétrons com energia de 4 a 6 MeV (chegando mais tarde à ordem de 10 a 20 MeV), o que permitiam aumento da profundidade de penetração do feixe para tratamento e melhor controle

do desenvolvimento da doença, devido à alta entrega de dose (Karzmark e Pering, 1973; Berry 1985; Kaplan, 1979).

Os aceleradores lineares são equipamentos capazes de acelerar elétrons por um tubo linear a partir de ondas eletromagnéticas de alta frequência, e quando direcionados a um alvo determinado, podem produzir raios X altamente energéticos, permitindo o tratamento de tecidos mais profundos no organismo (Khan, 2010). Passaram a ser disponibilizados clinicamente por volta de 1950, porém apenas nos anos 60 e 70 que sua aplicação nos centros de tratamento difundiu-se (Karzmark e Pering, 1973).

Logo, estudos clínicos passaram a ser publicados mostrando a eficácia da utilização de aparelhos de megavoltagem para o radiotratamento de cânceres. Fletcher (1962), um dos pioneiros, demonstrou em seus estudos bons resultados em relação ao tratamento de câncer de colo uterino com megavoltagem.

A partir dos anos 70, junto ao desenvolvimento das técnicas de tratamento em telecobaltoterapia e nos aceleradores lineares, a evolução de exames diagnósticos, como Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e Tomografia por Emissão de Pósitrons, permitiram grande destaque na radioterapia em relação à maior qualidade de visualização das imagens, tornando-se possível a análise tridimensional de estruturas (Leibel e Phillips, 2004; Webb, 1993).

A entrega de radiação no corpo do paciente nos tratamentos radioterápicos, até os anos 80, era apenas efetuada por rústicos cálculos manuais. No fim do séc. XX a evolução do setor computacional chegou à radioterapia com a utilização de softwares de planejamento de tratamento para cálculo e entrega de dose no paciente sob uma perspectiva tridimensional. O uso de softwares na radioterapia, atualmente, torna-se indispensável no sentido de aperfeiçoar o tratamento do paciente e também a dinâmica do serviço: maximizando a dose no volume que se quer tratar, minimizando a dose nos tecidos adjacentes e otimizando o tempo de planejamento na clínica (Leibel e Phillips, 2004; Webb, 1993; Bucci et al., 2005).

## **1.2. Radioterapia: conceito e aplicações**

A radioterapia é definida como o procedimento médico que se utiliza da radiação ionizante para atingir e destruir células tumorais, preservando as células saudáveis, basicamente com o intuito de tratar pacientes portadores de câncer (Fernandes, 2010).

As técnicas de tratamento em radioterapia podem ser subdivididas em duas grandes áreas, a Braquiterapia e a Teleterapia. Conceitualmente, a distinção entre as duas modalidades é à distância com que a fonte de radiação se localiza do volume de tratamento. Enquanto na



Braquiterapia a fonte está próxima o suficiente para tocar, ou mesmo penetrar, o volume tumoral, na Teleterapia, a fonte se encontra a uma distância determinada do tumor, proporcional ao isocentro do dispositivo de tratamento. Para unidades de telecobaltoterapia esta distância é de 80 cm, e para aceleradores lineares é de 100 cm (Khan, 2010; Scaff, 2010).

As radiações ionizantes propuseram uma enorme evolução para a medicina, porém também exigiriam cuidado em relação aos efeitos biológicos nocivos que podem causar ao paciente, como lesões teciduais até cânceres radioinduzidos. Contudo, é necessário, além de testes de controle de qualidade periódicos para certificação do bom funcionamento da máquina, planejamentos de tratamento consistentes que evitem doses irregulares e exposições desnecessárias ao paciente. Os procedimentos radioterápicos fundamentam-se basicamente na exposição do volume de tratamento à radiação, subdividindo a dose requerida total, normalmente, em porções diárias, para que o maior número possível de células não sadias seja erradicado (Fernandes, 2010). Para isso, o tratamento precisa ser planejado, e o método de planejamento se constrói sobre dados específicos do indivíduo a ser tratado, incluindo definição do volume alvo, cálculo de dose, simulações prévias e avaliação final do plano de tratamento (Bucci et al., 2005; Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005).

Segundo a Agência Internacional para Pesquisa em Câncer (Iarc – *International Agency Research on Cancer*), da Organização Mundial da Saúde (OMS), o câncer é colocado mundialmente como um problema de saúde pública, principalmente para países em desenvolvimento, como o Brasil. De acordo com a estimativa mundial realizada pelo projeto Globocan/Iarc, realizada em 2012, dos 14 milhões de novos casos registrados, aproximadamente 60% ocorreram em países em desenvolvimento (INCA, 2015).

O câncer de próstata foi o quarto tipo de câncer mais incidente na população em todo mundo, sendo o segundo mais frequente nos homens, atrás apenas dos casos de câncer de pulmão. O câncer de próstata foi também o mais incidente na população masculina da América Latina e do Caribe. O perfil epidemiológico estimado para o Brasil no biênio 2016/2017 assemelha-se ao da América Latina e do Caribe, sendo o câncer de próstata o mais frequente entre os homens. Para 2016, no Brasil, estima-se o surgimento de 61.200 novos casos de câncer de próstata (INCA, 2015).

A radioterapia conformacional 3D tem sido uma opção comum para o tratamento de cânceres de próstata (Zare et al., 2016).

Comprovadamente, feixes de radiação externos e o fracionamento de dose estão relacionados ao controle local do câncer de próstata (Hanks et al., 1998). Para o tratamento do câncer de próstata com feixes externos, clinicamente, considera-se o volume alvo da glândula

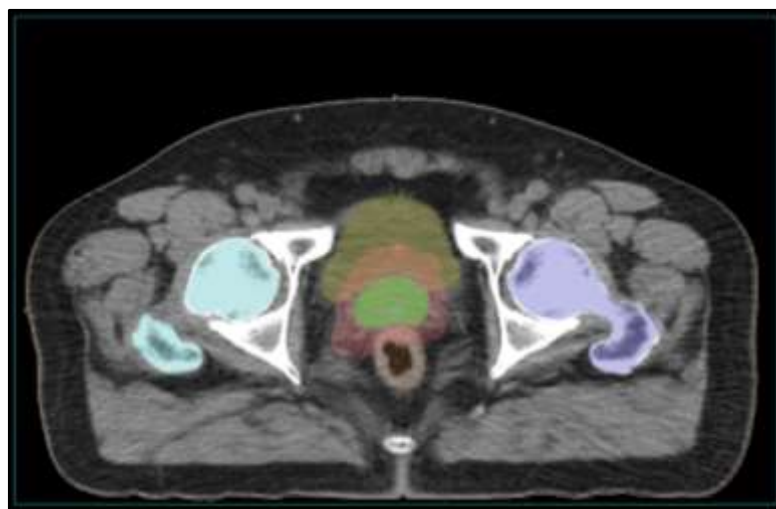
prostática e os tecidos periprostáticos. A dose entregue à bexiga e à parede anterior do reto deve ser restrita para diminuir complicações, assim como no tecido ósseo das cabeças femorais. No planejamento de tratamento é necessário adicionar uma margem de tratamento ao campo de irradiação, a fim de considerar o movimento da próstata e do próprio paciente durante as sessões de tratamento (Byrne, 2005).

## **2. SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA**

### **2.1. Procedimentos para o planejamento de tratamento**

Inicialmente, os dados anatômicos específicos do paciente precisam ser adquiridos, para que se possa identificar a localização e dimensão da lesão a ser tratada. Antes do desenvolvimento da Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética e Tomografia por Emissão de Pósitrons, os dados anatômicos de tratamento eram obtidos bidimensionalmente a partir de imagens radiográficas com técnicas específicas. Tais métodos de aquisição, embora muito utilizados na história da radioterapia, possuem informações limitadas em relação à região que se encontra o tumor, visto que em imagens radiográficas não é possível diferenciar nitidamente tecidos moles, sendo por vezes necessária a intervenção cirúrgica para localização do volume tumoral. Para estes casos, os campos de tratamento abrangem uma parte considerável de tecido sadio para garantir total cobertura da lesão (Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005).

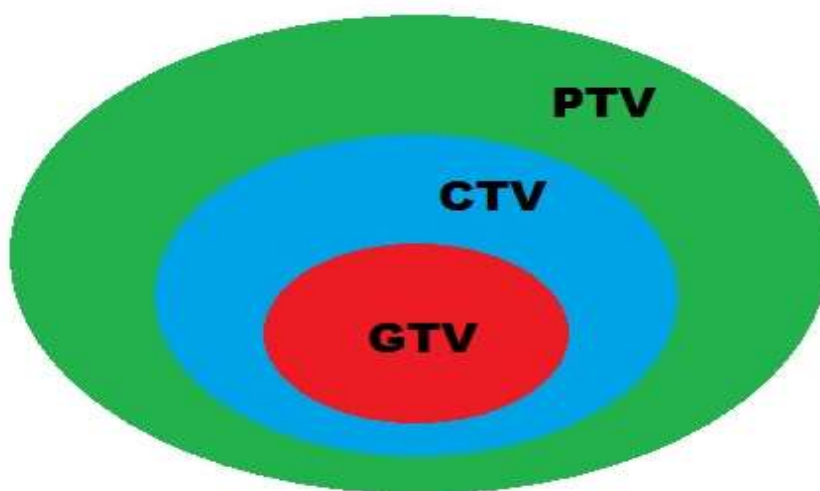
Apesar destes métodos ainda serem utilizados em alguns centros clínicos de tratamento, a Tomografia Computadorizada tornou-se um modo eficaz de aquisição de imagens tridimensionais de pacientes, como mostra a Figura 2.



**Figura 2:** Corte axial de uma Tomografia Computadorizada utilizada para um planejamento de tratamento radioterápico conformacional 3D de caso de próstata.

Portanto, as imagens tomográficas são, fundamentalmente, a base para o planejamento 3D, o que exige softwares precisos de cálculo denominados Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS – *Treatment Planning System*). Estes fornecem mecanismos específicos de visualização tridimensional da região de tratamento, como diferenciação de tecidos moles e visualização de estruturas críticas adjacentes, permitindo melhor análise clínica e otimizando o planejamento (Webb, 1993; Shlegel e Mahr, 2007; Patel et al., 2007; Smith et al., 1998).

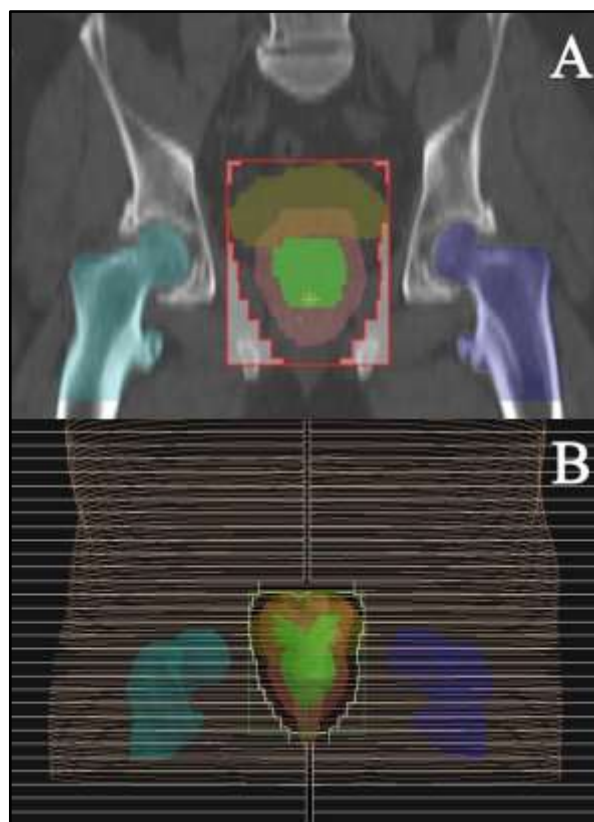
Para um planejamento, após extração das imagens tomográficas do paciente, é preciso delinear os volumes de tratamento, geralmente definidos com base em publicações da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*), números 50, 62 e 83, esta última dedicada exclusivamente a procedimentos de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT – *Intensity Modulated Radiotherapy*). Resumidamente, existem três principais volumes que são levados em consideração para o planejamento: GTV (*Gross Tumor Volume*), CTV (*Clinical Target Volume*) e PTV (*Planning Target Volume*). GTV é considerado a região palpável, ou visível, do crescimento tumoral. Envolvendo o GTV e ainda regiões não visíveis do tumor está o volume clínico do alvo, CTV. Um dos principais objetivos no planejamento radioterápico é atribuir a dose requerida em ao menos 95% do PTV, volume de planejamento do alvo, que considera incertezas no planejamento, como movimentação de órgãos, para garantir a distribuição de dose em todo CTV (ICRU Report 50, 1993; ICRU Report 62, 1999; ICRU Report 83, 2010). A Figura 3 mostra um modelo esquemático simples sobre os volumes que se objetiva tratar nos planejamentos radioterápicos.



**Figura 3:** Esquema simplificado de ilustração dos volumes alvo que se objetiva tratar em um planejamento radioterápico.

Quando adquiridas as informações anatômicas do paciente e delineado os alvos de tratamento, as características dos campos de radiação precisam ser encontradas. As imagens tomográficas em associação com o TPS facilitam esse processo a partir de imagens digitalmente reconstruídas (DRR – *Digitally Reconstructed Radiograph*), onde é possível sobrepor as demarcações dos feixes de tratamento às informações anatômicas do paciente. A imagem virtual, que possibilita visões das projeções dos campos de irradiação sobre as estruturas, é denominada BEV (*Beam's Eye View*) (Sherouse, 1997). A Figura 4 exemplifica uma imagem DRR e uma imagem BEV.

Depois de selecionados os feixes de radiação para o tratamento é necessário determinar as doses a serem distribuídas para os volumes alvo. Para campos simples, como equivalentes quadrados, onde os feixes são administrados com intensidade uniforme pela área útil de radiação, valores tabelados com as informações dosimétricas dos feixes podem ser utilizados para cálculo manual, sem considerar variações densitométricas do paciente. Nestes casos, se utilizam moduladores de intensidade do feixe, como filtros e compensadores, que permitem distribuir de forma mais homogênea a dose prescrita (Khan, 2010; Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005).



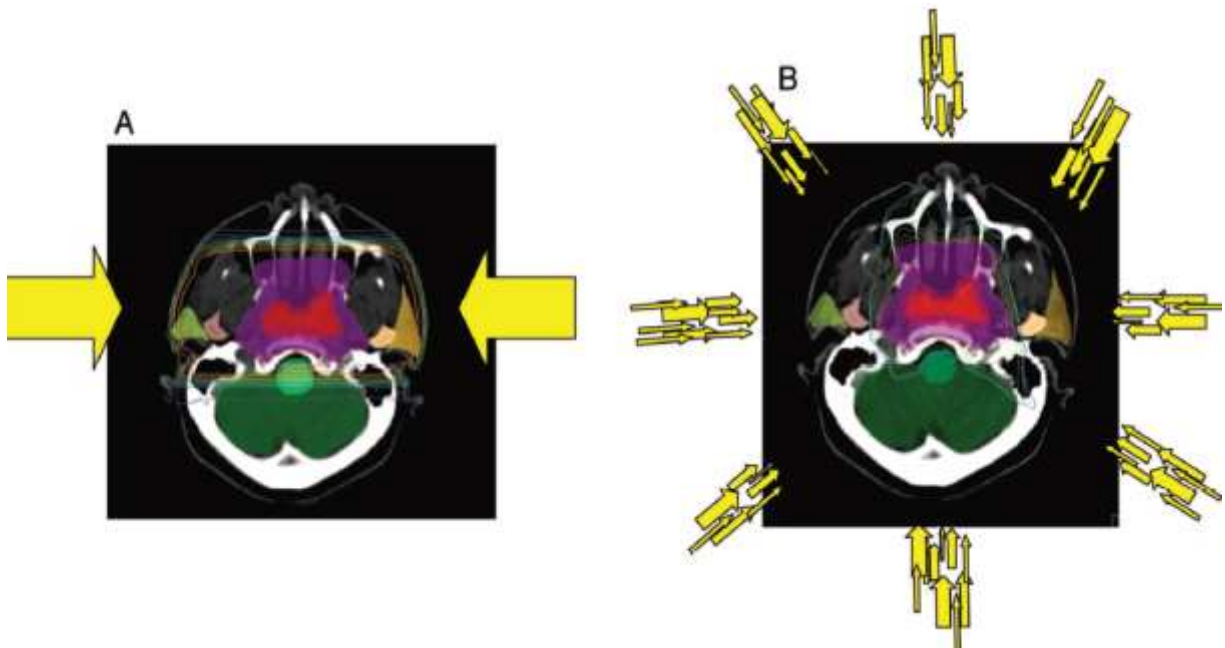
**Figura 4:** **A** – Exemplo de Imagem Digitalmente Reconstruída (DRR). **B** – Exemplo de Imagem que possibilita visão da projeção do campo (BEV). Imagens utilizadas para um planejamento de tratamento radioterápico conformacional 3D de caso de próstata.

Os tecidos biológicos possuem densidades eletrônicas distintas, o que modifica a distribuição de dose durante os tratamentos radioterápicos, principalmente para energias de megavoltagem devido ao espalhamento Compton. Determinados TPS possuem algoritmos específicos de cálculo de dose, que podem, ou não, considerar a heterogeneidade dos tecidos no paciente para calcular a distribuição da dose no meio (Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005, Fairbanks et al., 2011).

Convencionalmente, nos planejamentos de tratamento, os parâmetros dos campos de radiação são configurados por tentativa e erro pelo físico médico planejador. Este processo precisa ser repetido até que uma distribuição de dose, encontrada em cada tentativa, seja coerente com o que se pretende no planejamento, e então seja aceito para o tratamento. Em contraste, métodos de otimização presentes em algoritmos computacionais podem gerar campos complexos de irradiação que permitem técnicas avançadas de tratamento, a partir de técnicas de planejamento inverso. O planejamento inverso exige esquemas de liberação de feixes não uniformes, requerendo métodos mais complexos de planejamento. O IMRT é um destes métodos avançados de planejamento inverso, que possibilita a modulação da intensidade dos feixes de tratamento, gerando isodoses altamente conformadas em alvos irregulares e protegendo tecidos sadios adjacentes e regiões de risco (Bucci et al., 2005; Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005; Bentel, 1995). A figura 5 compara as distribuições de dose em um planejamento realizado com apenas dois campos e um planejamento inverso realizado por técnica de IMRT.

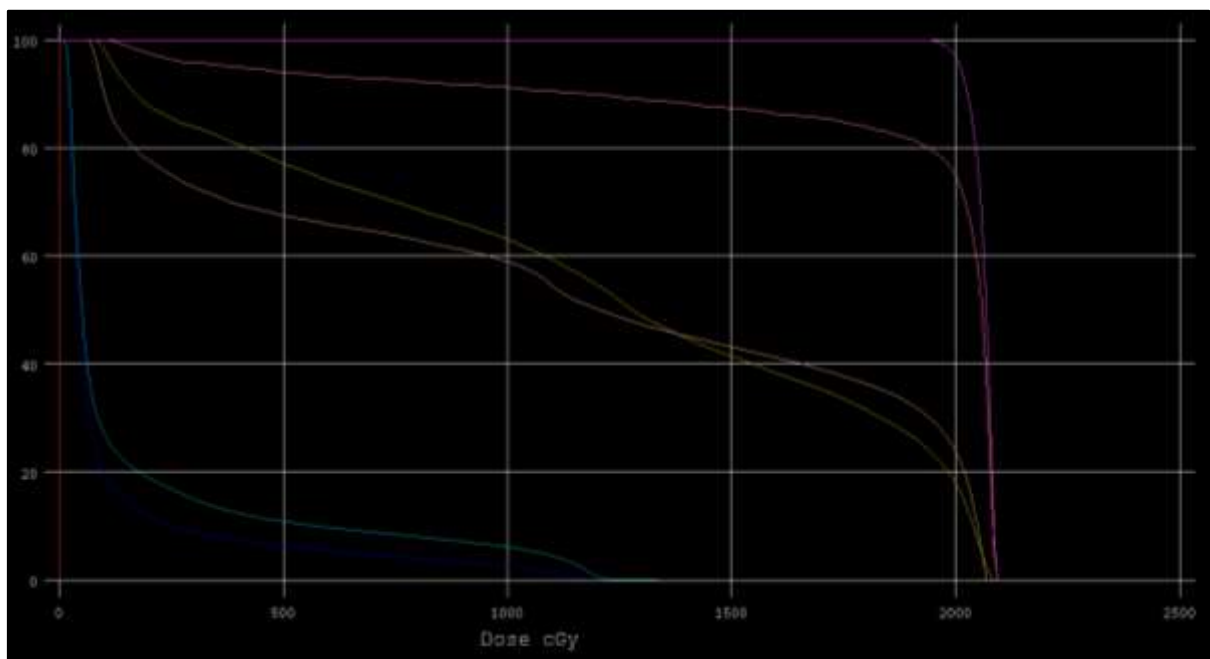
Para a liberação não uniforme dos feixes no planejamento inverso, também utilizado no planejamento conformacional 3D, são necessários colimadores multi-folhas (MLC – *Multileaf Collimation*), que são lâminas presentes no cabeçote do acelerador linear. Elas são organizadas em pares opostos adjacentes e controladas por motores individuais, os quais permitem as diversas formulações de campo que o planejamento exige para o tratamento (Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005).

