



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE SÃO PAULO
FACULDADE DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA

ESTUDO DOSIMÉTRICO COM FILME RADIOCRÔMICO E ALGORITMOS DE
PLANEJAMENTO EM FANTOMAS HETEROGÊNEOS

VINÍCIUS FREITAS LEITE

Monografia apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do título de
Bacharel em Física.

Orientadora:

Prof^a. Dr^a. Carmen Cecília Bueno Tobias

São Paulo

2012



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE SÃO PAULO
FACULDADE DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLOGIA

ESTUDO DOSIMÉTRICO COM FILME RADIOCRÔMICO E ALGORITMOS DE
PLANEJAMENTO EM FANTOMAS HETEROGÊNEOS

VINÍCIUS FREITAS LEITE

Monografia apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do título de
Bacharel em Física.

Orientadora:

Prof^ª. Dr^ª. Carmen Cecília Bueno Tobias

São Paulo

2012

AGRADECIMENTOS

À minha professora e orientadora Profa. Dra. Carmen Cecília Bueno (IPEN-CNEN/SP e PUC/SP) pela enorme confiança, amizade e por proporcionar esta oportunidade profissional única.

À coordenadora de Física Médica do Serviço de Radioterapia do Hospital Sírio-Libanês (HSL) Profa. Dra. Cecília Kalil Haddad por abrir as portas do seu grupo de trabalho para pesquisa.

Ao físico médico Prof. Dr. Wellington F. Pimenta Neves Jr. (HSL) por todos os ensinamentos, disponibilidade e apreço.

À Profa. Dra. Josemary Angélica Corrêa Gonçalves (IPEN-CNEN/SP e PUC/SP) pelas valiosas discussões que contribuíram para o meu trabalho.

Aos físicos Anselmo Mancini, Tatiana Midori, Edilson Pelosi e aprimorandos Maurício Russo e Pedro Ramos (HSL) pela receptividade e grande contribuição para o trabalho.

À empresa Zeon por ter fornecido generosamente as borrachas processadas de epicloridrina.

Ao engenheiro de desenvolvimento e aplicação Leandro Alves (Zeon) por esclarecer as dúvidas sobre a borracha.

Ao técnico Artur Inglez (PUC/SP) por fornecer os equipamentos de medidas de volume e massa da borracha.

Finalmente, à fomentadora do projeto CNPq, pelo auxílio financeiro com minha bolsa de Iniciação Científica.

ESTUDO DOSIMÉTRICO COM FILME RADIOCRÔMICO E ALGORITMOS DE PLANEJAMENTO EM FANTOMAS HETEROGÊNEOS

Vinícius Freitas Leite

RESUMO

O objetivo final deste trabalho é servir como análise, através do estudo da interação da radiação eletromagnética com a matéria, de dois esquemas de fantomas heterogêneos esquematizados para simular casos reais de planejamento com meios de diferentes densidades eletrônicas por meio dos algoritmos Pencil Beam, Collapsed Cone e Analytical Anisotropic Algorithm e comparar com medidas de dose absorvida relativa em uma câmara de ionização CC13 da IBA e no filme radiocrômico Gafchromic® EBT2, além da avaliação da borracha de epiclóridrina e sua compatibilidade na comparação com o osso humano. A montagem dos fantomas heterogêneos foi viável e os resultados quanto à densidade e atenuação da borracha apresentaram valores consistentes. Entretanto, o estudo das PDPs nos fantomas construídos mostrou uma discrepância percentualmente considerável entre medidas e planejamento.

Palavras-chave: Fantoma, Heterogêneo, Radioterapia.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO TEÓRICA _____	6
2 MOTIVAÇÃO _____	19
3 EQUIPAMENTO E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL _____	21
3.1 Fantomas heterogêneos_____	22
3.1.1 Filme radiocrômico Gafchromic ® EBT2_____	28
3.2 Borracha de epicloridrina_____	30
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO _____	32
4.1 Parâmetros físicos da borracha_____	32
4.2 Calibração do filme_____	37
4.3 PPDs e perfis_____	38
5 CONCLUSÕES _____	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS _____	53

1 INTRODUÇÃO TEÓRICA

A radiação eletromagnética rodeia o homem moderno e o mundo atual possuindo, entre suas várias características, a habilidade de transportar energia enquanto caminha. A onda eletromagnética é muito bem definida classicamente pelas equações de Maxwell na teoria do eletromagnetismo. Foi Maxwell também quem mostrou que a luz é esta onda viajante formada por uma fusão de campo elétrico (\vec{E}) e magnético (\vec{B}) perpendiculares entre si, de forma que o produto vetorial $\vec{E} \times \vec{B}$ sempre aponta a direção que a radiação viaja.

FIGURA 1: Onda eletromagnética com os componentes elétrico e magnético.

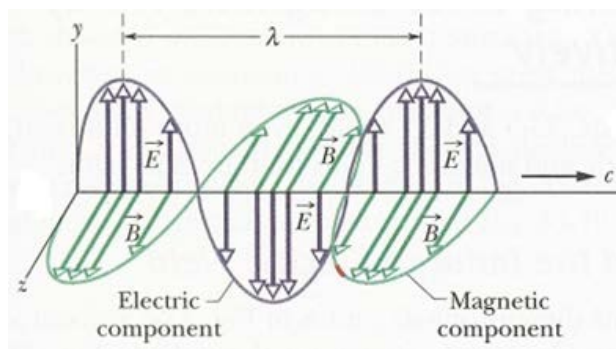


FIGURA 1: Esquema de onda eletromagnética com seus componentes elétrico e magnético. Seu comprimento de onda (λ) é o que diferencia e caracteriza a radiação.^[1]

Os módulos de tais campos elétrico e magnético variam como uma função senoidal ou sobreposições das mesmas, sendo assim uma onda transversal. A radiação pode então ser diferenciada e qualificada para cada região de comprimento de onda destas senoides, desde ondas longas e ondas de rádio até a região dos raios X e da radiação gama, formando o espectro eletromagnético.

Além disso, todas as ondas eletromagnéticas possuem a qualidade de não precisarem de um meio para caminhar. A velocidade da luz no vácuo (c) pode ser obtida através das medidas das constantes de permissividade elétrica do vácuo (ϵ_0) e permeabilidade magnética no vácuo (μ_0), seguindo as leis de Maxwell do eletromagnetismo clássico, com o valor exato:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} = 299.792.458 \text{ m/s}$$

O valor de sua velocidade ^[2] é então o mesmo para todas as qualidades de ondas eletromagnéticas e o que a altera é o meio no qual a onda se encontra. Esta grandeza também relaciona as amplitudes dos campos físicos envolvidos nas ondas eletromagnéticas da seguinte forma:

$$\frac{E}{B} = c \quad \text{(I) Razão de amplitude}$$

O físico que primeiro discutiu, entretanto, a propriedade que as ondas eletromagnéticas levam energia e entregam para seus alvos parte dela em seu caminho foi Poynting e, a partir disto, definiu o vetor de Poynting (\vec{S}). Este vetor representa a taxa de transporte energético através de uma secção de área que o feixe determina. Desta forma:

$$\vec{S} = \frac{1}{\mu_0} \vec{E} \cdot \vec{B} \quad \text{(II) Vetor de Poynting}$$

Seu módulo é então relacionado com esta taxa a qual a energia é transportada e, portanto, quanto maior for, maior será a energia dada a uma secção de área perpendicular ao feixe. Uma vez que os campos são perpendiculares nas ondas eletromagnéticas o produto escalar pode ser calculado simplesmente como multiplicação de suas amplitudes. Pode-se utilizar também a razão de amplitude em (II) e resulta:

$$S = \frac{1}{c\mu_0} \cdot E^2 \quad \text{(III)}$$

É possível também discutir sobre a variação da intensidade de uma onda com a distância de medida. Embora seja geralmente complexo o equacionamento da intensidade de uma fonte real de radiação eletromagnética no espaço, é viável a análise de uma fonte pontual que emite ondas isotropicamente. Ao considerarmos que não há perdas de energia no percurso da onda, a taxa de energia que passa através de uma esfera de raio r deve ser a mesma taxa de emissão da fonte, isto é, a potência da fonte (P). A intensidade será então a razão entre a potência e a área da esfera de raio r , de forma que:

$$I = \frac{P}{4\pi r^2} \quad \text{(IV)}$$

A relação IV é um conceito importante na radioterapia, sobretudo nas definições de proteção radiológica, habitualmente denominada de lei do inverso do quadrado da distância, que rege as emissões de radiação.

A radiação eletromagnética, contudo, não pode ser totalmente descrita pelas leis enunciadas até aqui sem mencionar a teoria quântica. Isto é, ainda que a radiação se

comporte com propriedades ondulatórias, ela também causa efeitos como se fossem pequenos corpos viajantes que carregam energia. Esta energia quantizada é chamada de quantum ou fóton, seu módulo depende inteiramente da frequência da radiação e é fornecida pela equação de Planck-Einstein:

$$E = h \cdot \nu \quad (\text{V})$$

Onde h é a constante de Planck $\approx 6,626 \times 10^{-34}$ J.s ou $\approx 4,135 \times 10^{-15}$ eV.s, enquanto ν representa a frequência da onda em questão.

Apenas como exemplo podemos calcular o comprimento de onda mínimo (energia e frequência máximas) carregada por um fóton que emerge de um acelerador linear de 6MV, como o caso deste experimento. Substituindo os valores para energia de 6,00 MeV do fóton (energia máxima de um elétron acelerado em um potencial de 6MV com transferência máxima de energia para o fóton), note que 10^{21} é prefixo zetta^[3]:

$$\nu_{\text{máx}} = \frac{6,00 \text{ MeV}}{4,135 \cdot 10^{-15} \text{ eV.s}} \approx 1,45 \cdot 10^{21} \text{ Hz} = 1,45 \text{ ZHz} \quad (\text{VI})$$

Comumente associamos a qualidade da onda com seu comprimento de onda, portanto utilizando a relação seguinte:

$$c = \lambda \cdot \nu \Rightarrow \nu = \frac{c}{\lambda} \quad (\text{VII})$$

Aplicando o resultado obtido na equação VII obtemos que o comprimento de onda mínimo será $\lambda_{\text{mín}} = 2,07 \cdot 10^{-13} \text{ m} = 207 \text{ fm}$ que corresponde no espectro eletromagnético à faixa dos raios X e gama ^[4]. Esta faixa é chamada das radiações ionizantes, isto é, aquelas que em seu trajeto causam a ionização do meio através do depósito de parte de sua energia nele.

Durante a trajetória do feixe de radiação, uma fração de sua energia total pode ser transferida para um átomo do meio, causando a ejeção de um elétron e originando um par de íons, sendo o negativo o elétron e o positivo o átomo residual. Tal processo é a ionização e o elétron liberado também pode posteriormente produzir no meio outras novas ionizações e excitações, definido este último como o de alternância da camada eletrônica dos elétrons. Quando o meio absorvedor é o tecido humano, por exemplo, dada uma energia suficiente, se a ionização ocorrer dentro das células, este efeito pode impossibilitar a reprodução da mesma. Caso este efeito ocorra em uma célula doente, ele é considerado favorável terapeuticamente e caso seja sadia, não favorável.

Ocorre que estes fótons incidentes e que efetivamente interagem com os átomos do corpo humano podem produzir elétrons com altas velocidades através de

fenômenos descritos apenas na teoria quântica. Deste modo, a fim de explicar resultados experimentais quânticos envolvendo interação da radiação ionizante, devem-se considerar as propriedades corpusculares da radiação, isto é, a radiação em certas situações pode ser entendida como uma partícula que carrega determinada energia, fornecida pela relação V . Além disso, para compreender como são as probabilidades e condições para estes efeitos ocorrerem é possível utilizar o conceito de seção de choque.

A seção de choque efetiva é o valor físico experimental que representa a probabilidade de ocorrência de uma interação em unidade de área. A idéia vem do conceito clássico de choque entre um feixe de projéteis adimensionais e alvos esféricos em um paralelepípedo suficientemente fino (camada monoatômica, onde não existe superposição de alvos). A probabilidade clássica será então a área transversal do alvo dividida pela área oferecida pelo plano do paralelepípedo perpendicular à incidência do feixe. Diferentemente do conceito da seção de choque geométrica, o valor da seção de choque eficaz é obtido experimentalmente e quantifica a chance de determinada reação ou interação, sendo apenas baseado em um conceito da mecânica clássica.

Na interação de um feixe de fótons com uma fatia de matéria o feixe causará então ionização e será absorvido ou espalhado na direção de propagação. É possível mensurar a atenuação de um feixe de fótons através de um experimento de transmissão, onde se mede o coeficiente de atenuação linear (μ). Como a atenuação é uma interação do fóton com o meio, o coeficiente de atenuação linear pode ser definido como a seção de choque de interação do fóton com o meio onde que ele caminha por unidade de volume.

Tem-se na FIG. 2 um esquema de atenuação para um feixe monoenergético e colimado, considerando que caso um fóton interaja com um átomo do meio, este é completamente absorvido ou espalhado e estes fótons espalhados não serão medidos pelo detector de radiação. O feixe incidente é N_0 , o transmitido N , a espessura do absorvedor diferencial é dx e total é x , enquanto N' é a intensidade antes do absorvedor diferencial.

FIGURA 2: Experimento de transmissão.

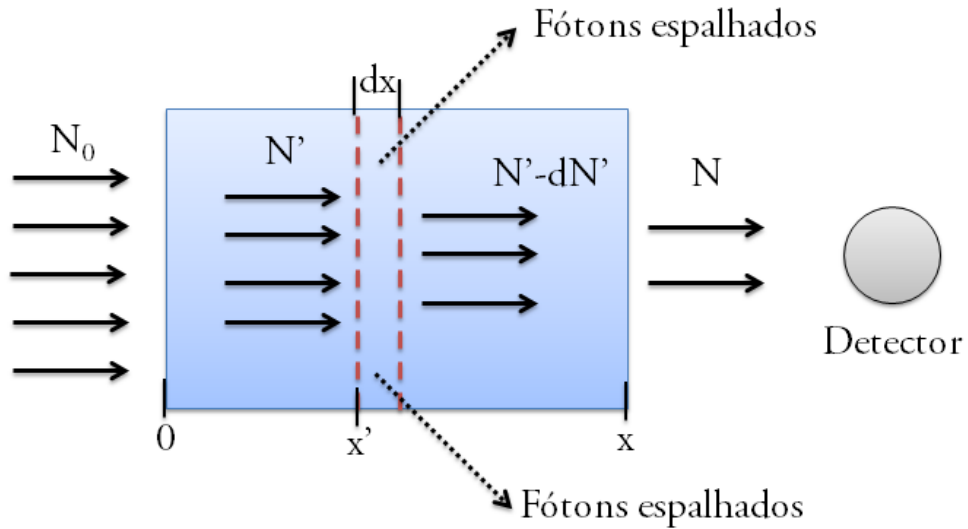


FIGURA 2: O diagrama ilustra o arranjo experimental de um experimento e transmissão para um feixe monoenergético. As medidas são feitas com boa geometria de arranjo, uma vez que os fótons espalhados não são contabilizados.

A diminuição do número de fótons no feixe é diretamente proporcional ao número de fótons incidentes e à espessura do absorvedor. Logo, vale:

$$dN' \propto N' dx'$$

Da mesma forma, com uma constante de proporcionalidade, denominada coeficiente de atenuação, e lembrando que como o número de fótons decresce, temos um sinal negativo:

$$dN' = -\mu N' dx'$$

$$\frac{dN'}{N'} = -\mu dx'$$

Integrando com os devidos limites de integração da FIG. 2 teremos:

$$\int_{N_0}^N \frac{dN'}{N'} = - \int_0^x \mu dx'$$

$$\ln \frac{N}{N_0} = -\mu x$$

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \text{(VIII)}$$

Tem-se de VIII então que o número de fótons em um feixe monoenergético e colimado decresce exponencialmente com o absorvedor através do coeficiente de atenuação μ . É possível também concluir que a unidade do coeficiente é a inversa da

medida de distância, isto é, se a medida do absorvedor for em cm, a do coeficiente será de cm^{-1} . Além disso, em um gráfico mono-log da razão de transmissão pela espessura, o coeficiente angular da reta será idêntico ao oposto do coeficiente de atenuação linear.

Como o número de fótons indica intensidade do feixe é possível reescrever a relação VIII da seguinte forma:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (\text{IX})$$

Fisicamente, o coeficiente μ depende da energia dos fótons e da natureza do material absorvedor. Para uma mesma energia e material, a atenuação causada pelo absorvedor depende, entretanto, diretamente do número de elétrons presentes. Isto é, se um absorvedor com um tamanho definido for comprimido até metade de seu tamanho, ele terá o mesmo número de elétrons e causará a mesma atenuação, mas seu coeficiente de atenuação linear será o dobro. Conseqüentemente este coeficiente irá depender da densidade do material, de forma que se faz necessária a definição de um coeficiente mais fundamental, o coeficiente de atenuação mássico (μ_m) como definido pela relação X:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{X})$$

Fatorando o coeficiente μ , tornamos o valor independente da densidade e sua unidade, se o comprimento for medido em cm e a massa em g , será cm^2/g . Analogamente, o coeficiente mássico será, portanto, a seção de choque de interação por unidade de massa.

É possível também considerar que o coeficiente de atenuação é a soma dos coeficientes de cada uma das interações físicas de fótons com átomos. Na área de Física Médica, as interações consideradas mais importantes são: o efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. São também consideradas outras, a saber, o espalhamento coerente e as reações fotonucleares (na fotodesintegração), mas como têm chances baixas de ocorrência na faixa de aproximadamente 10 keV até dezenas de MeV, não serão descritas aqui.

