



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

Thamires Batista Turassa

**Avaliação da dose fetal em procedimento de Medicina Nuclear utilizando
simulação Monte Carlo**

Uberlândia-MG

2024

THAMIRES BATISTA TURASSA

**Avaliação da dose fetal em procedimento de Medicina Nuclear utilizando
simulação Monte Carlo**

Trabalho de Conclusão de Curso
de Graduação em Física Médica
do Instituto de Física da
Universidade Federal de
Uberlândia como requisito para
a obtenção do título de bacharel
em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. William de
Souza Santos

UBERLÂNDIA-MG

2024

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, por ter permitido que eu tivesse saúde e determinação para concluir esse curso, por ter me dado força e sabedoria e por não ter permitido que eu desanimasse e nem desistisse nos momentos mais difíceis.

Agradeço também aos meus pais, Alessandro Turassa e Flaviana Regina Batista Turassa que sempre estiveram ao meu lado em todos os momentos, por terem me ajudado a tornar esse sonho possível, por todo amor, carinho e incentivo. E ao meu irmão Arthur, por sempre acreditar em mim, me incentivar e por todo seu carinho e amor comigo.

À toda a minha família, avós, avô, tias, tios, primas e primos por sempre me apoiarem, acreditarem em mim, me incentivar a nunca desistir e sempre estarem ao meu lado vibrando pelo meu sucesso e conquistas.

Aos meus amigos da graduação, que me ajudaram a chegar até aqui, tornaram essa jornada mais leve e nunca me abandonaram. Às meninas que moraram comigo, que muitas vezes me ouviram, ajudaram e foram de alguma forma uma família em Uberlândia.

Às amigas da minha cidade natal Pontal-SP, que mesmo estando longe sempre me apoiaram, torceram por mim, estiveram ao meu lado e me acolheram.

Ao meu amor Higor que está comigo desde o início da graduação e sempre me ajudou nos estudos, me incentivou a nunca desistir, acredita em mim, me apoia sempre, está ao meu lado e é meu companheiro em todos os momentos.

Aos professores da graduação, por todo ensinamento, experiências e conhecimento adquirido durante esses anos, em especial ao professor William, que como orientador me ajudou na execução deste trabalho, dando todo o suporte necessário.

À coordenação do curso de Física Médica, por todo apoio aos alunos, especialmente à Dilza, por sempre estar disposta a ajudar em qualquer situação.

Ao colegiado do curso de Física Médica, por ter me dado a oportunidade de ser representante discente, e sempre estarem dispostos a ouvir.

À Universidade Federal de Uberlândia, por toda estrutura e acolhimento durante esses anos.

Este trabalho foi realizado com o apoio financeiro da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), e pelas agências de fomento:

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

* Bolsa de Produtividade em Pesquisa 309675/2021-9 (William de Souza Santos);

* Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2;

* Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia para Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT/INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.

E a todos que contribuíram de alguma forma na minha formação, o meu muito obrigada.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 Radionuclídeos utilizados em imagens e terapias SPECT	13
2.2 Estudos em Medicina Nuclear envolvendo dosimetria interna	15
2.3 Grandezas Radiológicas	16
2.3.1 Dose Absorvida	16
2.3.2 Dose Equivalente	17
2.3.3 Dose Efetiva	17
2.3.4 Atividade	18
2.3.5 Fração Absorvida Específica	19
2.4 Efeitos Biológicos da radiação ionizante no feto	20
2.5 Método Monte Carlo	24
MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 Código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0.....	25
3.2 Simulador antropomórfico computacional.....	25
3.3 Órgãos fonte e órgãos alvo.....	25
3.4 Definição da fonte de fótons (^{99m}Tc).....	27
RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
CONCLUSÕES	36
REFERÊNCIAS	37
Anexos	39

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o fígado da paciente como órgão fonte	29
Figura 2: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o baço da paciente como órgão fonte	29
Figura 3: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o útero da paciente como órgão fonte.....	30
Figura 4: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o fígado da paciente como órgão fonte	31
Figura 5: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o baço da paciente como órgão fonte	31
Figura 6: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o útero da paciente como órgão fonte	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Radionuclídeos utilizados em imagens e terapia de Medicina Nuclear	14
Tabela 2: Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-103 (2007).....	17
Tabela 3: Fatores de ponderação de tecido ou órgão.	18
Tabela 4: Órgãos fonte e alvo considerados para fontes (^{99m}Tc) de fótons	26
Tabela 5: Doses absorvidas típicas em função do tipo de exame em Medicina Nuclear e da atividade inicial de ^{99m}Tc administrada em paciente gestante. (Adaptado de Russell, Stabin, Sparks et al., 1997, ICRP 53 e ICRP 80).....	34
Tabela 6: Valores S (em mGy/MBq.s) para o ^{99m}Tc distribuídos nos órgãos da gestante. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais.....	39
Tabela 7: Valores S (em mGy/MBq.s) para o paciente com o ^{99m}Tc distribuídos nos órgãos da gestante, Entre parênteses estão os erros relativos percentuais	40

LISTA DE SIGLAS

MIRD *Medical Internal Radiation Dose*

SPECT Tomografia por emissão de fóton único

PET Tomografia por emissão de pósitron

keV Quiloeletrón-volt

MeV Megaelétron-volt

mm Milímetro

d Dias

CE Captura de elétrons

TI Transição isomérica

ICRP International Commission on Radiological Protection

SAF Fração absorvida específica

S Dose no alvo por unidade de atividade concentrada na fonte

OA Órgão alvo

OF Órgão fonte

INCA Instituto Nacional do Câncer

mGy Miligreys

mSv Milisievert

Gy Grey

MBq MegaBecquerel

MCNPX Monte Carlo N-Particle eXtended

RESUMO

A utilização de radionuclídeos em Medicina Nuclear é essencial para procedimentos diagnósticos e terapêuticos, sendo o ^{99m}Tc o mais utilizado. Apesar de seu uso ser esclarecido, em termos de proteção radiológica e também em situações extremamente raras como procedimentos realizados em gestantes, uma atenção maior deve ser considerada. Para avaliar como as gestantes são expostas a esses procedimentos, realizou-se um estudo por meio de simulações computacionais usando o código MCNPX2.7.0. Um modelo de simulação, baseado em voxels de uma mulher grávida de 24 semanas e a definição da fonte de fótons de ^{99m}Tc para transportar a radiação emitida internamente dentro de um simulador antropomórfico com base em voxels, foram empregados. Os maiores valores S (mGy/MBq.s) encontrados, foram nos casos em que o baço e útero foram órgãos fonte. O baço contribuindo para maior dose na gestante com um valor S de $1,0 \text{ E-}05$ mGy/MBq.s e o útero contribuindo para maior dose no feto com um valor de $1,3 \text{ E-}06$ mGy/MBq.s.

Palavras – chave: Medicina Nuclear, paciente gestante, dosimetria, método Monte Carlo, simulador antropomórfico virtual.

ABSTRACT

The use of radionuclides in Nuclear Medicine is essential for diagnostic and therapeutic procedures, with ^{99m}Tc being the most commonly used. Although its use is well understood in terms of radiation protection and also in extremely rare situations such as procedures performed on pregnant women, greater attention must be given. To assess how pregnant women are exposed to these procedures, a study was conducted using computational simulations employing the MCNPX2.7.0 code. A simulation model, based on voxels of a pregnant woman at 24 weeks gestation and the definition of the ^{99m}Tc photon source to transport internally emitted radiation within a voxel-based anthropomorphic simulator, were utilized. The highest S values (mGy/MBq.s) were found in cases where the spleen and uterus were source organs. The spleen contributed to a higher dose in the pregnant woman with an S value of $1,0 \text{ E-}05 \text{ mGy/MBq.s}$, and the uterus contributed to a higher dose in the fetus with value of $1,3 \text{ E-}06 \text{ mGy/MBq.s}$.

Keywords: Nuclear Medicine, pregnant patient, dosimetry, Monte Carlo method, virtual anthropomorphic phantom.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A área médica, conhecida como Medicina Nuclear, engloba um conjunto específico de práticas, como exames para diagnóstico e também tratamento para algumas doenças. Essas práticas envolvem a utilização de substâncias radioativas, chamadas radiofármacos, com finalidades diagnósticas e terapêuticas. A Medicina Nuclear, é aplicada em uma ampla gama de condições médicas, que incluem diversos tipos de câncer, doenças cardíacas, distúrbios do sistema gastrointestinal, desordens endócrinas, distúrbios neurológicos e outras anomalias de saúde (Navia, 2020).

O diferencial dos procedimentos de Medicina Nuclear, está na sua capacidade de proporcionar *insights* detalhados sobre o funcionamento interno dos órgãos do corpo. Isso possibilita a detecção precoce de doenças em seus estágios iniciais, o que é fundamental para um tratamento eficaz. Além disso, a Medicina Nuclear possibilita a avaliação imediata da reação dos pacientes às intervenções terapêuticas, permitindo um monitoramento mais preciso e adaptável do progresso médico (Navia, 2020).