Após os cálculos de dose no TPS, é importante avaliar o plano de tratamento adquirido. É possível analisar a cobertura do PTV, a partir das distribuições de isodose fornecidas pelo TPS, que são projetadas sobre os cortes de imagens tomográficas. Porém, quantitativamente, pode-se avaliar a qualidade do planejamento a partir de estatísticas de dose e Histogramas Dose-Volume (DVH – *Dose Volume Histogram*). A Figura 6 apresenta um exemplo de DVH, onde o eixo das abscissas representa a dose acumulada durante o tratamento, em cGy, e o eixo das ordenadas representa a porcentagem de volume das estruturas (Drzymala et al., 1991).



**Figura 5:** **A** – Campos laterais opostos de mesma intensidade e a distribuição de dose, claramente atingindo considerável extensão de tecido sadio. **B** – Feixes múltiplos de diferentes intensidades distribuídos (neste caso) em oito ângulos, gerando uma distribuição de dose altamente conformacional, poupando grande parte de tecido sadio e protegendo regiões de risco.

**Fonte:** Bucci et al., 2005.



**Figura 6:** Exemplo de um Histograma Dose-Volume (DVH) extraído do TPS XiO®.

As informações contidas em um DVH permitem observar a quantidade de dose que determinado volume está absorvendo em toda sua extensão, seja ele um volume alvo ou um tecido sadio adjacente. Resumidamente, o DVH é uma ferramenta de extrema importância avaliativa do planejamento de tratamento, pois entrega volumes que estão recebendo doses

distintas dos limites de aceitação e que exigem correções no planejamento (Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005; Drzymala et al., 1991; Perez et al., 2004).

Basicamente, os limites de aceitação de dose se constroem com base nas doses de tolerância de tecidos sadios, e muitos estudos científicos são realizados para analisar tais tolerâncias. Os limites de dose são considerados nas avaliações dos planejamentos de tratamento, assim como a uniformidade da distribuição de dose (Van Dyk, 2005; Podgorsak, 2005).

## **2.2. Sistema de planejamento de tratamento XiO<sup>®</sup>**

O TPS XiO<sup>®</sup> foi desenvolvido pela equipe científica do fabricante de aceleradores lineares Elekta (*Elekta Business Area Software Systems*), junto a instituições acadêmicas americanas e inglesas. Trata-se de um sistema computacional altamente utilizado em clínicas radioterápicas, sendo capaz de realizar planejamentos por técnicas 2D, 3D e IMRT (Elekta, 2012).

Utiliza-se o TPS XiO<sup>®</sup> para gerar planos de tratamento a qualquer paciente portador de câncer, no qual se tenha prescrito radioterapia como forma de tratamento. Quando calculado o planejamento, o TPS XiO<sup>®</sup> é capaz de exibir, tanto em tela quanto em documento impresso, as distribuições de dose no volume anatômico do paciente, bidimensionalmente e tridimensionalmente, de acordo com a configuração de plano de tratamento (Elekta, 2014).

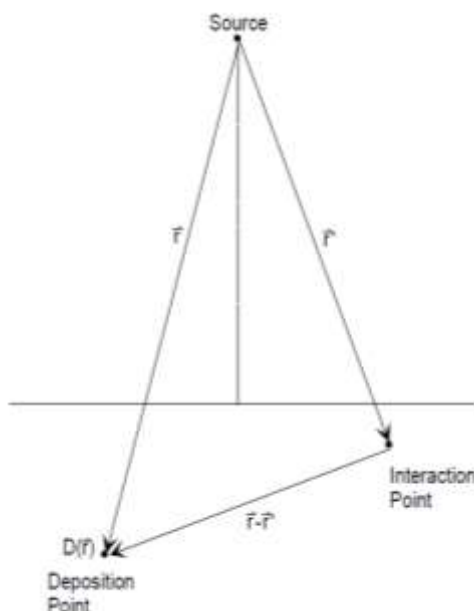
O TPS XiO<sup>®</sup>, dentre seus diferentes algoritmos de cálculo oferecidos, utiliza os métodos *Superposition* e *Convolution* para o cálculo da distribuição de dose, podendo optar pelo uso de mecanismos de correção de heterogeneidade (Fairbanks et al., 2011). Para a correta coleta de cálculos de distribuição de dose no XiO<sup>®</sup> é importante que o físico médico planejador conheça as limitações dos algoritmos clínicos escolhidos e empregados no planejamento e domine o sistema, já que erros na aplicação dos parâmetros de tratamento podem comprometer a qualidade do plano, interferindo na resposta terapêutica (Fairbanks et al., 2011; Fontana et al., 2014).

## **2.3. Algoritmos de cálculo**

O TPS promove através dos algoritmos de cálculo um tratamento virtual, antes da entrega de dose propriamente dita no paciente. Para tanto, os algoritmos de cálculo devem possuir uma precisão pertinente ao que se diz respeito entre dose planejada e dose depositada, pois os mesmos são indicadores da confiabilidade dosimétrica do TPS. Durante o planejamento radioterápico, para escolha do algoritmo de cálculo ideal, é necessário

considerar a velocidade de cálculo, precisão e eficiência, principalmente para clínicas com grande número de pacientes (Fairbanks, 2011; Strauss, 2015).

Alguns algoritmos de cálculo, como os métodos *Superposition* e *Convolution*, consideram as componentes primárias e espalhadas da radiação de forma distinta, visto que possuem características físicas diferentes em um dado meio. A energia entregue na primeira interação do fóton com o meio é descrita pela componente primária, enquanto que energia entregue pelas interações subsequentes, que ocorrem em um local distante à interação primária, é descrita pela componente espalhada (Santos, 2015). A Figura 7 ilustra a componente primária (ponto  $r'$ ) e espalhada (ponto  $r$ ) em relação à fonte de emissão dos fótons.



**Figura 7:** Imagem ilustrativa das componentes primária e espalhada da radiação, utilizadas para o cálculo de dose nos algoritmos *Convolution* e *Superposition* no TPS XiO<sup>®</sup>.

**Fonte:** Elekta, 2012.

A distinção entre a componente primária e espalhada da radiação indica um enorme avanço para os métodos computacionais de cálculo de dose, pois cada componente pode ser tratada independentemente, considerando as densidades internas dos tecidos, a superfície do paciente, assim como a intensidade e forma dos campos de radiação (Van Dyk, 2005).

Com o desenvolvimento tecnológico e avanço da informação, os algoritmos de cálculo tornam-se uma ferramenta valiosa para as clínicas de radioterapia e importantes para o entendimento da distribuição de dose pelos feixes terapêuticos. Para compreensão dos algoritmos de cálculo *Convolution* e *Superposition*, disponíveis pelo TPS XiO<sup>®</sup>, deve-se



discorrer sobre os conceitos Terma e Dose kernel, e junto analisar a interação e deposição de energia dos fótons em um material.

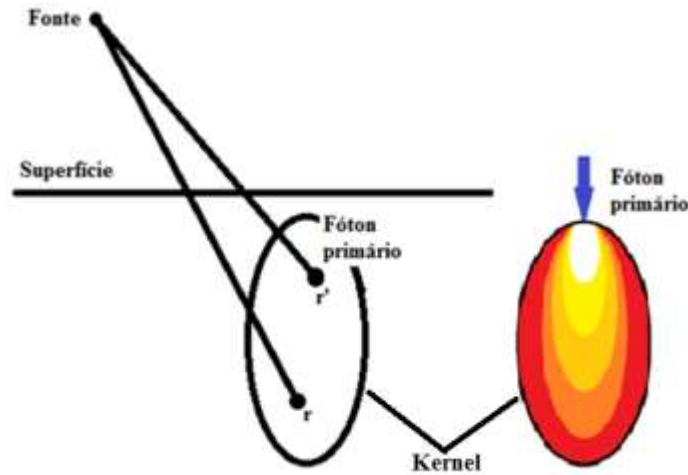
#### 2.4. Terma e Dose kernel

O processo de deposição de energia de um feixe de fótons em um determinado material pode ser descrito em duas fases. Primeiramente, os fótons interagem com partículas carregadas no meio transferindo energia cinética, enquanto outra parte da energia é conservada com os fótons espalhados. Em segundo lugar, as partículas carregadas, a partir de ionizações e excitações, depositam sua energia dentro de um determinado alcance. O primeiro processo pode ser descrito como a energia total liberada por unidade de massa, ou seja, o Terma (*Total Energy Released per Mass of Absorber*) é essencialmente a energia perdida do feixe primário de fótons. O segundo processo pode ser definido como deposição de energia kernel ou Dose kernel (Elekta, 2012; Fairbanks, 2011). A relação entre Terma e Dose kernel passa a ser linear quando uma partícula carregada entra em equilíbrio, tornando o cálculo dessas unidades simplificado.

Matematicamente, o Terma pode ser definido pela multiplicação entre a fluência de energia  $\Psi$  dos fótons primários e o coeficiente de atenuação mássico  $\frac{\mu}{\rho}$  do meio em um determinado ponto  $r'$  e para uma dada energia  $h\nu$ , como mostra a Equação 1.

$$(1) \quad T(h\nu, r') = \psi(h\nu, r') \frac{\mu}{\rho}(h\nu, r')$$

A energia depositada pontualmente é então disponibilizada, a partir do ponto de interação  $r'$ , para transporte dentro de um determinado alcance até outro ponto  $r$  (Elekta, 2012; Fairbanks, 2011). Com tudo, conceitualmente, kernel indica o espalhamento da energia em torno de um ponto de interesse, que se criou a partir da interação de um fóton primário com o meio. A Figura 8 ilustra um kernel de espalhamento. A Dose kernel indica basicamente a distribuição de dose no ponto  $r$  gerada a partir da interação dos fótons primários em  $r'$  (Fairbanks, 2011; Santos, 2015).



**Figura 8:** Ilustração representativa da propagação de energia em torno de um ponto de interação dos fótons primários e representação de um kernel de espalhamento.

Um kernel é passível de ser representado para feixes monoenergéticos em meios homogêneos, pois a energia do fóton primário é independente do local de interação, logo a entrega de energia pelas partículas secundárias é independente da localização (Santos, 2015). Para feixes polienergéticos e meios heterogêneos, sua representação é modificada.

### 2.5. Algoritmos de cálculo *Convolution* e *Superposition*

Para um algoritmo de cálculo ser preciso é necessário que as definições de Terma e Dose kernel estejam presentes. O algoritmo de cálculo *Superposition* é o método mais generalizado dentre os modelos baseados em algoritmo para cálculos de dose. Nele, a dose absorvida em um determinado volume pode ser encontrada a partir da superposição entre o Terma em cada ponto de interação e o kernel de espalhamento. Ou seja, o método *Superposition* calcula a dose entregue a um ponto de interesse através da superposição da contribuição de todas as doses kernels (pré-estipuladas pelas contribuições primárias), considerando suas contribuições com o respectivo Terma (Fairbanks, 2011; Santos, 2015; Biazotto, 2013). A dose  $D(r)$  em um determinado ponto  $r$  é dada pela integral mais geral de superposição, ou seja, do produto entre Terma e Dose kernel, mostrada na Equação 2.

$$(2) \quad D(r) = \int \psi(r') \frac{\mu}{\rho}(r') \cdot K(r, r') d^3r' = \int T(r') \cdot K(r, r') d^3r'$$

onde  $T(r')$  representa o Terma no ponto  $r'$  e  $K(r, r')$  é o kernel de espalhamento, ou também conhecido como função de espalhamento de dose, a qual descreve a fração de energia

depositada no ponto  $r$  por partículas secundárias transportadas a partir de  $r'$  (AAPM Report 85, 2004).

Assumindo uma condição espacialmente invariante de Dose kernel, por exemplo, em um meio homogêneo, o kernel passa a ser uma função apenas da distância entre o ponto de interação e o ponto onde a dose é depositada ( $K(r-r')$ ). A partir desta interpretação, o algoritmo de cálculo *Superposition* reduz-se ao algoritmo de cálculo *Convolution*, visto que a contribuição da dose varia somente com a posição relativa dos pontos de dose e espalhamento (Santos, 2015; AAPM Report 85, 2004). Contudo, a integral pode ser adquirida de maneira simplificada no espaço de Fourier, através de uma multiplicação, como mostra a Equação 3.

$$(3) \quad D(r) = F^{-1}[F\{D\} = F\{T\} \cdot F\{K\}]$$

onde  $F$  e  $F^{-1}$  representam, respectivamente, a Transformada de Fourier e a Transformada de Fourier inversa. O algoritmo de cálculo *Convolution* possui como vantagem a diminuição no tempo de cálculo, pois quando comparado ao algoritmo de cálculo *Superposition* é menos acurado (Fairbanks, 2011).

Os algoritmos de cálculo *Convolution* e *Superposition* mostram que o método *Convolution* possui imprecisões no cálculo de dose em meios que não sejam homogêneos. Em tecidos com diferença de densidade eletrônica significativa em relação à água, como pulmão e ossos, o método *Convolution* não é capaz de calcular corretamente a dose, a menos que correções de heterogeneidades sejam aplicadas. Para esses casos, o método *Superposition* é a melhor escolha para o cálculo de dose (Strauss, 2015).

Resumidamente, os métodos computacionais de cálculo de dose *Convolution* e *Superposition* realizam o cálculo de distribuição de dose considerando a convolução da energia total administrada, e a principal diferença entre os dois é que o *Convolution* se apropria de coordenadas cartesianas para o cálculo e o *Superposition* de coordenadas esféricas (Fairbanks et al., 2011; Elekta, 2012).

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1. Objetivos gerais

Compreender a rotina dos serviços de física médica na área da radioterapia.

Entender os processos de planejamentos radioterápicos computacionais atualmente utilizados em clínicas de radioterapia.

Estudar os algoritmos de cálculo de dose utilizados no Sistema de Planejamento XiO<sup>®</sup> da Elekta.

Avaliar o histograma dose volume de um planejamento radioterápico de próstata considerando diferentes ferramentas de cálculo de distribuições de dose do TPS XiO<sup>®</sup>.

### **3.2. Objetivos específicos**

Manipulação de ferramentas computacionais para planejamento em teleterapia disponíveis no TPS XiO<sup>®</sup> do equipamento Elekta.

Desenvolver um guia prático para orientação dos profissionais envolvidos no processo de planejamento radioterápico com o TPS XiO<sup>®</sup>, que identifica as etapas sequenciais das rotinas computacionais.

Verificar a influência na variação dos parâmetros radiométricos dos campos de radiação (energia, quantidade de campos de tratamento) e analisar a distribuição das doses de radiação em função dos algoritmos de cálculos empregados no processo de otimização da distribuição da dose no volume alvo irradiado.

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

Para o estudo dos sistemas de planejamentos radioterápicos foi feita uma extensa pesquisa junto às bases de dados virtuais, artigos de periódicos e literatura disponíveis na biblioteca do campus da UNESP de Botucatu.

Foram acompanhados planejamentos radioterápicos com o TPS Eclipse no Setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu, visando identificar recursos computacionais e ferramentas de cálculo para determinação da distribuição de dose de radiação nos planejamentos radioterápicos de tumores da próstata.

Foi realizado um estudo junto ao Manual do Usuário XiO<sup>®</sup>, versão Português (Brasil), disponibilizado pela Elekta *Business Area Software Systems* (Elekta, 2014), visando compreender as interfaces e rotinas computacionais disponíveis para os planejamentos radioterápicos tridimensionais.

Utilizando as imagens tomográficas de um paciente submetido à simulação, após terem sido contornados os órgãos de interesse, pelo médico radioterapeuta, foi realizado um planejamento radioterápico conformacional 3D utilizando o Sistema de Planejamento de

Tratamento CMS XiO<sup>®</sup> (Versão 5.10) (Elekta, Maryland Heights, MO, USA). Nesta etapa foram utilizados o Tomógrafo Toshiba Alexion<sup>™</sup> AIDR 3D Integrated, disponível no Setor de Radiologia e a infra-estrutura de informática da Clínica de Radioterapia Arakawa, ambos setores localizados no complexo hospitalar da Unimed de Bauru.

#### **4.1. Clínica de Radioterapia Arakawa do Hospital Unimed Bauru**

A Clínica de Radioterapia do Hospital Unimed Bauru consta com um acelerador linear Elekta, modelo Precise, com feixes de energias de fótons de raios-X de 6 MV e 10 MV, e feixes de elétrons com energia de 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV e 12 MeV. Basicamente, a clínica compõe-se de 2 consultórios médicos, sala da física médica, sala de confecção de moldes, máscaras e blocos de colimação, sala da enfermaria, sala de repouso, secretaria junto à sala de espera dos pacientes, área de comando do acelerador linear, sala do acelerador linear e sala para braquiterapia.

O gerenciamento da clínica e integração com o acelerador linear clínico (linac) é feito pelo Sistema de Gerenciamento MOSAIQ<sup>®</sup>, também da Elekta, o qual está instalado em terminais nos consultórios médicos, na recepção, na sala da física médica e na área de comando do acelerador.

A estação de trabalho do TPS XiO<sup>®</sup> está instalada na sala de planejamento da física médica. O software de planejamento foi instalado nos servidores por um Técnico em Informática especializado, contratado pela fabricante Elekta. Instalou-se também nos servidores da Clínica o software de Gerenciamento MOSAIQ<sup>®</sup> necessário para que todas as informações envolvidas no processo de atenção da Clínica ao paciente, desde o diagnóstico até o acompanhamento do tratamento, sejam coletadas, acessíveis e gerenciadas.

#### **4.2. Planejamento radioterápico conformacional 3D de próstata**

Após extensa revisão bibliográfica sobre planejamentos radioterápicos e TPS, utilizando o Manual do Usuário XiO<sup>®</sup> sobre as suas ferramentas de cálculo, foram desenvolvidos, com os respectivos parâmetros de otimização apropriados, dois planejamentos de tratamento para um único caso selecionado de próstata, tratado na Clínica de Radioterapia Arakawa do Hospital Unimed Bauru. Os cortes tomográficos que formam a imagem tridimensional do paciente foram adquiridas a partir do Tomógrafo Toshiba Alexion<sup>™</sup>, e então, as estruturas importantes para o planejamento, como CTV, PTV e os órgãos de risco (OAR – *Organ at Risk*), foram delineadas pelo médico radioterapeuta responsável na Clínica, por meio de ferramentas específicas de delineamento de estruturas presentes no TPS XiO<sup>®</sup>.

Ambos os planejamentos foram desenvolvidos pela Técnica de Isocentro, onde a distância da fonte ao ponto de tratamento é constante e igual a 100 cm. A angulação do filtro e o peso dos campos foram ajustados manualmente para otimizar a cobertura das linhas de isodose no PTV (Joosten et al., 2013), de modo que a linha de isodose de 95% contornasse todo o volume alvo. A abertura das lâminas do MLC foi ajustada para que o campo cobrisse todo o PTV, com uma margem inclusa de 0,8 cm, que corresponde à penumbra das lâminas do MLCi2.

A Tabela 1 apresenta o diagnóstico do caso em estudo, as prescrições de dose, os volumes do PTV e OARs, assim como os objetivos clínicos para os OARs. Em ambos os planejamentos, os limites de dose considerados para os OARs foram os mesmos, segundo critérios de aceitação estabelecidos na literatura (Emami et al., 1991). A Tabela 2 apresenta as composições de campo referentes aos planejamentos de 5 e 6 campos de tratamento, como descrição, número e peso de campos, abertura das janelas dos campos, angulação do gantry, colimador e mesa.

Para cada planejamento desenvolvido, seguindo as mesmas composições de campo, variaram-se os parâmetros energia (6 MV e 10 MV) e algoritmo de cálculo (*Convolution* e *Superposition*, ambos com correção de heterogeneidade, devido às diferenças de heterogeneidade dos tecidos avaliados na região pélvica), sendo assim obtidos, oito planos radioterápicos conformacionais 3D de próstata, variados e distintos (Tabela 3).

