

BLINDAGEM PARA PROTEÇÃO DE PACIENTES CONTRA NÊUTRONS
GERADOS NOS ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS EM
RADIOTERAPIA

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS
EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.

Prof. Delson Braz, D.Sc.

Prof^a. Maysa Joppert Coelho, Ph.D.

Prof. Júlio José da Silva Estrada, D.Sc.

Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2008

SILVA JUNIOR, WILSON FREITAS REBELLO DA

Blindagem para proteção de pacientes
contra nêutrons gerados nos aceleradores lineares
utilizados em radioterapia [Rio de Janeiro] 2008

VII, 78 p. 29,7 cm (COPPE / UFRJ , D. Sc.,
Engenharia Nuclear, 2008)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro,
COPPE

1. Aceleradores Lineares
2. Fotonêutrons
3. Monte Carlo
4. Blindagem
5. MLS
6. Blindagem multi-folhas

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus queridos filhos Marcus Vinicius e Luís Alberto e a minha esposa Rita de Cássia, por todo apoio e compreensão fundamentais para que eu pudesse ter concluído este trabalho e, principalmente, pelo entendimento de que, algumas vezes, não pude estar mais próximo a eles por causa de minhas atividades relacionadas a este Doutorado.

Agradeço aos meus pais, Wilson e Marly pela formação moral e educacional que me proporcionaram e, particularmente, pelo amor incondicional e pelo incentivo que sempre me dedicaram.

Agradeço ao Exército Brasileiro por toda a formação técnica que me proporcionou e, neste momento particular, pela oportunidade de fazer este curso de Doutorado.

Agradeço, especialmente, ao grande amigo e orientador, o Prof. Ademir Xavier da Silva, pela valiosa orientação e amizade, sem as quais este trabalho não teria saído do campo das idéias.

Enfim, agradeço a todos os amigos, os colegas da COPPE, do IME e do CTEEx, que direta ou indiretamente muito me apoiaram, incentivaram e contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D. Sc.)

BLINDAGEM PARA PROTEÇÃO DE PACIENTES CONTRA NÊUTRONS
GERADOS NOS ACELERADORES LINEARES UTILIZADOS EM
RADIOTERAPIA

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

Março/2008

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Programa: Engenharia Nuclear

Doses devido a nêutrons em pacientes submetidos a seções de radioterapia é um fato. Um tratamento radioterápico para tratar uma determinada neoplasia maligna pode dar origem a um novo foco de câncer em um tecido anteriormente sadio. Este trabalho teve como objetivo diminuir tais doses indesejáveis através do desenvolvimento de um sistema de blindagem contra nêutrons a ser posicionada diretamente sobre o cabeçote do acelerador linear utilizado na radioterapia. Utilizou-se as versões 4B e 5 do código de transporte de radiação MCNP, *Monte Carlo N-Particle*, no desenvolvimento do sistema de blindagem. Os resultados obtidos nas simulações computacionais indicaram que a utilização do novo sistema de blindagem pode resultar em uma redução média acima de 90% das doses devido a nêutrons no plano do paciente. Verificou-se, ainda, que o emprego do novo sistema de blindagem não interferiu no feixe útil de raios X destinado ao tratamento radioterápico.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D. Sc.)

SHIELDING FOR PATIENTS PROTECTION AGAINST NEUTRONS
GENERATED IN LINEAR ACCELERATORS USED IN RADIOTHERAPY

Wilson Freitas Rebello da Silva Junior

March/2008

Advisor: Ademir Xavier da Silva

Department: Nuclear Engineering

Neutron doses in patients undergoing radiotherapy sessions are a fact. The radiotherapy used to treat a particular malignancy can generate a new cancer in a previously healthy tissue. This work was directed to decrease these undesirable doses by developing a shielding system against neutrons to be positioned directly at the head of the linear accelerator used in radiotherapy. The results obtained in computer simulations indicated that the use of this new shielding system can result in an average reduction dose of over 90% due to neutrons at the patient. It was observed, also, that the new shielding system didn't interfere in the useful X-ray beam, used in the radiotherapy treatment.

Sumário

1 Introdução	1
1.1 Revisão bibliográfica	1
1.2 Objetivo da tese	10
2 Fundamentação teórica	11
2.1 A radioterapia	11
2.2 O acelerador linear utilizado na radioterapia (Linac)	13
2.3 A produção do nêutron dentro do Linac	15
2.3.1 Os componentes do Linac e a produção do nêutron	16
2.3.2 A técnica de tratamento e a produção do nêutron	18
2.4 A interação do nêutron com a matéria	20
2.5 Grandezas dosimétricas	23
2.5.1 Dose absorvida	23
2.5.2 Dose equivalente	23
2.5.3 Dose efetiva	25
2.5.4 Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$	26
2.6 O polietileno borado na blindagem contra nêutrons	27
2.7 O código MCNP	28
3 Metodologia	31
3.1 Considerações gerais	31
3.2 Estudo preliminar para avaliar a viabilidade da blindagem – 1ª etapa	32
3.2.1 O cabeçote modelado	33
3.2.2 A blindagem	34

3.2.3 A simulação computacional	35
3.3 O MLS e sua simulação utilizando um modelo complexo de cabeçote – 2ª etapa	37
3.3.1 O cabeçote modelado	37
3.3.2 A validação do cabeçote simulado	41
3.3.3 O MLS	43
3.3.4 A simulação computacional	50
3.4 A inclusão da sala de radioterapia na simulação computacional – 3ª etapa	54
3.4.1 O sistema modelado	54
4 Resultados	58
4.1 Simulação simplificada da esfera – 1ª etapa	58
4.2 Simulação do modelo complexo com o MLS – 2ª etapa	60
4.3 Simulação com a inclusão da sala de radioterapia – 3ª etapa	64
5 Conclusões	68
5.1 Simulação simplificada da esfera – 1ª etapa	68
5.2 Simulação do modelo complexo com o MLS – 2ª etapa	69
5.3 Simulação com a inclusão da sala de radioterapia – 3ª etapa	70
5.3 Conclusões finais	72
Referências Bibliográficas	73

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Dentre os principais recursos no tratamento contra o câncer, tem-se a radioterapia. Nas últimas décadas, a utilização de aceleradores lineares operando em energias cada vez maiores, o uso de novos implementos e o emprego de técnicas mais avançadas de tratamento têm gerado uma alta produção de nêutrons durante as sessões de radioterapia. Esses nêutrons, ineficientemente blindados, causam doses indesejáveis em tecidos sadios dos pacientes que, com o tempo, podem se transformar em novos focos de câncer. Todos os pacientes submetidos a seções de radioterapia sob energias elevadas estão sujeitos a essa radiação. Crianças, adolescentes e fetos (cujas mães são submetidas a seções de radioterapia) são mais suscetíveis de desenvolverem um câncer dessa natureza.

Cientes deste problema e no propósito de atenuá-lo, foi desenvolvido, nesta tese, um novo sistema de blindagem com a finalidade de proteger os pacientes de tais doses. A blindagem desenvolvida foi denominada Blindagem Multi-Folhas ou *Multileaf Shielding*, MLS. Simulações computacionais, utilizando o método de Monte Carlo, foram realizadas para desenvolver conceitualmente o MLS e analisar sua eficiência.

1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nos últimos anos, inúmeros trabalhos têm sido desenvolvidos no sentido de comprovar e quantificar a produção indesejada de fotonêutrons durante as seções de radioterapia. Com o objetivo de melhor situar o leitor dentro do contexto atual desse problema, a seguir serão apresentados alguns dos mais recentes trabalhos, diretamente relacionados ao assunto em questão.

Tosi e colaboradores (Tosi *et al.*, 1991) utilizaram, para determinar o espectro de nêutrons gerados por aceleradores lineares, uma equação empírica apresentada pela NCRP 79 (*National Council on Radiation Protection and Measurements, Report 79*, 1984) que

descreve o espectro de nêutrons surgidos da interação de fótons de elevadas energias com um determinado alvo. Essa equação foi, em trabalhos posteriores, utilizada para descrever os fotonêutrons produzidos no interior dos cabeçotes de radioterapia simulados através do modelo esférico.

Palta e colaboradores (Palta *et al.*, 1984) determinaram a dose equivalente devido a nêutrons em diversos pontos do plano de tratamento para vários tamanhos de campo. Para isso, medidas foram realizadas e um código computacional baseado no método de Monte Carlo foi utilizado para os cálculos. Em seu experimento, o método de ativação com nêutrons utilizando folhas de ouro foi empregado para estimar os fluxos de nêutrons em diversos pontos em torno de dois aceleradores, modelos Mevatron 77, operando nos potenciais de 18 MV e 15 MV cada um. Os resultados mostraram que a contribuição de dose equivalente devido aos nêutrons térmicos corresponde a valores entre 1% e 2% do total da dose equivalente. A um metro do isocentro, a dose equivalente propiciada pelo feixe do acelerador de 18 MV foi aproximadamente seis vezes maior do que a do acelerador de 15 MV, apresentando uma média de 2,0 mSv/Gy de dose devido aos raios X no isocentro para 18 MV e de 0,3 mSv/Gy para 15 MV.

Manfredotti e colaboradores (Manfredotti *et al.*, 1992) determinaram a dose equivalente devido a nêutrons em órgãos críticos de pacientes submetidos a tratamentos de radioterapia utilizando raios X. Para os cálculos foi utilizado o código computacional EGS4 (*Electron Gamma Shower Version 4*) que simulou o transporte de nêutrons calculando a dose equivalente, devido a esses em determinados órgãos do paciente. Paralelamente, dois tipos de medidas foram realizadas: uma utilizando dosímetros TLD-600 e TLD-700 posicionados em vários pontos de um fantoma antropomórfico e outra utilizando dosímetros pessoais UD-802, colocados sobre os pacientes em pontos localizados de acordo com a posição dos órgãos de interesse. Os resultados indicaram que essas doses eram elevadas e, por isso, não deveriam ser negligenciadas.

Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997), utilizando o código EGS4 combinado com o código MORSE-CG, determinaram os campos de radiação devido a nêutrons ao redor de diferentes componentes internos de diversos aceleradores lineares, dentre esses o Varian 2300C(D). Após análise dos resultados, verificaram que os resultados obtidos diferiam em torno de 30% dos resultados obtidos por medições *in loco*. Nesse trabalho, os autores

apresentaram um modelo simplificado de cabeçote do equipamento de radioterapia Varian 2300C(D) onde, após diversas simulações, concluíram que as respostas fornecidas por esse modelo simplificado eram compatíveis com as respostas fornecidas pelo modelo completo do referido cabeçote.

Bourgois e colaboradores (Bourgois *et al.*, 1997), utilizaram detectores de bolha para medir a contaminação de nêutrons associado ao feixe de fótons do acelerador linear Saturne 43F, produzido pela *Medical Systems*, operando em energias de 8, 15, 18 e 25 MV, tendo obtido os valores de 0,25 mSv/Gy, 2,36 mSv/Gy, 2,98 mSv/Gy e 7,52 mSv/Gy respectivamente de dose equivalente devido a nêutrons na região do isocentro.

Roy e Sandison (Roy e Sandison, 2000) apresentaram um estudo envolvendo uma blindagem constituída de polietileno borado a ser posicionado sobre pacientes grávidas submetidas à radioterapia. A blindagem, na forma de placas, seria posicionada na região do ventre da paciente, com a finalidade de proteger o feto da dose indesejável devido aos nêutrons. Os resultados obtidos indicaram 90% de redução da dose devido a nêutrons com a utilização da referida blindagem.

Singleterry e Thibeault (Singleterry e Thibeault, 2000), utilizando o código MCNP, versão não informada, realizaram estudos para a NASA (*National Aeronautics and Space Administration*) para avaliar a eficiência de diversos tipos de blindagens para nêutrons a serem utilizadas em espaçonaves. Os estudos demonstraram que materiais hidrogenados, como o polietileno, por exemplo, têm maior capacidade de blindar nêutrons do que os constituídos por ligas de alumínio e que, se a esses materiais hidrogenados, forem adicionados materiais absorvedores de nêutrons, como o boro, essa capacidade de blindagem aumenta.

Ongaro e colaboradores (Ongaro *et al.*, 2000) utilizaram os aceleradores modelos Siemens Mevatron de 15 MV e ELEKTA SL20I de 18 MV, para obter computacional e experimentalmente a forma espectral dos fotonêutrons gerados nos cabeçotes dos mesmos em pontos variando de 2 cm a 15 cm de distância do isocentro. Também estimaram as doses equivalentes devido a nêutrons e fótons em diversos pontos no plano do paciente. Nesse experimento foram utilizados detectores de bolhas, enquanto que, na modelagem computacional, foi utilizado o código MCNP4B-GN (*Monte Carlo N-Particle – Gamma*

Nêutron). Os valores de doses equivalentes devido a nêutrons sobre a região estudada, variaram de 1,0 a 4,8 mSv/Gy.

Da Silva e Crispim (Da Silva e Crispim, 2001), utilizando o código MCNP4B (*Monte Carlo N-Particle Version 4B*), estudaram várias blindagens, cada uma delas constituída por materiais diferentes, a serem posicionadas ao redor de uma fonte esférica de nêutrons de ^{252}Cf . Os resultados indicaram que, dentre os materiais utilizados, o polietileno borado destacou-se, reduzindo significativamente as doses devido aos nêutrons oriundos da fonte.

Sanz e colaboradores (Sanz *et al.*, 2001), utilizando um acelerador modelo Siemens KD-S de 18 MV, determinaram experimental e computacionalmente a dose equivalente devido a nêutrons em diversos pontos de uma sala de radioterapia. Medidas experimentais foram realizadas utilizando-se dosímetros termoluminescentes TLD 600 e TLD 700, posicionados no interior de uma esfera de parafina, enquanto que, na simulação computacional foi utilizado o código MCNP4B, onde se modelou uma fonte de nêutrons cujo espectro foi calculado segundo a mesma expressão matemática utilizada por Tosi e colaboradores (Tosi *et al.*, 1991). Essa fonte foi posicionada no centro de uma esfera de tungstênio com 10 cm de raio. Esse modelo representa o modelo esférico de cabeçote recomendado pela NCRP 79 (NCRP, 1984). O valor determinado para a dose equivalente devido a fotonêutrons no plano do paciente foi na ordem de 0,6 mSv/Gy.

Kase e colaboradores (Kase *et al.*, 2003) utilizaram a radiação de fuga de nêutrons e fótons do equipamento Varian 2100C operando a 6 e 18 MeV para estudar a capacidade de blindagem de diversos tipos de concreto. Chegaram às conclusões, entre outras, que o acréscimo de Fe ao concreto, na forma de agregado graúdo, colabora significativamente para a blindagem de fótons e que a quantidade de materiais hidrogenados na composição do concreto, tem influência direta na sua capacidade de blindar nêutrons.

Followill e colaboradores (Followill *et al.*, 2003) realizaram, utilizando o método de análise por ativação em folhas de ouro, medições dos campos de nêutrons gerados ao redor de diversos modelos de aceleradores lineares. Com esse trabalho, ampliaram as informações referentes ao valor Q (numero total de nêutrons produzidos por um determinado acelerador linear, operando numa determinada energia, por 1,0 Gy de dose absorvida de raio X administrada no isocentro) para diversos equipamentos.

Waller e colaboradores (Waller *et al.*, 2003) realizaram medições utilizando detectores de bolha e simulações computacionais utilizando o código MCNP4B, para avaliar a redução de dose devido a nêutrons dentro do labirinto de uma sala de radioterapia após a utilização de uma blindagem para nêutrons, denominada *Predamax*, revestindo as paredes internas da sala de radioterapia. Utilizaram, nesse estudo, o equipamento de radioterapia Varian 2100C(/D) operando a 18MV. Os estudos indicaram que a utilização da referida blindagem com 5,5cm de espessura, poderia reduzir a dose devido a nêutrons por um fator entre 5 e 8.

Raymond e McGinley (Raymond e McGinley, 2003) realizaram medições de nêutrons e raios gama de captura em vários pontos, situados a um metro do piso, ao longo de dois labirintos de dois aceleradores lineares operando, cada qual, a 15 MV. Realizaram, ainda, de forma similar, medições de nêutrons no labirinto de outros cinco aceleradores. As medições foram feitas com os equipamentos operando em diversos ângulos, sem e com um fantoma espalhador e com os colimadores ajustados para um campo mínimo e para um campo máximo e verificaram que as doses equivalentes devido a nêutrons ao longo do labirinto eram dependentes da razão entre as áreas da seção reta da entrada do labirinto e do labirinto.

Zanini e colaboradores (Zanini *et al.*, 2004a), obtiveram, através de simulações computacionais, os espectros de fotonêutrons no plano do paciente em função do tamanho do campo do feixe terapêutico. Utilizaram, para isso, o código MCNP4B-GN na modelagem do cabeçote do Varian 2300C(/D) operando a 18 MV. Usaram, ainda, os coeficientes de conversão disponíveis na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995) para estimar os valores do equivalente de dose ambiente, $H^*(10)$, a partir dos espectros obtidos por simulação. Obtiveram um valor máximo de 3,87 mSv/Gy a uma distância de 3 cm do isocentro, para um tamanho de campo de 40 cm x 40 cm. Os cálculos mostraram que as doses devido a nêutrons dependem da configuração geométrica dos dispositivos internos do cabeçote utilizados para colimar o feixe terapêutico.

Vanhavere e colaboradores (Vanhavere *et al.*, 2004), determinaram experimentalmente as doses equivalentes devido a fótons e nêutrons em órgãos fora do volume alvo num tratamento de câncer de próstata utilizando feixes de fótons provenientes de um acelerador Varian 2100 C(/D) operando a 18 MV. Foram utilizados detectores de bolha e dosímetros

termoluminescentes colocados em orifícios internos do simulador físico-antropomórfico *Alderson Rando* e do fantoma sólido de polimetilmetacrilato (PMMA- Polimetil-metacrilato, comercializado como *plexiglass*) com formato de um paralelepípedo. Os valores de doses devido a fótons nos órgãos, fora do volume alvo, apresentaram variações de 2,0 mSv a 1140 mSv, por cada dose de 2 Gy no órgão alvo, e nos intervalos de 0,2 mSv a 18 mSv, para a dose devido a nêutrons. A dose efetiva associada aos fótons foi estimada em 26 mSv, enquanto aos nêutrons em 4 mSv.

Facure e colaboradores (Facure *et al.*, 2004), utilizando o modelo esférico de cabeçote, recomendado pela NCRP 79 (NCRP, 1984) com a fonte de nêutrons definida conforme o espectro de energia descrito por Tosi e colaboradores (Tosi *et al.*, 1991), modelaram, utilizando o código MCNP4B, os cabeçotes dos aceleradores GE Saturne 43 (25 MV), Siemens KD (20 MV) e Varian 1800 (15 MV - 18 MV) e calcularam a dose equivalente devido a nêutrons em vários pontos afastados dos cabeçotes. Os valores de dose equivalente apresentaram variações nos intervalos 0,67 mSv/Gy a 1,1 mSv/Gy. Os resultados obtidos apresentaram boa concordância com os valores experimentais disponíveis na literatura.

Zanini e colaboradores (Zanini *et al.*, 2004b) utilizaram o equipamento de radioterapia ELEKTA operando a 18 MV num campo de 10 cm x 10 cm, equipado com MLC, para realizarem medidas, utilizando detectores de bolha, da fluência de nêutrons Φ_n gerada sobre um fantoma antropomórfico plano-paralelo denominado *Jimmy*, submetido ao referido campo de radiação. O mesmo equipamento foi simulado utilizando o código MCNP-GN. Os valores, medidos e calculados foram comparados, apresentando boa concordância. Foram, ainda, determinados os valores de $H^*(10)_n$ em vários pontos sobre o plano do paciente utilizando-se, para isso, os valores medidos e de Φ_n , para um ponto situado no plano do paciente, a uma distância de 15 cm do isocentro. Os valores de equivalente de dose ambiente devido a nêutrons, $H^*(10)_n$, provenientes das medições, foram comparados com os valores calculados através da simulação computacional. Os dois métodos apresentaram boa concordância.

Králik e Turek (Králik e Turek, 2004) obtiveram, utilizando o espectrômetro multi esfera de Bonner e detectores de traços nuclear CR-39 envolvidos em ^{10}B , o espectro de nêutrons gerados por um acelerador modelo Varian 2100C(D). O espectro obtido foi

convertido em $H^*(10)_n$ utilizando, para isso, os coeficientes de conversão da ICRP 74 - *Internacional Commission on Radiological Protection, Publication 74* - (ICRP 74, 1996). Foram obtidos valores de $H^*(10)_n$ em pontos próximos à mesa de tratamento na ordem de 10 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}$.

Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2005) realizaram medidas de doses devido a nêutrons em pontos próximos ao acelerador linear Varian 2300C(/D) operando com o acessório MLC-120, colimador multi-folhas com 120 lâminas (*Multileaf Collimator - 120*). As medidas foram realizadas com o equipamento operando no modo convencional e no modo intensidade modulada, IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*). Os resultados foram comparados e verificou-se que a dose devido aos nêutrons aumentou significativamente quando o equipamento foi utilizado no modo IMRT. Esse acréscimo foi diretamente proporcional ao acréscimo de Unidades Monitoras (UM), os valores de $H^*(10)_n$ aumentaram na ordem de 2,85 quando o equipamento funcionou no modo IMRT. Medidas adicionais foram realizadas com o equipamento operando com aberturas de campo estáticas de 0 cm x 0 cm, 5 cm x 5 cm e 10 cm x 10 cm. Simularam, ainda, o modelo de cabeçote do acelerador Varian 2300C(/D), apresentado por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997), acrescido do MLC-120, utilizando o código MCNPX (*Monte Carlo N-Particle Version X*). Os valores de $H^*(10)_n$ foram calculados e comparados com os medidos, apresentando excelente coerência entre esses, o que indicou uma boa resposta do modelo apresentado por Mao e colaboradores.

Barquero e colaboradores (Barquero *et al.*, 2005) utilizaram o acelerador linear Mevatron KD-S, da Siemens, operando a 18 MV, para realizar medições do fluxo de nêutrons térmicos, do espectro de nêutrons e das doses devido a nêutrons em diversos pontos dentro da sala de radioterapia. O fluxo de nêutrons térmicos, medidos ao plano do cabeçote do equipamento foi de $2,9\text{E}+04$ nêutrons/ cm^2/s e de $2,3\text{E}+04$ nêutrons/ cm^2/s ao plano do paciente. Esses valores apresentaram boa concordância com os encontrados através de medições por outros autores. Ao plano do cabeçote, foram obtidos valores de equivalente de dose ambiente devido a nêutrons, $H^*(10)_n$, na ordem de 0,5mSv/Gy e de equivalente de dose ambiente devido a fótons, $H^*(10)_f$, na ordem de 0,6mSv/Gy. Ao plano do paciente foram obtidos valores de $H^*(10)_n$ e $H^*(10)_f$ na ordem de 0,4 mSv/Gy e 8,6 mSv/Gy, respectivamente.

Telles e colaboradores (Telles *et al.*, 2005), utilizando o código MCNP4B, simularam o feixe de elétrons e alvo metálico do equipamento Varian 2100 C(/D) e calcularam as PDPs (porcentagens de doses profundas). Os valores calculados foram comparados com valores medidos e apresentaram boa concordância. A constituição e a geometria do alvo metálico (composto de cobre e tungstênio) foram fornecidas no referido trabalho.

Huang e colaboradores (Huang *et al.*, 2005), utilizando o código de Monte Carlo FLUKA, calcularam os espectros de fotonêutrons produzidos pela interação de feixes de elétrons de diversas energias atingindo um mesmo alvo e o espectro de fotonêutrons produzidos por um feixe de elétrons de 15 MeV atingindo diferentes alvos constituídos de diferentes materiais com diferentes espessuras. Entre vários resultados, verificaram que a energia média do nêutron produzido está abaixo de 1,0 MeV, o que é significativamente menor do que o valor publicado pela NCRP 79. Para alvos de cobre, tântalo, tungstênio e ouro, com diferentes espessuras, a dose de fotonêutrons no isocentro situou-se na ordem de $1E15$ elétrons/Gy, valor esse idêntico ao apresentado por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997). Materiais com médio número atômico, como o cobre, por exemplo, com uma espessura de aproximadamente 0,56 do comprimento de onda da radiação, evitam a fuga de elétrons e aparentam ser boas opções quando se quer uma boa relação no que se refere à produção desejável de fótons versus produção indesejada de fotonêutrons.

