ESTUDO DOS EFEITOS CAUSADOS PELA HETEROGENEIDADE METÁLICA DE EXPANSORES DE TECIDO NO PLANEJAMENTO E EXECUÇÃO DO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

Débora Montano Trombetta

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientador(es): Ademir Xavier da Silva
Simone Coutinho Cardoso

Rio de Janeiro
Junho de 2014

ESTUDO DOS EFEITOS CAUSADOS PELA HETEROGENEIDADE METÁLICA DE EXPANSORES DE TECIDO NO PLANEJAMENTO E EXECUÇÃO DO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

Débora Montano Trombetta

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

_____
Prof. Ademir Xavier da Silva, D. Sc.

_____
Prof[a]. Simone Coutinho Cardoso, D. Sc.

_____
Prof. Delson Braz, D. Sc.

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

_____
Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa, D. Sc.

_____
Prof[a]. Regina Cély Rodrigues Barroso, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL
JUNHO DE 2014

Trombetta, Débora Montano

Estudo dos efeitos causados pela heterogeneidade metálica de expansores de tecido no planejamento e execução do tratamento radioterápico / Débora Montano Trombetta. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

IX, 89 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Simone Coutinho Cardoso

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 74-86.

1. Radioterapia. 2. Heterogeneidade. 3. Reconstrução mamária. I. Silva, Ademir Xavier da. *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título

“Não só nisso, mas também nos gloriamos nas tribulações,
porque sabemos que a tribulação produz perseverança;
a perseverança um caráter aprovado;
e o caráter aprovado, esperança.”
Rm 5;3-4

Agradecimentos

A Deus, porque tudo o que tenho e sou vem Dele, porque Dele, por Ele e para Ele são todas as coisas.

Ao meu marido, melhor amigo e companheiro, Daniel, pelo incentivo, pelos sorrisos e palavras de carinho que me acompanham dia após dia. Por estar sempre ao meu lado, me amar e entender minha falta de tempo nos últimos meses.

À minha mãe, pelo amor, carinho, cuidado, suporte e por entender minha falta de tempo e estresse durante esses anos.

Ao meu pai, pelo amor, pela disponibilidade em me ouvir e me animar sempre que foi preciso. E por ter colaborado ativamente para a confecção do fantoma desenvolvido, me emprestando sua cozinha e suas ideias.

À professora Simone por todo o tempo, atenção e cuidado dedicados a mim e ao meu trabalho. Pelo exemplo de força e integridade, pelos conselhos, esforços e por acreditar e confiar em mim.

Ao professor Ademir, pela oportunidade, orientação e suporte.

Ao professor Alessandro Facure pela disponibilidade, atenção e pela colaboração para que este trabalho fosse desenvolvido. Sempre com carinho e sem medir esforços para me ajudar.

Aos físicos Delano Batista, Victor Gabriel, Juraci Passos e Guilherme Pavan pela atenção e colaboração no desenvolvimento do trabalho.

Ao INCA e ao grupo COI por permitir o uso de suas instalações e equipamentos.

Ao CNPQ pelo suporte financeiro.

Aos meus amigos sempre presentes, Fernanda e Wemerson, com quem posso compartilhar minha vida, obrigada pelo amor, apoio e incentivo.

À minha família, que tanto amo.

À família da IBSFX que é parte essencial da minha vida.

A todos os professores, funcionários e colegas do PEN que fizeram parte desta minha caminhada, pela disponibilidade e amizade, pelo carinho e trabalho.

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

ESTUDO DOS EFEITOS CAUSADOS PELA HETEROGENEIDADE METÁLICA DE EXPANSORES DE TECIDO NO PLANEJAMENTO E EXECUÇÃO DO TRATAMENTO RADIOTERÁPICO

Débora Montano Trombetta

Junho/2014

Orientadores: Ademir Xavier da Silva
Simone Coutinho Cardoso

Programa: Engenharia Nuclear

Um crescente número de pacientes tem sido submetido à radioterapia pós-mastectomia fazendo uso de expansores de tecido que possuem uma válvula magnética em sua superfície. Esta válvula constitui uma heterogeneidade dentro do campo de radiação. O objetivo deste trabalho é avaliar como o Planejamento do Tratamento Radioterápico é afetado pela presença do dispositivo magnético. Para tanto foi construído um fantoma físico de mama contendo a heterogeneidade, e as imagens tomográficas desse fantoma utilizadas no Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT), para calcular a distribuição de dose na presença da heterogeneidade. O fantoma de mama também foi utilizado para medidas experimentais com filme radiocrômico, podendo assim comparar o perfil de dose calculado pelo SPT com o medido experimentalmente. Comparando os mapas das curvas de isodose calculadas pelo SPT com e sem correção para heterogeneidade observou-se que é relevante a identificação da heterogeneidade, já que a presença desta mudou em 5% o valor da curva de prescrição. Medidas com filme radiocrômico revelaram uma atenuação de 10% devido à heterogeneidade, enquanto que com o Sistema de Planejamento observou-se apenas 3% de atenuação. Diante dos resultados concluiu-se que a presença da válvula magnética dentro do corpo da paciente durante a radioterapia pode trazer prejuízo 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.)

STUDY OF THE EFFECTS CAUSED BY METALLIC HETEROGENEITY FROM TISSUE EXPANDERS IN THE PLANNING AND EXECUTION OF RADIOTHERAPY TREATMENT

Débora Montano Trombetta

June/2014

Advisors: Ademir Xavier da Silva
Simone Coutinho Cardoso

Department: Nuclear Engineering

An increasing number of patients have been submitted to post-mastectomy radiotherapy making use of tissue expanders with a magnetic device on their surface. That device constitutes a heterogeneity in the radiation field. The purpose of this work is to evaluate how the Rariotherapy Treatment Planning is affected by the presence of the magnetic device. Therefore, a breast phantom containing the heterogeneity was manufactured, and CT images of the phantom were used in the Treatmente Planning System (TPS) to calculate the dose distribution. The breast phantom was also used for experimental measurements with radiochromic film, thus being able to compare the dose profile obtained by the TPS with the experimentally measured. Comparing the maps of isodose curves calculated with and without heterogeneity correction by the TPS, it was observed that is important the heterogeneity identification, since its presence change in 5% the prescription curve. Radiochromic film measurements revealed 10% of attenuation due to the heterogeneity, while the Treatment Planning System showed only 3% of attenuation. Considering the present results it was concluded that the presence of the magnetic device inside the body of the patient during radiation therapy can bring harm to the treatment.

ÍNDICE

CAPÍTULO I 1
INTRODUÇÃO 1
1.1 Revisão Bibliográfica 2
1.2 Objetivo 11
CAPÍTULO II 12
FUNDAMENTOS TEÓRICOS 12
2.1 Câncer de Mama 12
2.2 Estruturas da mama 13
2.3 Tratamentos do câncer de mama 14
2.4 Radioterapia 19
2.4.1 Técnicas de Teleterapia de Mama 19
2.4.2 Planejamento Radioterápico 20
2.4.2.1 Sistema de Planejamento do Tratamento 21
2.4.2.2 Algoritmos de Cálculo 22
2.4.2.3 Métodos de Correção 23
2.5 Grandezas Dosimétricas 25
2.5.1 Dose Absorvida 25
2.5.2 Distribuição de Dose 25
2.5.3 Percentual de Dose em Profundidade (PDP) 26
2.5.4 Curvas de isodose 27
2.6 Heterogeneidade 29
2.7 Simuladores de tecido e Fantomas 32
2.7.1 Fantoma Físico 33
2.8 O Método de Monte Carlo 35
2.8.1 Código MCNPX 36
2.8.1.1 Cálculo da dose com o MCNPX 37
2.9 Detectores de Radiação 38
2.9.1 Filmes Radiocrômicos 38
CAPÍTULO III 42
MATERIAIS E MÉTODOS 42
3.1 Produção do Fantoma de Mama 42
3.1.1 Escolha da composição 42
3.1.2 Validação da composição 44
3.1.3 Modelagem do fantoma de mama 45
3.2 Avaliação do Sistema de Planejamento de Tratamento 48
3.2.1 Cálculo com o Sistema de Planejamento 48
3.2.2 Medidas com Filme Radiocrômico 48
3.3 Comparação entre os dois principais modelos de dispositivos magnéticos comercializados 53
3.3.1 Modelagem do Dispositivo magnético 54
3.3.2 Validação da Modelagem Computacional 55
3.3.3 Simulação Computacional 57

CAPÍTULO IV 58
RESULTADOS E DISCUSSÃO 58
4.1. Fantoma de Agar 58
4.1.1 Escolha da composição 58
4.1.2 Validação da composição do fantoma 59
4.2 Avaliação do Planejamento do Tratamento 59
4.2.1 Cálculo de Dose com TPS 60
4.2.1 Medidas Experimentais x TPS 64
4.3. Comparação com outro Dispositivo Magnético 66
4.3.1 Validação da modelagem computacional (Experimental x Computacional) 66
4.3.2 Comparação SmCo x NdBFe 69
CONCLUSÃO 71
ANEXO I 87

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Após a mastectomia, a maioria das mulheres opta por realizar a reconstrução da mama mastectomizada e se depara com algumas alternativas para a realização desta cirurgia. Uma alternativa que vem crescendo na preferência das pacientes é a reconstrução utilizando um expansor de tecido. Esta técnica é a melhor alternativa para pacientes que foram submetidas a grandes ressecções, além de ter vantagens cosméticas sobre todas as outras técnicas. Dentre essas vantagens estão: excelente simetria da mama reconstruída, aparência natural em cor e textura, sensibilidade mantida, pequeno tempo cirúrgico e manipulação do volume [1].

A maioria dos tipos existentes de expansores de tecido possui uma válvula, fixa na superfície da bolsa expansora, através da qual o expansor é preenchido semanalmente com um dado volume de solução salina. Essas válvulas possuem um material magnético que tem por função possibilitar a sua localização abaixo do músculo peitoral da paciente onde o expansor é cirurgicamente implantado [2].

Estudos demonstram que a radioterapia pós-mastectomia possui benefícios associados à sobrevida da paciente como, por exemplo, reduzir as chances de recidiva em 70%. A radioterapia, neste caso, é empregada com o propósito de destruir células cancerosas remanescentes após a cirurgia e, quanto antes for iniciada, maiores são as chances de sucesso.

A maioria das mulheres que é submetida à cirurgia de mastectomia realiza reconstrução mamária. Quando grandes ressecções são necessárias, sobrando pouco tecido para ser usado na cirurgia de reconstrução, é necessária a utilização de retalhos de tecidos de outras partes do corpo da paciente ou de expansores de tecido. Graças ao curto período de cirurgia e aos benefícios (manipulação do volume mamário, preservação da sensibilidade e cor da pele [3]), a técnica de reconstrução de mama que faz uso de expansores de tecido temporário tem crescido na preferência das mulheres mastectomizadas que desejam realizar a reconstrução da mama. Este tipo de técnica é divida em dois estágios. O primeiro no qual o expansor de tecido é colocado quase

vazio dentro do corpo da paciente, e deve ser periodicamente inflado com solução salina até alcançar o volume desejado, e o segundo estágio no qual este expansor já inflado é retirado cirurgicamente e substituído por uma prótese definitiva. Para inflar o expansor dentro do corpo da paciente uma válvula magnética é colocada na superfície do expansor, e através de um localizador magnético, a válvula indica a posição onde devem ser dadas as injeções para o preenchimento do mesmo. O tratamento radioterápico começa em 4-8 semanas depois da mastectomia [4]. É comum que o segundo estágio da reconstrução mamária somente seja realizado após o término do tratamento [5].

Materiais magnéticos possuem densidade e números atômicos altos se comparados aos de tecidos humanos. Além disso, é prática que esses elementos estejam envoltos em material inerte, em geral metais, para que resíduos do imã não se espalhem.

Ao se deparar com um material de alto número atômico no caminho do feixe de radiação, alguns radioterapeutas ficam inseguros com relação a como proceder no planejamento da radioterapia. Algumas alternativas são:

- Adiar o tratamento, esperando até que o expansor seja retirado. O problema dessa decisão é diminuir as chances de obter melhores resultados no tratamento e prevenção de uma recidiva do câncer;
- Retirar o expansor. Apesar de parecer a melhor alternativa visando os fins curativos da doença, essa decisão implica em submeter a paciente a mais uma cirurgia, que possui riscos associados, além de aumentar a probabilidade de complicações e do próprio fracasso da reconstrução mamária.
- Realizar o tratamento com o expansor.

1.1 Revisão Bibliográfica

Considerando a opção de realização do tratamento radioterápico na presença de um expansor de tecido com válvula magnética foi feita uma pesquisa bibliográfica abrangendo os assuntos pertinentes.

Alguns estudos sugerem a ligação entre complicações pós-cirúrgicas e o uso de expansores associados ao tratamento radioterápico [1,6-16]. Estes reportam dados estatísticos para fibrose, contratura capsular e até a perda do implante mais significantes quando o expansor é utilizado se comparado às outras técnicas de reconstrução.

KRUEGER e colaboradores [6] acompanharam e avaliaram, durante dois anos, dois grupos de pacientes (tratados com e sem radioterapia) que realizaram reconstrução imediata da mama após a mastectomia, a fim de comparar as taxas de complicações e a satisfação dos mesmos. No grupo de pacientes que realizaram radioterapia utilizando expansor de tecido, ocorreram complicações em 68% (13/19) dos casos. No grupo de pacientes que realizaram a reconstrução sem serem submetidos à radioterapia, 31% (19/62) apresentaram complicações. Apesar da limitação estatística, baixo número de casos, foi verificado que pacientes que são submetidos à radioterapia durante o processo de reconstrução mamária possuem maior probabilidade de fracasso da reconstrução e complicações dos que os não irradiados.

KONEFKA e colaboradores [1] publicaram uma revisão que discute aspectos físicos, radiobiológicos e clínicos da combinação entre as técnicas de reconstrução mamária e radioterapia. Os dados avaliados mostraram boa recuperação das pacientes submetidas à combinação das técnicas, mas com o custo do aumento do risco das complicações e menos satisfação cosmética da paciente. Também foi visto que o método de reconstrução com expansor possui maior risco de complicações se comparado à técnica que utiliza retalhos de tecido da própria paciente na reconstrução.

FREEDMAN [7] realizou uma revisão discutindo os desafios impostos pela combinação da reconstrução de mama utilizando implantes com a radioterapia. O autor cita que a reconstrução imediata com expansor de tecidos promove benefícios estéticos e psicológicos à paciente, enquanto a reconstrução posterior com implantes pode se tornar mais difícil ou impossível devido aos efeitos do tratamento radioterápico. Mostra também que a reconstrução com implantes quando associada à radioterapia produz taxas de complicações mais elevadas e/ou perda do implante se comparadas com as de pacientes não irradiados.

SCHECHTER e colaboradores [8], com o objetivo de estudar qualitativamente os efeitos da reconstrução imediata de mama associada ao tratamento radioterápico pós-mastectomia, fizeram o acompanhamento de 152 pacientes tratadas com radioterapia pós-mastectomia e chegaram à conclusão que a reconstrução imediata de mama pode impor limitações ao planejamento radioterápico, particularmente no que se refere garantir a cobertura da parede torácica e cadeia mamária interna.

SHANKAR e colaboradores [9] realizaram o acompanhamento de uma paciente com expansor de tecido que foi submetido à radioterapia através de imagens de tomografia computadorizada com o objetivo de monitorar possíveis mudanças que

acontecem com o expansor, ou estruturas ao seu redor, que pudessem levar à mudanças significativas na distribuição de dose durante a radioterapia. Não encontraram nenhuma mudança no expansor ou nas estruturas em contato próximo com esta (músculo, costelas, parede torácica) durante o monitoramento com as imagens. Realizaram também um estudo complementar com o fantoma Alderson Rando simulando situações hipotéticas de casos extremos de expansão imprópria quando o expansor fica deformado. O fantoma foi tomografado e o cálculo da distribuição de dose foi feito computacionalmente para estes casos. Nessas situações hipotéticas, com grandes deformações na prótese, grande alterações na distribuição de dose foram encontradas mostrando que variações de tamanho e formato podem causar sub e/ou super dosagem, diminuindo a probabilidade de controle do câncer. Um fato importante a salientar nesse estudo é que o expansor de tecidos considerado não possuía válvula magnética na sua superfície.

TALLET e colaboradores [10] publicaram um estudo utilizando expansores de tecido/implantes para reconstrução mamária em pacientes que receberam ou não radioterapia. Os autores concluíram que esta técnica de reconstrução pode ser considerada inclusive durante um tratamento adjuvante apesar das complicações e incidência de falhas serem três vezes maior para pacientes que receberam radioterapia após a cirurgia de reconstrução.

NAHABEDIAN e colaboradores [11] avaliaram a correlação de algumas variáveis na incidência de infecções em pacientes que se submeteram à reconstrução mamária com expansores. Os autores encontraram uma diferença significativa na taxa de infecção em pacientes que foram submetidas à radioterapia, sendo quase cinco vezes maior do que aquelas que não receberam este tratamento.

NORD e colaboradores [12] publicaram dados referentes à contratura capsular em pacientes que realizaram reconstrução mamária com expansores. Os autores acompanharam 140 pacientes entre 1994 e 2000 e relataram maior incidência de contratura no grupo de pacientes que receberam radioterapia, pelo menos durante o período de acompanhamento.

MCCARTHY e colaboradores [13] compararam a incidência de contratura capsular nas mamas de pacientes que foram submetidas à reconstrução mamária bilateral com expansor/implante e receberam radioterapia unilateralmente. Os autores concluíram que 50% das pacientes estudadas apresentaram maior taxa de contratura nas mamas irradiadas.

BROOKS e colaboradores [14] avaliaram as características das pacientes que sofriam as maiores complicações após a reconstrução mamária, levando em conta a interação entre os múltiplos riscos. Foram estudadas 560 pacientes, durante um período de acompanhamento de 40,8 semanas. Os resultados apontaram a radiação como o maior fator de risco para complicações com taxa de 45,5% de probabilidade contra 21,2% quando a técnica não está associada à radioterapia. A taxa de sucesso da técnica foi de 91,7% quando não há associação desta a radioterapia contra 70,1% quando a técnica é associada à radioterapia. O tabagismo e a quimioterapia não foram considerados como fatores de risco. Além da radioterapia, verificaram que a idade superior a 50 anos e Índice de Massa Corporal maior que 30 são fatores de risco para complicações no uso de expansores de tecido. Outra informação interessante que os autores obtêm através do trabalho é que mesmo as pacientes sendo informadas sobre o aumento significativo da probabilidade de complicações quando a radioterapia era associada à técnica de reconstrução com implantes, ainda assim muitas pacientes optavam pela técnica devido aos benefícios de curto tempo operatório e menor tempo de recuperação pós-operatório.

Em um trabalho recente, OZDEN e colaboradores [15] implantaram expansores de tecido com válvula magnética em coelhos com o objetivo de comparar os efeitos da radioterapia em relação à mudanças no fluxo sanguíneo e variações das propriedades histopatológicas dos tecidos irradiados. Foram utilizados 18 coelhos divididos em três grupos: grupo 1 (implantados com expansores completamente inflados e posteriormente submetidos a irradiação), grupo 2 (implantados com expansores que foram parcialmente esvaziados para que então fossem submetidos a irradiação) e grupo 3 (grupo controle que teve o expansor implantado completamente inflado e não foi irradiado). Efeitos como ulceração na pele, inflamação da derme, dilatação dos vasos e atrofia da epiderme foram encontrados em maior proporção para o grupo 2, e isso foi atribuído pelos autores à diminuição da probabilidade de tolerância à radiação antes de um período de estabilização depois do tecido ser expandido. Este fato demonstra que o esvaziamento do expansor antes da radioterapia agrava os efeitos adversos da radiação.

NAVA e colaboradores [16] acompanharam 257 pacientes durante aproximadamente 50 semanas. Os pacientes foram divididos em três grupos (grupo 1: radioterapia com implante definitivo; grupo 2: radioterapia com expansor de tecido e grupo 3: controle não irradiado) com o objetivo de estimar as taxas de falha total da reconstrução, contratura capsular e avaliar o resultado final da reconstrução em relação

aos aspectos de formato, simetria e satisfação da paciente. Como resultado foi encontrado um valor de taxa de falha da reconstrução muito maior para o grupo de pacientes que realizou radioterapia com o expansor de tecido (40%), comparado com o grupo que realizou a radioterapia com implante definitivo (6,3%) e com o grupo controle (2,3%). Além dos piores resultados para a contratura capsular. O expansor de tecido utilizado neste estudo foi o modelo 133 da Allergan, que possui válvula magnética na sua superfície.

Materiais de alta densidade eletrônica emitem elétrons secundários ao serem irradiados, e estes podem atingir regiões adjacentes com fluência mais alta dos que os elétrons gerados pela interação da radiação com a própria região. Este fenômeno pode ser a causa da destruição de células em tecidos adjacentes a estes materiais.

O efeito de materiais de alto número atômico dentro de um campo de radiação já foi estudado exaustivamente para uma variedade de materiais [17–18]. Em 2003, WIESLANDER e KNÖÖS [19] realizaram um trabalho, utilizando o código de Monte Carlo EGSnrc, a fim de avaliar o comportamento dos algoritmos de cálculo de dose Pencil beam (PB) e *colapsed cone* (CC) na presença de heterogeneidades metálicas. Os materiais de alto Z estudados foram titânio, aço, liga de titânio, liga de CoCrMo e uma liga comercial de aço (Orthinox®). Foram observadas limitações do sistema de planejamento como, por exemplo, a dificuldade de contornar e delimitar o material devido aos artefatos de endurecimento do feixe, necessitando de edição manual. Para algumas combinações de energia de fótons (6 ou 18MV), algoritmos e materiais foi encontrado acordo da distribuição de dose até cerca de 1-0,5cm a frente do material de alta densidade, exceto para a região de build-up. Depois da cavidade de alto Z o algoritmo PB superestimou a dose para todos os materiais e energias. Os efeitos devido à perda de equilíbrio eletrônico foram aumentados para o algoritmo CC comparado ao PB, especialmente dentro da região de alto Z.

FOGLIATA e colaboradores [20] realizaram, em 2007, um estudo similar com o objetivo de investigar a performance e quantificar a diferença relativa de um grupo de algoritmos de cálculo de dose utilizados por sistemas comerciais de planejamento de tratamento de radioterapia. A simulação por Monte Carlo foi utilizada como referência para comparação e validação dos cálculos realizados pelo TPS.

Outros sítios anatômicos que envolvem materiais de alto número atômico dentro do corpo de pacientes submetidos a tratamento com radiação também foram estudados, como por exemplo: próteses de quadril, marca-passos (MP), cardiodesfibriladores

implantáveis (CDI), próteses e restaurações dentárias. A preocupação acerca dessa combinação está no efeito deletério da radiação sobre esses dispositivos e implantes, e na forma como a presença destes no campo de irradiação pode alterar a distribuição de dose.

Com relação à interferência de geradores de marca-passos no tratamento radioterápico, Michael S. GOSSMAN e colaboradores [21] avaliaram dosimetricamente os efeitos devido a presença destes no campo de irradiação. Os planos de tratamento foram analisados para quatro tipos de Marca Passo (MP) e cinco diferentes tipos de cardiodesfibriladores implantáveis e esses foram comparados àqueles obtidos experimentalmente em água com câmaras de ionização. Foram encontradas grandes diferenças no planejamento do tratamento entre MP e CDI com respeito à distribuição de dose em torno destes. Entretanto, não foram significativas as diferenças encontradas para o espalhamento lateral e retro-espalhamento. Todos os tipos de CDI's apresentaram os mesmos resultados e todos os diferentes MC's apresentaram as mesmas consequências, com uma variação de apenas ±1,8% para as duas energias (6 e 18 MV).

CAROLAN e colaboradores [22] mediram a atenuação de dose devido à presença da prótese de quadril de Co-Cr-Mo. Os resultados mostram que o efeito da atenuação da prótese não pode ser desprezado. Para um campo de 10 cm x10 cm com um feixe de 6MV foram observados valores de atenuação de aproximadamente 34% na sombra da prótese. As simulações com Monte Carlo mostraram que a dose de retro-espalhamento gera um aumento na dose de 35% dentro de 10μm de distância da interface, o que pode levar a pontos localizados de alta dose (hot spots) ao redor da prótese que não são mostrados e nem calculados pelo sistema de planejamento de tratamento.

TONY Y. [23] mostrou que em pacientes com próteses bilaterais feitas de liga de titânio, durante o tratamento radioterápico, a atenuação gerada pode ser maior que 50%, para feixes de fótons de 6 e 15MV.