**Tabela 1:** Sumário para diagnóstico, prescrições de dose, volume do alvo de tratamento e dos OARs, e objetivos clínicos de tratamento para o caso investigado.

| Diagnóstico do Caso               |       | Neoplasia Maligna de Próstata                       |                             |
|-----------------------------------|-------|-----------------------------------------------------|-----------------------------|
| Prescrições de Dose               |       | Dose Prescrita de 6600 cGy em 33 frações de 200 cGy |                             |
| Volumes do alvo e órgãos de risco |       | PTV= 178,58 cm <sup>3</sup>                         |                             |
|                                   |       | Reto = 81,52 cm <sup>3</sup>                        |                             |
|                                   |       | Bexiga = 181,26 cm <sup>3</sup>                     |                             |
|                                   |       | Cabeça Femoral Direita = 173,04 cm <sup>3</sup>     |                             |
|                                   |       | Cabeça Femoral Esquerda = 168,85 cm <sup>3</sup>    |                             |
| Objetivos clínicos para os OARs   | Órgão | Restrição                                           |                             |
|                                   | Reto  | $D_{\text{máx}} \leq 82 \text{ Gy}$                 |                             |
|                                   |       | $V_{75\text{Gy}} \leq 10\text{-}15\%$               | $V_{70\text{Gy}} \leq 20\%$ |

|                |  |                                                           |                                |
|----------------|--|-----------------------------------------------------------|--------------------------------|
|                |  | $V_{60\text{Gy}} \leq 35\%$                               | $V_{50\text{Gy}} \leq 50\%$    |
|                |  | $D_{\text{máx}} \leq 82 \text{ Gy}$                       |                                |
| Bexiga         |  | $V_{80\text{Gy}} \leq 15\%$                               | $V_{75\text{Gy}} \leq 25\%$    |
|                |  | $V_{70\text{Gy}} \leq 35\%$                               | $V_{50\text{Gy}} \leq 55-60\%$ |
| Cabeça Femoral |  | $V_{55\text{Gy}} < 1\% \text{ ou } V_{50\text{Gy}} < 5\%$ |                                |
| Direita        |  | $D_{\text{máx}} \leq 50-55 \text{ Gy}$                    |                                |
| Cabeça Femoral |  | $V_{55\text{Gy}} < 1\% \text{ ou } V_{50\text{Gy}} < 5\%$ |                                |
| Esquerda       |  | $D_{\text{máx}} \leq 50-55 \text{ Gy}$                    |                                |

**Tabela 2:** Composições de campo referentes aos planejamentos de tratamento desenvolvidos.

|                                                          | Descrição<br>dos Campos | Número<br>dos<br>Campos | Peso dos<br>Campos | Abertura das<br>janelas dos<br>Campos<br>(Xcm x Ycm) | Angulação do<br>Gantry | Angulação<br>do<br>Colimador | Angulação<br>da Mesa | Filtro |
|----------------------------------------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------|------------------------------------------------------|------------------------|------------------------------|----------------------|--------|
| <b>Planejamento de<br/>5 Campos</b><br>(Fairbanks, 2011) | POST <sup>a</sup>       | 1                       | 0,3                | 9,6 x 10,5                                           | 180°                   | 0°                           | 0°                   | SF*    |
|                                                          | OPD <sup>b</sup>        | 2                       | 0,2                | 8,6 x 10,6                                           | 260°                   | 0°                           | 0°                   | SF*    |
|                                                          | OPE <sup>c</sup>        | 3                       | 0,2                | 9,3 x 10,7                                           | 100°                   | 0°                           | 0°                   | SF*    |
|                                                          | OAE <sup>d</sup>        | 4                       | 0,15               | 10,1 x 10,6                                          | 315°                   | 0°                           | 0°                   | SF*    |
|                                                          | OAD <sup>e</sup>        | 5                       | 0,15               | 9,7 x 10,6                                           | 45°                    | 0°                           | 0°                   | SF*    |
| $\Sigma = 1,00$                                          |                         |                         |                    |                                                      |                        |                              |                      |        |
| <b>Planejamento de<br/>6 Campos</b><br>(Scaff, 2010)     | LD <sup>f</sup>         | 1                       | 0,185              | 9,0 x 10,6                                           | 270°                   | 0°                           | 0°                   | SF*    |
|                                                          | OAD <sup>e</sup>        | 2                       | 0,15               | 10,6 x 10,2                                          | 315°                   | 90°                          | 0°                   | 30°    |
|                                                          | OAE <sup>d</sup>        | 3                       | 0,185              | 10,6 x 9,7                                           | 45°                    | 270°                         | 0°                   | 30°    |
|                                                          | OPE <sup>c</sup>        | 4                       | 0,15               | 10,7 x 9,5                                           | 225°                   | 270°                         | 0°                   | 30°    |
|                                                          | OPD <sup>b</sup>        | 5                       | 0,15               | 10,7 x 10,2                                          | 135°                   | 90°                          | 0°                   | 30°    |
|                                                          | LE <sup>g</sup>         | 6                       | 0,185              | 8,8 x 10,7                                           | 90°                    | 0°                           | 0°                   | SF*    |
| $\Sigma = 1,00$                                          |                         |                         |                    |                                                      |                        |                              |                      |        |

\*Sem Filtro

a Posterior

b Obliquo Posterior Direito

c Obliquo Posterior Esquerdo

d Obliquo Anterior Esquerdo

e Obliquo Anterior Direito

f Lateral Direito

g Lateral Esquerdo



**Tabela 3:** Planos radioterápicos conformacionais 3D de próstata obtidos após variação dos parâmetros energia e algoritmo de cálculo.

| Plano | Num Campos | Energia Fótons | Algoritmo de Cálculo |
|-------|------------|----------------|----------------------|
| 1     | 5          | 6,0 MV         | <i>Superposition</i> |
| 2     | 5          | 6,0 MV         | <i>Convolution</i>   |
| 3     | 5          | 10,0 MV        | <i>Superposition</i> |
| 4     | 5          | 10,0 MV        | <i>Convolution</i>   |
| 5     | 6          | 6,0 MV         | <i>Superposition</i> |
| 6     | 6          | 6,0 MV         | <i>Convolution</i>   |
| 7     | 6          | 10,0 MV        | <i>Superposition</i> |
| 8     | 6          | 10,0 MV        | <i>Convolution</i>   |

Após o cálculo final da dose, os feixes foram normalizados para que ao menos 95% do volume do PTV recebessem a dose prescrita ( $D_P$ ). Os planos foram comparados e a análise baseou-se nos Histogramas de Dose-Volume (DVH), distribuições de isodose, dose normalizada (dose necessária para que 95% do PTV recebessem a  $D_P - D_N$ ), dose recebida por 95% do PTV após normalização ( $D_{95}$ ), dose máxima global (dose máxima recebida por um ponto específico em relação a todo volume irradiado -  $D_{\text{máxglobal}}$ ), pontos quentes presentes nos cortes tomográficos Axial, Coronal e Sagital, e o número de unidades monitoras (UM) apresentado por cada campo no diferentes planos. Outras quantidades também foram investigadas como os seguintes parâmetros dosimétricos: dose máxima (dose máxima recebida pela estrutura -  $D_{\text{máx}}$ ), dose mínima (dose mínima recebida pela estrutura -  $D_{\text{mín}}$ ), dose média (dose média recebida pela estrutura -  $D_M$ ), e a porcentagem de volume dos OARs reto, bexiga e cabeça femoral direita e esquerda que recebem 50 Gy ( $V_{50\text{Gy}}$ ).

Para o parâmetro dosimétrico  $D_{\text{máx}}$  das estruturas, a diferença percentual entre o valor encontrado e os limites de tolerância de dose foi dado de acordo com a Equação 4. A diferença percentual entre o a porcentagem de volume dos OARs que recebe 50 Gy e o limite tolerável da porcentagem de volume que recebe esta mesma dose foi dado de acordo com a Equação 5 (Joosten et al., 2013).

$$(4) \Delta_D = \frac{100 * (D_{\text{XiO}} - D_{\text{Limite}})}{D_{\text{Limite}}}, \text{ onde } D_{\text{XiO}} \text{ é a dose calculada pelo TPS XiO}^{\text{®}} \text{ e } D_{\text{Limite}} \text{ é o}$$

valor máximo permitido.

$$(5) \Delta_V = \frac{100 * (V_{XiO} - V_{Limite})}{V_{Limite}}, \text{ onde } V_{XiO} \text{ é a porcentagem de volume calculada pelo TPS}$$

$XiO^{\circledR}$  e  $V_{Limite}$  é o valor máximo permitido.

Os planejamentos realizados neste estudo não foram utilizados para o tratamento do paciente, mas apenas para obtenção das informações a serem investigadas para o desenvolvimento científico do trabalho.

#### **4.3. Guia prático para planejamentos radioterápicos conformacionais 3D no sistema de planejamento de tratamento $XiO^{\circledR}$**

O guia prático foi construído com auxílio do Manual do Usuário  $XiO^{\circledR}$  e a partir do desenvolvimento dos planejamentos realizados, orientando os profissionais envolvidos no processo de planejamento radioterápico com o TPS  $XiO^{\circledR}$ , o qual identifica as etapas sequenciais das rotinas computacionais. O guia prático, disposto no Apêndice, busca aperfeiçoar a rotina dos profissionais envolvidos com o planejamento de tratamento. A facilitação na interpretação das informações e ferramentas presentes no TPS  $XiO^{\circledR}$  pode minimizar o tempo das tarefas dos procedimentos, contribuindo com a minimização do tempo transcorrido entre a elaboração do planejamento e o início do tratamento.

Estes são fatores que levam ao atendimento mais rápido e preciso de pacientes, e redução da demanda reprimida dos atendimentos, um dos grandes problemas enfrentados pelos centros clínicos de Radioterapia (Huang et al., 2003).

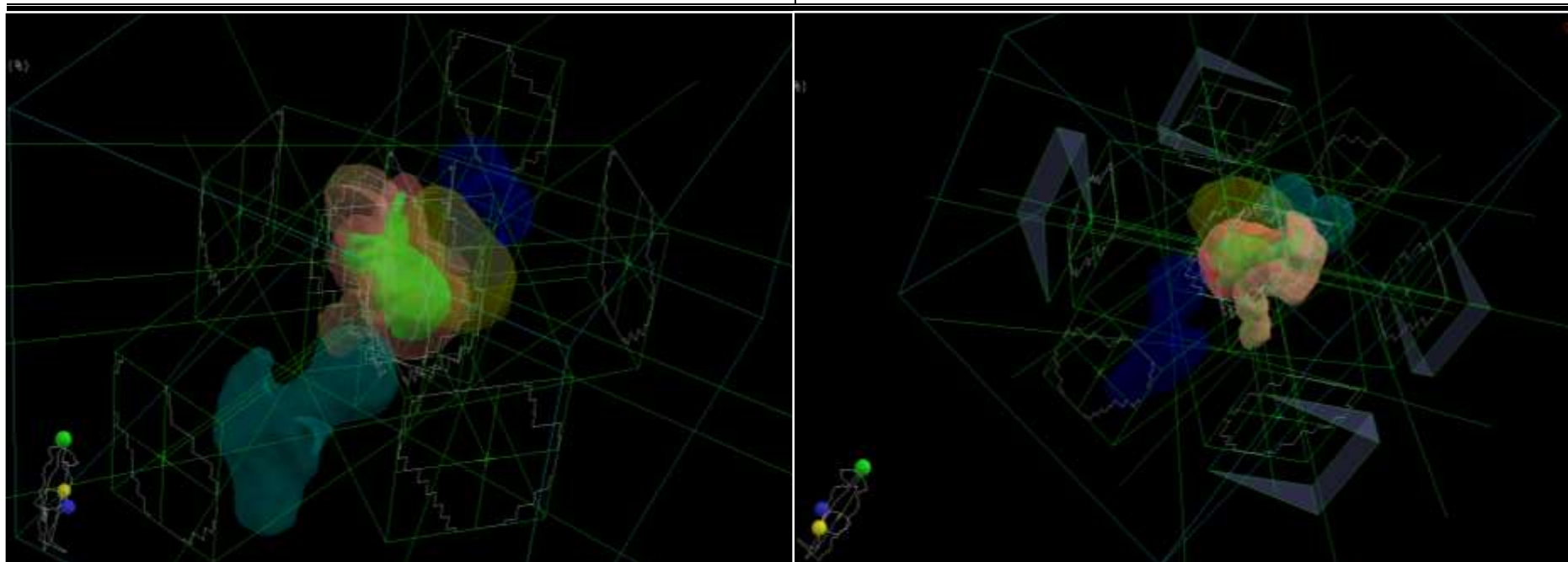
### **5. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

#### **Planejamento radioterápico conformacional 3D de próstata**

A Figura 9 demonstra a visão da projeção dos campos de tratamento nos planejamentos de 5 e 6 campos realizados neste estudo.

5 campos

6 campos



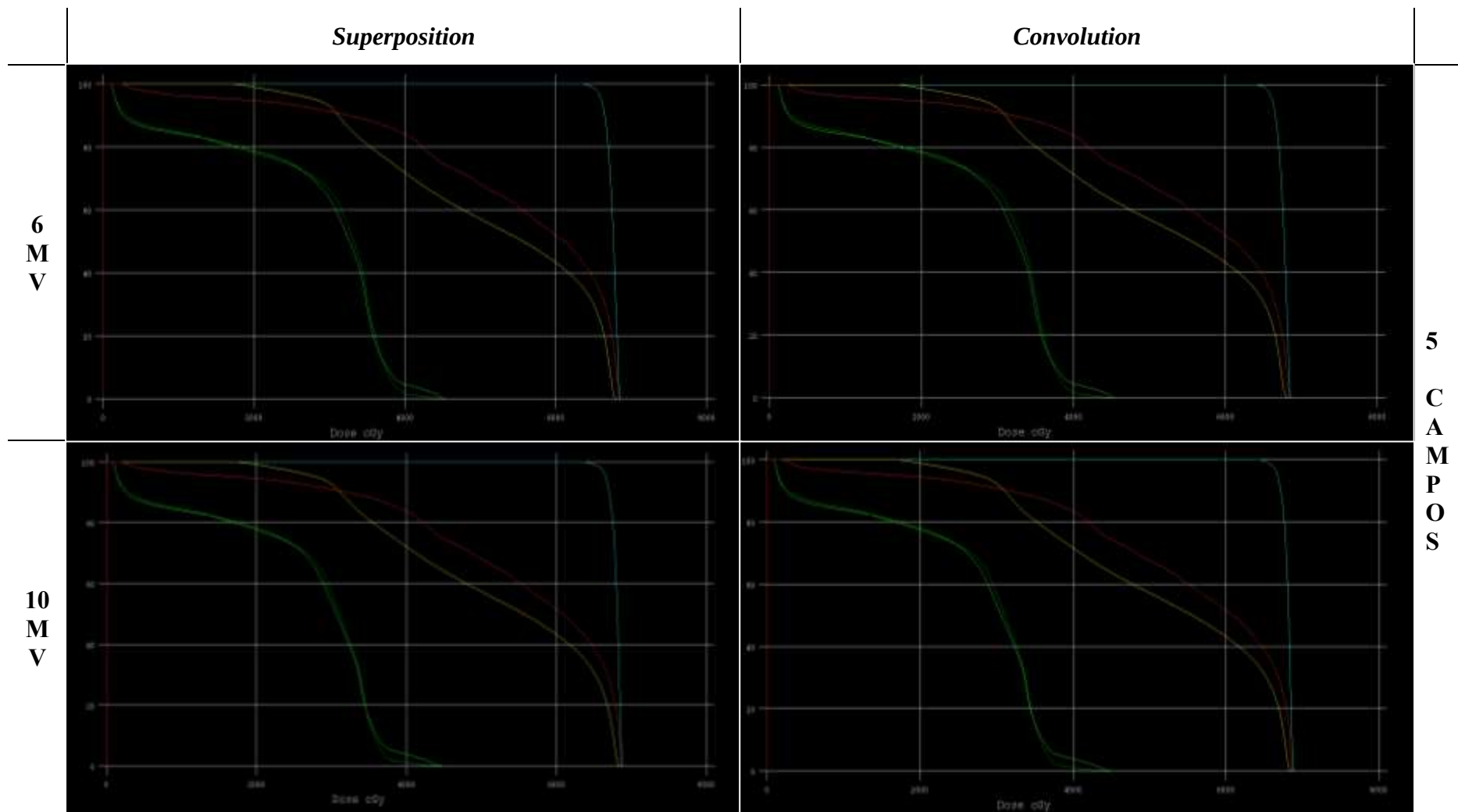
**Figura 9:** Imagens que ilustram a projeção dos campos sobre o PTV para os planejamentos de 5 campos (45°, 100°, 180°, 260° e 315°) e 6 campos (45°, 90°, 135°, 225°, 270° e 315°).

Nas imagens é possível observar as estruturas delineadas para os planejamentos, como PTV, CTV, reto, bexiga, coxo femoral direito e esquerdo, dispostos respectivamente nas cores, vermelho, verde, marrom, amarelo, verde e azul. Observa-se a conformação das lâminas MLC sobre o PTV para o tratamento conformacional do caso (disposto pelas linhas brancas na imagem), e também a presença dos filtros utilizados no planejamento de 6 campos. Buscou-se a melhor posição para visualização dos campos de radiação durante a extração das imagens nos planejamentos.

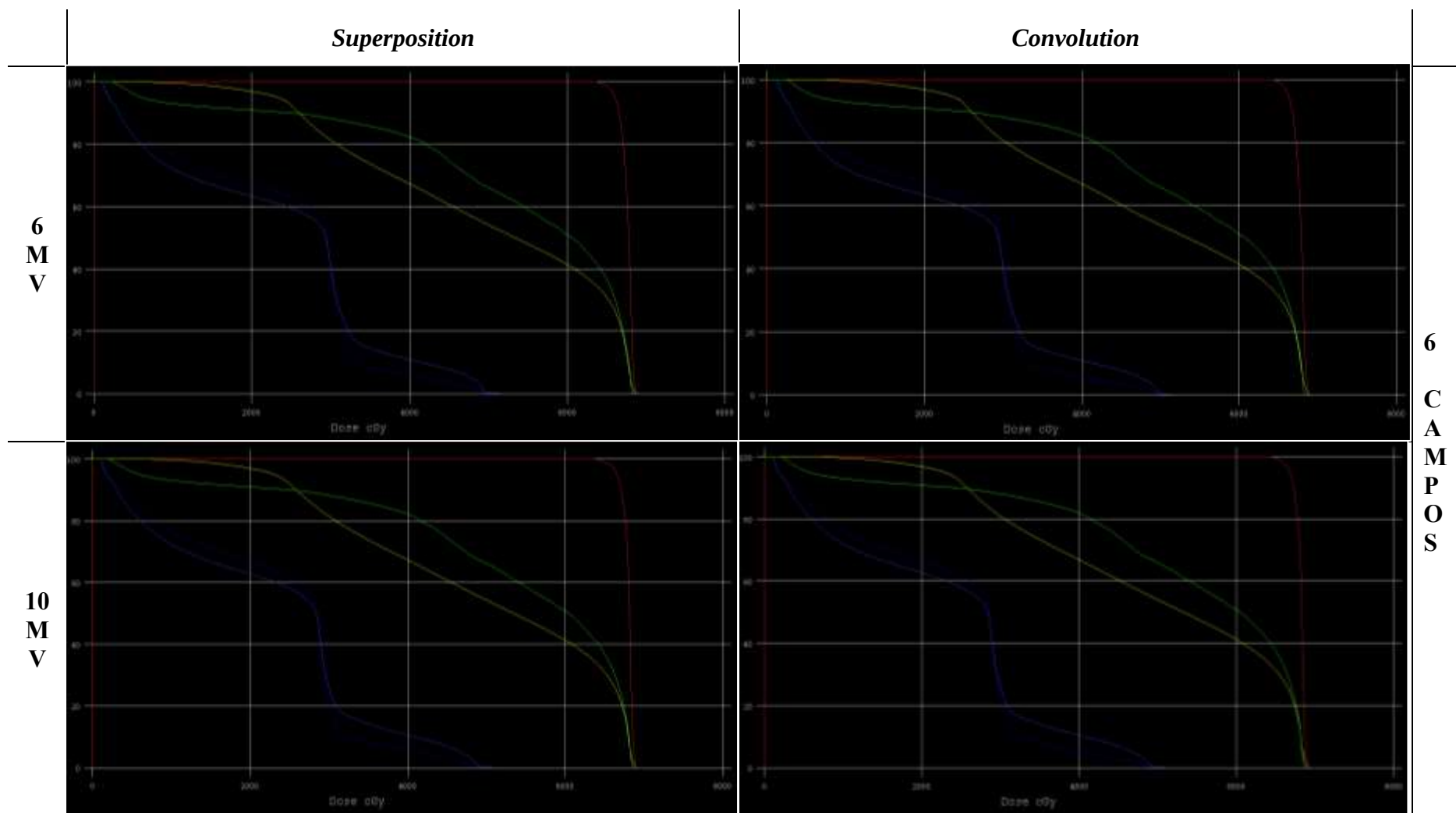
A qualidade dos planejamentos pôde ser avaliada a partir da análise dos Histogramas de Dose-Volume gerados. A Figura 10 mostra os DVHs para o planejamento de 5 campos com as variações de energia de 6MV e 10MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*. As cores ciano, vermelho, amarelo e verde claro e escuro representam, respectivamente, as estruturas PTV, reto, bexiga e coxo femoral direito e esquerdo. A Figura 11 mostra os DVHs para o planejamento de 6 campos com as variações de energia de 6MV e 10MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*, onde as cores vermelho, verde, amarelo e azul claro e escuro representam, respectivamente, as estruturas PTV, reto, bexiga e coxo femoral direito e esquerdo. A Tabela 4 apresenta os valores da dose normalizada ( $D_N$ ), dose recebida por 95% do PTV após normalização ( $D_{95}$ ), e dose máxima global atingida para cada planejamento ( $D_{\text{máxglobal}}$ ).

**Tabela 4:** Valores de  $D_N$ ,  $D_{95}$  e  $D_{\text{máxglobal}}$  para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

|                       | <i>Superposition</i> |                |                              | <i>Convolution</i> |                |                              |                                        |
|-----------------------|----------------------|----------------|------------------------------|--------------------|----------------|------------------------------|----------------------------------------|
|                       | $D_N$ (cGy)          | $D_{95}$ (cGy) | $D_{\text{máxGlobal}}$ (cGy) | $D_N$ (cGy)        | $D_{95}$ (cGy) | $D_{\text{máxGlobal}}$ (cGy) |                                        |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | 6818,1               | 6600           | 6845,1                       | 6818,7             | 6610           | 6849,2                       | <b>5</b>                               |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | 6819,4               | 6650           | 6882                         | 6819,8             | 6670           | 6888,1                       | <b>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | 6811                 | 6600           | 6886,4                       | 6811,3             | 6620           | 6902                         | <b>6</b>                               |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | 6812,2               | 6650           | 6904,7                       | 6812,7             | 6670           | 6924,5                       | <b>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |



**Figura 10:** Histogramas de Dose-Volume gerados para o planejamento de 5 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



**Figura 11:** Histogramas de Dose-Volume gerados para o planejamento de 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

A Tabela 5 demonstra os valores encontrados dos parâmetros dosimétricos dose máxima ( $D_{\text{máx}}$ ), dose mínima ( $D_{\text{mín}}$ ) e dose média ( $D_M$ ), calculadas no TPS XiO<sup>®</sup> para as estruturas delineadas para os planejamentos radioterápicos, incluindo o volume alvo, para todas as variações de planejamento.

