



# Brazilian Journal of Radiation Sciences

---

*V. 8, n. 3*

2020

---

**Thorium as a nuclear material: physics features and a safety analysis due to insertion of ThO<sub>2</sub> in a PWR nuclear reactor fuel**

Clóves Júnior da Fonseca, Cláudio Luiz De Oliveira, Marcos Paulo Cavaliere De Medeiros, Eduardo Henrique Fernandes Fonseca, Camila Oliveira Baptista

**CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES (TLD-100) PARA UTILIZAÇÃO EM DOSIMETRIA AMBIENTAL**

SABRINA DONATO DA SILVA, PETERSON LIMA SQUAIR, CARLOS MANOEL DE ASSIS SOARES, KELLEN MILENE CAMARGOS, RUGLES CÉSAR BARBOSA

**Solução das equações da cinética pontual de nêutrons via Método de Fator de Integração Implícito com fonte externa**

Jaime Conte Zandoná, Natália Barros Schaun, Claudio Zen Petersen, Fernanda Tumelero, Marcelo Schramm

**Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem**

Fabricio Maia Torres Alves, Linda Viola Ehlin Caldas

**Manufacture and characterization of a Bolus composed of water, bi-distilled glycerin, gelatin and formaldehyde**

Carlla da Motta Oliveira, Fábio Fernandes Brüning, Jessé Gevezier Prado Lyra, Susan Yamamoto Zanetti, Melissa Funchal, Tatiane Cristina de Oliveira Fernandes

**Definição de Níveis de Referência em Diagnóstico do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre**

Daniel Molena Seraphim, Andréia Caroline Fischer da Silveira Fischer

**Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos**

Eder Aguirre, Carlos Eduardo de Almeida, Mariano David, Daniel Venencia

**Neutronic evaluation of CANDU-6 core using reprocessed fuels.**

Clarysson Alberto Mello da Silva, Carlos Eduardo Velasquez Cabrera, Michel Cleberson Bernardo de Almeida, Rochkhudon Batista de Faria, Claubia Pereira

**Dose profile evaluation of a <sup>137</sup>Cs source using a solid water phantom**

Caio Fernando Teixeira Portela, Thêssa Cristina Alonso, Arnado Prata Mourão

**Avaliação do PETG como material para imobilizadores utilizados em radioterapia para cabeça e pescoço.**

Heitor Ribeiro Birnfeld, Gabriela Corati Touguinha, Romulo Rocha Santos, Mirko Salomón Alva Sánchez, Luzia Fernandes Millão

**Criação de um indicador eletrônico para acompanhamento de dose no setor de Tomografia Computadorizada.**

Diana Rodrigues Pina, Francielen Barreto Hortencio, José Carlos Souza Trindade Filho, Raul Lopes Ruiz Junior, Allan Felipe Fattori Alves

**Determination of dose rate during the inspection of spent fuel element in the testing cell**

Amr Abdelhady

**Irradiação de alimentos no Brasil: revisão histórica, situação atual e desafios futuros**

Denise Levy, Gian M. A. A. Sordi, Anna Lucia C. H. Villavicencio

**Computer Simulator for the Research Reactor IPEN/MB-01**

Marcelo da Silva Rocha, Delvonei Alves de Andrade, Ulysses d'Utra Bitelli, Marcelo Casorla

**A study on trace elements in fingernails and toenails from adult individuals by instrumental neutron activation analysis**

Thalita Pinheiro Sanches, Frederico Antonio Genezini, Mitiko Saiki

**Image quality evaluation for two different positron emitters in a preclinical PET scanner**

Rodrigo Modesto Gadelha, Andréa Vidal Ferreira, Guilherme Albuquerque Cavalcante Souza, Juliana Batista Silva, Marcelo Mamede



# **Thorium as a nuclear material: physics features and a safety analysis due to insertion of ThO<sub>2</sub> in a PWR nuclear reactor fuel**

Fonseca<sup>1</sup> C.Jr., Oliveira<sup>1</sup> C.L., Fonseca<sup>1</sup> E.H.F., Medeiros<sup>1</sup> M.P.C.,  
Baptista<sup>1</sup> C. O.E.

*<sup>1</sup>Instituto Militar de Engenharia / Seção de Engenharia Nuclear (SE/7)  
cjfonseca16@gmail.com*

---

## **ABSTRACT**

**On this paper it is presented the main physics features of the thorium as a nuclear material and a security analysis due to insertion of ThO<sub>2</sub> in a PWR nuclear reactor fuel by the determination and assessment of the sensitivity coefficients through the Standardized Computer Analyses for Licensing Evaluation - SCALE 6.1 nuclear code system. This work was motivated by the world tendencies to research and development of nuclear fuels based on thorium, because the limitations of uranium resources and the importance of nuclear energy to the humanity.**

***Keywords:* Thorium Dioxide, Physics Features of Thorium, Thorium As a Nuclear Material.**

---

## 1. INTRODUCTION

The human development it is closely related to the level and type of power supply by us dominated. At the beginning of the last century it was discovered and controlled the nuclear fission energy the most productive source of energy available, anytime, anywhere.

The progress of nuclear energy research and development of the study about the exploitation of thorium as another nuclear material, besides the uranium, was initialized at the Oak Ridge National Laboratories - ORNL on EUA at mid 50's years [1]. In Brazil, the first approach to the researchs about thorium as a nuclear material occurred during the commercial agreement between Brazil and France at the mid of the 60's years and last, with the project codenamed Toruna, until the end of 60's years and the 70's beginning. The research continued under the cooperative agreement between Brazil and Germany [2]. The researches about thorium were interrupted until the 90's years, when many countries resumed the research and development about the thorium utilization in nuclear power plants.

Currently there are 448 nuclear power reactors in operation and 59 under construction. Of the reactors in operation: 292 are of the Pressurized Water Reactor (PWR) type; 75 of the Boiling Water Reactor (BWR) type; 14 Gas Cooled Reactor (GCR); 49 Pressurized Heavy Water Reactor (PHWR); 15 Light Water Graphite Reactor (LWGR) and 3 of the Fast Breeder Reactor (FBR) type. Already under construction: 49 are PWR; 4 BWR; 4 PHWR; 1 FBR and 1 High Temperature Gas Cooled Reactor (HTGR), according to International Atomic Energy Agency - IAEA [3]. In 2017, nuclear energy represented 11% of the world's energy matrix. In an extrapolated perspective, this percentage would be 12.4% in 2030, 13.4% in 2040 and 13.7% in 2050 [4].

Most power reactors, in operation or under construction, use uranium as fuel. With the implementation of new reactors and the increase in energy demand, especially clean energy generation, the demand for uranium is expected to continue to grow. With the 2017 reserve estimates and the level of demand for U in 2016, it is assumed that uranium resources will be sufficient to supply its global demand for another 130 years according to Organization for Economic Co-operation and Development - OECD [5].

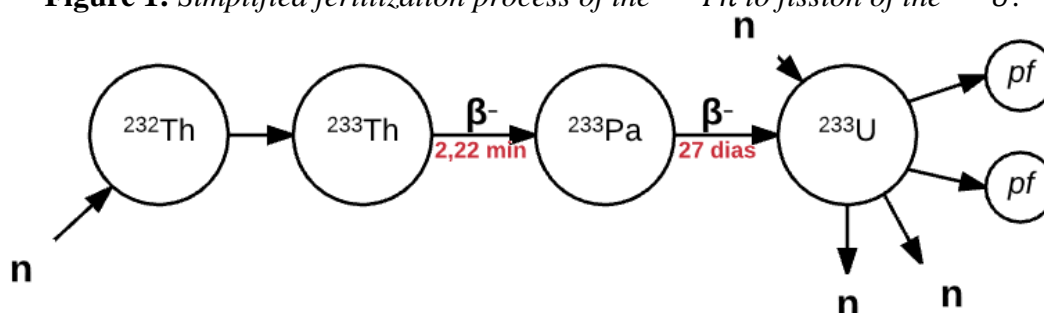
The need for nuclear power coupled with the perspective of a horizon for uranium reserves leads to research and exploration of new resources. The most direct solution is thorium, which in addition to having facilitated exploration, due to the intrinsic characteristics of its ore, mainly thorium, is more abundant than uranium in the earth's crust and also presents complicating factors for proliferation. In Brazil, thorium natural reserves are among the largest in the world, IAEA – Nuclear Energy Agency - NEA [6].

### 1.1. Thorium as nuclear material

Thorium (Th) is the first nuclear material of natural occurrence, besides followed by uranium, and its natural abundance is on average 3.4 times greater than that of U. Its most recurrent isotope is  $^{232}_{90}\text{Th}$ , a fertile isotope that when fertilized by a neutron, in a reaction of neutron-nuclear absorption, is transmuted into the fissile isotope of  $^{233}_{92}\text{U}$  [7].

An illustration of the transmutation process of the  $^{232}_{90}\text{Th}$  to the  $^{233}_{92}\text{U}$  can be seen at the Figure 1.

**Figure 1:** Simplified fertilization process of the  $^{232}\text{Th}$  to fission of the  $^{233}\text{U}$ .



Source: Adapted, [8].

Thorium dioxide is one of the most chemically stable solid substances, its melting point is one of the highest among the known, 2,023K - elementary and 3,643K - dioxide, specific mass 9,86g/cc, resistant to oxidation, thermal conductivity 43W/(m.K) - elementary or (6.2 W)(m.K) at 773K - dioxide and 2.4W/(m.K) at 1773 K – dioxide [9] [10].

In order to perform a comparative analysis, Table 1 presents the neutronic properties of the main nuclear materials.

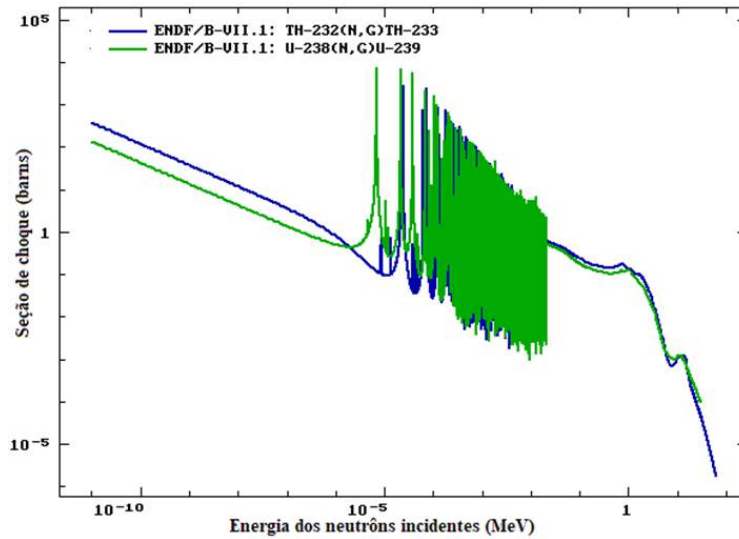
**Table 1:** Neutronic properties of the main fissile and fertile isotopes.

Nuclears Data	$^{232}\text{Th}$	$^{233}\text{U}$	$^{235}\text{U}$	$^{238}\text{U}$	$^{239}\text{Pu}$	$^{241}\text{Pu}$
<b>Thermal Region</b>						
Cross Sections [barns]						
Absortion $\sigma_a$	4.62	364	405	1.73	1,045	1,121
Fission $\sigma_f$	0	332	346	0	695.0	842
$\alpha = \sigma_c/\sigma_f$	-	0.096	0.171		0.504	0.331
$\eta_{th}$	-	2.26	2.08		1.81	2.23
<b>Region of Resonance</b>						
Integral Epitermal (RI) [barns] ( $\propto$ dilution)	0	764	275	0	301	-
$RI_a$	85.6	882	405	278	474	740
$RI_f$	-	746	272		293	571
$\alpha = RI_a/RI_f$	-	0.182	0.489		0.618	0.296
$\eta_{epi}$	-	2.10	1.63		1.77	2.29
Neutronic Yield $\nu$	-	2.43	2.43		2.87	2.97
Delay Neutronic Yield $\beta$	-	0.0031	0.0069		0.0026	0.0050
Capture:						
2.200 m/s	7.6	54	100	2.7	267	-
Integral Resonance	85	140	144	275	200	-
Average neutrons by fission		2.5	2.4	-	-	2.9

Source: Adapted, [7]

Analyzing Table 1 it can be verified that the absorption cross section of  $^{232}\text{Th}$  is two times greater than that of  $^{238}\text{U}$  indicating that in regenerative reactors the probability of conversion of  $^{232}\text{Th}$  to  $^{233}\text{U}$  is greater than  $^{238}\text{U}$  to  $^{239}\text{Pu}$ . The behaviour of the  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  neutron capture cross sections with respect to the energy of the incident neutron is shown in Figure 2.

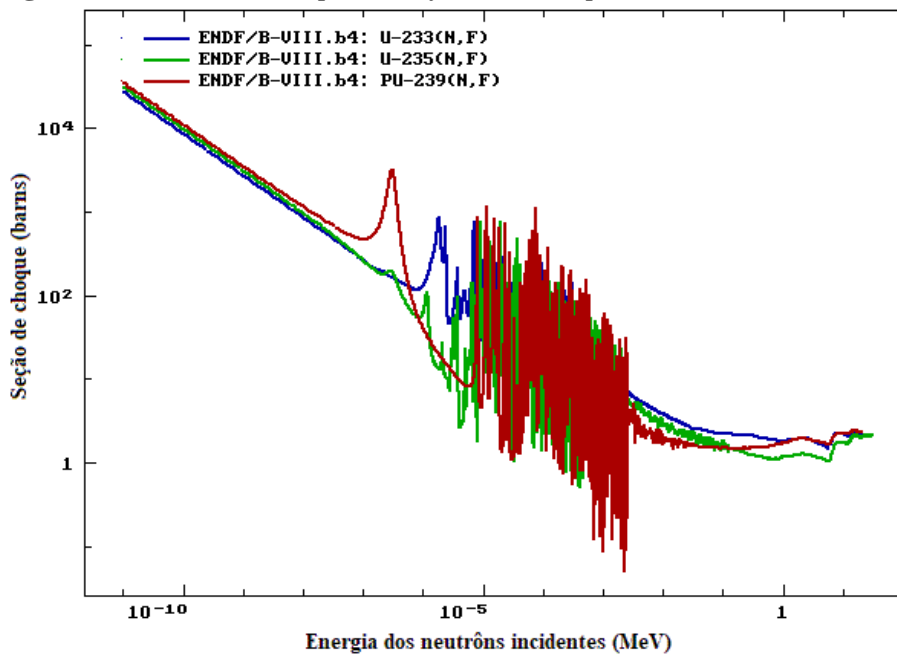
**Figure 2:** Behaviour of the  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  neutron Capture Cross sections.



Source: Adapted, [8].

For comparative purposes, the behavior of the fissile isotope neutron capture cross sections  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  and  $^{239}\text{Pu}$  is presented in Figure 3.

**Figure 3:** Cross section spectrum for the isotopes  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  and  $^{239}\text{Pu}$ .



Source: Adapted, [8].

One approach to determine how to a perturbation or change in some specific parameter or feature of the nuclear reactor affects the steady state of its operation, for example the response of the neutron multiplication factor due to a change in the coolant/moderator temperature of a PWR nuclear reactor, is to evaluate the so called sensitivity coefficients. According to this, the well established linear perturbation theory can be used to determine the effects of a perturbation in the reactivity and, therefore in the safety of a nuclear reactor due to that perturbation, [11]. A simplified theoretical approach to the linear perturbation theory is presented by DUDERSTADT (1976) [12].



## 2. MATERIALS AND METHODS

To perform the sensitivity analysis of the neutron multiplication factor, in this work the infinite neutron multiplication factor -  $k_{inf}$ , it was used the nuclear code system SCALE 6.1. One of its control modules, the TSUNAMI – Tools for Sensitivity and UNcertainty Methodology Implementation, accomplishes the sensitivity analysis.

TSUNAMI modules, by allowing the analysis of a system intrinsically, performs an internal computational analysis with its own method. However, it is possible to repeat the simulations with changes in some of the data parameters of the input file allowing an analysis of the influence of this change in the sensitivity and uncertainty due to the variable object of the study [8]. The extrinsic factor chosen to be varied in this work is the temperature of the refrigerant, maintaining constant the temperatures of the other components of the fuel, and it was performed the analysis of the behavior of the  $k_{inf}$ , the sensitivity and the uncertainty for all the materials and regions and fuel due to the change.

For this work just the sensitivity will be considered in the analysis, disregarding the fuel burn-up. It was chosen the nuclear power plant data of Angra II, wich has three levels of fuel enrichment, in terms of the isotopic concentration of  $^{235}\text{U}$ , 1.95%, 2.5% and 3.2% and for this work was take just the 2.5% and 3.2% of levels of enrichment, considering the first FSAR – “Final Safety Analyses Report” [13].

As the fuel to be analyzed is a mix of  $\text{UO}_2$  and  $\text{ThO}_2$  it was verified that it should be necessary to calculate the relative quantities of each elements from the fuel mix, as presented on Tables 2 and 3 at the Chapter 3 of this paper results. To achieve this goal it was selected an approach by stoichiometric balance, which one was done by the following equations, where the parameter ‘ $x$ ’ is the weight percent (%wt) of  $\text{ThO}_2$  at the fuel mix, ‘ $e$ ’ is the enrichment of uranium and ‘ $M$ ’ is the molar mass of the dioxides.

$$M_{tot} = x \cdot M_{ThO_2} + (1 - x) \cdot M_{UO_2}. \quad (1)$$

$$x \cdot M_{ThO_2} = x \cdot M_{Th} + .2 x \cdot (0,997 \cdot M_{O^{16}} + 0,003 \cdot M_{O^{17}}) \quad (2)$$

$$(1 - x) \cdot M_{UO_2} = (1 - x) \cdot e \cdot M_{U^{235}} + (1 - x) \cdot (1 - e) \cdot M_{U^{238}} + (1 - x) \cdot 2 \cdot (0,997 \cdot M_{O^{16}} + 0,003 \cdot M_{O^{17}}) \quad (3)$$

At the end of the Eq. (3) it was specified the percent of each isotopes of the fuel mix.

To calculate the density of the different full mix was choose a weighted averaged by the %wt  $\text{ThO}_2$ .



<b>%Th-232</b>	0.00	4.30	8.61	12.93	17.27	21.61	25.96	30.31	34.68
----------------	------	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Source: Authors.

Analyzing Tables 2 and 3 it is observed that the fuel mix compositions in terms of relative percent mass was satisfactorily estimated. Once that the sum of each one relative mass for each one elements and setup it is total in 100.

In order to optimize the results presentation, it was chosen only the fuel compositions that results in  $k_{inf}$  values above, approximately, 1.2 once that in the Wichrowski (2017) works it was observed that the criticality just is achieved according to this condition. An evolutive assessment of the  $k_{inf}$  evolution according to the rise of the %wtThO2 at the fuel mix it is presented in Table 4.

**Table 4:** Evolutive analyzes of  $k_{inf}$  behavior due to the increase of %wtThO2 at the fuel mix.

<b>k<sub>inf</sub> a 2.5% de Enr.</b>		<b>k<sub>inf</sub> a 3.2% de Enr.</b>		<b>%wt ThO2</b>
<b>K<sub>inf_ford</sub></b>	<b>K<sub>inf_adj</sub></b>	<b>K<sub>inf_ford</sub></b>	<b>K<sub>inf_adj</sub></b>	
1.343392	1.343375	1.403479	1.403462	0
1.297416	1.297401	1.360942	1.360925	5
1.260836	1.260820	1.320820	1.328066	10
1.225671	1.225656	1.296750	1.296735	15
<b>1.190128</b>	<b>1.190113</b>	1.265090	1.265076	20
1.153330	1.153318	1.232198	1.232185	25
.....	.....	<b>1.197450</b>	<b>1.197437</b>	30

Source: Authors.

In the Table 4,  $k_{inf\_ford}$  is the one calculated by one of the modules of TSUNAMI and  $k_{inf\_adj}$  is the, also calculated by one module of TSUNAMI, one used by the General Perturbation Theory to determine the sensitivity of the system.

It should be observed in the Table 4 that are values of  $k_{inf}$  highlighted in red, they represent the maximum value, at the level of enrichment, that make possible to achieve the reactor criticality. Based on these values, Tables 5 and 6 present the results for the sensitivity of the fuel mix to the thorium dioxide insertion in the PWR fuel mix. The results in red are for the temperature used as the basis for the study.

**Table 5:** Sensitivity Coefficients to the Fuel Mix at 2.5% of Enrichment.

Temp. [K]	%wtThO2 at the Fuel Mix					
	0	5	10	15	20	25
280	-2.04E-02	-2.87E-02	-3.06E-02	-3.05E-02	-2.89E-02	-2.61E-02
290	-2.04E-02	-2.87E-02	-3.06E-02	-3.05E-02	-2.89E-02	-2.61E-02
300	<b>-2.03E-02</b>	<b>-2.87E-02</b>	<b>-3.05E-02</b>	<b>-3.05E-02</b>	<b>-2.88E-02</b>	<b>-2.60E-02</b>
310	-2.02E-02	-2.85E-02	-3.04E-02	-3.03E-02	-2.87E-02	-2.59E-02
320	-2.01E-02	-2.84E-02	-3.03E-02	-3.02E-02	-2.85E-02	-2.57E-02
330	-2.00E-02	-2.83E-02	-3.02E-02	-3.00E-02	-2.84E-02	-2.56E-02
340	-1.99E-02	-2.82E-02	-3.00E-02	-2.99E-02	-2.82E-02	-2.54E-02
345	-1.98E-02	-2.81E-02	-3.00E-02	-2.98E-02	-2.81E-02	-2.53E-02

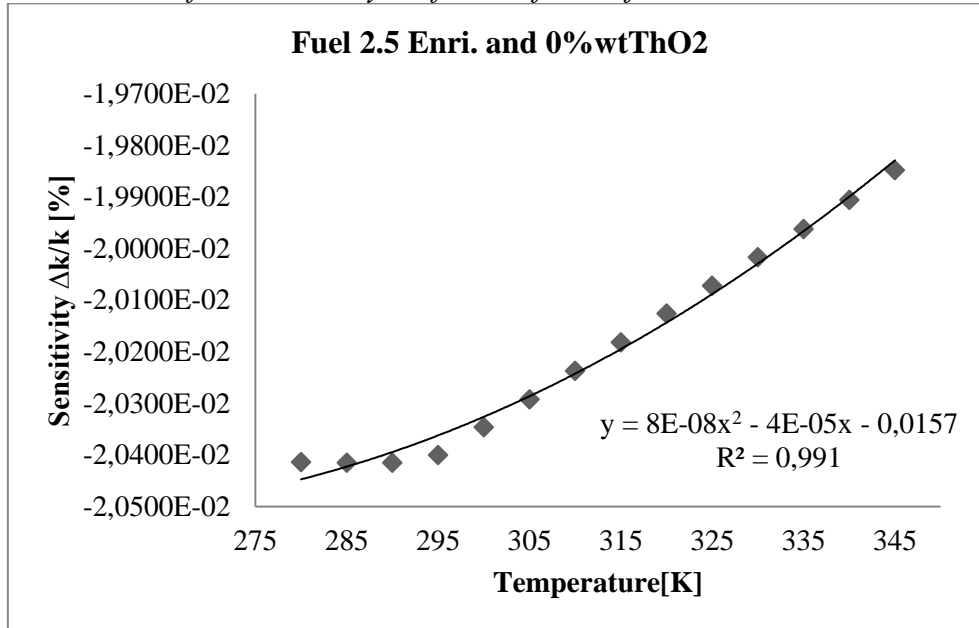
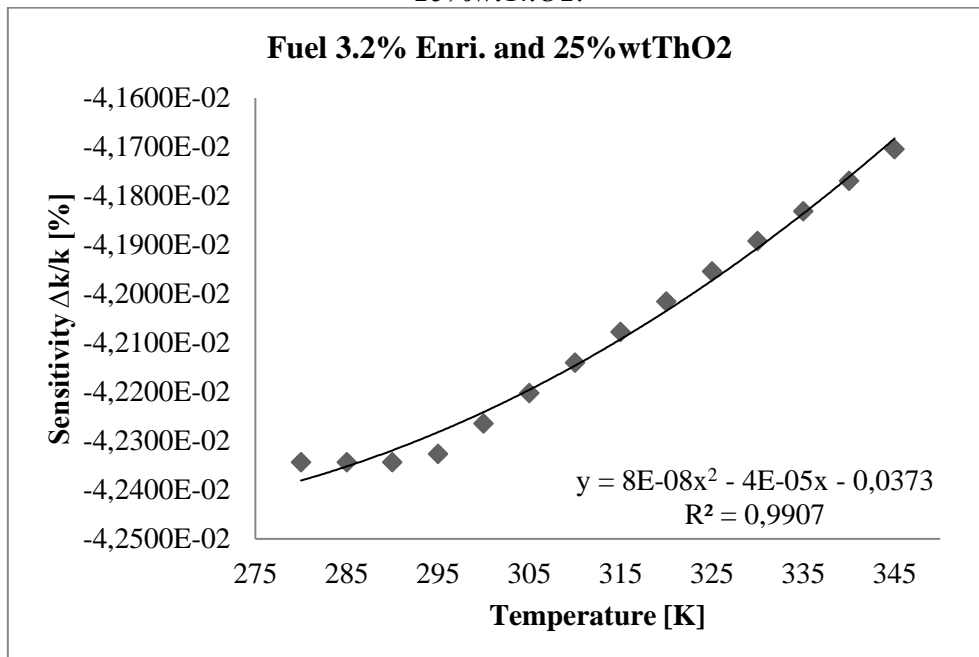
Source: Authors.

**Table 6:** Sensitivity Coefficients to the Fuel Mix at 3.2% of Enrichment.

Temp. [K]	%wtThO2 at the Fuel Mix						
	0	5	10	15	20	25	30
280	-3.49E-02	-4.34E-02	-4.57E-02	-4.60E-02	-4.47E-02	-4.23E-02	-3.92E-02
290	-3.49E-02	-4.34E-02	-4.57E-02	-4.60E-02	-4.47E-02	-4.23E-02	-3.92E-02
300	<b>-3.49E-02</b>	<b>-4.34E-02</b>	<b>-4.56E-02</b>	<b>-4.59E-02</b>	<b>-4.46E-02</b>	<b>-4.23E-02</b>	<b>-3.91E-02</b>
310	-3.48E-02	-4.33E-02	-4.55E-02	-4.58E-02	-4.45E-02	-4.21E-02	-3.90E-02
320	-3.47E-02	-4.32E-02	-4.54E-02	-4.57E-02	-4.44E-02	-4.20E-02	-3.89E-02
330	-3.46E-02	-4.31E-02	-4.53E-02	-4.56E-02	-4.43E-02	-4.19E-02	-3.87E-02
340	-3.46E-02	-4.30E-02	-4.52E-02	-4.55E-02	-4.42E-02	-4.18E-02	-3.89E-02
345	-3.45E-02	-4.30E-02	-4.52E-02	-4.55E-02	-4.41E-02	-4.17E-02	-3.85E-02

Source: Authors.

Graphically the behavior due to the fuel sensitivity coefficients can be plotted and studied. Figure 4 and 5 are examples.

**Figure 4:** Behaviour of the sensitivity coefficients for the fuel at 2.5% enriched without ThO<sub>2</sub>.**Figure 5:** Behaviour of the sensitivity coefficients for the fuel 3.2% enriched and 25%wtThO<sub>2</sub>.

It should be noted that the sensitivity coefficients rise up with the increase of the %wtThO<sub>2</sub> in the fuel mix likewise for the increase on the moderator temperature. These facts combined demonstrate that the insertion of ThO<sub>2</sub> on the PWR fuel mix increases the intrinsic safety of the nuclear reactor. From Graphs 3 and 4 it is possible to see that the sensitivity coefficients presented a polynomial quadratic behavior, according to the increase in the moderator temperature, confirmed by the correlation coefficient tending to one.

## 4. CONCLUSION

According to the results obtained by the simulations, it can be verified that the  $k_{inf}$  is very sensitive to the variation in the ratio moderator/coolant of a PWR nuclear reactor, at least in the temperature range studied, as was also noticed by Neto (2015). Another point to be observed is that in the evolutive assessment of the behavior of the  $k_{inf}$ , due to the increase of ThO<sub>2</sub> at the fuel mix (Table 4), it is possible to confirm that is necessary an increase at the enrichment as the %wtThO<sub>2</sub> on the fuel composition increases, due to the behavior of the thorium, that, initially, acts like an absorber in the process of conversion in <sup>233</sup>U.

In terms of the safety assessment by the sensitivity analyses, it is shown that the increase of thorium dioxide at the fuel composition of a PWR has not a linear behavior with the sensitivity, once that the sensitivity initially increases with the increase of ThO<sub>2</sub> and, after a certain amount of ThO<sub>2</sub>, it starts to decrease. Although all of the sensitivity coefficients with the addition of ThO<sub>2</sub> are higher than those fuel mix without thorium insertion. Another point that needs attention is the  $k_{inf}$  behavior and values, presented on Table 4, it shows that it is not possible to apply this configuration of fuel since that the  $k_{inf}$  is less than 1.2 even in the absence of the absorbers or burnable poisons, like the settings used in the setup of the simulations.

This work shows that it is perfectly possible to use thorium and uranium oxides in a mix as fuel material in a Pressurized Water Reactor.

## REFERENCES

- [1] WICHROWSKI, C. Caio. Análise do tório como combustível para reatores nucleares. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2017.
- [2] PINHEIRO, B. Ricardo. Brazilian Experience on Thorium Cycle Investigations, **Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear**, Belo Horizonte, Brazil, THORIUM FUEL UTILIZATION: OPTIONS AND TRENDS, Proceeding of three IAEA meetings held in Vienna in 1997, 1998 and 1999. IAEA – TECDOC – 1319.
- [3] IAEA. Nuclear Power Reactors in the World. **International Atomic Energy Agency**, Vienna. Disponível em: < [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/RDS-2-38\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/RDS-2-38_web.pdf)>, 2018.
- [4] IAEA. International Status and Prospects for Nuclear Power 2017. **Board of Governors General Conference**, 2017.

- [5] OECD. Uranium 2018 Resources, Production and Demand. **Nuclear Energy Agency Organization for Economic Co-Operation and Development**. OECD iLibrary, 2018.
- [6] NEA. Uranium 2016: Resources, Production and Demand. **A Joint Report by the Nuclear Energy Agency and the International Atomic Energy Agency**. Available in: <<https://www.oecd-nea.org/ndd/pubs/2016/7301-uranium-2016.pdf>>, 2016.
- [7] IAEA. Thorium fuel cycle — Potential Benefits and Challenges. **Nuclear Fuel Cycle and Materials Section International Atomic Energy Agency**. Viena, Áustria, 2005, TECDOC-1450. ISBN 92-0-103405-9. ISSN 1011-4289.
- [8] GONÇALVES, C. Isadora. Tório e suas aplicações nucleares. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2017.
- [9] BELLE, J.; Berman, R. M.. Thorium dioxide: Properties and Nuclear Applications. **Naval Reactors Office**, Washington, D.C., United States Dept. of Energy, 1984.
- [10] LIDE, David R.. CRC Handbook of Chemistry and Physics 71<sup>ST</sup> Edition. **A Ready Reference Book of Chemical and Physical Data**, Boston EUA, .1990-1991. CRC Press, Boca Raton ann Arbor.
- [11] LAMARSH R. John. Introduction to Nuclear Reactor Theory, **Addison-Wesley Publishing Company**, Inc. Reading, Massachusetts. New York University, 1966.
- [12] DUDERSTADT J. James, HAMILTON J. Louis. Nuclear Reator Analysis. **Department of Nuclear Engineering**, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan. Jonh Wiley & Sons, Inc. New York, , 1976.
- [13] NETO, G. Ilson. Análise das Simulações de Perturbações em Reatores Nucleares Usando o Código SCALE 6.1. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2018.



# **Thorium as a nuclear material: physics features and a safety analysis due to insertion of ThO<sub>2</sub> in a PWR nuclear reactor fuel**

Fonseca<sup>1</sup> C.Jr., Oliveira<sup>1</sup> C.L., Fonseca<sup>1</sup> E.H.F., Medeiros<sup>1</sup> M.P.C.,  
Baptista<sup>1</sup> C. O.E.

*<sup>1</sup>Instituto Militar de Engenharia / Seção de Engenharia Nuclear (SE/7)  
cjfonseca16@gmail.com*

---

## **ABSTRACT**

On this paper it is presented the main physics features of the thorium as a nuclear material and a security analysis due to insertion of ThO<sub>2</sub> in a PWR nuclear reactor fuel by the determination and assessment of the sensitivity coefficients through the Standardized Computer Analyses for Licensing Evaluation - SCALE 6.1 nuclear code system. This work was motivated by the world tendencies to research and development of nuclear fuels based on thorium, because the limitations of uranium resources and the importance of nuclear energy to the humanity.

***Keywords:* Thorium Dioxide, Physics Features of Thorium, Thorium As a Nuclear Material.**

---



## 1. INTRODUCTION

The human development it is closely related to the level and type of power supply by us dominated. At the beginning of the last century it was discovered and controlled the nuclear fission energy the most productive source of energy available, anytime, anywhere.

The progress of nuclear energy research and development of the study about the exploitation of thorium as another nuclear material, besides the uranium, was initialized at the Oak Ridge National Laboratories - ORNL on EUA at mid 50's years [1]. In Brazil, the first approach to the researchs about thorium as a nuclear material occurred during the commercial agreement between Brazil and France at the mid of the 60's years and last, with the project codenamed Toruna, until the end of 60's years and the 70's beginning. The research continued under the cooperative agreement between Brazil and Germany [2]. The researches about thorium were interrupted until the 90's years, when many countries resumed the research and development about the thorium utilization in nuclear power plants.

Currently there are 448 nuclear power reactors in operation and 59 under construction. Of the reactors in operation: 292 are of the Pressurized Water Reactor (PWR) type; 75 of the Boiling Water Reactor (BWR) type; 14 Gas Cooled Reactor (GCR); 49 Pressurized Heavy Water Reactor (PHWR); 15 Light Water Graphite Reactor (LWGR) and 3 of the Fast Breeder Reactor (FBR) type. Already under construction: 49 are PWR; 4 BWR; 4 PHWR; 1 FBR and 1 High Temperature Gas Cooled Reactor (HTGR), according to International Atomic Energy Agency - IAEA [3]. In 2017, nuclear energy represented 11% of the world's energy matrix. In an extrapolated perspective, this percentage would be 12.4% in 2030, 13.4% in 2040 and 13.7% in 2050 [4].

Most power reactors, in operation or under construction, use uranium as fuel. With the implementation of new reactors and the increase in energy demand, especially clean energy generation, the demand for uranium is expected to continue to grow. With the 2017 reserve estimates and the level of demand for U in 2016, it is assumed that uranium resources will be sufficient to supply its global demand for another 130 years according to Organization for Economic Co-operation and Development - OECD [5].

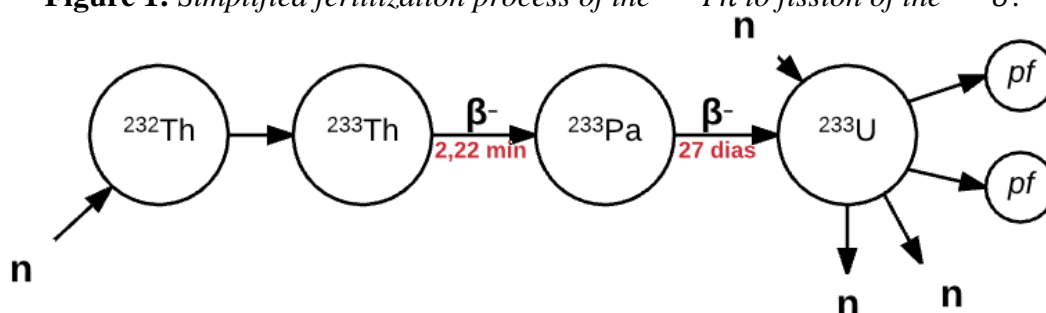
The need for nuclear power coupled with the perspective of a horizon for uranium reserves leads to research and exploration of new resources. The most direct solution is thorium, which in addition to having facilitated exploration, due to the intrinsic characteristics of its ore, mainly thorium, is more abundant than uranium in the earth's crust and also presents complicating factors for proliferation. In Brazil, thorium natural reserves are among the largest in the world, IAEA – Nuclear Energy Agency - NEA [6].

### 1.1. Thorium as nuclear material

Thorium (Th) is the first nuclear material of natural occurrence, besides followed by uranium, and its natural abundance is on average 3.4 times greater than that of U. Its most recurrent isotope is  $^{232}_{90}\text{Th}$ , a fertile isotope that when fertilized by a neutron, in a reaction of neutron-nuclear absorption, is transmuted into the fissile isotope of  $^{233}_{92}\text{U}$  [7].

An illustration of the transmutation process of the  $^{232}_{90}\text{Th}$  to the  $^{233}_{92}\text{U}$  can be seen at the Figure 1.

**Figure 1:** Simplified fertilization process of the  $^{232}\text{Th}$  to fission of the  $^{233}\text{U}$ .



Source: Adapted, [8].

Thorium dioxide is one of the most chemically stable solid substances, its melting point is one of the highest among the known, 2,023K - elementary and 3,643K - dioxide, specific mass 9,86g/cc, resistant to oxidation, thermal conductivity 43W/(m.K) - elementary or (6.2 W)(m.K) at 773K - dioxide and 2.4W/(m.K) at 1773 K – dioxide [9] [10].

In order to perform a comparative analysis, Table 1 presents the neutronic properties of the main nuclear materials.

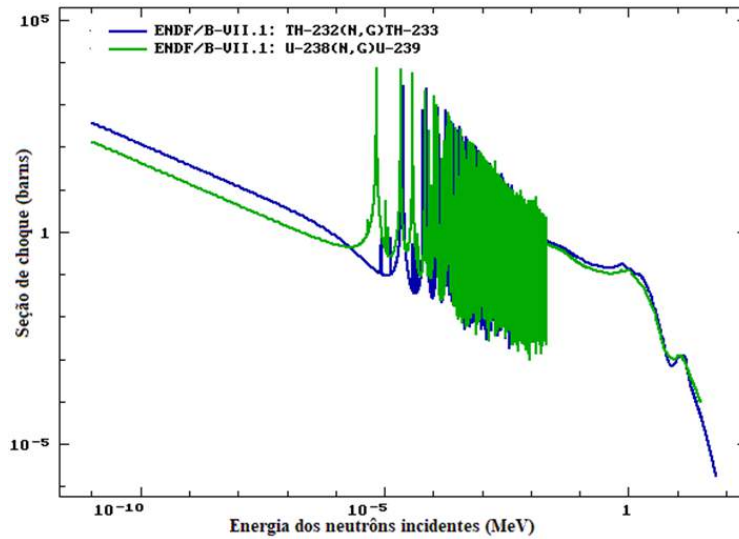
**Table 1:** Neutronic properties of the main fissile and fertile isotopes.