Facure e colaboradores (Facure *et al.*, 2005) simularam, utilizando o código MCNP4B o cabeçote de um acelerador linear operando a energias de 15, 18, 20 e 25 MeV e calcularam a degradação do espectro depois de atravessarem a blindagem para fótons do referido cabeçote. Foram, ainda, calculados os espectros dos nêutrons provenientes do cabeçote, após atravessarem barreiras de concreto com espessuras de 25, 50, 75 e 100 cm e o espectro de raios gama de captura após atravessarem barreiras de 25 e 50 cm de concreto. Os resultados indicaram que a energia média do nêutron, antes de atravessar a blindagem do cabeçote, situou-se entre 1,15 MeV e 1,46 MeV para as energias entre 15 MV e 25 MV de operação do equipamento e, após atravessar a barreira de 10 cm de tungstênio, representativa da constituição do cabeçote, a energia média dos nêutrons ficou na ordem de 0,4 MeV independentemente da energia simulada para o funcionamento do cabeçote.

Konefal e colaboradores (Konefal *et al.*, 2005) realizaram medições do espectro de nêutrons térmicos e epitérmicos ao redor do acelerador Primus Siemens. As medidas foram

realizadas com o equipamento operando a 15 MV para fótons e operando a 18 MeV e 21 MeV para elétrons. As medidas foram normalizadas para a dose de 1 Gy no isocentro devido ao feixe terapêutico. As medidas de fluência de nêutrons térmicos para 15 MV variaram entre $1,1\text{E}+05$ n/cm²/Gy e $4,4\text{E}+05$ n/cm²/Gy, para nêutrons epitérmicos variaram entre $0,2\text{E}+05$ n/cm²/Gy e $1,8\text{E}+05$ n/cm²/Gy. Com o equipamento operando a 18 MeV o espectro de nêutrons térmicos e epitérmicos medidos foi de $1,2\text{E}+04$ n/cm²/Gy e de $0,6\text{E}+04$ n/cm²/Gy respectivamente. Para 21 MeV, o espectro de nêutrons térmicos e epitérmicos foi de $2,0\text{E}+04$ n/cm²/Gy e de $0,8\text{E}+04$ n/cm²/Gy respectivamente.

Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2005) realizaram medições num ponto situado no plano do paciente, a 35 cm do isocentro, de espectros de nêutrons gerados em duas salas de radioterapia, ambas contendo o equipamento Varian 23EX com o MLC-120, sendo que, em uma delas, o equipamento operava em 15 MV e, na outra, em 18 MV. Os equipamentos foram operados no modo convencional e no modo IMRT, gerando 45 Gy de dose total depositada no tumor em cada tipo de tratamento. Para o equipamento que operou em 18 MV, obteve-se o valor de $H^*(10)_n$ de 112 mSv/45Gy e de 687 mSv/45Gy para o modo convencional e IMRT, respectivamente. Para o equipamento que operou em 15 MV, o $H^*(10)_n$ calculado foi de 52 mSv/45Gy e de 327 mSv/45Gy para o modo convencional e IMRT, respectivamente. Os dados indicaram que a dose devido aos nêutrons diminuiu ao se reduzir a energia utilizada no feixe tanto para o tratamento convencional como para o tratamento utilizando o IMRT.

Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2006) realizaram medidas de doses efetivas, em dois aceleradores da Varian, um deles operando em 6 MV e 18 MV e o outro operando em 15 MV, ambos equipados com o MLC-120. As medidas para dose efetiva devido a fótons foram realizadas em todas as energias e as devido a nêutrons apenas no acelerador que operou em 15MV e 18MV. As medições foram feitas com os equipamentos operando no modo convencional e no IMRT, ambos simulando um tratamento de próstata. Comparando os resultados, verificou-se que a dose efetiva sobre o paciente diminuiu com o emprego do IMRT em comparação com o método convencional. No entanto, a parcela de dose equivalente devida apenas aos nêutrons, sofreu um aumento em todos os órgãos analisados.

Kim e colaboradores (Kim *et al.*, 2006), utilizando o modelo do cabeçote Varian 2100/2300C(/D), apresentado por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997), modelaram o

referido cabeçote sem o MLC, utilizando o MCNPX. A simulação foi realizada com o equipamento operando nas energias de 10 e 15 MV, o espectro de nêutrons e a dose equivalente devido a esses foram calculados em vinte pontos dentro da sala de radioterapia também simulada. Medições foram realizadas, utilizando detectores de bolha, junto a um acelerador real em dez dos vinte pontos simulados computacionalmente e os resultados indicaram coerência entre os valores medidos e calculados. Os resultados indicaram, ainda, que para cada energia de operação do equipamento, os valores de máxima dose equivalente foram atingidos com abertura de campo de 20 cm x 20 cm. Verificou-se, ainda, que a energia média do nêutron no isocentro, para o campo de 0 cm x 0 cm, foi de 0,38 MeV e de 0,45 MeV para as energias de operação de 10 MV e 15 MV respectivamente.

1.2 OBJETIVO DA TESE

Do exposto na seção 1.1, pode-se verificar a preocupação da comunidade científica com a produção indesejada de nêutrons durante as seções de radioterapia.

Se for considerado que, em uma definição resumida, a radioterapia visa dar a máxima dose no tumor limitando a dose nos tecidos sadios do paciente em níveis pré-estabelecidos e que, apesar de todos os cuidados, o aparecimento de um câncer secundário é uma das conseqüências reais e negativas do tratamento radioterápico (Balthar, 2002), qualquer procedimento e/ou equipamento que possa minimizar tal problema torna-se relevante.

Da análise de vasta documentação bibliográfica, inclusive recorrendo-se ao banco de patentes norte-americanas, verificou-se que, até a presente data, não houve nenhuma proposta para uma blindagem contra fotonêutrons a ser implementada diretamente sobre o cabeçote de um equipamento de radioterapia, portanto, idealizar e desenvolver, a nível conceitual, uma blindagem como essa, torna-se uma solução original.

A relevância do assunto e a sua originalidade serviram de elementos para fundamentarem esta tese, cujo objetivo passou a ser desenvolver, através de simulações computacionais, um novo sistema de blindagem a ser posicionado diretamente sobre o cabeçote do equipamento de radioterapia com a finalidade de reduzir as doses indesejáveis devido a nêutrons sobre os pacientes.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Dentre os assuntos diretamente relacionados a esta tese, destacam-se a radioterapia, o acelerador linear utilizado na radioterapia, a produção de nêutrons dentro desses aceleradores, a interação do nêutron com a matéria, as grandezas dosimétricas, a utilização de uma blindagem contra nêutrons e o código de transporte de radiação MCNP. Nesse contexto, torna-se necessário situar o leitor dentro dos principais conceitos que envolvem tais assuntos, o que será feito neste capítulo.

2.1 A RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma das formas de tratamento contra o câncer mais empregada em todo o mundo. Aproximadamente 60% das pessoas que passam por um tratamento contra um câncer, submetem-se à radioterapia (Facure, 2006). Seu emprego baseia-se no uso da radiação ionizante para destruir as células cancerígenas e/ou inibir seu crescimento. Pode-se definir um equipamento de radioterapia, de forma resumida, como uma fonte de radiação ionizante capaz de gerar um campo de radiação, colimá-lo e depositar o máximo de energia no tumor, ao mesmo tempo em que proteja, dentro de níveis pré-estabelecidos de dose, os tecidos sadios do paciente. Assim, seria correto afirmar que o emprego da radioterapia é limitado apenas aos danos que podem ser gerados nos tecidos sadios do paciente. Nesse contexto, pode-se afirmar que os equipamentos de radioterapia e as técnicas utilizadas nos procedimentos radioterápicos também deverão seguir o mesmo princípio, considerando sempre a dualidade dose no tumor versus dose nos tecidos sadios.

A radioterapia divide-se em dois grandes grupos, a braquiterapia e a teleterapia (Castro, 2005). Na braquiterapia, as fontes de radiação ionizantes são inseridas dentro do paciente e posicionadas em contato direto com o tumor. São exemplos de braquiterapia o tratamento

de colo de útero utilizando o ^{192}Ir e o tratamento de câncer de próstata utilizando sementes de ^{125}I . Na teleterapia, a fonte da radiação ionizante é posicionada afastada do paciente, a radiação é emitida pela fonte e é colimada na direção do tumor. O campo de radiação normalmente é direcionado ao tumor através de várias direções, concentrando maior dose sobre a região do mesmo procurando, assim, proteger os tecidos vizinhos. São exemplos de equipamentos de teleterapia a “Bomba de Cobalto” que utiliza o ^{60}Co como fonte, a “Bomba de Césio” que utiliza o ^{137}Cs como fonte (atualmente em desuso) e os aceleradores de partículas que utilizam campos magnéticos para acelerar partículas carregadas, prótons e elétrons, a energias que podem chegar à ordem de dezenas de milhões de elétron-volts.

Vários tipos de aceleradores de partículas foram inicialmente construídos para pesquisa e muitos desses foram modificados para serem empregados na radioterapia. Como tais pode-se citar os betatrons, ciclotrons, microtrons e aceleradores lineares, sendo esses os mais utilizados atualmente na radioterapia. Esses aceleradores lineares são denominados Linacs (*Linear Accelerators*). A Figura 2.1 apresenta uma imagem de um equipamento de radioterapia comercial sendo utilizado no tratamento de um paciente.



Figura 2.1 - Vista de uma seção de radioterapia onde se pode observar o paciente posicionado para o tratamento sob o acelerador linear. (fonte: Varian Medical Systems)

2.2 O ACELERADOR LINEAR UTILIZADO NA RADIOTERAPIA (LINAC)

Os aceleradores lineares ou Linacs são equipamentos de radioterapia capazes de acelerar elétrons podendo utilizá-los diretamente no feixe terapêutico ou podendo fazer com que esse feixe primário colida contra um alvo pesado, gerando raios X de freamento ou “*bremstrahlung*” sendo, essa radiação secundária, a utilizada para constituir o feixe terapêutico. A Figura 2.2 apresenta uma visão interna de um acelerador linear da marca Varian, com seus principais componentes.

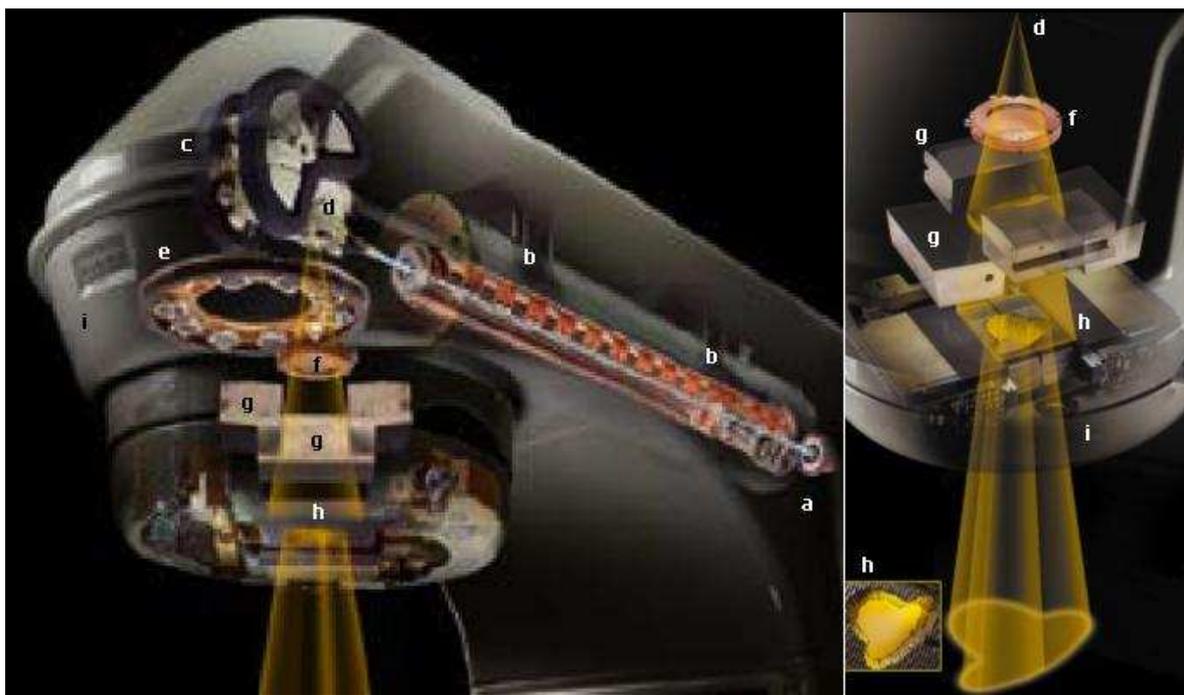


Figura 2.2 - Equipamento de radioterapia e seus principais componentes internos destacando-se: a) Canhão de elétrons. b) Tubo acelerador. c) Magneto. d) Alvo. e) Carrossel contendo o filtro aplanador e outros implementos. f) Câmara de ionização. g) Colimadores secundários superiores e inferiores, também conhecidos por *Jaws*. h) Colimador Multi-Folhas (MLC). i) Carcaça do equipamento. (fonte: Varian Medical Systems)

Num Linac, os elétrons são gerados no canhão de elétrons (a). Depois de produzidos, são acelerados através de campos magnéticos aplicados nas diferentes câmaras de vácuo que compõem o tubo acelerador (b). Após saírem do tubo acelerador, os elétrons atravessam um campo magnético dentro do magneto (c) onde sofrem uma modificação na direção de sua trajetória em 270° , sendo direcionados perpendicularmente para um alvo metálico (d). Ao serem desacelerados, no choque com o alvo, surgem os raios X de freamento (*bremsstrahlung*). Esses raios X, apesar de terem uma direção preferencial de propagação na direção do paciente, são gerados em geometria 4π . Portanto, passam por um primeiro sistema de colimação denominado colimador primário, posicionado ao redor do alvo, permitindo ao feixe de fótons liberdade de propagação apenas na direção do paciente. Seguindo na direção do paciente, esses raios X atravessam um componente denominado filtro aplanador (*flattening filter*) fixado ao carrossel (e) e que tem a finalidade de homogeneizar a dose devido a fótons em uma certa profundidade dentro do campo de tratamento. Após passarem pelo filtro aplanador, o feixe de fótons passa por uma câmara de ionização (f) onde tem sua qualidade aferida. Depois, o feixe de raios X é colimado na forma retangular pelos colimadores secundários (g) que são formados por 4 (quatro) blocos (normalmente constituídos de tungstênio) que trabalham dois a dois. Os colimadores superiores são denominados colimadores em Y e os inferiores, mais próximos ao paciente, colimadores em X. Esses pares de colimadores, por se assemelharem à forma de mandíbulas, também são denominados *jaws*. Em muitos equipamentos pode ser encontrado um moderno implemento denominado colimador multi-folhas ou *Multileaf Collimator* (MLC) (h). Esse implemento é um colimador composto por um conjunto de folhas móveis e independentes que podem gerar variadas formas de campo. O MLC permite a utilização da técnica de IMRT no tratamento do paciente. A Figura 2.3 apresenta imagens de alguns dos componentes citados nesta seção.

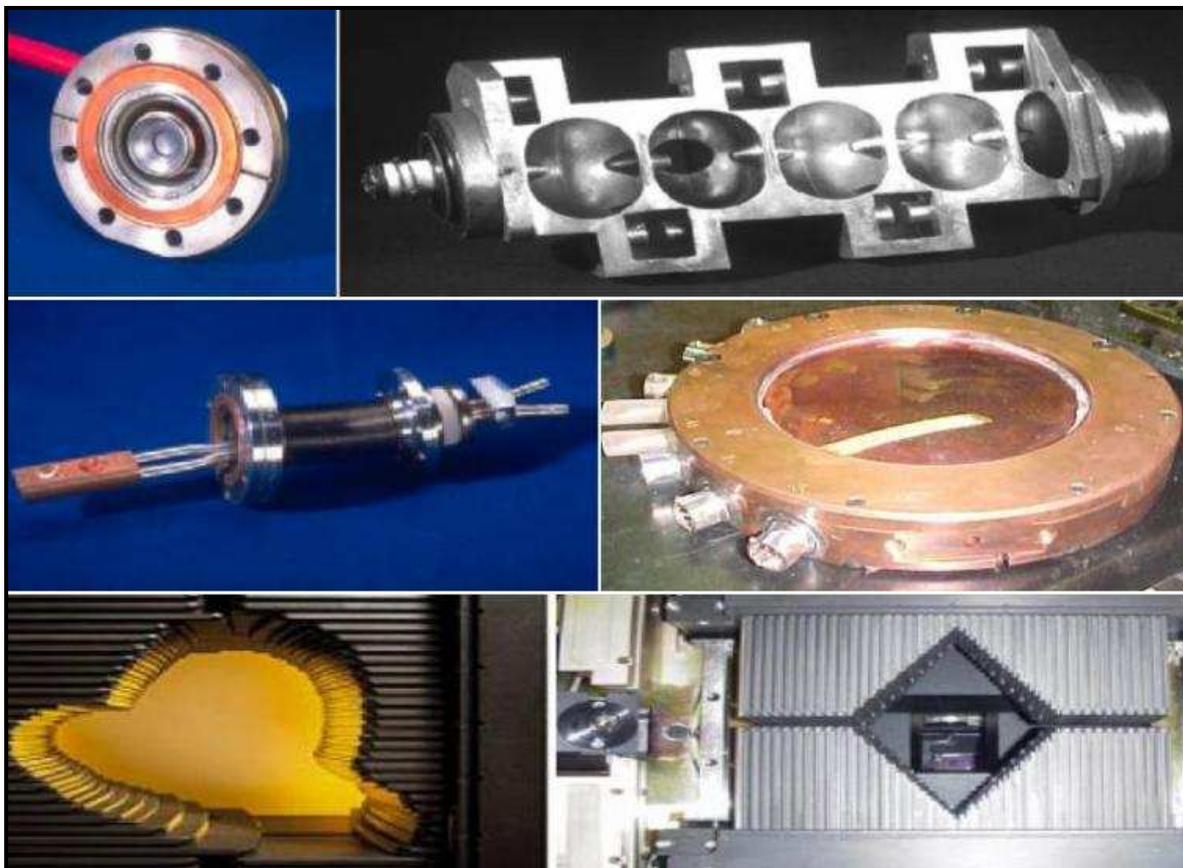


Figura 2.3 - Alguns componentes internos de um acelerador linear. Da esquerda para a direita e de cima para baixo observa-se: O canhão de elétrons, o tubo acelerador, o alvo, a câmara de ionização, um detalhe do MLC formando um campo arredondado e uma vista inferior do cabeçote com o MLC formando um campo na forma de losango (fonte: Varian Medical Systems)

2.3 A PRODUÇÃO DO NÊUTRON DENTRO DO LINAC

A interação do feixe de fótons com os materiais pesados que compõem os cabeçotes dos Linacs gera fotonêutrons. A desintegração de núcleos pela interação com fótons de alta energia ocorre quando um fóton é absorvido pelo respectivo núcleo, sendo a energia do fóton ($h\nu$) maior do que a energia de ligação de uma partícula do núcleo (próton, nêutron ou partícula α). Quando essa condição é satisfeita, uma reação (γ,p) , (γ,n) ou (γ,α) pode ocorrer. Um processo desse tipo freqüentemente é chamado de fotodesintegração. Essa

energia de ligação fica entre 5 e 13 MeV para todos os isótopos, com exceção do ^2H e do ^9Be , cujas energias de ligação do último nêutron são na ordem de 2,226 MeV e 1,666 MeV, respectivamente (Kaplan, 1962).

No estudo dessa interação, podem-se distinguir dois aspectos, um primeiro, referente aos componentes internos dos Linacs, e um segundo, referente à técnica utilizada no tratamento.

2.3.1 OS COMPONENTES DO LINAC E A PRODUÇÃO DO NÊUTRON

No cabeçote de um Linac, inúmeros materiais pesados estão presentes para proporcionar a blindagem e a colimação dos raios X. Blindar ou colimar fótons de alta energia são processos realizados interpondo-se, ao feixe primário de raios X, materiais pesados, permitindo apenas a passagem dos raios X que se propaguem na direção do campo que se pretende obter. Ocorrem, então, interações entre o feixe de fótons e esses materiais pesados. Como num Linac, a energia do fóton é elevada, na ordem de dezena ou dezenas de MeV, dessa interação surgem reações fotonucleares, onde, entre vários subprodutos, têm-se a liberação de nêutrons, também denominados fotonêutrons, do núcleo de tais materiais pesados. Num Linac todas as reações (γ, p) , (γ, n) ou (γ, α) podem ocorrer mas, como os prótons e as partículas α são facilmente blindados, essas partículas não representam o grande problema no que se refere à dose indesejável sobre o paciente. Por esse motivo, é usual desconsiderar-se tais reações, concentrando-se a atenção apenas nas reações (γ, n) .

A produção de fotonêutrons ocorre ainda no alvo, no instante em que os raios X são produzidos. Ao interagirem com a blindagem primária, também conhecida como colimador primário, situada ao redor do alvo, os raios X interagem com essa blindagem, constituída normalmente de aço, tungstênio ou chumbo, gerando fotonêutrons. Após saírem dessa região, os raios X atravessam o filtro aplanador, constituído normalmente de aço e, em alguns casos, com um núcleo de tântalo. No filtro aplanador, mais uma vez o feixe de raios X interage com os materiais que o compõem, produzindo mais fotonêutrons. Ao saírem do filtro aplanador, os raios X são colimados pelos colimadores secundários, *jaws*, normalmente constituídos de tungstênio, tomando, a partir daí, a forma retangular. Na

interação com esses colimadores, os raios X de alta energia mais uma vez produzem fotonêutrons. Após passarem pelos colimadores secundários, os raios X interagem com o MLC, constituído, normalmente, de tungstênio, gerando feixes de formatos variados. No MLC ocorre, mais uma vez, a produção de fotonêutrons sendo que, devido à posição desse equipamento próxima ao plano do paciente, a influência desses fotonêutrons torna-se mais significativa na composição da dose indesejada sobre o paciente.

Observa-se que um Linac é um equipamento que pode gerar raios X de alta energia e que têm a capacidade de colimar essa radiação na direção do tumor, conformando o feixe terapêutico de acordo com a forma do tumor. Observa-se, também, que a composição dos materiais utilizados dentro dos cabeçotes dos Linacs é, em sua grande maioria, de materiais pesados, destinados à blindagem dos fótons. Nota-se que não existem materiais destinados à blindagem de nêutrons. Desse fato percebe-se que os Linacs tiveram sua evolução técnica orientada no sentido de apenas proteger o paciente dos efeitos dos raios X e, nesta evolução, negligenciou-se o problema dos fotonêutrons gerados na blindagem e colimação desses mesmos raios X. Os materiais pesados que compõem os cabeçotes dos Linacs não oferecem blindagem adequada para nêutrons. A Figura 2.3 apresenta uma visão de um Linac contendo seus principais componentes internos interagindo com feixe de raios X na sua colimação e blindagem.

