



Licenciatura em Radiologia

**Projecto de Investigação**

**Protecção radiológica**

**num exame radiográfico**

**ao tórax**

**Trabalho elaborado por:**

Bruna Czuba                      N°:200791507

Pedro Ramos                      N°:200791706

**Orientado por:**

Doutor Luís Freire

**Docentes:**

Doutora Sandra Tecelão

Mestre Jorge Moura

Mestre Júlio Lopes

Barcarena

07/2011

Licenciatura em Radiologia

**Projecto de Investigação**

**Protecção radiológica**

**num exame radiográfico**

**ao tórax**

**Trabalho elaborado por:**

Bruna Czuba                      N°:200791507

Pedro Ramos                      N°:200791706

**Orientado por:**

Doutor Luís Freire

**Docentes:**

Doutora Sandra Tecelão

Mestre Jorge Moura

Mestre Júlio Lopes

Barcarena

07/2011

## Agradecimentos

A concretização deste trabalho só foi possível graças à colaboração e apoio de várias pessoas, às quais deixamos o nosso “Muito Obrigado”. Todas elas foram imprescindíveis para a construção do actual nível de confiança, que irá crescer ao longo da restante formação.

Assim sendo, agradecemos primeiramente a Deus pela sua constante bênção.

Às nossas famílias, que com muito esforço permitiram-nos essa caminhada até aqui, especialmente aos nossos pais que nos têm dado todo o apoio e suporte necessário para o avanço neste percurso.

Ao professor Doutor Luís Freire, um Obrigado muito especial pelo seu constante apoio, orientações teóricas e metodológicas, sugestões e indicações ao longo do trabalho, pela interminável paciência em transmitir-nos os seus saberes e acima de tudo pela amizade e compreensão que esteve sempre presente tornando a realização deste trabalho agradável e saudável.

À todos os professores que contribuíram ao longo dos anos com o seu ensinamento.

Aos nossos amigos e colegas de turma pela sua amizade e por todo o apoio que sempre nos têm dado.

## Resumo

### **Protecção radiológica num exame radiográfico ao toráx**

A radiologia convencional representa um papel vital dentro das técnicas de diagnóstico por imagem, estabelecendo-se como o exame de primeira linha no estudo do tórax. Como outros diagnósticos radiográficos, a radiografia ao tórax requer o uso de radiação ionizante, sendo responsável por cerca de 0,06 mSv de dose recebida por um adulto.

Como este é um teste realizado com grande frequência e, portanto, responsável por grande parte das doses de radiação recebidas por indivíduos expostos à radiação ionizante, deve-se recorrer ao uso de dispositivos de protecção contra as radiações, a fim de reduzir / evitar a exposição do paciente à radiação ionizante, que pode causar efeitos estocásticos e determinísticos ao corpo humano. O presente estudo pretende avaliar o uso apropriado de dispositivos de protecção radiológica adequados ao exame radiográfico do tórax. Usando o método de Monte Carlo - MCNPX - para construir um fantoma geométrico através de software, onde as diferentes partes do corpo são representados por cilindros e esferas, pretendemos estudar as seguintes possibilidades (sem avental de protecção, um avental de chumbo posicionado de frente para o receptor de imagem; um avental de chumbo posicionado de frente para o tubo de raios X, e um avental todo à volta) de protecção, examinando assim qual a melhor opção.

Com base na literatura revista, é descrito por diversos autores como Philip W. Eugene Ballinger e D. Frank, A. Whitley Stewart et. al, G. Jackson e PC Brennan, uma protecção radiológica para a radiografia de tórax realizada mostra variações no uso de barreiras físicas disponíveis assim como os seus papéis diferem na implementação de uma única incidência. O objetivo geral deste projeto de pesquisa é analisar a colimação do feixe de radiação X, se por si só é suficiente como protecção contra as radiações, ou se a colocação de barreiras físicas é mais benéfica para a segurança do paciente. Se for confirmado que o uso de barreiras físicas é mais benéfico para o paciente, então é determinado que a melhor localização da barreira física para proteger o paciente, se for anterior, posterior ou ao redor. Os objetivos específicos são estudar algumas variáveis tornando possível para ver como é que diferentes tipos de morfologia dos seres humanos afetam a dose recebida, uma vez que a posição das gônadas difere em ambos

os casos, o que implica que a orientação da protecção radiológica é diferente ou se poderá padronizar a conduta dos profissionais de saúde, independentemente de género do paciente, mas os biótipos de pacientes existentes na vida real serão simulados com o MCNPX, sendo dado um papel de destaque ao género para avaliar se este, interfere com a técnica a ser seguida a partir do uso de barreiras físicas.

Palavras-chave: tórax, protecção, radiologia, MCNPX

## **Abstract**

### **Radiation protection in chest X-ray examination**

The conventional radiology represents a vital role within the diagnostic imaging techniques, establishing itself as the first line exam in the study of the chest. Like other diagnostic radiographic, chest X-rays requires the use of ionizing radiation, being responsible for about 0.06 mSv dose received by an adult.

Since this is a test performed with great frequency, and therefore responsible for much of the radiation doses received by individuals exposed to ionizing radiation, one must resort to the use of radiation protection devices in order to reduce / prevent exposure patient to ionizing radiation, which can cause stochastic and deterministic effects to human body. The present study is to assess the proper use of protective devices adequate radiological examination chest radiograph. Using the method of Monte Carlo - MCNPX - to build a geometric phantom through software, where the different body parts are represented by cylinders and spheres, we intend to study the following possibilities (no protective apron; a half lead rubber apron positioned facing the image receptor; a half lead rubber apron positioned facing the X-ray tube; a wrap-around apron) of protection, examining what is the best option.

Based on the review literature, described by several authors such as Philip W. Ballinger and Eugene D. Frank, A. Whitley Stewart et. al, G. Jackson and P. C. Brennan, a radiation protection to the chest radiograph performed shows variations in the use of physical barriers available as to their roles differ in the implementation of a single incidence. The overall objective of this research project is to analyze the collimation of the X radiation beam alone is sufficient as radiation protection, or if the placement of physical barriers is most beneficial for patient safety. If it is confirmed that

the use of physical barriers is more beneficial for the patient, then it is determined that the best location of the physical barrier to protect the patient if it is previous, posterior or the surrounding level. The specific objectives are to study some variables making it possible to see how is that different types of morphology of human beings affect the dose received, since the position of the gonads differs in both cases implying that the orientation of radiological protection is different or if can standardize the conduct of health professionals regardless of gender of the patient but the patient biotypes exist in real life will be simulated with the MCNPX, being given a prominent role of gender to assess whether this, interfere with the technique to be followed from the use of physical barriers.

Keywords: chest, protection, radiology, MCNPX

## Índice

Agradecimentos.....	iv
Resumo.....	v
Abstract.....	vi
Índice.....	viii
Índice de figuras.....	x
Índice de gráficos.....	xi
Índice de tabelas.....	xi
Lista de abreviaturas e siglas.....	xiii
1 Introdução.....	1
2 Estado de arte.....	4
2.1 Física da radiação X.....	5
2.2 Propriedades da radiação X.....	7
2.3 Produção da Radiação X.....	7
2.3.1 Ampola de raio X.....	7
2.3.2 Radiação de Travagem ou <i>Bremsstrahlung</i> – Espectro contínuo.....	12
2.3.3 Radiação Característica – Espectro discreto.....	13
2.4 Espectro de Emissão de Raios X.....	14
3 Interação da Radiação X com a matéria.....	15
3.1 Efeito Fotoeléctrico.....	15
3.2 Efeito de Compton.....	16
4 Protecção Radiológica.....	18
4.1 Dispositivos de Protecção Pessoal.....	20
4.1.1 Avental de Chumbo.....	20
4.1.2 Luvas.....	21
4.1.3 Protecções para a Tiróide.....	21
4.1.4 Protecção para a face e olhos.....	22

4.1.5	Barreiras Amovíveis .....	22
4.1.6	Protecção gônadal masculina.....	22
4.1.7	Protecção gônadal feminina.....	23
5	Efeitos biológicos da radiação.....	24
5.1.1	Efeitos estocásticos.....	25
5.1.2	Efeitos determinísticos .....	25
6	Métodos de Monte Carlo.....	27
6.1	O MCNPX .....	28
6.2	Código de Transporte de Radiação do MCNPX.....	29
6.3	Tallies.....	31
6.4	Fantomas Geométricos.....	32
7	Construção dos fantomas .....	35
8	Software SABRINA.....	44
9	Resultados .....	47
10	Conclusão .....	53
11	Bibliografia.....	54
Anexo 1	.....	56

## Índice de figuras

Figura 1 - Espectro electromagnético.....	6
Figura 2 - Ampola de raio X.....	8
Figura 3 – Ampola de raios X .....	9
Figura 4 - Cátodo.....	10
Figura 5 - Ânodo estacionário .....	11
Figura 6 – Ânodo rotativo .....	11
Figura 7 - Ponto focal real e eficaz.....	11
Figura 8 - Radiação de travagem.....	12
Figura 9 - Espectro contínuo .....	13
Figura 10 - Radiação característica .....	13
Figura 11 - Espectro discreto.....	14
Figura 12 – Espectro de emissão de raios X, obtido para electrões de 100keV .....	14
Figura 13 - Efeito fotoeléctrico .....	16
Figura 14 - Efeito de Compton.....	17
Figura 15 - Avental de Chumbo .....	20
Figura 16 – Luvas de Chumbo .....	21
Figura 17 – Colar para a tiróide.....	21
Figura 18 - Óculos de Chumbo.....	22
Figura 19 – Janela de Chumbo .....	22
Figura 20 - Protecção gônadal.....	23
Figura 21 – Sensibilidade de alguns tecidos às radiações .....	24
Figura 22 – Fantoma geométrico MIRD-5 (Júnior, 2007) .....	33
Figura 23 – Fantasmas geométricos ADAM e EVA .....	33
Figura 24 – Sistema cartesiano ortogonal – inserido no fantoma.....	35
Figura 25 – Fantasmas com avental de chumbo à sua volta em diferentes angulos. 1- Potter vertical.....	45
Figura 26 – a) Fantoma sem avental de chumbo com visualização do potter vertical (1). b) Fantoma masculino sem avental de chumbo, com visualização dos pulmões (2) e coluna vertebral (3).....	45
Figura 27 – a) Fantoma com colocação de avental de chumbo à frente da ampola de raios X. b) Fantoma com avental de chumbo à frente do potter.....	46

Figura 28 – Fantoma feminino sem avental de chumbo, com possível visualização do interior do tronco. ....	46
---	----

## Índice de gráficos

Gráfico 1 – Espectro da ampola de raios X .....	43
---	----

## Índice de tabelas

Tabela 1 - Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX .....	30
Tabela 2 Representação dos planos .....	36
Tabela 3 Representação dos cilindros .....	37
Tabela 4 Representação das esferas no fantoma DAVID.....	38
Tabela 5 Representação das esferas no fantoma VICTORIA .....	38
Tabela 6 Representação dos materiais.....	39
Tabela 7 Representação das células – fantoma masculino .....	40
Tabela 8 - Representação das células – fantoma feminino.....	41
Tabela 9 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com o avental de chumbo colocado a altura de 0.0cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6.75cm de altura em relação à origem) .....	47
Tabela 10 - Dose (Mev/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com avental de chumbo colocado à altura de 5.0cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6.75cm de altura em relação à origem). .....	47
Tabela 11 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX, devido a radiação X difundida no <i>potter</i> . Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de 5,0 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6,75 cm de altura em relação à origem).....	48
Tabela 12 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de ,6.75 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a esta mesma altura em relação à origem).....	49

Tabela 13 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX, devido a radiação X difundida no *potter*. Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de 6,75 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a esta mesma altura em relação à origem). ..... 50

## Lista de abreviaturas e siglas

3D - três dimensões

ADN - Ácido desoxirribonucleico

ALARA - As Low As Reasonably Achievable

ALARP - As Low As Reasonably Practicable

AP - ântero-posterior

DDP - diferença de potencial

EUA - Estados Unidos da América

f - full apron

ICRP - International Commission on Radiological Protection

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements

MCNP - Monte Carlo N-Particle

MCNPX - Monte Carlo N-Particle eXtended

MIRD-5 - Medical Internal Radiation Dose Committee

n – null apron

NCRPM - National Council on Radiation Protection and Measurements

PA - pósterio-anterior

ps - potter side apron

xs - x-tube side apron

## 1 Introdução

A radiologia convencional desempenha um papel fundamental dentro das técnicas imagiológicas de diagnóstico, constituindo-se como o exame de primeira linha no estudo do tórax. A radiografia torácica é compreendida por incidências básicas as quais incluem incidência PA (pósterio-anterior) e incidência Perfil, e por incidências complementares, tais como, AP (ântero-posterior) em decúbito dorsal ou posição semi-ortostática, decúbito lateral, AP lordótica, oblíqua anterior e oblíqua posterior. A radiografia de tórax está entre os exames diagnósticos mais realizados no dia-a-dia de um centro hospitalar.

Tal como outros métodos diagnósticos radiográficos, a radiografia de tórax requer o uso de radiação ionizante, sendo responsável por cerca de 0,06 mSv de dose recebida por um paciente adulto (Farr & Allisy-Boberts, 2002). Dado que este é um exame realizado com grande frequência, sendo por isso, responsável por grande parte da dose recebida pelos indivíduos expostos à radiação ionizante (Farr & Allisy-Roberts, 2002), é necessário recorrer ao uso de dispositivos de protecção radiológica, a fim de diminuir/evitar a exposição do paciente à radiação ionizante, que pode provocar efeitos indesejados ao corpo humano.

A profissão de Técnico de Radiologia requer, por parte do profissional, uma grande exigência relativamente à protecção radiológica não só dos pacientes, mas também de todos os profissionais envolvidos. Ao longo da formação enquanto Técnico de Radiologia, este adquire conhecimentos fundamentais relativamente aos princípios que deve respeitar na sua prática profissional, nomeadamente aqueles que emanam da protecção radiológica, tais como, o princípio da justificação (que indica que toda a prática que envolva radiação ionizante deve resultar num claro benefício para o doente, ou seja, o risco da sua utilização deve ser sempre menor comparativamente ao seu benefício), o princípio da optimização, ALARP acrónimo inglês de *As Low As Reasonably Practicable* – (que indica que a dose efectiva para o paciente, decorrente de uma exposição médica, deve ser tão baixa quanto razoavelmente possível), e o princípio da limitação da dose, que apresenta limites de doses legais para trabalhadores e membros do público, baseados na certeza que não sejam produzidos efeitos determinísticos e que a probabilidade de efeitos estocásticos seja razoavelmente baixa (Farr & Allisy-Roberts, 2002).

Com base na literatura analisada, descrita por diversos autores, tais como, Philip W. Ballinger e Eugene D. Frank, A. Stewart Whitley et. al, G. Jackson and P. C. Brennan, a protecção radiológica num exame radiográfico efectuado ao tórax apresenta divergências quanto à utilização das barreiras físicas disponíveis, pois a posição das mesmas difere na execução de uma mesma incidência.

O objectivo geral deste projecto de investigação aplicada é concluir se o avental de chumbo deve ser colocado à volta do paciente, apenas à frente do paciente, apenas atrás do paciente ou se não se deve recorrer de todo à sua utilização no decorrer de um exame radiográfico ao tórax. Uma vez para a realização deste projecto recorreremos à utilização de métodos computacionais de Monte Carlo, temos ainda como objectivos específicos:

- A inclusão de uma breve revisão bibliográfica sobre estes métodos, mais especificamente sobre o MCNPX;

- A avaliação da contribuição da radiação dispersa (ou difundida) por Efeito de Compton nas principais estruturas do tórax e no *potter* para a dose final nas gónadas;

- A avaliação da influência da morfologia do ser humano na dose recebida pelas gónadas. Este objectivo está relacionado com o objectivo principal, pretendendo-se inferir se será possível uniformizar a conduta do profissional de saúde independentemente do género do paciente. Os biótipos dos pacientes existentes na vida real serão simulados no MCNPX, sendo dado um destaque importante ao género para aferir se este interfere com a técnica a adoptar aquando da utilização da barreira física.

A escolha deste tema baseou-se na divergência de afirmações, de autores tais como, Philip W. Ballinger, Eugene D. Frank, A. Stewart Whitley, Bontrager & Lampignano, entre outros, sobre se a colocação de uma barreira de protecção radiológica no exame radiográfico do tórax, na incidência PA, pode ser benéfica. Por esse motivo, tentámos, com este trabalho, avaliar qual a melhor metodologia a adoptar, sugerindo como hipótese que a melhor protecção tanto para o homem como para a mulher é a utilização do avental de chumbo à volta da cintura.

De notar que estamos a assumir que não há radiação para além do cone de luz definido pelo sistema de colimação; caso contrário, a justificação da colocação da barreira de protecção radiológica poderia ser mais evidente. No entanto, estamos a

assumir neste trabalho que a barreira servirá, sobretudo, para proteger contra radiação difundida no ar (antes do paciente) e no potter (depois do paciente).