Os três efeitos têm contribuições diferentes ao longo do espectro de energia das radiações ionizantes. Ou seja, dependendo da energia do feixe de radiação haverá uma proporção diferente de interações entre o efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares, para um mesmo meio, como é mostrado na TAB. 1.

TABELA 1: Tabela dos tipos de interação de fótons na

TABLE 5-5
Types of Photon Interactions in Water

$h\nu$ (keV)	% Interactions by Each Process				% Energy Transferred			% Energy Lost to Bremsstrahlung h
	a Coh	b Compton	c Photo	d Pair	e Compton	f Photo	g Pair	
10.0	4.5	3.1	92.4	0.0	0.1	99.9	0.0	0.0
15.0	8.5	10.8	80.7	0.0	0.4	99.6	0.0	0.0
20.0	11.6	23.3	65.1	0.0	1.3	98.7	0.0	0.0
30.0	13.0	50.7	36.3	0.0	6.8	93.2	0.0	0.0
40.0	11.0	69.6	19.4	0.0	19.3	80.7	0.0	0.0
50.0	8.6	80.4	11.0	0.0	37.2	62.8	0.0	0.0
60.0	6.8	86.6	6.6	0.0	55.0	45.0	0.0	0.0
80.0	4.5	92.6	2.9	0.0	78.8	21.2	0.0	0.0
100.0	3.1	95.3	1.5	0.0	89.6	10.4	0.0	0.0
150.0	1.6	97.9	0.5	0.0	97.4	2.6	0.0	0.0
200.0	1.0	98.8	0.2	0.0	99.0	1.0	0.0	0.0
300.0	0.5	99.4	0.1	0.0	99.7	0.3	0.0	0.1
400.0	0.4	99.6	0.0	0.0	99.9	0.1	0.0	0.1
500.0	0.3	99.7	0.0	0.0	99.9	0.1	0.0	0.1
600.0	0.2	99.8	0.0	0.0	100.0	0.0	0.0	0.1
800.0	0.1	99.9	0.0	0.0	100.0	0.0	0.0	0.2
(MeV)								
1.0	0.1	99.9	0.0	0.0	100.0	0.0	0.0	0.2
1.5	0.0	99.8	0.0	0.2	99.9	0.0	0.1	0.4
2.0	0.0	99.2	0.0	0.8	99.3	0.0	0.7	0.5
3.0	0.0	97.1	0.0	2.9	96.7	0.0	3.3	0.8
4.0	0.0	94.5	0.0	5.5	93.3	0.0	6.7	1.1
5.0	0.0	91.6	0.0	8.4	89.6	0.0	10.4	1.4
6.0	0.0	88.9	0.0	11.1	86.2	0.0	13.8	1.6
8.0	0.0	83.1	0.0	16.9	79.0	0.0	21.0	2.3
10.0	0.0	77.0	0.0	23.0	71.9	0.0	28.1	2.9
15.0	0.0	65.6	0.0	34.4	59.3	0.0	40.7	4.6
20.0	0.0	56.0	0.0	44.0	49.3	0.0	50.7	6.5
30.0	0.0	43.2	0.0	56.8	37.1	0.0	62.9	10.0
40.0	0.0	35.1	0.0	64.9	29.7	0.0	70.3	13.6
50.0	0.0	29.3	0.0	70.7	24.6	0.0	75.4	16.8
60.0	0.0	25.3	0.0	74.7	21.1	0.0	78.9	19.8
80.0	0.0	19.7	0.0	80.3	16.4	0.0	83.6	25.3
100.0	0.0	16.0	0.0	84.0	13.3	0.0	86.7	30.1

água.

TABELA 1: As interações físicas que ocorrem, em ordem crescente de energia, são: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton e produção de pares. O que é interessante é também a escolha do material água para comparação, pois este é o equivalente ao tecido humano nos fantasmas da radioterapia. Tabela extraída da referência [5].

A primeira interação a ser discutida é o efeito fotoelétrico. Como o nome sugere, o efeito ocorre através da colisão (não propriamente mecânica, mas dos campos coulombianos) de um fóton com energia $h\nu$ e um átomo, que resulta na emissão de um elétron antes preso nas camadas do átomo, chamado de fotoelétron. O fóton é absorvido no átomo e sua energia será, precisamente, dividida entre a energia cinética do fotoelétron K_{ef} e do átomo K_{at} (íon, exatamente) resultante, mas como a massa de repouso do segundo é

muito maior, geralmente se despreza $K_{\alpha\beta}$ na conservação de energia. Um desenho esquemático está presente na FIG. 3.

FIGURA 3: Efeito fotoelétrico.

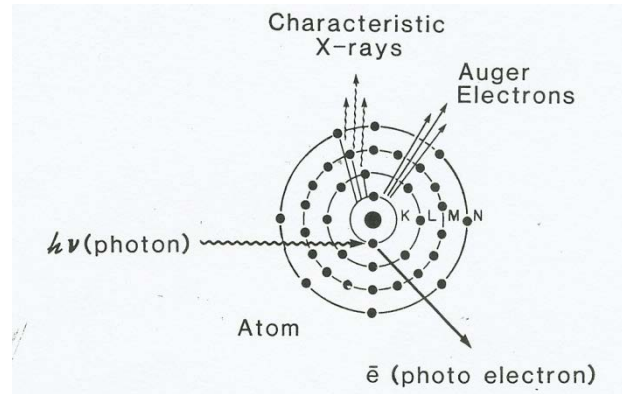


FIGURA 3: Representação esquemática do efeito fotoelétrico ilustra a chegada do fóton no átomo com posterior ejeção do fotoelétron e produção dos os raios-X característicos e elétrons Auger . Figura da retirada da referência ^[6].

O fotoelétron então será liberado com energia praticamente $K_{ef} = h\nu - B_e$, sendo B_e a energia de ligação do elétron na camada onde ele estava no átomo. O efeito fotoelétrico, entretanto, ocorre com maior probabilidade nas camadas mais internas (K, L, M ou N), e logo no átomo passa a existir uma vacância. Esta vacância provoca a regressão dos elétrons das camadas superiores e consequente emissão de radiação com energia muito bem definida ou então emissão de elétron Auger, que são elétrons emitidos após reabsorção da energia dos raios X característicos por elétrons do próprio átomo.

A seção de choque para ocorrência deste efeito não tem expressão analítica, mas aproximações restritivas, sendo a principal dificuldade o número de elétrons presentes nos átomos em especial para energias próximas à de ligação dos elétrons. Existem, contudo, soluções numéricas com auxílio de dados experimentais e a partir destes resultados se fazem extrapolações que concretizam os vários dados. Valores obtidos através da base de dados XCOM podem ser observado na FIG. 4 retirada da referência.

FIGURA 4: Seção de choque em função do número atômico e da energia do fóton (MeV).

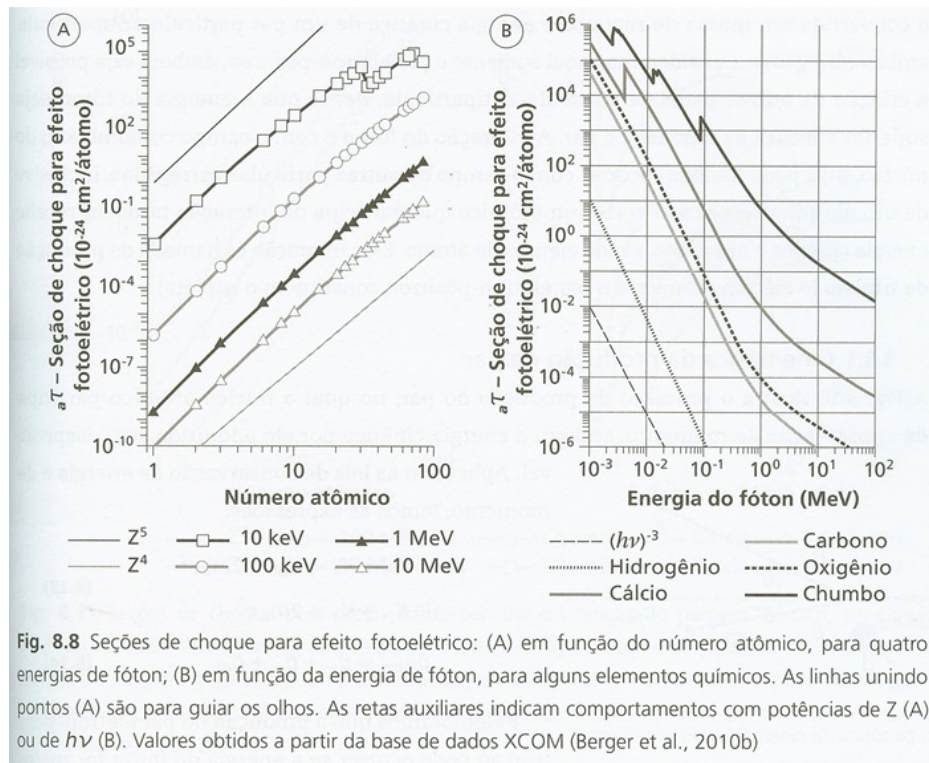


FIGURA 4: É possível inferir sobre as condições para ocorrência do efeito fotoelétrico a partir destes gráficos. O gráfico da esquerda é o 4A enquanto o da direita é o 4B. Figura extraída da referência^[4].

Primeiramente fica claro na FIG. 4A a diminuição das chances de ocorrência do efeito com aumento da energia do fóton e que esta seção de choque está dentro da faixa entre Z^4 e Z^5 . Além disso, é fortemente dependente de Z como se observa na FIG. 4B, sendo mais presente em elementos com número atômico maior.

Um fenômeno presente na FIG. 4 são os saltos de discontinuidade para a seção de choque. Isto ocorre quando a energia do fóton incidente é muito próxima e ainda maior que a energia de ligação dos elétrons no átomo. Observe em 4B que, embora a escala seja logarítmica, e logo as proporções são visualmente distorcidas, a seção de choque apresenta picos e estes picos representam as energias de ligação dos elétrons nas camadas K, L e M no chumbo.

Quando o fóton tem energia inferior à energia de ligação do elétron este não será emitido e logicamente não haverá efeito fotoelétrico. Mas se o fóton tem a energia necessária e próxima para causar a discontinuidade, temos as chamadas bordas de absorção fotoelétrica, quando ocorre ressonância entre a energia do fóton e o elétron ligado aumentando a probabilidade de emissão do fotoelétron. A borda K é a mais acentuada nas

ordens de grandeza de aumento da seção e choque deste efeito e logo é possível concluir que quanto mais forte for a ligação do elétron, mais importante ele será para ocorrência da absorção fotoelétrica.

O efeito fotoelétrico, sendo mais pronunciado em elementos de alto número atômico, não apresenta bordas para elementos leves, uma vez que estes valores estão abaixo da faixa de energia da radiação ionizante.

A próxima interação, aumentando a energia da radiação, é o espalhamento Compton. O detalhamento deste efeito foi inicialmente observado por A. H. Compton em 1922, quando um feixe atingindo um alvo provocava saída de fótons com menor energia em outras direções. Este processo é a interação entre um fóton e um elétron que pode ser considerado livre, ou seja, que a energia de ligação do elétron é desprezível se comparada com a energia do fóton incidente. Os dois colidem e resultam em um elétron e um fóton, espalhados. Uma vez que esta interação é essencialmente entre os dois elementos citados, ela é independente do número atômico e conseqüentemente o coeficiente de atenuação mássico independe de Z , sendo apenas função do número de elétrons por unidade de massa, em contraste com o efeito fotoelétrico, que aumenta com Z . E justamente por este fato que se mostra inviável o cálculo do número atômico efetivo para a substância utilizado no experimento deste relatório, pois o efeito com maior contribuição na faixa de energia do experimento é o espalhamento Compton.

O estudo do espalhamento é tratado relativisticamente devido às energias envolvidas através da conservação da energia e do momento. Utiliza-se a FIG. 5 como esquema para a demonstração.

FIGURA 5: Espalhamento Compton.

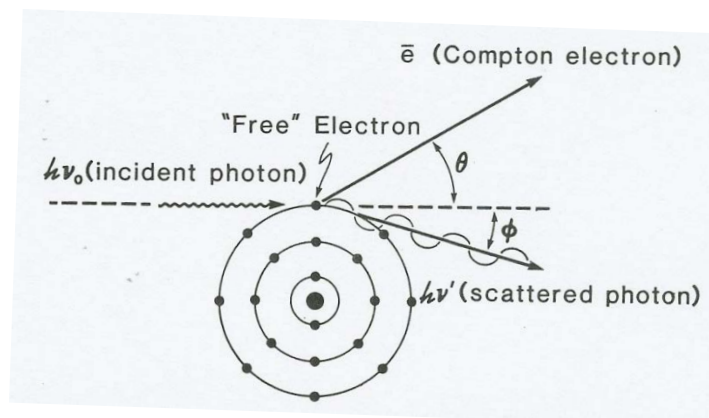


FIGURA 5: Esquema da cinemática do espalhamento Compton com a chegada do fóton incidente e interação com o elétron livre. Como o nome sugere, o espalhamento ocorre com a mudança de direção do

feixe de radiação (fóton espalhado) e ejeção do elétron (elétron Compton). Diagrama retirado da referência [6].

Por conservação da energia e momento linear, sendo E a energia total do elétron, p o momento do elétron e K a energia cinética do elétron, tem-se:

$$h\nu_0 + m_e c^2 = h\nu' + E \quad \text{ou} \quad h\nu_0 = h\nu' + K, \text{ pela conservação da energia (XI)}$$

$$\frac{h\nu'}{c} \sin\phi = p \sin\theta \quad \text{e} \quad \frac{h\nu_0}{c} = p \cos\theta + \frac{h\nu'}{c} \cos\phi, \text{ pela conservação do momento (XII)}$$

Sabe-se que a energia relativística é $E^2 = p^2 c^2 + m_e^2 c^4$ e então se pode chegar à seguinte equação:

$$h\nu' = \frac{h\nu_0}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad \text{(XIII)},$$

$$\text{sendo } \alpha = \frac{h\nu_0}{m_e c^2}$$

A partir da equação XIII percebemos o caso específico do retroespalhamento, quando $\phi=180^\circ$, nesta possibilidade o fóton atinge o elétron e este é lançado para frente, enquanto aquele será espalhado na mesma direção que veio, mas em sentido contrário. Esta é, portanto, a interação de maior transferência possível de energia do fóton no espalhamento Compton, e logo, quando se tem maior energia do elétron.

O equacionamento da seção de choque para a interação do efeito Compton pode ser obtida através das hipóteses de Klein-Nishina com a integração numérica de suas relações. Estas expressões de seções de choque diferenciais para ângulos sólidos são calculadas por elétron, uma vez que o efeito Compton é independente do número atômico do meio. Um gráfico com a seção de choque deste efeito pode ser encontrada na FIG. 6.

FIGURA 6: Seção de choque do espalhamento Compton.

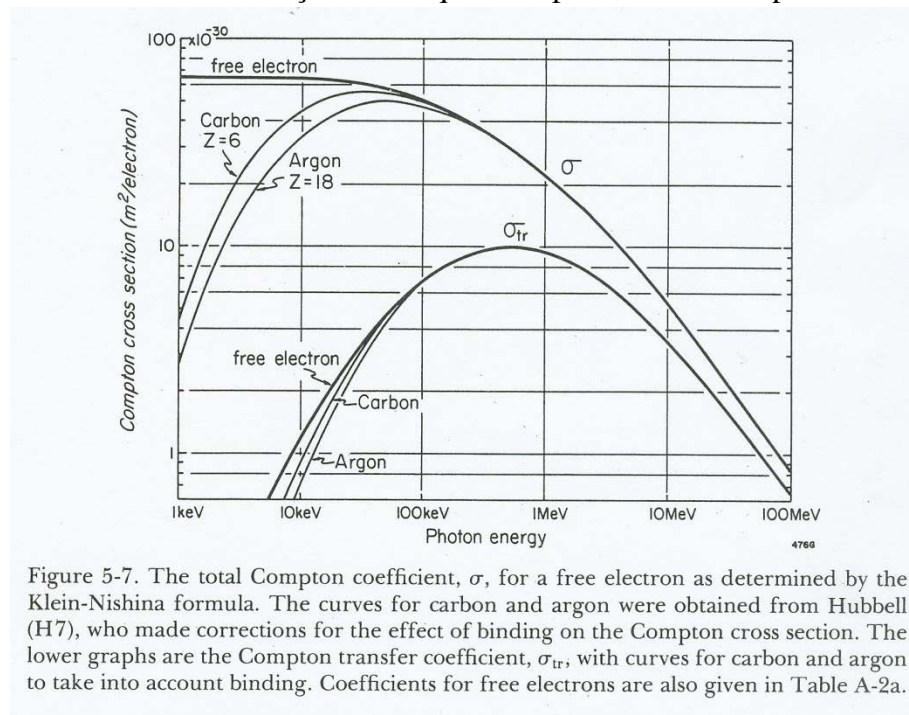


FIGURA 6: É possível traçar tais curvas graças à fórmula de Klein-Nishina e observa-se a queda da seção de choque com o aumento da energia, dando espaço a outro tipo de interação, a produção de pares. Gráfico retirado da referência^[5].

Por fim temos o efeito da produção de pares como interação de maior energia entre as descritas. Quando a energia do fóton incidente for maior que 1,022 MeV já é possível a produção do par elétron-pósitron e este se torna cada vez mais predominante com o crescimento da energia do fóton incidente. Isto porque este é o único efeito que a seção de choque cresce com o aumento da energia do fóton. A energia mínima se deve ao fato de que a energia equivalente em massa é no mínimo a das energias de repouso das duas partículas envolvidas na produção, o elétron e o pósitron com 0,511 MeV cada.

