

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E INFORMÁTICA
INDUSTRIAL

MARINEI DO ROCIO PACHECO DOS SANTOS

**COMPARAÇÕES ENTRE DOSES PEDIÁTRICAS PERIFÉRICAS PROVENIENTES
DE RADIOTERAPIA CONFORMAL E DE INTENSIDADE MODULADA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2010

MARINEI DO ROCIO PACHECO DOS SANTOS

**COMPARAÇÕES ENTRE DOSES PEDIÁTRICAS PERIFÉRICAS PROVENIENTES
DE RADIOTERAPIA CONFORMAL E DE INTENSIDADE MODULADA**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr

CURITIBA
2010

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

S237c Santos, Marinei do Rocio Pacheco dos
Comparações entre doses pediátricas periféricas provenientes de radioterapia conformal e de intensidade modulada / Marinei do Rocio Pacheco dos Santos. – 2010.
[77] f. : il. ; 30 cm

Orientador: Pedro Miguel Gewehr
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2010.
Bibliografia: p. 65-7

1. Dosímetros. 2. Irradiação. 3. Câncer – Tratamento. 4. Radiação – Dosimetria. 5. Câncer – Radioterapia. 6. Engenharia biomédica. 7. Engenharia elétrica – Dissertações. I. Gewehr, Pedro Miguel, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

Biblioteca Central da UTFPR

Título da Dissertação Nº 536:

**“Comparações entre Doses Pediátricas Periféricas
Provenientes de Radioterapia Conformal e de
Intensidade Modulada”**

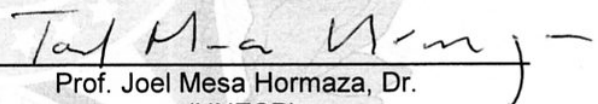
por

Marinei do Rocio Pacheco dos Santos

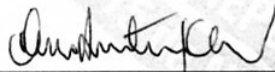
Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba às 10h30min do dia 20 de agosto de 2010. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



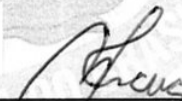
Prof. Pedro Miguel Gewehr, Dr.
(Presidente – UTFPR)



Prof. Joel Mesa Hormaza, Dr.
(UNESP)



Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.
(UTFPR)



Prof. Joaquim Miguel Maia, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

Para André e Júlia.

AGRADECIMENTOS

A Deus pela incrível oportunidade de estar viva e saudável em um momento tão especial.

Ao Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr pela paciência e oportunidade de orientação.

Ao Mestre e amigo Danyel Scheidegger Soboll pela confiança, pelo apoio fundamental, por sua dedicação e por sua presença em todos os momentos desde o início do trabalho.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná por mais uma vez ter me acolhido e ser a instituição responsável por toda a minha formação acadêmica e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial CPGEI pela oportunidade de estudos.

Ao Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer PQRT/INCA do Rio de Janeiro, por ter proporcionado a preparação, o uso e as leituras dos dosímetros termoluminescentes (TLDs) e ao Físico e Mestre Alfredo Viamonte Marin por seu trabalho de leitura dos TLDs e organização dos dados obtidos.

Ao Oncoville em Curitiba, pelo apoio fundamental, cedendo toda a estrutura necessária para a execução desse trabalho e ao Físico Médico Otávio Oliveira, por seu trabalho, sua dedicação e pelo total apoio para a realização das irradiações.

Ao CETAC/INC e ao amigo e Médico Neurocirurgião Dr. Charles Kondageski pelo apoio fundamental no início do trabalho.

À minha amada família pelo apoio incondicional, pela paciência, por acreditar e confiar em mim e pela compreensão nos meus momentos de ausência.

Aos professores da Engenharia Biomédica que contribuíram com a minha formação durante o curso, aos meus amigos de graduação e mestrado pelo apoio e incentivo, aos meus alunos e a todos aqueles que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho.

A todos aqueles que estiveram de alguma forma presentes em minha vida e confiaram em mim ao longo de todo o tempo de mestrado, pela amizade e carinho, pelas palavras de apoio e incentivo.

Plus on connaît, plus on aime.
(DA VINCI, Leonardo, Século XVI).

Quanto mais conhecemos, mais amamos.
(DA VINCI, Leonardo, Século XVI).

RESUMO

SANTOS, Marinei do Rocio Pacheco. Comparações entre doses pediátricas periféricas provenientes de radioterapia conformal e de intensidade modulada. 2010. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

Esta pesquisa apresenta e compara medidas de doses pediátricas periféricas em radioterapia, em regiões de tireóide, coração, mama, abdome, medial de ovários e testículos. Tais doses foram obtidas com TLDs de LiF:Mg,Ti (TLD-100) em pó, posicionados em três objetos simuladores humanóides com tamanhos de crianças de dois, cinco e dez anos, feitos de polietileno de alta densidade e completamente preenchidos com água. Foi empregado um acelerador linear Varian Clinac 600CD para irradiar a cabeça dos três objetos simuladores, com feixes de Raios X produzidos com potencial de 6 MV, com três diferentes planejamentos craniais: (a) IMRT *sliding window* com o colimador multifolhas rotacionado em 0°, (b) IMRT *sliding window* com o colimador multifolhas rotacionado em 90° e (c) planejamento conformal (3D). As doses aplicadas foram de 300 cGy e 600 cGy com cinco campos coplanares para todos os planejamentos. Como resultado deste trabalho observa-se que as doses obtidas para todas as irradiações são muito baixas, quando comparadas aos valores de doses determinísticas para as regiões de maior interesse em proteção radiológica e que IMRT 90° proporciona maior blindagem para a radiação de fuga que se direcionaria para o corpo do paciente, oferecendo vantagens quando comparado com os planejamentos conformal e IMRT 0°.

Palavras-Chave: Doses Periféricas. Dosimetria Pediátrica. IMRT 90°. Radioterapia.

ABSTRACT

SANTOS, Marinei do Rocio Pacheco. Comparison study between pediatric peripheral doses from conformal and intensity modulated radiation therapy. 2010. 77 f. Dissertação (Mestrado Em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2010.

This research presents and compares peripheral pediatric doses measurements in radiation therapy, for of thyroid, heart, breast, abdomen, ovaries and testicles regions, obtained with TLD LiF: Mg, Ti (TLD-100) powder, placed on three humanoid phantoms with sizes of children as two, five and ten years old, made of high density polyethylene and completely filled with water. It at linear accelerator Varian Clinac 600CD was employed to irradiate the heads of the three phantoms, with X-rays beams generated by a potential of 6 MV, with three different skull plannings: (a) IMRT sliding window with multileaf collimator rotated 0° , (b) IMRT sliding window with the multileaf collimator rotated 90° and (c) conformal planning (3D). The doses applied were 300 cGy and 600 cGy with five coplanar fields for all cares planning. The results show that the doses obtained for the all irradiations are very low compared to deterministic dose values deterministic for the regions of greater interest in radiological protection and that IMRT 90° provides more shielding for leakage radiation which would be directed to patient's body, offering advantages when compared to conformal planning and IMRT 0° .

Keywords: Peripheral Doses. Pediatric Dosimetry. IMRT 90° . Radiation Therapy.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| FIGURA 1A - PLANEJAMENTO CONFORMAL..... | 24 |
| FIGURA 1B - PLANEJAMENTO IMRT..... | 24 |
| FIGURA 2 - CONTORNOS COM OS COLIMADORES MULTIFOLHAS PARA CADA CAMPO..... | 25 |
| FIGURA 3 - SIMULADOR DE MODELO HUMANÓIDE FEITO DE ACRÍLICO E ÁGUA..... | 31 |
| FIGURA 4- OBJETOS SIMULADORES UTILIZADOS NOS EXPERIMENTOS..... | 33 |
| FIGURA 5 - REGIÕES ANATÔMICAS PARA OS TLDS E MEIO DA DAP..... | 34 |
| FIGURA 6- EXEMPLO DE ORGANIZAÇÃO DAS EMBALAGENS DOS TLDS UTILIZADOS NO TRABALHO..... | 34 |
| FIGURA 7 - PLANEJAMENTO CONFORMAL..... | 36 |
| FIGURA 8 - PLANEJAMENTO IMRT 0°..... | 37 |
| FIGURA 9 - PLANEJAMENTO IMRT 90°..... | 38 |
| FIGURA 10A -VISTA LATERAL DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS..... | 39 |
| FIGURA 10B -VISTA SUPERIOR DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS..... | 39 |
| FIGURA 11A -VISTA LATERAL DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS..... | 40 |
| FIGURA 11B -VISTA SUPERIOR DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS..... | 40 |
| FIGURA 12A -VISTA LATERAL DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS..... | 40 |
| FIGURA 12B -VISTA SUPERIOR DO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS..... | 40 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|---|----|
| GRÁFICO 1 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS PLANEJAMENTOS NO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS..... | 42 |
| GRÁFICO 2 - DOSES PERIFÉRICAS E O GIRO DO COLIMADOR EM IMRT NO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS | 42 |
| GRÁFICO 3 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS PLANEJAMENTOS NO OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS | 43 |
| GRÁFICO 4 - DOSES PERIFÉRICAS E O GIRO DO COLIMADOR EM IMRT NO OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS | 44 |
| GRÁFICO 5 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS PLANEJAMENTOS NO OBJETO SIMULADOR DOIS ANOS | 45 |
| GRÁFICO 6 - DOSES PERIFÉRICAS E O GIRO DO COLIMADOR EM IMRT NO OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS | 46 |
| GRÁFICO 7 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES NO PLANEJAMENTO CONFORMAL | 47 |
| GRÁFICO 8 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES NO PLANEJAMENTO IMRT 0° | 48 |
| GRÁFICO 9 - DOSES PERIFÉRICAS PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES NO PLANEJAMENTO IMRT 90° | 49 |
| GRÁFICO 10 - DOSES PERIFÉRICAS EM TIREÓIDE PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES | 50 |
| GRÁFICO 11 - DOSES PERIFÉRICAS EM CORAÇÃO PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES | 51 |
| GRÁFICO 12 - DOSES PERIFÉRICAS EM MAMA PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES..... | 52 |
| GRÁFICO 13 - DOSES PERIFÉRICAS EM ABDOME PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES | 53 |
| GRÁFICO 14 - DOSES PERIFÉRICAS EM MEDIAL DE OVÁRIOS PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES..... | 54 |
| GRÁFICO 15 - DOSES PERIFÉRICAS EM TESTÍCULOS PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES..... | 55 |
| GRÁFICO 16 - DOSES PERIFÉRICAS OBTIDAS EM IMRT 0° E IMRT 90° PARA OS TRÊS TAMANHOS DE OBJETOS SIMULADORES. | 56 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| TABELA 1 - DOSES E EFEITOS DETERMINÍSTICOS NO TEMPO PARA TECIDOS ADULTO E FETO..... | 27 |
| TABELA 2 - METADE DAS DISTÂNCIAS ÂNTERO-POSTERIORES (DAP) DOS TRÊS OBJETOS SIMULADORES..... | 33 |
| TABELA 3 - DOSES PERIFÉRICAS OBTIDAS PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS..... | 41 |
| TABELA 4 - DOSES PERIFÉRICAS OBTIDAS PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS..... | 43 |
| TABELA 5 - DOSES PERIFÉRICAS OBTIDAS PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS..... | 45 |
| TABELA 6 - RAZÕES IMRT 0°/CONFORMAL E TAMANHOS DOS OBJETOS SIMULADORES..... | 58 |
| TABELA 7 - RAZÕES IMRT 90°/CONFORMAL E TAMANHOS DOS OBJETOS SIMULADORES..... | 59 |
| TABELA 8 - RAZÕES IMRT 90°/ IMRT 0° E TAMANHOS DOS OBJETOS SIMULADORES..... | 59 |
| TABELA 9 - DOSES PERIFÉRICAS TOTAIS NAS REGIÕES ANATÔMICAS PARA O TAMANHO DEZ ANOS..... | 61 |
| TABELA 10 - DOSES PERIFÉRICAS TOTAIS NAS REGIÕES ANATÔMICAS PARA O TAMANHO CINCO ANOS..... | 62 |
| TABELA 11 - DOSES PERIFÉRICAS TOTAIS NAS REGIÕES ANATÔMICAS PARA O TAMANHO DOIS ANOS..... | 62 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|------|------------------------|
| cGy | centigray |
| C/kg | coulomb por quilograma |
| D | dose absorvida |
| Gy | gray |
| J/kg | joule por quilograma |
| mGy | miligrays |
| MeV | Megaeletronvolts |
| X | Exposição |

LISTA DE ACRÔNIMOS

| | |
|-------|---|
| ALARA | <i>As Low As Reasonably Achievable</i> (Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível) |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Atômica e Nuclear |
| INCA | Instituto Nacional de Câncer |
| IPEN | Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares |

LISTA DE SIGLAS

| | |
|-------|---|
| 3D | Radioterapia Conformal ou Tridimensional |
| CT | <i>Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada) |
| DAP | Distância Ântero-Posterior |
| DNA | <i>Desoxiribonucleic acid</i> (Ácido Desoxirribonucleico) |
| ICRP | <i>International Commission on Radiological Protection</i> (Comissão Internacional de Proteção Radiológica) |
| IMRT | <i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i> (Radioterapia de Intensidade Modulada) |
| MLC | <i>Multileaf Collimator</i> (Colimadores Multifolhas) |
| MRI | <i>Magnetic Resonance Imaging</i> (Imagem por Ressonância Magnética) |
| PET | <i>Positron Emission Tomography</i> (Tomografia por Emissão de Pósitrons) |
| PQRT | Programa de Qualidade em Radioterapia |
| RSNA | <i>Radiological Society of North America</i> (Sociedade Radiológica da América do Norte) |
| SPECT | <i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> (Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único) |
| TLDs | <i>Thermoluminescent Dosimeters</i> (Dosímetros Termoluminescentes) |
| UM | Unidades Monitor |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 17 |
| 1.1 MOTIVAÇÕES | 18 |
| 1.2 OBJETIVOS | 19 |
| 1.2.1 Objetivo Geral..... | 19 |
| 1.2.2 Objetivo Específico..... | 19 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA | 20 |
| 2.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS..... | 20 |
| 2.1.1 Câncer e Tratamentos | 20 |
| 2.1.2 Tecnologia em Radioterapia | 21 |
| 2.1.3 Planejamento e Técnicas Radioterápicas | 22 |
| 2.1.4 Colimadores Multifolhas | 25 |
| 2.1.5 Proteção Radiológica | 26 |
| 2.1.6 Dosimetria..... | 28 |
| 2.1.7 Dosímetros Termoluminescentes..... | 29 |
| 2.1.8 Doses Periféricas..... | 29 |
| 2.2 REVISÃO DA LITERATURA | 29 |
| 3 METODOLOGIA..... | 32 |
| 3.1 MATERIAIS E PLANEJAMENTOS | 32 |
| 3.1.1 Materiais | 32 |
| 3.1.2 Planejamentos | 35 |
| 3.2 IRRADIAÇÕES..... | 38 |
| 3.2.1 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Dez Anos | 38 |
| 3.2.2 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos | 39 |
| 3.2.3 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Dois Anos | 40 |
| 4 RESULTADOS | 41 |
| 4.1 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS..... | 41 |
| 4.2 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS | 43 |
| 4.3 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS | 44 |
| 4.4 COMPARAÇÕES DAS DOSES ENTRE OS TRÊS TAMANHOS DE MODELOS..... | 46 |
| 4.5 COMPARAÇÕES DAS DOSES ENTRE AS REGIÕES ANATÔMICAS | 49 |
| 4.5.1 Tireóide..... | 50 |
| 4.5.2 Coração | 50 |
| 4.5.3 Mama | 51 |
| 4.5.4 Abdome..... | 52 |
| 4.5.5 Medial deOvários..... | 53 |
| 4.5.6 Testículos..... | 54 |
| 4.6 COMPARAÇÕES DAS DOSES E O GIRO DO COLIMADOR..... | 55 |
| 5 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES | 57 |
| 5.1 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS..... | 57 |

| | |
|---|----|
| 5.1.1 Planejamentos | 57 |
| 5.1.2 Regiões Anatômicas | 60 |
| 5.1.3 Tamanhos dos Objetos Simuladores..... | 63 |
| 5.2 CONCLUSÕES | 64 |
| 5.3 TRABALHOS FUTUROS | 64 |
| REFERÊNCIAS..... | 66 |
| ANEXOS | 68 |

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano é composto por estruturas biológicas altamente complexas. Os tipos celulares e teciduais que o compõem são diversos. Por vezes e por vários fatores algumas células podem se tornar cancerígenas. Uma das formas de tratamento contra tumores consiste na aplicação de radiações ionizantes sobre ou dentro deles. Porém, cada tipo celular responde de forma diferente, sendo mais ou menos resistentes ao procedimento. Ao aplicar radiações ionizantes para o controle tumoral torna-se imprescindível otimizar a razão risco/benefício a que o paciente é submetido, pois, muitos tecidos saudáveis adjacentes ou não à região irradiada acabam por também receber doses em maior ou menor quantidades, podendo gerar de imediato ou a longo prazo lesões radioinduzidas (IPEN, 2002)¹.

A radioterapia para tumores pediátricos requer maior atenção, pois a quantidade de dose que esses pacientes recebem pode influenciar em uma possível segunda manifestação cancerosa. Nos últimos quarenta anos o progresso nos tratamentos do câncer infantil cresceu de forma bastante significativa. Segundo o Instituto Nacional de Câncer INCA (2010)² em torno de 70% das crianças com câncer podem ser curadas quando o diagnóstico é precoce e elas recebam tratamentos adequados, com a vantagem de ter boa qualidade de vida após os tratamentos.

A radiação espalhada para fora do volume de tratamento pode ser mais significativa para as crianças que para os adultos, pois o corpo e as distâncias entre volume de tratamento e de órgãos de risco são menores em idade pediátrica do que em um adulto. As estimativas das taxas de indução de malignidades secundárias podem ser obtidas por meio de dados de risco publicadas, por exemplo, nas recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) (ICRP 103, 2007)³. Essas estimativas usualmente apontam para um risco elevado de câncer secundário após radioterapia de intensidade modulada IMRT (*Intensity Modulated Radiotherapy*). As estimativas de riscos variam dependendo da técnica e da energia utilizadas, em relação aos planejamentos radioterápicos convencionais (LOMAX, 2008)⁴.