O propósito do estudo de MESBAHI e NEJAD [24] foi investigar os efeitos gerados na distribuição de dose devido à presença de próteses de quadril, durante a irradiação da pelve com campos de fótons laterais com potencial acelerador de 9MV. Além disso, foi feita a comparação entre os resultados encontrados com o código de Monte Carlo (MC), MCNP4C e o Sistema de Planejamento de Tratamento. Um fantoma virtual de água de 30cm x 30cm x 30cm e um cubo de 4cm x 4cm x 4cm feito de vários tipos de materiais centrados a 12cm de profundidade foram utilizados no estudo. Os

materiais testados foram titânio, Co-Cr-Mo e uma liga de aço usada comumente em próteses de quadril. Os resultados mostraram uma atenuação significativa da dose absorvida em pontos dentro e depois da prótese. Atenuação de 32%, 54% e 55% foram observadas para o titânio, Co-Cr-Mo, e para a liga de aço respectivamente, na distância de 5cm após a prótese.Um aumento acima de 18% foi encontrado na dose na interface água-prótese devido ao retro-espalhamento para todos os matérias testados. Os resultados com MC e com o Sistema de Planejamento foram compatíveis.

CHIN e colaboradores [25] realizaram o estudo dosimétrico utilizando Monte Carlo (MC) para avaliar os efeitos causados na distribuição de dose devido aos vários tipos de materiais utilizados em restauração odontológica e avaliar a eficácia das diferentes formas de blindagem. O código de Monte Carlo utilizado foi o EGS4nrc para simular um feixe de raios-X de 6MV. Os materiais utilizados foram: amalgama dental, a liga Eclipse e o esmalte de cerâmica Ceramco C3. Foram estudadas 21 configurações geométricas divididas em três grupos baseados na espessura da lacuna de ar entre o dente e o tecido. As simulações por MC indicaram que todos os metais que compõem parte fixa do dente e coroas de liga de ouro causaram o maior aumento de dose. As restaurações de amalgama não apresentaram aumento de dose devido ao retro-espalhamento e não são de importância clínica. Além disso, os resultados indicam que não há a necessidade de uso de uma blindagem especializada. A atenuação da dose de retro-espalhamento pela camada de ar, entre o tecido e o metal, mostra que mesmo materiais de baixa densidade são suficientes. E isto é reforçado pela atenuação dentro da mucosa bucal: a dose de retro-espalhamento é completamente atenuada dentro de 4 mm.

O objetivo do estudo de THILMANN e colaboradores [26] foi medir a modificação da dose causada pelas mais frequentes ligas metálicas utilizadas em restauração dental em situações de tratamento radioterápico. Os materiais mais utilizados para restauração dental foram examinados *in vitro,* utilizando um fantoma e *in vivo,* em seis pacientes. Dosímetros termoluminescentes foram utilizados para realizar as medidas durante a irradiação com Co-60. Na superfície da liga de ouro e materiais com número atômico comparado ao tungstênio e chumbo foram medidos valores de dose de retro-espalhamento de 162% a 210%. No lado oposto do retro-espalhamento uma diminuição na dose de 154% a 200% foi estimada perto da amalgama e estanho assim como outros materiais de número atômico comparável. Nas medidas *in vivo*, o máximo valor de dose relativa encontrada foi de 168% para o ouro, 161% para o amalgama e 133% para espécimes contendo paládio. Concluíram que

existe a necessidade de utilizar medidas profiláticas evitando a interação dos elétrons secundários, emitidos pelos materiais de restauração, com a membrana da mucosa.

FARAHANI e colaboradores [27] realizaram experimentos para medir os efeitos da distribuição de dose causados por vários tipos de materiais, inclusive alguns utilizados na restauração dental, como por exemplo: liga de ouro 18k, amalgama de Ni-Cr, dente humano e um polímero de simulação de tecido mole. O trabalho apresentou uma abordagem experimental simples na qual o mecanismo de retro-espalhamento produziu um aumento de dose relativa de 2.1 para ouro, 1.2 para dente e 1.0 para um polímero simulador de tecido, quando estes foram irradiados em contato com tecido mole utilizando um feixe colimado de Co-60. Os fatores que levaram a esse aumento são menores para feixes de raios-X mais energéticos de 10 MV quando comparados ao Co-60 (1.25MeV). Os resultados mostraram que o aumento da dose em materiais de baixo Z, devido ao retro-espalhamento de materiais de alto Z, é relevante somente em pequenas distancias da interface, recomendando a utilização de uma camada de material plástico de baixo z como blindagem para dentes e restaurações durante o tratamento de radioterapia.

Encontrou-se na literatura também um conjunto de trabalhos que avaliaram a interação da radiação com o material de alta densidade pertencente ao tipo de expansor de tecido estudado neste trabalho através de métodos computacionais e experimentais.

MONI e colaboradores [5] realizaram medidas de dose na vizinhança do disco magnético utilizando filmes e TLDs com o propósito de quantificar a distribuição de dose na vizinhança do artefato metálico e determinar sua potencial contribuição para as altas taxas de complicação encontradas quando o uso desse tipo de expansor é associado à radioterapia. Os dosímetros foram colocados em várias posições no entorno do disco metálico, irradiado por um único feixe incidente a 0 grau. O estudo realizado com filmes não demonstrou relevância significativa no espalhamento em torno do artefato. Já com o uso de TLD foram obtidas altas doses dentro do artefato metálico, mas nenhum aumento de dose na superfície do expansor foi observada, concluindo que a presença do artefato metálico não contribui para a alta taxa de complicações apresentadas por pacientes que possuem o expansor e são submetidos à radioterapia.

THOMPSON e colaboradores [28] mediram o espalhamento lateral e o retro-espalhamento causados pelo disco metálico, presente nos expansores de tecido, utilizando diodos. Os autores observaram uma atenuação de até 30% da dose local para

um único feixe de radiação de 6MV. Para feixes tangenciais paralelos opostos foi estimado que parte do volume alvo recebe uma dose 10% inferior à planejada.

DAMAST e colaboradores [2] mediram as doses absorvidas com filmes, para feixes de fótons de 6 e 15 MV, em um fantoma de água contendo o disco em duas orientações. Também foram medidas a dose na pele de um paciente que realizou reconstrução de mama com expansor de tecido durante uma irradiação de parede torácica com feixes tangenciais de 15 MV e as de 6 pacientes com o expansor de tecido que receberam radioterapia pós-mastectomia com feixes tangenciais de 15 MV. A dosimetria com o fantoma revelou uma diminuição da transmissão do feixe na região de sombra geométrica do disco, particularmente com o magneto na orientação paralela (a 22mm: 78% de transmissão com 6 MV e 84% de transmissão com 15 MV). A transmissão medida com filme, *in vivo*, concordou com os resultados encontrados para o fantoma. Os resultados com TLDs mostram variações aceitáveis na dose média para a pele (86-101% da dose prescrita) concluindo que não haveria razões para um paciente não realizar radioterapia enquanto possuísse o expansor de tecido já que a atenuação causada pelo expansor é desprezível.

Em 2010, estudou-se a distribuição de dose na vizinhança da heterogeneidade metálica [29], através da determinação do Percentual de Dose em Profundidade (PDP) e do perfil de dose a fim de verificar as variações sofridas por estas grandezas devido à presença do artefato metálico. Os valores dessas grandezas foram obtidos através de simulação computacional por Monte Carlo, utilizando o código MCNP para duas posições da heterogeneidade com relação ao feixe de radiação de 6MV, paralela e perpendicular. Os resultados mostraram que a presença da heterogeneidade provocou uma atenuação do feixe de até 13% na região de sombra geométrica da heterogeneidade para a posição paralela, e 8% para a posição perpendicular.

Em 2011 avaliou-se os efeitos de atenuação e retro-espalhamento gerados pela heterogeneidade magnética através do cálculo computacional da dose integrada depositada em estruturas de importância clínica para um fantoma computacional de mama [30]. Não foram encontradas alterações na dose para a estrutura acima da heterogeneidade, correspondente ao tecido muscular e pele. Na dose integrada para a estrutura que representa a parede torácica, posicionada abaixo da heterogeneidade, foram encontradas alterações de no máximo 5%.

Em 2011 CHATZIGIANNIS e colaboradores [31] avaliaram a perturbação na dose devido à presença do expansor de tecido de válvula magnética através de simulação por Monte Carlo numa tomografia de um paciente real com o expansor implantado. Os resultados reportam um aumento de 9% na dose para uma distância de 2 mm do magneto, que não é mais notada para distancia de 1cm, e uma diminuição entre 7-13% na dose quando comparado com o planejamento radioterápico com dois feixes tangenciais para fótons de 6 MV. Este efeito de atenuação apareceu para a região de sombra relativa ao feixe de radiação incidente, lateralmente ao magneto.

1.2 Objetivo

Esta tese tem por objetivo avaliar como o Planejamento do Tratamento Radioterápico é afetado pela presença do dispositivo magnético, e assim, fornecer informações que assistam aos profissionais da área durante o planejamento do tratamento de pacientes que possuam esse tipo de expansor de tecido. O planejamento do tratamento é um aspecto do problema que não foi estudado até esta data, mas que é de grande importância para a prática clínica.

Este trabalho também se propõem a avaliar os efeitos de atenuação, dentro de um campo de radiação, de um dispositivo magnético comercial que ainda não foi estudado na literatura. E assim, comparar os dois diferentes modelos de dispositivo magnéticos que são comercializados atualmente, tanto na sua constituição quanto na sua capacidade de atenuação de um feixe de radiação.

A construção do fantoma físico de mama permitiu que todas as etapas do planejamento do tratamento radioterápico fossem estudadas, e o estudo da atenuação do dispositivo magnético foi feito através de medidas experimentais e simulação computacional.

Para a realização deste trabalho foram utilizados os recursos computacionais existentes no Laboratório de Neutrongrafia em Tempo Real (LNTR) do PEN/COPPE, a infraestrutura do Laboratório de Física da Radiação Gama e X (LAFRAG) do IF/UFRJ, apoio e recursos disponibilizados pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) e Clínicas Oncológicas Integradas (COI).

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Câncer de Mama

O Câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo e no Brasil. Ele se refere a um grupo de doenças que possuem diferentes manifestações clínicas mas que possuem a característica comum de todos os tipos de câncer, um crescimento desordenado (maligno) de células que perdem suas funções características e comprimem tecidos e órgãos, e com capacidade de se espalhar para outras áreas do corpo. A formação do câncer é didaticamente separada em três etapas seqüenciais: iniciação, promoção e progressão [32].

A fase de iniciação depende de fatores capazes de lesar o DNA da célula, promovendo alterações no seu ciclo celular e levam à formação de um clone alterado de uma célula sadia, e esse clone alterado se prolifera passando seu DNA às células filhas. Os fatores que levam à lesão genética podem ser de ordem hereditária ou adquirida, na maioria dos casos a lesão é esporádica, não hereditária, e acontece durante a vida do indivíduo. Somente 5 a 10% dos casos de câncer de mama são devido a uma alteração genética familiar já herdada no nascimento. As alterações genéticas que os clones celulares possuem em seu DNA conferem a estas células as capacidades de invadir tecidos adjacentes, gerar aglomerados, interagir com órgãos a distância, sobreviver fora do órgão de origem e perder o ritmo de regulação da multiplicação celular [32].

A fase da promoção se refere à atuação de fatores estimulantes da multiplicação das células geneticamente modificadas. Os períodos críticos em que as células modificadas tornam-se mais susceptíveis aos fatores promotores ocorrem entre a primeira menstruação (menarca) e a primeira gravidez e durante a menopausa. O desequilíbrio hormonal e as inflamações são reconhecidos como fatores promotores, pois modulam o estrogênio sobre as células e facilitam a superexpressão do gene oncologicamente modificado (oncogene) [32].

Na fase de progressão, as células tumorais já possuem capacidade de invadir outros tecidos e tendem a se espalhar, podendo produzir metástases [32].

O câncer de mama pode ocorrer em mulheres ou homens, mas as estatísticas mostram que apenas 1% da incidência de tumores malignos é em homens. Em 2014 espera-se para o Brasil 576 mil novos casos de câncer, sendo 57.300 de mama [33]. O que permite o cálculo do aumento de casos em 8,5% se comparada com a estimativa feita para 2012 [34].

2.2 Estruturas da mama

Para entender melhor o câncer de mama e de que forma agem os tratamentos aplicados a esse tipo de doença, é necessário conhecer os aspectos gerais da anatomia deste órgão. As mamas são formadas por tecido adiposo, conjuntivo, vasos sanguíneos, linfáticos, fibras nervosas, tecido muscular e um conjunto de glândulas, que tem como função principal a produção de leite [35]. A formação estrutural da mama pode ser vista na figura 1.

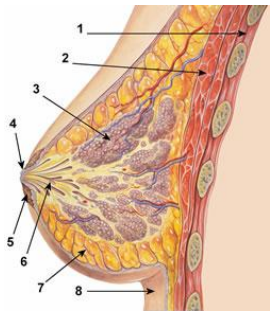


Figura 1: Ilustração da formação estrutural de uma mama sadia [35].

Onde:

1. Parede Torácica
2. Músculos peitorais
3. Lobo mamário
4. Mamilo
5. Aréola
6. Ductos lactíferos
7. Tecido adiposo
8. Pele

2.3 Tratamentos do câncer de mama

O tratamento do câncer de mama avançou significativamente nos últimos anos. Hoje existem várias opções de tratamentos que podem ser combinadas convenientemente de forma a se adequar ao tipo de câncer de mama, estágio da doença e condições do paciente. As opções de tratamento são a cirurgia, a quimioterapia, a radioterapia, a terapia hormonal e a terapia alvo.

Na terapia hormonal, medicamentos agem diminuindo a quantidade ou bloqueando a liberação no organismo da paciente de hormônios que favorecem o crescimento de alguns tipos de tumores, reduzindo as chances de tumores que dependam desse hormônio reapareçam depois da cirurgia. Mas esse tipo de terapia não funciona para tumores que não são receptores de hormônio [36].

A terapia alvo utiliza substâncias alvo que são capazes de inibir processos que ocorrem na célula tumoral ou até mesmo destruir essas células. Essas substâncias têm como alvo características muito específicas das células tumorais e podem ser dividas em dois grupos: as que se ligam em receptores na superfície da célula e as que se ligam aos receptores no interior da célula. O custo desse tipo de tratamento ainda é alto e a potencialidade dessas substâncias ainda precisa ser mais pesquisada [37].

Quimioterapia é uma terapia sistêmica que utiliza compostos químicos que afetam o funcionamento celular. Os agentes quimioterápicos afetam células malignas, mas acabam afetando também as sadias, mesmo que com menor intensidade, pois são direcionados pelos processos metabólicos da população celular [37].

A cirurgia é, em geral, o primeiro passo dado no ataque contra o câncer, e tem como objetivo controlar a doença *loco* regional além de obter informações sobre o tumor a fim de classificá-lo, verificar o quanto a doença já se espalhou pelo corpo e estabelecer grupos de alto risco para recorrência local. Essas informações permitem uma melhor orientação à terapia sistêmica e a identificação de grupos de maior risco de metástase [38].

A decisão sobre qual tipo de cirurgia realizar depende de muitos fatores. Um dos mais relevantes é o estágio da doença. Inicialmente o tratamento cirúrgico empregado era a mastectomia radical, que através da remoção total da glândula mamária e cadeias linfáticas tentava extinguir o câncer. Nos últimos 40 anos surgiram outras propostas cirúrgicas menos agressivas que evitam a mutilação e permitem a opção de reconstrução

da mama, oferecendo às pacientes benefícios estéticos, mas, ao mesmo tempo, se mostrando eficazes no combate a doença [38].

A cadeia de drenagem linfática da mama pode também ser retirada durante o processo cirúrgico já que as células malignas podem se espalhar pelo corpo através desse sistema. Como a drenagem linfática da mama ocorre principalmente pela axila (97% dos casos) e o restante através da cadeia mamária interna (3%), é comum que a cadeia axilar seja mais visada no processo cirúrgico [38].

O tratamento cirúrgico conservador remove o tumor primário com ou sem margem de tecido mamário, caracterizado como doença subclínica, em torno da lesão. Pacientes com tumores multicêntricos ou grande lesão são candidatas às cirurgias radicais que podem ser classificadas nas seguintes categorias [38]:

- Total: retirada de todo tecido mamário, preservando cadeia linfática;
- Radical Modificada: retirada da glândula mamária e cadeia linfática axilar;
- Radical: retirada de todo tecido mamário, cadeia linfática axilar e músculo peitoral.
- Parcial: remoção apenas do tecido tumoral e uma margem ao seu redor. Parece com a cirurgia conservadora, mas nesta técnica menos tecido mamário é retirado.
- Subcutânea: retirada somente do tecido mamário, preservando a pele e o complexo aréolo-papilar.

Reconstrução mamária

A mulher que é sujeita a cirurgia de mastectomia experimenta a sensação de mutilação ao se deparar com a ausência da mama. A reconstrução mamária é utilizada por muitas pacientes como saída para contornar essa situação desconfortável. Reconstrução mamária é a operação realizada para de fato reconstruir o formato da mama após a mastectomia ou retirada parcial desta [1],

A cirurgia de reconstrução mamária pode acontecer no momento da cirurgia de mastectomia ou depois. Em Abril de 2013 a Lei 12.802/2013 [39] entrou em vigor obrigando o Sistema Único de Saúde (SUS) a fazer a cirurgia plástica de reconstrução mamária logo em seguida a mastectomia, quando houver condições médicas. A lei anterior não especificava o prazo em que a reconstrução deveria ser feita, mas a lei atual garante a reconstrução imediata, na mesma cirurgia de retirada da mama, quando possível.

A reconstrução pode ser feita através de retalhos do músculo reto-abdominal (TRAM, do inglês *Transverse Rectus Abdominis Myocutaneous*), retalhos do músculo grande dorsal (GD) ou expansores de tecido que são posteriormente substituídos por uma prótese definitiva de silicone [40].

A técnica de expansão de tecidos foi descrita pela primeira vez por Neumann, em 1957 [41]. Ela possibilita a obtenção da pele de mesma cor e textura, mantendo a sensibilidade. A reconstrução mamária com expansores de tecido é indicada pelos seguintes critérios: ausência de área doadora abdominal devido à constituição física do paciente ou a uma cirurgia prévia, reconstruções prévias com mau resultado, risco cirúrgico elevado, idade avançada, impossibilidade de reconstrução com retalhos locais ou preferência da paciente [5]. As vantagens dessa técnica comparada às outras existentes são o curto tempo de cirurgia e a possibilidade de manipulação do volume mamário, além de não causar danos ou cicatrizes em outras partes do corpo da paciente [3].

O procedimento de reconstrução da mama utilizando expansores é realizado em duas etapas. A figura 2 ilustra alguns estágios das etapas de reconstrução a seguir descritas. Na primeira etapa, o expansor de tecido é inserido vazio dentro do corpo da paciente elevando-se os músculos: peitoral maior em contigüidade com o músculo retro-abdominal e serrátil anterior. Construindo assim, uma bolsa submuscular de forma que o expansor fique completamente coberto (Figura 2C eD). Com o expansor já implantado dentro do corpo da paciente este é expandido através de injeções de solução salina (Figura 2E) com intervalos entre 7 e 10 dias até que a mama alcance o volume da mama remanescente ou, no caso de uma mastectomia bilateral, o volume desejado (Figura 2F,G e H). Nesta etapa, em geral, as pacientes são encaminhadas ao início do tratamento radioterápico.

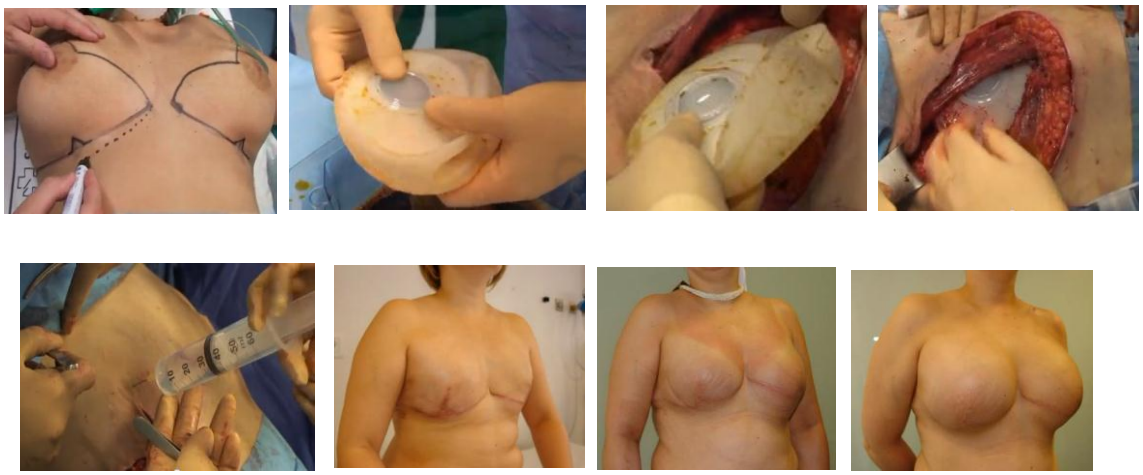


Figura 2: Estágios da reconstrução mamária bilateral com expansor de tecido. A) Mama ainda presente com a marcação para a início da cirurgia de mastectomia; B)Expansor de tecido vazio nas mãos de cirurgião ressaltando a presença da válvula magnética, através da qual é feita a expansão, na sua superfície; C e D) Expansor de tecido sendo implantado abaixo do músculo peitoral da paciente pela incisão cirúrgica; E) Expansor de tecido sendo expandido já implantando durante a cirurgia; F e G) Estágios da expansão, mostrando o gradativo aumento do volume expandido. H) Mama reconstruída com prótese definitiva implantada [42].

Na segunda etapa o expansor é removido cirurgicamente e uma prótese definitiva é colocada na bolsa submuscular formada pelo expansor. como mostrado na figura 3.

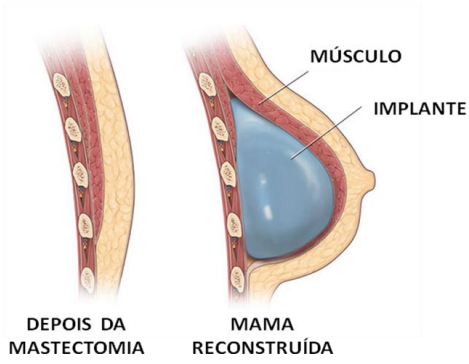


Figura 3: Posicionamento da prótese definitiva dentro da mama reconstruída [43].

Os expansores de tecido são constituídos de uma membrana de elastômero (polímero com propriedades elásticas) de silicone química e mecanicamente resistente com uma válvula posicionada internamente a esta membrana (válvula incorporada) ou com a válvula conectada externamente por um tubo (válvula remota) por onde são aplicadas injeções periódicas de solução salina isotônica até que se atinja a expansão

desejada. Na maioria dos expansores de tecido a membrana apresenta um reforço de poliéster na face posterior, que tem a função de manter o formato de expansor e garantir a expansão exclusiva da parte anterior, evitando pressões sobre tecidos e ossos subjacentes. A válvula incorporada internamente à membrana possui um disco magnético que permite sua localização abaixo do tecido muscular e epitelial da paciente através de um localizador magnético (Fig. 4).

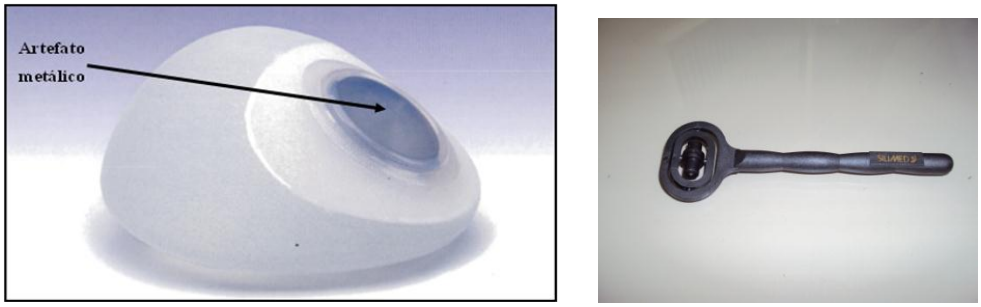


Figura 4: Fotografias do expansor de tecido com a válvula magnética (esquerda) e o localizador magnético (direita).

A válvula inclusa permite maior conforto na expansão além de reduzir a possibilidade de infecção ou rotação da válvula remota.

Alguns fatores estão associados com um alto risco de recorrência do câncer de mama após mastectomia. São eles [8]:

- Tumor de 5 centímetros ou mais (o câncer pode ser um caroço, uma série de nódulos ou até mesmo pedaços microscópicos que juntos alcançam um tamanho de 5 cm ou mais);
- Canais linfáticos e vasos sanguíneos comprometidos;
- Margem positiva de ressecção;
- Quatro ou mais linfonodos comprometidos ou, para mulheres pré-menopáusicas, pelo menos 1 linfonodo comprometido;
- Pele comprometida.

Com base nestes fatores de risco de recorrência, cerca de 20% a 30% das pessoas são consideradas em alto risco de recorrência após a mastectomia. A radioterapia é recomendável para ajudar a reduzir este risco em até 70% de seu valor

inicial. Por exemplo: um risco de 30% pode ser reduzido para menos de 10%. O tratamento é realizado para a área onde a mama estava localizada e, por vezes, para as regiões dos nódulos linfáticos nas proximidades.