Neste efeito o fóton interagindo com o campo coulombiano do núcleo tem toda sua energia absorvida e transforma-se em massa de repouso e energia cinética de um par elétron-pósitron. Logo, a energia disponível restante para o par de partículas será $(hv - 1,022)MeV$, sendo hv a energia da radiação incidente.

Um desenho esquemático de como ocorre a produção de pares está na FIG. 7.

FIGURA 7: Produção de pares.

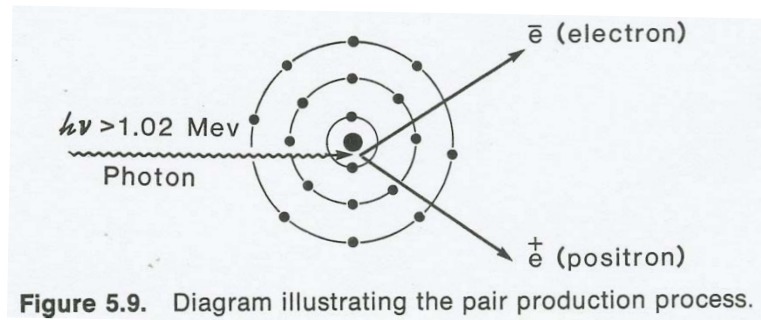


FIGURA 7: Diagrama ilustrativo da produção de pares. Figura extraída da referência [6].

Posteriormente a esta conversão de fóton em partículas, o par causará ionização, excitação e Bremsstrahlung no meio em que caminha (assim como o resultado das outras interações detalhadas) até que o pósitron, com sua energia já reduzida, interaja com um elétron do meio, causando a emissão da radiação de aniquilação com $h\nu = 0,511\text{MeV}$ nos dois sentidos diferentes da mesma direção, devido a conservação do momento.

Finalmente podemos entender a importância da teoria quântica no comportamento da radiação. Embora ela tenha sua natureza ondulatória, possui, concomitantemente, propriedades corpusculares.

2 MOTIVAÇÃO

A qualidade do tratamento radioterápico atual está intimamente relacionada com a precisão dos algoritmos de planejamento, que devem ser capazes de considerar a natureza heterogênea dos diferentes tecidos do corpo humano. A fim de atestar a eficiência dos mesmos, são necessárias comparações experimentais entre valores obtidos através de medidas e resultados preditos pelos cálculos em fantasmas heterogêneos. Na construção do fantoma, a escolha de materiais com propriedades semelhantes às dos diferentes tecidos do corpo humano é fundamental e, portanto, faz-se necessária a medição de parâmetros físicos inerentes destes compostos, para garantir uma simulação mais próxima possível das condições clínicas.

Este trabalho, realizado no serviço de radioterapia do Hospital Sírio-Libanês (HSL), é fruto desta investigação que compara dosimetria com filme radiocrômico e câmara de ionização face aos dados fornecidos no sistema de planejamento em dois fantasmas heterogêneos, utilizando os algoritmos Pencil Beam (PB), Collapsed Cone (CC) e Analytical Anisotropic Algorithm (AAA ou Triple A). É feito também um estudo da borracha de poliepicloridrina, processada e cedida pela empresa Zeon, que apresentou comportamento semelhante ao osso humano em tomografia realizada.

Atualmente o tipo de feixe mais utilizado na radioterapia são os raios-X de 6MV, que têm espectro heterogêneo e a ordem de grandeza de suas energias é delimitada pela energia máxima do elétron ao sair do tubo acelerador antes de atingir o alvo no acelerador linear. Como durante o experimento a máquina operou a 6MV resulta que a energia máxima possível tanto do elétron acelerado que atingiu o alvo quanto do espectro de energia da radiação eletromagnética produzida é, se aquele transferiu toda a sua energia para o fóton liberado por Bremsstrahlung, 6 MeV.

É possível então inferir sobre quais efeitos físicos que tal feixe proporcionará no meio. Neste caso, devido à ordem de grandeza, o espalhamento Compton será o maior efeito contribuinte e, em muito menor porcentagem (aproximadamente 1% para a uma energia efetiva de 2 MeV ^[5]), a produção de pares.

Para se obter as medidas de dose nos fantasmas elaborados, foram utilizadas duas referências. A primeira foi uma câmara de ionização que foi tomada como referência absoluta das medidas de doses absolutas e a segunda foi filme radiocrômico, calibrado pela câmara de ionização.

Enquanto a câmara de ionização mostra medidas de cargas coletadas que são convertidas em doses absolutas para regiões determinadas no espaço, os filmes radiocrômicos fornecem em geral uma dosimetria com alta resolução espacial, coloração permanente, praticamente insensível à luz ambiente e não necessitam de processos e ampliações químicos, térmicos e ópticos ^[7], diferentemente do filme radiográfico comum. Durante todo o trabalho foi utilizado o mesmo modelo de filme radiocrômico, propriamente fabricado para medir dose absorvida de fótons de alta energia utilizados em IMRT, podendo alcançar até 30Gy com um scanner RGB ^[8,9]. O filme foi avaliado em diferentes esquemas experimentais, como será descrito.

Com as medidas realizadas, a distribuição de dose pôde ser então analisada e comparada com as previsões dos algoritmos de planejamento. As medidas com filmes radiocrômicos e também com a câmara de ionização utilizada foram comparadas através dos gráficos de PDP (Porcentagem de dose profunda) e perfis de dose.

Parâmetros importantes físicos para caracterizar e justificar a escolha do material do fantoma ^[5,10,11,12] envolvem o coeficiente de atenuação mássico além do próprio número na escala de Hounsfield da tomografia computadorizada e da densidade volumétrica. Tais valores para a borracha de epiclóridrina foram medidos, calculados e mostrados no trabalho, a fim de validar a comparação entre osso humano e a borracha.

3 EQUIPAMENTO E PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Todas as medidas deste estudo foram realizadas no serviço de radioterapia do HSL por físicos do próprio hospital e acompanhados pelo autor do relatório, sempre fora dos horários de tratamento dos pacientes na máquina utilizada. O acelerador linear escolhido para fazer todas as aplicações foi o Novalis TX da empresa Varian, a energia dos fótons permaneceu constante com uma diferença de potencial aplicada de 6MV e os campos de irradiação utilizados foram de 5x5cm² e 10x10cm². O feixe foi incidido sempre perpendicularmente aos planos das camadas do fantoma. O termômetro e barômetro da marca Huger estava presente durante todas as medidas, e suas leituras serviram para os parâmetros de correção da leitura em nC do eletrômetro Unidos E da PTW, conectado à câmara de ionização CC13 da IBA, para dose absoluta medida em cGy. Além disso, o filme radiocrômico Gafchromic EBT2 também foi utilizado, após sua calibração com a câmara de ionização, como medidor de dose. Todos os valores obtidos foram posteriormente comparados com aqueles calculados no planejamento feito através dos sistemas Oncentra Masterplan da Nucletron e Eclipse da Varian, realizado a partir de uma tomografia computadorizada dos fantasmas.

Dois esquemas para construções diferentes de fantasmas heterogêneos foram feitos, são eles F1 (Fantoma 1) e F2 (Fantoma 2). Como o intuito do trabalho é comparar os resultados quanto à distribuição de dose registrada em cada um dos fantasmas, face à distribuição planejada, eles foram projetados com os mesmos materiais. A única alteração nos materiais dos fantasmas é na camada que simula o pulmão, ela é composta por espuma comum em F1 e foi substituída por uma coluna de ar em F2. Portanto, diferença dosimétrica relevante entre os fantasmas está na disposição das camadas dos mesmos e conseqüentemente nos dados obtidos por cada um deles.

Podem-se listar os componentes dos dois fantasmas como: água sólida, ar (apenas em F2), borracha de epiclóridrina, placa de acrílico (apenas em F1) e espuma comum (também apenas em F1). As medidas de espessuras de cada um dos componentes podem ser encontradas na tabela 2.

As camadas de água sólida, assim como a camada adaptadora para câmara de ionização de água sólida (camada dupla), eram compostas pelo SP34 QA Phantom da IBA Dosimetry, escolhidas para simular o tecido humano, um produto médico de classe I e cumpre os requisitos da Medical Device Directive 93/42/EEC^[13], para os padrões de aplicação. A placa de acrílico, embora seja de composto diferente, também serve de semelhante ao tecido humano para a radiação incidente. Vale colocar que todas as placas de água sólida têm o mesmo tamanho nominal de área de superfície 300x300mm² com uma incerteza de 0,1mm no comprimento e altura, assim como a camada de acrílico. A espuma comum, todavia, tem a função do que seria o ar dentro do corpo humano, isto é, o volume do pulmão. Como a espuma sofre mais facilmente deformação mecânica foi feita sua a medida de espessura com as outras camadas sobrepostas, também apresentada em tabela. Já a borracha de epicloridrina fundida é comparada ao osso humano de baixa densidade.

Quanto à borracha fizeram-se medidas da densidade, do coeficiente de atenuação linear e mássico, das unidades na escala de Hounsfield e posterior análise dos parâmetros para legitimar a sua comparação no fantoma com o correspondente no corpo humano. A irradiação do filme radiocrômico foi feita nos fantasmas F1 e F2 em diferentes construções heterogêneas. A maioria dos ajustes de função e gráficos de PDPs foram feitos pelo software OriginPro 8 v8.0951. Aqueles que não foram têm os programas indicados no relatório.

O trabalho então pode ser dividido em duas partes, aquela referente aos fantasmas e a dosimetria com o filme e a parte relativa à análise da borracha de epicloridrina, utilizada nos fantasmas.

3.1 Fantasmas heterogêneos

No fantoma F1 (FIG. 8), contando de cima para baixo, em camadas sobrepostas, ao numerarmos a primeira camada de 1, teremos a seguinte construção:

- Camadas 1-3, 9-11 e 14-18: Água sólida;
- Camada 4: PMMA (polimetil-metacrilato^[14] ou acrílico);
- Camada 5: Borrachas de epicloridrina fundida;
- Camada 6-8: Espuma comum, denominadas Espuma S (Superior), M (Mediana) e I (Inferior), respectivamente;

- Camadas 12 e 13: Camada adaptadora (dupla) de água sólida com entrada para câmara de ionização até o centro da placa.

FIGURA 8: Foto do F1 antes da tomografia computadorizada.



FIGURA 8: Tanto as placas de água sólida quanto as outras estruturas tiveram espessuras e áreas medidas por paquímetro da marca Mitutoyo com nônio de 0,05cm e régua comum, respectivamente.

Com este fantoma o objetivo foi medir a dose absoluta nas interfaces das camadas utilizando ambos filme radiocrômico (Gafchromic® EBT2) e câmara de ionização para diferentes profundidades dos planos de separação das camadas e compará-las com os resultados dos dois algoritmos de planejamento, PB e AAA. Para tanto, duas configurações diferentes de medidas foram efetuadas. Na primeira, o filme comercial de 8''x10'' (20,32x25,40cm²)^[15] foi cortado em 16 partes iguais e, alinhado à direção do feixe incidente, cada pedaço do filme foi posicionado no centro das interfaces desde a superfície do fantoma até o plano entre as camadas 14 e 15 (contando a superfície), seguindo a orientação recomendada para irradiação. Isto é, nesta configuração todos os filmes foram irradiados simultaneamente. Ainda que o filme tenha espessura nominal na ordem de centenas de micrometros, seu acúmulo de 15 pedaços de filme dentro da estrutura do fantoma provocou um erro experimental acumulativo, principalmente nas camadas mais profundas devido à passagem do feixe por sucessivas camadas de filmes.

Além disso, o empilhamento das placas ficou instável devido à presença de vários pedaços de filme.

Para a segunda configuração, a fim de evitar o erro experimental da primeira, o filme também foi igualmente dividido em 16 pedaços, mas para cada irradiação apenas um filme estava em cada interface do fantoma heterogêneo. Ou seja, desta forma cada filme foi irradiado separadamente, cada um em uma interface diferente, de forma que no final todas as mesmas interfaces da primeira configuração foram irradiadas na segunda igualmente. Assim puderam-se obter dados em diferentes profundidades em relação à superfície, o que possibilitou a construção do gráfico de PDP.

As medidas com a câmara de ionização foram realizadas alternando as posições de camadas de água sólida com a camada adaptadora da CC13, variando-se então a profundidade dos valores obtidos para a câmara e possibilitando posterior comparação com os mesmos valores de dose dos filmes radiocrômicos nas duas configurações.

As espessuras então de cada camada estão na TAB. 2, lembrando que para as borrachas é considerada a espessura média entre todas.

Para o fantoma F1 foi escolhida, durante o planejamento, a SSD=100 cm exatamente no ponto central do plano da interface entre as camadas 12 e 13, justamente em uma das posições da câmara de ionização.

TABELA 2: Espessuras dos componentes envolvidos em F1.

Camada	Espessura (mm)
Espuma S	10,28(34)
Espuma M	9,44(22)
Espuma I	9,35(24)
Espumas no Fantoma	29,96(10)
Acrílico	10,00(5)
Água Sólida	10,00(5)
Adaptadora	19,98(6)
Borracha (média)	9,41(10)

É possível colocar aqui a dificuldade na medida precisa da espessura das espumas e da borracha uma vez que são estruturas facilmente deformáveis. A explicação para menor incerteza no conjunto de espumas comparadas com as medidas individuais é

que a medida no fantoma montado pode ser tirada através das distâncias das placas de água sólida que envolvem as espumas, e não necessariamente das espessuras das próprias espumas com o paquímetro fora do fantoma. Esta medida então leva em conta a deformação das espumas já dentro do fantoma que é efetivamente irradiado.

Para o alinhamento exato do fantoma e das estruturas constituintes foi utilizada a referência laser da sala do acelerador, o que possibilitou um alinhamento com precisão milimétrica, tanto do fantoma quanto dos filmes radiocrômicos. Estes, de acordo com o laser, receberam pequenas marcações à caneta nas extremidades para garantir alinhamento e orientação correta do filme (FIG. 9). O sistema de lasers dentro da sala define um ponto específico dentro dela, o isocentro, em torno do qual o gantry do acelerador, a mesa e os colimadores giram.

FIGURA 9: Exemplo de alinhamento e posicionamento das estruturas e filme em F1.

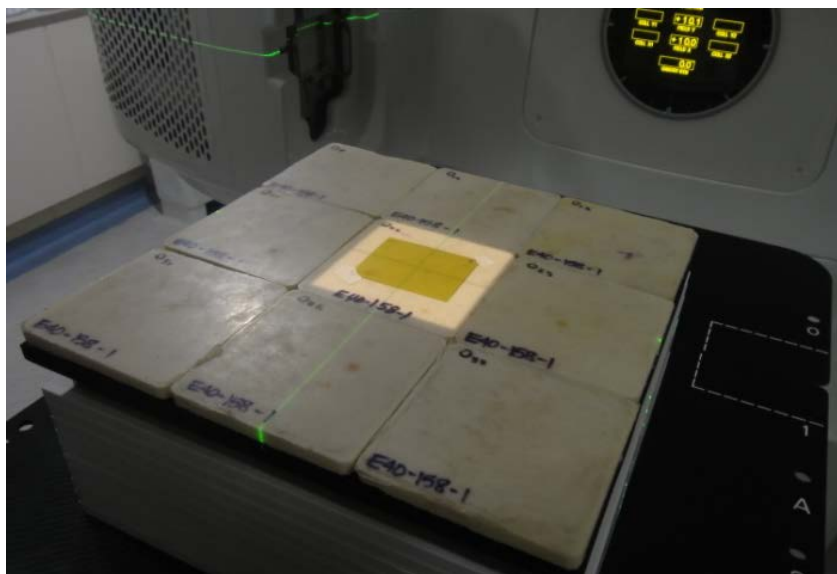


FIGURA 9: Em detalhe um pedaço de filme colocado sobre as borrachas de epicloridrina. O mais importante fator durante este procedimento é justamente o posicionamento e orientação correta do filme para as duas configurações.

Após as medidas nas interfaces, foi feita também uma configuração diferente de posição do filme no mesmo fantoma. Isto é, com o objetivo de obter uma distribuição de dose no plano, duas construções idênticas do esquema de F1 foram feitas e um filme radiocrômico foi posicionado na superfície entre os dois fantasmas idênticos com a mesma disposição de camadas que F1, perpendicular à entrada do campo.

Neste caso, ao invés de se utilizar espuma comum para simular uma camada de ar, uma camada de isopor de 3 cm de espessura foi o material substituto escolhido. Vale

colocar também que as placas de borracha de epiclorigrina ocuparam apenas a faixa de interesse da medida, ou seja, na região onde o filme estava prensado. Foi irradiado um campo de 5cm x 5cm, com SSD=100cm agora na superfície do fantoma. Desta forma obteve-se a distribuição bidimensional de dose em F1.

Esta distribuição bidimensional foi analisada tanto em F1 quanto em F2 da mesma forma, através de três PDPs, sendo uma no centro do feixe e as outras duas 5mm distantes da central, além de uma PDP média destas mesmas, que aparece plotada em gráficos. Utilizar uma PDP média, como será chamada, tem por objetivo evitar fazer a escolha de um eixo único que tenha sido afetado por quaisquer artefatos da imagem e também suavizar a curva e diminuir os problemas de heterogeneidades inerentes ao filme, amostrando os perfis do eixo central de forma mais representativa. É importante também notar que os sinais de medidas de doses absorvidas no filme radiocrômico são bastante ruidosos, e, portanto, levar em conta a PDP média para o filme é interessante no sentido de reduzir o efeito deste ruído.