1.1 MOTIVAÇÕES

São estimados mais de 9.000 novos casos de câncer infanto-juvenil por ano, no Brasil, segundo o INCA (2010)². Lopes e colaboradores (2000)⁵ afirmam que pessoas que têm histórico de câncer pediátrico possuem 10 a 20 vezes mais chances de desenvolver um segundo tumor maligno, quando comparadas com as pessoas saudáveis e entre 3% e 12% desses pacientes desenvolvem esse segundo câncer antes dos 20 anos de idade. A razão para estes efeitos acentuados está relacionada ao aumento da susceptibilidade do tecido exposto aos efeitos da terapia em idade mais jovem aliada à maior taxa de proliferação celular durante os primeiros estágios do desenvolvimento do paciente. Em pacientes pediátricos torna-se ainda mais importante os cuidados relativos às irradiações, pois, não é apenas a taxa de cura que é diferenciada entre crianças e adultos no que diz respeito à radioterapia, mas é também a maior radiosensibilidade das crianças para a maioria dos tipos de câncer (LOMAX, 2008)⁴.

Segundo Monteiro (2003)⁹ entre 1980 e 1997, 817 jovens menores de quinze anos morreram por causa de tumores de encéfalo no Brasil. O desenvolvimento de novos tratamentos para o câncer pediátrico progrediu de forma intensa nos últimos quarenta anos. Assim como no Canadá e Estados Unidos, o câncer infanto-juvenil é a segunda causa da mortalidade entre um e dezenove anos, em todas as regiões do país (MONTEIRO, 2003)⁹.

Atualmente há um crescente interesse em utilizar radioterapia de intensidade modulada em pacientes pediátricos por apresentar menor toxicidade tardia e oferecer um significativo controle da irradiação sobre a área do tumor (MANSUR, 2007)⁶. Porém, há dúvidas a respeito das doses que atingem as regiões periféricas à região de tratamento, pois, a IMRT utiliza maior quantidade de unidades monitor (UM), quando comparada à radioterapia conformal (3D). Isto poderia aumentar as doses periféricas em pontos de riscos como tireóide, mamas, coração, abdome ovários e testículos que são regiões de grande importância para a proteção radiológica. Portanto, realizar estudos dosimétricos diversos em radioterapia pediátrica é conhecer os limiares de doses tumorais e garantir que elas se tornem cada vez mais seguras e eficientes para tais pacientes (KLEIN, 2006)⁷.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é estudar doses periféricas, que atingem algumas das regiões de interesse para a proteção radiológica, em objetos simuladores pediátricos submetidos à radioterapia de cabeça com os planejamentos conformal e de intensidade modulada.

1.2.2 Objetivo Específico

- Medir e comparar doses periféricas pediátricas em tireóide, coração, mama, centro do abdome, medial de ovários e testículos;
- Utilizar dosímetros termoluminescentes TLDs (*thermoluminescent dosimeters*) de LiF:Mg,Ti em pó (TLD-100);
- Utilizar objetos simuladores humanóides com tamanhos de crianças de dois, cinco e dez anos feitos de polietileno de alta densidade preenchidos com água;
- Utilizar planejamentos conformal (3D) e de IMRT na modalidade *sliding window*.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta os elementos teóricos de fundamental importância para a compreensão do estudo em questão como: câncer, tecnologia em radioterapia, proteção radiológica e radiobiologia. Posteriormente são apresentadas informações referentes a trabalhos que foram publicados acerca do tema proposto.

2.1 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1.1 Câncer e Tratamentos

Mitoses desordenadas são causadoras de neoplasias que podem ser benignas ou não. Quando o organismo perde o controle sobre essas proliferações e se essas células forem mutagênicas formam-se os tumores malignos. Em muitos casos esses tumores crescem rapidamente e o organismo não consegue eliminá-los, produzindo o que se denomina câncer. Há várias formas de neoplasias uma vez que existem diversos tipos celulares para cada tecido. Outras características que fazem com que tumores malignos sejam diferentes entre si são a velocidade com que as células se multiplicam e a capacidade que as mesmas têm de invadir tecidos e órgãos vizinhos ou distantes. É chamado de tumor primário aquele cuja localização e origem são bem definidas. Metástases são tumores originados e desenvolvidos em outras regiões, a partir do tumor primário, e que surgem por meio da disseminação do câncer por via linfática ou hematogênica. Alguns dos fatores que contribuem para a expansão do câncer são o envelhecimento da população que, quando somado às ações de melhorias na saúde, no sentido de evitar a morte prematura por doenças infecciosas ou parasitária, fazem aumentar o tempo de vida, fazendo com que as pessoas se exponham mais a fatores de riscos que auxiliam no desencadear de processos tumorais (INCA, 2010)².

Os tumores malignos são responsáveis por elevadas taxas de morbidade e mortalidade. A previsão do Instituto Nacional do Câncer é de 489.270 novos casos em 2010, para os “cânceres mais frequentes entre os brasileiros: próstata, mama feminina, colo de útero, traquéia, brônquio e pulmão, estômago, cólon e reto, cavidade oral, esôfago, leucemias e pele

melanoma” (INCA, 2009)⁸. A tecnologia médica avançou significativamente no decorrer do século XX e os tratamentos para tumores malignos obtiveram um êxito bastante expressivo nessa evolução. As descobertas realizadas pela ciência nos últimos anos não apenas elucidaram o mecanismo fundamental da doença, como também desenvolveram terapias capazes de eliminar os tumores da grande maioria dos pacientes (INCA, 2010)². Alguns dos principais tipos de tratamentos utilizados são: a quimioterapia, a remoção cirúrgica do tumor, o transplante de medula óssea e a radioterapia que faz uso das radiações ionizantes para o tratamento de muitos tipos de câncer e algumas doenças benignas. As radiações ionizantes são aquelas que possuem energia suficiente para remover elétrons orbitais de átomos neutros (SALVAJOLI, 1999)¹⁰.

2.1.2 Tecnologia em Radioterapia

Segundo a Sociedade Norte Americana de Radiologia RSNA (*Radiological Society of North America*)¹¹ cerca de 50 a 60 por cento dos pacientes com câncer são tratados com radioterapia em algum momento da doença. A radioterapia é uma forma de tratamento que elimina o câncer ou evita que suas células se proliferem e é utilizada na Medicina desde o final do século XIX. Ela se beneficia do fato de conseguir destruir células tumorais com o menor dano possível às células saudáveis adjacentes, que são responsáveis pela reconstrução da região afetada. Seu mecanismo de ação consiste em entregar radiação ionizante nos tecidos e esta energia é transferida para as células destruindo os tumores. Uma das formas mais utilizadas de radioterapia é a teleterapia.

Antes de tratar os tumores são realizados planejamentos. As duas formas atuais de planejamentos radioterápicos, e de interesse para este trabalho, são o conformal e o de IMRT. O conformal consiste em um planejamento tridimensional, utilizando imagens tomográficas e colimando os feixes de forma a contornar o tumor, para cada um dos campos considerados. O planejamento por IMRT é um modelo específico de planejamento conformal, e significa que a entrega da dose é realizada de forma a preservar o máximo possível dos tecidos saudáveis circunvizinhos, utilizando para isso movimentos independentes e constantes dos colimadores multifolhas (KHAN, 2003, p. 403)¹².

Por causa dos grandes valores de intensidade de feixe utilizados em radioterapia, é obrigatório determinar a localização precisa do tumor. Chama-se volume tumor a região do

volume palpável ou visível através de imagens de diagnóstico. O volume de tecido que engloba o tumor mais uma margem de segurança é chamado de volume alvo, que é também denominado volume alvo biológico. O volume tratado é a região, também chamada de volume alvo móvel, que é a região com a dose mínima necessária para uma determinada técnica de tratamento (WEBB, 1993, p. 13)¹³. É possível prever as quantidades de doses que chegarão aos diversos tecidos adjacentes e no próprio tumor utilizando cartas de isodoses. Uma carta de isodose, para um determinado planejamento, consiste em uma família de pontos de mesma dose que representam a variação de dose em função da profundidade e distância transversal do eixo central do feixe (KHAN, 2003, p. 405)¹².

2.1.3 Planejamento e Técnicas Radioterápicas

A primeira etapa da radioterapia é o planejamento, com a localização precisa do tumor e de toda a região irradiada. Para tanto, o conjunto de procedimentos realizados é a localização do volume tumor e volume alvo de planejamento, a distribuição da dose para cada campo de irradiação e a proteção de regiões de maiores riscos. Para a realização do planejamento são utilizadas imagens radiológicas, além de programas de computador específicos para esta finalidade.

Diversas técnicas radioterápicas foram e estão sendo desenvolvidas para determinar os campos de irradiações e os seus contornos, bem como a composição da distribuição das curvas de isodoses, fazendo com que as doses absorvidas sejam uniformes nas profundidades desejadas. Para isso é comum dividir a região irradiada em dois ou mais campos (WEBB, 1993, p. 12)¹³.

2.1.3.1 Planejamento Conformal

O impacto da tomografia computadorizada desenvolvida em 1972 apresentou um avanço significativo também à radioterapia. As informações tridimensionais fornecidas por este exame são amplamente utilizadas nos planejamentos radioterápicos modernos. Radioterapia conformal significa dar forma tridimensional (3D) para o volume alvo a ser

irradiado, diferentemente do que acontecia anteriormente, quando radiografias eram utilizadas para delinear as curvas de isodoses (WEBB, 1993, p. 13)¹³.

Os primeiros tratamentos utilizando planejamentos conformais foram realizados nos Estados Unidos por volta de 1984. Atualmente utilizam-se também as tecnologias de ressonância magnética e tomografia por emissão de pósitrons PET (*positron emission tomography*) para planejamentos tridimensionais. Para moldar a entrega dos feixes ionizantes para os pacientes são utilizados blocos colimadores projetados para cada campo irradiado ou ainda, colimadores multifolhas, presentes nos modernos aceleradores lineares. Isso permite que os campos de irradiação tomem formas irregulares para cada região irradiada. O acompanhamento no decorrer dos vários dias de tratamento é realizado por meio de portais, que são as radiografias desses campos, realizadas no próprio acelerador linear (WEBB, 1993, p. 14)¹³.

O planejamento é realizado alimentando um programa dedicado com imagens tomográficas e depois que o volume tumor é delineado, passa-se a contornar a região a ser irradiada, em cada um dos cortes tomográficos onde apareça alguma área de interesse. São fornecidas as doses totais que devem ser entregadas, informações sobre os campos que serão utilizados, e depois disso, automaticamente o sistema fornece o planejamento, as curvas de isodoses e todos os parâmetros para a realização do tratamento (WEBB, 1993, p. 15)¹³.

2.1.3.2 Planejamento com Intensidade Modulada

A radioterapia com intensidade modulada (IMRT) pode ser considerada como uma forma de radioterapia conformal. Na década de 1960 tratamentos pré IMRT eram realizados utilizando blocos colimadores. Vários grupos em todo o mundo têm descrito há décadas o uso de compensadores de tecido para a construção de feixes de intensidade modulada para melhorar a homogeneidade das doses. A história moderna da IMRT é de apenas pouco mais de duas décadas. Ela remonta aos conceitos introduzidos primeiramente por Brahme em 1988, sobre o planejamento inverso em radioterapia, que cria, a partir da prescrição da dose ideal, a melhor resposta para cada problema (WEBB, 2001, p. 1)¹⁴.

A IMRT possui atualmente posição de destaque, pois (a) há a necessidade em aproximadamente 30% dos casos clínicos que as doses sejam côncavas, isto é, que elas contornem o tumor de forma assimétrica. (b) A radioterapia de intensidade modulada oferece

um significativo controle sobre o volume do tumor, sem comprometer as estruturas adjacentes saudáveis. (c) A possibilidade de se utilizar imagens médicas tridimensionais em quatro diferentes modalidades, tomografia computadorizada, ressonância magnética, tomografia por emissão de pósitrons e tomografia computadorizada por emissão de fóton único, pode determinar com maior precisão a geometria do alvo e as estruturas saudáveis adjacentes. (d) O controle de qualidade para técnicas de verificação e entrega dos feixes para IMRT está sendo desenvolvido por diversos centros de pesquisa em todo o mundo há quase duas décadas e são os principais argumentos favoráveis à utilização da IMRT (WEBB, 2001, p. 5)¹⁴.

O argumento contra a IMRT é que esse tipo de tratamento é potencialmente nocivo, pois a quantidade de unidades monitor é muito alta quando comparada aos métodos tradicionais. Isto é apresentado como uma razão para não explorar mais a IMRT. Porém, modulando o volume para altas doses com IMRT é possível reduzir tanto os erros de localização dos volumes irradiados como as doses aplicadas nos tecidos saudáveis adjacentes, que irão recuperar de forma mais rápida a região total irradiada. Segundo Webb (2001, p. 1)¹⁴ a IMRT apresenta maiores benefícios para tratamentos em adultos, apesar da maior quantidade de unidades monitor, quando comparado com o tratamento conformal. As Figuras 1a e 1b apresentam uma comparação entre as técnicas conformal e de intensidade modulada em relação à forma de entrega das doses, para o exemplo de um campo de tratamento. É possível notar que os contornos das figuras são idênticos, porém, para o planejamento conformal a dose é igual para todas as regiões da figura, representado apenas pelo branco da imagem, enquanto que para a IMRT há uma modulação de doses para cada região de interesse. Os níveis de cinzas indicam as diferentes quantidades de doses entregadas, onde, quanto mais escuro o tom de cinza maior a dose recebida naquela região.

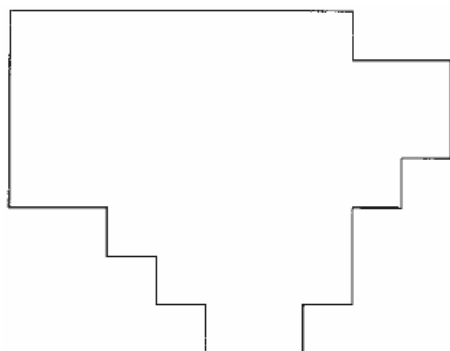


Figura 1a - Planejamento Conformal
Fonte: WEBB (2001, p. 2)¹⁴.

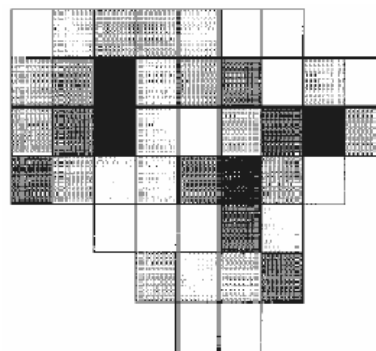


Figura 1b – Planejamento IMRT
Fonte: WEBB (2001, p. 2)¹⁴.

2.1.4 Colimadores Multifolhas

Os colimadores multifolhas (*Multileaf Collimator* - MLC) foram concebidos para substituir os pesados blocos que são utilizados na conformação dos campos radioterápicos. A oferta de vários modelos de aceleradores lineares com esses colimadores pelos diversos fabricantes faz com que sua utilização cresça a cada ano por sua facilidade de se adaptar aos mais diversos modelos de campos de maneira quase instantânea, apesar de ainda existirem questionamentos sobre sua real capacidade de entregar as doses corretas, quando comparados aos blocos (WEBB, 2001, p. 20)¹⁴. A Figura 2 mostra quatro diferentes colimações utilizando o MLC, de forma a contornar de maneira irregular o local irradiado, preservando assim as regiões saudáveis adjacentes ao tumor.



Figura 2 – Contornos com os Colimadores Multifolhas, para Cada Campo
Fonte: Varian (2009)¹⁶.

2.1.5 Proteção Radiológica

A proteção radiológica nasceu como consequência dos diversos casos de acidentes e exposições às radiações ionizantes causando prejuízos à saúde. Portanto, os estudos e leis de radioproteção são feitos visando proteger os seres vivos e o ambiente, regulamentando e limitando o uso das radiações em condições aceitáveis (ICRP, 2010)¹⁵. Limites de exposições às radiações ionizantes e normas de radioproteção foram introduzidos no início do século XX, quando os riscos potenciais da radiação foram reconhecidos. Um dos primeiros órgãos a trabalhar para a radioproteção mundial foi a Comissão Internacional de Proteção Radiológica que continua a atuar através de suas séries de publicações (KHAN, 2003, p. 820)¹². No Brasil o órgão principal responsável pela proteção radiológica é a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear).

2.1.5.1 Radiobiologia

Algum tempo após a descoberta das radiações ionizantes foram observados efeitos biológicos produzidos no organismo humano por causa das altas energias por elas transportadas. Esses efeitos são resultantes da interação dessas radiações com os átomos e as moléculas presentes no tecido biológico. Durante essas interações ocorrem excitação e ionização dos átomos, resultante da transferência de energia da radiação para a matéria. Seguindo este fenômeno físico, ocorre o fenômeno químico que consiste nas rupturas das ligações químicas das biomoléculas. Em seguida aparecem os fenômenos bioquímicos e fisiológicos e após um intervalo de tempo variável podem aparecer lesões, que podem ser celulares, teciduais ou, de forma mais ampla, em todo o corpo. O organismo possui grande capacidade de recuperação após sofrer irradiações e muitas vezes os efeitos não chegam a tornarem-se visíveis ou detectáveis (WEBB, 2001, p. 32)¹⁴.

2.1.5.2 Efeitos Deletérios das Radiações Ionizantes

Os vários tecidos biológicos respondem de forma diferente às irradiações. Os principais efeitos deletérios causados a esses tecidos e de interesse para o presente trabalho são os efeitos estocásticos, determinísticos, somáticos e hereditários.

Os efeitos estocásticos podem ocorrer quando células acumulam durante longo prazo os efeitos causados pela ação deletéria das radiações ionizantes. Não há um limiar de dose para que esses efeitos ocorram, eles são probabilísticos e podem ocorrer depois de vários anos recebendo irradiações. Os efeitos determinísticos, ao contrário, ocorrem por causa de um limite de dose, isto é, acima desse limite há certeza de lesão para o tecido irradiado. Os intervalos de limites de doses determinísticas são conhecidos para cada tipo celular (WEBB, 2001, p. 35)¹⁴. A Tabela 1 mostra valores de efeitos determinísticos para adultos e feto.