A crescente realização de exames de Medicina Nuclear em pacientes pediátricos, seja para fins de diagnóstico ou tratamento, ressalta a necessidade premente de estabelecer mecanismos abrangentes para a avaliação das doses de radiação administradas durante esses procedimentos. Essa abordagem visa aprimorar a prestação de cuidados voltados para os pacientes recém-nascidos, ao mesmo tempo em que se busca maximizar os benefícios diagnósticos ou terapêuticos, em relação ao potencial risco associado à exposição aos radionuclídeos. É relevante salientar, que os pacientes pediátricos, devido à sua maior radiosensibilidade, merecem atenção especial nesse contexto (OMS, 2016).

Nas diversas aplicações médicas, a administração do radiofármaco pode ocorrer via injeção, ingestão ou inalação, variando de acordo com a natureza do exame necessário. As substâncias radioativas consistem em uma união entre um radionuclídeo e uma molécula específica, que, através do processo metabólico, direciona-se aos órgãos sob análise, eventualmente sendo eliminadas através de dois métodos: decaimento radioativo e processos naturais de excreção do corpo.

A avaliação da dose de radiação que o paciente recebe, não é possível de ser feita diretamente em todos os órgãos. Consequentemente, para abordar essa complexidade,

modelos dosimétricos são empregados. Esses modelos, fundamentados em operações matemáticas elaboradas, simulam o comportamento do radionuclídeo no organismo humano, permitindo estimar as doses absorvidas nos diferentes tecidos e órgãos (ICRP, 2009).

Um dos modelos dosimétricos amplamente empregados é o formalismo MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*). Esse método proporciona a capacidade de calcular a quantidade de radiação depositada em um órgão específico, originada de um ou mais órgãos de onde a radiação se origina dentro do corpo (Siegel, Thomas, *et al.*, 1999).

Uma limitação associada à abordagem MIRD (Siegel, Thomas, *et al.*, 1999), é que ela assume uma distribuição homogênea da atividade radioativa em todo o corpo e emprega uma série de fórmulas matemáticas que descrevem os órgãos em formas geométricas. Contudo, essa abordagem também se aplica à metodologia de voxel (Siegel, Thomas, *et al.*, 1999), que se aproxima mais da realidade dos pacientes, levando em conta a geometria individual dos órgãos e a distribuição não uniforme de radiofármacos.

Por fim, o método MIRD permite calcular a quantidade de radiação depositada em um órgão alvo, considerando um ou mais órgãos de origem dentro do corpo. É possível que o órgão-alvo e os órgãos-fonte, sejam os mesmos, o que possibilita aos pacientes submetidos a procedimentos de Medicina Nuclear, estimar a dose que recebem como resultado desses estudos.

Com base nisso, este estudo apresenta uma abordagem para a avaliação das doses de radiação em pacientes gestantes submetidas a procedimentos de Medicina Nuclear, empregando o método Monte Carlo, visando aprimorar a gestão dessas doses. O método Monte Carlo, consiste em um conjunto de técnicas numéricas que tratam de números aleatórios e permitem a simulação de processos físicos, como aqueles envolvendo radiação (Yoriyaz, 2009). Isso possibilita a criação de simulações detalhadas das interações de partículas radioativas no corpo dos pacientes.

O objetivo principal deste trabalho é apresentar valores de coeficiente de dose (em mGy/MBq.s, ou seja, em dose por atividade acumulada) para os principais órgãos de um simulador antropomórfico computacional, que foi utilizado para representar uma gestante submetida à exposição clínica diagnóstica utilizando o ^{99m}Tc .

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RADIONUCLÍDEOS UTILIZADOS EM IMAGENS E TERAPIAS SPECT

A escolha de um radionuclídeo para utilização em terapia ou imagem deve considerar toda propriedade do decaimento radioativo, das técnicas de produção e da interação da radiação com a matéria. Para o diagnóstico por imagem, é crucial que a meia-vida do radionuclídeo seja compatível com a taxa de absorção e eliminação do radiofármaco, evitando a deterioração ou permanência excessiva no paciente. Os ideais para imagens SPECT (tomografia por emissão de fóton único) são emissores gama puros, minimizando a carga de radiação sem benefício diagnóstico (Grimes, 2013).

Já para terapia, são preferidos emissores β , pois liberam partículas carregadas que depositam doses de radiação localmente. A escolha do radioisótopo impacta diretamente na densidade de ionizações produzidas, influenciando a eficácia terapêutica.

Radionuclídeos utilizados em terapia, incluem o ^{90}Y , que emite partículas β , e o ^{177}Lu , também utilizado para terapia e emissor β e gama. Suas características, como energia e alcance das partículas β , conferem vantagens específicas em diferentes aplicações clínicas. Por exemplo, o ^{90}Y é adequado para captação heterogênea de radioatividade, enquanto o ^{177}Lu é mais eficaz para micrometástases, com menor incidência de insuficiência renal em comparação com o ^{90}Y (Grimes, 2013).

Para o diagnóstico por imagem, o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ é amplamente utilizado devido à sua emissão gama pura e meia-vida adequada, permitindo imagens SPECT de alta qualidade. Sua emissão de raios gama com energia de até de 140 keV é suficientemente alta para detecção pela câmera de medicina nuclear e suficientemente baixa para escapar facilmente do corpo. A Tabela 1, lista alguns radionuclídeos utilizados em imagens e terapia (Grimes, 2013).

Tabela 1: Radionuclídeos utilizados em imagens e terapia de Medicina Nuclear.

Nuclídeo	Modo de Decaimento	Meia vida	Principais energias de Fótons (keV)	Abundância de Fótons (%)	Beta $E_{máx}$ (MeV)	Alcance máximo (mm)	Aplicação
³² P	β^-	14,26 d	-	-	1,71	8,2	Terapia
⁶⁷ Ga	CE	3,26 d	93, 185,300	39, 21, 17	-	-	Imagem
⁹⁰ Y		64,1d	-	-	2,28	11,3	Terapia
^{99m} Tc	TI	6,01 d	140	89	-	-	Imagem
¹¹¹ In	CE	2,80 d	171, 245	90, 94	-	-	Imagem/Terapia
¹²³ I	CE	13,27 d	159	83	-	-	Imagem
¹³¹ I	β^-	8,02 d	364	82	0,606	2,3	Imagem/Terapia
¹⁷⁷ Lu	β^-	6,73 d	113, 208	6, 11	0,497	1,8	Terapia
¹⁸⁸ Re	β^-	17,0 d	155	15	2,12	10,4	Terapia
²⁰¹ Tl	CE	3,04 d	69, 71, 80 (raios-x)	27, 46, 20	-	-	Imagem

CE: Captura de elétrons; TI: transição isomérica;

Fonte: Adaptado de (Grimes, 2013).

2.2 ESTUDOS EM MEDICINA NUCLEAR ENVOLVENDO DOSIMETRIA INTERNA

A Medicina Nuclear é uma das grandes áreas da Física Médica, sendo uma categoria não invasiva de diagnóstico por imagem de sistemas fisiológicos *in-vivo*. Engloba os métodos de Tomografia por Emissão de Pósitron ou PET (do inglês, *Positron Emission Tomography*) e a Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único ou SPECT (do inglês, *Single Photon Emission Computed Tomography*). Os métodos de PET e SPECT originam imagens que simbolizam a disposição volumétrica de radiofármacos que emitem radiação gama e pósitron, mutuamente, no corpo do paciente. A origem probabilística dos recursos físicos que contribuem para a construção das imagens de PET e SPECT, torna o método de Monte Carlo essencial para os cálculos de energia depositada e dose absorvida. Admite também examinar a dose em sistemas diagnósticos e em aprimoramento de qualidade em imagens médicas (Yoriyaz, 2009). A dosimetria interna em Medicina Nuclear, exige compreensão dos princípios físicos referentes à radiação, a suscetibilidade do tecido quando submetido à radiação e o risco de indução de câncer. Essas causas foram definidas através de uma verificação de informações pertinentes biológicas e epidemiológicas, estipulados pelo Comitê Médico Internacional de Doses de Radiação ou MIRDO (*Medical International Radiation Dose Committee*). Nas pesquisas dosimétricas, é preciso definir os modelos virtuais onde os cálculos de dose vão ser feitos. Alguns protótipos, intitulados de simuladores ou *phantoms*, reproduzem aspectos anatômicos humanos, e são determinados por funções matemáticas ou por matrizes de volumes digitais (Zubal, Harrell, *et al.*, 1994). A principal relevância da aplicação dos simuladores virtuais, é que as simulações por Monte Carlo conseguem ser feitas previamente ao exame de imagem do paciente, para que a dose possa ser considerada para ponderar o risco-benefício do procedimento.

A relação risco-benefício de técnicas que empregam o uso da radiação ionizante, como exames de Medicina Nuclear, precisa ser considerada para todos os pacientes. Porém, alguns pacientes como crianças e gestantes, tem maior sensibilidade à radiação e demandam cuidados mais avançados. Os radiofármacos podem ser aplicados acidentalmente a mulheres grávidas (sem o conhecimento da gravidez) ou por exigência clínica. Ao efetuar diagnóstico por imagem ou terapia radiofarmacêutica, é importante considerar os riscos e benefícios e entender os riscos relacionados à exposição fetal à radiação, o que requer a dosimetria interna (Bural, Laymon e Mountz, 2012).

2.3 GRANDEZAS RADIOLÓGICAS

Quando se trata de lidar com radiação ionizante, uma das questões iniciais envolve a medição de quantidades usando a própria radiação ou os efeitos e subprodutos resultantes de suas interações com a matéria.