Nuclears Data	$^{232}\text{Th}$	$^{233}\text{U}$	$^{235}\text{U}$	$^{238}\text{U}$	$^{239}\text{Pu}$	$^{241}\text{Pu}$
<b>Thermal Region</b>						
Cross Sections [barns]						
Absortion $\sigma_a$	4.62	364	405	1.73	1,045	1,121
Fission $\sigma_f$	0	332	346	0	695.0	842
$\alpha = \sigma_c/\sigma_f$	-	0.096	0.171		0.504	0.331
$\eta_{th}$	-	2.26	2.08		1.81	2.23
<b>Region of Resonance</b>						
Integral Epitermal (RI) [barns] ( $\propto$ dilution)	0	764	275	0	301	-
$RI_a$	85.6	882	405	278	474	740
$RI_f$	-	746	272		293	571
$\alpha = RI_a/RI_f$	-	0.182	0.489		0.618	0.296
$\eta_{epi}$	-	2.10	1.63		1.77	2.29
Neutronic Yield $\nu$	-	2.43	2.43		2.87	2.97
Delay Neutronic Yield $\beta$	-	0.0031	0.0069		0.0026	0.0050
Capture:						
2.200 m/s	7.6	54	100	2.7	267	-
Integral Resonance	85	140	144	275	200	-
Average neutrons by fission		2.5	2.4	-	-	2.9

Source: Adapted, [7]

Analyzing Table 1 it can be verified that the absorption cross section of  $^{232}\text{Th}$  is two times greater than that of  $^{238}\text{U}$  indicating that in regenerative reactors the probability of conversion of  $^{232}\text{Th}$  to  $^{233}\text{U}$  is greater than  $^{238}\text{U}$  to  $^{239}\text{Pu}$ . The behaviour of the  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  neutron capture cross sections with respect to the energy of the incident neutron is shown in Figure 2.

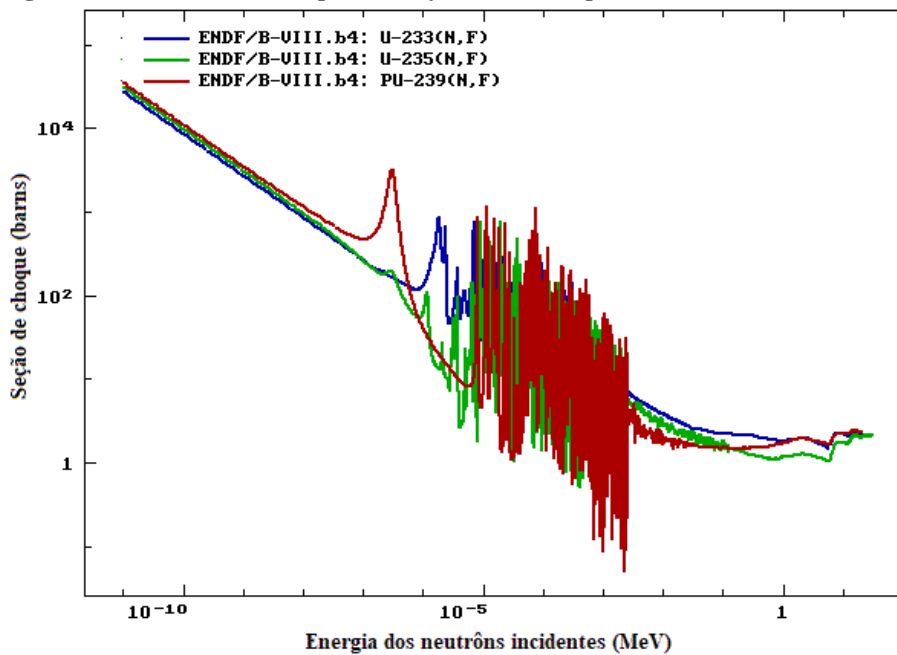
**Figure 2:** Behaviour of the  $^{232}\text{Th}$  and  $^{238}\text{U}$  neutron Capture Cross sections.



Source: Adapted, [8].

For comparative purposes, the behavior of the fissile isotope neutron capture cross sections  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  and  $^{239}\text{Pu}$  is presented in Figure 3.

**Figure 3:** Cross section spectrum for the isotopes  $^{233}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  and  $^{239}\text{Pu}$ .



Source: Adapted, [8].

One approach to determine how to a perturbation or change in some specific parameter or feature of the nuclear reactor affects the steady state of its operation, for example the response of the neutron multiplication factor due to a change in the coolant/moderator temperature of a PWR nuclear reactor, is to evaluate the so called sensitivity coefficients. According to this, the well established linear perturbation theory can be used to determine the effects of a perturbation in the reactivity and, therefore in the safety of a nuclear reactor due to that perturbation, [11]. A simplified theoretical approach to the linear perturbation theory is presented by DUDERSTADT (1976) [12].

## 2. MATERIALS AND METHODS

To perform the sensitivity analysis of the neutron multiplication factor, in this work the infinite neutron multiplication factor -  $k_{inf}$ , it was used the nuclear code system SCALE 6.1. One of its control modules, the TSUNAMI – Tools for Sensitivity and UNcertainty Methodology Implementation, accomplishes the sensitivity analysis.

TSUNAMI modules, by allowing the analysis of a system intrinsically, performs an internal computational analysis with its own method. However, it is possible to repeat the simulations with changes in some of the data parameters of the input file allowing an analysis of the influence of this change in the sensitivity and uncertainty due to the variable object of the study [8]. The extrinsic factor chosen to be varied in this work is the temperature of the refrigerant, maintaining constant the temperatures of the other components of the fuel, and it was performed the analysis of the behavior of the  $k_{inf}$ , the sensitivity and the uncertainty for all the materials and regions and fuel due to the change.

For this work just the sensitivity will be considered in the analysis, disregarding the fuel burn-up. It was chosen the nuclear power plant data of Angra II, wich has three levels of fuel enrichment, in terms of the isotopic concentration of  $^{235}U$ , 1.95%, 2.5% and 3.2% and for this work was take just the 2.5% and 3.2% of levels of enrichment, considering the first FSAR – “Final Safety Analyses Report” [13].

As the fuel to be analyzed is a mix of  $UO_2$  and  $ThO_2$  it was verified that it should be necessary to calculate the relative quantities of each elements from the fuel mix, as presented on Tables 2 and 3 at the Chapter 3 of this paper results. To achieve this goal it was selected an approach by stoichiometric balance, which one was done by the following equations, where the parameter ‘ $x$ ’ is the weight percent (%wt) of  $ThO_2$  at the fuel mix, ‘ $e$ ’ is the enrichment of uranium and ‘ $M$ ’ is the molar mass of the dioxides.

$$M_{tot} = x \cdot M_{ThO_2} + (1 - x) \cdot M_{UO_2}. \quad (1)$$

$$x \cdot M_{ThO_2} = x \cdot M_{Th} + .2 x \cdot (0,997 \cdot M_{O^{16}} + 0,003 \cdot M_{O^{17}}) \quad (2)$$

$$(1 - x) \cdot M_{UO_2} = (1 - x) \cdot e \cdot M_{U^{235}} + (1 - x) \cdot (1 - e) \cdot M_{U^{238}} + (1 - x) \cdot 2 \cdot (0,997 \cdot M_{O^{16}} + 0,003 \cdot M_{O^{17}}) \quad (3)$$

At the end of the Eq. (3) it was specified the percent of each isotopes of the fuel mix.

To calculate the density of the different full mix was choose a weighted averaged by the %wt  $ThO_2$ .



<b>%Th-232</b>	0.00	4.30	8.61	12.93	17.27	21.61	25.96	30.31	34.68
----------------	------	------	------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Source: Authors.

Analyzing Tables 2 and 3 it is observed that the fuel mix compositions in terms of relative percent mass was satisfactorily estimated. Once that the sum of each one relative mass for each one elements and setup it is total in 100.

In order to optimize the results presentation, it was chosen only the fuel compositions that results in  $k_{inf}$  values above, approximately, 1.2 once that in the Wichrowski (2017) works it was observed that the criticality just is achieved according to this condition. An evolutive assessment of the  $k_{inf}$  evolution according to the rise of the %wtThO2 at the fuel mix it is presented in Table 4.

**Table 4:** Evolutive analyzes of  $k_{inf}$  behavior due to the increase of %wtThO2 at the fuel mix.

<b>k<sub>inf</sub> a 2.5% de Enr.</b>		<b>k<sub>inf</sub> a 3.2% de Enr.</b>		<b>%wt ThO2</b>
<b>K<sub>inf_ford</sub></b>	<b>K<sub>inf_adj</sub></b>	<b>K<sub>inf_ford</sub></b>	<b>K<sub>inf_adj</sub></b>	
1.343392	1.343375	1.403479	1.403462	0
1.297416	1.297401	1.360942	1.360925	5
1.260836	1.260820	1.320820	1.328066	10
1.225671	1.225656	1.296750	1.296735	15
<b>1.190128</b>	<b>1.190113</b>	1.265090	1.265076	20
1.153330	1.153318	1.232198	1.232185	25
.....	.....	<b>1.197450</b>	<b>1.197437</b>	30

Source: Authors.

In the Table 4,  $k_{inf\_ford}$  is the one calculated by one of the modules of TSUNAMI and  $k_{inf\_adj}$  is the, also calculated by one module of TSUNAMI, one used by the General Perturbation Theory to determine the sensitivity of the system.

It should be observed in the Table 4 that are values of  $k_{inf}$  highlighted in red, they represent the maximum value, at the level of enrichment, that make possible to achieve the reactor criticality. Based on these values, Tables 5 and 6 present the results for the sensitivity of the fuel mix to the thorium dioxide insertion in the PWR fuel mix. The results in red are for the temperature used as the basis for the study.

**Table 5:** Sensitivity Coefficients to the Fuel Mix at 2.5% of Enrichment.

Temp. [K]	%wtThO2 at the Fuel Mix					
	0	5	10	15	20	25
280	-2.04E-02	-2.87E-02	-3.06E-02	-3.05E-02	-2.89E-02	-2.61E-02
290	-2.04E-02	-2.87E-02	-3.06E-02	-3.05E-02	-2.89E-02	-2.61E-02
300	<b>-2.03E-02</b>	<b>-2.87E-02</b>	<b>-3.05E-02</b>	<b>-3.05E-02</b>	<b>-2.88E-02</b>	<b>-2.60E-02</b>
310	-2.02E-02	-2.85E-02	-3.04E-02	-3.03E-02	-2.87E-02	-2.59E-02
320	-2.01E-02	-2.84E-02	-3.03E-02	-3.02E-02	-2.85E-02	-2.57E-02
330	-2.00E-02	-2.83E-02	-3.02E-02	-3.00E-02	-2.84E-02	-2.56E-02
340	-1.99E-02	-2.82E-02	-3.00E-02	-2.99E-02	-2.82E-02	-2.54E-02
345	-1.98E-02	-2.81E-02	-3.00E-02	-2.98E-02	-2.81E-02	-2.53E-02

Source: Authors.

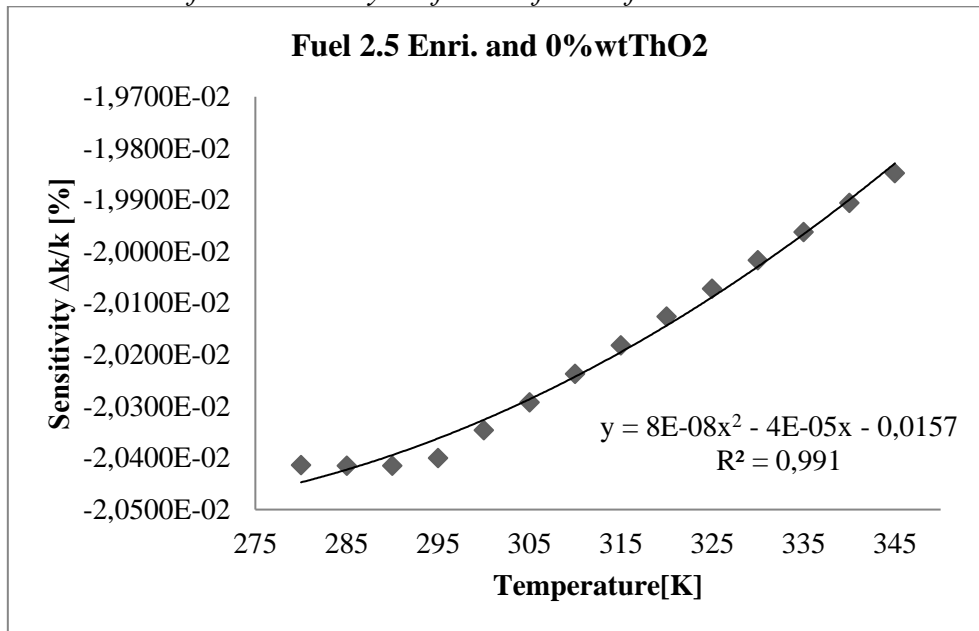
**Table 6:** Sensitivity Coefficients to the Fuel Mix at 3.2% of Enrichment.

Temp. [K]	%wtThO2 at the Fuel Mix						
	0	5	10	15	20	25	30
280	-3.49E-02	-4.34E-02	-4.57E-02	-4.60E-02	-4.47E-02	-4.23E-02	-3.92E-02
290	-3.49E-02	-4.34E-02	-4.57E-02	-4.60E-02	-4.47E-02	-4.23E-02	-3.92E-02
300	<b>-3.49E-02</b>	<b>-4.34E-02</b>	<b>-4.56E-02</b>	<b>-4.59E-02</b>	<b>-4.46E-02</b>	<b>-4.23E-02</b>	<b>-3.91E-02</b>
310	-3.48E-02	-4.33E-02	-4.55E-02	-4.58E-02	-4.45E-02	-4.21E-02	-3.90E-02
320	-3.47E-02	-4.32E-02	-4.54E-02	-4.57E-02	-4.44E-02	-4.20E-02	-3.89E-02
330	-3.46E-02	-4.31E-02	-4.53E-02	-4.56E-02	-4.43E-02	-4.19E-02	-3.87E-02
340	-3.46E-02	-4.30E-02	-4.52E-02	-4.55E-02	-4.42E-02	-4.18E-02	-3.89E-02
345	-3.45E-02	-4.30E-02	-4.52E-02	-4.55E-02	-4.41E-02	-4.17E-02	-3.85E-02

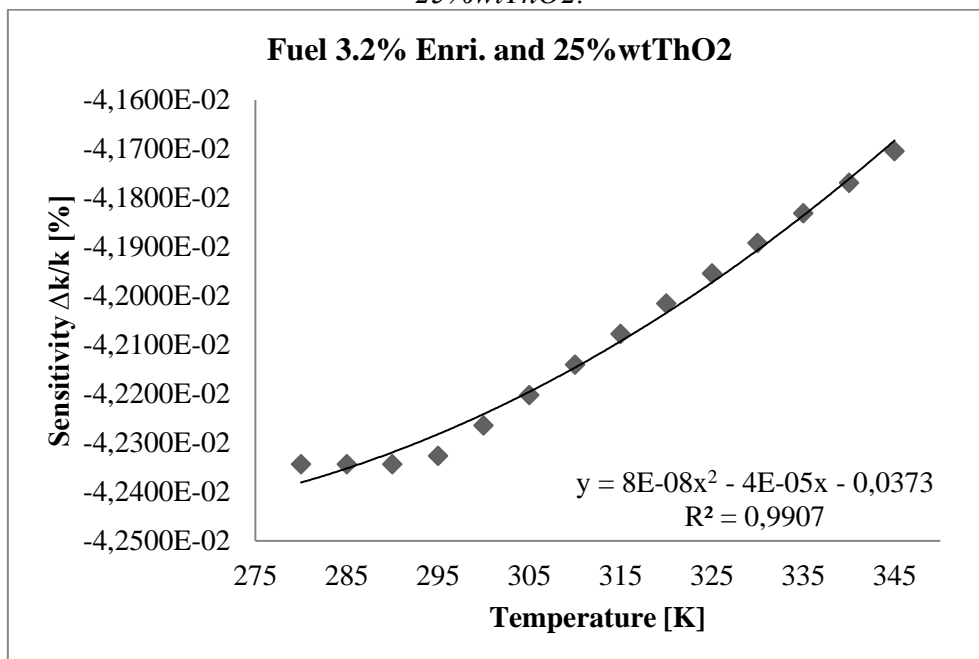
Source: Authors.

Graphically the behavior due to the fuel sensitivity coefficients can be plotted and studied. Figure 4 and 5 are examples.



**Figure 4:** Behaviour of the sensitivity coefficients for the fuel at 2.5% enriched without ThO<sub>2</sub>.

Source: Authors.

**Figure 5:** Behaviour of the sensitivity coefficients for the fuel 3.2% enriched and 25%wtThO<sub>2</sub>.

Source: Authors.

It should be noted that the sensitivity coefficients rise up with the increase of the %wtThO<sub>2</sub> in the fuel mix likewise for the increase on the moderator temperature. These facts combined demonstrate that the insertion of ThO<sub>2</sub> on the PWR fuel mix increases the intrinsic safety of the nuclear reactor. From Graphs 3 and 4 it is possible to see that the sensitivity coefficients presented a polynomial quadratic behavior, according to the increase in the moderator temperature, confirmed by the correlation coefficient tending to one.

## 4. CONCLUSION

According to the results obtained by the simulations, it can be verified that the  $k_{inf}$  is very sensitive to the variation in the ratio moderator/coolant of a PWR nuclear reactor, at least in the temperature range studied, as was also noticed by Neto (2015). Another point to be observed is that in the evolutive assessment of the behavior of the  $k_{inf}$ , due to the increase of ThO<sub>2</sub> at the fuel mix (Table 4), it is possible to confirm that is necessary an increase at the enrichment as the %wtThO<sub>2</sub> on the fuel composition increases, due to the behavior of the thorium, that, initially, acts like an absorber in the process of conversion in <sup>233</sup>U.

In terms of the safety assessment by the sensitivity analyses, it is shown that the increase of thorium dioxide at the fuel composition of a PWR has not a linear behavior with the sensitivity, once that the sensitivity initially increases with the increase of ThO<sub>2</sub> and, after a certain amount of ThO<sub>2</sub>, it starts to decrease. Although all of the sensitivity coefficients with the addition of ThO<sub>2</sub> are higher than those fuel mix without thorium insertion. Another point that needs attention is the  $k_{inf}$  behavior and values, presented on Table 4, it shows that it is not possible to apply this configuration of fuel since that the  $k_{inf}$  is less than 1.2 even in the absence of the absorbers or burnable poisons, like the settings used in the setup of the simulations.

This work shows that it is perfectly possible to use thorium and uranium oxides in a mix as fuel material in a Pressurized Water Reactor.

## REFERENCES

- [1] WICHROWSKI, C. Caio. Análise do tório como combustível para reatores nucleares. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2017.
- [2] PINHEIRO, B. Ricardo. Brazilian Experience on Thorium Cycle Investigations, **Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear**, Belo Horizonte, Brazil, THORIUM FUEL UTILIZATION: OPTIONS AND TRENDS, Proceeding of three IAEA meetings held in Vienna in 1997, 1998 and 1999. IAEA – TECDOC – 1319.
- [3] IAEA. Nuclear Power Reactors in the World. **International Atomic Energy Agency**, Vienna. Disponível em: < [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/RDS-2-38\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/RDS-2-38_web.pdf)>, 2018.
- [4] IAEA. International Status and Prospects for Nuclear Power 2017. **Board of Governors General Conference**, 2017.

- [5] OECD. Uranium 2018 Resources, Production and Demand. **Nuclear Energy Agency Organization for Economic Co-Operation and Development**. OECD iLibrary, 2018.
- [6] NEA. Uranium 2016: Resources, Production and Demand. **A Joint Report by the Nuclear Energy Agency and the International Atomic Energy Agency**. Available in: <<https://www.oecd-nea.org/ndd/pubs/2016/7301-uranium-2016.pdf>>, 2016.
- [7] IAEA. Thorium fuel cycle — Potential Benefits and Challenges. **Nuclear Fuel Cycle and Materials Section International Atomic Energy Agency**. Viena, Áustria, 2005, TECDOC-1450. ISBN 92-0-103405-9. ISSN 1011-4289.
- [8] GONÇALVES, C. Isadora. Tório e suas aplicações nucleares. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2017.
- [9] BELLE, J.; Berman, R. M.. Thorium dioxide: Properties and Nuclear Applications. **Naval Reactors Office**, Washington, D.C., United States Dept. of Energy, 1984.
- [10] LIDE, David R.. CRC Handbook of Chemistry and Physics 71<sup>ST</sup> Edition. **A Ready Reference Book of Chemical and Physical Data**, Boston EUA, .1990-1991. CRC Press, Boca Raton ann Arbor.
- [11] LAMARSH R. John. Introduction to Nuclear Reactor Theory, **Addison-Wesley Publishing Company**, Inc. Reading, Massachusetts. New York University, 1966.
- [12] DUDERSTADT J. James, HAMILTON J. Louis. Nuclear Reator Analysis. **Department of Nuclear Engineering**, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan. Jonh Wiley & Sons, Inc. New York, , 1976.
- [13] NETO, G. Ilson. Análise das Simulações de Perturbações em Reatores Nucleares Usando o Código SCALE 6.1. **Instituto Militar de Engenharia (IME)- EB**, Brasil, Dissertação de Mestrado, 2018.



# Solução das equações da cinética pontual de nêutrons via Método de Fator de Integração Implícito com fonte externa

Zandoná<sup>a</sup> J. C., Petersen<sup>a</sup> C. Z., Tumelero<sup>a</sup> F., Schaun<sup>a</sup> N., Schramm<sup>a</sup> M.

*<sup>a</sup>Universidade Federal de Pelotas, Campus Capão do Leão, Programa de Pós-Graduação em Modelagem Matemática  
Caixa Postal 354 - CEP 96001-970, Capão do Leão - RS, Brasil, Prédio 05 - 3º andar - Sala 302.*

*jaime.zandona@ufpel.edu.br*

---

## RESUMO

Os autores apresentam uma abordagem semi-analítica para obter soluções para as equações da cinética pontual de nêutrons. A reatividade dependente do tempo é aproximada por aproximação constante por partes em tempo discretizado, e o sistema de equações diferenciais é resolvido por um fator de integração. O termo de fonte externa na solução possui uma integral, que é resolvida numericamente pela interpolação de polinômios de Lagrange e uma fórmula simples de quadratura. Mesmo que a fonte externa apresente não linearidade nas equações, a metodologia é apropriada. A metodologia proposta é utilizada em casos de referência padrão e seus resultados são comparados com os da literatura.

**Palavras-Chave:** Cinética pontual de nêutrons, Fator integrante, Aproximação constante por partes, Fonte externa.

---

## ABSTRACT

The authors present a semi-analytical approach to obtain solutions to the neutron point kinetics equations. The time dependent reactivity is approximated by piecewise constant approximation in discretized time, and the system of differential equations is solved by an integrating factor. The external source term in the solution has an integral, which is numerically solved by Lagrange polynomials interpolation and a simple quadrature formula. Even if the external source presents nonlinearity in the equations, the methodology is appropriate. The proposed methodology is used in benchmark cases and its results are compared with the ones in the literature.

**Keywords:** Neutron point kinetics, Integrating factor, Piecewise constant approximation, External source.

---

## 1. INTRODUÇÃO

A energia nuclear tem um espaço importante na matriz energética mundial devido à crescente demanda por energia e as inúmeras vantagens proporcionadas. Dentre as mais relevantes, vale destacar a sua aplicação na área da medicina e indústria com a produção de radioisótopos por reatores de pesquisa. Além disso, os reatores nucleares de potência, que geram energia elétrica, utilizam pouco material para produzir grandes quantidades de energia e atendem aos objetivos do Protocolo de Kyoto e, mais recentemente, o Acordo de Paris [1], por não emitir dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>), provocando pouco ou quase nenhum impacto sobre a biosfera. Entretanto, a sustentabilidade ainda é o maior desafio no desenvolvimento de tecnologias nucleares inovadoras como opção em longo prazo.

A utilização de regeneração e ciclos fechados para assegurar o suprimento de combustível para geração de eletricidade com energia nuclear tem sido o principal alvo no desenvolvimento de reatores rápidos e permanece como um importante objetivo a ser atingido.

Para tornar a energia nuclear uma fonte sustentável de energia, com relação aos recursos naturais e rejeitos nucleares deve ser considerada a utilização de ciclos fechados de Plutônio em reatores rápidos, bem como a transmutação/incineração de actínídeos menores (AM) e produtos de fissão de longa vida (PFLV) em vários tipos de reatores nucleares, tais como os *Accelerator driven system* (ADS). Nesse contexto surgiu o conceito de ADS, que são sistemas dedicados à transmutação de resíduos de alta atividade para reduzi-los dos repositórios geológicos [2-5]. Uma razão importante para o interesse na utilização destes sistemas é a possibilidade de geração de energia da fissão e, ao mesmo tempo, incinerar rejeitos radioativos. Além disso, outras vantagens são: ausência de acidentes de reatividade (trabalham num sistema subcrítico), alta capacidade de transmutação, baixa produção de rejeitos e melhor utilização dos recursos naturais em longo prazo. Os sistemas acionados por fonte consistem num sistema rápido subcrítico mantido em estado estacionário por uma fonte externa de nêutrons.

A Equação de Transporte de Boltzmann dependente do tempo que leva em conta além dos nêutrons prontos também os nêutrons atrasados [6,7] define de forma íntegra a população de nêutrons, mas possui o obstáculo de ser uma equação de difícil resolução. Uma aproximação usada é a Equação da Difusão de Nêutrons (EDN) que é adequada para cálculos globais em física de reatores quando ocorrem mudanças espaciais e temporais na distribuição de nêutrons.

Nos últimos anos, vários algoritmos foram desenvolvidos para lidar, tanto com a Equação da Difusão, como com a Equação de Transporte de Nêutrons. Observa-se também que os tempos de simulação foram continuamente reduzidos graças ao desenvolvimento de recursos computacionais. No entanto, para situações mais realistas, a solução da Equação de Transporte e Difusão de Nêutrons considerando meio heterogêneo, problema multidimensional, multigrupo de energia, coeficientes dependentes do tempo e inclusão de precursores de nêutrons atrasados, ainda é um desafio do ponto de vista computacional e uma aproximação é uma alternativa. Isso se torna mais evidente no caso de simulações que levam em consideração a termohidráulica do problema, em que o cálculo se torna cada vez mais custoso, devido ao *feedback* de temperatura, que torna o problema não linear. Em alguns casos de interesse prático (grandes reatores de potência), a evolução da potência de um reator nuclear pode ser suficientemente bem aproximada usando a Equação da Cinética Pontual de Nêutrons (ECPN).

O modelo da Cinética Pontual de Nêutrons ainda desempenha um papel muito importante em física de reatores, à medida que pode ser usado, quando resolvido adequadamente, para uma previsão quase em tempo real do transiente de potência do reator. Isso permite controle e intervenção oportunos na usina, a fim de evitar a ocorrência de acidentes graves. Como é sabido, o problema clássico da ECPN é a rigidez decorrente da diferença entre as ordens de grandeza dos tempos de geração dos nêutrons prontos e atrasados após uma fissão, o que resulta na exigência de incrementos muito pequenos no intervalo de tempo para soluções numéricas às equações cinéticas.

Assumindo total separabilidade do tempo e espaço é possível chegar às ECPN, que é um sistema de equações diferenciais ordinárias (EDO) acopladas que descrevem a densidade de nêutrons e concentração de precursores de nêutrons atrasados.

Certamente, se as equações têm coeficientes constantes, soluções analíticas exatas são facilmente estabelecidas, mas são pouco efetivas quando os coeficientes variam com o tempo. Tem havido muitas pesquisas focadas em eliminar o problema da rigidez ao longo dos anos e vários métodos foram especialmente adaptados para resolver o problema de valor inicial para sistemas rígidos de equações diferenciais ordinárias.

Como ilustração, podemos citar os que seguem: Chao & Attard desenvolveram o Método do Confinamento da Rigidez que desacopla a rigidez das equações diferenciais para precursores e confina na equação da densidade de nêutrons, que pode ser resolvida analiticamente [3]; Sánchez

utiliza o Método de Runge-Kutta Generalizado de quarta ordem [8]; Aboanber & Nahla utilizam aproximações de Padé para encontrar a função exponencial das equações e as raízes da fórmula de Inhour são usadas como autovalores da matriz da cinética pontual [2]; Aboanber & Nahla apresenta uma solução em séries de potências, obtendo-se a solução recursivamente [1]; o algoritmo CORE de Quintero-Leyva utiliza transformada de Laplace e Teorema de expansão de Heaviside com as raízes da equação de Inhour [9]; em Nahla apresenta-se o Método Exponencial Analítico Generalizado que baseia-se nos autovalores e autovetores da matriz dos coeficientes [10]; no Método Numérico Integral de Li et al., utilizando a Melhor Função Base (BBF), é feita a integração exata nas equações para a densidade de nêutrons em cada passo de tempo com uma formulação totalmente implícita [11]; Nahla apresenta o método New Analytic Method (NAM), baseado nas raízes da Equação de Inhour, usando o Método da Eliminação Gaussiana para resolver as Equações da Cinética Pontual de Nêutrons [12]; Método da Decomposição de Petersen et al., é um método analítico que separa a matriz dos coeficientes em duas, uma com a dependência temporal e a outra com as constantes, transformando as equações em um conjunto de problemas recursivos semelhantes as equações com reatividade constante [13]; em Ganapol [5], Ganapol&Picca [6] e Ganapol [7], apresenta-se a Técnica de Alta Precisão baseada na aproximação constante por partes feita por Kinard & Allen [14]. A alta precisão é alcançada pela introdução de uma submalha para a avaliação numérica das integrais, corrigindo o termo fonte; Picca et al., desenvolvem a Aproximação Constante por Partes Melhorado (EPCA) com a vantagem que possibilita, através de um ciclo iterativo, a correção do pressuposto básico do método PCA [15]; no método de Silva et al., aplica-se o procedimento semelhante à Petersen [13], mas a solução pode ser determinada sem a dependência de tempos anteriores [16]; Tumelero et al., aplica o Método da Aproximação Polinomial (PAM) que consiste em expandir as variáveis em séries de potências, considerando a reatividade como uma função constante em um intervalo de tempo relativamente pequeno em torno de um ponto ordinário, na qual no primeiro intervalo aplicam-se as condições iniciais do problema e utiliza-se a continuação analítica para determinar as soluções dos próximos passos [17].

Com o referencial apresentado percebe-se que muitos métodos já foram implementados para resolver a ECPN, entretanto o acoplamento de fontes de *spallation* em modelos ADS com núcleos subcríticos ainda é um assunto pouco explorado e precisa ser melhor entendido e estudado. Com o passar do tempo, novos modelos, métodos e parâmetros nucleares são propostos para estimar a

população de nêutrons dentro do núcleo de um reator nuclear de potência, por isso deve-se sempre realizar testes para verificar, tanto a capacidade do modelo, quanto a do método a ser empregado, a fim de prever situações específicas, definindo limites de validade (qualificação do modelo e método). Esses testes são realizados utilizando-se problemas de referência (padrões) em física de reatores chamados de problemas *benchmark*. Mais recentemente uma atenção especial tem sido dada aos ADS [18-19].

Portanto, neste trabalho resolve-se as ECPN, considerando 6 grupos de precursores de nêutrons atrasados, reatividade constante e dependente do tempo com um termo fonte definido de forma genérica, podendo depender até da própria densidade de nêutrons.

## 2. METODOLOGIA

Partindo das ECPN, considerando seis grupos de nêutrons atrasados com fonte externa tem-se:

$$\begin{aligned} \frac{dn(t)}{dt} &= \frac{\rho(t) - \beta}{\Lambda} n(t) + \sum_{i=1}^6 \lambda_i C_i(t) + S(n(t)) \\ \frac{dC_i(t)}{dt} &= \frac{\beta_i}{\Lambda} n(t) - \lambda_i C_i(t) \quad , \end{aligned} \quad (1)$$

com as seguintes condições iniciais

$$\begin{aligned} n(0) &= n_0 \\ C_i(0) &= \frac{\beta_i}{\lambda_i \Lambda} n_0 \quad , \end{aligned} \quad (2)$$

para  $i=1:6$ , onde,  $n(t)$  dado em [ $cm^{-3}$ ] é a densidade de nêutrons no tempo  $t$ ,  $C_i(t)$  dado em [ $cm^{-3}$ ] é a concentração de precursores de nêutrons atrasados para o grupo  $i$  de precursores no tempo  $t$ ,  $\rho(t)$  é a reatividade no instante  $t$ ,  $\beta$  é a fração de nêutrons atrasados,  $\beta_i$  são as frações de nêutrons atrasados para o grupo  $i$  de precursores,  $\lambda_i$  dado em [ $s^{-1}$ ] são as constantes de decaimento para o



grupo  $i$  de precursores,  $\Lambda$  dado em [s] é o tempo médio de geração entre o nascimento dos nêutrons e posterior absorção e  $S(n(t))$  dado em [ $cm^{-3}$ ] é o termo fonte, podendo representar uma fonte externa de nêutrons genérica.

Assim, reescrevendo a equação (1) na forma matricial, tem-se:

$$\frac{d\mathbf{y}(t)}{dt} = \mathbf{A}(t)\mathbf{y}(t) + \mathbf{S}(\mathbf{y}(t)) \quad , \quad (3)$$

onde

$$\mathbf{y}(t) = \begin{pmatrix} n(t) \\ C_1(t) \\ \vdots \\ C_6(t) \end{pmatrix}, \quad \mathbf{A}(t) = \begin{pmatrix} \frac{\rho(t) - \beta}{\Lambda} & \lambda_1 & \dots & \lambda_6 \\ \frac{\beta_1}{\Lambda} & -\lambda_1 & 0 \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\beta_6}{\Lambda} & 0 & 0 & -\lambda_6 \end{pmatrix} \quad e \quad \mathbf{S}(\mathbf{y}(t)) = \begin{pmatrix} S_0(n(t)) \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (4)$$

Para resolver a equação (3) utiliza-se a ideia do método Fator de Integração Implícito (FII)[5].

Esse método é obtido a partir da multiplicação de um fator de integração apropriado, a fim de manter a parte não homogênea em uma forma implícita, na qual é aproximado por um método de interpolação.

Para evitar trabalhar com o fator de integração  $e^{-\int A(t)dt}$  na equação (3), utiliza-se a ideia do *piecewise constant approximation* (PCA) presente em [15]. Ou seja, considera-se a reatividade, único termo dependente do tempo da matriz  $\mathbf{A}(t)$ , como uma função constante por partes. Em outras palavras, discretiza-se o tempo em  $n+1$  pontos da forma  $t_0 < t_1 < t_2 < \dots < t_s$ , e aproxima-se a reatividade por  $\rho(t) = \rho(t_{n+1})$ , na qual  $n = (0 : s-1)$  para cada subintervalo. Aqui  $n$  é o número de pontos discretizados no domínio que depende do tamanho do espaçamento da malha ( $\Delta t$ ) e do ponto

final do intervalo a ser escolhido  $t_s$ . Com isso, utiliza-se a solução no ponto  $t_n$  como condição inicial para o próximo, fazendo uso da continuação analítica.

Assim, para cada subintervalo do domínio, tem-se uma matriz constante associada a cada ponto final dos subintervalos, ou seja, para cada subintervalo tem-se a reatividade constante. Logo, tem-se o fator integrante  $e^{-At}$  de forma genérica para todos os subintervalos. Multiplicando a equação (3) por este fator integrante, tem-se:

$$e^{-At} \frac{d\mathbf{y}(t)}{dt} = e^{-At} \mathbf{A} \mathbf{y}(t) + e^{-At} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t)) \quad . \quad (5)$$

Reescrevendo a equação (5) e utilizando a regra do produto, tem-se:

$$\frac{d(e^{-At} \mathbf{y}(t))}{dt} = e^{-At} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t)) \quad . \quad (6)$$

Integrando entre  $t_n$  e  $t_{n+1}$ , sendo  $t_{n+1} = t_n + \Delta t$ , em ambos os lados desta equação, obtém-se:

$$\int_{t_n}^{t_{n+1}} \frac{d(e^{-At} \mathbf{y}(t))}{dt} dt = \int_{t_n}^{t_{n+1}} e^{-At} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t)) dt \quad . \quad (7)$$

Fazendo uma mudança de variável,  $\tau = t - t_n$ , tem-se:

$$e^{-At} \mathbf{y}(t) \Big|_{t_n}^{t_{n+1}} = \int_0^{\Delta t} e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau)) d\tau \quad . \quad (8)$$

Aplicando os limites de integração em (8), fica-se com:

$$e^{-A(t_n + \Delta t)} \mathbf{y}(t_n + \Delta t) - e^{-At_n} \mathbf{y}(t_n) = e^{-At_n} \int_0^{\Delta t} e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau)) d\tau \quad . \quad (9)$$

Multiplicando a equação (9) por  $e^{A(t_n + \Delta t)}$ , tem-se:

$$\mathbf{y}(t_n + \Delta t) - e^{A\Delta t} \mathbf{y}(t_n) = e^{A\Delta t} \int_0^{\Delta t} e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau)) d\tau \quad . \quad (10)$$

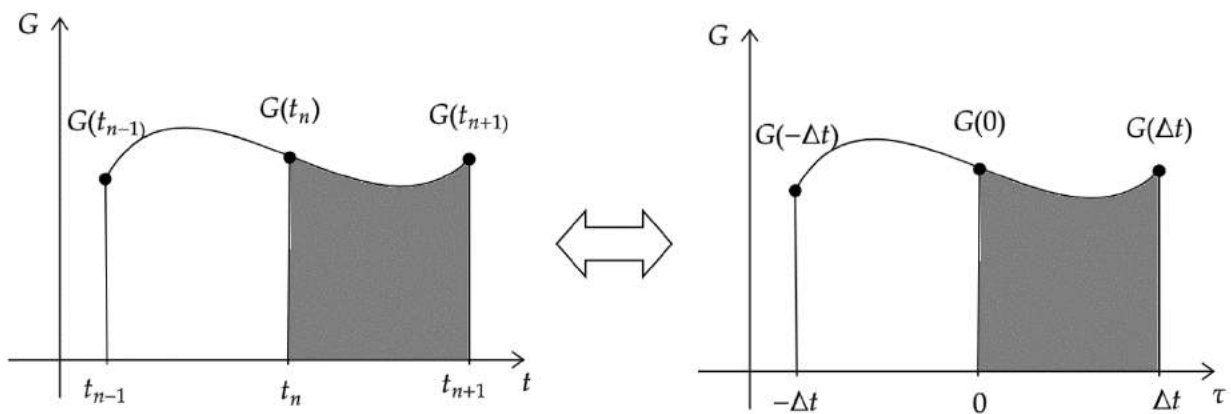
Assim:

$$\mathbf{y}_{n+1} = e^{A\Delta t} \mathbf{y}_n + e^{A\Delta t} \int_0^{\Delta t} e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau)) d\tau \quad , \quad (11)$$

onde  $\mathbf{y}(t_n) = \mathbf{y}_n$  é utilizado, usualmente, para aproximação de  $\mathbf{y}(t_n)$ . Aqui cabe ressaltar que  $\mathbf{y}(t_0)$  é a condição inicial do problema e os demais  $\mathbf{y}_n$  são soluções conhecidas do passo anterior. Quer tratar-se a parte não homogênea de forma implícita construindo um esquema que se baseia em aproximar  $e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau))$  através de uma interpolação polinomial que envolva  $t_{n+1}$ , por isso define-se:

$$G(\tau) = e^{-A\tau} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n + \tau)) \quad . \quad (12)$$

Para construir um esquema de integração de ordem  $r$  de erro de truncamento, aproxima-se  $G(\tau)$  por um polinômio de Lagrange de ordem  $(r-1)$ , com pontos de interpolação  $t_{n+1}, t_n, \dots, t_{n+2-r}$ .