## 2 Estado de arte

O NCRPM (*National Council on Radiation Protection and Measurements*) nos EUA e o ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) em todo o mundo, foram fundados em 1928, como resultado de uma profunda preocupação por parte dos profissionais de saúde da década de 1920 relativamente aos efeitos da radiação X. Desde então fazem-se recomendações sobre os níveis adequados de protecção contra as radiações ionizantes para os trabalhadores e para o público. A primeira recomendação oficial de tolerância de dose proveio do NCRPM que, em Março de 1964, estabeleceu o limite de 0,1 Roentgen por dia (para os trabalhadores expostos) (SINCLAIR, 1981).

Para Philip W. Ballinger e Eugene D. Frank, a protecção radiológica do tórax, na incidência PA, deve ser realizada da seguinte forma: o paciente deve ser protegido da radiação desnecessária através do uso de uma correcta colimação. Para além disso, deve-se colocar uma blindagem de chumbo entre as gónadas e a fonte de radiação (isto é apropriado quando os objectivos clínicos do exame não são comprometidos) (Ballinger & Frank, 2003).

Para A. Stewart Whitley e colaboradores, a protecção no exame radiográfico do tórax é também indispensável, diferindo porém na forma como esta deve ser realizada. Estes autores afirmam que um diafragma rectangular ajustável é utilizado para colimar o campo de radiação para o tamanho dos campos pulmonares reduzindo a dose de radiação para o paciente (Whitley & Sloane, 2005). Os efeitos da radiação difusa das paredes podem ser reduzidos suspendendo uma peça de borracha com chumbo imediatamente atrás do *bucky* vertical. Para todas as projecções do tórax devem ser colocados ou um biombo portátil de chumbo ou um avental de chumbo para proteger o diafragma abaixo do tronco.

Para Bontrager, na incidência PA do tórax, a protecção radiológica deve ser feita recorrendo ao auxílio de uma protecção de chumbo que deve ser colocada à volta da cintura; em alternativa, pode-se usar uma protecção móvel atrás do paciente. Na incidência lateral deve-se assegurar que a protecção de chumbo seja colocada à volta da cintura (Bontrager & Lampignano, 2005).

Para G. Jackson and P. C. Brennan, na incidência PA, a protecção radiológica mais eficaz é conseguida mediante a utilização de um avental de chumbo à volta da cintura, pois assim o paciente recebe menos dose do que quando efectua o exame sem

qualquer protecção. Na incidência lateral, os mesmos autores referem que consoante o género do paciente, a utilização da barreira de protecção radiológica difere; na mulher, é indiferente a colocação ou não do avental de chumbo; no homem, a utilização da protecção das gónadas à volta da cintura permite reduções de cerca de 90% ao nível da dose) (Brennan & Jackson, 2006).

## 2.1 Física da radiação X

O desenvolvimento da vida na Terra ao longo dos anos, deu-se apesar da exposição continuada à radiação natural. A radiação electromagnética ocorre naturalmente no Universo e, como tal, sempre esteve presente na Terra. O nosso Sol, por exemplo, é a fonte (natural) de radiação electromagnética mais intensa a que estamos expostos. Por outro lado, o crescimento tecnológico, as mudanças no comportamento social e nos hábitos de trabalho - próprios de uma sociedade em evolução - criaram um ambiente crescentemente exposto a outras fontes de radiação electromagnética. Estas fontes foram criadas artificialmente pelo homem e são, por exemplo, as antenas das emisoras de rádio e televisão, as antenas dos sistemas de telecomunicações, as linhas de alta tensão, os aparelhos eléctricos, etc. (Oliveira, Fernandes, Carpinteiro, & Correia).

Ao nível das fontes de radiação electromagnética ionizante, a radiação natural fornece o maior contributo (83%) para o total da exposição humana a este tipo de radiações (Pisco & De Sousa, 1998). A radiação natural pode provir de fontes externas e internas.

A exposição externa, que resulta da radiação cósmica e terrestre, constitui cerca de 16% do total de exposição. A exposição a fontes terrestres deve-se aos radionuclídeos radioactivos existentes ao nível do solo, variando a sua extensão com o tipo de solo e o seu conteúdo em produtos radioactivos naturais. A exposição terrestre média é de cerca de 0,28 mSv por ano, o que parece mínima, quando comparada aos 13 mSv por ano, verificados em certos locais do Brasil e Índia, devidos ao elevado conteúdo de tório-232 dos seus solos (Agostinho, 2010).

A exposição interna tem origem nos radionuclídeos provenientes do meio ambiente, por inalação e ingestão. Este tipo de exposição representa cerca de 67% (2,4 mSv) da exposição a radiação das populações, incluindo o radão e os seus produtos de desintegração de semi-vida curta. A segunda maior fonte de radiação natural resulta da

ingestão de alimentos e água que contêm radionuclídeos (sobretudo potássio-40), e equivale a cerca de 0,4 mSv na população dos EUA. Uma fonte interessante de exposição interna é a noz do Brasil. Um consumo semanal de 100 grs origina uma exposição de 0,2 mSv (Agostinho, 2010).

A radiação electromagnética resulta de vibrações de um campo eléctrico e de um campo magnético, perpendiculares entre si, que se propagam com velocidade máxima num espaço vazio ( $3,0 \times 10^8$  m/s – velocidade da luz no vácuo). A oscilação do campo magnético induz um campo eléctrico oscilatório que, por sua vez, produz um campo magnético variável, processos estes que se continuam, originando o fenómeno ondulatório (Lima, 2005).

Isaac Newton, no século XVII, usou a palavra *espectro* - do latim "*spectrum*", que significa fantasma ou aparição - para descrever uma faixa de cores que aparecia, quando, numa experiência, a luz do Sol atravessou um prisma de vidro colocado na sua trajectória. Cada parte do espectro electromagnético (Figura 1) tem aplicações que lhe estão associadas, que vão desde as linhas de alta tensão operando a 50 Hz, até aos raios X e raios gama que têm frequências muito altas, e comprimentos de onda muito curtos. Entre estes extremos de frequências, encontram-se as ondas de rádio, as microondas, a radiação infravermelha, a luz visível e a radiação ultravioleta (Oliveira, Fernandes, Carpinteiro, & Correia). A região dos raios-X estende-se dos  $2,4 \times 10^{16}$  Hz aos  $5 \times 10^{19}$  Hz (elevada frequência), com comprimentos de onda extremamente reduzidos, quase sempre inferiores aos diâmetros atómicos. Possuem elevada energia (1 keV – 10 MeV) assim como capacidade de produzir ionização nos meios materiais.

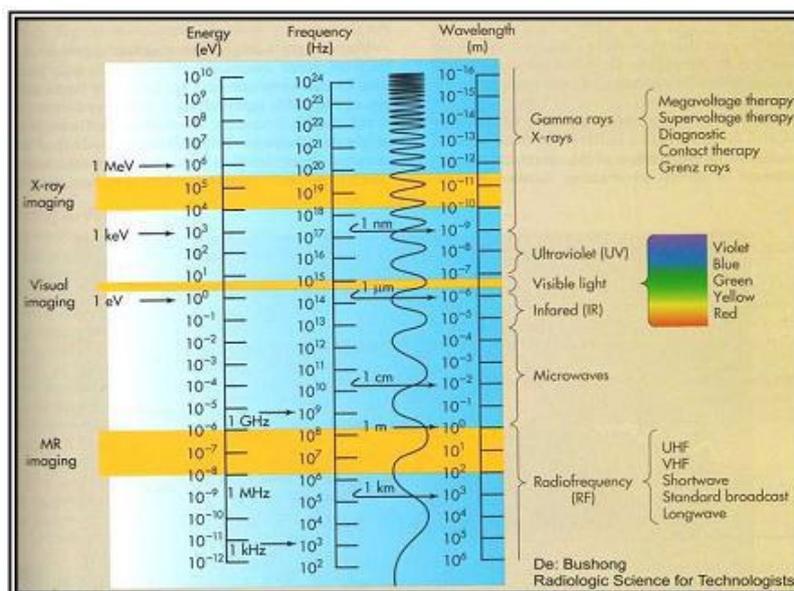


Figura 1 - Espectro electromagnético

## 2.2 Propriedades da radiação X

Os raios X são radiações electromagnéticas com a mesma natureza da luz visível, mas comprimento de onda muito pequeno, entre os 0,0003 nm e os 3 nm, isto é, possuem elevada energia (1keV – 10 MeV), e possuem a capacidade de produzir ionização nos meios materiais (Rêgo, 2004).

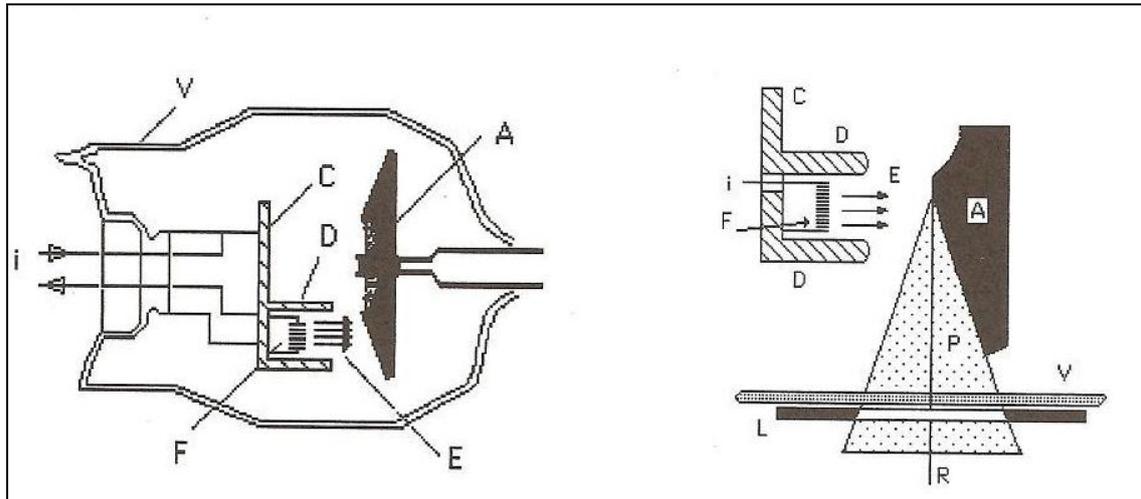
Os raios X apresentam as seguintes características:

- Capacidade de atravessar a matéria;
- Emissão isotrópica (para baixas energias);
- Electricamente neutros;
- Produzem radiação difusa (secundária ou dispersa) quando interagem com a matéria (efeito de Compton);
- Certos cristais exibem propriedades fluorescentes quando irradiados por radiação X;
- Permitem um enegrecimento das emulsões fotográficas;
- Acarretam ionização dos gases que atravessam;
- Propagam-se em linha recta em todas as direcções;
- A formação da imagem segue as regras da geometria simples;
- A quantidade de radiação em relação ao tubo decresce com o inverso do quadrado da distância;
- Possui efeitos biológicos;
- No vácuo propagam-se à velocidade da luz;
- Não são deflectidos por campos eléctricos ou magnéticos pois não têm carga eléctrica.

## 2.3 Produção da Radiação X

### 2.3.1 Ampola de raio X

Os raios X são produzidos em tubos de raios X, como se encontra representado na Figura 2:



**Figura 2 - Ampola de raio X**

A – ânodo; C – suporte condutor; D – eléctrodo de focagem; E – feixe de electrões; F – filamento; L – colimador ou diafragma; P – feixe primário de raios X; R – raio central; V – parede de vidro; i – intensidade da corrente eléctrica do filamento.

Um tubo de raios X contém um ânodo e um cátodo selado em vácuo, para evitar interacções que causariam a redução do número de electrões ou da velocidade de destes em direcção ao alvo - ânodo. Interacções com moléculas de ar ou outro gás levaria à perda de electrões secundários, o que provoca não só a redução da velocidade dos electrões, mas também grandes variações relativamente à quantidade de electrões que atingiriam o alvo (Janes, 2006).

Quando uma diferença de potencial elevada (25 kV – 150kV) é aplicada entre os eléctrodos, o fluxo de electrões é acelerado do cátodo para o ânodo, interagindo com os átomos do metal do ânodo e originando emissão de raios X.

### ***Constituintes da ampola de raios X:***

A ampola de raios X é constituída por...

Os colimadores são dispositivos colocados à frente da janela da ampola. São constituídos por lâminas de chumbo rectangulares ou quadradas, e servem para dar a geometria desejada ao feixe de raios X, sendo assim possível ajustá-lo à zona a radiografar.

O espelho, a lâmpada e os diafragmas ajustam-se de modo a que o feixe de luz projectado seja coincidente com o feixe de radiação.

A capa protectora consiste num invólucro de chumbo ou cobre que não permite a fuga dos raios X dado que após a produção da radiação X, esta é emitida com a mesma intensidade em todas as direcções. Contudo, a blindagem tem uma zona especial por onde a radiação pode passar (janela da ampola). Toda a radiação que emerge da ampola sem ser pela janela (radiação de fuga), não serve para diagnóstico; para além disso, contribui para uma irradiação desnecessária para o paciente. A blindagem possui ainda, um sistema de circulação de óleo para refrigeração da ampola.

O tubo de vidro (Figura 3) em cristal pyrex (material que possui algumas características importantes tais como alto ponto de fusão, bom coeficiente de expansão térmica e suporte a toda a estrutura interior), encontra-se em vácuo para que os electrões produzidos no seu interior não choquem com as moléculas de ar e percam energia; tem um comprimento entre 20 a 35 cm e um diâmetro de 15 cm. No interior do tubo de vidro encontram-se o cátodo e o ânodo.



Figura 3 – Ampola de raios X

O cátodo (Figura 4) consiste no eléctrodo negativo da ampola de raios X e é constituído por um filamento e por uma peça metálica (*focusing cup*). O filamento (com cerca de 2 centímetros de comprimento e 0,2 milímetros de diâmetro) é enrolado em espiral e consiste numa bobine de tungsténio ou de uma liga de tungsténio com tório (1 a 2%). A adição de tório facilita o efeito termoiónico e minimiza a possibilidade de volatilização do tungsténio. Quando o filamento é atravessado por uma corrente de elevada amperagem, aquece e liberta electrões por efeito termoiónico. O material que constitui o filamento é o tungsténio, porque possui um alto ponto de fusão (3410°C), elevada emissão termoiónica, reduzida tensão de vapor, elevada resistência mecânica e dimensões adequadas à utilização. A corrente de tubo, geralmente conhecida por mA, é

determinada pela temperatura e tipo de material do filamento do cátodo. Por sua vez, a temperatura está relacionada com a corrente do filamento.

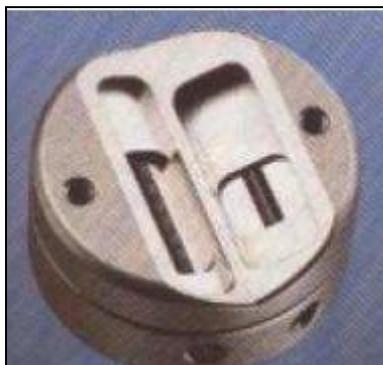


Figura 4 - Cátodo

Devido à tendência que partículas de igual carga têm em repelir-se umas às outras, o filamento de tungsténio é mantido dentro de uma zona metálica (*focusing cup*), geralmente de molibdénio, mantida ao mesmo potencial negativo que o filamento. Desta forma, as forças repulsivas entre os electrões do filamento e o *focusing cup*, tendem a direccionar os electrões no sentido do ânodo (Limede, 2010). Esta peça tem como finalidade tornar o feixe de electrões o mais focado possível. O potencial negativo do *focusing cup* tem a função de confinar o feixe de electrões a uma pequena área do ânodo. Normalmente, o cátodo é constituído por dois filamentos de tamanhos diferentes. Este tipo de construção permite, quando necessário, utilizar o filamento menor o qual reduz o tamanho aparente da fonte de radiação X, contribuindo para a obtenção de imagens com melhor resolução espacial.

O ânodo é composto por um material de elevado número atómico, o que aumenta a probabilidade de produção de raios X, pois essa característica torna-o susceptível de suportar elevadas temperaturas, devido à elevada capacidade de dissipação de calor. Regra geral, utiliza-se tungsténio como material do ânodo. O ânodo pode ser fixo (Figura 5) ou giratório (Figura 6). Se for fixo consiste numa pequena placa de tungsténio acoplada a um cilindro de cobre, para dissipar o máximo possível de calor produzido, e tem ângulos entre 15 e 22,5°. Quanto maior for o ângulo do ânodo, maior será a dimensão do campo de emissão da radiação. Se o ânodo for rotativo, o material alvo está posicionado no topo de um disco que, quando colocado em rotação a elevadas velocidades, dissipa calor, evitando o sobreaquecimento do material alvo.

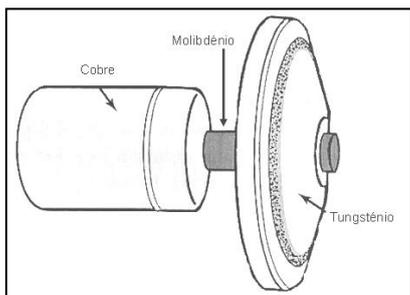


Figura 5 - Ânodo estacionário

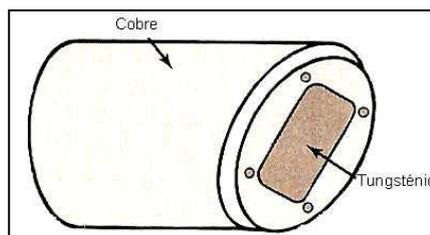


Figura 6 – Ânodo rotativo

Ponto focal (Figura 7) é a área do ânodo onde incidem os electrões provenientes do cátodo. Quanto menor for o ponto focal, mais nítida é a imagem.