As complicações relacionadas à mensuração estão ligadas às características únicas da radiação, visto que ela é imperceptível aos nossos sentidos, sendo invisível, sem odor, insípida, inaudível e indolor. Além de tudo, a radiação pode afetar os equipamentos de aferição, potencialmente alterando suas propriedades. É importante destacar que, nem todas as grandezas radiológicas determinadas são estimáveis.

Outro método viável consiste em analisar os impactos resultantes da interação da radiação com um material, empregando os impactos ou produtos secundários gerados por essa interação. Por exemplo, é possível medir a carga elétrica produzida por elétrons ou íons resultantes da ionização, a quantidade de energia transmitida ao material pela radiação, a energia absorvida pelo material, a luminescência induzida, entre outras.

De maneira análoga, baseado em associações contendo massa ou volume, estabelecer grandezas radiológicas como Exposição, Kerma e Dose Absorvida. Essas são consideradas grandezas dosimétricas, já que estão relacionadas à parcela de radiação que o material absorveu (Tauhata, Salati, *et al.*, 2003).

2.3.1 Dose Absorvida

A dose absorvida é uma grandeza radiológica, definida como a energia média depositada pela radiação em um ponto de interesse, em um meio de massa (dm), como representado na Equação 1.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{Equação 1})$$

No Sistema Internacional, a unidade é J/kg , também conhecida como gray (Gy). A antiga unidade utilizada era o *rad* (radiation absorbed dose) e sua associação com o gray é, $1 Gy = 100 rad$.

2.3.2 Dose Equivalente

A dose equivalente (H_T) é uma grandeza definida para qualquer tipo de radiação. Dessa forma, é o somatório das doses absorvidas ($D_{T,R}$) em um órgão ou tecido, multiplicado por um fator de ponderação (w_R), relacionado ao dano biológico de cada tipo de radiação, representada na Equação 2.

$$H_T = \sum_R w_R \times D_{T,R} \quad (\text{Equação 2})$$

A antiga unidade utilizada era o rem (*roentgen equivalent man*), de forma que, 1 rem = 0,001 Gy. Atualmente, a unidade de dose equivalente é o Sievert (Sv).

Na Tabela 2 são definidos os valores de ponderação da radiação, w_R .

Tabela 2: Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-103 (ICRP, 2007).

Tipo de radiação	w_R
Fótons	1
Elétrons e Múons	1
Nêutrons	Função contínua com a energia do nêutron
Prótons e Píons	2
Partículas Alfa, Fragmentos de Fissão, Núcleos Pesados	20

Fonte: Adaptado de (Okuno, 2018).

2.3.3 Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é uma grandeza de proteção que auxilia na determinação dos limites de exposição à radiação de corpo inteiro, definindo os casos de efeitos hereditários e cancerígenos. É obtida pela Equação 3 e sua unidade é o Sievert (Sv).

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (\text{Equação 3})$$

Onde w_T é o fator de ponderação do tecido ou órgão T. Esse fator reflete como diferentes partes do corpo reagem à radiação em termos de desencadear câncer e efeitos hereditários.

Esses coeficientes são baseados em estudos epidemiológicos sobre câncer induzido pela radiação, mortalidade relacionada à radiação, dados genéticos e pesquisas em Radiobiologia.

Tabela 3: Fatores de ponderação de tecido ou órgão.

Tecido ou Órgão	w_T
Gônadas	0,08
Medula Óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,04
Mama	0,12
Fígado	0,04
Esôfago	0,04
Tireóide	0,04
Pele	0,01
Superfície Óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas Salivares	0,01
Restante	0,12

Fonte: Adaptado de (Okuno, 2018).

2.3.4 Atividade

A taxa de decaimento, conhecida como atividade, refere-se ao número de decaimentos que ocorrem em uma amostra radioativa em uma unidade de tempo, que pode ser calculada pela Equação 4:

$$A = \lambda N = \frac{dN}{dt} = N \lambda \exp(-\lambda t) = A_0 \exp(-\lambda t) \quad (\text{Equação 4})$$

Onde, $A_0 = N_0 \lambda$ é a atividade da amostra no instante inicial, e $A = N \lambda$ é a atividade da amostra no instante t. A unidade de atividade no SI é o becquerel (Bq), onde, $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$, que representa uma desintegração por segundo. Outra unidade de atividade bastante utilizada em Medicina Nuclear, mas que não pertence ao SI, é o Curie (Ci). O Curie (Ci) foi estabelecido como o número de desintegrações por segundo de uma amostra contendo 1 grama de Ra-226. A relação entre Ci e Bq é: $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ s}^{-1} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$.

2.3.5 Fração Absorvida Específica

Segundo o esquema MIRD (Howell, Wessels, *et al.*, 1999), a dose absorvida é a energia absorvida da radiação ionizante por unidade de massa de qualquer material, e pode ser definida por meio da Equação 5.

$$\frac{\tilde{D}}{A_0} = \tau S \quad (\text{Equação 5})$$

Onde \tilde{D} dose absorvida média, A_0 é a atividade administrada e τ é o *tempo de residência*, que é um tempo determinante no qual a atividade administrada mantém-se no órgão de origem. S é a dose no alvo por unidade de atividade concentrada na fonte, geralmente dado em mGy/Mbq.s. O órgão fonte é onde se tem o material radioativo, e alvo, é o órgão que absorve a energia da radiação do órgão fonte. O Valor S é definido por meio da Equação 6.

$$S = \Delta \Phi \quad (\text{Equação 6})$$

Onde Δ é a energia média emitida por transição nuclear, e Φ é chamado de *Fração Absorvida Específica* ou SAF, cuja unidade é dada em kg^{-1} . O SAF é definido utilizando a *fração absorvida de energia* ϕ , dividida pela massa alvo m , como definido na Equação 7.

$$\Phi = \phi/m \quad (\text{Equação 7})$$

No qual, ϕ é expresso pela Equação 8.

$$\phi_i(r_{OA} \leftarrow r_{OF}) = \frac{\text{Energia emitida da fonte e absorvida no órgão alvo}}{\text{Energia da radiação da fonte}} \quad (\text{Equação 8})$$

Onde, r_{OF} refere-se ao órgão fonte e r_{OA} ao órgão alvo, respectivamente.

2.4 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE NO FETO

Diariamente, equipes médicas se deparam com o desafio de submeter gestantes ou prováveis gestantes a análises diagnósticas que incluem a aplicação de radiações ionizantes. Para se diagnosticar o câncer, é feito um teste que se constitui em exame clínico, de imagem e biópsia (Monteiro, Menezes, *et al.*, 2014). Segundo o INCA (Instituto Nacional do Câncer), no ano de 2016 foram constatadas mais de 6000 ocorrências, a cada 100 mil habitantes (em torno de 300 mil casos/ano), de neoplasias malignas em mulheres no Brasil, sendo aproximadamente 1 caso de câncer na gravidez a cada 1000 gestações, mudando conforme a faixa etária, região geográfica, dentre outros.

Caso uma gestante careça de atenção médica com a finalidade de um diagnóstico, o feto será exposto à radiação e é fundamental que se tenha atenção não somente a energia da radiação, mas também com a quantidade de fótons, com a susceptibilidade dos tecidos que serão irradiados e o comprimento do paciente. Dessa forma, mensurar a dose dirigida ao feto é uma grande responsabilidade e (Gomes, Matias e Macedo, 2015).

Na ocasião em que se sabe da gravidez e a saúde da mãe é prioridade, o risco da exposição do feto à radiação se torna secundário. Sendo assim, a atividade do radionuclídeo a ser aplicada precisa ser a mais baixa possível, sem danificar a referência radiográfica para o diagnóstico. Segundo (Hall e Giaccia, 2006), há problemas associados ao uso de radiação ionizante ao longo da gravidez, porém os mais pertinentes acontecem ao decorrer da fase de organogênese e a evolução fetal inicial, geralmente até o terceiro mês, no segundo trimestre os problemas são menores e mais ainda no terceiro trimestre.

Consequências da radiação no embrião ou feto nas fases de evolução: Às prováveis causas relacionadas à exposição pré-natal à radiação abrangem impactos instantâneos (como deformações ou morte fetal) ou maior risco de desenvolver um câncer tardiamente (Bural, 2012).

Primeiro Trimestre: Neste período, o índice de evolução do feto ocorre de forma acelerada e está em uma fase considerada a mais susceptível à radiação. Se considera que o dano por radiação nessa fase seja um efeito “tudo ou nada”.

Segundo Trimestre: O índice comum de desenvolvimento fetal reduz no decorrer

desta fase. Contudo, os sistemas fundamentais estão se distinguindo. O feto se encontra na fase mais susceptível à radiação. A ocorrência de deformações congênitas graves e retardo mental está associada à dose e aparenta ter um limiar.

Terceiro Trimestre: A irradiação no decorrer desta fase pode zerar as comunidades de células em doses altas (> 50 rem), todavia não acabará em graves deformações de órgãos.

A manifestação de impactos biológicos nos fetos, varia de acordo com a dose em que o feto é exposto. Esses impactos também variam com a competência de restauração celular fetal, agentes genéticos, familiares como a concomitância de doenças, agentes demográficos como peso e idade.