A construção F2 tem também o objetivo de medir a distribuição de dose em um meio heterogêneo através do posicionamento paralelo do filme com o feixe de radiação incidente. Isto é, neste esquema o filme radiocrômico foi colocado no meio de duas estruturas iguais, perpendiculares à mesa e com o plano de incidência do feixe do acelerador linear. Desta vez a sobreposição dos materiais teve uma disposição diferente de F1. Enquanto as camadas mais superiores e mais inferiores foram de água sólida, no meio do fantoma coexistiam um empilhamento de borracha de epiclorigrina e uma coluna de ar, emparelhados. Para visualizar o interior de F2, temos a FIG. 10.

FIGURA 10: Foto do interior de F2 sem as camadas de água sólidas superiores.



FIGURA 10: O esquema de organização de F2 possibilitou análise de feixes que atravessem ou apenas água sólida e borracha ou apenas água sólida e ar. Na figura não estão posicionadas das camadas superiores de água sólida. O filme foi colocado perpendicular às interfaces da borracha e da água sólida exatamente na divisão entre os empilhamentos.

Dois campos $5 \times 5 \text{cm}^2$ centrados ora na linha das placas de água, borracha e placas de água sólida, ora na linha das placas de água sólida, ar e placas de água sólida, foram irradiados em dois filmes radiocrômicos inseridos no fantoma e diferentes, um para cada campo, como mostra o esquema na FIG 11.

FIGURA 11: Esquema de irradiação de F2

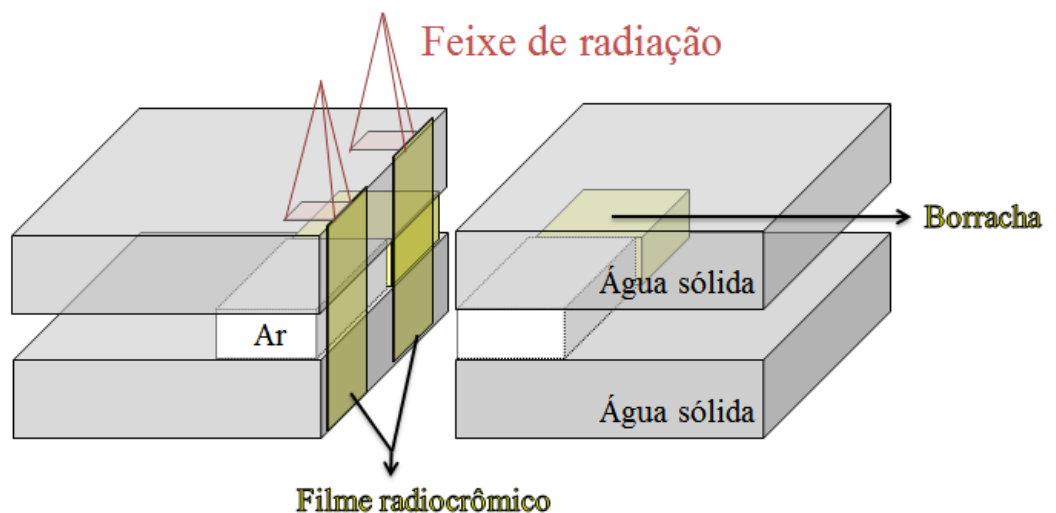


FIGURA 11: As camadas de água sólida estão cinza, as da borracha de epiclorigidrina, amarelas, as colunas de ar, brancas e o filme perpendicular também em amarelo. Aqui podemos perceber que o feixe irá ou interagir com água, borracha e água ou com água, ar e água. Estão esquematizadas aqui as duas linhas que os feixes determinam para analisar os heterogêneos separadamente.

Pode-se então, de forma análoga à F1, organizar F2 da seguinte forma na FIG. 12, contando de cima para baixo em camadas sobrepostas de aproximadamente 1cm (TAB. 2), ao numerarmos a primeira camada de 1, teremos a seguinte construção:

- Camadas 1-4, 11-13: Água sólida;
- Camadas 5-8: Borrachas de epicloridrina vulcanizada com coluna de ar dividindo espaço;
- Camadas 9 e 10: Camada adaptadora (dupla) de água sólida com entrada para câmara de ionização.

FIGURA 12: Foto de F2 antes da tomografia.

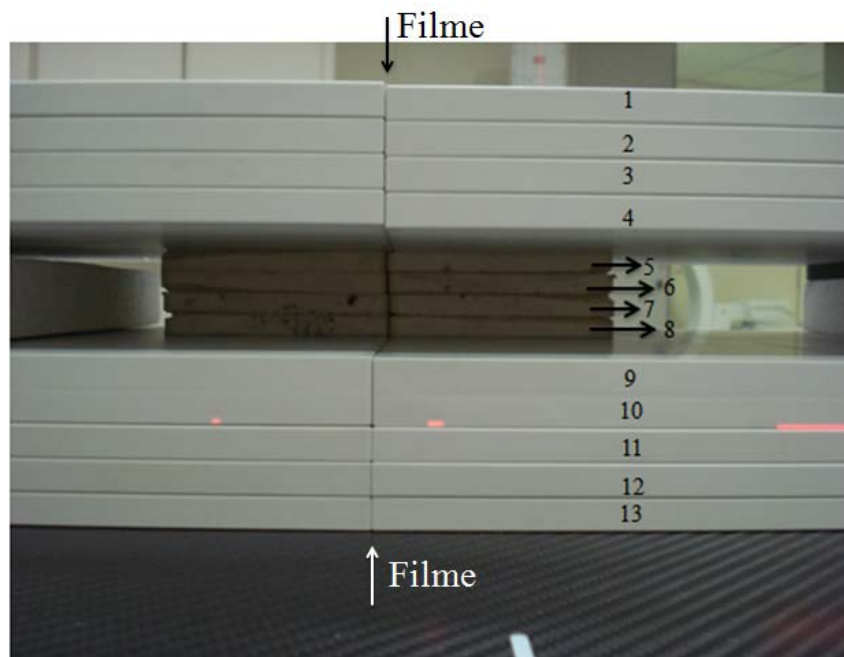


FIGURA 12: O filme radiocrômico não está presente na figura, mas é possível observar na figura a disposição dos materiais. O esquema deste fantoma é tal que dois caminhos diferentes para o feixe do acelerador linear foram feitos, o primeiro um feixe que encontra água sólida, borracha e água sólida (F2-Osso) e o segundo que percorre por água sólida, ar e água sólida (F2-Ar).

Com tal disposição do arranjo é possível, através do uso do filme radiocrômico, obter as medidas de distribuição de dose para a parte que percorre a borracha, denominado F2-Osso, e a que percorre o ar, F2-Ar. Finalmente é então viável traçar PDPs e perfis para comparação com os algoritmos de planejamento.

Uma vez que já foram apresentadas as medidas de espessuras dos materiais utilizados vale aqui apenas colocar que a espessura das camadas de borracha e da coluna de ar são a soma de quatro placas de borracha, isto é, uma espessura de 37,64(20)mm com a devida propagação de erros.

No planejamento de F1 e F2 foram feitas tomografias computadorizadas dos mesmos na máquina SOMATON Emotion da Siemens.

3.1.1 Filme radiocrômico Gafchromic® EBT2

De forma sintetizada pode-se afirmar que o filme amarelado sofre uma reação química em estado sólido em sua camada ativa tornando-se mais escuro na região de incidência da radiação e proporcional a ela ^[7]. Segundo as informações do fabricante ^[8,9], o filme é insensível à luz ambiente e sua resposta dosimétrica, isto é, seu enegrecimento

proporcional à dose, é praticamente independente às possíveis energias dos fótons que atingem o filme. Ele é composto por uma combinação de camadas sobrepostas de substrato de poliéster, camada ativa, camada adesiva e na cobertura uma lâmina de poliéster. Os filmes vêm lacrados em caixas, em medidas únicas de 8''x10'' e espessura nominal de 278 µm, destes, 28 µm compõe a camada ativa.

Vale colocar que foram respeitadas todas as indicações para armazenamento e manuseio do filme, a saber, quanto à temperatura, umidade e exposição à luz solar e ambiente. Os filmes foram mantidos dentro do serviço de radioterapia do HSL com temperatura ambiente controlada por ar condicionado. Aqueles não irradiados foram conservados em envelope opaco à luz ambiente, enquanto os irradiados separados por folhas finas de papel. Todos, irradiados ou não, foram mantidos dentro da própria caixa comercializada.

Ao serem irradiados e em seguida guardados, os filmes foram escaneados pelo menos 24h após irradiação, como seguem as recomendações ^[8]. O scanner utilizado para todos os filmes foi o VIDAR DosimetryPro Advantage com luz branca para leitura e, através do software OmniPro I^mRT da IBA, versão 1.7.0021, processou-se as imagens escaneadas a partir do sinal enviado ADC (Analog-to-Digital Converter ou conversor analógico para digital) pelo scanner, com resolução de 71 dpi e 16 bit que o converteu em OD (Optical Density ou densidade óptica) para ser comparado com a dose. Isto é, a curva de calibração então é uma função de OD por dose absoluta.

Sempre antes do scanner ser utilizado, ele era mantido ligado por pelo menos 30 minutos, a fim de que toda a eletrônica do equipamento já estivesse estabilizada. Os filmes também foram sempre escaneados na posição de paisagem com a orientação recomendada pelo fabricante do mesmo como mostra a FIG. 13.

FIGURA 13: Foto do scanner VIDAR com filme de calibração.



FIGURA 13: Detalhe para a orientação e alinhamento sempre constantes para todas as medidas.

A correspondência entre dose absoluta depositada no filme e seu enegrecimento para calibração foi obtido através do conjunto de câmara de ionização, filme e água sólida inicialmente na configuração Ca1, e validada a calibração através do segundo sistema Ca2.

Na primeira, Ca1, foi formulado no sistema de planejamento um esquema de dosagem fazendo uso do MLC (Multileaf Collimator) de forma que oito formas retangulares fossem irradiadas com determinadas doses diferentes entre si. A câmara foi posicionada a 2cm de profundidade na água sólida no centro de cada um dos oito retângulos de diferentes doses com uma SSD=93 cm. Havia ainda 12 cm de água sólida abaixo da câmara, com a finalidade de garantir as condições de retro-espalhamento. Posteriormente, o filme foi colocado no mesmo plano em que estava a câmara, e, portanto, a dose entregue em cada um dos retângulos já era conhecida nesta etapa.

Em seguida fez-se a leitura no scanner e a correção do background do próprio filme sem ser irradiado. No centro de cada retângulo foi definida uma ROI com dimensões semelhantes as da câmara de ionização, com o objetivo de encontrar a equivalência entre a leitura dos níveis de cinza no software, que eram convertidos de ADC para OD, e o valor de dose absoluta, obtido pela CC13.

Para a segunda configuração, Ca2, o filme foi recortado igualmente em oito partes e, obedecendo novamente à orientação cartesiana inicial recomendada ^[8], também foi alinhado com o feixe incidente, da mesma forma que em Ca1. Irradiaram-se então os filmes individualmente com as mesmas doses para cada parte recortada, utilizando um campo quadrado de 10x10 cm² em condições de referência. Os pedaços de filme foram

analisados também da mesma forma que na Ca1. Esta configuração Ca2 validou a primeira calibração do filme.

3.2 Borracha de epiclorigrina

Antes de passar pela vulcanização, a borracha de poliepicloridrina homopolímero Hydrin H55 era um polímero sem processamento e não possuía propriedades como resistência mecânica, química, térmica ou resiliência para ser aplicada. Somente com formulação deste mesmo polímero com vários tipos de aditivos, e posterior vulcanização, é que se obteve o material resultante pronto para o experimento. A composição das borrachas é então de Poliepicloridrina homopolímero: 90,6%, Ácido Esteárico: 1,8%, Auxiliar de Processo: 0,9%, Antioxidante: 0,9%, Carbonato de Cálcio: 4,5%, Óxido de Magnésio: 0,4% e Agente de Cura: 0,9%.

As nove placas de borracha foram generosamente fabricadas, processadas e cedidas pela empresa Zeon para estudo e análise. Para organizá-las cada uma foi enumerada matricialmente com a sua disposição em F1 (FIG. 9). Seus volumes e pesos foram obtidos com o uso de uma balança analítica eletrônica marca Marte com precisão nominal de 0,001 g, modelo AL 500. Para encontrar o volume, a borracha foi imersa em água e o aumento no nível de água foi medido através de uma proveta com precisão de 0,5 ml. Mesmo que as borrachas tenham formato paralelepípedo, suas medidas não puderam ser simplesmente efetuadas com um paquímetro, pois suas arestas continham irregularidades.

A importância destas medidas está na validação da comparação entre a borracha de epiclorigrina fundida e o osso humano através do cálculo do coeficiente de atenuação mássico e análise do número na escala de Hounsfield para a borracha.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Parâmetros físicos da borracha

Em análise preliminar, na tomografia computadorizada, a borracha de epicloridrina apresentou visualmente uma atenuação semelhante ao de um osso real, com referência em fantoma de osso cortical 400(3) HU ^[10]. Em um breve levantamento em casos reais nas FIG. 14 e 15, as unidades de Hounsfield dos ossos apresentaram-se de aproximadamente 200 até 1400 HU, um intervalo considerável com valor médio e desvio padrão de 822(329) HU. Entretanto deve-se observar de que o próprio osso humano é composto heterogeneamente e, como a borracha tem objetivo de simular o osso, esta deve estar no intervalo de HU que foram observados em casos reais.

FIGURA 14: Tomografia de caso real de pelve com medidas de HUs do fêmur.

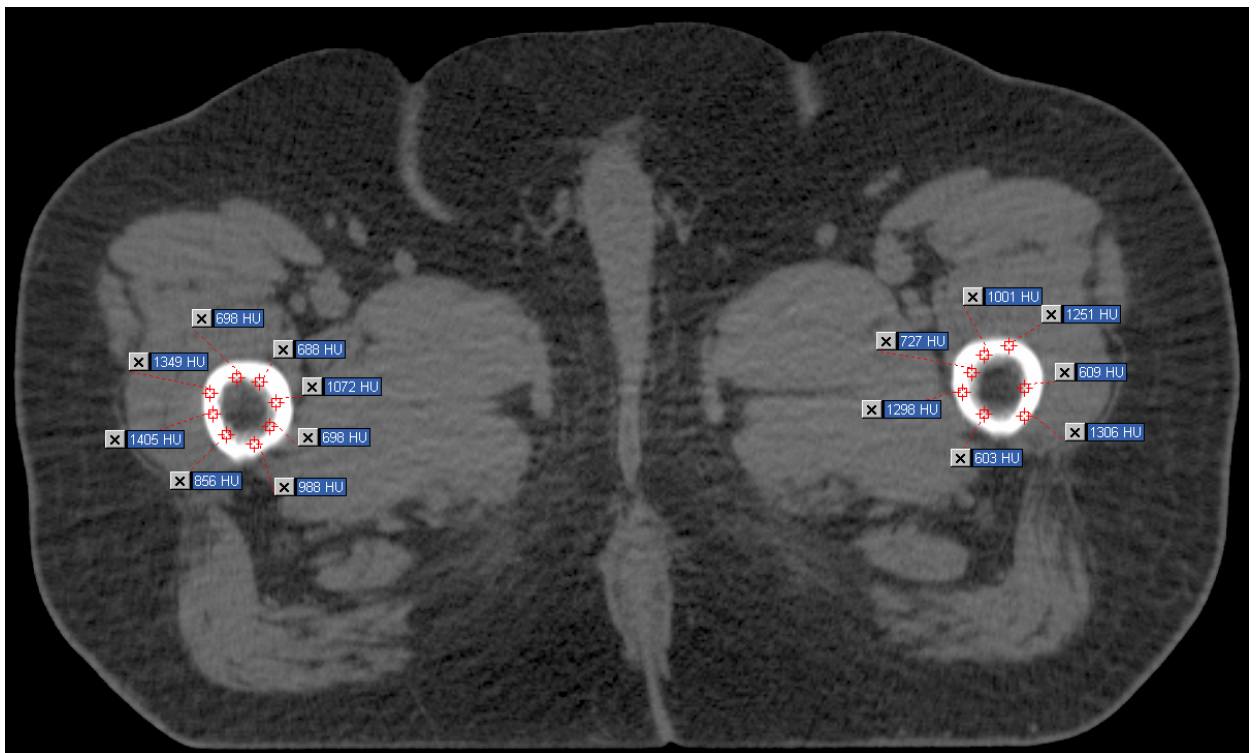


FIGURA 14: A diferença entre os valores é grande e indica que o osso real é composto por materiais de com diferentes níveis de atenuação. Nesta figura o fêmur chega a apresentar valores por volta dos 1400 HU.

FIGURA 15: Tomografia de caso real na altura do pulmão.