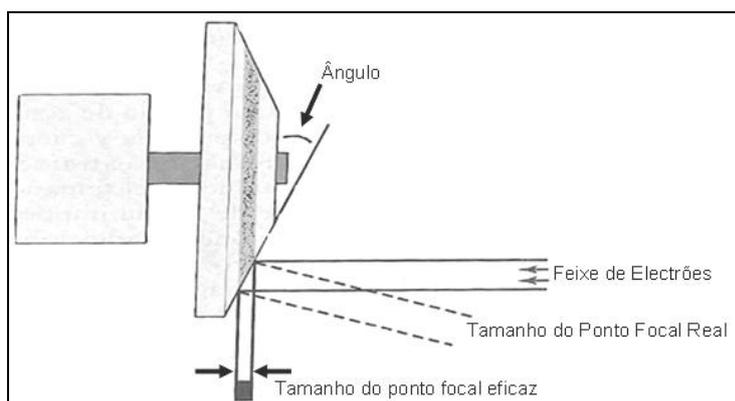


Figura 7 - Ponto focal real e eficaz

As principais funções do ânodo são:

- Conduzir os electrões provenientes do cátodo de volta ao gerador de alta-tensão através dos cabos de ligação;
- Suporte físico para o alvo;
- Dissipar calor, uma vez que 99% da energia cinética dos electrões que interagem com o ânodo é convertida em calor.

O alvo consiste na região do ânodo onde os electrões emitidos pelo filamento do cátodo vão embater. No caso dos ânodos estacionários, o alvo está inserido no ânodo de cobre, enquanto nos ânodos rotativos, o próprio disco é o alvo. O material de eleição para o alvo é o tungsténio porque possui um elevado número atómico ( $Z=79$ ), resultando em raios X mais energéticos e eficientes, possui elevada capacidade de condução térmica e tem um elevado ponto de fusão.

A produção dos raios X caracteriza-se por dois tipos, contínua ou descontínua.

A radiação X de origem natural, caracteriza-se por ser emitida continuamente no tempo, tal como acontece, por exemplo, no Sol. Por esse motivo, não existe a possibilidade de interromper essa emissão (Agostinho, 2010).

A radiação que se produz em ampolas de radiação X caracteriza-se por ser descontínua, ou seja, só existe produção de radiação quando se aplica energia eléctrica ao sistema. A produção de radiação está assim dependente da intervenção de um operador (Agostinho, 2010).

Existem dois mecanismos de produção dos raios X, que originam dois tipos de radiação que ocorrem simultaneamente: a Radiação de Travagem ou *Bremsstrahlung* e a Radiação Característica (Freire, 2008). Vejamos em seguida cada um destes tipos de radiação.

### 2.3.2 Radiação de Travagem ou *Bremsstrahlung* – Espectro contínuo

A radiação de travagem (Figura 8) é produzida através da interacção dos electrões, que provêm do cátodo, com o material que constitui o ânodo, sendo desviados da sua trajectória como consequência das forças eléctricas que os núcleos exercem sobre eles.

Estas forças provocam uma travagem dos electrões que assim diminuem a sua energia cinética, sendo esta convertida em parte, em raios X. Como tal, os fotões emitidos por este procedimento têm um espectro de energia cuja amplitude diminui com o valor da energia do fotão. A intensidade da radiação de *bremsstrahlung* varia com o aumento da diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo (Rêgo, 2004).

A energia da radiação *bremsstrahlung* pode ser muito pequena se o electrão perder pouca energia, ou pode ser igual à energia cinética do electrão, caso este tenha uma colisão directa com o núcleo. A intensidade da radiação produzida está relacionada como número atómico do material do ânodo e com a energia do feixe de electrões, pela equação:  $I \propto ZE^2$  (Limede, 2010)

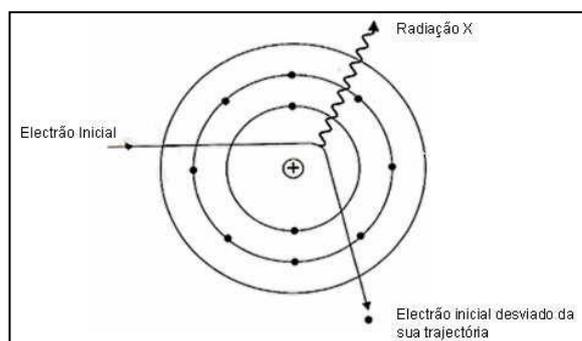


Figura 8 - Radiação de travagem

O espectro de radiação X de *bremsstrahlung* é contínuo (Figura 9) porque neste caso, os fótons X podem adquirir quaisquer valores de energia entre zero e o valor kVp definido pelo técnico de Radiologia (Freire, 2008).

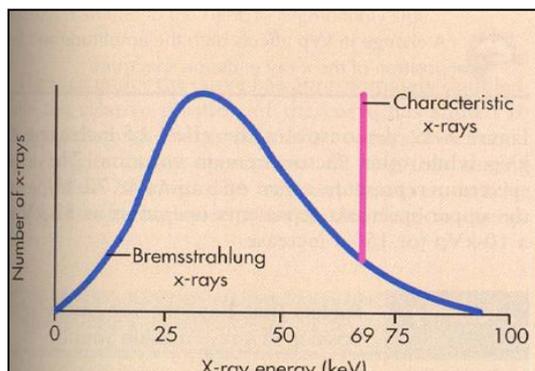


Figura 9 - Espectro contínuo

### 2.3.3 Radiação Característica - Espectro discreto

A produção de radiação X característica (Figura 10) pode ocorrer quando um electrão acelerado colide com um electrão de uma camada interna de um átomo do ânodo, com energia suficiente para o remover, criando-se uma lacuna nessa camada. Esta lacuna pode ser preenchida por um electrão proveniente de uma camada mais elevada. Esta transição é acompanhada pela emissão de um fóton X cuja energia é igual à diferença de energia entre as duas camadas envolvidas (Rêgo, 2004).

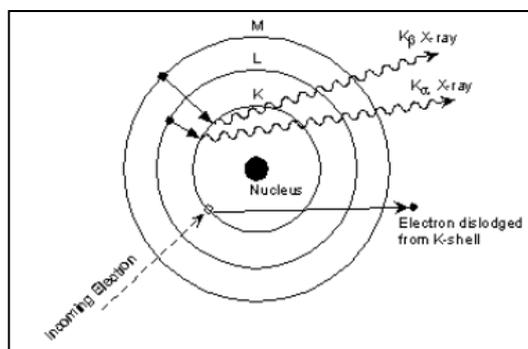


Figura 10 - Radiação característica

O espectro de radiação X característica é discreto porque possui apenas os valores correspondentes às diferenças de energia entre os diferentes níveis do elemento que constitui o alvo (Freire, 2008).

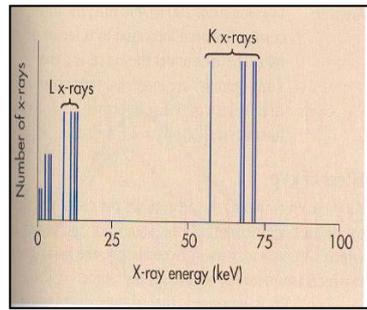


Figura 11 - Espectro discreto

## 2.4 Espectro de Emissão de Raios X

A radiação X que é utilizada em diagnóstico apresenta energias entre 10 keV e 150 keV.

A “soma” dos dois tipos de radiação resulta no espectro de emissão de raios X (Figura 12) (Limede, 2010).

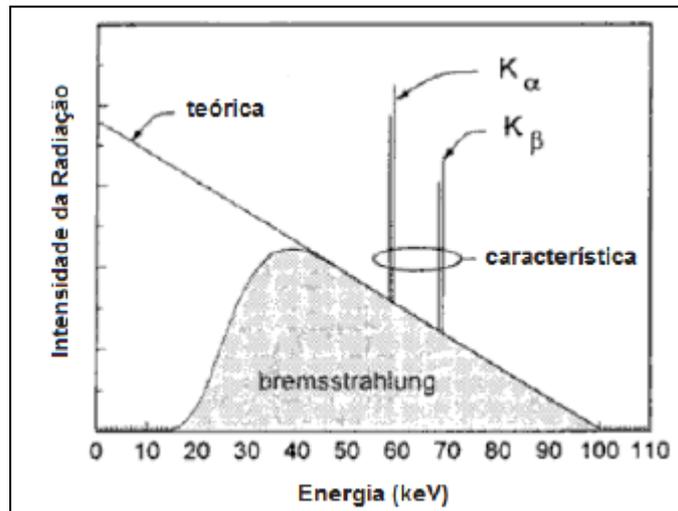


Figura 12 – Espectro de emissão de raios X, obtido para electrões de 100keV

### 3 Interacção da Radiação X com a matéria

A interacção da radiação ionizante com a matéria pode dividir-se em dois grandes grupos:

- Interacção de partículas não-carregadas;
- Interacção de partículas carregadas.

As partículas carregadas (electrões, protões e núcleos) constituem a radiação directamente ionizante, que cedem energia ao meio, através de um elevado número de interacções electrostáticas, também designadas por interacções *coulombianas*. As partículas não-carregadas (fotões e neutrões) constituem a radiação indirectamente ionizante (Freire, 2008).

Durante a interacção de um feixe de fotões (radiação X e  $\gamma$ ) com a matéria, parte da energia do feixe é reemitida sob a forma de radiação difundida, enquanto outra parte é transferida, sob a forma de energia cinética, às partículas carregadas do meio. Estas partículas carregadas podem, por sua vez, perder a energia transferida por colisões ou por emissão de radiação de travagem (Farr & Allisy-Roberts, 2002).

A interacção dos fotões (radiação electromagnética) com a matéria pode ocorrer de diferentes formas:

- Efeito Fotoeléctrico;
- Efeito de Compton (difusão incoerente);
- Produção de Pares (reacções foto-nucleares);
- Difusão coerente.

Destas quatro diferentes formas de interacção, iremos analisar apenas a primeira e a segunda, pois as reacções foto-nucleares só ocorrem para energias muito superiores às usadas em raios X de diagnóstico, e porque na difusão coerente não existe transferência de energia para o meio (Lima, 2005).

#### 3.1 Efeito Fotoeléctrico

Um fotão, de energia  $E$ , interage com um átomo, retirando-lhe um electrão - denominado por foto-electrão - da camada  $i$  (K, L, M ou N). Toda a energia do fotão é cedida ao foto electrão, assim, este abandona o átomo segundo uma direcção definida pelo ângulo  $\theta$ , com uma energia cinética,  $K_e$ , originando uma lacuna na respectiva orbita, que deixa o átomo num estado excitado. A lacuna, pode ser posteriormente

preenchida por um electrão de uma orbita mais externa, ocorrendo emissão de raio X característico. O foto-electrão pode ser projectado em qualquer direcção do espaço, dependendo da energia do fotão incidente (Figura 13). A probabilidade de se produzir o efeito fotoeléctrico com um electrão de uma determinada camada electrónica é máxima quando a energia do fotão incidente é ligeiramente superior à energia de remoção da mesma camada. A absorção selectiva dos fotões por efeito fotoeléctrico é responsável pela distinção dos elementos de diferentes números atómicos, como o osso ou os tecidos moles, permitindo assim a obtenção de contraste radiológico. O efeito fotoeléctrico é predominante em baixas energias (Lima, 2005).

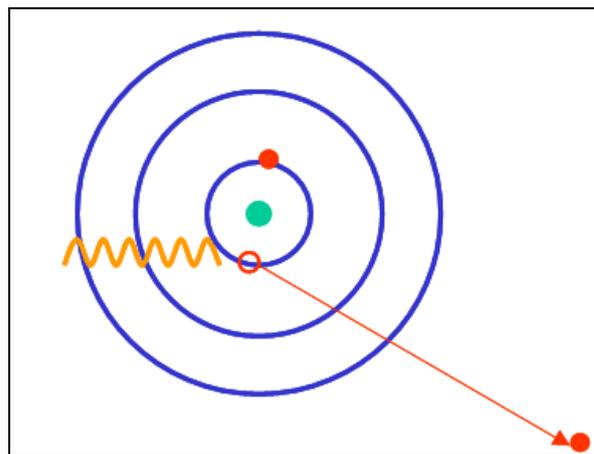


Figura 13 - Efeito fotoeléctrico

### 3.2 Efeito de Compton

No efeito de Compton ocorre uma colisão inelástica entre um fotão e um electrão de uma camada mais externa de um átomo. O electrão é libertado deixando o átomo ionizado, enquanto o fotão incidente sofre uma perda de energia e uma mudança de direcção, segundo um ângulo  $\theta$  (Figura 14). O electrão libertado é denominado de electrão de Compton. O conjunto de fotões produzidos por efeito de Compton é responsável pela origem da radiação difusa ou secundária, que pode dar lugar a novas interacções com outros electrões. A atenuação da radiação por efeito de Compton deve-se à absorção da energia por parte do meio e pelo aparecimento de radiação difusa. O efeito de Compton ocorre com maior frequência entre fotões de energia média e electrões de baixa energia de ligação (Lima, 2005).

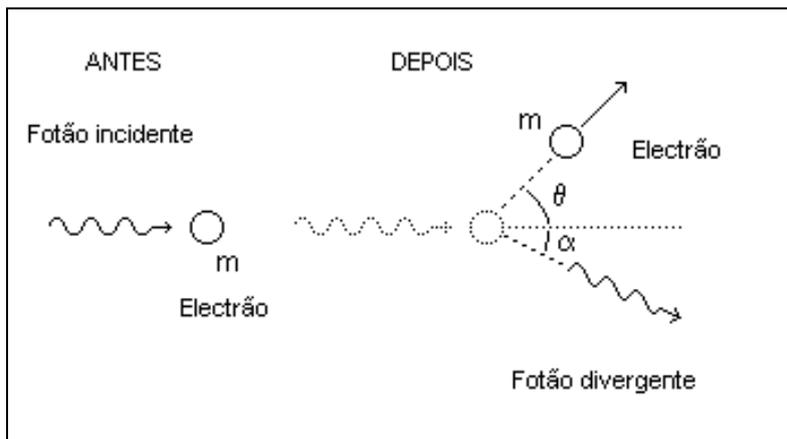


Figura 14 - Efeito de Compton

## 4 Protecção Radiológica

A protecção radiológica ou radioprotecção tem como objectivo proteger o ser humano dos efeitos nocivos inerentes ao uso da radiação ionizante para que se possa usufruir dos benefícios criados pela aplicação das radiações ionizantes com segurança (Lima, 2005).

Os efeitos nocivos da radiação são conhecidos praticamente desde que se começou a usá-la na indústria e medicina. Existem dois tipos de fontes de radiação: naturais e artificiais (Lima, 2005).

As fontes artificiais caracterizam-se por:

- Aparelhos de raios X utilizados em diagnóstico (responsáveis por 90% da irradiação artificial da espécie humana);
- Aparelhos raios X destinados à investigação e à indústria; radioisótopos produzidos em:
  - Navios de propulsão nuclear;
  - Aceleradores;
  - Centrais nucleares;
  - Armas e ensaios nucleares (*fallout*).
- Lâmpadas de radiação ultravioleta.

As fontes de radiações naturais caracterizam-se por:

- Radiação cósmica – prótons (90%), partículas  $\alpha$  (9%) e electrões (1%);
- Radioisótopos naturais (por exemplo, das de  $^{222}\text{Rn}$  libertado das paredes nas casas graníticas);
- K-40 presente no cimento.

A necessidade da realização de um exame radiológico, onde é necessário o uso de radiação ionizante, tem que constituir um benefício maior do que o risco da realização desse mesmo exame (Farr & Allisy-Roberts, 2002).

O técnico de radiologia exerce um papel fundamental em alertar o paciente dando-lhe conhecimentos sobre a necessidade da protecção radiológica, cumprindo o seu dever de comunicar. A comunicação é indirectamente uma das melhores formas de protecção que o técnico de radiologia nunca se pode esquecer, é um “dispositivo” que

nunca deve faltar, pois dessa forma a protecção tanto do paciente como do próprio profissional de saúde estará garantida. O paciente numa sala de exames, encontra-se apreensivo, ansioso, e a comunicação permite aliviar estes sentimentos garantido uma melhor qualidade na execução do exame, diminuindo assim, a probabilidade de repetição do mesmo. A comunicação com o paciente revela uma imagem de competência e à vontade.