2.4 Radioterapia

A radioterapia é um método que utiliza feixes de radiação ionizante para destruir as células tumorais. Tem sido empregada no tratamento do câncer há mais de 100 anos. Segundo a WHO (World Health Organization), 52% dos pacientes irão ser submetidas à radioterapia pelo menos uma vez durante o tratamento do câncer [44].

O principio básico da ação da radiação eletromagnética em um tecido é a ionização, que direta ou indiretamente, é sofrida pelos seus átomos ou moléculas levando principalmente a danos no DNA celular e consequente destruição da célula.

O tratamento radioterápico pode ser dividido em duas modalidades: teleterapia e braquiterapia. A braquiterapia utiliza fontes radioativas seladas que são colocadas a poucos centímetros do tumor através de aplicações intersticiais, intracavitárias ou superficiais. Devido à proximidade da fonte a massa tumoral, é capaz de depositar altas doses no alvo.

A teleterapia emprega feixes externos de radiação e representa cerca de 80% dos tratamentos com radiação ionizante. Com a propriedade penetrante da radiação, tumores profundos podem ser destruídos ou regredidos sob a ação de feixes de radiação adequadamente aplicados [44].

A radioterapia pós-mastectomia comprovadamente permite um maior controle da doença, proporcionando maior tempo e qualidade de vida a paciente [8,9].

2.4.1 Técnicas de Teleterapia de Mama

No tratamento radioterápico do câncer de mama, a área de tratamento pode ser local (mama), fossa supraclavicular, axila, plastrão torácico (parte do tórax após mastectomia) ou áreas de metástase (ossos e cérebro, comumente). As técnicas de tratamento variam de acordo com a cirurgia realizada anteriormente. Utilizam-se campos tangentes opostos para mama presente e/ou plastrão torácico ou campos opostos

irregulares não pares para tratamento de fossa supra-clavicular e axila. A energia do feixe também varia de acordo com a profundidade de interesse do tratamento [37].

O planejamento do tratamento é feito buscando destruir as células tumorais e causar o menor dano possível às células sadias circunvizinhas. A prescrição da dose de radiação aplicada durante um tratamento é baseada em princípios tais como a extensão tumoral (exames clínicos e por imagem), o tipo de tumor, o objetivo terapêutico e a avaliação do paciente. A parede torácica ipsilateral (do mesmo lado que a lesão) em risco deve ser tratada por completo. Quando uma técnica 3D é utilizada esta é tratada por campos tangentes de fótons, que podem ser modificados para englobar a cicatriz da mastectomia e algumas vezes também incluir os sítios de drenagem linfática. Nesta técnica, a espessura de pulmão permitida dentro do campo de irradiação é de até 2 cm. A dose tipicamente usada para tratar parede torácica e cadeia mamária interna e situa-se entre 45 e 50,4 Gy fracionada em 25-28 frações aplicadas durante aproximadamente 5 semanas. Na maioria das pacientes, um bólus (material que simula característica de absorção e espalhamento de radiação no tecido) é aplicado sobre a pele da paciente quando o tratamento tem objetivo de tratar a pele [37].

2.4.2 Planejamento Radioterápico

Até a década de 90 a radioterapia era realizada de forma convencional, através de cálculos manuais e manipulação de gráficos de isodose baseando-se apenas em imagens bidimensionais de raios-X. Com o avanço tecnológico na área de radiologia, principalmente, em formação de imagens, o planejamento radioterápico também evoluiu. A introdução da tomografia computadorizada e da tecnologia computacional levou ao surgimento do planejamento radioterápico tridimensional, permitindo a avaliação da dose em cada estrutura irradiada, aumentando a precisão na distribuição de dose e diminuindo a toxicidade do tratamento. E, nos últimos anos, a radioterapia moderna tem evoluído com o desenvolvimento de novas tecnologias de imagem, sofisticados sistemas de planejamento e aceleradores lineares de última geração [45].

2.4.2.1 Sistema de Planejamento do Tratamento

Os Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*) são programas capazes de realizar o cálculo de dose de um tratamento radioterápico e delimitar regiões de interesse como volumes alvo e órgãos de risco. Para realizarem este tipo de cálculo, esses sistemas são alimentados com dados do equipamento onde o tratamento será realizado e com informações referentes ao tratamento que se deseja planejar. Através destes dados é possível calcular a distribuição de dose, além do somatório de doses relativas provenientes de diferentes feixes e assim avaliar e otimizar a distribuição de dose alterando parâmetros do tratamento como distribuição geométrica dos campo, angulação do feixe, entre outros [45].

O Planejamento Radioterápico Computadorizado (PRC) tem mais de 40 anos. A primeira técnica computacional aplicada à radioterapia foi criada por Tsien [46], que usava cartões perfurados para armazenar cartas de isodose, e assim a distribuição de dose de múltiplos feixes poderia ser calculada. Nos anos 60 foram desenvolvidos sistemas de planejamento computacional com processamento em lotes. O primeiro sistema de planejamento comercial foi introduzido no final dos anos sessenta com as capacidades de armazenar informação dos feixes de radiação utilizados na clinica, permitir esboçar o contorno do paciente a ser tratado, planejar a direção e o contorno do feixe, calcular a distribuição de dose e exibir a distribuição de dose com relação ao perfil do paciente. Progressos no Planejamento radioterápico foram feitos através da tecnologia computacional. Computadores mais rápidos permitem a utilização de algoritmos computacionais mais avançados na rotina clínica. O sistema de planejamento 3D e o uso de algoritmos de cálculo mais sofisticados começaram com o advento da tomografia computadorizada (CT, do inglês *Computed Tomography*). Outra evolução foi a possibilidade de realizar a fusão de imagens oriundas de diferentes métodos complementares de diagnóstico: ressonância magnética, tomografia computadorizada, cintilografia, ultrassom, PET (*Pósitron Emission Tomography*), SPECT (*Single Photon Emission*) ou PET-SCAN (PET acoplado a um CT) [46].

2.4.2.2 Algoritmos de Cálculo

Existem diferentes algoritmos de cálculo de dose. E todos com propósito de modelar a física das interações da radiação com a matéria de forma mais acurada possível na geometria tridimensional complexa do corpo humano de forma otimizada. Esses algoritmos, em geral, não são baseados em física pura, pelo menos não diretamente, devido à complexidade da interação da radiação com o tecido humano, esses algoritmos apresentam limitações na modelagem física dessas interações e, consequentemente, no cálculo da dose. Por isso cada um apresenta um valor de dose razoavelmente preciso dentro de suas limitações, apresentando incertezas substanciais quando aplicados fora das suas condições. Alguns exemplos de algoritmos são: FFT Convolution (*Fast Fourier Transform*), *Multigrid Superposition* (MGS), *Pencil Beam Convolution* (PB/EPL), *Pencil Beam Convolution* (PB/ETAR), *Pencil Beam Convolution – Modified Batho Power Law* (MBPL), *Collapsed Cone* (CC) e *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) [47].

Os algoritmos citados anteriormente podem ser classificados em dois grupos:

- Modelos primários baseados em comprimento equivalente de deslocamento (EPL, do inglês, *Equivalent Path Length*) para correção de heterogeneidades, onde o transporte de elétrons não é modelado separadamente, e mudanças na densidade são amostradas ao longo de feixes primários em uma dimensão (*Pencil Beam, Fast Fourier Convolution*).
- Modelos capazes de tratar o transporte de elétrons de forma aproximada tão bem quanto o transporte de fótons secundário em um meio contando com mudanças de densidade, amostradas ao longo de todas as três dimensões (*Collapsed Cone, Triple A, Multigrid Superposition/Convolution*) [48].

Outra funcionalidade desses sistemas é a atribuição da densidade real dos tecidos que são apresentados na imagem durante o cálculo de dose. Até 1970 as distribuições de dose eram geralmente calculadas assumindo que o corpo humano era composto inteiramente de água. Com a tomografia computadorizada tornou-se possível, pela primeira vez, obter a informação de densidade através da associação desta grandeza à informação numérica contida em cada pixel da imagem de CT.

Apesar dessa potencialidade, nem todos os TPSs são capazes de considerar cavidades e materiais que possuem densidade muito diferente da água e da maioria dos tecidos humanos. Outros sistemas possuem essa capacidade, mas não fazem isso de forma automática, é necessário que sejam delimitados contornos para essas estruturas

especiais e que o valor de densidade seja atribuído ao valor numérico do pixel que é mostrado na imagem. Ao grupo dessas estruturas pertencem ossos, pulmões, cavidade oral, dentes, passagem nasal e implantes artificiais como, por exemplo, próteses metálicas [49].

A presença dessas estruturas, chamadas de heterogeneidades, no campo de radiação podem causar mudanças na absorção do feixe de radiação associadas ao padrão de espalhamento dos fótons e mudanças na fluência de elétrons secundários. E essas mudanças, por sua vez, afetam a distribuição de dose no meio. Por esta razão métodos de correção para o cálculo de dose que levam em consideração as variações de densidade do tecido são utilizados.

2.4.2.3 Métodos de Correção

Os métodos de Cálculo de dose que levam em consideração a variação de densidade podem ser de duas formas distintas. A forma mais convencional considera que o paciente é constituído de tecidos com densidade próxima a da água e depois aplica um fator de correção de heterogeneidade (ICF do inglês *Inomogeneity Correction Factor*) para calcular a distribuição relativa de dose corrigindo a distribuição levando em consideração a variação na densidade dos tecidos. Outra forma é calcular a dose diretamente num ponto do meio heterogêneo usando um modelo de transporte de radiação que irá fornecer a dose absoluta. Os métodos diferem, principalmente, na forma como tratam a contribuição de fótons espalhados e elétrons primários espalhados, e também na amostragem das informações anatômicas de densidade 3D. Em 2004, a AAPM publicou um *Report* com a classificação dos algoritmos de correção de acordo com o nível de informações anatômicas e inclusão ou exclusão do transporte de elétrons [49]. Nessa publicação os algoritmos são divididos em quatro categorias.

- Categoria I : Os algoritmos desta categoria assumem que o paciente consiste de uma geometria de fatias semi-infinitas para cada ponto de cálculo e que toda a energia do ponto de interesse é depositada no mesmo local da interação. O cálculo típico feito por esses algoritmos assume simetria cilíndrica e uma única “fatia” do paciente é estendida da direção longitudinal para criar um paciente em 3D. Exemplo, Razão TAR.

- Categoria II: Os algoritmos desta categoria propõe a inclusão de informação geométrica de densidade em 3D através do cálculo explicito de dose de fótons

espalhados, mas ainda assumindo que existe equilíbrio eletrônico ou que os elétrons são absorvidos no ponto onde foram criados. Exemplo, Equivalente TAR.

- Categoria III: Os algoritmos desta categoria são focados no transporte de elétrons secundários gerados a partir de interações primárias dos fótons. E também trabalham com amostragem de densidade em uma dimensão. Exemplo, Concolução (Pencil Beam).

- Categoria IV: Os algoritmos dessa categoria fazem uso de modelos complexos para incorporar a informação de densidade em 3D da tomografia no transporte de fótons e elétrons espalhados. Exemplo, Monte Carlo.

Os algoritmos da categoria I e II são mais aplicáveis a feixes de fótons com energia menor que 6MV onde é assumido equilíbrio eletrônico e a contribuição de espalhamento dos fótons é maior. Para feixes de fótons com energia maior que 6MV os algoritmos das categorias anteriores não são adequados, já que a movimentação dos elétrons gerados pode levar à variações elevadas de dose localmente.

Neste trabalho foram utilizados os algoritmos Equivalente TAR, Pencil Beam (Convolução) e o AAA (Monte Carlo), por isso esses seraõ tratados com mais detalhes, informações sobre os outros algoritmos podem ser encontradas no *Report* 85 da AAPM [49].

O algoritmo de cálculo de dose AAA, pertencente à categoria IV, foi lançado comercialmente dentro do TPS Eclipse (*Varian Medical Systems*) em 2005. Ele é um algoritmo pencil beam 3D de convolução-superposição que modela separadamente fótons primários, fótons extra-focais espalhados e elétrons espalhados dos dispositivos de limite do feixe. Ele considera a heterogeneidade do meio (3D) de forma anisotrópica e usa o método de convolução para computar fótons espalhados em múltiplas direções, calculando a dose como a superposição de diferentes fontes de radiação (kernels). A configuração do modelo AAA é baseada em parâmetros físicos que foram pré-calculados computacionalmente com simulações por Monte Carlo. As simulações por Monte Carlo são usadas para criar um espaço de fase inicial modelado a partir do feixe clínico incluindo estrutura geométrica e exata composição do material da cabeça do acelerador linear e modificadores de feixe. Esses parâmetros são modificados durante a configuração dos dados do feixe de modo que as características calculadas do feixe correspondem aos dados obtidos com medidas do feixe clínico para cada unidade de tratamento [50].

2.5 Grandezas Dosimétricas

2.5.1 Dose Absorvida

A Dose Absorvida é uma grandeza relacionada à transferência de energia da radiação para o meio com a qual esta interage. No caso da radiação indiretamente ionizante essa transferência de energia é feita em duas etapas. A radiação incidente transfere energia para as partículas carregadas do meio e estas transferem parte da energia recebida para o meio [51].

Essa grandeza, que pode ser calculada para qualquer tipo de radiação e em qualquer meio, é determinada como a quantidade média de energia (dE) depositada num pequeno volume de massa (dm), como apresentada na equação 1 [51].

$$D = \frac{dE}{dm}\left(\frac{J}{Kg} = Gy\right) \qquad \textbf{Eq. 1}$$

É expressa no SI em joules por quilograma (J/Kg), também denominada como Gray (Gy).

2.5.2 Distribuição de Dose

A distribuição de dose em um meio é uma grandeza importante para o tratamento radioterápico, já que este tem por objetivo atingir um determinado volume alvo com alta dose e a vizinhança saudável deste volume com doses baixas a fim de preservá-la.

Quando o feixe de radiação incide em um paciente, a dose absorvida em cada ponto de tecido varia com o meio de interação a profundidade, tamanho de campo, distância fonte-superfície e sistema de colimação desse feixe.

Os fótons interagem com a matéria produzindo elétrons por ionização. A intensidade de ionização diminui com a profundidade. A fluência dos elétrons e a dose absorvida pela matéria aumentam com a profundidade até certo ponto, diminuindo à medida que os fótons são absorvidos. Em consequência disto, a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um máximo ($D_{máx}$) em $z_{máx}$ a partir

do qual passa a decrescer. A região entre a superfície irradiada e a profundidade de onde a dose atingiu o valor máximo, z=0 e $z=z_{máx}$ respectivamente, é chamada região de build-up [52].

O efeito da profundidade de penetração da radiação é apresentado de forma geral no gráfico da figura 5.

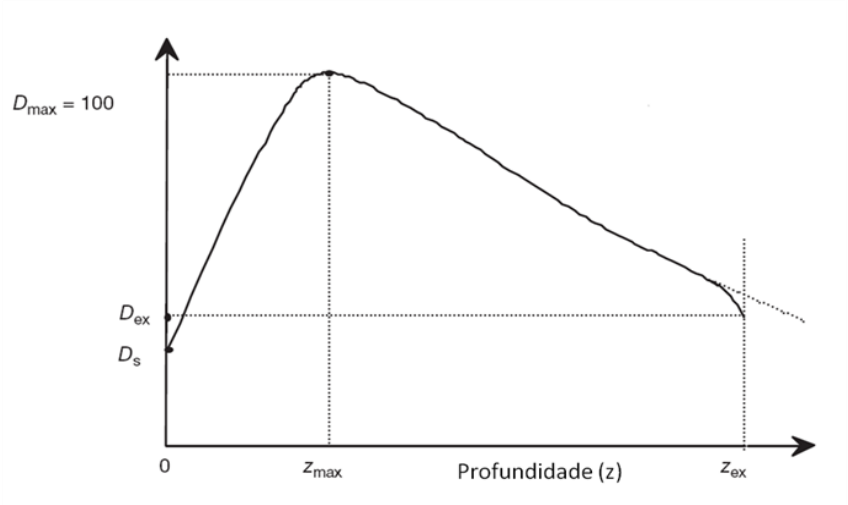


Figura 3: Deposição de dose por um feixe de fótons de mega-voltagem em um paciente. D_s é a dose na superfície de entrada; D_{ex} é a dose depositada na superfície de saída; Dmáx é a dose máxima [52].

Um parâmetro que caracteriza a dose em função da profundidade é o Percentual de Dose em Profundidade (PDD do inglês, *Percentual of Depth Dose*).

2.5.3 Percentual de Dose em Profundidade (PDP)

O percentual de dose em profundidade é definido como a razão entre a dose absorvida em uma profundidade arbitrária z (D_z) e a dose a dose absorvida na profundidade de referência $z_{máx}$ ($D_{zmáx}$), conforme a equação 2 [52].

$$PDP(A, \mathbf{h\nu}, \mathbf{SSD}, \mathbf{z}) = \mathbf{100}.\left(\frac{D_Z}{D_{zmáx}}\right) \qquad \textbf{Eq. 2}$$

É expresso em porcentagem e depende do tamanho de campo (A), da energia do feixe de radiação (hν), distância fonte-superfície (SSD) e profundidade no meio absorvedor (z). O PDP é importante para a caracterização do feixe, mas não contém informações suficientes para determinar o planejamento do tratamento, sendo necessário o uso de curvas de isodose [52].

2.5.4 Curvas de isodose

As curvas de isodose são linhas que ligam pontos de mesma dose. São obtidas em intervalos regulares de dose absorvida e são expressas como dose percentual em relação a um ponto de referência ou em valores de dose absorvida. As curvas de isodose são utilizadas para representar a distribuição volumétrica ou planar da dose absorvida [53].

Uma curva de isodose apresenta inúmeras propriedades físicas de um feixe de radiação, como por exemplo: penumbra, profundidade de dose máxima, qualidade da radiação, etc. Na figura 6 são mostradas curvas de isodose para feixes de diferentes qualidades. Essas curvas de isodose são obtidas experimentalmente com um feixe que incide perpendicularmente ao plano de um fantoma, tradicionalmente semi-infinito. Vemos que a dose em qualquer profundidade é maior no eixo central do feixe e decresce gradualmente em direção às bordas do feixe, onde a taxa de dose decai em função da distância lateral do eixo do feixe. Perto das bordas do feixe a redução é causada não só pela penumbra geométrica, mas também pela redução do espalhamento secundário. Fora dos limites geométricos do feixe e da penumbra, a variação de dose é resultado do espalhamento secundário do feixe e do espalhamento e de falhas do sistema de colimação. Todo processo de aquisição das curvas de isodose está descrito na ICRU-23 [53].

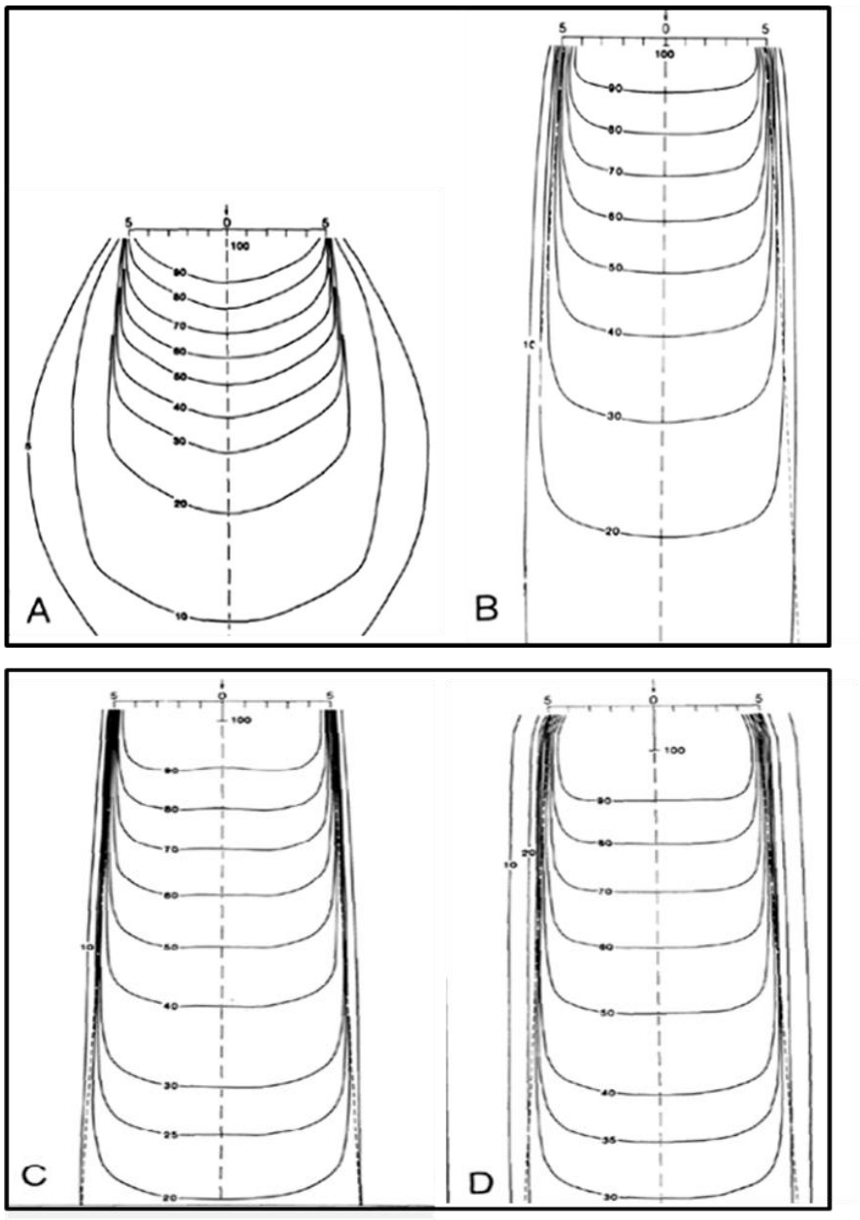


Figura 4: Distribuição de isodoses para diferentes qualidades de radiação. A: 200 kVp; B: 60Co; C: 4-MV raios-x; D: 10-MV raios-x [54].

Em tratamentos radioterápicos comumente utiliza-se um planejamento físico com isodoses, onde essas curvas podem ser obtidas manualmente ou através de um sistema de planejamento computadorizado. Elas podem ser apresentadas em dose ou em porcentagem, referente à dose prescrita. A Figura 7 apresenta um exemplo de planejamento com curvas de isodose para um tratamento de mama.

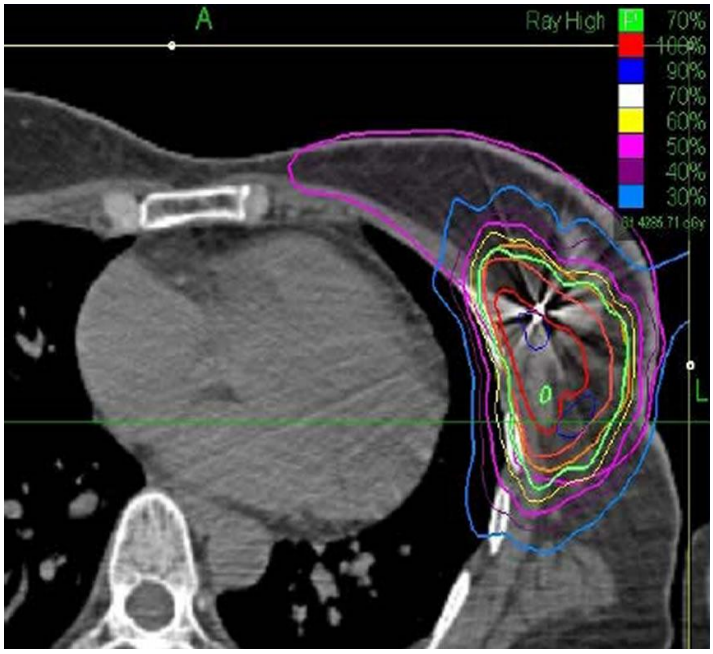


Figura 7: Imagem axial do planejamento radioterápico de mama, mostrando pulmões, coração e curvas de isodose com a respectiva escala em porcentagem [55].

Outro parâmetro que pode alterar a distribuição de dose é a presença de heterogeneidades no meio irradiado.

2.6 Heterogeneidade

Da perspectiva dosimétrica, heterogeneidades são materiais com propriedades radiobiológicas diferentes do meio em que estão inseridos. A presença deste tipo de materiais no campo de radiação pode produzir mudanças na distribuição de dose que variam de acordo com o tamanho, densidade e número atômico desta heterogeneidade.

O padrão de distribuição da dose na presença de heterogeneidade de alto número atômico é perturbado devido a alguns fatores:

- Aumento da probabilidade de ocorrer efeitos, como a produção de pares, afetando a distribuição das partículas carregadas e levando a maior probabilidade de aniquilação de pósitrons gerando fótons secundários;
- A atenuação e absorção dos fótons são proporcionais ao número atômico do meio de interação, assim um meio de alto número atômico leva a uma atenuação e absorção acentuada, alterando a fluência dos fótons e levando a perda de equilíbrio eletrônico;

- O múltiplo espalhamento de partículas carregadas pelos núcleos é acentuado, gerando perda de equilíbrio eletrônico e pontos locais de alta e baixa dose.