Figural: Ilustração genérica de uma interpolação por Lagrange considerando 3 pontos

Na mudança de variáveis trabalha-se com os pontos de interpolação  $\Delta t, 0, -\Delta t, \dots, (2-r)\Delta t$  :  
então:

$$P(\tau) = \sum_{i=1}^r L_{r,i}(\tau)G((2-i)\Delta t) = \sum_{i=-1}^{r-2} L_{r,i}(\tau)G((-i)\Delta t) \quad , \quad (13)$$

onde  $L_{r,i}$  são os polinômios de Lagrange, dados por:

$$L_{r,i}(\tau) = \prod_{\substack{j=-1 \\ j \neq i}}^{r-2} \frac{\tau - (-j\Delta t)}{(-i\Delta t - (-j\Delta t))} = \prod_{\substack{j=-1 \\ j \neq i}}^{r-2} \frac{\tau + j\Delta t}{(j-i)\Delta t} \quad . \quad (14)$$

Considerando em particular  $r = 3$  tem-se que:

$$P(\tau) = \sum_{i=-1}^1 L_{3,i}(\tau)G((-i)\Delta t) = L_{3,-1}(\tau)G(\Delta t) + L_{3,0}(\tau)G(0) + L_{3,1}(\tau)G(-\Delta t) \quad , \quad (15)$$

onde

$$\left. \begin{array}{l} G(\Delta t) = e^{-A\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}(\Delta t + t_n)) = e^{-A\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n+1}) \\ G(0) = \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n)) = \mathbf{S}(\mathbf{y}_n) \\ G(-\Delta t) = e^{A\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_n - \Delta t)) = e^{A\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}(t_{n-1})) = e^{A\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n-1}) \end{array} \right\} \quad . \quad (16)$$

Assim, para o esquema de ordem  $r$ , tem-se:

$$P(\tau) = \sum_{i=-1}^{r-2} e^{iA\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n-i}) \prod_{\substack{j=-1 \\ j \neq i}}^{r-2} \frac{\tau + j\Delta t}{(j-i)\Delta t} \quad ; \quad 0 \leq \tau \leq \Delta t \quad . \quad (17)$$

Portanto, da equação (11), fica-se com:

$$\mathbf{y}_{n+1} = e^{A\Delta t} \mathbf{y}_n + e^{A\Delta t} \int_0^{\Delta t} \sum_{i=1}^{r-2} e^{iA\Delta t} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n-i}) \prod_{\substack{j=1 \\ j \neq i}}^{r-2} \frac{\tau + j\Delta t}{(j-i)\Delta t} d\tau \quad ; \quad 0 \leq \tau \leq \Delta t \quad . \quad (18)$$

Desta forma, obtém-se o esquema do método FII geral como:

$$\mathbf{y}_{n+1} = e^{A\Delta t} \mathbf{y}_n + \Delta t \left( \alpha_{n+1} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n+1}) + \sum_{i=0}^{r-2} \alpha_{n-i} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n-i}) \right) \quad , \quad (19)$$

onde:

$$\alpha_{n-i} = \frac{e^{(i+1)A\Delta t}}{\Delta t} \int_0^{\Delta t} \prod_{\substack{k=1 \\ k \neq i}}^{r-2} \frac{\tau + k\Delta t}{(k-i)\Delta t} d\tau \quad ; \quad -1 \leq i \leq r-2 \quad . \quad (20)$$

Assim, utilizando o método de Lagrange de segunda ordem, ou seja,  $r=3$ , o que resulta em

$$\alpha_{n+1} = \frac{1}{2} \text{ e } \alpha_n = \frac{e^{A\Delta t}}{2}, \text{ logo:}$$

$$\mathbf{y}_{n+1} = e^{A\Delta t} \underbrace{\left( \mathbf{y}_n + \frac{\Delta t}{2} \mathbf{S}(\mathbf{y}_n) \right)}_{\text{Termo Explícito}} + \underbrace{\frac{\Delta t}{2} \mathbf{S}(\mathbf{y}_{n+1})}_{\text{Termo Implícito}} \quad . \quad (21)$$

Para resolver a exponencial da matriz utiliza-se, neste trabalho, a aproximação pela decomposição espectral da matriz  $A$ , uma vez que a matriz  $A$  é diagonalizável. Então, existe uma matriz  $P$  dos autovetores inversível, tal que:

$$A = PAP^{-1} \quad , \quad (22)$$

onde  $A$  é uma matriz diagonal dos autovalores da matriz  $A$ ,  $P$  é a matriz associada dos autovetores e  $P^{-1}$  é a matriz inversa dos autovetores da matriz  $A$ , respectivamente. Logo, em vez de determinar  $e^{A\Delta t}$ , avalia-se  $Pe^{A\Delta t}P^{-1}$ .

Aqui cabe uma observação da solução encontrada na equação (21). Ela está na forma implícita o que garante uma maior estabilidade para superar a rigidez do problema proposto. Além disso, a solução é genérica para qualquer tipo de fonte, inclusive não lineares.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção, apresentam-se os resultados numéricos para a metodologia proposta e comparam-se com resultados existentes na literatura. São obtidos os resultados para seis grupos de precursores de nêutrons atrasados para as reatividades do tipo: rampa, zig-zag, senoidal, fonte pulsada e, por fim, testa-se uma fonte externa para a reatividade do tipo rampa negativa. Para cada caso de reatividade estudado é apresentada uma tabela com os resultados obtidos para a densidade de nêutrons e para o caso da fonte externa os resultados são apresentados na forma de gráfico.

Para todos os casos testes foram utilizados os parâmetros cinéticos estudados na obra Tumelero [17]. Considera-se a densidade de nêutrons inicial com  $n_0 = 1 \text{ cm}^3$ . O software utilizado para implementação do algoritmo foi o Scilab 6.0.1 juntamente com um computador que possui essas configurações: Intel(R) Core(TM) i5-7200U 2.5GHz, 8GB de RAM, Sistema operacional de 64 bits e processador com base em x64.

Essas diferentes reatividades podem simular a retirada e inserção de barras de controle, afim de controlar a reação em cadeia, possibilitando um aumento ou diminuição da potência do reator. Para o caso com fonte externa, simula-se uma possível configuração subcrítica, ao qual necessita-se de uma fonte externa para manter-se a reação em cadeia.

#### 3.1 Inserção de Reatividade Rampa

Para o primeiro caso teste considera-se uma inserção de reatividade linear  $\rho(t) = at$ , onde  $a = 0,1\beta$ . Usa-se como passo de tempo  $\Delta t = 10^{-7} \text{ s}$ . Comparam-se os resultados em  $\text{cm}^{-3}$  com os métodos PAM, com o passo de tempo  $\Delta t = 0,0001 \text{ s}$ , e o BEFD mostrados na tabela 1 até 11s.

**Tabela 1:** Densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  para inserção de reatividade rampa com  $\rho = 0,1\beta t$ .

t(s)	<b>FII</b> $\Delta t = 0,0000001s$	PAM $\Delta t = 0,0001s$	BEFD
2	<b>1, 338200178</b>	1, 33820005	1, 338200050
4	<b>2, 228441527</b>	2, 228441895	2, 228441897
6	<b>5, 582050683</b>	5, 582052438	5, 582052449
8	<b>42, 78626045</b>	42, 78629544	42, 78629573
10	<b>451166, 4074</b>	451164, 0975	451163, 6239
11	<b>1,792248361E+16</b>	1,792327126E+16	1, 792213607E + 16

De acordo com a tabela percebe-se que o método **FII** aproxima-se bem dos resultados quando comparado com o método PAM [17] e o BEFD [4], concordando de quatro a seis casas decimais, sendo os melhores resultados no tempo  $2s$  e  $4s$ , concordando seis casas decimais, o que pode-se considerar um ótimo resultado em física de reatores.

### 3.2 Inserção de Reatividade Zig-Zag

No segundo caso, resolvem-se as ECPN com reatividade do tipo zig-zag, dada por:

$$\rho(t) = \begin{cases} 0,0075t, & 0 \leq t \leq 0,5, \\ -0,0075(t-0,5) + 0,00375, & 0,5 \leq t \leq 1, \\ 0,0075(t-1), & 1 \leq t \leq 1,5, \\ 0,00375, & t \geq 1,5t. \end{cases} \quad (23)$$

Utiliza-se o passo de tempo  $\Delta t = 0,0000001s$  e comparam-se com os métodos PAM, com o passo de tempo  $\Delta t = 0,0001s$ , e o *Enhanced Piecewise Constante Approximation* (EPCA) apresentado em [15]. Os resultados são apresentados para a densidade de nêutrons em até  $2s$  na tabela 2.

**Tabela 2:** Densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  para inserção de reatividade zig-zag.

t(s)	<b>FII</b> $\Delta t = 10^{-7} s$	PAM $\Delta t = 0,0001s$	EPCA
0,5	<b>1,7214222816</b>	1, 721422393	1, 721422422
1	<b>1,2111273441</b>	1, 211127399	1, 211127415
1,5	<b>1,8922259882</b>	1, 892226104	1, 892226140
2	<b>2,5216004927</b>	2, 521600526	2, 521600530

Analisando a tabela deste caso, pode-se concluir que os resultados encontrados assemelham-se com os métodos PAM e BEFD, concordando de cinco a seis casas decimais, sendo no tempo  $1,5s$  o maior erro concordando em cinco casas, o que pode-se considerar um ótimo resultado em física de reatores.

### 3.3 Inserção de Reatividade Senoidal

Para o terceiro caso, considera-se a seis grupos de precursores de nêutrons atrasados e uma inserção periódica de reatividade  $\rho(t) = \rho_0 \text{sen}(t)$ , onde  $\rho_0 = 0,00073$ . A densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  até  $10s$ , com o passo de tempo  $\Delta t = 0,0000001s$ . Os resultados são apresentados na tabela 3 e comparados com os métodos PAM, com o passo de tempo  $\Delta t = 0,0001s$ , e o Método de Decomposição presente em [13].

**Tabela 3:** Densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  para inserção de reatividade senoidal com seis grupos de precursores de nêutrons atrasados.

Reatividade	t(s)	FII $\Delta t = 10^{-7} s$	PAM $\Delta t = 0,0001s$	Decomposição
$\rho = 0,0073 \text{sen}(t)$	1	<b>1, 123940513</b>	1, 123940509	1, 12394
	2	<b>1, 168889591</b>	1, 168889590	1, 16884
	3	<b>1, 074484697</b>	1, 074484703	1, 07442
	4	<b>0, 953829286</b>	0, 953829290	0, 95380
	5	<b>0,9073534913</b>	0, 907353490	0, 90737
	6	<b>0,9615395724</b>	0, 961539576	0, 96158
	7	<b>1,0874589051</b>	1, 087458911	1, 08749
	8	<b>1,1716712729</b>	1, 171671274	1, 17164
	9	<b>1,1113044428</b>	1, 111304437	1, 11124
	10	<b>0,9846803186</b>	0, 984680323	0, 98464



Ao observar a tabela deste caso, pode-se notar que os resultados encontrados aproximam-se dos métodos PAM e Decomposição, concordando de seis a oito casas decimais com o método PAM, sendo no tempo  $2s$  o menor erro, concordando em oito casas e no tempo  $3s$  o maior erro, concordando em seis casas, o que pode ser considerado um ótimo resultado em física de reatores. Em comparação com o método de Decomposição, concorda de três a cinco casas decimais, sendo no tempo  $1s$  o menor erro, concordando em todas as casas e, no tempo  $9s$ , o maior erro, concordando três casas, o que pode ser considerado um bom resultado em física de reatores.

### 3.4 Inserção de Reatividade Fonte Pulsada

Para o quarto caso de reatividade do tipo fonte pulsada, considera-se um grupo de precursores de nêutrons atrasados em um reator térmico com  $\beta = 0,006502$ ,  $\lambda = 0,077/s$ ,  $\Lambda = 5.10^{-4}s$  e reatividade dada por :

$$\rho(t) = \begin{cases} 4\beta \exp(-2t^2), & t < 1s, \\ 0, & t > 1s. \end{cases} \quad (24)$$

Utiliza-se para o **FII** o passo de tempo  $\Delta t = 0,0000001s$ . A tabela 4 mostra os resultados obtidos para a densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  até  $3s$  comparados com os métodos PAM, com o passo de tempo  $\Delta t = 0,0001s$ , e o BEFD.

**Tabela 4:** Densidade de nêutrons em  $cm^{-3}$  para inserção de reatividade fonte pulsada.

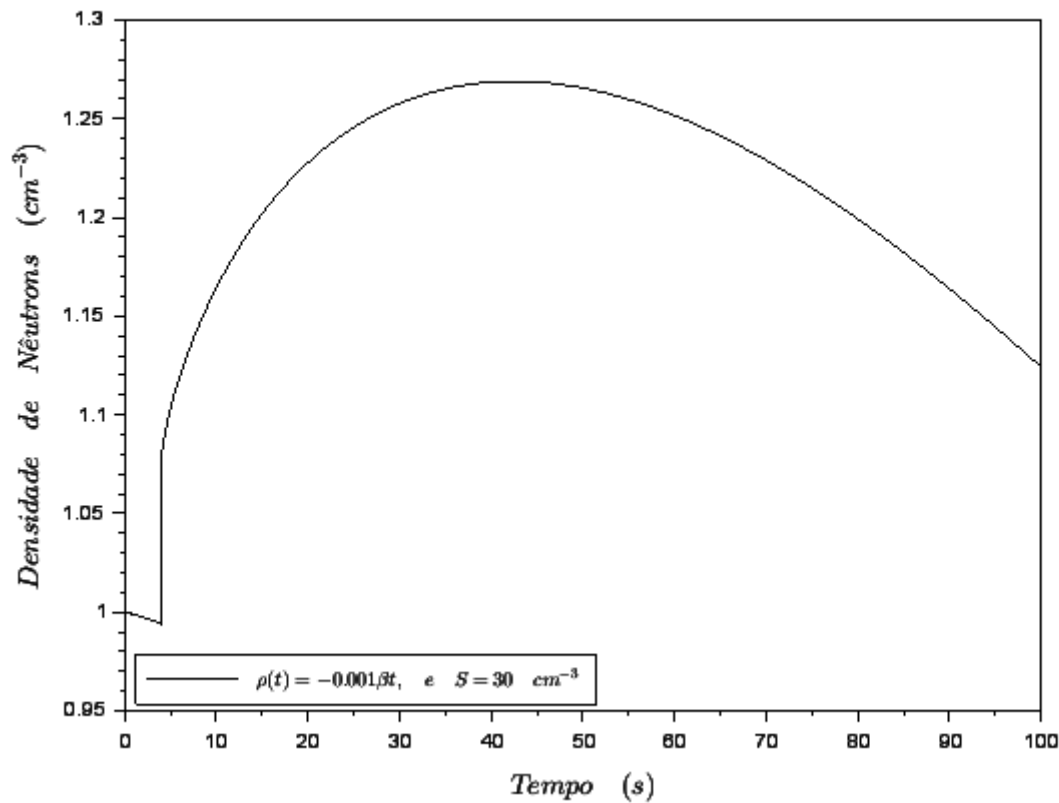
t(s)	<b>FII</b> $\Delta t = 10^{-7} s$	PAM $\Delta t = 0,0001s$	BEFD
0,5	<b>9380053, 842</b>	9380592, 423	9380044, 272
0,8	<b>169477960, 3</b>	169487791, 0	169477616, 1
1	<b>107513351, 0</b>	107519618, 5	107513170, 4
2	<b>4834116, 024</b>	4834396, 081	4834106, 369
3	<b>4833901, 992</b>	4834182, 039	4833892, 339

Examinando a tabela percebe-se que o método **FII** aproxima-se bem dos resultados dos métodos PAM e BEFD, concordando de três a cinco dígitos com o método PAM, sendo em  $1s$  o menor erro, concordando cinco dígitos e em  $3s$  o maior erro, concordando três dígitos. Em comparação com o BEFD tem-se que o método **FII** concorda de quatro a seis casas decimais, sendo em  $0,8s$  o menor erro, concordando seis casas e em  $3s$  o maior erro, quatro casas, que pode ser considerado em ambas comparações um bom resultado em física de reatores.

### **3.5 Inserção de Reatividade tipo Rampa negativa com Fonte Externa**

Para o quinto caso considera-se a inserção de uma reatividade do tipo rampa negativa dada por  $\rho(t) = at$ , sendo  $a = -0,001\beta$ , e uma fonte externa constante  $S = 30\text{ cm}^{-3}$  ligada aos  $4s$ . Os resultados foram calculados até o tempo de  $100s$  e são apresentados na Figura 2.

Pode-se observar um salto na densidade logo após o ligamento da fonte, atingindo o máximo em aproximadamente  $1,28\text{ cm}^{-3}$  no tempo de  $40s$ , seguido de um decréscimo lento a partir desse ponto. Comportamento esse esperado devido a inserção negativa de reatividade do tipo rampa negativa.



**Figura 2 :** Densidade de nêutrons para  $(\rho(t) = -0,001\beta t)$  e uma fonte externa constante ligada  $S = 30 \text{ cm}^{-3}$  em 4 segundos

## 4 CONCLUSÕES

Neste trabalho as ECPN foram resolvidas com sucesso pelo Método de Fator de Integração Implícito, considerando 6 grupos de precursores de nêutrons atrasados, reatividade constante e variável com o tempo com adição de um termo fonte. O método se tornou robusto e eficiente para o cálculo da densidade para diferentes reatividades e tempos, considerando interpolação por Lagrange de baixa ordem para gerar resultados com boa concordância com resultados apresentados na literatura. A rigidez foi superada com certa facilidade, não só pela formulação implícita do método,

mas pelo auxílio da continuação analítica. Além disso, a dependência temporal na reatividade foi tratada com a aproximação constante por partes, seguindo a ideia clássica do método PCA.

Os resultados apresentados sem fonte externa serviram para mostrar a viabilidade do método para posterior simulação e testes com fontes. Nesse sentido, o método apresentado neste trabalho torna-se viável para resolver as Equações da Cinética Pontual de Nêutrons, incluindo termos fontes. Mesmo não simulando casos não lineares, a metodologia é geral, podendo incluir não linearidades.

Cabe ressaltar que existe muita pouca referência na literatura para resolver as ECPN, incluindo termos fontes. Os autores estão cientes que essas fontes precisam ser melhor investigadas para modelar de forma mais realística esses sistemas subcríticos acionados por fontes externas. Entretanto, o método proposto se torna viável para simulações futuras, inclusive considerando fontes não lineares.

Portanto, os autores pretendem expandir essa metodologia para modelos mais realísticos acionados por fontes externas que incluam: *feedback* de temperatura e venenos absorvedores de nêutrons, a fim de mostrar a viabilidade desses novos reatores regeneradores de rejeitos radioativos.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPERGS e à Universidade Federal de Pelotas pelo apoio financeiro e suporte, em especial ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Matemática da referida universidade.

## REFERÊNCIAS

- [1] ABOANBER, A. E.; HAMADA, Y. M. Power series solution (PWS) of nuclear reactor dynamics with newtonian temperature feedback. **Annals of Nuclear Energy**, p. 1111–1122, 2003.
- [2] ABOANBER, A. E.; HAMADA, Y. M. On Pade' Approximations to the Exponential Function and Application to the Point Kinetics Equations. **Progress in Nuclear Energy**, v. 44, No. 4, p. 347–368, 2004.
- [3] CHAO, Y.; ATTARDT, A. A resolution of the stiffness problem of reactor kinetics. **Nuclear Science and Engineering**, p. 40–46, 2017.
- [4] DUDERSTADT J. J.; HAMILTON, L. J. **Nuclear Reactor Analysis**, John Wiley & Sons, New York, 1976.
- [5] GANAPOL, B. D. The refined way to solve the reactor point kinetics equations for imposed reactivity insertions. **Nuclear Technology and Radiation Protection**, v. 24, p. 157–166, 2009.
- [6] GANAPOL, B. D.; PICCA, P. A highly accurate benchmark for reactor point kinetics with feedback. In: 2010. **Annals of Nuclear Energy**, The 17th Pacific Basin Nuclear Conference: 17th PBNC: Cancun: México, 2010.
- [7] GANAPOL, B. D. A highly accurate algorithm for the solution of the point kinetics equations. **Annals of Nuclear Energy**, v.62, p.564–571, 2013.
- [8] SÁNCHEZ, J. On the numerical solution of the point reactor kinetics equations by generalized Runge-Kutta methods. **Nuclear Science and Engineering**, v. 103, p. 94–99, 1989.
- [9] QUINTERO-LEYVA, B. CORE: a numerical algorithm to solve the point kinetics equations. **Annals of Nuclear Energy**, v. 35, p. 2136–2138, 2008.

- [10] NAHLA, A. A. Generalization of the analytical exponential model to solve the point kinetics equations of Be- and D2O-moderated reactors. **Nuclear Engineering and Design**, v. 238, p. 2648–2653, 2008.
- [11] LI, H.; CHEN, W.; LUO, L.; ZHU, Q. A new integral method for solving the point reactor neutron kinetics equations. **Annals of Nuclear Energy**, v. 36, p. 427–432, 2009.
- [12] NAHLA, A. A. An efficient technique for the point reactor kinetics equations with Newtonian temperature feedback effects. **Annals of Nuclear Energy**, v. 38, p. 2810–2817, 2011.
- [13] PETERSEN, C. Z.; DULLA, S.; VILHENA, M. T. B.; RAVETTO, P. An analytical solution of the point kinetics equations with time-variable reactivity by the decomposition method. **Progress in Nuclear Energy**, v. 53, p. 1091–1094, 2011.
- [14] KINARD, M.; ALLEN, E. Efficient numerical solution of the point kinetics equations in nuclear reactor dynamics. **Annals of Nuclear Energy**, v. 31, p. 1039–1051, 2004.
- [15] PICCA, P.; FURFARO, R.; GANAPOL, B. A highly accurate technique for the solution of the non-linear point kinetics equations. **Annals of Nuclear Energy**, v. 58, p. 43–53, 2013.
- [16] SILVA, J. J. A.; ALVIM, A. C. M.; VILHENA, M. T. M. B.; BODMANN, B. E. J.; PETERSEN, C. Z. On a closed-form solution of the point kinetics equations with reactivity feedback of temperature. **International Journal of Nuclear Energy, Science and Technology (Print)**, v. 8, p. 131-145, 2014.
- [17] TUMELERO, F.; PETERSEN, C. Z.; GONÇALVES, G. A. and SCHRAMM, M. Polynomial approach method to solve the neutron point kinetics equations with use of the analytic continuation. **KERNTECHNIK**, v. 81, p. 662–670, 2016.
- [18] XOUBI, N. Neutronic design study of accelerator driven system (ADS) for Jordan subcritical reactor as a neutron source for nuclear research. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 131, p. 71–76, 2018.
- [19] AL QAAOD, A. A.; GULIK, V.  $^{226}\text{Ra}$  irradiation to produce  $^{225}\text{Ac}$  and  $^{213}\text{Bi}$  in an accelerator-driven system reactor. **Nuclear Science and Techniques**, v. 31, 44, 2020.



# Determinação da dose em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem

Alves<sup>a,b</sup> F. M. T., Caldas<sup>b</sup> L. V. E.

<sup>a</sup>*Clínica São Judas Tadeu, Rua Uberlândia 240, Ipatinga, MG, Brasil*

<sup>b</sup>*Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares / Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN-SP),*

*Av. Prof. Lineu Prestes 2242, São Paulo, SP, Brasil*

*fabriocaca@hotmail.com*

---

## RESUMO

A incorporação de novas tecnologias nos últimos anos proporcionou um aumento expressivo no número de exames de tomografia computadorizada (TC) realizados no mundo e no Brasil e conseqüentemente seus efeitos deletérios relacionados à radiação ionizante. O objetivo foi verificar a dose dos exames de tomografia computadorizada do abdome realizados em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem para determinar as ações técnicas que visam diminuí-la, bem como suas conseqüências. Foram analisados os relatórios de dose (emitidos automaticamente pelo próprio aparelho) dos exames de TC de abdome realizados no ano de 2018. As doses estimadas dos exames foram correlacionadas com a indicação clínica, de acordo com o pedido médico, anexado ao cadastro do paciente e ao número de fases realizadas em cada exame. Os resultados dos indicadores avaliados dos exames estavam dentro dos níveis de referência recomendados pela *American College of Radiology*. Em todas as indicações clínicas foi possível observar uma variabilidade grande no número de fases executadas. Foi possível observar a urgente necessidade de se readequar e padronizar os protocolos de exames dirigidos para a suspeita clínica, permitindo o uso racional com imediata redução no número de fases realizadas e conseqüentemente minimizar a dose que os pacientes estão recebendo na realização destes exames.

**Palavra-chave:** Tomografia computadorizada, Abdome, Estimativa de dose específica de tamanho, Dose

---

## ABSTRACT

The incorporation of new technologies in recent years has led to a significant increase in the number of computed tomography (CT) exams performed in the world and in Brazil and, consequently, their deleterious effects related to ionizing radiation. The objective was to verify the dose of abdominal computed tomography exams performed in a radiology and diagnostic imaging department to determine the technical actions that aim to decrease it, as well as its consequences. The dose reports (automatically issued by the device) of the abdominal CT examinations performed in 2018 were analyzed. The estimated doses of the examinations were correlated with the clinical indication, according to the medical request, attached to the records of the patient and the number of phases performed in each exam. The results of the assessed indicators were within the reference levels recommended by the American College of Radiology. In all clinical indications, it was possible to observe a great variability in the number of phases performed. It was possible to observe the urgent need to readjust and standardize the examination protocols aimed at clinical suspicion, allowing for rational use with immediate reduction in the number of phases performed and consequently minimizing the dose that patients receive during these exams.

**Keywords:** Computed tomography, Abdomen, Size specific dose estimate, Dose.

---

## 1. INTRODUÇÃO

A radiologia diagnóstica é uma área de atuação médica que utiliza a radiação ionizante para a elaboração de informações anatômicas e funcionais do corpo humano e representa uma das principais fontes de exposição à radiação de origem artificial [1 - 4].

A tomografia computadorizada (TC) é um método de diagnóstico complementar que utiliza a radiação ionizante e, desde a sua criação, na década de 70, apresenta um papel fundamental na compreensão, detecção e acompanhamento de várias doenças [2,3,5,6,7,8]. A dose de um exame de TC representa cerca de 75% da radiação proveniente dos exames da radiologia [3].

A incorporação de novas tecnologias nos últimos anos, o crescente número de indicações clínicas e a facilidade de acesso ao método de diagnóstico proporcionaram um aumento expressivo no número de exames de TC realizados no Brasil e no mundo e, conseqüentemente, da exposição à radiação [5,7,8,9,10].

Um exame de TC tem uma dose muito variada de acordo com a região estudada, o número de fases, o tipo de equipamento utilizado e o biotipo do paciente, que pode variar entre 5 mSv e



100 mSv. Existem evidências epidemiológicas de um pequeno aumento estatisticamente significativo no risco de desenvolvimento de câncer nos sobreviventes da bomba atômica de Hiroshima e Nagasaki, que receberam doses de corpo inteiro de 5 a 150 mSv, equivalentes às recebidas em um exame de TC [6,8].

O maior desafio da TC nos dias de hoje é desenvolver estratégias para minimizar os riscos da radiação ionizante[4,8].

A dose na TC pode ser quantificada por meio do kerma no ar [1]. No entanto, na área de física médica, a dose na TC é quantificada por meio dos valores de índice de dose na TC ( $CTDI_{vol}$ ) e do produto dose-comprimento (DLP), que são considerados hoje como níveis orientadores e serão adotados como referência neste trabalho [2,11,12].

O método índice de dose de TC (CTDI) cria um índice para refletir a dose média na região central de um simulador cilíndrico em apenas um corte tomográfico de uma série de rotações. A palavra índice foi incluída especificamente no nome do CTDI para distinguir da quantidade da dose absorvida por um paciente. O CTDI é uma medida padronizada da dose emitida por um tomógrafo que permite comparar a dose emitida de diferentes tomógrafos [13]. Para TC helicoidais em uso atual, o parâmetro  $CTDI_{vol}$  é o índice mais comumente usado e sua unidade é mGy.

O produto dose-comprimento (DLP) representa a quantidade de radiação emitida para o paciente em um exame de TC, e é calculado multiplicando-se a dose de um corte de TC ( $CTDI_{vol}$ ) pelo comprimento do campo de radiação, sendo apresentado em mGy.cm, determinando a quantidade total de radiação recebida pelos pacientes durante uma ou várias varreduras [2].

A estimativa de dose específica de tamanho (SSDE) é um método utilizado para estimar a dose na TC que leva em consideração uma correção baseada no tamanho do paciente, utilizando dimensões lineares medidas nas imagens axiais dos pacientes [14].

O SSDE é o resultado do produto do  $CTDI_{vol}$  por um fator de conversão baseado no tamanho do paciente (diâmetro ântero-posterior ou lateral, soma das duas dimensões ou diâmetro efetivo):

$$SSDE = f^{16 \text{ ou } 32} \times CTDI^{16 \text{ ou } 32}$$

onde (16 ou 32) indica o diâmetro, em centímetros, do objeto simulador de acrílico de referência para o fator de conversão.

O nível de referência diagnóstica recomendado pela *American College of Radiology* (ACR) nos estudos de TC de abdome e pelve para a população adulta é do CTDI<sub>vol</sub> de 15 mGy a 16 mGy, SSDE de 18 mGy a 19 mGy e DLP de 705 mGy.cm a 781 mGy.cm, variando com o tamanho do paciente, enquanto que na população pediátrica os níveis recomendados de CTDI<sub>vol</sub> são de 5 mGy a 14 mGy, SSDE de 12 mGy a 19 mGy e DLP entre 106 mGy.cm a 651 mGy.cm, também variando com o tamanho do paciente [15].

De acordo com a indicação clínica, um exame de abdome pode ter até cinco fases, sendo uma sem contraste e outras quatro após a injeção endovenosa do meio de contraste. Infelizmente, a falta de consenso nos protocolos utilizados para a realização dos exames de TC de abdome, que são dependentes da indicação clínica, faz com que exista uma grande variabilidade na quantidade de fases realizadas e conseqüentemente na dose recebida pelos pacientes.

Vários trabalhos da literatura vêm concluindo que a supressão de uma ou mais fases dos exames de abdome não trazem prejuízo à acurácia do diagnóstico. Iannaccone et al. concluíram que a fase sem contraste não dificultava a identificação de hepatocarcinomas em pacientes com cirrose hepática, podendo ser suprimida do protocolo [16]. Imbriaco et al. analisaram exames com suspeita de câncer de pâncreas e demonstraram que a realização de apenas uma fase pós-contraste era o suficiente para um diagnóstico e estadiamento desta neoplasia [17]. Leite et al. concluíram que a fase sem contraste não era fundamental para o diagnóstico em várias indicações clínicas [18]. Metser et al. comprovaram que para detecção de tumores do trato urinário alto e baixo, a fase portal é mais eficiente que a fase de equilíbrio, sendo esta última desnecessária para o seu diagnóstico [19].

Os objetivos deste trabalho foram analisar a dose estimada em pacientes que realizaram TC de abdome em um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem, comparar a dose dos exames com a indicação clínica e os dados da literatura e apresentar um conjunto de recomendações que permitam subsidiar propostas de redução de dose nos exames a serem realizados.

## 2. METODOLOGIA

A casuística foi composta por todos os pacientes que compareceram a um serviço de radiologia e diagnóstico por imagem na cidade de Ipatinga, Minas Gerais, para realizar exames de TC de abdome em 2018.

Foram avaliados os relatórios de dose de exames de TC de abdome superior ou abdome total emitidos de dois tomógrafos Multislice, sendo um da marca Siemens de 16 canais (Unidade A) e outro da marca Philips de 6 canais (Unidade B), armazenados no PACS (*Picture Archiving and Communication System*), no ano de 2018. Foram realizadas medições lineares dos maiores diâmetros lateral e ântero-posterior do abdome dos pacientes. Também foram coletados os dados que constam na ficha de cadastro do paciente como idade, gênero e os pedidos médicos dos exames com as indicações clínicas.

Foi utilizado um objeto simulador de acrílico de 32 cm de diâmetro e 15 cm de comprimento, com uma câmara de ionização do tipo lápis da marca Raysafe, com comprimento de 15,0 cm, modelo 8202041-D / 205028, e um eletrômetro da marca Raysafe, modelo 8201021-H / 167289 (calibrados no LabPROSAUD, incerteza 1,9%) para medição da dose nos equipamentos de TC.

## 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 3.1. Valores de dose dos equipamentos de TC

Os valores de dose de CTDI da radiação emitida pelos equipamentos de TC foram avaliados por medição da dose no objeto simulador de acrílico, com a câmara de ionização e o eletrômetro, com os parâmetros técnicos dos protocolos dos exames de abdome.

O valor de  $CTDI_{100}$  foi medido três vezes no centro e em quatro pontos na periferia do objeto simulador, a partir dos quais se calculou a média ponderada, o  $CTDI_w$ , o  $CTDI_{vol}$  e o DLP. Os resultados do  $CTDI_{vol}$  e o DLP estão expressos na Tabela 1.

**Tabela 1:** Relatório de medida de dose dos equipamentos Siemens (Unidade A) e Philips (Unidade B)

Unidade de Radiologia e Grandeza	Valor estimado pelo equipamento de TC	Valor medido pelo eletrômetro	Diferença (%)
<b>Unidade A (Siemens)</b>			
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	10,41	10,20	2,02
DLP (mGy.cm)	20,00	19,59	2,05
<b>Unidade B (Philips)</b>			
CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	22,4	24,2	-8,04
DLP (mGy.cm)	20,1	21,8	-8,46

As diferenças percentuais entre os valores de CTDI<sub>vol</sub> e DLP medidos pela câmara de ionização e eletrômetro e os mostrados nos equipamentos foram de 2,02% e 2,05%, respectivamente, no equipamento Siemens da Unidade A, e de - 8,04% e - 8,46% no equipamento Philips da Unidade B. Os resultados obtidos indicam que os equipamentos de TC apresentaram resultados satisfatórios às condições aplicadas. No entanto, a pequena diferença encontrada no equipamento da Philips indica que pode haver uma discrepância entre a dose produzida e a informada no comando do equipamento.

### 3.2. Caracterização da amostra

Foram analisados 1432 exames realizados entre os dias 01/01/2018 e 31/12/2018, sendo que 1211 atendiam aos critérios de inclusão. Dos 221 exames que não atendiam aos critérios e foram excluídos do estudo, 72 não tinham dados referentes à indicação clínica, sendo 13 da Unidade A e 59 da Unidade B. Os demais exames excluídos, 149, não tinham o relatório de dose armazenado no PACS, sendo 148 da Unidade A e 1 da Unidade B.

Foram avaliados 1211 pacientes, sendo 58,5% do sexo feminino. A idade média dos pacientes nos exames realizados foi de 49,4 anos, sendo realizados 33 exames em crianças de até 11 anos, 66 em adolescentes de 12 a 19 anos, 723 em adultos entre 20 e 59 anos e 389 em idosos acima de 60 anos, demonstrando que a população adulta (cerca de 92 % dos exames) realiza muito mais exames de tomografia que a população pediátrica. Pouco mais da metade dos exames foram realizados na Unidade A (52,3%). A grande maioria dos exames (90,8%) era abdome total ou UroTC e 39,7% eram protocolo contraste com fase única. A Tabela 2 apresenta esta caracterização da amostra.

**Tabela 2:** Caracterização dos pacientes por gênero, idade, Unidade de realização do exame, tipo de exame (n=1211)

	<b>n</b>	<b>Percentual</b>
<b>Gênero</b>		
Masculino	502	41,5
Feminino	709	58,5
<b>Idade</b>		
Média ± desvio-padrão	49,4 ± 20,3	
Mediana (Mínimo – Máximo)	49 (0 – 99)	
<b>Unidade</b>		
B	578	47,7
A	633	52,3
<b>Exame</b>		
Abdome superior	112	9,2
Abdome total	1099	90,8

A Tabela 3 apresenta o número de exames realizados por indicações clínicas.

Os resultados revelam que a maior parte dos exames realizados, cerca de 67%, tinham como indicação clínica alguma dor abdominal, sendo as mais frequentes litíase renal (20,6%) e dor abdominal não especificada (20,5%), mostrando um perfil mais emergencial nas duas Unidades, como apresentados na Tabela 3.

Poucos exames realizados, cerca de 5,2%, tiveram como indicação clínica estadiamento ou reestadiamento de câncer, corroborando para o perfil mais emergencial dos serviços e menos oncológico (Tabela 3).