O NCRPM nos EUA e o ICRP, foram fundados em 1928, como resultado de uma profunda preocupação por parte dos profissionais de saúde da década de 1920, relativamente aos efeitos da radiação X. Desde então, fazem-se recomendações sobre os níveis adequados de protecção contra as radiações ionizantes para os trabalhadores e para o público. Estas comissões têm reunido e apresentado relatórios regularmente ao longo do último quase meio século, nos respectivos campos. Também a ICRU tem desenvolvido trabalho no que diz respeito às unidades utilizadas na protecção radiológica tendo definido as mais importantes (Roentegen, rad, rem, Gray e Sievert, e várias outras unidades). Por outro lado, o ICRP tem-se debruçado sobre níveis de protecção e de orientação (Farr & Allisy-Roberts, 2002).

Estas recomendações e orientações têm geralmente sido adoptadas por órgãos reguladores em todo o mundo.

A aplicação dos princípios de protecção radiológica em exposições médicas das radiações ionizantes, baseados no princípio ALARA, deverá conduzir a exposições baixas no paciente. Normalmente as doses, no paciente, são sempre aceitáveis, e mesmo que haja uma exposição que envolva doses maiores, estas são sempre justificadas pelo médico. O que se estabelece são os níveis de referência, que são baseados numa estatística de exames.

A protecção dos técnicos deve ser feita através da minimização do tempo de exposição, maximização da distância à fonte, optimização da blindagem de protecção e comunicação com o paciente. A protecção do paciente deve ser feita através da comunicação, da selecção de parâmetros técnicos adequados e do correcto posicionamento e utilização de filtros/dispositivos de imobilização/dispositivos individuais de protecção sempre que necessários (Lima, 2005).

Alguns aspectos são importantes de se ter em conta:

- O técnico de radiologia deve minimizar a quantidade de tempo despendida na área da fonte de radiação. A exposição (dose) à radiação é directamente proporcional ao tempo de exposição;
- A distância é um meio eficaz de reduzir a exposição à radiação, a variação da intensidade de exposição (dose recebida pelo paciente) é inversamente proporcional ao quadrado da distância à fonte;
- A blindagem deve começar pela minimização da radiação de fuga da ampola de raio X. Pode-se recorrer a estruturas (feitas de chumbo) e a dispositivos móveis e pessoais de protecção com número atómico elevado;
- Antes da realização do exame, verificar que todas as portas da sala encontram-se fechadas;
- Se for necessário segurar o doente ou o IP, durante o exame radiológico, deve-se usar avental e luvas de protecção evitando o feixe directo.

## 4.1 Dispositivos de Protecção Pessoal

### 4.1.1 Avental de Chumbo

É um dispositivo fundamental da protecção contra a radiação difusa. Este dispositivo cobre cerca de 80% da medula óssea. Ao ser guardado não deve ser vincado ou dobrado. Fornece uma protecção equivalente a uma barreira de 0,25 mm (no caso de protecção contra uma fonte secundária) ou 0,5 mm (no caso de protecção contra uma fonte primária) de chumbo (Figura 15).



Figura 15 - Avental de Chumbo

#### 4.1.2 Luvas

As luvas são geralmente feitas de chumbo, fornecendo uma protecção de 0,25mm de chumbo (Figura 16). O seu uso é fundamental em fluoroscopia/radiologia de intervenção, sempre que as mãos estejam próximas do paciente ou do feixe primário.



Figura 16 – Luvas de Chumbo

#### 4.1.3 Protecções para a Tiróide

Uma das zonas do organismo do técnico de radiologia sujeitas a maiores doses de radiação é a zona da tiróide. Assim, o uso de protecções para a tiróide (Figura 17) é fortemente aconselhável pois pode reduzir a dose absorvida na região do pescoço até um factor de 10.



Figura 17 – Colar para a tiróide

#### 4.1.4 Protecção para a face e olhos

O uso de óculos protectores deve ser tido em atenção devido ao facto da radiação ter propriedades cataratogénicas. São feitos à base de elementos com elevado número atómico (bário ou chumbo).

A protecção para a face pode ser feita recorrendo a máscaras feitas à base de chumbo ou através de um vidro colocado de forma a proteger toda a cara. Estes dispositivos fornecem uma protecção equivalente àquela que seria proporcionada por 0.75mm de chumbo (Figura 18).



Figura 18 - Óculos de Chumbo

#### 4.1.5 Barreiras Amovíveis

São barreiras constituídas por chumbo e o técnico de radiologia deve colocá-las onde achar mais conveniente (Figura 19).



Figura 19 – Janela de Chumbo

#### 4.1.6 Protecção gónadal masculina

Protecção plumbínea em forma de conquinha para protecção das gónadas dos pacientes do sexo masculino.

#### 4.1.7 Protecção gônadal feminina

Protecção plumbínea, com forma esférica, para protecção das gónadas das pacientes do sexo feminino (Figura 20).

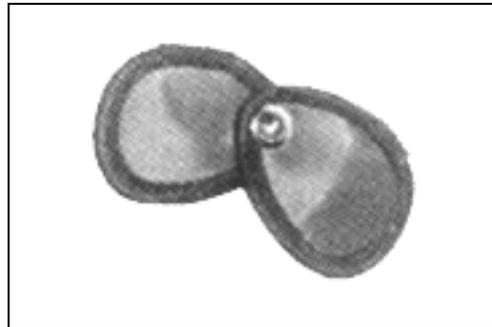


Figura 20 - Protecção gônadal

Minimizar a exposição do paciente não pode implicar uma redução na qualidade da imagem radiográfica tal que inviabilize o diagnóstico médico ou o torne ambíguo ou difícil. Existem alguns princípios e regras que podem ser usados, tais como: a correcta selecção dos parâmetros da técnica, a utilização adequada de filtros, a adopção de um correcto posicionamento para o paciente, a utilização de amplificadores de imagem, o cumprimento de práticas adequadas de blindagem e a colimação do feixe (Bontrager & Lampignano, 2005).

## 5 Efeitos biológicos da radiação

O estudo dos efeitos biológicos das radiações ionizantes é complexo, pois as partículas ionizantes distinguem-se quer pela quantidade quer pela densidade de ionização que produzem, isto é, distinguem-se no impacto biológico que provocam. Por outro lado, não só a dose acumulada como também a taxa que é recebida, influenciam os efeitos biológicos produzidos. A exposição a uma fonte externa de radiação e a exposição interna a algum material radioactivo produzem efeitos também distintos (Rêgo, 2004).

Os tecidos apresentam sensibilidades diferentes (Figura 21) uns dos outros. Os órgãos reprodutores, a medula óssea e os tecidos intestinais, são muito radiosensíveis quando comparados, por exemplo, com o estômago, o fígado e os rins, que apresentam baixa sensibilidade às radiações.

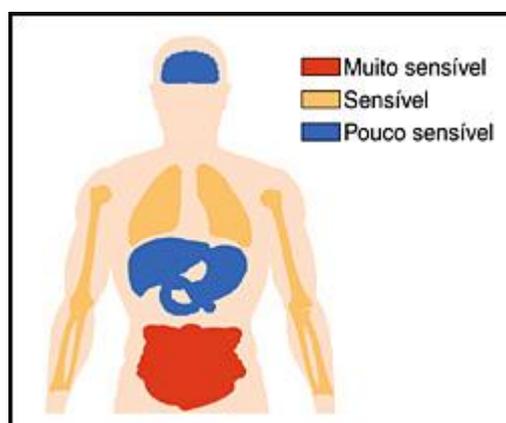


Figura 21 – Sensibilidade de alguns tecidos às radiações

O efeito da radiação X nos seres humanos é o resultado da interacção a nível atómico. Essas interacções atómicas tomam a forma de ionização ou excitação nas orbitas dos electrões e resultam na deposição de energia nos tecidos. Quando a radiação X é suficientemente intensa, alguns efeitos prejudiciais podem acontecer, tais como, queimaduras na pele, cancro e leucemia (Bushong). Desta forma, torna-se indispensável a preocupação com a protecção radiológica. A protecção radiológica tem como objectivo proteger o ser humano dos efeitos nocivos inerentes ao uso da radiação ionizante para que se possa usufruir dos benefícios criados pela aplicação das radiações ionizantes com segurança.

Para Pisco a radiação ionizante pode produzir efeitos biológicos nocivos em órgãos e tecidos devido à produção de iões e à deposição de energia que pode danificar moléculas importantes como o ADN ” (Pisco & De Sousa, 1998).

Uma quebra no ADN pode resultar num dano genético ou somático, podendo afectar gerações futuras. Para doses muito elevadas a radiação pode causar morte celular, definida como a perda de capacidade reprodutiva. Os tecidos de proliferação rápida e as células com maior conteúdo de oxigénio são o mais rádio sensível. As células nervosas são as células menos rádio sensíveis. A extensão da lesão biológica produzida depende da energia total depositada (dose) e do tipo de radiação” (Pisco & De Sousa, 1998).

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes classificam-se como estocásticos ou determinísticos. A principal diferença entre eles é que os efeitos estocásticos causam a transformação celular enquanto os efeitos determinísticos causam a morte celular (Azevedo).

#### **5.1.1 Efeitos estocásticos**

Os efeitos estocásticos ocorrem de forma aleatória no ADN de uma única célula (devido à exposição a baixas doses de radiação) que no entanto, continua a reproduzir-se. Levam à transformação celular. Os efeitos hereditários são estocásticos. Não apresentam limiar de dose, o dano pode ser causado por uma dose mínima de radiação. O aumento da dose aumenta a probabilidade e não a severidade do dano. A severidade é determinada pelo tipo e localização do tumor ou pela anomalia resultante. No entanto, o organismo apresenta mecanismos de defesa muito eficientes. A maioria das transformações neoplásicas não evolui para cancro. Os efeitos são cumulativos: quanto maior a dose, maior a probabilidade de ocorrência. Quando o dano ocorre em célula germinativa, os efeitos hereditários podem ocorrer (Azevedo).

É a resposta de tipo “tudo ou nada” – a pessoa ou tem ou não tem a alteração (embora modificada por factores de risco individuais) (Agostinho, 2010).

#### **5.1.2 Efeitos determinísticos**

Os efeitos determinísticos levam à morte celular. Existe uma relação previsível entre a dose e a dimensão do dano esperado, sendo que estes só aparecem a partir de uma determinada dose. A probabilidade de ocorrência e a severidade do dano estão

directamente relacionadas com o aumento da dose. As alterações são somáticas. Indivíduos diferentes apresentam sensibilidade diferente e portanto, limiares diferentes. Exemplos de efeitos determinísticos são leucopenia, náuseas, anemia, catarata, esterilidade, hemorragia, etc. (Azevedo).

Efeito determinístico é qualquer efeito somático cuja gravidade é proporcional à dose de radiação, após se ter atingido um limiar; resultam de grandes doses de radiação, geralmente não utilizadas em radiologia diagnóstica (Agostinho, 2010).

O corpo humano apresenta o mecanismo de reversibilidade. Reversibilidade é a capacidade de reparação das células, ou seja, capacidade de combaterem os danos que lhes foram causados, sendo este um mecanismo bastante eficiente. Mesmo danos mais profundos são, geralmente, capazes de serem reparados ou compensados (Azevedo).

## 6 Métodos de Monte Carlo

Neste trabalho, utilizaremos um programa baseado nos princípios dos métodos de Monte Carlo, nomeadamente, o MCNPX, de modo a depurar onde se deverá colocar a protecção radiológica num estudo radiológico ao tórax.

Os métodos de Monte Carlo são amplamente usados para resolver problemas que envolvam processos estatísticos e são muito úteis na Física Médica devido à natureza estocástica da emissão da radiação, transporte e processos de detecção. Estes métodos são de fundamental importância para problemas complexos que não podem ser modelados por códigos computacionais. Os métodos de Monte Carlo, nomeados por Von Neumann, receberam tal nome por causa da similaridade do método com o processo de sorteio dos jogos aleatórios, e devido à cidade do principado de Mônaco ser um dos principais centros de tal actividade (Yoriyaz, 2009).

Na sua génese está o trabalho de W. S. Gosset que, 1908, usou procedimentos aleatórios (logicamente sem a ajuda de um computador) para conseguir entender a distribuição aleatória do coeficiente de correlação e de estatística (Barros, 2005).

Von Neumann, Ulam e Fermi aplicaram um método de Monte Carlo para problemas de difusão de neutrões no projecto Manhattan, desenvolvido em Los Alamos, durante a Segunda Guerra Mundial. Ainda numa fase inicial, Von Neumann e Ulam resolveram refinar o método. Porém, o desenvolvimento sistemático desta ideia teve que esperar o trabalho de Kahn e Harris em 1948 (Fernandes, 2003).

Desde então, observa-se um crescente aumento do número de aplicações do método em diversas áreas.

Os métodos de Monte Carlo fornecem soluções aproximadas para uma variedade de problemas físicos e matemáticos, devido ao facto de realizarem amostragens estatísticas em computador. Num problema de transporte de partículas, estas são simuladas e o resultado de sua história (isto é, o seu comportamento) é registado e pode, por exemplo, ser utilizado para determinar o comportamento médio das partículas transportadas. Todas as partículas são seguidas desde sua criação até sua morte. O programa cria uma trajectória de partícula para todas as partículas. Se uma partícula interage, novas trajectórias são criadas para a partícula antiga com uma nova direcção e energia e para as novas partículas criadas na interacção (Yoriyaz, 2009).

O método de Monte Carlo pode, em princípio, simular qualquer problema de transporte de partículas, em qualquer geometria. A técnica simula as leis físicas que agem sobre as partículas (Yoriyaz, 2009). Os principais componentes de um algoritmo Monte Carlo são descritos como:

- Distribuição de probabilidades: Este método simula as leis físicas que agem sobre as partículas. Estas leis podem ser descritas por uma ou mais distribuições de probabilidades;
- Gerador de números aleatórios: O método de Monte Carlo baseia-se na aleatoriedade dos processos físicos. Para fornecer esta aleatoriedade utiliza-se, no processo de simulação o gerador de números aleatórios que deve ser capaz de fornecer valores aleatórios uniformemente distribuídos entre 0 e 1, possuir um curto tempo de execução (velocidade do algoritmo) e ter um período (dimensão da tabela ou sequencia criada de números aleatórios), que produza números aparentemente independentes, ou seja, semelhantes a números provenientes de ocorrências realmente aleatórias;
- Marcação ou contagem: Os resultados de cada simulação devem ser acumulados. Contadores são utilizados para acumular o número de tentativas e sucessos.

Por este motivo, estes métodos apresentam uma enorme flexibilidade e uma variedade imensa de opções de simulação, que permitem que fenómenos físicos sejam “ligados” ou “desligados” para quantificar as suas influências no fenómeno que está a ser observado. Estes recursos fazem com que o método se torne extremamente útil em análises do comportamento individual de cada tipo de evento dentro de um processo como um todo, algo que seria impossível numa experiência real, permitindo uma imensidão de possibilidades e de experiências com níveis teóricos onde o limite é a imaginação (Yoriyaz, 2009).

## 6.1 O MCNPX

O MCNPX é um dos métodos de Monte Carlo existentes, que possibilita uma codificação do transporte de partículas, permitindo modelar a interacção da radiação com todas as estruturas existentes. O MCNPX é a sigla para “Monte Carlo N-Particle eXtended”. Tem como capacidades a abrangência de quase todas as partículas, quase todas as energias, e quase todos os aplicativos possíveis sem nenhuma desvantagem de tempo computacional relativamente a outros métodos. O MCNPX é completamente

tridimensional e dependente do tempo. Utiliza as mais recentes bibliotecas nucleares de secção transversal e utiliza modelos de física para os tipos de partículas e energias onde os dados tabulados não estão disponíveis. As aplicações variam desde o espaço sideral (a descoberta de água em Marte) até às profundezas da Terra (onde a radiação é usada para pesquisa de petróleo). O MCNPX é utilizado em medicina nuclear, segurança interna, perigo nuclear, etc. (Waters, 1999).

## 6.2 Código de Transporte de Radiação do MCNPX

Este método é particularmente útil em problemas que não podem ser simulados por métodos determinísticos. O processo de amostragem estatística é baseado na selecção de números aleatórios. No transporte de partículas da radiação, a técnica de Monte Carlo consiste em seguir cada partícula, desde a fonte (neste caso ampola de raio X) até ao seu desaparecimento. Esse transporte é simulado individualmente ou em conjunto, através da matéria, em modelos previamente determinados, permitindo a obtenção de soluções de vários problemas que requerem uma grande quantidade de eventos probabilísticos, tais como, saber qual o melhor método de protecção num exame radiográfico ao tórax (Boia, 2010).

Leonardo da Silva Boia, em 2010, afirma que, para se proceder à tal simulação, o arquivo construído anteriormente em NotePad, deve respeitar a seguinte estrutura geral de um arquivo de entrada:

1. Título do problema

Primeira linha dos dados de entrada, limitada a 80 colunas

2. Bloco de células – “*Cells*”

Dados de entrada onde é definida a geometria do problema. Utilizam-se combinações de formas geométricas pré-determinadas, como esferas, cilindros, planos e outras formas seleccionadas e descritas no item subsequente (*Surface Cards*). A combinação das regiões é realizada através de operadores booleanos (intersecções, exclusões).

Uso de uma linha em Branco (finalização da secção).

3. Bloco de superfície – “*Surface Cards*”

Utilizam-se mnemónicos que indicam o tipo de superfície tal como referido anteriormente, *s* para esferas, *c* para cilindros, entre outros.