Esses efeitos podem ser visualizados na variação de dose apresentada pelo gráfico da figura 8. Nesta figura pode-se observar o efeito de diminuição de dose na interface de saída do feixe, conhecido como efeito de sombra, e o de aumento de dose na interface de entrada do feixe [49].

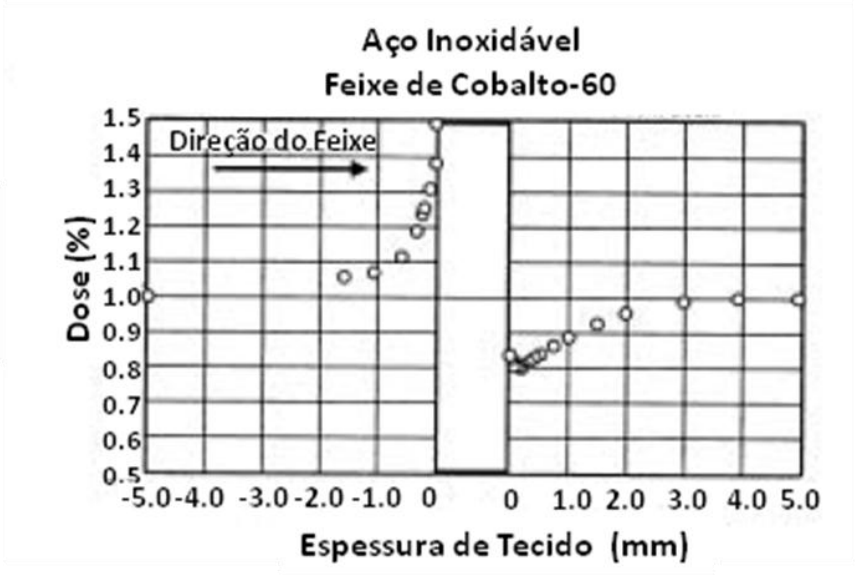


Figura 8: Gráfico das regiões de build-up e build-down na dose relativa em água próximo a uma folha de aço irradiada com feixede Cobato-60. As doses nas interfaces foram medidas usando câmara de ionização. A dose na interface de entrada aumenta mais de 50%, e na saída da interface metálica diminui em torno de 20% [56].

O efeito de dose de retroespalhamento na interface de entrada em um material de alta densidade pode ser devido a três componentes: fótons retroespalhados, elétrons secundários retroespalhados gerados antes da interface e gerados dentro da heterogeneidade. A magnitude desse efeito vai depender da energia do feixe, espessura do meio antes da interface, espessura e largura da heterogeneidade, número atômico da heterogeneidade, tamanho de campo e angulação do feixe de radiação [57].

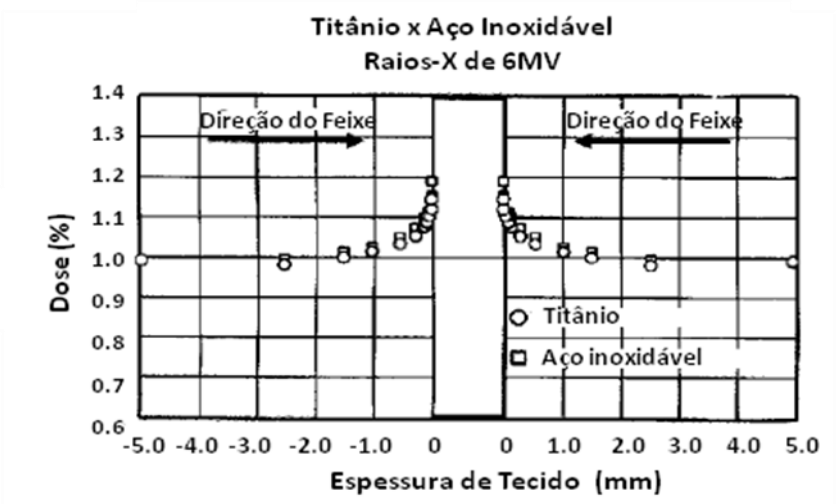


Figura 9: Gráfico da dose relativa em água para os dois lados de irradiação de pratos de titânio e aço inoxidável com feixes paralelos opostos de 6MV. Medidas utilizando câmara de ionização. A dose aumenta em torno de 20% na interface para ambos os metais [56].

A figura 8 comparada à figura 9 mostra como a irradiação com feixes paralelos opostos pode alterar o padrão de deposição de dose nas interfaces de entrada e saída da heterogeneidade de alto Z. Para esse padrão de irradiação não se vê mais uma diminuição na dose na saída do feixe ou um grande aumento de dose na sua entrada. Isso ocorre porque ambos os lados agora são interface de entrada e saída, atenuando esses efeitos de build-up e build-down. Esse é o tipo de composição de campos comumente encontrada em tratamento de mama.

A fim de quantificar os efeitos gerados pela presença da heterogeneidade no meio, um Fator de Correção de Heterogeneidade (ICF, do inglês *Inhomogeneity Correction Factor*) [49] para heterogeneidade pode ser calculado. Este fator auxilia a quantificação das alterações na dose em pontos de interesse. Ele é definido como a razão entre as doses com (D_h) e sem (D) a presença da heterogeneidade (equação 3):

$$FC(E,A,t,Z,\rho,\theta) = \frac{D_h}{D} \qquad \textbf{Eq. 3}$$

Onde:

E é a energia do feixe;

A é o tamanho de campo;

t é a espessura da heterogeneidade;

Z e **ρ** são respectivamente o número atômico e densidade da heterogeneidade;
θ é o ângulo relativo entre a heterogeneidade e o feixe.

Exceto para a região de build-up, o ICF é independente da profundidade da heterogeneidade no meio.

Para ausência de alterações na dose este fator é igual a um (ICF=1); para alterações onde a dose depositada diminua este fator terá valores menores que um (ICF<1) e, para alterações onde a dose depositada aumente, este fator terá valores maiores que um (ICF>1).

2.7 Simuladores de tecido e Fantomas

Para obter informações sobre a distribuição de dose faz-se necessário o uso de simuladores já que não é adequado medir a distribuição de dose diretamente nos pacientes submetidos ao tratamento radioterápico.

Um simulador de tecido (ou fantoma) é composto de material que reproduza as mesmas características físicas e radiológicas de absorção e espalhamento que o tecido que pretende reproduzir possua. O termo fantoma é mais utilizado para representação física ou virtual (computacional) do corpo humano. Fantomas fazem parte dos procedimentos dosimétricos, por isso devem ser escolhidos de forma cuidadosa. Alguns aspectos devem ser levados em consideração na escolha do material que o fantoma será feito, são eles: material com densidade estável, que permita formas com estabilidade dimensional, que não acumule cargas elétricas (relevante no caso de dosimetria com elétrons) e que resista o tempo necessário (dependente do caso) ao armazenamento,

Em geral, pode-se avaliar que um material é um bom simulador se possui número atômico efetivo, densidade e número de elétrons por grama [57] similares aos tecidos que reproduzem. Como, em geral, na radioterapia são utilizados feixes de fótons de megavoltagem, e nessa faixa de energia o efeito Compton é predominante, a condição necessária para o material ser tecido equivalente é ter densidade eletrônica próxima ao tecido humano.

A densidade eletrônica do material pode ser calculada através da equação 4 e 5:

$$\rho_e = \rho_m . N_A . \left(\frac{Z}{A}\right)$$ **Eq. 4**

$$\frac{Z}{A} = \sum_i a_i . \frac{Z_i}{A_i}$$ **Eq. 5**

Onde:

N_A = número de Avogadro;

ρ_m = densidade de massa do material;

a_i = fração por peso do i-ésimo elemento de número atômico Z_i e peso atômico A_i.

Como a composição elementar dos tecidos e órgãos varia, não existe um único material que simule todos os tecidos. Para a radioterapia, na maioria dos casos, é suficiente a distinção entre tecido muscular, pulmonar e ósseo [58]. O material mais utilizado como simulador de tecido é a água, já que constitui 65% dos tecidos, Nem sempre é possível utilizar água, como nos casos em que se faz necessário um simulador antropomórfico. Nesses casos são utilizados materiais como gel polimérico, plástico de baixa densidade, resina, hidrocolóide, entre outros [59-63].

2.7.1 Fantoma Físico

O fantoma antropomórfico Alderson Rando [64] é o mais conhecido e utilizado no mundo. Ele representa um adulto típico com altura de 175 cm e peso corporal de 73,5 kg (fantoma masculino). É composto de um esqueleto (sem membros superiores e inferiores) recoberto com materiais de características químicas e físicas equivalentes às de tecido humano (densidade 0,985 $g.cm^{-3}$, número atômico efetivo de 7,3 e composto por 8,8% de hidrogênio; 66,8% de carbono; 3,1% de nitrogênio e 21,1% de oxigênio). Estes valores, baseados nas "Medidas do Homem Padrão" [65], representam a composição nominal de gorduras, fluidos, músculos e outros tecidos do corpo humano. Os pulmões, construídos considerando o seu formato e volume na situação expandida de ar, com densidade de 0,32 $g.cm^{-3}$ e composto por 5,7% de hidrogênio, 74,0% de carbono, 2,0% de nitrogênio e 18,1% de oxigênio. O fantoma é dividido em 36 fatias de 2,5 cm de espessura cada, numeradas em ordem crescente a partir da cabeça. Cada fatia

possui orifícios, de aproximadamente 6 mm de diâmetro, distribuídos a cada 3 cm ou 1,5 cm, dependendo da fatia. Estes orifícios somam um total de 1100 onde podem ser acomodados dosímetros termoluminescentes (TLD do inglês, *ThermoLuminescent Dosimeter*).

O fantoma Alderson Rando feminino difere do masculino no peso (50 kg), na altura (155 cm) e na anatomia das regiões peitoral e pélvica, como pode se ver na figura 10. Mas comumente o fantoma masculino também é utilizado com partes anexas que simulam a mama feminina e se encaixam perfeitamente no tórax do fantoma masculino. Já, para a região pélvica, não existe outra solução se não a utilização da pelve de um fantoma propriamente feminino.

Figura 10: Fantoma físico feminino e masculino Alderson Rando [64].

Apesar de o fantoma físico ser uma boa opção para simular o corpo humano, ainda possui limitações impostas pela complexidade da anatomia humana. Uma alternativa para superar estas deficiências é a utilização de fantomas computacionais.

2.8 O Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo é um método estatístico que se utiliza uma sequência de números aleatórios ou pseudo-aleatórios para a realização de simulações de uma variedade de problemas físicos, fornecendo soluções através de experimentos de amostragem estatística.

A técnica de simulação com Monte Carlo existe formalmente desde 1940, quando já possuía aplicações na pesquisa de fusão nuclear. No entanto somente com o avanço na tecnologia computacional, a técnica tornou-se mais amplamente utilizada, permitindo hoje proporcionar uma resposta aproximada rapidamente e para o nível mais alto de precisão [66]. Essa técnica é amplamente utilizada na Física para simular complexas reações de interação cuja descrição seria muito difícil e exigiria muito tempo para ser realizada com o emprego de outro método. Uma das aplicações do Método de Monte Carlo em Física é a representação teórica do processo estatístico de interação da radiação com a matéria. O acoplamento de equações diferenciais que descrevem a trajetória de elétrons e fótons é muito complicado para permitir um tratamento analítico, e a técnica de Monte Carlo é capaz de levar em consideração todos os aspectos no intervalo de energia de interesse descrevendo um processo real. A partícula é acompanhada desde que é gerada em uma fonte até que seja completamente absorvida pelo meio, deixe a região de interesse ou seja descartada ao alcançar um valor de energia de corte. Cada interação é caracterizada por uma seção de choque diferencial, que determina a distribuição de probabilidade um meio, têm suas trajetórias determinadas por funções de densidade de probabilidade de grandezas que caracterizam a interação, como por exemplo a energia tranferida e o ângulo de interação. O processo completo de acompanhar a partícula desde a sua criação até seu desaparecimento é chamado de história. Assim, as grandezas de interesse podem ser calculadas a partir de um número significativo de histórias, à medida que o número de histórias das partículas simuladas aumenta, melhora-se a qualidade do comportamento médio do sistema, ou seja, a incerteza estatística associada à grandeza de interesse diminui.

Alguns códigos computacionais que utilizam o método de Monte Carlo são: EGS (*Electron Gamma Shower)* [67], MCNP (*Monte Carlo N-Particle)* [68], GEANT (*GEometry ANd Tracking)* [69], PENELOPE (*Penetration and ENErgy LOss of Positrons and Electrons)* [70] entre outros.

Em geral pode-se dizer que a modelagem para o transporte de fótons é bem similar na faixa de energia utilizada para aplicação em radioterapia, apesar de diferentes dados de seções de choque ser utilizados. A principal diferença entre eles ocorre no transporte de elétrons, o qual pode ser tratado de várias formas, tento grande impacto na velocidade e acurácia dos sistemas [71].

Em contraste com o EGS e o GEANT, o MCNP não requer do usuário nenhum tipo de programação, o usuário somente necessita fornecer um arquivo ASCII de entrada especificando a geometria do problema, fontes, tallies e opcionalmente técnicas de redução de variância. Hoje também existem sistemas de planejamento em radioterapia utilizando o Monte Carlo PEGRINE [72-73], ORANGE [74-75], THERAPLAN [76] e Monaco [77].

O Código de Monte Carlo utilizado neste trabalho foi o MCNPX (Monte Carlo N-particle eXtended).

2.8.1 Código MCNPX

O Código de Transporte de Radiação MCNPX [68], desenvolvido no Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL do inglês, *Los Alamos National Laboratory*) e programado em Fortran 90 e C. O MCNPX é mundialmente utilizado na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, deutérios, partículas alfa, etc... Ele tem a capacidade de tratar geometrias complexas em três dimensões, estruturas em voxels, além de possuir uma grande variedade de opções de dados de entrada. Algumas dessas opções são configurações geométricas, tamanho, forma e composição da fonte, do detector e do meio de interação. Estas potencialidades tornam este código um dos mais utilizados no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem de radiação. O código é capaz de simular interações de 34 diferentes tipos de partículas e íons pesados com amplo intervalo de energia. Alguns exemplos são, fótons entre 1keV e 100GeV, nêutrons entre 10^{-2} meV a 100 MeV e elétrons entre 1 keV a 1 GeV. Uma descrição mais detalhada da estrutura dos dados de entrada do código MCNP é encontrada no Anexo I.

2.8.1.1 Cálculo da dose com o MCNPX

Os cartões chamados *tally* são usados para especificar o tipo de informação que o usuário quer receber do cálculo com Monte Carlo, como por exemplo, corrente em uma superfície, fluxo em um ponto e deposição média de energia em uma célula, etc. Quando o objetivo é calcular a dose absorvida podem ser usados o *tally* F6, que fornece energia média depositada numa célula em MeV/g, mas considera a situação de equilíbrio eletrônico, não acompanhando histórias de elétrons, o tally *F4 ou *F5, que fornecem o fluxo médio de energia numa célula e o fluxo de energia em um ponto (ou anel de detectores) respectivamente em MeV/cm^2, mas precisam de uma função de conversão de fluência para dose; o *tally* *F8 que fornece a distribuição de energia depositada num volume em MeV, e acompanha elétrons. Para obter o valor da dose utilizando este *tally* é necessário dividir o resultado fornecido pela massa do volume [78].

Os resultados da simulação de um problema no código MCNP correspondem à média de um grande número de variáveis, dependente do número de "histórias", que é definido no arquivo de entrada. Todas as grandezas que são geradas como resultados são representadas seguidas pelo valor do erro relativo (R), que representa a razão entre o desvio padrão de valores médios (S) e a média verdadeira ($\overline{X}$) de todas as "histórias" (equação 6).

$$R \cong \frac{S}{\overline{X}} \qquad \textbf{Eq. 6}$$

O R pode então ser considerado um indicador de qualidade dos resultados calculados.

Um guia para interpretação do valor de R é encontrado no manual do código que contém a tabela 1.

Tabela 1: Recomendação para interpretação do erro relativo (R) [68].

Valores de R	Classificação da grandeza Calculada
0,5 a 1,0	Não significante ou descartável
0,2 a 0,5	Pouco significante e confiável
0,1 a 0,2	Questionável
<0,1	Geralmente digna de confiança. Exceto para detectores pontuais
<0,05	Geralmente confiável para detectores pontuais

2.9 Detectores de Radiação

Um detector de radiação é um dispositivo capaz de indicar a presença de radiação e até quantificá-la quando submetido a um campo de radiação. Existem diversos processos através dos quais diferentes tipos de radiação podem ser detectadas através da sua interação com determinado elemento ou meio sensível. Além da parte sensível que interage diretamente com a radiação, os detectores possuem um sistema que transforma os efeitos gerados pela interação da radiação com o meio sensível com a radiação em uma grandeza de medição da radiação.

Alguns dos fatores que determinam a escolha de um determinado tipo de detector são o tipo de radiação (diferentes tipos de radiação interagem de forma diferente com determinado meio), o intervalo de tempo de interesse (se é necessário uma medida instantânea ou acumulada durante um período de tempo), condições de trabalho, tamanho e tipo de informação desejada [52].

2.9.1 Filmes Radiocrômicos

O uso de filmes radiocrômicos teve início no final dos anos 90 [79-80]. Em 1998, a AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) publicou no relatório 63 [81] as recomendações sobre o uso deste tipo de filme.

Efeitos radiocrômicos envolvem a coloração direta do material através da absorção da energia da radiação incidente, sem necessitar de nenhum tipo de amplificação química, ótica ou térmica. A mudança de cor (de incolor para azul, vermelho, amarelo, verde, etc.) quantifica a exposição à radiação.

Um dos primeiros processos radiocrômicos descritos aconteceu em 1826 por Niepce, envolvendo uma mistura de um hidrocarboneto polimérico insaturado baseado no betume que faz ligações cruzadas quando exposto a radiação, formando um padrão de espalhamento da luz. Muitos sistemas orgânicos que formam esse tipo de ligação cruzada quando expostos a radiação foram usados subseqüentemente para formação de imagens. A formação da imagem ocorre quando a energia é transferida de um fóton ou partícula com energia para a parte receptora iniciando a formação da coloração através de mudanças químicas imediatas, permanentes e coloridas de um padrão de exposição à radiação num sólido [81].

O efeito radiocrômico pode ser utilizado para dosimetria nas mais diferentes formas, como filmes finos, gel, filmes espessos, e até solução líquida na dosimetria de rotina de radiações ionizantes sobre uma ampla faixa de doses (10^{-2}–10^{6} Gy).

Atualmente o uso de filmes radiocrômicos é difundido entre a comunidade científica [82-87] e têm se tornado uma opção cada vez mais freqüente em dosimetria industrial e hospitalar substituindo dosímetros como filmes radiográficos e TLD (*ThermoLuninescent Dosimeter*).

Filmes radiocrômicos são películas compostas por polímeros com um aditivo sensível à radiação ionizante. Podem ser feitos de nylon, polivinil, poliestireno e outros tipos de compostos poliméricos com uma camada de corante cromóforo (radiocrômico). Os filmes radiocrômicos possuem alta resolução espacial (não são granulados) e apresentam resposta independente da taxa de dose, podendo ser usados para dosimetria em regiões de alto gradiente de dose. A sua dependência da temperatura de irradiação é relativamente pequena, no entanto devem ser protegidos da radiação UV e de variações na umidade. As superfícies ópticas dos filmes não devem ser tocadas ou riscadas e devem ser livres de poeira para que não ocorra erro na leitura da densidade óptica.

Algumas vantagens destes filmes são a baixa sensibilidade à luz, eliminando a necessidade de câmara escura; não precisa ser revelado, eliminando a necessidade de uma processadora e a leitura relativamente rápida.

Calibração do filme

Para a utilização de filmes radiocrômicos em dosimetria é necessário que se faça a sua calibração prévia, assim como é feito na utilização de outros detectores, garantindo a confiabilidade, qualidade e rastreabilidade das medidas.

A calibração do filme é feita em termos de dose absorvida na água para as condições de utilização. O processo de calibração é realizado a partir da irradiação de pequenos pedaços do filme com doses conhecidas e, através destes, é construída uma curva de calibração, que possibilita a comparação de um filme irradiado, com uma dose desconhecida com os resultados mostrados nesta curva, tornando então conhecida posteriormente a dose do filme irradiado.

Leitura de dose

O procedimento de leitura do filme é simples. O aumento na coloração dos filmes é medido com uma banda de comprimento de onda espectral estreita com um espectrofotômetro ou um densitômetro. Essas medidas são expressas em termos de aumento de densidade ótica (absorbância) ou transmitância da luz [81]. Hoje são utilizados scanners em conjunto com um software de análise. A leitura, nada mais é do que a digitalização da imagem gerada no filme e sua posterior análise através de recursos computacionais.

Três importantes recomendações são feitas pelo fabricante com relação à utilização do scanner:

- Utilizar a função transmissão, a fim de se obter uma estimativa da absorbância do filme;
- Utilizar o modo de aquisição em cores, a fim de utilizar o amplo espectro de resposta obtido neste modo para uma posterior análise ou otimização da dose;
- Desativar a opção de correção de cor, a fim de obter dados reais de absorção do filme.

Outro ponto importante a ser observado durante a leitura dos filmes é a sua orientação. A leitura de um filme radiocrômico é diferente dependendo da posição na qual este é digitalizado no scanner. Isso se deve a luz polarizada comumente utilizada

pelos aparelhos de scanner comercializados. Sendo assim, a orientação do filme durante a digitalização deve ser exatamente a mesma utilizada na sua calibração.

Determinação da leitura zero

A leitura zero de um filme radiocrômico, $L_{0,}$ é o nome dado a leitura do detector não irradiado, que deve ser feita no scanner onde posteriormente as leituras dos filmes irradiados serão realizadas. Essa leitura irá depender das características do filme, tipo de lâmpada utilizada pelo scanner e da estabilidade deste sistema de medição. Esta leitura deve ser subtraída das leituras posteriores de filmes irradiados.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Como descrito anteriormente, o objetivo deste trabalho é avaliar a influência da heterogeneidade magnética no tratamento radioterápico através da avaliação por simulação computacional de dois modelos de válvula magnética comercializados atualmente; da construção de um fantoma físico de mama para avaliar o planejamento do tratamento para este caso específico e de medidas da distribuição de dose feitas com filmes radiocrômicos a fim de comparar estas com os cálculos de distribuição de dose feitos pelo Sistema de Planejamento de Tratamento de Radioterapia.

3.1 Produção do Fantoma de Mama

Para a realização do trabalho foi necessário o desenvolvimento de um fantoma que acomodasse o dispositivo magnético, cujos efeitos no campo de radiação desejam ser estudados. Várias alternativas foram pensadas para este fantoma, mas foi decidida a utilização de agar para sua confecção devido ao baixo custo do material, fácil manipulação, à sua densidade bem próxima a da água e por possibilitar a fácil inserção do dispositivo magnético no seu interior.

3.1.1 Escolha da composição

Na literatura muitos estudos foram feitos com fantomas de gelatina e agar [89-94] mas, a grande maioria, interessados em reproduzir propriedades de tecido humano referentes ao diagnóstico. Nestes trabalhos notou-se que os fantomas que utilizam gelatina possuem maior densidade, visto que é necessária grande quantidade de gelatina para se obter um fantoma com maior rigidez (que se deforma menos). Notou-se também que o fantoma com menor quantidade de gelatina é o que utilizou agar em sua composição [90].

O agar é um hidrocolóide reversível que foi patenteado em 1925 e começou a ser usado nos EUA no fim da década de 20. No estado natural, o agar aparece como um hidrocarboneto estrutural na parede das células de algas agarophytes. O agar-agar é comercializado de várias formas: em pó, flocos, barras e fios. É insolúvel em água fria, mas em pó seco é solúvel em água e outros solventes a temperatura de 95 º e 100 º C [88]. Seus grãos incham consideravelmente ao absorver em torno de 20 vezes o seu próprio peso de água, formando um gel firme, em concentrações tão baixas quanto 0,50%.

Diante disto, este trabalho propõem uma nova composição de fantoma contendo somente por água e agar, a fim de se obter um fantoma que possua duas atribuições muito relevantes para o propósito deste trabalho, baixa densidade (próxima ao valor de 1g/cm^3) e alta resistência. Quatro concentrações diferentes foram testadas, 0,5%, 1,0%, 1,5% e 2% (respectivamente 5g, 10g, 15g e 20g de agar para 1l de água). Esses valores foram escolhidos a partir da concentração de agar utilizada pelo trabalho de DANG [90]. No primeiro teste utilizou-se a composição descrita por este autor excluindo os 10g de gelatina do composto original, ficando com 1l de água para 5g de agar. Outros testes foram feitos, então, com as outras três concentrações de agar e a menor concentração capaz de produzir um fantoma que mantivesse as medidas da forma onde foi modelado depois de tirá-lo desta foi 15g de agar para 1l de água.

Foram escolhidas três composições na literatura que apresentam componentes distintos em diferentes concentrações, para serem testadas, juntamente com a nova composição desenvolvida: a de WEINSTEIN [91] que utilizou uma composição de água (1l), gelatina (80g) e glicerina (16ml); a de MOREHOUSE [92] que utilizou somente água (1l) e gelatina (80g); e a de DANG [90] que utilizou um composto de água (1l), gelatina (10g) e agar (5g).