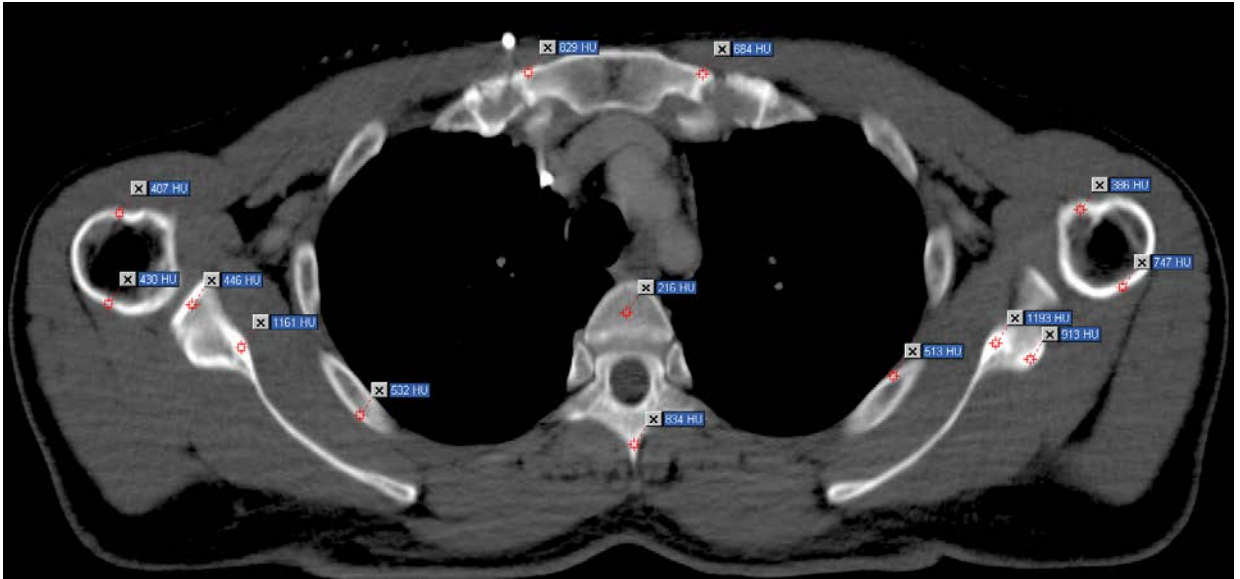


FIGURA 15: A medida nos ossos neste corte também sugere a considerável heterogeneidade até no mesmo tipo de tecido. O importante é que a borracha utilizada tem seus valores dentro do intervalo do osso humano.

Para medida da unidade de Hounsfield da borracha foram escolhidos pontos uniformemente distribuídos em sua CT na FIG. 16, suficientemente longe da borda para evitar efeitos da interface, e se obteve o valor de 656(21). Este valor está dentro das expectativas para simular o osso humano e, portanto, justifica a escolha deste material para a construção do fantoma.

FIGURA 16: Tomografia computadorizada de F2 com medidas de HU da borracha de poliepicloridrina.

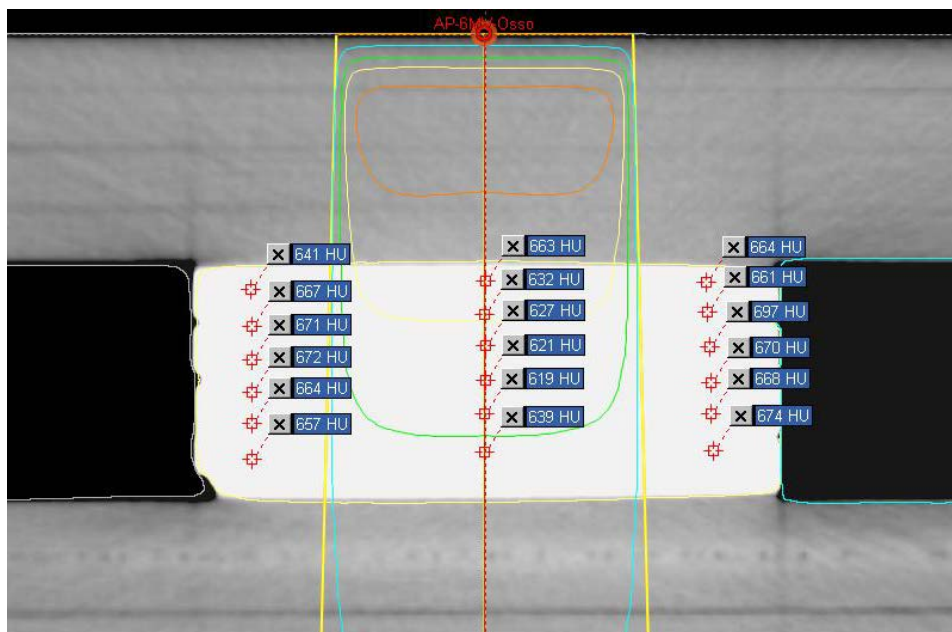


FIGURA 16: Variação dos valores de HU é observável embora esteja dentro da faixa dos dados obtidos por casos reais.

O valor do coeficiente de atenuação mássico foi obtido através da medida do coeficiente de atenuação linear e da densidade da borracha. A densidade volumétrica da borracha foi conseguida para cada uma das nove placas e é apresentada na TAB. 3. A propagação de erros foi feita para todas as grandezas envolvidas.

TABELA 3: Medidas de massa, volume e densidade para as borrachas de epiclоридrina.

Borracha	Massa (g)	σ Massa (kg)	V (ml)	σ V (ml)	ρ (g/cm ³)	$\sigma \rho$ (g/cm ³)
11	127,739	0,002	91,7	0,5	1,39	0,01
12	127,442		90,4		1,41	0,01
13	127,774		89,7		1,42	0,01
21	127,442		91,2		1,40	0,01
22	126,878		94,6		1,34	0,01
23	127,113		96,7		1,31	0,01
31	128,168		95,1		1,35	0,01
32	127,130		92,0		1,38	0,01
33	127,443		90,7		1,41	0,01

Tabela 3: As borrachas foram enumeradas matricialmente para facilitar o posicionamento nos fantasmas. Medidas todas realizadas com o uso da balança analítica e pipeta.

Durante as medidas da TAB. 3 foi observada uma variação constante na última casa decimal da leitura na balança de aproximadamente 0,002 g e assim a incerteza

experimental individual de cada massa foi considerada como 0,002 g. Deste modo, levando em conta que a incerteza final é a raiz da soma quadrática das incertezas estatística e experimental, temos a TAB. 4 com os valores de massa volume e densidade média para as borrachas.

TABELA 4: Valores de massa, volume e densidade médios para borracha.

	Borracha (média)
Massa (g)	127,45(40)
Volume (ml)	92,5(25)
Densidade (g/cm³)	1,38(4)

TABELA 4: O valor da densidade e sua incerteza são de suma importância para o cálculo correto do coeficiente de atenuação mássico da borracha.

Este valor encontrado para densidade $\rho_{bor} = 1,38(4)g/cm^3$ foi utilizado para o cálculo do coeficiente de atenuação mássico da borracha de epiclorigrina de acordo com a equação X. Para tanto, se fez necessário encontrar o coeficiente de atenuação linear através de um experimento de transmissão através da equação IX.

O experimento de transmissão foi realizado sob as mesmas condições que as medidas restantes, isto é, no mesmo acelerador linear, mesma energia de irradiação e mesma câmara de ionização. A câmara CC13 ficou sobre a mesa e abaixo de 1cm de água sólida. Para apoiar as borrachas foi utilizado um suporte de acrílico mais próximo do emissor de radiação que do detector a fim de diminuir as chances de radiação espalhada ser contabilizada. O cone de elétrons serviu apenas como apoio para as estruturas.

Os campos escolhidos para avaliar a atenuação foram de $5 \times 5 cm^2$ e $10 \times 10 cm^2$. A distância entre o emissor (feixe colimado e plano) e detector (praticamente pontual) foi considerada suficiente para que se o experimento tivesse uma boa geometria de irradiação, como se mostra no aparato experimental da FIG. 17.

FIGURA 17: Disposição experimental para medida da atenuação.

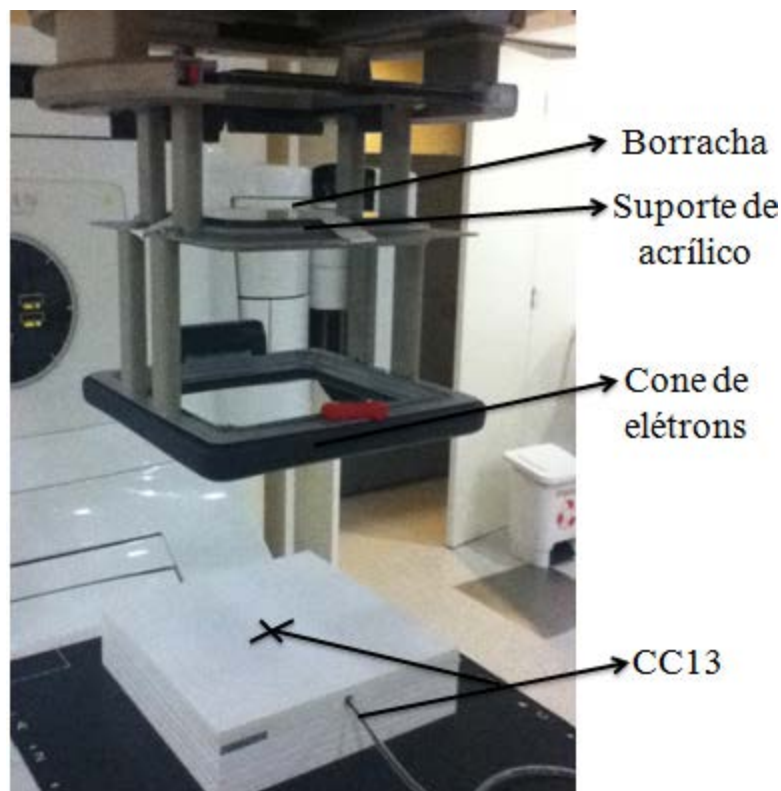
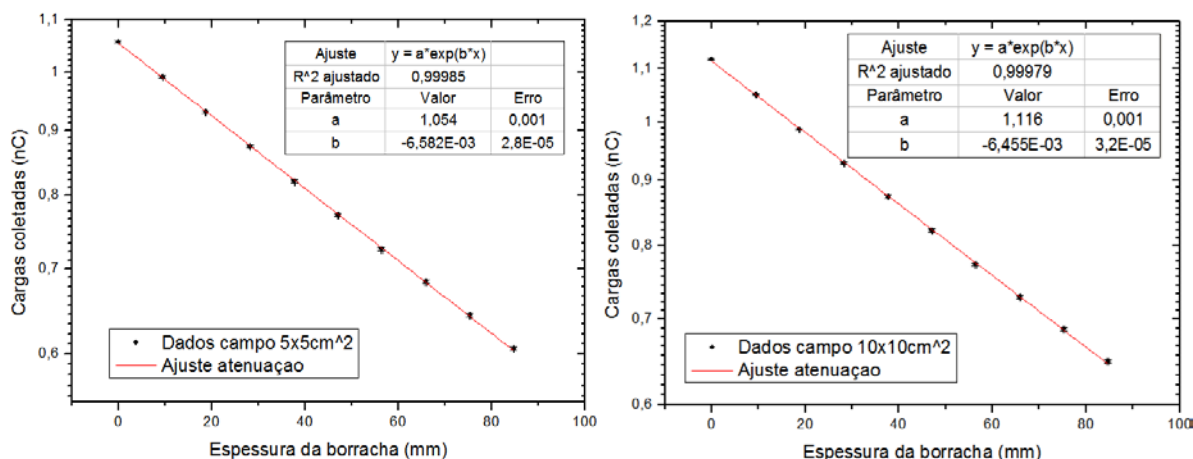


FIGURA 17: As borrachas foram empilhadas e alinhadas com o feixe sobre o suporte de acrílico. Foram também feitas medidas para verificar a constância dos dados de cargas coletadas pela câmara de ionização. A câmara CC13 está com o volume sensível no centro da placa adaptadora indicada como uma cruz na figura.

As doses irradiadas contabilizaram 100 UM e a carga coletada foi então medida em nC, de forma que os gráficos de atenuação puderam ser plotados e os valores para coeficiente de atenuação analisados (FIG.18 E 19). O ajuste feito pelo OriginPro utiliza o algoritmo de Levenberg-Marquardt e, após suas iterações, apresenta valores do parâmetro físico procurado que foi comparado com a referência do osso humano [5].

FIGURAS 18 E 19: Ajuste exponencial dos campos 5x5cm² e 10x10cm², respectivamente.



FIGURAS 18 E 19: Do ajuste se obtém que $\mu_{5x5} = 6,58 \cdot 10^{-3}(3)mm^{-1}$ enquanto $\mu_{10x10} = 6,46 \cdot 10^{-3}(3)mm^{-1}$.

Entende-se que o coeficiente de atenuação deva ser o mesmo para cada um dos dois campos, uma vez que a energia e o material atuador são os mesmos. Os valores para os dois campos são compatíveis entre si, isto é, não há como fisicamente diferenciá-los pelo intervalo de incerteza, nas condições deste experimento.

Utilizando a definição do coeficiente de atenuação mássico para os dois campos, temos que:

$$\mu_{\alpha_{5x5}} = \frac{\mu_{5x5}}{\rho} \rightarrow \mu_{\alpha_{5x5}} = \frac{6,58 \cdot 10^{-3}(3)mm^{-1}}{1,38(4)g/cm^3} = 0,0477(14)cm^2/g$$

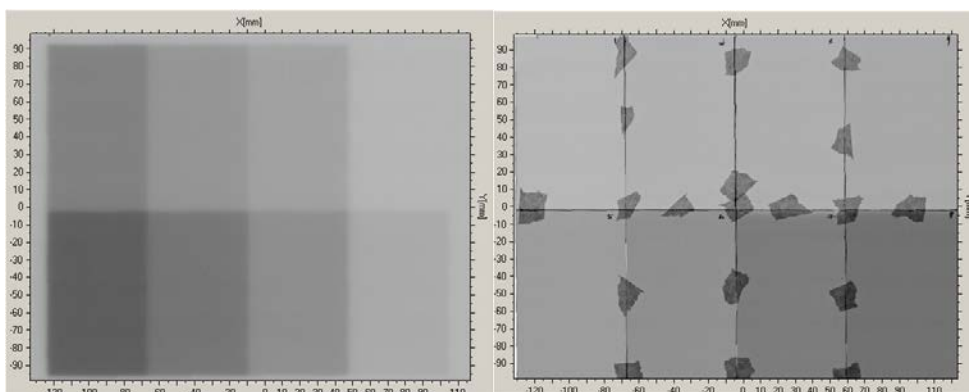
$$\mu_{\alpha_{10x10}} = \frac{\mu_{10x10}}{\rho} \rightarrow \mu_{\alpha_{10x10}} = \frac{6,46 \cdot 10^{-3}(3)mm^{-1}}{1,38(4)g/cm^3} = 0,0468(14)cm^2/g$$

A referência^[5] fornece, para um interação fótons de 2 MeV e osso humano, um coeficiente de $0,0473cm^2/g$. Os valores experimentais são compatíveis com o da referência dentro já do primeiro intervalo de incerteza, o que nos fornece o parâmetro físico necessário para considerar fisicamente a borracha de epícloridrina comparável ao osso humano em um fantoma radioterápico.

4.2 Calibração do filme

Primeiramente fez-se a calibração do filme radiocrômico correlacionando a OD com a dose absoluta registrada na câmara CC13. A diferença no enegrecimento do filme é visual e pode ser analisada também qualitativamente pelas FIG. 19 e 20.

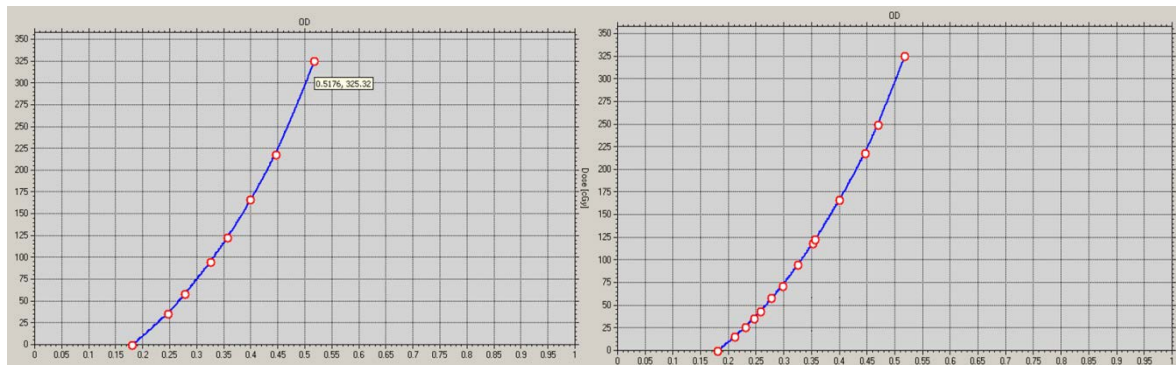
FIGURAS 19 E 20: Leituras do scanner sobre a calibração na configuração Ca1 e Ca2, respectivamente.



FIGURAS 19 E 20: Os filmes escaneados foram processados para resultarem nas figuras acima.

Como explicado anteriormente, a calibração foi feita após irradiação de um filme único usando o MLC. Foi feito o ajuste de função pelo software OmniPro I^mRT aos dados obtidos, no caso o ADC do scanner, convertido em OD, em função das doses absolutas dadas pela câmara de ionização. Apenas por conta de F1 foi feita uma checagem da calibração com uma segunda configuração diferente, Ca2, pois apenas em F1 os filmes foram cortados e irradiados separadamente. O gráfico a seguir apresenta os valores experimentais para as duas curvas de calibração e seus ajustes. Tais funções, FIG. 21 E 22, foram as escolhidas para a conversão de OD em dose absorvida nos fantomas.

FIGURAS 21 E 22: Calibração com os dados de Ca1 e com os dados de Ca1 e Ca2 sobrepostos para validação.



FIGURAS 21 E 22: A primeira curva mostra certo ajuste coerente na técnica de calibração Ca1. No segundo gráfico foi possível então verificar a validade das duas técnicas de calibração Ca1 e Ca2. Esta foi a curva utilizada para relacionar então a densidade óptica com a dose medida com a CC13.

Somente com a utilização desta curva no software OmniPro I^mRT é que se pode obter valores confiáveis de dose absorvida nos filmes radiocrômicos. Vale colocar também aqui que no processamento de imagens existe outra correção que deve ser levada em conta, o filme foi escaneado uma única vez inicialmente, antes de ser irradiado, a fim de que esta imagem escaneada fosse descontada no processamento do filme depois da irradiação.

