



Construção de um PET didático: Construção de um fantoma

Lia Gisela Oliveira Silva

*Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia
Biomédica*

Orientador: Prof. Doutora Adelaide Pedro Jesus

Co-Orientador: Prof. Doutor Pedro Vieira

Lisboa
2010

Agradecimentos

Gostaria de agradecer à Prof. Doutora Adelaide Pedro Jesus, por toda a dedicação e transmissão de conhecimentos.

Ao Prof. Paulo Ribeiro e à Prof. Fátima Raposo, por me terem disponibilizado o laboratório do Hangar IV.

À Micaela, pela ajuda no decorrer deste trabalho.

Aos meus colegas do SAMS pela compreensão e incentivo.

Gostaria também de agradecer à minha grande amiga Bobbie-Jean, pela amizade, compreensão e encorajamento durante todos estes anos.

À família Guanabara e amigos, por tudo.

Gostava de agradecer em especial aos meus pais e irmã, que sempre me apoiaram ao longo de toda a minha vida e tornaram possível eu ser quem sou hoje. Esta tese é dedicada a vocês.

Resumo

A tomografia por emissão de positrões (PET) é um método de diagnóstico que fornece imagens funcionais do corpo humano. A imagem é formada a partir da distribuição espacial de um radionuclídeo, emissor de positrões, administrado no paciente ⁽¹⁾. A interacção entre o positrão com um electrão liberta dois fotões gama coincidentes e anticolineares com uma energia de 511 KeV, detectados por dois detectores.

Para o desenvolvimento apropriado de um PET didáctico, é necessário realizar testes num fantoma que substitua vários componentes do corpo humano, para colocação de fontes emissoras de positrões.

Foram estudados diferentes materiais, nomeadamente resinas, plásticos e géis, considerando as propriedades físicas e químicas, o orçamento do material e a facilidade de localização do mesmo. Para uma melhor selecção, efectuaram-se simulações através do Penelope, método de Monte Carlo.

Optou-se por produzir o fantoma a partir de uma resina de poliéster, onde se colocou o radioisótopo, e de um gel, PAGAT. Após a manufactura foram comparados os resultados experimentais com as simulações efectuadas e medidas as coincidências através de um sistema de detecção.

Palavras Chave: Fantoma, PET, Resina de Poliéster, Gel, PMMA, PENELOPE

Abstract

Positron emission tomography (PET) is a diagnostic method that provides functional images of the human body. The spatial distribution of a positron-emitting radionuclide, administered to the patient, is the variable to form the image.⁽¹⁾

The interaction between the emitted positron and an electron produces two electromagnetic coincident and anti-collinear gamma photons, whose energy are 511 KeV, each.

For the appropriate construction of a didactic PET, it is important to do some tests using a phantom that simulates various parts of the human body, where the radioactive product is introduced.

In this project, many materials have been studied, namely resins, plastics and gels, taking into consideration their physical and chemical properties, prices and availability. Moreover, simulations were carried out using the program PENELOPE (Monte Carlo method), in order to determine the best alternative.

The phantom was produced using a polyester resin, where a source of ^{22}Na was inserted, a gel (PAGAT), and a bone material substitute. Furthermore, the experimental and simulation results were compared and the similarities analyzed, using a detection system.

Key words: Phantom, PET, Polyester Resin, Gel, PMMA, PENELOPE

Índice

Capítulo 1 - Introdução.....	1
Capítulo 2 - Conceitos físicos.....	3
1 . Decaimento radioactivo.....	3
1.1. <i>Tempo de meia-vida</i>	3
1.2. <i>Decaimento Beta</i>	4
1.3. <i>Radioisótopo ²²Na</i>	4
2 . Interacções de fotões com a matéria	5
2.1. <i>Absorção de energia</i>	5
2.2. <i>Dispersão de Rayleigh (coerente)</i>	6
2.3. <i>Efeito fotoeléctrico</i>	6
2.4. <i>Efeito de Compton (dispersão incoerente)</i>	7
2.5. <i>Produção de Pares</i>	8
3 . Interacções dos electrões/positrões com a matéria	8
3.1. <i>Colisões elásticas</i>	9
3.2. <i>Colisões inelásticas</i>	10
3.3. <i>Emissão Bremsstrahlung</i>	12
3.4. <i>Aniquilação de positrões</i>	12
4 . Método de Monte Carlo.....	12
4.1. <i>PENELOPE</i>	14
5 . Tomografia por emissão de positrões	15
Capítulo 3 - Fantoma.....	17
1 . Forma do fantoma.....	17
2 . Materiais estudados	17
2.1. <i>Géis</i>	18
2.2. <i>Polímero PRESAGE</i>	20
2.3. <i>Plásticos de Baixa densidade</i>	21
2.4. <i>Resinas</i>	22
Capítulo 4 - Método Experimental.....	24
1 . Preparação do gel PAGAT.....	24
2 . Preparação da Resina de Poliéster.....	24
3 . Preparação do material equivalente ao osso	26

4 . Fonte radioactiva ^{22}Na	27
5 . Teste Experimental de aferição da resina de poliéster	28
4.1. <i>Comparação de dados experimentais com simulação</i>	31
6 . Simulações	34
5.1. <i>Fantoma com um material equivalente ao tecido adiposo</i>	34
5.2. <i>Fantoma com dois materiais equivalentes ao tecido adiposo</i>	36
5.3. <i>Fantoma com dois materiais equivalentes ao tecido adiposo e ar</i> ...	38
5.4. <i>Simulação do fantoma construído sem ar</i>	39
5.5. <i>Simulação do fantoma construído com ar</i>	41
Capítulo 5 . Medição das coincidências com os detectores de radiação	43
Capítulo 6 . Conclusões e Perspectivas futuras	46
Referências Bibliográficas	47
□ Orçamento	49
□ Simulações Penelope.....	50

Índice de Figuras

Figura 1 – Fantoma para PET – NEMA 2007/IEC 2008 ^[1] à esquerda e fantoma para TC – CT Dose Phantom à direita ^[13]	1
Figura 2 - Representação da dispersão de Compton.....	7
Figura 3 – Distância de interacção entre o electrão incidente e o átomo (adaptado de (16)).....	9
Figura 4 – Representação de colisão elástica ⁽¹⁶⁾	10
Figura 5 – Dispersão inelástica de um electrão considerando a um ângulo pequeno. ⁽¹⁶⁾	11
Figura 6 – Interacção entre electrão e positrão e conseqüente formação de dois fótons gama opostos.	15
Figura 7 – Representação da região de detecção de fótons γ para Tomografia por emissões de positrões (adaptado de (18))	16
Figura 8 – Esquema do fantoma a construir.....	17
Figura 9 – Tentativas para moldar a resina de poliéster	25
Figura 10- Fantoma construído a partir de resina de poliéster	26
Figura 11 – Tubos com materiais equivalentes ao tecido adiposo (gel PAGAT e Resina de Poliéster) e ao osso (Resina de Poliéster com hidroxiapatite)	27
Figura 12 – Montagem relativa ao sistema de detecção.	28
Figura 13 – Esquema que representa a fonte ¹⁵² Eu e o detector à esquerda e o mesmo à direita complementado com o disco composto por resina de Poliéster	31
Figura 14 – Geometria do fantoma com um material equivalente	34
Figura 15 – Deposição de dose de Na22 em água	35
Figura 16 – Deposição de dose do Na22 no fantoma de polimetilmetacrilato..	35
Figura 17 – Deposição de dose do Na22 no fantoma da resina de poliéster. ...	36
Figura 18 – Geometria do fantoma (Medidas em cm)	37
Figura 19 – Deposição de dose do Na22 no fantoma de polimetilmetacrilato e PAGAT.	37
Figura 20 – Deposição de dose do ²² Na no fantoma da resina de poliéster e PAGAT	37
Figura 21 – Geometria do fantoma (Medidas em cm)	38

Figura 22 – Deposição de dose do Na22 no fantoma composto por polimetilmetacrilato (PMMA), PAGAT e ar.	39
Figura 23 – Deposição de dose do Na22 no fantoma composto por resina de Poliéster, PAGAT e ar.	39
Figura 24 - Geometria do fantoma	40
Figura 25 – Deposição de dose do Na22 no fantoma.	40
Figura 26 - Geometria do fantoma	41
Figura 27 – Deposição de dose do Na22 no fantoma.	41
Figura 28 – Representação da disposição dos dois detectores de radiação, do 22Na e de dois tubos com resina de poliéster.....	44
Figura 29 - Representação da disposição dos dois detectores de radiação, do 22Na com o fantoma.	44

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Frações molares de diferentes materiais ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾	20
Tabela 2 – Densidade electrónica e número atómico efectivo para vários materiais ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾	20
Tabela 3 – Especificações da fonte Eu-152	28
Tabela 4 – Actividade relativa, Actividade Detectada de cada risca e eficiência do detector	30
Tabela 5 – Actividade relativa, Actividade Detectada de cada risca e eficiência do detector com o disco de resina.....	30
Tabela 6 - Determinação da eficiência do detector no PENELOPE	32
Tabela 7 – Determinação da eficiência do detector no PENELOPE com a resina	32
Tabela 8 - Razão entre a eficiência do detector determinado experimentalmente e a eficiência do detector determinado na simulação.....	33
Tabela 9 – Razão entre a eficiência do detector determinado experimentalmente e a eficiência do detector determinado na simulação com a resina de Poliéster.....	33

Lista de Acrónimos

PET – Tomografia por Emissão de Positrões

PAG – Gel de poliacrilamida

PAGAT – Gel de poliacrilamida com agente Tetrakis

MAGIC – Gel de ácido metacrílico, ácido ascórbico e gelatina

PMMA - Polimetilmetacrilato

LDPE – Polietileno de Baixa densidade

Zeff – Número atómico efectivo

DCS – Differential Cross-Section – Secção Eficaz Diferencial

Capítulo 1 - Introdução

Hoje em dia, os fantasmas são utilizados em diferentes áreas, sendo necessários para calibração e/ou manutenção de diferentes máquinas emissoras de radiação (ex. aceleradores lineares em radioterapia externa) ou, como acontece no caso do PET (Tomografia por Emissão de Positrões), máquinas detectoras de radiação.

Os fantasmas podem ser compostos por uma grande variedade de materiais, nomeadamente, plásticos de baixa densidade, resinas, géis, entre outros. No mercado, os plásticos de baixa densidade, nomeadamente, polimetilmetacrilato (também designado de acrílico), polietileno de baixa densidade, água sólida, entre outros, são muito utilizados. Estes fantasmas têm o inconveniente de ser muito dispendiosos. Exemplificando, o fantoma para PET, NEMA 2007/IEC 2008, constituído por acrílico, que se pode visualizar na figura 1, assume um valor de \$2,495.00 (1,785.05 €)⁽²⁾. Por seu lado, um fantoma utilizado para calibrar uma máquina de TC – Tomografia Computorizada, constituído por discos, também de acrílico, com uma densidade de 1,12g / cm³, toma o valor de \$3,553.00 (2,541.15 €)⁽³⁾.



Figura 1 – Fantoma para PET – NEMA 2007/IEC 2008^[1] à esquerda e fantoma para TC – CT Dose Phantom à direita^[13]

Paralelamente, têm sido realizados estudos sobre a fabricação de fantasmas compostos por resinas e diferentes géis⁽³⁾⁽⁴⁾. As resinas e os compostos inerentes à fabricação dos géis podem ser encontradas no mercado

a baixo custo^{(5) (6) (7)} e, uma vez que existe a possibilidade de serem moldados, são potenciais fantasmas antropomórficos.

Este trabalho tem como objectivo o estudo de vários tipos de compostos passíveis de serem utilizados para a construção de um fantoma de baixo custo, para um PET didáctico. Dentro destes materiais encontramos géis, resinas e plásticos de baixa densidade.

O fantoma foi construído a partir de uma resina de poliéster, cuja densidade ρ é $1,12 \text{ g/cm}^3$, de um gel, PAGAT, que possui uma densidade ligeiramente inferior à resina, e de um material equivalente ao osso, composto por resina de poliéster e hidroxiapatite, proporcionando assim uma diferença de densidades no fantoma, como acontece no corpo humano.

Na resina será inserido um radioisótopo, ^{22}Na , emissor de positrões que, interagindo com electrões, produzem fótons gama de 511KeV , sendo posteriormente detectados por dois detectores do PET didáctico.

Uma vez que a fórmula química da resina de poliéster é sigilosa, efectuou-se uma experiência, utilizando um detector e a fonte radioactiva ^{152}Eu , para comparar as propriedades físicas da resina utilizada experimentalmente com a simulada.

Por fim, foram medidas as coincidências com o fantoma realizado, através do sistema de detecção previamente construído.

Capítulo 2 - Conceitos físicos

1. Decaimento radioactivo

A actividade de uma fonte radioactiva é, por definição, o número de decaimentos de núcleos por unidade de tempo. Uma alteração observável na taxa de radioactividade pode decorrer num curto espaço de tempo, na ordem dos segundos, pode demorar anos a ser visualizada, ou pode ser impossível de se ver devido ao facto do tempo de decaimento ser muito longo⁽⁸⁾.

1.1. Tempo de meia-vida

Usualmente, a taxa de decaimento de um radionuclídeo é expressa em tempo de meia-vida. Este tempo, t , é o tempo necessário para o radionuclídeo perder 50% da sua actividade, ou seja, é o tempo para metade dos núcleos decaírem.

Para radionuclídeos cujos decaimentos são passíveis de serem observados num tempo razoável, é possível determinar o tempo de meia-vida com precisão, a partir da relação logarítmica entre a actividade e o tempo. Matematicamente, o número de átomos dN a desintegrar-se num curto intervalo de tempo dt vai ser proporcional ao número de átomos radioactivos N presentes. Esta relação pode ser dada pela expressão 1.1,

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad 1.1$$

onde λ é a constante de decaimento e o sinal negativo simboliza o decrescimento dos radionuclídeos ao longo do tempo⁽⁸⁾.

1.2. Decaimento Beta

Qualquer decaimento radioactivo em que o número de massa A se mantenha mas o número atómico Z se altere é considerado decaimento Beta (β).

Este processo baseia-se na conversão de um protão num neutrão ou vice-versa. Consequentemente, tanto o número atómico (Z) como o número de neutrões (N) se altera de maneira que o número de massa (A), igual à soma entre Z e N , seja constante⁽⁹⁾.

Esta conversão pode ocorrer de três maneiras diferentes:

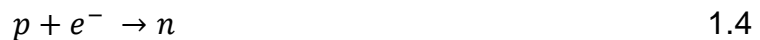
Decaimento β^-



Decaimento β^+



Captura electrónica



sendo n , p , e^- e e^+ símbolos representantes do neutrão, protão, electrão e positrão, respectivamente.

Estes processos não se encontram completos, pois ainda existe outra partícula envolvida nestes decaimentos – neutrino ou anti-neutrino⁽⁹⁾.