As quatro diferentes composições foram testadas com respeito à densidade e estabilidade dimensional.

- Densidade é a razão entre a massa e o volume de determinado material. Para aferir a massa dos corpos foi utilizada uma balança com precisão de uma casa decimal expressa em gramas (g). O volume foi aferido através do método de Arquimedes, no qual um recipiente graduado em mililitros (ml) foi cheio até a metade com água obtendo-se um volume inicial (V_i). Dentro deste recipiente os corpos, dos quais se desejava conhecer os volumes, foram colocados obtendo-se um volume final (V_f). E a diferença entre os volumes (V_f-V_i) atribuída ao volume do corpo imerso. Como a densidade que se

desejava atingir é a da água, 1g/cm^3, a densidade do fantoma construído foi calculada (massa/volume) e comparada com a densidade desejada.

- Estabilidade dimensional é a capacidade do corpo de manter as mesmas dimensões durante um tempo determinado. Fatores que podem gerar alterações dimensionais são: mudança de temperatura, perda de água, umidade no armazenamento, manipulação. Para fazer tal avaliação o formato (altura e largura) e o peso do fantoma foram inicialmente medidos e comparados com novas medidas feitas a cada cinco horas, para temperatura ambiente.

3.1.2 Validação da composição

Para validar o uso dessa nova composição como material tecido equivalente, a fim de ser utilizado tanto para irradiação quanto para gerar imagens tomográficas, um fantoma regular (20 cm de lado e 2 cm de espessura) foi construído. Medidas de dose e valores de Unidades de Hounsfiled (HU) foram obtidos com este e comparados com os mesmos parâmetros conhecidos referentes a água e material tecido equivalente já conhecido.

Comparando os valores de HU

Uma tomografia do fantoma regular foi obtida utilizando o tomógrafo *Siemens Somaton Emotion Duo* pertencente ao serviço de radioterapia das Clínicas Oncológicas Integradas (COI). Uma ferramenta do sistema capaz de calcular a média dos valores de HU dos pixels de uma determinada área foi utilizada para comparar o valor de HU do fantoma com o valor reconhecido pela literatura para água.

Foi então definida uma área de 10cm^2 na imagem, longe das bordas do fantoma, contendo 7230 pixels, nesta área foi feita a varredura de leitura automática dos valores de HU dos pixels e calculado o número médio encontrado. A figura 11 traz uma ilustração do método para facilitar o entendimento.

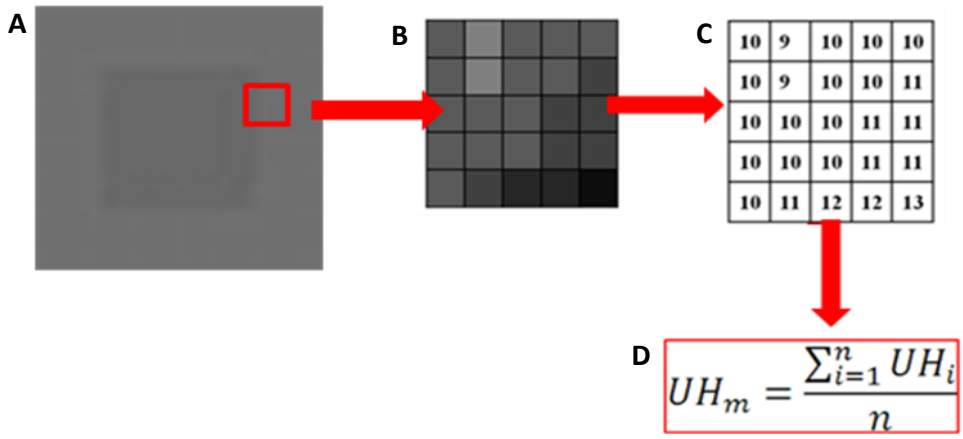


Figura 11: Ilustração do método usado para o cálculo da Unidade Hounsfield média na leitura da matriz de pixels de uma determinada área da imagem. A) uma imagem tomográfica com a área a ser analisada destacada pelo quadrado; B) a área delimitada na imagem tomográfica ampliada, mostrando os pixels presentes; C) valores de HU correspondentes aos tons de cinza observados na imagem do pixels; D) a fórmula para o cálculo do valor de HU médio de uma determinada área.

Comparando medidas de Dose Absorvida

Para validar a utilização do fantoma em medidas experimentais foram feitas medidas de dose com câmara de ionização PTW com volume sensível de 0,125cm^3 a 2,5cm de profundidade com o fantoma e o valor médio encontrado comparado com o encontrado para medidas na mesma profundidade com placas de água sólida (PTW - RW3) [95].

3.1.3 Modelagem do fantoma de mama

Após a determinação da composição e sua validação foi construído um fantoma de mama de agar. Este fantoma foi construído possuindo cinco fatias e contendo o dispositivo magnético na fatia superior fixado a 1,5 cm da superfície. Essa espessura de 1,5cm antes da colocação do disco magnético representa a espessura de pele e músculo peitoral abaixo do qual o expansor é implantado. As outras quatro fatias tinham o objetivo de simular volumes crescentes de expansão quando anexadas à primeira. A primeira fatia com 150 ml possuía o magneto e cada uma das outras fatias tinham

aproximadamente 100 ml, possibilitando criar volumes parciais de 250, 350, 450 e 550ml. Expansores de tecido têm volumes variando entre 300 a 600ml, os valores de volume para este trabalho foram escolhidos pensando em abranger desde a mama com expansor vazio (150ml) até chegar próximo ao volume limite de expansão e assim, avaliar de que forma esse volume influencia o planejamento do tratamento. O esquema para construção do fantoma está apresentado na figura 12.

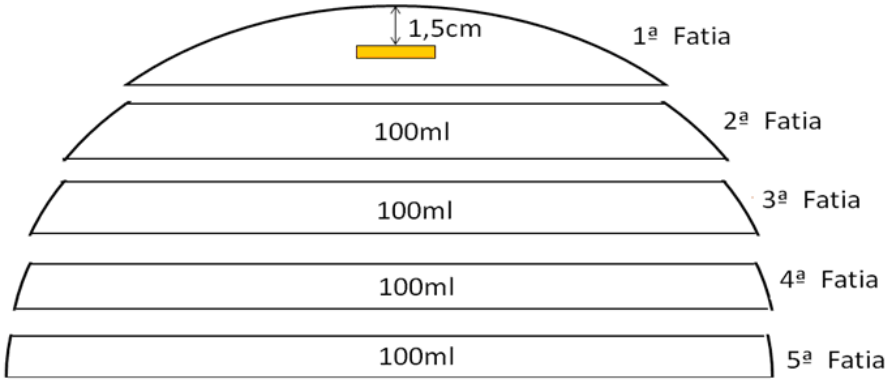


Figura 12: Ilustração do projeto para confecção do fantoma de mama em agar.

Foram misturados 15g de agar em pó em 1,2 litros de água fervente, esse volume foi utilizado pois percebeu-se a perda de 200ml de água devido a evaporação durante todo o processo. A panela com água continuou no fogo baixo (~150ºC) durante a mistura, mantendo a temperatura da água em torno de 100°C. A mistura foi manipulada com uma espátula por 10 minutos a fim de mantê-la homogênea e liberar as bolhas de ar. Na cuia foi derramada a mistura até alcançar a espessura de 1,5cm, profundidade medida com o paquímetro. Esta foi, então, levada à geladeira a temperatura de 2ºC durante 20 minutos. Após esse tempo, com a mistura quase totalmente gelificada, o disco magnético da Silimed (NdBFe) foi posicionado no centro, acima da camada já existente e mais uma parte da mistura foi derramada quente sobre estes até completar 150 ml, formando assim a primeira fatia (Figura 13). As fatias seguintes foram criadas acima desta primeira acrescentando 100 ml de mistura após intervalos de 30 minutos durante os quais o fantoma ficou dentro da geladeira.

A figura 14 mostra a foto do fantoma de mama pronto e fatiado.

Figura 13: Confecção da primeira camada do fantoma de mama. À esquerda o disco magnético posicionada acima de uma camada de 1,5cm de agar gelificado; À direita a disco imerso na primeira fatia de 150ml.

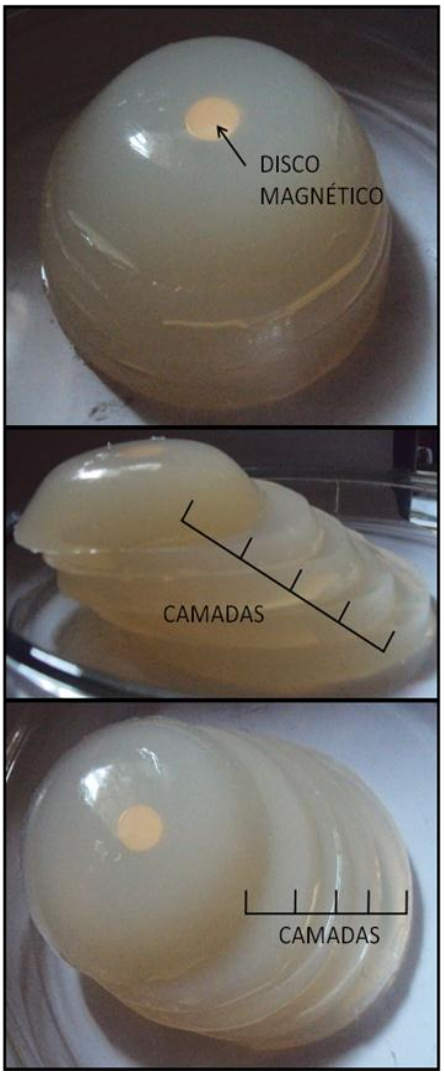


Figura 14: Fantoma de mama construído em fatias para representar cinco diferentes volumes de expansão.

3.2 Avaliação do Sistema de Planejamento de Tratamento

Um outro aspecto muito importante com respeito à presença do magneto dentro do corpo da paciente durante o tratamento de radioterapia é de que forma o planejamento do tratamento é influenciado pela presença desse.

3.2.1 Cálculo com o Sistema de Planejamento

Para investigar este aspecto o fantoma de agar em formato de mama foi anexado ao tórax do fantoma antropomórfico feminino Alderson Rando [64] na posição da mama.

Um conjunto de tomografias computadorizadas, foi obtido para cada volume no *Tomógrafo Brilliance Big Bore* (Philips Medical System), do Instituto Nacional do Câncer (INCA), e cada imagem com espessura de corte de 3 mm. Essas imagens de CT foram então exportadas para o Sistema de Planejamento de Tratamento Eclipse^{TM}/Varian (Versão 8.1) [50], do próprio INCA, e um tratamento típico de radioterapia pós-mastectomia foi planejado. Utilizou-se um feixe de fótons com potencial de 6 MV, dose de prescrição de 5000 cGy e campos tangentes opostos de 12x15cm^2 definidos na superfície de entrada.

Mapas das curvas de isodose foram construídos para cada volume de tratamento com o intuito de obter informações de parâmetros clínicos. Dois algoritmos de cálculo de dose foram utilizados: *Pencil Beam Convolution* com correção de heterogeneidade Equivalent TAR (PBC_{EQ}), e o *Analytic Anisotropic Algorithm* com correção de heterogeneidade (AAA_C) e sem (AAA_{SC}).

3.2.2 Medidas com Filme Radiocrômico

Medidas com filme radiocrômico foram feitas com o objetivo de compará-las à distribuição de dose gerada pelo sistema de planejamento na presença da heterogeneidade. Como foram encontradas limitações no cálculo de dose feito pelo TPS, o filme tem o objetivo de avaliar o quanto essas limitações são relevantes do ponto de vista dosimétrico.

Filme Radiocrômico EBT2

O modelo de filme radiocrômico utilizado neste trabalho foi o EBT2 da Gafchromic®. Este filme é composto por uma película contendo corante amarelo marcador, que permite a dosimetria multicanal (vermelho, verde, azul) com a utilização do canal azul para correção de homogeneidade e artefatos do filme. Esse corante também reduz a sensibilidade do filme à luz em torno de 10 vezes.

O filme EBT2 é constituído por camadas, como mostra a figura 15, com número atômico efetivo de 6,84 e cuja composição é a seguinte: hidrogênio carbono (42,37%), (40,85%), oxigênio (16,59%), lítio (0,10%), cloro (0,04%), nitrogênio (0,01%), potássio (0,01%) e bromo (0,01%) [96].

Figura 15: Ordem das camadas que compõe o filme Gafchromic® EBT2 com as respectivas espessuras [96].

As vantagens do filme EBT2 são: auto revelação, sem a necessidade de equipamentos ou substância química, tendo sua densidade alterada rapidamente após a exposição à radiação; podem ser manuseados na presença de luz, sem a necessidade da utilização de câmara escura; possuem uniformidade melhor que 1,5% e alta resolução espacial; são à prova d´água e suportam temperaturas de até 60^{o}C; possuem independência energética na faixa entre 100keV até 1MeV e são sensíveis à uma extensa faixa de valores de doses (1cGy até 40Gy) [96].

Preparação do Filme e processo de calibração

O filme radiocrômico foi manipulado de acordo com as recomendações do AAPM TG55 [81]. Cortados em pedaços de 3x3 cm^2, foram inseridos individualmente em um fantoma plástico de densidade 1,045 g/cm^3 fabricado pela *Iba Dosimetry*. O processo de calibração foi realizado a partir da irradiação desses pequenos pedaços do filme com doses conhecidas e da construção de uma curva de calibração. A curva de calibração permite a comparação entre a Densidade Ótica (DO) de um filme irradiado com uma dose desconhecida e a DO de um correspondente a uma dose conhecida, tornando então conhecida a dose do filme irradiado posteriormente. A irradiação foi feita no INCA com o acelerador *Novalis Robotics* utilizando um feixe de 6MV, distância fonte-superfície (SSD, do inglês *source-suface distance*) de 100cm, campo de irradiação de 10x10 cm^2 e a Unidade Monitora (MU, do inglês *Monitor Units*) selecionada entre 0 e 705.

A preparação e o processo de calibração do filme foram feitos por ALVES [97] as curvas de calibração obtidas para cada cor são encontrados nas figuras 16-18.

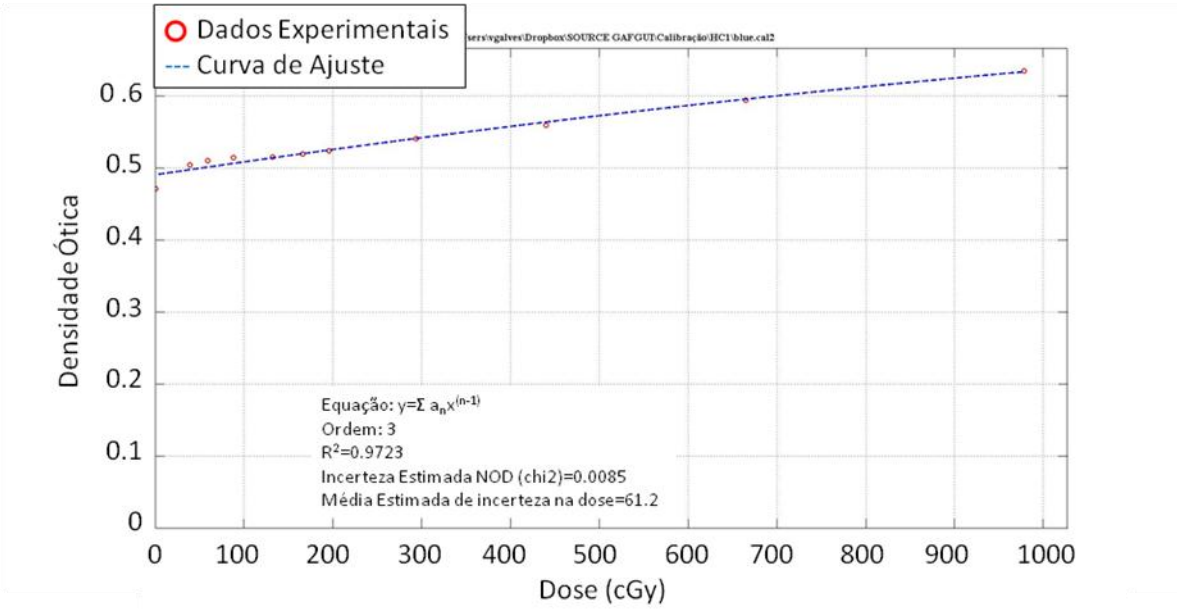


Figura 16: Curva de calibração do filme radiocrômico para cor Azul [97].

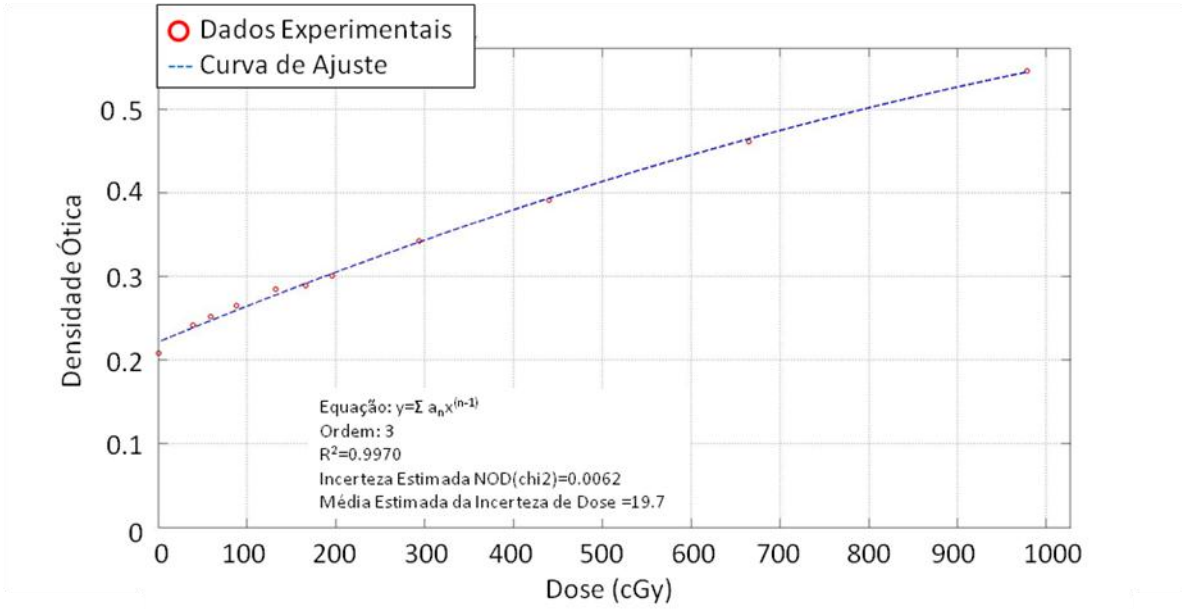


Figura 17: Curva de calibração do filme radiocrômico para cor Verde [97].

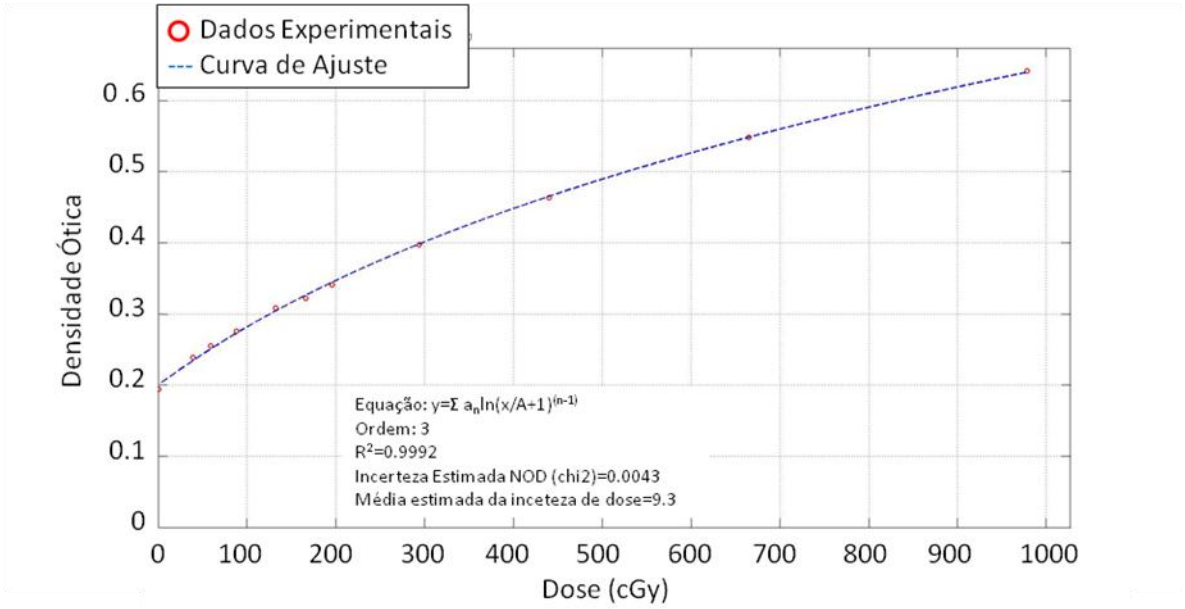


Figura 18: Curva de calibração do filme radiocrômico para cor Vermelha [97].

Arranjo experimental para irradiação

O filme radiocrômico foi cortado em dois pedaços de 12x12cm^2 e cada pedaço posicionado entre o tórax do fantoma feminino Alderson Rando [64] e o fantoma de agar em formato de mama, como pode ser visto na figura 19. O conjunto foi irradiado com fótons no acelerador linear *Trilogy* do INCA com feixe de fótons de 6MV, seguindo o planejamento do tratamento descrito no item 3.2.1. Como o filme é sensível à orientação [98], ele foi previamente marcado com uma caneta na margem superior direita, para que fosse posicionado com a mesma orientação posteriormente durante a leitura.

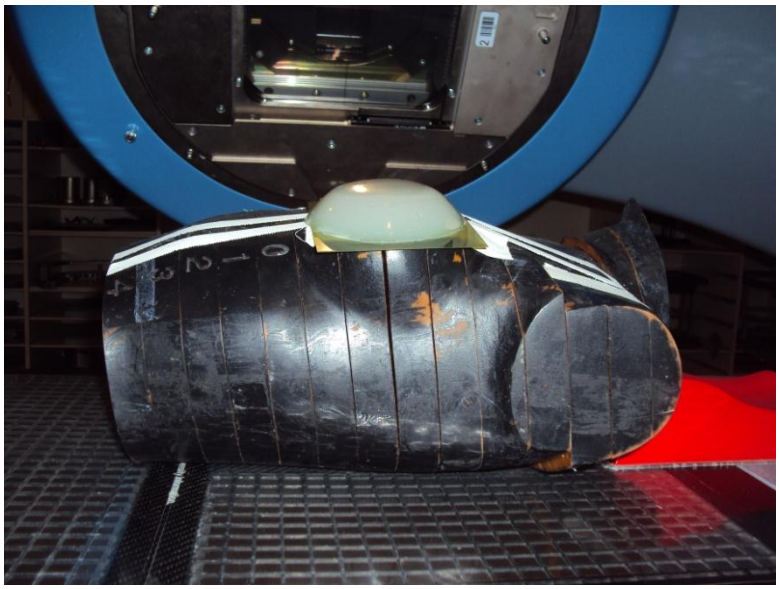


Figura 19: Setup de irradiação. Filme radiocrômico posicionado entre o tórax do fantoma feminino Alderson Rando e o fantoma de agar.

Leitura e análise das imagens

Os filmes foram escaneados 24 horas após a irradiação ter sido feita, a fim de evitar mudanças na densidade ótica após a exposição. O scanner utilizado foi um EPSON 750V PRO, pertencente ao Programa de Qualidade de Radioterapia (PQRT), operado no modo de transmissão de 72 dpi, com RGB de 48 bit, profundidade de 16 bits por canal de cor e nenhuma correção de cor foi aplicada, como o fornecedor recomenda

[96-97]. O filme utilizado fornece uma imagem colorida cuja densidade varia com o comprimento de onda [99]. Um modelo matemático é necessário para processar os dados da imagem do filme, usando modelos de resposta de dose para criar mapas de dose. A análise e a construção do mapa de dose foi feita com um programa computacional desenvolvido em *MatLab* por ALVES e colaboradores [100] baseado no software aberto Gafgui.

3.3 Comparação entre os dois principais modelos de dispositivos magnéticos comercializados

Os dispositivos magnéticos comercializados são compostos de um magneto em formato de disco envolvido por material inerte, em geral, metal. O Magna-Site é o modelo de válvula magnética fabricado pela INAMED, uma empresa internacional de grande porte. Seu dispositivo magnético é apresentado na literatura como um disco de material magnético, samário-cobalto [2], recoberto com titânio e está no centro de uma espécie de prato, também de titânio como mostra a figura 20. Este dispositivo já foi modelado e seus efeitos dentro do campo de irradiação do tratamento radioterápico estudados em trabalhos anteriores [29, 30].