4.3 PDPs e perfis

As medidas e previsões doses absorvidas em F1 podem ser encontradas nas FIG. 23 E 24. No caso deste fantoma foram utilizados para análise do mesmo os algoritmos AAA e PB, enquanto as medidas experimentais de dose foram feitas pelo filme radiocrômico e câmara de ionização. Vale lembrar que houve duas disposições diferentes para o filme, uma que eles foram irradiados simultaneamente, empilhados no fantoma e a outra quando foram irradiados individualmente, todos os dados na FIG 23. Já na FIG 24, foi utilizado o filme paralelo ao feixe e a PDP do Gafchromic é a PDP média, como explicado anteriormente.

FIGURA 23: PDP em F1.

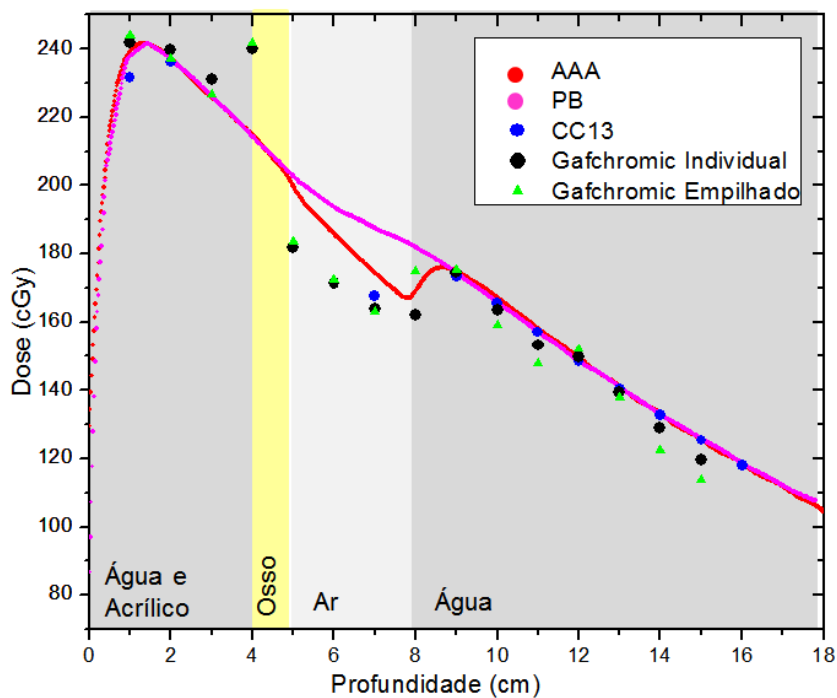


FIGURA 23: A PDP leva em conta a heterogeneidade do fantoma construído e, visualmente, ficam claras já as diferenças das doses, justamente na região de heterogeneidades.

FIGURA 24: PDP média em F1.

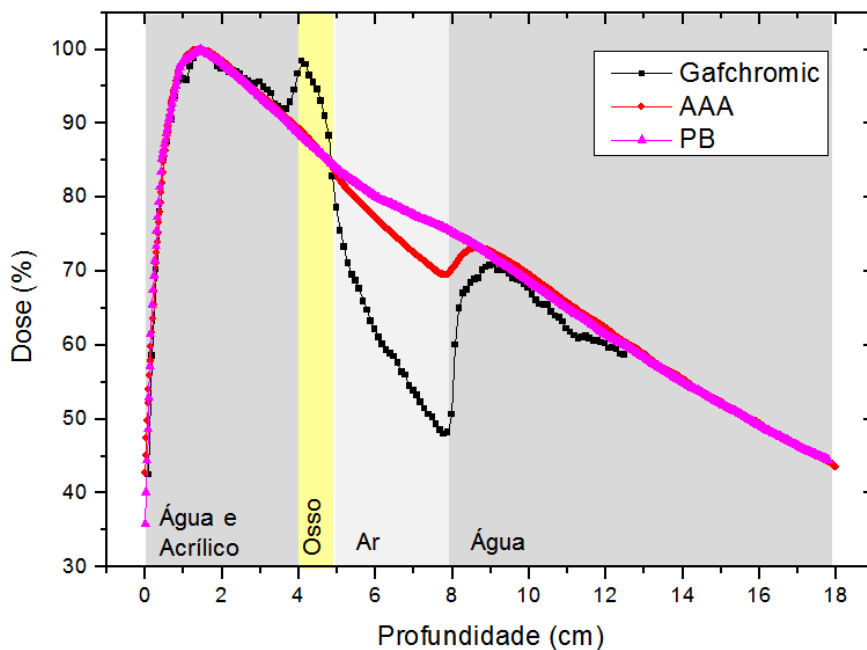


FIGURA 24: Na PDP média podemos visualizar mais amplamente as medidas de dose do Gafchromic. As medidas deste gráfico e do anterior são então análogas, mas diferentes disposições experimentais. A média das linhas de PDPs oferece uma leitura mais independente de artefatos na imagem ao compararmos os dois gráficos.

O problema com o empilhamento do Gafchromic no fantoma (FIG 23) fica mais claro nas últimas camadas do fantoma, como previsto anteriormente na descrição experimental. Foram levadas em conta então apenas as medidas com o filme individualmente irradiado para analisar as diferenças entre o previsto e obtido. Este gráfico de PDP é muito importante no sentido que já ficam claras as diferenças de doses absorvidas medidas e previstas na região de diferente densidade eletrônica. Isto é, no ar, com baixa densidade eletrônica, o PB não prevê que haverá menos dose depositada, além disso, o AAA, apesar de perceber esta diferença de densidades, tem como resultado planejado uma dose maior do que a região verdadeiramente recebe. Nos dois casos este efeito causaria uma subdosagem da região irradiada em um caso real, ou seja, embora a dose absorvida (dado experimental do filme) seja baixa, os dois algoritmos de planejamento acabam por prever doses maiores. Vale colocar que, enquanto nas medidas da FIG. 23 (filmes perpendiculares ao feixe) o material que simulou ar foi espuma, no esquema da FIG. 24 (filme paralelo ao feixe) foi isopor o que explica as diferenças percentuais de doses absorvidas nos esquemas semelhantes.

Outra medida bastante relevante neste fantoma heterogêneo está na interface água-osso nos dois gráficos. Observe que, enquanto os algoritmos de planejamento mantenham uma curva suave estritamente decrescente na região da interface, o filme mede uma dose de pico. Este é o efeito de retroespalhamento da radiação. A interação recorrente deste experimento, o espalhamento Compton, prevê o retroespalhamento com maior probabilidade então na região de maior densidade eletrônica, pois será maior o número de interações dos fótons com os elétrons do material, no caso deste fantoma, a borracha de epicloridrina. Este efeito causa um aumento da dose absorvida na interface, não previsto pelos algoritmos.

Nas regiões de água sólida e onde não há heterogeneidades, os dados experimentais não mostram diferenças visualmente marcantes como nas de heterogeneidades, e para avaliar isso é possível construir os gráficos, FIG. 25 E 26, oriundos das diferenças entre previsões e medidas experimentais das FIG. 23 e 24, respectivamente. Como a câmara de ionização é o dosímetro que mede a dose absoluta neste experimento, as doses foram comparadas entre ela e os algoritmos de planejamento, e finalmente compararam-se também as diferenças filme e planejado, apenas para o AAA.

FIGURA 25: Diferenças de doses em F1.

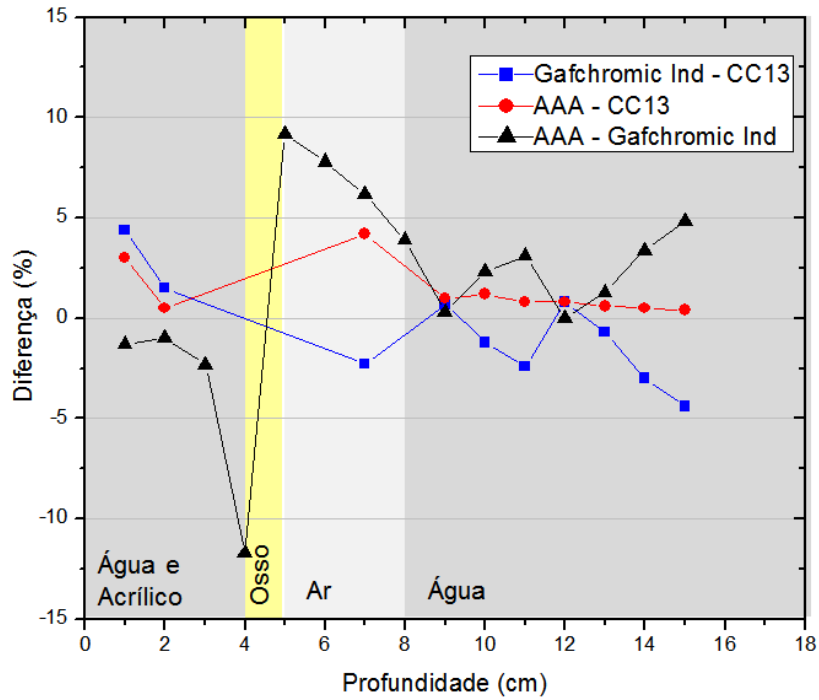


FIGURA 25: Este gráfico serve para perceber as discrepâncias entre medidas e previsões. As medidas de Gafchromic Ind (individuais) indicam os filmes que foram irradiados individualmente.

FIGURA 26: Diferenças das PDPs médias em F1.

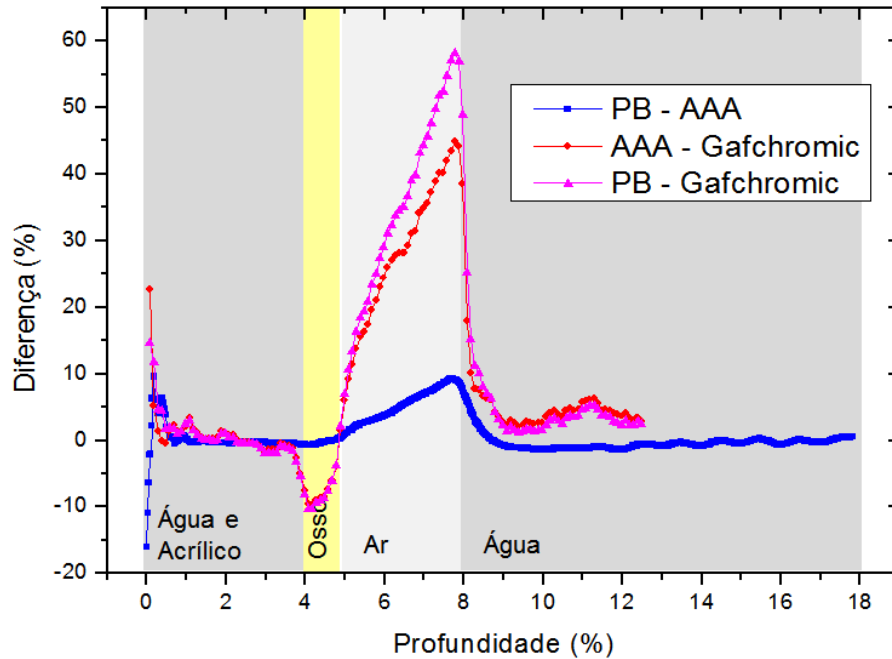


FIGURA 26: Aqui temos uma disposição mais favorável para analisar analiticamente as diferenças entre filme e algoritmos de planejamento por todo o caminho do feixe. Em ambas as regiões heterogêneas os algoritmos e filme não apresentam medidas próximas.

Como o já ressaltado no gráfico anterior, as diferenças mais significativas estão nas regiões e interfaces com diferentes densidades eletrônicas. Nas regiões mais homogêneas as diferenças não passam de 5%.

As medidas em F2 também foram feitas e um exemplo do enegrecimento do filme radiocrômico pode ser encontrado na FIG. 27. Um print-screen do planejamento do fantoma F2 no Eclipse com as doses em colorido pode ser visualizado na FIG. 28.

FIGURA 27: Exemplo do enegrecimento do filme após irradiação em F2 na parte do osso.



FIGURA 27: O filme fica visualmente levemente mais enegrecido na região da borracha, o que é esperado teoricamente, uma vez que a quantidade de interações físicas é maior e a dose absorvida também é pela maior densidade eletrônica.

FIGURA 28: Imagem de uma das etapas do planejamento de F2 com feixe na borracha.

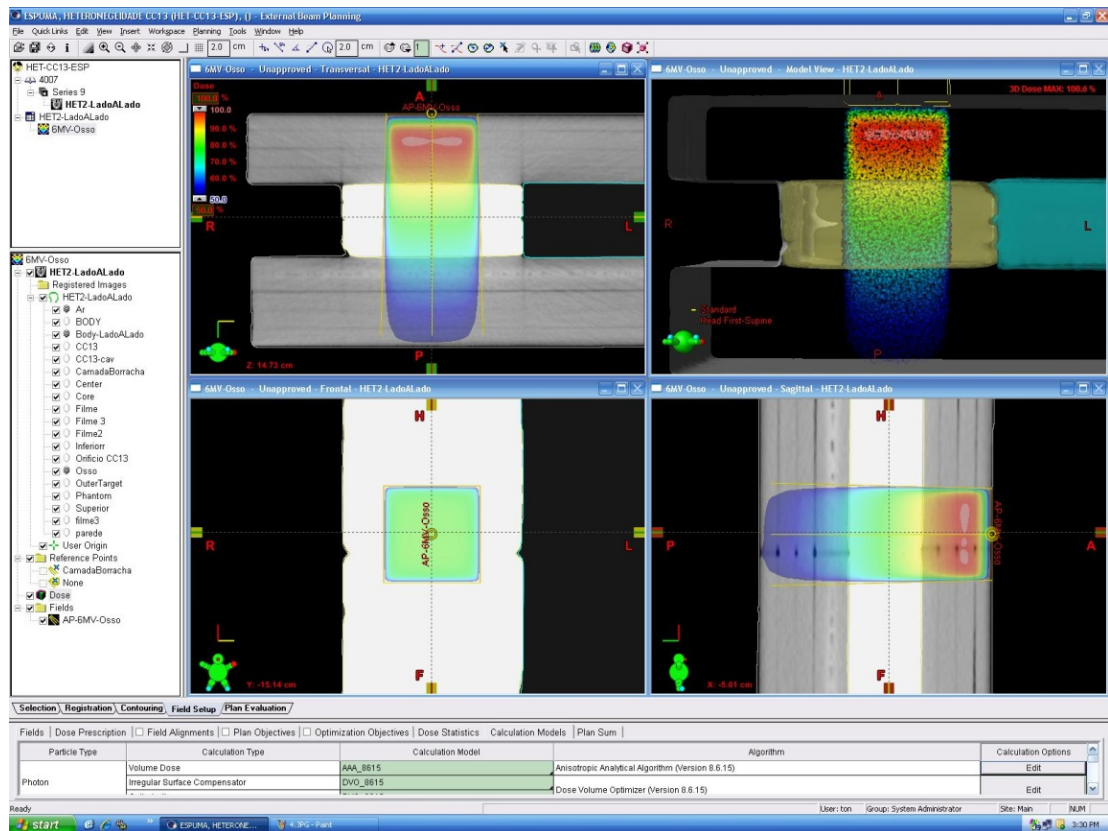


FIGURA 28: As regiões de maior dose são indicadas pelas cores vermelho e amarelo. É possível qualitativamente inferir ainda que o sistema considera que a dose praticamente decresce durante todo o F2-Osso.

Analogamente à F1, constroem-se os gráficos de PDPs, suas médias e diferenças em F2 para os feixes que atravessam água-osso-água (F2-Osso) e água-ar-água (F2-Ar). Desta vez foram plotados os mesmos algoritmos de planejamento de F1 acrescidos do algoritmo CC e AAA com a correção de heterogeneidade desligada (AAA OFF). São estas as FIG. 29 a 32, para o fantoma com osso, e FIG. 33 a 36 para o fantoma com a coluna de ar.

FIGURA 29: PDP de F2-Osso.

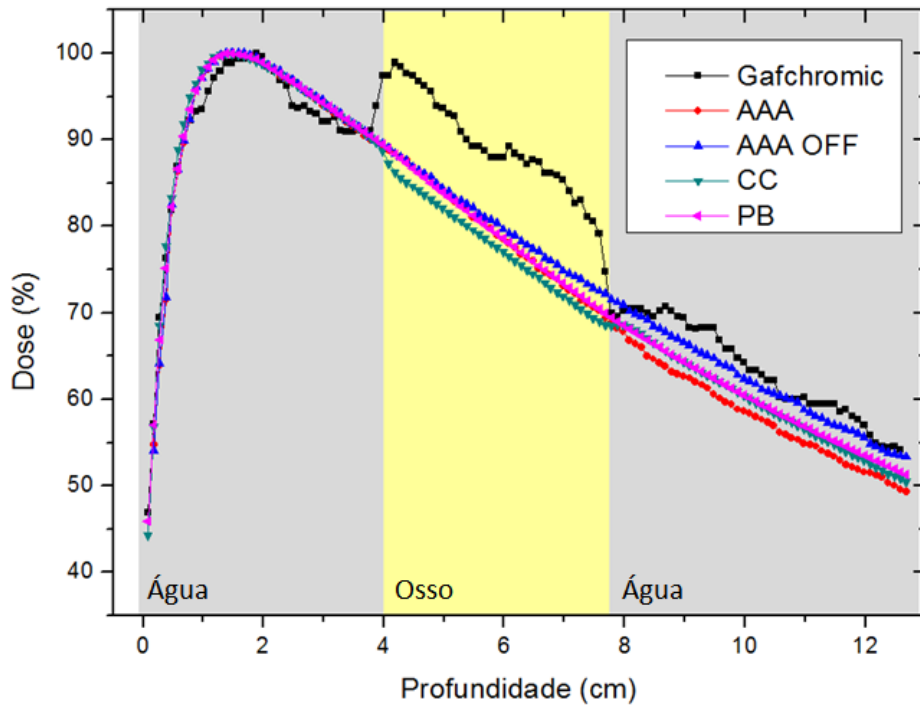


FIGURA 29: Com as correções de heterogeneidades ativadas ou não, nenhum dos algoritmos de planejamento utilizados pôde prever o aumento da dose na região do osso.