Tabela 1 - Doses e Efeitos Determinísticos no Tempo para Tecidos Adulto e Feto - 2005

| Órgão ou Tecido | Dose em menos de dois dias (Gy) | Efeito Determinístico | |
|------------------------------|---------------------------------|-------------------------|---------------------|
| | | Tipo de Efeito | Tempo de Ocorrência |
| Corpo inteiro (medula óssea) | 1 | Morte | 1 -2 meses |
| Pulmão | 6 | Morte | 2 – 12 meses |
| Pele | 3 | Eritema | 1 – 3 semanas |
| Tireóide | 5 | Hipotireoidismo | Primeiro ano |
| Cristalino | 2 | Catarata | 6 meses |
| Gônadas | 3 | Esterilidade Permanente | Semanas |
| Feto | 0,1 | Teratogenese | - |

Fonte: CNEN (2005)¹⁷.

Efeito somático para a radiobiologia é qualquer efeito causado por radiações ionizantes e que ocorrem no corpo da pessoa que sofreu a irradiação, diferentemente do efeito hereditário ou genético, que, afetando e causando mutações no DNA das células germinativas da pessoa irradiada, fará com que essa pessoa futuramente produza descendentes com problemas somáticos (WEBB, 2001, p. 33)¹⁴.

2.1.5.3 Radiossensibilidade e Radiocurabilidade

Segundo Salvajoli (1999)¹⁰, a velocidade com que ocorre a regressão tumoral demonstra o grau de sensibilidade que um determinado tumor apresenta às radiações. Essa sensibilidade depende da sua origem celular, oxigenação, grau de diferenciação e a forma clínica que é apresentada. Ela também está relacionada com o momento da vida em que a célula se encontra. Células tumorais estão em constante mitose o que facilita a ação dos danos deletérios causados pelas radiações ionizantes.

Radiocurabilidade significa que a dose curativa da radiação pode ser aplicada regularmente sem lesões excessivas para os tecidos saudáveis adjacentes ao tumor. A determinação da dose de tratamento depende da comparação entre a possibilidade de cura clínica e a possibilidade de regeneração tecidual e depende também da finalidade do tratamento. A curabilidade local só é atingida quando a dose de radiação aplicada é letal para todas as células tumorais sem ultrapassar a tolerância dos tecidos normais circunvizinhos (SALVAJOLI, 1999, p. 34)¹⁰.

2.1.6 Dosimetria

Em radiações ionizantes destaca-se a dose absorvida (D), que é a razão entre a energia absorvida pelo tecido e a massa desse tecido. É medida em joule por quilograma (J/kg), que recebe a denominação especial de gray (Gy) (KHAN, 2003, p. 150)¹². O submúltiplo utilizado para valores de doses neste trabalho será o centigray (cGy).

Os instrumentos de medidas utilizados em dosimetria aqui apresentados são a câmara de ionização e o dosímetro termoluminescente. As câmaras de ionização medem ionização, isto é, cargas elétricas em um volume de ar de massa conhecida, portanto, medem a exposição deste ar às radiações ionizantes (KHAN, 2003, p. 150)¹². Segundo Scaff (1997, p. 66)¹⁸ exposição (X) é a soma de todas as cargas elétricas de mesmo sinal produzidas no ar por causa da radiação ionizante recebida e é medida em C/kg (coulomb por quilograma).

2.1.7 Dosímetros Termoluminescentes

Os dosímetros termoluminescentes (TLDs) são cristais dopados com impurezas ou com defeitos em sua rede. Essas impurezas ou imperfeições estão associadas às armadilhas, ou níveis de energia, que estão localizadas em uma banda proibida. Essas impurezas fazem com que o material possa armazenar informações das energias recebidas pela irradiação. Durante o aquecimento desse material ele produz luminescência que é proporcional à quantidade de radiação recebida (SCAFF, 1997, p. 72)¹⁸.

2.1.8 Doses Periféricas

Ao utilizar radiações ionizantes para os tratamentos tumorais é fundamental observar e otimizar os riscos e benefícios, conforme prescreve o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) que exige a utilização de doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Em todo planejamento ocorre dos tecidos normais sofrerem danos devido à radiação. Macedo e Almeida (2006)¹⁹ explicam que o espalhamento dos feixes no colimador contribui para as doses periféricas, isto é, as doses de radiações ionizantes que atingem tecidos em regiões afastadas àquela que são irradiadas, como por exemplo, tireóide e gônadas, quando se irradia o encéfalo. O trabalho de Macedo e Almeida aponta que quanto menor a abertura do colimador maior a contribuição da radiação de fuga do cabeçote e radiação espalhada nos colimadores.

2.2 REVISÃO DA LITERATURA

Com o avanço constante das novas tecnologias em radioterapia é importante conhecer e acompanhar as doses que chegam tanto ao local da irradiação como em todas as regiões periféricas do corpo do paciente. Os primeiros tratamentos com IMRT em adultos foram realizados a partir de 1990 e em crianças a partir de 2002 (LOMAX, 2008)⁴. Existem dados catalogados de doses periféricas para a radioterapia convencional que consideram

tamanhos de campo a partir de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ que foram executados com base em modelos antropomórficos de tamanho adulto (MUTIC, 1999)²⁰. Relatórios de doses periféricas para IMRT, de órgãos de risco estão sendo desenvolvidos há quase vinte anos, principalmente para os modelos antropomórficos de tamanho adulto. A partir desses relatórios ficou claro que por utilizar maior quantidade de unidades monitor em relação à terapia convencional, a IMRT levou a um aumento das doses periféricas para tais modelos adultos (KLEIN, 2006)⁷.

Simulando radioterapia para tumores do sistema nervoso central, leucemia aguda, neuroblastoma, doença de Hodgkin, tumor de Wilms e sarcoma em modelos humanóides com tamanhos de crianças de cinco, dez e quinze anos de idade, Mazonakis *et al* (2007)²¹ realizaram estudos dosimétricos, utilizando TLDs e um acelerador linear com colimadores multifolhas fornecendo Raios X produzidos com potencial de 6 MV, para medir doses periféricas em ovários e testículos. O objetivo foi avaliar os riscos que a radiação induzida pode oferecer de danificar estruturas gonadais e provocar doenças hereditárias nas gerações futuras. Eles concluíram que a radioterapia pediátrica para os tumores acima citados, segundo tal estudo, não está associada com riscos de danos permanentes para gônadas e que os riscos para o desenvolvimento de distúrbios hereditários nos filhos concebidos após a exposição são baixos.

Em 2007 pesquisadores dos Estados Unidos compararam doses periféricas pediátricas obtidas por meio de planejamentos 3D e IMRT de base do crânio. Eles utilizaram caixas de acrílico preenchidas com água simulando estruturas humanóides. Câmaras de ionização foram colocadas em pontos de interesse que simulavam as regiões de tireóide, mama, ovários e testículos. Embora a área tratada do tumor fosse semelhante para ambas as técnicas, a entrega referente à IMRT resultou em menores doses periféricas em tireóide, quando comparada com a técnica 3D. O tratamento por IMRT resultou em doses mais elevadas para os pontos mais distantes. Esse estudo apontou que isso ocorre provavelmente devido a maior quantidade de unidades monitor requeridas para esse tipo de planejamento (MANSUR, 2007)⁶. A Figura 3 mostra o arranjo com as caixas de acrílico em diversos tamanhos, câmaras de ionização e orientações das regiões de maior interesse para a proteção radiológica.

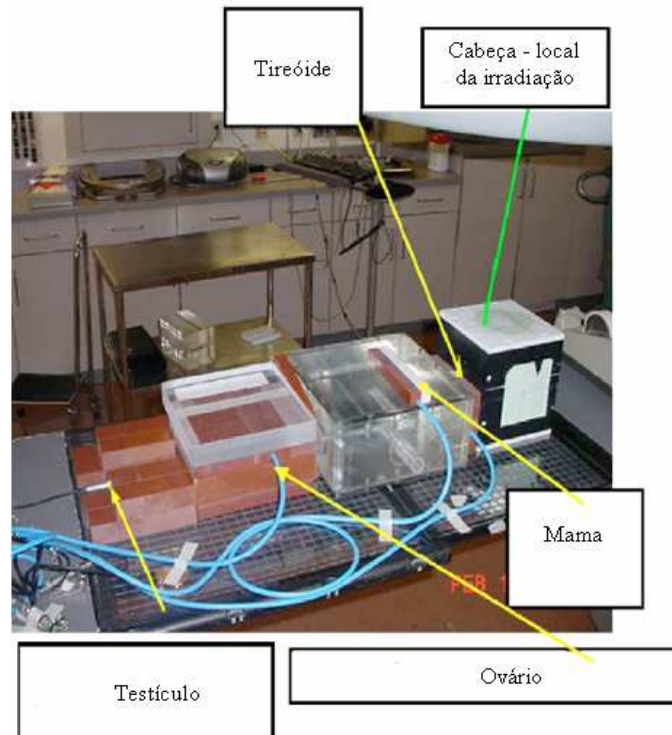


Figura 3 – Simulador de Modelo Humanóide Feito de Acrílico e Água
Fonte: Modificado de Mansur (2007)⁶.

Recentemente começou a ser trabalhada a dosimetria pediátrica utilizando a IMRT com campos não coplanares, que, segundo Kan *et al* (2009)²² pode resultar na otimização das doses em órgãos de risco devido a um maior grau de liberdade dos ângulos dos feixes de radiação. Porém, esta nova possibilidade pode levar a um potencial aumento da dose periférica em comparação com IMRT coplanar. Eles concluem que embora o uso da técnica não coplanar possa poupar certas regiões como o nervo óptico e ouvido interno para tratamentos craniais, dependendo de como os ângulos dos feixes forem otimizados para cada paciente, os oncologistas devem estar atentos à possibilidade de aumentar significativamente as doses de certos órgãos periféricos sensíveis às radiações ionizantes.

3 METODOLOGIA

3.1 MATERIAIS E PLANEJAMENTOS

Este capítulo descreve os equipamentos, acessórios e materiais utilizados durante o trabalho, bem como o método empregado para a realização do estudo. Todos os planejamentos e tratamentos radioterápicos foram realizados nas instalações da Clínica Oncoville, localizada em Curitiba (PR).

3.1.1 Materiais

Foram utilizados modelos humanóides pediátricos prontamente disponíveis no mercado, aqui denominados objetos simuladores, completamente preenchidos com água, feitos de polietileno de alta densidade (ICRU 44, 1989)²³, com tamanhos de crianças de dois, cinco e dez anos (ICRU 48, 1992)²⁴. Foi utilizada somente uma cabeça para todas as irradiações nos três tamanhos de objetos simuladores, sendo posicionada de forma a pertencer a cada um dos modelos quando da irradiação deles. A Figura 4 mostra os três diferentes objetos simuladores utilizados para as irradiações e coletas de dados dosimétricos.

Hastes de acrílico serviram de suporte para as embalagens de TLDs de LiF:Mg,Ti (TLD-100, da Harshaw-Bicron) em pó, embalados em cilindros plásticos à prova de água. Optou-se pela utilização de TLDs em pó, pois, possuem independência direcional dos feixes de radiação, têm alto grau de exatidão e precisão nas medidas das doses e a taxa de desvanecimento, que é a perda de parte da informação, é conhecida e incluída nos processos de processamento dos dados. Hastes e TLDs foram fornecidas sem quaisquer custos pelo PQRT/INCA (Programa de Controle de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer). Também foram empregados um equipamento de radioterapia Varian Clinac 600CD 6X, fornecendo feixes de Raios X produzidos com um potencial de 6 MV, bem como acessórios de suporte para a cabeça, comuns em radioterapia, bolus de gelatina, fitas adesivas e lençóis para alinhar os objetos simuladores aos lasers da sala de tratamento. Para marcar o alinhamento de cada objeto simulador aos lasers da sala de radioterapia, fitas adesivas foram

fixadas em cada modelo e marcadas com caneta na linha coincidente ao laser. A cabeça foi completamente preenchida com água para todos os experimentos e posicionada de forma invertida em todas as irradiações para melhor simular a região de cabeça em paciente real. Os braços dos objetos simuladores foram preenchidos com gel para cabelos, para também simular tecido de preenchimento.



Figura 4 – Objetos Simuladores Utilizados nos Experimentos
Fonte: Autoria própria (2009).

Os TLDs foram posicionados em regiões de testículos, mama e tireóide justapostos em bolus. Em regiões de coração, abdome e medial de ovários os TLDs foram posicionados na metade das distâncias ântero-posteriores (“meio da DAP”) dos objetos simuladores, com o auxílio das hastes acrílicas. Cada conjunto, haste-TLD e bolus-TLD, foi fixado com fita adesiva no objeto simulador. A Tabela 2 mostra as medidas em centímetros da metade das distâncias ântero-posteriores de cada objeto simulador.

Tabela 2 – Metade das Distâncias Ântero-Posteriores (DAP) dos Três Objetos Simuladores – 2009

| Objetos Simuladores Tamanho | Coração (cm) | Abdome (cm) | Ovários (cm) |
|--|---------------------|--------------------|---------------------|
| Dois anos | 5,50 | 6,25 | 6,00 |
| Cinco anos | 6,25 | 7,50 | 8,25 |
| Dez anos | 6,50 | 7,00 | 7,25 |

Fonte: Autoria própria (2009).

A Figura 5 mostra as regiões anatômicas onde foram posicionados os TLDs e o exemplo de esquema de posicionamento da haste no meio da DAP para a posição medial de ovários. A Figura 6 apresenta uma das folhas utilizadas para a organização dos TLDs. Ela acondicionou as embalagens contendo os TLDs em pó, separados por regiões anatômicas de forma numerada e os TLDs padrão, para as comparações durante as leituras realizadas pelo PQRT/INCA.

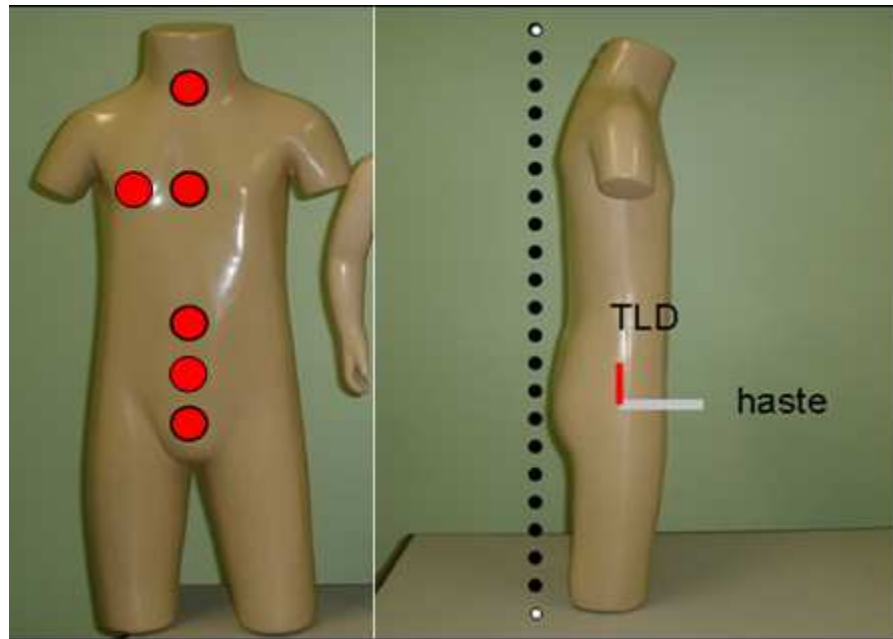


Figura 5 – Regiões Anatômicas Para os TLDs e Meio da DAP
Fonte: Autoria própria (2009).



Figura 6 – Exemplo de Organização das Embalagens dos TLDs Utilizados no Trabalho
Fonte: Autoria própria (2009).

Todas as leituras dos TLDs foram realizadas pelo PQRT/INCA e o método empregado para tais leituras foi o de dividir a quantidade do pó contido em cada embalagem em cinco partes aproximadamente iguais, para minimizar os erros de medição. Os gráficos apresentados no capítulo dos resultados foram construídos a partir da média dos valores destas leituras. As planilhas com todos os valores de leituras obtidos e respectivos desvios encontram-se no Anexo A.

3.1.2 Planejamentos

Os planejamentos radioterápicos foram desenvolvidos utilizando como base imagens tomográficas de uma cabeça de criança de aproximadamente dez anos, pertencente ao arquivo de uma clínica radiológica de Curitiba. As imagens foram inseridas no sistema de planejamento Eclipse (Varian Medical Systems), onde, por meio de ferramentas do programa, foram desenhados corte a corte os contornos das regiões saudáveis adjacentes ao tumor, que deveriam ser protegidas e construindo um suposto volume tumoral a ser tratado.

Antes de iniciar as irradiações foram realizados três diferentes planejamentos radioterápicos com cinco campos coplanares, sem girar a mesa: (a) planejamento conformal, (b) planejamento IMRT *sliding window* com colimadores multifolhas posicionados a zero grau de rotação (0°), aqui denominado IMRT 0° e (c) planejamento IMRT *sliding window* com colimadores multifolhas rotacionado em 90° , aqui denominado IMRT 90° . Foram desenvolvidos planejamentos radioterápicos corriqueiros supondo uma mesma patologia cerebral, em tecido periférico à hipófise, para os três planejamentos, protegendo regiões de maior sensibilidade à radiação e estipulado uma dose tumoral diária de 150 cGy, dividida em cinco campos.

Os TLDs utilizados foram calibrados para receber doses da ordem de miligrays até centigrays. Para a primeira série de irradiações foram utilizadas o dobro das unidades monitor necessárias para atingir os 150 cGy, isto é, utilizaram-se UM suficientes para uma dose tumoral de 300 cGy dividida em cinco campos, com o objetivo de garantir que haveria excitação suficiente em todos os dosímetros. A válvula fotomultiplicadora utilizada para a leitura dos TLDs é calibrada para leituras da ordem de centigrays até grays, pois ela é usada para outros diversos trabalhos e, após a leitura dos TLDs observou-se que essas primeiras irradiações não forneceram resultados satisfatórios e/ou eles eram muito baixos ou menores

que os valores da região de *background* utilizada pelo PQRT, fornecendo, portanto, alguns valores negativos para os dosímetros que estavam mais afastados da cabeça. Então se optou por uma segunda série de irradiações, desta vez utilizando UM suficientes para entregar 600 cGy no volume tumoral, por planejamento. Também para esta série foram obtidos alguns valores negativos conforme o Anexo A. Estes são apresentados nas tabelas e gráficos como sendo iguais a zero. Foi decidido não utilizar mais do que 600 cGy de dose tumor, o que seria conveniente para as leituras dosimétricas, para poupar o acelerador linear. Os dados referentes aos três planejamentos encontram-se no Anexo B.