Linha em branco (finalização da secção).

#### 4. Bloco de resto

São definidos vários parâmetros da física do problema. Esta secção é dividida em vários subitens:

i. Especificação dos materiais

ii. Tipo de radiação – “*Mode*”

Definição do tipo de radiação que será utilizado no problema.

(N) – Transport de neutrões

(N P) – Transporte de neutrões e fotões

(P) – Transporte de fotões (utilizado neste trabalho)

(E) – Transporte de electrões

(P E) – Transporte de fotões e electrões

(N P E) – Transporte de neutrões, fotões e electrões.

iii. *Source*

Célula que define parâmetros da fonte de radiação. Local onde são definidos: posição da fonte, tipo de partícula, energia e outros dados que possam caracterizar uma fonte de radiação.

iv. Tallies

Opção da grandeza de interesse a ser utilizada nos resultados. Define o tipo de resposta que se deseja na saída. Através do uso de seu mnemónico correspondente tem-se uma variação de possibilidades apresentadas abaixo (tabela 1).

Linha em branco para finalização.

**Tabela 1 - Grandezas que podem ser calculadas pelo MCNPX**

<b>Mnemónico</b>	<b>Descrição</b>
F1:N; F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N; F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N; F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N; F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula

F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:P,E ou F8:E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector

### 6.3 Tallies

O utilizador pode instruir o MCNP para realizar diversos tallies relacionados com a corrente de partículas, fluxo de partículas, e deposições de energia. Os tallies são normalizados para serem para cada partícula inicial, excepto para alguns casos especiais com fontes críticas. As correntes podem ser registadas como funções de direcções através de qualquer conjunto de superfícies, segmentos de superfície, ou soma de superfícies no problema. A carga pode ser registada para electrões e positrões. Fluxos através de qualquer conjunto de superfícies, segmentos de superfície, soma de superfícies, e em células, segmentos de células, ou soma de células também estão disponíveis. Do mesmo modo, os fluxos nos detectores designados (pontos ou anéis) são tallies *standard*, bem como tallies de detectores radiográficos. Fluxos também podem ser registados numa malha sobreposta na geometria do problema. Tallies de aquecimento e de cisão, dão a deposição de energia em células específicas. Um tally elevado e pulsado, providencia a distribuição de energia de pulsos criados num detector pela radiação. Além disso, as partículas podem ser marcadas quando atravessam superfícies específicas ou entram em células designadas, e as contribuições destas partículas marcadas nos tallies são listadas separadamente. Tallies como o número de cisões, o número de absorções, o total da produção de hélio, ou qualquer produto dos tempos de fluxo podem ser calculados com qualquer um dos tallies do MCNP (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

Os tallies também podem ser reduzidos pela atenuação da linha de visão. Os tallies podem ser feitos por segmentos de células e superfícies sem a necessidade da construção dos segmentos desejados na geometria do problema actual. Todos os tallies são funções de tempo e energia especificados pelo utilizador e são normalizados para serem por cada partícula inicial. Tallies em malha são funções de energia e são igualmente normalizadas para cada partícula inicial (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

O MCNP cria automaticamente as informações de resumo padrão que possibilita ao utilizador uma melhor perspectiva nos aspectos físicos do problema e a correcta adequação da simulação Monte Carlo, incluindo: uma completa contagem da criação e perda de todos os trajectos e suas energias; o número de trajectos que entraram e reentraram as células mais o percurso da população na célula; o número de colisões numa célula; o peso médio, que significa caminho livre, e a energia dos trajectos numa célula; a actividade de cada nuclide numa célula (ou seja, como as partículas interagem com cada nuclide, e não a radioactividade); e um equilíbrio de peso completo para cada célula (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

O MCNP também providencia sete tipos de tallies padrão. Estes incluem sete tallies de neutrões padrão, seis tallies de fotões padrão, e quatro tallies de electrões padrão. Estes tallies básicos podem ser modificados pelo utilizador de modos diversos. Todos os tallies são normalizados para serem por cada partícula inicial, excepto em problemas críticos, onde é normalizado para serem por cada geração de neutrões de cisão (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

Para ser possível a existência de muitos tallies de um determinado tipo, acrescentam-se múltiplos de 10 ao número do tally. Por exemplo, F1, F11, F21,..., F981, F991 são todos tallies do tipo F1. O tipo das partículas é especificado com o acréscimo de dois pontos e da designação das partículas (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

## 6.4 Fantomas Geométricos

De modo a que o MCNPX possa ser utilizado em aplicações de protecção radiológica, pode ser necessária a criação de fantomas geométricos, simulando estes a anatomia humana. A construção deste tipo de fantomas foi algo extremamente importante, pois possibilitou, ao longo do tempo, calcular e avaliar os efeitos da radiação ionizante através de métodos de Monte Carlo, e com isso estimar as doses provenientes de fontes internas ou externas de radiação, em diferentes órgãos e tecidos do corpo humano (Júnior, 2007).

Num fantoma geométrico, os tecidos, os órgãos e o formato do corpo são descritos por expressões matemáticas que representavam combinações e intersecções de planos, elipses, cones, cilindros elípticos e circulares e esferas (Figura 22) (Castro, 2005).

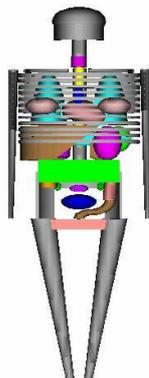
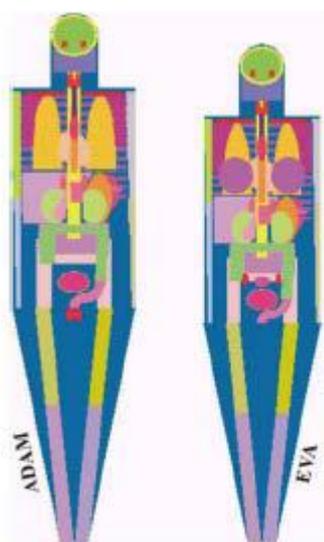


Figura 22 – Fantoma geométrico MIRD-5 (Júnior, 2007)

Um dos fantomas mais utilizados é o MIRD-5 (*Medical Internal Radiation Dose Committee*), o qual se apresenta na Figura 22. Este fantoma foi baseado nos dados anatómicos da ICRP, de modo a representar o homem adulto médio (Castro, 2005).

O fantoma geométrico MIRD-5 passou a representar um adulto hermafrodita, com as dimensões da anatomia de referência do homem, com testículos, ovários e útero; mas sem mamas. Em 1982, foram desenvolvidos na Alemanha modelos matemáticos de sexos distintos, baseados nos modelos MIRD-5. Surgiram então dois modelos: o homem adulto (ADAM) e a mulher (EVA) (Figura 23). O modelo EVA foi proveniente da redução de todas as estruturas relevantes do modelo MIRD-5 e outros ajustes nas características dos órgãos de modo a adaptar o fantoma às dimensões anatómicas de referência da mulher. Estes modelos foram desenvolvidos para o cálculo da dose em tecidos e órgãos (Júnior, 2007).



Um outro factor muito importante que potenciou a separação dos dois sexos

Figura 23 – Fantomas geométricos ADAM e EVA

(para além das mamas com elevada radiosensibilidade), foi a utilização destes modelos para o cálculo de doses de radiação ionizante oriundas de fontes externas, pois o corpo da mulher possui dimensões menores em relação ao homem, não esquecendo que as mamas são órgãos superficiais, o que as torna facilmente expostas a fontes de radiação externa. Para além disso, as mamas atenuam a dose no pulmão quando a irradiação é frontal, porém os ovários e o útero podem receber doses mais altas devido a menor espessura das estruturas envolventes. Estes dois modelos possibilitaram uma maior precisão no cálculo de doses em modelos matemáticos (Júnior, 2007).

Apesar das características destes fantomas geométricos se encontrarem em concordância com a anatomia de referência do homem relativamente às massas e volumes, estes possuem limitações quanto à geometria das formas do corpo inteiro e dos órgãos individuais. Houve, por isso, a necessidade de representar os fantomas de um modo mais simplificado, permitindo assim a sua simulação utilizando o método de Monte Carlo, devido às limitações dos recursos computacionais. A anatomia humana é extremamente pormenorizada, sendo então a representação desta demasiado complexa para apresentar cada pormenor existente através de um simples conjunto de equações matemáticas (Júnior, 2007).

## 7 Construção dos fantomas

Os fantomas geométricos, masculino (David) e feminino (Victoria), utilizados para a realização das simulações efectuadas, foram construídos algebricamente através de recursos a softwares tais como, NotePad, Sabrina e MCNP.

A construção destes fantomas segue uma determinada ordem estruturada em três blocos que, posteriormente, vão representar as figuras geométricas em 3D. Estes blocos são: células (volume definido por uma superfície), superfícies (planos, cilindros e esferas, entre outros) e o resto (especificação dos materiais, energias, feixes de radiação, tempo, modo, *tallies*), que respeitam normas de construção posteriormente detalhadas. (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05))

A construção do fantoma baseou-se numa pessoa de estatura média com altura real de 157 cm. Contudo, a anatomia humana é extremamente complexa para ser realisticamente representada. Desta forma, para construção do mesmo reduziu-se para 50% este mesmo valor de forma a originar um fantoma que possui tamanho 78,5 cm. Considerou-se o ponto médio (0;0;0) como sendo o umbigo do indivíduo. Utilizou-se como base um sistema cartesiano ortogonal.

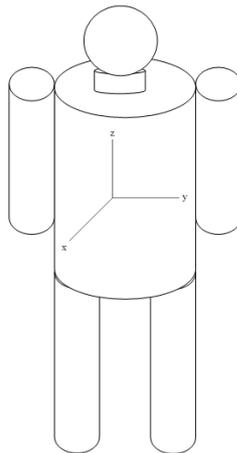


Figura 24 – Sistema cartesiano ortogonal – inserido no fantoma

A construção dos fantomas, por nós utilizados, será descrita de seguida:

Inicialmente, começa-se por definir as células (veremos adiante), seguidas das superfícies. As superfícies são designadas por mnemónicas. Nos nossos fantomas foram utilizados planos, cilindros e esferas, representados respectivamente por pz (para plano perpendicular ao eixo zz); p/x (para plano paralelo ao eixo xx); c/z x y a (para cilindro

paralelo ao eixo zz, com o eixo a passar pelo ponto de coordenadas (x; y) e raio  $a$ ) e; s x y z b (para esfera com centro no ponto de coordenadas (x; y; z) e raio b).

Os planos (tabela 2) foram utilizados para determinar os limites das estruturas geométricas, que representam estruturas anatómicas. De seguida, encontram-se especificados os planos utilizados para o nosso fantoma masculino:

**Tabela 2 Representação dos planos**

*	**	***	****
51	p	-39.25	\$ limite inferior das pernas
52	p	-18.75	\$ limite inferior do avental de chumbo
53	p	-11.75	\$ limite inferior dos braços
54	p	-1.75	\$ limite inferior da coluna e tronco e limite superior das pernas
55	p	5	\$ limite superior do avental de chumbo
56	p	7.75	\$ limite inferior dos pulmões
57	p	20.25	\$ limite superior dos pulmões
58	p	23.25	\$ limite superior dos braços e limite inferior do pescoço
59	p	28.25	\$ limite superior do pescoço
100	p	0	\$ plano médio
101	p	-100	\$ plano da parede
110	p	11.1	\$ limite anterior do potter
111	p	11.6	\$ limite posterior do potter
120	p	-15.5	\$ limite lateral direito do potter
121	p	15.5	\$ limite lateral esquerdo do potter
130	p	1.75	\$ limite inferior do potter
131	p	26.25	\$ limite superior do potter

\*Nº da célula

\*\* Símbolo que representa plano

\*\*\* Coordenadas (x,y,z)

\*\*\*\* Comentário

O plano 51, por exemplo, é perpendicular ao eixo ZZ, encontra-se 39,25 cm abaixo do eixo médio e representa o limite inferior das pernas. A representação deste plano nas células faz-se utilizando apenas o nº 51, que ao ser representado com sinal negativo (-) implica que apenas é considerado o que se encontra abaixo do valor indicado, ou se representado com ausência de sinal é apenas considerado o que se encontra acima do mesmo.

Os cilindros (tabela 3) representam as estruturas geométricas delimitadas pelos planos acima referidos. Na tabela seguinte encontram-se os cilindros presentes no fantoma:

**Tabela 3 Representação dos cilindros**

*	**	***	****
181	c	0.0 -5.25 4.75	\$ cilindro para perna esquerda
182	c	0.0 5.25 4.75	\$ cilindro para perna direita
184	c	0.0 -13.6 3.0	\$ cilindro para braço esquerdo
185	c	0.0 13.6 3.0	\$ cilindro para braço direito
186	c	0.0 -5.5 4.0	\$ cilindro para pulmão direito
187	c	0.0 5.5 4.0	\$ cilindro para pulmão esquerdo
183	c	0.0 0.0 10	\$ cilindro para tronco
188	c	0.0 0.0 4	\$ cilindro para pescoço
189	c	0.0 0.0 1.5	\$ cilindro para coluna
190	c	0.0 0.0 10.525	\$ cilindro para avental externo
191	c	0.0 0.0 10.5	\$ cilindro para avental interno

\*Nº da célula

\*\* Símbolo que representa cilindro

\*\*\* Coordenadas (x,y,z)

\*\*\*\* Comentário

O avental de chumbo utilizado, foi representado por dois cilindros, considerando que o espaço interior, ocupado pelo chumbo, tem uma espessura de 0,025 cm. Por exemplo, o cilindro 181 é paralelo ao eixo zz, encontra-se a 0,0 cm do eixo xx, a -5,5 cm do eixo yy e possui raio de 4,0 cm. A representação deste cilindros nas células faz-se utilizando apenas o nº 181, que ao ser representado com sinal negativo (-) implica que apenas é considerado o que se encontra dentro do cilindro, ou se representado com ausência de sinal é apenas considerado o que se encontra exterior ao mesmo.

As esferas (tabelas 4 e 5), tal como os cilindros, representam estruturas geométricas e encontram-se de seguida explanadas:

**Tabela 4 Representação das esferas no fantoma DAVID**

*	**	***	****	*****
71	s	5 -2 -3 1	1	\$ testículo direito
72	s	5 2 -3 1	1	\$ testículo esquerdo
73	s	0 0 33.75	7.0	\$ cabeça
74	s	0 0 0	200	\$ limite do universo

\*Nº da célula

\*\* Símbolo que representa esfera

\*\*\* Coordenadas (x,y,z)

\*\*\*\* Raio

\*\*\*\*\* Comentário

Por exemplo, a esfera 71 encontra-se à 5cm do eixo xx, à -2 do eixo yy e à -3cm do eixo zz e possui 1cm de raio. A representação das esferas nas células faz-se utilizando apenas o nº 71, que ao ser representado com sinal negativo (-) implica que apenas é considerado o que se encontra dentro da esfera, ou se representado com ausência de sinal é apenas considerado o que se encontra exterior à mesma.

**Tabela 5 Representação das esferas no fantoma VICTORIA**

*	**	***	****	*****
71	s	5 -5 2 1	1	\$ ovário direito
72	s	5 5 2 1	1	\$ ovário esquerdo

73	s	0 0 33.75	7.0	\$ cabeça
74	s	0 0 0	200	\$ limite do universo

\*Nº da célula

\*\* Símbolo que representa esfera

\*\*\* Coordenadas (x,y,z)

\*\*\*\* Raio

\*\*\*\*\* Comentário

De seguida, após concluir-se as superfícies, procede-se então à determinação “do resto”. Neste são definidos, entre outros, o tempo de execução do programa de simulação, os materiais, o espectro, e os *tallies*.

O tempo de execução representa o tempo durante o qual se pretende que o programa esteja a correr para cada simulação (neste caso, o tempo definido foi 60 minutos, representados por “ctme 60”); o TALLIES - f6 (os tallies representam grandezas físicas que podem ser medidas através do transporte computacional de partículas. Existem vários tallies, os quais são definidos pela letra F, seguida de um número. No caso deste número terminar em 6, isso significa que se está a medir a energia por unidade de massa (dose), a qual é expressa em MeV/g por fóton emitido), o *flagging* – cf6 (contabiliza os fótons que passaram pelas células pretendidas inicialmente, independente do percurso destes) e; o modo, (*mode p*).

Cada célula (normalmente definida à custa de uma ou várias figuras geométricas) é caracterizada por um determinado tipo material, como por exemplo, ar para os pulmões, músculo para os braços, osso para a coluna entre outros. De seguida encontram especificados os materiais utilizados para cada região anatómica.