Figura 20: Desenho esquemático do dispositivo magnético fabricado pela INAMED, mostrando a geometria com as respectivas dimensões e materias [28].

A empresa SILIMED é nacional, a maior da América Latina e ocupa o terceiro lugar no ranking mundial do seguimento. O modelo de dispositivo magnético que é utilizado por essa companhia possui diferente composição e geometria do dispositivo Magna-Site e não existe nenhuma publicação na literatura com estudos sobre esse dispositivo dentro do campo de irradiação. A fim de conhecer os efeitos que este dispositivo pode gerar dentro do campo de radiação e compará-los com os já conhecidos efeitos que o outro dispositivo é capaz de gerar, o dispositivo magnético fabricado pela SILIMED foi modelado para estudos de atenuação com simulação computacional e foram feitas medidas experimentais de dose.

3.3.1 Modelagem do Dispositivo magnético

O dispositivo fabricado pela companhia SILIMED é um disco da liga NdBFe envolto em camadas micrométricas de ouro, cobre e níquel. A figura 21 apresenta uma foto seguida do desenho esquemático desse dispositivo. Para a modelagem foram utilizadas informações do fabricante e sua geometria obtida através da interseção entre cilindros e planos.

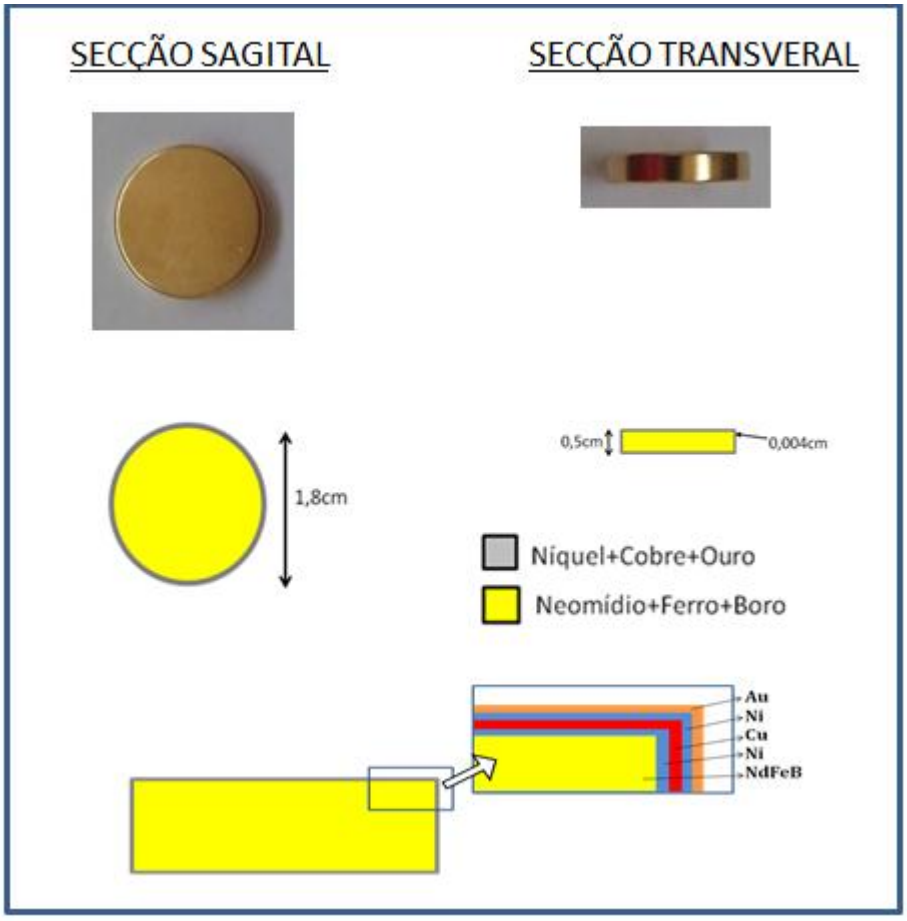


Figura 21: Foto e desenho esquemático do magneto da Silimed de NdBFe, modelado computacionalmente.

3.3.2 Validação da Modelagem Computacional

A validação da modelagem do dispositivo magnético foi feita a partir da comparação entre medidas experimentais e valores calculados com o MCNP do Fator de Correção (FC) relativo à presença dessa heterogeneidade no campo de radiação.

A fim de calcular a transmissão relativa gerada pelo magneto foi elaborada uma geometria simples para a qual seriam utilizados dois fantomas de agar, de 2cm de espessura e uma base quadrada de 20cm de lado, um contendo o magneto e outro não. Dentro de um desses fantomas o magneto foi posicionado a 1cm de profundidade, a 0,6cm da base e a distâncias iguais das diagonais do fantoma. A figura 22 mostra o posicionamento do magneto dentro do fantoma.

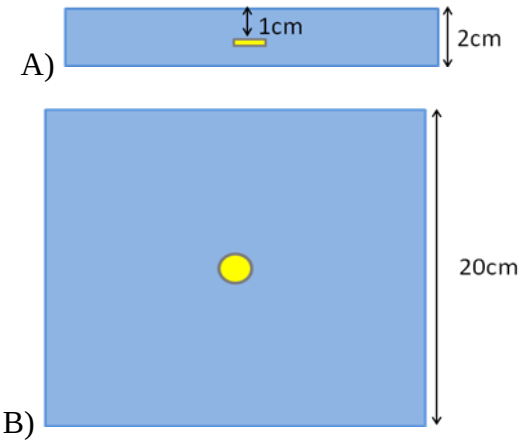


Figura 22: Posicionamento do magneto dentro do fantoma. Visão lateral (A) e superior (B).

Um fantoma por vez foi colocado abaixo de duas e acima de cinco placas de água sólida (PTW). Essas possuíam orifícios dentro dos quais uma câmara de ionização PTW, de volume sensível 0,125cm^3, foi introduzida a fim de medir a dose local. Foram definidos seis pontos de leitura da dose, cinco abaixo do fantoma e um logo acima deste, como pode ser visto na ilustração da figura 23.

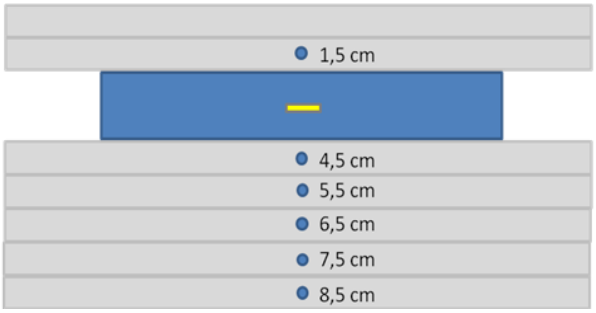


Figura 53: Posicionamento do fantoma entre as placas de água sólida. As esferas em azul representam os pontos onde foi feita a leitura de dose, com os valores das respectivas profundidades com relação à superfície.

As medidas experimentais foram realizadas no acelerador linear Simens Oncor Expression com potencial acelerador de 6MV pertencente ao COI. O potencial de 6MV foi escolhido, pois é o mais utilizado em tratamentos de mama e será posteriormente

utilizado no trabalho. Foram utilizados os seguintes parâmetros de irradiação: tamanho de campo 10x10cm^2, distancia fonte-superfície de 100cm e 129,6MU (do inglês, Monitor Units).

3.3.3 Simulação Computacional

O cálculo com o MCNP foi feito para uma fonte pontual isotrópica localizada dentro de uma esfera de ouro (raio=105cm), emitindo um feixe de radiação divergente através da intersecção de esfera com uma pirâmide de base quadrada. Este cenário foi pensado a fim de reproduzir o espalhamento do cabeçote de um acelerador linear de forma simplificada. O espectro de emissão utilizado foi de um acelerador Siemens KD de potencial acelerador de 6MV, descrito por Rogers [101]. Foi utilizada a mesma disposição dos elementos e os mesmos parâmetros de irradiação utilizados nas medidas experimentais, também foram considerados dois cenários, um com o dispositivo magnético e outro sem, para que o fator de correção para heterogeneidade pudesse ser calculado. A ilustração do cenário computacional descrito acima está na figura 24.

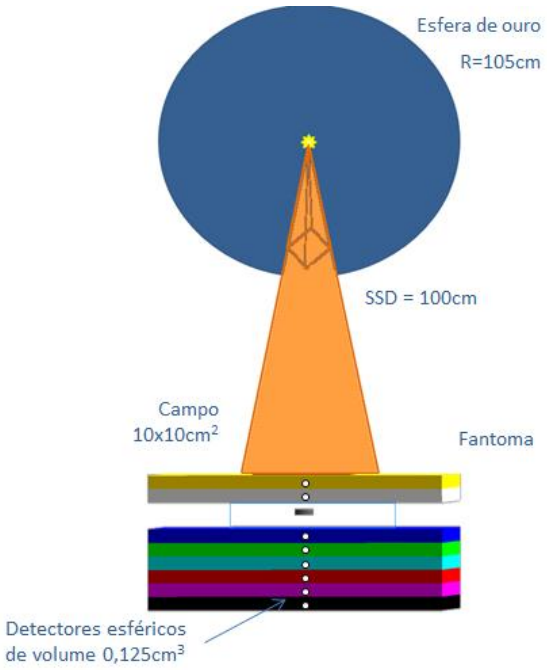


Figura 24: Ilustração do cenário computacional utilizado na simulação.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Fantoma de Agar

4.1.1 Escolha da composição

A Tabela 4 apresenta os resultados das grandezas avaliadas para as diferentes composições de fantoma testadas:

Tabela 3: Resultados para densidade e teste de estabilidade dimensional das quatro composições.

Autor	Densidade	Estabilidade dimensional (Temperatura=21ºC)		
		Tempo após confecção	Altura/Largura	Peso
WEINSTEIN S.P. *et al*. água (1l) + gelatina(80g) + glicerina (16ml)	1,25 g/cm^3	0h	5,0cm/5,0cm	156g
		5h	4,9cm/5,1cm	156g
		10h	4,9cm/5,1cm	155g
		15h	4,9cm/5,1cm	155g
MOREHOUSE H. *et al*. água (1l) + gelatina (80g)	1,10 g/cm^3	0h	5,0cm/5,0cm	137g
		5h	4,9cm/5,1cm	136g
		10h	4,8cm/5,1cm	135g
		15h	4,8cm/5,1cm	134g
DANG J. *et al.* água (1l) + gelatina (10g) + agar (5g)	1,03 g/cm^3	0h	4,7cm/5,5cm	129g
		5h	4,5cm/5,8cm	128g
		10h	4,3cm/6,3cm	127g
		15h	4,0cm/7,0cm	125g
Composição Teste água (1l) + agar (15g)	1,06 g/cm^3	0h - 15h	5,0cm/5,0cm	133g
		24h	5,0cm/5,0cm	133g
		48h	4,9cm/4,9cm	131g
		72h	4,9cm/4,9cm	130g

A composição teste apresentou o melhor conjunto de resultados: densidade de 1,06g/cm^3, e as medidas de peso, altura e diâmetro se mantiveram quase inalteradas por mais de cinco dias a temperatura ambiente. Enquanto que as outras composições testadas não mantiveram suas medidas nem por um dia nas mesmas condições. Após avaliar os resultados encontrados, foi decidido usar a nova composição testada.

4.1.2 Validação da composição do fantoma

Comparando valores de HU

Um teste para validar o uso da tomografia do fantoma no TPS foi feito a partir da imagem tomográfica do fantoma. Para tal, foi determinada uma área de 10cm^2 na imagem, longe das bordas do fantoma, contendo 7230 pixels e foi feita a varredura de leitura automática dos números de HU de cada pixel desta área. O valor médio encontrado foi 5 HU. O valor aceito para água é -5 até 5 HU [102], o que mais uma vez mostrou a viabilidade do uso da imagem deste fantoma.

Comparando os valores de Dose

A fim de validar o fantoma produzido para o seu uso na parte experimental do trabalho, foram feitas medidas de dose a 2,5cm de profundidade e comparadas às medidas na mesma profundidade com placas de água sólida (PTW - RW3) [95]. As leituras medidas com o fantoma tiveram média de 3,166 nC, enquanto que as feitas com as placas de água sólida tiveram média igual a 3,164 nC. O erro da leitura do eletrômetro é dado fornecido pelo laboratório de calibração como sendo 0,02% da leitura. Como o valor médio encontrado para a dose foi o mesmo para os dois conjuntos 0,102cGy ±1% (coeficiente 30,998cGy/nC), considerou-se validado o uso do fantoma para obtenção de medidas experimentais como acelerador linear.

4.2 Avaliação do Planejamento do Tratamento

Com o objetivo de avaliar como o Planejamento do Tratamento radioterápico seria realizado nas condições impostas pelo problema, o fantoma de agar em formato de

mama construído, com o dispositivo magnético no seu interior foi anexado ao tórax do fantoma antropomórfico feminino Alderson Rando. O conjunto foi submetido aos procedimentos comuns para o planejamento de um tratamento radioterápico pós-mastectomia. O planejamento foi feito para um feixe de fótons com potencial de 6 MV, dose de prescrição de 5000 cGy e campos tangentes opostos de 12x15cm^2 definidos na superfície de entrada.

Durante o planejamento do tratamento radioterápico para o fantoma contendo o dispositivo magnético verificou-se também a necessidade do uso de bólus (1 cm de espessura) na superfície do fantoma para que as curvas de isodose cobrissem de forma segura as áreas a serem tratadas no entorno do expansor, principalmente para os maiores volumes (expansor mais inflado), onde observou-se um maior gradiente de dose no volume irradiado.

4.2.1 Cálculo de Dose com TPS

Identificação da Heterogeneidade

Inicialmente o conjunto foi tomografado e as imagens exportadas para o TPS. Como esperado, o dispositivo magnético gerou artefatos na imagem tomográfica que podem ser vistos na figura 25. Na imagem o dispositivo aparece maior que o seu tamanho real, com uma zona clara, indicando alta densidade, acima e abaixo desse, e uma zona escura, indicando baixa densidade, nas suas laterais. Esses artefatos são produzidos pelo endurecimento e espalhamento do feixe de radiação. Fótons de baixa energia são atenuados mais facilmente pelo material de alto Z através de efeito fotoelétrico, enquanto que os de alta energia são espalhados principalmente por espalhamento Compton. Assim, para o feixe de radiação altamente atenuado, tanto o endurecimento do feixe quanto o espalhamento levam mais fótons a serem detectados do que o esperado, resultando na zona escura ao longo do eixo de grande atenuação. Além disso, o método de filtragem comumente utilizado produz diferenças exageradas entre os elementos de detecção produzindo zonas brilhantes nos outros sentidos. Os tomógrafos novos realizam uma correção simples do endurecimento do feixe [103], que assume uma quantidade média do efeito, fornecendo a atenuação medida. Entretanto,

materiais de alto número atômico, como os metais causam uma quantidade desse efeito maior que a média, e por isso, os efeitos não serão completamente corrigidos [104].

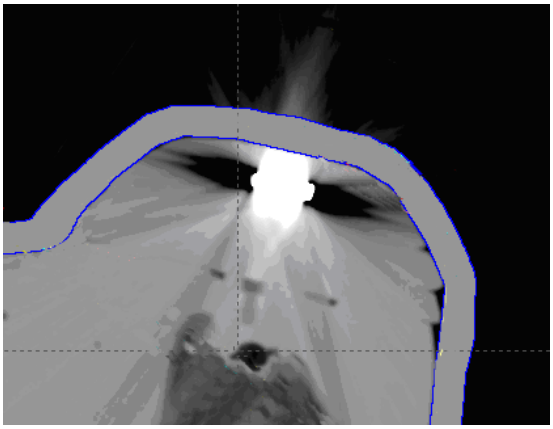


Figura 25: Imagem tomográfica mostrando os artefatos gerados na imagem devido à presença do dispositivo magnético dentro do campo de radiação.

O Sistema de Planejamento de Tratamento Eclipse^{TM}/Varian [50] possui uma ferramenta capaz de identificar automaticamente regiões na imagem de CT que possuam HU diferente do resto do cenário de interesse, e atribuir a essa regiões a densidade correspondente aos dados de HU presentes. Mas, devido aos artefatos que o dispositivo magnético gerou na imagem de CT, o sistema realizou a identificação automática da heterogeneidade de forma errônea. A publicação TG 63 da AAPM [56] sugere que quando houver artefatos na imagem devido a materiais de alta densidade, a correção de heterogeneidade deve ser feita através do contorno manual do material, atribuindo a este a densidade correta a fim de melhorar a precisão do cálculo do sistema. Sendo assim, o dispositivo foi identificado manualmente em cada corte tomográfico no qual aparecia. Uma alternativa seria a utilização de algoritmos de minimização de artefatos [105-106].

Devido à limitação do sistema em criar estruturas menores que 1 mm, apenas a parte magnética (NdBFe) do dispositivo foi considerada, já que seu envoltório metálico é da ordem de micrometros. Além disso, a densidade do dispositivo não pode ser atribuída ao valor correto, sendo possível somente atribuir à densidade máxima de 5g/cm^3, quando o correto seria 7,3 g/cm^3. Essa limitação no valor da densidade se deve à calibração do Sistema de Planejamento em conjunto com o tomógrafo. A todo o fantoma dentro do campo de irradiação foi atribuída à densidade da água.

Correção de Heterogeneidade

Para fim comparativo, os mapas das curvas de isodose foram construídos no Sistema de Planejamento Eclipse^{TM}/Varian [50] e o cálculo de dose foi feito de diferentes modos: no primeiro sem correção para heterogeneidade, considerando a densidade de 1 g/cm^3 para o dispositivo; no segundo e no terceiro com correção para heterogeneidade (Equivalent TAR), considerando a heterogeneidade com densidade de 5 g/cm^3, para dois diferentes algoritmos de cálculo PBC e AAA. Os mapas das curvas de isodose com e sem correção de heterogeneidade podem ser vistos na figura 26.

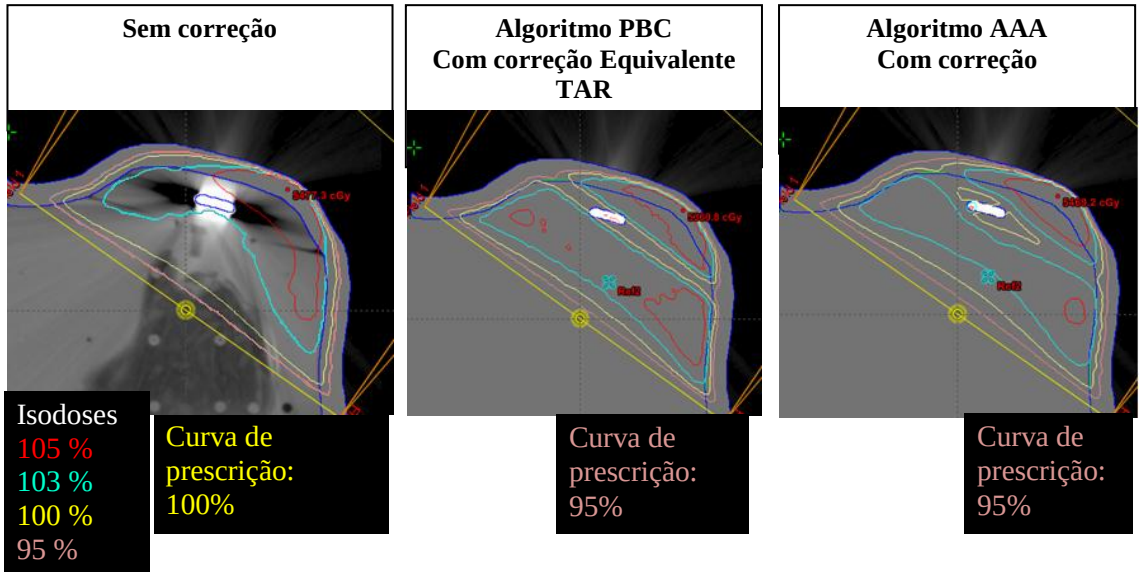


Figura 26: Mapas das curvas de isodose calculados sem correção de heterogeneidade, com correção Equivalent TAR para o algoritmo Pencil Beam Convolution (PBC) e com correção do Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA), respectivamente. No detalhe as curvas de isodose escolhidas para cada planejamento.

Na figura 25 observamos que no planejamento sem correção de heterogeneidade a curva de prescrição escolhida é a de 100%, pois esta cobre todo o volume a ser tratado. Mas pode ser observado que quando a correção de heterogeneidade é usada um zona de baixa dosagem aparece em torno do dispositivo magnético, e a curva de 100% não cobre mais o volume inteiro. Sendo necessário pra os dois casos seguintes o uso de uma curva menor, 95%.

Comparando a distribuição das curvas de isodose dos dois algoritmos de cálculo, apesar das diferenças entre eles não serem suficientes para alterar a curva de prescrição de dose de um para o outro, as duas distribuições apresentam diferenças significativas nas imediações da heterogeneidade. Percebe-se que com o AAA as curvas da isodose de 103% aparecem mais estreitas no centro, próximo ao material magnético, enquanto que a curva de 100% forma ilhas irregulares nas laterais do dispositivo. Para o PBC as duas curvas de 103 e 100% aparecem acima e abaixo do dispositivo gerando uma zona estreita de baixa dose na direção da heterogeneidade que vai de um lado a outro do fantoma que representa a mama.

Dentre os diversos algoritmos comerciais o algoritmo para cálculo de dose, AAA lançado comercialmente dentro do TPS Eclipse (*Varian Medical Systems*) em 2005 tem substituído o clássico Pencil Beam Convolution para o planejamento em meios heterogêneos. A literatura apresenta uma gama de trabalhos que realizaram a comparação dos dois métodos, e o AAA demonstrou-se consistentemente mais preciso que outros métodos convencionais para meios heterogêneos [107-108]. Mas quando sua capacidade de correção é comparada a medidas experimentais o AAA superestimou a dose após heterogeneidades de baixa densidade e subestimou a dose após heterogeneidades de alta densidade [109].

Variação do Volume

O planejamento dos cinco volumes estudados (150, 250, 350, 450 e 550ml) foram comparados considerando a correção de heterogeneidade feita pelo algoritmo AAA. Foi observado um corredor de subdosagem ao lado do dispositivo quando o método de correção de heterogeneidade foi utilizado no cálculo de dose. Essa área de subdosagem aparece bem pequena, próxima ao magneto e insignificante do ponto de vista clínico para o primeiro volume. Mas cresce com o aumento do volume, alcançando as bordas do fantoma de mama até formar ilhas na curva de prescrição para o maior volume considerado. Esse efeito pode ser visto na figura 27, e pode ser atribuído ao ângulo de incidência do feixe de radiação com respeito ao dispositivo magnético. Com o aumento do volume, o dispositivo muda de posição se tornando mais paralelo à direção do feixe de radiação incidente, aumentando o caminho que este feixe percorre

dentro do material de alta densidade, gerando um corredor de subdosagem mais extenso no caminho de entrada e saída dos feixes opostos.

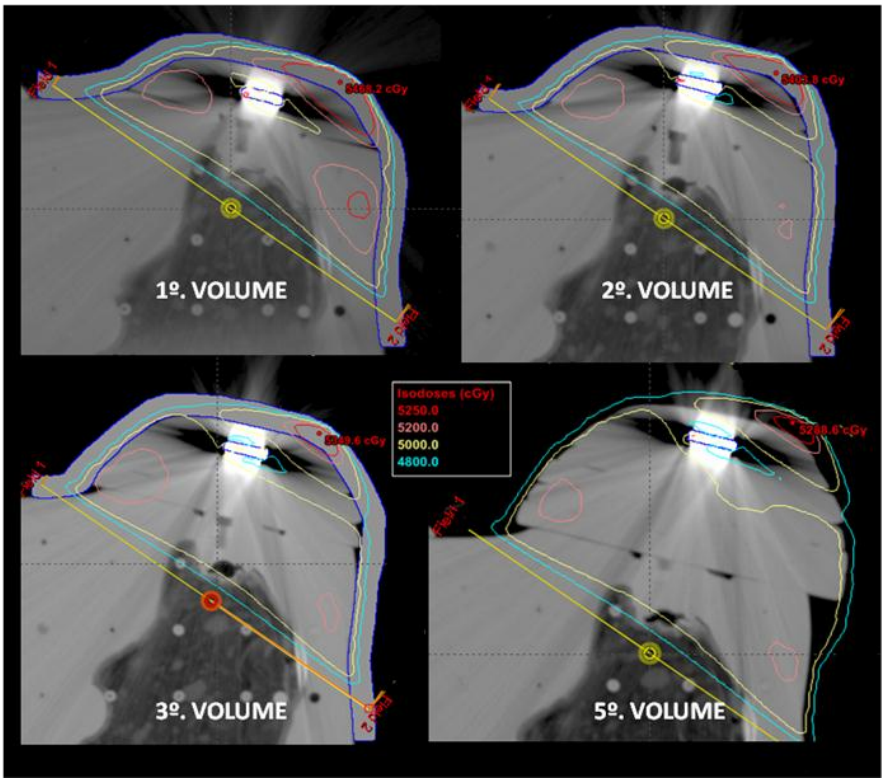


Figura 27: Planejamento com o software Eclipse, utilizando o algoritmo de correção de heterogeneidade, para quatro dos cinco volumes estudados (150, 250, 350 e 550ml). Em detalhe, o comportamento das curvas de isodose para os diferentes volumes.