3.1.2.1 Planejamento Conformal

A Figura 7 apresenta imagens em cortes tomográficos axial (superior esquerdo), coronal (inferior esquerdo), sagital (inferior direito) e uma perspectiva (tridimensional) do planejamento conformal, mostrando as regiões de isodoses e os caminhos percorridos pelos feixes de Raios X nos cinco campos coplanares.

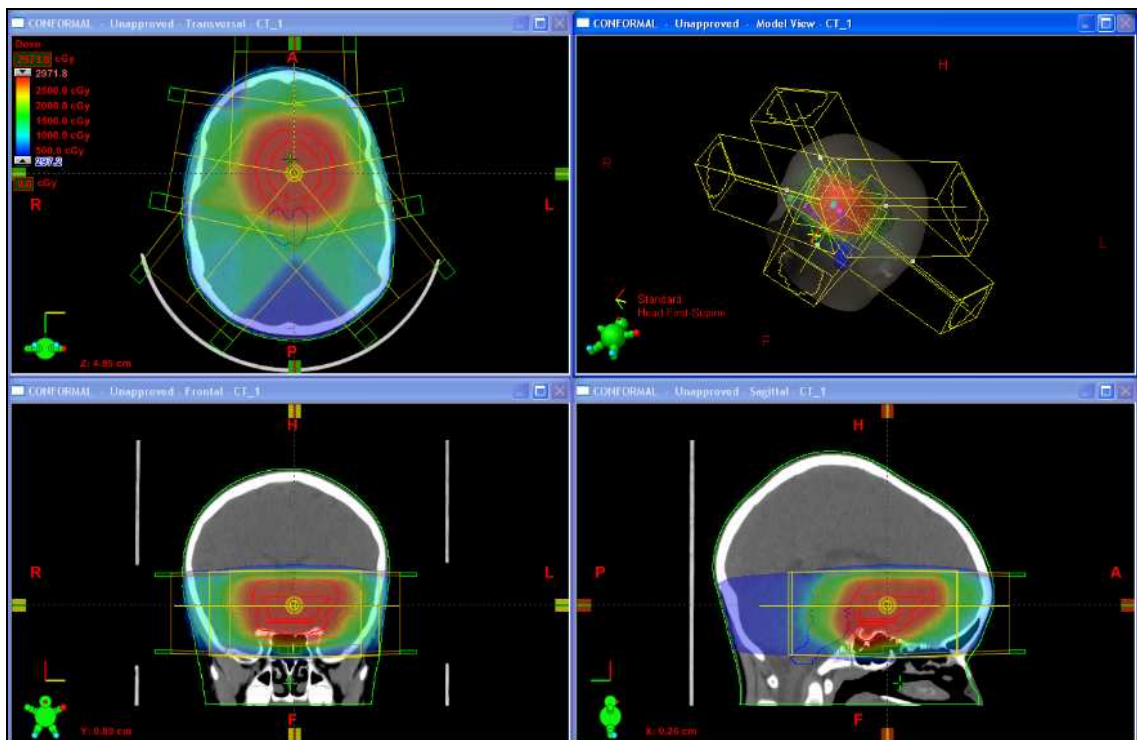


Figura 7 – Planejamento Conformal
Fonte: Oncoville (2009).

3.1.2.2 Planejamento IMRT 0°

A figura 8 apresenta imagens do planejamento IMRT 0°, por meio de cortes axial, coronal e sagital e da imagem em perspectiva dos caminhos dos feixes e das regiões de isodoses.

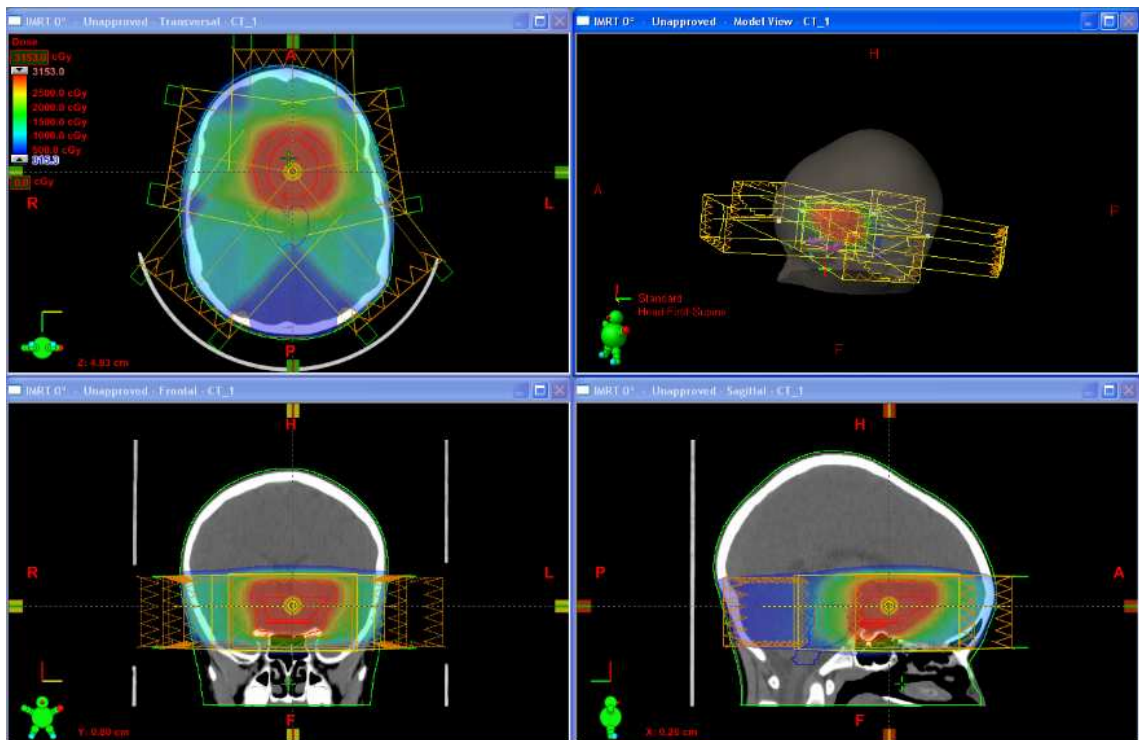


Figura 8 - Planejamento IMRT 0°
Fonte: Oncoville (2009).

3.1.2.3 Planejamento IMRT 90°

A Figura 9 mostra os dados em cortes axial, coronal e sagital, bem como imagem em perspectiva, referentes ao planejamento IMRT 90°.

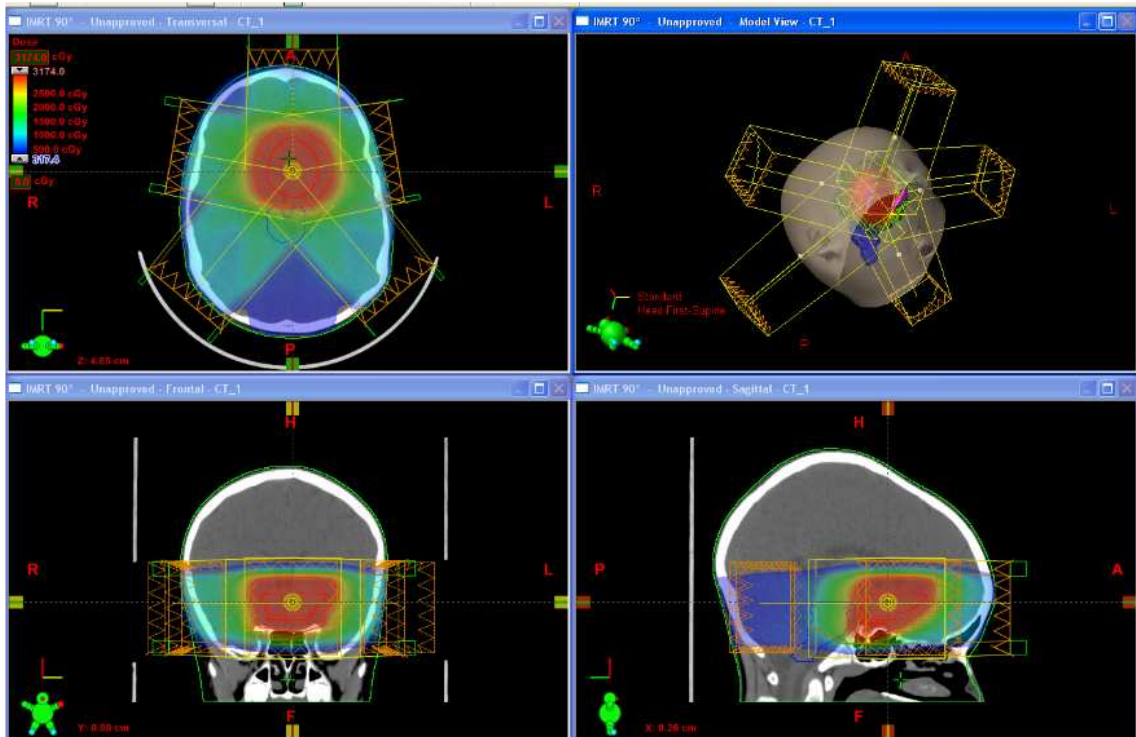


Figura 9 – Planejamento IMRT 90°
Fonte: Oncoville (2009).

3.2 IRRADIAÇÕES

A seguir apresenta-se como foram realizadas todas as irradiações deste trabalho.

3.2.1 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Dez Anos

Após o posicionamento do objeto simulador no acelerador linear os TLDs foram fixados nas regiões de tireóide, mama, coração, abdome, medial de ovários e testículos, conforme descrito anteriormente. Foram realizados três diferentes tratamentos em cabeça. O primeiro foi o tratamento conformal e após o término das irradiações dos cinco campos de tratamento os TLDs foram retirados do modelo e recolocados de forma ordenada em sua respectiva folha. Em seguida, outros TLDs não expostos foram posicionados no objeto simulador da mesma forma que os anteriores para iniciar um novo tratamento.

Para o segundo tratamento utilizou-se o planejamento IMRT com os colimadores multifolhas posicionados em zero grau de rotação. Repetindo os passos anteriores, após terminar este tratamento os TLDs foram retirados do objeto simulador e guardados. TLDs não expostos foram posicionados para um novo tratamento. O último tratamento desta série foi com o planejamento IMRT 90°, que obedeceu a mesma rotina dos dois anteriores. As Figuras 10a e 10b apresentam respectivamente os posicionamentos em perfil e em oblíqua superior do objeto simulador tamanho dez anos no acelerador linear durante as três seqüências de irradiações.



Figura 10a: Vista Lateral do Objeto Simulador Tamanho Dez Anos
Fonte: Autoria própria (2009).



Figura 10b: Vista Superior do Objeto Simulador Tamanho Dez Anos
Fonte: Autoria própria (2009).

3.2.2 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos

Para o objeto simulador tamanho cinco anos foram realizados duas séries de experimentos. A função das irradiações para o objeto tamanho cinco anos foi realizar uma ligação para melhor observar as informações referentes às doses periféricas entre os objetos simuladores tamanhos dez e dois anos, para observar a linearidade decrescente dos valores das doses nos três tamanhos. Estas irradiações seguiram os mesmos padrões das anteriores, utilizando TLDs em regiões de mama, testículos e tireóide justapostos em bolus e em coração, abdome e medial de ovário posicionados no meio da DAP, conforme a Tabela 2. Também foram realizados cinco campos de tratamentos e os tamanhos de campos utilizados foram os mesmos daqueles utilizados anteriormente. As Figuras 11a e 11b mostram respectivamente as vistas lateral e superior para o posicionamento deste objeto simulador.

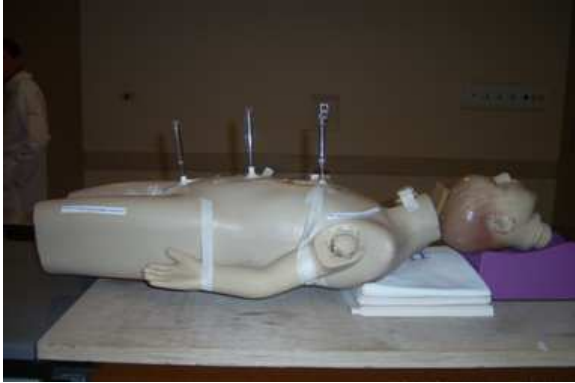


Figura 11a: Vista Lateral do Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos
Fonte: Autorial própria (2009).



Figura 11b: Vista Superior do Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos
Fonte: Autorial própria (2009).

3.2.3 Irradiações para o Objeto Simulador Tamanho Dois Anos

As irradiações realizadas no objeto simulador tamanho dois anos foram iguais às daquelas do tamanho dez anos e também contaram com duas séries utilizando os três planejamentos, totalizando seis tratamentos idênticos ao modelo tamanho dez anos. O objeto simulador foi também totalmente preenchido com água e posicionado no mesmo equipamento de radioterapia utilizado nos outros dois modelos e todos os parâmetros foram iguais aos anteriores, com os seis TLDs posicionados igualmente aos anteriores para cada tratamento, com um total de trinta e seis TLDs para esse tamanho de modelo. A Figura 12a apresenta vista lateral e 12b vista superior da montagem do experimento para este modelo.

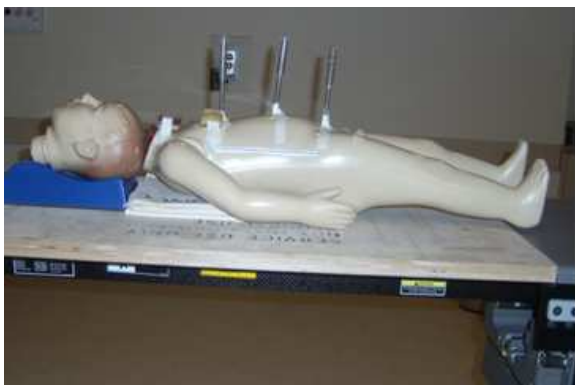


Figura 12a: Vista Lateral Modelo Dois Anos
Fonte: Autorial própria (2009).



Figura 12b: Vista Superior Modelo Dois Anos
Fonte: Autorial própria (2009).

4 RESULTADOS

Este capítulo apresenta os resultados obtidos após todas as irradiações dos três objetos simuladores, leituras dos TLDs e organização dos dados em tabelas e gráficos.

4.1 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DEZ ANOS

A Tabela 3 apresenta todos os valores de doses periféricas obtidas em ambas as séries para o objeto simulador tamanho dez anos.

Tabela 3 – Resultados das Doses Periféricas Obtidas para o Objeto Simulador Tamanho Dez Anos
Doses Periféricas em cGy Medidas em Objeto Simulador Tamanho Dez Anos

| Regiões anatômicas | Conformal | | IMRT 0° | | IMRT 90° | |
|--------------------|------------|-------------|------------|------------|------------|-------------|
| | 300 | 600 | 300 | 600 | 300 | 600 |
| Tireóide | 0,34 ±2,3% | 1,26 ±2,2% | 0,18 ±7,1% | 1,18 ±3,5% | 0,02 ±7,7% | 1,28 ±3,9% |
| Coração | 0,03 ±5,8% | 0,22 ±4,1% | 0,05 ±4,7% | 0,22 ±5,6% | 0,02 ±3,7% | 0,06 ±3,3% |
| Mama | 0,11 ±4,8% | 0,35 ±3,7% | 0,06 ±8,2% | 0,36 ±2,0% | 0,02 ±4,2% | 0,24 ±6,4% |
| Abdome | 0,00 ±6,9% | 0,11 ±5,3% | 0,03 ±4,2% | 0,07 ±4,2% | 0,00 ±6,5% | 0,00 ±6,1% |
| Ovários | 0,00 ±5,4% | 0,04 ±5,5% | 0,01 ±9,3% | 0,08 ±5,1% | 0,01 ±4,6% | 0,00 ±5,6 % |
| Testículos | 0,00 ±8,6% | 0,03 ± 4,2% | 0,02 ±5,7% | 0,05 ±7,4% | 0,00 ±6,7% | 0,00 ±3,1% |

Fonte: Autoria própria (2009).

As ilustrações a seguir apresentam gráficos que utilizam os valores de doses periféricas obtidas durante as irradiações de 600 cGy, conforme descrito na metodologia. O Gráfico 1 mostra a comparação entre as doses periféricas obtidas durante as exposições do objeto simulador tamanho dez anos e os tratamentos realizados com os três diferentes planejamentos.

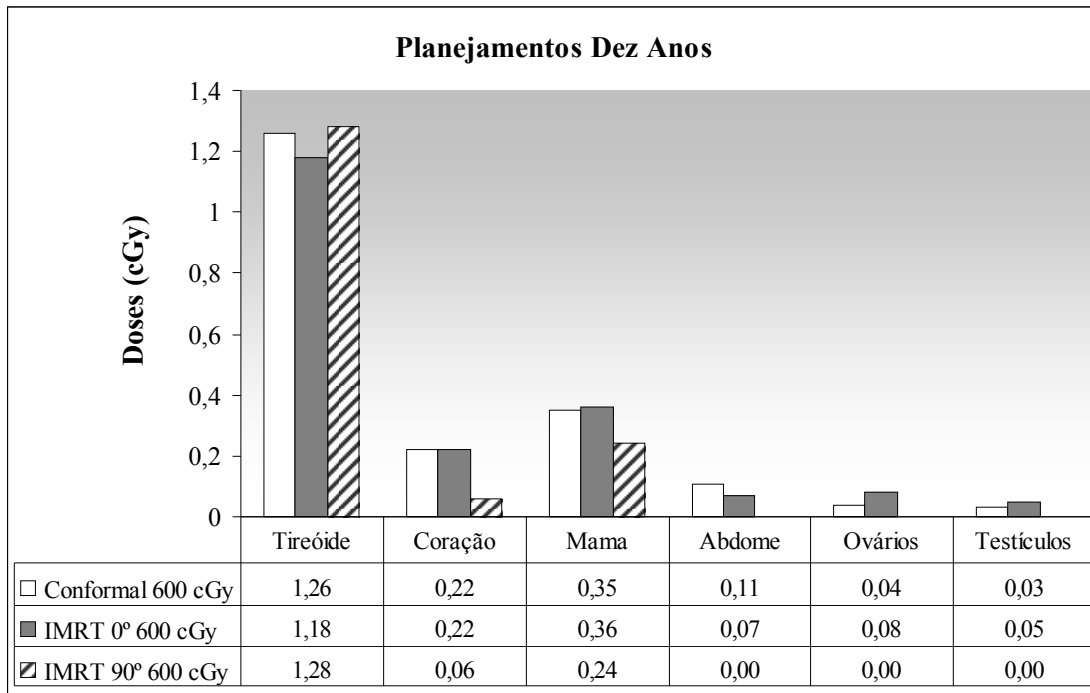


Gráfico 1 – Doses Periféricas para os Três Planejamentos no Objeto Simulador Tamanho Dez Anos
 Fonte: Autoria própria (2009).