Os impactos biológicos fetais decorrentes da exposição à radiação podem ser separados em (Gomes, Matias e Macedo, 2015):

- **Aborto Espontâneo:** No começo da gestação o risco de um aborto espontâneo é de aproximadamente 15%. Depois da fecundação e no decorrer da pré-implantação e pré-organogênese, as células embrionárias são onipotenciais. Expressa ser pouco possível suceder más formações em consequência aos impactos da radiação ionizante ao longo destes períodos, este período é determinado de “tudo ou nada”. Caso a exposição à radiação ultrapassar 100 mGy ou 100 mSv, no decorrer das duas primeiras semanas após a fecundação, o efeito “tudo ou nada” pode suceder em um aborto espontâneo. O limiar aumenta para 150 mGy, 200 mGy ou 250 mGy e 500 mGy, da quarta à oitava semana de gestação. Com doses maiores que 1 Gy, o risco de morte neonatal aumenta após a vigésima sexta semana, com um limite de 100 mGy.
- **Má formação congênita (teratogênese):** Toda gravidez tem um risco de 3% para falhas congênitas. A fase mais susceptível para deformações é da segunda à oitava semana de gestação, ao longo da organogênese e ao longo da fase fetal inicial que é até a décima quinta semana, com um limiar de 100 mGy. Depois da décima sexta semana, o limite é de aproximadamente 500 a 700 mGy. No decorrer do último trimestre é pouco provável que ocorram deformidades significativas de órgãos e irregularidades funcionais. Para doses abaixo de 50 mGy, não ocorreu indício de deformidades congênitas, e essa é a dose cumulativa para todo o tempo de gestação. Exames diagnósticos não

ultrapassam esse limite. Para doses acima de 150 mGy, o risco de deformidades aumenta consideravelmente. A possibilidade de disfunções congênitas cresce 10% quando a dose de exposição ultrapassa 100 mGy. Portanto, para procedimentos de Medicina Nuclear particularmente, não pode ser considerado um perigo de má-formações.

- **Anormalidades Neurocomportamentais:** O risco de problemas de desenvolvimento neurológico está entre 1% e 6%, com período mais susceptível à problemas de aprendizagem e microcefalia decorrendo da oitava à décima quinta semana de gestação. O risco cresce para exposições anteriores à vigésima semana. Porém, após a vigésima quinta semana, o sistema nervoso central se torna mais radiorresistente. O problema de aprendizado tem um limiar de 100 mGy a 250 mGy, não de modo direto relacionado à microcefalia. Maiores doses (350-500 mGy ou 1Gy) são capazes de provocar danos significativos. Após oito semanas de fecundação, não foi certificado dano intelectual. Todavia, existe um aumento linear do risco de problemas de aprendizagem entre a oitava e a décima quinta semana. A ocorrência se torna menor pós essa fase, porém doses mais altas são capazes de proceder em perda cognitiva. A microcefalia tem distintos limiares de dose no período gestacional e de acordo com pesquisas recentes, não há indícios de que exames diagnósticos provoquem impactos no neurodesenvolvimento.
- **Retardo de Crescimento Fetal:** O risco de retardo de crescimento fetal, em razão à exposição à radiação é de aproximadamente 4%. Especialmente decorre no decorrer do primeiro trimestre, cerca de 14 dias após a fecundação. A exposição ao longo das primeiras 20 semanas de evolução aumenta esse risco, com um limite de dose entre 100 mGy e 250 mGy, podendo chegar a 500 mGy, 1 Gy ou 50-100 mSv em certos estudos. Geralmente, o retardo de crescimento fetal não é duradouro e há uma recuperação do feto.
- **Carcinogênese:** Após exposição à radiação, o câncer e os efeitos hereditários não têm um limite de dose claro. O risco é constante durante a gravidez, com exceção das primeiras semanas. Depois de uma exposição à radiação, a ameaça de carcinogênese cresce. Porém, não há concordância em relação ao limite de dose para ocasionar um câncer, para doses abaixo de 10mGy, o risco

é moderadamente baixo (Gomes, Matias e Macedo, 2015).

Na rotina de Medicina Nuclear, o feto pode ser exposto à radiação em duas situações: em razão a algum teste diagnóstico ou tratamento da mãe ser muito importante para sua saúde e do bebê, de forma que todo risco que haja em relação à radiação seja inferior a vantagem dada pelo diagnóstico rápido e determinação de um tratamento. Na segunda, a gravidez pode ser desconhecida e dessa forma o feto pode ser irradiado acidentalmente.

Uma simples redução na atividade administrada e elevando-se o tempo de obtenção para conservar a qualidade da imagem, pode reduzir a dose no feto em exames diagnósticos. Contudo, essa conduta pode intensificar o incômodo da paciente. Outra conduta é assentir à paciente a hidratação intravenosa, para que ocorra rápida excreção pelos rins e bexiga do radiofármaco (Bural, Laymon e Mountz, 2012).

Os radiofármacos podem causar dose no feto de duas maneiras: irradiação do feto em consequência de a atividade nos órgãos maternos estarem próxima ao feto, como o intestino e a bexiga. E à dose por efeito do radiofármaco que excede a placenta e se concentra nos seus próprios órgãos (Colletti, 2012).

2.5 MÉTODO MONTE CARLO

O Método Monte Carlo é uma técnica de amostragem aleatória (conforme descrito por Lux e Koblinger em 1990), que se baseia na teoria do transporte da radiação para simular o transporte de partículas, como fótons, elétrons, nêutrons e até mesmo partículas α . Inicialmente, é atribuído um conjunto de características iniciais a uma partícula, incluindo sua energia, direção, posição e um fator de ponderação. Em seguida, são calculadas as interações dessa partícula com o ambiente ao seu redor. Para determinar qual tipo de interação ocorrerá, é gerado um número aleatório que compara as probabilidades associadas a cada tipo de interação (representadas pelas seções de choque dos materiais). Esse processo é repetido e a trajetória da partícula é rastreada até que ela tenha dissipado toda sua energia ou tenha deixado o alvo. Cada execução desse processo é conhecida como uma “história” da partícula. Ao estudar um grande número de histórias, os resultados oferecem previsões precisas sobre os processos físicos que podem ser confirmados por experimentação.

Para estimar a quantidade de radiação absorvida pelo corpo humano, é imperativo desenvolver um modelo anatômico do corpo, considerando também as características físicas do ambiente circundante. Ao realizar simulações da interação da radiação nesse ambiente, é possível determinar como a energia é depositada e transformada em dose para o modelo humano. No entanto, antes de empregar o código para efetuar esses cálculos, é fundamental realizar um processo de validação do código.

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO MCNPX 2.7.0

Todas as simulações de transporte de radiação foram realizadas com o software *Monte Carlo N-Particle eXtended* (MCNPX), versão 2.7.0 (Pelowitz, 2011). O software MCNPX transporta partículas e suas interações físicas usando geração de números aleatórios. É uma ferramenta poderosa e popular para problemas relacionados à proteção radiológica e, por isso, é bastante utilizado nas áreas de engenharia nuclear, projeto de detectores e até mesmo aplicações médicas como simulação de radiografia.

Em uma simulação utilizando MCNPX, o código é lido em um arquivo de entrada definido pelo usuário que contém descrições de 1) a geometria física do problema, 2) as regiões para as quais as quantidades relacionadas à radiação devem ser medidas (referidas como “contagens”), e 3) a fonte de radiação. Para este trabalho, as contagens geradas pelo MCNPX necessitaram de processamento manual adicional para obter valores S. As seções a seguir descrevem os principais componentes dos arquivos de entrada do MCNPX desenvolvidos para este trabalho.

3.2 SIMULADOR ANTROPOMÓRFICO COMPUTACIONAL

Neste estudo foi utilizado o simulador antropomórfico computacional, denominado de Katja, para representar uma mulher gestante na 24^a semana de gravidez (Becker, Zankl, *et al.*, 2008). Katja integra dois modelos de voxel anteriores, um obtido a partir da ressonância magnética abdominal de uma paciente grávida e um modelo já segmentado de uma mulher não grávida. Esta última é a AF (*Female Adult*), simulador antropomórfico que possui as propriedades antropométricas (massa e altura) de referência da Comissão internacional em Proteção Radiológica (ICRP, 2009). O modelo de gestante resultante, Katja, está em conformidade com os dados antropométricos de referência da ICRP para a mulher adulta.

3.3 ÓRGÃOS FONTE E ÓRGÃOS ALVO

O código MCNPX2.7.0 oferece um conjunto abrangente de contagens para medir diversas quantidades relacionadas à radiação para regiões alvo de interesse dentro da

geometria definida pelo usuário. Para este trabalho, o registro *F8 foi utilizado para todas as simulações de transporte e subsequentes cálculos do valor S. A contagem *F8 fornece uma medida da deposição média de energia dentro de um volume de interesse por histórico de partícula de fonte inicial (MeV/partícula). O esquema de decaimento para ^{99m}Tc foi fornecido no relatório de estimativa de dose MIRD N° 3 (Atkins, *et al.*, 1975), incluindo dois fótons principais, 0,0186 MeV com taxa de produção (partículas por desintegração) de 0,077 e 0,1405 MeV com taxa de produção de 0,879. Usando os valores de energia de fótons e sua respectiva taxa de produção, a contagem *F8 de um tecido alvo pode ser convertida diretamente no valor S correspondente. O valor S, $S(r_{OA} \leftarrow r_{OF})$, é a dose média do órgão para um órgão alvo (r_{OA}) por unidade de atividade acumulada (A) no órgão fonte (r_{OF}), conforme descrito na Equação 9 (Stabine e Yoriyaz, 2002).

$$S(r_{OA} \leftarrow r_{OF}) = \frac{D_{r_{OA}}}{A} = 1,602 \times 10^{-13} \left(\frac{J}{MeV} \right) \sum_i E_i \times n_i \times \phi(r_{OA} \leftarrow r_{OF}) \quad (\text{Equação 9})$$

Onde $D_{r_{OA}}$ (em unidade de Gy) é a dose no órgão ou tecido alvo, E_i (em unidade de MeV) é a energia média da i -ésima radiação, n_i é a taxa de produção da i -ésima radiação, e $\phi(r_{OA} \leftarrow r_{OF})$ (em unidade kg^{-1}) são os SAFs da i -ésima radiação.