**Tabela 5:** Valores de  $D_{\text{mín}}$ ,  $D_{\text{máx}}$  e  $D_M$  calculadas para o reto, bexiga, coxo femoral direito e esquerdo, e volume alvo, para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

|                       |                           | <i>Superposition</i>      |                           |                | <i>Convolution</i>        |                           |                |
|-----------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|----------------|---------------------------|---------------------------|----------------|
|                       |                           | $D_{\text{mín}}$<br>(cGy) | $D_{\text{máx}}$<br>(cGy) | $D_M$<br>(cGy) | $D_{\text{mín}}$<br>(cGy) | $D_{\text{máx}}$<br>(cGy) | $D_M$<br>(cGy) |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>PTV</b>                | 6330                      | 6845                      | 6741           | 6373                      | 6849                      | 6751           |
|                       | <b>Reto</b>               | 233                       | 6838                      | 5427           | 233                       | 6843                      | 5418           |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 1641                      | 6802                      | 5157           | 1636                      | 6812                      | 5151           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 89                        | 4475                      | 2767           | 98                        | 4480                      | 2765           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 89                        | 4529                      | 2758           | 98                        | 4534                      | 2753           |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>PTV</b>                | 6330                      | 6882                      | 6787           | 6364                      | 6888                      | 6798           |
|                       | <b>Reto</b>               | 197                       | 6870                      | 5427           | 195                       | 6884                      | 5421           |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 1673                      | 6853                      | 5177           | 1664                      | 6862                      | 5172           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 76                        | 4397                      | 2632           | 81                        | 4397                      | 2630           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 75                        | 4475                      | 2632           | 81                        | 4478                      | 2628           |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>PTV</b>                | 6351                      | 6880                      | 6753           | 6402                      | 6895                      | 6767           |
|                       | <b>Reto</b>               | 224                       | 6823                      | 5272           | 240                       | 6828                      | 5269           |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 581                       | 6882                      | 4969           | 575                       | 6900                      | 4961           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 89                        | 5079                      | 2357           | 103                       | 5086                      | 2353           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 88                        | 5138                      | 2342           | 104                       | 5149                      | 2337           |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>PTV</b>                | 6331                      | 6903                      | 6793           | 6396                      | 6921                      | 6808           |
|                       | <b>Reto</b>               | 190                       | 6858                      | 5270           | 202                       | 6869                      | 5269           |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 576                       | 6905                      | 4974           | 565                       | 6924                      | 4967           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 77                        | 4993                      | 2276           | 88                        | 5002                      | 2272           |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 76                        | 5079                      | 2271           | 88                        | 5086                      | 2265           |

É possível observar na Tabela 6 as diferenças percentuais entre  $D_{\text{máx}}$  e  $V_{50\text{Gy}}$  (porcentagem de volume de determinado OAR que recebe 50 Gy de dose), em relação aos seus respectivos limites de tolerância. A partir da interpretação das Equações 4 e 5, os

números dispostos no intervalo de -100 a 0 estão dentro do limite aceito, sendo que quanto mais próximo de 0, mais próximo do limite de aceitação está o valor. Para números positivos, significa que o valor do parâmetro encontrado no TPS XiO<sup>®</sup> ultrapassou os limites de aceitação encontrados na literatura.

**Tabela 6:** Valores de  $D_{\text{máx}}$  e  $V_{50\text{Gy}}$  comparado às suas diferenças percentuais em relação aos respectivos limites de aceitação, calculados para o reto, bexiga, coxo femoral direito e esquerdo, para os planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

|                       |                           | <i>Superposition</i>      |                   |                          |                   | <i>Convolution</i>        |                   |                          |                   |
|-----------------------|---------------------------|---------------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|---------------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|
|                       |                           | $D_{\text{máx}}$<br>(cGy) | $\Delta_D$<br>(%) | $V_{50\text{Gy}}$<br>(%) | $\Delta_V$<br>(%) | $D_{\text{máx}}$<br>(cGy) | $\Delta_D$<br>(%) | $V_{50\text{Gy}}$<br>(%) | $\Delta_V$<br>(%) |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>Reto</b>               | 6838                      | -16,61            | 67,96                    | 35,92             | 6843                      | -16,55            | 67,76                    | 35,52             |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 6802                      | -17,05            | 57,07                    | -4,88             | 6812                      | -16,93            | 56,91                    | -5,15             |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 4475                      | -18,64            | 0,00                     | -100              | 4480                      | -18,55            | 0,00                     | -100              |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 4529                      | -17,65            | 0,00                     | -100              | 4534                      | -17,56            | 0,00                     | -100              |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>Reto</b>               | 6870                      | -16,22            | 67,90                    | 35,80             | 6884                      | -16,05            | 67,68                    | 35,36             |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 6853                      | -16,43            | 57,31                    | -4,48             | 6862                      | -16,32            | 57,16                    | -4,73             |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 4397                      | -20,05            | 0,00                     | -100              | 4397                      | -20,05            | 0,00                     | -100              |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 4475                      | -18,64            | 0,00                     | -100              | 4478                      | -18,58            | 0,00                     | -100              |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>Reto</b>               | 6823                      | -16,79            | 66,11                    | 32,22             | 6828                      | -16,73            | 65,82                    | 31,64             |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 6882                      | -16,07            | 54,16                    | -9,73             | 6900                      | -15,85            | 53,85                    | -10,25            |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 5079                      | -7,65             | 0,35                     | -93               | 5086                      | -7,53             | 0,39                     | -92,20            |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 5138                      | -6,58             | 0,50                     | -90               | 5149                      | -6,38             | 0,13                     | -97,40            |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>Reto</b>               | 6858                      | -16,37            | 66,04                    | 32,08             | 6869                      | -16,23            | 65,80                    | 31,60             |
|                       | <b>Bexiga</b>             | 6905                      | -15,79            | 54,18                    | -9,70             | 6924                      | -15,56            | 53,93                    | -10,12            |
|                       | <b>Fêmur<br/>Esquerdo</b> | 4993                      | -9,22             | 0,00                     | -100              | 5002                      | -9,05             | 0,00                     | -100              |
|                       | <b>Fêmur<br/>Direito</b>  | 5079                      | -7,65             | 0,01                     | -99,80            | 5086                      | -7,52             | 0,01                     | -99,80            |



A partir da avaliação das Figuras 10 e 11 e das Tabelas 4, 5 e 6 é possível notar que em todas as variações de planejamento foi alcançado o objetivo de ao menos 95% do PTV receber a dose prescrita de tratamento ( $D_P$ ) de 6600 cGy. Nos DVHs dos planejamentos de 5 e 6 campos se observa a distribuição de níveis elevados de dose para grande quantidade de volume das estruturas reto e bexiga. Anatomicamente isso é esperado, pois são estruturas intimamente ligadas à próstata, e consequentemente, ao volume alvo para tratamento. Basicamente deve-se tomar atenção com as restrições de limites de dose. As curvas e valores que representam o coxo femoral direito e esquerdo em todas as variações de planejamento, demonstram valores dentro dos limites de aceitação.

Nota-se na Tabela 6 que todos os valores estão dentro das restrições de aceitação, exceto os valores de  $V_{50Gy}$  encontrados para o reto, que ultrapassaram os limites aceitos na literatura acima de 30% do desejado, para todas as variações de planejamento. Isso pode ser explicado em parte à provável falha no preparo do paciente pré tomografia, o que implica em posicionamento incorreto do reto durante o exame, com o consequente delineamento inadequado do volume retal no sistema de contorno do XiO<sup>®</sup>, resultando em grande parte do volume do reto infiltrado no PTV. Para a simulação e aquisição das imagens tomográficas, o paciente precisa ser orientado previamente para ingerir medicamentos que proporcionem o completo esvaziamento do reto, os protocolos clínicos recomendam que este preparo seja feito durante 2 dias antes do exame tomográfico.

Avaliando a Tabela 4 verifica-se que todos os valores de  $D_N$ ,  $D_{95}$  e  $D_{máxglobal}$  para os planos calculados com o algoritmo de cálculo *Convolution* são maiores que àqueles calculados com o algoritmo de cálculo *Superposition*. Na Tabela 5 e 6 é possível notar também que para todas as estruturas avaliadas das variações de planejamento com o algoritmo de cálculo *Convolution*, os valores de  $D_{máx}$  foram maiores ou igual aos valores obtidos nas variações de planejamento com o algoritmo de cálculo *Superposition*. Esses resultados sugerem que o método *Convolution* superestima o cálculo de dose em relação ao *Superposition*, para planejamentos radioterápicos de caso de próstata.

Em um estudo realizado no TPS XiO<sup>®</sup>, onde se comparou três algoritmos distintos de cálculo (*Convolution*, *Superpositon* e *Fast-Superposition*) em objetos compostos por heterogeneidades, concluiu-se que o algoritmo de cálculo *Convolution* superestimou a dose em aproximadamente 8% nos simuladores de ar, comparado aos resultados obtidos com câmara de ionização. Por outro lado, neste mesmo estudo, O algoritmo *Superposition* e *Fast-Superposition* obteve uma exatidão de medida melhor que 2%, quando comparado às medições com câmara de ionização (Kohno et al., 2009).

García-Vicente e seus colaboradores (2003) compararam os algoritmos de cálculo *Convolution* e *Superposition*, presentes no TPS FOCUS 3.0.0, para meios de baixa densidade, como o pulmão. O método *Convolution* apresentou erros maiores que 10% no cálculo de dose absoluta em relação aos resultados obtidos com câmara de ionização. No mesmo estudo, o método *Superposition* mostrou desvios em torno de 1% no cálculo de dose absoluta, para meios de baixa densidade, em relação aos resultados obtidos com câmara de ionização.

Um estudo realizado na Suíça comparou sete diferentes algoritmos de cálculo de dose disponíveis no mercado em meios heterogêneos, como simuladores de pulmão e osso, e também em meio homogêneo, como a água, para diferentes energias e diferentes aberturas de campos. Dentre os algoritmos estavam os métodos *Superposition* e *Convolution*, fornecidos pelo TPS XiO<sup>®</sup>, e os resultados foram comparados a simulações por método Monte Carlo. Concluiu-se que o método *Convolution* apresentou deficiências no cálculo de dose em meios heterogêneos (Fogliata et al., 2007).

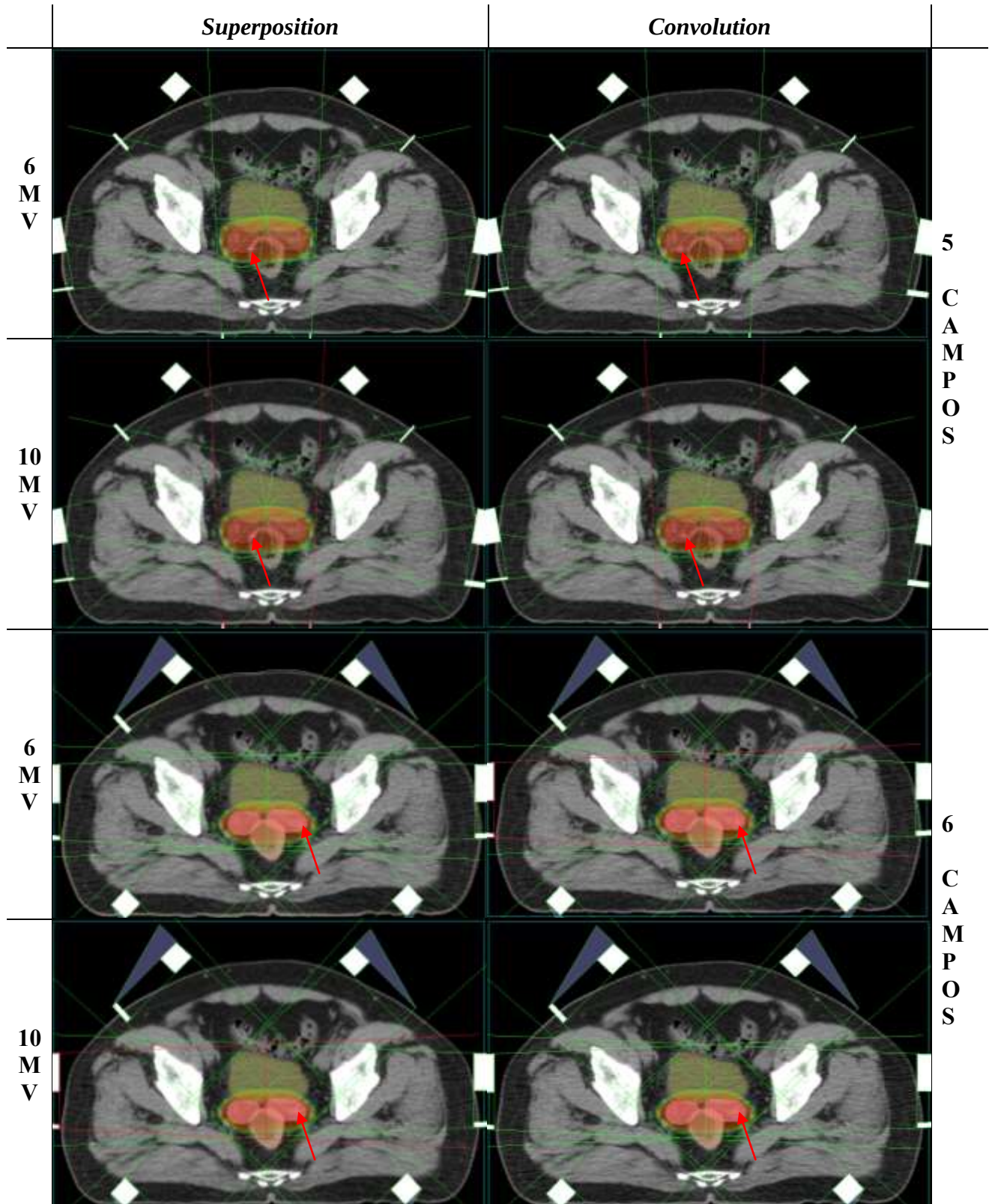
Estes estudos mostram que o algoritmo de cálculo de dose *Convolution* possui deficiência para o cálculo da entrega de dose em meios heterogêneos, onde pode requerer mecanismos de correção de heterogeneidade. Nota-se também que o método *Convolution* pode superestimar o cálculo de deposição de dose no meio, e o método *Superposition* é mais acurado no cálculo de dose que o método *Convolution*.

Em contra partida, o tempo de cálculo computacional no método *Convolution* reduz-se drasticamente em relação ao método *Superposition*, por ser menos acurado. O algoritmo de cálculo *Superposition* pode ser bem utilizado para cálculos de deposição de dose em meios heterogêneos, porém mecanismos de correção de heterogeneidade contribuem no processo (Fairbanks, 2011).

A série de Figuras apresentadas nas próximas páginas (Figuras de 13 a 21), mostram cortes axiais, sagitais e coronais dos planejamentos de 5 e 6 campos realizados, com variações de energia de 6 MV e 10 MV e dos algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*. Nas imagens é possível notar a distribuição das linhas de isodose e também a presença de pontos quentes (indicados pelas setas vermelhas). A Figura 12 mostra as cores e respectivos valores de isodose das linhas na distribuição de isodose, que serão mostradas nos cortes.

