



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

ANDRÉ LUÍS SANTOS DE MELO

FATOR DE ABSORÇÃO CORPORAL EFETIVO E CONSTANTE DE TAXA DE  
DOSE DE PACIENTE PARA RADIONUCLÍDEOS DA PRÁTICA DE MEDICINA  
NUCLEAR

CAMPINAS

2024

ANDRÉ LUÍS SANTOS DE MELO

FATOR DE ABSORÇÃO CORPORAL EFETIVO E CONSTANTE DE TAXA DE  
DOSE DE PACIENTE PARA RADIONUCLÍDEOS DA PRÁTICA DE MEDICINA  
NUCLEAR

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências  
Médicas da Universidade Estadual de Campinas como  
parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de  
Mestre em Ciências, na área de Clínica Médica.

ORIENTADORA: DRA. BÁRBARA JUAREZ AMORIM  
COORIENTADOR: DR. DANIEL MASSARO ONUSIC

ESTE TRABALHO CORRESPONDE À VERSÃO  
FINAL DA DISSERTAÇÃO/TESE DEFENDIDA PELO  
ALUNO ANDRÉ LUÍS SANTOS DE MELO, E ORIENTADA PELA  
PROF. DRA. BÁRBARA JUAREZ AMORIM.

CAMPINAS  
2024

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Ciências Médicas  
Maristella Soares dos Santos - CRB 8/8402

M491f Melo, André Luís Santos de, 1993-  
Fator de absorção corporal efetivo e constante de taxa de dose de paciente para radionuclídeos da prática de medicina nuclear / André Luís Santos de Melo. – Campinas, SP : [s.n.], 2024.

Orientador: Bárbara Juarez Amorim.  
Coorientador: Daniel Massaro Onusic.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Absorção de radiação. 2. Blindagem contra radiação. 3. Radioisótopos. 4. Medicina nuclear. I. Amorim, Bárbara Juarez, 1974-. II. Onusic, Daniel Massaro, 1975-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

Informações Complementares

**Título em outro idioma:** Effective body absorption factor and patient dose rate constant for radionuclides from nuclear medicine practice

**Palavras-chave em inglês:**

Radiation absorption

Shielding projects

Radioisotopes

**Área de concentração:** Clínica Médica

**Titulação:** Mestre em Ciências

**Banca examinadora:**

Bárbara Juarez Amorim [Orientador]

Edna Marina de Souza

George Barberio Coura Filho

**Data de defesa:** 01-04-2024

**Programa de Pós-Graduação:** Clínica Médica

**Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)**

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0003-0014-631X>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/3392200192135316>

# **COMISSÃO EXAMINADORA DA DEFESA DE MESTRADO**

**ANDRÉ LUÍS SANTOS DE MELO**

**ORIENTADOR: DRA. BÁRBARA JUAREZ AMORIM**

**COORIENTADOR: DR. DANIEL MASSARO ONUSIC**

## **MEMBROS TITULARES:**

**1. PROF. DRA. BÁRBARA JUAREZ AMORIM**

**2. PROF. DRA. EDNA MARINA DE SOUZA**

**3. PROF. DR. GEORGE BARBERIO COURA FILHO**

Programa de Pós-Graduação em Clínica Médica da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

A ata de defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da FCM.

**Data de Defesa: 01/04/2024**

## RESUMO

Nas instalações de Medicina Nuclear, os projetos de blindagem consistem no cálculo de barreiras a serem adicionadas nas paredes de salas que abrigarão pacientes injetados com radiofármacos (salas de repouso e salas de exame). Esses projetos visam proteger as pessoas do entorno dessas salas dos efeitos nocivos das radiações ionizantes emitidas por esses pacientes. Para realizar os cálculos são necessárias muitas informações e, entre elas, a absorção corporal da radiação pelo paciente ou a taxa de dose emitida pelo paciente. Atualmente, os valores conhecidos da absorção corporal de radiação foram obtidos via cálculos teóricos ou simulações computacionais; enquanto que da taxa de dose emitida pelo paciente foram obtidos via revisão bibliográfica. O objetivo do presente estudo foi obter a absorção corporal da radiação do paciente e a constante de taxa de dose, uma grandeza que permite determinar a taxa de dose emitida por pacientes a partir de medidas diretas da radiação emitida pelo próprio paciente. **Metodologia:** Avaliamos 50 pacientes de PET injetados com  $^{18}\text{F}$ -FDG e 50 pacientes de cintilografia óssea injetados com  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP. Foram medidas as taxas de dose emitidas pelos pacientes a uma distância fixa de 2 metros através de quatro detectores de radiação, sendo, o principal, uma câmara de ionização (Radcal® Accu Dose) e outros três detectores para fins de comparação. As medidas de taxa de dose foram realizadas em dois momentos distintos: 1) imediatamente após a injeção do radiofármaco e 2) após a biodistribuição, imediatamente antes do exame de imagem. A quantidade de radiação absorvida pelo corpo do paciente foi representada pela grandeza que denominamos Fator de Absorção Corporal Efetivo (FACE) e foi determinada por meio de uma relação entre as taxas de dose emitidas por uma fonte pontual e paciente. Nós também calculamos a constante de taxa de dose realizando uma normalização da taxa de dose medida pela atividade administrada e a distância paciente-detector. **Resultados:** O valor médio de FACE obtido com o detector principal para flúor-18 imediatamente a injeção foi de 28% e após a biodistribuição 24%. Quanto ao tecnécio-99m, o valor médio foi de 29% após injeção e 60% após biodistribuição. O valor obtido para a constante de taxa de dose no ar após injeção utilizando o detector principal foi de  $4,4 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  para o flúor-18 e  $0,66 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  para o tecnécio-99m. **Conclusão:** Levar em consideração o FACE ou a constante de taxa de dose do paciente nos cálculos de

barreira tem fundamental importância para a otimização dos projetos de blindagem. Os valores de FACE obtidos para o tecnécio-99m, praticamente dobraram no instante após a biodistribuição em relação ao instante após a injeção. Isso deve-se à biodistribuição do radiofármaco no corpo do paciente. Os valores de FACE obtidos com o flúor-18 corroboraram os resultados da literatura. Sendo assim, recomendamos que em projetos de blindagem envolvendo tecnécio-99m, o cálculo da barreira seja realizado considerando o valor de FACE adequado à finalidade da sala (repouso ou exames) que receberá a blindagem.

**Palavras-Chave:** Absorção de Radiação; Projetos de Blindagem; Radionuclídeo; Medicina Nuclear.

## ABSTRACT

In Nuclear Medicine, shielding projects consist of calculating barriers to be added to the walls of rooms where there are patients injected with radiopharmaceuticals (uptake rooms and imaging rooms). These projects aim to protect people around these rooms from the harmful effects of ionizing radiation emitted by these patients. To carry out the calculations, a lot of information is needed, including the patient's body absorption of radiation or the dose rate emitted by the patient. Currently, the known values of body radiation absorption were obtained via theoretical calculations or computer simulations; while the dose rate constant emitted by the patient were obtained via literature review. The objective of the present study is to obtain the patient's body absorption of radiation and the dose rate constant, a quantity that allows determining the dose rate emitted by patients based on direct measurements of the radiation emitted by the patient. **Methodology:** We evaluated 50 PET patients injected with  $^{18}\text{F}$ -FDG and 50 bone scintigraphy patients injected with  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP. The dose rates emitted by patients at a fixed distance of 2 meters were measured using four radiation detectors, the main one being an ionization chamber (Radcal® Accu Dose) and three other detectors for comparison purposes. Dose rate measurements were performed at two different times: 1) immediately after injection of the radiopharmaceutical and 2) after biodistribution, immediately before the imaging examination. The amount of radiation absorbed by the patient's body was represented by what we call the Effective Body Absorption Factor (EBAF) and was determined through a relationship between the dose rates emitted by a point source and patient. We also determined the dose rate constant by performing a normalization of the measured dose rate by the administered activity and the patient-detector distance. **Results:** The average EBAF value obtained with the main detector for fluorine-18 immediately after injection was 28% and after biodistribution 24%. The average values obtained for technetium-99m, was 29% after injection and 60% after biodistribution. The value obtained for the dose rate constant in air after injection using the main detector was  $4.4 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  for fluorine-18 and  $0.66 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  for technetium-99m. **Conclusion:** It is important to apply EBAF or the patient's dose rate constant in barrier calculations for optimizing shielding designs. The EBAF values obtained for technetium-99m practically doubled immediately after biodistribution in relation to the instant after injection. This is due to

the biodistribution of the radiopharmaceutical in the patient's body. EBAF results obtained for patients injected with fluorine-18 corroborate the scientific literature. Therefore, we recommend that in shielding projects involving technetium-99m, the barrier calculation is carried out considering EBAF value appropriate to the purpose of the room (uptake or imaging) that will receive the shielding.

**Keywords:** Radiation Absorption; Shielding Projects; Radionuclide; Nuclear medicine.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

**Figura 1:** Exemplo de como as medidas eram realizadas. ....18

**Figura 2:** Representação gráfica de como foram realizadas as medidas para o cálculo de FACE. ....20

**Figura 3:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade para o detector de radiação Radcal® Accu Dose. ....24

**Figura 4:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade para o detector de radiação Radcal® Accu Dose. ....25

## LISTA DE TABELAS

**Tabela 1:** Equações de calibração para flúor-18 obtidas via interpolação matemática no software *Origin* *Pro* 8.5  
.....26

**Tabela 2:** Equações de calibração para tecnécio-99m obtidas via interpolação matemática no software *Origin* *Pro* 8.5  
.....26

**Tabela 3:** Valores de FACE [%] para o flúor-18 após injeção e após biodistribuição.....27

**Tabela 4:** Valores de FACE [%] para o tecnécio-99m após injeção e após biodistribuição .....28

**Tabela 5:** Valores de constante de taxa de dose para o flúor-18 após a injeção e após a biodistribuição. Unidade:  $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  .....28

**Tabela 6:** Valores de constante de taxa de dose para o tecnécio-99m após a injeção e após a biodistribuição. Unidade:  $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  .....29

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. OBJETIVOS.....	16
3. METODOLOGIA.....	17
4. RESULTADOS.....	24
5. DISCUSSÃO.....	30
6. CONCLUSÃO.....	40

## 1.INTRODUÇÃO

Na *prática* da Medicina Nuclear diagnóstica, radiofármacos são administrados nos pacientes com o objetivo de obter uma imagem funcional a respeito de um determinado órgão ou tecido<sup>[1]</sup>. Os radiofármacos, também chamados de radiotraçadores, possuem uma parte química (fármaco) a qual tem afinidade com o órgão ou tecido de interesse e uma parte radioativa (radionuclídeo) responsável pela emissão de radiação. Desta forma, o radiofármaco se acumula nos órgãos ou tecidos aos quais se deseja extrair informação funcional e a radiação emitida é registrada nos detectores dos equipamentos PET (*positron emission tomography*) ou SPECT (*single photon emission computed tomography*), permitindo a formação da imagem diagnóstica.

Os radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear diagnóstica são emissores de pósitron ou radiação eletromagnética do tipo gama. O pósitron quando emitido pelo núcleo radioativo interage com o meio até perder toda sua energia<sup>[2]</sup>. Quando isso acontece, o pósitron se combina com um elétron livre do meio e ocorre um fenômeno conhecido como aniquilação, o qual as massas de repouso do pósitron e do elétron são convertidas em dois fótons de radiação eletromagnética com energia de 511 KeV cada emitidos em sentidos opostos<sup>[3]</sup>. A aniquilação é a base para a formação das imagens PET<sup>[4]</sup>.

Sendo assim, o produto final decorrente do decaimento radioativo dos radionuclídeos, são fótons de radiação eletromagnética. Os fótons, por não terem massa e nem carga, conseguem percorrer longas distâncias sem interagir com o meio. Os fótons provenientes dos radionuclídeos utilizados na Medicina Nuclear diagnóstica possuem energia na faixa dos kilo elétron-volt (KeV), sendo assim considerados radiação altamente penetrante<sup>[5]</sup>.

O paciente com material radioativo administrado se torna uma fonte de radiação. Dentro de um Serviço de Medicina Nuclear, este paciente ocupa dois locais distintos. Primeiramente, a sala de repouso onde aguardará tempo suficiente para que o radiofármaco se biodistribua em seu corpo (tempo necessário para o fármaco se acumular nos órgãos ou tecidos de interesse) e em sequência na sala de exames.

A radiação emitida pelo paciente presente nas salas de repouso e nas salas de exame como sendo altamente penetrante, tem a capacidade de atravessar as paredes e depositar energia nas pessoas que se encontram nas salas adjacentes, sejam *indivíduos do público* ou *indivíduos ocupacionalmente expostos* (IOE).

Efeitos biológicos podem ser induzidos dependendo da quantidade da dose recebida pela pessoa e são classificados como determinísticos ou estocásticos<sup>[6]</sup>. De modo sucinto, o dano biológico no efeito determinístico é proporcional à dose recebida e demanda um limiar de dose, enquanto no efeito estocástico, a probabilidade de ocorrência do dano é proporcional à dose recebida e não apresenta um limiar para observação do efeito<sup>[7]</sup>. Um exemplo de efeito estocástico bastante comum a longo prazo é o câncer. Portanto, é de extrema importância proteger as pessoas das salas vizinhas àquela que possui fonte emissora de radiação.

A Proteção Radiológica é o conjunto de ações, técnicas e medidas que tem por objetivo proteger pessoas e meio ambiente dos efeitos nocivos da radiação ionizante. Uma dentre várias medidas de Proteção Radiológica dentro do escopo da Medicina são os Projetos de Blindagem<sup>[8]</sup>. Locais onde há a presença de fontes emissoras de radiação, seja paciente ou equipamentos (raios X, tomógrafo, mamógrafo, etc.) devem possuir um Projeto de Blindagem.

Um Projeto de Blindagem, nada mais é do que um cálculo de espessura de barreira de material a ser adicionado nas paredes de salas que abrigam fontes emissoras de radiação com o intuito de absorver parte da radiação emitida pela fonte e conseqüentemente, proteger as pessoas das salas adjacentes<sup>[9]</sup>.