Os órgãos fonte e alvos considerados neste estudo estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Órgãos fonte e órgãos alvo considerados para fontes (^{99m}Tc) de fótons.

Órgãos fonte	Órgãos alvos	
Estômago	Medula vermelha	Pele
Cólon	Cólon	Demais tecidos
Vesícula biliar	Pulmão esquerdo	Intestino delgado
Coração	Pulmão direito	Rins
Rins	Estômago	Útero
Fígado	Mama esquerda	Baço
Pulmões	Mama direita	Glândulas adrenais
Útero	Ovários	Vesícula biliar
Bexiga urinária	Bexiga urinária	Pâncreas
Ovários	Esôfago	Coração
Pâncreas	Fígado	Músculo
Placenta	Tireoide	
Pele	Endósteno	
Intestino delgado	Cérebro	
Baço	Glândulas salivares	

3.4 DEFINIÇÃO DA FONTE DE FÓTONS (^{99m}Tc)

Para transportar a radiação emitida internamente dentro de um simulador antropomórfico com base em voxel, o código MCNPX2.7.0 requer uma lista de elementos de rede (voxels) a partir dos quais é possível amostrar as localizações de suas partículas iniciais. A lista de elementos da rede corresponde a um tecido fonte de interesse para o problema. Por exemplo, uma fonte de radiação localizada dentro do fêmur é definida por uma lista de todos os elementos da rede associados ao fêmur. Grupos de diferentes elementos de rede podem formar uma fonte combinada, por exemplo. todas as regiões ossificadas do esqueleto fetal.

Neste estudo foram utilizadas 50 milhões de partículas para reduzirem os erros estatísticos da simulação. Todas as simulações foram realizadas num computador pessoal com memória 4 GB de RAM. Dependendo do órgão fonte, o tempo de CPU para concluir cada cenário variou entre 3 e 3,5 horas

CAPÍTULO 4

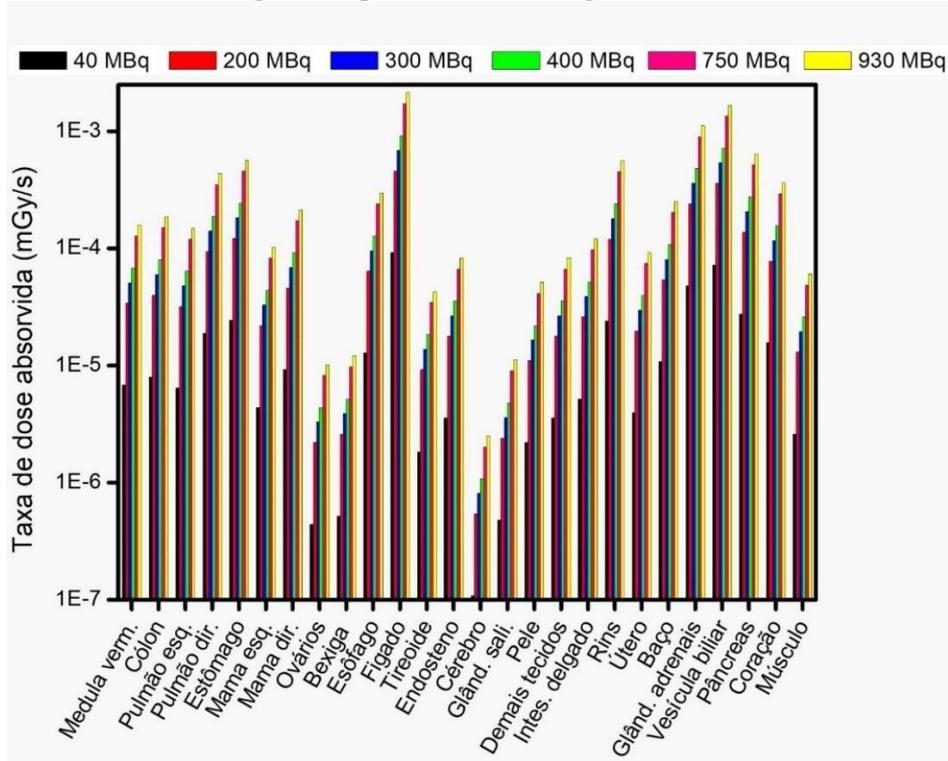
RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste estudo foi utilizado um simulador antropomórfico computacional para representar uma mulher na 24ª semana gestacional submetida a um procedimento de Medicina Nuclear com uso do ^{99m}Tc . O simulador antropomórfico computacional possui todos os órgãos com importância dosimétrica recomendados pela ICRP 110. O feto é composto de 18 estruturas, incluindo órgãos e tecidos. Na Tabela 6 (ANEXO A) são apresentados os resultados de valores S para 26 órgãos e tecidos considerando o fígado, baço e útero como órgãos fonte. Na Tabela 6, os órgãos alvo são os órgãos da gestante e na Tabela 7, os órgãos alvo são os órgãos do feto.

Com base nos dados obtidos na Tabela 6 deste trabalho, o órgão fonte que mais contribuiu para o aumento de dose na gestante foi o baço e o órgão que menos contribuiu foi o útero. Quando o baço foi considerado como órgão fonte, os órgãos que mais receberam radiação foram o próprio baço, o estômago e o pâncreas. E os órgãos que foram menos irradiados foram o cérebro, os ovários e a bexiga.

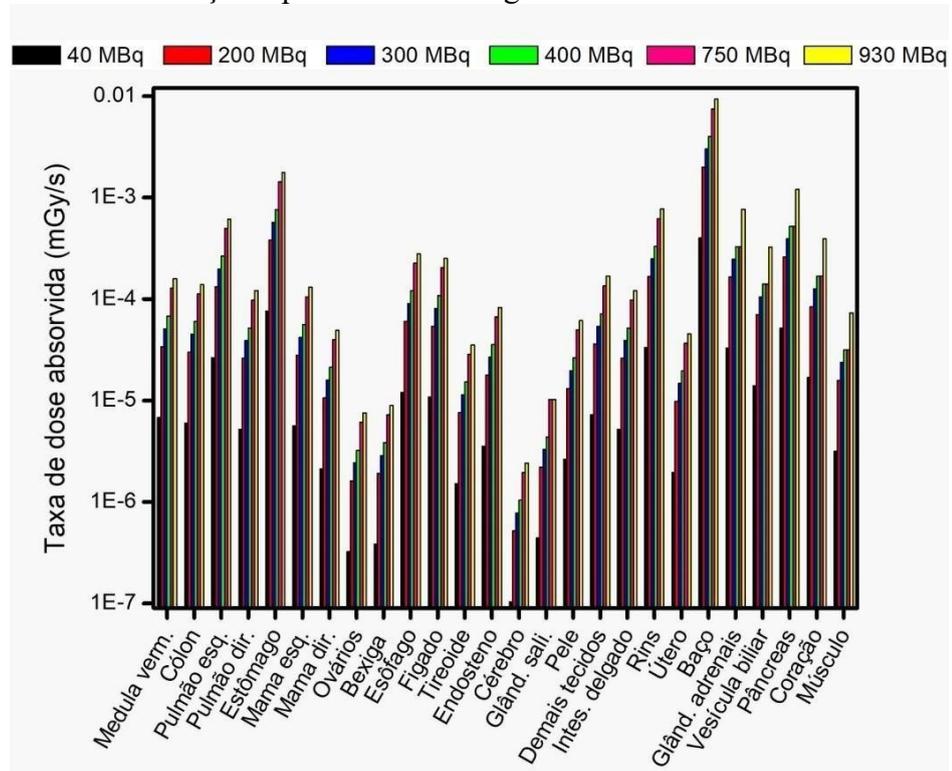
Utilizando os valores S da Tabela 6 (ANEXO A), calculados para os órgãos alvo da gestante e multiplicando pelos valores de atividade inicial administrada em diferentes tipos de exames (Tabela 5), foi possível obter valores absolutos de taxa de dose absorvidas para um conjunto de órgãos da gestante (Figura 1 a 3), resultante da emissão de fótons dos órgãos fontes da gestante, fígado, baço e útero.

Figura 1: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o fígado da paciente como órgão fonte.