**Tabela 6 Representação dos materiais**

*	**	***
m1	7000 -0.755 8000 -0.232 18000 -0.013	\$ pulmão
m2	1000 -0.0903 6000 -0.5937 7000 -0.033 8000 - 0.266 20000 -0.017	\$ músculo
m3	1000 -0.0638 6000 -0.472 7000 -0.0212 8000 - 0.313 20000 -0.13	\$ osso
m4	1000 -0.08 6000 -0.608 7000 -0.042 8000 -0.249	\$ ar

	20000 -0.021	
m5	82000 -1.00	\$ avental de chumbo
m6	13000 -1.00	\$ potter de alumínio

\* Símbolo que representa material

\*\* Densidade

\*\*\* Comentário

Cada célula é descrita por um número de célula, tipo de material (definido no resto), densidade de material ( $\text{g/cm}^3$ ), seguidos das superfícies, finalizando-se essa célula (que representa uma linha) especificando a importância (imp:P=1 ou imp:P=0) da célula para efeito de cálculo, isto é se P=0 o fóton é perdido, se P=1 o fóton é seguido até ser absorvido, difundido ou transmitido. É possível e recomenda-se a colocação de comentários (que não interferem com a construção do fantoma) seguidos de “\$”, de forma a auxiliar a descrição de cada estrutura representada, como por exemplo, cabeça, tronco, braço direito, entre outros. Ao definir-se uma determinada estrutura, como por exemplo, o tronco, é necessário recorrer ao uso de um símbolo complementar que é responsável por excluir formas geométricas que se encontram dentro da estrutura de interesse, mas que porém, não fazem parte da mesma. Esse símbolo é o “#”. Dentro do tronco encontram-se, por exemplo, os pulmões, que não contribuem para a sua construção e como tal têm que ser excluídos.

De forma mais detalhada é representado de seguida a construção das formas geométricas que representam o fantoma masculino (tabela 7) e o fantoma feminino (tabela 8).

**Tabela 7 Representação das células – fantoma masculino**

*	**	***	****	*****	*****
11	2	-1.06	-73 59	Imp:p=1	\$ cabeça
13	2	-1.06	58 -59 -188 189	Imp:p=1	\$ pescoço
12	3	-1.06	54 -59 -189	Imp:p=1	\$ coluna
14	4	-0.26	56 -57 -186	Imp:p=1	\$ pulmão direito

15	4	-0.26	56 -57 -187	Imp:p=1	\$ pulmão esquerdo
16	2	-1.06	53 -58 -184	Imp:p=1	\$ braço direito
17	2	-1.06	53 -58 -185	Imp:p=1	\$ braço esquerdo
18	2	-1.06	54 -58 -183#14#15#12	Imp:p=1	\$ tronco
19	2	-1.06	51 -54 -182	Imp:p=1	\$ perna esquerda
20	2	-1.06	51 -54 -181	Imp:p=1	\$ perna direita
21	2	-1.06	-72	Imp:p=1	\$ testículo esquerdo
22	2	-1.06	-71	Imp:p=1	\$ testículo direito
24	5	-11.3	52 -55 -190 191	Imp:p=1	\$ avental de chumbo
29	1	-0.001205	-74#11#12#13#14#15#16#17#18#19#20# 21#22 #24#40	Imp:p=1	\$ ar
40	6	-2.7	110 -111 120 -121 130 -131	Imp:p=1	\$ potter
50	0		74	Imp:p=1	\$ resto do universo

\*Nº de célula

\*\* Material

\*\*\* Densidade

\*\*\*\* N° das superfícies

\*\*\*\*\* Importância da célula para efeito de cálculo

\*\*\*\*\* Comentário

**Tabela 8 - Representação das células – fantoma feminino**

*	*	***	****	*****	*****
---	---	-----	------	-------	-------

11	*	-1.06	-73 59	Imp:p=1	\$ cabeça
	2				
13	2	-1.06	58 -59 -188 189	Imp:p=1	\$ pescoço
12	3	-1.06	54 -59 -189	Imp:p=1	\$ coluna
14	4	-0.26	56 -57 -186	Imp:p=1	\$ pulmão direito
15	4	-0.26	56 -57 -187	Imp:p=1	\$ pulmão esquerdo
16	2	-1.06	53 -58 -184	Imp:p=1	\$ braço direito
17	2	-1.06	53 -58 -185	Imp:p=1	\$ braço esquerdo
18	2	-1.06	54 -58 -18314#15#12#21#22	Imp:p=1	\$ tronco
19	2	-1.06	51 -54 -182	Imp:p=1	\$ perna esquerda
20	2	-1.06	51 -54 -181	Imp:p=1	\$ perna direita
21	2	-1.06	-72	Imp:p=1	\$ testículo esquerdo
22	2	-1.06	-71	Imp:p=1	\$ testículo direito
24	5	-11.3	52 -55 -190 191 100	Imp:p=1	\$ avental de chumbo
29	1	-0.001205	- 74#11#12#13#14#15#16#17#18#19#20#21#22#24#40	Imp:p=1	\$ ar
40	6	-2.7	110 -111 120 -121 130 -131	Imp:p=1	\$ potter
50	0		74	Imp:p=0	\$ resto do universo

\*Nº de célula

\*\*Material

\*\*\* Densidade

\*\*\*\* N° das superfícies

\*\*\*\*\* Importância da célula para efeito de cálculo

\*\*\*\*\* Comentário

Para se adquirem resultados fidedignos, foram simuladas quatro situações diferentes, todas com uma DDP (diferença de potencial) de 100 kV sendo estas

baseadas na utilização do espectro da ampola de raio X abaixo ilustrado pelo gráfico 1 , que representa a soma da radiação característica e radiação de bremsstrahlung. Os fantomas construídos, foram sujeitos à colocação do avental de chumbo das seguintes formas: avental de chumbo à volta do paciente (*f - full apron*), avental de chumbo à frente da ampola (*xs - x-tube side apron*) e avental de chumbo à frente do *potter* (*ps - potter side apron*) e ausência de avental (*n - null apron*) De seguida procedeu-se às simulações para cada situação durante 60 minutos, tanto para o fantoma masculino como para o fantoma feminino. A representação final da construção dos diferentes fantomas encontra-se em anexo (anexo 1).

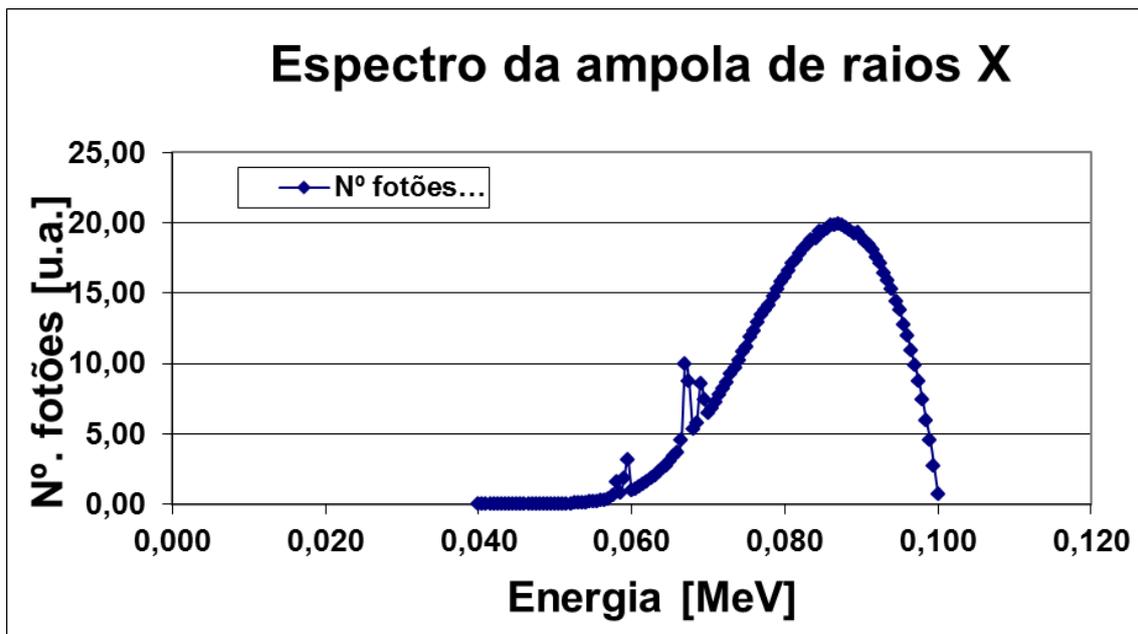


Gráfico 1 – Espectro da ampola de raios X

## 8 Software SABRINA

O SABRINA é um programa totalmente interactivo de modelação de geometrias tridimensionais para o MCNPX. No SABRINA, o utilizador constrói tanto a geometria do corpo ou depura modelos geométricos de superfícies e permite descrições espaciais para os objectos resultantes. Esta poderosa capacidade diminui significativamente os esforços na complicada construção e depuração tridimensional de modelos geométricos para análise do Método de Monte Carlo (West, SABRINA — An interactive solid geometry modeling program for Monte Carlo, 1985).

O objectivo deste software, é providenciar uma ferramenta conveniente para a construção e depuração da geometria interactiva. Já sabemos que a principal vantagem dos Métodos Monte Carlo reside na sua habilidade para modelar tanto aspectos físicos como geométricos em detalhe. No entanto, é somente quando o utilizador consegue facilmente criar estruturas geométricas complexas que os programas de Monte Carlo podem alcançar o seu potencial máximo de modulação geométrica. O SABRINA é uma tentativa para simplificar as complexas modulações geométricas, e possibilitar um processo interessante e recompensador para o utilizador. O diálogo interactivo utilizado no SABRINA é acessível e permite verificar os dados que vão sendo introduzidos pelo utilizador (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

Para o manuseamento do SABRINA são necessários somente alguns conhecimentos básicos de geometria tridimensional, e é acessível para o público em geral (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

A construção geométrica com o SABRINA pode ser realizada utilizando a geometria do corpo, ou a geometria das superfícies. Para utilizadores familiarizados com as superfícies geométricas do MCNPX, a geometria do corpo é algo muito simples, em que este é uma combinação pré-definida de superfícies geométricas. É, assim, possível uma boa representação gráfica, com uma eficiente definição dos conteúdos do espaço (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

O SABRINA possibilita assim uma visualização dos fantasmas geométricos construídos, sendo possível analisar cada estrutura em conjunto ou isoladamente. Tal permite ao utilizador uma melhor noção do espaço, para observar as estruturas de diferentes ângulos e diferentes distâncias. Este software representa uma mais-valia para

o estudo de fantomas geométricos com o MCNP (X-5 Monte Carlo Team, April 24, 2003 (Revised 10/3/05)).

De seguida apresentamos alguns modelos dos fantomas por nós construídos:

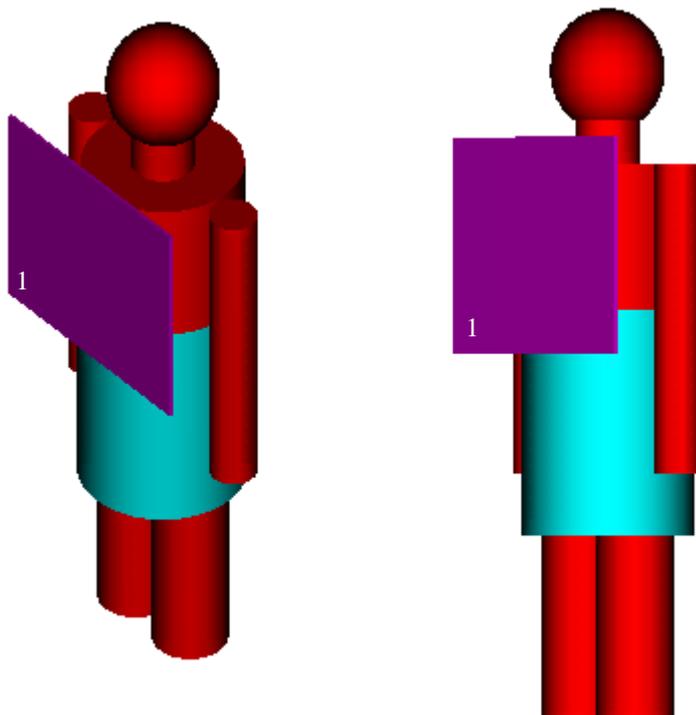


Figura 25 – Fantomas com avental de chumbo à sua volta em diferentes ângulos.  
1- Potter vertical

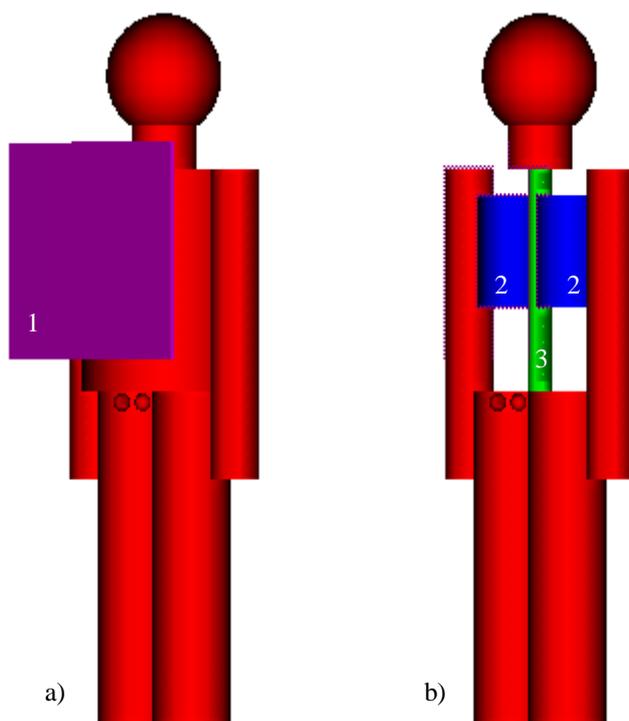


Figura 26 – a) Fantoma sem avental de chumbo com visualização do potter vertical (1).  
b) Fantoma masculino sem avental de chumbo, com visualização dos pulmões (2) e coluna vertebral (3).

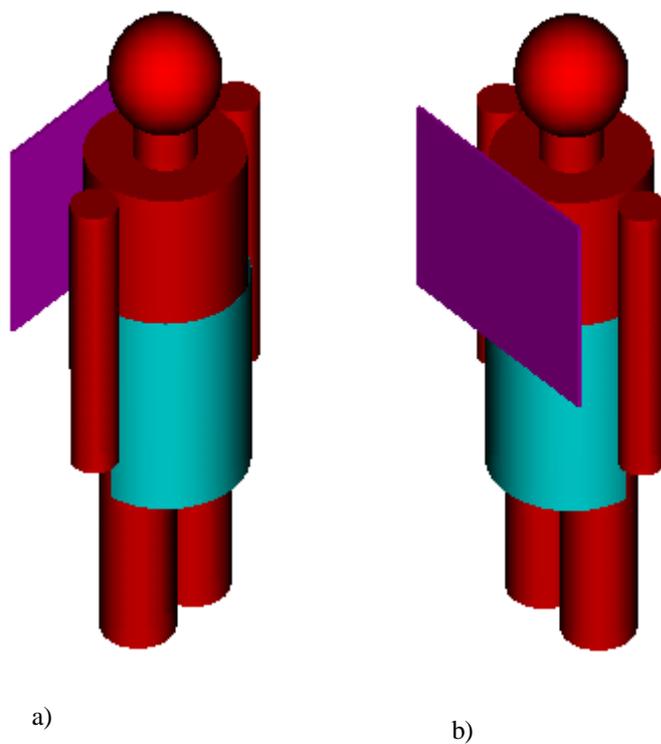


Figura 27 – a) Fantoma com colocação de avental de chumbo à frente da ampola de raios X.  
b) Fantoma com avental de chumbo à frente do potter.

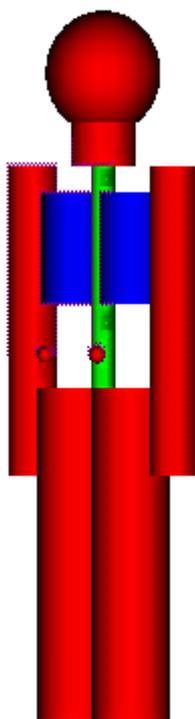


Figura 28 – Fantoma feminino sem avental de chumbo, com possível visualização do interior do tronco.

## 9 Resultados

Os resultados obtidos após simulação anteriormente explicada, encontram-se abaixo detalhados nas tabelas.

**Tabela 9 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com o avental de chumbo colocado a altura de 0.0cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6.75cm de altura em relação à origem)**

<i>Total</i>	<i>N</i>	<i>PS</i>	<i>XS</i>	<i>F</i>
<b>DAVID</b>	$2.04868 \times 10^{-7}$ (0.0085)	$2.06543 \times 10^{-7}$ (0.0092)	$2.04869 \times 10^{-7}$ (0.0090)	$2.06018 \times 10^{-7}$ (0.0091)
<b>VICTORIA</b>	$5.80717 \times 10^{-7}$ (0.0053)	$5.80507 \times 10^{-7}$ (0.0056)	$5.80864 \times 10^{-7}$ (0.0056)	$5.79941 \times 10^{-7}$ (0.0056)

A tabela 9 apresenta a média dos resultados obtidos para cada caso, ou seja, a dose média absorvida nos testículos e a dose média absorvida nos ovários. Observa-se que no caso do fantoma DAVID, sem avental de chumbo, a dose média absorvida pelos testículos foi de  $2.04868 \times 10^{-7}$ ; com avental de chumbo à frente do potter, a dose média absorvida foi de  $2.06543 \times 10^{-7}$ ; com avental de chumbo à frente da ampola, a dose média absorvida foi de  $2.04869 \times 10^{-7}$  e; com avental de chumbo à volta, a dose média absorvida foi de  $2.06018 \times 10^{-7}$ . Assim, conclui-se que sem a utilização do avental de chumbo, a dose recebida pelas gónadas é inferior às restantes situações. Observa-se que no caso do fantoma VICTORIA, sem avental de chumbo, a dose média absorvida pelos ovários foi de  $5.80717 \times 10^{-7}$ ; com avental de chumbo à frente do potter, a dose média absorvida foi de  $5.80507 \times 10^{-7}$ ; com avental de chumbo à frente da ampola, a dose média absorvida foi de  $5.80864 \times 10^{-7}$ ; com avental de chumbo à volta, a dose média absorvida foi de  $5.79941 \times 10^{-7}$ . Assim, conclui-se que com a utilização do avental de chumbo à volta, no caso do fantoma feminino, a dose recebida pelas gónadas é inferior às restantes situações e para o fantoma masculino a maior protecção é conferida pela ausência de avental.