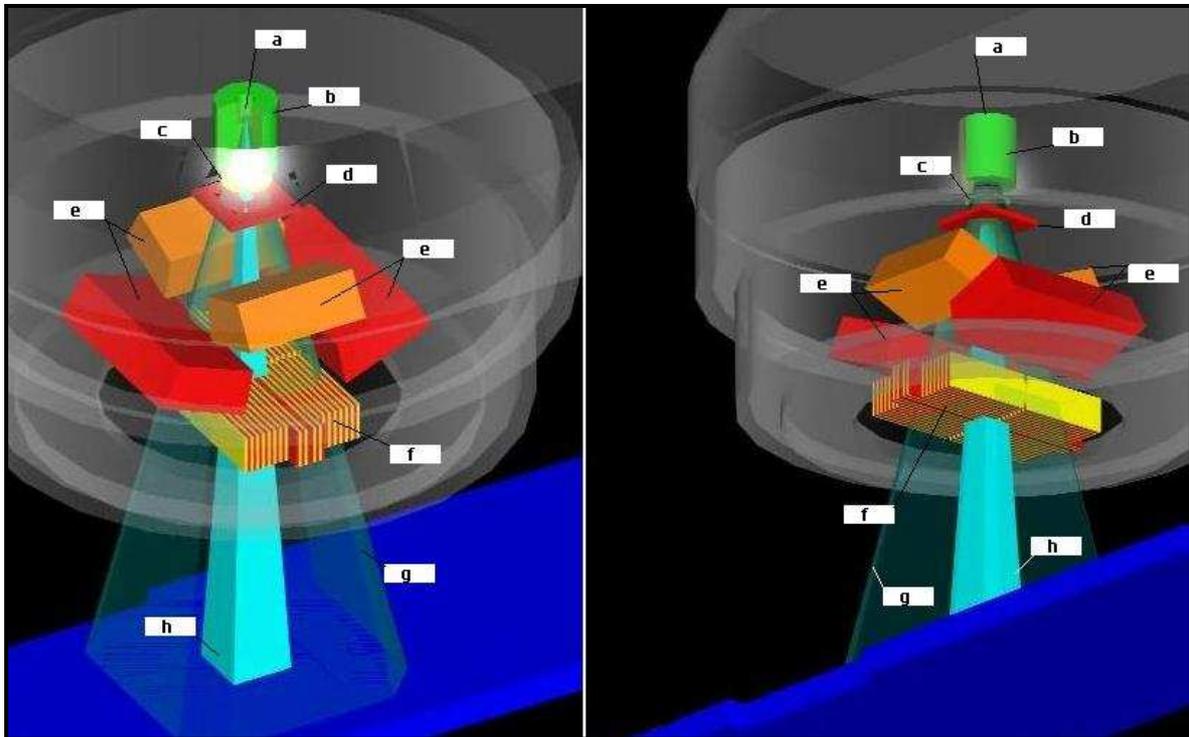


Figura 2.3 – Raios X colimados e os principais componentes internos de um Linac que interagem diretamente com o mesmo, produzindo fotonêutrons. Destacando-se: a) Alvo. b) Colimador primário. c) Filtro aplanador. d) Câmara de ionização. e) Colimadores secundários (*Jaws*). f) MLC. g) Feixe de raios X colimado pelos *jaws*. h) Feixe de raios X colimado pelo MLC

2.3.2 A TÉCNICA DE TRATAMENTO E A PRODUÇÃO DO NÊUTRON

Duas técnicas de tratamento são utilizadas na radioterapia atual: o tratamento convencional e o IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*).

Num tratamento convencional, os campos de radiação utilizados são fixos para cada inclinação do feixe terapêutico em relação ao tumor. Antes do emprego do MLC (*multileaf collimator*), os campos de radiação eram definidos utilizando-se apenas os colimadores secundários, *jaws*, ou, quando se pretendia uma qualidade melhor no tratamento, utilizando-se colimadores metálicos, denominados blocos de proteção, que eram moldados, para cada caso, segundo a forma do tumor vista em determinada direção de incidência do

feixe terapêutico. O advento do MLC possibilitou colimar o feixe terapêutico em outras formas, diferentes dos campos somente retangulares, oferecidos pelos *jaws*, sem a necessidade de se recorrer à trabalhosa modelagem dos blocos de proteção, feitos individualmente para cada caso. A Figura 2.4 apresenta o MLC configurado em quatro aberturas diferentes, conforme a vista do tumor, em cada uma das direções de aplicação do feixe terapêutico.

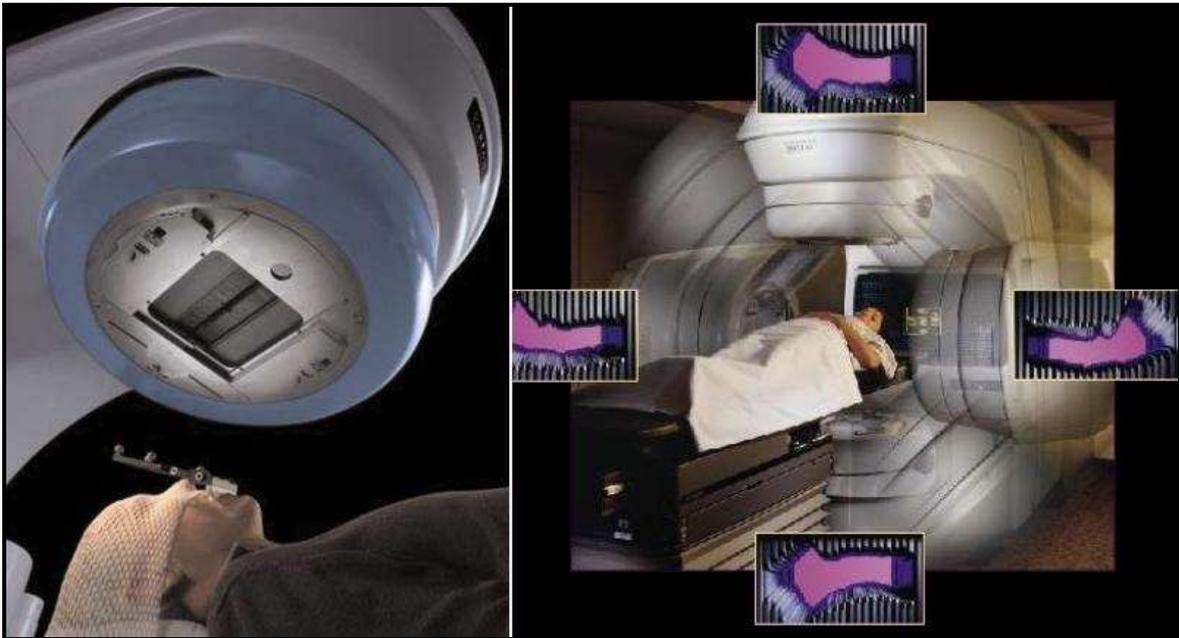


Figura 2.4 – Duas imagens apresentando o MLC sendo utilizado num tratamento convencional de radioterapia. Na imagem da direita pode-se observar o MLC formando quatro campos distintos, um para cada posição do *gantry* do equipamento. (fonte: Varian Medical Systems)

O MLC possibilitou o desenvolvimento da técnica do IMRT. Nesta técnica, o campo sobre o paciente deixa de ser estático em um determinado ângulo de operação do *gantry*, passando a ser dinâmico. Essa dinâmica na abertura do campo é determinada pela movimentação das folhas do MLC que, coordenadas através de um planejamento computacional, baseado nas informações da forma e posição do tumor em relação aos tecidos vizinhos, produzem, através da movimentação das folhas do MLC, a modulação da

intensidade da radiação. O IMRT representou um avanço no tratamento radioterápico pois possibilitou uma diminuição da dose devido aos fótons sobre os tecidos saudáveis do paciente em comparação à técnica convencional. De fato, a técnica de IMRT diminuiu essas doses no que se referem às doses devido aos fótons. O problema é que a técnica de IMRT envolve um acréscimo de unidades monitoras (*monitor units*, MU) que, na prática, representa um acréscimo no tempo do tratamento de radioterapia em relação ao tratamento convencional. Dependendo do tratamento, esse acréscimo pode chegar à ordem de 3, 4, 5 vezes, o que eleva a contaminação de nêutrons no ambiente na mesma proporção. O desenvolvimento da técnica de IMRT foi direcionado para permitir uma redução da dose devido aos fótons sobre os tecidos saudáveis do paciente, no entanto, ao se analisar a parcela de dose devido aos nêutrons, verifica-se um aumento significativo desta (Howell *et al.*, 2006).

2.4 A INTERAÇÃO DO NÊUTRON COM A MATÉRIA

Os nêutrons não possuem carga elétrica, sendo assim não sofrem interação coulombiana não interagindo com os elétrons orbitais dos átomos que constituem a matéria. Como não possuem carga elétrica, não podem ser repelidos pelo núcleo positivo dos átomos e, assim, podem interagir diretamente com os núcleos dos mesmos.

A interação nêutron-núcleo pode ocorrer por dois processos: pelo espalhamento e pela absorção.

No espalhamento, o nêutron ao colidir com o núcleo transfere parte de sua energia para esse, sendo espalhado em uma outra direção, podendo ocorrer de duas maneiras (Lamarh, 1978):

- a) Espalhamento Elástico (n,n). A estrutura nuclear não sofre alterações e a interação é uma simples transferência de energia cinética e de quantidade de movimento. Nenhuma energia é transformada em excitação nuclear com imediata ou posterior emissão de radiação eletromagnética na forma de raio gama (γ). Nesse processo, o nêutron reaparece e o núcleo é deixado no estado fundamental. O espalhamento elástico, com transferência de energia cinética para o núcleo, é o principal responsável pela moderação dos nêutrons.

- b) Espalhamento Inelástico (n,n') , (n,n',γ) . O nêutron incidente deve possuir energia superior a um certo limiar. Um outro nêutron é emitido pelo núcleo composto, que atinge o seu estado fundamental emitindo, na maioria das vezes, raios γ . Nas reações onde ocorre o espalhamento inelástico, a energia cinética do sistema não se conserva e a diferença de energia observada antes e depois do choque é utilizada como energia de excitação nuclear.

Na absorção o nêutron é capturado pelo núcleo alvo, formando um núcleo composto em um estado energeticamente excitado que atinge a estabilidade pela emissão de um ou mais raios gama e/ou de partículas. A partir do estado excitado do núcleo, vários fenômenos podem ocorrer, sendo os principais:

- a) Fissão Nuclear. O núcleo de um material fissionável, tal como ^{235}U , absorve um nêutron e desintegra-se. Nesse processo, são gerados fragmentos de fissão, raios γ e nêutrons rápidos (na ordem de 2 a 3) e uma considerável quantidade de energia (em média 200 MeV) na forma de energia cinética dos produtos de fissão gerados.
- b) Captura Radioativa (n,p) , $(n,2n)$, (n,γ) ou (n,α) . Ocorre com nêutrons incidentes de energia intermediária onde um núcleo absorve um nêutron, o núcleo composto fica em um estado energeticamente excitado que atinge a estabilidade emitindo um ou mais fótons e/ou partículas.

A seção de choque para a interação de nêutrons em relação a um dado material é definida como a probabilidade de interagirem por unidade de fluência de nêutrons e por centro de interação do material (núcleo). Quanto maior o valor dessa seção de choque, maior a probabilidade de ocorrer algum tipo de interação. A unidade de seção de choque microscópica é o *barn* (b) e está relacionada com a área aparente que um núcleo apresenta para que ocorra uma dada interação onde $1\text{b} = 1\text{E}-24\text{ cm}^2$. Assim sendo, quanto maior a área do alvo que o núcleo apresenta, maior a chance do nêutron causar a reação, sendo esta área função da energia do nêutron incidente e da natureza do núcleo alvo. Por exemplo, a seção de choque de absorção para alguns materiais é inversamente proporcional à velocidade (v) do nêutron, para baixas energias. Além disso, picos de absorção podem ocorrer em certas energias, em decorrência de ressonâncias que ocorrem quando a energia do nêutron incidente é igual a um nível particular de energia do núcleo alvo (Lamarsh, 1978).

A seção de choque microscópica total (σ_t) é igual à soma das seções de choque microscópicas de absorção (σ_a) e de espalhamento (σ_s), isto é,

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s \quad (2.1)$$

Cada uma dessas seções de choque parciais pode ser subdividida em vários componentes, correspondentes aos processos de absorção e espalhamento, como no caso de σ_a :

$$\sigma_a = \sigma_{cr} + \sigma_f + \dots \quad (2.2)$$

onde: σ_{cr} é a seção de choque microscópica de captura radioativa e σ_f a seção de choque microscópica de fissão.

Cada modo de interação compete com outros. Logo, a fração de colisões que resulta numa reação particular dependerá da seção de choque relativa para a reação envolvida. No entanto, em certas energias, algumas das interações não ocorrem ou são desprezíveis, não sendo consideradas na seção de choque total.

A divisão dos nêutrons em grupos de energia, utilizada neste trabalho, é apresentada na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Classificação dos nêutrons em função da energia (Castro, 2005)

Classificação	Faixa de Energia
Nêutrons Lentos	$0 < E < 10^4$ (eV)
Nêutrons Frios	$E < 0,01$ (eV)
Nêutrons Térmicos	$0,01 < E < 0,3$ (eV)
Nêutrons Epitérmicos	$0,3 < E < 10^4$ (eV)
Nêutrons Rápidos	10^4 (eV) $< E < 20$ (MeV)
Relativístico	$E > 20$ (MeV)

Os nêutrons situados na faixa térmica possuem elevada seção de choque para as reações onde o nêutron é absorvido. Os nêutrons térmicos são aqueles que estão em equilíbrio térmico com o meio à temperatura ambiente. Isto ocorre quando o nêutron, ao atravessar a matéria, sofre colisões, perdendo energia até atingir uma distribuição de energia em equilíbrio com a dos átomos e moléculas do meio. No equilíbrio, os nêutrons térmicos apresentam uma distribuição de velocidade do tipo maxwelliana e a energia mais provável tem o valor de 0,025 eV a 20 °C.

2.5 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Nesta seção serão apresentados os principais conceitos referentes a grandezas dosimétricas diretamente relacionados a este trabalho.

2.5.1 DOSE ABSORVIDA

A grandeza física básica utilizada em proteção radiológica é a *dose absorvida* (D_T). É a energia média depositada em um órgão ou tecido definido (T) dividida pela massa daquele órgão, dada pela expressão,

$$D_T = d\varepsilon/dm \quad (2.3)$$

onde $d\varepsilon$ é a energia média depositada pela radiação ionizante em um meio de massa dm . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o *gray* (Gy).

2.5.2 DOSE EQUIVALENTE

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse

possível comparar os efeitos devido às diferentes qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente (H_T), que é a dose absorvida média em um órgão ou tecido ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação (w_R), relativo ao tipo e energia da radiação incidente (R), ou seja:

$$H_T = D_{T,R} \cdot w_R \quad (2.4)$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para diferenciá-la da dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de sievert (Sv).

Os fatores de peso da radiação (w_R) foram estipulados pela ICRP-60 (ICRP, 1991) com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa, *Relative Biological Efficacy*, (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de w_R , apresentados na Tabela 2.2, são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

Tabela 2.2 - Valores dos fatores de peso da radiação, w_R (ICRP, 1991)

Tipos e intervalos de energia		Fator de peso da radiação (w_R)
Fótons		1
Elétrons e muons		1
Nêutrons, energia.	< 10 keV	5
	> 10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2 MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Prótons (não de recuo), energia	> 2 MeV	5
Partículas α , fragmentos de fissão e núcleos pesados		20

Pode-se observar, pela Tabela 2.2, que o peso da radiação para radiação constituída de nêutrons chega a um fator 20 para determinadas faixas de energia dos mesmos.

Os fatores de peso da radiação (w_R) podem ser obtidos pela expressão 2.5 (Anexo A da publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991)).

$$w_R = 5 + 17 \exp \left[\frac{-(\ln(2E_n))^2}{6} \right] \quad (2.5)$$

onde E_n , é a energia do nêutron.

2.5.3 DOSE EFETIVA

A *dose efetiva* (E) é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo e é expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.6)$$

onde w_T é o fator de peso do tecido (T) e H_T é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de *sievert* (Sv). Os valores de w_T para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose efetiva, são estipulados pela publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991) e estão apresentados na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva (ICRP, 1991)

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mamas	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tiróide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restante*	0,05

* Os órgãos restantes são compostos por cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero

2.5.4 EQUIVALENTE DE DOSE AMBIENTE, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$, é uma grandeza operacional de monitoração de área e representa, em um ponto de um campo de radiação, o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU a uma profundidade d (em mm), no raio que se opõe ao campo alinhado (ICRU, 1980). A sua unidade é o J/kg, denominada de sievert (Sv). A Figura 2.5 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$.

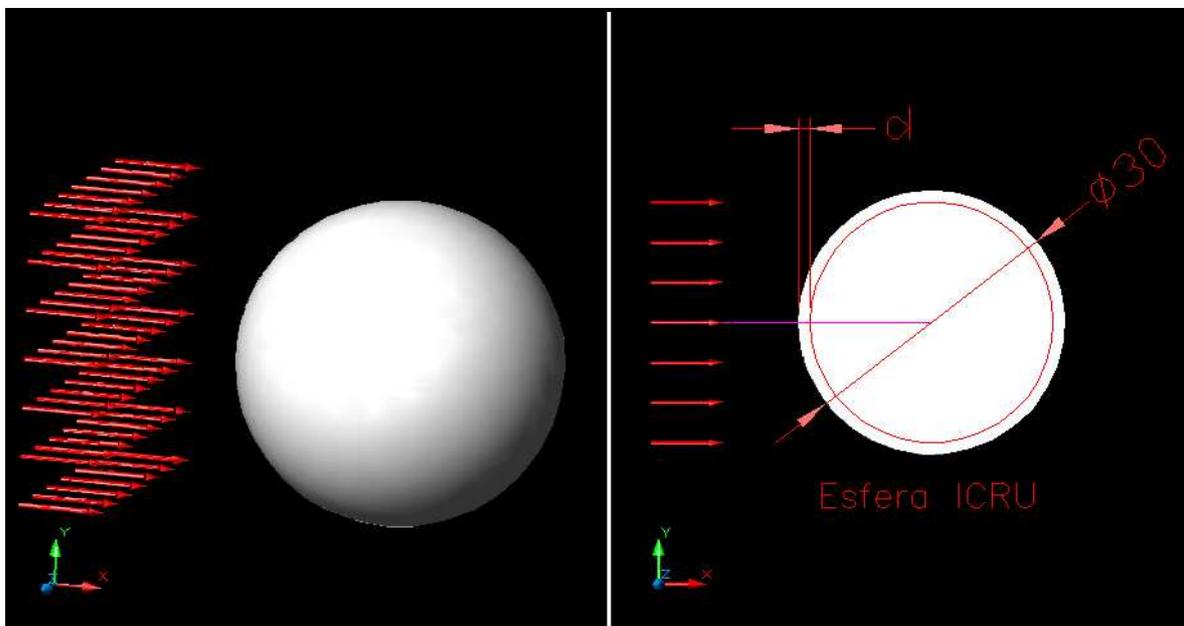


Figura 2.5 - Geometria representando o campo de radiação alinhado e expandido à esfera ICRU e o ponto P, de interesse, afastado a uma distância d (em mm) da superfície da esfera

2.6 O POLIETILENO BORADO NA BLINDAGEM CONTRA NÊUTRONS

Para blindar nêutrons, é necessário fazê-los interagirem com a matéria para serem, preferencialmente, absorvidos. A probabilidade de interação do nêutron com a matéria é função da constituição desta matéria e da energia do nêutron. Nêutrons moderados possuem maior probabilidade de interagirem com materiais absorvedores como o cádmio, o boro e outros. Em decorrência disso, verificou-se que as blindagens para nêutrons tornavam-se mais eficientes se, associado ao material absorvedor, estivesse presente um material moderador de nêutrons. Entre os materiais moderadores, os hidrogenados como a parafina e o polietileno (Singleterry *et al.*, 2000; Da Silva e Crispim, 2001) têm sido empregados, associados a materiais absorvedores, para blindar nêutrons.

Na absorção do nêutron, como já apresentado na seção 2.4, pode ocorrer a emissão de uma radiação secundária pelo núcleo absorvedor. Nos casos onde essa emissão se dá na forma de radiação γ , pode ser necessário associar à blindagem de nêutrons, um material pesado (normalmente Pb, Fe ou W) com a capacidade de oferecer uma blindagem adequada para essa radiação secundária produzida.

Associando-se ao polietileno, o boro, tem-se o polietileno borado, uma eficiente blindagem para nêutrons. O polietileno é um material orgânico, possuindo em sua cadeia carbono e hidrogênio, elementos com capacidade moderadora para nêutrons. O boro é um excelente absorvedor de nêutrons, pois, o ^{10}B , que corresponde a 19,9% do boro natural, tem elevada seção de choque para a reação (n, α) na faixa térmica dos nêutrons. Por esse motivo, muitas vezes o B é enriquecido em ^{10}B para ser empregado na blindagem. O ^{10}B interage com o nêutron térmico conforme é apresentado na Equação 2.7.



2.7 O CÓDIGO MCNP

O método de Monte Carlo pode ser utilizado para representar teoricamente um processo estatístico, tal como a interação da radiação com a matéria, sendo particularmente útil em problemas complexos que não podem ser simulados por métodos determinísticos. Neste método, os eventos probabilísticos individuais que compreendem um processo são simulados seqüencialmente. As distribuições de probabilidade que governam esses eventos são amostradas estatisticamente para descrever o fenômeno que está sendo simulado. Este processo de amostragem estatística é baseado na seleção de números aleatórios para o cálculo do transporte de partícula que se pretende “seguir”. A técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula desde o seu “nascimento” até a sua “morte” (escape, absorção etc.).

O código de transporte de radiação MCNP, *Monte Carlo N-Particle*, (Briesmeister, 1997), é um código baseado no método de Monte Carlo e é, atualmente, um dos códigos computacionais mais utilizados na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons e elétrons. A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões, o estudo em vários grupos de energia e a variedade de opções para dados de entrada, faz deste código uma poderosa ferramenta no campo da pesquisa em física nuclear. O MCNP teve sua origem durante o Projeto Manhattan, na construção da primeira bomba nuclear. Esse código foi criado e tem sido desenvolvido, há décadas, pelo Laboratório Nacional de

Los Álamos, *Los Alamos National Laboratory* (LANL). Dentre suas diversas versões, serão citadas apenas as mais diretamente relacionadas a esta tese.

Após anos de utilização restrita do código, em 1983 a versão MCNP3 do mesmo foi liberada para a comunidade científica. Inteiramente reescrita em Fortran 77, padrão ANSI, *American National Standards Institute*, o MCNP3 foi a primeira versão internacionalmente distribuída através do Centro de Informações e Pesquisa de Radiação de Oak Ridge, *Radiation Shielding and Information Center at Oak Ridge*. Nos anos 80, outras versões foram liberadas para a comunidade científica.

Em 1990, o MCNP4 foi liberado para a comunidade científica. A essa versão do código foi adicionado o transporte de elétrons incluindo a aproximação de frenagem da radiação (*bremstrahlung*) em alvos espessos para o transporte de fótons. Foram, também, implementadas inovações no processamento que tornaram o programa mais rápido.

A versão MCNP4A, lançada em 1993, caracterizou-se pelo aprimoramento das análises estatísticas, e pela capacidade de utilizar processamento em paralelo em um conjunto *cluster* de estações de trabalho científicas. Além disso, foram implementadas novas bibliotecas de seção de choque para fótons, ENDF/B-VI. Foram, também, implementadas uma interface gráfica colorida *X-Windows*, a possibilidade de desenhar o caminho das partículas via código *SABRINA* (*Software* gráfico comercial), e outras pequenas melhorias.

O MCNP4B, lançado em 1997, trouxe atualizações para estações de trabalho de 64 bits, a inclusão do LAHET HMCNP, o mapeamento de universos entrelaçados (*lattice universe*), o aperfeiçoamento dos tempos de vida dos nêutrons, a capacidade de entrelaçamento de superfícies coincidentes e outros pequenos aperfeiçoamentos.

No início da década atual, sub-rotinas de cálculo para reações fotonucleares, com produção de fotonêutrons, foram criadas e implementadas no MCNP4B. Para calcular as reações gama-nêutron, o código MCNP4B, adaptado com essas sub-rotinas, passou a ser denominado MCNPGN. Esta adaptação no MCNP4B permitiu a realização dos primeiros trabalhos utilizando o código MCNP no cálculo da produção de fotonêutrons em aceleradores lineares a partir do feixe de fótons.

O MCNP4C, lançado em 2000, caracterizou-se por resolver tratamentos de ressonância, superposição de malhas, por trazer avanços na simulação da física do elétron, avanços na plotagem, *tallies* acumulativas e outros pequenos recursos e melhorias. Nesta versão não

foram incorporadas as sub-rotinas para o cálculo de reações fotonucleares na produção de fotonêutrons já apresentadas no MCNPGN.