O Gráfico 2 apresenta os resultados das doses periféricas obtidas após comparação entre os tratamentos por IMRT com colimadores em zero e noventa graus de rotação.

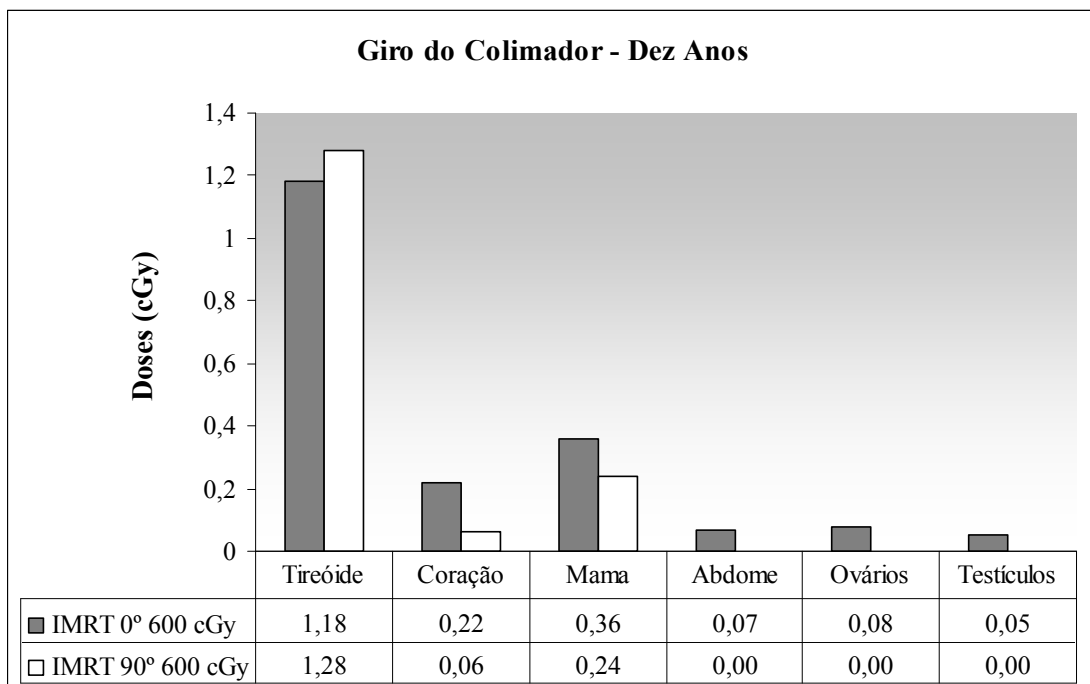


Gráfico 2 – Doses Periféricas e o Giro do Colimador em IMRT no Objeto Simulador Tamanho Dez Anos
 Fonte: Autoria própria (2009).

4.2 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO CINCO ANOS

A Tabela 4 mostra os valores de doses periféricas obtidas em ambas as fases para o modelo tamanho cinco anos e o Gráfico 3 mostra as comparações entre as doses periféricas obtidas durante as exposições para 600 cGy, para os três diferentes planejamentos com o objeto simulador tamanho cinco anos.

Tabela 4 - Resultados das Doses Periféricas Obtidas Para o Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos
Doses em cGy Medidas em Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos

| Regiões anatômicas | Conformal | IMRT 0° | | IMRT 90° |
|--------------------|-----------|------------|------------|-----------|
| | 600 | 300 | 600 | 600 |
| Tireóide | 1,35±1,9% | 0,24±5,7% | 1,12±2,2% | 1,38±1,2% |
| Coração | 0,27±1,5% | 0,06± 4,6% | 0,36±4,0% | 0,23±1,9% |
| Mama | 0,41±0,9% | 0,08±6,0% | 0,45±4,9% | 0,34±1,5% |
| Abdome | 0,08±1,8% | 0,06±4,7% | 0,22±6,1% | 0,06±1,9% |
| Ovários | 0,08±2,3% | 0,03±3,6% | 0,11±7,1% | 0,08±1,8% |
| Testículos | 0,04±2,0% | 0,00±6,5% | 0,08±13,5% | 0,03±2,1% |

Fonte: Autoria própria (2009).

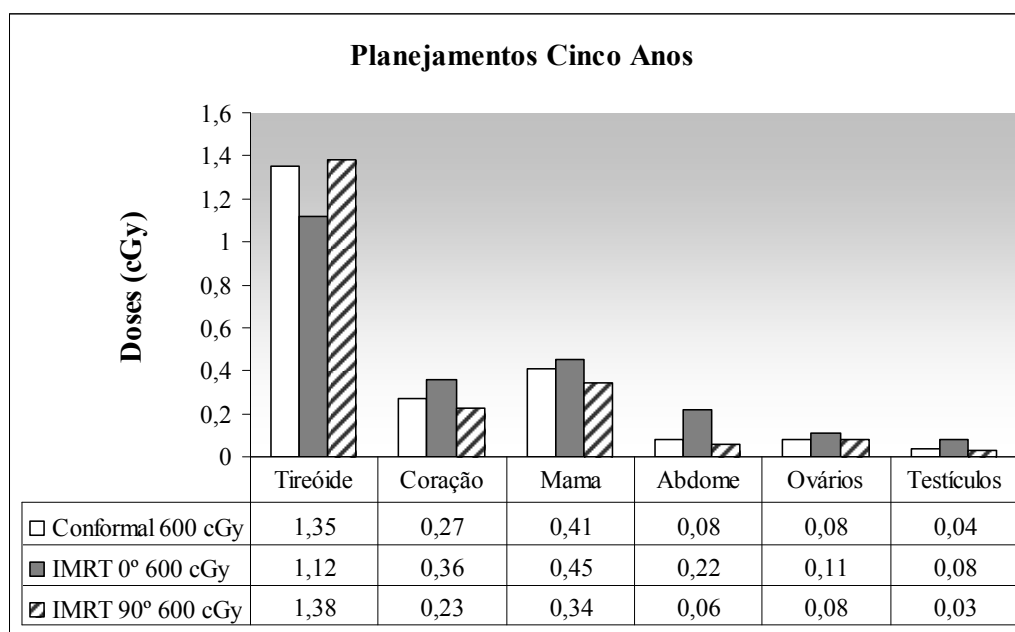


Gráfico 3 – Doses Periféricas para os Três Planejamentos no Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos
Fonte: Autoria própria (2009).

A seguir o Gráfico 4 mostra dados referentes ao giro do colimador durante as exposições utilizando IMRT zero grau e noventa graus de rotação, com unidades monitor para entrega de dose tratamento de 600 cGy em objeto simulador tamanho cinco anos.

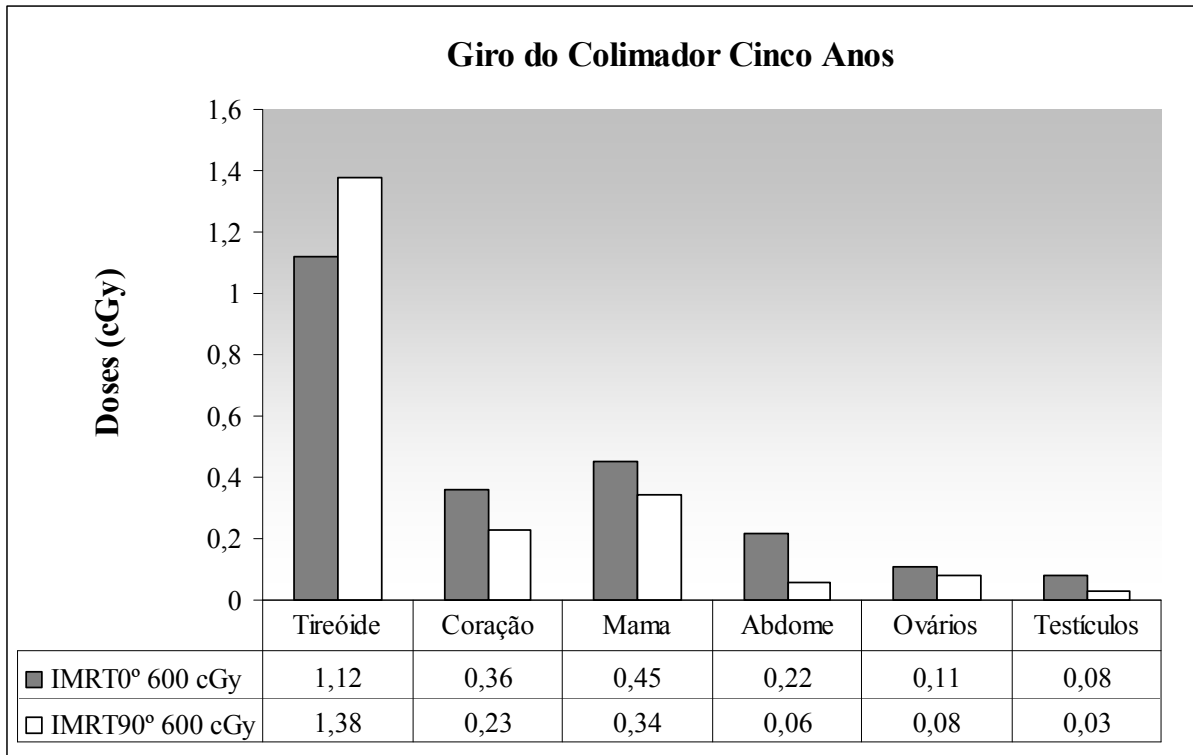


Gráfico 4 – Doses Periféricas e o Giro do Colimador em IMRT no Objeto Simulador Tamanho Cinco Anos

Fonte: Autoria própria (2009).

4.3 RESULTADOS DAS IRRADIAÇÕES PARA O OBJETO SIMULADOR TAMANHO DOIS ANOS

A Tabela 5 mostra os valores de unidades monitor obtidas em ambas as fases para o modelo tamanho dois anos.

Tabela 5: Resultados das Doses Periféricas Obtidas Para o Objeto Simulador Tamanho Dois Anos
Doses em cGy Medidas em Objeto Simulador Tamanho Dois Anos

| Regiões anatômicas | Conformal | | IMRT 0° | | IMRT 90° | |
|--------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | 300 | 600 | 300 | 600 | 300 | 600 |
| Tireóide | 0,74±6,5% | 1,92±1,8% | 0,33±5,4% | 1,67±1,2% | 0,43±8,0% | 2,12±2,8% |
| Coração | 0,24±7,1% | 0,67±1,3% | 0,09±8,9% | 0,87±2,1% | 0,01±4,8% | 0,58±2,2% |
| Mama | 0,27±2,4% | 0,56±4,8% | 0,09±6,0% | 0,62±2,5% | 0,17±5,5% | 0,73±3,8% |
| Abdome | 0,11±8,1% | 0,26±1,5% | 0,00±5,7% | 0,27±2,8% | 0,06±8,4% | 0,22±24,% |
| Ovários | 0,05±7,8% | 0,16±1,4% | 0,03±8,4% | 0,13±4,0% | 0,06±4,7% | 0,12±2,8% |
| Testículos | 0,04±4,0% | 0,06±1,5% | 0,00±5,7% | 0,07±2,4% | 0,02±3,4% | 0,10±3,6% |

Fonte: Autoria própria (2009).

O Gráfico 5 mostra as doses periféricas obtidas após os tratamentos utilizando os planejamentos conformal, IMRT 0° e IMRT 90° para objeto simulador tamanho dois anos, com entrega de dose tratamento de 600 cGy para os três planejamentos.

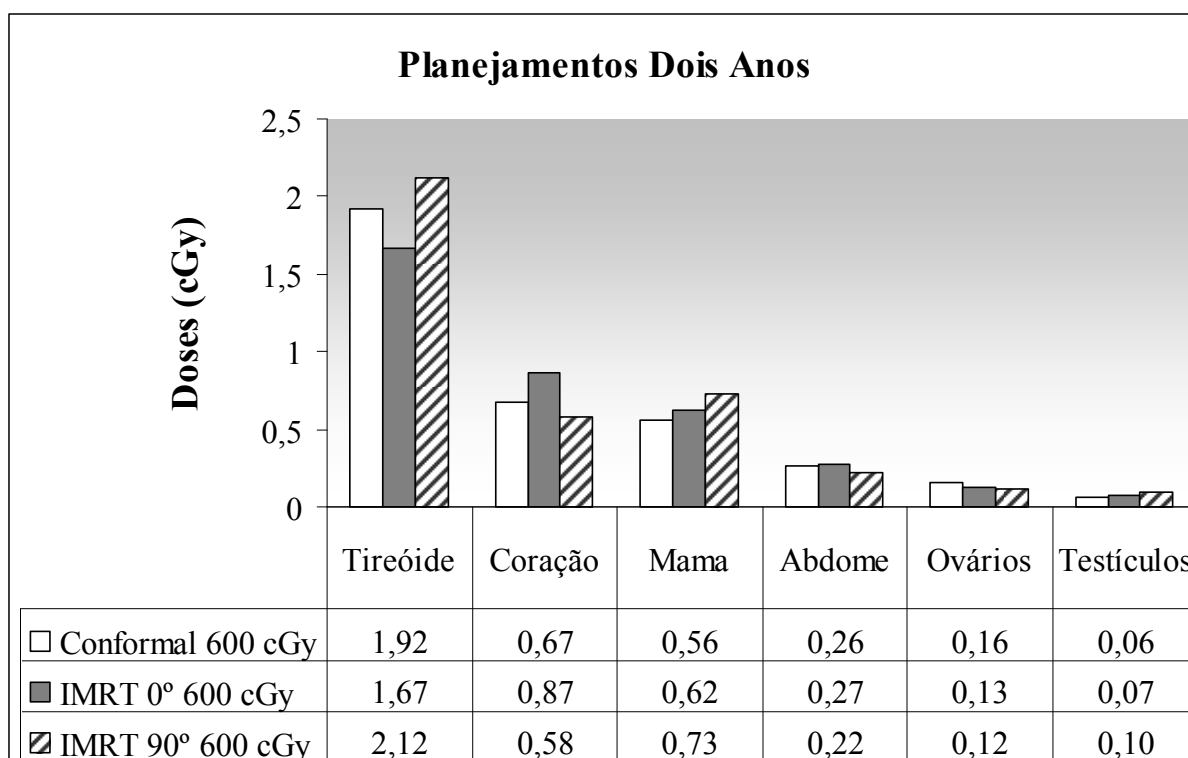


Gráfico 5 – Doses Periféricas para os Três Planejamentos no Objeto Simulador Tamanho Dois Anos
 Fonte: Autoria própria (2009).

O Gráfico 6 mostra a comparação entre os tratamentos IMRT 0° e IMRT 90° para o modelo tamanho dois anos e 600 cGy de dose tratamento.

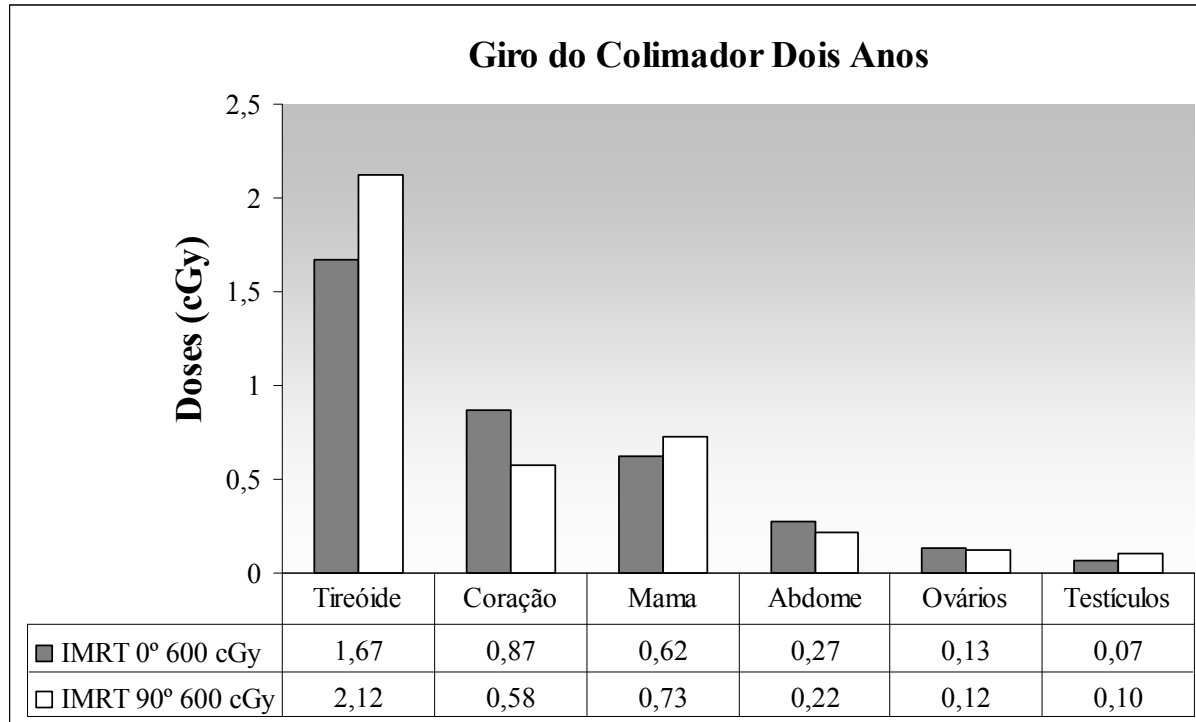


Gráfico 6 – Doses Periféricas e o Giro do Colimador em IMRT no Objeto Simulador Tamanho Dois Anos
 Fonte: Autoria própria (2009).