**Tabela 10 - Dose (Mev/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com avental de chumbo colocado à altura de 5.0cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6.75cm de altura em relação à origem).**

<i>Total</i>	<i>N</i>	<i>PS</i>	<i>XS</i>	<i>F</i>
--------------	----------	-----------	-----------	----------

<b>DAVID</b>	$2.028 \times 10^{-7}$ (0.022)	$2.028 \times 10^{-7}$ (0.024)	$2.027 \times 10^{-7}$ (0.022)	$2.013 \times 10^{-7}$ (0.024)
<b>VICTORIA</b>	$5.926 \times 10^{-7}$ (0.013)	$5.795 \times 10^{-7}$ (0.014)	$5.900 \times 10^{-7}$ (0.014)	$5.779 \times 10^{-7}$ (0.014)

Na tabela 10 observa-se que no caso do fantoma DAVID os testículos recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental de chumbo à volta do fantoma, enquanto no caso da utilização do avental de chumbo à frente da ampola, os testículos recebem mais 0.69% de dose de radiação (comparativamente à utilização do avental de chumbo à volta). Na utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, ou sem a utilização do mesmo, o valor obtido representa mais 0.74% de dose de radiação em comparação à utilização do avental à volta. No caso do fantoma VICTORIA verifica-se igualmente que os ovários recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental à volta, enquanto na utilização do avental de chumbo à frente do *potter* verifica-se um aumento de dose por volta dos 0.28%, ou seja, este ligeiro aumento da dose recebida ocorre devido à radiação difusa proveniente da ampola de raios X. Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola constata-se um acréscimo de 2.05% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta, ou seja, este aumento da dose absorvida decorre devido à radiação difusa proveniente do *potter*. Quando não se utiliza o avental de chumbo, verifica-se um aumento de dose de 2.48% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta. Ou seja, conclui-se que independentemente do género do fantoma a utilização do avental de chumbo à volta é o método que mais protege da radiação difusa.

**Tabela 11 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX, devido a radiação X difundida no *potter*. Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de 5,0 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a 6,75 cm de altura em relação à origem).**

<i>Total</i>	<i>N</i>	<i>PS</i>	<i>XS</i>	<i>F</i>
<b>DAVID</b>	$1.146 \times 10^{-8}$ (0.091)	$7.158 \times 10^{-9}$ (0.113)	$1.141 \times 10^{-8}$ (0.092)	$7.175 \times 10^{-9}$ (0.113)
<b>VICTORIA</b>	$3.659 \times 10^{-8}$ (0.051)	$2.705 \times 10^{-8}$ (0.061)	$3.647 \times 10^{-8}$ (0.054)	$2.682 \times 10^{-8}$ (0.061)

Na tabela 11 visualiza-se que no caso do fantoma DAVID os testículos recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental de chumbo à frente do *potter*,

enquanto no caso da utilização do avental de chumbo à volta, os testículos recebem mais 0.24% de dose de radiação (comparativamente à utilização do avental de chumbo à frente do *potter*). Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola o valor obtido representa mais 37.27% de dose de radiação em comparação à utilização do avental à frente do *potter*. Na não utilização do avental de chumbo, comparativamente à situação inicial, ocorre um acréscimo de 37,54% de dose de radiação. No caso do fantoma VICTORIA verifica-se que os ovários recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental à volta, enquanto na utilização do avental de chumbo à frente do *potter* verifica-se um aumento de dose por volta dos 0.85%, ou seja, este ligeiro aumento da dose recebida ocorre devido à radiação difusa proveniente da ampola de raios X. Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola constata-se um acréscimo de 26.46% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta, ou seja, este aumento da dose absorvida decorre devido à radiação difusa proveniente do *potter*. Quando não se utiliza o avental de chumbo, verifica-se um aumento de dose de 26.7% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta. Ou seja, conclui-se que no caso do fantoma DAVID a protecção radiológica é mais eficiente com a utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, de modo a proteger mais as gónadas da radiação difusa do *potter* enquanto no fantoma VICTORIA a utilização do avental de chumbo à volta é o método que mais protege da radiação difusa do *potter*.

**Tabela 12 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX. Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de 6.75 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a esta mesma altura em relação à origem).**

<b>Total</b>	<b>N</b>	<b>PS</b>	<b>XS</b>	<b>F</b>
<b>DAVID</b>	$2.023 \times 10^{-7}$ (0.022)	$2.018 \times 10^{-7}$ (0.024)	$2.020 \times 10^{-7}$ (0.022)	$1.998 \times 10^{-7}$ (0.024)
<b>VICTORIA</b>	$5.925 \times 10^{-7}$ (0.013)	$5.731 \times 10^{-7}$ (0.014)	$5.881 \times 10^{-7}$ (0.014)	$5.702 \times 10^{-7}$ (0.014)

Na tabela 12 constata-se que no caso do fantoma DAVID os testículos recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental de chumbo à volta, enquanto no caso da utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, os testículos recebem mais 0.99% de dose de radiação (comparativamente à utilização do avental de chumbo à volta do fantoma). Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola o valor obtido representa mais 1.09% de dose de radiação em comparação à utilização do

avental à volta do fantoma. Sem a utilização do avental de chumbo, comparativamente à situação inicial, ocorre um acréscimo de 1.24% de dose de radiação. No caso do fantoma VICTORIA verifica-se igualmente que os ovários recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental à volta, enquanto na utilização do avental de chumbo à frente do *potter* verifica-se um aumento de dose por volta dos 0.51%, ou seja, este ligeiro aumento da dose recebida ocorre devido à radiação difusa proveniente da ampola de raios X. Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola observa-se um acréscimo de 3.04% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta, ou seja, este aumento da dose absorvida ocorre devido à radiação difusa proveniente do *potter*. Sem a utilização do avental de chumbo, verifica-se um aumento de dose de 3.76% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta. Ou seja, conclui-se que independentemente do género do fantoma a utilização do avental de chumbo à volta é o método que mais protege da radiação difusa.

**Tabela 13 - Dose (MeV/g) nos órgãos (média), em incidência PA, após 10 min de simulação em MCNPX, devido a radiação X difundida no *potter*. Estes resultados foram obtidos com o avental colocado à altura de 6,75 cm em relação à origem do referencial (o bordo inferior do feixe está situado a esta mesma altura em relação à origem).**

<b>Total</b>	<b>N</b>	<b>PS</b>	<b>XS</b>	<b>F</b>
<b>DAVID</b>	$1.146 \times 10^{-8}$ (0.091)	$6.178 \times 10^{-9}$ (0.125)	$1.138 \times 10^{-8}$ (0.092)	$6.274 \times 10^{-9}$ (0.124)
<b>VICTORIA</b>	$3.645 \times 10^{-8}$ (0.051)	$2.058 \times 10^{-8}$ (0.072)	$3.653 \times 10^{-8}$ (0.054)	$2.036 \times 10^{-8}$ (0.072)

Na tabela 13 visualiza-se que no caso do fantoma DAVID os testículos recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, enquanto no caso da utilização do avental de chumbo à volta, os testículos recebem mais 1.53% de dose de radiação (comparativamente à utilização do avental de chumbo à frente do *potter*). Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola o valor obtido representa mais 45.71% de dose de radiação em comparação à utilização do avental à frente do *potter*. Na não utilização do avental de chumbo, comparativamente à utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, ocorre um acréscimo de 46.09% de dose de radiação. No caso do fantoma VICTORIA verifica-se que os ovários recebem uma menor dose de radiação com a utilização do avental à volta, enquanto na utilização do avental de chumbo à frente do *potter* observa-se um aumento de dose por volta de 1.07%, ou seja, este ligeiro aumento da dose recebida decorre devido à radiação difusa

proveniente da ampola de raios X. Quando não se utiliza o avental de chumbo, verifica-se um aumento de dose de 44.14% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta do fantoma. Na utilização do avental de chumbo à frente da ampola constata-se um acréscimo de 44.26% comparativamente com a utilização do avental de chumbo à volta, ou seja, este aumento da dose absorvida decorre devido à radiação difusa proveniente do *potter*. Conclui-se que no caso do fantoma DAVID a protecção radiológica é mais eficiente com a utilização do avental de chumbo à frente do *potter*, de modo a proteger mais as gónadas da radiação difusa do *potter* enquanto no fantoma VICTORIA a utilização do avental de chumbo à volta é o método que mais protege da radiação difusa do *potter*.

A colocação do avental de chumbo coincidente com o bordo inferior do feixe de radiação confere, tal como observado na tabela 12, maior protecção comparativamente às situações em que o avental encontra-se a 0.0cm (tabela 9) ou 5.0cm (tabela 10) do bordo inferior do feixe de radiação, no que diz respeito à radiação proveniente da ampola de raios X. Relativamente à radiação difundida no *potter*, situação não analisada para avental de chumbo colocado a 0.0cm em relação à origem do referencial, observa-se o mesmo, ou seja, há menor quantidade de dose final nas gónadas na quando o avental é colocado no bordo inferior do feixe de radiação (6.75cm) no entanto, não se notam diferenças na dose final recebida pelas gonadas masculinas, quando o avental não se encontra colocado (ver tabelas 11 e 13).

A radiação difundida no *potter*, contribui de forma muito diminuta para a dose final nas gónadas, sobretudo quando utilizado um avental à volta (*F-full*) ou avental à frente do *potter* (*PS-potter side*) como se observa na tabela 11 e 13.

Observa-se que o feixe de radiação proveniente da ampola de raios X é responsável pela contribuição maior para a dose final nas gónadas. No entanto verificam-se diferenças quando se comparam as gonadas femininas e as gonadas masculinas. Observa-se que independentemente da distancia a que se coloca o avental de chumbo as gonadas femininas recebem maior dose do que as gonadas masculinas. Isto deve-se ao facto de os ovarios encontrarem-se mais proximos do feixe principal.

A radiação proveniente do feixe principal é responsavel pela maior quantidade de dose recebida pelas gonadas indepentemente das diferentes situações em que se encontra o avental de chumbo. Este facto deve-se à radiação difundida por efeito de

Compton no tronco. Isto comprova-se mediante observação das tabelas 9, 10 e 12 que apresentam valores de dose maiores, comparativamente às tabelas 11 e 13 onde se encontram os valores de dose difundida no potter. Ainda ao observar as tabelas 11 e 13 nota-se que o valor da contribuição da radiação difundida no potter é ainda menor nas situações em que o avental encontra-se à volta (*F-full*) ou do lado do potter (*PS-potter side*).

A dose nas gónadas não é alterada significativamente devido à utilização do avental. Este pode, no entanto, reduzir drasticamente a dose devida à difusão no potter. No entanto, como a contribuição desta parcela para a dose final nas gónadas é diminuta (por exemplo, sem avental, a dose nos testículos é  $2.028e^{-7}$ , em que apenas  $1.146e^{-8}$  se deve a radiação originada no potter (ver tabelas 10 e 11 para DAVID - N), ou seja, cerca de 5%. Isto quer dizer que o avental só está a eliminar parte destes 5%. No entanto, verifica-se que a dose final nas gónadas não baixa 5% entre a situação N e F da tabela 10. Na tabela 12, o decréscimo é de cerca de 1,5% no caso do fantoma masculino e 4% no caso do fantoma feminino.

A colocação do avental de chumbo influencia os resultados, como se pode ver entre as tabelas 10 (bordo superior do avental a 5 cm da origem do referencial) e 12 (bordo superior do avental a 6,75 cm da origem do referencial e coincidente com o limite inferior do feixe).

Não foram observadas diferenças significativas entre a gónada esquerda e direita, o que se deve a questões de simetria e ao facto da incidência ser PA. Por esse motivo, apresentamos só os valores para o conjunto das duas gónadas.

## 10 Conclusão

A radiografia ao tórax é um dos exames radiológicos efectuado com maior frequência, sendo por isso extremamente benéfico a realização deste trabalho, que tem como objectivo a protecção das radiações ionizantes perante os pacientes.

A realização deste trabalho contribuiu para a formação não só profissional como também pessoal dos autores, dado que durante a sua elaboração diversas situações foram confrontadas com a maturidade dos mesmos, melhorando as suas capacidades, aumentando os seus conhecimentos, tendo assim um longo caminho pela frente a percorrer, tendo os autores como lema o conceito “*long life learning*”.

A aprendizagem do manuseamento de diferentes softwares, antes desconhecidos pelos autores, tornou-se não só interessante como também divertido, no âmbito da exploração de novas técnicas para obtenção de resultados até então pouco desenvolvidos.

Com base nos resultados obtidos, os autores concluem que tanto para as gónadas masculinas como femininas, a execução de uma correcta colimação é a forma mais eficaz de protecção radiológica, dado que os valores apresentados não sugerem a necessidade de utilização de avental de chumbo, visto que a dose média absorvida é extremamente baixa. No entanto, sabe-se que a radiação é cumulativa, os seus efeitos podem surgir de imediato ou com o passar do tempo, assim sendo e com base nos valores obtidos sugere-se a utilização de avental de chumbo, de formas distintas para o homem e para a mulher. Assim sendo e de acordo com a hipótese inicial conclui-se que para a mulher a utilização de avental de chumbo à volta (*F-full*) independente da coincidência do avental ou não com o limite inferior do feixe de radiação é a protecção mais eficaz, assim como para o homem.

Conclui-se que a utilização do avental de chumbo influencia a dose recebida pelas gónadas quando a sua colocação varia entre, avental coincidente com o limite inferior do feixe de radiação ou avental não coincidente com o limite inferior do feixe de radiação.

## 11 Bibliografia

- Agostinho, J. (11 de 03 de 2010). *Google*. Obtido em 13 de 02 de 2011, de Protecção e Segurança I.
- Azevedo, A. (s.d.). Radioprotecção em Saúde.
- Ballinger, P. W., & Frank, E. D. (2003). *Merrill's Atlas - Radiographic Positions and Radiologic Procedures*.
- Barros, E. (2005). Aplicações de simulação Monte Carlo e Bootstrap.
- Boia, L. d. (2010). Metodologia computacional para geração de modelos antropomórficos de voxels para simulação por Monte Carlo de tratamentos radioterápicos. Rio de Janeiro.
- Bontrager, K. L., & Lampignano, J. P. (2005). *Tratado de Posicionamento Radiográfico e Anatomia Associada*. Elsevier.
- Brennan, P., & Jackson, G. (2006). Radio-protective aprons during radiological examinations of the thorax: an optimum strategy.
- Bushong, S. C. Manual de Radiologia para Técnicos. 6ª Edição.
- Castro, R. (2005). *Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos*.
- Farr, R. F., & Allisy-Roberts, P. J. (2002). *Physics For Medical Imaging*. Elsevier Science.
- Fernandes, F. (2003). Cinquentenário da Simulação Computacional em Mecânica Estatística.
- Freire, L. (2008). Apontamentos cedidos pelo Professor Luís Freire sobre Física Nuclear das Radiações.
- Hastings, W. K. (1970).
- Janes, M. E. (2006). *Physics for Radiation Protection - A Handbook*. WILEY-VCH.

- Júnior, J. (2007). *Cálculos dos coeficientes de conversão para dose efetiva em termos do kerma no ar para fótons utilizando simulador antropomórfico de voxels e o código MCNPX*.
- Lima, J. P. (2005). *Técnicas de diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos*.
- Limede, P. (2010). *Caracterização das Qualidades de Radiação X. Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa*. Lisboa.
- Oliveira, C., Fernandes, C., Carpinteiro, G., & Correia, L. (s.d.). *ABC das Ondas ElectroMagnéticas. Projecto ITEM*.
- Oliveira, M. (2005). *Avaliação e caracterização do espalhamento dos raios X em tecidos e simuladores mamográficos usando simulação de Monte Carlo*.
- Pisco, J., & De Sousa, L. (1998). *Noções fundamentais de Imagiologia*. Lisboa - Porto - Coimbra: Lidel.
- Rêgo, F. M. (2004). *A FÍSICA DAS RADIAÇÕES NO ENSINO*.
- SINCLAIR, W. K. (1981). *Radiation Protection: The NCRP Guidelines and Some Considerations for the Future. THE YALE JOURNAL OF BIOLOGY AND MEDICINE*, 471-484.
- Waters, L. S. (1999). *MCNPX User Manual*.
- West, J. T. (1985). *SABRINA — An interactive solid geometry modeling program for Monte Carlo*.
- Whitley, A. S., & Sloane, C. (2005). *Clark's Positioning in Radiography 12<sup>o</sup> Edition*.
- X-5 Monte Carlo Team. (April 24, 2003 (Revised 10/3/05)). *MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5 - Volume I: Overview and Theory*.
- Yoriyaz, H. (2009). *Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica*.