O MCNP5, lançado em 2003, é uma versão reescrita de MCNP4C na forma ANSI Fortran 90. Esta versão inclui aperfeiçoamentos na física do transporte de fótons, a adição de novas técnicas de redução de variância, novas opções de termos fonte e aperfeiçoamentos no suporte para utilização do código em paralelo com a adição de suporte para *Open MP* e MPI. Porém, a principal contribuição do MCNP5, diretamente relacionada a esta tese, foi a incorporação de sub-rotinas para o cálculo das reações fotonucleares de produção de fotonêutrons. Esta sub-rotina ainda apresenta restrições no que se refere à limitada biblioteca de seção de choque para a produção de fotonêutrons constituída de, apenas, 13 isótopos.

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

No propósito de minimizar o problema das doses indesejáveis devido a nêutrons em pacientes submetidos a seções de radioterapia, optou-se pela utilização de uma blindagem para nêutrons a ser fixada no cabeçote do acelerador linear. Nesta seção será apresentada a metodologia utilizada para desenvolver essa blindagem.

3.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

No início dos trabalhos desta tese, alguns parâmetros foram pré-estabelecidos para que a blindagem a ser desenvolvida pudesse ser considerada viável. A blindagem deveria:

- a) Possuir pequena espessura para que pudesse ser posicionada entre o cabeçote do equipamento de radioterapia e o paciente. De observações feitas em equipamentos reais, estipulou-se que essa espessura máxima não deveria exceder 12 cm.
- b) Não interferir ou, interferir minimamente no feixe útil de radiação evitando-se, particularmente, a diminuição da dose devido aos raios X sobre o tumor.
- c) Possuir capacidade de redução significativa da dose devido aos nêutrons.
- d) Ser composta por materiais leves e de rigidez estrutural compatível com o seu emprego prático.

Definiu-se, ainda, que o desenvolvimento do novo sistema de blindagem se daria através de simulações computacionais baseadas no método de Monte Carlo. O código MCNP nas versões 4B e 5 deveriam ser utilizados para esse fim.

Foi adotado o cabeçote do acelerador linear da marca Varian 2300C(/D), produzido pela Varian Medical Systems, como base para todos os estudos desenvolvidos nesta tese. Essa escolha deveu-se aos seguintes fatores: o Varian 2300C(/D) é um equipamento moderno, opera em altas energias (o que proporciona a produção de fotonêutrons), é difundido comercialmente em várias partes do mundo e existem inúmeras publicações

científicas que o utilizaram como base para estudos relacionados a doses devido a fotonêutrons. Como apresentados na seção 1.1, muitos desses trabalhos utilizaram o referido equipamento operando na energia de 18 MV. Por esse motivo adotou-se essa mesma energia nas simulações realizadas nesta tese.

Todos os cálculos de equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons e a fótons, $H^*(10)_n$ e $H^*(10)_f$ foram realizados utilizando-se os coeficientes de conversão apresentados na publicação nº 74 da ICRP (ICRP, 1995) e seus valores foram expressos em mSv/Gy correspondendo ao equivalente de dose ambiente devido a nêutrons ou fótons (mSv) por unidade de dose absorvida devido a raios X no isocentro (Gy).

A metodologia utilizada pode ser dividida em três etapas distintas onde:

- a) A primeira etapa consistiu-se de uma simulação preliminar com o objetivo de verificar a viabilidade do sistema de blindagem idealizado. Utilizou-se, para tal, um modelo esférico simplificado do cabeçote.
- b) A segunda etapa consistiu-se de uma simulação complexa, na qual foi utilizado um modelo mais realístico do cabeçote do equipamento de radioterapia e onde foi desenvolvido e modelado o novo sistema de blindagem, o MLS.
- c) A terceira etapa consistiu-se da adição da sala de radioterapia ao modelo computacional, com a finalidade de obter resultados mais realísticos provenientes da interação da radiação com as paredes, piso, teto e porta da sala de radioterapia.

3.2 ESTUDO PRELIMINAR PARA AVALIAR A VIABILIDADE DA BLINDAGEM - 1ª ETAPA

Nesta etapa da tese foi realizado um estudo preliminar para definir o material que seria utilizado na blindagem para nêutrons e verificar a viabilidade do seu emprego no que se refere à dualidade redução de dose versus espessura necessária de blindagem. Nesta etapa, analisou-se, também, se a implementação de tal blindagem poderia gerar uma produção indesejável de radiação eletromagnética sobre o plano do paciente. Para esse estudo preliminar, foi utilizado na simulação computacional o modelo esférico do cabeçote e uma blindagem simplificada na forma de uma calota esférica. Embora este modelo caracterize-

se por uma significativa simplificação de um cabeçote real (Rebello *et al.*, 2007b), os resultados obtidos, indicaram a viabilidade da blindagem idealizada e permitiram o prosseguimento para a segunda etapa dos trabalhos onde um modelo de cabeçote mais realístico foi simulado.

3.2.1 O CABEÇOTE MODELADO

Como já informado na seção 3.1, adotou-se, como base para os estudos realizados, o cabeçote do equipamento de radioterapia Varian 2300C(/D), operando em 18 MV. Nesta etapa, o referido cabeçote foi modelado utilizando-se um modelo simplificado, o modelo esférico recomendado pela publicação nº 79 da NCRP (NCRP, 1984), onde o cabeçote do acelerador linear é simulado utilizando-se uma esfera de 10 cm de raio, constituída de tungstênio, contendo, em seu centro, uma fonte pontual e isotrópica de nêutrons. O espectro desses nêutrons é definido segundo a Equação 3.1 (Tosi *et al.*, 1991).

$$\frac{dN}{dE_n} = \frac{0,8929 E_n}{T^2} \times \left(\frac{-E_n}{T} \right) + 0,1071 \times \ln \frac{\left(\frac{E_{\max}}{E_n + 7,34} \right)}{\int_0^{E_{\max}} \ln \left(\frac{E_{\max}}{E_n + 7,34} \right) dE_n} \quad (3.1)$$

Onde E_n é a energia do nêutron, T a “temperatura nuclear” e E_{\max} é a energia máxima dos fótons gerados no alvo, em MeV. O primeiro termo da Equação 3.1 representa a produção dos nêutrons de evaporação, caracterizados como uma fração menos energética e de emissão isotrópica, e o segundo termo representa os nêutrons diretos, mais energéticos, que seguem uma direção preferencial. Considerando que a produção de nêutrons de evaporação representa aproximadamente 90% de toda a produção de fotonêutrons dentro do sistema, adotou-se, neste trabalho, uma produção total de nêutrons isotrópica.

Para a situação simulada, onde o equipamento Varian 2300C(/D) foi considerado operando a 18 MV, utilizou-se $E_{\max} = 18$ MeV e $T = 0,5$ MeV (temperatura nuclear do alvo, no caso o tungstênio), chegando-se à Equação 3.2 :

$$\frac{dN}{dE_n} = 3,5761 \times E_n \times EXP(-2 E_n) + 0,0262772 \times \ln\left(\frac{18}{E_n + 7,34}\right) \quad (3.2)$$

Definido o espectro de nêutrons da fonte, esta é simulada posicionada no centro de uma esfera de 10 cm de raio constituída de tungstênio (NCRP, 1984).

3.2.2 A BLINDAGEM

Considerando que o material a ser utilizado na blindagem deveria atender ao pré-requisito de ser estruturalmente adequado ao seu emprego mecânico, de ser leve e de ter elevada capacidade de blindar nêutrons, adotou-se o polietileno borado (Singleterry *et al.*, 2000; Da Silva e Crispim, 2001) envolvendo a esfera de tungstênio e, para reduzir a radiação eletromagnética indesejável, envolveu-se todo o sistema com uma camada de tungstênio. A constituição do polietileno borado adotado na blindagem é apresentada na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Constituição do polietileno borado utilizado (Da Silva e Crispim, 2001)

Polietileno Borado	
Densidade = 0,94 g/cm³	
Elemento	% em massa
¹² C	61,20
¹ H	11,60
¹⁰ B	1,00
¹¹ B	4,00
¹⁶ O	22,20

3.2.3 A SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Sabendo-se que, para cada Gy de dose no isocentro devido ao feixe de raios X, o equipamento Varian 2300C(/D) produz $1,2E+12$ nêutrons, sendo esse valor o representativo do fator Q do referido equipamento (Larcher *et al.*, 2000; Castro, 2005), utilizou-se esse fator multiplicativo no MCNP-4B (Briesmeister, 1997) para definir a produção total de nêutrons já que o MCNP fornece os resultados por partícula emitida da fonte. Com isso, todas as respostas foram obtidas correspondendo a 1 Gy de dose no isocentro devido ao feixe terapêutico.

O sistema foi modelado com e sem a blindagem e, após inúmeras simulações (cada uma com 50 milhões de histórias, com erros menores que 1%), onde a blindagem foi implementada de 0,5 em 0,5 cm, chegou-se a uma espessura de blindagem total de 12 cm considerada satisfatória, constituída internamente, junto ao cabeçote, de 10 cm de polietileno borado e, externamente de 2 cm de tungstênio. Os valores de $H^*(10)_n$ para o sistema sem e com blindagem serviram para indicar a redução da dose devido a nêutrons observada após a implementação da blindagem e os valores de $H^*(10)_f$ serviram para indicar se haveria aumento da dose proveniente da radiação gama secundária e dos raios X e a conseqüente necessidade de se acrescentar uma camada de tungstênio à blindagem, o que se verificou necessário.

Os valores de $H^*(10)_n$ e $H^*(10)_f$ foram calculados através de cinco detectores pontuais afastados de 25 em 25 cm a partir do isocentro e posicionados no plano do paciente. A Figura 3.1 apresenta a geometria simulada com as respectivas coordenadas dos detectores pontuais e a Figura 3.2 apresenta um detalhe ampliado do modelo esférico envolvido pelas camadas de blindagem.

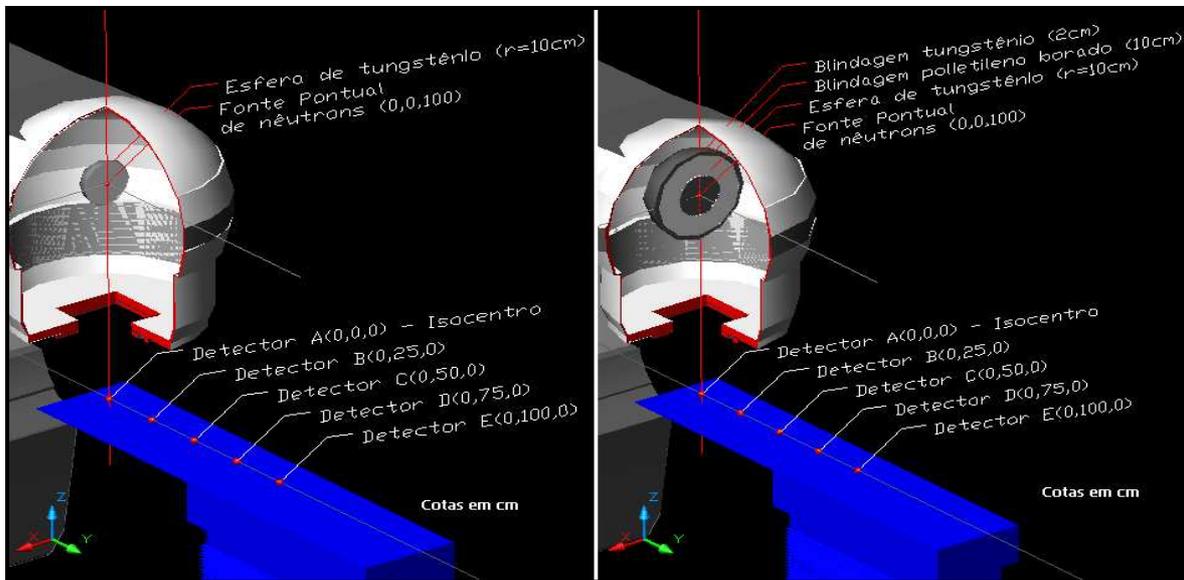


Figura 3.1 - Geometria simulada. A imagem da esquerda representa o modelo simulado sem a blindagem e, a da direita, com a blindagem. A carcaça do equipamento e a mesa são meramente ilustrativas e não foram simuladas

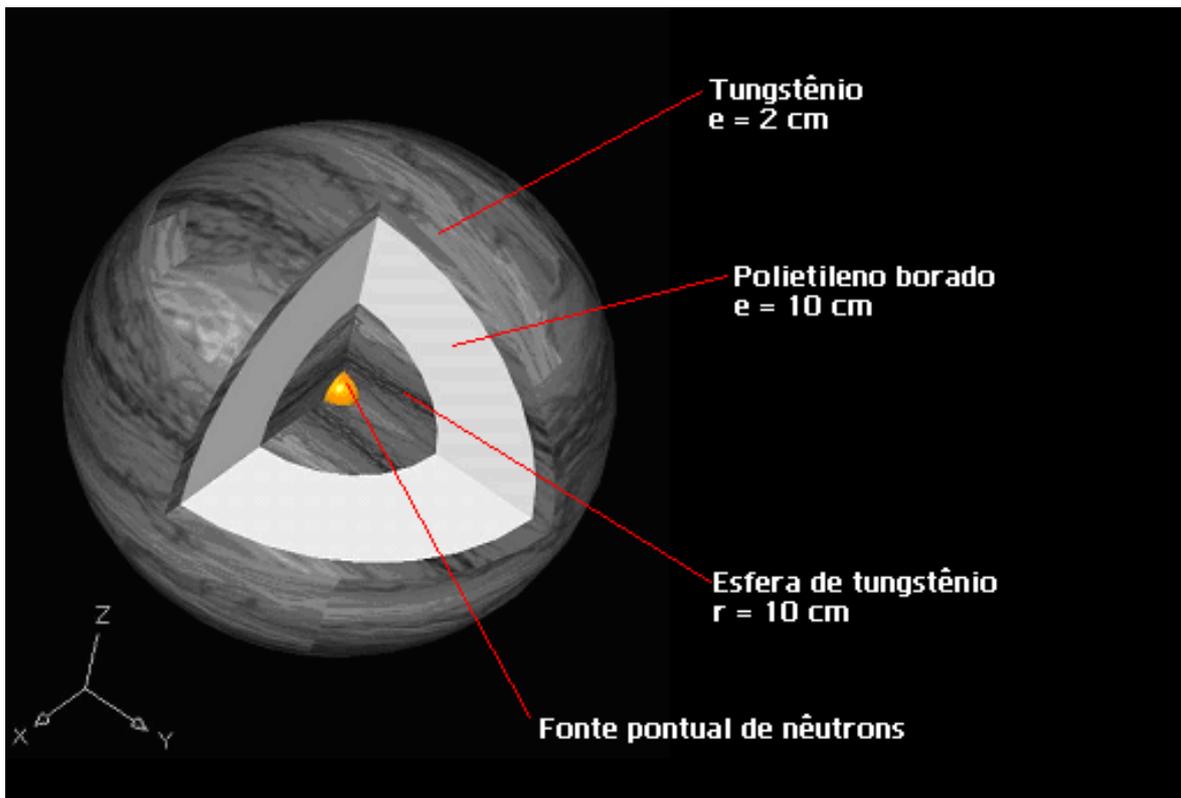


Figura 3.2 – Detalhe, em 1/8 de corte, do modelo esférico do cabeçote com blindagem

3.3 O MLS E SUA SIMULAÇÃO UTILIZANDO UM MODELO COMPLEXO DE CABEÇOTE - 2ª ETAPA

Esta etapa da tese caracterizou-se pelo desenvolvimento e definição das estruturas básicas da blindagem multi-folhas, o MLS. Para tal, utilizou-se a simulação computacional tomando por base um modelo mais realístico do cabeçote do acelerador Varian 2300C(/D). Os resultados obtidos indicaram a viabilidade da utilização do MLS e permitiram o prosseguimento para a terceira etapa da tese.

3.3.1 O CABEÇOTE MODELADO

Definido o cabeçote a ser modelado (Varian 2300C(/D)), surgiram inúmeras dificuldades no que se refere à aquisição de informações geométricas e de composição química de seus componentes internos. Apesar de ser um equipamento utilizado em diversos trabalhos científicos, informações precisas sobre sua geometria e composição não estavam fornecidas, diretamente, na literatura. Desse modo, houve a necessidade de se recorrer a diversas publicações. Diversos trabalhos publicados, material de propaganda da empresa Varian, imagens disponíveis na *Internet*, registros de patentes e quaisquer outros materiais que pudessem fornecer as informações necessárias para a modelagem do equipamento foram consultados. Dentre as principais publicações de onde foram obtidas essas informações, pode-se citar os trabalhos desenvolvidos por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997), Sanz e colaboradores, (Sanz *et al.*, 2001), Zanine e colaboradores (Zanine *et al.*, 2004b) e Telles e colaboradores (Telles *et al.*, 2005). A união, comparação e análise de todas essas informações permitiram que fosse realizada a simulação.

Do estudo do trabalho desenvolvido por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997), onde um modelo do cabeçote do Varian 2300C(/D) foi apresentado, percebeu-se que esse modelo seria adequado para a simulação a ser desenvolvida na tese. No entanto, a referida publicação de Mao, não informava, com precisão, a geometria do cabeçote. Para corrigir essa falta de informações, outras fontes de consulta foram utilizadas (mencionadas no parágrafo anterior). Foram realizadas inúmeras simulações computacionais onde se

procurou ajustar a geometria simulada de tal forma que os resultados obtidos nas simulações se aproximassem dos resultados contidos na literatura. A Figura 3.3 apresenta a geometria do cabeçote apresentado por Mao com as medidas adaptadas.

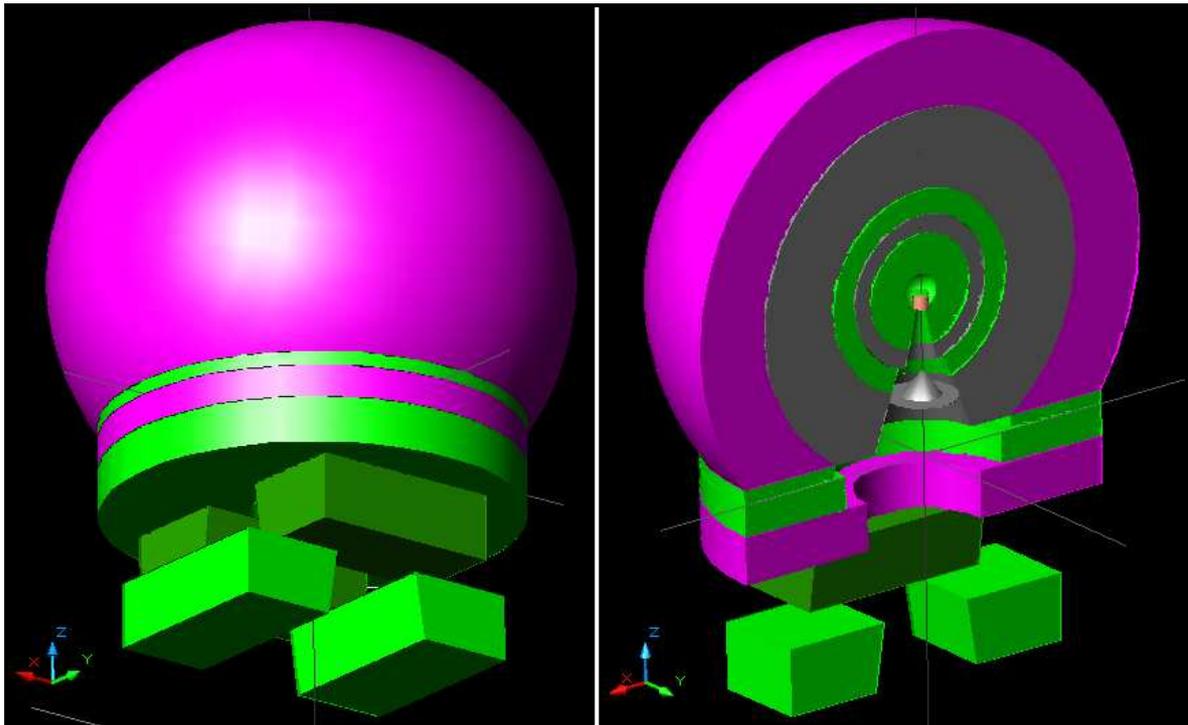


Figura 3.3 - Cabeçote apresentado por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997). Na imagem à esquerda tem-se uma vista geral do cabeçote. Na imagem à direita observa-se uma vista do cabeçote em meio corte onde podem ser observados os diferentes componentes internos do cabeçote. Este modelo ainda não apresenta o MLC

Com o objetivo de atualizar esse modelo, foi acrescentado ao mesmo um colimador multi-folhas com 120 lâminas, o *Millenium* MLC-120 da Varian. Com isso, obteve-se um modelo do cabeçote Varian 2300C(/D) atualizado, o que permitiu que fossem simuladas diversas configurações de campo produzidos pelos colimadores secundários (*Jaws*) e pelo MLC. A Figura 3.4 mostra a geometria do cabeçote apresentado por Mao, com as medidas adaptadas e com a adição do MLC-120. A Figura 3.5 apresenta duas vistas explodidas das

partes internas constituintes do cabeçote simulado. A Figura 3.6 apresenta duas vistas ortogonais, em corte, do cabeçote simulado.

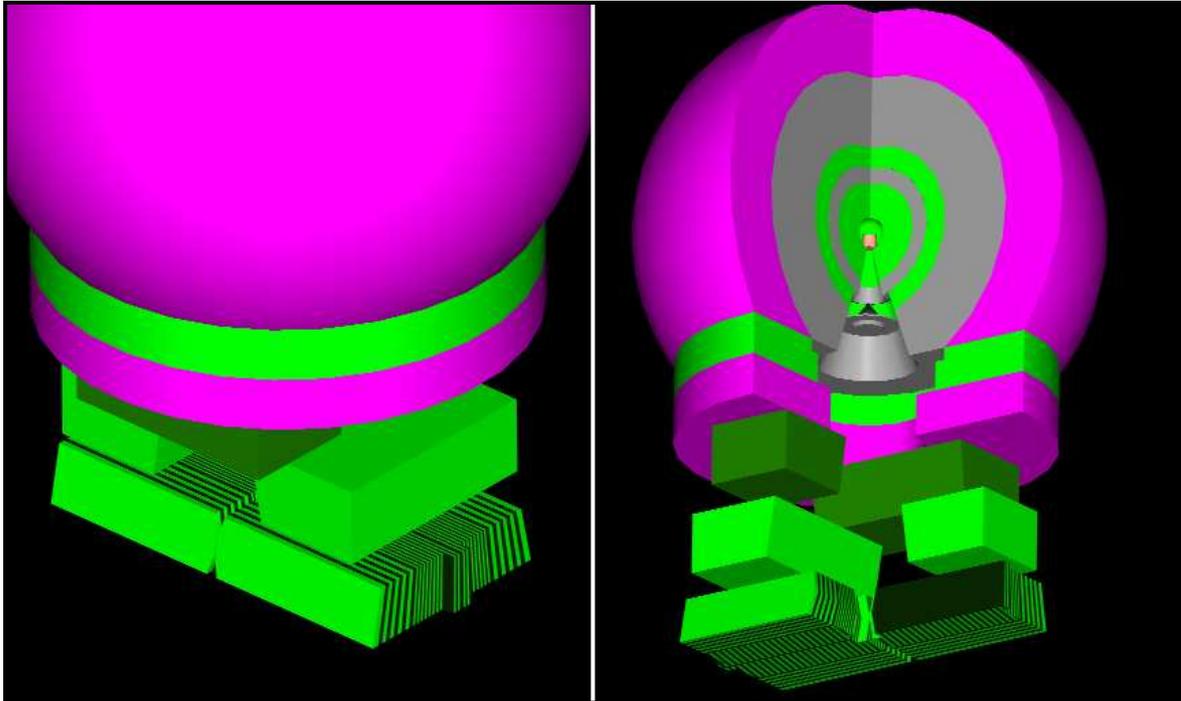


Figura 3.4 - Cabeçote final simulado caracterizado pela adição do modelo do MLC-120 ao modelo apresentado por Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997). Na imagem à esquerda observa-se a visão geral do cabeçote, na imagem à direita observa-se a visão do cabeçote em um quarto de corte. Nota-se, em ambas as imagens, o MLC-120 posicionado na parte inferior do mesmo

3.3.2 A VALIDAÇÃO DO CABEÇOTE SIMULADO

Considerando que a simulação completa de um cabeçote de um acelerador linear foi pioneira no Brasil, tornou-se necessário realizar algumas verificações com o objetivo de validar o modelo desenvolvido. Para isso, foram feitas diversas simulações onde os valores de fluência de nêutrons Φ_n e de equivalente de dose ambiente devido a nêutrons $H^*(10)_n$ calculados foram comparados com valores medidos, disponíveis na literatura, para o Varian 2300C(D). A Tabela 3.2 apresenta os resultados dessas comparações.