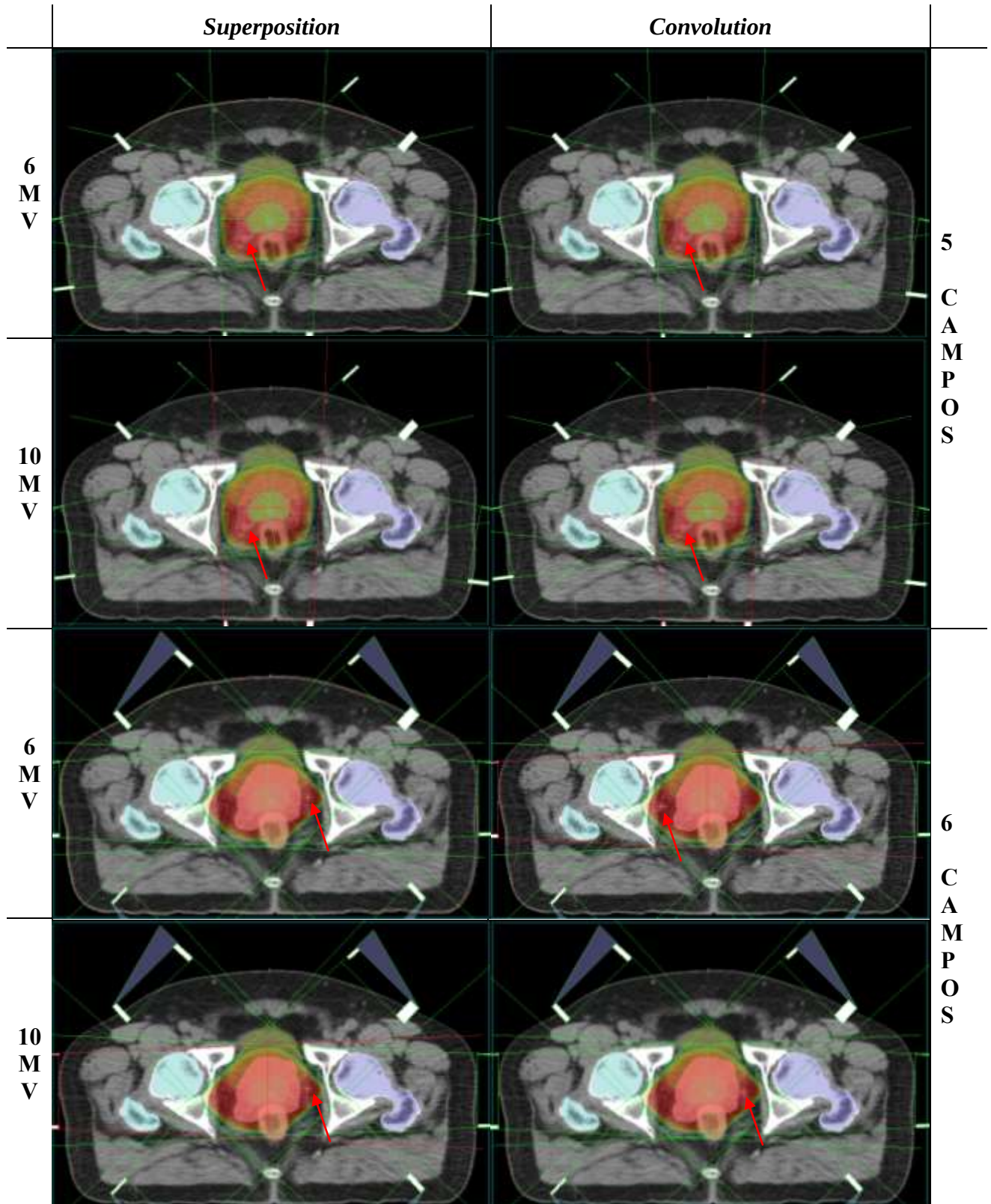


**Figura 12:** Cores e respectivos valores de isodose das linhas mostradas na distribuição de isodose dos cortes.

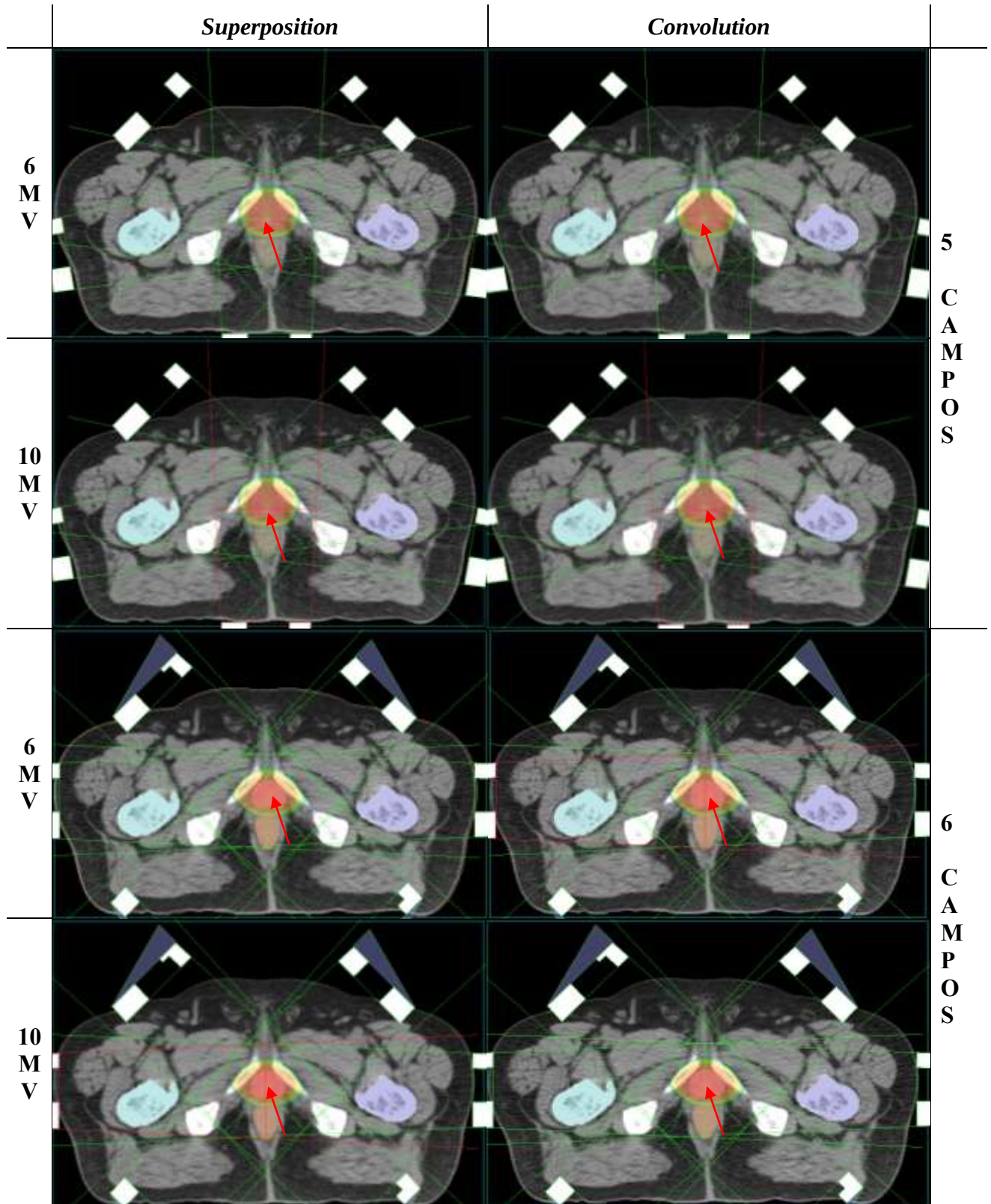


**Figura 13:** Cortes axiais da parte superior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



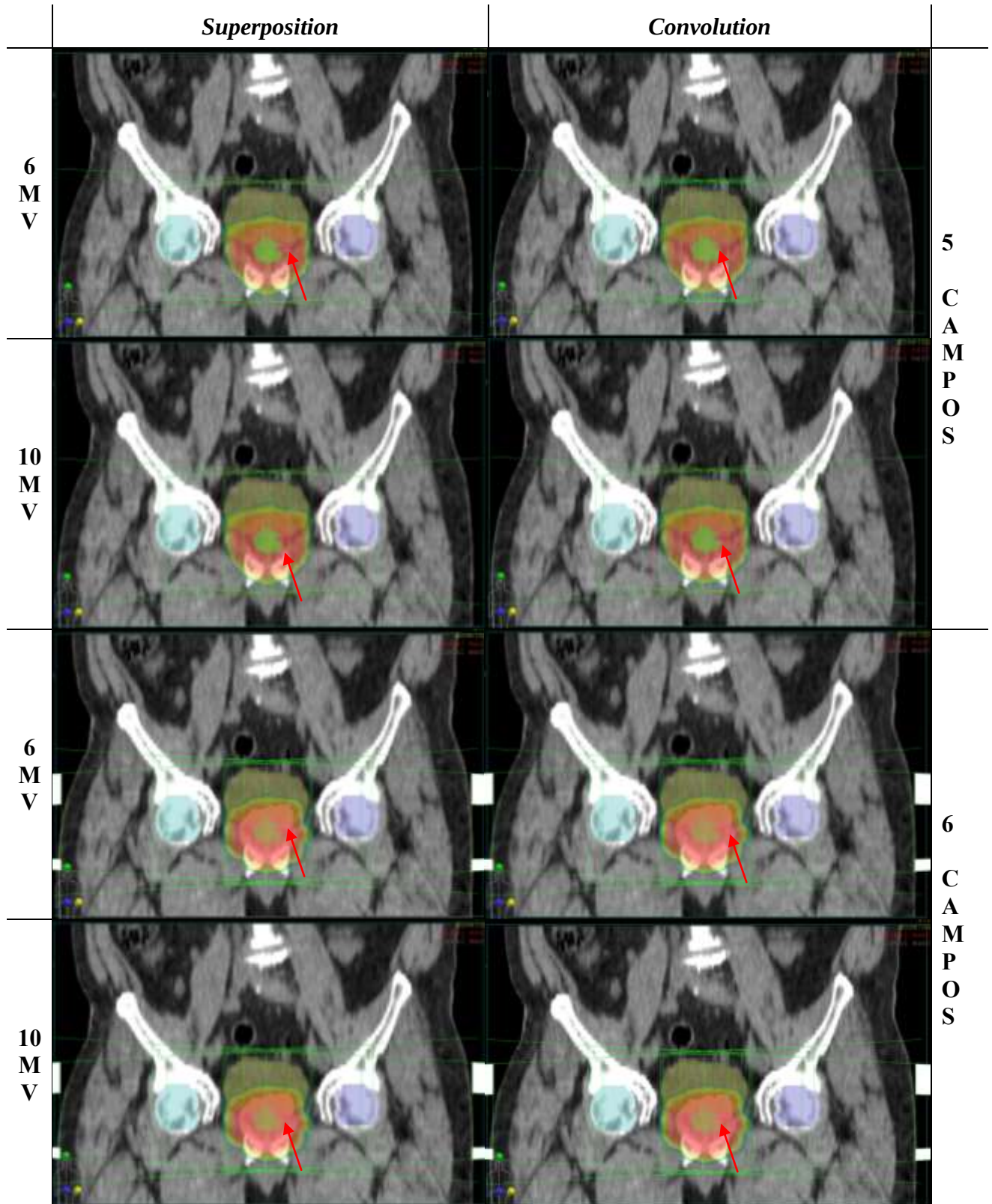


**Figura 14:** Cortes axiais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

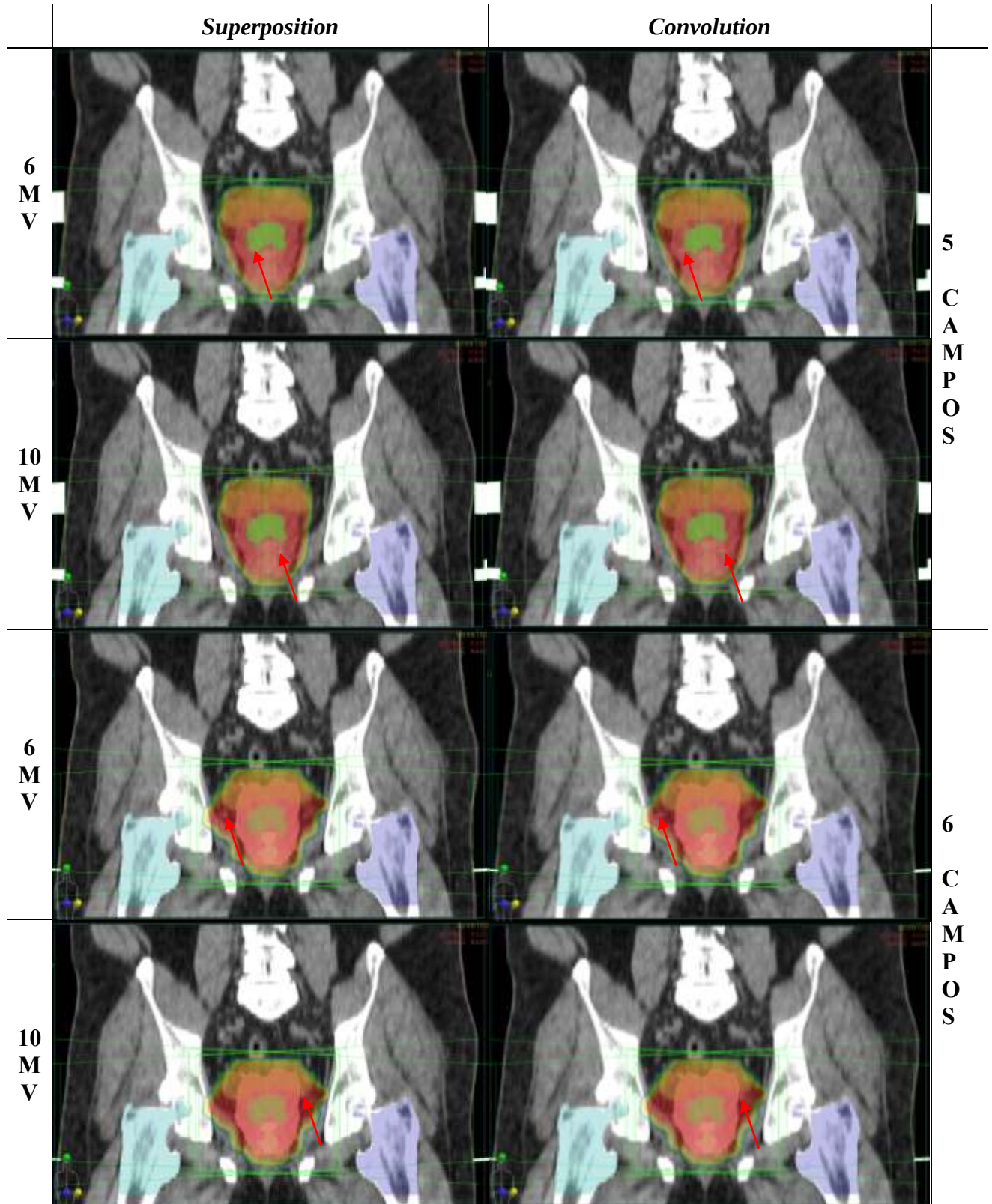


**Figura 15:** Cortes axiais da parte inferior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



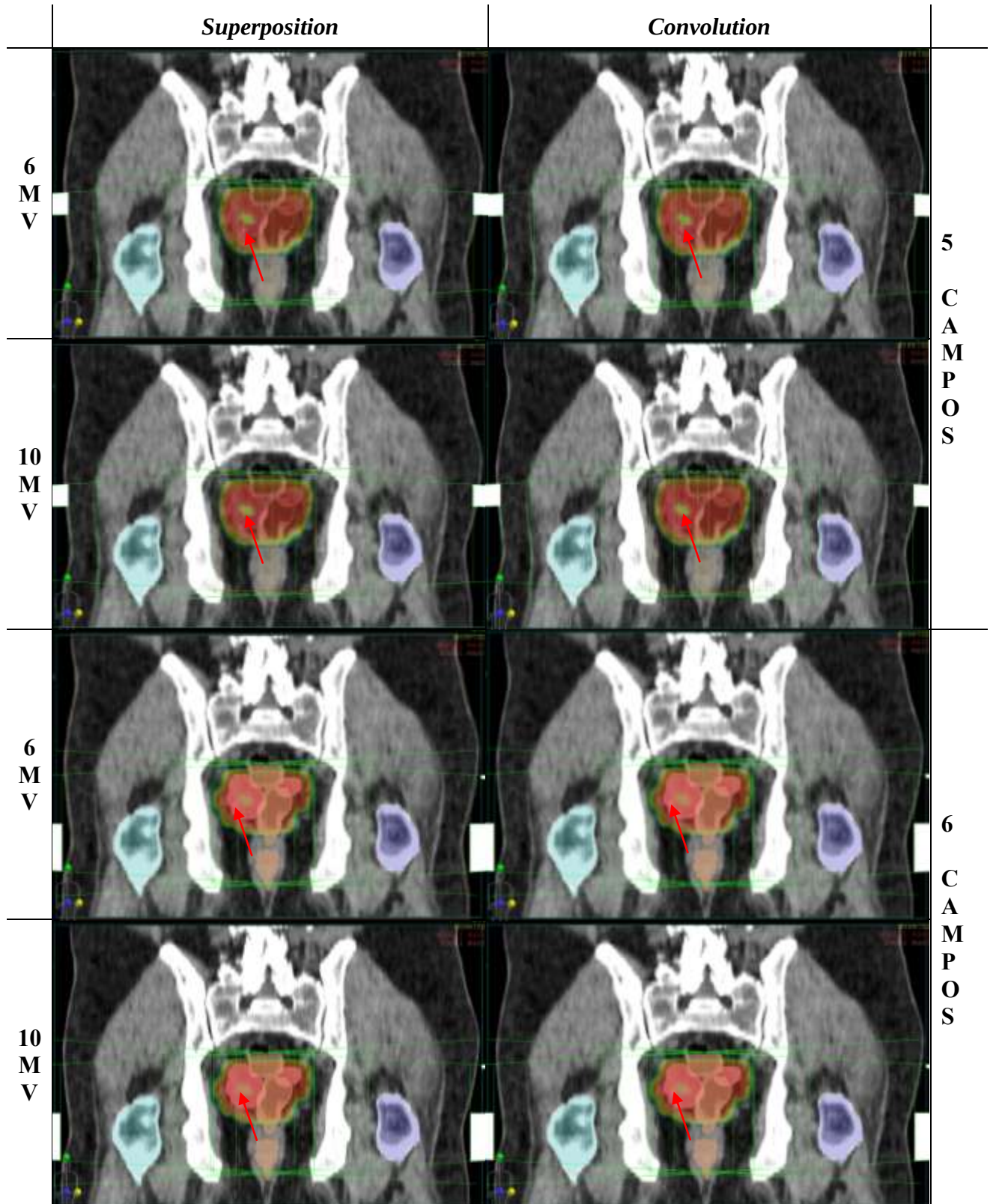


**Figura 16:** Cortes coronais da parte anterior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



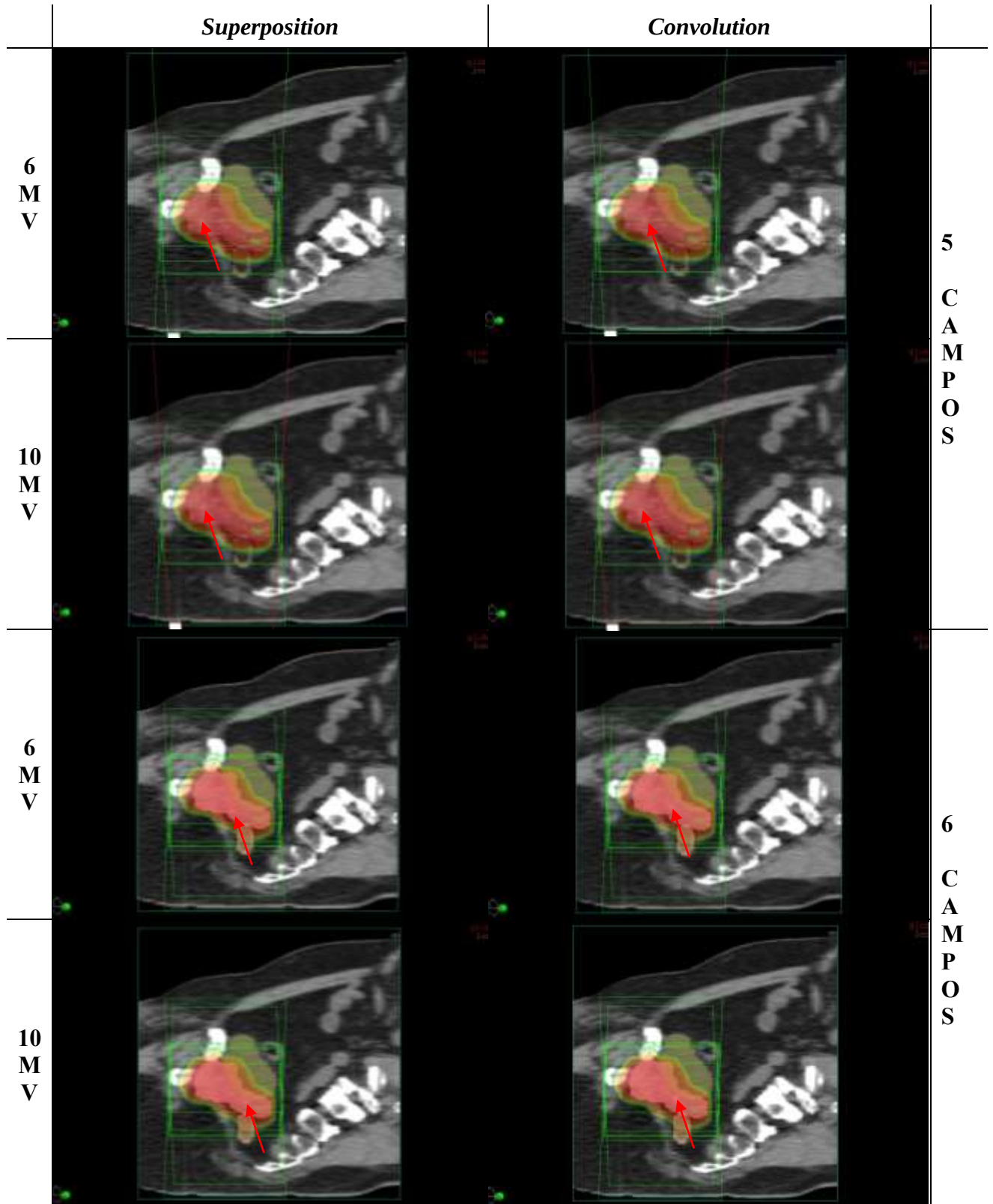
**Figura 17:** Cortes coronais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