FIGURA 30: PDP média de F2-Osso.

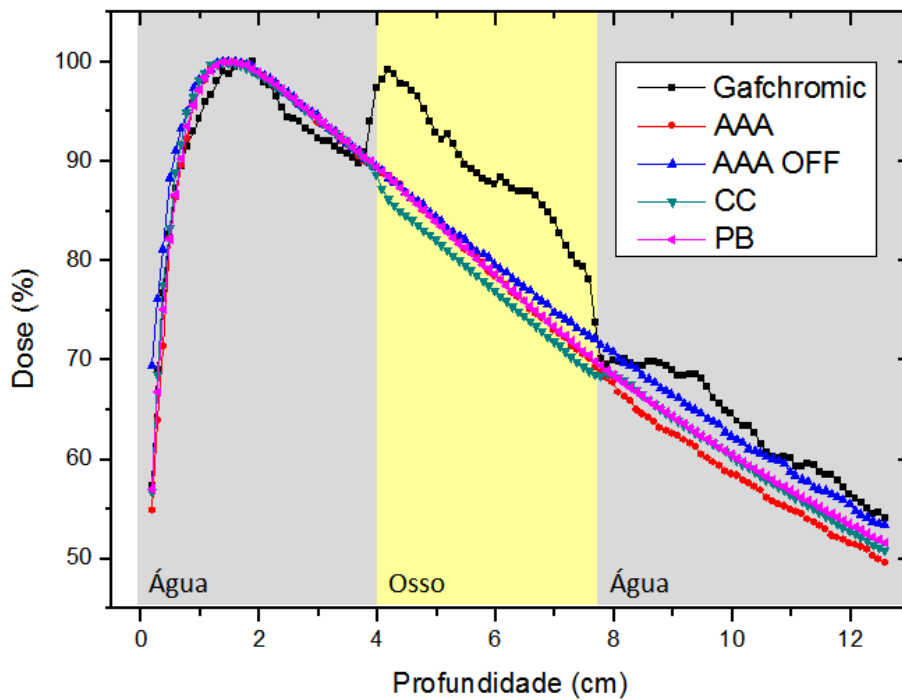


FIGURA 30: Este gráfico fornece as médias de todas as PDPs envolvidas, tanto dos algoritmos quanto do filme. Assim como no gráfico anterior, nenhum dos algoritmos previu a diferença de dose absorvida no osso.

FIGURA 31: Diferenças de doses em F2-Osso.

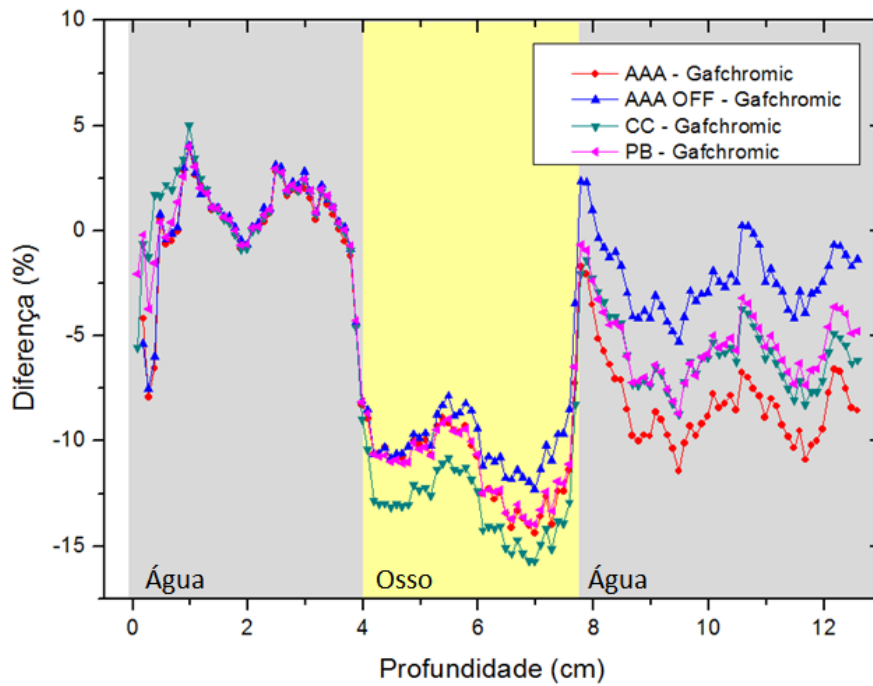


FIGURA 31: Todas os cálculos de diferença levam o filme como referência. Embora os algoritmos tenham um comportamento muito semelhante entre si, todos alcançam a diferença de no mínimo 10% de diferença de dose absorvida no osso.

FIGURA 32: Diferenças das PDPs médias em F2-Osso.

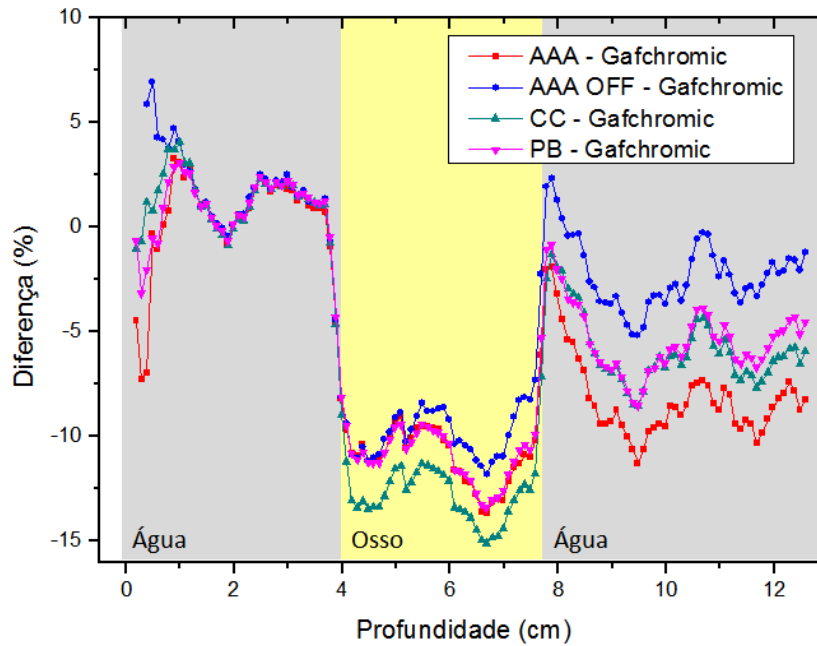


FIGURA 32: Equivalente ao gráfico anterior, este fornece as mesmas diferenças agora entre as médias das PDPs envolvidas. Uma leve suavização da curva de diferenças de dose na região do osso é observável e esperada em uma curva média ao compararmos os gráficos. A diferença de dose absorvida, entretanto, manteve o mínimo de 10%, assim como no anterior.

FIGURA 33: PDP de F2-Ar.

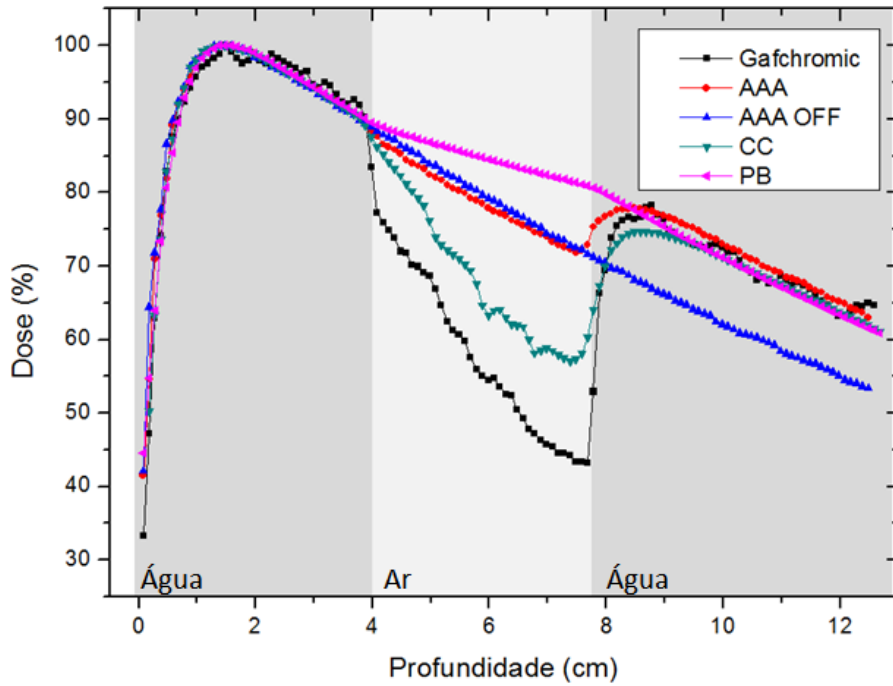


FIGURA 33: Neste caso temos um comportamento relativamente diferenciado para cada algoritmo. Com a correção de heterogeneidade desligada, o AAA OFF, o algoritmo traça uma curva de PDP como se fosse em água sólida pura. O PB prevê o segundo build-up na região da segunda camada de água, assim como o AAA que, além disso, percebe certa subdosagem na camada intermediária. Por fim, o CC é aquele que efetivamente prevê com clareza a queda da dose absorvida no ar e se aproxima da medida experimental do Gafchromic.

FIGURA 34: PDP média de F2-Ar.

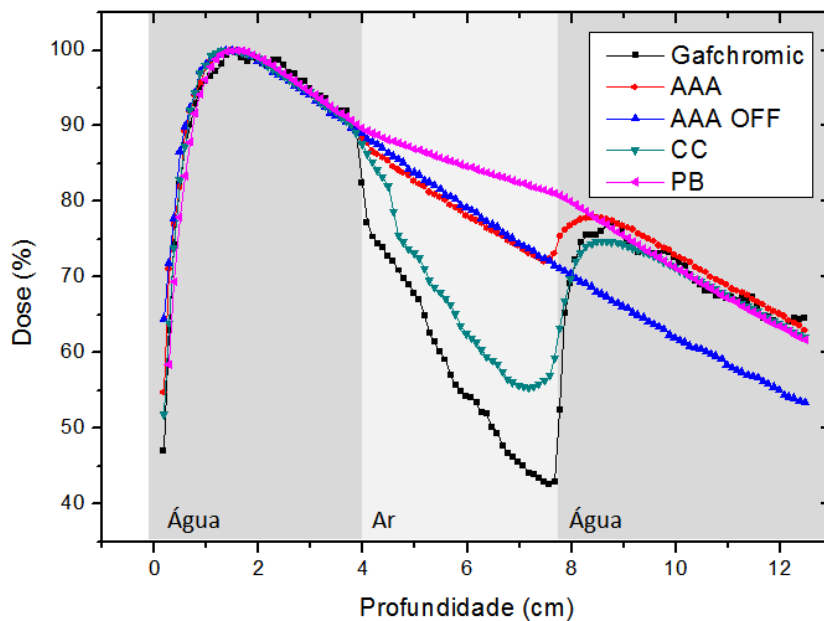


FIGURA 34: Novamente aqui é possível visualmente observar certa suavização das curvas envolvidas embora todas as diferenças descritas no gráfico anterior são igualmente observadas aqui, reforçando que o feixe sofreu efetivamente uma diferença nas previsões de cada algoritmo e filme.

FIGURA 35: Diferenças de doses em F2-Ar.

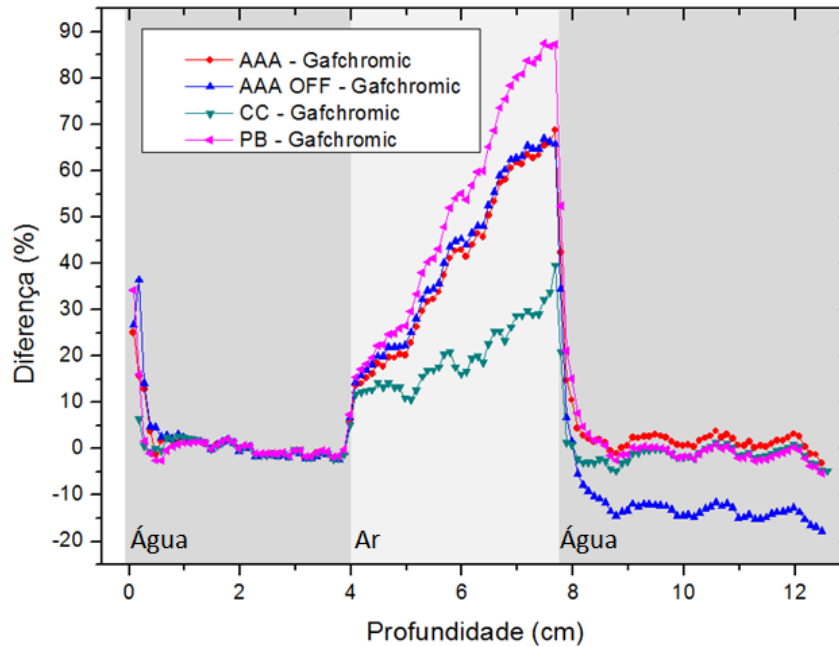


FIGURA 35: Todos os algoritmos têm no mínimo uma diferença de 20% na medida de dose absorvida, sendo que a menor diferença acumulada é do CC neste esquema de fantoma.

FIGURA 36: Diferenças das PDPs médias em F2-Ar.