Tabela 3.2.a – Comparação entre os valores de $H^*(10)_n$ medidos experimentalmente por Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2005) no ponto (0, 21, -1) e os calculados no presente trabalho para o mesmo ponto.

$H^*(10)_n$ (mSv/Gy)			
Colimadores secundários 10 cm x 10 cm - MLC variável.			
MLC-120	Medido [†]	Calculado [‡]	Razão
0 cm x 0 cm	1,92E+00 ± 0,65%	1,76E+00 ± 1,29%	0,92 ± 1,45%
5 cm x 5 cm	1,81E+00 ± 0,92%	1,76E+00 ± 1,28%	0,97 ± 1,58%
10 cm x 10 cm	1,52E+00 ± 1,51%	1,68E+00 ± 1,26%	1,11 ± 1,24%

[†](Howell *et al.*, 2005), [‡](Rebello *et al.*, 2007a)

Tabela 3.2.b - Comparação entre os valores de $H^*(10)_n$ medidos experimentalmente por Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2006) no isocentro e no ponto (0, 40, 0) e os calculados no presente trabalho para os mesmos pontos.

$H^*(10)_n$ (mSv/Gy)			
Colimadores secundários 5 cm x 5 cm - MLC 5 cm x 5 cm			
Ponto (cm)	Medido [†]	Calculado [‡]	Razão
(0,0,0) iso	3,13E+00	2,93E+00 ± 0,74%	0,94
(0,40,0)	2,30E+00	1,91E+00 ± 0,98%	0,83

[†](Howell *et al.*, 2006), [‡](Rebello *et al.*, 2007a)

Tabela 3.2.c - Comparação entre os valores de fluência de nêutrons, Φ_n , medidos experimentalmente pela Varian Medical Systems em vários pontos no plano do paciente e os calculados no presente trabalho para os mesmos pontos.

Φ_n (n/cm ² /Gy)			
Diafragmas fechados			
Ponto (cm)	Medido [†]	Calculado [‡]	Razão
(40,0,0)	7,1E+06	7,38E+06 ± 1.61%	1,04
(0,40,0)	7,3E+06	9,63E+06 ± 1.57%	1,32
(100,0,0)	4,6E+06	7,41E+06 ± 1.29%	1,61
(0,100,0)	4,8E+06	7,75E+06 ± 1.34%	1,61

[†] Varian Medical Systems, [‡](Rebello *et al.*, 2007a)

Tabela 3.2.d - Comparação entre os valores de fluência de nêutrons, Φ_n , medidos experimentalmente por Followill e colaboradores (Followill *et al.*, 2003) em vários pontos no plano do paciente e os calculados no presente trabalho para os mesmos pontos.

Φ_n (n/cm ² /Gy)			
Colimadores secundários 20 cm x 20 cm.			
Medições com MLC 4 cm x 4 cm e cálculos com MLC 5 cm x 5 cm.			
Ponto (cm)	Medido [†]	Calculado [‡]	Razão
(0 ,0 ,0)	2,20E+07	2,01E+07 ± 1,13%	0,91
(0 ,-30 ,0)	1,20E+07	1,22E+07 ± 1,42%	1,02
(0 ,50 ,0)	9,50E+06	1,22E+07 ± 1,18%	1,28
(0,100 ,0)	6,00E+06	8,03E+06 ± 1,05%	1,34
(-100,0,0)	6,00E+06	7,21E+06 ± 1,08%	1,22

[†](Followill *et al.*, 2003), [‡](Rebello *et al.*, 2007a)

Apesar de terem sido obtidos resultados com razões entre valores medidos e calculados na ordem de até 1,61, é importante ressaltar que as diferenças entre valores medidos e

calculados de fluxo e doses devido a nêutrons observadas na literatura não são pequenas. Alguns trabalhos podem ser citados como exemplos dessa discrepância observada: Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997) obtiveram diferenças na razão de 1,31 entre valores medidos e calculados (Tabela 2 do trabalho referenciado). Howell e colaboradores (Howell *et al.*, 2005) obtiveram diferenças na razão de aproximadamente 1,50 entre valores medidos e calculados (Figura 5 da citada referência). Waller e colaboradores (Waller *et al.*, 2003) obtiveram diferenças na razão de até 2,33 entre valores medidos e calculados (Tabela 2 da referida publicação). Vanhavere e colaboradores (Vanhavere *et al.*, 2004) obtiveram diferenças significativas entre valores medidos e calculados (curvas apresentadas na Figura 2 do trabalho referenciado). Portanto, considerou-se que o modelo desenvolvido apresentou respostas satisfatórias em comparação com os resultados medidos e foi considerado adequado para as simulações a serem desenvolvidas nesta tese.

3.3.3 O MLS

No desenvolvimento da blindagem Multi-Folhas, *Multileaf Shielding*, MLS, procurou-se seguir todos os parâmetros pré-estabelecidos, citados no início desta seção.

Blindar nêutrons é um conhecimento desenvolvido há décadas. No caso deste trabalho, a blindagem deveria ser composta de materiais leves para não acrescentar peso demais ao cabeçote do acelerador linear, ter comportamento estrutural compatível com sua utilização mecânica e necessitar de pouca espessura para atingir um nível satisfatório de blindagem. Como as simulações computacionais realizadas com o modelo esférico já haviam indicado que se poderia obter uma blindagem satisfatória utilizando uma camada de polietileno borado com 10 cm de espessura associada a uma camada de tungstênio com 2 cm de espessura, adotou-se o polietileno borado como o material constituinte da blindagem. O peso do tungstênio ainda preocupava, porém, logo após as primeiras simulações, utilizando o modelo complexo de cabeçote, verificou-se que a produção da radiação eletromagnética secundária (raios gama e raios X) não foi significativa e, portanto, a blindagem de tungstênio poderia ser desprezada, o que foi feito.

A dificuldade de diminuir as doses devido a nêutrons sobre um paciente submetido a uma seção de radioterapia decorre do fato de não se poder, simplesmente, envolver todo o cabeçote do equipamento com uma blindagem para nêutrons, pois isso poderia interferir no feixe útil de radiação, comprometendo o tratamento. Observando o funcionamento do Colimador Multi-Folhas (MLC) surgiu a idéia de montar um sistema de blindagem, posicionado abaixo do cabeçote do equipamento de radioterapia, entre esse e o paciente, que funcionasse de forma semelhante ao MLC, ou seja, através de inúmeras lâminas, dispostas uma ao lado da outra, com movimentos independentes, podendo acompanhar o movimento das folhas do MLC permitindo, assim, sempre a mesma abertura de campo da radiação estabelecida para o tratamento, nunca se interpondo, portanto, entre o feixe útil e o tumor. As Figuras 3.7 e 3.8 ilustram as lâminas móveis da blindagem simuladas e o seu posicionamento acoplado ao MLC.

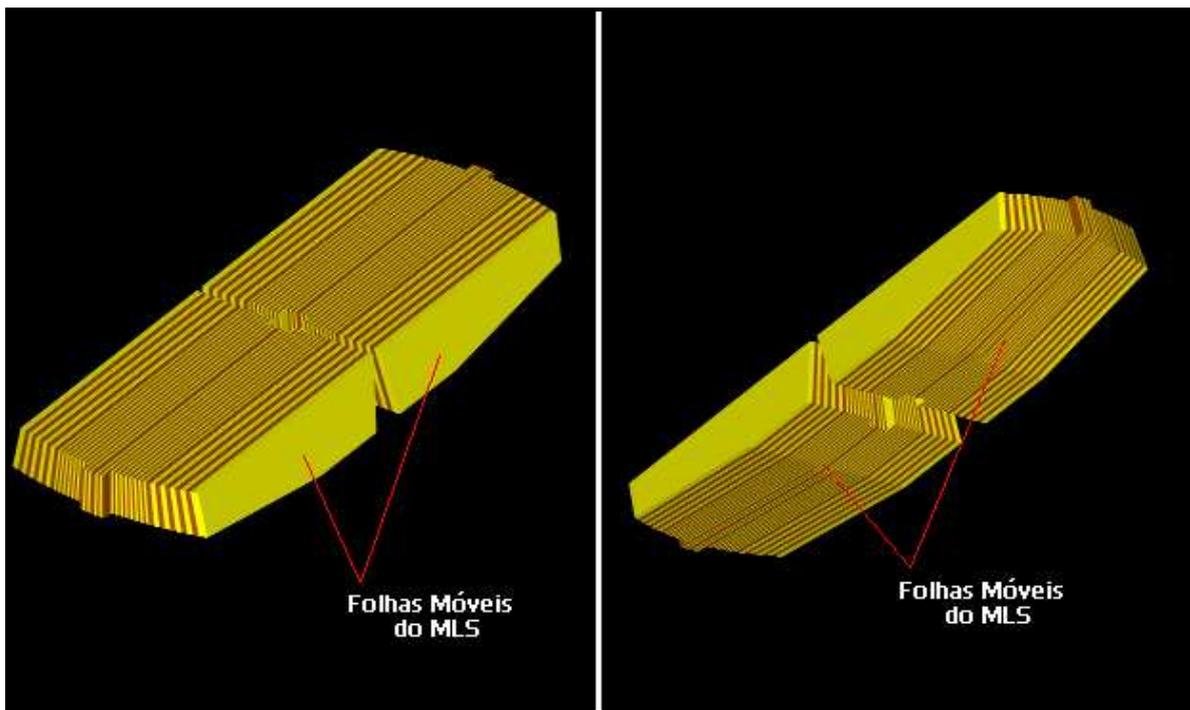


Figura 3.7 – Duas vistas do conjunto de lâminas móveis do MLS

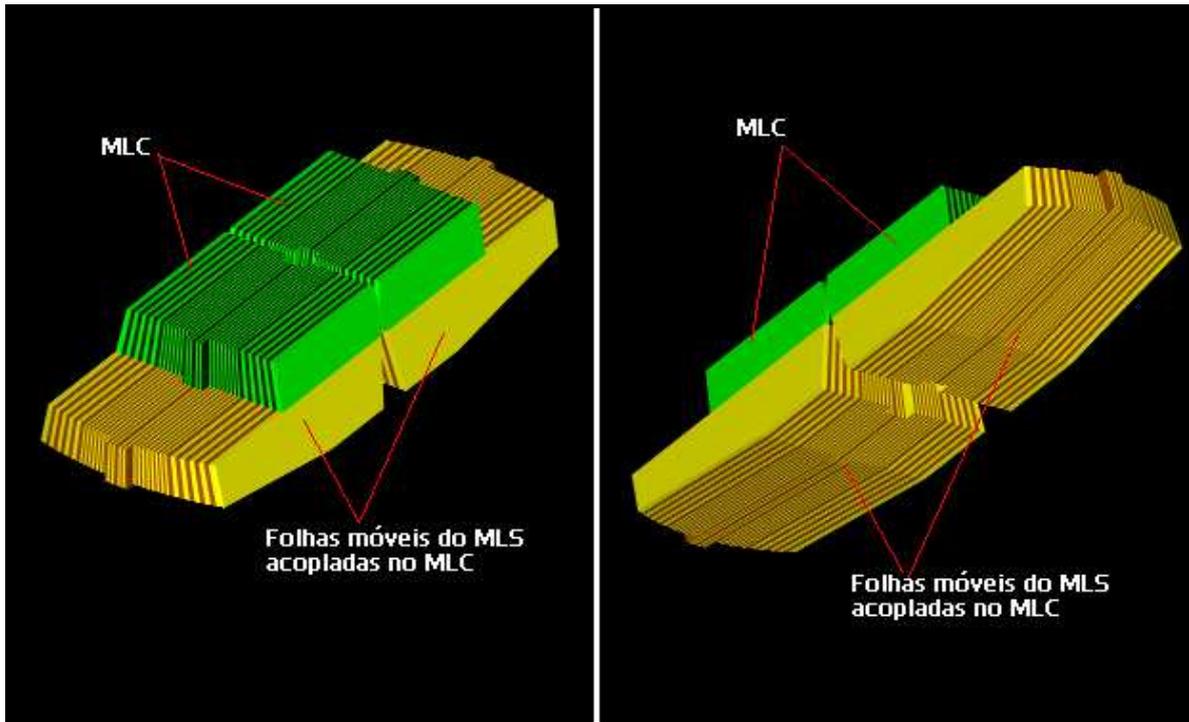


Figura 3.8 – Duas vistas do conjunto de lâminas móveis do MLS acoplado à parte inferior do MLC

O novo sistema de blindagem também teria uma parte sem mobilidade, fixada na parte lateral das folhas móveis, com a finalidade de blindar o restante da parte inferior do cabeçote não abrangido pelas folhas móveis. Simulações computacionais indicaram que uma espessura de 8 cm para cada uma das folhas móveis e uma espessura variando entre 5 cm e 8 cm para a parte fixa da blindagem reduziriam de modo satisfatório a dose devido a nêutrons no plano do paciente. As Figuras 3.9 e 3.10 apresentam a parte fixa da blindagem. A Figura 3.11 apresenta todo o conjunto inferior da blindagem montado.

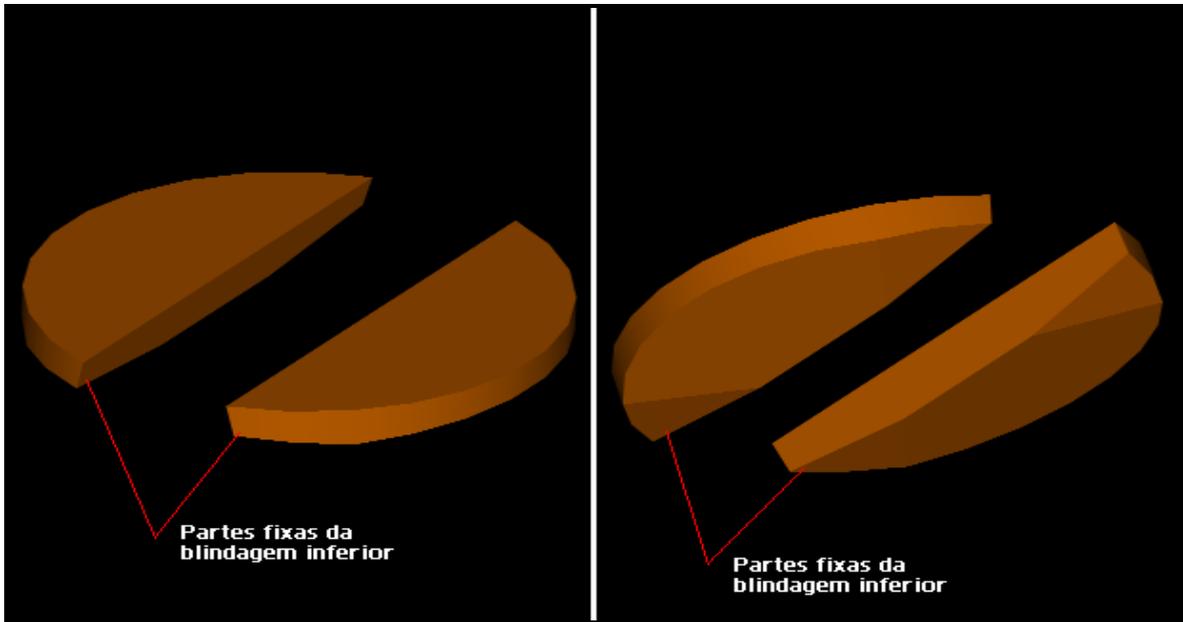


Figura 3.9 - Partes fixas da blindagem a serem posicionadas na lateral do conjunto de folhas móveis. Pode-se observar que as espessuras da parte fixa são variáveis, sendo maiores na região central e diminuindo nas extremidades

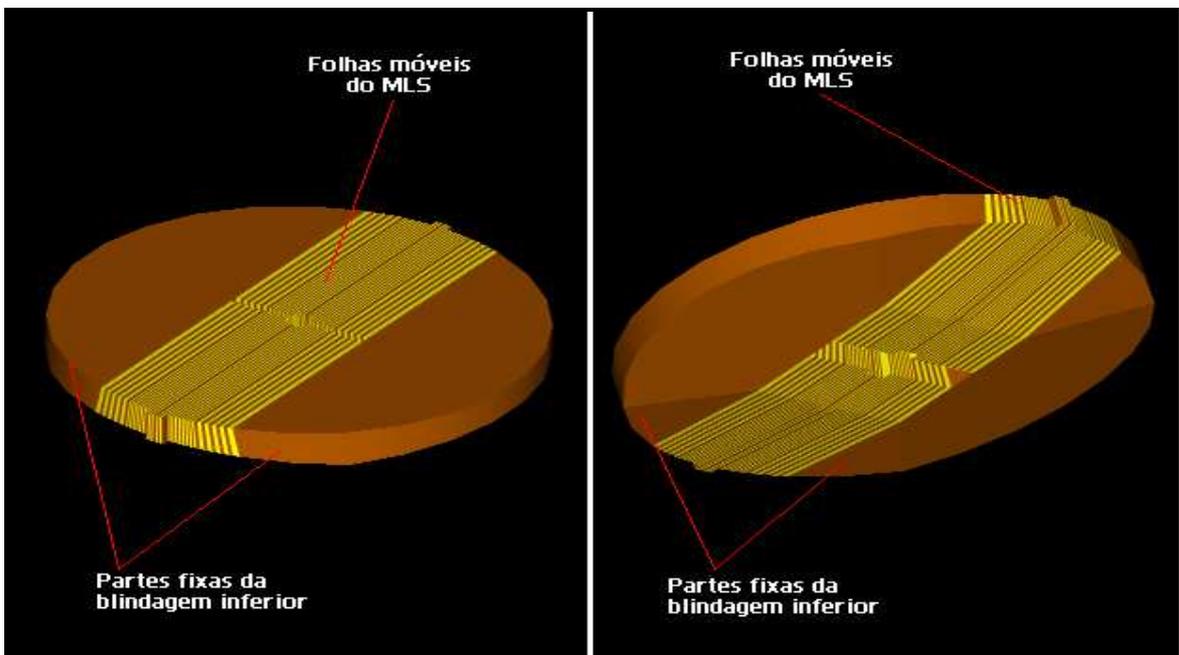


Figura 3.10 - Partes fixas da blindagem acopladas às folhas móveis. Tudo a ser posicionado na parte inferior do cabeçote

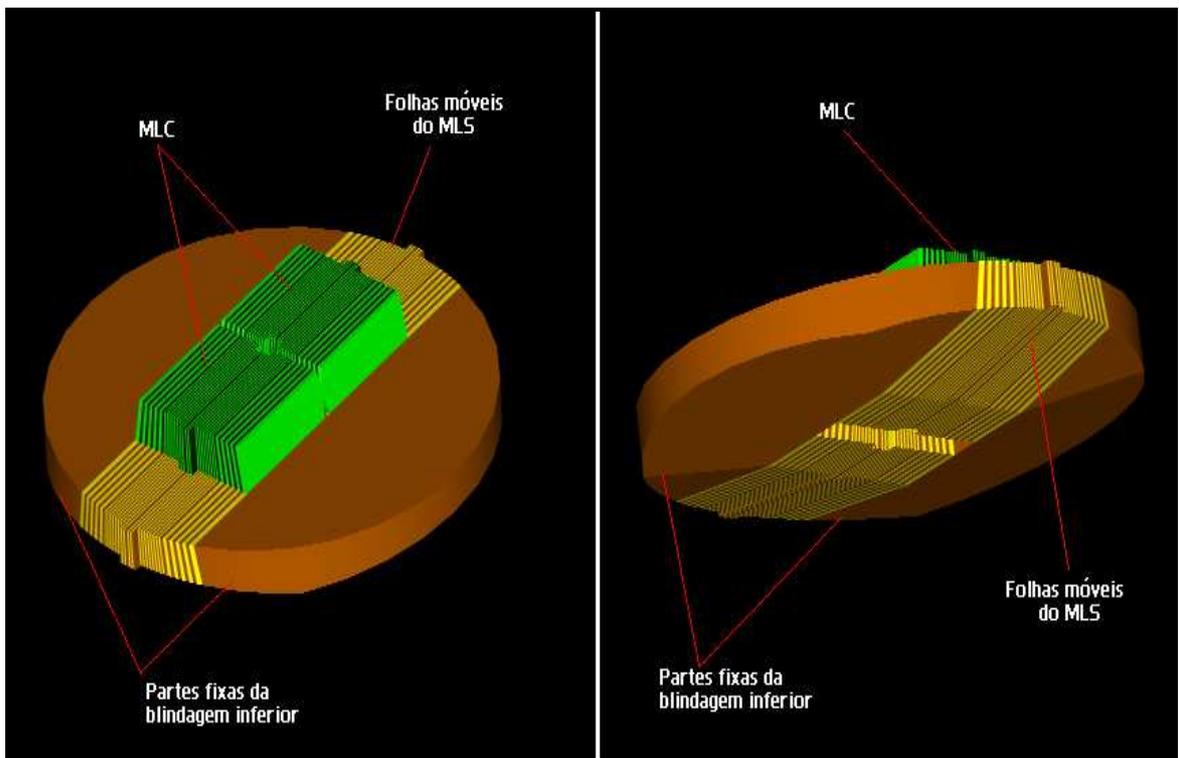


Figura 3.11 – Conjunto inferior do MLS. Nesta figura pode-se observar o posicionamento do MLC na parte superior do conjunto de blindagem. Todo este conjunto fica posicionado na parte inferior do cabeçote do equipamento de radioterapia

Durante a fase de desenvolvimento do MLS, ainda nas primeiras simulações, percebeu-se que não bastaria apenas utilizar a Blindagem Multi-Folhas na parte inferior do cabeçote, pois a produção de nêutrons no cabeçote não ocorre apenas nessa região, mas sim em vários pontos dentro do mesmo, o que gera uma produção de nêutrons em toda a região do cabeçote e em todas as direções. Dessa forma constatou-se a necessidade de envolver todo o cabeçote com uma camada de blindagem para nêutrons. Através das simulações computacionais, verificou-se que uma camada de apenas 4 cm de espessura de blindagem, constituída de polietileno borado, seria suficiente para reduzir de forma significativa o fluxo de nêutrons oriundos dessa região e, conseqüentemente, a dose sobre o paciente. A Figura 3.12 apresenta essa blindagem, na forma de uma redoma, envolvendo todo o

cabeçote do equipamento. Notar que a geometria modelada (redoma) é apenas uma forma geométrica simplificada, destinada a possibilitar a simulação e o estudo do efeito da blindagem. Numa situação real, essa blindagem poderia assumir a forma da carcaça do equipamento de radioterapia, fixada ou, ainda, substituindo a mesma. A Figura 3.13 apresenta duas vistas explodidas de todo o cabeçote simulado. A Figura 3.14 apresenta duas vistas ortogonais, em corte, do cabeçote simulado onde se pode verificar, além da geometria, a constituição das partes internas simuladas.