## Anexo 1

Fantoma DAVID

Program

c

c Bruna Czuba, Pedro Ramos, Luis Freire

c

c Male geometric phantom

c

c #####

c Characteristics:

c DDP : 100 kV

c Apron : full

c ##### Cells #####

c

11 2 -1.06 -73 59 imp:p=1 \$ head  
 13 2 -1.06 58 -59 -188 189 imp:p=1 \$ neck  
 12 3 -1.06 54 -59 -189 imp:p=1 \$ column  
 14 4 -0.26 56 -57 -186 imp:p=1 \$ right lung  
 15 4 -0.26 56 -57 -187 imp:p=1 \$ left lung  
 16 2 -1.06 53 -58 -184 imp:p=1 \$ right arm  
 17 2 -1.06 53 -58 -185 imp:p=1 \$ left arm  
 18 2 -1.06 54 -58 -183 #14#15#12 imp:p=1 \$ trunk  
 19 2 -1.06 51 -54 -182 imp:p=1 \$ left leg  
 20 2 -1.06 51 -54 -181 imp:p=1 \$ right leg  
 21 2 -1.06 -72 imp:p=1 \$ left testicle  
 22 2 -1.06 -71 imp:p=1 \$ right testicle  
 24 5 -11.3 52 -55 -190 191 imp:p=1 \$ lead apron  
 29 1 -0.001205 -74 #11#12#13#14#15#16#17#18#19#20  
 #21#22#24#40 imp:p=1 \$ air  
 40 6 -2.7 110 -111 120 -121 130 -131 imp:p=1 \$ potter  
 50 0 74 imp:p=0 \$ rest of the universe

c ##### Planes #####

c

51 pz -39.25 \$ bottom of legs  
 52 pz -18.75 \$ bottom of apron  
 53 pz -11.75 \$ bottom of arms  
 54 pz -1.75 \$ bottom of column and trunk  
 55 pz 5 \$ top of apron  
 56 pz 7.75 \$ bottom of lungs  
 57 pz 20.25 \$ top of lungs  
 58 pz 23.25 \$ top of arms and bottom of neck  
 59 pz 28.25 \$ top of neck  
 181 c/z 0.0 -5.25 4.75 \$ cilinder for left leg  
 182 c/z 0.0 5.25 4.75 \$ cilinder for right leg  
 184 c/z 0.0 -13.6 3.0 \$ cilinder for left arm  
 185 c/z 0.0 13.6 3.0 \$ cilinder for right arm  
 186 c/z 0.0 -5.5 4.0 \$ j  
 187 c/z 0.0 5.5 4.0 \$ k

183 c/z 0.0 0.0 10  
 188 c/z 0.0 0.0 4  
 189 c/z 0.0 0.0 1.5  
 190 c/z 0.0 0.0 10.525  
 191 c/z 0.0 0.0 10.5  
 71 s 5 -2 -3 1 \$  
 72 s 5 2 -3 1 \$  
 73 s 0 0 33.75 7.0 \$  
 74 s 0 0 0 200 \$ edge of universe  
 100 px 0 \$ mid-plane  
 101 px -100  
 110 px 11.1  
 111 px 11.6  
 120 py -15.5  
 121 py 15.5  
 130 pz 1.75  
 131 pz 26.25

c Materials

c  
 m4 1000 -0.08 6000 -0.608 7000 -0.042 8000 -0.249 20000 -0.021 \$ Lung  
 m2 1000 -0.0903 6000 -0.5937 7000 -0.033 8000 -0.266 20000 -0.017 \$ Muscle  
 m3 1000 -0.0638 6000 -0.472 7000 -0.0212 8000 -0.313 20000 -0.13 \$ Bone  
 m1 7000 -0.755 8000 -0.232 18000 -0.013 \$ Air  
 m5 82000 -1.00 \$ Lead apron  
 m6 13000 -1.00 \$ Alum potter  
 mode p  
 sdef sur=101 x=-100 y=d1 z=d2 pos=-100 0 0 dir=1 vec=1 0 0 erg=d3 par 2 \$ planar source  
 si1 -10.5 10.5  
 sp1 0 1  
 si2 6.75 21.25  
 sp2 0 1  
 si3 a 4.00E-02 4.05E-02 4.10E-02 4.15E-02 4.20E-02 4.25E-02 4.30E-02 4.35E-02  
 4.40E-02 4.45E-02 4.50E-02 4.55E-02 4.60E-02 4.65E-02 4.70E-02 4.75E-02  
 4.80E-02 4.85E-02 4.90E-02 4.95E-02 5.00E-02 5.05E-02 5.10E-02 5.15E-02  
 5.20E-02 5.25E-02 5.30E-02 5.35E-02 5.40E-02 5.45E-02 5.50E-02 5.55E-02  
 5.60E-02 5.65E-02 5.70E-02 5.75E-02 5.80E-02 5.85E-02 5.90E-02 5.95E-02  
 6.00E-02 6.05E-02 6.10E-02 6.15E-02 6.20E-02 6.25E-02 6.30E-02 6.35E-02  
 6.40E-02 6.45E-02 6.50E-02 6.55E-02 6.60E-02 6.65E-02 6.70E-02 6.75E-02  
 6.80E-02 6.85E-02 6.90E-02 6.95E-02 7.00E-02 7.05E-02 7.10E-02 7.15E-02  
 7.20E-02 7.25E-02 7.30E-02 7.35E-02 7.40E-02 7.45E-02 7.50E-02 7.55E-02  
 7.60E-02 7.65E-02 7.70E-02 7.75E-02 7.80E-02 7.85E-02 7.90E-02 7.95E-02  
 8.00E-02 8.05E-02 8.10E-02 8.15E-02 8.20E-02 8.25E-02 8.30E-02 8.35E-02  
 8.40E-02 8.45E-02 8.50E-02 8.55E-02 8.60E-02 8.65E-02 8.70E-02 8.75E-02  
 8.80E-02 8.85E-02 8.90E-02 8.95E-02 9.00E-02 9.05E-02 9.10E-02 9.15E-02  
 9.20E-02 9.25E-02 9.30E-02 9.35E-02 9.40E-02 9.45E-02 9.50E-02 9.55E-02  
 9.60E-02 9.65E-02 9.70E-02 9.75E-02 9.80E-02 9.85E-02 9.90E-02 9.95E-02  
 1.00E-01  
 sp3 5.31E-03 1.54E-03 7.69E-03 1.18E-02 5.85E-03 5.10E-03 6.10E-03 5.64E-03  
 1.15E-02 6.34E-03 3.19E-03 5.44E-03 1.18E-02 6.12E-03 9.21E-03 5.93E-03  
 8.65E-03 9.20E-03 1.30E-02 1.42E-02 2.27E-02 2.21E-02 2.97E-02 3.11E-02  
 4.72E-02 5.64E-02 7.62E-02 9.02E-02 1.15E-01 1.39E-01 1.67E-01 2.03E-01

2.80E-01 2.98E-01 3.74E-01 5.84E-01 1.56E+00 7.54E-01 1.81E+00 3.18E+00  
1.01E+00 1.09E+00 1.25E+00 1.39E+00 1.62E+00 1.80E+00 2.00E+00 2.25E+00  
2.50E+00 2.75E+00 3.09E+00 3.41E+00 3.70E+00 4.51E+00 1.00E+01 8.70E+00  
5.35E+00 5.77E+00 8.58E+00 7.42E+00 6.43E+00 6.81E+00 7.24E+00 7.78E+00  
8.21E+00 8.69E+00 9.27E+00 9.71E+00 1.02E+01 1.08E+01 1.12E+01 1.19E+01  
1.23E+01 1.29E+01 1.35E+01 1.38E+01 1.42E+01 1.48E+01 1.53E+01 1.58E+01  
1.62E+01 1.66E+01 1.71E+01 1.74E+01 1.78E+01 1.82E+01 1.84E+01 1.88E+01  
1.89E+01 1.94E+01 1.94E+01 1.96E+01 1.98E+01 1.98E+01 1.99E+01 1.98E+01  
1.97E+01 1.95E+01 1.92E+01 1.93E+01 1.90E+01 1.86E+01 1.84E+01 1.81E+01  
1.76E+01 1.71E+01 1.64E+01 1.59E+01 1.53E+01 1.44E+01 1.38E+01 1.28E+01  
1.20E+01 1.09E+01 9.85E+00 8.78E+00 7.39E+00 5.94E+00 4.56E+00 2.72E+00  
7.41E-01

c ##### F6 #####  
f6:p 21 22 T  
CF6 40  
sd6 4.189 4.189 8.378  
c #####  
ctme 10  
print

Fantoma VICTORIA

Program

c

c Bruna Czuba, Pedro Ramos, Luis Freire

c

c Male geometric phantom

c

c #####

c Characteristics:

c DDP : 100 kV

c Apron : full

c ##### Cells #####

c

11 2 -1.06 -73 59 imp:p=1 \$ head  
 13 2 -1.06 58 -59 -188 189 imp:p=1 \$ neck  
 12 3 -1.06 54 -59 -189 imp:p=1 \$ column  
 14 4 -0.26 56 -57 -186 imp:p=1 \$ right lung  
 15 4 -0.26 56 -57 -187 imp:p=1 \$ left lung  
 16 2 -1.06 53 -58 -184 imp:p=1 \$ right arm  
 17 2 -1.06 53 -58 -185 imp:p=1 \$ left arm  
 18 2 -1.06 54 -58 -183 #14#15#12#21#22 imp:p=1 \$ trunk  
 19 2 -1.06 51 -54 -182 imp:p=1 \$ left leg  
 20 2 -1.06 51 -54 -181 imp:p=1 \$ right leg  
 21 2 -1.06 -72 imp:p=1 \$ left testicle  
 22 2 -1.06 -71 imp:p=1 \$ right testicle  
 24 5 -11.3 52 -55 -190 191 imp:p=1 \$ lead apron  
 29 1 -0.001205 -74 #11#12#13#14#15#16#17#18#19#20  
 #21#22#24#40 imp:p=1 \$ air  
 40 6 -2.7 110 -111 120 -121 130 -131 imp:p=1 \$ potter  
 50 0 74 imp:p=0 \$ rest of the universe

c ##### Planes #####

c

51 pz -39.25 \$ bottom of legs  
 52 pz -18.75 \$ bottom of apron  
 53 pz -11.75 \$ bottom of arms  
 54 pz -1.75 \$ bottom of column and trunk  
 55 pz 5 \$ top of apron  
 56 pz 7.75 \$ bottom of lungs  
 57 pz 20.25 \$ top of lungs  
 58 pz 23.25 \$ top of arms and bottom of neck  
 59 pz 28.25 \$ top of neck  
 181 c/z 0.0 -5.25 4.75 \$ cilinder for left leg  
 182 c/z 0.0 5.25 4.75 \$ cilinder for right leg  
 184 c/z 0.0 -13.6 3.0 \$ cilinder for left arm  
 185 c/z 0.0 13.6 3.0 \$ cilinder for right arm  
 186 c/z 0.0 -5.5 4.0 \$ j  
 187 c/z 0.0 5.5 4.0 \$ k  
 183 c/z 0.0 0.0 10  
 188 c/z 0.0 0.0 4  
 189 c/z 0.0 0.0 1.5

```

190 c/z 0.0 0.0 10.525
191 c/z 0.0 0.0 10.5
71 s 5 -5 2 1      $
72 s 5 5 2 1      $
73 s 0 0 33.75 7.0  $
74 s 0 0 0 200     $ edge of universe
100 px 0           $ mid-plane
101 px -100
110 px 11.1
111 px 11.6
120 py -15.5
121 py 15.5
130 pz 1.75
131 pz 26.25

c Materials
c
m4 1000 -0.08 6000 -0.608 7000 -0.042 8000 -0.249 20000 -0.021  $ Lung
m2 1000 -0.0903 6000 -0.5937 7000 -0.033 8000 -0.266 20000 -0.017  $ Muscle
m3 1000 -0.0638 6000 -0.472 7000 -0.0212 8000 -0.313 20000 -0.13  $ Bone
m1 7000 -0.755 8000 -0.232 18000 -0.013  $ Air
m5 82000 -1.00  $ Lead apron
m6 13000 -1.00  $ Alum potter

mode p
sdef sur=101 x=-100 y=d1 z=d2 pos=-100 0 0 dir=1 vec=1 0 0 erg=d3 par 2 $ planar source
si1 -10.5 10.5
sp1 0 1
si2 6.75 21.25
sp2 0 1
si3 a 4.00E-02 4.05E-02 4.10E-02 4.15E-02 4.20E-02 4.25E-02 4.30E-02 4.35E-02
4.40E-02 4.45E-02 4.50E-02 4.55E-02 4.60E-02 4.65E-02 4.70E-02 4.75E-02
4.80E-02 4.85E-02 4.90E-02 4.95E-02 5.00E-02 5.05E-02 5.10E-02 5.15E-02
5.20E-02 5.25E-02 5.30E-02 5.35E-02 5.40E-02 5.45E-02 5.50E-02 5.55E-02
5.60E-02 5.65E-02 5.70E-02 5.75E-02 5.80E-02 5.85E-02 5.90E-02 5.95E-02
6.00E-02 6.05E-02 6.10E-02 6.15E-02 6.20E-02 6.25E-02 6.30E-02 6.35E-02
6.40E-02 6.45E-02 6.50E-02 6.55E-02 6.60E-02 6.65E-02 6.70E-02 6.75E-02
6.80E-02 6.85E-02 6.90E-02 6.95E-02 7.00E-02 7.05E-02 7.10E-02 7.15E-02
7.20E-02 7.25E-02 7.30E-02 7.35E-02 7.40E-02 7.45E-02 7.50E-02 7.55E-02
7.60E-02 7.65E-02 7.70E-02 7.75E-02 7.80E-02 7.85E-02 7.90E-02 7.95E-02
8.00E-02 8.05E-02 8.10E-02 8.15E-02 8.20E-02 8.25E-02 8.30E-02 8.35E-02
8.40E-02 8.45E-02 8.50E-02 8.55E-02 8.60E-02 8.65E-02 8.70E-02 8.75E-02
8.80E-02 8.85E-02 8.90E-02 8.95E-02 9.00E-02 9.05E-02 9.10E-02 9.15E-02
9.20E-02 9.25E-02 9.30E-02 9.35E-02 9.40E-02 9.45E-02 9.50E-02 9.55E-02
9.60E-02 9.65E-02 9.70E-02 9.75E-02 9.80E-02 9.85E-02 9.90E-02 9.95E-02
1.00E-01
sp3 5.31E-03 1.54E-03 7.69E-03 1.18E-02 5.85E-03 5.10E-03 6.10E-03 5.64E-03
1.15E-02 6.34E-03 3.19E-03 5.44E-03 1.18E-02 6.12E-03 9.21E-03 5.93E-03
8.65E-03 9.20E-03 1.30E-02 1.42E-02 2.27E-02 2.21E-02 2.97E-02 3.11E-02
4.72E-02 5.64E-02 7.62E-02 9.02E-02 1.15E-01 1.39E-01 1.67E-01 2.03E-01
2.80E-01 2.98E-01 3.74E-01 5.84E-01 1.56E+00 7.54E-01 1.81E+00 3.18E+00
1.01E+00 1.09E+00 1.25E+00 1.39E+00 1.62E+00 1.80E+00 2.00E+00 2.25E+00
2.50E+00 2.75E+00 3.09E+00 3.41E+00 3.70E+00 4.51E+00 1.00E+01 8.70E+00

```

5.35E+00 5.77E+00 8.58E+00 7.42E+00 6.43E+00 6.81E+00 7.24E+00 7.78E+00  
8.21E+00 8.69E+00 9.27E+00 9.71E+00 1.02E+01 1.08E+01 1.12E+01 1.19E+01  
1.23E+01 1.29E+01 1.35E+01 1.38E+01 1.42E+01 1.48E+01 1.53E+01 1.58E+01  
1.62E+01 1.66E+01 1.71E+01 1.74E+01 1.78E+01 1.82E+01 1.84E+01 1.88E+01  
1.89E+01 1.94E+01 1.94E+01 1.96E+01 1.98E+01 1.98E+01 1.99E+01 1.98E+01  
1.97E+01 1.95E+01 1.92E+01 1.93E+01 1.90E+01 1.86E+01 1.84E+01 1.81E+01  
1.76E+01 1.71E+01 1.64E+01 1.59E+01 1.53E+01 1.44E+01 1.38E+01 1.28E+01  
1.20E+01 1.09E+01 9.85E+00 8.78E+00 7.39E+00 5.94E+00 4.56E+00 2.72E+00  
7.41E-01

c ##### F6 #####

f6:p 21 22 T

sd6 4.189 4.189 8.378

c #####

ctme 60

print