4.4 COMPARAÇÕES DAS DOSES ENTRE OS TRÊS TAMANHOS DE MODELOS

A seguir são apresentados os resultados referentes às comparações entre os três tamanhos de objetos simuladores. O Gráfico 7 mostra as doses periféricas para o planejamento conformal realizado para os três modelos utilizando unidades monitor para entrega de 600cGy.

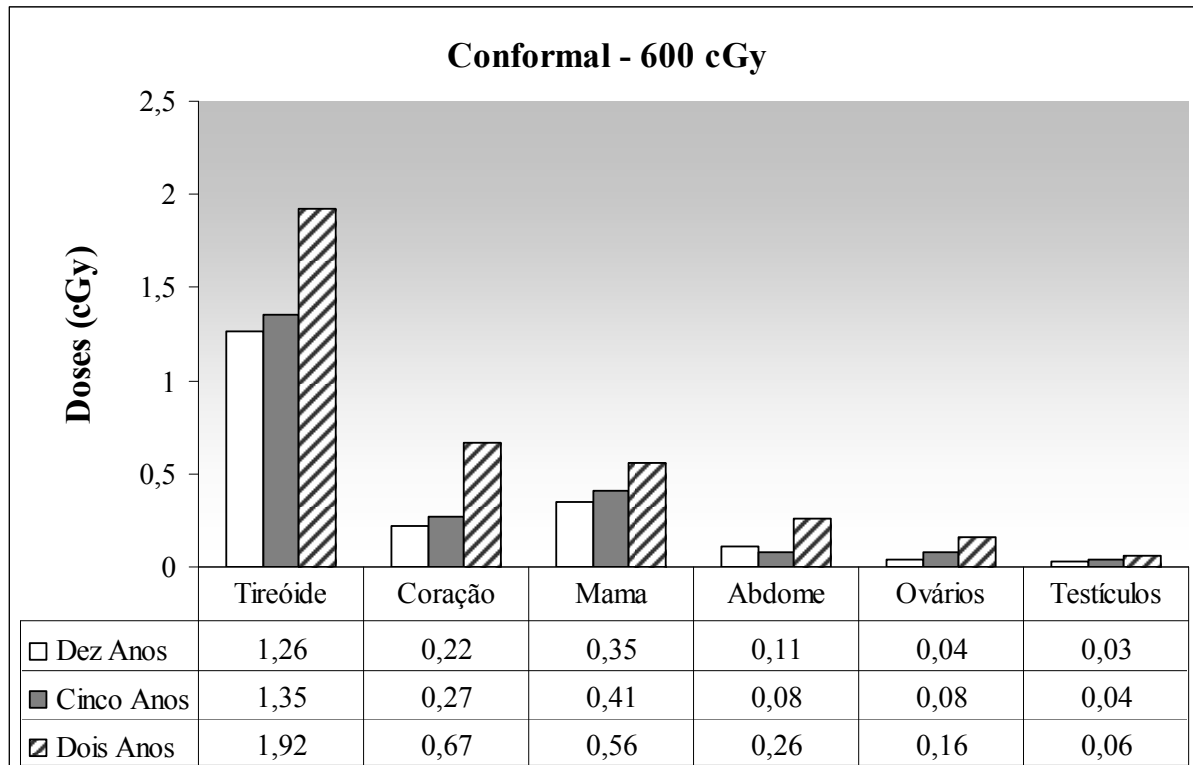


Gráfico 7 – Doses Periféricas para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores no Planejamento Conformal

Fonte: Autoria própria (2009).

O Gráfico 8 apresenta as comparações entre as doses periféricas para os três objetos, realizando tratamento por IMRT 0° e unidades monitor para entrega de 600 cGy .

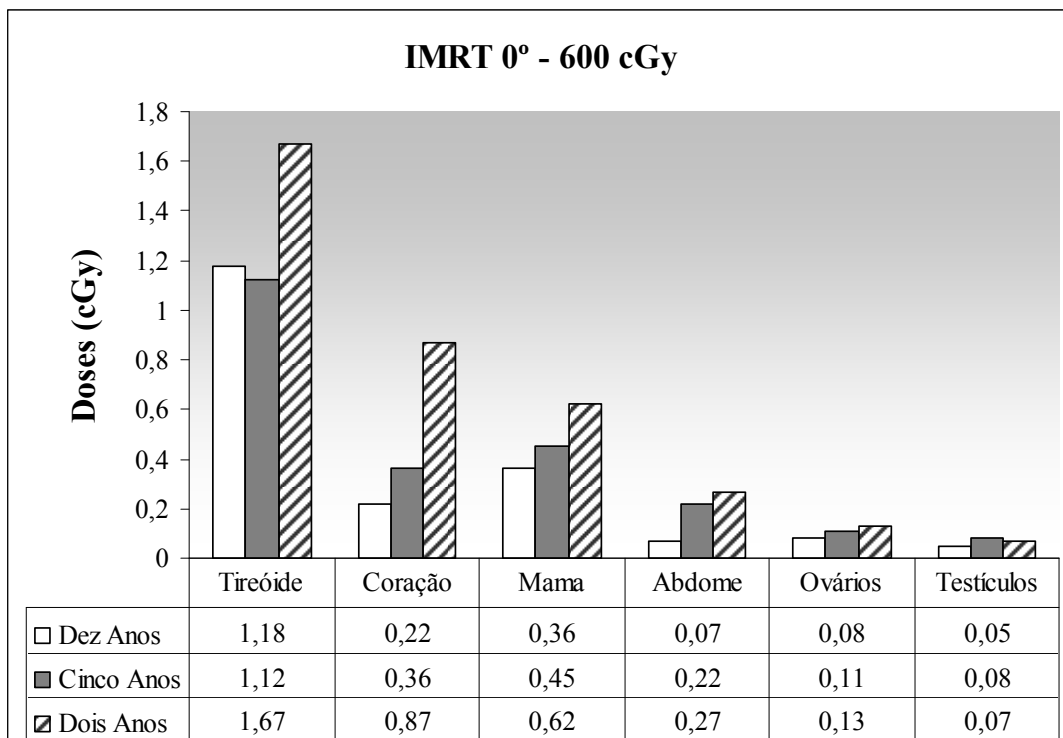


Gráfico 8 – Doses Periféricas para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores no Planejamento IMRT 0°

Fonte: Autoria própria (2009).

O Gráfico 9 apresenta os resultados obtidos após a comparação entre as doses periféricas para o planejamento de IMRT 90° para os três objetos simuladores, quando da entrega de 600 cGy .

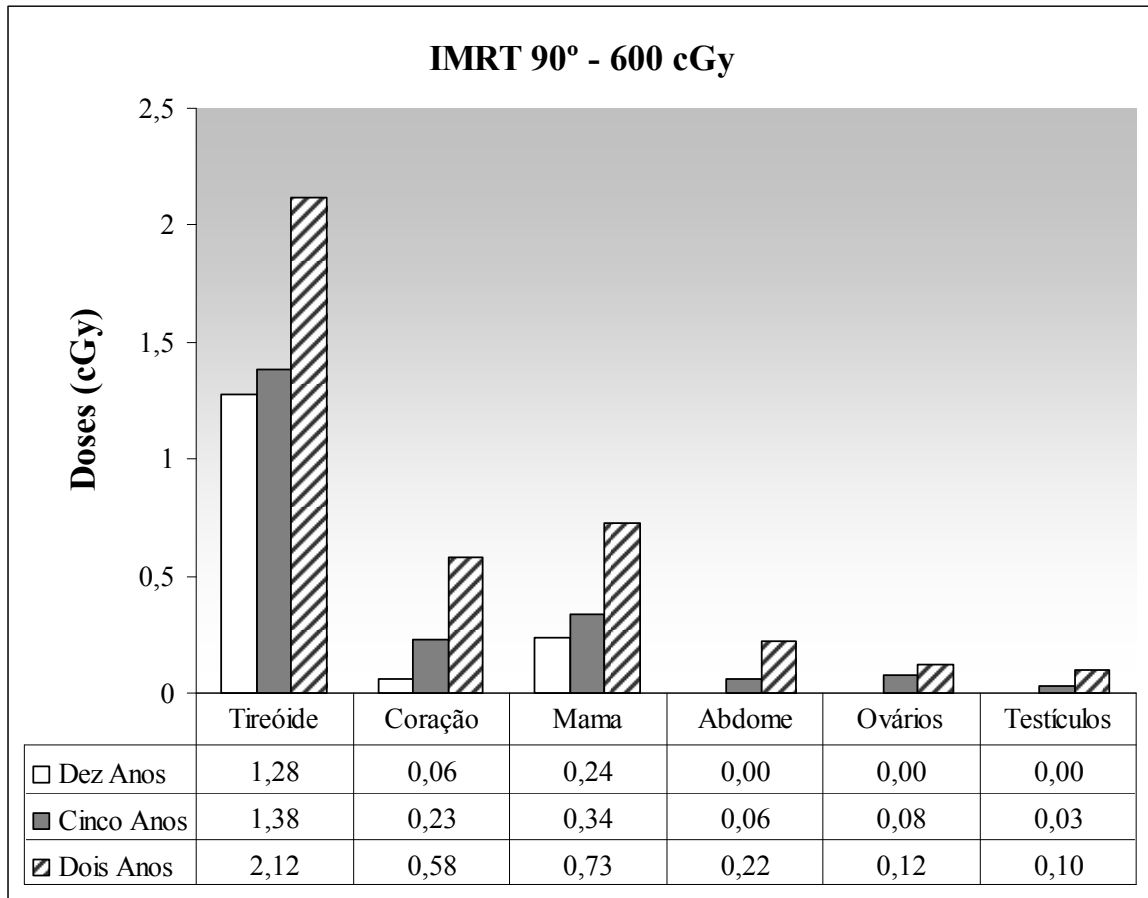


Gráfico 9 – Doses Periféricas para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores no Planejamento IMRT 90°
 Fonte: Autoria própria (2009).

4.5 COMPARAÇÕES DAS DOSES ENTRE AS REGIÕES ANATÔMICAS

A seguir são apresentados os resultados das comparações entre as doses periféricas para cada região anatômica onde foram posicionados os TLDs. Foram comparados os três tamanhos de objetos simuladores e as três formas de planejamentos radioterápicos, utilizando unidades monitor para entrega de 600cGy em todos os dados, para obter cada gráfico.

4.5.1 Tireóide

O Gráfico 10 mostra as doses periféricas com TLDs posicionados justapostos em bolus na região de tireóide, para os três objetos simuladores e para os três planejamentos.

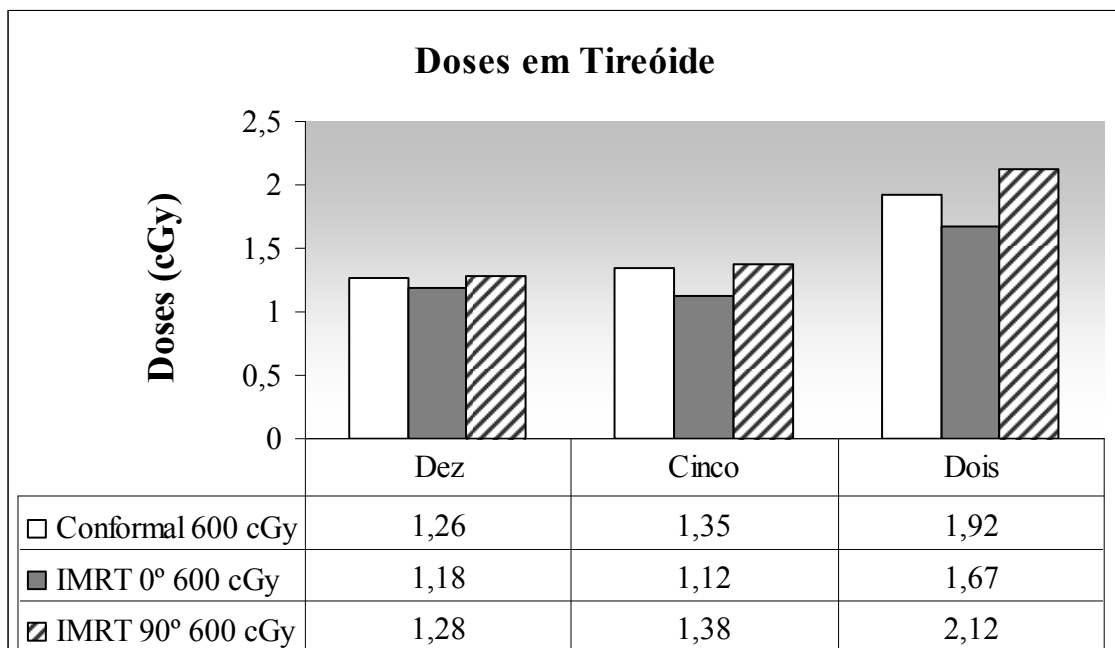


Gráfico 10 – Doses Periféricas em Tireóide para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
 Fonte: Autoria própria (2009).

4.5.2 Coração

O Gráfico 11 apresenta as doses periféricas utilizando TLDs posicionados em região de coração, no meio da distância ântero-posterior do modelo, para cada conjunto de informações adquiridas.

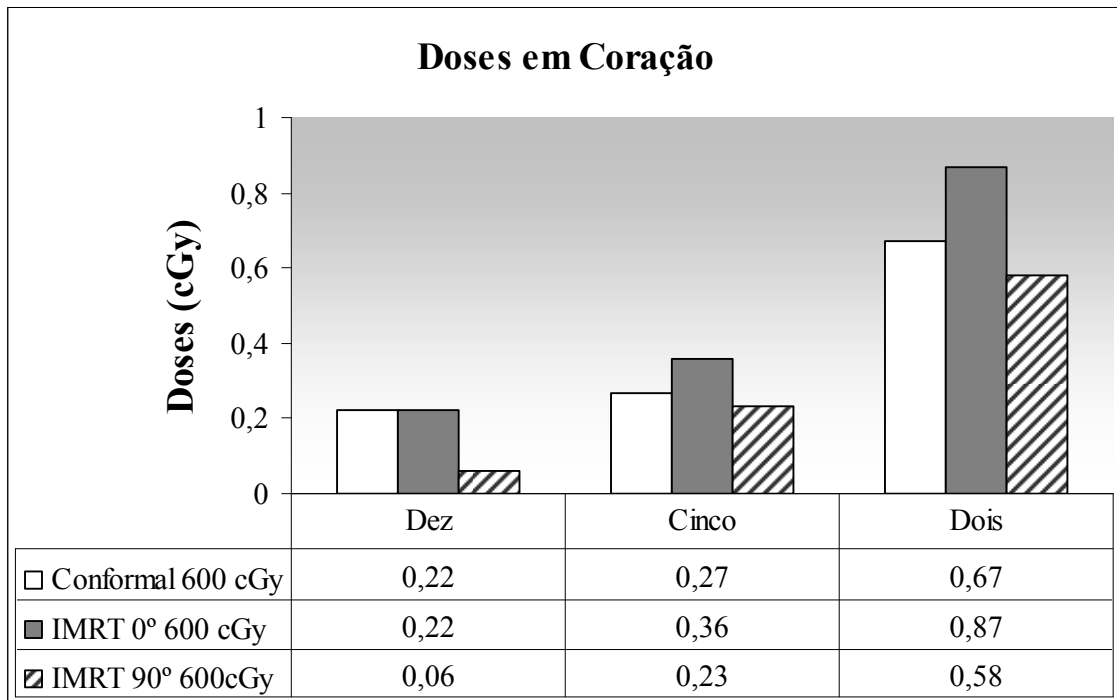


Gráfico 11 – Doses Periféricas em Coração para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
Fonte: Autoria própria (2009).

4.5.3 Mama

O Gráfico 12 mostra as doses periféricas com TLDs posicionados com bolus em região de mama direita, para cada planejamento e para os três tamanhos de objetos simuladores.

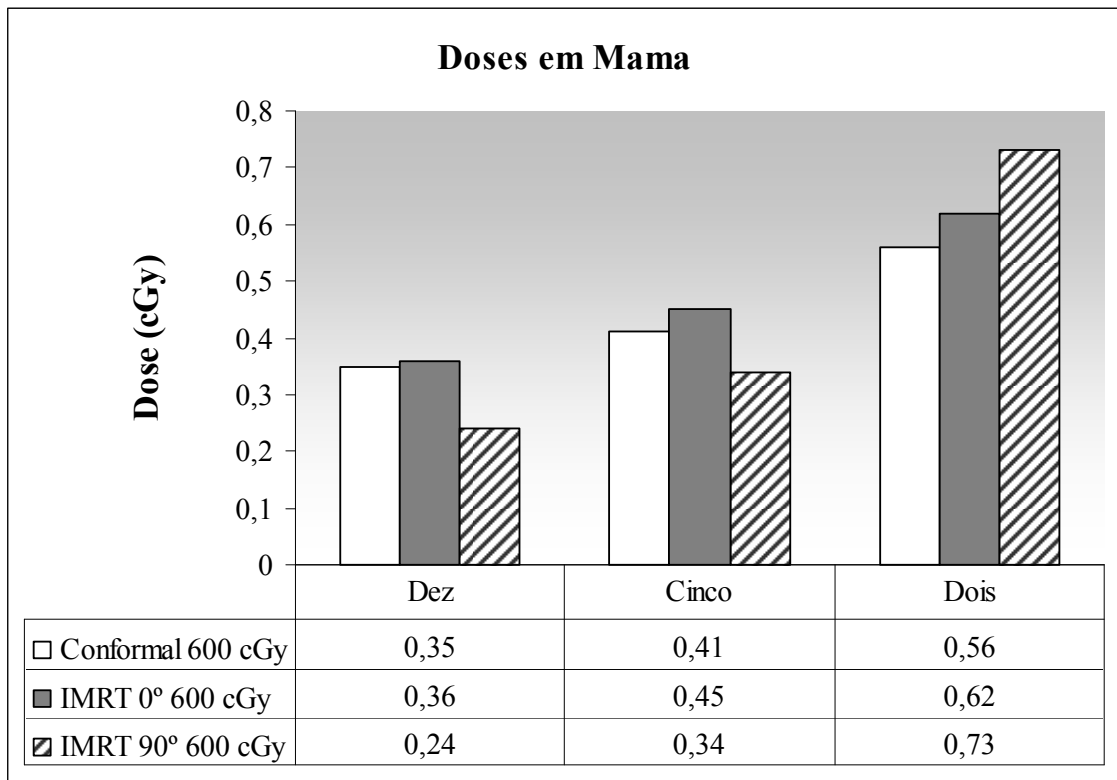


Gráfico 12 – Doses Periféricas em Mama para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
Fonte: Autoria própria (2009).