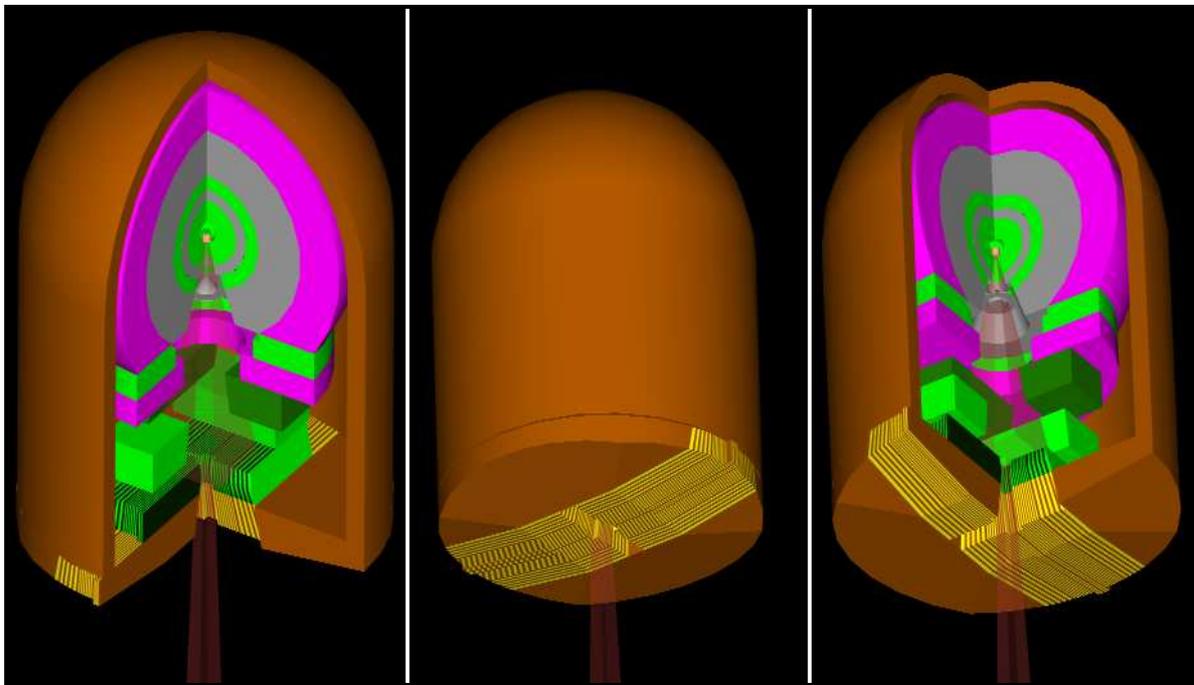


Figura 3.12 – Vista do sistema de blindagem completo. As vistas da esquerda e da direita são apresentadas em $\frac{1}{4}$ de corte e a vista central apresenta a forma externa da blindagem. Observa-se, nestas vistas, a blindagem envolvendo todo o cabeçote

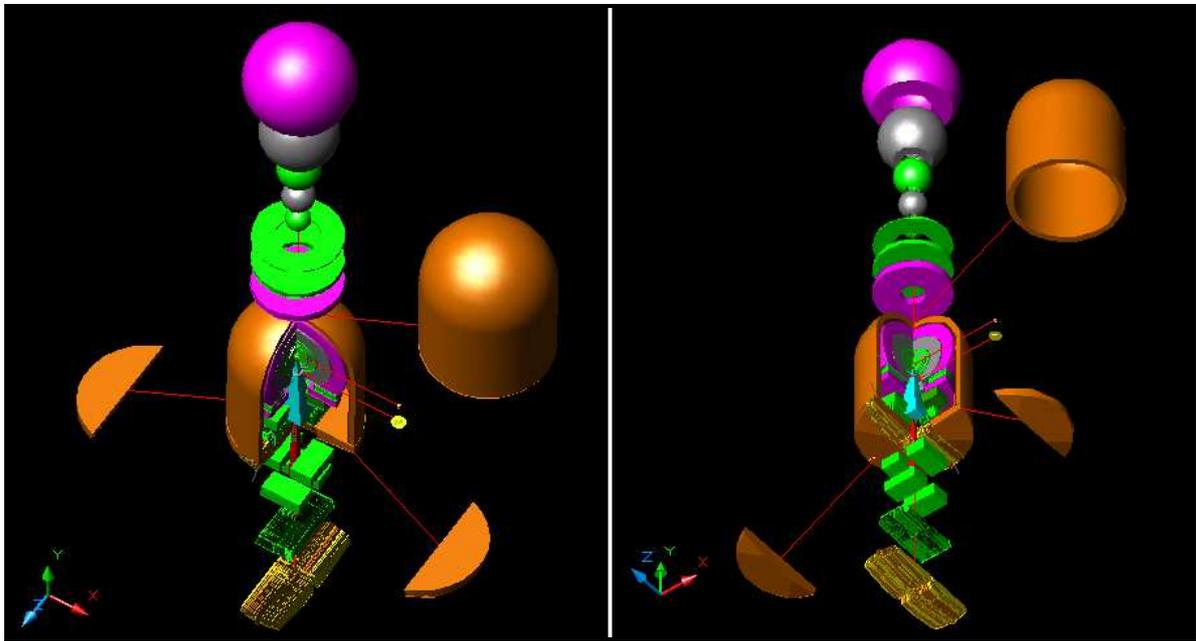


Figura 3.13 - Vistas explodidas apresentando as partes internas do cabeçote e a blindagem simulada

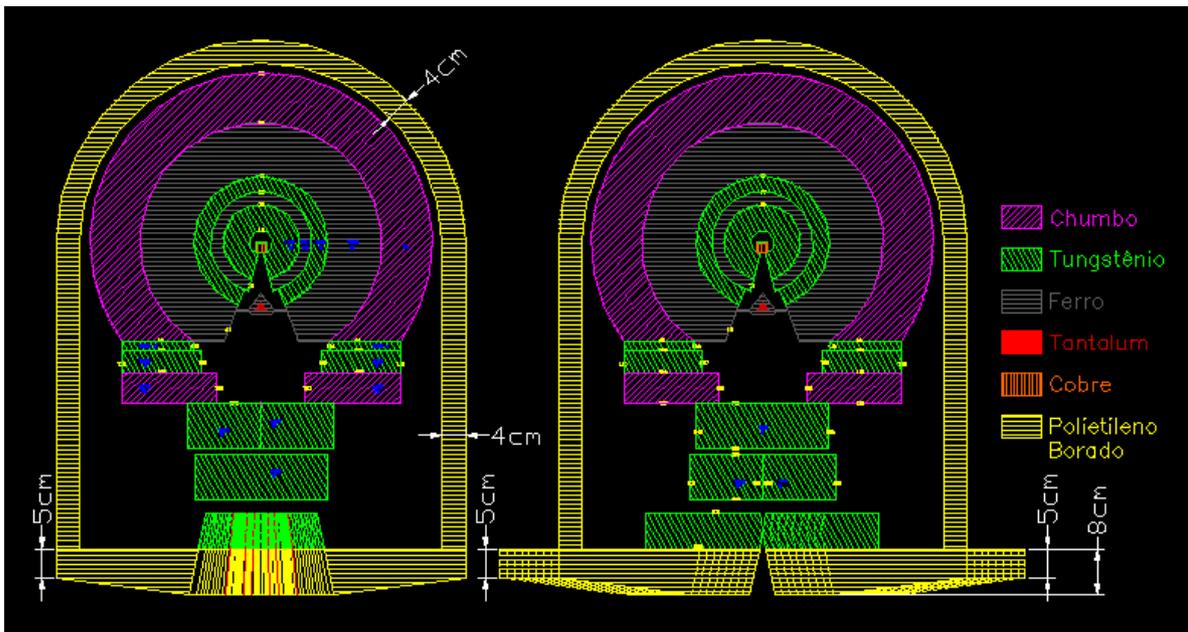


Figura 3.14 - Vistas ortogonais em corte apresentando as partes internas do cabeçote e a blindagem simulada. Podem ser observados as dimensões das espessuras da blindagem

3.3.4 A SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Para a simulação computacional, utilizou-se o código MCNP5. Essa versão do código MCNP trouxe, incorporada, a possibilidade de calcular as interações fotonucleares com produção de nêutrons e, por esse motivo, foi escolhida para ser utilizada na simulação do cabeçote. Havia, porém, um problema. Apesar da versão 5 do MCNP possibilitar o cálculo das interações fotonucleares, o programa possuía bibliotecas de seção de choque para essa reação para apenas 13 isótopos, o ^2H , ^{12}C , ^{16}O , ^{27}Al , ^{28}Si , ^{40}Ca , ^{56}Fe , ^{63}Cu , ^{181}Ta , ^{184}W , ^{206}Pb , ^{207}Pb e o ^{208}Pb . Qualquer outro material diferente desses, mesmo que apresentasse produção de fotonêutrons desprezível ou que essa não ocorresse, como no caso do ^1H , se fosse inserido na simulação, gerava erro no processamento, fazendo com que o MCNP5 interrompesse a execução do arquivo de entrada. O problema não era pequeno, pois havia vários materiais não constantes da biblioteca de seção de choque original que precisavam ser simulados, entre esses, pode-se citar os materiais que constituíam a blindagem de polietileno borado e o ar natural que, inseridos na simulação, geravam o referido erro.

Após uma análise do funcionamento do código, particularmente de como ele controlava as bibliotecas de seção de choque, decidiu-se tentar manipular o acesso que o código fazia a elas, e assim foi feito. A idéia seria criar bibliotecas de seção de choque fictícias para o restante dos materiais, para isso seria utilizado a biblioteca de seção de choque de um dos treze isótopos fornecidos originalmente pelo programa. Deveria ser escolhido um isótopo cuja produção fotonuclear, a partir dos níveis de energia que estariam sendo utilizados na simulação (energias menores ou iguais a 18,8 MeV), fosse desprezível. Com isso, o efeito na simulação seria o de “enganar” o programa, fazendo com que ele efetuasse o processamento até o fim e, como a biblioteca utilizada seria de um isótopo com produção desprezível de fotonêutrons, estaria sendo desprezada, na simulação, a produção de fotonêutrons nos materiais que não constassem da biblioteca original fornecida pelo programa. Com isso poderiam ser simulados o ar natural, o MLS, as paredes e a porta da sala de radioterapia e etc., sem que o programa tivesse sua execução interrompida.

Restava, portanto, escolher o isótopo cuja biblioteca de seção de choque para a reação fotonêutron seria utilizada. Para isso, foi modelada uma esfera de tungstênio com 1 cm de raio contendo, em seu centro, uma fonte pontual e isotrópica de elétrons. Externamente a

essa esfera, foi modelada uma calota esférica de 9 cm de espessura que seria utilizada para analisar cada um dos treze materiais fornecidos na biblioteca original do MCNP5.

Foram realizadas, inicialmente, treze simulações, cada qual simulando a calota esférica como um dos treze materiais constantes da biblioteca original. Verificou-se que, dentre esses materiais, o ^{40}Ca e o ^{12}C foram os que apresentaram a menor produção de nêutrons provenientes das interações fotonucleares. Em uma segunda etapa, esses dois isótopos foram submetidos, cada um, a uma simulação com 10.000.000 histórias onde se verificou que o ^{40}Ca produziu 25496 nêutrons com energia média de 2,6609E-03 MeV e o ^{12}C apenas 226 nêutrons com energia média de 8,1295E-07 MeV. Adotou-se, portanto, a biblioteca de seção de choque do ^{12}C para ser utilizada como biblioteca para os demais elementos não constantes da biblioteca original. Apenas como observação, um cálculo estimativo para o ^{207}Pb chegar-se-ia a uma produção de aproximadamente 110.000 nêutrons com energia média de 5,8468E-03 MeV. Assim, pode-se ter uma idéia de que a produção de fotonêutrons gerada pelos isótopos “adaptados” com a seção de choque do ^{12}C tornou-se desprezível dentro da simulação, como era o objetivo.

Após essa adaptação, o programa passou a funcionar sem interrupção. Não mais era necessário recorrer à formulação matemática, Equação 3.1, utilizada na simulação do modelo esférico do cabeçote e, assim, pode-se modelar a fonte de forma mais realística. A fonte foi simulada como na realidade, através de um feixe de elétrons com energia de 18,8 MeV por elétron incidindo perpendicularmente sobre um alvo constituído de tungstênio e cobre. Um fator multiplicativo de 1,0E+15 foi utilizado para que os resultados obtidos correspondessem à dose de 1 Gy no isocentro devido ao feixe terapêutico. Essas informações foram obtidas do trabalho de Mao e colaboradores (Mao *et al.*, 1997).

A Figura 3.15 apresenta o feixe de elétrons simulado. O equipamento foi simulado dentro de uma esfera de ar englobando o cabeçote e os pontos de interesse. Nesta etapa da tese não foram simulados as paredes, o piso, o teto e a porta da sala de radioterapia. Para otimizar o processamento e diminuir o tempo computacional, no cálculo dos valores de $H^*(10)_n$ utilizou-se um corte em energia para fótons e elétrons com energias abaixo de 5 MeV (White, 2000). O mesmo procedimento não foi utilizado no cálculo dos valores de $H^*(10)_f$.

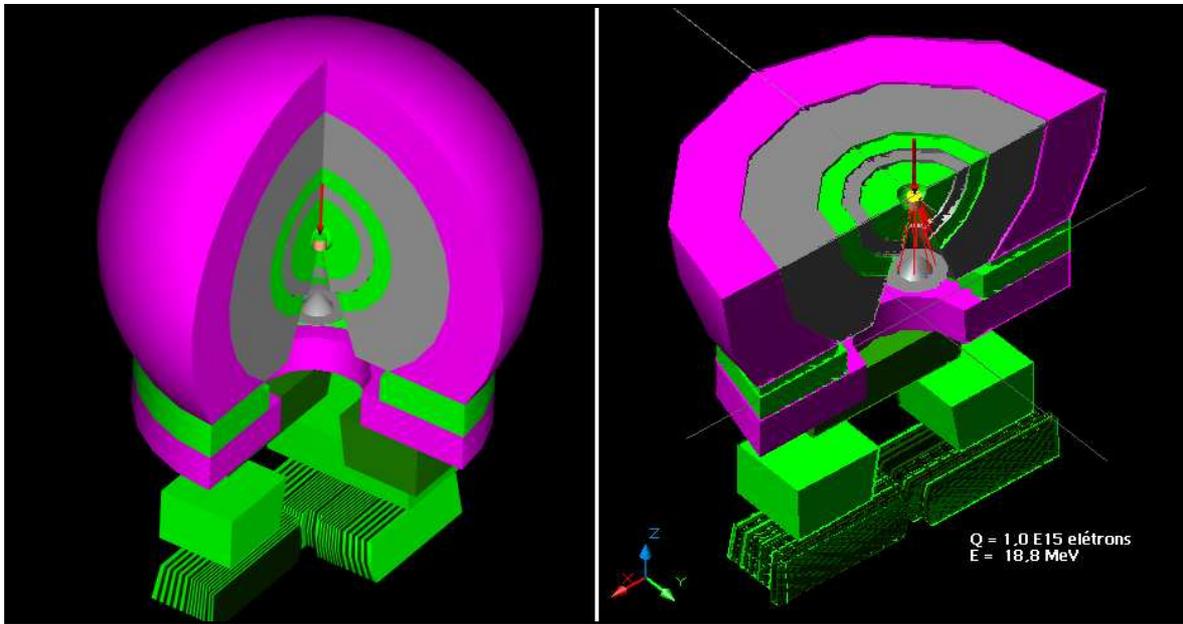


Figura 3.15 – Duas vistas do cabeçote simulado sem o MLS. À esquerda observa-se o cabeçote sem a blindagem, com a fonte de elétrons incidindo verticalmente sobre o alvo. À direita observa-se a mesma situação, vista com outros planos de corte

Duas configurações de campo foram simuladas e são apresentadas na Tabela 3.3. Cada configuração foi modelada com e sem a blindagem e os valores de equivalente de dose ambiente devido aos nêutrons $H^*(10)_n$ (mSv/Gy) foram calculados em detectores pontuais simulados num plano afastado 100 cm da fonte (plano do paciente) com o sistema modelado sem e com a blindagem proposta. A Figura 3.16 apresenta detalhes das geometrias simuladas sem e com a blindagem respectivamente. A Figura 3.17 apresenta uma vista geral onde aparecem os detectores pontuais simulados no plano do paciente.

Tabela 3.3 – Configurações simuladas

Configuração	Aberturas de campo para cada configuração simulada		
	Jaws	MLC	MLS*
I	5cm x 5cm	5cm x 5cm	5cm x 5cm
II	30cm x 30cm	5cm x 5cm	5cm x 5cm

* Utilizado apenas nas modelagens com a blindagem

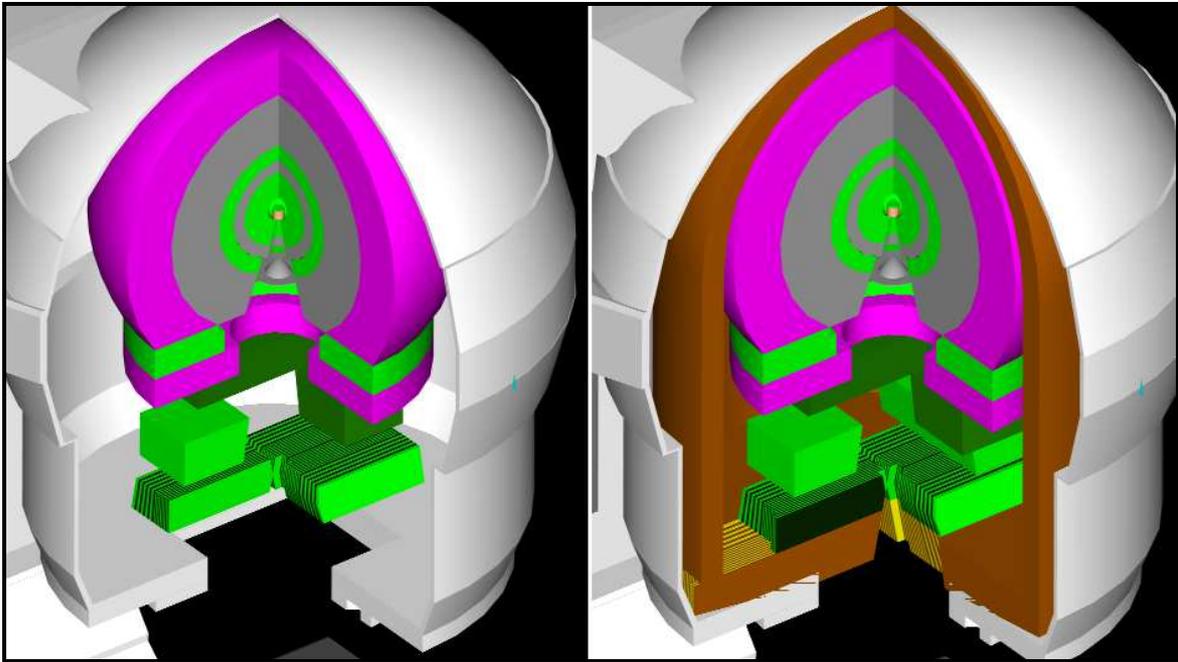


Figura 3.16 - Detalhe dos cabeçotes simulados. À esquerda uma vista do cabeçote simulado sem o MLS, à direita, outra vista apresentando a blindagem simulada. A carcaça do equipamento é meramente ilustrativa, não tendo sido simulada

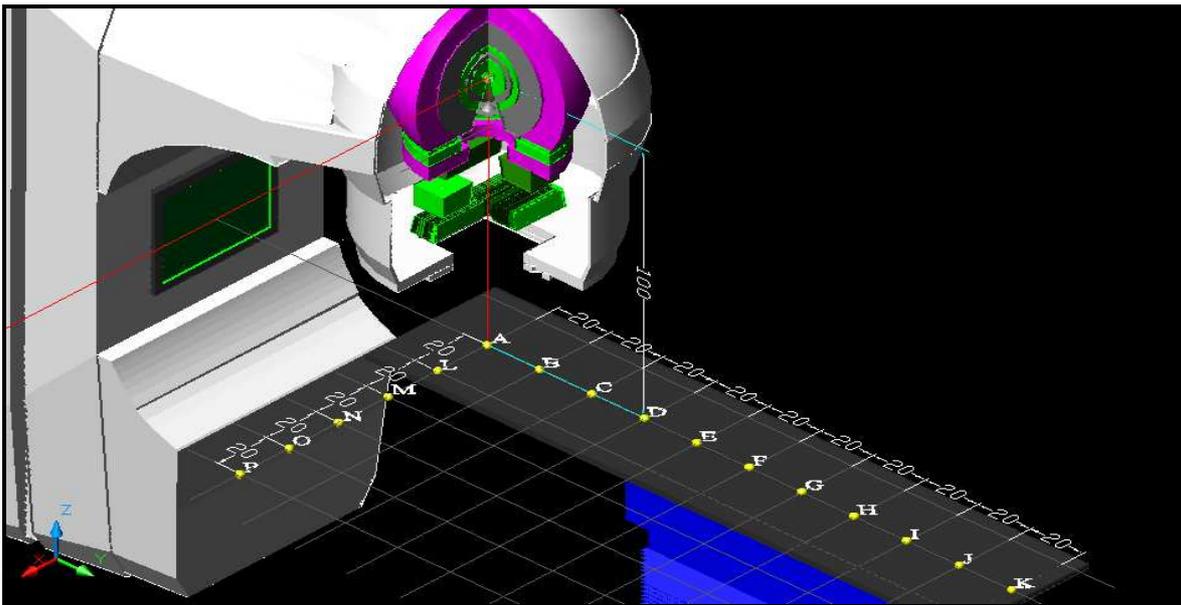


Figura 3.17 - Detalhe das posições dos detectores pontuais simulados no plano do paciente. A carcaça do equipamento e a mesa do paciente não foram simuladas

Ao blindar nêutrons, surgem diversos tipos de radiações secundárias, sendo as mais penetrantes as radiações constituídas por fótons. Se a dose devido a esse tipo de radiação fosse elevada, poderia ocorrer a inviabilização da utilização da blindagem proposta nesta tese. Havia, portanto, a necessidade de verificar esse problema o que foi feito utilizando-se a Configuração I onde o sistema foi modelado com e sem a blindagem e os valores de equivalente de dose ambiente devido a fótons, $H^*(10)_f$, foram calculados nos mesmos pontos já mencionados anteriormente e, assim, pôde-se determinar a variação do $H^*(10)_f$ após a inserção da blindagem. Nessas simulações não se utilizou o corte em energia, o que elevou significativamente o tempo computacional.

3.4 A INCLUSÃO DA SALA DE RADIOTERAPIA NA SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL - 3ª ETAPA

Nesta etapa da tese foram incluídos na simulação computacional as paredes, o piso, o teto e a porta da sala de radioterapia com o objetivo de realizar uma modelagem computacional mais representativa da realidade.

3.4.1 O SISTEMA MODELADO

Ao modelo simulado na 2ª etapa da tese, apresentado na seção 3.3, foi adicionada a sala de radioterapia. As Figuras 3.18 e 3.19 apresentam, respectivamente, o projeto básico de arquitetura da sala de radioterapia adicionada e suas vistas em perspectiva. Um detalhe da porta da sala de radioterapia é apresentado na Figura 3.20.