O CTDI<sub>VOL</sub> médio foi de 9,2 mGy, variando de 2,6 mGy a 23,1 mGy. O DLP médio foi de 411,3 mGy.cm, variando de 24,6 mGy.cm a 1236,6 mGy.cm. O DLP total teve média de 967,9 mGy.cm com mínimo de 68,8 mGy.cm e máximo de 3737,7 mGy.cm. O SSDE médio foi de 12,6 mGy, variando de 0,0 mGy a 40,0 mGy.

Verificou-se que os resultados de percentil 75 de CTDI<sub>vol</sub>, SSDE e DLP dos exames realizados foram 11,2 mGy, 15,0 mGy e 501,7 mGy.cm, respectivamente, ficando dentro dos níveis de referência recomendados pela ACR [15].

**Tabela 3:** Caracterização dos exames realizados por indicação clínica (n=1211)

Indicações Clínicas	n	%
Litíase renal (cálculo renal/nefrolitíase)	249	20,6
Dor abdominal não especificada	248	20,5
Dor na Fossa Ilíaca Direita - apendicite	66	5,5
Contraindicação ao contraste	58	4,8
Dor em flanco direito ou esquerdo	55	4,5
Obstrução intestinal	49	4,0
Dor no Fossa Ilíaca Esquerda - diverticulite	49	4,0
Dor abdominal aguda (não localizada)	45	3,7
Urotomografia - nódulo / cisto / hematúria	44	3,6
Nódulo hepático	41	3,4
Pancreatite aguda	39	3,2
Icterícia/Colestase	35	2,9
Massa abdominal palpável ou vista em US prévio	34	2,8
Outros	32	2,6
Estadiamento de outros cânceres	26	2,1
Doença hepática crônica (cirrose)	21	1,7
Trauma abdominal	20	1,7
Suspeita de neoplasia abdominal	18	1,5
Pielonefrite (infecção do trato urinário)	17	1,4
Dor no hipocôndrio direito	15	1,2
Estadiamento de câncer colorretal	7	0,6
Sangramento do trato gastrointestinal	6	0,5
Estadiamento de câncer pancreático	6	0,5
Doença de Crohn	6	0,5
AngioTC aorta abdominal e ilíacas	5	0,4
Nódulo adrenal	5	0,4
Angio TC Venosa Abdome Total	5	0,4
Reestadiamento de câncer	4	0,3
Isquemia mesentérica	3	0,2
Suspeita de metástase hepática	2	0,2
Disfagia	1	0,1

Foi observado que apenas 138 pacientes (11%) apresentaram doses acima das recomendadas. A média da soma dos diâmetros abdominais destes pacientes foi de 61,9 cm, enquanto que a média da amostra foi de 54,5 cm, demonstrando a relação direta da dose com os diâmetros abdominais.

Foram evidenciados em dois pacientes doses de SSDE muito altas, sendo 36,6 mGy e 40,0 mGy, comparativamente aos demais pacientes da amostra, onde o percentil 75 foi de 15 mGy. Na verificação dos respectivos exames, observou-se que eram pacientes pediátricos, que realizaram exames no equipamento Philips da Unidade B, e o valor do produto corrente tempo permaneceu estável em 200 mAs durante toda a aquisição do exame, demonstrando que o modulador de dose automático não funcionou. O modulador de dose automático permite alterar a corrente do tubo de acordo com as dimensões dos pacientes ao longo da varredura, reduzindo a dose recebida por eles [20,21].

### 3.3. Análise de associações com os indicadores avaliados nos exames

Foram observadas maiores médias e medianas de CTDI, DLP total, SSDE e dose efetiva na Unidade B se comparado à Unidade A, como apresentados na Tabela 4.

Apesar do protocolo dos exames do equipamento da Unidade B apresentar menor tensão em relação ao da Unidade A (120 kVp versus 130 kVp), o produto corrente tempo é bem maior (200 mAs versus 110 mAs), o que poderia explicar estes maiores valores medidos.

A análise dos resultados dos valores obtidos dos exames realizados por gênero não demonstrou nenhuma diferença significativa ( $p > 0,05$ ).

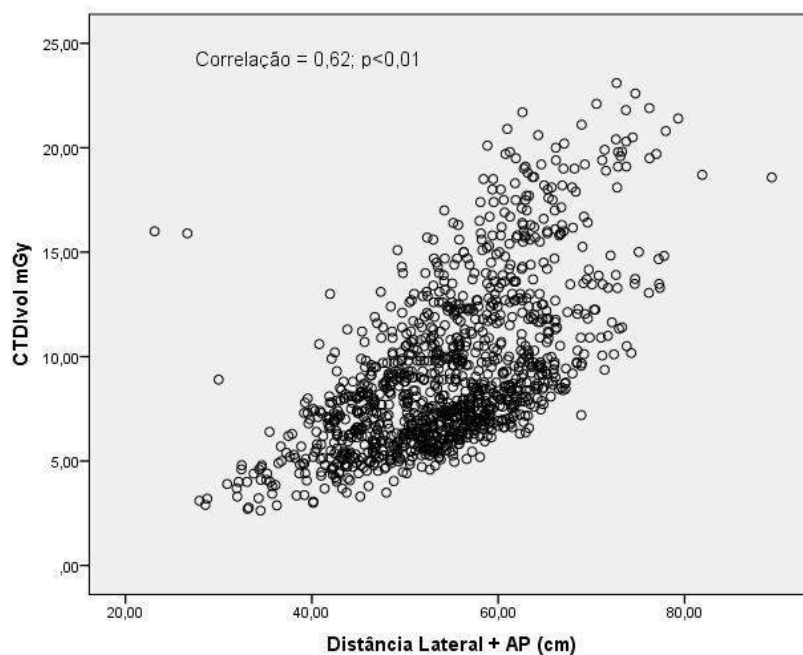
As Figuras 1 e 2 apresentam os gráficos de dispersão entre as medições de CTDI, SSDE e distâncias (lateral + AP). Em todas as comparações as correlações podem ser consideradas significativas ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 4:** Descrição dos indicadores resultantes dos exames realizados por Unidade

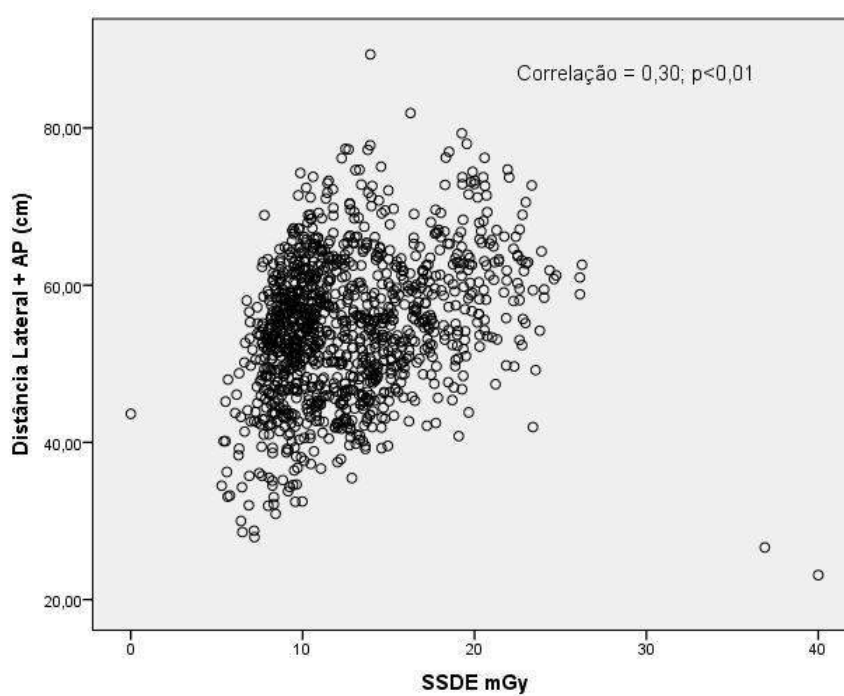
Unidade	Distância			SSDE mGy	Dose efetiva mSv	Total de fases realizadas
	CTDI mGy	DLP Total mGy.cm	Lateral + AP cm			
<b>B</b>						
Média	11,1	1173,1	53,3	15,4	17,6	2,7
Desvio-padrão	4,1	717,2	9,3	4,1	10,8	1,3
Mínimo	2,9	68,8	26,6	0,0	1,0	1,0
Máximo	23,1	3737,7	79,3	37,1	56,1	5,0
Percentil 25	8,0	553,0	46,6	12,7	8,3	1,0
Mediana	10,3	1088,4	53,2	14,8	16,3	3,0
Percentil 75	13,6	1634,5	59,4	18,0	24,5	4,0
<b>A</b>						
Média	7,5	780,5	55,7	10,1	11,7	2,5
Desvio-padrão	2,6	494,1	8,4	2,5	7,4	1,4
Mínimo	2,6	92,0	23,1	5,3	1,4	1,0
Máximo	19,8	2866,6	89,3	40,0	43,0	5,0
Percentil 25	5,9	352,5	50,5	8,7	5,3	1,0
Mediana	7,0	731,0	55,7	9,7	11,0	3,0
Percentil 75	8,5	1070,0	61,4	10,9	16,1	4,0
Valor-p*	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,140</b>

\*Teste Mann-Whitney





**Figura 1:** Dispersão dos valores de CTDI<sub>vol</sub> e distância lateral+AP

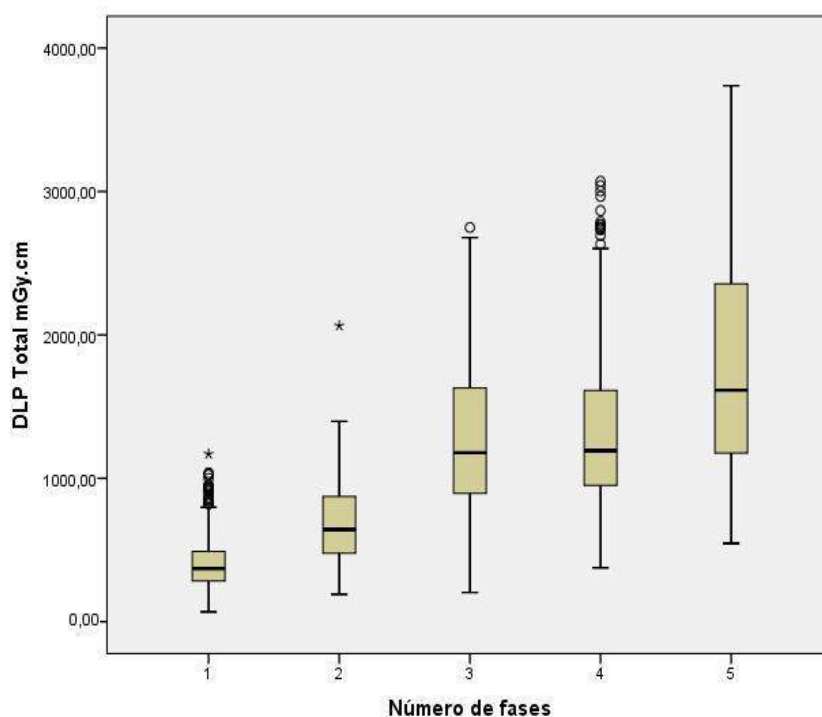


**Figura 2:** Dispersão dos valores de distância lateral+AP e SSDE

No estudo da relação entre o  $CTDI_{vol}$  e a distância lateral + AP observa-se correlação direta e forte ( $r = 0,62$ ). Ou seja, quanto maiores os diâmetros abdominais, maior é a dose nos exames realizados, corroborando com os dados da literatura [22].

Também foi evidenciada uma relação direta entre a distância lateral + AP e SSDE; no entanto, esta foi moderada ( $r = 0,30$ ), demonstrando o efeito do fator de correção aplicado ao cálculo da dose desta grandeza.

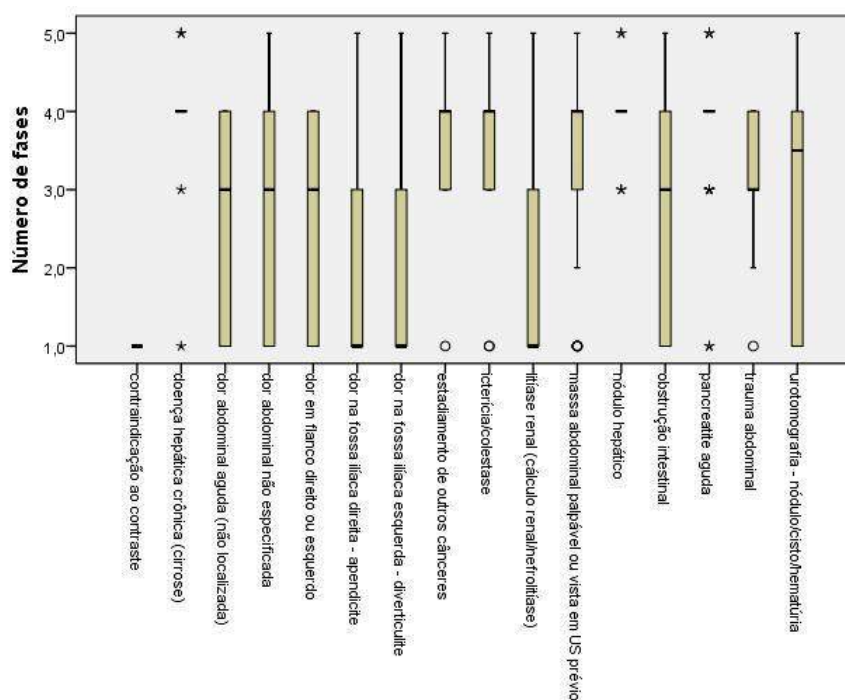
O número de fases realizados é um indicador que apresenta relação linear com a dose que os pacientes recebem durante os exames realizados como apresentado na Figura 3.



**Figura 3:** Box-plot dos valores de DLP total por número de fases realizadas

Os resultados revelaram uma relação direta e significativa entre DLP total e o número de fases, isto é, há um aumento nos valores de DLP total à medida que aumenta o número de fases, com coeficiente de correlação igual 0,75 ( $p < 0,01$ ).

A Figura 4 é um *Box-plot* que ilustra a relação do número de fases realizadas nos exames segundo as indicações clínicas.



**Figura 4:** *Box-plot do número total de fases segundo as principais indicações*

Houve uma média de três fases por exame, sem diferença estatisticamente significativa entre as Unidades ou por gênero.

38,3 % dos pacientes realizou o exame com uma fase, sendo que 5 % deles fizeram apenas uma fase por apresentarem contraindicação ao uso do contraste, o que impedia a realização de mais de uma fase.

Um exame com quatro fases foi realizado por 33,3 % dos pacientes. Apenas 3,4% dos pacientes fizeram o exame com duas fases e 21,8% o fizeram com 3 fases.

Na grande maioria dos exames de tomografia computadorizada de abdome e pelve, a realização de apenas uma fase é o suficiente para se chegar ao diagnóstico nosológico. Estudos com múltiplas fases devem ser reservados para alguns casos com indicações específicas que otimizam a detecção e caracterização de lesões [3,23,24,25].

Em algumas indicações clínicas como dor na fossa ilíaca direita (apendicite aguda), dor na fossa ilíaca esquerda (diverticulite) e litíase renal, geralmente uma fase sem contraste é o suficiente para se concluir o exame e chegar a um diagnóstico final. No entanto, o que se pode observar foi que apenas 50% dos pacientes com estas indicações clínicas realizaram uma fase, 25% de duas a três fases e 25% mais de três fases.

Foi observado que quase todas as indicações clínicas tiveram pacientes que realizaram cinco fases, demonstrando um excesso de fases realizadas.

Um grande número de pacientes, cerca de 50%, realizou três ou mais fases, indicando a execução da fase de equilíbrio. Já existem dados suficientes na literatura de que esta fase pode ser suprimida do protocolo sem prejuízo na capacidade diagnóstica do método, principalmente nas indicações oncológicas, abdome agudo e traumas abdominais quando não há suspeita de lesão renal [23,24].

Em todas as indicações clínicas foram realizadas fases sem contraste seguidas de fases contrastadas. Dados na literatura sugerem que, em algumas indicações clínicas específicas, a fase sem contraste pode ser suprimida do protocolo e as fases pós-contraste podem ser realizadas como as primeiras fases, sem detrimento do diagnóstico, como nos casos de nódulos hepáticos (hipo ou hipervasculares), estadiamento tumoral, carcinoma pancreático, pancreatite aguda, pielonefrite, apendicite, diverticulite, linfoma e pesquisa de coleções intracavitárias [3,23,25].

Em todas as indicações clínicas foi possível observar uma variabilidade muito grande no número de fases executadas, demonstrando a falta de critério e consenso nos protocolos executados pela equipe de técnicos orientada pelos radiologistas. Todas as indicações tiveram exames com quatro fases executadas e em apenas duas indicações clínicas das mais prevalentes (trauma abdominal e dor nos flancos), não tiveram exames com cinco fases, revelando uma situação contrária ao que a literatura mais recente preconiza, ou seja, reduzir o número de fases e consequentemente reduzir a dose dos pacientes [3,23,24,25].

#### 4. CONCLUSÕES

Os resultados permitem concluir que a dose de radiação recebida pelos pacientes nos exames realizados está diretamente relacionada com algumas características inerentes ao paciente, como o

diâmetro abdominal, o que não pode ser mudado, e ao número de fases realizadas, o que é dependente de protocolos estabelecidos pela equipe médica.

Protocolos pré-estabelecidos em exames de TC de abdome de acordo com a indicação clínica permitem pouca variação no número de fases realizadas em um serviço. Para isso é necessário um consenso entre os médicos radiologistas, que fazem os relatórios, e um treinamento com a equipe de técnicos de radiologia, para que não realizem fases demasiadas nem deixem de realizar fases imprescindíveis, para o diagnóstico de patologias importantes. A grande variabilidade no número de fases e em excesso, que pode ser observado em todas as indicações clínicas, demonstra a falta de protocolo nos exames dos serviços. Isso implica diretamente em uma maior dose nos pacientes.

Foi possível observar a urgente necessidade de se readequar e padronizar os protocolos de exames dirigidos para a suspeita clínica, permitindo o uso racional com imediata redução no número de fases realizadas e conseqüentemente minimizar a dose que os pacientes estão recebendo na realização destes exames.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem às duas Unidades de radiologia e diagnóstico por imagem pelo apoio ao trabalho e à agência de fomento CNPq (Projeto 301335/2016-8)

## REFERÊNCIAS

- [1] IAEA, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice**. Relatório Técnico IAEA TRS 457, IAEA, Vienna, 2007.
- [2] HUDA, W.; OGDEN, K. M.; KHORASANI, M. R. Converting dose-length product to effective dose at CT. **Radiology**, v. 248, n. 3, p. 995-1003, 2008.
- [3] COSTA, D. M. C.; SALVADORI, P. S. S.; MONJARDIM, R. F.; BRETAS, E. A. S.; TORRES, L. R.; CALDANA, R. P.; SHIGUEOKA, D. C.; MEDEIROS, R. B.; D'IPPOLITO, G. Quando a fase sem contraste intravenoso é desnecessária nos exames de tomografia

- computadorizada do abdome? Análise retrospectiva de 244 casos. **Radiologia Brasileira**, v. 46, n. 4, p.197-202, 2013.
- [4] KIKUTI, C.F.; SALVADORI, P. S.; COSTA, D.M.C.; D'IPPOLITO, G.; MEDEIROS, R.B. Estimativa da dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP. **IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety – IRPA 2013**, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 15-19 de abril, 2013.
- [5] PARAKH, A.; KORTESNIEMI, M.; SCHINDERA, S. T. CT radiation dose management: a comprehensive optimization process for improving patient safety. **Radiology**, v. 280, n. 3, p. 663-673, 2016.
- [6] BRENNER, D. J.; HALL, E. J. H. Computed Tomography - An increasing source of radiation exposure. **The New England Journal of Medicine**, v. 357, n. 22, p. 2277-2284, 2007.
- [7] SMITH-BINDMAN, R.; LIPSON, J.; MARCUS, R.; KIM, K. P.; MAHESH, M.; GOULD, R.; BERRINGTON DE GONZÁLEZ, A.; MIGLIORETTI, D. L. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. **Archives of Internal Medicine**, v. 169, n. 22, p. 2078-2086, 2009.
- [8] BRENNER, D. J. Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans. **Radiation Research Society**, v. 174, p. 809-815, 2010.
- [9] RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. P.; ALMEIDA R. P. P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v. 45, n. 6, p. 326-333, 2012.
- [10] DOVALES, A.C.M.; ROSA, L.A.R.; KESMINIENE, A.; PEARCE, M.S.; VIEGA L.H. Patterns and trends of computed tomography usage in outpatients of the Brazilian public healthcare system, 2001-2011. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 3, p. 547-560, 2016.
- [11] SHRIMPTON, P.C.; HILLIER, M.C.; LEWIS, M.A.; DUNN, M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK: 2003 review. Chilton, UK: National Radiological Protection Board, **Report NRPB-W67**, 2005.
- [12] McCOLLOUGH, C.; BRANHAM, T.; HERLIHY, V.; BHARGAVAN, M.; ROBBINS, L.; BUSH, K.; McNITT-GRAY, M.; PAYNE, T.; RUCKDESCHEL, T.; PFEIFFER, D.;

- CODY, D.; ZEMAN, R. Diagnostic reference levels from the ACR CT Accreditation Program. **Journal of the American College of Radiology**, v. 8, n. 11, p. 795–803, 2011.
- [13] O'NEILL, S.; KAVANAG, R.G.; CAREY, B.W.; MOORE, M.; MAHER, M.; O'CONNOR, O. J.; Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. **European Radiology Experimental**, v. 38, n. 2, p. 1-8, 2018.
- [14] AAPM, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, **Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT**. The report of AAPM task group n. 220, 2014.
- [15] ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, SOCIETY FOR PEDIATRIC RADIOLOGY, **Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical x-Ray Imaging**. Practice Guideline, 2018. Disponível em: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Diag-Ref-Levels.pdf>. Acesso em: 30/04/2019.
- [16] IANNACCONE, R.; LAGHI, A.; CATALANO, C.; ROSSI, P.; MANGIAPANE, F.; MURAKAMI, T.; HORI, M.; PIACENTINI, F.; NOFRONI, I.; PASSARIELLO, R. Hepatocellular carcinoma: role of unenhanced and delayed phase multi-detector row helical CT in patients with cirrhosis. **Radiology**, v. 234, n. 2, p. 460–467, 2005.
- [17] IMBRIACO, M.; MEGIBOW, O.J.; RAGOZZINO, A.; LIUZZI, R.; MAINENTI, P.; BORTONE, S.; CAMERA, L.; SALVATORE, M. Value of the single-phase technique in MDCT assessment of pancreatic tumors. **American Journal of Radiology**, v. 184, p. 1111-1117, 2005.
- [18] LEITE, A.P.K.; MATTOS, L.A.; PINTO, G.A.D.H.; SCACIOTA, A.P.; FRANCO, R.M.A.M.M.; ANDREONI, C.; LEDERMAN, H.M.; D'IPPOLITO, G. O valor da fase sem contraste na tomografia computadorizada do abdome. **Radiologia Brasileira**, v. 41, n. 5, p. 289–296, 2008.
- [19] METSER, U.; GOLDSTEIN, M.A.; CHAWLA, T.P.; FLESHNER, N.E.; JACKS, L.M.; O'MALLEY, M. E. Detection of urothelial tumors: comparison of urothelial phase with excretory phase CT urography – a prospective study. **Radiology**, v. 264, n. 1, p.110–118, 2012.

- [20] TACK, D.; MAERTELAE, V.; GEVENOIS, P. A.; Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based onlinetube current modulation. **American Journal of Radiology**, v. 181, p. 331-334, 2003.
- [21] CAPAVERDE, A.S.; PIMENTEL, J.; FRONER, A.P.P.; SILVA, A.M.M. Relação entre a estimativa de dose de radiação em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada do abdômen e o índice de massa corporal. **International Joint Conference RADIO 2014**, Gramado, RS, Brazil, Agosto, 26-29, 2014.
- [22] RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. P.; ALMEIDA R. P. P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v. 45, n. 6, p. 326-333, 2012.
- [23] JOHNSON, P.; FISHMAN, E.K.; Routine use of precontrast and delayed acquisitions in abdominal CT: time for change. **Abdominal Imaging**, v. 38, p. 215-223, 2013.
- [24] SALVADORI, P. S.; COSTA, D. M. C.; ROMANO, R. F. T.; GALVÃO, B. V. T.; MONJARDIM, R. F.; BRETAS, E. A. S.; RIOS, L. T.; SHIGUEOKA, D. C.; CALDANA, R. P.; D'IPPOLITO, G. Quando a fase de equilíbrio pode ser suprimida nos exames de tomografia computadorizada de abdome? **Radiologia Brasileira**, v. 46, n. 2, p. 65-70, 2013.
- [25] ROMANO, R. F. T.; SALVADORI, P. S.; TORRES L. R.; BRETAS, E. A. S.; BEKHOR, D.; CALDANA, R. P.; MEDEIROS, R. B.; D'IPPOLITO G. Readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdome em um hospital universitário: impacto na dose de radiação. **Radiologia Brasileira**, v. 48, n. 5, p. 292-297, 2015.





# Manufacture and characterization of a Bolus composed of water, bi-distilled glycerin, gelatin and formaldehyde

Oliveira<sup>a</sup> C.M., Brüning<sup>b</sup> F.F., Lyra<sup>b</sup> J.G.P., Zanetti<sup>c</sup> S.Y.,  
Funchal<sup>b</sup> M., Fernandes<sup>b</sup> T.C.O.

<sup>a</sup> Medical Physics Resident/Erasto Gaertner Hospital/Radiotherapy Department, 81520-060, Curitiba, Paraná, Brazil

<sup>b</sup> Medical Physicist/Erasto Gaertner Hospital/Radiotherapy Department, 81520-060, Curitiba, Paraná, Brazil

<sup>c</sup> Radiotherapy Technologist/Erasto Gaertner Hospital/Radiotherapy Department, 81520-060, Curitiba, Paraná, Brazil

carlla.m.o@gmail.com

---

## ABSTRACT

In years the bolus is used as human tissue compensator in treatments of superficial tumors using photons and electrons in the radiotherapy. In order to obtain a low cost and noncommercial bolus, it is proposed in this work to find an optimized bolus recipe composed of water, bi-distilled glycerin, gelatin and formaldehyde. It was manufactured 14 samples and it was evaluated their mass densities, homogeneity and malleability which M and N samples was classified for dosimetric analyses. The percentage depth dose (PDD) curves of M and N samples were measured and compared to the PTW RW3 solid water PDD curve for three energies, 6 MV, 6 MeV and 18 MeV. The PDDs comparisons results showed good agreement and differences smaller than 6% in the percentage depth values for depths smaller than 1,5 cm, except to 6 MeV electron energy which the sample N had difference of 17%. The M sample presented better results for the three measured energies and it was defined as the best recipe to a bolus between the analyzed samples in this work.

**Keywords:** medical physics; radiotherapy; bolus; material characterization.

---

## 1. INTRODUCTION

Radiotherapy is an efficient method for the destruction of cells, using ionizing radiation. Therefore, can be used for oncological treatments [1,2]. The radiation dose prescribed by the radio oncologist doctor must be delivered with precision [3]. For this diagnostic imaging techniques, as computed tomography (CT), magnetic resonance (MR), ultrasound and positron emission tomography (PET) assist the radio oncologist in locating the target volume. Cancer patients who treat with radiotherapy have a contribution in 40% of the all cancer cures cases [3-5].

The choice of external beam unit can be made depending on the tumor depth. For example, tumors relatively shallow or moderately deep at the skin distance, as in the cases of head and neck, breast and body ends, x-ray units, with low energy megavoltage beam, are used (e.g.  $^{60}\text{Co}$ , 4 MV or 6 MV). For treatment of deep tumors in abdomens and pelvis it could be medium and high energy (between 10 MV to 25 MV). Moreover, for superficial tumors, at most 5 cm deep, is used beams of charge particles, like electrons with energy between 4 MeV to 20 MeV [2].

In treatment of superficial tumors with photons or electrons, usual it is necessary the use of a bolus, in order to superficialize the dose and (or) regularize the patients' surface. The bolus is a human tissue compensator [2,6-8], that is, a material whose density should be approximately that of water. Because water presents a similar behavior, from the perspective of the interaction of radiation with matter and it correspond to 60% of the adult human body [9].

The bolus is positioned in direct contact with the patients' surface, or inside an cavity of the body. It can be made of various materials such as moistened gauze, "red wax" dentistry, "vaseline gauze" or synthetic oil gel with density very close to that of water, marketed as bolus *superflab*, among others [2, 6-8].

Radiotherapy services can use self-made bolus, noncommercial and manufactured using water, bi-distilled glycerin, gelatin and formalin. This bolus has low cost and can be manufactured easily [10]. This article proposes a detailed study of this bolus, optimized his recipe, analyzed his characteristics and tried to find the recipe with better cost benefit, homogeneous and with dosimetric characteristics of a beam in water.

## 2. MATERIALS AND METHODS

In this study different bolus samples were analyzed, which were manufactured by varying the proportions of part of their components: water and bi-distilled glycerin (density 1.25 g / cm<sup>3</sup>) and 10% formaldehyde solution. In order to know the influence, the materials that compose it and check the materials resulting from the different proportions.

Table 1 shows the manufactured samples and their proportions. The amounts of gelatin were kept fixed.

**Table 1:** Samples analyzed in this paper.

Sample	Water (cm <sup>3</sup> )	Bi-distilled glycerin (ml)	Gelatin (g)	Formaldehyde (ml)
A	0	100	75	5
B	100	0	75	5
C	100	0	75	0
D	200	0	75	5
E	0	200	75	5
F	100	100	75	5
G	100	200	75	5
H	200	100	75	5
I	200	200	75	5
J	300	100	75	5
K	300	200	75	5
L	300	300	75	5
M	400	300	75	5
N	400	400	75	5

### 2.1. Samples Manufacturing

Bolus was manufactured in the mold's room of the Erasto Gaertner Hospital in Curitiba, Paraná, Brazil. Samples A to E were made to verify the effect of water and glycerin concentrations on the

bolus. The gelatin was mixed with each component and then the mixture was heated in a pot on a stove until completely dissolved. Everything mixed with a spoon. After 10 min, the foam that forms due to gelatin is removed, also with the spoon and then the 10% formaldehyde solution is added except for sample C.

The samples from F to N were manufactured as follows: the gelatin was hydrated with water, after the mixture was homogeneous, it was heated in a pot on a stove until completely liquefied, when the glycerin was then added and after 10 min the 10% formaldehyde solution. Everything mixed with a spoon. The foam formed should be removed during the process with a spoon to obtain a smooth and homogeneous bolus.

The mixture becomes liquid and can be placed in containers of different sizes and thicknesses. Allow 12 hours for the bolus to solidify completely.

## 2.2. Mass density and homogeneity

The mass density of the samples was calculated by direct mass and volume measurement, as well as an analysis of the Hounsfield units (HU) values was performed. The computed tomography of each sample was acquired by a standardized clinical tomograph (*GE Hispeed*), with the technique of 120 kVp, 130 mA and 3 mm slices. The tomograph is evaluated according to current legislation. The images resulting from the acquisition were later imported into Varian Medical Systems' Eclipse™ version 13.5 treatment planning system to determine sample HUs using a tool available in the system. The region of interest (ROI) analyzed for each image was 20 x 20 pixels, in order to not have a punctual reading, nor a large area.

## 2.3. Dosimetric Characteristics

The percentage depth dose (PDD) of two samples were measured and compared to the same curve obtained with a solid water phantom (PTW RW3 slab phantoms, density 1.045 g/cm<sup>3</sup>). This measurement was performed with a parallel plate chamber (PPC05, IBA dosimetry) at a distance from the source to the surface of 100 cm, with a field size of 10 x 10 cm<sup>2</sup>. A 6 MV photon beam of a CX linear accelerator (Varian Medical Systems) was used to measure PDD. And two clinical electron beams with 6 and 18 MeV energies were also used, representing two extremes of the energies clinically used in our radiotherapy department. For the measurement of electron PDD

curves, measurements were made at a distance from the source to the surface of 100 cm with a 10 x 10 cm<sup>2</sup> applicator with the parallel plate chamber. We use a parallel plate chamber with PTW RW3 as it has more consistent results for low depths [10].

### 3. RESULTS

#### 3.1. Qualitative malleability analysis of the samples

The samples were qualitatively analyzed in order to know the behavior of his constituents in the final product and verified the malleability of the material. It is necessary that the bolus be malleable, to fit the shape of the patient. For a quantitative measure of the malleability, can be made using a Shore durometer 00. In the absence of such instrument was created a qualitatively scale.

The samples were evaluated by three researchers and the malleability was rated on a scale from 0 to 5, where 0 is a non-malleable material and 5 is a very malleable material. The results of this analysis it is show in Table 2.

**Table 2:** Qualitative malleability analysis results.

Scale	Samples results by each research			Samples results
	Research 1	Research 2	Research 3	Final
0	A	A	A	A
1	B, E	B, E	B, E	B, E
2	C, D, F, G, H	C, D, F, G, H	C, D, F, G, H	C, D, F, G, H
3	I, J, K	I, J	I, J, K	I, J, K
4	L, M	K, L, M	L, M	L, M
5	N	N	N	N

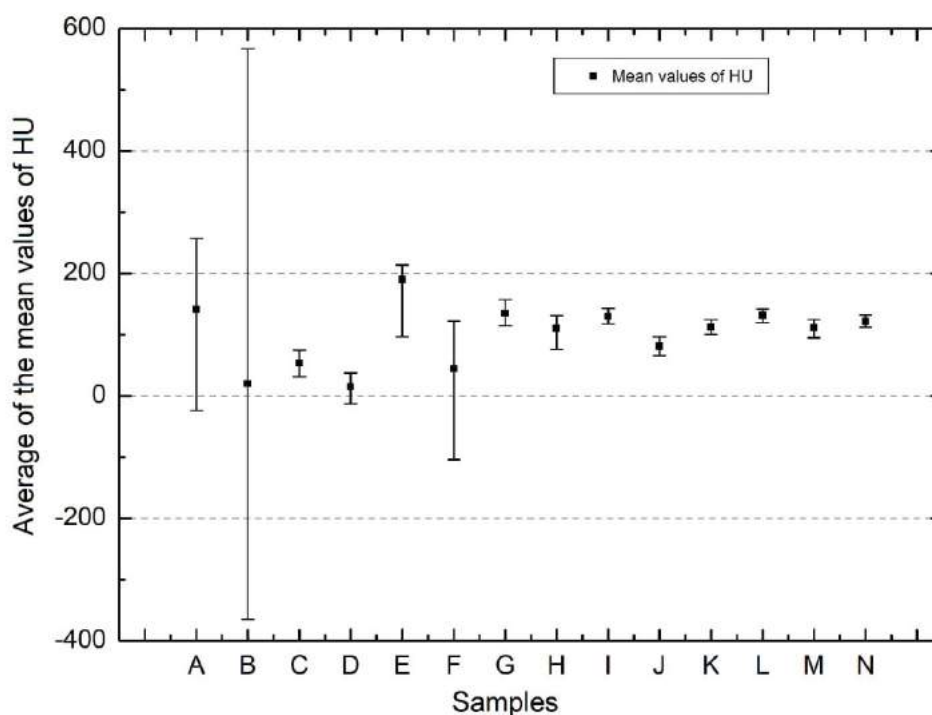
#### 3.2. Mass density and homogeneity

The mass densities were obtained with measures of mass and volume, as show in Table 3, where is also shown the values of density obtain by the average of the mean values of HU [11, 12]. This was measured using ROI's of 20x20 pixels. Moreover, the measures were analyzed in three different slices, of the bolus tomography images. Two in regions close to the extremity of the samples, and one in the central region.

**Table 3:** Mass densities values measured and obtained by average of the mean HU values in three different slices of the bolus tomography images.

Samples	Densities ( $\pm 0,01$ g/cm <sup>3</sup> )	Densities by HU values (g/cm <sup>3</sup> )
A	1,20	1,20
B	0,99	1,03
C	1,02	1,08
D	1,02	1,02
E	1,19	1,25
F	0,96	1,07
G	1,12	1,19
H	1,11	1,16
I	1,14	1,19
J	1,11	1,12
K	1,14	1,17
L	1,21	1,19
M	1,13	1,16
N	1,13	1,18

For the homogeneity analysis the averaged of the mean values of HU were evaluated, as well as the maximum, the minimum and the standard deviation values, also obtained by the software. The results are show in the Figure 1. Samples with the standard deviation values in all measurements below 10%, i.e., which had the smallest variation in HU values and also graphically, were considered homogeneous. These were: I, J, K, L, M and N.

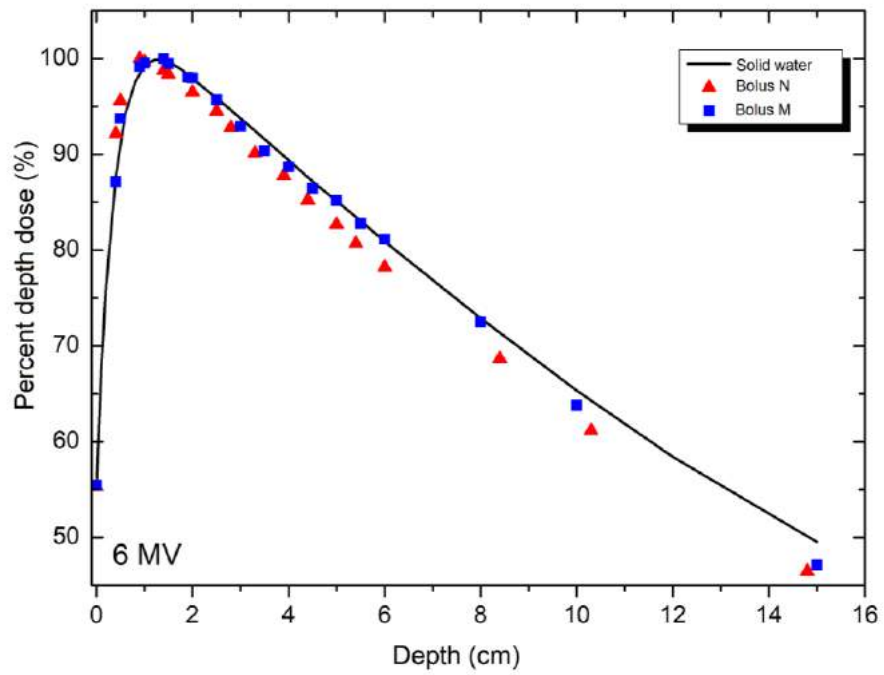


**Figure 1:** Averages of the mean HU values. The upper limit is the average of the maximum HU values and the lower limit is the average of the minimum HU values.