Antes do surgimento da tecnologia PET que utiliza radionuclídeos emissores de pósitron que tem como produto final fótons de 511 KeV, utilizava-se majoritariamente o radionuclídeo tecnécio-99m que possui fótons de energia 140 KeV. Estes fótons são bem menos penetrantes que os fótons de 511 KeV. Desta forma, era possível utilizar uma metodologia bem mais simples nos projetos de blindagem. A aplicação dos conceitos de camada semi-redutora (CSR - espessura de material necessária para reduzir a intensidade do feixe de fótons a metade da intensidade inicial) ou camada deci-redutora (CDR - espessura de material necessária para reduzir a intensidade do feixe de fótons a um décimo da intensidade inicial) para uma fonte pontual de radiação nos

cálculos de barreira eram suficientes para alcançar os objetivos da Proteção Radiológica.

Entretanto, quando utilizado os conceitos de camada semi-redutora e camada deci-redutora para uma fonte pontual de radiação no cálculo de blindagem dos fótons de 511 KeV, o valor de espessura obtido torna-se impraticável por conta destes fótons serem altamente penetrantes. Em geral, para blindagem de radiação eletromagnética utiliza-se como material o concreto de alta densidade ou chumbo. A espessura de blindagem requerida desses materiais seria muito grande, o que acarretaria problemas estruturais e econômicos. Portanto, seria necessário encontrar uma metodologia mais sofisticada para realizar os cálculos de barreira envolvendo os fótons de 511 KeV.

Em 2006 foi proposta uma metodologia de blindagem para radionuclídeos pósitron emissores<sup>[10]</sup> bem mais sofisticada e completa em relação aos modelos anteriores envolvendo CSR e CDR. Madsen et al.<sup>[10]</sup> se baseou no método de Archer<sup>[11]</sup>, que consiste no uso de uma equação matemática para o cálculo da espessura de blindagem requerida que depende de parâmetros semiempíricos e de uma grandeza relativa chamada fator de transmissão. Os parâmetros semiempíricos são tabelados<sup>[12]</sup> e dependem do radionuclídeo e do material a ser utilizado para blindagem. Já o fator de transmissão representa o quanto de radiação pode ser transmitida pela barreira levando-se em conta os limites de dose anuais impostos pela legislação vigente<sup>[13]</sup>.

O fator de transmissão é calculado levando-se em conta um grande número de informações relacionadas ao Serviço de Medicina Nuclear e as vizinhanças da sala que receberá a blindagem<sup>[10]</sup>. Informações como número de pacientes por semana, atividade injetada por paciente, eliminação biológica do paciente, radionuclídeos disponíveis, fator de decaimento radioativo, fator de redução de dose, tempo de imagem, distância da fonte radioativa ao ponto de interesse e taxa de dose emitida pela fonte.

Uma dentre tantas informações necessárias para o cálculo do fator de transmissão é a taxa de dose emitida pela fonte. Na Medicina Nuclear, a fonte de radiação, como já mencionado anteriormente, é o paciente com radiofármaco administrado. Diante deste fato começam as adversidades, pois naquela época (meados de 2006) a única informação presente na literatura era referente a taxa

de dose emitida por fonte do tipo pontual não blindada, isto é, como se toda a radiação estivesse concentrada em um único ponto imerso no ar.

Portanto, era necessário encontrar um modelo para estimar a emissão de radiação pelo paciente, uma vez que não era plausível aproximá-lo por uma fonte do tipo pontual já que o radiofármaco, a partir do momento que cai na corrente sanguínea do paciente tende a se distribuir pelo corpo até se acumular nos órgãos ou tecidos de interesse. Além disso, o radiofármaco está presente dentro de um meio atenuador, o próprio corpo do paciente que acaba atuando como uma auto blindagem. A radiação eletromagnética emitida ao atravessar o corpo do paciente, interage com o mesmo via processos de interação da radiação com a matéria (majoritariamente Efeito Fotoelétrico e Espalhamento Compton)<sup>[2]</sup> e é parcialmente absorvida, ou seja, a radiação que efetivamente sai do corpo do paciente é menos intensa quando comparada ao que é emitido por uma fonte do tipo pontual imersa no ar.

Madsen et al.<sup>[10]</sup> fez uma revisão bibliográfica de vários autores que calcularam a dose acumulada em indivíduos ocupacionalmente expostos devido a pacientes injetados com flúor-18. Esses valores de dose acumulada foram normalizados com relação à atividade administrada nos pacientes, à distância fonte-detector e ao tempo em que os pacientes contribuíam para tal dose acumulada. A partir disso, Madsen et al. chegou em um valor médio para a taxa de dose emitida pelos pacientes injetados com flúor-18. Esse valor é 36% menor em relação ao que é emitido por uma fonte do tipo pontual. Desta forma, o autor considerou que 36% da radiação emitida pelo radionuclídeo foi absorvida pelo corpo dos pacientes.

Mais recentemente, dois autores buscaram diferentes metodologias para quantificar o quanto de radiação é absorvida pelo corpo de pacientes em relação a fonte do tipo pontual. Com essa informação em mãos é possível estimar a taxa de dose emitida pelo paciente a partir da taxa de dose emitida por fonte do tipo pontual (dado que é tabelado). Soares et al (2018)<sup>[14]</sup> fez simulações computacionais de Monte Carlo a fim de obter-se a quantidade de radiação absorvida pelo corpo de pacientes. Já Salehzahi et al (2020)<sup>[15]</sup> teve o mesmo objetivo, porém como metodologia utilizou equações matemáticas. Ambos os autores obtiveram resultados para diversos radionuclídeos.

## 2.OBJETIVOS

Não há na literatura dados referentes à absorção corporal da radiação ou taxa de dose emitida por pacientes injetados com radiofármacos obtidos através de **medidas diretas do próprio paciente**. Os dados conhecidos na literatura foram obtidos através de adaptações de trabalhos publicados com outros propósitos, simulações computacionais ou equações matemáticas.

Portanto, o objetivo deste presente estudo é obter a quantidade de radiação absorvida pelo corpo do paciente que será representada pela grandeza que denominamos **Fator de Absorção Corporal Efetivo (FACE)** e foi determinada por meio de uma relação entre as taxas de dose emitidas por fonte do tipo pontual e paciente.

Além disso, também temos como objetivo obter uma grandeza a qual seja possível calcular a taxa de dose emitida por pacientes injetados com radionuclídeos em função da atividade injetada e da distância em relação ao ponto de interesse. Essa grandeza foi chamada de **constante de taxa de dose** com unidade de  $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  ou  $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  (a unidade da constante de taxa de dose vai depender do tipo de detector utilizado para realizar as medições) e foi obtida a partir de uma normalização da taxa de dose medida do paciente pela atividade administrada e a distância paciente-detector.

Ambas as grandezas foram obtidas para dois radionuclídeos com amplo uso na Medicina Nuclear: tecnécio-99m e flúor-18 através de medidas diretas do próprio paciente injetado utilizando detectores de radiação. Tanto a taxa de dose emitida pelos pacientes quanto a absorção corporal da radiação foram obtidas em dois momentos distintos: imediatamente após a administração do radiofármaco e 2) após biodistribuição e eliminação biológica, imediatamente antes do paciente ir para a sala de exames, a fim de verificar o impacto dessas duas grandezas em função do tempo de biodistribuição. Os resultados obtidos foram comparados com os valores presentes na literatura, obtidos por outras metodologias.

### 3. METODOLOGIA

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local (número CAAE: 42993120.9.0000.5404) e o termo de consentimento livre e esclarecido foi obtido de cada paciente incluído no estudo, de acordo com as leis nacionais de ética.

Foram selecionados para esta pesquisa pacientes já encaminhados para o Serviço de Medicina Nuclear. Selecionamos tanto pacientes que realizaram cintilografia óssea convencional quanto exames de PET, independentemente das patologias apresentadas. Participaram da pesquisa 100 pacientes, sendo 50 pacientes realizando PET/CT e 50 pacientes realizando cintilografia óssea, os quais foram injetados com os radiofármacos  $^{18}\text{F}$ -FDG e  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP, respectivamente. A atividade injetada variou de 169,5 a 464,7 MBq (4,58 a 12,56 mCi) para pacientes de PET, enquanto para pacientes de cintilografia óssea variou de 1016 a 1268 MBq (27,5 a 34,3 mCi).

Também medimos as características biológicas de todos os pacientes que participaram do estudo: altura ( $1,61 \pm 0,08$  m), peso ( $74 \pm 16$  kg), idade ( $59 \pm 14$  anos) e sexo (37 homens e 63 mulheres).

#### 3.1 Medidas da taxa de dose emitida pelos pacientes

Para o cálculo do FACE e da constante de taxa de dose foram realizadas medidas das taxas de dose emitidas pelos pacientes em dois momentos distintos. A primeira, imediatamente após a injeção do radiofármaco. E a segunda, após a biodistribuição (imediatamente antes da imagem e após a excreção (urina)). O tempo de biodistribuição para o flúor-18 é de 1 hora e para o tecnécio-99m é de 3 horas.

As medidas de taxa de dose dos pacientes foram realizadas com o paciente posicionado a 2 metros de distância dos detectores. Essa distância foi escolhida de tal forma a maximizar o número de fótons que chegam ao detector e a minimizar a contribuição dos fótons espalhados. Para cada paciente eram realizadas 10 medidas da taxa de dose espaçadas de 5 em 5 segundos com o objetivo de obter um valor médio.

As medidas de taxa de dose foram realizadas utilizando quatro equipamentos: o principal, uma câmara de ionização (Radcal® Accu Dose) e outros três detectores para fins de comparação: duas câmaras de ionização

(Fluke® 451B, Fluke® 451P) e um monitor tipo Geiger-Muller (IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)).



**Figura 1:** Exemplo de como as medidas eram realizadas. Paciente e detectores de radiação eram posicionados a 2 metros de distância. Marcações no chão auxiliavam o posicionamento. Obs.: Na imagem são mostrados apenas os detectores Fluke® 451B e Fluke® 451P. Após finalizada a coleta de dados com esses detectores, eles eram retirados e colocava-se no lugar os outros detectores também utilizados.

### 3.2 Unidades de Medidas

A câmara de ionização principal Radcal® Accu Dose mede Dose no ar que em condições de equilíbrio eletrônico<sup>[16]</sup> (composição do meio e densidade homogêneas, presença de um campo uniforme de radiação e inexistência de campos elétricos ou magnéticos não homogêneos) é igual ao Kerma Colisional no ar. As medições realizadas no presente estudo foram realizadas sob a

condição de equilíbrio eletrônico. Portanto, quando utilizado o detector Radcal® Accu Dose as leituras obtidas foram de **Taxa de Kerma** ( $\mu\text{Gy/h}$ ). Já os demais equipamentos apresentam leitura em **Equivalente de Dose Ambiente**  $H^*(10)$  ( $\mu\text{Sv/h}$ ). Essa diferença entre as unidades é importante ser ressaltada já que a comparação entre as medidas realizadas entre a Radcal® Accu Dose e os demais equipamentos não pode ser direta. É necessário converter a Taxa de Kerma em Equivalente de Dose Ambiente.

Foram utilizados os coeficientes de conversão de Taxa de Kerma em Equivalente de Dose Ambiente ( $H^*(10)$ ) presentes na literatura<sup>[17]</sup> para leituras obtidas com a Radcal® Accu Dose. A tabela com os coeficientes utilizados está no **Apêndice 2**. Para o flúor-18 foi considerado o coeficiente de conversão referente a fótons de 500 KeV, enquanto que para o tecnécio-99m fótons de 150 KeV.

Além disso, as leituras obtidas com todos os equipamentos possuem dependência com a energia do radionuclídeo medido e, portanto, devem ser corrigidas. A correção é realizada por fatores multiplicativos que são extraídos de gráficos presentes no manual dos equipamentos. Estes gráficos são mostrados no **Apêndice 3**. Todas as leituras do presente trabalho foram devidamente corrigidas.

### **3.3 Fator de absorção corporal efetivo (FACE)**

Nós criamos um fator para quantificar a quantidade de radiação absorvida pelo corpo do paciente, o qual nomeamos de FACE. Para calculá-lo, utilizamos as medidas de taxas de dose produzidas pelos pacientes em conjunto com medidas de taxa de dose produzidas por fontes do tipo pontual.

A taxa de dose medida da fonte pontual refere-se à leitura correspondente a emissão de radiação de uma fonte radioativa de dimensão infinitesimal não blindada no ar, ou seja, é o valor de taxa de dose que obteríamos se não houvesse a presença do corpo do paciente e se todo material radioativo estivesse concentrado em um único ponto. Já a medida de taxa de dose do paciente leva em conta a biodistribuição da radiação pelo corpo, além da influência da espessura do paciente no processo de absorção corporal da radiação. Portanto, a relação entre essas duas medidas permite estimar a fração

de radiação que foi absorvida pelo próprio corpo do paciente, representada pelo FACE, que foi definido como sendo:

$$FACE [\%] = 100 \times \frac{TD_{Pontual} - TD_{Paciente}}{TD_{Pontual}} = 100 \times \left(1 - \frac{TD_{Paciente}}{TD_{Pontual}}\right) \quad (1)$$

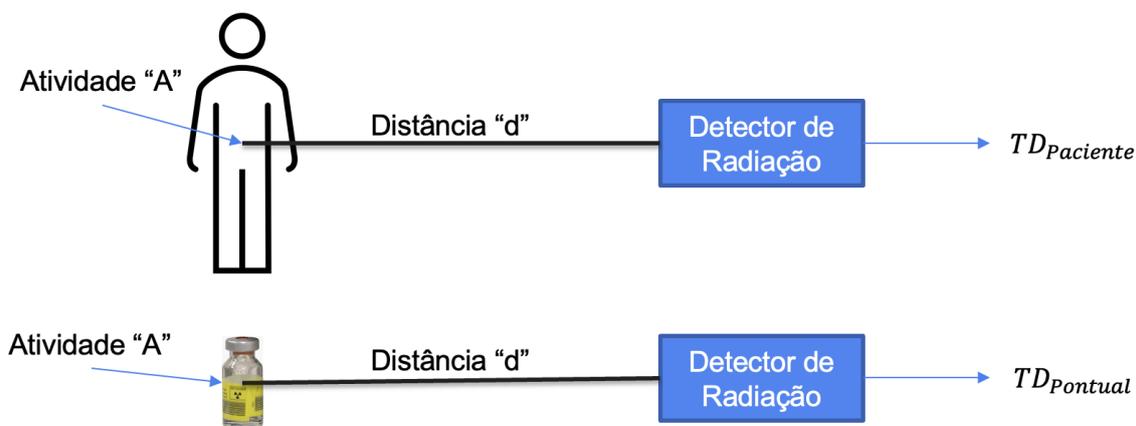
Onde:

$TD_{Pontual}$  é a taxa de dose produzida pela fonte pontual

$TD_{Paciente}$  é a taxa de dose produzida pelo paciente

Para a equação (1) ser válida, as medidas de taxas de dose do paciente e da fonte pontual foram realizadas sob as mesmas condições: mesma distância entre a fonte pontual ou o corpo do paciente e o detector e a mesma atividade na fonte pontual e no paciente.