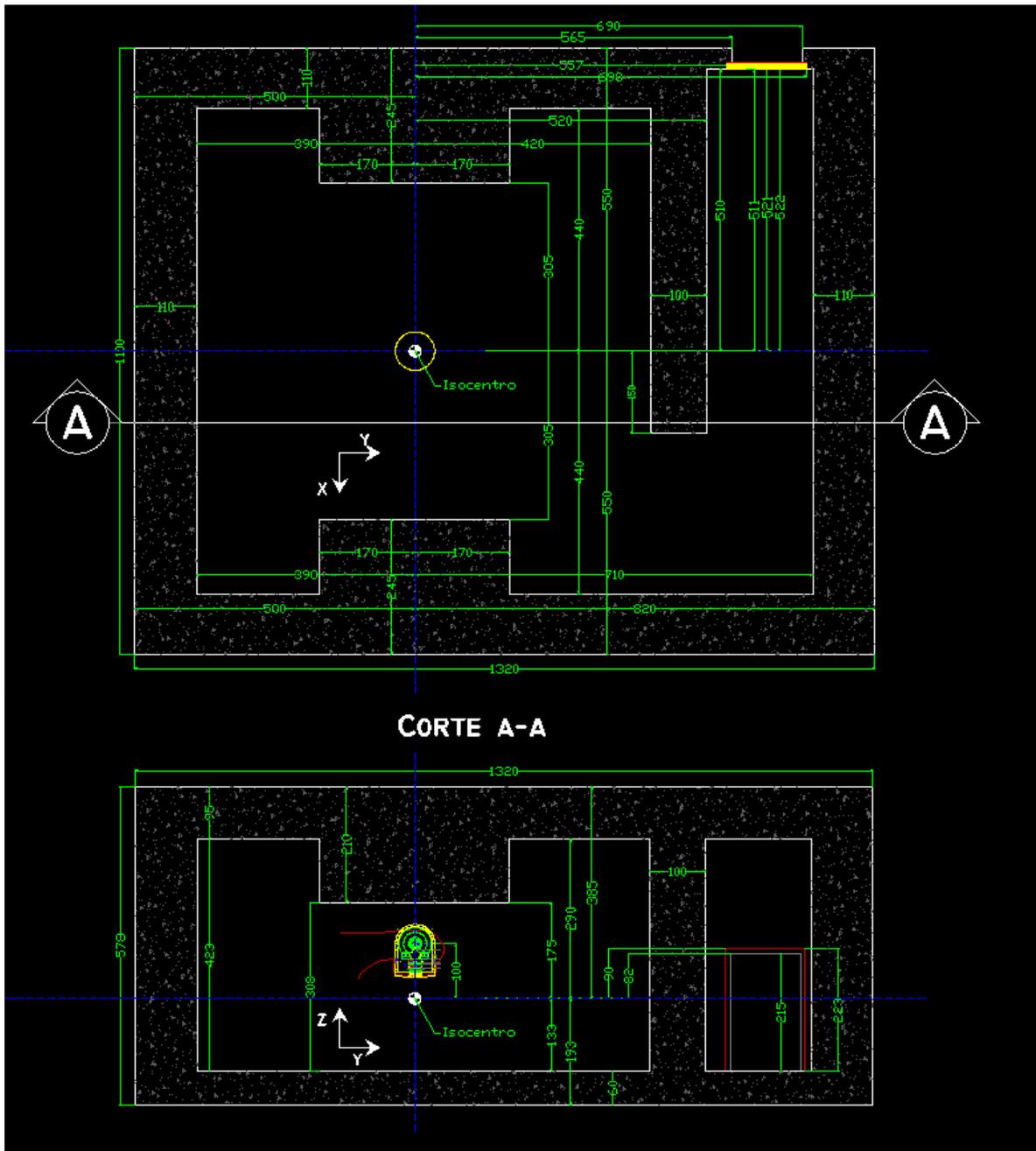


Figura 3.18 – Projeto básico de arquitetura da sala de radioterapia adicionada ao modelo computacional

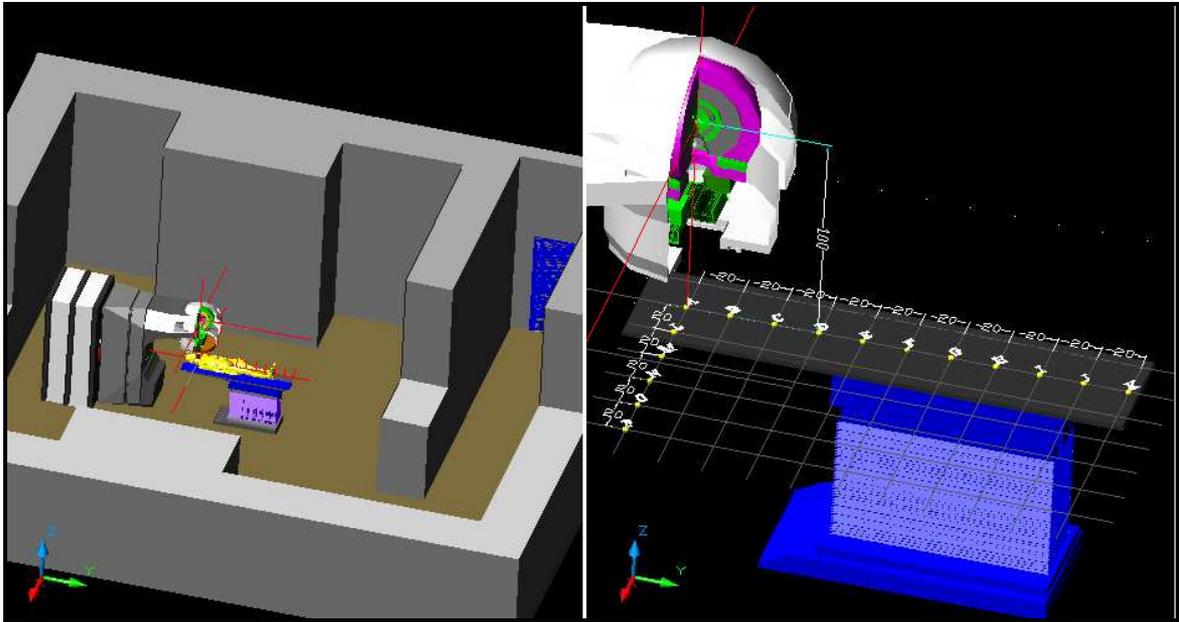


Figura 3.19 – Vistas em perspectiva do modelo simulado. Na imagem à esquerda é apresentada a sala de radioterapia simulada. Na imagem à direita são apresentados os detectores pontuais simulados (nas mesmas posições simuladas na seção 3.3). A carcaça do equipamento, o paciente e a mesa não foram simulados

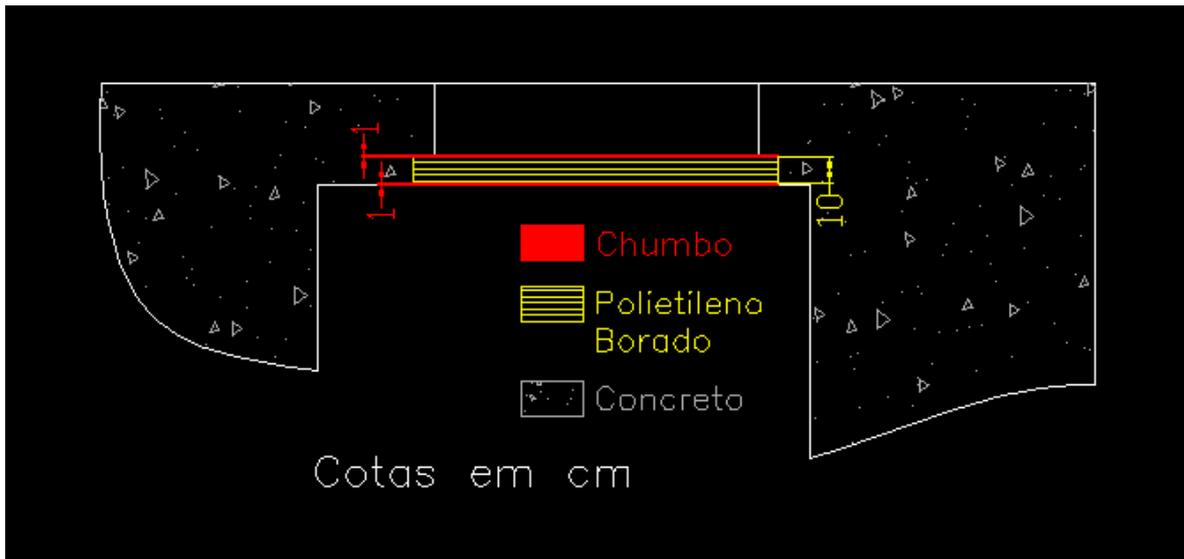


Figura 3.20 – Detalhe da porta da sala de radioterapia vista em planta. Pode-se observar as três camadas de materiais utilizadas na modelagem da porta

A composição química do concreto utilizado nas paredes, piso e teto da sala de radioterapia é apresentada na Tabela 3.4. A composição química do polietileno borado, utilizado na camada interior da porta, é idêntica à apresentada na Tabela 3.1.

Tabela 3.4 - Constituição do concreto modelado (Kase *et al.*, 2003)

Concreto	
Densidade = 2,35 g/cm³	
Isótopo	% em massa
¹ H	0,55
¹² C	0,48
¹⁶ O	49,57
²⁷ Al	4,55
²⁸ Si	31,36
⁴⁰ Ca	8,26
⁵⁶ Fe	1,23
²³ Na	1,70
K _{nat}	1,91
Mg _{nat}	0,26
S _{nat}	0,13

A simulação nesta etapa da tese foi realizada de forma similar à realizada na 2ª etapa, apresentada na seção 3.3. As mesmas configurações de abertura de campos de tratamento foram utilizadas para os cálculos dos valores de equivalentes de dose ambiente devido a nêutrons $H^*(10)_n$ nos mesmos pontos calculados na 2ª etapa. Os valores de equivalente de dose ambiente devido a fótons $H^*(10)_f$ não mais foram calculados nesta etapa da tese.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Os resultados obtidos serão apresentados, nesta seção, separadamente para a simulação preliminar utilizando o modelo esférico (1ª etapa), para a simulação utilizando o modelo complexo de cabeçote (2ª etapa) e para a simulação utilizando o modelo complexo de cabeçote acrescido da sala de radioterapia (3ª etapa).

4.1 SIMULAÇÃO SIMPLIFICADA DA ESFERA – 1ª ETAPA

Os valores de equivalente de dose ambiente, calculados em cada detector, com o sistema modelado com e sem a blindagem, são apresentados para nêutrons $H^*(10)_n$ e para fótons $H^*(10)_f$ nas Tabelas 4.1 e 4.2, respectivamente. Pode-se observar, na primeira coluna, as coordenadas retangulares das posições dos detectores simulados e, nas colunas da direita, a redução percentual das doses observadas.

Tabela 4.1 - Valores de $H^*(10)_n$ calculados utilizando-se o modelo esférico

Modelo Esférico (NCRP 79)			
Equivalente de dose ambiente devido a nêutrons $H^*(10)_n$			
Pontos (x,y,z)(cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	1,92E+00 ± 0,03%	0,08E+00 ± 0,19%	95,83 %
B (0,25,0)	1,81E+00 ± 0,03%	0,07E-01 ± 0,25%	99,61 %
C (0,50,0)	1,54E+00 ± 0,03%	0,06E-02 ± 0,21%	99,96 %
D (0,75,0)	1,23E+00 ± 0,03%	0,05E-03 ± 0,18%	99,99 %
E (0,100,0)	0,96E+00 ± 0,03%	0,04E-03 ± 0,17%	99,99 %

(Rebello *et al.*, 2005)

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.1, que:

- A média do $H^*(10)_n$, calculado no plano do paciente, foi de 1,49 mSv/Gy e de 0,06 mSv/Gy para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.
- O valor médio de redução do $H^*(10)_n$ foi de 99,08 %.
- No isocentro, ponto A(0,0,0), a redução do $H^*(10)_n$ foi de 95,83%.
- As incertezas dos valores calculados aumentaram quando foram calculados os valores de $H^*(10)_n$ com a blindagem, passando de uma média de 0,03 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 0,20 % para o sistema modelado com a blindagem.
- À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ crescem.

Tabela 4.2 - Valores de $H^*(10)_f$ calculados utilizando-se o modelo esférico

Modelo Esférico (NCRP 79)			
Equivalente de dose ambiente devido a fótons $H^*(10)_f$			
Pontos (x,y,z)(cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_f$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_f$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	2,13E-03 ± 1,03%	1,94E-03 ± 0,24%	8,92 %
B (0,25,0)	1,99E-03 ± 0,24%	1,87E-03 ± 1,72%	6,03 %
C (0,50,0)	1,68E-03 ± 0,17%	1,56E-03 ± 0,32%	7,14 %
D (0,75,0)	1,36E-03 ± 0,44%	1,24E-03 ± 0,35%	8,82 %
E (0,100,0)	1,06E-03 ± 0,43%	0,97E-03 ± 0,42%	8,49 %

(Rebello *et al.*, 2005)

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.2, que:

- a) A média do $H^*(10)_f$, calculado no plano do paciente, foi de 1,64 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}$ e de 1,52 $\mu\text{Sv}/\text{Gy}$ para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.
- b) O valor médio de redução do $H^*(10)_f$ foi de 7,88 %.
- c) No isocentro, ponto A(0,0,0), a redução do $H^*(10)_f$ foi de 8,92%.
- d) As incertezas dos valores calculados aumentaram quando foram calculados os valores de $H^*(10)_f$ com a blindagem, passando de uma média de 0,46 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 0,61 % para o sistema modelado com a blindagem.
- e) À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, os valores calculados de redução de $H^*(10)_f$ crescem.

4.2 SIMULAÇÃO DO MODELO COMPLEXO COM O MLS – 2ª ETAPA

Os valores de equivalente de dose ambiente devido a nêutrons $H^*(10)_n$, calculados em cada detector, com o sistema modelado com e sem a blindagem, são apresentados para as configurações I e II nas Tabelas 4.3 e 4.4, respectivamente. Os valores de equivalente de dose ambiente devido a fótons $H^*(10)_f$, calculados em cada detector, com o sistema modelado com e sem a blindagem proposta, são apresentados na Tabela 4.5. Pode-se observar, na primeira coluna, as coordenadas retangulares das posições dos detectores simulados e, nas colunas da direita, a redução percentual das doses observadas.

Tabela 4.3 - Valores de $H^*(10)_n$ calculados para a configuração I (Rebello *et al.*, 2007a)

Colimadores secundários 5 cm x 5 cm			
MLC 5 cm x 5 cm (configuração I).			
Pontos (x,y,z)(cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	2,93E+00 ± 0,74%	2,13E+00 ± 0,13%	27,26 %
B (0,20,0)	1,44E+00 ± 1,29%	1,60E-01 ± 3,01%	88,88 %
C (0,40,0)	1,91E+00 ± 0,98%	1,89E-02 ± 1,85%	99,01 %
D (0,60,0)	2,10E+00 ± 0,84%	4,39E-03 ± 2,97%	99,79 %
E (0,80,0)	1,84E+00 ± 0,77%	1,19E-03 ± 4,83%	99,94 %
F (0,100,0)	1,51E+00 ± 0,74%	3,76E-04 ± 7,78%	99,98 %
G (0,120,0)	1,24E+00 ± 0,76%	1,95E-04 ± 9,99%	99,98 %
H (0,140,0)	1,03E+00 ± 0,71%	1,29E-04 ± 10,93%	99,99 %
I (0,160,0)	8,60E-01 ± 0,83%	9,76E-05 ± 11,01%	99,99 %
J (0,180,0)	7,18E-01 ± 0,69%	7,65E-05 ± 10,83%	99,99 %
K (0,200,0)	6,06E-01 ± 0,68%	6,41E-05 ± 10,65%	99,99 %
L (20,0,0)	9,61E-01 ± 1,56%	1,42E-02 ± 2,90%	98,52 %
M (40,0,0)	1,42E+00 ± 1,00%	6,86E-04 ± 10,58%	99,95 %
N (60,0,0)	2,00E+00 ± 0,78%	2,74E-04 ± 13,88%	99,99 %
O (80,0,0)	1,74E+00 ± 0,76%	1,80E-04 ± 17,25%	99,99 %
P (100,0,0)	1,46E+00 ± 0,74%	1,44E-04 ± 17,27%	99,99 %

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.3, que:

- A média do $H^*(10)_n$, calculado no plano do paciente, foi de 1,49 mSv/Gy e de 0,15 mSv/Gy para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.
- O valor médio de redução do $H^*(10)_n$ foi de 94,60 %.
- No isocentro, ponto A(0,0,0), a redução do $H^*(10)_n$ foi de 27,26%.
- As incertezas dos valores calculados aumentaram significativamente quando foram calculados os valores de $H^*(10)_n$ com a blindagem, passando de uma média de

0,81 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 7,58 % para o sistema modelado com a blindagem.

- e) À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y , os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ cresceram.

Tabela 4.4 - Valores de $H^*(10)_n$ calculados para a configuração II (Rebello *et al.*, 2007a)

Colimadores secundários 30 cm x 30 cm			
MLC 5 cm x 5 cm (configuração II).			
Pontos (x,y,z) (cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	6,73E+00 ± 0,68%	3,65E+00 ± 0,25%	45,79 %
B (0,20,0)	3,60E+00 ± 1,01%	4,78E-01 ± 0,86%	86,71 %
C (0,40,0)	3,18E+00 ± 0,87%	1,32E-01 ± 1,61%	95,84 %
D (0,60,0)	2,72E+00 ± 0,78%	4,13E-02 ± 2,11%	98,48 %
E (0,80,0)	2,20E+00 ± 0,69%	7,74E-03 ± 3,83%	99,65 %
F (0,100,0)	1,74E+00 ± 0,66%	1,68E-03 ± 6,93%	99,90 %
G (0,120,0)	1,37E+00 ± 0,65%	7,93E-04 ± 9,09%	99,94 %
H (0,140,0)	1,10E+00 ± 0,73%	4,90E-04 ± 10,33%	99,96 %
I (0,160,0)	8,99E-01 ± 0,65%	3,32E-04 ± 11,31%	99,96 %
J (0,180,0)	7,43E-01 ± 0,65%	2,53E-04 ± 12,02%	99,97 %
K (0,200,0)	6,21E-01 ± 0,64%	2,03E-04 ± 12,27%	99,97 %
L (20,0,0)	3,06E+00 ± 1,17%	1,13E-01 ± 1,93%	96,32 %
M (40,0,0)	2,39E+00 ± 1,63%	4,04E-03 ± 8,95%	99,83 %
N (60,0,0)	2,16E+00 ± 0,76%	1,31E-03 ± 12,25%	99,94 %
O (80,0,0)	1,76E+00 ± 0,73%	6,76E-04 ± 13,69%	99,96 %
P (100,0,0)	1,41E+00 ± 0,70%	4,38E-04 ± 13,86%	99,97 %

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.4, que:

- a) A média do $H^*(10)_n$, calculado no plano do paciente, foi de 2,23 mSv/Gy e de 0,28 mSv/Gy para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.

- b) O valor médio de redução do $H^*(10)_n$ foi de 95,14 %.
- c) No isocentro, ponto A(0,0,0), a redução do $H^*(10)_n$ foi de 45,79%.
- d) As incertezas dos valores calculados aumentaram significativamente quando foram calculados os valores de $H^*(10)_n$ com a blindagem, passando de uma média de 0,81 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 7,58 % para o sistema modelado com a blindagem.
- e) À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y, os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ cresceram.

Tabela 4.5 - Valores de $H^*(10)_f$ calculados para a configuração I (Rebello *et al.*, 2007a)

Colimadores secundários 5 cm x 5 cm			
MLC 5 cm x 5 cm (configuração I)			
Pontos (x,y,z) (cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_f$ (mSv/Gy)	Com blindagem $H^*(10)_f$ (mSv/Gy)	Redução %
A (0,0,0)	1,05E+03 ± 0,81%	1,05E+03 ± 0,57%	-0,26 %
B (0,20,0)	5,57E-01 ± 2,83%	5,27E-01 ± 1,29%	5,30 %
C (0,40,0)	8,94E-02 ± 0,67%	8,23E-03 ± 22,63%	90,79 %
D (0,60,0)	8,68E-02 ± 0,74%	5,63E-03 ± 13,68%	93,51 %
E (0,80,0)	4,95E-02 ± 5,56%	6,01E-03 ± 11,77%	87,86 %
F (0,100,0)	1,77E-02 ± 10,18%	3,58E-03 ± 12,17%	79,80 %
G (0,120,0)	1,04E-02 ± 11,88%	2,58E-03 ± 10,80%	75,16 %
H (0,140,0)	7,62E-03 ± 10,51%	1,87E-03 ± 10,02%	75,51 %
I (0,160,0)	5,14E-03 ± 9,96%	1,43E-03 ± 9,55%	72,15 %
J (0,180,0)	3,16E-03 ± 12,89%	1,13E-03 ± 9,25%	64,19 %
K (0,200,0)	2,34E-03 ± 12,88%	9,23E-04 ± 9,02%	60,58 %
L (20,0,0)	4,20E-02 ± 13,09%	2,68E-02 ± 12,81%	36,20 %
M (40,0,0)	9,79E-03 ± 12,74%	7,59E-03 ± 16,05%	22,49 %
N (60,0,0)	2,24E-01 ± 4,68%	2,00E-02 ± 5,32%	91,08 %
O (80,0,0)	8,30E-02 ± 4,35%	1,16E-02 ± 9,25%	86,02 %
P (100,0,0)	4,32E-02 ± 4,88%	9,27E-03 ± 9,16%	78,56 %

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.5, que:

- a) O valor do $H^*(10)_f$ calculado no isocentro A(0,0,0) foi praticamente o mesmo, de 1,05 mSv/Gy, para os sistemas modelados com e sem a blindagem. Ocorreu, apenas um pequeno aumento na ordem de 0,26 % verificada na terceira casa decimal, não visualizada na tabela 4.5.
- b) A média do $H^*(10)_f$ calculado no plano do paciente com o sistema modelado sem a blindagem para todos os pontos, exceto o isocentro, foi de 0,08 mSv/Gy e a média do $H^*(10)_f$ no plano do paciente com o sistema modelado com a blindagem foi de 0,04 mSv/Gy.
- c) O valor médio de redução do $H^*(10)_f$ para todos os pontos, exceto o isocentro, foi de 67,90 %.
- d) No isocentro, ponto A(0,0,0), não houve alteração no valor do $H^*(10)_f$ após a inclusão da blindagem.
- e) As incertezas dos valores aumentaram quando foram calculados os valores de $H^*(10)_f$ com a blindagem, passando de uma média de 7,86 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 10,90 % para o sistema modelado com a blindagem.

4.3 SIMULAÇÃO COM A INCLUSÃO DA SALA DE RADIOTERAPIA – 3ª ETAPA

Os valores de equivalente de dose ambiente devido a nêutrons $H^*(10)_n$, calculados em cada detector, com o sistema modelado com e sem a blindagem, considerando as paredes, o piso, o teto e a porta da sala de radioterapia são apresentados para as configurações I e II nas Tabelas 4.6 e 4.7 respectivamente. Pode-se observar, na primeira coluna, as coordenadas retangulares das posições dos detectores simulados e, nas colunas da direita, a redução percentual das doses observadas.

Tabela 4.6 - Valores de $H^*(10)_n$ calculados para a configuração I com a sala de radioterapia incluída na simulação computacional

Colimadores secundários 5 cm x 5 cm			
MLC 5 cm x 5 cm (configuração I).			
Pontos (x,y,z)(cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	3,47E+00 ± 0,90%	3,66E+00 ± 0,42%	-5,48 %
B (0,20,0)	1,97E+00 ± 1,23%	4,91E-01 ± 1,69%	75,10 %
C (0,40,0)	2,45E+00 ± 1,05%	1,42E-01 ± 2,94%	94,21 %
D (0,60,0)	2,65E+00 ± 0,89%	4,72E-02 ± 4,26%	98,22 %
E (0,80,0)	2,39E+00 ± 0,83%	1,31E-02 ± 7,97%	99,45 %
F (0,100,0)	2,06E+00 ± 0,80%	5,27E-03 ± 6,61%	99,74 %
G (0,120,0)	1,77E+00 ± 0,78%	3,78E-03 ± 7,24%	99,79 %
H (0,140,0)	1,54E+00 ± 0,74%	3,19E-03 ± 7,56%	99,79 %
I (0,160,0)	1,34E+00 ± 0,72%	2,72E-03 ± 7,94%	99,80 %
J (0,180,0)	1,18E+00 ± 0,70%	2,35E-03 ± 8,31%	99,80 %
K (0,200,0)	1,05E+00 ± 0,69%	2,03E-03 ± 8,61%	99,81 %
L (20,0,0)	1,50E+00 ± 1,40%	1,16E-01 ± 3,77%	92,29 %
M (40,0,0)	1,96E+00 ± 1,01%	9,05E-03 ± 12,09%	99,54 %
N (60,0,0)	2,55E+00 ± 0,85%	5,60E-03 ± 10,23%	99,78 %
O (80,0,0)	2,29E+00 ± 0,83%	4,27E-03 ± 8,76%	99,81 %
P (100,0,0)	2,00E+00 ± 0,80%	3,51E-03 ± 8,16%	99,82 %

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.6, que:

- A média do $H^*(10)_n$, calculado no plano do paciente, foi de 2,01 mSv/Gy e de 0,28 mSv/Gy para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.
- O valor médio de redução do $H^*(10)_n$ foi de 90,72 %.
- No isocentro, ponto A(0,0,0), o aumento do $H^*(10)_n$ foi de 5,48%.