1.3. Radioisótopo ^{22}Na

Com uma meia-vida consideravelmente longa, de 2,6 anos aproximadamente, o ^{22}Na é um importante emissor de positrões, muito utilizado hoje em dia. O ^{22}Na decai principalmente para o nível de 1275 keV de ^{22}Ne através de decaimento β^+ (89,836(10)%) ou captura electrónica (10,11(11)%). Ambas as transições acontecem na natureza. Existem, contudo duas transições proibidas de baixa probabilidade para o estado fundamental do ^{22}Ne (β^+ 0,056(14)%; captura electrónica 0,0010(3)%).⁽¹⁰⁾

Neste trabalho, foi utilizada a fonte ^{22}Na , com uma actividade de 10^6 Bq datada de Outubro de 2009.

2. Interações de fótons com a matéria

Os fótons podem interagir de quatro formas diferentes com a matéria. A probabilidade de cada interacção depende da energia do fóton e da densidade e número atómico do composto. De referir que a atenuação de um feixe de fótons deve-se tanto à dispersão como absorção, pois todos os tipos de interacção, sem contar com a dispersão de Rayleigh, resultam na produção de electrões, proporcionando meios para que parte da energia do fóton incidente seja depositada no meio.

2.1. Absorção de energia

Quando um fóton interage com determinado meio, parte da energia pode ser absorvida pelo meio. Tal evento depende do volume do meio, do percurso livre médio e alcance da partícula dispersa e do número de eventos *bremsstrahlung* existentes.

O coeficiente de atenuação μ corresponde à atenuação total, ou seja, à absorção e dispersão do feixe. Por vezes, é necessário determinar a energia absorvida pelo material. Para tal, é utilizado o coeficiente de energia absorvida μ_{en} através da expressão que se segue,

$$\mu_{en} = \mu \frac{E_a}{h\nu} \quad 2.1$$

onde μ representa o coeficiente de atenuação, E_a é a energia média absorvida no material através da interacção com o fóton e a energia do fóton é $h\nu$.⁽¹¹⁾

A importância deste coeficiente foi realçada por Hubbell num relatório exaustivo sobre coeficientes de energia transferida e absorvida em tecidos

humanos, uma vez que, dependendo das dimensões e número atómico do material absorvedor e da energia do fóton, a energia média absorvida aproxima-se consideravelmente da energia presente no meio responsável por efeitos químicos e biológicos. ⁽¹²⁾

2.2. Dispersão de Rayleigh (coerente)

A dispersão de Rayleigh é um processo em que os fótons são desviados por electrões, sem excitação do átomo alvo, sendo por isso as energias dos fótons, incidente e deflectido, similares.

A dispersão coerente pode ser por vezes referida como dispersão clássica, uma vez que pode ser descrita por métodos de física clássica. Este método assume que o fóton interage com electrões de um átomo como um grupo em vez de interagir apenas com um electrão. Normalmente, o fóton disperso tem aproximadamente a mesma direcção que o fóton incidente.

A importância desta interacção é reduzida pelo facto de pouca energia ser depositada no meio de atenuação.

2.3. Efeito fotoeléctrico

O efeito fotoeléctrico dá-se quando a energia do fóton incidente é absorvida na sua totalidade pelo átomo. Nestas circunstâncias, o fóton transfere a sua energia para o electrão fazendo com que o átomo seja ionizado. Consequentemente, a energia do electrão emitido corresponde à energia do fóton incidente menos a energia de ligação do electrão, ou seja,

$$E_e = h\nu - \phi \quad 2.2$$

em que E_e é a energia do electrão ejectado, $h\nu$ é a energia do fóton incidente e ϕ é a energia de ligação do electrão ejectado ⁽⁸⁾.

2.4. Efeito de Compton (dispersão incoerente)

O efeito de Compton ocorre quando o fóton incidente transfere apenas parte da sua energia para o electrão, sendo assim deflectido e o átomo ionizado. O fóton deflectido com um ângulo Φ possui uma energia mais baixa que o fóton incidente e pode continuar a interagir com a matéria até ser absorvido num processo fotoeléctrico. O electrão ejectado, com um ângulo Θ , interage também com o meio até perder a sua energia.

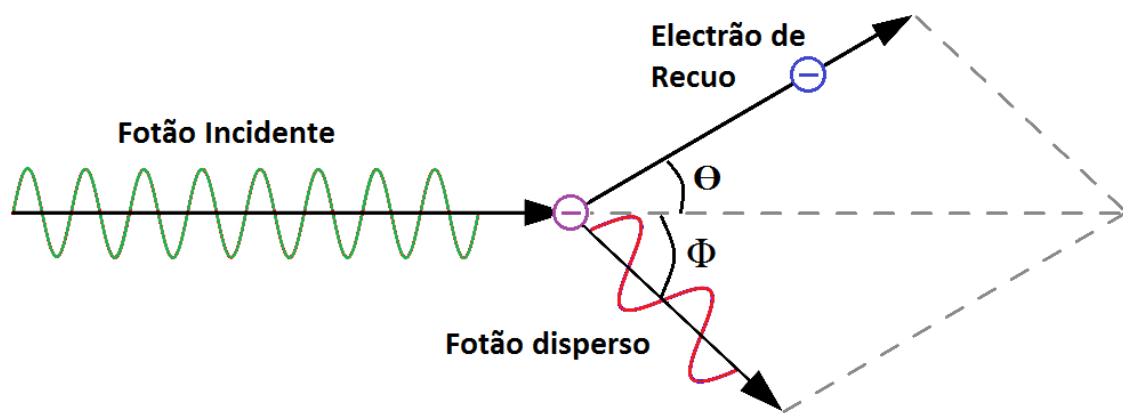


Figura 2 - Representação da dispersão de Compton

A energia cinética do electrão de recuo T é dada pela subtracção da sua energia total E pela energia em repouso do electrão mc^2 .

$$T = E_{\gamma} - E'_{\gamma} = E - mc^2 \quad 2.3$$

E_{γ} representa a energia do fóton incidente e E'_{γ} é a energia do fóton disperso.

A energia do fóton disperso pode ser dada pela expressão 2.4. ⁽¹³⁾

$$E'_{\gamma} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \left(\frac{E_{\gamma}}{mc^2}\right)(1 - \cos \Phi)} \quad 2.4$$

O efeito de Compton é consideravelmente menos dependente da energia do fóton incidente (E_γ) e do número atómico Z , do que o efeito fotoeléctrico, dependendo directamente da densidade dos electrões do meio e, portanto, da densidade do material multiplicado por Z/A . O parâmetro A representa a massa atómica do material. ⁽¹³⁾

2.5. Produção de Pares

Pares compostos por electrões e positrões podem ser produzidos através da absorção de um fóton na vizinhança de um núcleo ou electrão, conservando a energia e o momento. ⁽¹⁴⁾

Contrariamente à dispersão de Rayleigh, Compton ou efeito fotoeléctrico, a probabilidade de produção de pares aumenta com a energia do fóton incidente.

O limiar de energia do fóton incidente para que esta interacção se desencadeie é dado pela combinação da energia em repouso de dois electrões, ou seja,

$$h\nu = (T^+ + m_0c^2) + (T^- + m_0c^2) \quad 2.5$$

em que $h\nu$ é a energia do fóton incidente, m_0c^2 representa a energia de cada electrão e T^+ e T^- simbolizam, respectivamente, as energias cinéticas do positrão e do electrão produzidos, que no limite podem ser nulas. ⁽¹⁵⁾

3. Interações dos electrões/positrões com a matéria

Um electrão/positrão com massa m e uma velocidade v possui uma energia cinética $\frac{mv^2}{2}$ que pode ser transferida continuamente em sucessivos processos de interacção.

3.1. Colisões elásticas

As interacções mais comuns dos electrões/positrões com a matéria são as interacções de Coulomb, em que as partículas incidentes interagem com o átomo como um todo. Este tipo de interacção sucede quando a distância r entre o electrão e o átomo é muito superior ao raio do átomo r_0 .⁽¹⁶⁾

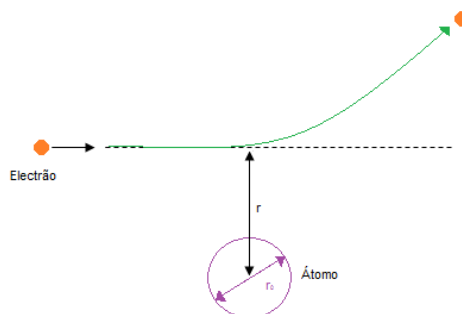


Figura 3 – Distância de interacção entre o electrão incidente e o átomo (adaptado de **(16)**)

A interacção entre o electrão e o átomo pode ser interpretada pela física clássica como colisão elástica, de acordo com a conservação do momento e da energia.

Considere-se um electrão de energia E_0 , massa em repouso m_0 , velocidade v_0 e um átomo de massa M , inicialmente em repouso e com velocidade V após a colisão.

Uma vez que a massa do electrão é muito inferior à massa do átomo, a transferência de energia relativa $\Delta E/E_0$ pode ser desprezada, sendo a velocidade do electrão, após a colisão, semelhante à velocidade inicial. Consequentemente, o comprimento de onda associado é conservado.

Numa direcção definida pelo ângulo de dispersão 2Θ ou pelo vector $R = k - k_0$, a variação do momento é dado por $2m_0v \text{ sen}\theta$, de acordo com a figura 4.

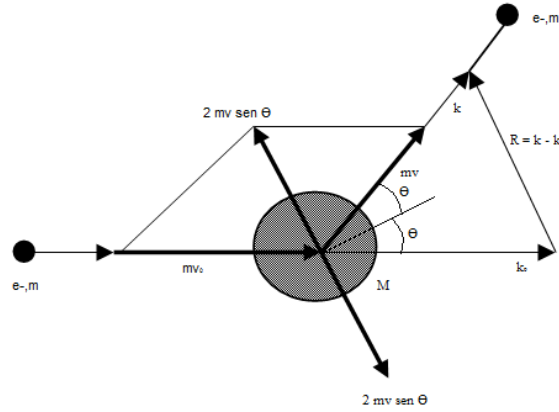


Figura 4 – Representação de colisão elástica (16)

A conservação do momento é dada pela expressão 3.1.

$$2m_0v \text{ sen}\theta = MV \quad 3.1$$

Através da conservação da energia, é possível obter a energia transferida do electrão para o átomo ΔE .

$$\Delta E = \frac{1}{2}MV^2 = \frac{2m_0^2v^2 \text{ sen}^2\theta}{M} \rightarrow \Delta E(\text{max}) = \frac{2m_0^2v^2}{M} \quad 3.2$$

Este cálculo é válido para electrões com energias inferiores a 100 keV. Para energias superiores, é necessário aplicar uma correcção relativista. (16)

$$\Delta E(\text{max}) = \frac{2E_0(E_0 + 2mc^2)}{Mc^2} \quad 3.3$$

3.2. Colisões inelásticas

Quando a distância de interacção é da mesma ordem do raio do átomo, a interacção electrão-electrão torna-se predominante. Uma vez que as massas das partículas são similares, a transferência da energia relativa torna-se significativa, resultando numa alteração da energia interna do átomo.

Considere-se um electrão incidente de energia E_0 e vector de onda k_0 . Após uma interacção inelástica, a sua energia e comprimento do vector de onda são dados por, respectivamente, $E = E_0 - \Delta E$ e $k = k_0 - \Delta k = \sqrt{\frac{2mE}{h^2}}$, onde m representa a massa do electrão tendo em consideração efeitos relativistas e h simboliza a constante de Planck.

Para variações pequenas ($\Delta k \ll k_0$ e $\Delta E \ll E_0$), é possível fazer a aproximação seguinte.

$$\frac{\Delta k}{k_0} \cong \frac{\Delta E}{2E_0} \quad 3.4$$

Numa colisão inelástica, o vector de dispersão $R = k - k_0$ não pode tomar o valor 0.

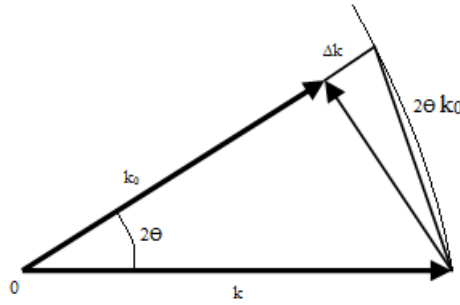


Figura 5 – Dispersão inelástica de um electrão considerando a um ângulo pequeno. ⁽¹⁶⁾

Considerando a aproximação efectuada na expressão 3.4, chegamos à expressão 3.5.

$$R^2 \cong (\Delta k)^2 + (2\theta)^2 \quad 3.5$$

Assim, se se considerar $\theta = 0$, temos que o comprimento mínimo do vector de dispersão é Δk . Considere-se $R_{min} = \Delta k = \theta_E$, onde θ_E representa o ângulo de dispersão característico para uma perda de energia ΔE . Pela expressão acima referida, temos

$$\theta_E = \frac{\Delta k}{k_0} = \frac{\Delta E}{2E_0} \quad 3.6$$

O comprimento R do vector de dispersão é então dada por:

$$R^2 = k_0^2[(2\theta)^2 + \theta_E^2].^{(16)} \quad 3.7$$

3.3. Emissão Bremsstrahlung

Quando partículas carregadas como electrões e positrões atravessam matéria, são desacelerados. Estas perdas de energia cinética ocorrem progressivamente, através de interacções aleatórias, sendo uma parte significativa emitida como radiação. Esta radiação branca ou policromática é denominada de radiação de paragem ou emissão *Bremmstrahlung*. (16)

Este evento pode ocorrer com partículas de baixas energias, mas a sua contribuição para a perda de energia pode, geralmente, ser descartada. A perda de energia devido a emissão *Bremmstrahlung* torna-se relevante a partir dos 10 MeV até 100 MeV. (12)

3.4. Aniquilação de positrões

Na aniquilação de positrões, considera-se que, ao penetrar no meio de número atómico Z, o positrão, de energia cinética E, interage com um electrão do meio, inicialmente em repouso. O positrão e o electrão aniquilam-se libertando dois fotões γ com a mesma direcção mas sentidos opostos. (14)

4. Método de Monte Carlo

A simulação das interacções entre fotões/electrões e diferentes materiais, pelo método de Monte Carlo, engloba uma vasta gama de energias, entre 1eV e 1GeV.

O percurso (história) de uma partícula é visto como uma sequência de interacções em que a partícula muda de direcção, perde a sua energia e, esporadicamente, produz electrões secundários.

Consequentemente, a interacção entre um feixe de electrões ou de fótons com um determinado material, consiste na geração de múltiplos percursos aleatórios. Para tal, necessita-se de um modelo de interacção, ou seja, um conjunto de secções eficazes diferenciais (DCS – *differential cross-sections*) para os mecanismos relevantes de interacção. Este modelo determina as funções de distribuição de probabilidades das variáveis aleatórias que caracterizam o percurso da partícula, dependente do caminho livre entre interacções sucessivas, do tipo de interacção, da perda de energia e deflexão num evento específico e estado inicial de electrões secundários produzidos.

Após o cálculo destas funções, podem-se criar percursos aleatórios e, se o número for suficiente, pode-se obter informação quantitativa sobre o processo de transporte através da média de histórias simuladas.

Nas simulações convencionais do sistema de Monte Carlo, o material com que a partícula interage é homogéneo, havendo uma distribuição aleatória das “moléculas”, com uma densidade uniforme. A composição do meio é definida pela fórmula estequímica, ou seja, pelo número atómico Z_i e pelo número de átomos por molécula n_i de todos os elementos presentes. É também possível determinar a composição através do peso molecular de cada elemento.