A fonte do tipo pontual considerada é um frasco contendo material radioativo. Apesar do material radioativo presente no frasco não ocupar um volume infinitesimal, sob o ponto de vista do detector, o frasco de radiação pode ser aproximado por uma fonte do tipo pontual já que a distância fonte-detector de 2 metros é muito maior do que as dimensões do frasco (diâmetro de 4 cm).



**Figura 2:** Representação gráfica de como foram realizadas as medidas para o cálculo de FACE. Paciente e frasco (fonte pontual) foram posicionados na mesma distância “d” dos detectores de radiação e com mesma atividade “A” produzindo taxas de dose paciente ( $TD_{Paciente}$ ) e fonte pontual ( $TD_{Pontual}$ ) nos detectores, respectivamente. Obs.: Essas medidas não eram realizadas em simultâneo.

### 3.4 Calibração dos Detectores para Fontes Pontuais

A calibração dos detectores é de fundamental importância para obtermos a taxa de dose de fonte do tipo pontual que é utilizada na **equação (1)** para o cálculo de FACE.

Para obtenção da taxa de dose de fonte do tipo pontual ( $TD_{Pontual}$ ) foi utilizada a estratégia de realizar uma curva de calibração dos detectores de radiação utilizados para fontes pontuais de tecnécio-99m e flúor-18. Foi realizada uma calibração para cada detector e cada radionuclídeo.

A calibração consistiu em preparar um frasco contendo material radioativo (fonte pontual) com atividade superior à máxima administrada para cada grupo de pacientes: atividade máxima administrada no paciente com flúor-18 = 12,56 mCi; atividade máxima administrada no paciente com tecnécio-99m = 34,3 mCi. Essa fonte foi posicionada a distância de 2 metros dos detectores (mesma distância paciente-detectores) e então eram medidos 10 valores da taxa dose produzida pela fonte pontual a fim de obter-se um valor médio em intervalos de 5 minutos. Esse procedimento foi realizado até as medidas de taxa de dose confundirem-se com a radiação de fundo (*background*).

Com isso, foi possível realizar medidas por todo o decaimento radioativo da fonte pontual em função do tempo. Como a atividade do radionuclídeo é dependente do tempo, e tínhamos o valor inicial da atividade do frasco radioativo, foi possível saber o valor da atividade em qualquer instante do tempo. Sendo assim, foi estabelecida uma relação da taxa de dose produzida pela fonte do tipo pontual em função da atividade da fonte para cada instante medido.

A partir dos vários dados obtidos de taxa de dose em função da atividade foi feito um gráfico onde observou-se uma relação linear entre as grandezas medidas. Desta forma, utilizando o *software* matemático “*Origin Pro 8.5*” foi realizado um *fitting* linear, isto é, uma interpolação matemática da reta que melhor descreve o comportamento dos pontos. Com isso foi obtida uma equação matemática (para cada detector e radionuclídeo) que relacionava a taxa de dose de fonte do tipo pontual em função da atividade.

Por intermédio das equações matemáticas obtidas foi possível obter a taxa de dose de fonte pontual a partir da atividade desejada. Desta forma, bastava verificar qual era o valor da atividade presente no organismo do paciente no momento da medição, e usar esse mesmo valor de atividade nas equações

de calibração para obter-se a taxa de dose de fonte pontual com atividade igual àquela que tinha no paciente. Assim, foi possível garantir uma das condições impostas para que a **equação (1)** tivesse validade: fonte pontual e paciente com mesma atividade. A outra condição foi garantida no posicionamento do paciente e da fonte pontual: foram mantidas as mesmas distâncias fonte-detector e paciente-detector (2 metros).

A estratégia da calibração dos detectores de radiação foi adotada por dois motivos. O primeiro deles para não haver desperdício de material radioativo. As fontes pontuais foram preparadas dentro da radiofarmácia, área considerada estéril. As medições eram realizadas em uma sala blindada externa à radiofarmácia. A fonte radioativa, ao sair de uma área estéril para uma área não-estéril, não poderia retornar para a radiofarmácia após a medição para ser utilizada na marcação de algum *kit* que posteriormente seria administrado no paciente. Sendo assim, se a calibração não fosse realizada, seria necessário o preparo de 200 fontes pontuais (100 de tecnécio-99m e 100 de flúor-18, pois seriam 2 fontes para cada paciente). Com a calibração, reduziu-se o número de fontes utilizadas para apenas duas, uma de flúor-18 e uma de tecnécio-99m.

Outro motivo, seria a dificuldade em preparar uma fonte radioativa com o mesmo valor de atividade no paciente no instante da medição, sendo impraticável o preparo de uma fonte pontual com precisão nas casas decimais. Isso porque a atividade específica do radionuclídeo não é constante, já que ele está em processo de decaimento radioativo ininterrupto. Além disso, mesmo que fosse possível preparar uma fonte com exatamente a mesma atividade contida no paciente, existiria o tempo de posicionamento. Seria necessário levar a fonte pontual da radiofarmácia até a sala de medidas, posicionar a fonte e então iniciar as medidas de taxa de dose. Durante esse tempo de posicionamento, a atividade presente na fonte já teria decaído e não teria mais exatamente o mesmo valor de atividade do paciente. Portanto, a calibração se mostrou o método mais confiável para obtenção da taxa de dose de fonte do tipo pontual, além de evitar o desperdício de material radioativo.

### **3.5 Constante de taxa de dose emitida pelos pacientes**

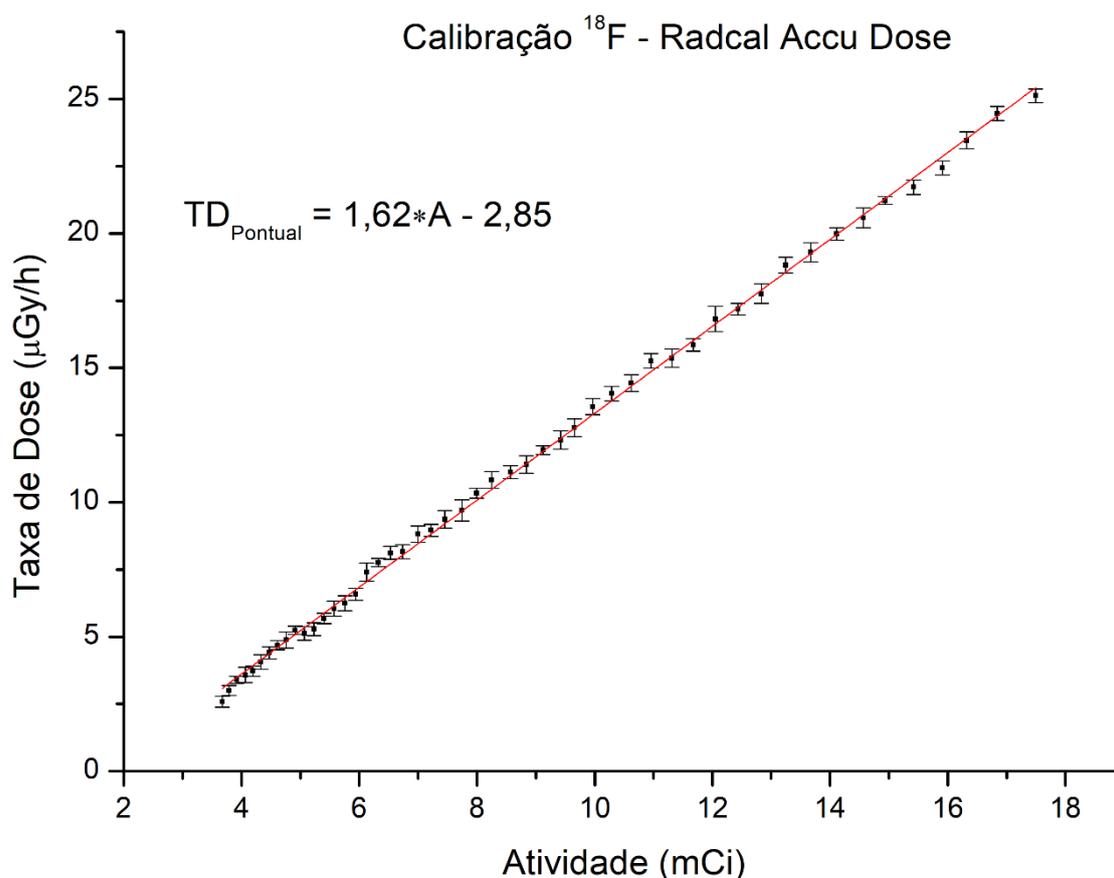
Os valores médios de taxa de dose obtidos de cada paciente foram normalizados pela atividade presente no momento da medição e pela distância para o cálculo da constante de taxa de dose. O cálculo desta constante foi importante pois o valor de atividade administrado em cada paciente não foi fixo, ele obedeceu ao intervalo especificado na descrição da metodologia, ou seja, cada valor individual de taxa de dose tem uma dependência com a atividade presente no momento da medição. Para eliminar essa dependência realizamos a normalização pela atividade e distância obtendo-se a constante de taxa de dose do paciente.

## 4.RESULTADOS

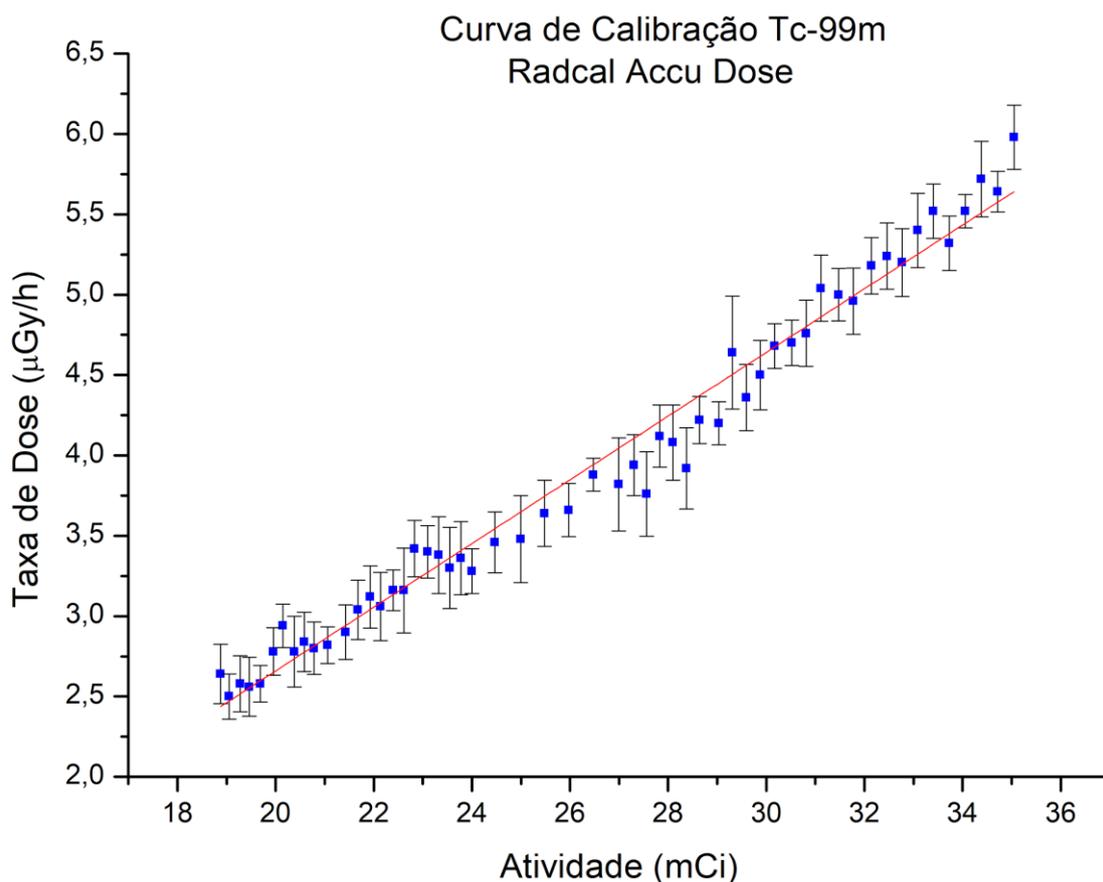
Os resultados obtidos para as equações de calibração dos detectores, fator de absorção corporal efetivo (FACE) e constante de taxa de dose para cada radionuclídeo e detector de radiação são mostrados abaixo:

### 4.1 Equações de Calibração dos Detectores

Os gráficos da taxa de dose em função da atividade presente na fonte do tipo pontual de flúor-18 e tecnécio-99m obtidos para o detector Radcal® Accu Dose são mostrados nas **Figuras 3 e 4**, respectivamente. Nota-se que o comportamento dos pontos segue um regime linear. Sendo assim, utilizou-se o *software Origin Pro 8.5* a fim de obter-se a equação da melhor reta que melhor descreve o comportamento dos pontos, que será considerada como sendo a equação de calibração do detector para o radionuclídeo em questão.