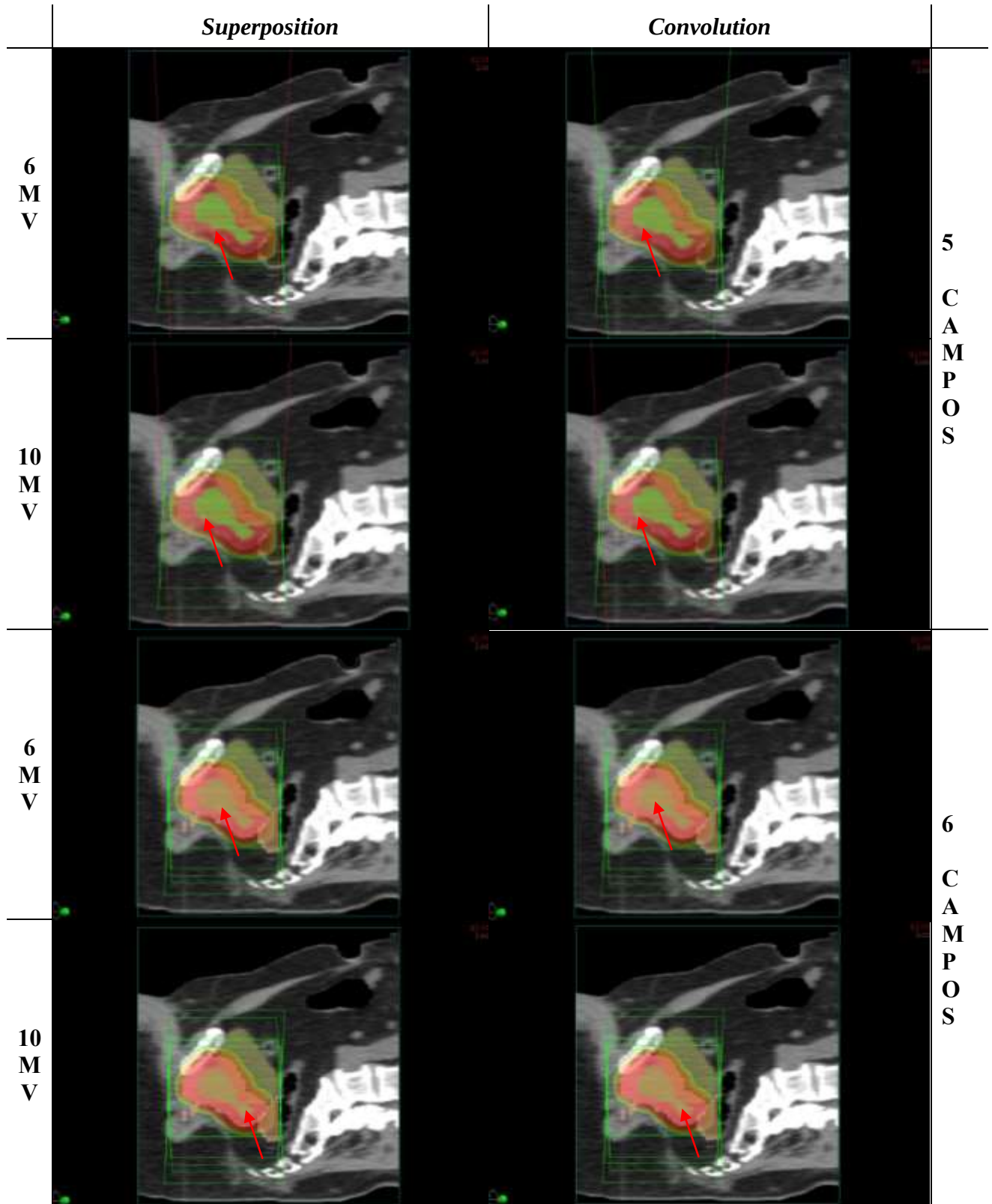


**Figura 18:** Cortes coronais da parte posterior do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

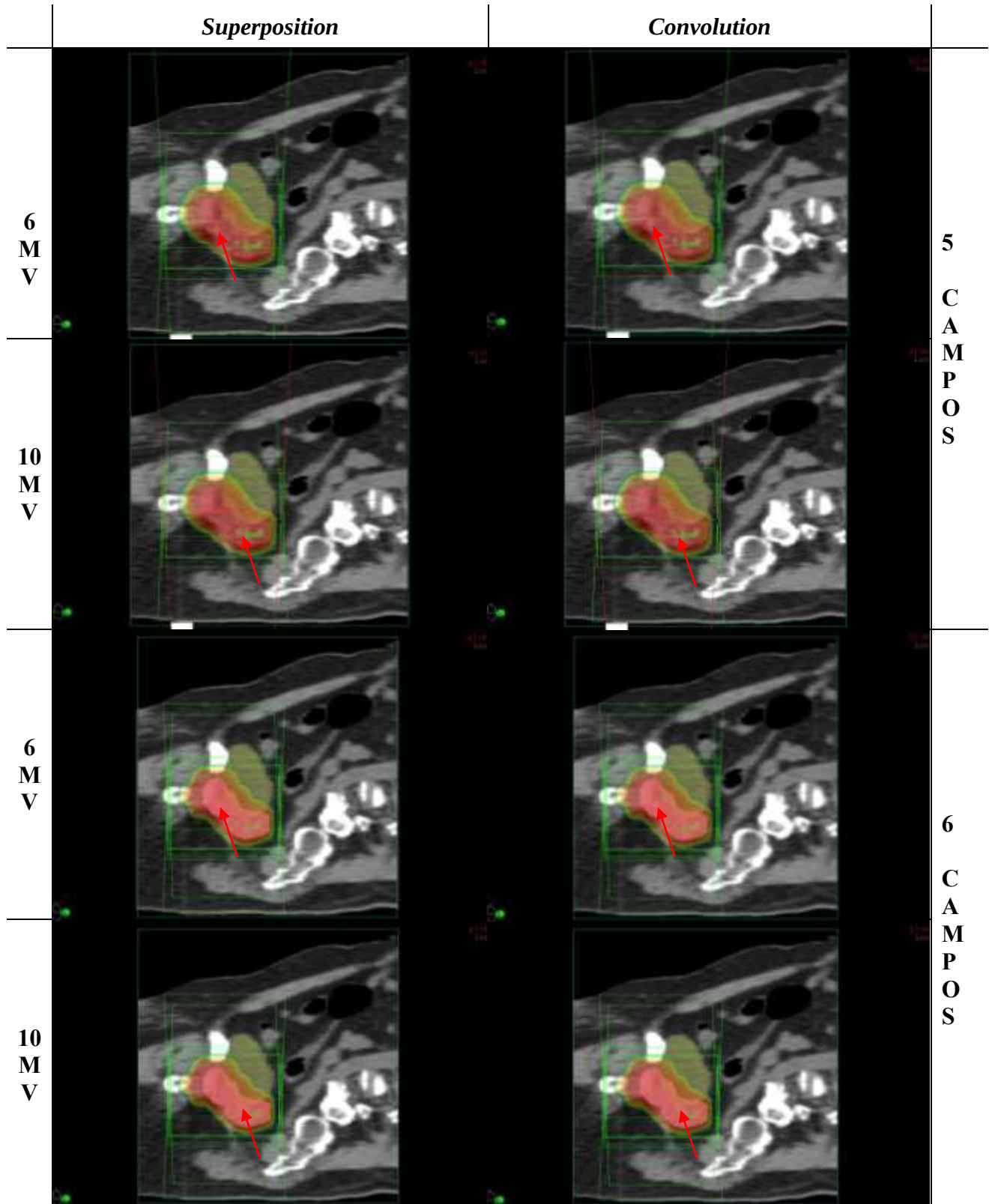




**Figura 19:** Cortes sagitais da parte esquerda do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



**Figura 20:** Cortes sagitais da parte central do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.



**Figura 21:** Cortes sagitais da parte direita do PTV, onde é mostrado a distribuição de isodose na região e o ponto quente encontrado nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

A partir da avaliação da distribuição de dose nas Figuras de número 13 a 21 é possível notar que para todas as variações de planejamento, a linha de isodose de 95%, disposta na cor laranja, cobre todo o volume alvo de tratamento, confirmando que foi alcançado o objetivo de ao menos 95% do PTV receber a dose prescrita de tratamento ( $D_P$  de 6600 cGy). Essas imagens foram postas desta forma com o objetivo de visualizar a distribuição de isodose e a localização dos pontos quentes nos diferentes planejamentos em três dimensões de forma não-interativa.

É possível notar que, devido à presença de filtros, o que permite que o feixe fique mais endurecido, portanto mais penetrante, nas variações do planejamento de 6 campos, a distribuição de isodose alcançou mais tecido sadio que no planejamento de 5 campos, justamente pela maior penetração do feixe. Provavelmente, devido a esse mesmo fator, os pontos quentes das variações do planejamento de 6 campos, como é observável nos cortes coronais e axiais da parte central do PTV, se localizaram fora do volume alvo de tratamento, atingindo tecidos sadios. Isso é um fator desinteressante para o planejamento, porém é mais importante valorizar a cobertura do PTV durante o planejamento. Estas são condições que precisam ser discutidas pós-planejamento com outros profissionais da Clínica, como o médico oncologista responsável e o físico médico supervisor, e decidir qual a melhor forma de aprimorar o planejamento para o tratamento, priorizando a proteção radiológica do paciente.

É importante notar que os pontos quentes variam em relação aos parâmetros radiométricos selecionados no planejamento, assim como em relação aos algoritmos de cálculo.

A Tabela 7 fornece as informações do número de unidades monitoras (UM) relativo a cada campo nas diferentes variações dos planejamentos de 5 e 6 campos. Comparando os resultados dispostos na Tabela 7, verifica-se que o algoritmo de cálculo selecionado durante o planejamento para o cálculo da dose não interfere no cálculo do número de UM dos campos pelo TPS XiO<sup>®</sup>. A energia selecionada para o feixe é um fator considerado para o cálculo do número de UM, pois variando a energia, varia-se a profundidade de equilíbrio eletrônico no material. Observa-se que com o aumento da energia, o número de UM diminui. Comparando os planejamentos em relação ao número de campos, nota-se que o planejamento de 6 campos entrega mais UM para os campos oblíquos anteriores e posteriores que o planejamento de 5 campos.

**Tabela 7:** Número de Unidades Monitoras (UM) calculado no TPS XiO® relativo a cada campo nos planejamentos de 5 e 6 campos com as variações de energia de 6 MV e 10 MV e algoritmos de cálculo *Superposition* e *Convolution*.

|                       |             | <i>Superposition</i>           | <i>Convolution</i> |                                                   |
|-----------------------|-------------|--------------------------------|--------------------|---------------------------------------------------|
|                       |             | <b>Unidades Monitoras (UM)</b> |                    |                                                   |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>POST</b> | 71                             | 71                 | <b>5<br/><br/>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |
|                       | <b>OPD</b>  | 81                             | 82                 |                                                   |
|                       | <b>OPE</b>  | 82                             | 83                 |                                                   |
|                       | <b>OAE</b>  | 45                             | 45                 |                                                   |
|                       | <b>OAD</b>  | 44                             | 44                 |                                                   |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>POST</b> | 65                             | 65                 | <b>6<br/><br/>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |
|                       | <b>OPD</b>  | 70                             | 70                 |                                                   |
|                       | <b>OPE</b>  | 71                             | 71                 |                                                   |
|                       | <b>OAE</b>  | 40                             | 40                 |                                                   |
|                       | <b>OAD</b>  | 40                             | 40                 |                                                   |
| <b>6<br/>M<br/>V</b>  | <b>LD</b>   | 67                             | 67                 | <b>6<br/><br/>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |
|                       | <b>OAD</b>  | 58                             | 58                 |                                                   |
|                       | <b>OAE</b>  | 64                             | 64                 |                                                   |
|                       | <b>OPD</b>  | 107                            | 107                |                                                   |
|                       | <b>OPE</b>  | 105                            | 106                |                                                   |
|                       | <b>LE</b>   | 67                             | 68                 |                                                   |
| <b>10<br/>M<br/>V</b> | <b>LD</b>   | 58                             | 58                 | <b>6<br/><br/>C<br/>A<br/>M<br/>P<br/>O<br/>S</b> |
|                       | <b>OAD</b>  | 50                             | 50                 |                                                   |
|                       | <b>OAE</b>  | 55                             | 55                 |                                                   |
|                       | <b>OPD</b>  | 91                             | 91                 |                                                   |
|                       | <b>OPE</b>  | 90                             | 90                 |                                                   |
|                       | <b>LE</b>   | 58                             | 58                 |                                                   |

Durante os planejamentos, priorizou-se a cobertura do volume alvo de tratamento, de modo que a linha de isodose de 95% cobrisse completamente o PTV. Para que isso ocorresse no planejamento de 6 campos, foi necessário a utilização de filtros, que acabou influenciando outros fatores importantes, como distribuição de isodose e pontos quentes.

Existem diversos trabalhos na literatura que comparam diferentes planejamentos radioterápicos conformacionais 3D para casos de próstata, em relação ao número de campos e

sua distribuição em torno do paciente, analisando fatores como a cobertura do PTV e dose recebida por OARs. Mahmoud e seus colaboradores (2012), mostraram que uma técnica de planejamento radioterápico conformacional 3D composta por 5 campos ( $0^\circ$ ,  $295^\circ$ ,  $109^\circ$ ,  $69^\circ$  e  $250^\circ$ ), em comparação com outras técnicas de planejamento compostas por 4 e 6 campos, foi capaz de entregar maior dose ao PTV, enquanto entregou menores valores de  $V_{50Gy}$  para os órgãos: reto, bexiga e cabeças femorais.

Em outro trabalho, Zare e seus colaboradores (2016), analisaram 90 pacientes com câncer de próstata, que foram randomicamente divididos em três grupos. Cada grupo recebeu uma técnica de planejamento radioterápico conformacional 3D composta por 5 campos para tratamento. Eles concluíram que a técnica composta pela angulação de feixes:  $0^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $240^\circ$  e  $300^\circ$ ; gerou menor dose significativa para a cabeça de fêmur direita e esquerda, em relação às outras duas técnicas, enquanto mantinha limites aceitáveis de dose para o reto e bexiga, e cobria todo o PTV.

Em contrapartida, outro estudo objetivou encontrar um planejamento radioterápico conformacional 3D ideal para tratamentos de caso de próstata com dose escalonada de 78 Gy. Demonstrou-se que uma técnica de planejamento composta por 6 campos ( $30^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $240^\circ$ ,  $270^\circ$  e  $330^\circ$ ), em comparação com outras técnicas de planejamento compostas por 5 e 8 campos, é a melhor opção para o escalonamento de dose em casos de próstata, com diminuição significativa na dose entregue em ambas as cabeças femorais (Martin et al., 2008).

Os estudos anteriores mostram que não existem concordâncias concretas na literatura sobre o melhor planejamento radioterápico conformacional 3D para casos de próstata, quando se avalia a cobertura do PTV e a entrega de dose aos OARs relacionados para estes casos.

## 6. CONCLUSÃO

O TPS XiO<sup>®</sup> é uma importante ferramenta para o planejamento radioterápico tridimensional conformacional. Para os casos clínicos planejados de próstata neste trabalho o XiO<sup>®</sup> demonstrou-se exequível e de fácil entendimento e manipulação, podendo ser operado por profissionais da área da física médica: médico radioterapeuta, físico médico e dosimetristas, sem muita dificuldade.

O planejamento radioterápico computacional permite a visualização com precisão dos volumes de tratamento, bem como dos órgãos de risco periféricos aos campos de tratamento, os quais devem ser protegidos para que se garantam os limites de doses de tolerância em cada uma das estruturas.

Os resultados mostraram que independentemente do algoritmo de cálculo utilizado e da energia de feixe aplicada, não se nota variações significativas quanto à  $D_N$  e a  $D_{máxglobal}$ . Para a  $D_{95}$  verifica-se um aumento em torno de 1% quando se utiliza o feixe de 10 MV.

Comparando as doses de radiação que atingiram os OARs (reto, bexiga e fêmur) obtidos com os dois diferentes algoritmos de cálculo (*Convolution* e *Superposition*), concluiu-se que o *Convolution* fornece valor de dose no fêmur de até 18% maior que o *Superposition*, corroborando com as observações de alguns autores de que o fator principal das diferenças se deve à variação de densidade e heterogeneidade das regiões atingidas pelo feixe de tratamento. Para o reto e a bexiga os valores de dose de radiação absorvida obtida com ambos os métodos são similares.

A pesquisa desenvolvida também mostrou que os planejamentos com 6 campos podem melhor distribuir a dose de radiação no volume de tratamento, proporcionando melhor conformidade do DVH e reduzindo as doses nos órgãos de risco. No entanto, a opção pelo aumento do número de campos de tratamento depende diretamente da rotina da clínica de radioterapia, uma vez que quanto mais campos de tratamento, maior o tempo de uso da máquina para cada paciente.

A quantidade de unidades monitoras (UM) calculadas para cada campo de radiação é menor quando se utiliza o feixe de radiação de 10 MV, o que está em concordância com a previsão teórica, pois por definição, dose corresponde à energia depositada na massa de tecido irradiado ( $Gy = J.Kg^{-1}$  de tecido), assim, quanto maior a energia, maior o poder de penetração do feixe e maior a deposição de energia no tecido. A variação observada foi de 9% a 16% dependendo da incidência do campo de tratamento.

O sucesso da radioterapia está intimamente ligado com a precisão na entrega da dose de radiação no volume de tratamento planejado, isto requer a ação de uma equipe multiprofissional (médico radioterapeuta, físico médico, dosimetrista, tecnólogos) agindo de forma integrada, em todas as etapas do procedimento, desde a simulação, planejamento e tratamento. A etapa do planejamento computacional requer conhecimento de física médica e muita concentração, pois os parâmetros de distribuição de dose de radiação serão nela determinadas. O uso inadequado das ferramentas de cálculos pode resultar em graves erros no tratamento, comprometendo ou mesmo inviabilizando a terapêutica.

O trabalho proporcionou a integração do estudante de física médica na rotina do serviço de radioterapia, o que contribuiu para aperfeiçoar os conhecimentos teóricos e práticos adquiridos nas disciplinas do curso de física médica. Além disto, o convívio com os



profissionais da radioterapia auxiliou na decisão da escolha da área de atuação e estudos futuros após o término da graduação.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

American Association of Physicists in Medicine. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. Report of Task Group 65. AAPM Report 85. Vernon Boulevard, Madison. Med Phys 2004.

Bentel GC. Radiation Therapy Planning. 2ª Edição. Estados Unidos da América: McGraw-Hill Education 1995, 643p.

Berry RJ. Therapeutic uses of X-rays. Int J Radiat Biol 1985, 15: 873-895.

Biazotto B. Avaliação da correção de heterogeneidade em planejamentos 3D e IMRT de tratamentos radioterápicos de neoplasia de próstata. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2013. 148p.

BRASIL. Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA). Estimativa 2016 – Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro, 2015. 125p.

Bucci MK, Bevan A, Roach M3<sup>rd</sup>. Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond. CA Cancer J Clin 2005, 55: 117-134.

Byrne TE. A review of prostate motion with considerations for the treatment of prostate cancer. Med Dosim 2005, 30: 155-161.

Coolidge WD. A Powerful Röntgen Ray Tube with a Pure Electron Discharge. Phys Rev 1913, 2: 409-413.

Drymala RE, et al. Dose-volume histograms. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991, 21: 71-78.

Elekta Business Area Software Systems. XiO® Dose Calculation – FFT Convolution and Superposition. Versão 1.00. Maryland Heights, Missouri: IMPAC Medical Systems, Inc. 2012.

Elekta Business Area Software Systems. XiO® Manual do Usuário. Versão 5.00. Maryland Heights, Missouri: IMPAC Medical Systems, Inc. 2014.

Emami B, et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1991, 21: 109-122.

Fairbanks LR. Correção da Heterogeneidade em Planejamentos de Radioterapia utilizando o Sistema de Planejamento XiO-CMS. Tese (Aprimoramento Profissional em



Física aplicada à Radioterapia). Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2011. 50p.

Fairbanks LR, et al. Validação dos Algoritmos de Cálculo de Dose do Sistema de Planejamento XiO® Considerando as Correções para Heterogeneidade dos Tecidos. *Revista Brasileira de Física Médica* 2011, 4: 79-82.

Fernandes MAR. Radioterapia – princípios gerais e resultados importantes na assistência oncológica. *UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium* 2010, 3: 221-239.

Fletcher GH. Supervoltage radiotherapy for cancer of the uterine cervix. *Br J Radiol* 1962, 35: 5-17.

Fogliata A, et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007, 52:1363-1385.

Fontana TS, Sales CP, Santos GR, Furnari L. Comparação entre diferentes algoritmos de cálculo de dose em meios homogêneos. In: *Anais do Congresso Brasileiro de Física Médica, XIX, Agosto de 2014, Goiânia, Goiás.*

Gagliardi R, Wilson FJ. *A History of the Radiologic Sciences: Radiation Oncology.* American Roentgen Ray Society 1997.

García-Vicente F, et al. Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media. *Radiother Oncol* 2003, 67: 239-249.

Hanks GE, et al. Dose escalation with 3D conformal treatment: Five year outcomes, treatment optimization, and future directions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998, 41: 501-510.

Huang J, et al. Does delay in starting treatment affect the outcomes of radiotherapy? A systematic review. *J Clin Oncol* 2003, 21: 555-563.

International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU* 2010, 10: NP. Report 83.

International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Report 50. Bethesda, Maryland: ICRU 1993.

International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU Report 50). Report 62. Bethesda, Maryland: ICRU 1999.

Joosten A, et al. Evaluation of organ-specific peripheral doses after 2-dimensional, 3-dimensional and hybrid intensity modulated radiation therapy for breast cancer based on Monte Carlo and convolution/superposition algorithms: Implications for secondary cancer risk assessment. *Radiother Oncol* 2013, 106: 33-41.

Kaplan HS. Historic milestones in radiobiology and radiation therapy. *Semin Oncol* 1979, 6: 479-489.

Karzmark CJ, Pering NC. Electron linear accelerators for radiation therapy: history, principles and contemporary developments. *Phys Med Biol* 1973, 18: 321-354.

Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*. 4ª Edição. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins 2010.

Kohno R, et al. Dosimetric verification in inhomogeneous phantom geometries for the XiO radiotherapy treatment planning system with 6-MV photon beams. *Radiol Phys Technol* 2009, 2: 87-96.

Lederman M. The early history of radiotherapy: 1895-1939. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981, 7: 639-648.

Leibel SA, Phillips TL. *Textbook of Radiation Oncology*. 2ª Edição. Philadelphia: Saunders 2004, 1649p.

Mahmoud M, Elshahat K, William H, et al. Evaluation of the optimal field arrangement for conformal radiotherapy for prostate cancer patients. *Chin – Ger J Clin Oncol* 2012, 11: 344-348.

Martin J, Bryant D, McDowall W, et al. A 3D conformal radiation therapy class solution for dose escalated prostate irradiation. *Radiogr Off J* 2008, 55: 13-17.

Perez CA, Brady LW, et al. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 4ª Edição. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins 2004, 2527p.

Podgorsak EB. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency (IAEA) 2005, 657p.

Robison RF. The race for megavoltage. X-rays versus telegamma. *Acta Oncol* 1995, 34: 1055-1074.

Santos GR. *Comparação de algoritmos computacionais de cálculo de dose em radioterapia aplicada aos tumores de pulmão*. Tese (Doutor em Ciências). Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2015. 150p.

Scaff LAM. *Física na Radioterapia: A Base Analógica de uma Era Digital*. 1ª Edição: Parte 2. São Paulo: Projeto Saber 2010, 656p.

Sherouse GW. Radiotherapy Simulation. In: Khan FM, Potish RA. Treatment Planning in Radiation Oncology. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams and Wilkins 1997, 608p.

Shlegel W, Mahr A. 3D Conformal Radiation Therapy. 2ª Edição. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag 2007.

Slater JM. From X-Rays to Ion Beams: A Short History of Radiation Therapy. In: Linz U. Ion Beam Therapy: Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag 2012, 3-16.

Smith CL, Chu WK, Enke C. A review of digital image networking technologies for radiation oncology treatment planning. Med Dosim 1998, 23: 271-277.

Strauss LJ. Verification of a Treatment Planning System based on Monte Carlo Radiation Dose Calculations in Intensity Modulated Radiation Therapy. Thesis (MMedSc). Department of Medical Physics in the Faculty of Health Sciences, University of the Free State. South Africa, 2015. 113p.

Van Dyk J. The Modern Technology of Radiation Oncology. 2ª Edição. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing 2005, 514p.

Webb S. The physics of Three Dimensional Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. 1ª Edição. United Kingdom: IoP 1993, 388p.

Zare M, et al. The comparison of 5-field conformal radiotherapy techniques for the treatment of prostate cancer: The best for femoral head sparing. Med Dosim 2016, pii: S0958-3947: 30058-9.