A massa molar é dada por:

$$A_M = \sum n_i A_i \quad 4.1$$

em que A_i é a massa molar do elemento i . O número de moléculas por unidade de volume é dado por:

$$N = N_A \frac{\rho}{A_M} \quad 4.2$$

Onde N_A é o número de Avogadro e ρ é a densidade do material. ⁽¹⁴⁾

O programa utilizado neste trabalho com o método de Monte Carlo denomina-se PENELOPE, utilizando este a linguagem *Fortran*.

4.1. PENELOPE

O PENELOPE ⁽¹⁴⁾ simula a interacção de electrões, positrões e fótons com materiais arbitrários constituídos por diferentes camadas (*bodies*) limitados por interfaces. O PENELOPE necessita de ser complementado por um subprograma que controla a geometria e a evolução das interacções, contabiliza as quantidades relevantes fazendo as médias necessárias no final da simulação. Os subprogramas existentes são o *penslab*, que simula a interacção de fótons ou electrões com uma camada, o *pencil*, que simula em geometrias cilíndricas e o *penmain*, que simula em geometrias quadráticas. Estes programas operam todos da mesma forma, lendo os dados de um ficheiro de entrada e fornecendo os resultados em ficheiros com nomes fixos.

Neste trabalho, as simulações foram realizadas no subprograma *pencil*.

4.1.1. Programa Pencil

Este programa simula o transporte de electrões, positrões e fótons em estruturas cilíndricas de múltiplas camadas de diferentes espessuras. Cada secção (*layer*) contém um número determinado de cilindros ou anéis concêntricos de raio r , constituídos por diferentes compostos.

As partículas primárias, seleccionadas no ficheiro de entrada, são emitidas do volume activo da fonte, tendo uma energia fixa ou um espectro de energias. A fonte pode ser um ponto externo ao volume, sendo definido separadamente da geometria dos restantes materiais ou pode fazer parte da geometria dos materiais, sendo por isso interna, constituída por um cilindro ou anel.

Este programa fornece informações detalhadas sobre o transporte e deposição de energia, incluindo energia e distribuições angulares de partículas secundárias, distribuição de profundidade de dose, distribuição em profundidade de carga depositada, energia depositada em determinados materiais e deposição de carga em cilindros seleccionados.

5. Tomografia por emissão de positrões

As actividades fisiológicas são sempre acompanhadas de alterações bioquímicas, que, fora da normalidade, podem caracterizar uma patologia. O objectivo do PET é estudar, em vivo, de uma forma não invasiva, processos bioquímicos essenciais para o bom funcionamento dos diferentes órgãos do organismo, entendendo assim a relação entre as suas funções e os processos químicos de que estas funções dependem. Para tal, é administrado no paciente um composto importante para uma determinada actividade fisiológica, ligado a um radioisótopo emissor de positrões. ⁽¹⁾

O positrão emitido, após ser ejectado pelo núcleo perde toda a sua energia cinética a poucos milímetros de distância do seu local de origem. Esta partícula vai interagir com um electrão do meio, transformando ambas as massas em dois fotões gama (γ) aproximadamente opostos, cada com energia $E_\gamma=511\text{keV}$ (Figura 6). ⁽¹⁷⁾

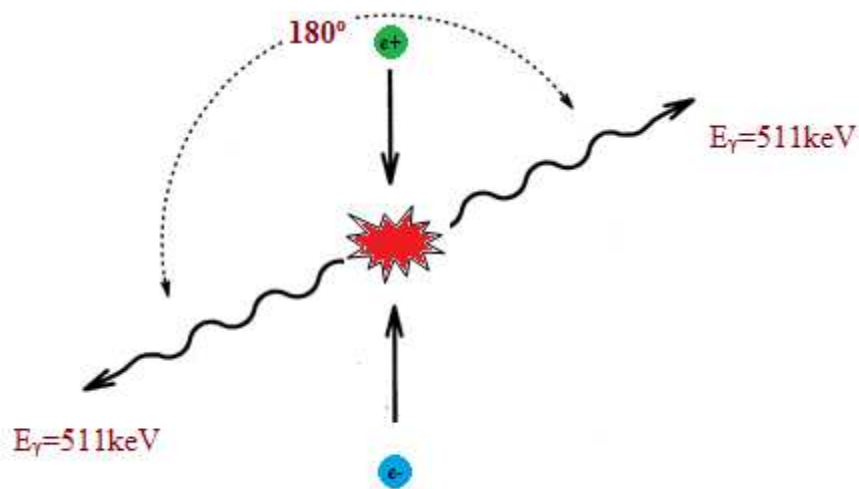


Figura 6 – Interação entre electrão e positrão e conseqüente formação de dois fotões gama opostos.

É possível diferenciar estes fotões γ opostos da radiação de fundo, através de dois detectores localizados fora da região de interesse, ligados a um circuito de coincidências que reporta um evento apenas se os fotões forem detectados simultaneamente.

O sistema de detecção de coincidências proporciona um método de colimação “electrónica”, uma vez que as coincidências são reportadas apenas no espaço estabelecido por linhas rectas que unem as superfícies expostas dos dois detectores (Figura 7).

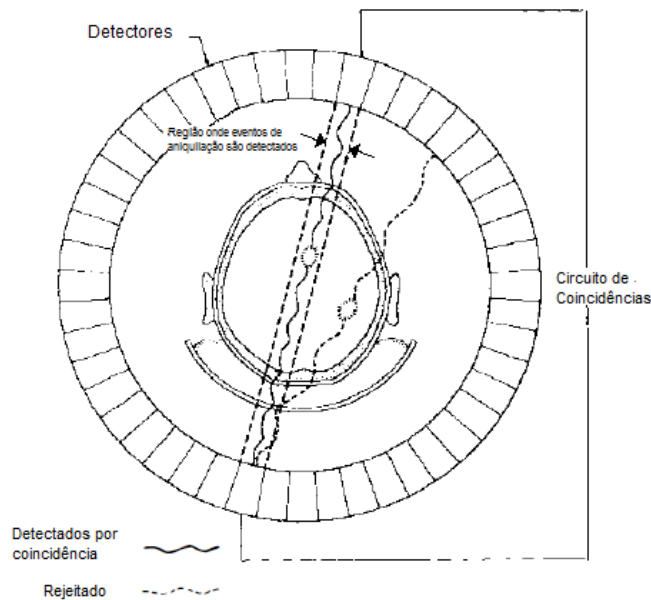


Figura 7 – Representação da região de detecção de fótons γ para Tomografia por emissões de positrões (adaptado de (18))

Assim, a detecção de coincidências fornece uma região razoavelmente uniforme entre os dois detectores.

A detecção de coincidências possibilita também uma correcção precisa da atenuação da radiação pelo tecido. ⁽¹⁸⁾

Capítulo 3 - Fantoma

Idealmente, um fantoma deverá ser radiologicamente equivalente à água, para que o seu comportamento físico de interacção com a radiação seja o mais semelhante possível ao do tecido do corpo humano.

1. Forma do fantoma

Para uma melhor simulação no *Pencil* (PENELope), optou-se por construir um fantoma cilíndrico com 10 cm de altura e 25 cm de diâmetro. O cilindro deverá ter três furos com 2.5 cm de diâmetro, onde se colocará tubos de diferentes alturas, com os materiais equivalentes ao tecido humano e com o produto radioactivo.

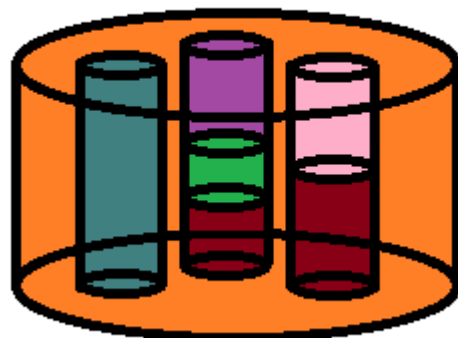


Figura 8 – Esquema do fantoma a construir.

2. Materiais estudados

Para escolher os materiais a utilizar, consideraram-se factores como a densidade do material, as propriedades radiológicas e o número atómico efectivo, sendo o objectivo obter um material equivalente ao tecido do corpo humano.

Foram também contabilizados orçamentos dos materiais, facilidade de acesso e facilidade de manufactura.

2.1. Géis

Os géis sensíveis à radiação foram propostos primeiramente por Day e Stein em 1950, quando se observou que radiação produzia uma alteração de cores nos géis que continham corantes como por exemplo, azul de metileno⁽¹⁹⁾.

Os géis poliméricos são compostos, na sua maioria, por aproximadamente 90% de água, fazendo com que tenham uma densidade muito próxima desta⁽¹⁹⁾. Considerando a equivalência à água, estes géis são potenciais compostos para a construção do fantoma.

2.1.1. PAG

O gel PAG, acrónimo de gel de poliacrilamida, é um gel baseado na polimerização de acrilamida com o monómero N,N'-metileno-bis-acrilamida, misturado com gelatina. Foi observado que esta composição se mantém consideravelmente estável meses após a irradiação. Este gel é conhecido pelas suas qualidades como fiabilidade, estabilidade e reprodutibilidade. Este gel, contudo, tem algumas limitações. Uma vez que o oxigénio inibe a reacção de polimerização, ligando-se aos radicais livres iniciadores, como OH e H, este gel necessita de ser produzido numa atmosfera hipóxica (constituída por Azoto)⁽¹⁹⁾.

2.1.2. Géis poliméricos produzidos em meios respiráveis

Em 2001, os géis poliméricos utilizados em dosimetria sofreram um desenvolvimento, devido à possibilidade alcançada de produção de géis em meios respiráveis (*normoxic gels*). MAGIC, acrónimo de ácido metacrílico, ácido ascórbico e gelatina, iniciado por cobre, é um conhecido gel que possui essa vantagem. O ácido ascórbico do gel MAGIC, também conhecido por vitamina C, liga-se ao oxigénio livre que se encontra na matriz da gelatina aquosa, sendo este processo desencadeado por sulfato de cobre.

Outros estudos foram efectuados com outros tipos de compostos que se ligam ao oxigénio livre na produção do gel e descobriu-se a eficácia do composto THP (*Tetrakis (hydroxymethyl) phosphonium chloride*). A taxa das ligações produzidas depende da concentração do agente Tetrakis.

Substituindo o ácido ascórbico e o sulfato de cobre pelo composto Tetrakis, outro gel foi produzido, denominado MAGAT, composto por ácido metacrílico, gelatina e Tetrakis.

Estes géis foram alvo de estudos que concluíram que, embora exista a vantagem de poderem ser produzidos num meio ambiente normal, padecem de problemas relacionados com a estabilidade dos géis. Outra limitação existente baseia-se na acidez elevada, provocada pelo ácido metacrílico, provocando a degradação da matriz da gelatina ao longo do tempo, levando a uma instabilidade temporal.

Paralelamente, foi sugerido que os radicais livres causavam uma continuação da polimerização pós irradiação, sobrestimando a resposta do gel à radiação.

Estes estudos concluíram que, embora os géis produzidos em meio ambiente normal tenham vantagens, ainda são necessárias investigações para ultrapassar as suas limitações⁽¹⁹⁾.

2.1.3. Géis PAG produzidos em condições atmosféricas normais - PAGAT

Como consequência aos problemas associados ao ácido metacrílico, foram realizados estudos considerando o gel PAG, conhecido por vários grupos de investigação pelas suas características desejáveis como receptor de radiação, em condições de oxigénio normais, utilizando como anti-oxidante o agente Tetrakis.

Nestes estudos, foi verificado que este gel apresentava uma maior estabilidade ao longo do tempo. Este gel foi denominado PAGAT, acrónimo de PAG e Tetrakis.⁽¹⁹⁾

Nas tabelas seguintes, é possível visualizar a composição do PAGAT comparada com materiais de interesse e as propriedades físicas dos diferentes

materiais, nomeadamente, densidade, densidade electrónica, Z_{eff} e fracções molares.

Tabela 1 – Fracções molares de diferentes materiais (adaptado de ⁽¹⁹⁾ ⁽²⁰⁾)

Material	w_H	w_N	w_O	w_C	w_S	w_{Cl}	w_{Br}	w_P	w_{Cu}
MAGIC	0.1048	0.0115	0.7987	0.0857	2.568E-6	-	-	-	5.09E-6
MAGAT	0.1042	0.0115	0.7928	0.0854	-	0.0017	-	0.0015	-
PAGAT	0.1059	0.0242	0.8008	0.0681	-	0.0002	-	0.0002	-
PRESAGE	0.0892	0.0446	0.2172	0.6074	-	0.0334	0.0084	-	-
Água	0.1119	-	0.8881	-	-	-	-	-	-
Músculo	0.1042	0.0350	0.7289	0.1230	0.0050	-	-	-	-
Tecido Adiposo	0.1120	0.0110	0.3031	0.5732	6.0E-5	-	-	-	-

Tabela 2 – Densidade mássica, electrónica e número atómico efectivo para vários materiais (adaptado de ⁽¹⁹⁾ ⁽²⁰⁾)

Material	$\rho (Kg.m^{-3})$	$\rho_e \times (10^{29}e.m^{-3})$	$\rho_e / \rho (\times 10^{26}e.Kg^{-1})$	Z_{eff}	$\frac{(\rho_e / \rho)_{\text{mat}}}{(\rho_e / \rho)_{\text{água}}}$
MAGIC	1037	3.4468	3.3237	7.30	0.994
MAGAT	1032	4.4166	3.3107	7.32	0.990
PAGAT	1026	3.4459	3.3585	7.39	1.005
PRESAGE	1101	3.6141	3.2826	8.65	0.982
Água	1000	3.3428	3.3428	7.42	1.000
Músculo	1040	3.4450	3.3125	7.46	0.991
Tecido Adiposo	916	3.0590	3.3395	6.33	0.999

Na tabela 2, pode-se verificar que o gel PAGAT possui um Z_{eff} e uma densidade mais próximos da água do que outros géis, mostrando ser uma opção viável para fazer parte do fantoma a construir.

2.2. Polímero PRESAGE

Recentemente, foi proposto um novo polímero conhecido como PRESAGE. PRESAGE é um polímero sólido composto por poliuretano combinado com um corante (*leuco-dye leucomalachite green*). Foi sugerido que

este composto tem vantagens em relação a géis devido à sua robustez, não necessitando por isso de estar contido em nenhum recipiente. ⁽¹⁹⁾ Contudo, como se pode ver na tabela 2, o PRESAGE possui uma densidade 10% superior à da água, tendo o gel PAGAT uma densidade apenas 2.6% superior. Paralelamente, o número atómico efectivo do PRESAGE apresenta a maior discrepância em relação à água, comparando com os géis em estudo.

2.3. Plásticos de Baixa densidade

2.3.1. Polimetilmetacrilato (PMMA)

O polimetilmetacrilato $((C_5O_2H_8)_n)$, também conhecido como acrílico, é muito utilizado hoje em dia na produção de diferentes fantasmas, devido ao facto da sua densidade ser próxima da densidade da água, aproximadamente 1.18 g/cm^3 ⁽²¹⁾. Contudo, placas com espessura de 10 cm são muito dispendiosas, uma vez que é necessário comprar placas com 2 m de comprimento.