**Figura 3:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade para o detector de radiação Radcal® Accu Dose.



**Figura 4:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade para o detector de radiação Radcal® Accu Dose.

Este mesmo procedimento foi realizado para todos os detectores utilizados com fontes pontuais de flúor-18 e tecnécio-99m. Os gráficos dos outros detectores utilizados para obtenção das equações de calibração são mostrados no **Apêndice 1**.

As equações de calibração dos diferentes detectores para obtenção das taxas de dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade administrada no paciente para posterior cálculo de FACE são mostradas na **Tabela 1**.

**Tabela 1:** Equações de calibração para flúor-18 obtidas via interpolação matemática no *software Origin Pro 8.5*

Equipamento	Equação (Flúor-18)
Radcal® Accu Dose	$TD [\mu\text{Gy/h}] = 1,62 \cdot A - 2,85$
Fluke® 451P	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 0,23 \cdot A + 1,86$
Fluke® 451B	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 0,24 \cdot A + 1,82$
IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 1,82 \cdot A - 0,22$

TD: Taxa de Dose de Fonte Pontual

A: Atividade no paciente no instante da medida [mCi]

As equações de calibração dos diferentes detectores para obtenção das taxas de dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade administrada no paciente para posterior cálculo de FACE são mostradas na **Tabela 2**.

**Tabela 2:** Equações de calibração para tecnécio-99m obtidas via interpolação matemática no *software Origin Pro 8.5*

Equipamento	Equação (Tecnécio-99m)
Radcal® Accu Dose	$TD [\mu\text{Gy/h}] = 0,20 \cdot A - 1,30$
Fluke® 451P	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 0,25 \cdot A - 0,32$
Fluke® 451B	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 0,25 \cdot A - 0,12$
IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)	$TD [\mu\text{Sv/h}] = 0,39 \cdot A - 0,18$

TD: Taxa de Dose de Fonte Pontual

A: Atividade no paciente no instante da medida [mCi]

A partir das equações presentes nas **Tabelas 1 e 2**, basta substituímos o valor de atividade presente no paciente no momento da medição, para descobrir qual seria a taxa de dose produzida por fonte do tipo pontual com a

mesma atividade. Com esse dado, conseguimos utilizar a **equação (1)** para o cálculo de FACE.

#### 4.2 Fator de Absorção Corporal Efetivo (FACE)

O Fator de Absorção Corporal Efetivo é uma grandeza adimensional por se tratar de uma medida relativa entre as taxas de dose medidas em dois momentos distintos (após injeção e após biodistribuição). Como o FACE é calculado por medidas da taxa de dose realizadas sempre com o mesmo detector, ele independe da unidade da taxa de dose a qual está calibrada o detector utilizado, seja ela em *Gray* (Gy) ou *Sievert* (Sv).

Os valores de FACE são dados em porcentagem e representam a quantidade de radiação absorvida pelo corpo do paciente em relação à fonte pontual. Os resultados foram obtidos para cada um dos diferentes detectores de radiação e radionuclídeos utilizados. Os valores de FACE obtidos para o flúor-18 após injeção e após biodistribuição são mostrados na **Tabela 3**.

**Tabela 3:** Valores de FACE [%] para o flúor-18 após injeção e após biodistribuição

Momento (Flúor-18)	Equipamento			
	Radcal® Accu Dose	Fluke® 451P	Fluke® 451B	IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)
Após Injeção	28 ± 8	35 ± 5	35 ± 5	29 ± 5
Após Biodistribuição	24 ± 11	36 ± 6	37 ± 6	33 ± 5

Os valores de FACE obtidos para o tecnécio-99m após injeção e após biodistribuição são mostrados na **Tabela 4**.

**Tabela 4:** Valores de FACE [%] para o tecnécio-99m após injeção e após biodistribuição

Momento (Tecnécio-99m)	Equipamento			
	Radcal® Accu Dose	Fluke® 451P	Fluke® 451B	IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)
Após Injeção	29 ± 13	30 ± 8	32 ± 11	17 ± 11
Após Biodistribuição	60 ± 16	61 ± 10	61 ± 11	52 ± 12

#### 4.3 Constante de Taxa de Dose

Os valores de constante de taxa de dose obtidos para o flúor-18 imediatamente após a injeção e após a biodistribuição são mostrados na **Tabela 5**.

Para fins de comparação as leituras de Kerma no ar obtidas com a Radcal® Accu Dose foram convertidas para Equivalente de Dose Ambiente H\*(10) como explicado no **ítem 3.2**.

**Tabela 5:** Valores de constante de taxa de dose para o flúor-18 após a injeção e após a biodistribuição. Unidade:  $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$

Momento (Flúor-18)	Constante de Taxa de Dose [ $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$ ]			
	Radcal® Accu Dose	Fluke® 451P	Fluke® 451B	IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)
Após Injeção	4,4 ± 0,4*	4,9 ± 0,3	4,8 ± 0,4	5,1 ± 0,3
Após Biodistribuição	4,0 ± 0,4*	4,8 ± 0,4	4,6 ± 0,4	4,8 ± 0,4

\*Convertido de Kerma no ar para Equivalente de Dose Ambiente H\*(10)

Os valores de constante de taxa de dose obtidos para o tecnécio-99m imediatamente após a injeção e após a biodistribuição são mostrados na **Tabela 6**.

**Tabela 6:** Valores de constante de taxa de dose para o tecnécio-99m após a injeção e após a biodistribuição. Unidade:  $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$

Momento (Tecnécio- 99m)	Constante de Taxa de Dose [ $\mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$ ]			
	Radcal® Accu Dose	Fluke® 451P	Fluke® 451B	IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)
Após Injeção	$0,66 \pm 0,13^*$	$0,61 \pm 0,07$	$0,60 \pm 0,10$	$0,67 \pm 0,10$
Após Biodistribuição	$0,40 \pm 0,20^*$	$0,33 \pm 0,08$	$0,35 \pm 0,11$	$0,38 \pm 0,10$

\*Convertido de Kerma no ar para  
Equivalente de Dose Ambiente  $H^*(10)$

## 5.DISSCUSSÃO

No presente estudo, foi obtida a grandeza FACE para quantificar a quantidade de radiação absorvida pelo corpo do paciente por meio de medições diretas da taxa de dose emitida pelos próprios pacientes injetados com flúor-18 e tecnécio-99m. Além disso, também obtivemos a constante de taxa de dose que tem como finalidade a obtenção da taxa de dose emitida por pacientes injetados com tecnécio-99m ou flúor-18 em função da atividade administrada e da distância em relação ao ponto de interesse. Essas grandezas são de fundamental importância para o desenvolvimento dos Projetos de Blindagem, uma vez que é necessário saber o quanto de radiação a fonte radioativa está emitindo.

Dentre os equipamentos disponíveis para o presente estudo, o mais adequado para medições de taxa de dose e que foi escolhido como o principal foi a câmara de ionização Radcal® Accu Dose. Em relação aos demais equipamentos utilizados é considerada a mais sofisticada, destacando-se por possuir maior volume de detecção de radiação incidente, maior sensibilidade, possuir eletrômetro dedicado e correção de temperatura e pressão em tempo real. Devido a essas diferenças, a Radcal® Accu Dose produziu resultados mais confiáveis em relação aos demais equipamentos disponíveis. Por esse motivo, os resultados obtidos com a Radcal® Accu Dose é que serão utilizados para efeitos de comparação com a literatura.

Os resultados obtidos com os demais equipamentos serão comparados com aqueles obtidos com a Radcal® Accu Dose, a fim de verificar possíveis discrepâncias entre os resultados e verificar se seria factível utilizar esses detectores mais simples para obter com confiabilidade a constante de taxa de dose e FACE. A Radcal® Accu Dose, por ser um equipamento bastante sofisticado, apresenta um alto custo financeiro e dificilmente é encontrada nos Serviços de Medicina Nuclear. Em geral, são encontradas câmaras de ionização mais simples, como por exemplo as Flukes® ou então, detectores do tipo Geiger Müller, como o IMI-IAV2 utilizados neste estudo. Portanto, é importante verificar se estes detectores mais facilmente encontrados na rotina de um Serviço de Medicina Nuclear são adequados para a obtenção das grandezas desejadas.

## 5.1 Comparação do Fator de Absorção Corporal Efetivo (FACE) entre os Detectores Utilizados

Nota-se da **Tabela 1** que não houve diferença significativa entre os valores médios de FACE para o flúor-18 obtidos com todos os detectores utilizados levando-se em conta os desvios padrões associados tanto após a injeção quanto após a biodistribuição.

Já para os valores médios de FACE para o tecnécio-99m (**Tabela 2**) nota-se que, exceto pelos valores conseguidos com o Geiger-Müller, não houve diferença significativa entre os valores médios obtidos levando-se em conta os desvios padrões associados. Para as câmaras de ionização observa-se que o valor de FACE praticamente dobrou após a biodistribuição em relação ao instante após a injeção. Este fato não está associado aos equipamentos em si, mas a uma questão de biodistribuição do radiofármaco MDP no corpo dos pacientes e será explorado no próximo subitem da **Discussão**.

Os valores de FACE acompanham um desvio padrão relativamente alto. Isso acontece pelo fato de não termos um espaço amostral padrão. Os pacientes participantes do estudo tinham altura, peso, idade e sexo diferentes, além da fisiologia de cada um que se comporta de forma única. Todos esses fatores impactam na absorção corporal da radiação, o que é representado pelo alto desvio padrão associado.

As câmaras de ionização Fluke® 451P e Fluke® 451B tiveram desempenho próximo àquele obtido com a Radcal® Accu Dose, podendo, portanto, serem utilizadas para obtenção do FACE. Já o Geiger-Müller não é adequado para obtenção do FACE, motivo que é explicado no **subitem 5.2** abaixo.

## 5.2 Geiger-Müller

Para explicar as diferenças encontradas no valor de FACE obtido com o Geiger-Müller em relação à Radcal® Accu Dose para o tecnécio-99m é importante compreender, pelo menos de forma básica, o funcionamento de um detector do tipo Geiger-Müller. Um detector Geiger-Müller, devido à sua estrutura que opera em um regime de alta tensão, não consegue distinguir nem tipo e nem energia da radiação incidente e é frequentemente chamado de contador. Este equipamento simplesmente detecta se há ou não radiação no ambiente. No

entanto, ele pode ser usado para medições quantitativas de taxa de dose em condições muito específicas, chamadas condições de calibração<sup>[2]</sup>.

Todos os medidores de radiação utilizados em Medicina Nuclear devem ser calibrados bienalmente por laboratórios acreditados regulamentados nos órgãos de legislação vigentes<sup>[18]</sup>. Vale ressaltar que essa calibração é bem diferente daquela utilizada neste estudo a fim de encontrar uma equação para estimar a taxa de dose de fonte do tipo pontual em função da atividade. Os instrumentos são calibrados utilizando uma fonte radioativa de referência de atividade e energia conhecidas com precisão de muitas casas decimais posicionada a uma distância fixa.

Em geral, para a calibração do Geiger-Müller, utiliza-se uma fonte pontual de césio-137 com energia de 661,7 KeV fixada a uma distância de 1 ou 2 metros do detector. Esta é a chamada condição de calibração. Portanto, o Geiger-Müller torna-se eficiente para medições quantitativas de taxa de dose apenas nessa condição. O Geiger-Müller caracteriza todos os fótons incidentes como sendo igual ao da energia a qual ele foi calibrado, isto é, independentemente da energia do fóton incidente o Geiger vai “enxergá-lo” como sendo de 661,7 KeV (equipamento calibrado com césio-137). As câmaras de ionização não possuem essa limitação pois conseguem distinguir a energia dos fótons incidentes.

Quando o radionuclídeo está presente no interior do corpo do paciente, o próprio corpo do paciente atua como um meio espalhador favorecendo a interação, Espalhamento Compton. A consequência disso é que temos um espectro de energia polienergético emergindo do corpo do paciente: fótons de várias energias, desde baixas (da ordem de 20 a 30 KeV) até a energia máxima que é correspondente a energia do radionuclídeo. Esses fótons de mais baixa energia provenientes do Espalhamento Compton no corpo do paciente, quando interagem nas câmaras de ionização, são caracterizados de acordo com sua energia e o equipamento detector pondera a contribuição da energia depositada por este fóton no volume sensível para a taxa de dose final. Em outras palavras, quanto menor a energia do fóton, menor a criação de pares de íons, e menor sua contribuição para a taxa de dose final. No entanto, detectores do tipo Geiger-Müller não conseguem fazer essa distinção da energia. Todos os fótons que chegam, independentemente de sua energia, são caracterizados como sendo de energia igual ao que o equipamento foi calibrado. O problema disso é que não

haverá ponderação nas energias para a taxa de dose final. Para o Geiger, o fóton de mais baixa energia vai ter a mesma contribuição que o fóton de alta energia. Como consequência, as medidas de taxa de dose do paciente realizadas com o Geiger-Müller fora da condição de calibração tendem a ser superestimadas. De acordo com a **equação (1)** se a taxa de dose do paciente for superestimada, como consequência, o valor de FACE será menor.

Nota-se da **Tabela 3** que os valores de FACE obtidos com o Geiger IMI-IAV2 não têm diferença significativa em relação aos obtidos com as câmaras de ionização (Fluke® 451P, Fluke® 451B e Radcal® Accu Dose). Isso é explicado pelo fato de que o radionuclídeo mensurado é o flúor-18 que é pósitron emissor tendo como resultado final a emissão de fótons de 511 KeV. Estes fótons têm energia relativamente próxima à energia a qual o Geiger foi calibrado (661,7 KeV), sendo assim o Geiger teve um comportamento parecido ao das câmaras de ionização. No entanto, quando observamos os valores de FACE presentes na **Tabela 4** para o radionuclídeo tecnécio-99m, o comportamento do Geiger foi bastante discrepante em comparação às câmaras de ionização. Neste caso, o tecnécio tem energia de 140 KeV, ou seja, energia muito menor que a energia de calibração do Geiger. Isso faz com que o Geiger seja utilizado ainda mais distante das condições de calibração fazendo com que seja medido um valor de taxa de dose não confiável.