As alterações nas curvas de isodose ficaram cerca de 5% abaixo da dose prescrita em estruturas que são alvos no tratamento (pele+músculo peitoral e parede torácica), e a maioria das alterações se deu dentro do volume que seria ocupado pelo expansor de tecido.

4.2.1 Medidas Experimentais x TPS

Os resultados obtidos com filme radiocrômico e com o cálculo do TPS foram comparados. A figura 28a apresenta as curvas de isodose obtidas com a irradiação do filme radiocrômico, enquanto que a 28b apresenta um plano transversal, do cálculo de

dose realizado pelo TPS com o AAA_C, equivalente ao local onde foi colocado o filme durante a irradiação.

Como pode ser observado nas imagens, a área circular de cor vermelha intensa representa a área ocupada pela mama, essa coloração desvanece se transformando em laranja, amarelo até chegar ao verde nas bordas onde já não há mais tecido mamário, ou no caso material absorvedor. Dentro da área circular vermelha é possível ver, para as duas imagens, uma espécie de sombra de subdosagem localizada no eixo central à esquerda. Essa sombra é mais pronunciada para a imagem do filme, e o formato circular que ela apresenta lembra o formato do magneto, sendo este certamente a causa dessa área de subdosagem. Na presença de materiais de alto número atômico ocorre um aumento dos múltiplos espalhamentos das partículas carregadas, causado pelos núcleos daqueles materiais, produzindo uma variação local da distribuição angular da dose, gerando pontos quentes e frios.

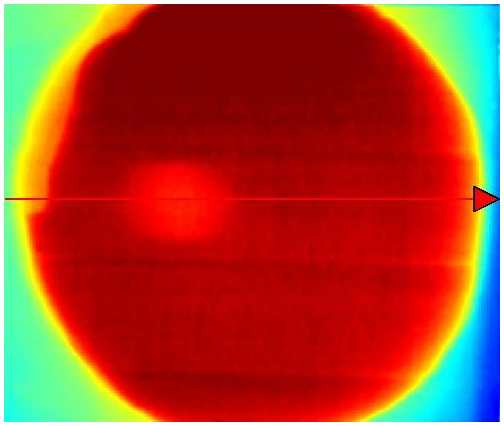
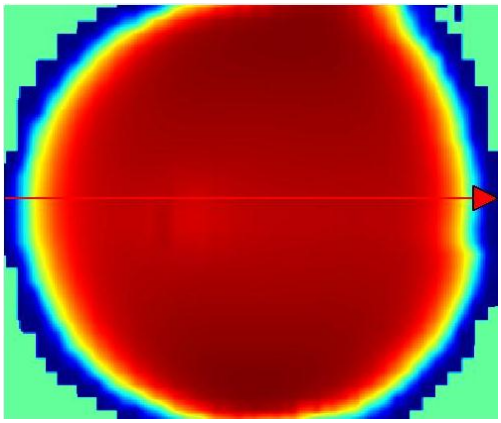
a)  b) 

Figura 28: Curvas de isodose obtidas com (a) filme radiocrômico e (b) Sistema de Planejamento de tratamento. Em destaque a alteração na coloração gerada pela presença do dispositivo magnético.

A fim de quantificar esse efeito de subdosagem um gráfico do perfil de dose foi construído a partir de uma linha que atravessa transversalmente o mapa das curvas de isodose, figura 29. O perfil gerado pelos resultados calculados com o TPS apresenta um suave decréscimo de 3% na dose, enquanto que o perfil dos resultados obtidos com o filme apresenta um decréscimo de 10% na dose.

A diferença encontrada entre o TPS e o filme radiocrômico pode ser entendida como sendo devido à limitação do TPS em associar o valor nominal da densidade do dispositivo magnético na imagem tomográfica. O limite do sistema é 5g/cm^3 enquanto que o valor nominal do dispositivo é 7,4 g/cm^3. Uma solução para esse problema seria a calibração do tomógrafo em conjunto com o SPT para altas densidades.

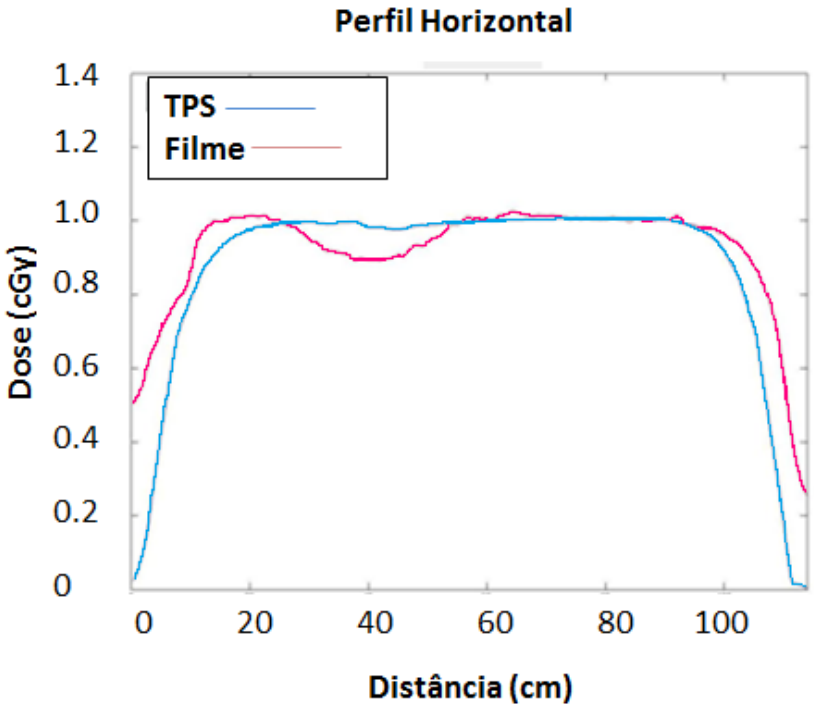


Figura 29: Perfis de dose em função da distância transversal, traçados a partir dos mapas das curvas de isodose obtidos com TPS e com filme radiocrômico na presença do dispositivo magnético.

4.3. Comparação com outro Dispositivo Magnético

4.3.1 Validação da modelagem computacional (Experimental x Computacional)

Para validar a modelagem computacional do magneto, foram realizados cálculos dos fatores de correção para heterogeneidade com o programa MCNP e comparados com medidas experimentais utilizando o magneto real.

A figura 30 apresenta o gráfico de Dose em função da Profundidade para medidas experimentais realizadas com câmara de ionização, na presença (círculos) e ausência (quadrados) da heterogeneidade, posicionada a 3 cm de profundidade.

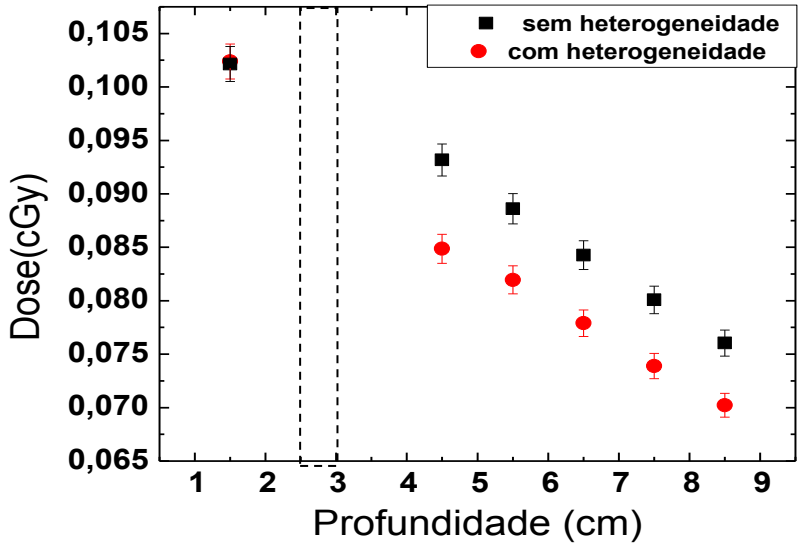


Figura 30: Gráfico da Dose x Profundidade das medidas experimentais para a situação sem e com heterogeneidade de NdBFe na profundidade de 3cm.

A partir do gráfico observamos que no primeiro ponto antes da heterogeneidade as duas medidas são praticamente as mesmas, com uma diferença de apenas 0,3%. A partir deste resultado pode-se considerar a ausência de efeitos significativos devido a presença da heterogeneidade para distâncias maiores que 1cm da mesma, para pontos localizados entre a heterogeneidade e o feixe de radiação.

Um pequeno decréscimo nos valores de dose medidos na presença da heterogeneidade que se inicia no primeiro ponto de medida abaixo da heterogeneidade e permanece até o último ponto é notado. Esse decréscimo diminui com o aumento da profundidade, variando de 8% a 6% para 4,5cm e 8,5cm de profundidade, respectivamente.

Os resultados encontrados com as medidas experimentais mostram uma atenuação significativa do feixe quando o feixe de radiação incide de forma perpendicular a heterogeneidade.

Os resultados apresentados na literatura com o dispositivo da INAMED, para o mesmo setup de irradiação e mesma energia de feixe, mostram valores próximos, mas em geral um pouco menores que os obtidos neste trabalho. THOMPSON [28] encontrou

6% de atenuação a 5cm de distância do magneto; DAMAST [2] encontrou 4% a 5,2cm; e em um trabalho anterior [29] 7% para 5,2cm com Monte Carlo.

Não observamos efeito de retroespalhamento significativo do feixe a distância de 1 cm do dispositivo magnético, o que também foi descrito por MONI [3], que não encontrou nenhum aumento da dose para distâncias maiores que 0,7 cm do dispositivo.

A figura 31 apresenta o gráfico de Dose em função da Profundidade para o cálculo computacional com o MCNP utilizando o espectro descrito por DARYOUSH e ROGERS [101].

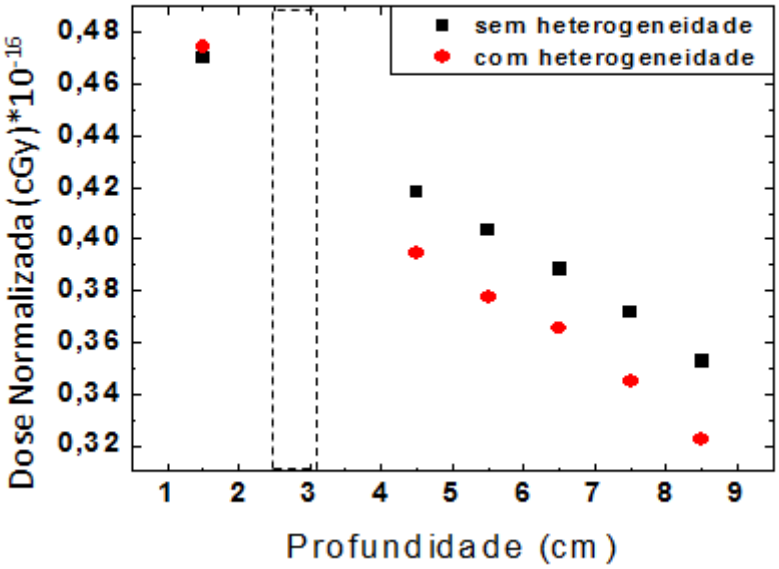


Figura 31: Gráfico da Dose Normalizada x Profundidade do cálculo computacional com MCNP utilizando o de por DARYOUSH e ROGERS [101], para a situação sem e com heterogeneidade localizada na profundidade de 3cm.

O gráfico apresenta pontos com o mesmo perfil visto no gráfico das medidas experimentais, mostrando um decréscimo na dose abaixo da heterogeneidade que permanece até o último ponto de cálculo. Os resultados dessa simulação apresentaram valor de R=0,03.

Com o objetivo de comparar os resultados computacionais com os experimentais, o Fator de Correção (FC) para a presença da heterogeneidade foi calculado. O gráfico do FC em função da profundidade para as duas abordagens investigadas está apresentado na figura 32. Através desse gráfico observa-se que os valores do FC se sobrepõem para a maioria das profundidades, com diferença máxima

de 3% no primeiro ponto logo abaixo da heterogeneidade. A partir da comparação entre os FC calculados com dados de medidas experimentais utilizando a válvula magnética real, e os FC calculados computacionalmente, validamos a modelagem computacional da válvula magnética.

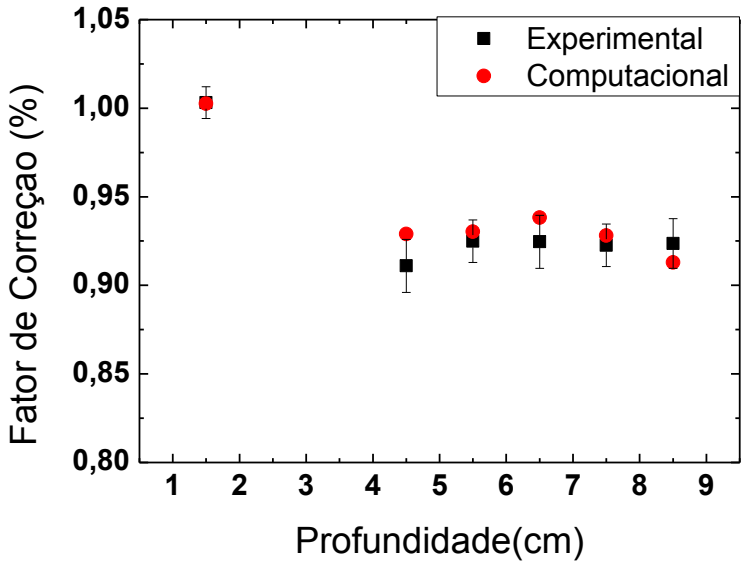


Figura 32: Gráfico do Fator de Correção para a presença da heterogeneidade em função da profundidade para a simulação computacional com espectro de DARYOUSH e ROGERS [101] e para as medidas experimentais.

4.3.2 Comparação SmCo x NdBFe

Com o intuito de comparar o comportamento do magneto estudado por este trabalho com o estudado em trabalhos anteriores [2 - 29] foram comparados os valores de atenuação calculados computacionalmente e medidos nesse trabalho com os valores encontrados para o outro dispositivo para a profundidade de 5,5cm. A escolha da profundidade foi feita a partir do valor de profundidade estudado nos trabalhos anteriores. Essa comparação é apresentada na tabela 5.

Tabela 4: Valores de Atenuação obtidos através de medidas experimentais e cálculo com MCNP para os dois modelos de dispositivos.

Modelo		Profundidade (cm)	Atenuação
Silimed (NdBFe)	MCNP	2,5	7,0%
		5,5	8,0%
	Experimental	2,5	7,3%
		5,5	7,7%
Magna-Site (Sm-Co)	MCNP [30]	2,2	7,0%
		5,2	8,0%

O dispositivo magnético da Silimed (NdBFe) apresentou valores de atenuação praticamente iguais aos do Magna-Site (SmCo) [30]. Os valores de atenuação encontrados para a simulação computacional com o MCNP foram iguais para ambos dispositivos, 7% e 8%. A medida experimental para o dispositivo da Silimed apresentou valores ligeiramente diferentes do cálculo computacional (~4%) para este mesmo dispositivo.

É importante ressaltar que apenas um ângulo entre a heterogeneidade e a direção de incidência do feixe foi considerado. Mudanças nesse ângulo podem levar à mudanças na espessura de material magnético atingida pelo feixe de radiação gerando diferentes níveis de atenuação para as mesmas profundidades.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

A composição usada na produção do fantoma de mama de agar se mostrou um simulador de tecido eficiente, para uso experimental e para gerar imagens tomográficas a serem utilizadas no planejamento radioterápico. A densidade obtida foi de 1,06 g/cm^3, que é próxima da água (1,00 g/cm^3) e de outros simuladores de tecido comumente utilizados, como água sólida (1,04 g/cm^3), PMMA (1,19 g/cm^3) e poliestireno (1,06 g/cm^3). Além disso, a solução de agar desenvolvida possui vantagens como: baixo custo; permite ser confeccionado em vários formatos e tamanhos; fácil preparo com rápido endurecimento, em torno de 20 minutos; boa resistência, sendo capaz de manter seu peso e formato por mais de 72 horas a temperatura ambiente.

A presença do dispositivo magnético gerou artefatos na imagem tomográfica devido ao alto número atômico do magneto, alterando o número de CT na sua vizinhança. Esses artefatos impediram a identificação automática da heterogeneidade pelo Sistema de Planejamento de Tratamento, e a solução foi identificá-lo manualmente, como recomendado pelo TG 63 da AAPM. A identificação manual teve que ser feita "corte a corte". Em seu trabalho, DAMAST [2] chegou a fazer uma observação com respeito à dificuldade encontrada no uso do sistema de planejamento para cálculo de dose devido aos artefatos encontrados na imagem tomográfica, complicando a localização deste. THOMPSON [28] também relata dificuldade de contorno manual, mas do dispositivo magnético Magna-Site da INAMED devido a sua geometria complexa associada aos artefatos gerados pelo dispositivo na imagem tomográfica. A identificação manual não é prática para a rotina de um serviço de radioterapia, mas apesar de trabalhosa é muito importante para o planejamento do tratamento. Uma alternativa é a utilização de algoritmos de minimização de artefatos [105-106].

A limitação no Sistema de Planejamento de Tratamento na atribuição máxima de 5g/cm^3 de densidade aos tecidos e materiais representados na imagem tomográfica, impediu a atribuição do valor real de 7,4g/cm^3 de densidade ao dispositivo magnético. THOMPSON [28] relata a mesma limitação do TPS, que no caso chegava a um valor de densidade máximo de 2,83 g/cm^3. Este valor máximo de densidade a ser atribuído pelo TPS pode ser alterado através de uma nova curva de calibração que contemple

densidades maiores para o conjunto tomógrafo/TPS. A calibração desse conjunto seria útil não só para o caso do expansor abordado neste trabalho, mas também para o caso do uso de próteses metálicas, como as de liga de Co-Cr-Mo (8,8g/cm^3) e em poucos casos mais ainda existentes de aço inoxidável (7,8g/cm^3). Essa calibração somente não foi executada neste trabalho por falta de amostras puras de materiais de alta densidade.

Na comparação entre os dois algoritmos de cálculo, PBC e AAA, foram vistas alterações no formato das curvas de isodose nas imediações da heterogeneidade. Quando comparadas com a distribuição real, a distribuição das curvas encontrada no método AAA é mais próxima da distribuição real de dose. Então, corroborando com os dados da literatura que descrevem melhores resultados do AAA para meios homogêneos se comparados ao PBC, o algoritmo AAA é o mais indicado, dentro do TPS Eclipse da Varian, para este caso.

Como relação ao estudo realizado do volume do expansor, foi observado que o primeiro volume (menor) é sempre o menos indicado para o início do tratamento radioterápico, já que neste o dispositivo está muito próximo da parede torácica da paciente, tornando esta mais propensa aos efeitos da radiação com o magneto. Além disso, foi visto que alterações no volume geraram alterações no ângulo entre a heterogeneidade e o feixe incidente de radiação. Quanto mais paralela a heterogeneidade estiver com relação ao feixe de radiação incidente, maior o corredor de subdosagem aos lados do dispositivo. Isso ocorre porque nesta posição o feixe percorre um maior caminho dentro do material de alto número atômico. Alguns trabalhos da literatura relatam esse efeito, Damast [2] descreve uma atenuação em torno de 22% para a orientação paralela que se mantém entre 2 e 5 cm de profundidade, enquanto que para orientação perpendicular a atenuação fica em torno de 5%. Neste trabalho a heterogeneidade ficava mais paralela ao feixe de radiação para maiores volumes, mas isso não pode ser indistintivamente aplicado para todos os casos, já que esse ângulo entre a heterogeneidade e o feixe vai depender do formato do corpo da paciente, da posição do expansor dentro da mama da paciente e do ângulo de incidência usado durante o tratamento. O recomendado é levar essa informação em consideração durante o planejamento e avaliar caso a caso para se obter uma melhor distribuição de dose.

A significância da limitação do TPS em atribuir a densidade real da heterogeneidade foi quantificada através de medidas com filme radiocrômico. A atenuação gerada pela heterogeneidade foi calculada em torno de 3% pelo TPS enquanto que as medidas com filme radiocrômico mostraram uma atenuação de 10%.

Sendo assim, quando o sistema possuir tal limitação é importante realizar o cálculo de dose considerando a presença da heterogeneidade, já que quando comparados os mapas de curvas de isodose com e sem correção de heterogeneidade, foram observadas alterações em torno de 5%, mas tendo a consciência de que o cálculo computacional prevê uma dose em torno de 7% maior que a dose real na sombra geométrica do dispositivo magnético. Lembrando que o *report* 85 da AAPM diz que a precisão das distribuições de dose calculadas computacionalmente deve situar-se entre 1% e 2% [49].

Diante das análises conclui-se que o planejamento do tratamento utilizado neste estudo não foi capaz de prever e calcular a distribuição de dose para este tipo de tratamento na presença da heterogeneidade metálica de forma eficaz, assim como . Mas, que existem ações capazes de tornar o SPT apropriado para o caso. E ainda foram levantados pontos importantes e sugestões a serem considerados durante o planejamento do tratamento radioterápico de pacientes com expansor de tecido de válvula magnética,

O dispositivo magnético de NdBFe (SIlimed) foi modelado computacionalmente e seus efeitos dentro do campo de radiação foram encontrados similares ao dispositivo de SmCo estudado anteriormente [28-29]. O dispositivo de NdBFe apresentou atenuação significativa de 6% para distância de 5cm, que crescia ao se aproximar deste chegando a 8% para 1cm de distância. Assim, conclui-se que não existe um dispositivo mais indicado para o caso, ou que apresente menor atenuação do feixe de radiação que o outro.

Propõe-se para trabalhos futuros:

- A calibração do conjunto tomágrafo/Sistema de Planejamento de Tratamento de uma instituição que possua um tomógrafo que permita o uso da escala HU expandida;
- E a continuação do estudo da influência da heterogeneidade magnética de expansores de tecido, através do cálculo computacional da distribuição de dose em um fantoma em voxels.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 – SENKUS-KONEFKA E.S., WETNICKA-JASKIEWICZ M., JASKIEWICZ J., JASSEM J., "Radiotherapy for breast cancer in patients undergoing breast reconstruction or augmentation", **Cancer Treatment Reviews**, v.30, pp. 671-682, 2004

2 - DAMAST S., BEAL K., LOSASSO T. J. *et al*. "Do metallic ports in tissue expanders affect postmastectomy radiation delivery?" **International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics,** v. 66, n.1, pp. 305-310, 2006.

3 - SPEAR, S. L. and SPITTLER, C.J., "Breast Reconstruction with Implants and Expanders", **Plastic and Reconstructive Surgery**, v.107, n.1, pp.177-87, 2001.

4 - NAVA, M. B., PENNATI, A. E., LOZZA, L., *et al*., "Outcome of different timings of radiotherapy in implant-based breast reconstruction". **Plastic and Reconstructive Surgery**, v.128, n.2, pp.353-359, 2004.

5 - J. MONI, P. CEDERNA, K. GRIFFITH, *et al*., "Dosimetry around metallic ports in tissue expanders in patients receiving postmastectomy radiation therapy: an ex vivo evaluation", **Medical Dosimetry** v.29, pp. 49-54, 2004.

6 – KRUEGER E. A., WILKINS E. G., STRAWDERMAN M., CEDERNA P., GOLDFARD S., VINCI F. A., LORI J. P., "Complications and patient satisfaction following expander/implant breast reconstruction with and without radiotherapy", **International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics**. n.3, v.49, pp.713-721, 2000.

7 – FREEDMAN, G. M. "Implication of planned radiotherapy on breast reconstruction: radiotherapy and plastic surgery with implants", **Breast Cancer Online**. v.8, n.8, 2005.

8 - SCHECHTER, N. R., Strom E A, Perkins G H, Arzu I, McNeese M D, Langstein H N, Kronowitz S J "Immediate breast reconstruction can impact postmastectomy irradiation", **American Journal of Clinical Oncology**, v. 28, n.5, pp. 485-94, 2005.

9 - SHANKAR, R. A., NIBHANUPUDY, J. R., SRIDHA, R., *et al*., "Immediate breast reconstruction impact on radiation management", **Journal of the National Medical Association**, v. 95, n.4, pp.286-295, 2003.

10 - TALLET, A. V., SALEM., MOUTARDIER, V., ANANIAN, P., *et al*., "Radiotherapy and immediate two-stage breast reconstruction with a tissue expander and implant: Complications and esthetic results**", International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics**, v.57, n.1, pp. 136-142, 2003.

11 - NAHABEDIAN, M., TSANGARIS, T., MOMEN, B., MANSON, P.N., "Infectious Complications following Breast Reconstruction with Expanders and Implants", **Plastic and Reconstructive Surgery**, v.467, n.112, pp.467-76, 2003.