2.3.2. Polietileno de baixa densidade (LDPE)

Este polímero, com a estrutura química $(CH_2CH_2)_n$, tem a vantagem de ter uma densidade de 0.92 g/cm^3 , mais próxima da densidade da água do que o PMMA ⁽²¹⁾. Este plástico é muito utilizado hoje em dia na fabricação de garrafas de esguicho e embalagens de alimentos. Contudo, não se encontram facilmente disponíveis no mercado nas dimensões desejadas.

2.3.3. Poliestireno (PS)

O poliestireno, por sua vez, possui uma densidade de 1.050 g/cm^3 . Este plástico é muito solicitado na área do modelismo. Contudo, à semelhança do polietileno, não se encontra com facilidade no mercado nas dimensões pretendidas.

Outro factor relevante nestes plásticos é a temperatura de fusão para possível moldagem. Todos partilham uma temperatura de fusão superior a 100°C. O PMMA apresenta uma temperatura de fusão entre 130°C e 140°C, o LDPE entre 220°C e 260°C e o PS, por sua vez, tem uma temperatura de fusão de 210 a 260° C ⁽²²⁾. Seria necessário, portanto, condições não existentes no laboratório onde se realizou este trabalho, para poder moldar o fantoma.

2.4. Resinas

2.4.1. Resinas Epóxi

Resina epóxi é um termo genérico para compostos que têm um ou mais grupos epóxi numa molécula (dois átomos de Carbono ligados a um átomo de Oxigénio). As excelentes propriedades desta resina, como durabilidade, dependem consideravelmente da sua estrutura. Normalmente, as resinas epóxi são utilizadas em forma de composto com diluentes e diferentes modificadores, com o intuito de garantir propriedades como rigidez e resistência à temperatura ⁽²³⁾, podendo, por isso, a sua densidade variar entre 1.1 g/cm³ a 2.0 g/cm³ ⁽²¹⁾.

Esta resina possui como desvantagem ser mais dispendiosa do que a resina de poliéster.

2.4.2. Resinas Acrílicas

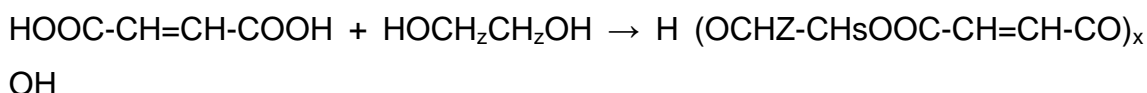
As resinas acrílicas são hoje em dia muito utilizadas na área das próteses dentárias, devido à sua resistência, propriedades estéticas, baixa solubilidade e facilidade de processamento e reparo. ⁽²⁴⁾ Estas resinas têm o inconveniente de serem mais dispendiosas do que as resinas de poliéster (54.18€/litro) e não serem disponibilizadas em poucas quantidades. ⁽²⁵⁾

2.4.3. Resinas de Poliéster

As resinas de poliéster encontram-se presentes em diversas áreas hoje em dia, devido às suas propriedades mecânicas e ao facto de serem de baixo custo e fácil acesso.

O interesse comercial nas resinas de poliéster foi desencadeado pelo trabalho de Carothers ⁽²⁶⁾. As resinas de poliéster comercializadas contêm normalmente três componentes essenciais: poliéster, monómero e inibidor.

Usualmente, a resina de poliéster é composta por 50 a 85% de poliéster. Estes poliésteres são preparados através da esterificação de um ou mais ácidos dibásicos com um glicol. Um dos ácidos dibásicos precisa de ser etilenicamente insaturado e é usualmente introduzido como ácido fumárico ou anidrido maleico. É possível utilizar uma variedade de ácidos saturados etilenicamente, contudo, o mais comum é o anidrido ftálico. Os glicóis mais utilizados são o etileno, dietileno, propileno glicol. A seguinte equação demonstra a reacção entre ácido maleico e glicol etileno para produzir o poliéster insaturado mais simples, maleato de etileno.



Poliésteres deste tipo são preparados com um peso molecular de aproximadamente 800 a 2000, representando 6 até 15 monómeros repetidos ⁽²⁶⁾.

Não foi possível saber qual a fórmula estereoquímica da resina de poliéster adquirida. Utilizou-se, por isso, para simulação, a fórmula estereoquímica do maleato de etileno.

A resina de poliéster encontra-se inicialmente em estado líquido. Para solidificar, é necessária a presença de um catalisador, dissolvendo-o na resina. Esta combinação gera reacções exotérmicas. A reacção química a decorrer envolve a ligação dupla do poliéster insaturado e o grupo vinil do monómero, resultando em ligações cruzadas em diferentes partes do poliéster.

Capítulo 4 - Método Experimental

1. Preparação do gel PAGAT

Com o intuito de preparar 40g de PAGAT, misturaram-se 2 g de gelatina Bloom (produzida a partir de pele de porco, Sigma-Aldrich) com 35,6 g de água, deixando-a imersa durante uns minutos. De seguida, aqueceu-se a mistura a uma temperatura de 50°C num quitasato. Ao atingir a temperatura desejada, 50°C, adicionou-se 1,2 g de BIS (N,N' Metil-Bis-Acrilamida) misturando até dissolver. Misturou-se 1,2g de Acrilamida mexendo vigorosamente. Após a mistura se encontrar pronta, colocou-se 0,076g de THP, mexendo novamente. Finalmente, colocou-se o gel num tubo de polimetilmetacrilato.

Embora este gel possua o agente THP para evitar que oxide, verificou-se que, passado alguns dias o gel começava a reagir com o oxigénio proveniente do meio ambiente. Decidiu-se portanto, colar uma base de acrílico no tubo de modo a não haver interacção entre o PAGAT e o meio.

2. Preparação da Resina de Poliéster

A resina de poliéster utilizada neste trabalho foi resina de poliéster MOTIP⁽²⁷⁾. Segundo o fabricante, para esta preparação é necessário misturar a resina com 2.5% do catalisador. De referir que a reacção a decorrer é exotérmica e, caso o catalisador não esteja bem dissolvido na resina, a polimerização não se dá da melhor maneira. Consequentemente, podem ser criadas bolhas de ar e a resina pode mesmo partir. Após várias tentativas, foi verificado que ao utilizar apenas 1% de catalisador, a polimerização era mais lenta, proporcionando uma melhor qualidade da resina.

Apresentaram-se algumas dificuldades na execução do fantoma. Foi verificado que esta resina adere aos tubos que servem de molde, sendo estes de acrílico, pvc ou polipropileno. Foram realizadas experiências em que se

utilizou vaselina, papel de alumínio e papel vegetal à volta dos tubos, para assim tentar que não colassem à resina, mas sem efeito.



Figura 9 – Tentativas para moldar a resina de poliéster

Foi, portanto, necessário maquirar o fantoma com o intuito de introduzir os tubos com o produto radioactivo e materiais equivalentes ao tecido adiposo ou osso.

Paralelamente, a construção do fantoma com as dimensões desejadas foi efectuada por camadas. As primeiras foram feitas de meio em meio litro e as últimas de litro em litro, utilizando 1% de catalisador para cada camada. Visualizou-se que as últimas camadas não ficaram tão homogéneas quanto as primeiras e uma das camadas do meio partiu. Contudo, uma vez que este fantoma tem fins apenas didácticos, foi mesmo assim utilizado para testar o PET. É desconhecido o porquê desta reacção, mas conclui-se que, para quantidades tão grandes de resina, cinco litros, é necessário um maior cuidado na execução. De referir que, ao produzir esta resina, é conveniente um sistema eficiente de ventilação, devido aos vapores tóxicos que daí advêm.



Figura 10- Fantoma construído a partir de resina de poliéster

3. Preparação do material equivalente ao osso

Para o material equivalente ao osso, foi utilizada a resina de poliéster, que possui uma densidade de 1.12g/cm^3 , misturado com um composto denominado hidroxiapatite.

A hidroxiapatite sintética ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) é um composto cerâmico, similar quimicamente e estruturalmente à parte mineral do osso do corpo humano, com uma densidade $\rho = 3.14\text{ g/cm}^3$.⁽²⁸⁾ Considerando que a densidade do osso é aproximadamente 1.8 g/cm^3 (osso trabecular)⁽²⁹⁾ e a densidade da resina de poliéster é 1.12 g/cm^3 , pode-se determinar a fracção volúmica da hidroxiapatite (Φ_{HA}) e da resina (Φ_{resina}) calculando seguidamente a massa de cada um destes compostos necessário para se conseguir obter o material equivalente ao osso.⁽³⁰⁾

Assim,

$$\rho_{\text{osso}} = \rho_{\text{HA}} \cdot \Phi_{\text{HA}} + \rho_{\text{resina}} \cdot \Phi_{\text{resina}} \quad 3.1$$

$$\rho_{\text{osso}} = \rho_{\text{HA}} \cdot \Phi_{\text{HA}} + \rho_{\text{resina}} \cdot (1 - \Phi_{\text{HA}})$$

$$1.8\text{ g/cm}^3 = 3.14\text{ g/cm}^3 \cdot \Phi_{\text{HA}} + 1.12(1 - \Phi_{\text{HA}})$$

$$\Phi_{HA} = 0.3 = 30\%$$

Para 100 ml de mistura, é necessário colocar 30 ml de hidroxiapatite, para assim se obter a densidade desejada. Uma vez que a densidade ρ é dada pela divisão da massa pelo volume do composto, é possível determinar a massa da resina e da hidroxiapatite, para se poder obter o material equivalente ao osso.

Assim, para 100 ml de mistura, utilizaram-se 78.4g de resina e 94.2g de hidroxiapatite.



Figura 11 – Tubos com materiais equivalentes ao tecido adiposo (gel PAGAT e Resina de Poliéster) e ao osso (Resina de Poliéster com hidroxiapatite)

4. Fonte radioactiva ^{22}Na

A fonte radioactiva ^{22}Na foi colocada em três tubos de acrílico, sendo misturada em dois desses tubos com resina de poliéster. De referir que, ao colocar a fonte radioactiva no tubo de acrílico, este verteu para papel absorvente. Consequentemente, foi colocado esse mesmo papel prensado no tubo, após retirar a humidade com silício. Assim, a actividade neste tubo é ligeiramente inferior aos 10^6 Bq. Os dois tubos com o produto radioactivo

misturado com a resina têm aproximadamente 1/100 da actividade do tubo com o papel absorvente.

5. Teste Experimental de aferição da resina de poliéster

Com o intuito de comparar a resina utilizada no fantoma com a resina simulada no PENELOPE, foi realizada uma experiência utilizando uma fonte emissora de radiação γ e um detector com o sistema de detecção inerente. A montagem é relativamente simples, estando ilustrada na figura seguinte.

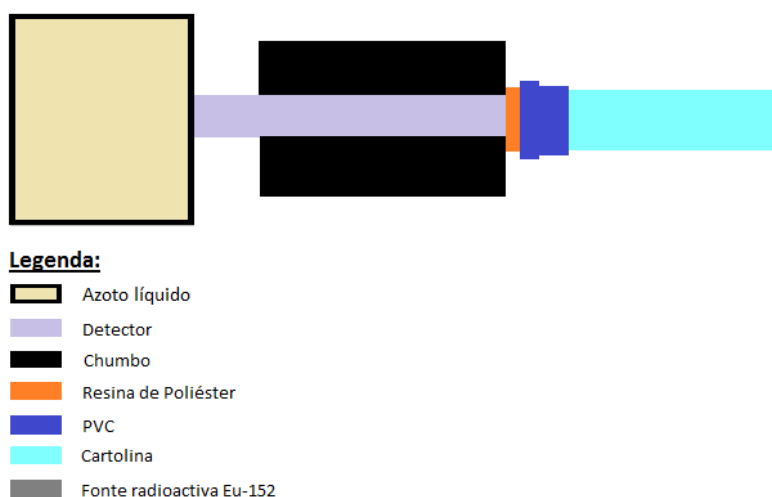


Figura 12 – Montagem relativa ao sistema de detecção.

A fonte utilizada foi o ^{152}Eu , pois emite riscas suficientes para a nossa calibração.

As suas especificações dadas pelo fornecedor, encontram-se na tabela seguinte.

Tabela 3 – Especificações da fonte Eu-152

Eu-152	
Tempo meia vida – $T_{1/2}$	13,506 \pm 0,03 anos
Data referência	1 Junho de 1998 (12:00)
Actividade_{ref.}	10,35 \pm 3,5% μCi
Diâmetro activo	3 mm
Energia_{ref.}	356 keV
Razão de bifurcação (<i>Branching Ratio</i>)	0,2657

Com a montagem ilustrada na figura 8, adquiriu-se o espectro de riscas das energias a partir de um sistema de contagens. Através do programa RMCA, retiraram-se as áreas dos picos das riscas, calculando-se de seguida a actividade relativa (A_i) para cada risca, através da expressão seguinte:

$$A_i = r_b \cdot A_0 \frac{I_i}{I_{ref}} e^{(-\frac{\ln(2)}{t_{1/2}}) \times \Delta t} \quad 5.1$$

onde r_b representa a razão de bifurcação referente à risca de referência, A_0 , a actividade inicial, I_i , a intensidade de cada risca, I_{ref} , a intensidade da risca de referência, $t_{1/2}$, o tempo de meia vida do ^{152}Eu e Δt , o intervalo de tempo entre a data de referência e a data em que se utilizou a fonte.

Paralelamente, determinou-se a Actividade Detectada (A_{Det}) através da divisão entre as áreas dos picos de cada risca e o tempo de aquisição (*Life Time*), ou seja,

$$A_{Det} = \frac{\text{Área } i}{\text{Life Time}} \quad 5.2$$

Considerando a Actividade Relativa (A_i) e a Actividade Detectada (A_{Det}) é possível determinar a eficiência do detector.

$$\text{Eficiência} = \frac{A_{Det}}{A_i} \quad 5.3$$

Na tabela seguinte, é possível visualizar as Actividades Relativas e Detectadas calculadas, em conjunto com a eficiência determinada, considerando a actividade de referência, a razão de bifurcação e o tempo de meia-vida da tabela 2, um tempo de aquisição de 1000s e um Δt de 12.3 anos.

Tabela 4 – Actividade relativa, Actividade Detectada de cada risca e eficiência do detector

Energia (KeV)	I(%)	Área Pico	Actividade relativa	Actividade Detectada	Eficiência
121.78	28.586	183523	1.84E+12	4.84E+09	2.63E-03
244.7	7.583	41270	4.88E+11	1.09E+09	2.23E-03
295.9	0.447	2100	2.87E+10	5.54E+07	1.93E-03
344.28	26.54	107450	1.71E+12	2.83E+09	1.66E-03
443.965	2.821	10400	1.81E+11	2.74E+08	1.51E-03
778.9	12.942	28206	8.32E+11	7.44E+08	8.94E-04
867.378	4.245	9670	2.73E+11	2.55E+08	9.34E-04
964	14.605	28189	9.39E+11	7.43E+08	7.91E-04
1112	13.644	23098	8.77E+11	6.09E+08	6.94E-04
1408	21.005	29351	1.35E+12	7.74E+08	5.73E-04

De seguida, colocou-se o disco de resina entre a fonte e o detector. A actividade relativa e detectada para cada risca com a resina e a eficiência encontram-se discriminadas na próxima tabela.