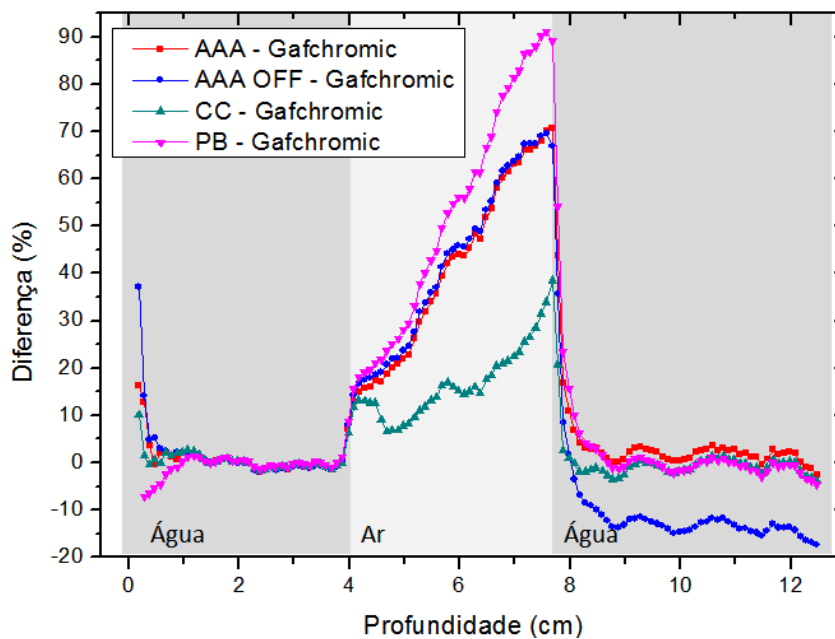


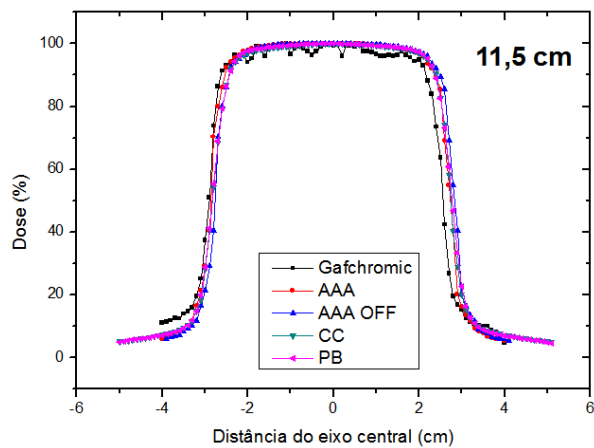
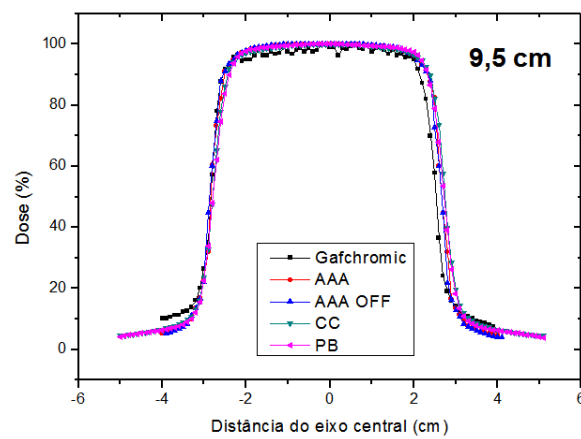
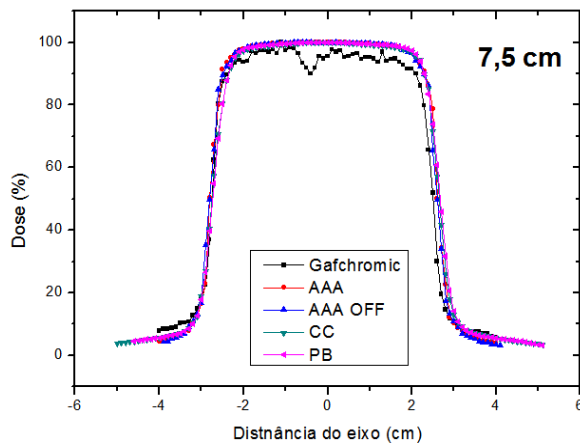
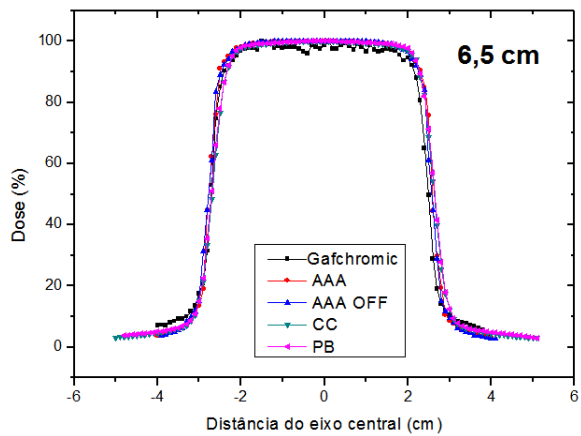
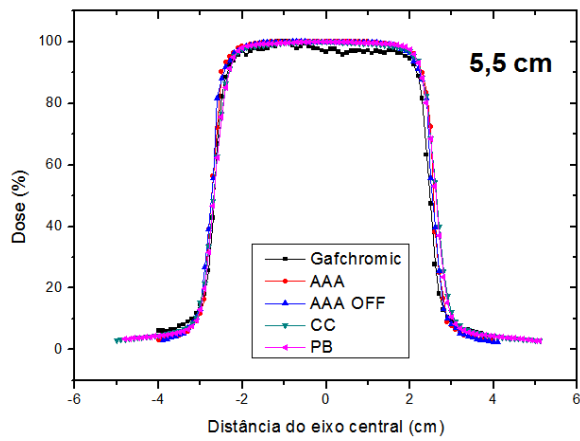
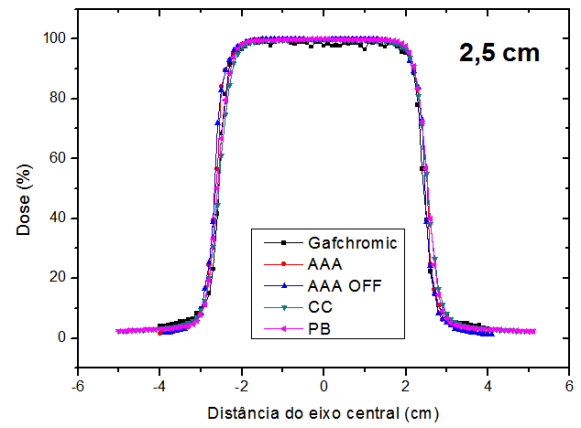
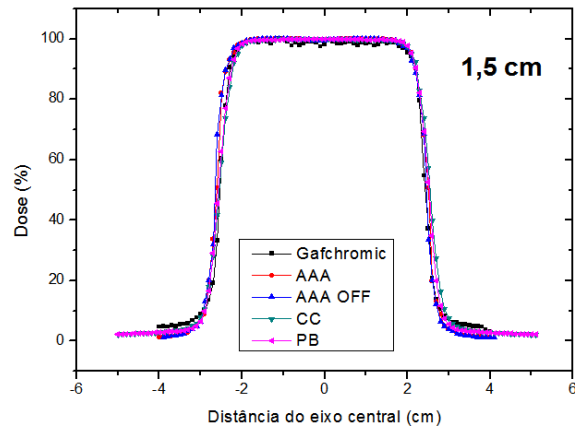
FIGURA 36: As diferenças aparecem mais uma vez para a média das PDPs com a mesma intensidade como detalhadas no gráfico anterior.

Nos gráficos das FIG. 29 e 30 fica bem claro que nenhum dos algoritmos utilizados prevê alterações nas medidas de dose absorvidas quando a densidade eletrônica do meio é maior que a da água (tecido humano). Este segundo build-up no filme é esperado uma vez que os fótons do feixe radioterápico interagirão em maior quantidade com os elétrons da borracha (osso). Como a atenuação nesta região é maior que na água, a dose absorvida na região aumenta. Os gráficos da diferença (FIG. 31 e 32) também mostram justamente isto, que os algoritmos de planejamento ficam entre 10-15% de diferença abaixo do experimental. Isto significa que estes algoritmos subestimam as doses em regiões como o osso humano, o que gera uma sobredose no osso em caso real.

Já em F2-Ar temos uma organização diferente para o comportamento dos algoritmos. Ainda que todos (exceto o AAA OFF) prevejam alguma diferença na PDP por causa da heterogeneidade, foi o CC o qual melhor estimou a dose na região do ar. As diferenças do CC para o filme vão de cerca de 10-40%, enquanto os outros algoritmos divergem aproximadamente 15-70% na mesma região alcançando a diferença de quase 85% para o PB. Estas diferenças, como se observam nos gráficos, sugerem ser cumulativas com a profundidade. O que sugere que são maiores quanto maior for a região de heterogeneidade. Aqui os algoritmos analisados efetivamente superestimam as doses nas regiões como o pulmão, o que gera uma subdosagem na região em caso real. Entretanto é importante perceber que os algoritmos (exceto AAA OFF) estão de acordo com as medidas do filme na região após a heterogeneidade, mostrando que consideram corretamente a atenuação do ar, nas FIG. 33 a 36.

Como foram feitas medidas bidimensionais, foi possível construir os gráficos de perfil de F2-Osso e F2-Ar. Os gráficos das FIG. 37 a 43 mostram os perfis de F2-Osso para todos os algoritmos analisados além do filme.

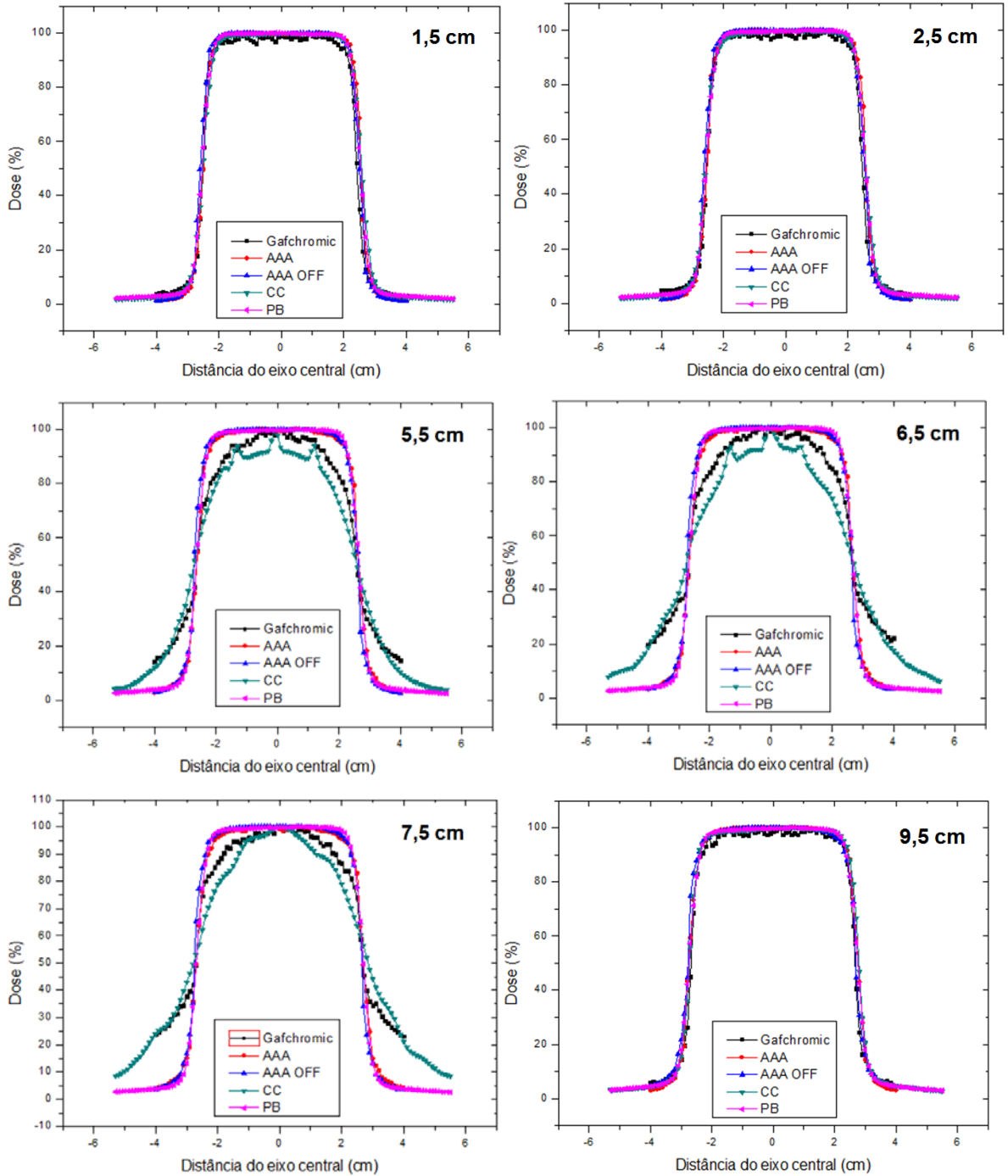
FIGURAS 37 A 43: Perfis de F2-Osso

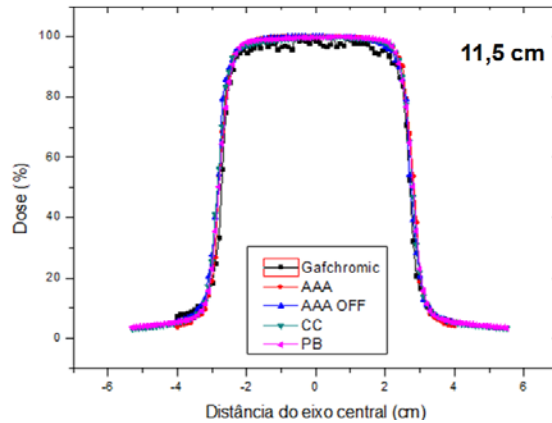


FIGURAS 37 A 43: Os perfis de doses relativas dos algoritmos e do filme concordam nas profundidades analisadas. Não é percebido nenhum efeito de alargamento, por todo o percurso do feixe estudado.

Um efeito característico do fantoma F2-Ar pode ser visto nos gráficos de perfil de FIG. 44 a 50. Este mesmo efeito também aparece na FIG. 51, que é um print-screen do planejamento de F2-Ar com o algoritmo CC.

FIGURAS 44 A 50: Perfis de F2-Ar





FIGURAS 44 A 50: Exatamente na região do ar em F2 é que percebe-se um aumento do perfil do feixe. Nesta região é onde ocorre espalhamento devido aos parâmetros físicos de cada camada.

FIGURA 51: Imagem da distribuição de dose de F2-Ar.

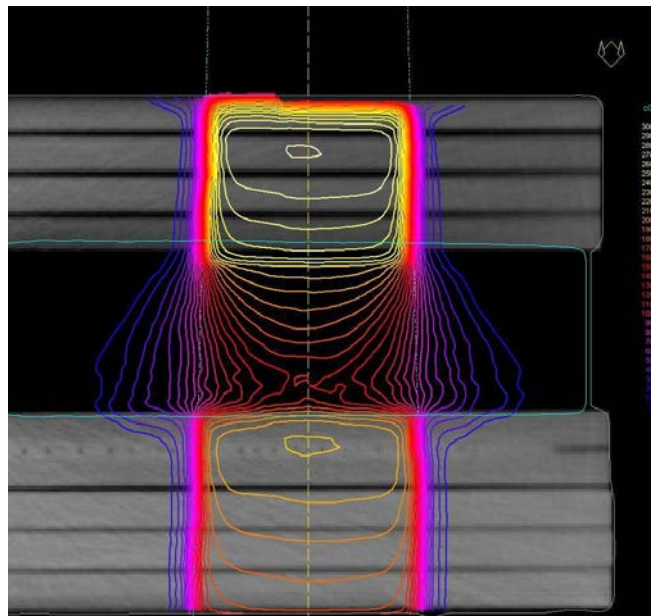


FIGURA 51: Dentro da região do ar se inicia e ocorre este espalhamento, conforme previsão do algoritmo CC.

O detalhamento físico deste efeito está sob análise, mas o que por hora se entende é que o espalhamento é provocado justamente na interface entre água e ar. Os fótons interagem majoritariamente por efeito Compton, e conseqüentemente, quando os fótons se aproximam da interface citada, interagem por espalhamento. A densidade eletrônica do ar é muito menor que a da água e então o elétron, agora espalhado, percorrerá um caminho mais longo do que quando caminhava dentro da água. Isto é, devido ao menor número de interações, os elétrons espalhados na interface percorrem sem perder tanta energia e desta forma suas posteriores ionizações (dose absorvida) estão anguladas em relação ao feixe inicial.

5 CONCLUSÕES

O estudo realizado pelo autor sobre a interação da radiação eletromagnética com a matéria na faixa da radiação ionizante foi essencial para a familiarização dos conceitos importantes na área de Física Médica.

A montagem do aparato experimental dos fantomas com múltiplas camadas heterogêneas foi viável no serviço de radioterapia e teve suas medidas e análise apresentadas no relatório. Os esquemas diferentes dos fantomas também viabilizaram uma obtenção diferenciada de dados, com o uso dos filmes radiocrômicos e da câmara de ionização, após calibração.

Os valores encontrados em unidades na escala de Hounsfield para a borracha são compatíveis se comparamos com o levantamento em casos reais. Esta conclusão, entretanto, é reforçada com as medidas em casos reais. Da mesma forma o cálculo do coeficiente de atenuação mássico foi comparado com a referência e é compatível. Tais argumentos validam a comparação da borracha de epícloridrina com o osso humano em um fantoma radioterápico.

O efeito de espalhamento do feixe radioterápico em F2-Ar tem seu entendimento neste relatório na própria interação física da radiação com a matéria, que ocorre entre os fótons incidentes e elétrons da interface água-ar, mas está sob investigação.

As análises das PDPs e perfis nos fantomas F1 e F2 possibilitaram obter resultados que mostram a discrepância entre as medidas de doses absorvidas experimentais com as planejadas, alcançando diferenças de aproximadamente 10-15% nos casos de altas densidades eletrônicas e cerca de 15-70% nos de baixas. Isto significa uma sobredosagem em casos reais quando temos estruturas como o osso, e uma subdosagem em estruturas como o pulmão.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentals of physics*. 7ª edição. Hoboken, NJ, EUA: John Wiley & Sons, 2005. 1248 p.
- [2] Site da Wikipedia: http://en.wikipedia.org/wiki/Speed_of_light, acessado em 09/02/2012.
- [3] Site do NIST: <http://physics.nist.gov/cuu/Units/prefixes.html>, acessado em 16/08/2011.
- [4] OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. *Física das radiações*. 1ª edição. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p.
- [5] JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 3ª edição. Springfield, Illinois, EUA: Charles C Thomas, 1969. 800 p.
- [6] KHAN, F. *The physics of radiation therapy*. 3ª edição. Philadelphia, EUA: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 583 p.
- [7] AAPM Report 63, Task Group 55. Radiochromic Film Dosimetry. College Park, MD, EUA: Medical Physics, vol. 25, issue 11, 1998. 24p.
- [8] Userguide do Gafchromic no site da ISP: http://online1.ispcorp.com/en-US/gafchromic/SupportingDocuments/GafChromic_EBT-2_20101007.pdf, acessado em 16/08/2011.
- [9] INTERNATIONAL SPECIALITY PRODUCTS. *Gafchromic EBT2: Self-developing film for radiotherapy dosimetry*. Wayne, Nova Jersey, EUA, 2010. 31 p.
- [10] BRIDIER, A.; NYSTRÖM, H.; FERREIRA, I.; GOMOLA, I.; HUYSKENS, D. A comparative description of three multipurpose phantoms (MPP) for external audits of photon beams in radiotherapy: the water MPP, the Umeå MPP and the EC MPP. *Radiotherapy and Oncology*, v. 55, p. 285-283, 2000.
- [11] GROEL, R.; RIENMUELLER R., SCHAFFLER, G. J.; PORTUGALLER, H. R.; GRAIF, E.; WILLFURTH, P. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: A thorax phantom study. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 24, p. 53-58, 2000.
- [12] PALIWAL, B. R.; RITTER, M. A.; MCNUTT, T. R.; MACKIE, T. R.; THOMADSEN, B. R.; PURDY, J. A.; KINSELLA, T. J.; A solid water pelvic and prostate phantom for imaging, volume rendering, treatment planning, and dosimetry for an RTOG multi-institutional, 3-D dose escalation study. *Radiation Oncology Biology Physics*, v. 42, n. 1, p. 205-211, 1998.
- [13] Site da MDC: http://www.mdc-ce.de/cert_md1.htm, acessado em 17/08/2011.

[14] Site da Wikipedia: [http://en.wikipedia.org/wiki/Poly\(methyl_methacrylate\)#cite_note-p1-0](http://en.wikipedia.org/wiki/Poly(methyl_methacrylate)#cite_note-p1-0), acessado em 17/08/2011.

[15] Site do NIST: <http://ts.nist.gov/WeightsAndMeasures/Metric/upload/SP1038.pdf>, acessado em 16/08/2011.