## **APÊNDICE**

### **GUIA PRÁTICO PARA O DESENVOLVIMENTO DE PLANEJAMENTOS RADIOTERÁPICOS CONFORMACIONAIS 3D NO SISTEMA DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO (TPS) XiO<sup>®</sup>**

**Danilo Augusto Bérghamo**

**Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes**

Após aquisição das informações anatômicas do paciente (imagens 3D), seja por Tomografia Computadorizada ou outro tipo de aquisição, o médico radioterapeuta deve delinear as estruturas que são importantes para o planejamento clínico, como CTV (volume de tratamento clínico), PTV (volume de tratamento planejado), e os órgãos de risco envolvidos no planejamento, que são diretamente irradiados. O contorno das estruturas é realizado por meio de ferramentas específicas de delineamento de estruturas presentes no TPS XiO<sup>®</sup>. Com tudo, marcadas as estruturas, as imagens desenhadas são salvas no TPS XiO<sup>®</sup> junto às informações do paciente, como nome e número de identificação na clínica. Os objetivos clínicos do tratamento, como dose prescrita e número de frações do tratamento, assim como todas as outras informações relativas ao paciente, estão dispostas no Sistema de Gerenciamento. É função de o físico médico planejador resgatar todas essas informações, que são pertinentes para o desenvolvimento do planejamento radioterápico conformacional 3D.

Com todos os dados devidamente preparados, abra a plataforma do TPS XiO<sup>®</sup> em seu servidor e siga as instruções abaixo.

## 1) Teletherapy:

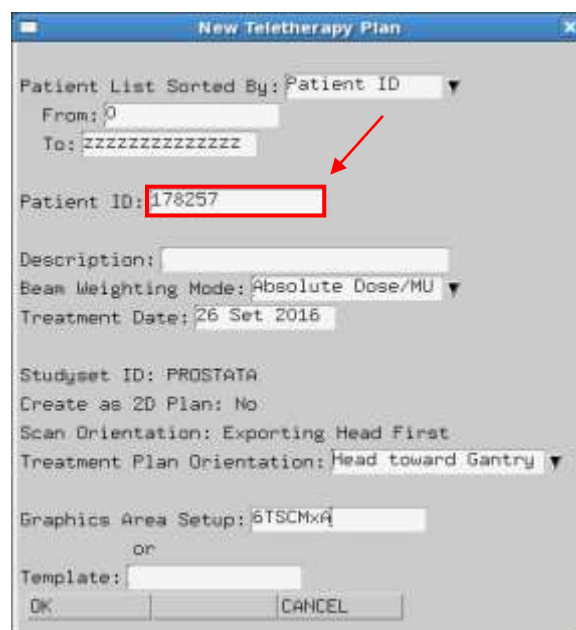


### 1.1. File: New Teletherapy Plan:

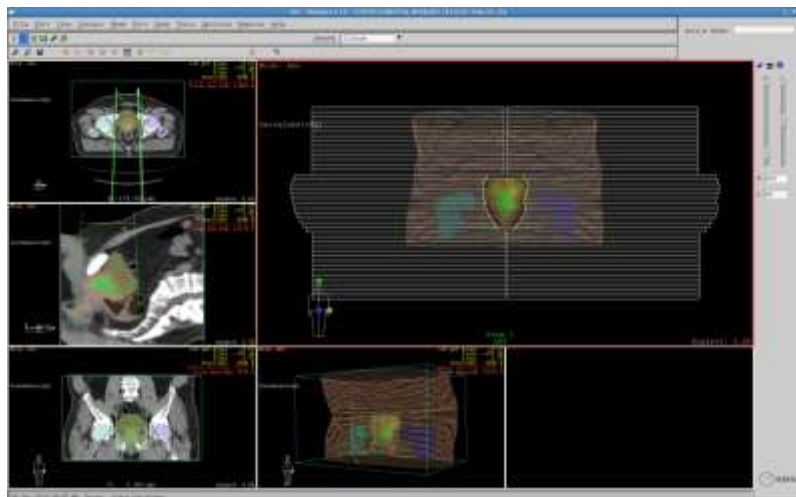


**1.2. Patient ID:** Aperte o botão central do mouse e selecione o número de identificação do paciente na clínica. As informações demográficas e anatômicas do paciente serão resgatadas.

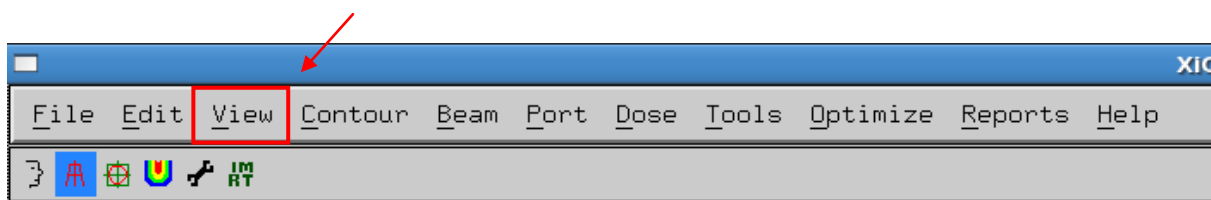
**1.3. Graphics Area Setup:** Aperte o botão central do mouse e selecione o parâmetro “6TSCMxA”. As imagens estarão dispostas em 6 janelas para o planejamento radioterápico conformacional 3D.



**1.4. OK:** As imagens tridimensionais do paciente, com o delineamento das estruturas, se abrirão para iniciar o planejamento, como exemplifica a imagem a seguir.



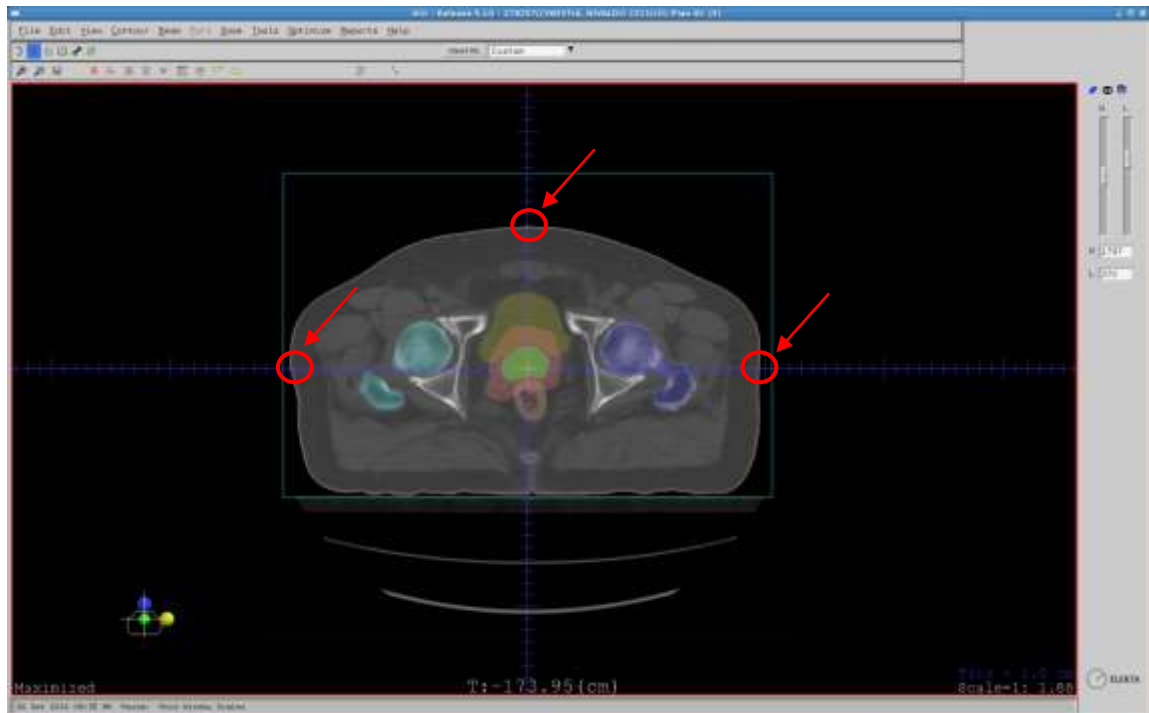
## 2) [OPCIONAL] View:



**2.1. Plan Object:** Desmarcar a opção “Pacient Spheres”. Este procedimento é opcional, pois apenas desmarca-se as esferas (presentes no TPS XiO® para demarcar os planos x, y e z), no intuito de visualizar melhor os cortes e parâmetros radiométricos no planejamento.

Com a seta do mouse sobre a janela superior esquerda, que se encontram os cortes axiais, clicar com o botão direito e selecionar a opção “Maximize”. A janela será maximizada. É necessário encontrar o corte axial que apresenta os três bips marcadores do centro de campo, marcados para extração da imagem tridimensional do paciente. Com tudo, encontrando os bips, seguir com os passos abaixo:

**3) View: Scales:** Acionar a opção “Display”. Surgirá um crosshair sobre o plano. É necessário regulá-lo para coincidir os eixos com os bips marcadores, como exemplifica a imagem a seguir.



Então se desloca o centro do crosshair para o centro localizado entre os bips marcadores, este será definido como a origem das coordenadas. Em seguida, é importante definir alguns pontos que auxiliarão no planejamento, como o isocentro de tratamento e os pontos de normalização.

**4) Contour: Interest Points: New.** Primeiramente, utilize o crosshair para definir a origem das coordenadas para o planejamento.

**4.1. Description:** ISO CT (Nominação genérica para o ponto).

Fixe a marcação no ponto de origem do crosshair.

**4.2. OK.**

**5) [OPCIONAL] View: Scales:** Seguindo o mesmo procedimento do item 3, desmarque a opção “Display”. O crosshair irá desaparecer. Este procedimento é realizado para visualizar melhor os cortes e parâmetros radiométricos no planejamento.

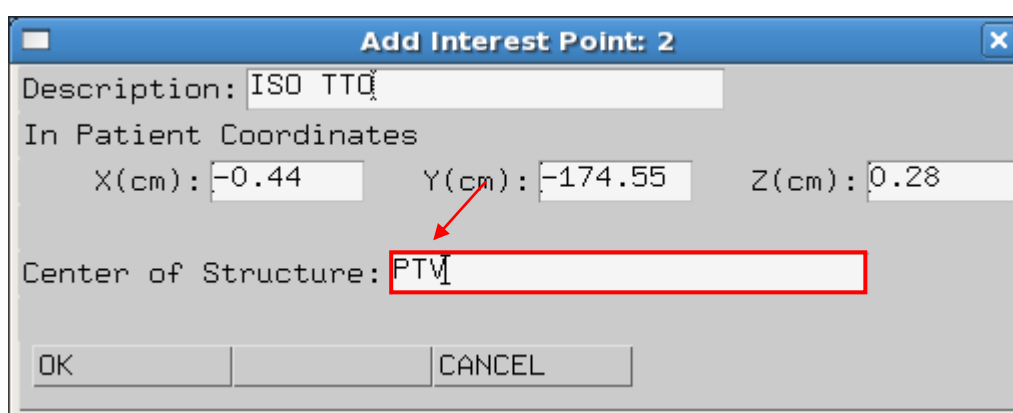
Continue com a demarcação dos pontos de interesse.

**6) Contour: Interest Points: New.** Defina o isocentro que será utilizado para o tratamento, nas coordenadas que marcam o centro do PTV.

**6.1. Description:** ISO TTO (Nominação genérica para o ponto).

**6.2. Center of Structure:** Aperte o botão central do mouse e selecione a estrutura PTV. As coordenadas do ponto serão dadas em relação à origem (ponto ISO CT).

**6.3. OK.**



Continue com a demarcação dos pontos de interesse.

**7) Contour: Interest Points: New.** Defina o ponto de normalização para o planejamento, que será utilizado pelo TPS XiO<sup>®</sup> como referência para o cálculo da entrega de dose.

**7.1. Description:** ISO NORM (Nominação genérica para o ponto).

**7.2. Center of Structure:** Aperte o botão central do mouse e selecione a estrutura PTV. As coordenadas do ponto serão dadas em relação à origem (ponto ISO CT).

**7.3. OK.**

Neste caso o ponto de normalização e o isocentro de tratamento são o mesmo ponto, ou seja, o TPS XiO<sup>®</sup> utilizará o centro do PTV como volume alvo para o cálculo da entrega de dose. O ponto de normalização pode ser movido estrategicamente no planejamento, desde que esteja dentro da intersecção de todos os campos, no sentido de melhorar a cobertura do PTV e otimizar os resultados dos limites de dose no planejamento.



Por exemplo, para casos de pulmão, o ponto de normalização deve ser posto fora da região pulmonar para o TPS XiO<sup>®</sup> não utilizar o ar como ponto de referência para o cálculo da entrega de dose. Neste caso, fixa-se o ponto de normalização em uma região de equilíbrio eletrônico, ou seja, tecido mole.

É possível identificar mais de um ponto de normalização no planejamento, de acordo com o local que se pretende entregar a dose. Neste caso, prossiga com a marcação de seus pontos de interesse.

O próximo passo para o planejamento é selecionar os campos de tratamento:

#### 8) New beam:



**8.1. Field ID:** Selecione um nome para o campo. Por exemplo, para um campo anterior adicione “ANT” (nominação genérica para o campo anterior de tratamento).

**8.2. Description:** “ANT” (nominação genérica para o campo anterior de tratamento).

**8.3. Machine ID:** Aperte o botão central do mouse e selecione a energia e o tipo de feixe que pretende para o tratamento. Por exemplo, para um feixe de fótons com energia de 6MV adicione o parâmetro “CAZPrecise06x”.

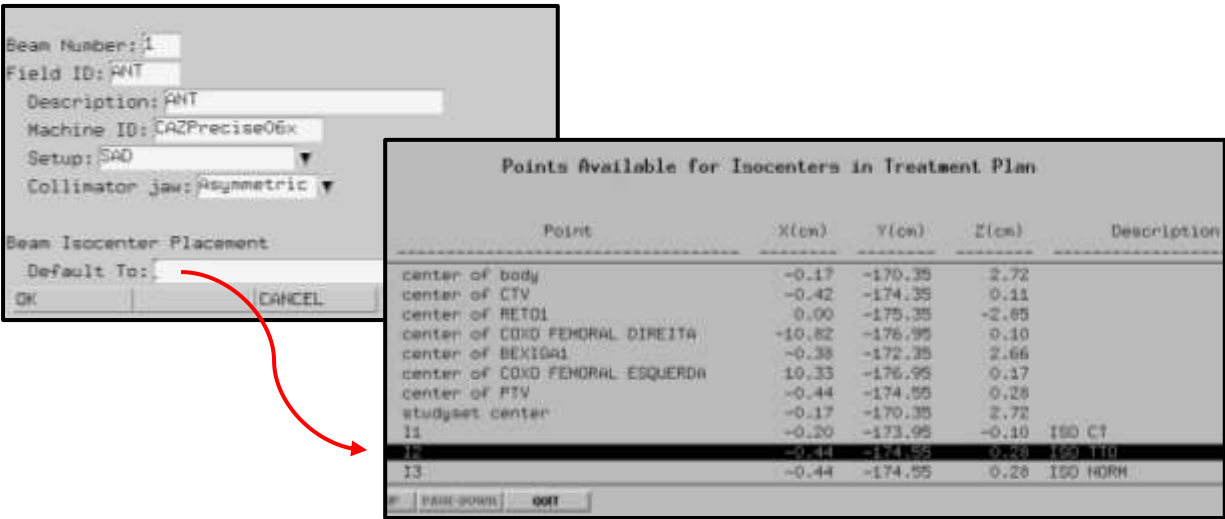
| Machine ID    | Description     | Valid | Valid. date | Replaced by |
|---------------|-----------------|-------|-------------|-------------|
| CAZIMRT06     | IMRT 6MV        | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZIMRT10     | IMRT 10 MV      | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZPrecise04e | Eletrons 4MeV   | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZPrecise06e | Eletrons 6 MeV  | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZPrecise06x | Fotons 6 MV     | y     | 29 Jan 2016 | ---         |
| CAZPrecise09e | Eletrons 9 MeV  | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZPrecise10x | Fotons 10 MV    | y     | 24 Feb 2016 | ---         |
| CAZPrecise12e | Eletrons 12 MeV | y     | 24 Feb 2016 | ---         |

PAGE-UP PAGE-DOWN QUIT

**8.4. Setup:** Selecione o fator “SAD” (Source-to-Axis Distance – Distância entre a fonte e o ponto de tratamento), para projetar o campo de acordo com a técnica de isocentro.

**8.5. Collimator jaw:** Selecione o fator “Asymmetric” (seleciona-se assimétrico para a janela do colimador no intuito de, posteriormente, conformacionar o campo de tratamento).

**8.6. Beam Isocenter Placement: Default to:**Aperte o botão central do mouse e selecione o ponto marcado como isocentro de tratamento “ISO TTO”.



**8.7. OK.**

Após a confirmação dos dados abre-se a janela Photon Beam. Confira as informações colocadas anteriormente. Automaticamente, o TPS XiO<sup>®</sup> gera um campo 10cm x 10cm.

**Photon Beam**

Beam Number: 1  
Field ID: ANTI  
Description: ANT  
Machine ID: CAZPrecise06x  
Setup: SAD  
Collimator Jaw: Asymmetric  
Treatment Distance(cm): 100.0  
Source-to-Skin Distance(cm): 88.5  
X1(cm): 5.0 X2(cm): 5.0  
Y2(cm): 5.0 Y1(cm): 5.0  
Gantry Angle(deg): 0.0  
Collimator Angle(deg): 0.0  
Couch Angle(deg): 0.0  
Isocenter(cm)  
Default To: I2  
X: -0.44 Y: -174.55 Z: 0.28  
Weight Defined At: Arb.Point  
Default To: beam 1 isocenter  
Location(cm) in beam coordinates  
dw(cm): 0.00 dL(cm): 0.00 Dist(cm): 100.00  
Weight(cGy): 1000.0 Number of Fractions: 1  
Composite Tray Factor: 1.000  
Calculation Algorithm: Superposition  
SSD to use for machine data table lookups  
when CAX is outside patient: Weight Fan  
Minimum TERMA Extents(cm): 8.0  
OK

**8.8.** Então preencha as informações que deseja completar para o feixe, como a angulação do gantry (Gantry Angle), angulação do colimador (Collimator Angle), angulação da mesa (Couch Angle), peso de contribuição do feixe na entrega de dose (Weight), número de frações de tratamento (Number of Fractions), fator bandeja caso necessário (Composite Tray Factor).

**8.9. Isocenter: Default To:** Aperte o botão central do mouse e selecione o ponto marcado como isocentro de tratamento “ISO TTO”.

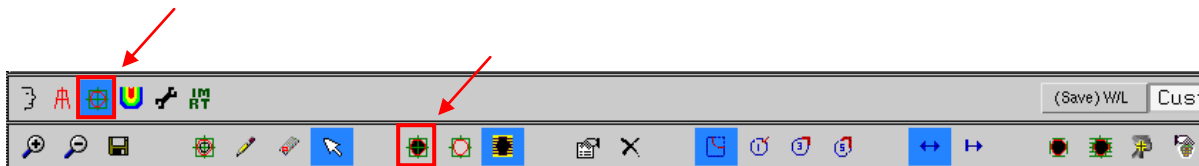
**8.10. Weight defined at:** Aperte o botão central do mouse e selecione o ponto marcado como isocentro de tratamento “ISO NORM”.

**8.11. Calculation Algorithm:** Aperte o botão central do mouse e selecione o algoritmo de cálculo para o cálculo de entrega de dose que se deseja trabalhar, por exemplo, o método de cálculo Superposition.

**8.12. OK.**

Logo após a confirmação dos dados é necessário colimar o feixe com o MLC para conformar o campo de irradiação sobre o volume alvo de tratamento:

### 9) Port: Auto Port:



**9.1. Auto Margin to:** Aperte o botão central do mouse e selecione a estrutura PTV.

**9.2. With Margin:** Adicione o número 0.8. Este passo descreve uma penumbra de 8,0 mm para conformação das lâminas do MLC sobre o PTV, aumentando a cobertura do campo sobre a estrutura. A espessura das lâminas que formam o MLCi2 da Elekta é igual a 1.0cm (para o equipamento modelo Precise disponível na Clínica de Radioterapia Arakawa)

**9.3. Calculate MLC.**

Confira se os campos de irradiação foi conformacionado sobre o PTV.

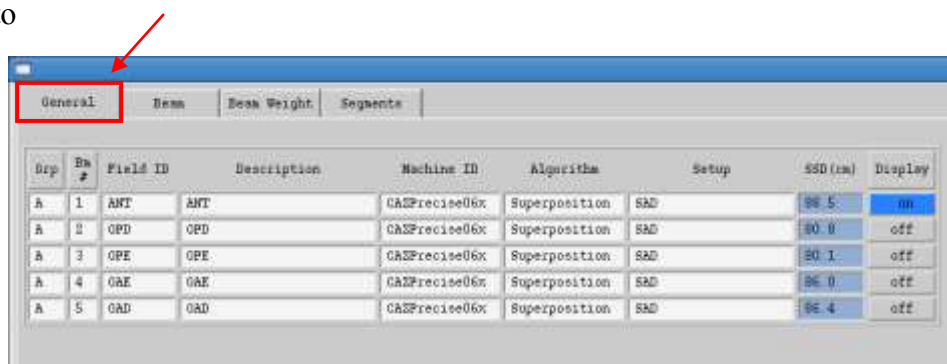
**9.4. OK.**

Repita os procedimentos 8) e 9) para incluir a quantidade de campos que determinar pertinente para o planejamento radioterápico conformacional 3D, de acordo com a necessidade do caso.