Tabela 5 – Actividade relativa, Actividade Detectada de cada risca e eficiência do detector com o disco de resina

Energia (keV)	I(%)	Área Pico	Actividade Relativa	Actividade Detectada	Eficiência
121.78	28.586	115882	1.84E+12	3.65E+09	1.99E-03
244.7	7.583	25644	4.88E+11	8.09E+08	1.66E-03
295.9	0.447	1386	2.87E+10	4.37E+07	1.52E-03
344.28	26.54	70595	1.71E+12	2.23E+09	1.30E-03
443.965	2.821	6808	1.81E+11	2.15E+08	1.18E-03
778.9	12.942	18933	8.32E+11	5.97E+08	7.17E-04
867.378	4.245	5338	2.73E+11	1.68E+08	6.17E-04
964	14.605	18218	9.39E+11	5.75E+08	6.12E-04
1112	13.644	15107	8.77E+11	4.76E+08	5.43E-04
1408	21.005	19660	1.35E+12	6.20E+08	4.59E-04

Como seria de esperar, a eficiência do detector quando se coloca a resina é inferior, devido à absorção da radiação pela resina. De seguida,

comparar-se-á as eficiências obtidas experimentalmente com as eficiências obtidas nas simulações.

5.1. Comparação de dados experimentais com simulação

Na figura 9 é possível visualizar a representação do detector, da fonte ^{152}Eu e do disco de resina de poliéster.

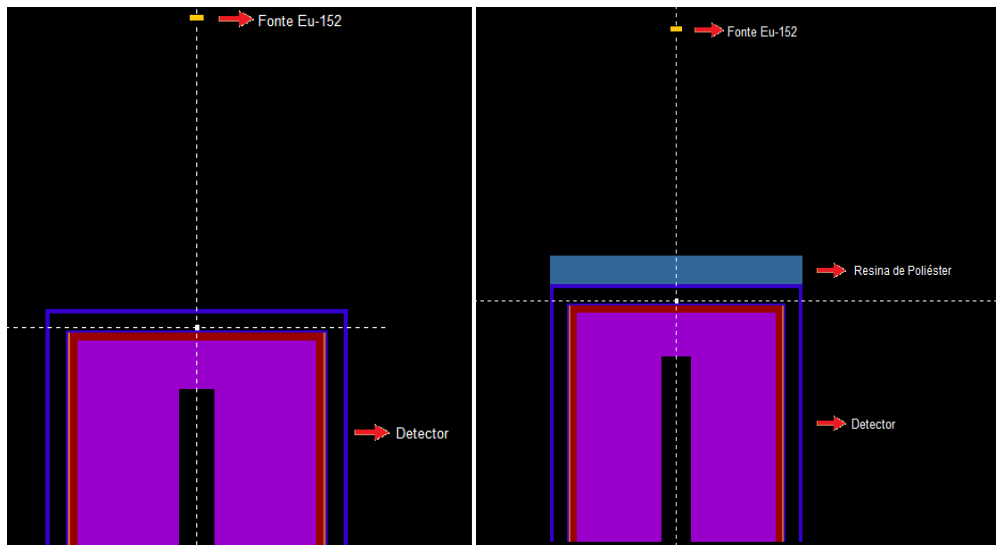


Figura 13 – Esquema que representa a fonte ^{152}Eu e o detector à esquerda e o mesmo à direita complementado com o disco composto por resina de Poliéster

Para determinar a eficiência do detector na simulação, é necessário considerar-se a energia da simulação, ou seja, a energia de cada risca que se coloca no ficheiro .in, a energia do ficheiro, que representa a energia absorvida no detector e a probabilidade de cada risca por partícula e por eV. Paralelamente, consideraram-se intervalos de forma a perfazer 100 bins predefinidos.

Nas tabelas seguintes podemos visualizar os cálculos das eficiências do detector com e sem a resina.

Tabela 6 - Determinação da eficiência do detector no PENELOPE

Energia de Simulação (KeV)	Energia do Ficheiro (KeV)	p(i) (eV)	p(i) (KeV)	EnergiaS/Bin	EnergiaF/Bin	EficiênciaS	EficiênciaF
121.78	121.17	2.12E-06	2.12E-03	1.2178	1.2117	2.58E-03	2.56E-03
244.7	243.48	9.25E-07	9.25E-04	2.447	2.4348	2.26E-03	2.25E-03
295.9	294.42	6.76E-07	6.76E-04	2.959	2.9442	2.00E-03	1.99E-03
344.28	342.56	4.75E-07	4.75E-04	3.4428	3.4256	1.64E-03	1.63E-03
443.965	441.74	3.32E-07	3.32E-04	4.43965	4.4174	1.47E-03	1.46E-03
778.9	775	1.25E-07	1.25E-04	7.789	7.75	9.71E-04	9.66E-04
867.378	863.06	1.04E-07	1.04E-04	8.67378	8.6306	9.01E-04	8.97E-04
964	959.18	8.67E-08	8.67E-05	9.64	9.5918	8.36E-04	8.31E-04
1112	1106.44	6.81E-08	6.81E-05	11.12	11.0644	7.57E-04	7.54E-04
1408	1400.96	4.51E-08	4.51E-05	14.08	14.0096	6.35E-04	6.32E-04

Tabela 7 – Determinação da eficiência do detector no PENELOPE com a resina

Energia de simulação (KeV)	Energia do Ficheiro (KeV)	p(i) (eV)	p(i) (KeV)	EnergiaS/Bin	EnergiaF/Bin	Eficiência S	Eficiência F
121.78	121.19	1.40E-06	1.40E-03	1.2178	1.2119	1.70E-03	1.70E-03
244.7	243.48	6.33E-07	6.33E-04	2.447	2.4348	1.55E-03	1.54E-03
295.9	294.42	4.63E-07	4.63E-04	2.959	2.9442	1.37E-03	1.36E-03
344.28	342.56	3.58E-07	3.58E-04	3.4428	3.4256	1.23E-03	1.22E-03
443.9	441.68	2.30E-07	2.30E-04	4.439	4.4168	1.02E-03	1.02E-03
778.9	775	8.89E-08	8.89E-05	7.789	7.75	6.92E-04	6.89E-04
867.4	863.06	7.42E-08	7.42E-05	8.674	8.6306	6.43E-04	6.40E-04
964	959.18	6.18E-08	6.18E-05	9.64	9.5918	5.95E-04	5.93E-04
1112	1106.44	4.87E-08	4.87E-05	11.12	11.0644	5.42E-04	5.39E-04
1408	1400.96	3.27E-08	3.27E-05	14.0096	14.0096	4.58E-04	4.58E-04

Nas tabelas 6 e 7, é possível observar, como seria expectável, uma diferença entre a eficiência do detector com a resina e a eficiência do detector sem a resina, provocada pela atenuação da radiação na resina de poliéster. Nas tabelas seguintes, é possível comparar eficiências determinadas experimentalmente com as eficiências das simulações.

Tabela 8 - Razão entre a eficiência do detector determinado experimentalmente e a eficiência do detector determinado na simulação

Energia (keV)	$E_{f_{exp}}$	$E_{f_{sim}}$	$E_{f_{sim}}/E_{f_{exp}}$
121.78	2.63E-03	2.56E-03	0.97
244.7	2.23E-03	2.25E-03	1.01
295.9	1.93E-03	1.99E-03	1.03
344.28	1.66E-03	1.63E-03	0.98
443.9	1.51E-03	1.46E-03	0.97
778.9	8.94E-04	9.66E-04	1.08
867.4	9.34E-04	8.97E-04	0.96
964	7.91E-04	8.31E-04	1.05
1112	6.94E-04	7.54E-04	1.09
1408	5.73E-04	6.32E-04	1.10

Na tabela 8 é possível visualizar uma ligeira diferença entre a eficiência determinada experimentalmente e a eficiência determinada a partir da simulação, devido, possivelmente, ao facto da simulação no PENELOPE ser mais precisa do que a experiência efectuada, uma vez que a determinação da área dos picos tem um erro associado.

Tabela 9 – Razão entre a eficiência do detector determinado experimentalmente e a eficiência do detector determinado na simulação com a resina de Poliéster

Energia (keV)	$E_{f_{exp}}$	$E_{f_{sim}}$	$E_{f_{sim}}/E_{f_{exp}}$
121.78	1.99E-03	1.70E-03	0.85
244.7	1.66E-03	1.54E-03	0.93
295.9	1.52E-03	1.36E-03	0.90
344.28	1.30E-03	1.22E-03	0.94
443.9	1.18E-03	1.02E-03	0.86
778.9	7.17E-04	6.89E-04	0.96
867.4	6.17E-04	6.40E-04	1.04
964	6.12E-04	5.93E-04	0.97
1112	5.43E-04	5.39E-04	0.99
1408	4.59E-04	4.58E-04	1.00

Na tabela 9, é possível visualizar uma diferença entre a eficiência determinada experimentalmente e a eficiência calculada a partir da simulação, em particular nas energias de 121.78 KeV e 443.9 KeV, devido possivelmente a uma pequena diferença na composição química entre a resina simulada e a resina utilizada experimentalmente.

6. Simulações

Para ajudar na determinação dos melhores materiais para a construção deste fantoma, realizaram-se várias simulações com diferentes materiais, comparando-os de seguida com a nossa referência, nomeadamente, a água. De referir que, por impossibilidades do *Pencil*, que só trabalha com cilindros e anéis simétricos, foram simulados fantasmas com 5 cm de raio e 25 cm de altura, sendo o produto radioactivo e os tubos camadas do cilindro maior.

6.1. Fantoma com um material equivalente ao tecido adiposo

Em primeira instância, simulou-se um fantoma com um material equivalente de cada vez. Os materiais estudados foram água, gel PAGAT, polimetilmetacrilato e resina de poliéster.

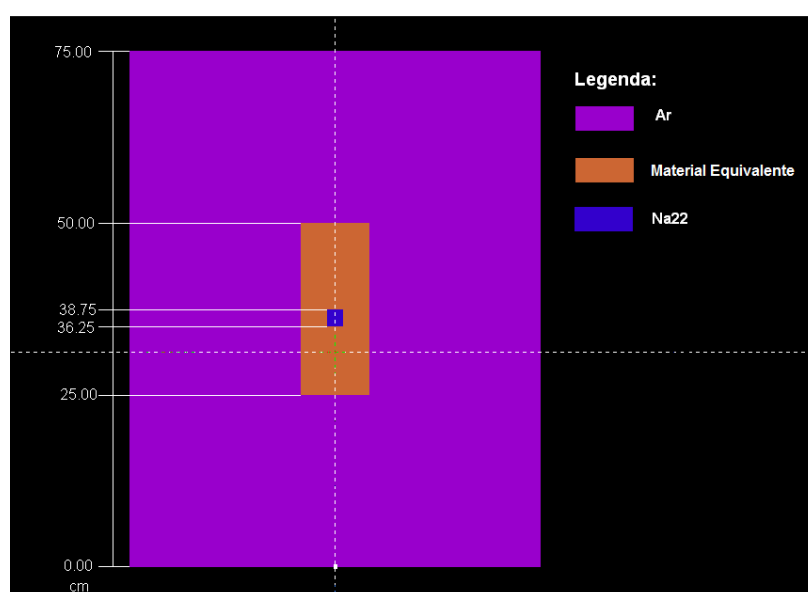


Figura 14 – Geometria do fantoma com um material equivalente

Os gráficos seguintes representam a deposição de dose, ou seja, a quantidade de energia depositada em água, polimetilmetacrilato (PMMA) e resina de poliéster, pelos positrões emitidos pelo radioisótopo ^{22}Na , em função da profundidade.

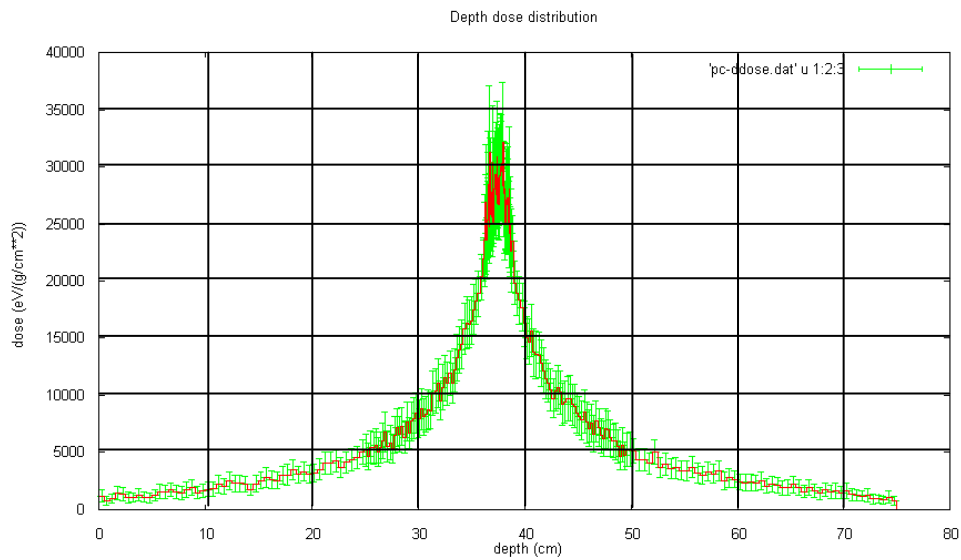


Figura 15 – Deposição de dose de Na22 em água

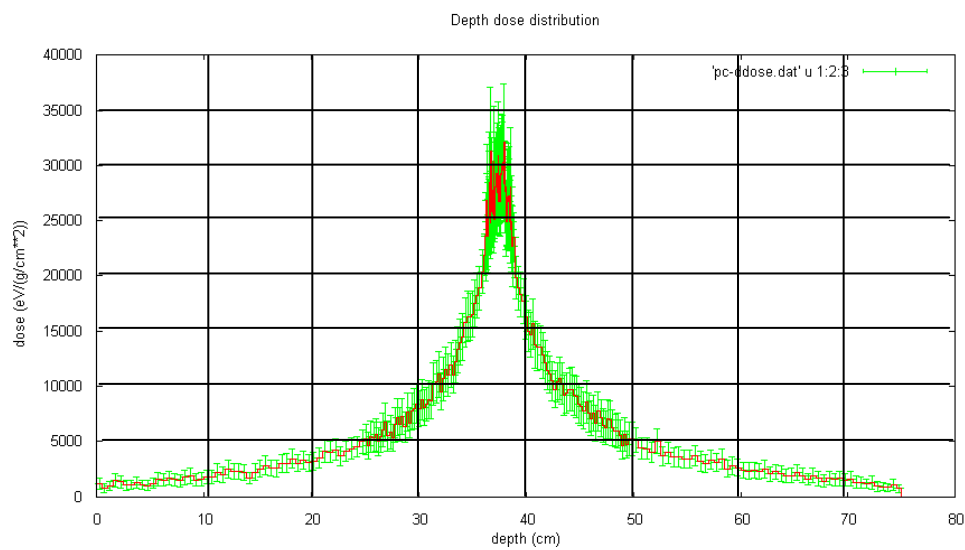


Figura 16 – Deposição de dose do Na22 no fantoma de polimetilmetacrilato.