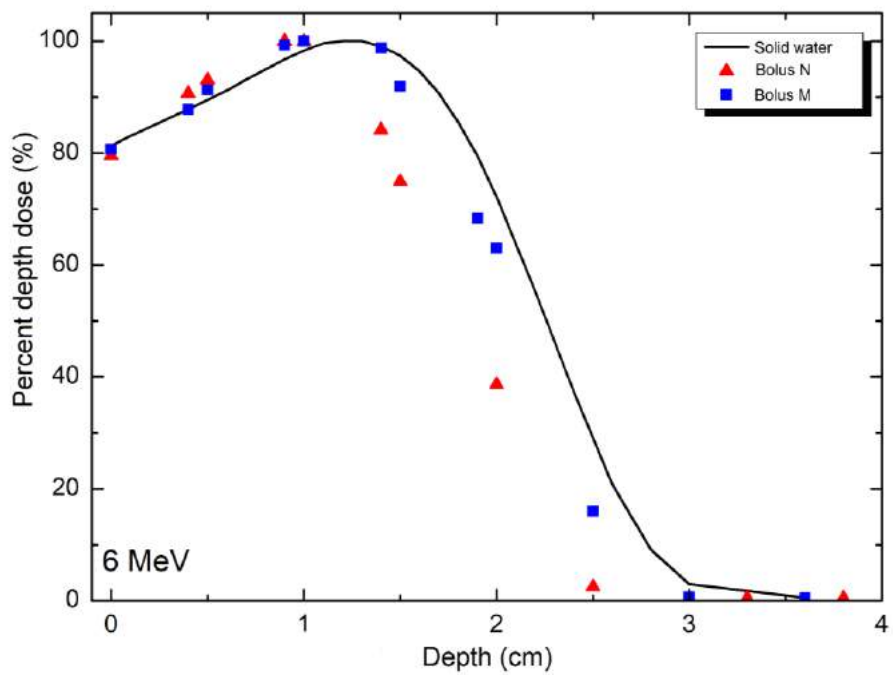
Through the density values obtained and the homogeneity and malleability analysis, the bolus chosen to perform the dosimetric measurements were M and N. Sample L would also be a good one, since it was homogeneous, malleable and the density by HU was close to the chosen ones. However, the mass density measured showed a greater difference compared to the solid water plate.

### 3.3. Dosimetric characteristics

Samples of various thicknesses from each bolus were made and the PDD of samples M and N were measured. The results were compared with the same curve obtained for the solid water phantom. Figure 2 shows the measurements for a 6 MV clinical photon beam, Figure 3 and 4 for the 6 and 18 MeV clinical electron beams, respectively.

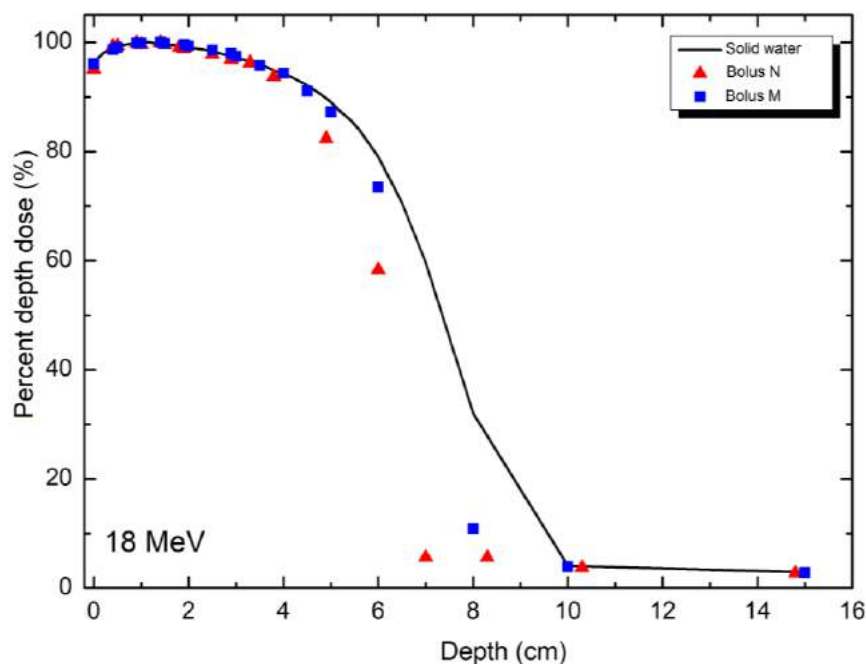


**Figure 2:** Percent depth dose measured for a 6 MV clinical photon beam energy.



**Figure 3:** Percent depth dose measured for a 6 MeV clinical electron beam energy.





**Figure 4:** *Percent depth dose measured for a 18 MeV clinical electron beam energy.*

#### 4. DISCUSSION

The advantage of using non-commercial bolus is its low cost, but the challenge is to obtain a homogeneous, malleable and durable material with comparable density to water. First, different recipes was investigated, in order to know the effects of the materials that composed the bolus.

After the manufacture of samples A, B, C, D and E it was concluded that glycerin and formaldehyde are components that influence the bolus hardness, since samples A and E were more rigid and, when samples B and C were compared, it was noted that after the formaldehyde was added, sample B hardened rapidly.

The amount of gelatin was not altered, since preliminary tests showed that if the amount of gelatin increased, the resulting bolus is less flexible and with greater hardness. Thus, with less gelatin there is a bolus with lower hardness and higher flexibility.

When a bolus without formaldehyde was manufactured, its degradation was observed within 5 days. The bolus with formaldehyde lasted a minimum of four weeks. Some, after two months of

manufacture, sealed in PVC film and kept in a controlled environment (e.g. room of a linear accelerator) showed no signs of degradation, such as the presence of fungal colonies.

The foam formed during bolus manufacture is due to gelatin and is proportional to how much gelatin and water are mixed during heating and in the liquefaction process. The foam should be removed as it generates heterogeneity in the final bolus and may result in air bubbles. As the amount of water increased, foam formation decreased. Therefore, less material is lost as foam.

The malleability analysis was performed qualitatively. It was observed that the increase of water and bi-distilled glycerin generated more malleable and flexible materials. When comparing the samples M and N, it was noted that glycerin influences malleability, as sample N was more flexible and transparent.

Mass density values resulting from direct mass per volume measurements and the averaged of the mean values of HU were less than 10% apart for all samples, except for sample F, that presented 11%. The difference between these values is due to the heterogeneities present in the bolus that can be observed in the measurements of HU values. Moreover, the heterogeneities can't be evaluated by direct mass per volume measurements.

For samples M and N the mass density values resulting from direct mass per volume measurements were 13% different from water mass density (0.997 g / cm<sup>3</sup>) and 8% when compared to solid water PTW RW3. The averaged of the mean values of HU varied 16% and 18% in relation to the water mass density for samples M and N, respectively. In relation to solid water PTW RW3 the values varied 11% for sample M and 13% for sample N. The following equation was used:

$$Deviation = \frac{|Value_{reference} - Value_{obtained}|}{Value_{reference}} \times 100 \quad (1)$$

Observing Figure 1, the samples that obtained the smallest variation in HU values were I, J, K, L, M and N, whereas the sample B was the one that varied the most in HU values. However, its density directly measured obtained an excellent value. Therefore, it is concluded that only directly measured density values are not sufficient to analyze the bolus material.

After studying the malleability, homogeneity and mass density values for the mentioned samples, it is concluded that the materials M and N would be dosimetrically evaluated, as they obtained expected results in all analyzes.

With the manufacture of different thicknesses, it was found that bolus N is not suitable for use when thicknesses greater than 3 cm are required. Increasing the thickness results in a sample with high "sagging" so that gravity squashes the sample after its manufacture, changing the initially fabricated thickness.

Bolus M is less malleable than N, but its properties are preserved after drying of the samples. In the bolus thickness range used in the radiotherapy service, up to 1.5 cm, both samples showed reproducibility.

The PDD curves were established for the M and N samples and compared to the PDD obtained with the PTW RW3 solid water plate, it was observed in Figure 2, that the sample M presented a maximum difference of 3% up to 1.5 cm depth, while sample N had a maximum difference of 5% at the same depth, both for a 6 MV photon beam. In Figure 3, the results of the PDDs obtained with a 6 MeV electron beam showed an even greater difference for regions smaller than 1.5 cm, 6% for sample M and 17% for N.

For an 18 MeV electron beam, as shown in Figure 4, both M and N samples distinguished from the PTW RW3 solid water plate after depths greater than 5 cm with differences greater than 50% for bolus N and 20% for bolus M. For depths less than 1.5 cm, good agreement of PDD curves with differences less than 1.5% was found.

The results show that PDDs from sample M obtained a smaller difference than those from sample N when compared to PDDs from solid water PTW RW3 in depths below 1.5 cm. We associate this with the fact that N has a higher amount of glycerin and thus a higher density.

## 5. CONCLUSIONS

The results of the malleability analysis concomitantly with the mass densities data measured directly and by the Hounsfield mean values, defined the M and N samples for the dosimetric characteristics verification. The evaluated PDDs for the M and N samples showed agreement and

little difference in the percentage depth dose values at depths less than 1.5 cm, excepted for electron beam of 6 MeV, which difference was 17 % for the sample N. M sample presented better results for the 3 energies measured and was defined the best recipe between the samples studied in this work. The recipe offers a low cost, durability, malleability, homogeneity and good dosimetric results in most used thicknesses in a radiotherapy department.

## ACKNOWLEDGMENT

We thank Erasto Gaertner Hospital for providing the locations and equipment for making and measuring.

## REFERENCES

- [1] INCA – Instituto Nacional do Câncer. **Tratamento do câncer: Radioterapia**. Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil. 2019. Available at: <<https://www.inca.gov.br/tratamento/radioterapia>>. Last accessed: 09 Dec. 2019.
- [2] KHAN, F.M.; GIBBISON, J.P.; SPERDUTO, P.W. **Treatment planning in Radiation Oncology**. 4<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2016.
- [3] RINGBORG, U; et al. The Swedish Council on Technology Assessment in Health Care (SBU) Systematic Overview of Radiotherapy for Cancer including a Prospective Survey of Radiotherapy Practice in Sweden 2001 - Summary and Conclusions The Swedish Council on Technology Assessment. **Acta Oncologica**, v. 42, p.357–365, 2003.
- [4] DOROTHY, A.; MATTHEW, K. L. The Evolution of Radiation Therapy in Treating Cancer. **Seminars in Oncology Nursing**, v. 34(2), p. 151-157, 2018.
- [5] Radiation Oncology. **Targeting Cancer**. Sydney. 2017. Available at: <<https://www.targetingcancer.com.au/about-radiation-oncology/benefits-and-effectiveness/>>. Last accessed: 10 Dec. 2019.
- [6] SCRIPES, P. G.; MORAES, S.; ROCHA; J. R. O. Verificação da Densidade Eletrônica e da Equivalência a Água dos Materiais Utilizados como Bólus (Cera e Gaze Vaselineada) em Radioterapia. 2006.
- [7] SPEZZIA, S. O uso do bolus na radioterapia. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, v. 18(4). p. 183-186, 2016.
- [8] WHITE, D. R. Tissue substitutes in experimental radiation physics. **Medical physics**, v. 5(6), p. 467-479, 1978.

- [9] WATSON, P.E.; WATSON, I.D; BATT, R.D. Total body water volumes for adult males and females estimated from simple anthropometric measurements. **Am J Clin Nutr.** v. 33(1), p. 27-39, 1980.
- [10] VYAS, V.; PALMER, L.; MUDGE, R.; JIANG, R.; FLECK, A.; SCHALY, B.; OSEI, E; CHARLAND, P. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. **Medical Dosimetry**, v. 38(3), p. 268-273, 2013.
- [11] ADAMSON, J. D.; COONEY, T.; DEMEHRI, F.; STALNECKER, A.; GEORGAS, D.; YIN, F. F.; KIRKPATRICK, J. Characterization of water-clear polymeric gels for use as radiotherapy bolus. **Technology in cancer research & treatment.** v. 16(6), p. 923-929, 2017.
- [12] FEEMAN, T. G. The Mathematics of Medical Imaging: A Beginner's Guide. **Springer Undergraduate Texts in Mathematics and Technology.** 2010.



# Definição de Níveis de Referência em Diagnóstico do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Seraphim D. M., Fischer A. C. F. da S.

*Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, 90035-007, Rua Ramiro Barcelos, 2350 – Bairro Santa Cecília, Porto Alegre - RS*  
*dnlseraphim@gmail.com*

---

## RESUMO

A medicina nuclear (MN) é uma especialidade médica que faz uso de radiação ionizante para fins diagnósticos e terapêuticos. A segurança dos pacientes submetidos aos procedimentos da MN se dá a partir de dois princípios básicos de proteção radiológica: o da justificação e o da otimização de dose. Pautada nesses princípios, a ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) introduziu o conceito de DRLs (*Diagnostic Reference Levels*) como uma ferramenta de otimização das exposições médicas. Neste trabalho foram identificados os exames mais realizados pelo SMN (Serviço de Medicina Nuclear) de um hospital público e universitário, e calculados para eles os respectivos DRLs, definidos como o terceiro quartil da distribuição de atividade administrada ( $A_{adm}$ ). Para isso foram utilizados dados de procedimentos realizados entre julho de 2017 e junho de 2019, disponíveis nos bancos de dados do hospital. Os valores de DRL obtidos foram comparados a protocolos e guias nacionais e internacionais, além de DRLs de outros países incluindo um estudo propondo valores para o Brasil. Constatou-se que em 8 dos 14 exames analisados, os valores de DRL obtidos estão acima dos valores máximos de  $A_{adm}$  sugeridos nos guias consultados, sendo recomendada, para estes casos, a reavaliação dos protocolos adotados. Devido à simplicidade de obtenção e análise dos dados, recomenda-se a revisão periódica desses valores para que se cumpra seu propósito enquanto ferramenta de otimização das práticas conduzidas.

*Palavras-chave: Medicina Nuclear, DRL, Diagnostic Reference Levels, Níveis de Referência em Diagnóstico.*

---

---

## ABSTRACT

Nuclear Medicine (NM) is a medical specialty that makes use of ionizing radiation for both diagnostic and therapeutic purposes. Patient safety undergoing NM procedures is guaranteed by two radiological protection basic principles: justification and dose optimization. Based on these principles the International Commission on Radiological Protection – ICRP - introduced the concept of Diagnostic Reference Levels – DRLs - as a tool of medical exposure optimization for patients undergoing diagnostic procedures. The present work identified the most common procedures conducted at a Nuclear Medicine Department of a public university hospital and established their DRL Values, defined as the third quartile of the administered activity distribution. Data from exams conducted between July 2017 to June 2019, available at the Hospital's data centers was used. The DRL Values obtained were compared to national and international guidelines, other countries' DRLs and with values suggested for Brazil in a previous publication. It was found that in 8 of the 14 procedures analyzed the DRL Values were above the maximum activity values suggested by the consulted guidelines. Further analysis is advised for these procedures. To fulfill its purpose as an optimization tool the DRL Values must be periodically revisited.

*Keywords: Nuclear Medicine, DRL, Diagnostic Reference Levels.*

---

## 1. INTRODUÇÃO

A medicina nuclear diagnóstica é uma especialidade médica não invasiva que faz uso de fármacos marcados com material radioativo (radiofármacos) como traçadores para processos metabólicos *in vivo*. Nas cintilografias, como são chamados os exames de medicina nuclear, a farmacocinética dos traçadores e a captação seletiva de órgãos e tecidos são utilizadas para obter informações funcionais dos organismos [1]. Existem ainda, dentro da medicina nuclear (MN), modalidades híbridas de diagnóstico, como o PET-CT, que alia a tomografia computadorizada (CT) à tomografia por emissão de pósitrons (PET), permitindo o corregistro anatômico de imagens metabólicas e funcionais [2].

Nas exposições médicas, diferentemente das exposições ocupacionais à radiação ionizante, onde existem limites de dose definidos [3], a segurança dos indivíduos se dá pela observância de dois princípios básicos de proteção radiológica: o da justificação, que estabelece que nenhuma prática deve ser conduzida sem que produza benefícios, tanto para os indivíduos expostos quanto para a



sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente; e o da otimização, que preconiza que seja utilizada somente uma quantidade suficiente e necessária de radiação para atingir o objetivo a que se destina [3]. Visando a segurança dos pacientes e, a partir desses princípios universais, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica - ICRP, do inglês *International Commission on Radiological Protection* - introduziu nos anos 1990 o conceito de Níveis de Referência em Diagnóstico ou DRLs (do inglês *Diagnostic Reference Levels*) [4]. Atualmente, os DRLs são definidos como valores de uma quantidade mensurável, ligada à prática ou protocolo da imagenologia, a partir dos quais uma investigação é necessária, a fim de averiguar se alguma medida de otimização ou de segurança se faz necessária [5]. Assim, os DRLs são uma ferramenta de monitoração que visa despertar a atenção de profissionais e autoridades responsáveis sobre a dose entregue aos pacientes, ajudando a identificar oportunidades de otimização de protocolos e práticas.

Este estudo, produto do Trabalho de Conclusão da Residência (TCR) em Área Profissional da Saúde (Física Médica, ênfase em Medicina Nuclear), buscou definir os DRLs para os exames cintilográficos mais realizados pelo Serviço de Medicina Nuclear (SMN) do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA), um hospital público, universitário e de porte especial (com mais de 800 leitos), tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital pelo parecer de nº 3.203.127.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

O SMN do HCPA realizou, em média, nos últimos três anos, cerca de 6.200 exames por ano, atendendo pacientes provenientes do Sistema Único de Saúde (SUS) (91,86%), convênios (6,02%), solicitações particulares (0,71%) e procedimentos voltados para pesquisas (1,42%). Para atender a essa demanda, o SMN conta com três câmaras cintilográficas, um equipamento híbrido de PET-CT, além de dois medidores de atividade e quadro funcional composto por: 2 farmacêuticos, 4 físicos (2 contratados e 2 residentes), 8 técnicos em radiologia, 2 técnicos em enfermagem, 1 enfermeiro, 5 médicos nucleares, 3 médicos residentes e 1 médico cardiologista. As principais características dos equipamentos disponíveis no SMN estão listadas na Tabela 1.

**Tabela 1:** Instrumentação do SMN HCPA.

<b>Tipo de Equipamento</b>	<b>Marca</b>	<b>Modelo (Ano de instalação)</b>	<b>Detalhes</b>
Medidor de Atividade	Biodex	Atomlab 100	MN convencional
	Capintec	CRC-25PET	PET-CT
Câmara Cintilográfica	GE	Millennium MPR (1998)	1 detector de NaI(Tl)
		Ventri (2009)	2 detectores NaI(Tl)
		Infinia (2011)	2 detectores NaI(Tl)
PET-CT	GE	Discovery 710 (2014)	Detectores LYSO, ToF e PSF

Cristal cintilador de NaI(Tl): Iodeto de Sódio dopado com Tálcio. LYSO: cristal cintilador de Ortossilicato de Lutécio e Ítrio. ToF (*Time of Flight*): tecnologia que permite medir a diferença entre o tempo de detecção dos dois fótons de aniquilação. PSF (*Point Spread Function*): método de reconstrução que incorpora a função de resposta a um ponto para melhoria da resolução do equipamento.

Para a definição dos DRLs no SMN foram seguidas as recomendações dadas pela ICRP em seu documento *Publication 135 – Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging* [5], de 2017. Assim, ficam definidos: Quantidade de DRL como a atividade administrada aos pacientes; Valor de DRL como o terceiro quartil (ou percentil de número 75, que separa 75% dos valores mais baixos da distribuição dos 25% mais altos) da distribuição da Quantidade de DRL; e Processo de DRL como o processo cíclico de estabelecimento dos Valores de DRL enquanto ferramenta de otimização, atualizando os Valores de DRL antigos sempre que novos forem obtidos.

O Processo de DRL no SMN foi iniciado através da coleta de dados existentes nos bancos de dados do hospital, através de um sistema de BI (*Business Intelligence*) [6]<sup>1</sup> da empresa Agfa (IMPAX BI). Este sistema busca informações solicitadas pelo usuário no banco de dados do programa QDoc-RIS (*Radiology Information System*), *software* utilizado pelos serviços de diagnóstico por imagem do HCPA para registro de informações relacionadas à execução de exames. Foram coletados os seguintes dados do sistema: data do exame, atividade do radiofármaco administrada (aferida pré-injeção e sem

<sup>1</sup> Conceito de estruturação e tratamento de dados brutos de modo a extrair deles todo o seu potencial de informação.

correção de atividade residual) em MBq ou MBq/kg (para os exames de PET-CT), peso e idade dos pacientes no momento da realização do exame.

Foram escolhidos para análise exames executados entre julho de 2017 e junho de 2019 (intervalo de 24 meses), em pacientes adultos (idade maior ou igual a 18 anos), sem distinção de sexo/gênero e no intervalo de peso de 60 a 80 kg, para exames onde a atividade é ajustada considerando essa variável. Um total 11.116 procedimentos, distribuídos em 41 diferentes tipos de exames, foram selecionados inicialmente. Destes, apenas 14 atenderam ao número mínimo de 20 procedimentos requeridos para definição dos DRLs, conforme recomendação da ICRP [5]. Características do banco de dados e do fluxo de registro no sistema limitaram o número de exames disponíveis para análise, reduzindo para 4.597 o número de procedimentos que contribuíram efetivamente para o estudo. A amostra utilizada, discriminada por categoria e tipo de exame, está descrita na Tabela 2.

**Tabela 2:** Amostra dos Exames Executados.

<b>Categoria</b>	<b>Procedimento</b>	<b>n</b>
Cardiológico	Perfusão Miocárdica (protocolo de 2 dias) - Esforço	229
	Perfusão Miocárdica (protocolo de 2 dias) - Repouso	260
Endócrino	Paratireoide	172
	Tireoide	229
Gastrointestinal	Glândulas Salivares	48
	Fluxo Sanguíneo	196
Geniturinário	Renal Estático	332
	Renal Dinâmico	119
Linfático	Linfocintilografia	156
	Perfusão Cerebral (morte encefálica)	33
Sistema Nervoso	SPECT Cerebral	260
	Perfusão Pulmonar	418
Esquelético	Óssea	1359
	PET Oncológico	786
<b>TOTAL</b>	<b>14</b>	<b>4.597</b>

Um tratamento inicial dos dados foi feito programa *Microsoft Excel* com o objetivo de organizá-los em tabelas e identificar erros de digitação ou inserção no sistema QDoc-RIS, posteriormente os dados foram importados para o programa *PASW Statistics 18*, onde foram calculados para cada exame os descritores estatísticos da sua distribuição (valores mínimo, máximo e quartis).

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os Valores de DRL obtidos para os exames da medicina nuclear e de PET-CT se encontram na Tabela 3. Nela é possível constatar grande variação entre as atividades mínimas e máximas administradas. Pode-se atribuir tais diferenças à falta de padronização ou comunicação entre a equipe executora. Em um serviço de medicina nuclear, cada etapa da realização de um exame pode ser feita por diferentes membros do quadro técnico: prescrição da atividade (médico nuclear), fracionamento e preparo dos radiofármacos (farmacêutico), administração do radiofármaco e aquisição das imagens (equipe técnica). Assim, é de grande importância garantir que os protocolos clínicos estabelecidos na instituição sejam claros e conhecidos por todos. Programas de treinamento e reciclagem de conhecimentos periódicos são a melhor maneira de se manter a uniformidade das práticas conduzidas.

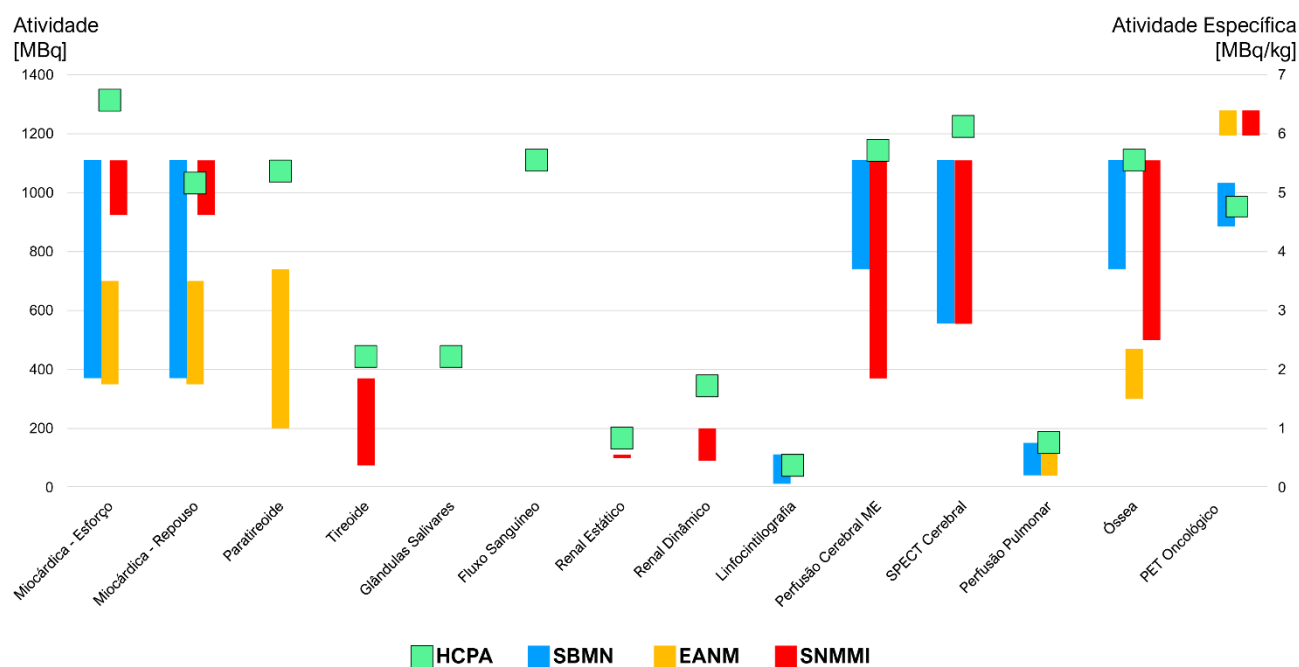
No Brasil, embora haja estudos e levantamentos de dados [7-9] sobre as diferentes práticas adotadas por SMNs, ainda não há valores oficiais de DRL publicados por órgãos ou agências reguladoras. Por este motivo e, considerando que os protocolos utilizados no SMN HCPA foram definidos a partir de referências nacionais e internacionais, os resultados obtidos foram comparados, na Figura 1, aos valores (ou faixa) de atividade propostos em protocolos e guias de diferentes instituições. A Figura 1 mostra uma ampla variação entre as atividades apresentadas pela EANM (*European Association of Nuclear Medicine*) [10], SBMN (*Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear*) [11] e SNMMI (*Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*) [12]. Para a cintilografia óssea, por exemplo, os valores diferem em 3,7 vezes, de 300 MBq [10] a 1110 MBq [11]. Já, para a cintilografia de tireoide, a amplitude é ainda maior, 5 vezes, variando de 74 a 370 MBq em uma mesma recomendação [12]. Além disso, ao comparar os valores propostos com os DRLs obtidos no SMN, verifica-se que, com exceção dos exames de cintilografia de perfusão miocárdica de repouso, linfocintilografia, cintilografia óssea e PET oncológico, além da cintilografias

de glândulas salivares e fluxo sanguíneo renal (para as quais não há menção nos guias consultados), todos os outros exames possuem valores de DRL maiores que o valor máximo de atividade sugerida nos *guidelines*.

**Tabela 3:** Valores de Referência em Diagnóstico (DRL) para os exames do HCPA.

Categoria	Procedimento	Radiofármaco	Atividade [MBq]			
			Mín	Mediana	Máx	DRL
Cardiológico	Miocárdica (2 dias) Esforço	[ <sup>99m</sup> Tc]MIBI	580,9	1239,5	1480,0	1313,5
	Miocárdica (2 dias) Repouso	[ <sup>99m</sup> Tc]MIBI	640,1	962,0	1184,0	1032,3
Endócrino	Paratireoide	[ <sup>99m</sup> Tc]MIBI	370,0	962,0	1184,0	1073,0
	Tireoide	[ <sup>99m</sup> Tc]Pertecnetato	259,0	388,3	518,0	444,0
Gastrointestinal	Glândulas Salivares	[ <sup>99m</sup> Tc]Pertecnetato	148,0	388,5	518,0	444,0
Geniturinário	Fluxo Sanguíneo	[ <sup>99m</sup> Tc]DTPA	333,0	999,0	1295,0	1110,0
	Renal Estático	[ <sup>99m</sup> Tc]DMSA	122,8	161,3	296,0	166,5
	Renal Dinâmica	[ <sup>99m</sup> Tc]DTPA	222,0	296,0	629,0	344,1
Linfático	Linfocintilografia	[ <sup>99m</sup> Tc]DEXTRAN	37,0	74,0	148,0	74,0
Sistema Nervoso	Morte Encefálica	[ <sup>99m</sup> Tc]ECD	543,9	1080,4	1295,0	1145,2
	SPECT Cerebral	[ <sup>99m</sup> Tc]ECD	854,7	1139,6	1298,7	1224,7
Pulmonar	Perfusão Pulmonar	[ <sup>99m</sup> Tc]MAA	74,0	148,0	259,0	153,6
Esquelético	Óssea	[ <sup>99m</sup> Tc]MDP	666,0	1110,0	1332,0	1110,0
PET	PET Oncológico	[ <sup>18</sup> F]FDG	2,7/kg	4,6/kg	6,9/kg	4,8/kg

DMSA = Ácido dimercaptossuccínico; DTPA = Ácido dietilenotriaminopentacético; ECD = Etilcisteinato dímero; FDG = Flúordeoxiglicose; MAA = Macroagregado de albumina; MDP = Metilenodifosfonato; MIBI = Sestamibi.

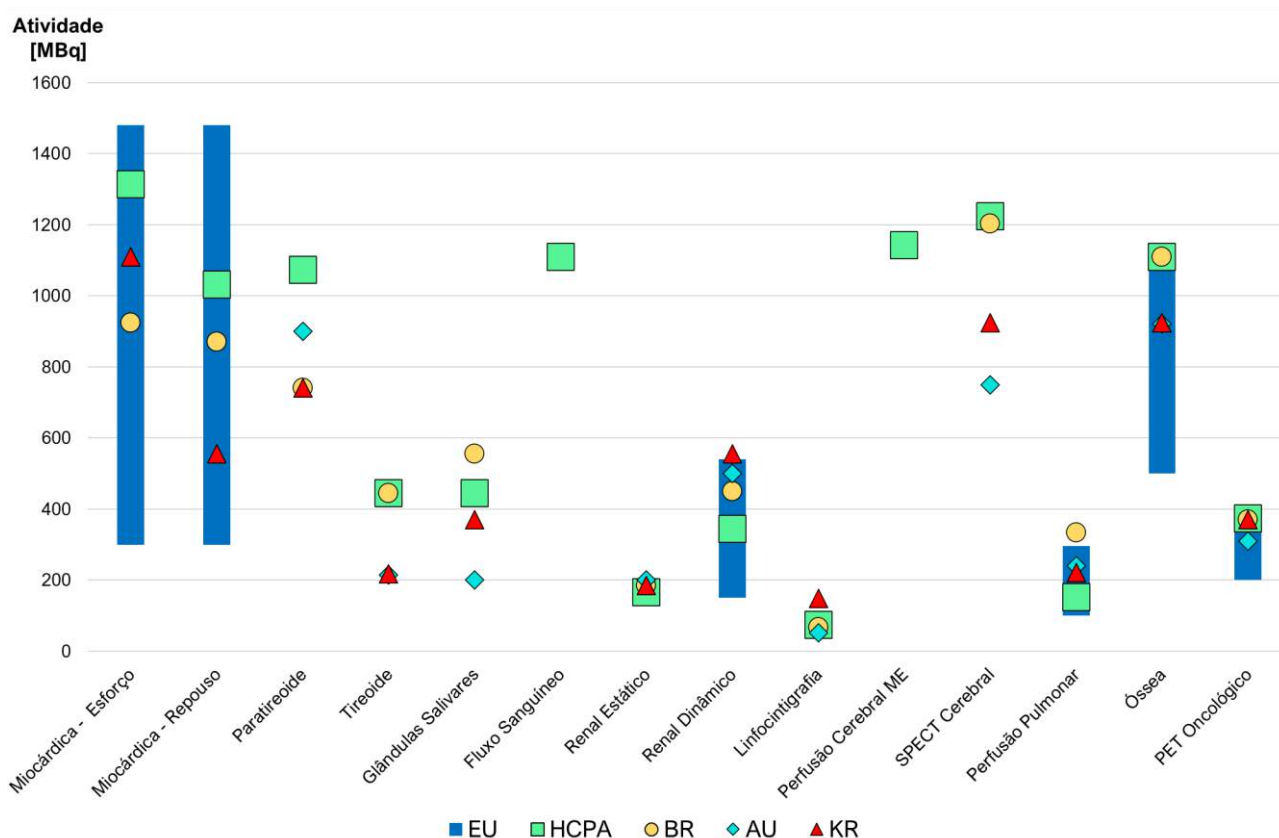


**Figura 1:** Comparação entre Valores de DRL obtidos para o HCPA e atividades sugeridas em Guias e Protocolos Nacionais e Internacionais.

Na Figura 2 os DRLs obtidos no HCPA são apresentados junto a valores estabelecidos na Austrália (AU) [13], Coréia do Sul (KR) [14], valores recomendados para o Brasil (BR) em uma publicação [7], além de um levantamento abrangendo vários países europeus (EU) [15], de modo que, neste caso, preferiu-se apresentar faixas de valores ao invés de um valor único. Uma característica fundamental dos valores de DRL é que eles são, por definição, indicadores do cenário de prática de onde foram definidos (instituições, cidades, estados, países ou regiões) e a sua comparação deve ser feita com critério. É necessário considerar a realidade técnica e socioeconômica nas quais as instituições estão inseridas, uma vez que a tecnologia disponível para aquisição dos exames afeta diretamente a quantidade de atividade necessária para se atingir uma qualidade de imagem adequada [16]. Assim, a heterogeneidade dos dados mostrados na Figura 2 se torna compreensível quando se consideram as realidades dos diferentes países envolvidos.

Quando são considerados apenas os valores de DRL propostos para o Brasil, no entanto, há uma tendência: dos quatorze exames apresentados, sete possuem valores de DRL acima daqueles sugeridos no levantamento nacional, três apresentam valores abaixo, em dois os valores são iguais e para outros dois não há valor de DRL proposto naquele estudo [7]. Embora esse resultado também

possa ser atribuído à multiplicidade de realidades técnicas e tecnológicas de um país de proporções continentais, esse fato, associado às observações obtidas da análise da Figura 1, corroboram a indicação de que uma reavaliação dos valores praticados no SMN do HCPA se faz necessária.



**Figura 2:** Comparação entre Valores de DRL.

Outro aspecto que pode influenciar na qualidade da imagem e, conseqüentemente, quantidade de atividade utilizada é a *performance* da instrumentação utilizada, que deve ser avaliada através de um programa de garantia de qualidade (GQ). De acordo com Vassileva e Rehani (2015), o estabelecimento de um programa de GQ é o primeiro passo para a otimização da exposição de trabalhadores e pacientes [17], dado que equipamentos bem calibrados e com bom desempenho entregarão a melhor relação entre a atividade administrada e a qualidade de imagem. Neste estudo, erros e variações nos resultados provenientes da performance dos equipamentos podem ser

desconsiderados, uma vez que o desempenho da instrumentação utilizada estava em conformidade com um rigoroso programa de GQ, estabelecido conforme a legislação nacional [18,19].

Por fim, deve-se frisar ainda que os Valores de DLR não são e nem devem ser vistos como limites para procedimentos individuais, já que cada paciente terá suas particularidades e necessidades próprias. Deve-se evitar, também, considerar os Valores de DRL como um limiar entre boas e más práticas, uma vez que mesmo protocolos conduzidos abaixo desses parâmetros podem carecer de melhorias e otimizações.

#### **4. CONCLUSÕES**

Este estudo deu início a um importante processo de otimização e, conseqüentemente, melhoria no atendimento prestado aos usuários do SMN do HCPA. Foram definidos aqui DRLs para 14 exames executados no serviço. Destes, oito apresentaram valores mais altos que a atividade máxima sugerida em guias e protocolos nacionais e internacionais. Este resultado é indicativo de que os protocolos seguidos no SMN precisam ser reavaliados, buscando neles oportunidades de aprimoramento. O próximo passo deste tipo de estudo é a avaliação da qualidade diagnóstica das imagens, uma vez que este parâmetro é o fator limitante para a otimização da atividade utilizada.

Os valores de DRL são indicadores de tendência e servem para avaliações do desenvolvimento temporal das práticas conduzidas, sendo o Processo de DRL dinâmico, por definição. Assim, dada a relativa simplicidade de obtenção e cálculo desses valores, fica sugerida a sua reavaliação periódica e sempre que houver mudanças na rotina ou tecnologia envolvida nos processos. Sugere-se também a ampliação do estudo para incluir procedimentos conduzidos em outros grupos de pacientes, sejam estes divididos por faixa etária, peso e sexo.

Este trabalho evidencia, também, a importância de se ter parâmetros locais, regionais e nacionais de DRL, publicados por instituições ou associações de referência, para que possam ser tomados como parâmetros mais representativos da realidade que os serviços de medicina nuclear estão inseridos.