Portanto, para medidas realizadas fora da condição de calibração, os valores de taxa de dose medidos ficam comprometidos não apresentando relação com a radiação incidente no detector, fator que é evidenciado nos resultados de pacientes injetados com tecnécio-99m. Por esse motivo, os valores de FACE obtidos com o Geiger IMI-IAV2 são menores que aqueles obtidos com as câmaras de ionização, sendo então, este instrumento não adequado para obtenção do FACE.

### 5.3 Valores de FACE para o Tecnécio-99m após injeção e após biodistribuição

Na **Tabela 4** nota-se que os valores de FACE obtidos com as câmaras de ionização após a biodistribuição praticamente dobraram em relação àqueles obtidos após a injeção. Isso acontece devido a uma característica do próprio radiofármaco MDP junto a fisiologia do paciente.

Imediatamente após a injeção, o MDP se distribui na corrente sanguínea do paciente. À medida que o tempo passa, o MDP tende a se acumular no órgão/tecido de interesse, que no caso é o osso. Após 3 horas, o MDP se encontra acumulado em toda a matriz óssea do paciente. O osso tem alto número atômico e alta densidade, e a consequência disso é que ele absorve mais radiação. Portanto, o FACE aumenta consideravelmente após a biodistribuição, pois grande parte do radiofármaco está sendo absorvido pelo osso. Durante a primeira medição, logo após a injeção, o radiofármaco ainda não se encontra nos ossos e se localiza primordialmente na corrente sanguínea, o que faz com que a absorção de radiação seja menor em relação ao osso. Logo, o FACE para este primeiro momento também será menor.

Avaliar o FACE em dois momentos distintos (após injeção e após biodistribuição) é de fundamental importância e tem impacto direto na otimização dos projetos de blindagem. O valor de FACE a ser considerado nos cálculos de barreira deve ter como base a finalidade da sala a qual irá receber a blindagem.

Se a sala a ser blindada é uma sala de repouso, ou seja, a sala na qual o paciente irá aguardar a biodistribuição do radiofármaco em seu corpo para depois seguir para a sala exame, é necessário adotar o valor de FACE obtido imediatamente após a injeção, pois este é o momento mais restritivo: o radiofármaco encontra-se na corrente sanguínea sendo menos absorvido pelo corpo. Portanto, neste momento é necessário compensar essa menor absorção corporal da radiação, aumentando a espessura de blindagem utilizada.

Caso a sala a ser blindada for uma sala de exames, pode-se adotar o valor de FACE conseguido após a biodistribuição, um valor menos restritivo. Durante o exame, o radiofármaco já está concentrado nos ossos, que são responsáveis por absorver uma quantidade considerável de radiação. Sendo

assim, pode-se compensar essa maior absorção corporal da radiação, diminuindo a espessura de blindagem utilizada.

A escolha correta de FACE é essencial para a otimização dos Projetos de Blindagem e Segurança Radiológica dos indivíduos. Uma escolha errada, como utilizar por exemplo o FACE obtido após a biodistribuição no cálculo de barreiras de uma sala de repouso, faria com que a espessura requerida fosse subestimada e acarretaria um problema de proteção radiológica, já que as salas vizinhas seriam mais irradiadas.

#### **5.4 Comparação da Constante de Taxa de Dose entre os Detectores Utilizados**

Com relação a constante de taxa de dose, observamos das **Tabelas 5 e 6** que os resultados obtidos após a injeção e após a biodistribuição tanto para flúor-18 quanto para tecnécio-99m não apresentam diferença significativa e, portanto, concordam entre si de acordo com o momento e o radionuclídeo analisado.

Nota-se da **Tabela 6** que existe uma diferença significativa entre os valores da constante de taxa de dose para o tecnécio-99m obtidos imediatamente após a injeção e após a biodistribuição para todos os detectores utilizados. Todos os valores são menores para o segundo momento. Isso aconteceu pois, para a obtenção da constante de taxa de dose, o valor medido de taxa de dose foi multiplicado pela distância ao quadrado e dividido pela atividade corrigida pelo decaimento radioativo para o instante da segunda medida. Entretanto, essa atividade corrigida pelo decaimento radioativo **não** representa mais a atividade remanescente no corpo do paciente, na prática, essa atividade é menor por conta da eliminação biológica. O tempo de biodistribuição para o exame de cintilografia óssea convencional em que é administrado tecnécio-99m é de 3 horas. O paciente é instruído pela equipe de enfermagem a tomar bastante água nesse intervalo de tempo e a ir ao banheiro urinar. Ou seja, parte da atividade administrada é eliminada da urina do paciente. Portanto, a atividade corrigida pelo decaimento radioativo para o instante da segunda medida não tem mais correlação com a taxa de dose produzida pelo paciente. Essa é a representação real do impacto da fisiologia do paciente no conjunto de

medidas. O mesmo fato acontece para o flúor-18. Nota-se da **Tabela 5** que os valores da constante de taxa de dose também diminuem, porém de forma bem menos sutil. A hipótese é de que a eliminação biológica não seja tão pronunciada quanto no caso do tecnécio-99m pelo fato do tempo de biodistribuição ser menor (1 hora).

Podemos concluir que todas as câmaras de ionização utilizadas no presente estudo são confiáveis para a quantificação da constante de taxa de dose. O Geiger-Müller, apesar de seu resultado ter se aproximado ao das câmaras de ionização, seu uso para medidas quantitativas fora das condições de calibração não é recomendado. O Geiger pode ser utilizado para obter com confiabilidade a constante de taxa de dose apenas dos radionuclídeos aos quais o instrumento é calibrado em laboratório (em geral, Césio-137 ou Cobalto-60).

### **5.5 Comparação da Constante de Taxa de Dose e FACE obtidos com a Radcal® Accu Dose e a literatura**

Os resultados da constante de taxa de dose e FACE obtidos com a Radcal® Accu Dose foram comparados com os dados encontrados na literatura. Apenas as grandezas obtidas com a Radcal® Accu Dose foram comparadas, já que esse é o equipamento mais confiável conforme explicado anteriormente. Além disso, só utilizaremos para efeitos de comparação os valores da constante de taxa de dose obtidos após a injeção, já que aqueles obtidos após a biodistribuição não devem ser considerados como explicado no **item 5.4**.

Madsen et al.<sup>[10]</sup> fez uma revisão bibliográfica de vários autores que calcularam a dose acumulada em indivíduos ocupacionalmente expostos a pacientes injetados com flúor-18. Esses valores de dose acumulada foram normalizados com relação à atividade administrada nos pacientes, à distância fonte-detector e ao tempo em que os pacientes contribuíram para tal dose acumulada. O valor sugerido pela publicação para a taxa de dose do paciente logo após a administração do flúor-18 foi de  $3,4 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$ . Este valor foi comparado ao que é emitido por uma fonte do tipo pontual e o autor demonstrou que o corpo do paciente absorve aproximadamente 36% da radiação presente em seu organismo.

Os valores obtidos no presente estudo para a constante de taxa de dose do paciente, através de medidas diretas da taxa de dose emitidas por pacientes

injetados com flúor-18 com a câmara de ionização Radcal® Accu Dose, foi de  $4,4 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  após a injeção, e para a absorção corporal da radiação representada pelo FACE foi de 28%. Em comparação com os valores sugeridos pela publicação<sup>[10]</sup>, os resultados obtidos no presente trabalho foram aproximadamente 22% maior para a constante de taxa de dose e 22% menor para valor médio de FACE imediatamente após a injeção.

O valor da constante de taxa de dose encontrado no presente trabalho para o flúor-18, apesar de estar na mesma ordem de grandeza, tem uma diferença significativa em relação ao valor encontrado na literatura. Porém, vale ressaltar que a constante de taxa dose foi obtida por meio de uma metodologia inédita, em que foram realizadas medidas diretas de pacientes injetados com radionuclídeos, enquanto que na literatura<sup>[10]</sup> o resultado foi conseguido através de revisões bibliográficas.

Com relação a constante de taxa de dose de paciente para tecnécio-99m obtivemos o valor de  $0,66 \mu\text{Sv}\cdot\text{m}^2/\text{mCi}\cdot\text{h}$  para a Radcal® Accu Dose e não existe na literatura dados dessa grandeza para efeitos de comparação. Sendo assim, o valor obtido no presente estudo é inédito.

A diferença de 22 % encontrada entre os valores de FACE se deve basicamente as diferenças de características biológicas (altura, massa, idade, sexo etc.) do grupo de pacientes analisados. Quando levamos em consideração o desvio padrão associado ao valor médio de FACE obtido para o flúor-18 com a Radcal® Accu Dose ( $28 \pm 8\%$ ) temos o valor sugerido pela publicação<sup>[10]</sup> englobado.

Salehzahi et al.<sup>[15]</sup> calculou a absorção de radiação para pacientes injetados com alguns radionuclídeos por meio do uso de uma equação matemática. O autor desconsiderou a biodistribuição da radiação no corpo. Já Soares et al.<sup>[14]</sup> também realizou este cálculo, porém, utilizando uma metodologia diferente, a simulação computacional de Monte Carlo. O autor utilizou um algoritmo para corrigir a biodistribuição da radiação no corpo. Nenhum dos autores especifica se os valores de absorção corporal da radiação encontrados são válidos para o momento após injeção ou após biodistribuição e eles adotaram um valor único.

O que encontramos na literatura para o radionuclídeo flúor-18 é que, tanto a equação matemática<sup>[15]</sup> quanto a simulação computacional<sup>[14]</sup> obtiveram um

valor de 66% para a absorção corporal da radiação. Um valor bastante discrepante em relação aos 28% obtido no presente estudo.

O que existe na literatura para o tecnécio-99m mostra que a equação matemática<sup>[15]</sup> teve como resultado 63% de radiação absorvida no corpo do paciente e a simulação computacional<sup>[14]</sup> de 50%. No presente estudo, obtivemos o valor de 29% após a injeção e 60% após a biodistribuição. Os valores propostos pelos autores<sup>[14; 15]</sup> se aproximam mais daqueles obtidos após a biodistribuição, porém são bem discrepantes em relação aos valores após a injeção.

Os valores de absorção corporal da radiação obtidos via simulação computacional e equação matemática foram bem discrepantes com relação aos obtidos neste presente estudo a partir de medidas diretas da taxa de dose produzida pelos pacientes. A fisiologia de um paciente, a complexa biodistribuição da radiação no corpo, a forma única e peculiar com que cada paciente reage a determinadas situações são fatores determinantes para explicar tais diferenças nos resultados comparados.

Além disso, os autores da equação matemática<sup>[15]</sup> e simulação computacional<sup>[14]</sup> adotam um único valor para a absorção corporal da radiação, sem fazer distinção se o valor deve ser adotado após injeção ou após biodistribuição. Nos resultados do presente estudo observamos que, principalmente para o tecnécio-99m, o valor de FACE muda consideravelmente dependendo do momento analisado devido a biodistribuição do radiofármaco. Isso é de fundamental importância a se considerar nos cálculos de barreira.

O valor de FACE deve ser escolhido de acordo com o propósito da sala que irá receber a blindagem. Para o cálculo da blindagem das salas de repouso, devem ser considerados os valores de FACE obtidos após a injeção do radiofármaco. Para os cálculos de blindagem para salas de exame, devem ser considerados os valores de FACE obtidos após a biodistribuição.

## 5.6 Planejamento Futuro

Como ideia futura, pretende-se calcular a constante de taxa de dose do paciente e o FACE para outros radionuclídeos utilizados na prática da Medicina

Nuclear, e também utilizando outros radiofármacos, devido às diferenças na biodistribuição e eliminação biológica de cada um.

Além disso, sugerimos também que sejam realizados o cálculo das grandezas utilizando outros tipos de detectores de radiação no futuro, como por exemplo os semicondutores ou câmaras de cintilação.

Consideramos que desenvolver uma metodologia para obtenção da constante de taxa de dose e FACE utilizando câmaras de cintilação seria muito vantajoso já que a grande maioria dos Serviços de Medicina Nuclear contam com um equipamento desse tipo.

## 6.CONCLUSÃO

A constante de taxa dose e FACE foram obtidos por meio de uma metodologia inédita, em que foram realizadas medidas diretas de pacientes injetados com radionuclídeos, enquanto que os dados conhecidos dessas grandezas na literatura até então, foram conseguidos através de simulações computacionais, equações matemáticas ou revisões bibliográficas.

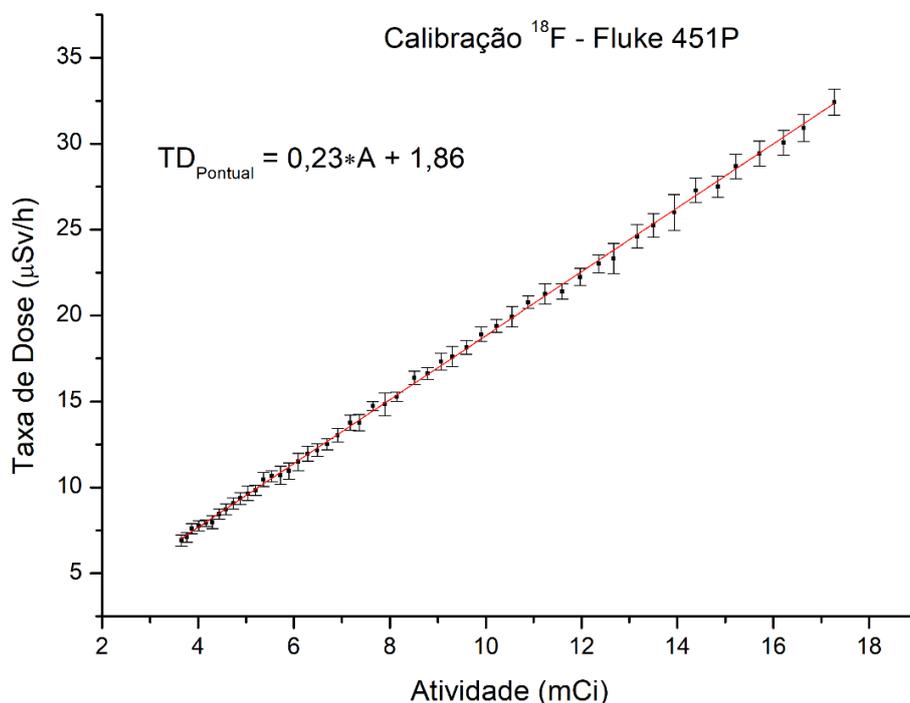
Levar em consideração o FACE ou a constante de taxa de dose do paciente nos cálculos de barreira tem fundamental importância para a otimização dos projetos de blindagem. Os valores de FACE obtidos para o tecnécio-99m, praticamente dobraram no instante após a biodistribuição em relação ao instante após injeção. Isso deve-se à biodistribuição do radiofármaco no corpo do paciente. Sendo assim, recomendamos que em projetos de blindagem envolvendo tecnécio-99m, o cálculo da barreira seja realizado considerando o valor de FACE adequado à finalidade da sala (repouso ou exames) que receberá a blindagem.