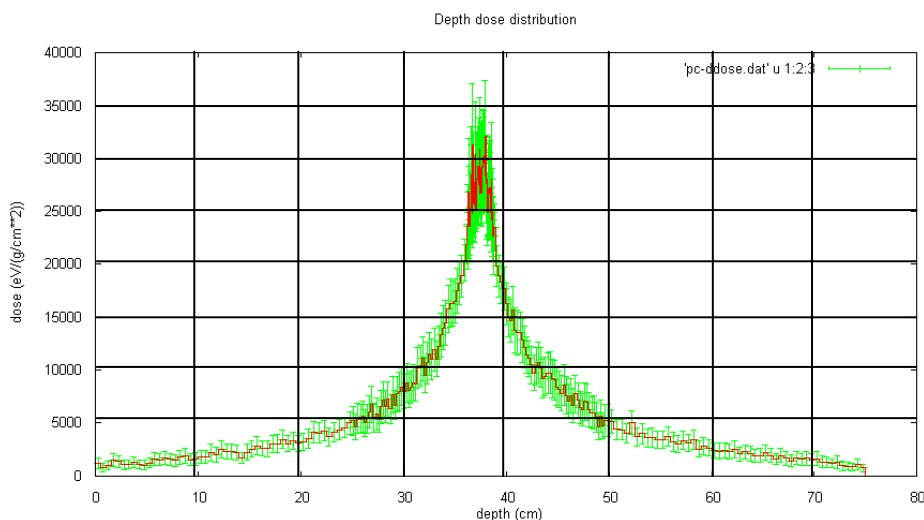


Figura 17 – Deposição de dose do Na22 no fantoma da resina de poliéster.

Como se pode visualizar nas figuras 15, 16 e 17, não existem diferenças significativas na deposição de dose do radioisótopo ^{22}Na . Uma vez que o ^{22}Na é emissor de positrões, a deposição máxima de dose é próxima da fonte radioactiva, entre 36 cm e 39 cm de profundidade aproximadamente, para os três materiais, sendo a dose máxima depositada entre 30 KeV/(g/cm²) e 32.5 KeV/(g/cm²). Com o aumento da distância da fonte de ^{22}Na , visualiza-se uma diminuição de deposição de dose. Esta é mais pronunciada entre os 35 cm e 38 cm de profundidade e entre os 39 cm e 41 cm, aproximadamente. Esta diferença na diminuição de deposição de dose deve-se, possivelmente, à deposição de dose de electrões secundários nas profundidades entre 25 cm e 35cm e entre 41cm e 50 cm.

6.2. Fantoma com dois materiais equivalentes ao tecido adiposo

De seguida, simularam-se fantasmas compostos por resina de poliéster ou plástico de polimetilmetacrilato, ambos com camadas do gel PAGAT.

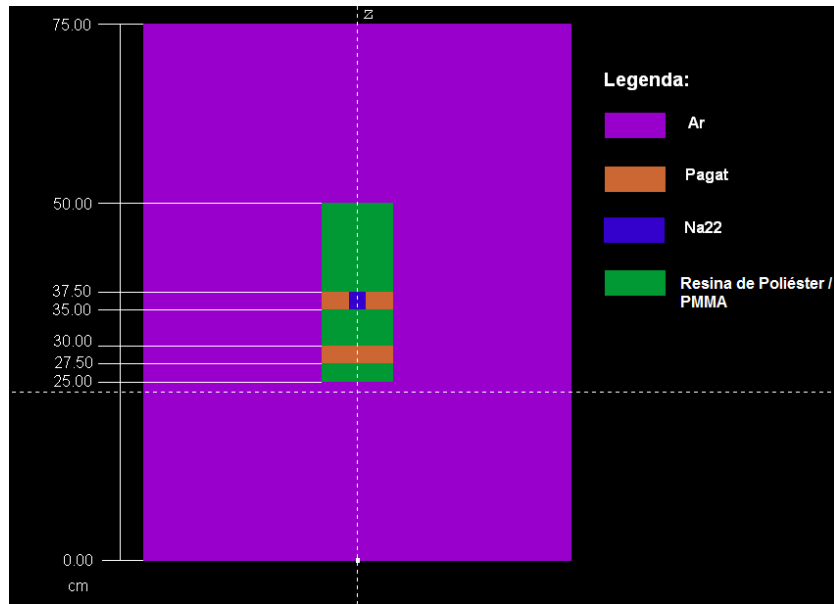


Figura 18 – Geometria do fantoma (Medidas em cm)

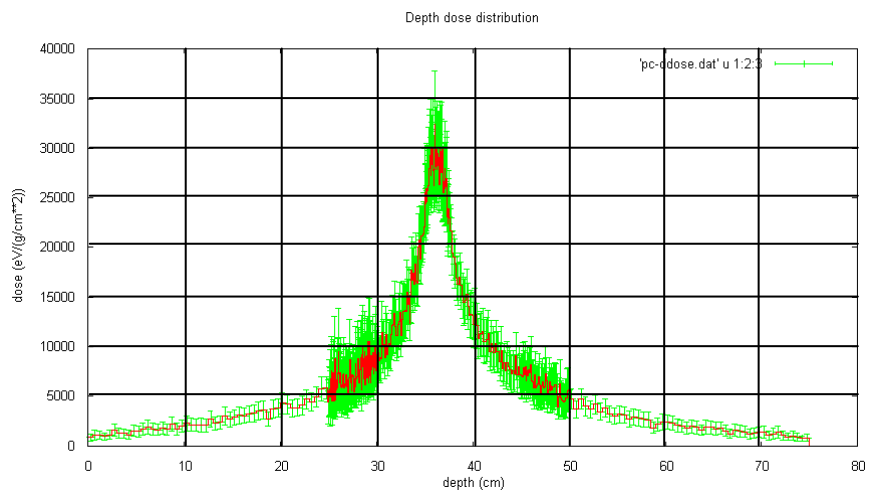


Figura 19 – Deposição de dose do Na22 no fantoma de polimetilmetacrilato e PAGAT.

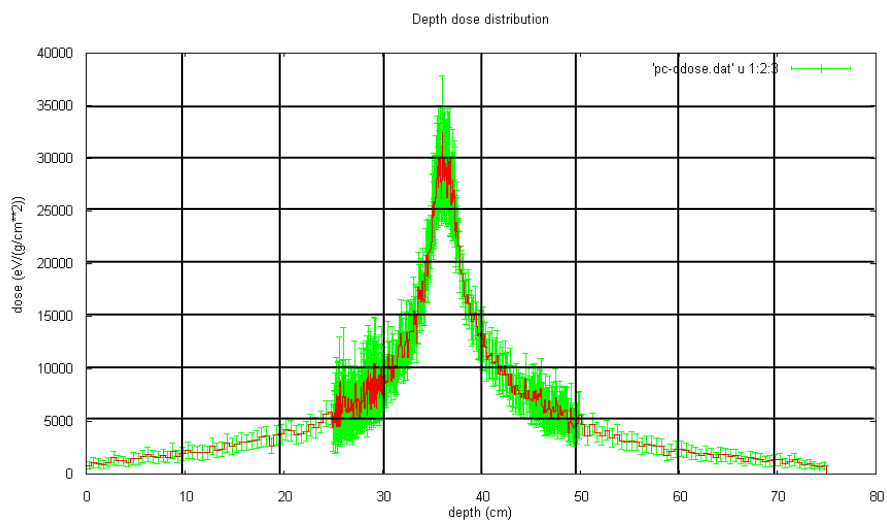


Figura 20 – Deposição de dose do ^{22}Na no fantoma da resina de poliéster e PAGAT

Nos gráficos das figuras 19 e 20, é possível observar que a deposição máxima de dose diminui para $30 \text{ KeV}/(\text{g}/\text{cm}^2)$ quando se colocam dois materiais distintos no mesmo fantoma, nomeadamente, PAGAT e PMMA no fantoma do gráfico da figura 19 e PAGAT e resina de poliéster no fantoma da figura 20. Paralelamente, visualiza-se o mesmo comportamento na diminuição de deposição de dose das figuras 15, 16 e 17. Contudo, existe uma diferença na deposição de dose entre os 25 cm e 30 cm de profundidade, devido possivelmente à diferença de densidade entre o acrílico e o PAGAT, na figura 19, e entre a resina e o PAGAT, na figura 20.

Não se observa nenhuma diferença significativa entre a resina e o plástico polimetilmetacrilato.

6.3. *Fantoma com dois materiais equivalentes ao tecido adiposo e ar*

Posteriormente, foram simulados os mesmos fantasmas de 5.2., adicionando apenas uma camada de ar.

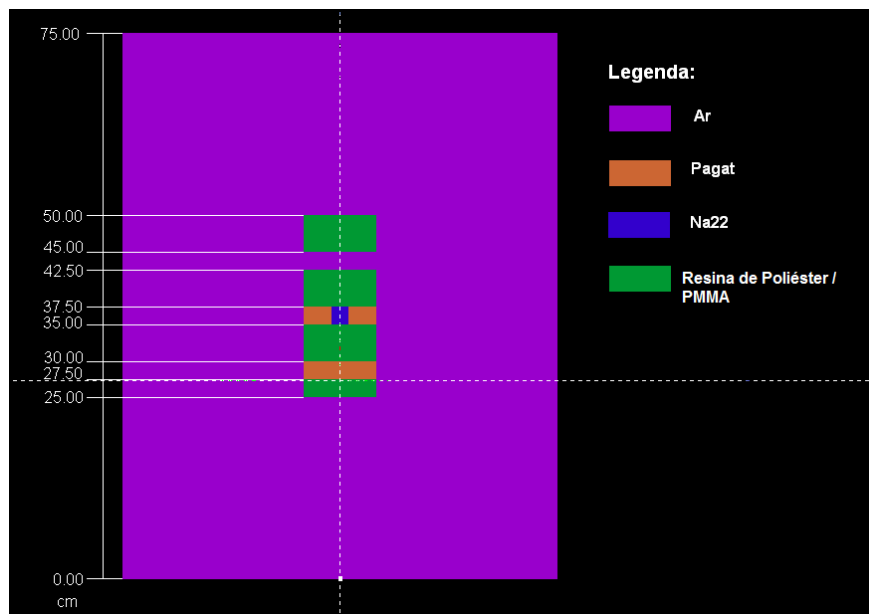


Figura 21 – Geometria do fantoma (Medidas em cm)

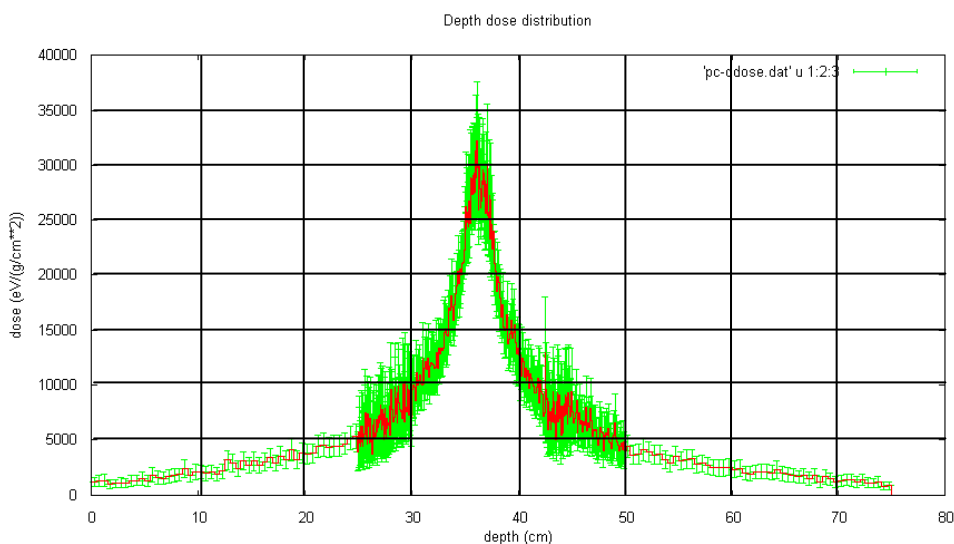


Figura 22 – Deposição de dose do Na22 no fantoma composto por polimetilmetacrilato (PMMA), PAGAT e ar.

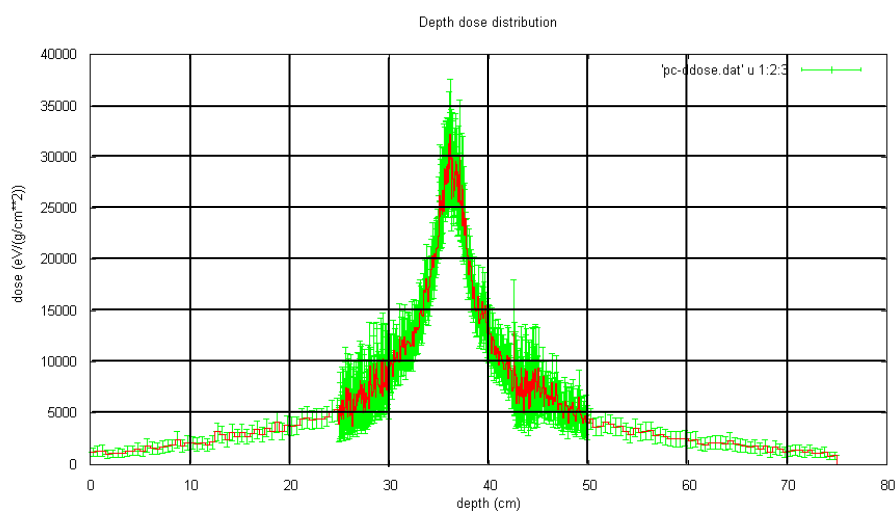


Figura 23 – Deposição de dose do Na22 no fantoma composto por resina de Poliéster, PAGAT e ar.

Como seria expectável, é possível visualizar, nas figuras 22 e 23, entre a profundidade de 42.5 cm e 45 cm, uma menor deposição de dose correspondente à camada de ar.

6.4. Simulação do fantoma construído sem ar

Devido aos problemas associados à realização do fantoma, foi necessário colocar o gel PAGAT, a resina e o produto radioactivo em tubos de acrílico.