## REFERÊNCIAS

- [1] ZIESSMAN, H.; O'MALLEY, J.; THRALL, J. **Medicina Nuclear**, 2ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2003.
- [2] BUCHSPIGUEL, C. A. et al. **Medicina Nuclear: princípios e aplicações**, São Paulo: Editora Atheneu, 2012.
- [3] CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. **CNEN NN 3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Rio de Janeiro, 2014. Available at: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>. Last accessed: 12 Jun. 2020.
- [4] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73**, Ann. ICRP 26 (2), 1996.
- [5] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Diagnostic Reference Levels in medical imaging. ICRP Publication 135**, Ann. ICRP 46(1), 2017.
- [6] S. COOK, T.; NAGY, P. Business Intelligence for the Radiologist: Making Your Data Work for You. **Journal of the American College of Radiology**, v. 11, n. 12, p. 1238-1240, 2014.
- [7] WILLEGAIGNON, J. et al. Atividades de radioisótopos administradas em medicina nuclear e proposta de nível de referência em diagnóstico (DRL) para pacientes adultos e pediátricos no Brasil. **Alasbimn Journal**, 2015. Available at: <<http://www.alasbimnjournal.net/contenidos/atividades-de-radioisotopos-administradas-em-medicina-nuclear-e-proposta-de-nivel-de-refer-ncia-em-diagnostico-drl-para-pacientes-adultos-e-pediatricos-no-brasil-156>>. Last accessed: 12 Jun. 2020.
- [8] OLIVEIRA, C. M. et al. Sugestão de nível de referência em diagnóstico nacional para 18F-FDG/PET em procedimentos oncológicos adultos no Brasil. **Radiol Bras**, v. 46, n. 5, p. 284-289, 2013.
- [9] DE SOUZA RIBEIRO, J. C. **Avaliação de dose e estabelecimento de níveis de referência em atividade para a medicina nuclear**. Rio de Janeiro: IRD, 2017.
- [10] EANM - European Association of Nuclear Medicine. **Guidelines**. Available at: <<https://www.eanm.org/publications/guidelines/>>. Last accessed: 06 Jun. 2020.

- [11] SBMN - Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear. **Guidelines e Orientações**. Sociedade Brasileira de Medicina Nuclear, 2019. Available at: <<https://sbmn.org.br/educacao/guidelines-e-orientacoes/>>. Last accessed: 04 Jun. 2020.
- [12] SNMMI - Society of Nuclear Medicine & Molecular Imaging. **Procedure Standards**. Available at: <<http://www.snmmi.org/ClinicalPractice/content.aspx?ItemNumber=6414>>. Last accessed: 06 Jun. 2020.
- [12] ARPANSA - Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. **Current Australian diagnostic reference levels for nuclear medicine**. Available at: <<https://www.arpansa.gov.au/research-and-expertise/surveys/national-diagnostic-reference-level-service/current-australian-drls-update/nm>>. Last accessed: 01 Novembro 2019.
- [14] H.C., S.; M., N.; AL., K. J. E. Diagnostic Reference Levels for Adult Nuclear Medicine Imaging Established from the National Survey in Korea. **Nucl Med Mol Imaging**, v. 53, n. 1, p. 64-70, 2019.
- [15] EUROPEAN COMMISSION. **Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries**. Luxemburg: Publications Office of the European Union, v. 2, 2014.
- [16] LIU, C.-J. et al. A performance comparison of novel cadmium–zinc–telluride camera and conventional SPECT/CT using anthropomorphic torso phantom and water bags to simulate soft tissue and breast attenuation. **Ann Nucl Med**, v. 29, n. 4, p. 342-350, 2015. Available at: <<https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs12149-015-0952-z>>. Last accessed: 06 Jun. 2020.
- [17] VASSILEVA J, R. M. Diagnostic Reference Levels. **American Journal of Roentgenology**, v. 204, p. W1-W3, 2015.
- [18] ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução da diretoria colegiada - **RDC nº38**, de 4 de Julho de 2008. Brasília, 2008.
- [19] CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. **CNEN NN 3.05 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear**. Rio de Janeiro. 2013. Available at: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>. Last accessed: 12 Jun. 2020.





## Estudo da distribuição de dose de feixes clínicos de elétrons em meios heterogêneos

Aguirre<sup>a</sup> E., David<sup>a</sup> M., Venencia<sup>b</sup> D., de Almeida<sup>a</sup> C.E.

<sup>a</sup> Laboratório de Ciências Radiológicas LCR-UERJ, 20550-900, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

<sup>b</sup> Instituto Zunino, Córdoba, Argentina.

ederuni01@gmail.com

---

### RESUMO

Este trabalho estuda o comportamento da distribuição de dose de feixes de elétrons de uso clínico utilizando o método Monte Carlo, através do código PENELOPE na presença de heterogeneidades. O método Monte Carlo é considerado em diferentes áreas das ciências exatas, como um importante método para simulações e cálculos na área de física médica. O primeiro objetivo do trabalho é de validar as simulações através da comparação com as distribuições de dose medidas ao longo do eixo central (curvas de PDP) de feixes de elétrons de uso clínico. Uma primeira aproximação é feita considerando o feixe de elétrons monoenergético para construir os espectros que melhor reproduzam parâmetros relevantes que caracterizam, por exemplo, as curvas de PDP (Porcentagem de Dose na Profundidade). Os espectros foram modelados de forma a reproduzir com boa concordância as curvas de PDP experimentais tendo sido usado como critério que a qualidade do feixe e o alcance entre os valores medidos e os simulados ficassem com um nível de concordância de 1mm. O segundo visou simular a inserção de materiais com diferentes densidades, e o efeito nas curvas de PDP e isodose. As heterogeneidades simuladas apresentaram resultados que variam de superdosagem a subdosagem que tem que ser levados em consideração ao momento de planejar e administrar a dose ao paciente.

*Palavras chave:* Radioterapia, Feixe clínico de elétrons, Simulações Monte Carlo.

---

## **ABSTRACT**

**This work studies the behavior of electron beam dose distribution for clinical use applying Monte Carlo method, using the PENELOPE code in heterogeneous medium. This method is considered in different areas of the exact sciences as an important method for simulation and calculation in the field of medical physics. The first objective of this work is to validate the simulations by comparing the dose distribution measured along the central axis (PDD curves) of electron beams for clinical use. A first approximation is made by considering the electron beam as monoenergetic, and then, building its spectra that best reproduce relevant parameters that characterize, for example, the PDD (Percentage Depth Dose) curves. The spectra are modeled in order to they reproduce with good agreement the experimental PDD curves, having been established as criterion that the beam quality and the range between the measured and the simulated values were with a 1 mm agreement level. The next objective was to simulate the insertion of materials with different densities and their effect on PDD and isodose curves. The simulated heterogeneities presented results ranging from overdose and underdose that have to be taken into account when planning and administering the dose to the patient.**

*Keywords:* Radiotherapy, Clinical electron beam, Monte Carlo simulation.

---

## 1. INTRODUÇÃO

O feixe de elétrons de alta energia tem sido utilizado desde o início dos anos 1950 na radioterapia [1], sendo a faixa de energia de uso clínico mais frequente entre 6 MeV e 25 MeV. Os tratamentos exclusivos com elétrons mais comuns são empregados em casos de tumores superficiais, embora, em muitos casos, feixes mistos de fótons e elétrons sejam usados em um tratamento de radioterapia. As aplicações principais são: O tratamento de cânceres de pele e lábios, irradiação da parede torácica para câncer de mama, administração de dose na forma de boost especialmente em nódulos e tratamento de câncer de cabeça e pescoço.

Nos aceleradores lineares utilizados na Radioterapia, o feixe de elétrons pode ser considerado numa primeira aproximação como monoenergético antes de passar pela janela de vácuo. Em seguida, são usadas folhas espalhadoras, que servem para homogeneizar a fluência produzindo um tamanho de campo clinicamente homogêneo. Logo depois da saída do feixe de elétrons do cabeçote do acelerador, é utilizado um colimador de elétrons que tem como finalidade limitar o tamanho de campo do feixe. Como o feixe de elétrons passa por diferentes materiais (janela, folhas espalhadoras, câmaras de ionização de transmissão, camada de ar, colimadores de fótons e de elétrons), sua fluência de energia é modificada, cujo resultado final é um espectro de energia não mais monoenergético na superfície e tornando-se de espectro ainda mais amplo com a profundidade. Para um feixe de elétrons específico, pode-se determinar o alcance prático ( $R_p$ ) a partir da curva de dose medida para o feixe num dado meio, por exemplo, água.

Desde o ponto de vista físico, a tarefa principal no planejamento dos tratamentos de Radioterapia é a determinação da distribuição de doses de radiação dentro da anatomia do paciente. Para isso existem vários métodos analíticos e numéricos. Porém, tem-se demonstrado que o método mais confiável para determinar essas distribuições em anatomias reais é o Método Monte Carlo [2]. As simulações Monte Carlo (MC) têm sido amplamente utilizadas na Física Médica durante as últimas décadas [3].

Especialmente em elétrons, as distribuições de dose em meios não homogêneos são uma realidade e devem ser avaliadas, quantitativamente, de forma a se obter condições reais de irradiação e entregar a dose final correta ao paciente [4]. Existem casos onde são utilizados blocos de cerrobend ou chumbo, para definir campos de tratamento com formas especiais e pacientes portadores de algum

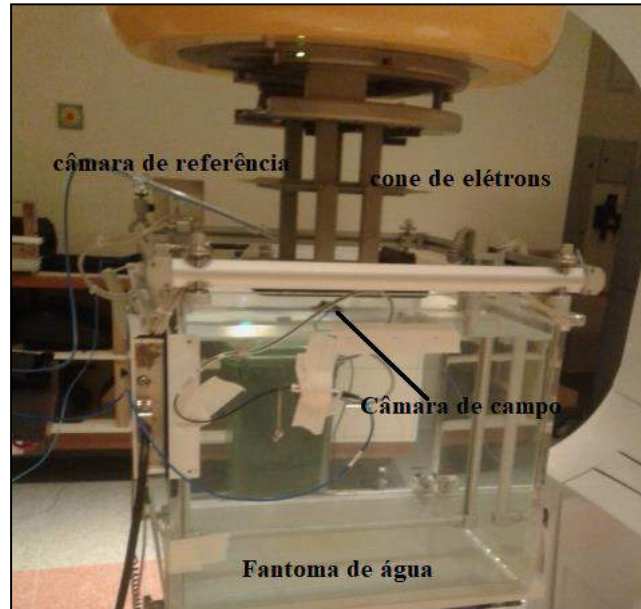
tipo de prótese na região de tratamento que modificam também a distribuição de dose. A influência das heterogeneidades nas distribuições de doses na irradiação do paciente é principalmente causada pelas variações na densidade eletrônica do meio como pulmão, osso e prótese metálicas, uma vez que a penetração dos elétrons é uma função da densidade de átomos no material [5]. Documentos internacionais recomendam uma forma de corrigir as distribuições de dose mediante a utilização do CET (*Coefficient of equivalent thickness*), definido, para um feixe paralelo, como a razão entre as densidades eletrônicas da heterogeneidade e da água [6]. Porém, existem pesquisas que demonstram o fato desta recomendação não ter uma boa concordância com a realidade e pouco avanço tem sido feito para a melhoria da sua implementação clínica.

Devido à necessidade em se determinar de forma fisicamente correta essas situações, este trabalho se propõe ao utilizar o método Monte Carlo no transporte da radiação de feixes clínicos de elétrons em algumas situações clínicas que envolvam heterogeneidades e estudar o comportamento das distribuições de dose naqueles meios. Este trabalho é dividido em duas partes: A validação das aproximações dos espectros usados nas simulações MC através da comparação com resultados experimentais de PDP (Curvas de Porcentagem de Dose em Profundidade) e o estudo dos efeitos dos meios heterogêneos na deposição de dose pelo feixe a ser utilizado clinicamente.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a primeira parte, foram utilizadas as medições realizadas com diferentes instrumentos de medida para validar os resultados e definir o grau de confiabilidade dos resultados. Na segunda parte do trabalho foram simulados arranjos experimentais incluindo diferentes energias, heterogeneidades e tamanhos de campo.

## 2.1. Aquisição de dados do feixe



**Figura 1:** Arranjo experimental para as medidas de PDP.

Todas as medidas foram realizadas num acelerador linear NovalisTx (do Instituto Zunino). Na aquisição das curvas de PDP (Curvas de Porcentagem de Dose em Profundidade) foram utilizados os seguintes materiais (Figura 1).

- (a) Fantoma modelo Blue Phantom da empresa IBA;
- (b) Câmara de ionização (CI) CC04 da IBA;
- (c) Câmara de ionização modelo semiflex 3D da PTW;
- (d) Câmara de ionização modelo de placas paralelas ROOS da PTW;
- (e) Barômetro e termômetro;
- (f) Software Omnipro

Diferentes câmaras de ionização foram utilizadas para obter a curva de PDP no fantoma de água, empregando-as de acordo às especificações do fabricante para medidas de dose relativa. O Blue Phantom usa o software Omnipro para o tratamento e análise dos dados adquiridos, exportando em formato ASCII



ao TPS Eclipse [7]. O acelerador Linear NovalisTx tem 5 energias de elétrons disponíveis: 6, 9, 12, 15 e 25 MeV, sendo utilizadas as três energias menores para o presente estudo.

## 2.2. Simulação

Foi utilizado o código PENELOPE versão 2008 [8] para as simulações de feixes de elétrons usando o cluster do LCR-UERJ.

Foram implementados diferentes códigos na linguagem de programação Python 2.7 para a geração das curvas a serem analisadas. Para a compilação dos códigos foi empregado o compilador Canopy, que é um ambiente de análise Python.

As simulações iniciais foram feitas utilizando feixes monoenergéticos com energia 6, 9 e 12 MeV e em seguida com diferentes espectros. Os valores dos parâmetros de transporte intrínsecos do código PENELOPE, como energia limiar de absorção das partículas, energia de corte para colisão inelástica e de tipo Bremsstrahlung, utilizados em todas as simulações foram:  $E_{abs}=10$  keV,  $C_1=C_2=0.1$  w  $W_{cc}=W_{cr}=100$  keV. As simulações foram realizadas através de processos isolados, levando em média 15 horas para cada simulação. Como o espectro de interesse é na superfície do paciente, foram utilizadas as seguintes equações para estimar os valores de energia média,  $\varepsilon_k$ , e mais provável,  $\varepsilon_k^p$ , respectivamente, a partir dos valores de  $R_{50}$  e  $R_p$  estimados nas curvas de PDP medidas previamente:

$$\varepsilon_k(0) = CR_{50} \quad (1)$$

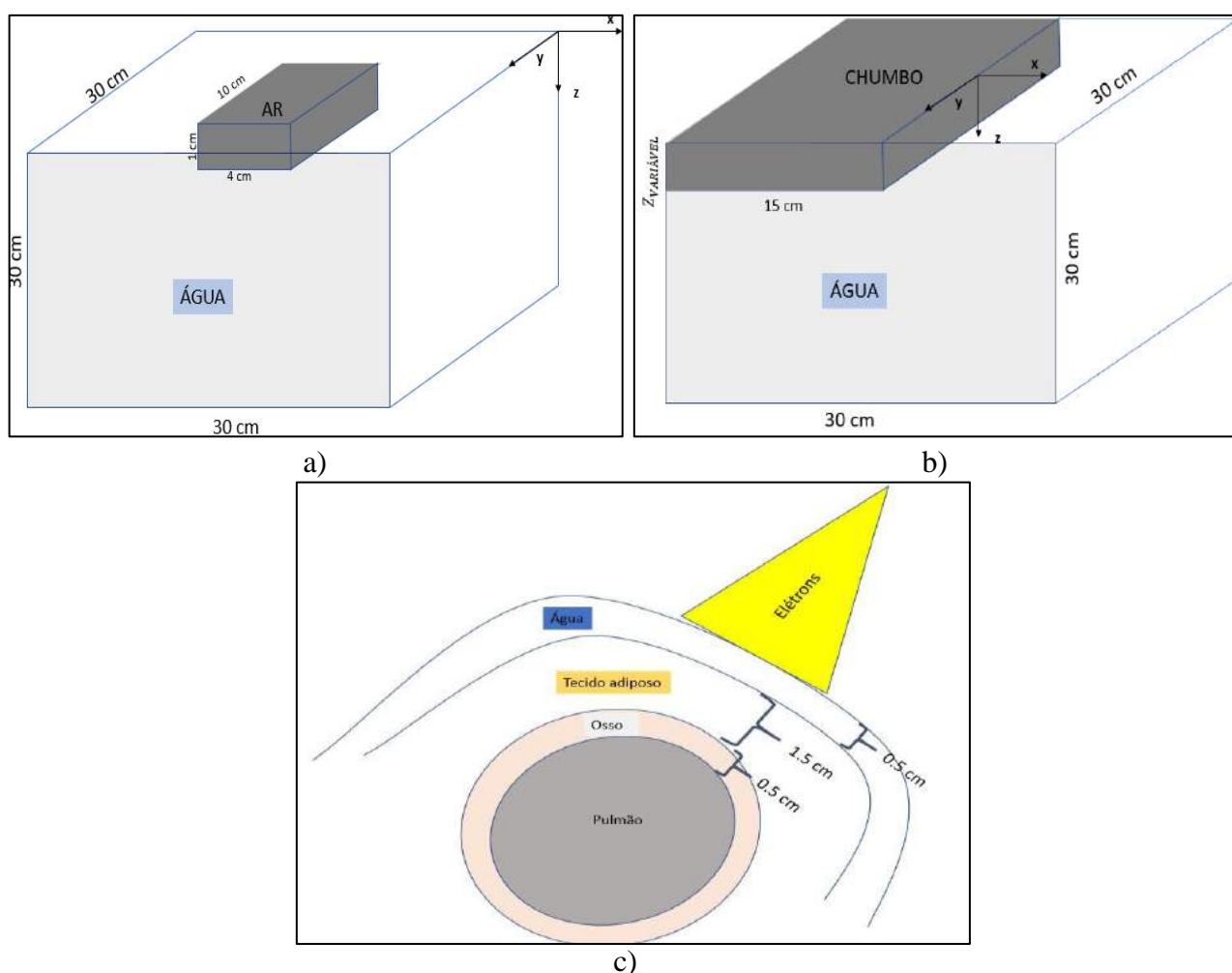
$$\varepsilon_k^p(0) = C_1 + C_2R_p + C_3(R_p)^2 \quad (2)$$

Onde,  $C=2.33$  MeV/cm,  $C_1=0.22$  MeV,  $C_2=1.98$  MeV/cm,  $C_3=0.0025$  MeV/cm<sup>2</sup>.

Em seguida foi construído um espectro de base onde encontram-se valores discretos de energias, atribuindo-se a cada um deles diferentes valores de probabilidade de modo que a forma do espectro seja parecida com a relatada na literatura para o espectro na superfície. Cada um deles foi simulado de maneira rápida para ir modificando-os e obter uma PDP similar com as experimentais, adicionando ou diminuindo pesos às energias baixas, para obter boa concordância na região de build-up. A seguir, usou-se o mesmo critério para a região após o máximo de dose. Dessa maneira, foram modelados os espectros das energias nominais mais utilizadas na clínica, ou seja: 6, 9 e 12 MeV com 6 simulações para cada energia.

### 2.3. Meios heterogêneos

Foram simulados três alvos com diferentes heterogeneidades: Água-ar, campo hemi-bloqueado com chumbo e um caso de mama (Figura 2). Todas as geometrias foram feitas através das superfícies quadráticas do pacote PENELOPE. Foram empregados todos os feixes validados anteriormente das energias supracitadas, tanto monoenergético quanto o espectro de cada energia. No segundo caso do campo hemi-bloqueado, encontra-se relatado na literatura um feixe monoenergético de 25 MeV [9], sendo, por isso, de interesse simular aquele feixe para a comparação com a respectiva referência.

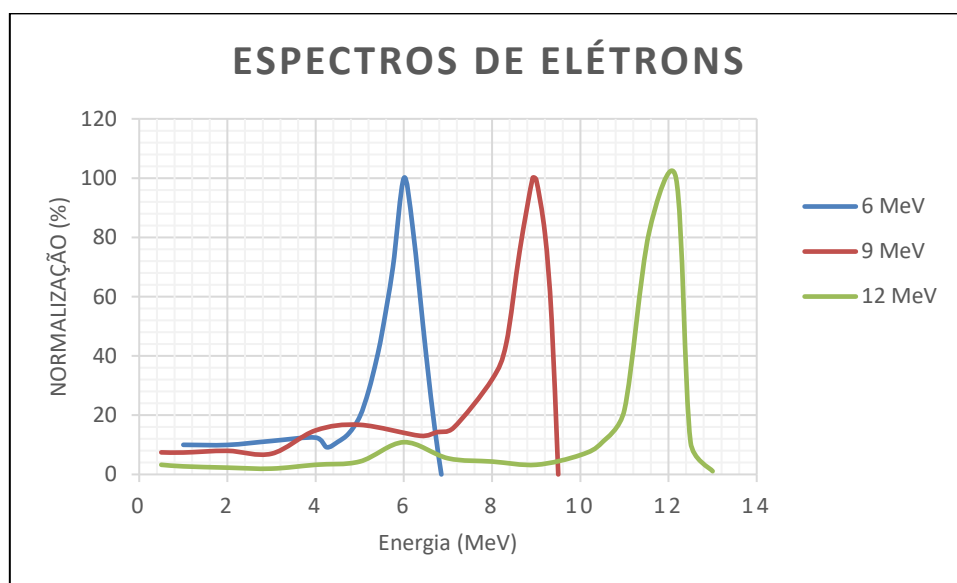


**Figura 2:** Geometria das Heterogeneidades a) Água-ar; b) Campo hemi-bloqueado; c) Mama.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

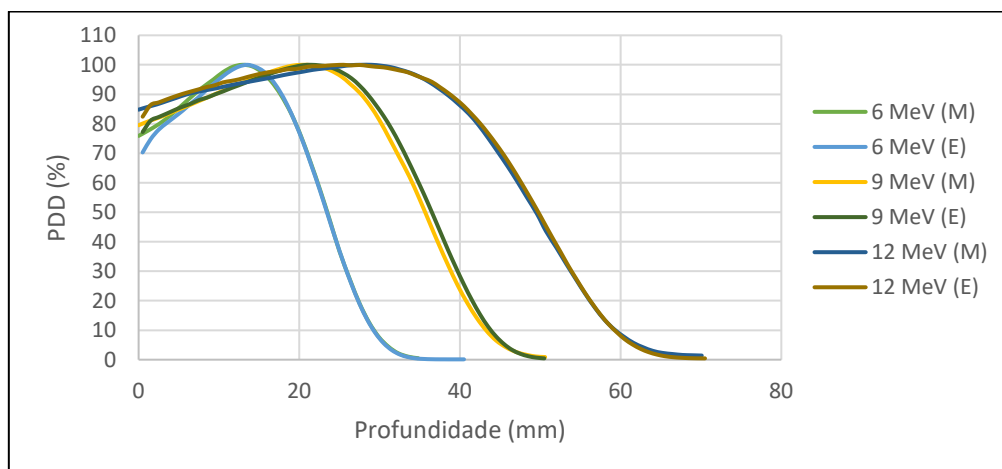
#### 3.1 Validação das simulações

Os espectros dos feixes de elétrons foram otimizados da maneira definida anteriormente (Figura 3), resultando nos gráficos cujos espectros finais apresentaram melhor concordância com os PDP experimentais.

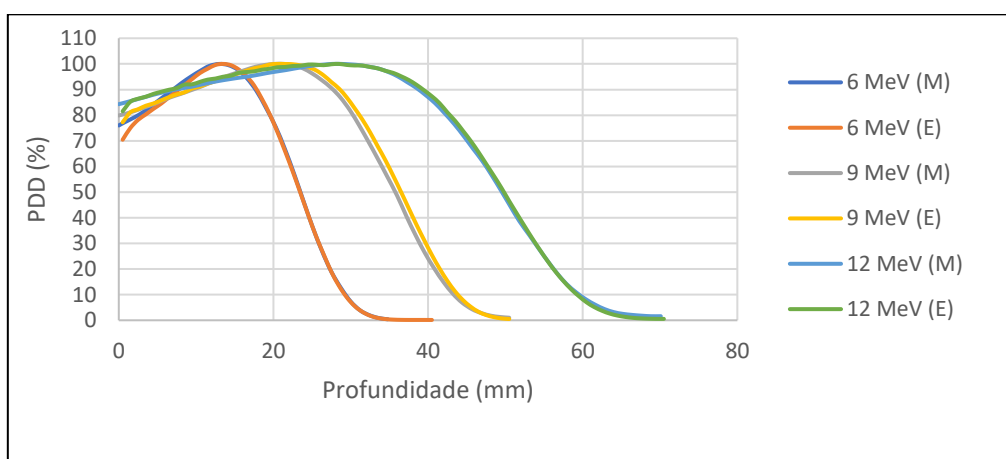


**Figura 3:** Valores relativo dos espectros em energia de elétrons otimizados.

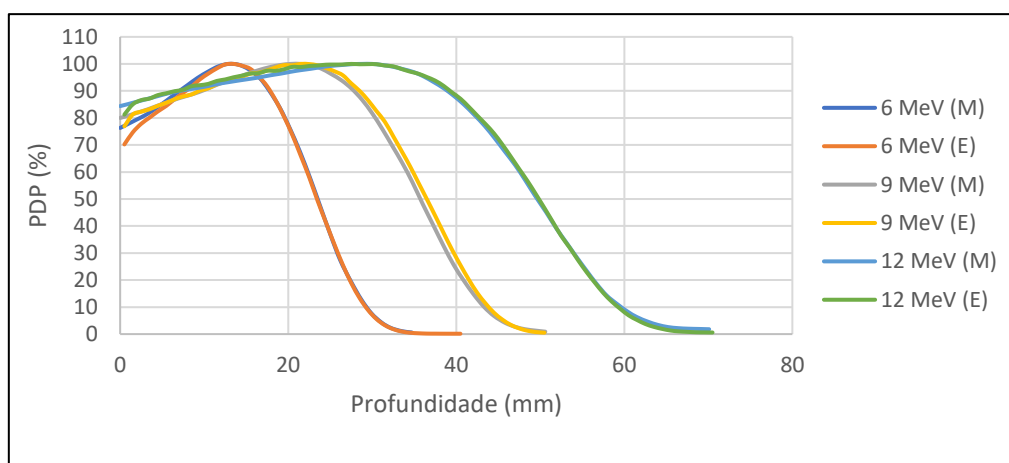
Considerando que as curvas de PDP do feixe monoenergético apresentaram uma maior diferença em relação às medidas, sobretudo na região de build-up, não serão apresentadas aquelas curvas, mas os valores de alcance prático e da qualidade do feixe daquelas simulações são informados nas tabelas I-VI para fins de comparação. As figuras 4, 5 e 6 são as curvas de PDP obtidas por simulação empregando o espectro (E) junto com as medidas no fantoma de água (M) para cada tamanho de campo. As incertezas estatísticas relativas para as grandezas apresentadas nas tabelas I-IV foram inferiores a 0.2% para um nível de confiança de aproximadamente 95%.



**Figura 4:** Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ .



**Figura 5:** Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



**Figura 6:** Comparação das curvas de PDP calculadas e experimentais para o campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ .

**Tabela I:** Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 6 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)
<b>6x6</b>	23,50	29,50	24,18	29,67	23,50	29,50
<b>10x10</b>	23,50	29,40	24,40	29,71	23,50	29,50
<b>15x15</b>	23,50	29,40	24,40	29,71	23,50	29,50

**Tabela II:** Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 9 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)
<b>6x6</b>	35,6	43,6	37,28	44,87	36,50	44,70
<b>10x10</b>	35,7	43,7	37,25	44,89	36,50	44,70
<b>15x15</b>	35,8	43,7	37,30	44,77	36,50	44,70

**Tabela III:** Valores dos parâmetros relevantes do feixe de energia nominal de 12 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Medidas		Monoenergético		Espectro	
	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)	R <sub>50</sub> (mm)	R <sub>p</sub> (mm)
<b>6x6</b>	49,6	60	50,50	60,43	49,70	60,7
<b>10x10</b>	49,6	59,7	50,30	60,24	49,80	60,2
<b>15x15</b>	49,7	59,9	50,30	60,17	49,80	60,3

**Tabela IV:** Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 6 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Monoenergético		Espectro	
	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)
<b>6x6</b>	-0,68	-0,17	0	0
<b>10x10</b>	-0,90	-0,31	0	-0,10
<b>15x15</b>	-0,79	-0,31	0	-0,10

**Tabela V:** Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 9 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Monoenergético		Espectro	
	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)
<b>6x6</b>	-1,68	-1,27	-0,90	-1,10
<b>10x10</b>	-1,55	-1,19	-0,80	-1,00
<b>15x15</b>	-1,50	-1,07	-0,70	-1,00

**Tabela VI:** Diferença entre os valores obtidos para os parâmetros usados nas simulações e as medidas para o feixe de 12 MeV

Tamanho de Campo (cm <sup>2</sup> )	Monoenergético		Espectro	
	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)	$\Delta R_{50}$ (mm)	$\Delta R_p$ (mm)
<b>6x6</b>	-0,90	-0,43	-0,10	-0,70
<b>10x10</b>	-0,70	-0,54	-0,20	-0,50
<b>15x15</b>	-0,60	-0,27	-0,10	-0,40

Uma melhoria importante se observa na concordância entre os valores calculados com os medidos, utilizando os espectros. O resultado era esperado devido ao fato de o espectro na superfície ser mais próximo à realidade. Como a resolução encontrada das medidas foi de 1 mm, esse valor foi considerado como tolerância na comparação dos parâmetros relevantes apresentados nas tabelas anteriores.

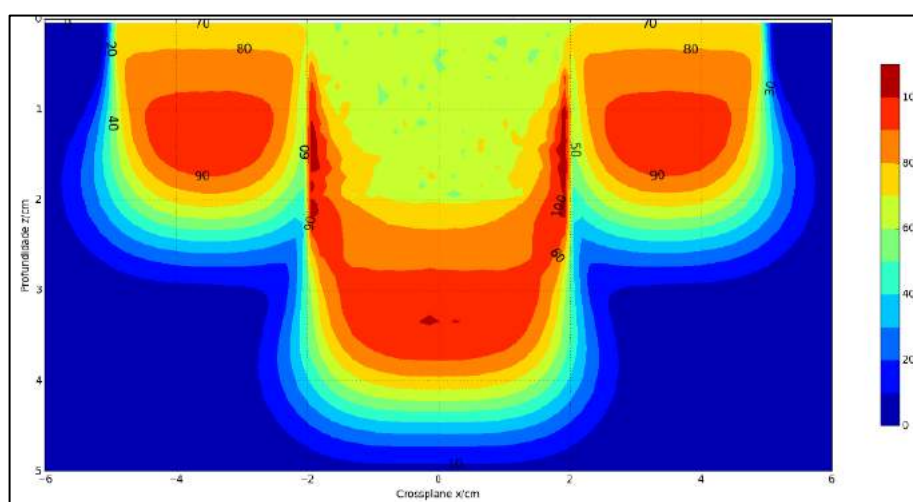
### 3.2 Simulação do feixe de elétrons em meios heterogêneos

Foram definidos três tipos de heterogeneidades: Água-ar, campo hemi-bloqueado com chumbo, e um caso de mama.

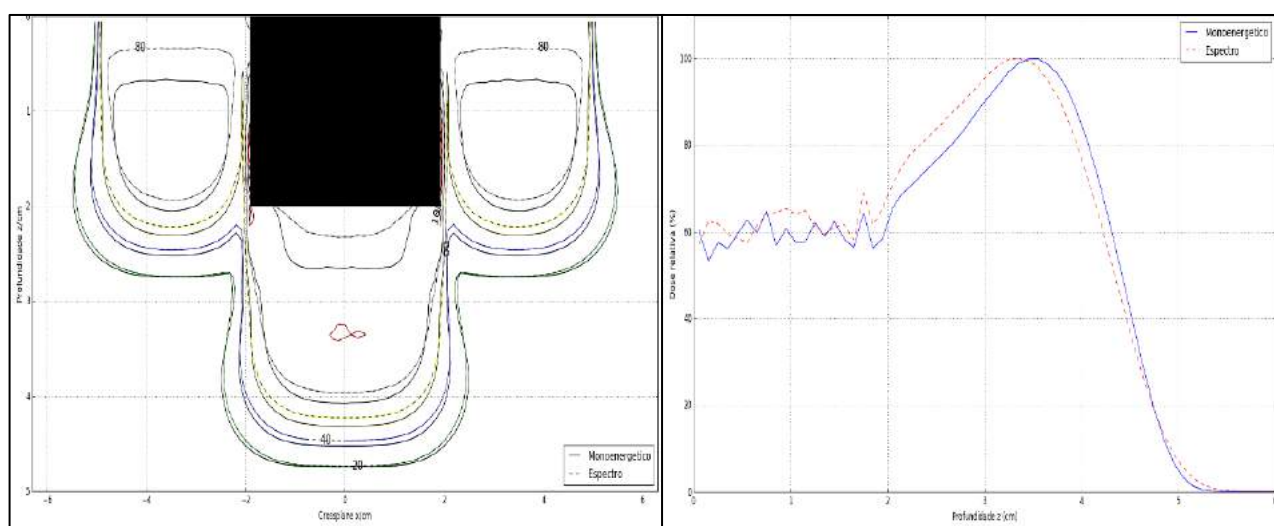
#### A. Caso 1: Água-ar

Para o caso da cavidade de ar, a profundidade da camada de ar foi escolhida tentando-se aproximar a profundidade de uma típica laringe, ou seja, a 2 cm de profundidade, sendo que neste caso foi utilizado apenas o feixe de 6 MeV. O que se destaca nos resultados é o deslocamento quase do mesmo valor da cavidade de ar (2 cm) nas curvas de isodose e nos PDP (figura 7), isso devido à pouca interação e correspondente entrega de dose nessa região do ar. Também pode-se apreciar uma

diminuição de dose nas laterais da interfase água-ar, levando a uma subdosagem no tratamento nesta região. A comparação entre os dois tipos de feixes, apresentada na figura 7b, indica que existe um deslocamento da maior parte do PDP do feixe monoenergético, chegando a ter uma interseção em aproximadamente 20% da dose após do máximo. Isso ocorre devido à absorção dos componentes de energias mais baixas do espectro na região mais próxima da superfície do alvo.



a)



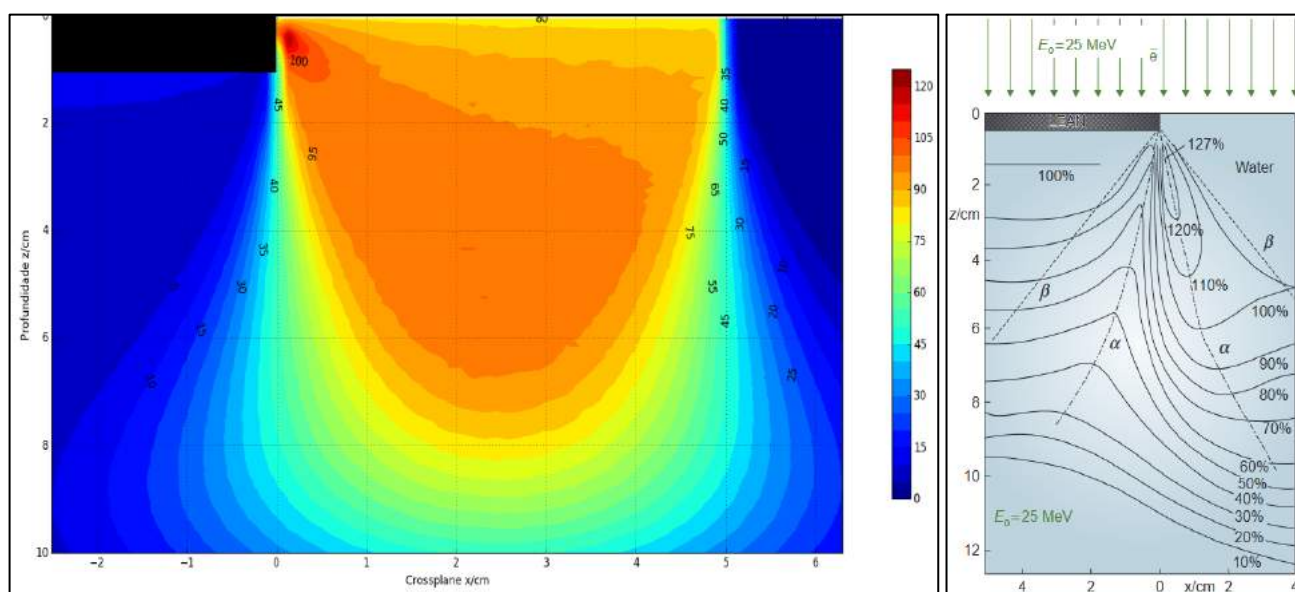
b)

c)

**Figura 7:** a) Curvas de isodose do espectro de energia nominal de 6 MeV para um campo quadrado de  $10 \text{ cm}^2$ ; b) Curvas de isodose entre os dois tipos de feixe de 6 MeV; c) PDP entre os dois tipos de feixe de 6 MeV.

#### B. Caso 2: Campo hemi-bloqueado com chumbo

As simulações foram feitas, utilizando feixes perpendiculares e escolhendo a espessura do chumbo, para cada energia, de tal maneira que abaixo delas não existam elétrons que depositem dose. Ou seja, o efeito da região “quente” é produto apenas do espalhamento dos elétrons em diferentes ângulos na borda do chumbo. Na medida que aumenta a energia do feixe primário, esse efeito fica mais pronunciado, passando os 120% de dose relativa para a energia de 25 MeV (Figura 8), considerando que todos os feixes foram normalizados no ponto de dose máxima 2,5 cm do off-axis. Em ambos os casos, aquela região quente existe, no entanto, há diferenças nas simulações, uma vez que aquela região “quente” fica do lado da borda e não embaixo dela como apresentada na literatura. Além disso, a resolução do resultado do trabalho de Pohlit [9] foi menor devido aos recursos tecnológicos limitados da época. Observa-se também a geração de fótons devido às interações dos elétrons com o chumbo e com a água. Estes fótons tem sido estudados, seja em seu espectro, de maneira analítica e computacional [10], seja na sua deposição de energia na água [11], sendo esta deposição local pouco relevante, especificamente na região quente encontrada neste estudo.



a)

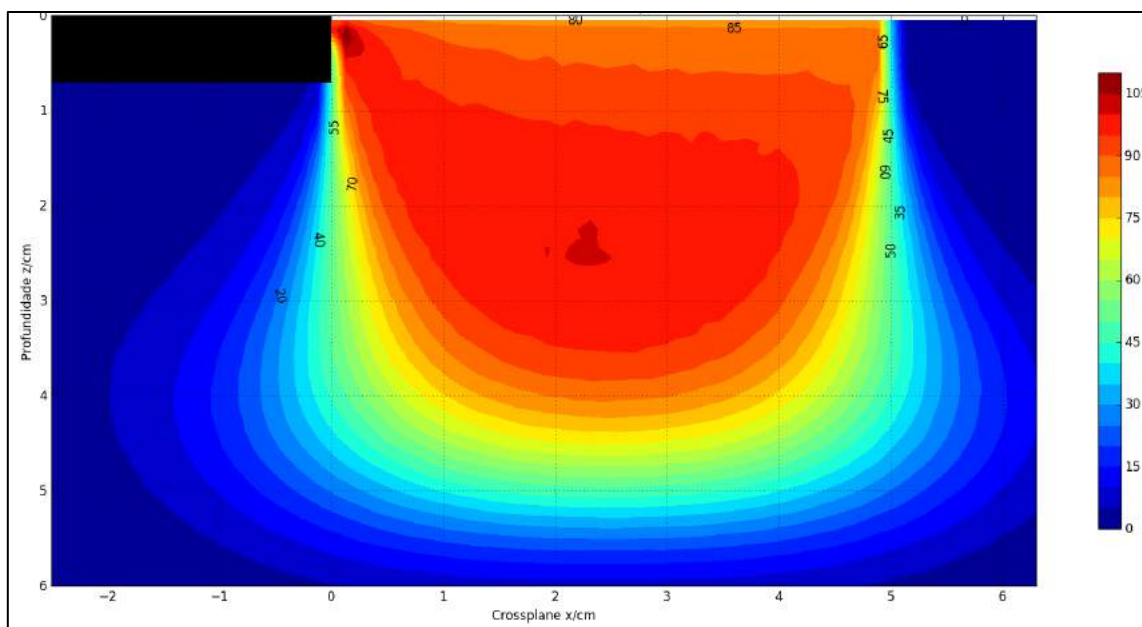
b)

**Figura 8:** a) Curva de isodose de elétrons monoenergéticos de 25 MeV simulada com MC.  
b) Referência encontrada na literatura [9].