## REFERÊNCIAS

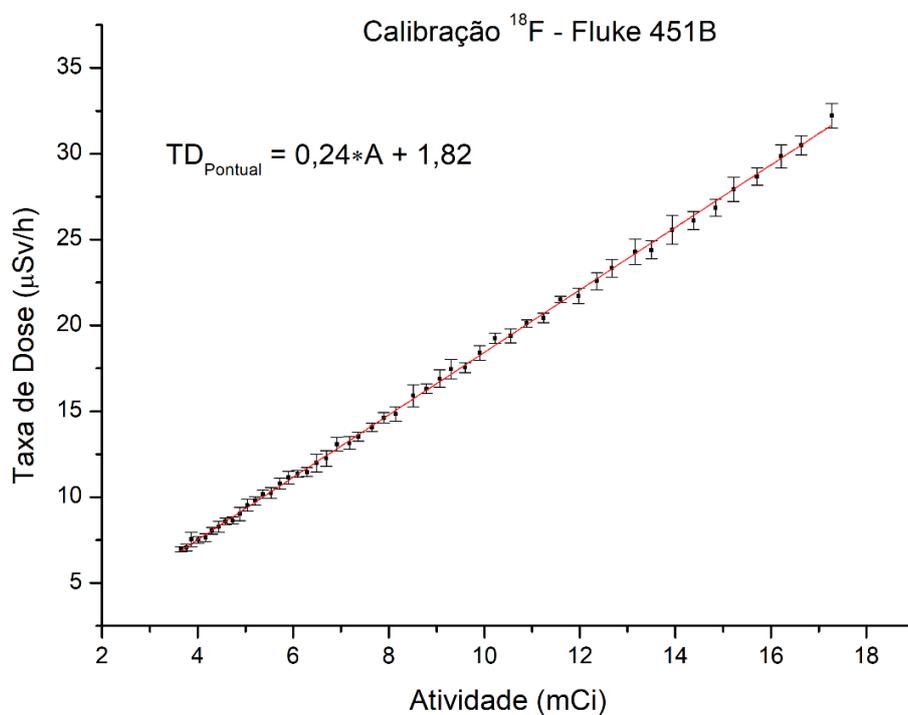
1. Ziessman, Harvey A., Janis P. O'Malley, and James H. Thrall. Nuclear medicine: the requisites e-book. Elsevier Health Sciences, 2013.
2. Knoll, Glenn F. Radiation detection and measurement. John Wiley & Sons, 2010.
3. Bushberg, Jerrold T., et al. The Essential Physics of Medical Imaging. 3rd ed., Lippincott Williams and Wilkins, 2011.
4. Sorenson, James A. et al. Physics in nuclear medicine. New York: Grune & Stratton, 1987.
5. Saha, Gopal B. Physics and radiobiology of nuclear medicine. Springer Science & Business Media, 2012
6. Attix, F. H. (2004). Introduction To Radiological Physics and. John Wiley & Sons, Inc, 607.
7. Okuno, Emico, and Elisabeth Mateus Yoshimura. Física das radiações. Oficina de Textos, 2016.
8. Shapiro, Jacob. "Radiation protection: a guide for scientists and physicians." (1990).
9. National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for medical use of x-rays and gamma rays up to 10 MeV. Washington, DC: NCRP Report No. 49; 1976.
10. AAPM Task Group 108: PET and PET/CT Shielding Requirements, available in  
<<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.2135911>> accessed in 17/10/2022.
11. Archer, Benjamin R., J. I. Thornby, and Stewart C. Bushong. "Diagnostic x-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation." Health physics 44.5 (1983): 507-517.
12. Lauridsen, B. (1982). Table of Exposure Rate Constants and Dose Equivalent Rate Constants. Risø National; Laboratory. Risø-M No. 2322
13. CNEN, NN. "3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica da Comissão Nacional de Energia Nuclear." Rio de Janeiro, Brasil (2005).

14. Soares A D, Paixao L and Facure A 2018 Determination of the dose rate constant through Monte Carlo simulations with voxel phantoms *Med. Phys.* 45 5283–92
15. Salehzahi F, Tse J. Shielding commissioning factors in nuclear medicine facilities. *J Radiol Prot.* 2020 Mar;40(1):165-180. doi: 10.1088/1361-6498/ab504e. Epub 2019 Oct 22. PMID: 31639785.
16. Tauhata, L., Salati, P. A., Di Prinzio, R., & Di Prinzio, A. R. (2003). *Radioproteção e dosimetria: fundamentos* (p. 254). CBPF.
17. ICRP, 1996. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. ICRP Publication 74. *Ann. ICRP* 26 (3-4).
18. CNEN, NN. "3.05: Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear." Comissão Nacional de Energia Nuclear (2013).

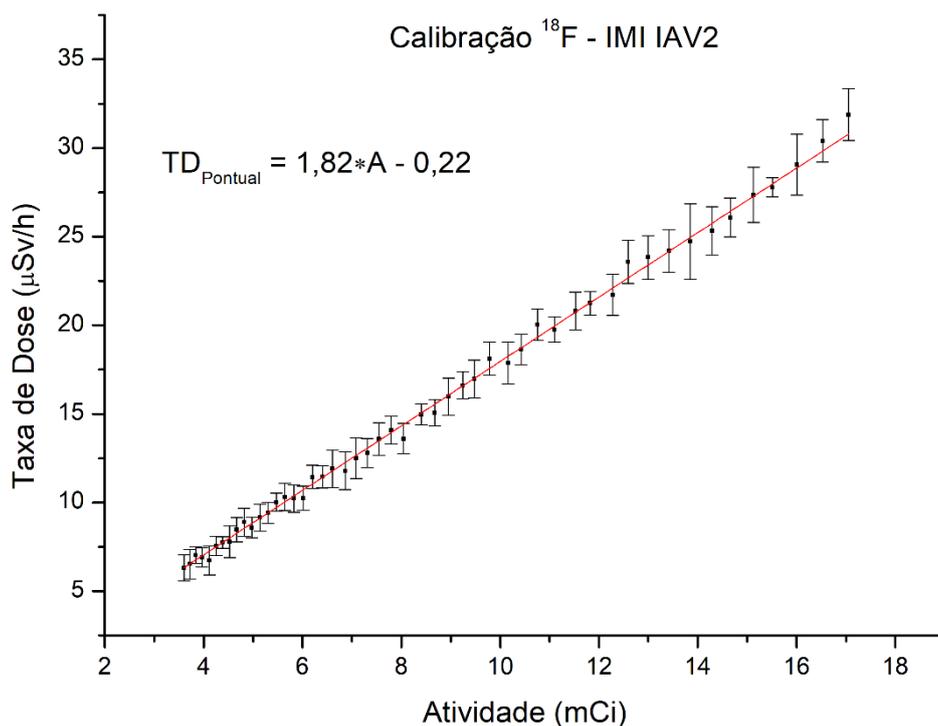
## APÊNDICE 1: Gráficos de calibração para fontes pontuais de flúor-18 e tecnécio-99m



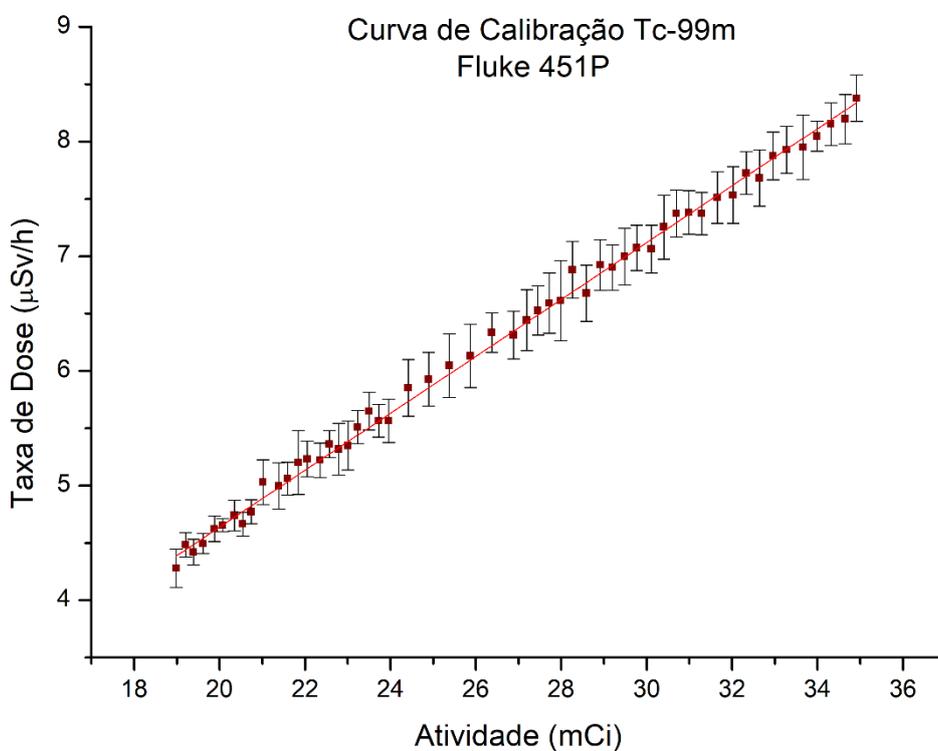
**Figura A1:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade para o detector de radiação Fluke® 451P.



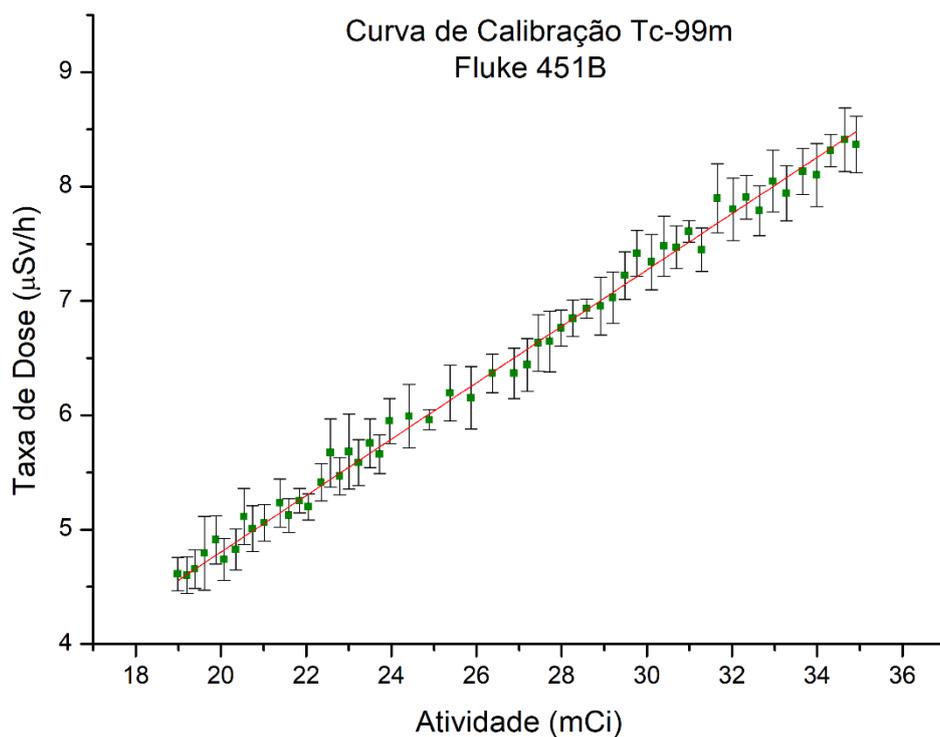
**Figura A2:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade para o detector de radiação Fluke® 451B.



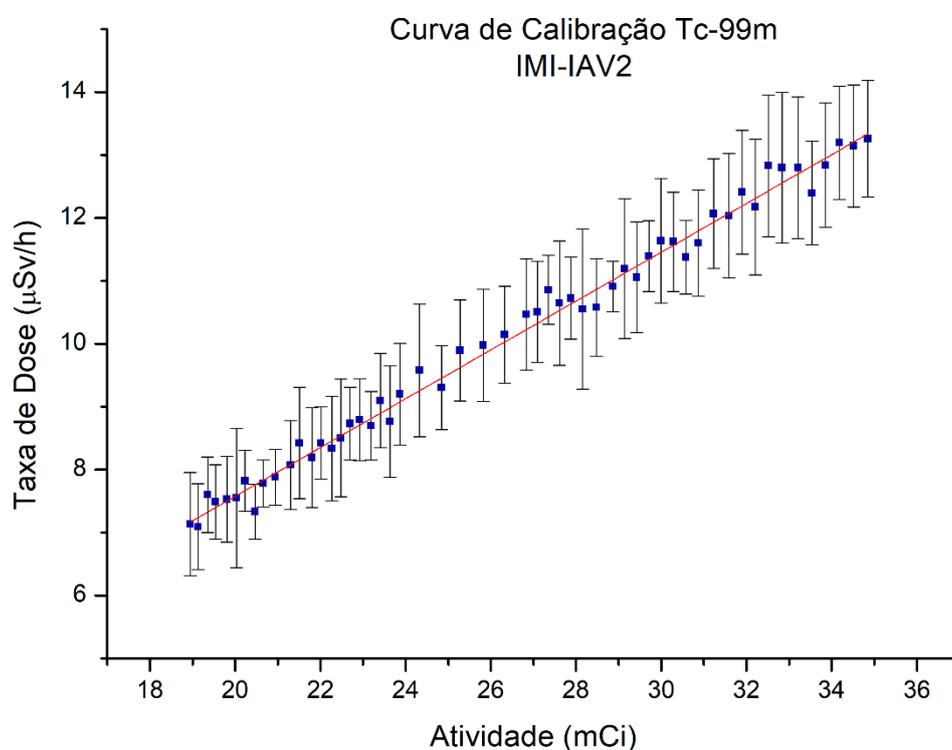
**Figura A3:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de flúor-18 em função da atividade para o detector de radiação IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2).