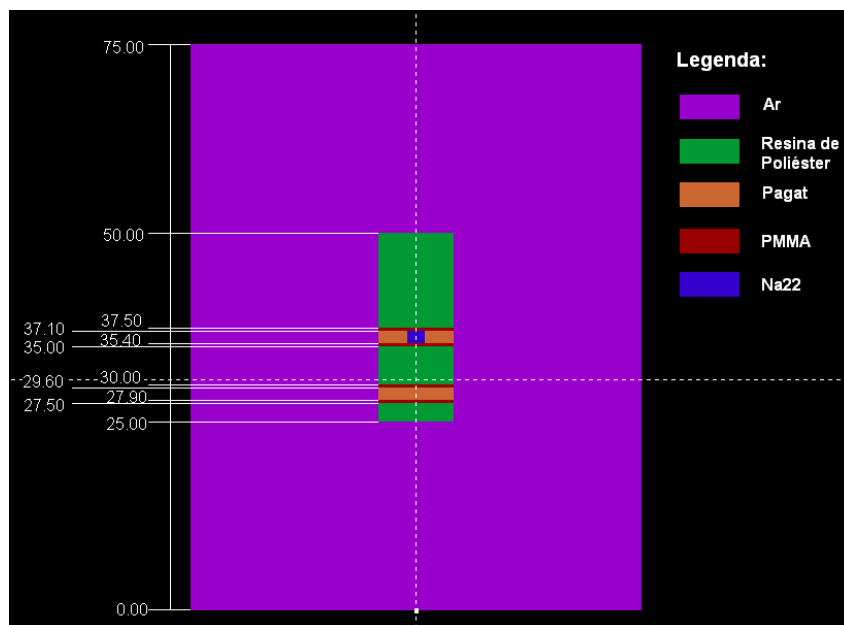


Figura 24 - Geometria do fantoma

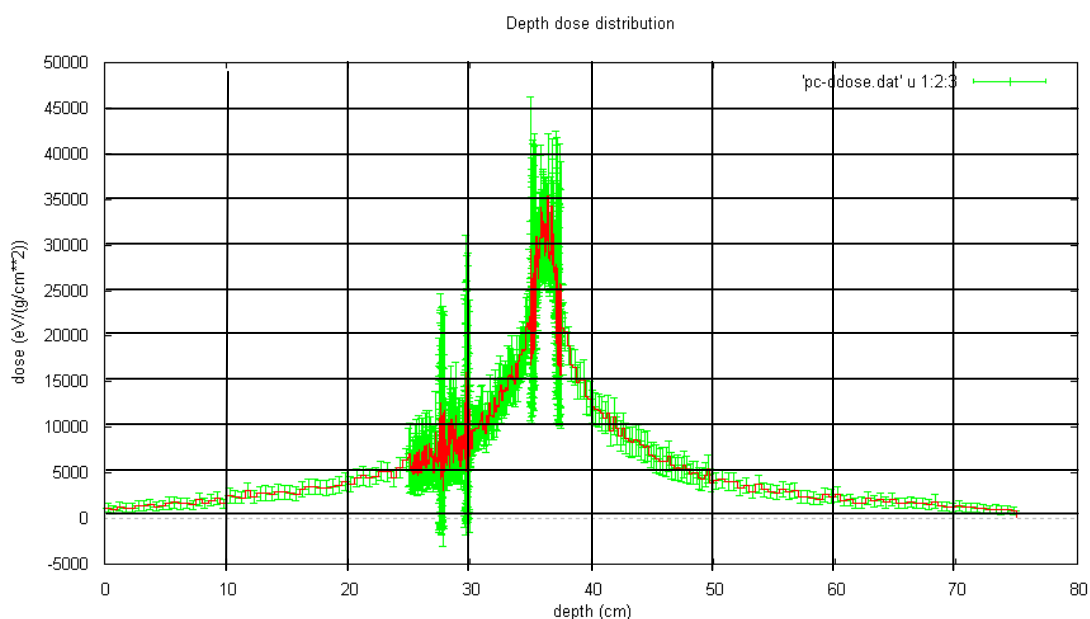


Figura 25 – Deposição de dose do Na22 no fantoma.

Na figura 25, é possível observar a diferença de deposição de dose, devido à presença dos tubos de acrílico e um erro associado superior, comparando-o com o fantoma sem os tubos (Figura 20). Esta alteração na deposição de dose deve-se possivelmente a densidades diferentes, que provocam um efeito de *backscattering*. De referir que o erro associado poderia ser diminuído aumentando o número de eventos. A dose máxima depositada é

aproximadamente $35 \text{ KeV}/(\text{g}/\text{cm}^2)$ e é possível visualizar uma diminuição menos pronunciada da deposição de dose nas profundidades de 25 a 50 cm e 25 a 35 cm, aproximadamente.

6.5. Simulação do fantoma construído com ar

A simulação seguinte representa o fantoma construído com uma camada de ar.

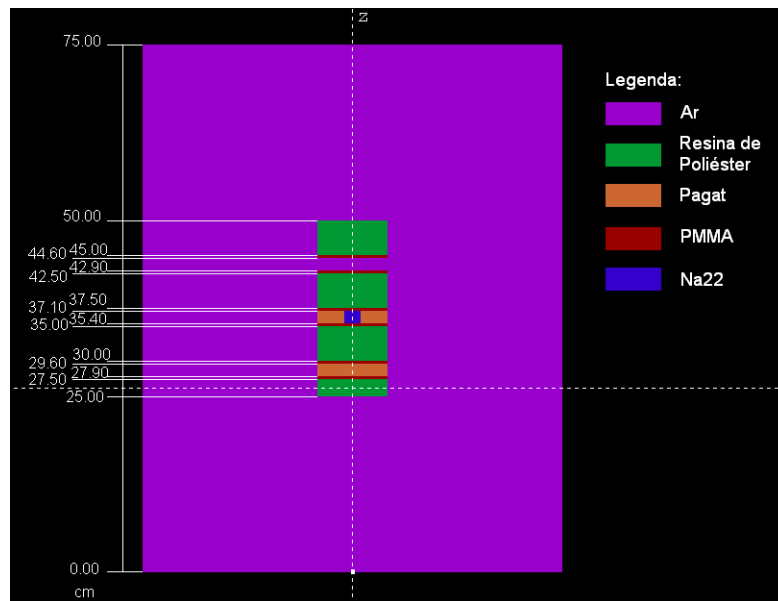


Figura 26 - Geometria do fantoma

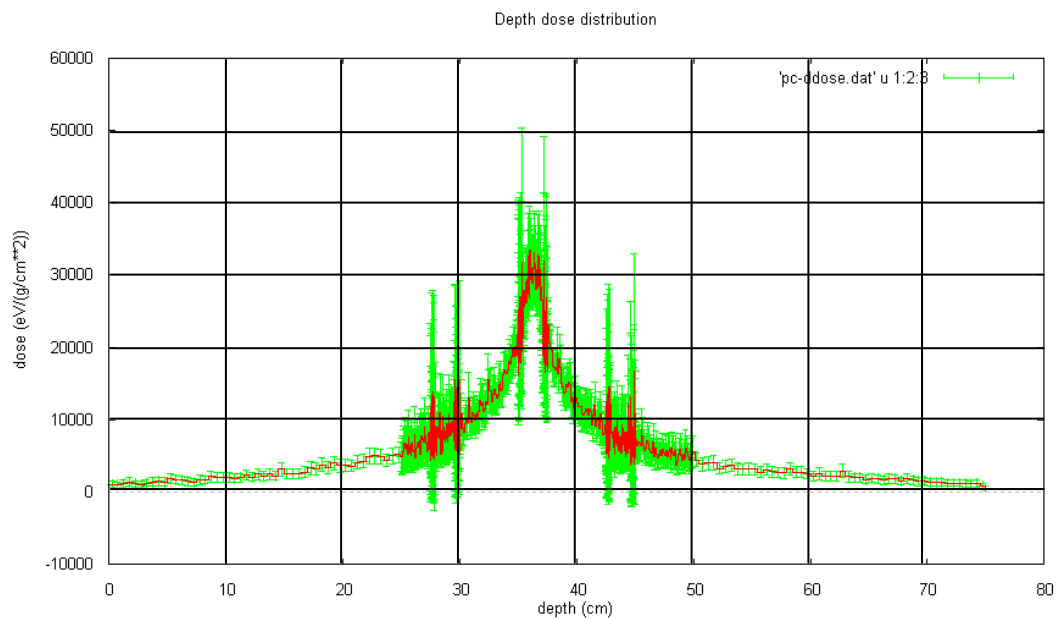


Figura 27 – Deposição de dose do Na22 no fantoma.

É novamente possível verificar uma diferença na deposição de dose nas profundidades equivalentes aos tubos de acrílico e um aumento do erro. Não é contudo observável a diferença esperada na camada de ar, devido ao erro associado. A dose máxima depositada encontra-se entre os 30 e os 35 KeV/(g/cm²) e é possível observar novamente uma diminuição menos pronunciada da deposição de dose nas profundidades de 25 a 50 cm e 25 a 35 cm, aproximadamente. . De referir que o erro associado poderia ser diminuído aumentando o número de eventos.

Capítulo 5 . Medição das coincidências com os detectores de radiação

A montagem do sistema de detecção foi efectuada segundo uma dissertação de mestrado efectuada com esse propósito ⁽³¹⁾. Para tal, foram posicionados dois detectores de radiação opostos um ao outro. O impulso que sai dos detectores é amplificado proporcionalmente por um pré-amplificador e um amplificador, mantendo a linearidade do sinal. Este impulso é seguidamente 'censurado' por um conversor linear-lógico (SCA), uma vez que este só produz impulsos de saída se os impulsos de entrada cumprirem determinadas condições. Posteriormente, a unidade de coincidências analisa os sinais segundo condições preestabelecidas, sendo estes depois contados por um contador. ⁽³¹⁾

De referir algumas diferenças existentes ao trabalho previamente executado. Os sinais provenientes dos detectores têm de ser reconhecidos simultaneamente. Para tal, é necessária uma unidade de atraso. Uma vez que esta não se encontrava disponível, não houve possibilidade de se obter os 1000 ns de atraso desejados para reproduzir o trabalho feito anteriormente, conseguindo-se apenas um atraso de 600 ns. Assim, colocando fonte de ²²Na utilizada anteriormente, cuja actividade é 1 μ Ci, datada de Novembro de 2005 ⁽³¹⁾, obtiveram-se, em vez das 100 coincidências/s esperadas, 80 coincidências / s, sendo por isso necessário multiplicar as coincidências por um factor de 1.25, pois este atraso ainda não se encontra no patamar de coincidências ⁽³¹⁾. As contagens/s em cada via, foram, respectivamente, 630 /s para o detector 648 e 600/s para o detector 647. De referir que não foi utilizado um contador, mas sim um medidor de taxa de contagem (*ratemeter*).

De seguida, colocou-se a fonte ²²Na de 10⁶ Bq e dois tubos com resina de poliéster, como se pode visualizar na figura 28.

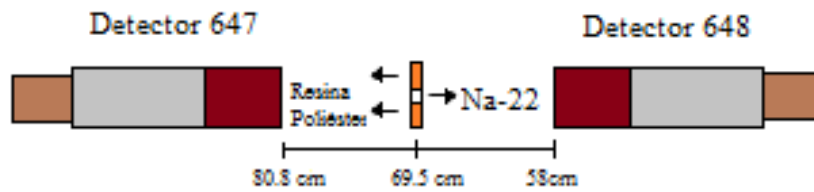


Figura 28 – Representação da disposição dos dois detectores de radiação, do ^{22}Na e de dois tubos com resina de poliéster.

As distâncias entre os tubos e os detectores foram corrigidas com o intuito de obter, aproximadamente, as mesmas contagens em ambos os detectores. Assim, para o detector 647, obtiveram-se 5400 contagens /s e para o detector 648, 5200 contagens /s. Seguidamente, obtiveram-se 550 coincidências/s.

Posteriormente, trocaram-se os tubos com resina por tubos também de resina de poliéster, mas com uma actividade de 1/100 da actividade da fonte ^{22}Na . Não se obtiveram diferenças significativas. Mediram-se, em vez das 550 coincidências/s, 560 /s. Esta diferença encontra-se de acordo com os resultados previamente obtidos. ⁽³¹⁾

Ao colocar o fantoma entre os dois detectores, como se encontra ilustrado na figura 29, obtiveram-se 3600 contagens /s do detector 648 e 3700 contagens /s do detector 647, sendo por isso cerca de 30% dos fótons γ absorvidos pelo fantoma.

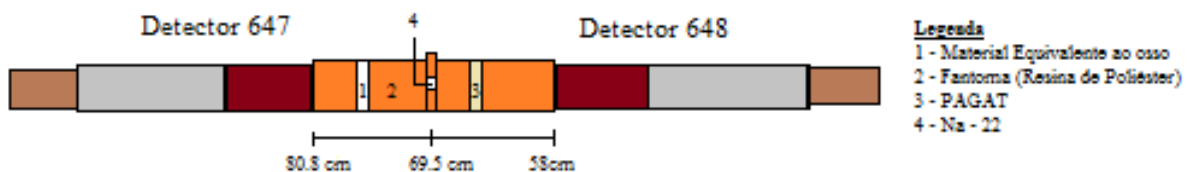


Figura 29 - Representação da disposição dos dois detectores de radiação, do ^{22}Na com o fantoma.

Paralelamente, foram medidas 115 coincidências/s, cerca de 5 vezes menos do que sem o fantoma. É notória, portanto, uma grande dispersão dos fótons causada pela interacção com a resina.

Trocando os dois tubos de resina pelos dois tubos de resina radioactiva, são contadas 125 coincidências/s.

Considerando as simulações efectuadas anteriormente⁽³¹⁾, apenas com uma fonte ^{22}Na , esperavam-se 131 coincidências/s. Uma vez que ainda é necessário multiplicar as 115 coincidências /s por um factor de 1.25, obteve-se experimentalmente 143.75 coincidências /s. Assim, pode-se concluir que as simulações anteriormente efectuadas estão coerentes com a experiência realizada.

Capítulo 6 . Conclusões e Perspectivas futuras

Neste trabalho construiu-se um fantoma de baixo custo para um PET didáctico. Vários materiais foram estudados para o efeito, entre resinas, plásticos e géis, sendo estes escolhidos considerando preço, facilidade de acesso e propriedades físicas como densidade e número atómico efectivo (Z_{eff}).

Embora este objectivo tenha sido cumprido, ainda são necessários mais estudos para construir um fantoma de baixo custo que seja reproduzível. A resina de poliéster não é uma boa solução para um fantoma, devido às dificuldades de manufactura e à difícil moldagem.

Os plásticos de baixa densidade, nomeadamente PMMA, poliestireno e polietileno possuem as desvantagens de serem muito dispendiosos e necessidade de serem maquinados. Paralelamente, o gel PAGAT necessita de um recipiente, limitando assim a sua utilização.

Nas simulações realizadas no PENELOPE, foi possível concluir que não existe uma diferença significativa na deposição de dose de radiação nos diferentes materiais estudados, embora se note uma alteração na deposição de dose quando se utilizam vários materiais no mesmo fantoma. De referir que, em relação à resina de poliéster, a simulação mostra apenas uma aproximação do comportamento da resina, uma vez que a composição química desta ligeiramente da utilizada experimentalmente, como se pode conferir nos testes de aferição efectuados da resina de poliéster.

Foram medidas coincidências com um sistema de detecção. Estas medições foram coerentes com resultados de simulações efectuadas noutra dissertação de mestrado⁽³¹⁾.

O objectivo de criar um fantoma com um material passível de ser utilizado para fantasmas antropomórficos não foi cumprido como seria expectável, embora se tenham estudado diferentes materiais para o efeito.

Futuramente, poder-se-ão efectuar mais estudos sobre resinas epóxi, por exemplo, que, embora sejam mais dispendiosas do que as resinas de poliéster, têm vindo a demonstrar melhores propriedades mecânicas⁽³⁰⁾.