Já no caso do espectro de maior energia que foi validada (Figura 9), existe uma menor região quente perto da borda. Isto é coerente pois, na medida que a energia do feixe de elétrons aumenta,



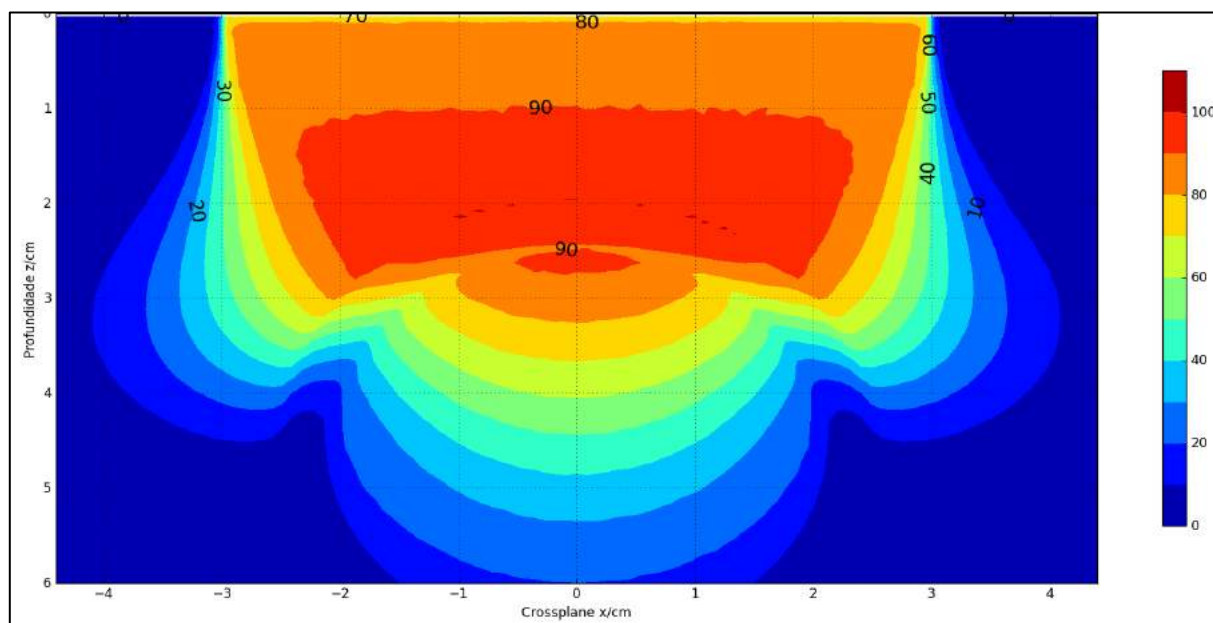
ocorre maior retroespalhamento dos elétrons e, por tanto, maior deposição de energia perto da superfície, aumentando, dessa maneira, a chance de que uma maior quantidade de elétrons na superfície seja lateralizada perto da borda.



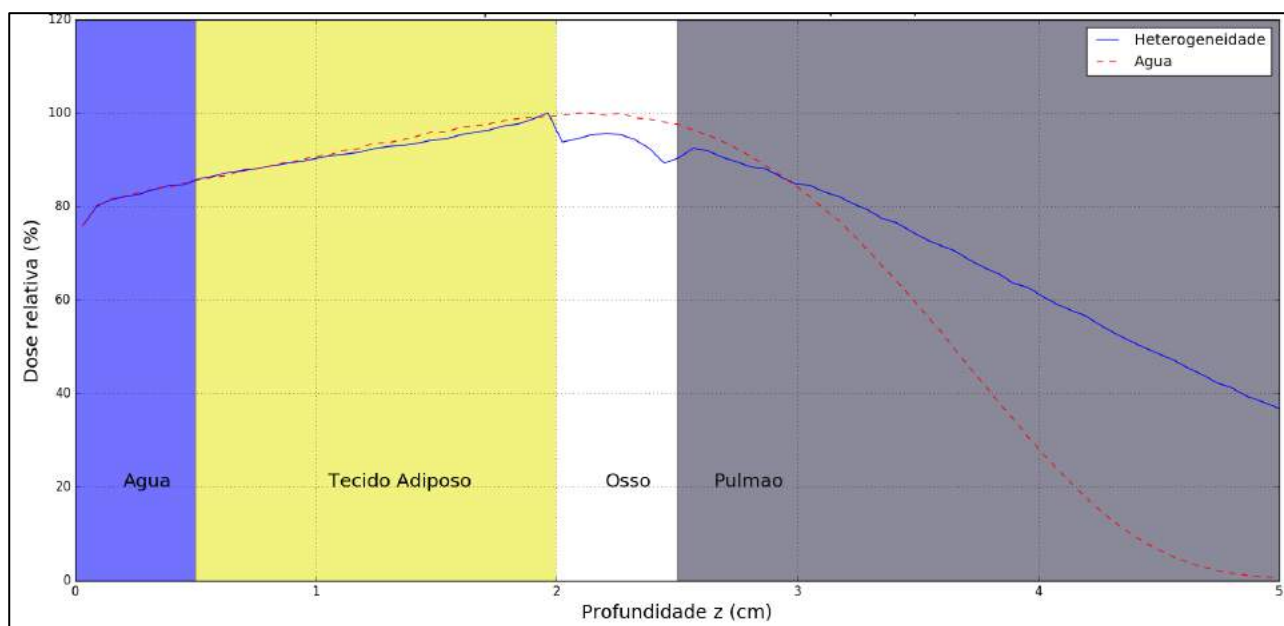
**Figura 9:** Curva de isodose de elétrons de energia nominal de 12 MeV simulada com MC.

### C. Caso 3: Mama

No caso de mama, em particular, foram simulados os espectros de duas energias nominais: 6 MeV e 9 MeV. O meio heterogêneo era composto por 4 componentes: água (0.5 cm), tecido adiposo (1.5 cm), osso (0.5 cm), e pulmão. Dessa maneira, foram feitas simulações para cada feixe em um fantoma homogêneo de água que servirá como padrão para a comparação dos PDP. Nas interfaces entre os diferentes meios foram observadas mudanças relevantes para as duas energias simuladas, sendo mais significativa para a energia de 9 MeV. Mostramos nas figuras 10 e 11 os gráficos de isodose e de PDP apenas para a energia de 9 MeV com tamanho de campo de 6x6 cm<sup>2</sup>.



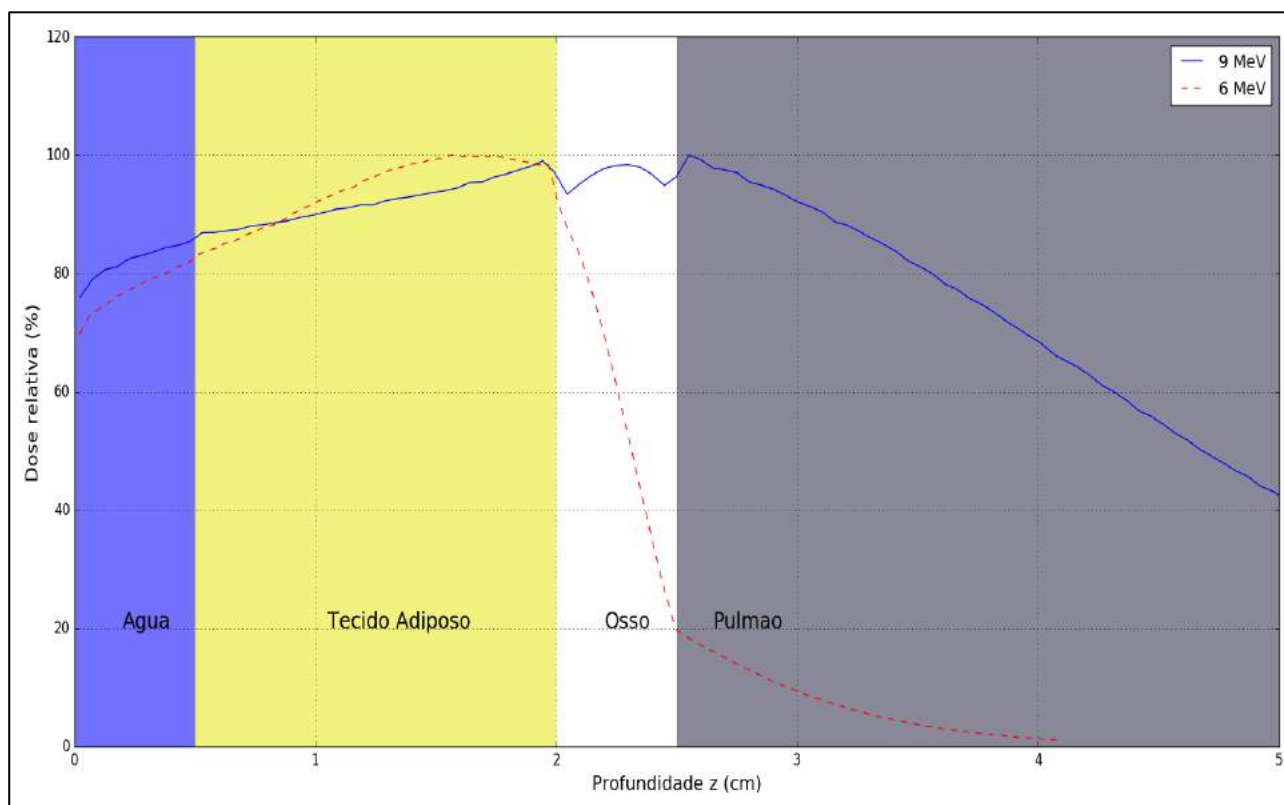
**Figura 10:** a) Curva de Isodose do espectro de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de  $6 \text{ cm}^2$  no meio heterogêneo que simularia um caso de mama.



**Figura 11:** Curvas de PDP do espectro de energia nominal de 9 MeV e campo quadrado de  $6 \text{ cm}^2$  no meio heterogêneo e no meio homogêneo (água).

As curvas de isodose para o caso 3 apresentam uma forma pouco comum, pois a partir da interação dos elétrons com o osso, eles são retroespalhados pela mudança de densidade, gerando um aumento de dose, que pode ser melhor apreciado nas curvas de PDP. No entanto, ao atravessar a região de

pulmão, se observa uma menor interação e, assim, um maior alcance na deposição de dose, gerando uma “cauda” que fica mais pronunciada para o feixe de energia nominal de 9 MeV. A influência do tamanho de campo nas curvas de PDP não é muito apreciável, embora implique em deslocamento da profundidade de dose máxima. Em relação às curvas de isodoses, na medida que aumenta o tamanho de campo, estas curvas se aproximam das isodoses apresentadas na literatura para o caso de um fantoma de água homogêneo. Finalmente, os PDPs das duas energias foram comparados na figura 12, destacando um impacto maior na energia do feixe de 9 MeV devido às heterogeneidades.



**Figura 12:** Curvas de PDP dos espectros de energia nominal de de 6 e 9 MeV e campo quadrado de  $10\text{ cm}^2$  no meio heterogêneo.

#### 4. CONCLUSÕES

Este estudo apresenta uma alternativa metodológica importante para reproduzir medidas de PDP, através da modificação do espectro de elétrons seguindo fórmulas empíricas da literatura e os valores dos parâmetros de qualidade do feixe e seu alcance. A modificação dos espectros foi realizada por tentativas, avaliando-se os erros e os acertos nos resultados de forma que permitissem boa aproximação com os valores de referência. Inclusive a região de build-up que não é caracterizada por parâmetros relevantes, apresentou boa concordância com os valores medidos, sendo isso produto da adição das energias baixas no espectro, embora com uma probabilidade pequena associada a elas. É importante mencionar que tanto os parâmetros  $R_{80}$  ou  $R_{90}$ , quanto o  $R_{100}$ , ficaram mais próximos das medidas, em comparação com o feixe monoenergético. Um ajuste fino dos espectros considerando a contribuição de fótons produzidos por Bremsstrahlung demandaria um nível de modelagem mais complexo e não teria muita relevância clínica, pois levariam a diferenças de cerca de 2 a 5% da dose de prescrição, dependendo da energia.

Diferentes meios heterogêneos foram estudados no presente trabalho, encontrando-se deslocamentos das doses, existência de regiões quentes que poderiam aumentar ou diminuir dependendo da localização do ponto de normalização e casos mais complexos na medida que são acrescentados meios de diferentes densidades. Dessa maneira, as heterogeneidades simuladas apresentaram resultados interessantes e abrem critérios que tem que ser levados em consideração quando do planejamento do tratamento envolvendo elétrons e heterogeneidades de tecidos.

## REFERÊNCIAS

- [1] KHAN, F. **The Physics of radiation therapy**. 5. ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [2] ANDREO, P. **Monte Carlo technique in medical radiation physics**. Phys. Med. Biol. 36, 861-920, 1991.
- [3] ROGERS, D. **Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics**. Phys. Med. Biol. 51(13), R287-R301, 2006.
- [4] De ALMEIDA, C.E.; ALMOND, P. R. **Comparison of Electron Beam Characteristics from Siemens Betatron (6.0 to 18.0 MeV) and Saggitaire Linear Accelerator (7.0 to 32.0 MeV) Radiotherapy Machines**. RADIOLOGY, v. III, n.2, p. 439-445, 1974.
- [5] CARRON, N. J. **An introduction to the Passage of Energetic Particles through Matter**. 1. ed. New York, USA: Taylor & Francis Group, 2006.
- [6] ICRU (1984). International Commissioning on Radiation Units and Measurements. **Radiation dosimetry: Electrons with Initial Energies between 1 and 50 MeV**, ICRU Report 35 (International Commissioning on Radiation Units and Measurement, Bethesda, Maryland).
- [7] VARIAN MEDICAL SYSTEM. **Eclipse Photon and Electron Reference Guide**. v. 15.1. Palo Alto, CA, 2016.
- [8] SALVAT, F.; FERNANDEZ-VAREA, J. M.; SEMPAU, J. **PENELOPE: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. Issy-les-Moulineaux, France., 2008.
- [9] De POHLIT, W.; MANEGOLD, K. H. Electron-beam dose distribution in inhomogeneous media. In: Kramer S, Suntharalingam N, Zininger GF, eds. **High Energy Photons and Electrons**. New York, NY: John Wiley & Sons; 1976:243.
- [10] NAKAMURA, T.; HIRAYAMA, H. **Spectra of Bremsstrahlung Produced in Very Thick Lead Targets by 15-, 20-, and 25-MeV Electrons**. Nuclear Science and Engineering, 59:3, 237-245. Taylor & Francis Group, 1976.
- [11] SORCINI, B. B.; HYÖDYNMAA, S.; BRAHME, A. **Quantification of mean energy and photon contamination for accurate dosimetry of high-energy electron beams**. Phys. Med. Biol. 42 1849-73, 1997.



## Neutronic evaluation of CANDU-6 core using reprocessed fuels

Silva<sup>a</sup> C. A. M., Velasquez<sup>a</sup> C. E., Almeida<sup>a</sup> M. C. B., Faria<sup>a</sup> R. B., Pereira<sup>a</sup> C.

<sup>a</sup>Universidade Federal de Minas Gerais, Departamento de Engenharia Nuclear, Av. Antônio Carlos, 6627, Campus UFMG PCA 1 – Anexo Engenharia, Pampulha, 31270-901, Belo Horizonte, MG

[clarvsson@nuclear.ufmg.br](mailto:clarvsson@nuclear.ufmg.br)

---

### ABSTRACT

The spent fuel from a PWR still contains some amount of fissile materials depending on their initial enrichment and the burnup. Thus, spent fuel from PWRs containing about 1.5% of fissile material could be used as fuel for CANDU reactors after some fission products are removed from it. Thus, an important proposal is the DUPIC cycle, where spent fuels from a PWR are packaged into a CANDU fuel bundle using mechanical reprocessing but without the need of chemical reprocessing. When it is refueled with reprocessed fuel, the reactivity of the system increases, and this behavior may affect the safety parameters of the reactor. Therefore, this work studies the neutronic parameters of two reprocessing fuel techniques: AIROX and OREOX, which are evaluated for two different cores configuration. The first one considers heavy water as a moderator and coolant. The second one considers heavy water and light water as moderator and coolant, respectively. These studies evaluate the core behavior based on the different number of reprocessed fuels channels and compare them with the reference core. To perform the simulation, MCNPX was used to calculate the effective multiplication factor, void reactivity coefficient, and neutron flux, which were evaluated at steady state condition for the different cases. The results show that the presence of parasitic absorbers in the reprocessed fuels hardens the neutron spectrum. This behavior provokes an increase in the core reactivity, and in the void reactivity coefficient. Among these parameters, the use of light water reduces the core reactivity but does not improve the void reactivity coefficient.

*Keywords: CANDU reactor, DUPIC cycle, AIROX, OREOX, MCNPX 2.6.0*

---

## 1. INTRODUCTION

Nowadays, LWRs (Light Water Reactors) and HWRs (Heavy Water Reactors) represent a great share of the total nuclear power plants in the world, about 65% and 11%, respectively [1]. The CANDU (CANada Deuterium Uranium reactor) is an HWR type that uses natural uranium as fuel. On the other hand, LWRs use enriched uranium as fuel and after burnup have some percentage of fissile isotope which depends on the initial enrichment and the fuel burnup conditions. The development of the fuel cycle technology for recycling the SF (Spent Fuel) of nuclear reactors has particular importance to improve the uranium utilization, to reduce the high-level nuclear waste. Several studies verify the use of reprocessing LWR fuel into the CANDU fuel cycle [2-13].

Then, SF from LWRs could be used as fuel for CANDU, if some fission products are removed from it. Nonetheless, the most important process is the DUPIC (Direct Use of spent PWR fuel In CANDU), which reuses SF from a LWR into an HWR core, using a direct re-fabrication method without separating fissile materials. Among the reprocessing techniques there are two dry pyrochemical process proposed: AIROX (Atomics International Reduction Oxidation) and OREOX (Oxidation and REDuction of OXide fuel). The AIROX is a precursor of the DUPIC concept, developed by Atomic International, by recycling LWR spent fuels retaining most of the fission-product inventory in reconstituted fuel assemblies. This method avoids the generation of high-level liquid waste streams, recycling the fertile  $^{238}\text{U}$  and unburned fissile transuranics. The OREOX oxidation is performed at a temperature higher than the AIROX process, resulting in more effective removal of the volatile fission products. In fact, the OREOX is an improvement of AIROX process that present maximum flexibility in fuel design and satisfy the requirement of compatibility with existing CANDU system. Regardless of the two techniques, the DUPIC fuel cycle offers attractive possibilities for saving natural uranium fuel from CANDU and for a substantial reduction of spent fuel compared with the once-through cycle. The main purpose of the DUPIC fuel cycle is improving the utilization of uranium fuels while at the same time reducing the volume of radioactive waste.

This work evaluates the insertion of two reprocessed fuels, FRA (Fuel Reprocessed by AIROX technique) and FRO (Fuel Reprocessed by OREOX technique), into the CANDU-6 core. These

fuels have a higher percent of fissile isotopes than natural uranium. Thus, their insertion into the core will increase the reactor reactivity, which may affect the safety core parameters. The CANDU uses heavy water as moderation/coolant, which has higher moderation ratio than light water. Thus, if H<sub>2</sub>O is used as a coolant, the reactivity drops off to a level that could improve the safety core parameters using the FRA and FRO fuels.

Thereby, two core configurations were simulated: the first one considers the CANDU using D<sub>2</sub>O as coolant and moderator. The second one evaluates the use of D<sub>2</sub>O and H<sub>2</sub>O as moderator and coolant, respectively. The goal is to study the neutronic behavior of core with different number of RFC (Reprocessed Fuel Channels) in the two configurations and compare them to the reference core loaded with FNU (Fresh Natural Uranium). This core was based on preceding works [13,14], which evaluates a hypothetical extreme condition considering all CANDU fuel channels with a fresh fuel bundle. Therefore, the FNU comprises a fuel bundle at zero burnup. The MCNPX 2.6.0 (Monte Carlo N-Particle eXtended - version 2.6.0) code is used in the simulations where the effective multiplication factor, void reactivity coefficient, and neutron flux were evaluated at steady state condition.

Since nuclear power plants can play an important role in future power generation and considering that spent fuel is a challenge for the nuclear industry, the current paper contributes to study the use of reprocessed fuels. The DUPIC cycle, considered in the simulations has highlights among the advanced fuel cycles due to its synergism and non-proliferation characteristics. Furthermore, the current work links the neutronic analysis of reprocessed fuels and light water as coolant in the CANDU core. These studies may contribute to future analyzes of advanced CANDU reactors which aims inherent safety and reduced capital cost construction.

## **2. METHODOLOGY**

### **2.1. Configuration of CANDU-6 core**

This work simulates the full-core reactor and considers the dimensions, geometric characteristics and composition of main structural components from previous studies [13-16]. Two models were simulated to evaluate the neutronic behavior due to different coolant types. The first



one uses heavy water ( $D_2O$ ) as a moderator and coolant. The second one uses heavy water as a moderator and light water ( $H_2O$ ) as coolant. Table 1 shows the main features of the simulated cores and Table 2 presents the temperature of the principal components from the evaluated system.

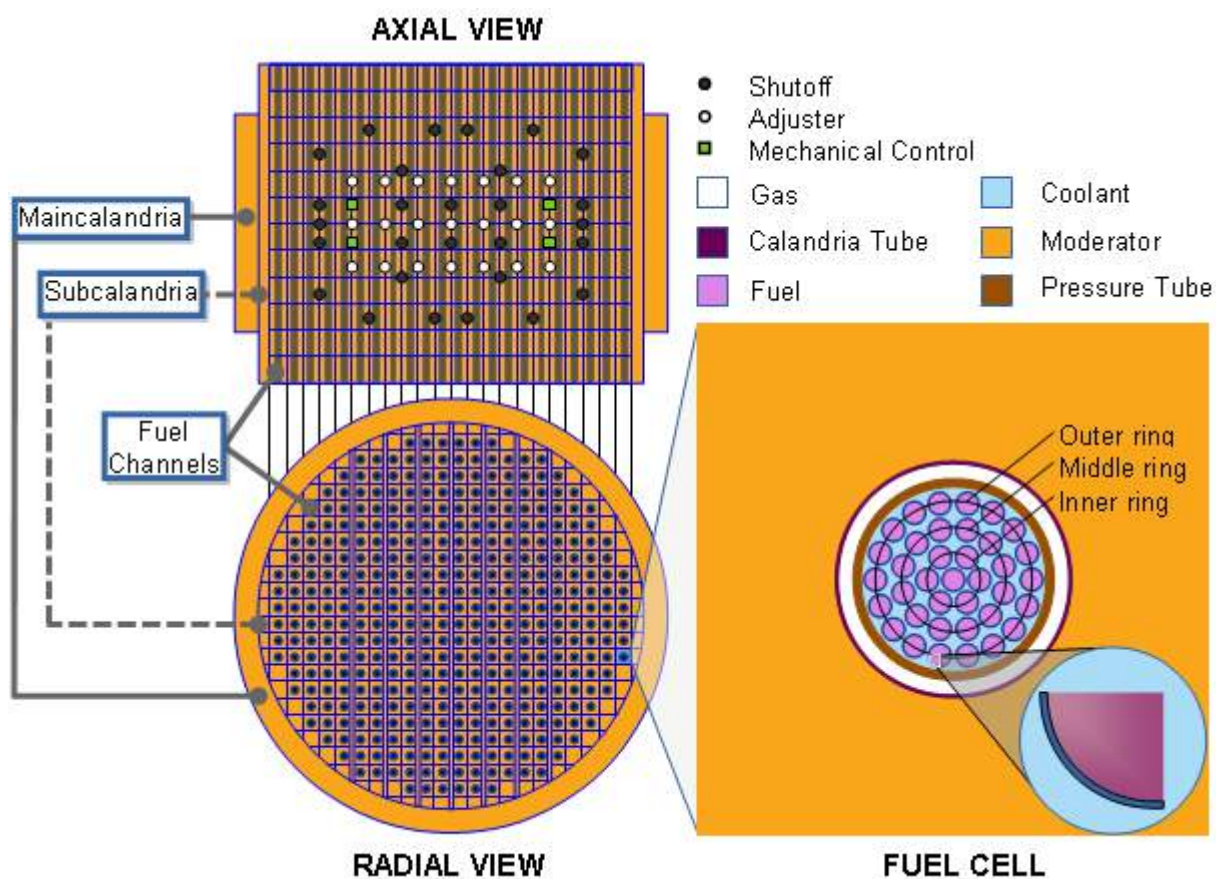
**Table 1:** Main dimensions of simulated CANDU-6 core [14-17].

Reactor Zone	Description	Value (cm)	
Core	Sub- <i>calandria</i> inner radius	$3.378 \times 10^2$	
	Main <i>calandria</i> inner radius	$3.797 \times 10^2$	
	Fuel channel length	$5.944 \times 10^2$	
	Lattice pitch	$2.857 \times 10^2$	
	<i>Calandria</i> tube inner radius	6.448	
	<i>Calandria</i> tube outer radius	6.587	
	Pressure tube inner radius	5.169	
	Pressure tube outer radius	5.603	
Fuel Bundle	End plate radius	5.100	
	Fuel pin radius	$6.103 \times 10^{-1}$	
	Fuel pin height	$4.820 \times 10^2$	
	Clad radius	$6.522 \times 10^{-1}$	
	Clad height	$4.953 \times 10^1$	
	Fuel pins rings	Inner radius	1.448
		Middle radius	2.875
		Outer radius	4.330

**Table 2:** HFP temperature of the principal components.

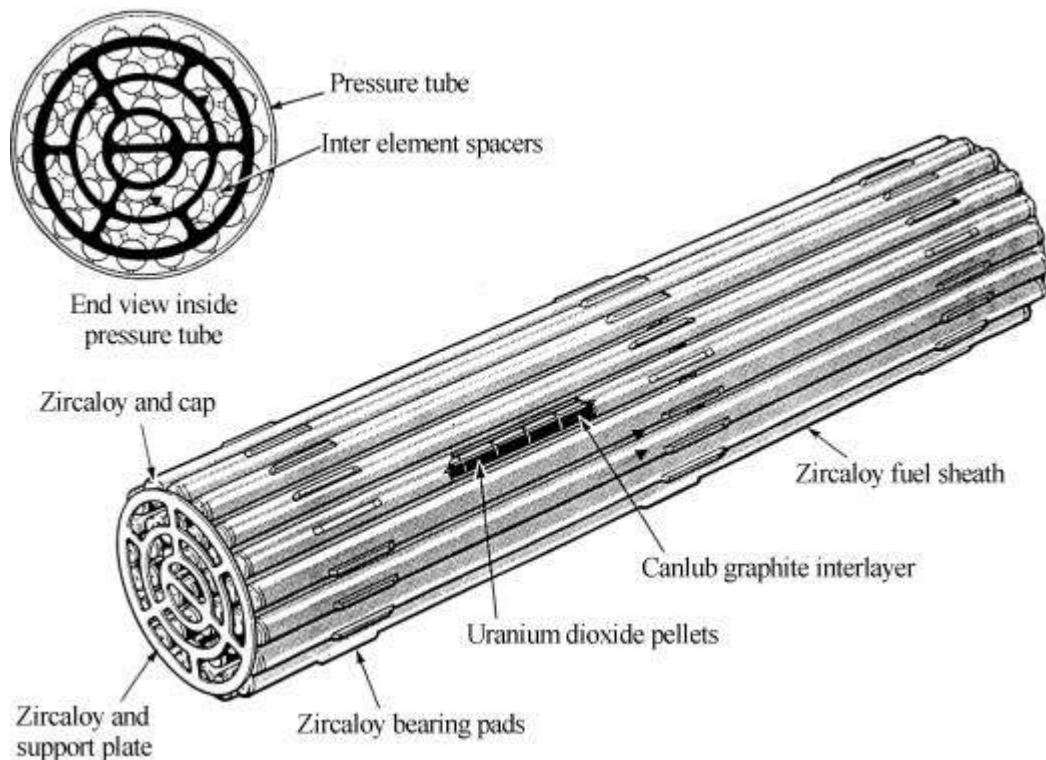
Description	Temperature (K)
Uranium Dioxide Pellets	$1.000 \times 10^3$
Zircaloy Fuel Sheath	$1.000 \times 10^3$
Coolant	$5.630 \times 10^2$
Moderator	$3.430 \times 10^2$

The present work simulates the full-core reactor, which consists of 380 horizontal fuel channels, each one comprises of 12 bundles arranged in a square lattice. Figure 1 illustrates the radial and axial view of the reactor core, which is simulated at HFP (Hot Full Power).



**Figure 1:** Full-core CANDU-6 configuration.

The fuel cell corresponds to a bundle column surrounded by a moderator ( $D_2O$ ). Each fuel bundle has 37 fuel pins with zircaloy cladding, the bundle has a central pin surrounded by three rings of fuel pins and the coolant ( $D_2O$  or  $H_2O$ ) flows between these fuel pins. Figure 2 illustrates the CANDU fuel bundle, which has several components. Due to the complexity of this bundle geometry, the simulations take into considerations the zircaloy fuel sheath, uranium dioxide pellets and the end plates. The end plate is represented by a homogenized disk consisting of 29% zircaloy and 71% heavy water by volume.



**Figure 2:** *Standard fuel bundle of CANDU-6.*  
Source: Garland, W.J., 2014. The Essential CANDU.

The reactivity devices in CANDU reactors are the Reactor Regulating System (RRS) and two independent Shutdown Systems (SDS1 and SDS2). These devices comprise:

- RRS: 14 liquid zone controller compartments (ZCU) which can be filled with  $H_2O$ ;
- RRS: 04 mechanical control absorber (MCA) rods;
- RRS: 21 adjuster (ADJ) rods;
- SDS1: 28 shutoff rods (SOR) which fall into the core from above; and
- SDS2: 06 poison-injection nozzles, horizontally oriented, that inject gadolinium nitrate ( $Gd(NO_3)_3$ ) into the moderator in the event of SDS1 failure.

The simulated core comprises three types of reactivity control: SOR, ADJ and MCA rods, which are placed symmetrically on the axial and radial planes, as shown in Figure 1. The SORs and MCAs are tubes of cadmium enclosed by two concentric steel cylinders and inserted into guide tubes. The ADJs rods consist of a solid stainless-steel cylinder that is centered in a stainless-steel tube. All reactivity control rods are introduced into zirconium guide tubes, which are permanently

located in the low-pressure moderator region. These guide tubes are situated interstitially between the calandria tubes where heavy water fills the gaps between the absorber material and the inner steel tube and between the inner steel tube and outer guide tube. Table 3 present the material of the control rods used in the simulations. The safety analysis of this work was focus on evaluating the behavior of the CANDU core under the insertions of different control rods without using the H<sub>2</sub>O in the zone controller compartment or Gd(NO<sub>3</sub>)<sub>3</sub> addition into moderator.

**Table 3:** Material of the reactivity control.

<b>Component</b>	<b>SOR</b>	<b>ADJ</b>	<b>MCA</b>
Absorber	Natural Cadmium	Stainless Steel 316	Natural Cadmium
Cladding	Stainless Steel 316	Stainless Steel 316	Stainless Steel 316
Guide tube	Natural Zirconium	Natural Zirconium	Natural Zirconium

## 2.2. Evaluated Fuels

As mentioned before, this works comprises three fuel types, FNU, FRA and FRO. The FNU comprises only fresh fuel bundles (zero burnup) while FRA and FRO contain reprocessed fuels which take into consideration the DUPIC cycle concept. In this cycle, after five cooling years of the Spent Fuel (SF) into the pool, it is shipped to a special plant for fuel bundles fabrication using dry processing, such as, AIROX or OREOX [12,18,19]. In this work, the composition of the spent fuel was obtained by previous studies [20], considering a typical PWR fuel with initial enrichment of 4.5% and a 50 GWd/MTU of burnup. A calculation was made to obtain the recovering fuel composition taking into consideration the percentage of fission product removal by AIROX [21] and OREOX [22]. The results comprise two reprocessed fuel that was used in the simulations namely: FRA (Fuel Reprocessed by AIROX technique) and FRO (Fuel Reprocessed by OREOX technique). Table 4, presents the isotopic composition of the simulated fuels, FRA, FRO and FNU (Fresh Natural Uranium).

**Table 4:** Weight fraction of simulated fuel types.

Isotope	FRA	FRO	Isotope	FRA	FRO	FNU
He <sup>4</sup>	1.1995E-06	1.2007E-06	Sm <sup>150</sup>	4.4670E-04	4.4718E-04	—
C <sup>14</sup>	0.0000E+00	4.7355E-09	Sm <sup>151</sup>	2.3929E-05	2.3954E-05	—
Cl <sup>36</sup>	6.5925E-06	6.5995E-06	Eu <sup>151</sup>	2.9740E-06	2.9772E-06	—
Ca <sup>41</sup>	7.5074E-06	7.5154E-06	Sm <sup>152</sup>	1.7605E-04	1.7624E-04	—
Ni <sup>59</sup>	1.0798E-05	1.0810E-05	Eu <sup>153</sup>	1.8570E-04	1.8590E-04	—
Y <sup>90</sup>	1.4377E-07	1.4393E-07	Gd <sup>155</sup>	1.5513E-07	1.5530E-07	—
Zr <sup>90</sup>	2.4713E-04	2.4739E-04	Th <sup>230</sup>	1.1431E-08	1.1444E-08	—
Zr <sup>93</sup>	1.0838E-03	1.0850E-03	U <sup>233</sup>	8.0252E-09	8.0338E-09	—
Nb <sup>93m</sup>	6.0214E-09	6.0279E-09	U <sup>234</sup>	2.4100E-04	2.4126E-04	5.4082E-05
Mo <sup>95</sup>	1.0577E-03	2.1177E-04	U <sup>235</sup>	1.0758E-02	1.0769E-02	7.1079E-03
Tc <sup>99</sup>	1.2095E-03	1.2108E-03	U <sup>236</sup>	6.5140E-03	6.5210E-03	—
Ru <sup>101</sup>	1.2135E-04	2.4297E-04	U <sup>238</sup>	9.5765E-01	9.5868E-01	9.9284E-01
Rh <sup>103</sup>	6.5462E-04	6.5532E-04	Np <sup>237</sup>	8.8084E-04	8.8178E-04	—
Pd <sup>107</sup>	3.6255E-04	3.6294E-04	Pu <sup>238</sup>	3.6255E-04	3.6294E-04	—
Ag <sup>109</sup>	1.2125E-04	1.2138E-04	Pu <sup>239</sup>	8.0352E-03	8.0439E-03	—
Sn <sup>126</sup>	2.9660E-05	2.9691E-05	Pu <sup>240</sup>	3.2012E-03	3.2047E-03	—
I <sup>129</sup>	0.0000E+00	2.4246E-06	Pu <sup>241</sup>	1.0275E-03	1.0286E-03	—
Cs <sup>133</sup>	1.7022E-04	1.7040E-05	Pu <sup>242</sup>	8.4324E-04	8.4414E-04	—
Cs <sup>135</sup>	8.5621E-05	8.5713E-06	Am <sup>241</sup>	1.1753E-03	1.1766E-03	—
Cs <sup>137</sup>	1.3332E-04	1.3346E-05	Am <sup>242m</sup>	2.1687E-06	2.1710E-06	—
Ba <sup>137</sup>	5.5217E-04	5.5276E-04	Am <sup>243</sup>	2.4954E-04	2.4981E-04	—
Nd <sup>143</sup>	1.2196E-03	1.2209E-03	Cm <sup>242</sup>	5.6625E-09	5.6685E-09	—
Nd <sup>145</sup>	1.0104E-03	1.0115E-03	Cm <sup>245</sup>	6.2597E-06	6.2664E-06	—
Sm <sup>147</sup>	1.2678E-04	1.2692E-04	Cm <sup>246</sup>	6.2536E-07	6.2604E-07	—
Sm <sup>149</sup>	3.7683E-06	3.7723E-06	FM (%)	2.1877	2.1900	0.7108

In the present study, the reference CANDU core considers all channels loaded with fresh FNU bundle [13,14]. This methodology aims calculate the maximum criticality configuration using the traditional uranium fuel and to compare it with the insertion of reprocessed fuels. Therefore, the

number of Reprocessed Fuel Channels (RFC) was increased gradually in the core, where the 12 fuel bundles into these channels have the same isotopic composition present in Table 4. Ten cases were simulated to each reprocessed fuel type, FRA and FRO. Table 5 presents the evaluated cases with the respective RFC number. Five of them use D<sub>2</sub>O as the coolant and the others use H<sub>2</sub>O.