Colocados os campos idealizados para o planejamento, é necessário verificar todas as informações que foram inclusas em relação aos campos.

**10) Pressione a tecla “S” do teclado.** É acionado o parâmetro “Setup”, ou seja, uma planilha de feixes, que permite uma única interface para a edição de feixes e segmentos dispostos no planejamento.

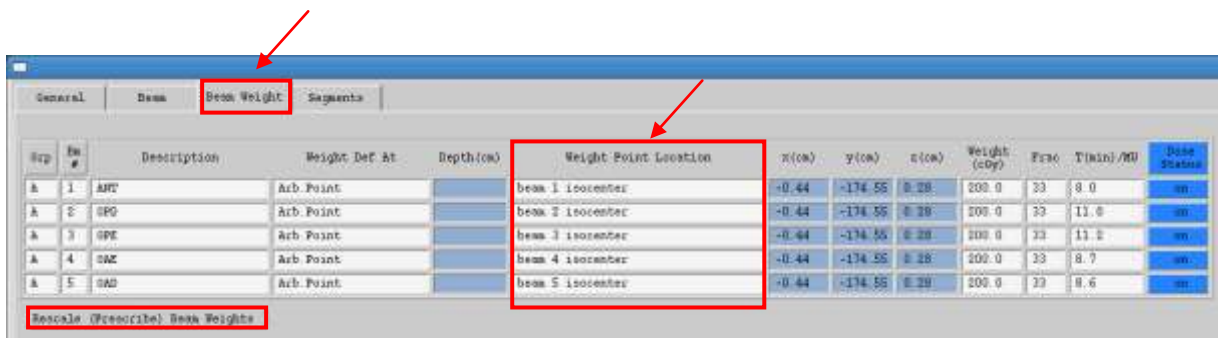
**10.1. General:** Verifique todas as informações que foram colocadas sobre os campos de tratamento



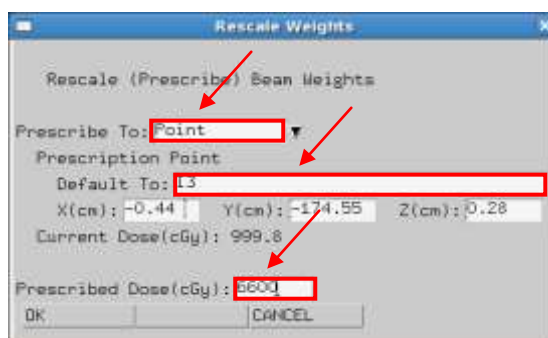
**10.2. Beam:** Acione esta janela e verifique todas as informações que foram colocadas sobre os campos de tratamento. Verifique no parâmetro “Isocenter Location” se todos os campos estão localizados no isocentro de tratamento, ou seja, o ponto “ISO TTO”.



**10.3. Beam Weight:** Acione esta janela e verifique todas as informações que foram colocadas sobre os campos de tratamento. Verifique no parâmetro “Weight Point Location” se todos os campos estão localizados no ponto de normalização, ou seja, o ponto “ISO NORM”.



**10.4. Rescale (Prescribe) Beam Weights:** Surgirá a janela “Rescale Weights”, então preencha os campos requeridos.



**10.5. Prescribe To:** Selecione o parâmetro “Point”.

**10.6. Prescription Point: Default To:** Aperte o botão central do mouse e selecione o ponto marcado como isocentro de tratamento “ISO NORM”.

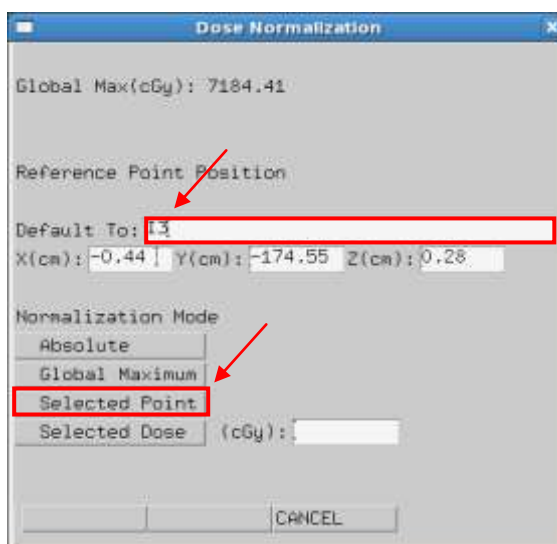
**10.7. Prescribed Dose:** Adicione a dose que foi prescrita para o tratamento

## 10.8. OK.

O peso de contribuição dos campos será recalculado de acordo com a dose prescrita selecionada, assim como o número de unidades monitoras (UM). Pressione “OK” novamente.

Em seguida, é necessário normalizar a distribuição de dose no planejamento.

**11) Isodose: Normalization Mode:** Clique sobre a figura (um globo com o símbolo “%”). Surgirá a janela “Dose Normalization”, então preencha os campos requeridos.



**11.1. Reference Point Position: Default To:** Aperte o botão central do mouse e selecione o ponto marcado como isocentro de tratamento “ISO NORM”.

**11.2. Selected Point.**

**11.3. CANCEL.**

O cálculo da entrega de dose será normalizado em relação ao ponto de normalização, ou seja, a o cálculo será feito para entregar a dose prescrita neste ponto. Verificar no canto superior à esquerda da janela do planejamento, o valor da dose calculada no ponto de normalização, que deve ser igual, ou próximo, ao valor da dose prescrita (número disposto na cor laranja). Verifique também no canto superior à direita da janela do planejamento o valor

da dose máxima global calculada pelo TPS XiO<sup>®</sup>, ou seja, o voxel mais quente da imagem CT (número disposto na cor vermelha).

Norm: Pnt(6600.2 cGy = 100%)  
(X(cm): -0.44, Y(cm): -174.55, Z(cm): 0.28)

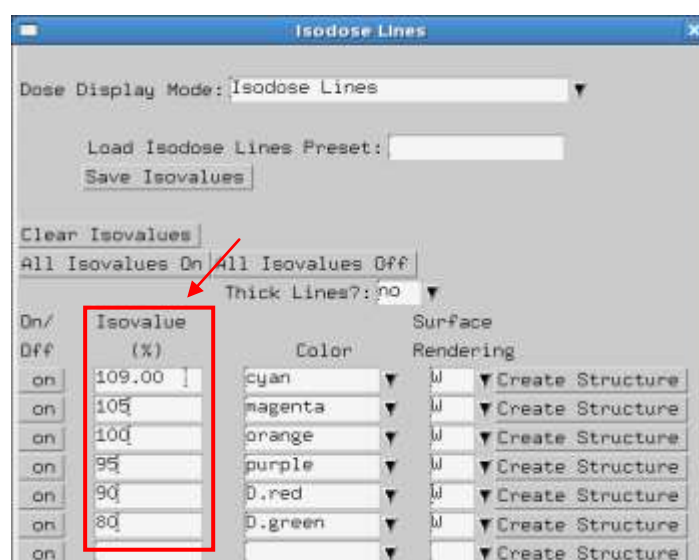
```
ref pnt X(cm): -0.44
      Y(cm): -174.55
      Z(cm): 0.28
      dose(cGy): 6600.2
global max(cGy): 7184.4
local max(cGy): 7063.6
```

Verifique também os pontos quentes presentes nos cortes CT. Estes valores são fornecidos pela dose máxima local (número disposto na cor rosa)

O objetivo do planejamento neste processo é buscar limitar a dose máxima global a 110% do valor da dose prescrita, ou seja, apenas 10% a mais da dose como tolerância.

**12)** Pressione a tecla “I” do teclado. É acionado o parâmetro “Isodose Lines”, ou seja, onde é possível adicionar a distribuição de dose no planejamento.

**12.1.** Divida o valor da dose máxima global pelo valor da dose prescrita, então adicione o resultado da diferença percentual (multiplicado por 100) na primeira opção do parâmetro “Isovalue” (esta será a linha ou superfície de isodose de maior valor). Abaixo desta opção, decresçam os valores para definir as curvas de isodose a serem mostradas no planejamento.



## 12.2. OK.

A distribuição das curvas de isodose será calculada e mostrada sobre o volume de tratamento nos cortes anatômicos do paciente, e podem ser demonstradas também em 3D.

Neste processo do planejamento é necessário averiguar a posição dos pontos quentes na imagem, preocupando-se em mantê-los sobre o PTV. É importante também averiguar a cobertura de linha de isodose de 95% sobre o PTV, cobrindo-o completamente. Estrategicamente, o físico médico planejador pode recorrer a recursos que auxiliem no cumprimento desses fatores, como alterar o peso de contribuição dos campos na entrega de dose, ou mesmo aplicar filtros nos campos. Os passos a seguir mostram como realizar esses procedimentos, e cabe ao físico selecioná-los de maneira inteligente durante o planejamento radioterápico conformacional 3D.

Para modificar o peso dos campos, siga os passos a seguir.

**13)** Pressione a tecla “S” do teclado. É acionado o parâmetro “Setup”, ou seja, uma planilha de feixes, que permite uma única interface para a edição de feixes e segmentos dispostos no planejamento.

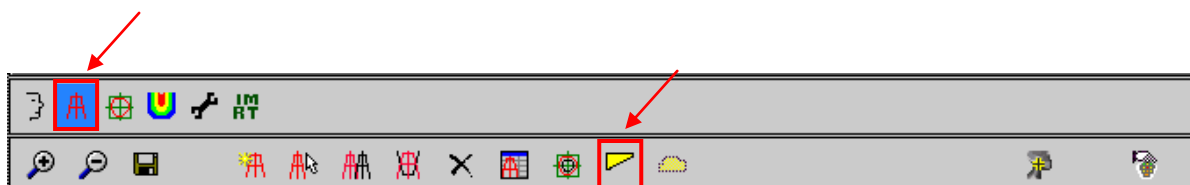
**13.1. Beam Weight:** Acione esta janela e utilize as opções de campo presente em “Weight” para modificar o peso de contribuição nos campos na entrega de dose. A soma do peso dos campos deve ser igual à dose prescrita, ou seja, normalizada no ponto de normalização.



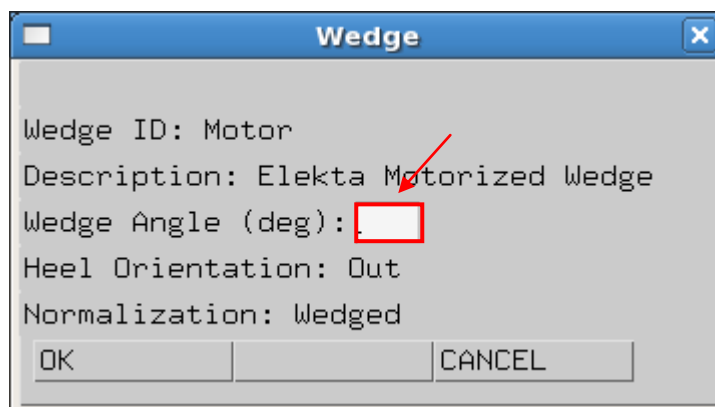
Sempre, quando alterar o peso de contribuição nos campos na entrega de dose, é importante renormalizar os feixes, portanto, quando se utilizar do passo 13) para controlar os pontos ou melhorar a distribuição de isodose, ao final, refaça os passos de 10.4. a 10.8.

Para aplicar filtros nos campos, selecione o campo que deseja aplicar o filtro, e então siga os passos a seguir.

**14) Beam: Wedge:** Selecione a angulação de filtro que desejar.







Se necessário e de acordo com a técnica de planejamento que se está utilizando, ao adicionar o filtro, é preciso alterar a angulação do colimador. Para alterar a angulação do campo em questão, siga os passos a seguir.

**14.1.** Pressione a tecla “S” do teclado. É acionado o parâmetro “Setup”, ou seja, uma planilha de feixes, que permite uma única interface para a edição de feixes e segmentos dispostos no planejamento.

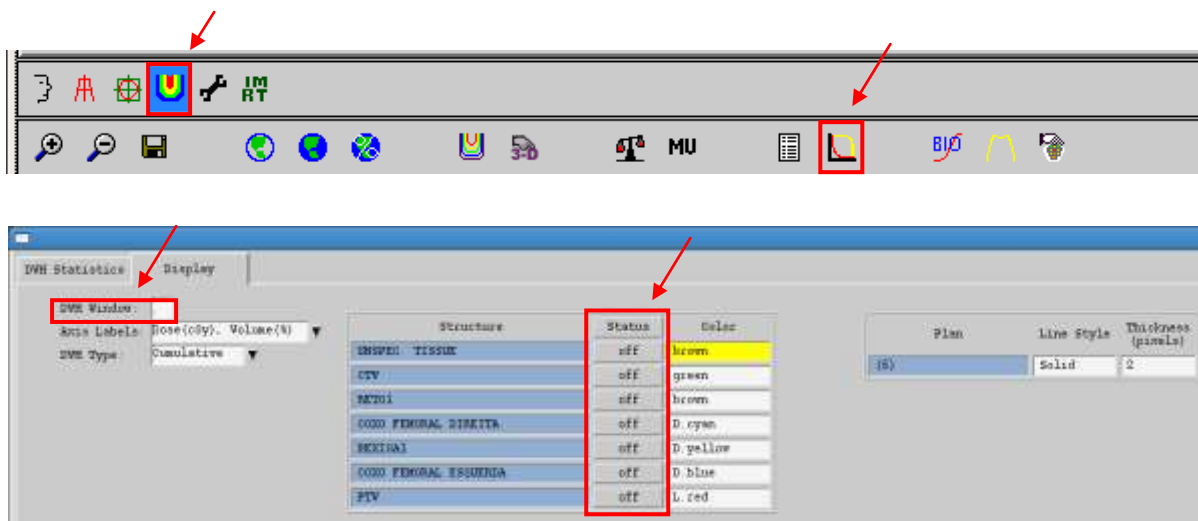
**14.2. Beam:** Acione esta janela e utilize as opções de campo presente e “Coll” para alterar a angulação do campo em questão.



Caso modifique a angulação do colimador no planejamento, é preciso reorganizar a conformação do MLC sobre o PTV. Portanto, sempre ao modificar a angulação do colimador devido ao filtro, refaça o procedimento 9) para formular, novamente, a conformação do campo de irradiação.

Realizados os procedimentos 13) e 14) para otimização do planejamento, é necessário analisar e estudar o Histograma de Dose-Volume, e averiguar a cobertura do PTV, certificando-se que 95% do volume de PTV recebe a dose prescrita. Para dar continuidade ao planejamento, siga os passos a seguir.

### 15) Histogram:



**15.1. Display: DVH Window:** Adicione o número 5, que assim o DVH estará disponível na quinta janela da tela inicial do planejamento. Acione as curvas das estruturas que deseja que apareça no DVH a partir da opção “Status”, clicando sobre os itens “off”.

**15.2. DVH Statistics: Goal Type:** Na estrutura PTV, clique sobre a janela e selecione a opção “Min DVH Dose”. Em “Goal Volume” adicione o valor 95, e em “Goal Dose” o valor da dose prescrita para o planejamento. O resultado mostrado em “Actual” significará o valor de dose que 95% do PTV estará recebendo com as configurações atuais do planejamento.

| DVH Statistics         |             |                |                |                 |              |                 |                  |                 |           |            |
|------------------------|-------------|----------------|----------------|-----------------|--------------|-----------------|------------------|-----------------|-----------|------------|
| Display                |             |                |                |                 |              |                 |                  |                 |           |            |
| Structure              | Volume (cc) | Min Dose (cGy) | Max Dose (cGy) | Mean Dose (cGy) | Goal Type    | Goal Volume (%) | Goal Volume (cc) | Goal Dose (cGy) | Actual    | %Inclusion |
| UNSPEC TISSUE          | 10965.82    | 0.0            | 6694.0         | 759.0           | None         |                 |                  |                 |           | 99.8       |
| CTV                    | 46.13       | 6409.0         | 6689.0         | 6561.0          | None         |                 |                  |                 |           | 100.0      |
| SET01                  | 81.52       | 232.0          | 6661.0         | 5063.8          | None         |                 |                  |                 |           | 100.0      |
| COORD FEMORAL DIREITA  | 173.04      | 101.0          | 5498.0         | 2779.9          | None         |                 |                  |                 |           | 100.0      |
| HEMIFEM                | 191.26      | 1275.0         | 6663.0         | 4885.0          | None         |                 |                  |                 |           | 100.0      |
| COORD FEMORAL ESQUERDA | 168.85      | 100.0          | 5050.0         | 2714.0          | None         |                 |                  |                 |           | 100.0      |
| PTV                    | 178.58      | 6069.0         | 6707.0         | 6532.0          | Min DVH Dose | 95.00           | 169.65           | 6600.0          | 6350.0cGy | 100.0      |

Caso o valor mostrado não seja igual ou maior que a dose prescrita, então é necessário renormalizar os feixes para que o objetivo de entregar a dose prescrita em 95% do PTV seja cumprido. Portanto, siga os passos a seguir.

**16)** Pressione a tecla “S” do teclado. É acionado o parâmetro “Setup”, ou seja, uma planilha de feixes, que permite uma única interface para a edição de feixes e segmentos dispostos no planejamento.

**16.1. Beam Weight: Rescale (Prescribe) Beam Weights:** Surgirá a janela “Rescale Weights”, então preencha os campos requeridos.

**16.2. Prescribe To:** Selecione o parâmetro “Isodose Line”.

**16.3. Isodose Value:** Divida o valor encontrado em “Actual” no passo 15.2 pelo valor da dose prescrita. Adicione o resultado desta divisão.

**16.4. Prescribed Dose:** Adicione a dose que foi prescrita para o tratamento.

**16.5. OK.**

Após renormalizar os feixes em relação às linhas de isodose, refaça os passos de 15) a 15.2 para verificar se o objetivo foi alcançado. Após garantir que 95% do PTV recebem a dose prescrita, é necessário averiguar a quantidade de dose que os órgãos de risco estão recebendo no planejamento. Ainda na janela “DVH Statistics”, siga os passos a seguir.

**17) DVH Statistics: Goal Type:** Nas estruturas referentes aos órgãos de risco do planejamento, clique sobre a janela da respectiva estrutura que se busca analisar e selecione a opção “Max DVH Volume”. Em “Goal Volume” adicione o valor da porcentagem de volume que se pretende averiguar, e em “Goal Dose” o valor da dose limite para o determinado volume em questão. O resultado mostrado em “Actual” significará o valor do volume do órgão de risco que recebe a dose limite, colocada em “Goal Dose”. Se o resultado mostrar-se em uma caixa verde, significa que o resultado é satisfatório, porém, se o resultado mostrar-se em uma caixa vermelha, o resultado é insatisfatório.

| Structure             | Volume (cc) | Min Dose (cGy) | Max Dose (cGy) | Mean Dose (cGy) | Goal Type      | Goal Volume (%) | Goal Volume (cc) | Goal Dose (cGy) | Actual         | Inclusion |
|-----------------------|-------------|----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|------------------|-----------------|----------------|-----------|
| RECTUM                | 81.52       | 341.0          | 6904.0         | 5263.0          | Max DVH Volume | 50.00           | 40.76            | 5000.0          | 54.61%/52.67cc | 100.0     |
| PTV                   | 178.58      | 6309.0         | 6972.0         | 6790.0          | Min DVH Dose   | 95.00           | 169.65           | 6600.0          | 6680 Dose      | 100.0     |
| UTV                   | 46.13       | 6663.0         | 6954.0         | 6836.0          | None           |                 |                  |                 |                | 100.0     |
| COXO FEMURAL DIREITA  | 173.84      | 105.0          | 5653.0         | 3889.0          | Max DVH Volume | 1.00            | 1.73             | 5500.0          | 0.84%/0.07cc   | 100.0     |
| HEXIGA1               | 181.26      | 1305.0         | 6923.0         | 5278.0          | Max DVH Volume | 50.00           | 90.63            | 6500.0          | 39.67%/51.78cc | 100.0     |
| COXO FEMURAL ESQUERDA | 168.85      | 104.0          | 5349.0         | 3923.0          | Max DVH Volume | 1.00            | 1.68             | 5500.0          | 0.80%/0.07cc   | 100.0     |

Caso os valores mostrados pelo TPS XiO<sup>®</sup> não atendam aos valores de limite de dose considerados na Clínica, então é necessário recorrer a recursos estratégicos de planejamento, como alterar o peso de contribuição dos campos no cálculo da dose, ou mesmo adicionar ou retirar campos de tratamento. Caso estes meios sejam necessários, utilize-se dos passos já descritos anteriormente.

É função do físico médico planejador se certificar do melhor planejamento radioterápico conformacional 3D ao paciente, maximizando a dose no volume alvo de tratamento e minimizando a dose em estruturas de risco adjacentes, com propriedade dos parâmetros radiométricos e algoritmos de cálculo escolhidos no planejamento para o cálculo da entrega de dose.

Ao terminar o planejamento, é necessário que o físico médico especialista e o médico radioterapeuta da clínica certifiquem que o planejamento cumpre os requisitos exigidos para o tratamento, como cobertura do PTV e limites de dose das estruturas de risco. Com tudo, o planejamento deve ser salvo e compartilhado com o Sistema de Gerenciamento da Clínica, para que assim possa ser resgatado no servidor da sala de controle do acelerador linear, e então utilizado para o tratamento do paciente.