- d) As incertezas dos valores calculados aumentaram significativamente quando foram calculados os valores de $H^*(10)_n$ com a blindagem, passando de uma média de 0,89 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 6,66 % para o sistema modelado com a blindagem.
- e) À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y , os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ cresceram.

Tabela 4.7 - Valores de $H^*(10)_n$ calculados para a configuração II com a sala de radioterapia incluída na simulação computacional

Colimadores secundários 30 cm x 30 cm MLC 5 cm x 5 cm (configuração II).			
Pontos (x,y,z) (cm)	Sem Blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Com blindagem $H^*(10)_n$ (mSv/Gy).	Redução %
A (0,0,0)	7,31E+00 ± 1,26%	3,66E+00 ± 0,46%	49,90 %
B (0,20,0)	4,18E+00 ± 1,74%	4,93E-01 ± 1,90%	88,19 %
C (0,40,0)	3,73E+00 ± 1,34%	1,42E-01 ± 3,22%	96,20 %
D (0,60,0)	3,25E+00 ± 1,16%	4,59E-02 ± 3,97%	98,59 %
E (0,80,0)	2,75E+00 ± 1,08%	1,24E-02 ± 5,88%	99,55 %
F (0,100,0)	2,29E+00 ± 1,01%	4,39E-03 ± 7,51%	99,81 %
G (0,120,0)	1,91E+00 ± 0,98%	3,82E-03 ± 8,2%	99,80 %
H (0,140,0)	1,63E+00 ± 1,07%	3,22E-03 ± 8,51%	99,80 %
I (0,160,0)	1,40E+00 ± 0,93%	2,73E-03 ± 8,94%	99,80 %
J (0,180,0)	1,23E+00 ± 0,97%	2,36E-03 ± 9,36%	99,81 %
K (0,200,0)	1,08E+00 ± 0,93%	2,03E-03 ± 9,73%	99,81 %
L (20,0,0)	3,70E+00 ± 1,88%	1,13E-01 ± 4,13%	96,93 %
M (40,0,0)	3,11E+00 ± 3,02%	8,83E-03 ± 13,67%	99,72 %
N (60,0,0)	2,85E+00 ± 1,46%	5,61E-03 ± 11,87%	99,80 %
O (80,0,0)	2,41E+00 ± 1,14%	4,30E-03 ± 10,22%	99,82 %
P (100,0,0)	2,03E+00 ± 1,04%	3,54E-03 ± 9,50%	99,83 %

Observa-se, dos resultados apresentados na Tabela 4.7, que:

- a) A média do $H^*(10)_n$, calculado no plano do paciente, foi de 2,80 mSv/Gy e de 0,28 mSv/Gy para o sistema modelado sem e com a blindagem respectivamente.
- b) O valor médio de redução do $H^*(10)_n$ foi de 95,46 %.
- c) No isocentro, ponto A(0,0,0), a redução do $H^*(10)_n$ foi de 49,90%.
- d) As incertezas dos valores calculados aumentaram significativamente quando foram calculados os valores de $H^*(10)_n$ com a blindagem, saindo de uma média de 1,31 % para o sistema modelado sem a blindagem para uma média de 7,32 % para o sistema modelado com a blindagem.
- e) À medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y , os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ cresceram (nota-se isso na terceira casa decimal dos valores calculados, não visualizados na Tabela 4.7 que apresentou os valores de redução de dose somente até a segunda casa decimal).

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

As conclusões serão apresentadas, nesta seção, separadamente para os resultados provenientes da simulação preliminar utilizando o modelo esférico (1ª etapa), da simulação utilizando o modelo complexo de cabeçote (2ª etapa) e da simulação utilizando o modelo complexo de cabeçote com a inclusão da sala de radioterapia (3ª etapa).

5.1 SIMULAÇÃO SIMPLIFICADA DA ESFERA – 1ª ETAPA

A redução do equivalente de dose ambiente devido a neutrons, $H^*(10)_n$, calculada em todos os cinco pontos, com valor médio de 99,08 %, indicou que a utilização da blindagem poderia reduzir significativamente a dose sobre o paciente.

A redução do $H^*(10)_n$ à medida em que se tomam pontos mais afastados do isocentro, indicou que os tecidos mais distantes do mesmo seriam mais beneficiados se fosse utilizado uma espessura uniforme de blindagem. Esta informação indicou que, na 2ª etapa dos trabalhos, a parte inferior da blindagem do MLS poderia ser projetada com espessura variável, o que foi feito.

O cálculo do equivalente de dose ambiente devido a fótons, $H^*(10)_f$, foi realizado para verificar a ocorrência de acréscimo de dose devido aos mesmos sobre o plano do paciente após a inserção da blindagem. A redução observada do $H^*(10)_f$, calculada em todos os cinco pontos, com valor médio de 7,88 %, indicou que a utilização da blindagem, com uma camada de tungstênio, reduziu a dose devido a fótons.

A significativa redução do $H^*(10)_n$, a redução do $H^*(10)_f$, e a espessura total de blindagem de 12 cm indicaram a viabilidade da blindagem idealizada e permitiram o avanço para a 2ª etapa dos trabalhos.

5.2 SIMULAÇÃO DO MODELO COMPLEXO COM O MLS – 2ª ETAPA

As reduções médias de 94,60 % e de 95,10 % do $H^*(10)_n$, para a configuração I e II, respectivamente, indicaram que esta redução da dose devido aos nêutrons, após a implementação do MLS, foi significativa. Esses resultados mostraram que, em média, a redução da dose foi praticamente a mesma para as duas configurações adotadas. Esses resultados, de valores próximos, indicaram, que a configuração de abertura dos campos não influenciou significativamente a redução média do $H^*(10)_n$.

As reduções de 27,26 % e de 45,79 % do $H^*(10)_n$, no isocentro, para a configuração I e II, respectivamente, indicaram uma boa redução da dose devido aos nêutrons após a implementação do MLS. Esses resultados indicaram, ainda, que a configuração de abertura dos campos influenciou significativamente a redução do $H^*(10)_n$. Nota-se que essas reduções de dose calculadas no isocentro, são muito menores do que as reduções calculadas nos demais pontos. Isso possivelmente se deve ao fato de que na região do isocentro a blindagem para nêutrons está aberta, formando o mesmo campo de tratamento definido pelos *jaws* e MLC e, com isso, permitindo a livre propagação dos nêutrons dentro desse campo. Finalmente, é importante ressaltar que variações na ordem de mSv devido à nêutrons podem ser consideradas desprezíveis no isocentro onde a dose devido a fótons é na ordem de Gy.

O aumento das incertezas nos valores calculados de $H^*(10)_n$, de 0,81 % para 7,58 % e de 0,87 % para 8,49 %, para as configurações I e II, para o sistema modelado sem e com a blindagem, foi uma das consequências do efeito da implementação do MLS na simulação computacional pois, com a blindagem implementada, houve uma grande redução do fluxo de nêutrons nos detectores pontuais simulados. Com isso, os resultados calculados tendem a apresentar incertezas maiores, elevando a tempo computacional necessário.

Para as configurações I e II, à medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y, os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ aumentam, mesmo tendo sido a parte fixa da blindagem inferior modelada com sua espessura variando de 8 a 5 cm da região central para a extremidade. Dessa informação, observa-se que a implementação da blindagem inferior com espessura variável, com a conseqüente

economia de material, peso e, principalmente, espaço, otimizou a blindagem, não gerando desproteção nas regiões mais afastadas do isocentro.

O pequeno aumento do equivalente dose ambiente devido a fótons, $H^*(10)_f$, de 0,26%, ocorrido no isocentro, indica que não houve interferência significativa no feixe útil da radiação naquele ponto. Ainda que pequeno, esse acréscimo de dose pode ser utilizado como um fator positivo no tratamento pois, mais dose estaria sendo aplicada no tumor.

A redução média do $H^*(10)_f$ em 67,90 % nos demais pontos indica que o MLS, além de não gerar contaminação de fótons, ajudou a diminuir as doses devido a esses nos pontos mais afastados do isocentro. O que chama a atenção nesses resultados é que não houve necessidade de se adicionar à blindagem de polietileno borado uma camada de tungstênio. Somente o polietileno borado, além de reduzir expressivamente as doses devido a neutrons, reduziu, também, as doses devido a fótons. Esse fato pode ser explicado na medida em que, apesar de ser um material leve, o polietileno tem capacidade de blindar fótons, além do fato de que os fótons que emergem do cabeçote do acelerador linear, já possuem um espectro degradado pois já atravessaram inúmeras camadas de materiais pesados, destinados a sua blindagem e colimação.

A significativa redução do $H^*(10)_n$, a redução do $H^*(10)_f$ nos pontos afastados do isocentro, a definição básica da geometria do MLS (com uma espessura na parte inferior do cabeçote variando de 8 a 5 cm e na parte lateral, na forma de redoma, com uma espessura de 4 cm) e dos materiais que o compõem e a não interferência significativa no feixe útil, tudo atendendo aos parâmetros pré-estabelecidos, citados na seção 3.1, indicaram a consistência da geometria e dos materiais empregados no MLS e permitiram o avanço para a 3ª etapa dos trabalhos.

5.3 SIMULAÇÃO COM A INCLUSÃO DA SALA DE RADIOTERAPIA – 3ª ETAPA

Com a adição da sala de radioterapia ao modelo computacional, observou-se reduções médias de 90,72 % e de 95,46 % do $H^*(10)_n$ para a configuração I e II, respectivamente. Esses valores indicaram uma significativa redução da dose devido aos nêutrons após a

implementação do MLS. Esses resultados mostraram que, em média, a redução da dose foi praticamente a mesma para as duas configurações adotadas. Esses resultados, de valores próximos, indicaram, que a configuração de abertura dos campos não influenciou significativamente a redução média do $H^*(10)_n$.

No isocentro, observou-se um aumento de 5,48% do valor do $H^*(10)_n$ para a configuração I e uma diminuição de 49,90% do valor do $H^*(10)_n$ na configuração II. Esses resultados indicaram, ainda, que a configuração de abertura dos campos influenciou significativamente a variação do $H^*(10)_n$ no isocentro. Esses resultados indicaram que, caso em estudos futuros, se pretenda analisar a resposta da blindagem na região do isocentro com maior precisão, essa análise deverá ser feita modelando-se o cabeçote em outras configurações para se obter respostas para cada abertura de campo específica. Como já observado na simulação sem a sala, nota-se que essas variações de dose calculadas no isocentro, para o sistema simulado com e sem o MLS, são menores que as reduções calculadas nos demais pontos. Isso se deve ao fato de que na região do isocentro a blindagem para nêutrons está aberta, formando o mesmo campo definido pelos *jaws* e MLC e, com isso, permitindo a livre propagação dos nêutrons dentro desse campo. Finalmente é importante ressaltar que variações na ordem de mSv devido ao $H^*(10)_n$ no isocentro podem ser consideradas desprezíveis quando comparadas com a dose devido a fótons na ordem de Gy neste mesmo ponto.

O aumento das incertezas nos valores calculados de $H^*(10)_n$, de 0,89 % para 6,66 % e de 1,31 % para 7,32 %, para as configurações I e II, para o sistema modelado sem e com a blindagem, foi uma das conseqüências do efeito da implementação do MLS na simulação computacional pois, com a blindagem implementada, houve uma grande redução do fluxo de nêutrons nos detectores pontuais simulados. Com isso, os resultados calculados tendem a apresentar incertezas maiores, elevando a tempo computacional necessário, o que já era previsto e já havia sido observado na simulação sem a sala de radioterapia.

Como já observado na simulação sem a sala, para as configurações I e II, à medida em que se tomam pontos afastados do isocentro, em cada um dos eixos, x e y, os valores calculados de redução de $H^*(10)_n$ aumentam, ou mantem um valor constante, mesmo tendo sido a parte fixa da blindagem inferior modelada com sua espessura variando de 8 a 5 cm da região central para a extremidade. Dessa informação, observa-se que a

implementação da blindagem inferior com espessura variável, com a conseqüente economia de material, peso e, principalmente, espaço, otimizou a blindagem, não gerando desproteção nas regiões mais afastadas do isocentro.

A significativa redução do $H^*(10)_n$, a definição básica da geometria do MLS (com uma espessura na parte inferior do cabeçote variando de 8 a 5 cm e na parte lateral com uma espessura de 4 cm) e dos materiais que o compõem e a não interferência significativa no feixe útil, tudo atendendo aos parâmetros pré-estabelecidos, citados na seção 3.1, indicaram a viabilidade do MLS.

5.4 CONCLUSÕES FINAIS

Os resultados obtidos nas simulações computacionais indicaram que o emprego do sistema de blindagem, desenvolvido nesta tese, pode reduzir significativamente a dose devido a nêutrons no plano do paciente. Ainda que novas simulações e, possivelmente, o desenvolvimento de protótipos para a realização de medidas experimentais sejam necessários para o aprimoramento do MLS, os resultados encontrados neste trabalho, por terem apresentado reduções expressivas da dose devido a nêutrons, indicam que o desenvolvimento de um sistema de blindagem como o proposto é extremamente viável e pode ser uma solução de médio prazo para reduzir os danos causados pela radiação de nêutrons sobre os tecidos sadios dos pacientes submetidos a seções de radioterapia.

Esta tese pode servir de base para futuros novos trabalhos. Simulações computacionais poderão ser realizadas utilizando modelos matemáticos ou em *voxel* do corpo humano para avaliar o efeito da blindagem no âmbito da dosimetria interna dos pacientes. Outras simulações poderão ser realizadas para avaliar o efeito da blindagem nas regiões mais próximas do isocentro com a finalidade de aprimorar a geometria básica do MLS desenvolvida neste trabalho. Protótipos do MLS poderão ser desenvolvidos para estudar experimentalmente, através de medições, a influência do sistema de blindagem na redução da dose sobre o paciente. Finalmente, o modelo computacional desenvolvido nesta tese do cabeçote de um acelerador linear, foi pioneiro no Brasil e esta nova ferramenta poderá ser utilizada para inúmeros outros trabalhos não necessariamente associados ao estudo da blindagem.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Balthar, M. C. V., 2002, “**Cálculo de dose em órgãos, fora do volume alvo, em crianças submetidas a terapia gama externa, para avaliação do risco de surgimento de tumores secundários**”, Tese de Doutorado em Ciências em Biociências Nucleares. Rio de Janeiro: UERJ.
- Barquero, R., Mendez, R., Vega-Carrilo, H.R., Iniguez, M.P., Edwards, T. M., “**Neutron spectra and dosimetry features around an 18 MV Linac accelerator**”, Health Physics, 88(1), pp. 48-58, 2005.
- Bourgois, L., Delacroix, D., Ostrowsky, A., “**Use of bubble detectors to measure neutron contamination of a medical accelerator photon beam**”, Radiation Protection Dosimetry, V. 74, nº 4, pp.239-246, 1997.
- Briesmeister, J. F., “**A General Monte Carlo N- Particle Transport Code, version 4B**”, Los Alamos. National Laboratory, Los Alamos, NM; LA-12625-M, March, 1997.
- Castro, R.C., “**Cálculo de dose equivalente em órgãos devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos**”, UFRJ – COPPE – PEN. Tese de Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ, 2005.
- Da Silva A. X., Crispim, V. R., “**Shielding design studies for Neutron irradiator system based on a Cf-252 source**”, Radiation Protection Dosimetry. Vol 95. No 4, pp.333-338, 2001.
- Facure, A., Falcão R.C., Silva, A.X., Crispim., “**Neutron dose rate evaluation for medical linear accelerators**”, Radiation Protection Dosimetry, Vol 111. No 1, pp.101-103, 2004.

- Facure, A., Falcão R.C., Silva, A.X., Crispim, V.R., Vitorelli J.C., **“A study of neutron spectra from medical linear accelerators”**, Applied Radiation and Isotopes, V. 62, n.0, p. 69-72, 2005.
- Facure, A., **“Doses Ocupacionais devido a nêutrons em salas de aceleradores lineares de uso médico”**. UFRJ – COPPE – PEN. Tese de Doutorado em Ciências em Engenharia Nuclear. Rio de Janeiro: COPPE-UFRJ, 2006.
- Followill, D.S., Stovall, M.S., Kry, S.F., **“Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta, and General Electric linear accelerators”**, Journal of Applied Clinical Physics, Volume 4, Number 3, summer 2003.
- Howell, R. M., Ferenci, M. S., Hertel, N. E., Fullerton, G. D., **“Investigation of secondary neutron dose for 18 MV dynamic MLC IMRT delivery”**, Medical Physics, Vol. 32, No 3, March 2005.
- Howell, R. M., Hertel, N. E., Wang, Z., Hutchinson, J. and Fullerton, G. D., **“Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for 6 MV, 15 MV and 18 MV beam energies”**, Medical Physics, 33(2) 360-368, 2006.
- Huang, W. L., Li, Q. F., Lin, Y.Z., **“Calculation of photoneutrons produced in the targets of electron linear accelerators for radiography and radiotherapy applications”**, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B, Beam Interactions with Materials and Atoms, V. 229, p 339-347, April 2005.
- International Commission on Radiological Protection, **“Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”**, ICRP Publication 60, New York, Pergamon Press, USA, 1991.

International Commission on Radiological Protection, “**Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation**”, ICRP Publication 74, New York, Pergamon Press, USA, 1995.

International Commission on Radiological Protection, “**Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation**”, Oxford: Pergamon Press; ICRP Publication 74, 1996.

International Commission on Radiological Units and Measurements, “**Radiation Quantities and Units**”, ICRU Publication 33, Woodmont Ave, Bethesda, USA, 1980.

Kaplan, I., “**Nuclear physics**”, Addison-Wesley Publishing Company, Inc. Reading, Mass, USA, 1962.

Kase, K. R., Nelson, W. R., Fasso, A., Liu, J. C., Mao, X., Jenkins, T. M. e Kleck, J. H., “**Measurements of accelerator-produced leakage neutron and photon transmission through concrete**”, Health Physics. 84(2), 180-187, February 2003.

Kim HS, Park YH, Koo BC, Kwon JW, Lee JS, Choi HS., “**Evaluation of the photoneutron field produced in a medical linear accelerator**”, Radiation Protection Dosimetry, Vol. 123(3), p 323-328, 2006.

Konefal, A., Dybek, M., Zipper, W., Lobodziec, W. e Szczucka, K., “**Thermal and epithermal neutrons in the vicinity of the Primus Siemens biomedical accelerator**”, NUKLEONIKA 50(2), p 73-81, 2005.

Králík, M. e Turek, K, “**Characterisation of neutron fields around high-energy x-ray radiotherapy machines**”, Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, n°1-4 . pp 503-507, 2004.

- Lamarsh, J. C., "**Introduction to nuclear reactor theory**", Addison-Wesley Publishing Company, 1978.
- Larcher, A. M, Durán, S. M B., Lerner, A.V., "**Dosis ocupacional debida a nêutrones en acelleradores lineales de uso médico**", ARN PI-9/00, 2000.
- Manfredotti, C., Nastasi U., Ornato E., Zanini A., "**Evaluation of the undesired neutron dose equivalent to critical organs in patients treated by linear accelerator gamma ray therapy**", Radiation Protection Dosimetry Vol. 44,1/4,457-462, 1992.
- Mao, X. S., Kase, K. R., Liu, J.C., Nelson, W.R., Kleck, J.H., Johnsen, S., "**Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code**", Health Phys. Apr;72(4):524-9, 1997.
- National Council on Radiation Protection and Measurements, "**Neutron contamination from medical electron accelerators**", Bethesda, MD:NCRP Press; NCRP Report 79, 1984.
- Ongaro, C., Zanini, A., Nastasi, U., Ródenas, J., Ottaviano, G., Manfredotti, C., "**Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators**", Phys. Med. Biol.,45, L55-L61, 2000.
- Palta, J. R., Hogstrom, K. R. e Tannanonta, C., "**Neutron leakage measurements from a medical linear accelerator**", Med. Phys, 11 (4), pp. 498-501, Jul/Aug, 1984.
- Raymond, W. K., McGinley, P. H., "**Neutron and capture gamma along the mazes of linear accelerator vaults**", J. Applied Clin. Med. Phys. 4(2) 162-171, 2003.
- Rebello, W. F., Silva, A. X., Crispim, V. R., "**Shielding for photoneutrons produced in the head of a 18 MV linear accelerator**", VIII Encontro de Modelagem

Computacional, ISBN: 85-904971-2-7, Nova Friburgo, RJ, Brasil, 25 de novembro de 2005.

Rebello, W. F., Silva, A. X., Facure, A., **”Multileaf Shielding design against neutrons produced by medical linear accelerators”**, Radiation Protection Dosimetry advance access published, June, 14, 2007a.

Rebello, W. F., Silva, A. X., **”Análise da resposta do modelo esférico recomendado pela NCRP 79 para cabeçotes de equipamentos de radioterapia”**, X Encontro de Modelagem Computacional, ISBN: 978-H5-35769-35-2, Nova Friburgo, RJ, Brasil, 23 de novembro de 2007b.

Roy, S. C., Sandison, G. A., **”Shielding for neutron scattered dose to fetus in patients treated with 18 MV x-ray beams”**, Medical Physics, 27(8), August 2000.

Sanz, R. B., Villafañe, R. M., Bayo, M. P. Iñiguez de la Torre e Carrillo, H. R. V., **”Determination of neutron dose to patients from a 18 MV Linac”**, 5^{as} Jornadas de Investigación Universidad Autónoma de Zacatecas, Trabajo: CB/UFIS-07/039, 2001.

Singleterry Jr, R. C., Thibeault, S. A., **”Materials for low-energy neutron radiation shielding”**, NASA/TP-2000-210281, 2000.

Telles, L. F.K., Braz, D., Lopes, R. T., Da Silva, A. X., Osti, N., **”Simulação por Monte Carlo dos feixes de 6 e 15 MV do CLINAC 2100 utilizando o código MCNP 4B”**, Santos, SP, Brazil, 2005 international Nuclear Atlantic Conference – INAC 2005.

Tosi, G., Torresin, A., Agosteo, S., Para, A. F. P, Sangiust, V., Zeni, L., Silari, M., **”Neutron measurements around electron accelerators by active and passive detectoin techniques”**, Med. Phys.18(1), Jan/Feb 1991.

Vanhavere, F., Huyskens, D., Struelens, L., “**Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator**”, Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, n°1-4, pp. 607-612, 2004.

Varian Medical Systems Report. Clinac 1800, 2100C(/D), 2300C(/D), 2100SC 21EX & 23 EX, “**Radiation leakage data**”, Site da Varian, <http://www.varian.com/shared/oncy/pdf/12000.pdf>

Waller, E. J., Jamieson, T. J., Cole, D., Cousins, T., Jammal, R. B., “**Experimental and computational determination of neutron dose equivalent around radiotherapy accelerators**”, Radiation Protection Dosimetry, vol. 107, n°4 . pp 225-232, 2003.

White, M. C., “**A brief primer for simulation photonuclear interactions with MCNP(X)**”, X-5:MCW-00-89(U)”, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, 2000.

Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Ongaro, C., Visca, L., Nastasi, U., Burn, K. W., Scielzo, G., Adler, J. O., Annand, J. R. M. e Rosner, G., “**Monte Carlo simulation of the photoneutron field in Linac radiotherapy treatments with different collimation systems**”, Phys. Med. Biol. 49, pp 571-582, 2004a.

Zanini, A., Durisi, E., Fasolo, F., Ongaro, C., Visca, L., Nastasi, U., Burn, K. W. e Annand, J. R. M., “**Neutron spectra in a tissue equivalent phantom during photon radiotherapy treatment by Linacs**”, Radiation Protection Dosimetry, vol. 110, N°1-4, pp 157-160, 2004b.