4.5.4 Abdome

O Gráfico 13 apresenta os resultados obtidos após irradiações dos três objetos simuladores, utilizando os três diferentes planejamentos, com TLDs posicionados no meio da distância ântero-posterior na região abdominal.

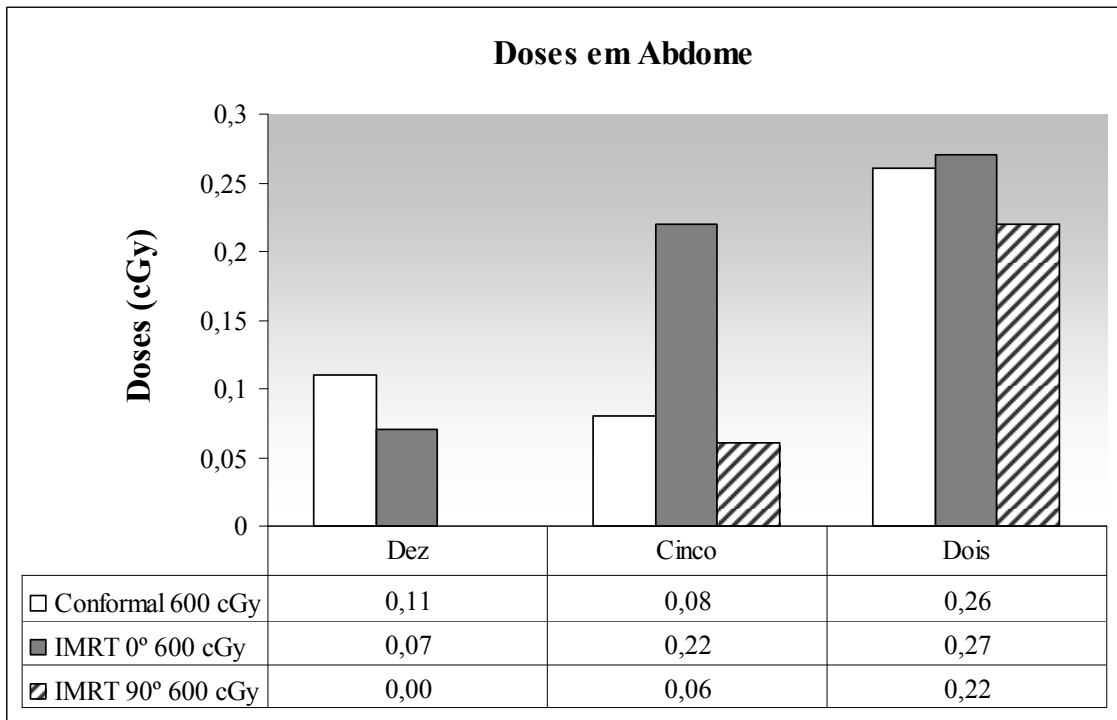


Gráfico 13 – Doses Periféricas em Abdome para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
Fonte: Autoria própria (2009).

4.5.5 Medial de Ovários

O Gráfico 14 mostra as doses periféricas obtidas após irradiações utilizando os três planejamentos e para os três objetos simuladores contendo TLDs posicionados no meio da distância ântero-posterior em região medial de ovários.

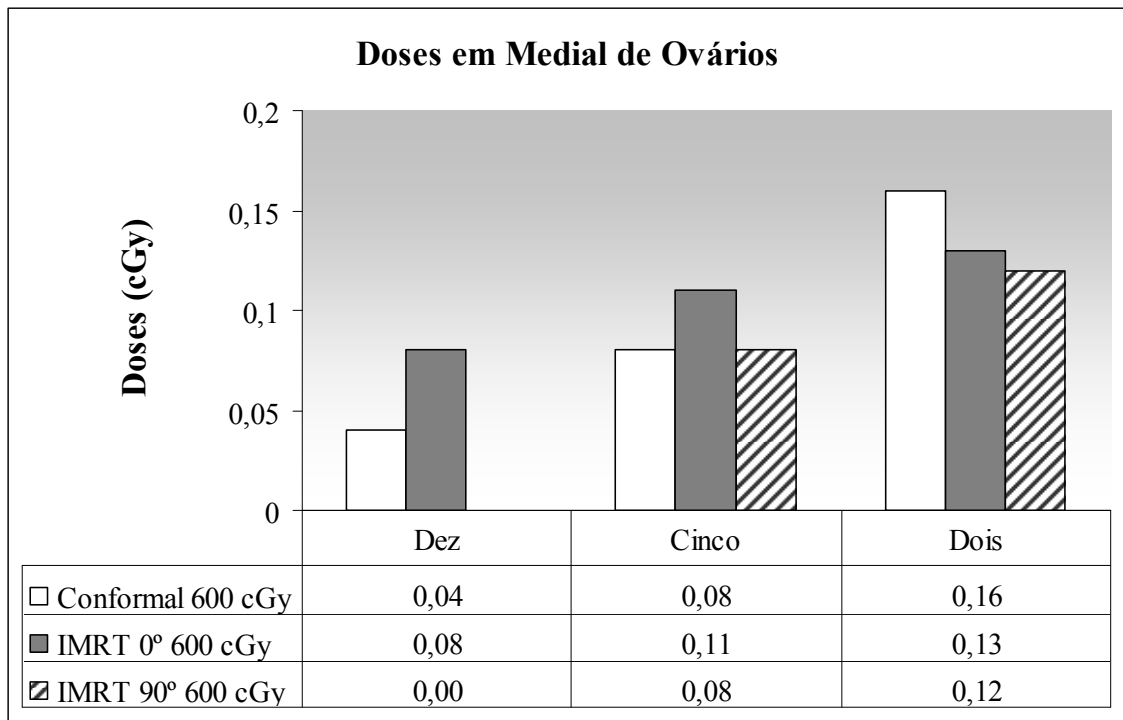


Gráfico 14 – Doses Periféricas em Medial de Ovários para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
Fonte: Autoria própria (2009).

4.5.6 Testículos

O Gráfico 15 mostra os resultados das doses periféricas obtidas com TLDs posicionados justapostos em bolus em região de testículos, para cada objeto simulador, nas três formas de planejamentos.

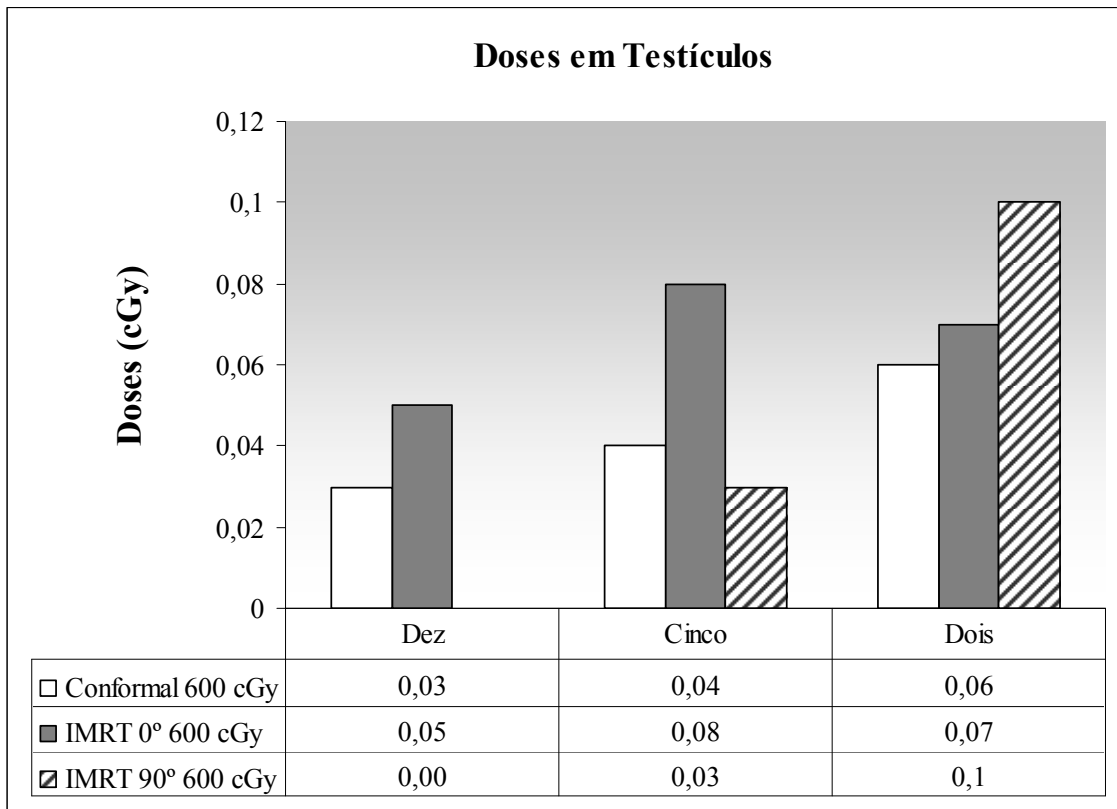


Gráfico 15 – Doses Periféricas em Testículos para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores
 Fonte: Autoria própria (2009)

4.6 COMPARAÇÕES DAS DOSES E O GIRO DO COLIMADOR

É também objetivo do presente trabalho observar se o giro do colimador realizado em planejamentos por IMRT, de zero para noventa graus, oferece benefícios para a proteção radiológica do paciente. O Gráfico 16 apresenta os resultados das comparações para os três objetos simuladores após as irradiações utilizando planejamentos IMRT 0° e IMRT 90°.

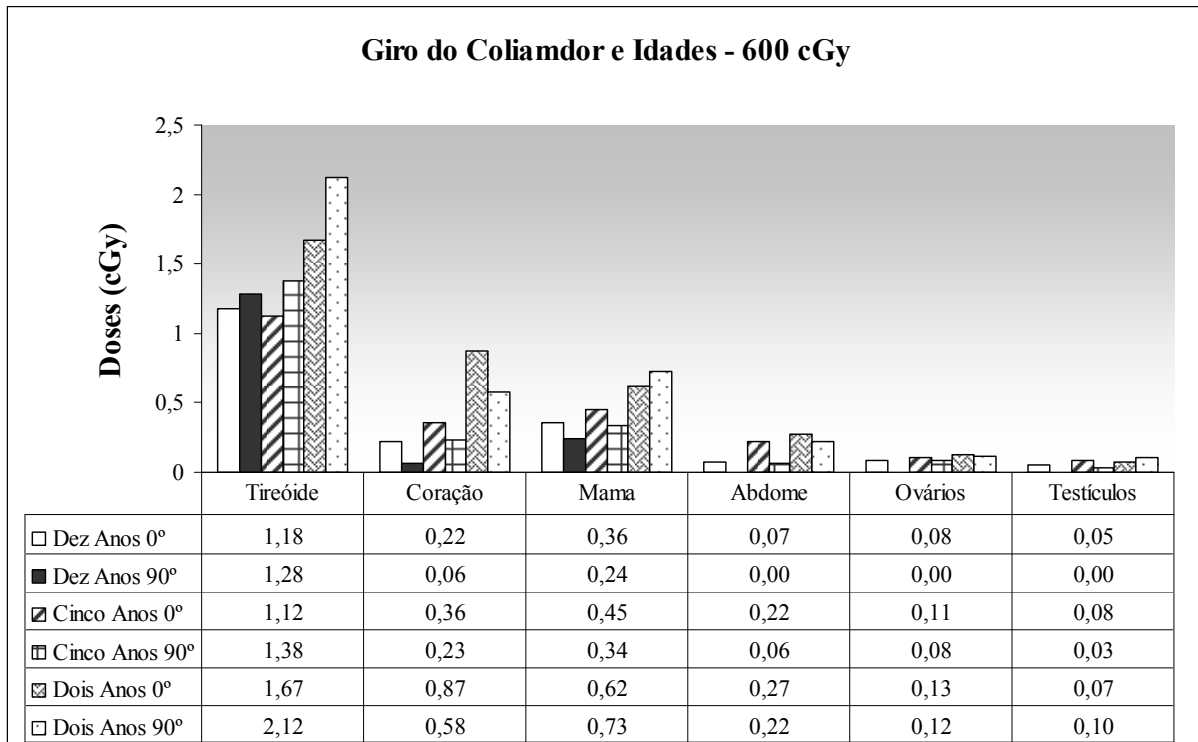


Gráfico 16 – Doses Periféricas Obtidas em IMRT 0° e IMRT 90° para os Três Tamanhos de Objetos Simuladores

Fonte: Autoria própria (2009).

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

5.1 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Conforme descrito no início do capítulo sobre os resultados, a primeira série de irradiações obteve valores muito baixos de doses periféricas e foi necessário, portanto, realizar uma nova série de irradiações, utilizando o dobro de unidades monitor, para que fosse possível obter leituras mais precisas. A discussão que segue é relativa aos valores das doses periféricas obtidas para a segunda série de irradiações, realizada com unidades monitor para entrega de dose de 600 cGy.

Os resultados das doses periféricas foram, de forma geral, os esperados, isto é, decrescentes com as distâncias da região irradiada e inversamente proporcionais aos tamanhos dos objetos simuladores, para cada região periférica. Os valores de doses periféricas para tireóide, coração e mama podem ser avaliados quantitativamente e os demais, em abdome e gônadas, por terem valores muito baixos, podem ser comparados apenas qualitativamente. Segundo Klein *et al* (2006)⁷, as doses periféricas são máquina-dependentes, onde os feixes e principalmente a arquitetura dos colimadores multifolhas são adjuvantes nos espalhamentos causados na periferia do paciente irradiado. Elas também são dependentes do tamanho de campo de tratamento e das distâncias da região irradiada.

5.1.1 Planejamentos

A Tabela 6 mostra todos os valores das razões IMRT 0°/conformal encontradas para os três tamanhos de objetos simuladores do presente trabalho.

Tabela 6 - Razões IMRT 0°/Conformal e Tamanhos dos Objetos Simuladores - 2009

| Razões IMRT 0°/Conformal e Tamanhos dos Objetos Simuladores | | | |
|--|----------------|---------------|---------------|
| Regiões Anatômicas | 10 Anos | 5 Anos | 2 Anos |
| Tireóide | 0,94 | 0,83 | 0,87 |
| Coração | 1,00 | 1,33 | 1,30 |
| Mama | 1,02 | 1,10 | 1,11 |
| Abdome | 0,64 | 2,75 | 1,04 |
| Ovários | 2,00 | 1,38 | 0,81 |
| Testículos | 1,66 | 2,00 | 1,17 |

Fonte: Autoria própria (2009).

Os dados da Tabela 6 mostram que, praticamente para todos os tamanhos de objetos simuladores, apenas a região de tireóide obteve vantagens com a utilização do planejamento por IMRT 0°. Os outros dois valores onde IMRT 0° apresentou benefícios foram para abdome 10 anos e medial de ovários dois anos.

Ao comparar as três técnicas de planejamentos, para os três tamanhos de objetos simuladores, observa-se que grande parte dos valores das doses periféricas é menor para os tratamentos conformal, pois utilizam menor quantidade de unidades monitor. A redução nas doses periféricas ocorre, em parte, quando se comparam os resultados entre os planejamentos IMRT 90° e conformal, exceto para regiões menores que 20 cm de distância do local irradiado. Para este trabalho isto ocorreu em tireóide. As razões IMRT 90°/conformal encontradas estão apresentadas na Tabela 7, onde apenas dois valores de doses periféricas em IMRT 90° são maiores que os valores encontrados para conformal, em regiões de distâncias maiores que 20 cm do local irradiado.

Tabela 7 - Razões IMRT 90°/Conformal e Tamanhos dos Objetos Simuladores - 2009

| Razões IMRT 90°/Conformal e Tamanhos dos Objetos Simuladores | | | |
|---|----------------|---------------|---------------|
| Regiões Anatômicas | 10 Anos | 5 Anos | 2 Anos |
| Tireóide | 1,01 | 1,02 | 1,10 |
| Coração | 0,27 | 0,85 | 0,87 |
| Mama | 0,69 | 0,83 | 1,30 |
| Abdome | - | 0,75 | 0,80 |
| Ovários | - | 1,00 | 0,75 |
| Testículos | - | 0,75 | 1,67 |

Fonte: Autoria própria (2009).

Comparando-se os Gráficos 2, 4, e 6, que apresentam os valores das doses periféricas dos dois planejamentos realizados em IMRT, para os três objetos simuladores, é possível observar a vantagem que o giro do colimador para 90° oferece, pois há redução das doses periféricas em IMRT 90° para a maioria dos resultados. Para este estudo a exceção é a tireóide, que apresenta desvantagens nos valores das doses periféricas se comparado com outros planejamentos. A Tabela 8 mostra a relação entre os resultados das doses periféricas para estes dois planejamentos.

Tabela 8 - Razões IMRT 90°/IMRT 0° e Tamanhos dos Objetos Simuladores - 2009

| Razões IMRT 90°/IMRT 0° e Tamanhos dos Objetos Simuladores | | | |
|---|----------------|---------------|---------------|
| Regiões Anatômicas | 10 Anos | 5 Anos | 2 Anos |
| Tireóide | 1,08 | 1,23 | 1,27 |
| Coração | 0,27 | 0,64 | 0,67 |
| Mama | 0,66 | 0,76 | 1,18 |
| Abdome | - | 0,27 | 0,82 |
| Ovários | - | 0,73 | 0,92 |
| Testículos | - | 0,38 | 1,43 |

Fonte: Autoria própria (2009).

É possível observar na Tabela 8 a visível vantagem para a proteção radiológica das regiões distantes a mais de 30 cm, quando se escolhem tratamentos radioterápicos com feixes de intensidade modulada, ao optar pelo tratamento IMRT 90°, pois, segundo este trabalho apenas duas regiões, além da tireóide, receberiam doses periféricas maiores, quando em comparação com IMRT 0°.

5.1.2 Regiões Anatômicas

Em seu artigo de revisão Lopes, Camargo e Bianchi (2000)⁵ descrevem que os efeitos biológicos tardios da radioterapia em crianças são observados em diversas regiões anatômicas como, por exemplo em músculos onde podem ocorrer atrofias e fibroses, em dentes, agenesias dentárias, malformações de raízes, maiores riscos de cáries e periodontites, em glândulas salivares geralmente ocorrem xerostomia, em olhos pode se desenvolver catarata e retinopias e em sistema nervoso central deficiências neuropsicológicas e mudanças estruturais como atrofias, calcificações e dilatações ventriculares.