**Figura A4:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade para o detector de radiação Fluke® 451P.



**Figura A5:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade para o detector de radiação Fluke® 451B.



**Figura A6:** Taxa em dose de fonte do tipo pontual de tecnécio-99m em função da atividade para o detector de radiação IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2).

## APÊNDICE 2: Coeficientes de conversão de Kerma no ar para Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$

Table A.21. Conversion coefficients<sup>a</sup> for the ambient dose equivalent,  $H^*(10)$ , and directional dose equivalent,  $H'(0.07,0^\circ)$ , from photon fluence and air kerma free-in-air

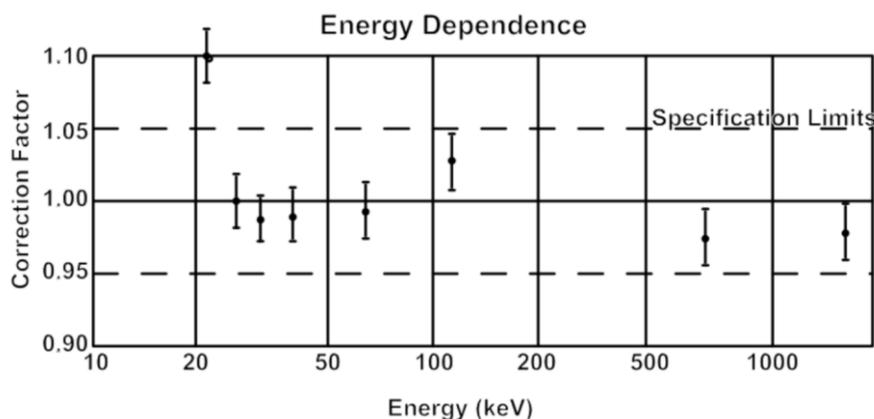
Photon energy (MeV)	$H^*(10)/K_a$ (Sv/Gy)	$H'(0.07,0^\circ)/K_a$ (Sv/Gy)	$K_a/\Phi$ (pGy cm <sup>2</sup> )	$H^*(10)/\Phi$ (pSv cm <sup>2</sup> )	$H'(0.07,0^\circ)/\Phi$ (pSv cm <sup>2</sup> )
0.010	0.008	0.95	7.60	0.061	7.20
0.015	0.26	0.99	3.21	0.83	3.19
0.020	0.61	1.05	1.73	1.05	1.81
0.030	1.10	1.22	0.739	0.81	0.90
0.040	1.47	1.41	0.438	0.64	0.62
0.050	1.67	1.53	0.328	0.55	0.50
0.060	1.74	1.59	0.292	0.51	0.47
0.080	1.72	1.61	0.308	0.53	0.49
0.100	1.65	1.55	0.372	0.61	0.58
0.150	1.49	1.42	0.600	0.89	0.85
0.200	1.40	1.34	0.856	1.20	1.15
0.300	1.31	1.31	1.38	1.80	1.80
0.400	1.26	1.26	1.89	2.38	2.38
0.500	1.23	1.23	2.38	2.93	2.93
0.600	1.21	1.21	2.84	3.44	3.44
0.800	1.19	1.19	3.69	4.38	4.38
1	1.17	1.17	4.47	5.20	5.20
1.5	1.15	1.15	6.12	6.90	6.90
2	1.14	1.14	7.51	8.60	8.60
3	1.13	1.13	9.89	11.1	11.1
4	1.12	1.12	12.0	13.4	13.4
5	1.11	1.11	13.9	15.5	15.5
6	1.11	1.11	15.8	17.6	17.6
8	1.11	1.11	19.5	21.6	21.6
10	1.10	1.10	23.2	25.6	25.6

<sup>a</sup>Data compiled from *ICRU Report 47* (1992a) using Hubbell and Seltzer (1995). The  $K_a/\Phi$  data are slightly different from those used for the protection quantities (see Table A.1) which used earlier data from Hubbell (1982).

**Referência:** ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation; página 179; tabela A.21.

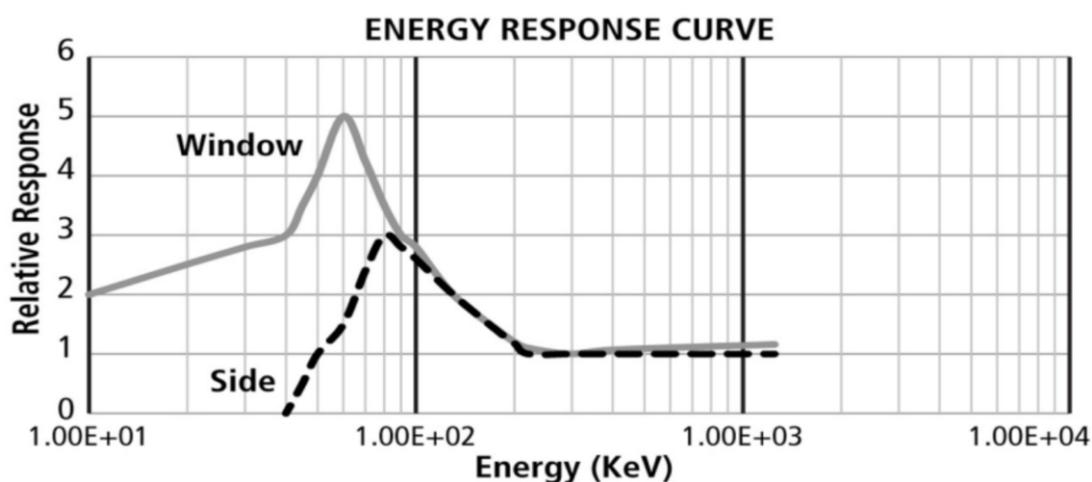
**APÊNDICE 3:** Gráficos de dependência energética dos detectores que medem Equivalente de Dose  $H^*(10)$  utilizados para obtenção dos fatores multiplicativos de correção

### Radcal® Accu Dose



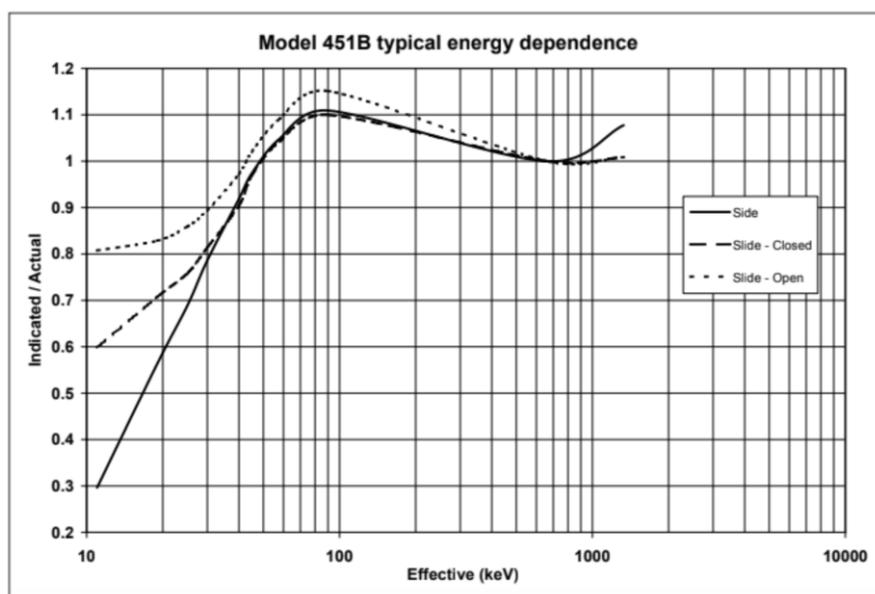
**Figura A7:** Gráfico de dependência energética da câmara de ionização Radcal® Accu Dose. O fabricante apresenta uma variação aproximada do fator de correção de **0.975 a 1.025** dos valores de suas leituras em Dose no ar, no intervalo de 100 a 1000keV. Foi utilizado o valor médio de 1,0 como fator multiplicativo.

### Geiger-Müller IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2)



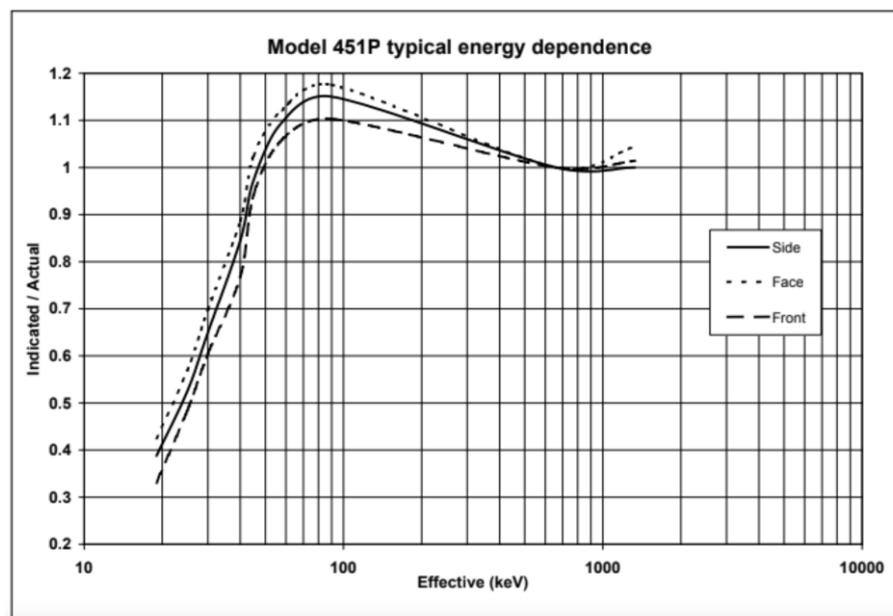
**Figura A10:** Gráfico de dependência energética do Geiger-Müller IMI-Inspector™ Alert V2 (IMI-IAV2). Curva analisada para obtenção dos fatores multiplicativos: Window. Fatores multiplicativos encontrados e utilizados: Flúor-18 (511 KeV) - **0,91** e Tecnécio-99m (140 KeV) - **0,52**.

## Fluke® 451B



**Figura A8:** Gráfico de dependência energética da câmara de ionização Fluke® 451B. Curva analisada para obtenção dos fatores multiplicativos: Slide - Closed. Fatores multiplicativos encontrados e utilizados: Flúor-18 (511 KeV) - **0,99** e Tecnécio-99m (140 KeV) - **0,92**.

## Fluke® 451P



**Figura A9:** Gráfico de dependência energética da câmara de ionização Fluke® 451P. Curva analisada para obtenção dos fatores multiplicativos: Front. Fatores multiplicativos encontrados e utilizados: Flúor-18 (511 KeV) - **0,99** e Tecnécio-99m (140 KeV) - **0,92**.

## **ANEXOS**

Parecer consubstanciado do CEP

CAAE: 42993120.9.0000.5404



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Investigação do fator de atenuação corporal do paciente para radiações emitidas por radionuclídeos da prática de Medicina Nuclear e sua influência na otimização de projetos de blindagem

**Pesquisador:** ANDRE LUIS SANTOS DE MELO

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 42993120.9.0000.5404

**Instituição Proponente:** Hospital de Clínicas - UNICAMP

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 4.597.549

**Apresentação do Projeto:**

As informações contidas nos campos "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram obtidas dos documentos apresentados para apreciação ética e das informações inseridas pelo Pesquisador Responsável do estudo na Plataforma Brasil.

Introdução:

1. INTRODUÇÃO Medicina Nuclear é uma especialidade médica que utiliza radiotraçadores (fármacos marcados com composto radioativo) para realizar exames diagnósticos e terapias de várias patologias. Os radiotraçadores são, em geral, injetados por via venosa e se direcionam para o órgão ou tecido que se quer estudar. Os exames têm a características de revelarem a função do órgão ou tecido estudado, diferentemente de imagens anatômicas como a tomografia computadorizada. Dessa maneira, a radiação está presente dentro do organismo do paciente[1]. Todo serviço de Medicina Nuclear precisa realizar um projeto de blindagem que consiste, em sua maior parte, na obtenção da espessura de barreira que seja suficiente para reduzir a intensidade de radiação emitida pelos radionuclídeos[8, 9, 10]. Assim, faremos uma rápida introdução aos parâmetros físicos a serem utilizados na presente pesquisa.

1.1. ATENUAÇÃO Um dado radionuclídeo utilizado em Medicina Nuclear têm sua intensidade emitida por um feixe de radiação que pode ser composto de fótons e/ou partículas, o que é característico de cada elemento. O feixe

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br



de radiação ao atravessar um dado meio sofre atenuação que se refere à diminuição do número de fótons e/ou partículas do feixe, tornando-o menos intenso. A atenuação obedece a seguinte lei exponencial:  $I = I_0 e^{-\mu x}$  Onde  $I_0$  e  $I$  são, respectivamente, a intensidade do feixe antes e depois de atravessar um material com espessura  $x$ , e  $\mu$  é a base dos logaritmos neperianos e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear, que depende do material que constitui o meio e da energia do feixe de radiação.

### 1.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Para melhor entender a redução da intensidade do feixe de radiação ao atravessar um meio, é necessário compreender os processos de interação da radiação com a matéria. Neste projeto trataremos apenas da interação de fótons. Em Medicina Nuclear podemos chamar estes fótons de radiação gama. Existem 4 processos de interação da radiação gama com a matéria, são eles: efeito fotoelétrico, espalhamento Compton, produção de pares e reações foto nucleares [2, 3, 7, 12]. Entretanto, será discutido aqui apenas os dois primeiros, já que são os únicos processos de interação que podem acontecer com a faixa de energia dos radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear.

#### Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um processo de interação cujo fóton é completamente absorvido por um elétron fortemente ligado ao átomo. Este elétron, chamado de fotoelétron, é ejetado do átomo e deposita o excesso energia no meio por possuir um curto alcance. Pode-se dizer que neste tipo de interação o fóton desaparece.

#### Espalhamento Compton

O espalhamento Compton é um processo de interação entre um fóton e um elétron fracamente ligado ao átomo. Nesta interação, o fóton não desaparece como no efeito fotoelétrico. O fóton incidente cede parte de sua energia a um elétron do meio, e acaba seguindo uma trajetória diferente da inicial e com menor energia, sendo assim chamado de fóton espalhado. Já o elétron, chamado de elétron Compton, adquire energia cinética depositando-a no meio [3, 12, 13]. Tanto efeito fotoelétrico quanto o espalhamento Compton, contribuem para que a intensidade do feixe de radiação seja diminuída, ou seja, sofrendo atenuação.

### 1.3. TAXA DE EXPOSIÇÃO

A exposição é uma grandeza radiológica que fornece a capacidade de fótons ionizarem o ar. Ela caracteriza um feixe de fótons medindo a quantidade de carga elétrica produzida em um volume de ar [2]. Para medir a exposição, utilizam-se detectores de radiação a gás onde o volume sensível dos mesmos é o ar. O feixe de radiação entra no detector e interage via efeito fotoelétrico e/ou espalhamento Compton. Os fotoelétrons e elétrons Compton ejetados depositam sua energia no volume sensível e o equipamento fornece a medida da quantidade de carga elétrica ali produzida. A taxa de exposição nada mais é do que uma média da exposição por unidade de tempo e será a grandeza radiológica a ser utilizada neste projeto para caracterizar os fótons gama provenientes dos radionuclídeos e servir como base para a obtenção do fator de atenuação (FA).

### 1.4. PROJETO DE BLINDAGEM

Uma parte significativa do projeto de blindagem em Medicina Nuclear.

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

consiste em obter de forma otimizada uma espessura de material que seja suficiente para reduzir a intensidade da radiação emitida pelo paciente com radionuclídeos incorporados. Essa redução visa garantir que os limites de exposição à radiação dos funcionários do Serviço de Medicina Nuclear e do público geral sejam respeitados. A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) é o órgão nacional que estabelece normas e diretrizes para limites de dose tanto ocupacional quanto de público (norma NN 3.01 / 2014 [4]). Para realizar o cálculo da espessura da barreira, inicialmente, é necessário adotar um modelo para a fonte de radiação, que no caso da Medicina Nuclear é o paciente. Atualmente, os modelos utilizados em projetos de blindagem assumem que o paciente pode ser representado por uma fonte pontual de radiação não blindada[8, 9, 10, 14, 15]. Essa modelagem ignora a atenuação da radiação no corpo do paciente. Como consequência disso, os cálculos de blindagem ficam superestimados. Não existem na literatura grandezas que mensurem a atenuação da radiação no corpo de um paciente. O trabalho que mais se aproximou deste propósito foi realizado com emissores pósitron  $\beta^+$  (511 keV) em PET/CT. Entretanto, foi utilizado apenas simulação (cálculo) computacional (AAPM108[5]), ou seja, o corpo do paciente com suas dimensões e a biodistribuição dos radiotraçadores na prática não foram medidos. Além disso, a maioria dos exames realizados em Medicina Nuclear consistem no uso de radionuclídeos que possuem gamas de energia muito inferiores aos emissores pósitron, como o tecnécio-99m (99mTc) e também no uso do iodeto-131I (131I), onde a predominância de efeito fotoelétrico e espalhamento Compton é consideravelmente distinta[11]. Levando-se em consideração a atenuação da radiação pelos órgãos e estruturas anatômicas do paciente no cálculo da blindagem, a espessura de material requerida para a blindagem tem o potencial de torna-se significativamente menor, o que configuraria uma vantagem em termos estruturais e econômicos.

**Hipótese:**

**H0:** O novo método de quantificação de FA pelo corpo do paciente apresenta resultados equivalentes ao método convencional utilizando-se fonte pontual. **H1:** O novo método de quantificação de FA pelo corpo do paciente não apresenta resultados equivalentes ao método convencional utilizando -se fonte pontual. **Metodologia Proposta:** Para a execução deste projeto serão utilizados dados e informações de grandezas radiométricas dos radionuclídeos autorizados ao Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas da Unicamp[6] (SMN/HC/UNICAMP). Serão analisados pelo menos 50 pacientes, divididos em grupos para cada radiotraçador (radionuclídeo). Isso é importante para obter-se um resultado confiável, minimizando possíveis influências da

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

condição clínica/corporal de cada paciente e de cada radionuclídeo. Serão realizadas duas medidas da taxa de exposição do paciente (\_Paciente): uma imediatamente após o radiofármaco ter sido injetado, e outra instantes antes do exame ser iniciado. A distância paciente-detector para a coleta de dados será de 2 metros. Os equipamentos de medida serão devidamente blindados com chumbo para evitar influências externas da radiação de fundo (background). As medições irão ocorrer na sala de procedimentos do Serviço de Medicina Nuclear. Dessa maneira iremos reproduzir exatamente as mesmas condições para as medições da taxa de exposição do paciente e fonte pontual. Tendo como base as duas medições realizadas (após injetar e antes do exame) será possível quantificar de forma indireta a eliminação biológica do radiofármaco pelo organismo do paciente. A obtenção da taxa de exposição da fonte pontual (\_Pontual) será realizada de maneira já estabelecida na literatura[2, 12]. Utilizaremos um frasco contendo solução radioativa com o mesmo valor (ordem de grandeza) de atividade que foi injetada no paciente e a medição será realizada com distância fonte-detector de 2 metros. Serão utilizados três detectores de radiação: um Geiger Muller e duas câmaras de ionização, pertencentes à Área de Física Médica do Centro de Engenharia Biomédica AFM/CEB/UNICAMP.

**Critério de Inclusão:** • Pacientes que compareçam ao SMN/HC/UNICAMP para realização de exames com os radiotraçadores (autorizados a esta instalação) de uso mais frequente; • Assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

**Critério de Exclusão:** • Gravidez ou amamentação; • Pacientes menores de 18 anos; • Recusar a participar do estudo e não assinar o TCLE.

### **Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário:

Quantificar (calcular) o fator de atenuação do paciente (FA) para os diversos radionuclídeos de uso típico no Serviço de Medicina Nuclear do HC/Unicamp e aplicar esses valores obtidos na otimização de projetos de blindagem.

Objetivo Secundário:

• Analisar e quantificar as diferentes respostas (leituras) entre os detectores de radiação utilizados (tipo Geiger e câmara de ionização); • Quantificar de forma indireta a eliminação biológica do

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

radiofármaco pelo organismo dos pacientes;• Utilizar o valor calculado para o fator de atenuação em projetos de blindagem e verificar diferenças encontradas com relação ao modelo atual da fonte pontual não blindada.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:** As medições de taxa de exposição serão obtidas de pacientes do Serviço de Medicina Nuclear da Unicamp que previamente tiveram encaminhamento médico à procedimentos de diagnóstico ou terapia, mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Vale ressaltar que os pacientes não serão injetados com radiotraçadores exclusivamente para a execução deste projeto, os mesmos já seriam previamente injetados para realização de exames ou terapia, por encaminhamento médico. Será aproveitada a condição de atendimento/procedimento clínico do paciente para a obtenção de dados (grandezas) radiológicos de forma não invasiva, sem fármacos ou esforços adicionais, não trazendo prejuízo à saúde do paciente. Portanto, a pesquisa não apresenta riscos previsíveis.

**Benefícios:** Até o momento não foi identificado na literatura medidas de FA usando atenuação da radiação no corpo do paciente para os diversos radionuclídeos de uso consagrados em Medicina Nuclear. Levando-se em conta a atenuação da radiação pelo corpo do paciente, a espessura de material requerida para a blindagem tem o potencial de torna-se significativamente menor, o que configuraria uma vantagem em termos estruturais e econômicos, reduzindo os custos de material e mão de obra. Além disso, com essa nova metodologia, serviços de Medicina Nuclear que seriam considerados inaptos a receber uma sala blindada por questões estruturais, podem ter sua situação reavaliada, sendo capazes de suportar tal sala. Não haverá benefício direto para os participantes, mas sim para sociedade como um todo, com a aplicação do resultado deste trabalho para construção de novas salas blindadas

#### **Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Este protocolo se refere a um Projeto de Pesquisa intitulado "Investigação do fator de atenuação corporal do paciente para radiações emitidas por radionuclídeos da prática de Medicina Nuclear e sua influência na otimização de projetos de blindagem", cujo pesquisador responsável é o médico residente André Luís Santos de Melo. Também participarão da pesquisa os doutores Daniel Massaro Onusic e Bárbara Juarez Amorim. A Instituição Proponente é o Hospital de Clínicas (HC) da UNICAMP. Segundo as Informações Básicas do Projeto, a pesquisa tem orçamento estimado em R\$ 180,00 (Cento e oitenta reais) e o cronograma apresentado contempla início da coleta de dados em janeiro de 2021 e término da pesquisa em junho de 2022. O objetivo do estudo será

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

quantificar o fator de atenuação do paciente (FA) para os diversos radionuclídeos de uso típico no Serviço de Medicina Nuclear do HC/Unicamp e aplicar esses valores obtidos na otimização de projetos de blindagem. Para isso, haverá a participação de 50 pacientes no total, divididos em grupos para cada radiotraçador. Serão realizadas duas medidas da taxa de exposição do paciente, uma imediatamente após o radiofármaco ter sido injetado, e outra instantes antes do exame ser iniciado.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

- 1 - Folha de Rosto Para Pesquisa Envolvendo Seres Humanos: Foi apresentado o documento "Folha\_Rosto\_Assinada.pdf" devidamente preenchido, datado e assinado pelo Coordenador de Assistência do HC/UNICAMP. Adequado.
- 3 - Orçamento financeiro e fontes de financiamento: Informações sobre orçamento financeiro incluídas no documento "PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1664115.pdf" de 08/02/2021. De acordo como pesquisador, a pesquisa será realizada com recursos próprios. Adequado.
- 4 - Cronograma: Informações sobre o cronograma incluídas no documento "PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1664115.pdf" de 08/02/2021. Precisa de adequações (Vide item "Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações").
- 6 - Currículo do pesquisador principal e demais colaboradores: Contemplados no documento "PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1664115.pdf" de 08/02/2021.
- 7 - Outros documentos que acompanham o Protocolo de Pesquisa:
  - Declaracao\_de\_Vinculo.pdf.

Para a presente versão:

- CARTA\_RESPOSTA.pdf 08/03/2021 :
- Declaracao\_Matricula\_Mestrado.pdf 08/03/2021 : documento do pesquisador como aluno de mestrado. Sem data de início ou término.
- CARTA\_RESPOSTA.pdf 08/03/2021 : apresenta as respostas as pendências e localiza as alterações nos documentos pertinentes.
- 1\_TCLE\_Andre\_FINAL.pdf 08/03/2021 : com destaque nas alterações ( As informações sobre

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

sexo, idade, peso, patologia, etc, citadas na página 10, serão retiradas do prontuário médico.).

- 1\_TCLE\_Andre\_FINAL.pdf 08/03/2021 : com destaque nas alterações ( As informações sobre sexo, idade, peso, patologia, etc, citadas na página 10, serão retiradas do prontuário médico, não há riscos previsíveis, não há benefícios).

- PB\_INFORMAÇÕES\_BÁSICAS\_DO\_PROJETO\_1664115.pdf 08/03/2021 : com inclusão das alterações acima descritas.

### **Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Em consideração as pendências do parecer anterior:

- As informações sobre sexo, idade, peso, patologia, etc, citadas na página 10, serão retiradas do prontuário médico. Informação já incluída no documento Projeto\_Andre\_Final\_1.pdf e 1\_TCLE\_Andre\_FINAL.pdf 08/03/2021.

Conclusão: projeto aprovado.

### **Considerações Finais a critério do CEP:**

- O participante da pesquisa deve receber uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (quando aplicável).

- O participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (quando aplicável).

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Se o pesquisador considerar a descontinuação do estudo, esta deve ser justificada e somente ser realizada após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou. O pesquisador deve aguardar o parecer do CEP quanto à descontinuação, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao participante ou quando constatar a superioridade de uma estratégia diagnóstica ou terapêutica oferecida a um dos grupos da pesquisa, isto é, somente em caso de necessidade de ação imediata com intuito de proteger os participantes.

- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo. É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas e aguardando a

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

Continuação do Parecer: 4.597.549

aprovação do CEP para continuidade da pesquisa.

- Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial.

- Relatórios parciais semestrais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente seis meses após a data deste parecer de aprovação e ao término do estudo.

- Lembramos que segundo a Resolução 466/2012, item XI.2 letra e, "cabe ao pesquisador apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento".

- O pesquisador deve manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1664115.pdf	08/03/2021 09:17:50		Aceito
Outros	Declaracao_Matricula_Mestrado.pdf	08/03/2021 09:16:58	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
Parecer Anterior	CARTA_RESPOSTA.pdf	08/03/2021 09:16:30	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	1_TCLE_Andre_FINAL.pdf	08/03/2021 09:15:58	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Andre_Final_1.pdf	08/03/2021 09:15:27	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
Outros	Declaracao_de_Vinculo.pdf	08/02/2021 10:08:47	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_Assinada.pdf	18/11/2020 16:33:37	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Andre_Final.pdf	16/11/2020 10:58:26	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	0_TCLE_Andre_FINAL.pdf	14/11/2020 08:23:02	ANDRE LUIS SANTOS DE MELO	Aceito

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br



UNICAMP - CAMPUS  
CAMPINAS



Continuação do Parecer: 4.597.549

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

CAMPINAS, 17 de Março de 2021

---

**Assinado por:**

**Maria Fernanda Ribeiro Bittar  
(Coordenador(a))**

**Endereço:** Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

**Bairro:** Barão Geraldo

**CEP:** 13.083-887

**UF:** SP

**Município:** CAMPINAS

**Telefone:** (19)3521-8936

**Fax:** (19)3521-7187

**E-mail:** cep@fcm.unicamp.br