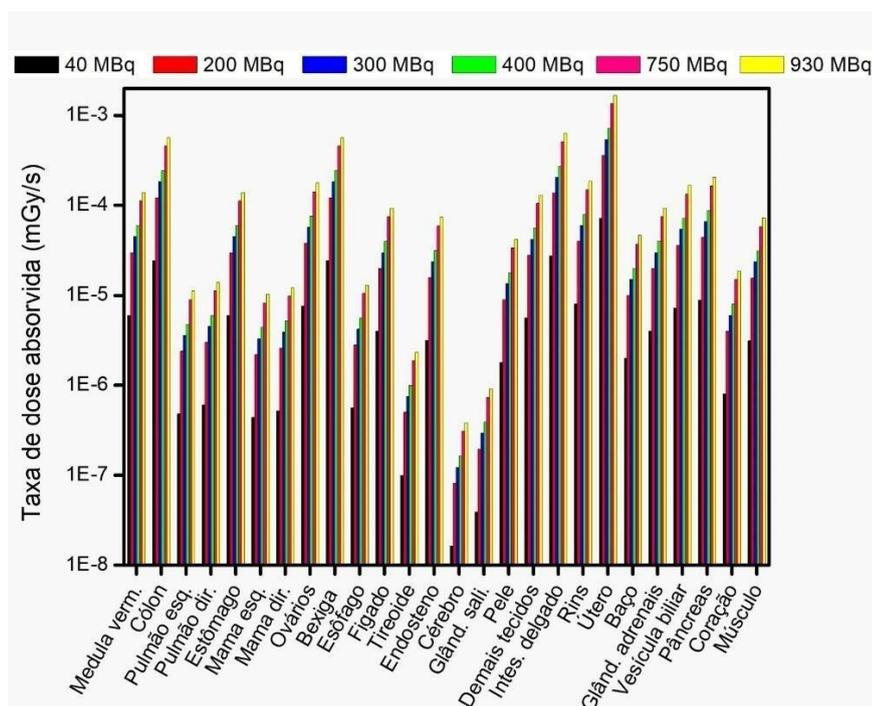
Fonte: Próprio autor.

Figura 2: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o baço da paciente como órgão fonte.



Fonte: Próprio autor.

Figura 3: Taxas de doses absorvidas em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o útero da paciente como órgão fonte.

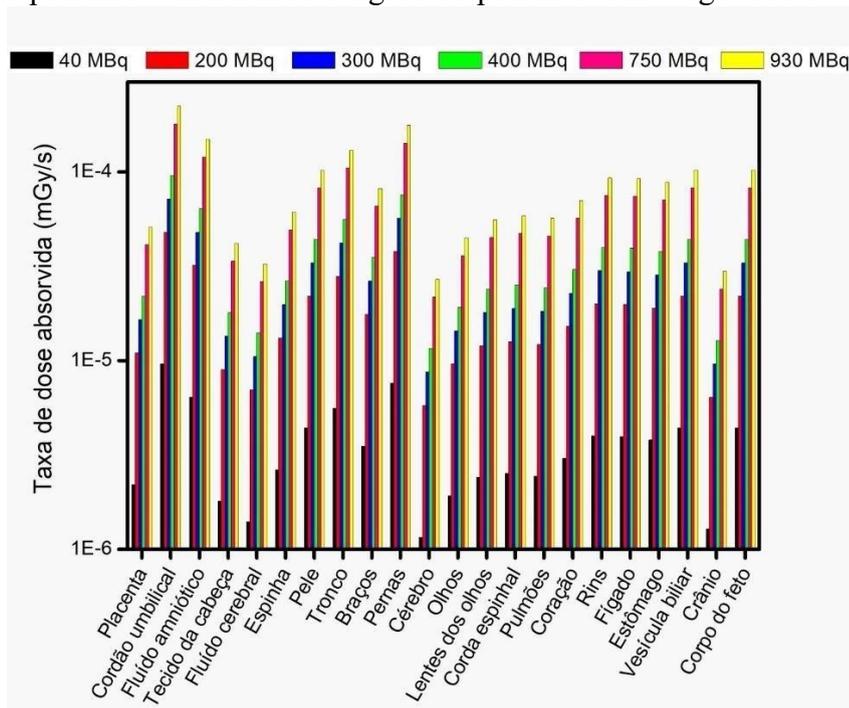


Fonte: Próprio autor.

Considerando os valores S apresentados na Tabela 7 (ANEXO B), onde os órgãos alvos são os órgãos do feto, o órgão fonte que mais contribuiu para o aumento de dose no feto foi o útero, e o órgão que menos contribuiu foi o baço. No cenário em que o útero foi considerado como órgão fonte, os órgãos que mais receberam radiação foram os braços, a placenta e o líquido amniótico. E os órgãos menos irradiados foram a vesícula biliar, o cordão umbilical e o fígado. Apresentando também uma distribuição de dose mais uniforme, em razão da distância entre o órgão alvo e o órgão fonte ser menor.

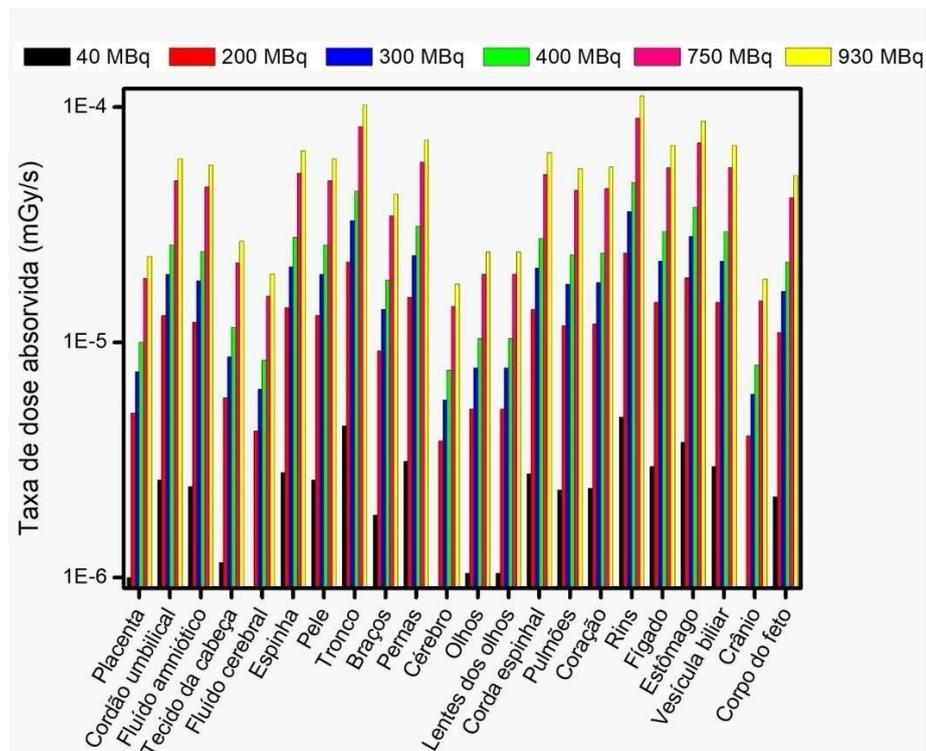
Nas Figuras 4 a 6 são apresentados os gráficos das taxas de dose absorvida para várias estruturas do feto, em que os órgãos do feto são considerados como alvo.

Figura 4: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o fígado da paciente como órgão fonte.



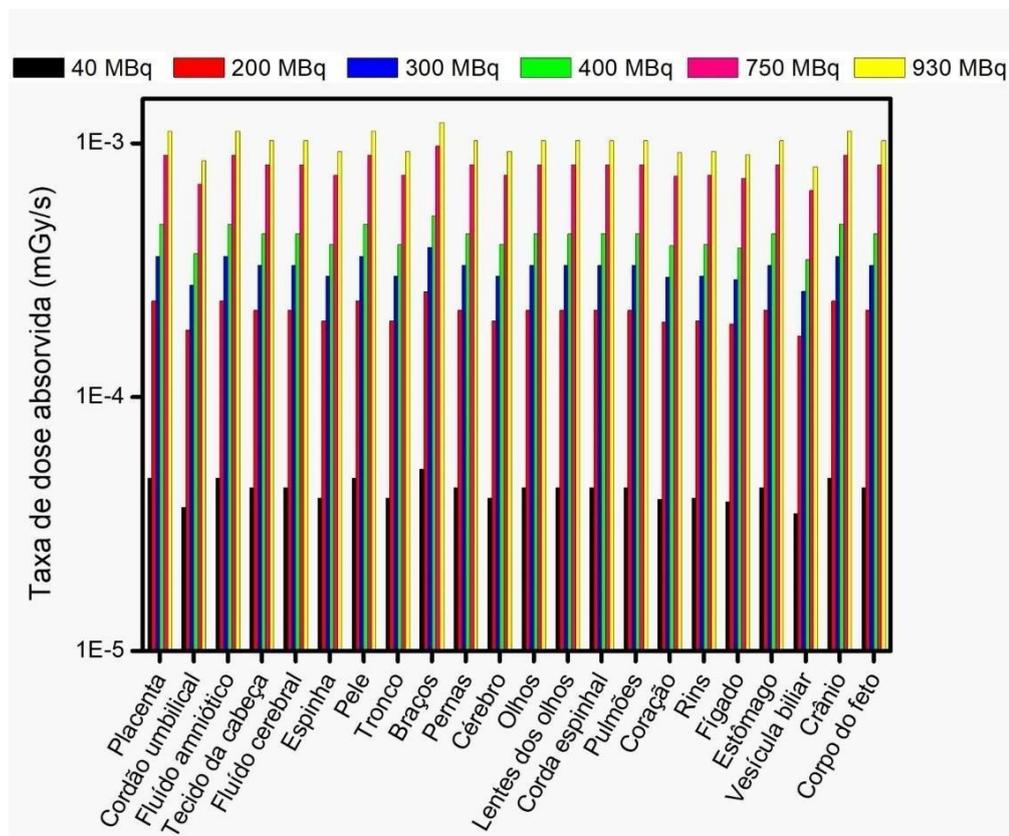
Fonte: Próprio autor.