Quando observadas as regiões anatômicas citadas no presente trabalho, as doenças radioinduzidas que podem ocorrer são, segundo Lopes, Camargo e Bianchi (2000)⁵ hipotireoidismo e aumento do risco de formação de nódulos em tireóide e em região cardíaca efusão pericárdica, pericardite constrictiva, doença coronariana precoce e fibrose pulmonar. Também segundo Lopes, Camargo e Bianchi (2000)⁵, quando se avalia a região abdominal observa-se que pode ocorrer má absorção dos nutrientes, estreitamento intestinal, disfunção hepática, hipertensão causada por insuficiência renal, diminuição do *clearance* de creatinina, fibrose da bexiga, e contraturas musculares. Como efeito tardio da radiação ionizante em regiões gonadais, além dos possíveis efeitos biológicos em DNA das células germinativas, pode ocorrer em pacientes do sexo masculino risco de esterilidade e em pacientes do sexo feminino falência ovariana e possível menopausa precoce.

Todas as doses periféricas obtidas durante este trabalho não alcançaram de forma individual os limites de doses determinísticas estabelecidos em radioproteção conforme a Tabela 1. A Tabela 9 apresenta estimativas das doses periféricas totais por região anatômica para tamanho dez anos. Estes resultados foram construídos supondo um tratamento completo de cabeça, com 3.000 cGy, e portanto, os valores referentes às doses periféricas que foram

obtidos com 600 cGy foram multiplicados por cinco, para projetar, sem ferramentas estatísticas, possíveis informações de doses totais para cada região periférica estudada.

Tabela 9 - Doses Periféricas para 3.000 cGy nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Dez Anos - 2009

| Doses Periféricas Totais nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Dez Anos | | | |
|--|------------------------|---------------------|----------------------|
| | Conformal (cGy) | IMRT 0°(cGy) | IMRT 90°(cGy) |
| Tireóide | 6,30 | 5,90 | 6,40 |
| Coração | 1,10 | 1,10 | 0,30 |
| Mama | 1,75 | 1,80 | 1,20 |
| Abdome | 0,55 | 0,35 | - |
| Ovários | 0,20 | 0,40 | - |
| Testículos | 0,15 | 0,25 | - |

Fonte: Autoria própria (2009).

A partir da Tabela 9 observa-se que as doses totais em tireóide são as mais elevadas, quando comparadas com as outras regiões anatômicas. Porém, nenhum valor atingiu os limites de doses determinísticos para radioindução imediata de doenças. Mas há possibilidade de ocorrer efeito estocástico dos danos causados pela radiação ionizante de alta energia em todas as regiões irradiadas. Os valores de abdome, ovários e testículos para IMRT 90° são indefinidos, pois, os valores referentes a 600 cGy, para estas leituras, apresentaram-se abaixo do valor de *background* estipulado pela válvula fotomultiplicadora, conforme descrito no capítulo sobre a metodologia. Todos os valores de leituras são encontrados no anexo A. As Tabelas 10 e 11 apresentam os valores de doses totais, supondo 3000 cGy de tratamento, para as regiões anatômicas dos objetos simuladores tamanhos cinco e dois anos, respectivamente, construídos igualmente aos dados da Tabela 9.

Tabela 10 - Doses Periféricas para 3.000 cGy nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Cinco Anos - 2009

| Doses Periféricas Totais nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Cinco Anos | | | |
|--|------------------------|---------------------|----------------------|
| | Conformal (cGy) | IMRT 0°(cGy) | IMRT 90°(cGy) |
| Tireóide | 6,75 | 5,60 | 6,90 |
| Coração | 1,75 | 1,80 | 1,15 |
| Mama | 2,05 | 2,25 | 1,70 |
| Abdome | 0,14 | 1,10 | 0,30 |
| Ovários | 0,40 | 0,55 | 0,40 |
| Testículos | 0,20 | 0,40 | 0,15 |

Fonte: Autoria própria (2009).

Tabela 11 - Doses Periféricas para 3.000 cGy nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Dois Anos - 2009

| Doses Periféricas Totais nas Regiões Anatômicas Para o Tamanho Dois Anos | | | |
|---|------------------------|---------------------|----------------------|
| | Conformal (cGy) | IMRT 0°(cGy) | IMRT 90°(cGy) |
| Tireóide | 9,60 | 8,35 | 10,6 |
| Coração | 3,75 | 4,35 | 2,90 |
| Mama | 2,50 | 3,10 | 3,65 |
| Abdome | 1,30 | 1,35 | 1,10 |
| Ovários | 0,80 | 0,65 | 0,60 |
| Testículos | 0,30 | 0,35 | 0,50 |

Fonte: Autoria própria (2009).

Os estudos realizados por Mazonakis *et al* (2007)²¹ sobre as doses periféricas em regiões gonadais e de Lopes, Camargo e Bianchi (2000)⁵ onde também são apresentadas possíveis doenças radioinduzidas em região de abdome mostram a importância do estudo das doses em tais regiões. Para o presente trabalho estas doses periféricas apresentaram-se muito baixas quando comparadas com os valores de doses determinísticas da Tabela 1 e, provavelmente não seriam de importância significativa para a proteção radiológica, principalmente quando se observam os valores das doses periféricas para tireóide apresentados neste trabalho que, mesmo estando longe dos limites determinísticos, apresentam-se proporcionalmente bem maiores que aqueles encontrados em abdome e gônadas.

Segundo Kan *et al* (2009)²² é possível diminuir os valores de doses periféricas em órgãos de risco em crânio para a IMRT, utilizando feixes não coplanares. Mas para tanto é necessário aumentar ainda mais os valores de UM para estes feixes, para compensar a maior liberdade de ângulos desta técnica. A semelhança entre o trabalho de Kan *et al* (2009)²² e este está nos esforços para encontrar a melhor solução para reduzir as doses periféricas em radioterapia pediátrica.

5.1.3 Tamanhos dos Objetos Simuladores

Apesar da ordem de grandeza dos tamanhos dos objetos simuladores ser próxima, é importante observar e comparar as doses periféricas entre eles.

A partir das Tabelas 9, 10 e 11 observam-se, como mostra o Gráfico 16, que as doses aumentam com a diminuição do objeto simulador e para este trabalho poderia significar que uma criança de dois anos, que teoricamente possui expectativa de vida maior que as de cinco e dez anos, receberia doses periféricas em regiões anatômicas de risco maiores que das crianças de maior idade. É possível que na prática isto não ocorra, pois, o diâmetro e a estrutura óssea de cabeça de uma criança de dois anos são menores e, portanto, teoricamente ela poderia receber doses menores que as dos planejamentos deste trabalho. Semelhante ao trabalho de Mansur, Klein e Maserang (2007)⁶ que também utilizou IMRT 0°, as doses periféricas obtidas para os três tamanhos de objetos simuladores para IMRT 0° em tireóide apresentaram os menores valores quando comparadas com os outros dois planejamentos.

Os resultados das doses periféricas obtidos mostram valores menores em coração do que em mama para os três planejamentos, nos três tamanhos de objetos simuladores. E obviamente maiores para o objeto simulador tamanho dois anos, por causa do menor tamanho de DAP deste. Estes resultados sugerem que o coração recebeu menores doses porque se encontra protegido em relação à mama, e que para irradiações de cabeça a dose recebida por dentro do corpo parece não ser significativa para o coração.

5.2 CONCLUSÕES

Neste trabalho foram apresentadas e comparadas medidas de doses pediátricas periféricas em radioterapia, em regiões de maior interesse em proteção radiológica, obtidas com TLDs em pó encapsulados em cilindros a prova de água. Para obter tais doses foram utilizados objetos simuladores pediátricos humanóides, que sofreram irradiações de cabeça utilizando os planejamentos IMRT 0° *sliding window*, IMRT 90° *sliding window*, planejamento conformal e um acelerador linear Varian Clinac 600CD com feixes de Raios X produzidos com potencial de 6 MV. As doses aplicadas foram de 300 cGy e 600 cGy com cinco campos coplanares para todos os planejamentos.

Os esforços desta pesquisa foram concentrados em estudar e comparar as vantagens e desvantagens na utilização dos planejamentos conformal e IMRT, buscando principalmente validar com vantagens o planejamento de radioterapia com intensidade modulada, por causa da melhor preservação dos tecidos saudáveis adjacentes ao tumor que ocorre com este planejamento. As doses periféricas obtidas variaram de forma aproximadamente linear com os tamanhos dos objetos simuladores e, quanto maiores as distâncias entre as regiões anatômicas periféricas e o local irradiado, menores as doses recebidas.

Por meio dos resultados apresentados conclui-se que o planejamento por IMRT 90°, mesmo utilizando a maior quantidade de unidades monitor entre os três planejamentos, oferece benefícios em relação ao IMRT 0° e ao conformal e que a IMRT 0° entrega as maiores doses periféricas entre os três planejamentos. Observou-se também a possibilidade de utilizar, com vantagens dosimétricas, planejamentos IMRT para pacientes pediátricos, tomando o cuidado de realizar o planejamento girando o colimador para 90° e observar atentamente os valores de doses periféricas em tireóide, para que o restante das regiões anatômicas consideradas de risco seja beneficiado por esse método.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Uma vez que as doses periféricas são máquina-dependentes e que a arquitetura dos colimadores multifolhas interfere nos resultados destas doses, sugere-se como trabalho futuro

a realização de estudos semelhantes a este, porém, utilizando aceleradores lineares de outros fabricantes e com todas as outras energias de feixes que existem disponíveis no mercado.

Também é possível realizar pesquisas onde a posição do objeto simulador ficará invertida, isto é, com os pés apontando para o *gantry* e, neste caso, dando importância às doses periféricas em região de pelve.

Outro trabalho de grande importância para a complementação deste, seria a comparação entre doses periféricas obtidas através dos objetos simuladores utilizados no presente trabalho e objetos simuladores comerciais, uma vez que o primeiro é apresentado de maneira empírica e o segundo possui todas as certificações e estudos para poder ser comercializado.

Sugerem-se ainda pesquisas para redução de dose periférica em tireóide para IMRT 90°, segundo os métodos aqui utilizados.

REFERÊNCIAS

- 1 MAZILLI, Bárbara. et al. Instituto de Pesquisas Eenergéticas e Nucleares **Noções Básicas de Proteção Radiológica. 2002.** São Paulo. 2002.
- 2 INCA - Instituto Nacional de Câncer. Particularidades do Câncer Infantil. Disponível em http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=343. Acesso em jan. 2010.
- 3 VALENTIN, J. **ICRP 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** 2007.
- 4 LOMAX, Bimmermann, B.; Schneider, U. Second Cancers in Children Treated With Modern Radiotherapy Techniques, **Radiotherapy and Oncology** 89 (2008) 135–140.
- 5 LOPES, L.F., Camargo, B, Bianchi, A. Os Efeitos Tardios do Tratamento do Câncer Infantil. **Revista da Associação Médica do Brasil** 2000; 46(3): 277-84.
- 6 MANSUR, D.B.; Klein, E.E.; Maserang B.P. Measured Peripheral Dose in Pediatric Radiation Therapy: A Comparison of Intensity-Modulated and Conformal Techniques. **Radiotherapy and Oncology**, 2007; 82, 179-184.
- 7 KLEIN, E.E.; Maserang, B.P.; Mansur, D.B. Peripheral Doses From Pediatric IMRT. **Medical Physics**, 2006; v.33, n 7, 2525-2531.
- 8 INCA - Instituto Nacional de Câncer –. Estimativa 2010. Incidência de Câncer no Brasil. disponível em http://www.inca.gov.br/releases/press_release_view.asp?ID=2283 acesso em janeiro 2010.
- 9 MONTEIRO, G. T. R., Koifman, S., Mortalidade por Tumores de Cérebro no Brasil, 1980-1998. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, 19(4):1139-1151, jul-ago, (2003).
- 10 SALVAJOLI, João Victor. **Radioterapia em Oncologia.** Rio de Janeiro: Medsi 1999.
- 11 RADIOLOGICAL SOCIETY OF NORTH AMERICA. Disponível em: <http://www.rsna.org/> acesso em maio 2010.
- 12 KHAN, Faiz. **The Physics of Radiation Therapy.** 3rd, Lippincott. Williams & Wilkins. (2003).
- 13 WEBB, S. **The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy Treatment Planning. Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning.** Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. (1993).
- 14 WEBB, S. **Intensity-Modulated Radiation Therapy.** Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia. (2001).
- 15 INTERNATIONAL COMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Disponível em: <http://www.icrp.org/> Acesso em maio de 2010.

- 16 VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Disponível em
<http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/trilogy/millennium_mlc.html>
Acesso em jul 2009.
- 17 POSIÇÃO REGULATÓRIA 3.01/006. Medidas de Proteção e Critérios de Intervenção em Situações de Emergência. Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN.2005. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/seguranca/normas/doc/pr301_06.swf> Acesso em jan 2010.
- 18 SCAFF, Luiz A. M. **Física da Radioterapia**. Sarvier. São Paulo. 1997.
- 19 MACEDO, E.M.L., Almeida, C.E. Fatores Que Influenciam na Dose Periférica na Radioterapia. Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR/DBB-IBRAG/ UERJ) - Revisão de Literatura. Congresso Brasileiro de Física Médica 2006, 14 a 17 de Junho – Ribeirão Preto – SP: ABFM, 2006
- 20 MUTIC, S., Klein, E.E. A Reduction in the AAPM tg-36 Reported Peripheral Dose Distributions With Tertiary Multileaf Collimation. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**. vol. 44, no. 4, pp. 947–953, 1999.
- 21 MAZONAKIS, Michalis, et al. scattered dose to gonads and associated risks from radiotherapy for common pediatric malignancies a phantom study. **Strahlenther onkologie**. 183:332–7, 2007.
- 22 KAN. Monica, *et al.* peripheral doses from noncoplanar imrt for pediatric radiation therapy **Medical Dosimetry**. <[doi:10.1016/j.meddos.2009.07.003](https://doi.org/10.1016/j.meddos.2009.07.003)>. 2009.
- 23 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS – ICRU Report 44 and 103. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement., Bethesda – USA. 1989.
- 24 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS – ICRU Report 48. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnostic and Protection. Bethesda – USA. 1992.

ANEXO – B

Planejamentos radioterápicos conformal, IMRT 0° e IMRT 90°

Patient Name: D.DE O.SILVA, (UTFPR) Image: CT_1 Maximum dose: 12187.1 cGy
 Hospital: Oncoville, Curitiba Plan Sum: Plan Sum Maximum dose in PTV: 12184.2 cGy
 Summed plans: CONFORMAL (C1); IMRT 0° (C1); IMRT 90° (C1) Visible Image: CT_1 Minimum dose in PTV: 11154.0 cGy
 Mean dose in PTV: 11993.3 cGy

| Fields in plan 'CONFORMAL' of course 'C1' (Plan Weight: 1.00) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|-----------|---------|--------|---------|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|---------------|----------------|-------|-------|-------|---------|------|----|
| Field ID | Technique | Machine | Energy | Scale | Wedge ID | Weight | X1[cm] | X2[cm] | Y1[cm] | Y2[cm] | Gantry Rtn[deg] | Coll Rtn[deg] | Couch Rtn[deg] | X[cm] | Y[cm] | Z[cm] | SSD[cm] | MU | |
| Campo 1 | STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.1 | +4.1 | +3.2 | +2.7 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 72 |
| Campo 2 | STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.4 | +4.1 | +3.2 | +2.7 | 80.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 94.5 | 69 |
| Campo 3 | STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.2 | +4.0 | +3.2 | +2.7 | 140.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.9 | 79 |
| Campo 4 | STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.2 | +4.2 | +3.2 | +2.7 | 220.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.5 | 80 |
| Campo 5 | STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.0 | +4.3 | +3.2 | +2.7 | 280.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 72 |

| Fields in plan 'IMRT 0°' of course 'C1' (Plan Weight: 1.00) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|---------------|---------|--------|---------|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|---------------|----------------|-------|-------|-------|---------|------|----|
| Field ID | Technique | Machine | Energy | Scale | Wedge ID | Weight | X1[cm] | X2[cm] | Y1[cm] | Y2[cm] | Gantry Rtn[deg] | Coll Rtn[deg] | Couch Rtn[deg] | X[cm] | Y[cm] | Z[cm] | SSD[cm] | MU | |
| Campo 1 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.0 | +4.0 | +2.8 | +2.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 80 |
| Campo 2 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.3 | +4.0 | +2.8 | +2.0 | 80.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 94.5 | 80 |
| Campo 3 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.0 | +3.8 | +2.8 | +2.0 | 140.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.9 | 83 |
| Campo 4 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +4.0 | +4.0 | +2.8 | +2.0 | 220.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.5 | 75 |
| Campo 5 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.8 | +4.3 | +2.8 | +2.0 | 280.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 79 |

| Fields in plan 'IMRT 90°' of course 'C1' (Plan Weight: 1.00) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--|---------------|---------|--------|---------|----------|--------|--------|--------|--------|--------|-----------------|---------------|----------------|-------|-------|-------|---------|------|----|
| Field ID | Technique | Machine | Energy | Scale | Wedge ID | Weight | X1[cm] | X2[cm] | Y1[cm] | Y2[cm] | Gantry Rtn[deg] | Coll Rtn[deg] | Couch Rtn[deg] | X[cm] | Y[cm] | Z[cm] | SSD[cm] | MU | |
| Campo 1 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.5 | +2.8 | +3.0 | +3.0 | 0.0 | 90.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 80 |
| Campo 2 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.5 | +2.8 | +3.3 | +3.5 | 80.0 | 90.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 94.5 | 69 |
| Campo 3 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.5 | +2.8 | +3.0 | +3.3 | 140.0 | 90.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.9 | 85 |
| Campo 4 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.5 | +2.8 | +3.3 | +3.3 | 220.0 | 90.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 90.5 | 75 |
| Campo 5 | IMRT STATIC-I | CL600CD | 6X | VAR_IEC | | 1.000 | +3.5 | +2.8 | +3.5 | +3.0 | 280.0 | 90.0 | 0.0 | 0.0 | 0.3 | 0.8 | 4.8 | 93.4 | 78 |