12 - NORD, A. E., BJÖRKLUND, T., JURELL, G., WICKMAN, M., "Objective Evaluation of Two Differently-Shaped Permanent Expander Prostheses Used for Breast Reconstruction", **Scandinavian Journal Plastic Reconstructive and Surgery Hand Surgery**, v. 38, pp. 204, 2004.

13 - MCCARTHY, C. M., PUSIC, A. L., DISA, J. J., MCCORMICK, B. L., MONTDOMERY, L. L., CORDEIRO, P. G., "Unilateral Postoperative chest wall Radiotherapy in bilateral Tissue Expander/Implant reconstruction patients: A prospective outcome analysis", **Plastic and Reconstruction Surgery**, v.1642, n.116, pp.1642-1647, 2005.

14 - BROOKS, S., DJOHAN, R., TENDULKAR, R., *et al*., "Risk factors for Complications of Therapy on Tissue Expander Breast Reconstructions", **The Breast Journal**, v. 18, n. 1, pp. 28-34, 2012.

15 - OZDEN, B. C., GUVEN, E., ASLAY, I., *et al*., "Does partial expander deflation exacerbate the adverse effects of radiotherapy in two-stage breast reconstruction?", **World Journal of Surgical Oncology**, v. 10, n. 44, 2012.

16 - NAVA, M. B., PENNATI, A. E., LOZZA, L., *et al*., "Outcome of different timings of radiotherapy in implant-based breast reconstruction". **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 128, n. 2, pp.353-359, 2004.

17 – DAS I. J. and KAHN F. M., "Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in the megavoltage photon beams", **Medical Physics** v.6, n.3, pp. 367-375, 1989.

18 – SAUER O. A., "Calculation of dose distributions in the vicinity of hight-Z interfaces for photon beams", **Medial Physics**, n.22 v.10, pp.1685-1690, 1995.

19 – WIESLANDER E. and KNÖÖS T., "Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations", **Physics in Medicine and Biology**, v.48 pp.3295-3305, 2003

20 – FOGLIATA A., VANETTI E., ALBERS D., *et al*, "On the dosimetric behavior of photon dose calculation algorithms in yhe presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations", **Physics in Medicine and Biology**, v.52, pp.1363-1385, 2007.

21 – GOSSMAN M. S., "Establishing radiation therapy treatment planning effects involving implantable cardioverter-defibrilators", **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, pp. 1-13, 2009.

22 – CAROLAN M., "Effect of hip prosthesis on radiotherapy dose", **Radiation Oncology**., pp. 290-295, 2000.

23 – TONY Y. "Dose attenuation through a titanium alloy hip prosthesis". **Medical Dosimetry**,v.25, n1,,pp. 7-8, 2000.

24 –MESBAHI A. and NEJAD F. S., “Dose attenuation effect of hip prostheses in 9-MV photon beam: commercial treatment planning system versus Monte Carlo calculations”. **Radiation Medicine**., pp. 529-535, 2007.

25 – CHIN D. W. H., TRIESTER N., FRIEDLAND B., CORMACK R. A., *et al.* “Effect of dental restoration and prostheses on radiotherapy dose distribution: a Monte Carlo study”. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, Vol. 10, No. 1 pp. 1-12, 2009.

26 - THILMANN C., ADAMIETZ I. A., RAMM U., *et al.* “In vivo dose increase in the presence of dental alloys during Co-60-gamma-ray therapy of the oral cavity”, **Medical Dosimetry**, Vol. 21, No. 3 , pp. 149-154, 1996.

27 – FARAHANI M., EICHMILLER F. C. and MCLAUGHLIN W. L., “Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by X- and gamma-ray therapy beams” **Physics Medicine and Biol**ogy, Vol. 35, No. 3, pp. 369-385, 1990.

28 – THOMPSON R. C. A., MORGAN A. M., “Investigation into dosimetric effect of a Magna-Site tissue expander on postmastectomy radiotherapy”, **Medical Physics**, .v.32, n.6, pp. 1640, 2005.

29 – TROMBETTA D.M., CARDOSO S.C., FACURE A., *et al*, “Estudo da atenuação do feixe de 6MV em tratamentos radioterápicos de mama pós-mastectomia devido à heterogeneidade metálica de expansores de tecido”; **Revista Brasileira de Física Médica,** v.4, n.2; pp. 7-10, 2010.

30 – TROMBETTA, D. M., **Influência da presença de expansores de tecido na distribuição de dose em tratamentos radioterápicos pós-mastectomia**. Dissertação de M. Sc., COOPE/UFRJ, Brasil, Rio de Janeiro, 2010.

31 - CHATZIGIANNIS, C., LYMPEROPOULOU, G., SANDILOS, P., *et al*., “Dose perturbation in the radiotherapy of breast cancer patients implanted with the Magna-

Site: a Monte Carlo study", **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v.12, n.2, 2011.

32 – InstitutoNacional de Câncer/ Ministério da Saúde. ABC do Câncer: **Abordagens básicas para o controle do câncer, 2012.** Disponível em: http://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/inca/ ABC_do_cancer_2ed.pdf. Acesso em: 4 de Dezembro de 2013

33 – INCA, **Estimativas 2014 - Incidência de câncer no Brasil,** Ministério da Saúde, 2013. Disponível em: www.inca.gov.br/estimativa/2014/estimativa-24042014.pdf Acesso em: 15 de Janeiro de 2014.

34 - INCA, **Estimativas 2012 - Incidência de câncer no Brasil**, Ministério da Saúde, 2011. Disponível em: www.inca.gov.br/.../13_resenha_estimativa2012_incidencia_de_cancer_no_ brasil.pdf Acesso em: 28 de Março de 2012

35 – LYNCH P. J., JAFFE C., **Medical Illustration**, Disponível em: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Breast_anatomy_normal_scheme.png, Acesso em 20 de Abril de 2012.

37 - FERNADES, JÚNIOR A. S., LIMA A. A. P. R., HORTA H. L. COUTINHO L. F. P., GEBRIM L. H *et al*., **Câncer de Mama: Terapia Endócrina e Terapia Alvo**, Associação Médica Brasileira e Agência Nacional de Saúde Suplementar.

39 – Lei No.12802 de 24 de Abril de 2013. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_Ato2011-2014/2013/Lei/L12802.htm, Acesso em: 10 de Junho de 2014

40 - OLIVEIRA R. R., MORAIS S. S., SARIAN L. O., "Immediate breast reconstruction effects on quality of life of women with masthectomy", **Revista Brasileira de Ginecologia Obstetrícia**, v.32, n.12, 2010.

41 – NEUMANN C. G. "The expansion of an area of skin by progressive distention of a subcutaneous balloon; use of the method for securing skin for subtotal reconstruction of the ear". **Plastic and Reconstructive Surgery,** n.19 v.2 pp.124–30, 1957.

42 – Imagem Disponível em: http://www.pmtcorp.com/tissue_expanders.html. Acesso em 17 Abril de 2013

43 – Health Library from Johns Hopkins, Disponível em: http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/conditions/breasthealth/breastreconstruction/ Acesso: 25 de Novembro de 2010.

44 – World Health Organization Team, **Radiotherapy Risk Profile – Technical Manual**, WHO/IER/PSP/2008.12 Suíça, 2008.

45 – MACKIE T. R., LIU H. H., MCCULLONGH E. C., "Treatment Planning Algorithms: Model Based Photon Dose Calculations", In: Khan F. M. and Gerbi B. J. **Treatment Planning in Radiation Oncology,** 3 Ed, Chapter 7, 2012.

46 – TSIEN, K.E. "The Application of Automatic Computing Machines to Radiation Treatment Planning", **British Journal of Radiology**, v.28, pp.432-439, 1955

47 - KNÖÖS, T., "Model Based Dose Calculation Algorithms for Photons in External Radiation Therapy", In: **Proceedings of the AAPM 51st Annual Metting**, Lund University, Califórnia, 2009.

48 - BATISTA, D. V. S., **Comparação de três técnicas de irradiação de corpo total com elétrons**, Dissertação de M.S.c., IRD/CNEN, Rio de Janeiro, Brasil, 2010.

49 - PAPANIKOLAOU N., BATTISTA, J. J., BOYER A. L., *et al*, **Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams**, AAPM Report No. 85, USA, 2004.

50 - Eclipse Algorithms Reference Guide (P/N B500298R01C), Varian Medical Systems, 2007.

51 - OKUNO, E. e YOSHIMURA, E., **Física das Radiações**, Oficina do Texto, 1 Ed, 2010.

52 - TAUHATA, L., SALATI, I. P. A, PRINZIO, R. D., e PRINZIO, A. D., **Radioproteção e Dosimetria**, Capítulo3: Interação da Radiação com a matéria, IRD/CNEN, 6 Ed, 2006.

53 - International Commission on Radiation Units, **Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays**, ICRU - Report 23, USA, 1973.

54 - KHAN, F. M., **The Physics of Radiation Therapy**, Capítulo 11: Treatment Planning I: Isodose Distributions, Lippincott Williams & Wilkins, 4 Ed, EUA, 2010.

55 – Imagem Disponível em:http://www.coloradocyberknife.com/case-study-partial-breast-irradiation-after-lumpectomy/ Acesso em: 07de Junho de 2014

56 - REFT, C., ALECU, R., DAS, I. J., *et al*. "Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation" AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63, **Medical Physics**, v. 30, n. 6, pp. 1162-1182, 2003

57 - International Commission on Radiation and Units and Measurements, **ICRU Report 48: Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection**, ICRU Publications, Bethesda, Maryland, 1992.

58 - DAS, I. J., KHAN, F. M., "Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams", **Medical Physics**, v. 16, n. 3, pp. 367-375, 1989.

59 – GUILLANE, P. J., "Primary mandibular reconstruction: analysis of 64 cases and evaluation of interface radiation dosimetry on bridging plates", **Laryngoscopy** v.101, pp.1-24, 1991.

60 – TILLANDER, M., RAHOLA, T., AUTIO, T., PARONEN, M. Experiences in Calibration with Three Different Types of Phantom. **Radiation Protection Dosim**etry, n.89, v.3-4, pp. 313-316, 2000.

61 - TRAUB, R.J., MCDONALD, J.C., MURPHY M.K. Determination of photon backscatter from several calibration phantoms. **Radiation Protection Dosimetry**, n.74, v.1-2, pp.13-20, 1997.

62 – International Atomic Energy Agency, **Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students**, Vienna, 2005.

63 - International Commission on Radiation and Units and Measurements - **ICRU Report 44: Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**, ICRU Publications, Bethesda, Maryland, 1989.

64 – ALDERSON RANDO PHANTOM, RSD Radiology Support Devices, Disponível em: http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm., Acesso em: 25 de Março de 2014.

65 – International Comission on Radiological Protection, **ICRU Report 23: Reference Man: Anatomical, Physical and Metabolic Characteristics**, ICRP Publication, 1975.

66 - PEMGELLY, J., **Monte Carlo**, Computer Science, University of Otago, 2002.

67 - NELSON W. R.. HIRAYMA H., ROGERS D. W. O., **The EGS4 code system**, Report SLAC-265, CA:Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, 1985.

68 - BRIESMEISTER J. F., **MCNP - A general Monte Carlo N-particle transport code**, Version 4C Report LA-13709-M. Los Alamos National Laboratory; 2000.

69 – AGOSTINELLI S., ALLISON J., AMAKO K., APOS-TOLAKIS J., *et al.* "GEANT4-a simulation toolkit", **Nuclear Instruments Methods**, A., n.506, pp.250-303, 2003.

70 – BARO J., SEMPAU J., FERNANDEZ-VAREA, J. M. Fernandez-Varea JM, Salvat F. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. **Nuclear Instruments Methods**. B100 pp.31-46, 1995

71 - LOVE P. A., LEWIS D. G., AL-AFFAN I. A., SMITH C. W., "Comparison of EGS4 and MCNP Monte Carlo codes when calculating radiotherapy depth doses", **Physics in Medicine and Biology,** n.43 v.5, pp.1351-1357, 1998.

72 – SIANTAR H. C. L., MOSES E., "The PEREGRINE program: using physics and computer simulation to improve radiation therapy for cancer", **European Journal of Physics**, pp.513-521, 1998.

73 – SIANTAR H. C. L., WALLING R. S., DALY T. P., FADDEGON B., *et al.* "Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom", **Medical Physics**, n.28, v.7 :pp.1322-37, 2001

74 – ZEE V.W., HOGENBIRK A., MARCK V.S. C., "ORANGE: a Monte Carlo engine for radiotherapy", **Physics in Medicine and Biology**. n.50 v.4, pp.625-641, 2005.

75 - MARCK V.S. C., HOGENBIRK A., ORANGE, a new fast dose engine for radiotherapy treatment planning**. Radiation Protection Dosimetry,** v.115, pp.517-521, 2005.

76 - CYGLER J. E., DASKALOY G. M., CHAN G. H., DING G. X., "Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning"**, Medical Physics**., n.31, v.1, pp.142-153 2004.

77 - CYGLER J. E., LOCHRIN C., DASKALOY G. M, HOWARD M., ZOHR R., ESCH B., *et al*. "Clinical use of a commercial Monte Carlo treatment planning system for electron beams", **Physics in Medicine and Biology.,** n.50 v.5, pp.1029-1034, 2005.

78 - LAZARINE, A. D., **Medical Physics calculation with MCNP^{TM}: a primer**, Dissertação de M.S.c., A&M University, USA, Texas, 2006.

79 - ZHU Y., KIROV A., MISHRA V., et al., "Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry", **Medical Physics**, v.24, n2, pp.223-231, 1997

80 - MEIGOONI A. S., SANDER M. F., IBBOTT G. S., SZEQLIN S. R., "Dosimetric characteristics of an improved radiochromic film", **Medical Physics**, n.11, v.23, pp.1883-1888, 1996.

81 - A. NIROOMAND-RAD, C.R. BLACKWELL, B.M. COURSEY, et al., "Radiochromic Film Dosimetry", Recommendation of AAPM, Radiation Therapy Committee Task Group No.55", **Medical Phys**ics n.11, v.25, pp.2093-21105, 1998.

82 - F. DEMPSEY F., LOW D. A., MUTIC S., MARKMAN J., *et al*., "Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions", **Medical Physics**, n.10, v.27, pp.2462-2475, 2000.

83 - BUTSON M. J, YU P. K. N., CHEUNG T., *et al*., "Radiochromic film for Medical Radiation Dosimetry", **Materials Science and Engeneering:Reports**, n.3-5, v.41, pp.61-120, 2003.

84 – SALOMON R. S. **Desenvolvimento de um sistema para controle de qualidade em radioterapia de intensidade modulada,** Tese de D. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2012.

85 – CAMPOS, T. L., **Controle de Qualidade de planejamento de tratamentos radioterápicos com feixes de elétrons,** Tese de D. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2010.

86 – BOHRER A. C. A., **Comparação dos Sistemas Dosimétricos de Alanina e do Filme Radiocrômico B3 na Irradiação Industrial por Feixes de Elétrons**, Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2011.

87 – CARDOSO M. A. C., **Estudo da Distribuição de Dose em Tratamentos por Radiocirurgia usando Fantoma Antropomórfico e Filme Radiocrômico**, Dissertação de M. Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, 2012.

88 – RAPHAEL E., **Estudo de eletrólitos poliméricos à base de Agar para aplicação em dispositivos eletrocrômicos**, Universidade de São Paulo/ Instituto de Química de São Carlos, São Paulo, Brasil, 2010.

89 - RAYLMAN R.R., MAJEWSKI S., WEISENBERGER A. G., *et al*, "Positron Emission Mammography–Guided Breast Biopsy", **The Journal of Nuclear Medicine**, v.42, pp.960-966, 2001.

90 - DANG J., LASAYGUES P., ZHANG D., *et al.* **Development of breast anthropomorphic phantoms for combined PET-Ultrasound elastography imaging**, In:IEEE International Medical Imaging Conference, pp.3088-3092, 2009.

91 - WEINSTEIN, S. P., SEGHAL, C., CONANT, E. F., PATTON J. A., "Microcalcifications in Breast Tissue Phantoms Visualized with Acoustic Resonance Coupled with Power Doppler US: Initial Observations 1", **Radiology** v.224, pp.265-269, 2002.

92 – MOREHOUSE H., THANKER H. P., PERSAUD C., "Addition of Metamucil to gelatin for a realistic biopsy phantom" **Journal of Ultrasound in Medicine,** n.8, v. 29, pp.1123-1126, 2007.

93 - LAIA C.C., SHAW C. C, CHEN C. L., *et al.* "Visibility of microcalcification in cone beam breast CT − Effects of x-ray tube voltage and radiation dose", **Medical Physics**, v.34, pp.2995–3004, 2007.

94 - RODRIGUES, A.S.H.V., **Investigação da detecção do cancro da mama com tomógrafo ClearPEM utilizando fantomas de gelatina**, Dissertação de M.S.c., Engenharia Biomédica, Universidade Técnica de Lisboa, Portugal, Lisboa, 2011.

95 - PTW RW3 Slab Phantom 29672 Article Number: 09719626

96 – LEWIS D., Practical Guide to Radiochromic Film EBT2 and EBT3, Europe, Disponível em: http://www.filmqapro.com/FilmQA_Pro_Publication.htm, Acesso 12 de Dezembro de 2012.

97 – ALVES V. G. L., **Avaliação dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria com filmes radiocrômicos**, Tese de D. Sc. Engenharia Nuclear, COPPE/UFRJ, Brasil, Rio de Janeiro, 2014.

98 – PAELINCK L., EBONGUE A., NEVE W., WAGTER C., "Radiochromic EBT film dosimetry: effect of film orientation and batch on the lateral correction of the scanner", **Radiotherapy and Oncology**. v.84 pp.194-195, 2007.

99 - DEVIC S., ALDELAIJAN S., MOHAMMED H., TOMIC N., LAING L. H., *et al.* "Absorption spectra time evolution of EBT-2 model Gafchromic film", **Medical Physics**. v.37, pp.2207. 2010.

100 – ALVES V. G. L., CARDOSO S. C., SILVA A. X., "Gafchromic EBT2 dosimetry via robust optimization", **Computer Physics Communications** v.184 pp.1708-1716, 2013.

101 - DARYOUSH S. B., ROGERS, D. W. O., "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code", **Medical Physics** v.29, pp. 391 – 402, 2002.

102 - PAWICKI T., DUNSCOMBE P, MUNDT A., SCALLIET P., **Quality and Safety in Radiotherapy - Imaging in Medical Diagnosis and Therapy,** December 20, 2010. Edition: 1

103 – HERMAN G. T., “Correction for beam hardering in computed tomography“, **Physics in Medicine and Biology** n.24, v.1, pp.81-106, 1979.

104 – BOAS F. E. and FLEISHMANN D., “CT artifacts:Causes and Reduction Techniques”, **Imaging in Medicine** n.4 v.2, pp.229-240, 2012.

105 – BEVILADQUAL V., AULENTA A., CARIOGGIA E., *et al*., “Metallic Artifacts Removal in Breast CT Images for Treatment Planning in Radiotherapy by Means of Supervised and Unsupervised Neural Network Algorithms”, **Advanced intelligent computing theories and applications with aspects of theoretical and methodological issues lecture notes in computer science** v.4681, pp.1355-1363, 2007.

106 – SPREDEA M. F., VERBURG J., BARONI G., SECO J., “Dosimetric assessment of a novel metal artifact reduction method in CT images”, **Journal of Applied Clinical Medical Physics,** n.14, v.1, pp.4027, 2013.

107 – BRAGG C. M., WINGATE K., CONWAY J., “Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for IMRT treatment planning and verification”, **Radiotherapy Oncology,** v.86, pp.276–84, 2008.

108 – RONDE H. S., HOFFMAN L., “Validation of Varian's AAA algorithm with focus on lung treatments”, **Acta Oncol**ogica, v.48, pp.209–15, 2009.

109 – ROBINSON D., “Inhomogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm”, **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, n.2, v. 9, pp.2786, 2008.

ANEXO I

Exemplo de arquivo de entrada para o código MCNP. Abaixo o *input* para simulação da irradiação de um fantoma de água contendo a heterogeneidade metálica perpendicular a incidência do feixe.

```
7C  ***************************************************
c
c        INPUT 1 - HETEROGENEIDADE METÁLICA - 6MV
c
c ***********************************************************
c
c  MAGNETO DE Samário-Cobalto: SmCo5
c
c Retirado de http://en.wikipedia.org/wiki/Samarium-cobalt_magnet
c
c
c
1     1    -8.4 (-15 16 -17 ) imp:p,e=1
2     2   -4.54 (-18 20 -19 ) #1 imp:p,e=1
3     2   -4.54 (21 -22 20 -23) #1 #2 imp:p,e=1
33    2   -4.54 (52 -53 20 -54) #1 #2 #3 imp:p,e=1
c
c     ESFERAS DE ÁGUA - 4 É A ESPECIFICAÇÃO DO MATERIAL
c
4       4   -1.0    -26   imp:p,e=1
5       4   -1.0    -27   imp:p,e=1
6       4   -1.0    -28   imp:p,e=1
7       4   -1.0    -29   imp:p,e=1
8       4   -1.0    -30   imp:p,e=1
9       4   -1.0    -31   imp:p,e=1
10      4   -1.0    -32   imp:p,e=1
100     4   -1.0    -33   imp:p,e=1
101     4   -1.0    -34   imp:p,e=1
102     4   -1.0    -35   imp:p,e=1
103     4   -1.0    -36   imp:p,e=1
104     4   -1.0    -37   imp:p,e=1
105     4   -1.0    -38   imp:p,e=1
106     4   -1.0    -39   imp:p,e=1
11      4    -1.0    -43  #1 #2 #3 #33 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #100 #101
                    #102 #103 #104 #105 #106 imp:p,e=1
12      3 -0.001205 -24  #1 #2 #3 #33 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #100 #101
            #102    #103 #104 #105 #106 #11 imp:p,e=1
13      0         24 imp:p,e=0
c
c
c HETEROGENEIDADE METÁLICA - DIMENSÕES RETIRADAS DO MP 32(6), June 2005
c
c   MAGNETO DE SmCo5
c
   15        cz 1    $ SUPERFÍCIE CILINDRICA PARALELA AO EIXO Z DE RAIO=1cm
   16        pz 0      $ PLANO NORMAL AO EIXO Z
```

```
  17       pz 0.27
c
c  CÁPSULA DE TITÂNIO
c
  18       cz 1.04
  19       pz 0.31
  20       pz -0.04
c
c  BEIRADA
c
  21       cz 1.041
  22       cz 1.74
  23       pz 0.05
c
c  ALTURA
c
  52       cz 1.741
  53       cz 1.78
  54       pz 0.7
c
c
  24       so 120
c
c ESFERAS DETECTORAS DE RAIO 0,5cm E POSIÇÃO XYZ RESPECTIVAMENTE
c
  26  s  -3 0 -0.5 0.25
  27  s  -2 0 -0.5 0.25
  28  s  -1 0 -0.5 0.25
  29  s   0 0 -0.5 0.25
  30  s   1 0 -0.5 0.25
  31  s   2 0 -0.5 0.25
  32  s   3 0 -0.5 0.25
  33  s  -3 0 -5.0 0.25
  34  s  -2 0 -5.0 0.25
  35  s  -1 0 -5.0 0.25
  36  s   0 0 -5.0 0.25
  37  s   1 0 -5.0 0.25
  38  s   2 0 -5.0 0.25
  39  s   3 0 -5.0 0.25
c
c  DIMENSÕES DO FANTOMA DE ÁGUA
c
43  rpp -15 15  -15 15  -10 5

c  ESPECIFICAÇÃO DOS MATERIAIS
mode  p
m1    62000   0.1666  $  SAMÁRIO
      27000   0.83333  $  COBALTO-5
m2    22000   1.0  $      TITÂNIO
m3    007014 -0.755  $    AR
      008016 -0.232
      018000 -0.013
c  1.0 g/cc
m4    1000 0.666657 $     ÁGUA
      8000 0.333343
```

```
c    POSIÇÃO E DIREÇÃO DE IRRADIAÇÃO DA FONTE
sdef   pos=0 0 100.27 VEC=0 0 -1  DIR=d1  ERG=d4 PAR=2
si1    0.997199 1
sp1    0   1
si4   0 0.250 0.500 0.750  1.000    $ ESPECTRO DE 6MV - ROGERS VARIAN
      1.250  1.500  1.750 2.000
      2.250  2.500  2.750  3.000
      3.250  3.500  3.750  4.000
      4.250  4.500  4.750  5.000
      5.250  5.500  5.750  6.000
sp4   0 0.214E-04 0.126E-03 0.131E-03
      0.114E-03 0.976E-04 0.836E-04
      0.725E-04 0.623E-04 0.535E-04
      0.459E-04 0.395E-04 0.347E-04
      0.298E-04 0.261E-04 0.225E-04
      0.191E-04 0.166E-04 0.138E-04
      0.114E-04 0.904E-05 0.655E-05
      0.409E-05 0.140E-05 0.434E-07
c
c  *** Dose absorvida ***
c
c    CALCULA A DOSE ABDORVIDA NAS CÉLULAS CITADAS
*f8:p 4 5 6 7 8 9 10 100 101 102 103 104 105 106 c
c
nps  100000  $ NÚMERO DE HISTÓRIAS QUE SE DESEJA RODAR
print
```