Referências Bibliográficas

1. **Ter-Pogossian, Michel M.** Positron Emission Tomography (PET). *Journal of Medical Systems*. 6, 1982, Vol. 6.
2. [Online] Setembro de 2010.
http://www.biodex.com/radio/phantoms/phantoms_767.htm#price.
3. [Online] <http://www.universalmedicalinc.com/CT-Dose-Phantom-p/007.htm>.
4. **James F. Winslow, a Daniel E. Hyer, Ryan F. Fisher, Christopher J. Tien, David E. Hintenlang.** Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 3, 2009, Vol. 10.
5. [Online] 2010. www.norauto.pt.
6. [Online] 2009. www.manutan.pt.
7. [Online] 2009. <http://www.alfa.com/en/go160w.pgm?srctype=product?item=36731>.
8. **ElBaradel, Mohamed M., Burkart, Werner.** *Handbook of radioactivity analysis*. California : Academic Press, 2003.
9. **Krane, Kenneth S.** *Introductory nuclear physics*. New York : John Wiley & Sons, 1988.
10. **Nähle, O., Kossert, K., Klein, R.** Activity standardization of ^{22}Na . *Applied Radiation and Isotopes*. 2008, Vol. 66.
11. **Hendee, William R., Ritenour, E. Russel.** *Medical Imaging Physics*. New York : Wiley-Liss, 2002.
12. **Alpen, Edward L.** *Radiation Biophysics*. USA : Academic Press, 1998.
13. **Lilley, John.** *Nuclear Physics - Principles and Applications*. England : John Wiley & Sons, 2001.
14. **Salvat, Francesc, Fernández-Varea, José M., Sempau, Josep.** *PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and proton transport*. Facultat de Física (ECM), Universitat de Barcelona : s.n.
15. **Smith, F. A.** *Applied Radiation Physics*. London : World Scientific Publishing, 2000.
16. **Eberhart, J. P.** *Structural and Chemical Analysis of Materials*. England : John Wiley & Sons, 1991.
17. **Borrelli, Leonard M.** *A Positron Emission Tomography (PET) System Comparison Utilizing the American*. Ohio : s.n., 2005.
18. *Positron Emission Tomography*. **Raichle, Marcus E.** Missouri : Annual Reviews Neuroscience, 1983, Vol. 6.

19. **Venning, Anthony James.** *Investigation of Radiation Sensitive Normoxic Polymer gels for radiotherapy dosimetry.* Queensland University of Technology : s.n.
20. **Brown S., Venning A., De Deene Y., Vial P., Oliver L., Adamovics J., Baldock C.** Radiological properties of the PRESAGE and PAGAT polymer dosimeters. *Applied Radiation and Isotopes.* 2008, Vol. 66.
21. **Crawford, R. J.** *Plastics Engineering.* Great Britain : Butterworth-Heinemann, 1998.
22. AZo Journal of Materials Online". [Online] <http://www.azom.com/materials.asp>.
23. *One-Part Epoxy Resin.* **Osumi, Yukimasa.** Japan : Three Bond Technical News, 1987.
24. *Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos.* **Yamamoto, Eron Toshio Colauto, et al.** Brasil : Revista Sul Brasileira de Odontologia, 2008.
25. Sanidente. [Online] <http://www.sanidente.pt/acrilicos.htm> / sanidente@sanidente.pt.
26. **Parker, Earl E., Moffett, E. W.** Physical Properties of Polyester Resins. *Industrial and Engineering Chemistry.* 1953.
27. **B.V., MOTIP DUPLI.** Safety Data Sheet - MOTIP POLYESTER RESIN 250 gr / 1.000 gr. 2008.
28. **Liua, Dean-Mo, et al.** Structural evolution of sol–gel-derived hydroxyapatite. *Biomaterials.* 2002, Vol. 23.
29. *Three-dimensional finite element modelling of non-invasively assessed trabecular bone structures.* **Muller, R. e Rueggeger, P.** Great Britain : Butterworth Heinemann, 1994, Vol. 17.
30. **McCrum, N. G. e Buckley, C. B.** *Principles of Polymer Engineering.* New York : Oxford University Press., 1988.
31. **Domingos, João.** *Construção de um PET didáctico: Montagem do sistema de detecção e aquisição de sinal.* Lisboa : s.n., 2009.
32. **Corporation, Huntsman.** *Araldite® GY 191.* Fevereiro de 2006.
33. **Leroy, Claude e Rancoita, Pier-Giorgio.** *Radiation Interaction in Matter and Detection.* Singapore : World Scientific Publishing, 2004.

Anexos

- Orçamento

Material	Loja/Site	Preço	Quantidade
Resina de Poliéster MOTIP	Norauto	21.75 € / litro	5 litros
Tubos de acrílico (2 m de comprimento e 25 mm de diâmetro externo e 2 mm de espessura)	Plásticos do Sado	8 €	1
Placas de acrílico 3 mm espessura (bases tubos)			
BIS	www.alfa.com	20,90€	100g
Acilamida	www.alfa.com	16.10€	500g
THP	www.alfa.com	32.80€	10g
Cálcio-tri-fosfato (Hidroxiapatite)	www.alfa.com	33.90€	500g
Gelatina Bloom	Sigma-Aldrich	26.20€	100g

Fantoma Resina	108.75 €
PAGAT	96 €
Material Equivalente Osso	55.65 €
Fantoma Total	259.65 €

- Simulações Penelope

Fantoma composto por água, com a fonte radioactiva Na-22

TITLE water .

.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.

```
LAYER 0.0 20.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 25.0
LAYER 20.0 31.25 2
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 31.25 33.75 3
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 33.75 45.0 4
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 45.0 70.0 5
CYLIND 1 0.0 25.0
```

GEND <<<<<<< End of the geometry definition list.

.
>>>>>>> Source definition.

```
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 3 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]
```

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

```
NMAT 3 [Number of different materials, .le.10]
SIMPAR 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME água.mat [Material definition file, 20 characters]
```

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.

```
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]
```

>>>>>>> Additional distributions to be tallied.

```
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 3 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
```

>>>>>>> Job properties

```
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por PMMA com a fonte radioactiva Na-22

```
TITLE polimetilmetacrilato fonte 2.5 2.5.

.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 36.25 2
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 36.25 38.75 3
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 38.75 50.0 4
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 5
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.

.
>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 3 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 3 [Number of different materials, .le.10]
SIMPART 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME polimetacrilato1.mat [Material definition file, 20 characters]

.
>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]

.
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 3 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]

.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]

.
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por PMMA com a fonte radioactiva Na-22

```
TITLE resina de poliéster fonte 2.5 2.5.

.
GSTART >>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 36.25 2
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 36.25 38.75 3
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 38.75 50.0 4
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 5
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<< End of the geometry definition list.

.
>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 3 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 3 [Number of different materials, .le.10]
SIMPAR 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME Polyester.mat [Material definition file, 20 characters]

.
>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]

.
>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 3 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]

.
>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]

.
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por PMMA e PAGAT

```
TITLE Gel PAGAT e Polimetilmetacrilato .
.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 27.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 27.5 30.0 3
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 30.0 35.0 4
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 35.0 37.5 5
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 37.5 45 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 45.0 50.0 7
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 8
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.
.
>>>>>>> Source definition.
.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 5 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .le.10]
SIMPART 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME polimeta_pagat.mat [Material definition file, 20 characters]
.
>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]
.
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 3 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 5 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por PMMA, PAGAT e ar

```
TITLE Gel PAGAT, Polimetacrilato e ar .
.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 27.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 27.5 30.0 3
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 30.0 35.0 4
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 35.0 37.5 5
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 37.5 42.5 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 42.5 45.0 7
CYLIND 1 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 45.0 50.0 8
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 9
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<< End of the geometry definition list.
.
>>>>>>> Source definition.
.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 5 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .Je.10]
SIMPAR 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME polimeta_pagat.mat [Material definition file, 20 characters]
.
>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]
.
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
ABSEN 4 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 3 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 5 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 8 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por resina de poliéster e PAGAT

```
TITLE Gel PAGAT e Resina de Poliéster .
.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 27.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 27.5 30.0 3
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 30.0 35.0 4
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 35.0 37.5 5
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 37.5 45 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 45.0 50.0 7
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 8
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<<<< End of the geometry definition list.
.
>>>>>>> Source definition.
.
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 5 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]
.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .le.10]
SIMPART 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME PolyesterPagat.mat [Material definition file, 20 characters]
.
>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]
.
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
ABSEN 4 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 3 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 5 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2.0e8 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e8 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por resina de poliéster e PAGAT

```
TITLE Gel PAGAT, Resina de Poliester e ar .

.
GSTART >>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 25.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 30.0
LAYER 25.0 27.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 27.5 30.0 3
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 30.0 35.0 4
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 35.0 37.5 5
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 37.5 42.5 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 42.5 45.0 7
CYLIND 1 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 45.0 50.0 8
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 30.0
LAYER 50.0 75.0 9
CYLIND 1 0.0 30.0
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.

.
>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 5 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

.
>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 4 [Number of different materials, .Je.10]
SIMPAR 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME PolyesterPagat.mat [Material definition file, 20 characters]

.
>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]

.
>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
ABSEN 4 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 3 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 5 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 8 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]

.
>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]

.
NSIMSH 2.0e6 [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]
```

Fantoma composto por resina de poliéster, PAGAT e PMMA

```
TITLE Gel PAGAT e Resina de Poliéster .
.
GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER 0.0 20.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 25.0
LAYER 20.0 22.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 22.5 22.9 3
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 22.9 24.6 4
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 24.6 25.0 5
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 25.0 30.0 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 30.0 30.4 7
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 30.4 32.1 8
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 32.1 32.5 9
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 32.5 45.0 10
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 45.0 70.0 11
CYLIND 1 0.0 25.0
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.
.
>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 8 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

.

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 5 [Number of different materials, .le.10]
SIMPAR 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME fantoma.mat [Material definition file, 20 characters]
.

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]
.

>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
ABSEN 4 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 8 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
```

DOSE2D 10 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]

.
>>>>>>> Job properties

RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]

DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]

DUMPP 60 [Dumping period, in sec]

.
NSIMSH 2.0e10 [Desired number of simulated showers]

TIME 2.0e10 [Allotted simulation time, in sec]

Fantoma composto por Resina de poliéster, PAGAT, PMMA e ar

TITLE Gel PAGAT e Resina de Poliéster .

GSTART >>>>>>> Beginning of the geometry definition list.

```
LAYER 0.0 20.0 1
CENTRE 0.0 0.0
CYLIND 1 0.0 25.0
LAYER 20.0 22.5 2
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 22.5 22.9 3
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 22.9 24.6 4
CYLIND 2 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 24.6 25.0 5
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 25.0 30.0 6
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 30.0 30.4 7
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 30.4 32.1 8
CYLIND 3 0.0 1.25
CYLIND 2 1.25 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 32.1 32.5 9
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 32.5 37.5 10
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 37.5 37.9 11
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 37.9 39.6 12
CYLIND 1 0.0 25.0
LAYER 39.6 40.0 13
CYLIND 5 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 40.0 45.0 14
CYLIND 4 0.0 5.0
CYLIND 1 5.0 25.0
LAYER 45.0 70.0 15
CYLIND 1 0.0 25.0
```

GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.

>>>>>>> Source definition.

```
SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 5.11e5 [Initial Energy (monoenergetic sources only)]
SEXTND 8 1 1 [KL, KC, RELAC]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]
```

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

```
NMAT 5 [Number of different materials, .le.10]
SIMPART 1 5.11e4 5.11e2 5.11e4 0.1 0.1 5.11e4 5.11e2 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME fantoma.mat [Material definition file, 20 characters]
```

```

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ  50          [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR  50          [No. of radial bins]
.
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 2         [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
ABSEN 4         [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 4 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 6 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 8 2 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
DOSE2D 10 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60         [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2.0e9     [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e9       [Allotted simulation time, in sec]

```

Eficiência do Detector de radiação com a fonte Eu-152 para a risca de 121.78 KeV

```

TITLE Experiência Eu-152

GSTART >>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER -6.385 -1.475 1
CENTRE 0.000 0.000
CYLIND 6 0.450 0.45003
CYLIND 1 0.45003 3.005
CYLIND 5 3.005 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -1.475 -0.320 2
CYLIND 1 0.000 3.005
CYLIND 5 3.005 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.320 -0.125 3
CYLIND 5 0.000 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.125 -0.075 4
CYLIND 3 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.075 -0.0725 5
CYLIND 3 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.0725 -0.070 6
CYLIND 4 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.070 0.330 7
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER 0.330 0.430 8
CYLIND 3 0.000 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER 0.430 0.43063 9
CYLIND 7 0.000 3.82063
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 121.78e3 [Initial Energy (monoenergetic source only)]
SPOSIT 0 0 22.45 [Coordinates of the source centre]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 7 [Number of different materials, .le.10]
SIMPAR 1 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 2 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 3 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 4 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 5 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 6 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 7 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME detector.mat [Material definition file, 20 characters]

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.
NBZ 50 [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR 50 [No. of radial bins]

```

```
>>>>>>> Additional distributions to be tallied.  
ABSEN 1 [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]  
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]
```

```
>>>>>>> Job properties  
RESUME dump2.dat [Resume from this dump file, 20 chars]  
DUMPTO dump2.dat [Generate this dump file, 20 chars]  
DUMPP 60 [Dumping period, in sec]  
-  
NSIMSH 2e8 [Desired number of simulated showers]  
TIME 2.0e8 [Allotted simulation time, in sec]
```

Eficiência do Detector de radiação com a fonte Eu-152 para a risca de 121.78 KeV com o disco de resina

```

TITLE Experiência Eu-152

GSTART >>>>>> Beginning of the geometry definition list.
LAYER -6.385 -1.475 1
CENTRE 0.000 0.000
CYLIND 6 0.450 0.45003
CYLIND 1 0.45003 3.005
CYLIND 5 3.005 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -1.475 -0.320 2
CYLIND 1 0.000 3.005
CYLIND 5 3.005 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.320 -0.125 3
CYLIND 5 0.000 3.200
CYLIND 2 3.200 3.270
CYLIND 3 3.270 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.125 -0.075 4
CYLIND 3 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.075 -0.0725 5
CYLIND 3 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.0725 -0.070 6
CYLIND 4 0.000 3.320
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER -0.070 0.330 7
CYLIND 3 3.720 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER 0.330 0.430 8
CYLIND 3 0.000 3.820
CYLIND 7 3.820 3.82063
LAYER 0.430 0.43063 9
CYLIND 7 0.000 3.82063
LAYER 0.43063 1.18063 10
CYLIND 8 0.000 3.82063
GEND <<<<<<<< End of the geometry definition list.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 121.8e3 [Initial Energy (monoenergetic source only)]
SPOSIT 0 0 26.2 [Coordinates of the source centre]
SDIREC 0 0 [Beam axis direction angles, in deg]
SAPERT 180 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.
NMAT 8 [Number of different materials, .Je.10]
SIMPAR 1 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 2 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 3 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 4 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 5 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 6 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 7 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
SIMPAR 8 1.0e5 1.0e3 1.0e5 0.1 0.1 1.0e4 1e3 [M,EABS,C1,C2,WCC,WCR]
PFNAME detector_resina.mat [Material definition file, 20 characters]

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.

```

```
NBZ  50          [No. of bins for the Z-coordinate]
NBR  50          [No. of radial bins]

>>>>>>> Additional distributions to be tallied.
ABSEN 1          [Tally the distr. of absorbed E in material MAT]
DOSE2D 2 1 50 50 [Tally 2D dose and charge dists. in body KL,KC]

>>>>>>> Job properties
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 60         [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 2e8       [Desired number of simulated showers]
TIME 2.0e8       [Allotted simulation time, in sec]
```