Figura 5: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o baço da paciente como órgão fonte.



Fonte: Próprio autor.

Figura 6: Taxas de doses absorvidas para o feto em função da atividade inicial administrada ao paciente considerando o útero da paciente como órgão fonte.



Fonte: Próprio autor.

Comparações também foram realizadas com estudos anteriores para confirmar que as ordens de grandeza dos conjuntos de dados simulados e calculados eram realmente razoáveis.

Neste estudo, foi utilizado as atividades administradas em diferentes procedimentos que usaram o ^{99m}Tc (Tabela 5). Além disso, a dose fetal foi calculada supondo que 50% da atividade injetada é considerada absorvida pelo fígado, 25% pelo baço e 25% pelo útero. Considerando, por exemplo, uma atividade de 750 MBq, a dose fetal máxima seria estimada em 0,806 mGy, que é consistente com os dados apresentados para o procedimento de varredura óssea fornecido na Tabela 5.

A seguir é apresentado os cálculos de dose dos órgãos para o procedimento de varredura óssea, onde sua atividade é de 750 MBq. Para os outros procedimentos citados da Tabela 5, os cálculos se darão da mesma forma. Foi assumida que em cada órgão, a atividade é eliminada apenas pelo tempo de residência (meia vida de 6 horas do ^{99m}Tc).

A seguir, são apresentados o passo a passo dos cálculos dosimétricos considerando uma atividade inicial de 750 MBq.

Passo 1: Cálculo da atividade acumulada A^- por meio da Equação 10, considerando que 50% da atividade está acumulada no fígado.

$$A = A_0 \int e^{-\lambda t} dt \quad (\text{Equação 10})$$

$$A^-_{\text{fígado}} = \int (0,5 \times 750 \times 10^6 \text{Bq} \times e^{-\lambda t}) dt$$

Passo 2: Cálculo do valor de λ para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (Equação 11), que é a sua constante de decaimento:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (\text{Equação 11})$$

Onde, $T_{1/2}$ é o tempo de meia vida do $^{99\text{m}}\text{Tc}$, cujo valor é de 6 horas. Substituindo na Equação 11, obtém-se o valor de λ :

$$\lambda = \frac{0,693}{6h} = 0,1155 \text{ hr}^{-1} = 3,2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}$$

Considerando um tempo infinito, a Equação 10 assume a seguinte forma:

$$\int A_0 \times e^{-\lambda t} dt = \frac{A_0}{\lambda}$$

Então é possível calcular a atividade acumulada nos órgãos fonte:

$$\tilde{A}_{\text{Fígado}} = \frac{0,5 \times 750 \times 10^6 \text{Bq}}{3,2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}} = 1,17 \times 10^{12} \text{ Bq. s}$$

$$\tilde{A}_{\text{Baço}} = \frac{0,25 \times 750 \times 10^6 \text{Bq}}{3,2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}} = 5,86 \times 10^{11} \text{ Bq. s}$$

$$A_{\text{Útero}} = \frac{0,25 \times 750 \times 10^6 \text{Bq}}{3,2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}} = 5,86 \times 10^{11} \text{ Bq}$$

Passo 3: Para obter a dose total no feto (Equação 12), deve-se multiplicar os valores de $A\tilde{}$ pelo valor S apropriado e somar as parcelas de cada contribuição.

$$D_{feto} = (A\tilde{fígado} \times S(feto \leftarrow fígado)) + (A\tilde{baço} \times S(feto \leftarrow baço)) + (A\tilde{útero} \times S(feto \leftarrow útero)) \quad (\text{Equação 12})$$

Passo 4: Considere os valores S da Tabela 7, quando o alvo é o feto.

$$S(feto \leftarrow fígado) = 1,1 \times 10^{-7} \frac{mGy}{MBq.s}$$

$$S(feto \leftarrow baço) = 5,5 \times 10^{-8} \frac{mGy}{MBq.s}$$

$$S(feto \leftarrow útero) = 1,1 \times 10^{-6} \frac{mGy}{MBq.s}$$

Passo 4: Utilizando os valores de atividade acumulada $A\tilde{}$ e os valores S acima e aplicando na Equação 12, obtêm-se a dose no feto.

$$D_{feto} = 1,17 \times 10^{12} Bq.s \times \frac{1,1 \times 10^{-7} mGy}{MBq.s} + 5,86 \times 10^{11} Bq.s \times \frac{5,5 \times 10^{-8} mGy}{MBq.s} + 5,86 \times 10^{11} Bq.s \times \frac{1,1 \times 10^{-6} mGy}{MBq.s} = 0,806 mGy$$

Para fótons, o fator de ponderação da radiação é 1. Dessa forma, a dose equivalente para o feto H_{feto} é:

$$H_{feto} = w_R \times D_{feto} = 1 \times 0,806 \times 10^{-1} mSv = 0.806 mSv$$

Na Tabela 5 são apresentados os dados dosimétricos calculados em função da atividade inicial fornecida na literatura para a paciente gestante

Tabela 5: Doses absorvidas típicas em função do tipo de exame em Medicina Nuclear e da atividade inicial de ^{99m}Tc administrada em paciente gestante. (Adaptado de (Russel, Stabin, *et al.*, 1997; ICRP, 1998; ICRP, 2000).

Procedimento	Atividade administrada (MBq)	Dose no feto (mGy)
Ventilação pulmonar	40	0,0430
Perfusão pulmonar	200	0,215
Colóide hepático	300	0,322
Exame de tireoide	400	0,430
Varredura óssea	750	0,806
Exame de hemácia	930	0,999

Com base no relatório ICRP 103 (ICRP, 2009), o limite de dose equivalente na superfície do abdômen da gestante durante todo o período de gestação é de 2 mSv , após a mesma ter sido notificada. Portanto, com base nos valores calculados por este estudo, o tratamento é seguro para o feto.

É importante destacar que a gravidez não precisa de ser uma contradição para os procedimentos de Medicina Nuclear, em particular os de diagnóstico que envolvem radionuclídeos de vida curta, desde que existam fortes justificações clínicas e tenham sido feitos esforços para explorar alternativas que envolvam radiações não ionizantes.

A irradiação do feto resulta da transferência placentária e distribuição de radiofármacos nos tecidos fetais, bem como da irradiação externa da radioatividade nos órgãos e tecidos da mãe. As propriedades físicas, químicas e biológicas dos radiofármacos são os fatores críticos na possível transferência placentária.

Como pode ser observado na Tabela 5, o uso de atividades administradas menores pode reduzir a dose absorvida tanto na mãe quanto no feto.

Como regra, uma mulher grávida não deve ser tratada com uma substância radioativa, a menos que a terapia com radionuclídeos seja necessária para salvar sua vida: nesse evento extremamente raro, a dose potencial absorvida e o risco para o feto devem ser estimados e comunicados ao paciente e o médico solicitante. As considerações podem incluir a interrupção da gravidez.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES

Neste estudo foi calculado um conjunto de valores S para várias estruturas do feto e da mãe quando administrado ^{99m}Tc . Para representar uma mulher na 24ª semana de gestação foi utilizado o simulador antropomórfico computacional acoplado ao código de transporte de radiação MCNPX2.7.0. Três órgãos fonte foram considerados da mãe, o fígado, o baço e o útero. Comparações foram feitas com doses fetais de diversos tipos de procedimentos. Comparativamente com os procedimentos, verificou-se que as doses fetais calculadas foram inferiores aos dados da literatura. Este trabalho também mostra que a dose fetal pode e deve ser avaliada para simuladores anatômicos mais realistas do que aqueles trabalhos que utilizaram simuladores estilizados, que possui órgãos e tecidos representados por equações matemáticas. Portanto, acreditamos que nossas estimativas de doses para o feto sejam razoavelmente precisas comparadas com os dados da literatura obtidos com simuladores estilizados.

REFERÊNCIAS

Atkins, H. L. et al. MIRD Dose Estimate Report No. 3: Technetium-99m-sulfur colloid in various liver conditions. **J. Nucl. Med**, v. 16, p. 108, 1975.

Becker, J. et al. Katja—the 24 week of virtual pregnancy for dosimetric calculations. **Polish Journal of Medical Physics and Engineering**, v. 14, p. 13–20, 2008.

Bural, G. G.; Laymon, C. M.; Mountz, J. M. Nuclear imaging of a pregnant patient: should we perform nuclear medicine procedures during pregnancy? **Molecular imaging and radionuclide therapy**, v. 21, p. 1, 2012.

Carlos Alberto Mourão JR., D. M. A. B. R. A. M. O. V. **Biofísica Conceitual**. Primeira. ed. [S.l.]: Gen, v. 1, 2021.

Colletti, P. M. PET-CT in the Pregnant Patient. **Image Wisely**, p. 333–337, 2012.

Dartora, C. M. **Simulações de Monte Carlo para o estudo da dosimetria interna em imagens de medicina nuclear de mulheres grávidas**. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. [S.l.]. 2017.

Gomes, M.; MATIAS, A.; MACEDO, F. Risks to the fetus from diagnostic imaging during pregnancy: review and proposal of a clinical protocol. **Pediatric radiology**, v. 45, p. 1916–1929, 2015.

Grimes, J. **Patient-specific internal dose calculation techniques for clinical use in targeted radionuclide therapy**. University of British Columbia. [S.l.]. 2013.

Hall, E. J.; Giaccia, A. J. **Radiobiology for the Radiologist**. [S.l.]: Philadelphia, v. 6, 2006.

Howell, R. W. et al. The MIRD perspective 1999. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 40, p. 3S-10S, 1999.

ICRP. Pregnancy and Medical Radiation. ICRP Publication 84. Ann. ICRP 30 (1), 1988. Disponível em: <[https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP Publication 53](https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2053)>. Acesso em: 1 abril 2024. Acesso em: 1 de abril de 2024.

ICRP. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals (Addendum to ICRP Publication 53). ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28 (3), 1998. Disponível em: <[https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP Publication 80](https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2080)>. Acesso em: 1 abril 2024. Acesso em: 1 de abril de 2024.

ICRP. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53. Ann.

ICRP 18 (1-4), 2000. Disponível em: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp_publication_84>. Acesso em: 1 abril 2024. Acesso em: 1 de abril de 2024.

ICRP. Adult reference computational phantoms, 2009. Disponível em: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP_Publication_110>. Acesso em: 1 abril 2024. Acesso em: 1 de abril de 2024.

Monteiro, D. L. M. et al. Câncer de mama na gravidez: diagnóstico e tratamento. **Revista Hospital Universitário Pedro Ernesto (TÍTULO NÃO-CORRENTE)**, v. 13, 2014.

Murillo Caballero, V. F. S. Evaluación de la dosis absorbida en tiroides-neonato, debido a los Yoduros-123, 125, 131 y Pertecnetato-Tc99m, 2015.

Navia Alvarez, A. Cálculos dosimétricos mediante código montecarlo para la valoración de dosis en pacientes pediátricos en medicina nuclear, 2020.

Okuno, E. **Radiação: efeitos, riscos e benefícios**. [S.l.]: Oficina de Textos, 2018.

OMS. **Comunicar os Riscos da Radiação em Imaginologia Pediátrica: Informações de apoio ao diálogo sobre os benefícios e riscos**, Genebra. [S.l.]. 2016.

Pelowitz, D. B. MCNPX™ user's manual, version 2.7. 0. la-cp-11-00438. **Los Alamos National Laboratory**, 2011.

Russel, J. R. et al. Radiation absorbed dose to the embryo/fetus from radiopharmaceuticals. **Health physics**, v. 73, p. 756–769, 1997.

Siegel, J. A. et al. MIRD pamphlet no. 16: techniques for quantitative radiopharmaceutical biodistribution data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 40, p. 37S-61S, 1999.

Stabin, M. G.; YORIYAZ, H. Photon specific absorbed fractions calculated in the trunk of an adult male voxel-based phantom. **Health physics**, v. 82, p. 21–44, 2002.

Tauhata, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. [S.l.]: CBPF, 2003.

Yoriyaz, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, p. 141–149, 2009.

Zubal, I. G. et al. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. **Medical physics**, v. 21, p. 299–302, 1994.

ANEXOS

Anexo A

Tabela 6: Valores S (em mGy/MBq.s) para o ^{99m}Tc distribuídos nos órgãos da gestante. Entre parênteses estão os erros relativos percentuais.

Órgãos alvo	Órgãos fonte		
	Fígado	Baço	Útero
Medula vermelha	1,7E-07 (0,1)	1,7E-07 (0,1)	1,5E-07 (0,1)
Cólon	2,0E-07 (0,1)	1,5E-07 (0,2)	6,1E-07 (0,1)
Pulmão esquerdo	1,6E-07 (0,1)	6,6E-07 (0,1)	1,2E-08 (0,5)
Pulmão direito	4,7E-07 (0,1)	1,3E-07 (0,1)	1,5E-08 (0,4)
Estômago	6,1E-07 (0,1)	1,9E-06 (0,1)	1,5E-07 (0,2)
Mama esquerda	1,1E-07 (0,2)	1,4E-07 (0,2)	1,1E-08 (0,7)
Mama direita	2,3E-07 (0,2)	5,3E-08 (0,3)	1,3E-08 (0,6)
Ovários	1,1E-08 (3,1)	8,1E-09 (3,5)	1,9E-07 (0,7)
Bexiga urinária	1,3E-08 (1,4)	9,6E-09 (1,7)	6,1E-07 (0,2)
Esôfago	3,2E-07 (0,3)	3,0E-07 (0,3)	1,4E-08 (1,5)
Fígado	2,3E-06 (0,1)	2,7E-07 (0,1)	1,0E-07 (0,1)
Tireoide	4,6E-08 (1,2)	3,8E-08 (1,3)	2,5E-09 (5,1)
Endósteno	8,9E-08 (0,1)	8,9E-08 (0,1)	7,9E-08 (0,1)
Cérebro	2,7E-09 (0,7)	2,6E-09 (0,7)	4,1E-10 (1,7)
Glândulas salivares	1,2E-08 (1,2)	1,1E-08 (1,2)	9,8E-10 (3,9)
Pele	5,5E-08 (0,1)	6,6E-08 (0,1)	4,5E-08 (0,1)
Demais tecidos	8,9E-08 (0,1)	1,8E-07 (0,1)	1,4E-07 (0,1)
Intestino delgado	1,3E-07 (0,1)	1,3E-07 (0,1)	6,8E-07 (0,1)
Rins	6,0E-07 (0,1)	8,3E-07 (0,1)	2,0E-07 (0,2)
Útero	9,9E-08 (0,2)	4,9E-08 (0,2)	1,8E-06 (0,1)
Baço	2,7E-07 (0,2)	1,0E-05 (0,1)	5,0E-08 (0,4)
Glândulas adrenais	1,2E-06 (0,3)	8,2E-07 (0,3)	1,0E-07 (0,9)
Vesícula biliar	1,8E-06 (0,2)	3,5E-07 (0,5)	1,8E-07 (0,8)
Pâncreas	6,9E-07 (0,1)	1,3E-06 (0,1)	2,2E-07 (0,2)
Coração	3,9E-07 (0,1)	4,2E-07 (0,1)	2,0E-08 (0,5)
Músculo	6,5E-08 (0,1)	7,9E-08 (0,1)	7,8E-08 (0,1)

Anexo B

Tabela 7: Valores S (em mGy/MBq.s) para o paciente com o ^{99m}Tc distribuídos nos órgãos da gestante, Entre parênteses estão os erros relativos percentuais.

Órgãos alvo	Órgãos fonte		
	Fígado	Baço	Útero
Placenta	5,5E-08 (0,2)	2,5E-08 (0,3)	1,2E-06 (0,1)
Cordão umbilical	2,4E-07 (0,4)	6,5E-08 (0,8)	9,2E-07 (0,2)
Fluído amniótico	1,6E-07 (0,1)	6,1E-08 (0,2)	1,2E-06 (0,1)
Tecido da cabeça	4,5E-08 (0,6)	2,9E-08 (0,8)	1,1E-06 (0,1)
Fluído cerebral	3,5E-08 (1,9)	2,1E-08 (2,4)	1,1E-06 (0,4)
Espinha	6,6E-08 (1,1)	7,0E-08 (1,1)	1,0E-06 (0,3)
Pele	1,1E-07 (0,3)	6,5E-08 (0,4)	1,2E-06 (0,1)
Tronco	1,4E-07 (0,2)	1,1E-07 (0,2)	1,0E-06 (0,1)
Braços	8,8E-08 (0,5)	4,6E-08 (0,7)	1,3E-06 (0,1)
Pernas	1,9E-07 (0,3)	7,8E-08 (0,4)	1,1E-06 (0,1)
Cérebro	2,9E-08 (0,6)	1,9E-08 (0,7)	1,0E-06 (0,1)
Olhos	4,8E-08 (3,4)	2,6E-08 (4,6)	1,1E-06 (0,7)
Lentes dos olhos	6,0E-08 (11)	2,6E-08 (15)	1,1E-06 (2,4)
Corda espinhal	6,3E-08 (1,5)	6,9E-08 (1,4)	1,1E-06 (0,4)
Pulmões	6,1E-08 (0,8)	5,9E-08 (0,8)	1,1E-06 (0,2)
Coração	7,6E-08 (1,5)	6,0E-08 (1,7)	9,9E-07 (0,4)
Rins	1,0E-07 (0,9)	1,2E-07 (0,9)	1,0E-06 (0,3)
Fígado	9,9E-08 (0,5)	7,4E-08 (0,6)	9,7E-07 (0,2)
Estômago	9,5E-08 (1,9)	9,4E-08 (1,9)	1,1E-06 (0,6)
Vesícula biliar	1,1E-07 (6,0)	7,4E-08 (7,1)	8,7E-07 (2,1)
Crânio	3,2E-08 (1,0)	2,0E-08 (1,2)	1,2E-06 (0,2)
Corpo do feto	1,1E-07 (0,1)	5,5E-08 (0,1)	1,1E-06 (0,1)