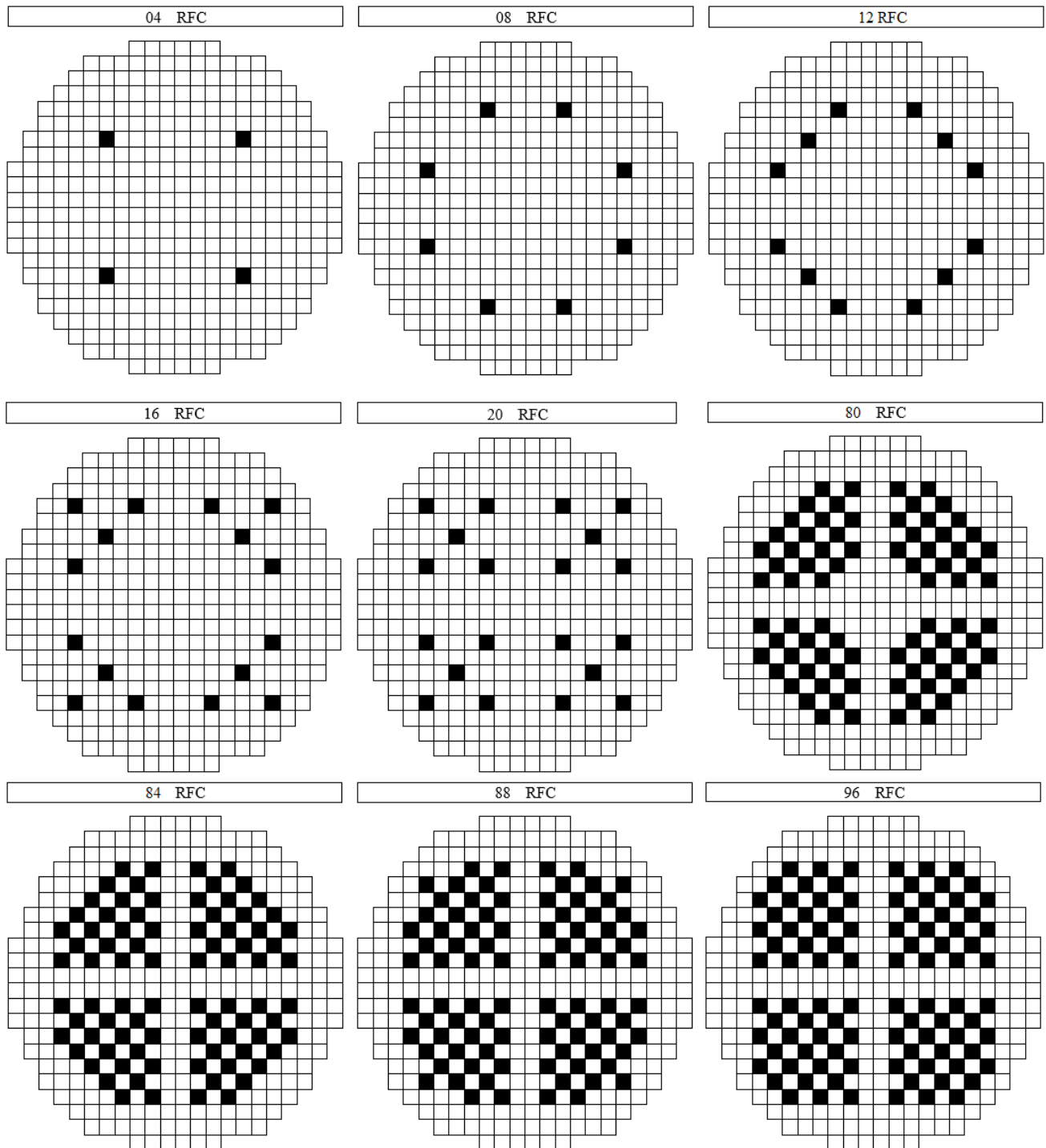
**Table 5:** Number of RFC in the simulated cases.

Moderator		D <sub>2</sub> O										
Coolant		D <sub>2</sub> O					H <sub>2</sub> O					
RFC Number		00	04	08	12	16	20	20	80	84	88	96
Fuel Type	FNU	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA	FRA
		FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO	FRO

Due to the reference CANDU model has all fuel channels with FNU, the neutron flux tends to be maximum in the central core region and decreases toward the boundaries. Radial flux (and power) flattening can be achieved by differential fueling, i.e. taking the fuel with a higher content of fissile nuclides in outer core regions than in inner core regions. Considering that reprocessed fuels has higher percentage of fissile isotopes than fresh FNU (see Table 4), the FRA and FRO were placed in the outer region of the core. This methodology aims to increase the fission number in this region to flat the core neutron flux. Figure 3 illustrates a radial view of the simulated cores where the white and the black cells represent the channels with FNU and reprocessed fuel respectively.

### 2.3. Evaluated Parameters

The MCNPX estimates the effective multiplication factor ( $k_{eff}$ ) with the respective standard deviation ( $\sigma_{ST}$ ) of the simulated model. This work evaluates the criticality and the neutron flux of the simulated system at steady state condition to FRA, FRO and FNU fuel types.



**Figure 3:** Radial position of RFC (black cell) in simulated CANDU-6 core.

The use of reprocessed fuel increases the percentage of fissile isotopes increasing the  $k_{eff}$  of the reactor. The device of reactivity control must assure a critical system. Thus, the effectiveness of the main regulating and shutdown system was evaluated. Although, the ADJs rods are fully inserted into the core, during normal operations [17], the simulations comprise the insertion and withdrawn of all rods aiming evaluates severe core conditions. First, the SORs, ADJs and MCAs were individually inserted in the core. After, all rods were inserted to evaluate the total negative reactivity contribution. In these studies, the  $k_{eff}$  variation ( $\Delta k$ ) was calculated considering the rods withdraw and the rods fully-inserted into CANDU-6 core, through the equation:

$$\Delta k(mk) = (k_w - k_f) \cdot 10^3 \quad (1)$$

The  $k_w$  and  $k_f$  are the respective  $k_{eff}$  when the control rods are withdrawn ( $W$ ) and fully-inserted ( $F$ ) in the reactor core.

The criticality analysis was considered at work temperatures, as shown in Table 2. However, the pre-defined library set of MCNPX 2.6.0 does not have the nuclear cross section for all the nuclides at different temperatures desired for representing the reprocessed fuels. Thus, nuclear data was downloaded from ENDF/BVII-1 (Evaluated Nuclear Data File) website [23], then processed with NJOY99 (Nuclear Data Processing System) [24] at the desired temperatures. After that, the data was added to the MCNPX 2.6.0 library.

In addition, in the criticality analysis, to study the influence of coolant density variation in the reactivity, the  $CVR$  (Coolant Void Reactivity) was calculated at the operating temperature condition (Table 2). It is important to know this effect in the reactor safety analysis that was calculated by:

$$CVR(mk) = \left[ \frac{1}{k_s} - \frac{1}{k_p} \right] \cdot 10^3 \quad (2)$$

where  $k_s$  and  $k_p$  is the  $k_{eff}$  calculated at standard ( $S$ ) and perturbed ( $P$ ) coolant condition respectively. For simulate an extreme core condition, the  $CVR$  was calculated with all control rods withdrawn of the core. In the simulations, the  $k_p$  was calculated by changing the coolant composition and density from the nominal value to the perturbed condition. Therefore, different values of  $VF$  (Void Fraction) were considered. The density variation was calculated as:

$$d_p = d_s \cdot (1 - VF) \quad (3)$$



where  $d_s$  and  $d_p$  are the standard and perturbed coolant densities;  $VF$  is the void fraction.

In order to estimate the neutron flux inside the fuel cells that provides the neutron flux profile, a squared mesh was configured into MCNPX model of CANDU core. This mesh tally particles on each squared cell independent on the geometry problem [25]. In the model, there are 12 axial planes with 22 x 22 squared cells which have the same dimensions of the fuel cells. The absolute value of flux does not match the actual neutron source of the reactor. Thus, it is necessary to normalize the flux values initially calculated by MCNPX. In the simulations, this normalization was performed using the following equation [25]:

$$\phi_N = \phi_{MCNPX} \cdot \left[ \frac{P \cdot \nu}{Q \cdot k_{eff}} \right] \quad (4)$$

where  $\phi_N$  is the normalized flux;  $\phi_{MCNPX}$  is the flux estimated by MCNPX;  $P$  is the reactor power level;  $\nu$  is the average number of fission neutrons and  $Q$  is the recoverable energy per fission event. The values of  $\nu$ ,  $Q$  and  $k_{eff}$  are calculated by the MCNPX. The power level is defined at  $P = 2158.5$  MW which is the fission power of the CANDU-6 [16,17].

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

The simulations were performed in MCNPX code using 50,000 particles with 200 active cycles which results in low standard deviation of the  $k_{eff}$  around  $2 \times 10^{-4}$ . For the neutron flux calculations, the maximum relative error estimated by the code is around 4% and according to the MCNPX manual, results with errors less than 10% are reliable [25].

Both reprocessed fuel types (FRA and FRO) with the same RFC number, present similar  $k_{eff}$  values because these fuels present similar isotopic composition. Table 6 shows their  $k_{eff}$  values for the evaluated cases. The  $k_{eff}$  increase as the augment of RFC owing to reprocessed fuels have a higher percentage of fissile material than the natural uranium (Table 4).

Similarly, considering the same RFC number (i.e. 20) for two different coolant types (D<sub>2</sub>O and H<sub>2</sub>O), the D<sub>2</sub>O presents higher  $k_{eff}$  than H<sub>2</sub>O, because the heavy water has greater moderation ratio than light water. Under steady state conditions, the use of H<sub>2</sub>O provides a negative reactivity in the

core enabling the increase on the number of RFC to reach the same reactivity than D<sub>2</sub>O. If compared with the reference core (FNU), the increase of  $k_{eff}$  due to the insertion of reprocessed fuels, leads to increase in the number of control devices on the core.

**Table 6:**  $k_{eff}$  to reprocessed fuel channels.

Moderator	Coolant	RFC Number	Fuel Type	Rods Withdraw	Type of inserted rod					
					MCA	ADJ	SOR	ALL		
D <sub>2</sub> O	D <sub>2</sub> O	00	FNU	1.01139	1.00263	0.99624	0.93721	0.91760		
		04	FRA	1.01421	1.00555	0.99926	0.94118	0.92095		
			FRO	1.01452	1.00571	0.99865	0.94170	0.92069		
		08	FRA	1.01682	1.00747	1.00166	0.94438	0.92369		
			FRO	1.01679	1.00754	1.00160	0.94409	0.92340		
		12	FRA	1.01968	1.01025	1.00469	0.94808	0.92674		
			FRO	1.01977	1.01030	1.00456	0.94799	0.92713		
		16	FRA	1.02094	1.01085	1.00572	0.94965	0.92820		
			FRO	1.02079	1.01124	1.00611	0.94981	0.92864		
		20	FRA	1.02564	1.01644	1.01022	0.95333	0.93245		
			FRO	1.02530	1.01654	1.01015	0.95380	0.93315		
		D <sub>2</sub> O	H <sub>2</sub> O	20	FRA	0.94453	0.93719	0.93141	0.88625	0.86869
					FRO	0.94499	0.93733	0.93169	0.88618	0.86904
				80	FRA	1.00775	0.99898	0.99550	0.95379	0.93535
					FRO	1.00860	1.00000	0.99608	0.95480	0.93648
				84	FRA	1.01168	1.00404	0.99918	0.95667	0.93959
FRO	1.01270				1.00518	0.99988	0.95723	0.93979		
88	FRA			1.01285	1.00470	1.00041	0.95825	0.94036		
	FRO			1.01377	1.00569	1.00131	0.95915	0.94113		
96	FRA			1.01510	1.00647	1.00301	0.96121	0.94297		
	FRO			1.01598	1.00765	1.00426	0.96207	0.94391		

Table 7 presents the variation of  $k_{eff}$  ( $\Delta k$ ) for each type of device control inserted in the core: shutoff (SOR), adjuster (ADJ), mechanical (MCA) and all rods (ALL).

**Table 7:** Variation of the effective multiplication factor ( $\Delta k$ ).

Moderator	Coolant	Number RFC	Fuel Type	Type of inserted rod					
				MCA	ADJ	SOR	ALL		
D <sub>2</sub> O	D <sub>2</sub> O	00	FNU	8.76	15.15	74.18	93.79		
		04	FRA	8.66	14.95	73.03	93.26		
			FRO	8.81	15.87	72.82	93.83		
		08	FRA	9.35	15.16	72.44	93.13		
			FRO	9.25	15.19	72.70	93.39		
		12	FRA	9.43	14.99	71.60	92.94		
			FRO	9.47	15.21	71.78	92.64		
		16	FRA	10.09	15.22	71.29	92.74		
			FRO	9.55	14.68	70.98	92.15		
		20	FRA	9.20	15.42	72.31	93.19		
			FRO	8.76	15.15	71.50	92.15		
		D <sub>2</sub> O	H <sub>2</sub> O	20	FRA	7.34	13.12	58.28	75.84
					FRO	7.66	13.30	58.81	75.95
				80	FRA	8.77	12.25	53.96	72.40
					FRO	8.60	12.52	53.80	72.12
				84	FRA	7.64	12.50	55.01	72.09
FRO	7.52				12.82	55.47	72.91		
88	FRA			8.15	12.44	54.60	72.49		
	FRO			8.08	12.46	54.62	72.64		
96	FRA			8.63	12.09	53.89	72.13		
	FRO			8.33	11.72	53.91	72.07		

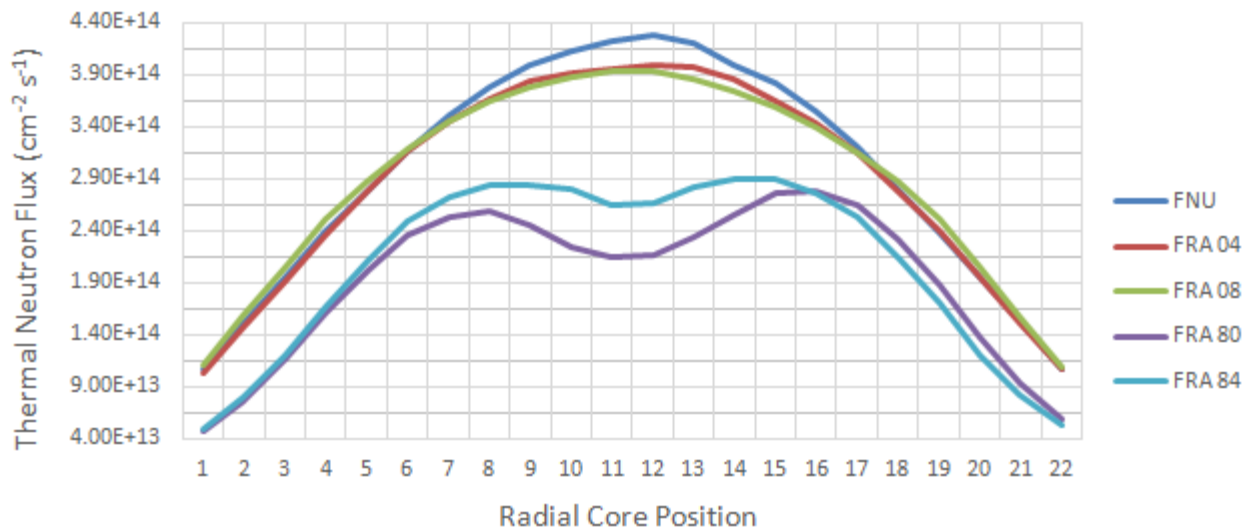
In Table 7, the  $\Delta k$  was calculated by Equation (1) and using Table 6 values, where the largest  $\Delta k$  represents the high effectiveness of the control rods. The function of SOR rods in the reactor core is to provide a large amount of negative reactivity for reactor shutdown. Then, among the cases, the insertion of SOR generates more negative reactivity than MCA and ADJ because the different isotopic composition of the control rods (Table 3) and owing to the different number of these rods. The absorber material of SOR and MCA is cadmium, while for the ADJ is stainless-steel. As the neutron absorption cross section from cadmium is higher than the one for stainless-steel, the insertion of SORs causes a greater reduction of  $k_{eff}$  than MACs rods. Moreover, in the CANDU core, the number of SOR is higher than the number of MCA and ADJ (Figure 1).

In the simulations, the cases with 04, 08, 80 and 84 RFC number, present similar  $k_{eff}$  to case FNU (Table 6). In fact, the insertion of reprocessed fuels increases the quantity of transuranic elements in the core hardening the neutron spectrum due to the presence of absorbers and Pu on the reprocessed fuels [26, 27]. Therefore, as the RFC increases, the concentration of parasitic absorbers and Pu augment inducing an increase of the  $\alpha_{TF}$ .

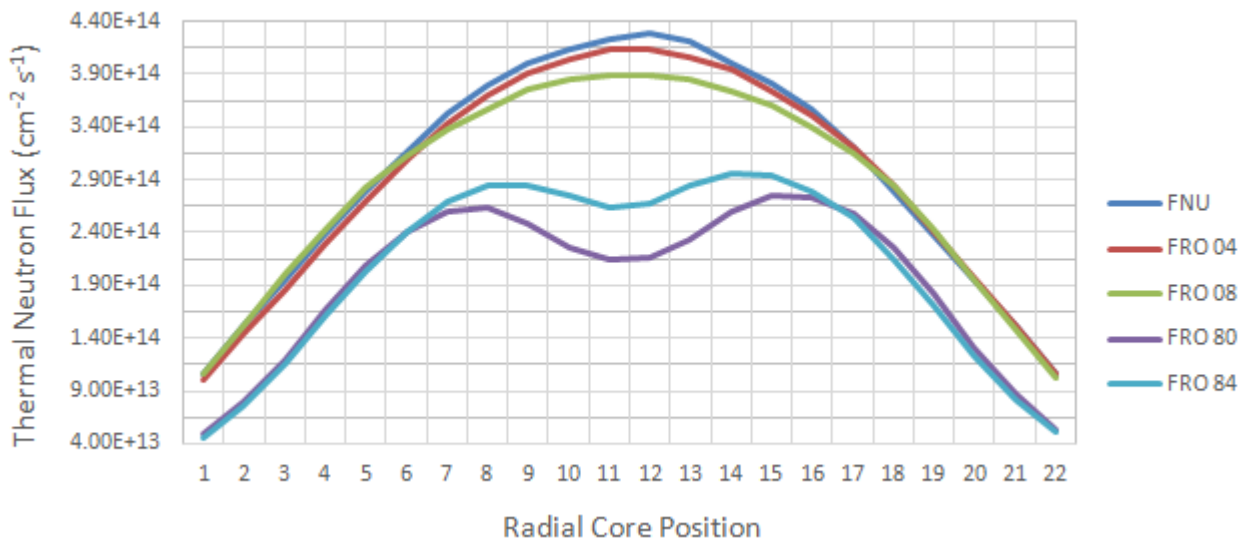
Figures 4 and 5 present the flux profiles for thermal neutrons on the reactor core for the different cases. As expected, these flux profiles are similar between the FRA and FRO owing to the isotopic composition comes from the same reprocessed fuels. Considering the same RFC number, the largest difference in the thermal neutron flux between FRA and FRO is about 6.6 %.

Since the neutron flux is not homogeneous in the reactor core, its distribution or shape is very important because it will determine the distribution of power generated in the core. When the FNU is used the flux has a maximum at the centre of the core and reduces toward the boundaries. The plant's operating license typically puts limits not only on the total reactor power, but also on the maximum channel and bundle powers. The restrictions may not be possible with a peaked flux shape to generate the reactor power desired without exceeding the licensed maximum channel and bundle powers. However, the thermal neutron flux reduces when reprocessed fuels are inserted into the core tending to flatten it as the RFC number increase (Figure 4 and 5). This flattening provides better power distribution through the core, because the peak flux in the central region is reduced and more channels can generate more power. For maximum power output from a given reactor, it is desirable that each fuel bundle contribute equally to the total power output. This behaviour may

reduce the reactor capital cost, by reducing the number of channels required to produce the same power with safe operation.



**Figure 4:** Thermal neutron flux in central plane of reactor to FRA cases.



**Figure 5:** Thermal neutron flux in central plane of reactor to FRO cases.

To evaluate the  $CVR$  parameter, the reactor core was simulated with different coolant densities to calculate the  $k_{eff}$  due to this perturbed physical condition. Thus, MCNPX calculated the  $k_{eff}$  and

the  $CVR$  values were determined by Equation (2). Table 8, presents the  $k_{eff}$  for different coolant  $VF$  and Figure 6 shows the behaviour of  $CVR$  as a function of  $VF$ . All cases present positive  $CVR$  that increase as  $VF$  augment, this is a typical behaviour of CANDU core. As known, the coolant is inside the pressure tubes while the moderator surrounds these tubes inside the *calandria*. The coolant and the moderator are placed in different regions in the core and a reduction in the coolant density does not affect the moderator density. Then, as the coolant density decrease, the neutron flux inside the pressure tube tends to harden and the fast fission probability increases generating a positive  $CVR$ .

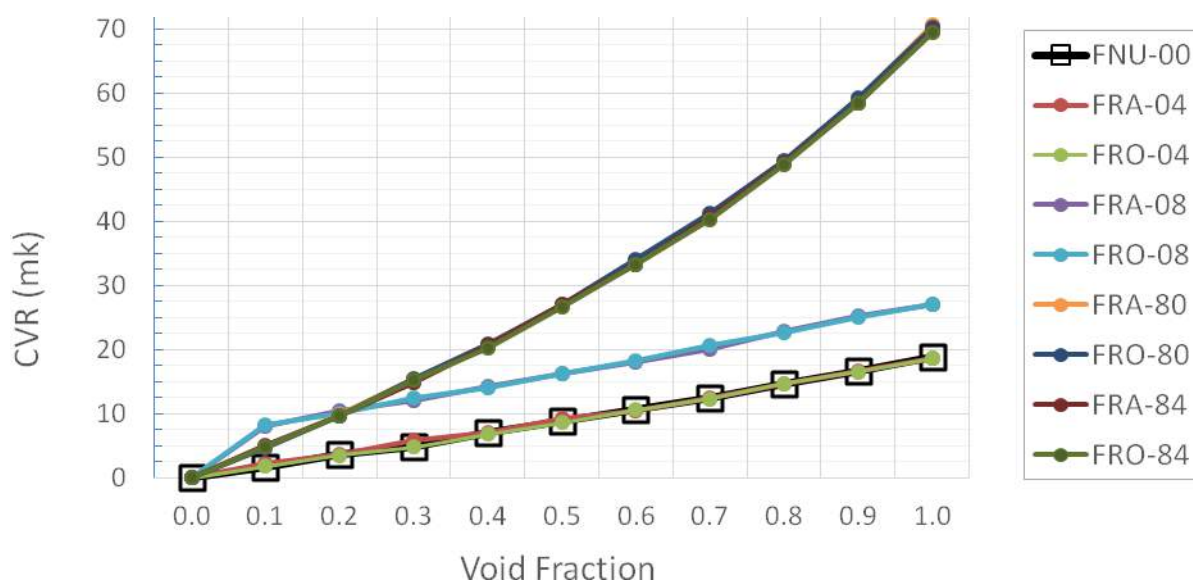
**Table 8:**  $k_{eff}$  as a function of void fraction ( $VF$ ) values.

Moderator		D <sub>2</sub> O				D <sub>2</sub> O				
Coolant		D <sub>2</sub> O				H <sub>2</sub> O				
RFC	0	4	8	80	84					
Fuel Type	FNU	FRA	FRO	FRA	FRO	FRA	FRO	FRA	FRO	
	0.0	1.01139	1.01421	1.01452	1.01682	1.01679	1.00775	1.00860	1.01168	1.01270
	0.1	1.01317	1.01648	1.01638	1.02529	1.02551	1.01265	1.01335	1.01689	1.01774
	0.2	1.01517	1.01804	1.01816	1.02771	1.02729	1.01786	1.01861	1.02179	1.02273
	0.3	1.01642	1.02037	1.01951	1.02953	1.02979	1.02372	1.02463	1.02718	1.02861
	0.4	1.01875	1.02162	1.02163	1.03188	1.03154	1.02938	1.03030	1.03329	1.03387
$VF$	0.5	1.02049	1.02384	1.02346	1.03390	1.03385	1.03590	1.03700	1.04024	1.04089
	0.6	1.02252	1.02517	1.02554	1.03594	1.03611	1.04342	1.04456	1.04691	1.04792
	0.7	1.02435	1.02715	1.02741	1.03809	1.03872	1.05136	1.05237	1.05504	1.05575
	0.8	1.02666	1.02959	1.02991	1.04095	1.04076	1.06052	1.06150	1.06442	1.06541
	0.9	1.02879	1.02899	1.02912	1.04354	1.04338	1.07143	1.07271	1.07524	1.07641
	1.0	1.03100	1.03382	1.03409	1.04558	1.04550	1.08505	1.08555	1.08842	1.08923

The FNU case present higher  $CVR$  than values cited in some references (e.g. [17, 27-31]), because the FNU case considers all fuel channels loaded with fresh natural uranium. These core conditions contribute to  $CVR$  increases. Moreover, this parameter was evaluated with all control

rods withdrawn from the core, as explained in methodology. In normal CANDU operation the Adjuster Rods (ADJ) are fully inserted in the core [17], which contributes to *CVR* reduction.

In the simulations, the insertion of the reprocessed fuels increases the *CVR*, i.e., as the *RFC* number increase, the *CVR* augment (Figure 6). The reprocessed fuel has several fissionable isotopes that are not present in the uranium fuel (Table 4). The hardening neutron spectrum due to the coolant density reduction may produce more fast fission reaction in reprocessed fuel than uranium fuel. Then, in void fraction conditions, the reprocessed fuels present higher core reactivity than traditional fuel (Table 8).



**Figure 6:** Coolant Void Reactivity to void fraction values.

In the simulations, the insertion of the reprocessed fuels increases the *CVR* values, i.e., as the *RFC* number increase, the *CVR* augment (Figure 6). The reprocessed fuel has several fissionable isotopes that are not present in the uranium fuel (Table 4). The hardening neutron spectrum due to the coolant density reduction may produce more fast fission reaction in reprocessed fuel than uranium fuel. Then, in void fraction condition, the reprocessed fuels present higher core reactivity than traditional fuel (Table 9).

It is important to note that the use of reprocessed fuels linked with light water reduces the initial core reactivity when  $VF=0$  (Table 9). However, it does not reduce the  $CVR$  (Figure 6), because as  $VF$  augment, the coolant density decreases and the absorption effectiveness of  $H_2O$  also decreases.

#### 4. CONCLUSIONS

The simulations show that FRA and FRO present similar behavior due to the small difference between their isotopic compositions. Comparing with natural uranium, these fuels have a higher percentage of fissile isotopes and absorber isotopes. The insertion of these reprocessed fuels in CANDU-6 core increases the  $k_{eff}$  of CANDU-6 and reduce the thermal neutron flux in the reactor core. The use of  $H_2O$  allows increasing in the number of RFC than the ones used with  $D_2O$ , because light water has lower moderation ratio than heavy water. When is used  $H_2O$  as a coolant on the CANDU, about 1/4 of core (80 or 84 RFC) should be loaded with FRA and FRO, this produces similar criticality results than standard fuel core. However, the insertion of the control devices provides a negative core reactivity. Nevertheless, as the RFC increase, the effectiveness of control rods decreases because the reprocessed fuels increase the core reactivity. The use of reprocessed fuel associated/coupled with the coolant  $H_2O$  could present the advantage in the fuel cycle of CANDU and the economic advantage of the light water. However, the increase of RFC provokes augment in the Coolant Void Reactivity which tends to be positive. Then, although the FRA and FRO have absorptive isotopes, the use of these reprocessed fuels requires the insertion of burnable poison in the fuel bundle. Dysprosium, Erbium and Boron present as promising burnable poison to be used in FRA and FRO fuel bundles. The present work evaluates the CANDU-6 at steady-state condition but future studies will analyses the influence of burnable poisons in the core parameter at steady-state and during the burnup. Furthermore, the simulations were based on a reference core in which all fuel channels are loaded with fresh natural uranium. Considering that each fuel channel of CANDU is refueled online, there is always a burnup distribution across the core. Thus, subsequent works will be developed to simulate the insertion of FRA and FRO in an equilibrium core.



## ACKNOWLEDGMENTS

The authors are grateful to the following Brazilian research funding agencies: *Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG)*, *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)*, *Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)* and *Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN)*.

## REFERENCES

- [1] IAEA – International Atomic Energy Agency. **Nuclear power reactor in the world. Reference Data Series No. 2**, IAEA, Vienna, 2018.
- [2] KO, W.I., GAO, F., 2012. Economic analysis of different nuclear fuel cycle options. **Science and Technology of Nuclear Installations**, v. 2012, p. 1-10, 2012.
- [3] PARK, B. H.; GAO, F.; KWON, E.; KO, W. I. Comparative study of different nuclear fuel cycle options: quantitative analysis on material flow. **Energy Policy**, v. 39, p. 6916-6924, 2011.
- [4] LEE J.; RYU H.; PARK G.; SONG K. Recent progress on the DUPIC fuel fabrication technology at KAERI, In: **ATALANTE 2008 – NUCLEAR FUEL CYCLES FOR A SUSTAINABLE**, 2008, Montpellier. Proceedings of Atalante 2008, 2008, p. 1-4.
- [5] YANG, M. S.; CHOI, H.; JEONG, C. J.; SONG, K. C.; LEE, J. W.; PARK, G. I.; KIM, H. D.; KO, W. I.; PARK, J. J.; KIM, K. H.; LEE, H. H.; JOO HWAN PARK, J. H. The status and prospect of DUPIC fuel technology. **Nuclear Engineering and Technology**, v. 38, p. 359-374, 2006.
- [6] KO, W. I., KIM, H. D. Analysis of nuclear proliferation resistance of DUPIC fuel cycle. **Journal of Nuclear Science and Technology**, v. 38, p. 757-765, 2001.
- [7] HONG, J.S.; KIM, H. D.; YANG, M. S.; PARK, H. S.; MENLOVE, H.; ABOU-SAHARA, A.; ALSTON, W. **Safeguards experience on the DUPIC fuel cycle process. LANL Report LA-UR-01-0936**. New Mexico: LANL, 2001. 9p.
- [8] KANG, K. H.; SONG, K. C.; PARK, H. S.; MOON, J. S.; YANG, M. S. 2000. Fabrication of simulated DUPIC fuel. **Metals and Materials**, v. 6, p. 583-588, 2012.

- [9] SULLIVAN, J.D.; RYZ, M.A.; LEE, J.W. Aecl's Progress in DUPIC Fuel Development. **Atomic Energy of Canada Limited (AECL)**, v. 31, p. 300-306, 1997.
- [10] KANG, J.; SUZUKI, A. Analysis on DUPIC Fuel Cycle in Aspect of Overall Radioactive Waste Management. **Nuclear Fuel Cycle and Materials**, v. 4, p. 19-27, 1997.
- [11] TUMINI, L. L. P.; FLORIDO, P.C.; SBAFFONI, M. M.; ABBATE, M. J.; MAI, L. A.; MAIORINO, J. R. Study of a TANDEM fuel cycle between a Brazilian PWR (Angra-I) and Argentinean CANDU (Embalse). **Annals of Nuclear Energy**, v. 22, p. 1-10, 1995.
- [12] SULLIVAN J.D.; COX D.S. Aecl's progress in developing the DUPIC fuel fabrication process, In: **4<sup>TH</sup> INTERNATIONAL CONFERENCE ON CANDU FUEL**, 1995, Pembroke. Proceedings of 4<sup>th</sup> International Conference on CANDU Fuel, Canadian Nuclear Society, 1995, p. 300-310.
- [13] SILVA, C. A. M.; PEREIRA, C.; VELOSO, M. A. F.; GALLARDO, S.; VERDÚ, G. Analysis of DUPIC fuel cycle using the MCNPX code, In: **TOP FUEL 2015 - REACTOR FUEL PERFORMANCE**, 2015, Zurich. Proceedings of Top Fuel 2015, European Nuclear Society, 2015. p. 85-94.
- [14] POUNDERS, J. M.; RAHNEMA, F.; SERGHIUTA, D.; THOLAMMAKKIL, J. 2011. A 3d stylized half-core CANDU benchmark problem. **Annals of Nuclear Energy**, v. 38, p. 876-896, 2011.
- [15] PARK C.J., CHOI H. Benchmarking WIMS/RFSP against Measurement Data of Wolsong Nuclear Power Plants. In: **JOINT INTERNATIONAL TOPICAL MEETING ON MATHEMATICAL AND SUPERCOMPUTING IN NUCLEAR APPLICATIONS**, 2007, Monterey. Proceedings of a Meeting Held. American Nuclear Society, 2007. p. 2-11.
- [16] CHOI, H.; ROH, G.; PARK, D. Benchmarking WIMS/RFSP against measurement data II: Wolsong Nuclear Power Plants 2, **Nuclear Science and Engineering**, v. 150, p. 37-55, 2005.
- [17] GARLAND, W. J. **The Essential CANDU**, 1<sup>st</sup> ed. Canada: UNENE. Hamilton, 2014.
- [18] LEE, J. W.; KIM, W. K.; LEE, J. W.; PARK, G. I.; YANG, M. S.; SONG, K. C. Remote fabrication of DUPIC fuel pellets in a hot cell under quality assurance program. **Journal of Nuclear Science and Technology**, v. 44, p. 597-606, 2007.
- [19] SULLIVAN, J. D.; COX, D.S., 1997. **Aecl's progress in developing the DUPIC fuel fabrication process. AECL Report CA9800574**. Toronto: AECL, 1997. 10p.

- [20] RADULESCU, G.; WAGNER, J. C. **Burn-up Credit Criticality Benchmark. Phase VII - UO<sub>2</sub> Fuel: Study of Spent Fuel Compositions for Long-Term Disposal. NEA Report 6998**, Issy-les-Moulineaux: NEA, 2012. 182p.
- [21] MAJUMDAR, D.; JAHSHAN, S. N.; ALLISON, C. M.; KUAN, P.; THOMAS, T. R. **Recycling of nuclear spent fuel with AIROX processing. DOE Report 10423**, Idaho: DOE, 1992. 68p.
- [22] PARENT, E. **Nuclear Fuel Cycles for Mid-Century Deployment - Master Thesis**, Massachusetts: Institute of Technology, Department of Nuclear Engineering, 2003.
- [23] ENDF Data - LANL. **ENDF/B-VII.1 Incident-Neutron Data**. Los Alamos, New Mexico, USA. Available at: <<https://t2.lanl.gov/nis/data/endl/endfvii.1-n.html>>. Last accessed: 15 November 2019.
- [24] MACFARLANE, R. E.; MUIR, D. W.; BOICOURT, R. M.; KAHLER, A. C. **NJOY - The NJOY nuclear data processing system, version 2012**. Los Alamos National Laboratory: Los Alamos, 2012. 810p.
- [25] HENDRICKS, J. S.; MCKINNEY, G. W.; FENSIN, M. L.; JAMES, M. R.; JOHNS, R. C.; DURKEE, J. W.; FINCH, J. P.; PELOWITZ, D. B.; WATERS, L. S.; JOHNSON, M. W. **MCNPX user's manual, version 2.6.0**. Los Alamos National Laboratory: Los Alamos, 2008. 636p.
- [26] DUDERSTADT, J. J.; HAMILTON, L. J. **Nuclear Reactor Analysis**, 1<sup>st</sup> ed. New York: John Wiley & Sons, 1976.
- [27] ROUBEN, B. **Reactivity Coefficients - Nuclear Reactor Analysis**. Hamilton: McMaster University, 2015
- [28] TALEBI, F.; MARLEAU, G.; KOCLAS, J. A model for coolant void reactivity evaluation in assemblies of CANDU cells. **Annals of Nuclear Energy**, v. 33, p. 975–983, 2006.
- [29] CANDU Owners Group Inc. **Reactor Physics - Science and Reactor Fundamentals. CNSC training course**, Toronto: CANTEACH Project, 2003.
- [30] GROH, J. L. **Nuclear Theory II (Kinetics)**. Toronto: CANTEACH Document, Chulalongkorn University, 1996.
- [31] MOHAMED, N. M. A. Direct reuse of spent nuclear fuel. **Nuclear Engineering and Design**, v. 278, p. 182–189, 2017.



## Dose profile evaluation of a $^{137}\text{Cs}$ source using a solid water phantom

Portela<sup>a</sup> C. F. T., Alonso<sup>b</sup> T. C., Mourão<sup>a</sup> A. P.

<sup>a</sup>Department Nuclear Engineering, Federal University of Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil.

<sup>b</sup>Nuclear Technology Development Center (CDTN), National Commission of Nuclear Energy (CNEN), Belo Horizonte, MG, Brazil.

caiofernando\_fisica@yahoo.com.br

---

### ABSTRACT

The precision in the dose values delivered in irradiation processes is essential for the efficiency and quality control of these processes. The planning and control of the radiation released in a process allows to adjust the desired dose in the irradiated object. The photons in the primary beam interact with the matter of the object and the beam energy is attenuated due to these interactions. The attenuation depends on the characteristics of the beam and the composition of the irradiated matter. When a beam of photons propagates on an object, it tends to deposit more energy close to the surface and after reaching the maximum dose value, it decreases with depth. Radiochromic films can be used to record doses and the calibration of these films must be performed so that they can be used as dosimeters. These films used in this work are of the Gafchromic External Beam Therapy (EBT) type, insensitive to visible light and can be prepared in places where sunlight and artificial light exists. Like many other dosimeters, which follow certain protocols, radiochromic films can provide an absolute dose measurement. In this work, irradiations of a solid water phantom were performed using a source of cesium-137 with the deposition of a maximum absorbed dose value of  $2.0 \pm 0.04$  Gy. The phantom was placed 1.0 m far from the source collimator. The objective of this work is to evaluate the percentage dose depth (PDD) of the beam in small fields and the measurement of the field, using radiochromic films and a solid water phantom for the characterization of the cesium-137 source in high doses in the OB85/1 irradiator. The dose variation profile in depth allowed to verify that the maximum dose value happened at a depth between 10 and 13 mm, very close to the surface due to the beam energy range (keV). The axial profiles presented a flatness of about 9.4 cm with a total field of 12 cm in diameter.

**Keywords:** depth dose profile, cesium-137, solid water phantom.

---

## 1. INTRODUCTION

It is rarely possible to measure dose distribution directly in patients treated with radiation. Dose distribution data is almost entirely derived from measurements made in solid water phantoms, through measurements similar soft tissues or in phantoms that has equivalence to human tissues. These are materials, usually large enough in volume to provide full scattering conditions for the specified beam [1-3].

Whenever the irradiation beam focuses on water phantom or anthropomorphic phantom, the absorbed dose varies according to depth. This variation depends on many conditions, such as: radiation quality, beam energy, depth, size of the irradiated field, distance from the source and the collimation system of the beam. Thus, dose calculation involves considerations in relation to these parameters and others, as they affect the dose distribution in depth [1-3].

The depth dose curve determines the attenuation that occurs when the beam passes through the material. This attenuation and the dose deposition depend mainly on the characteristics of the beam, the energy of the photons or particles and the composition of the attenuating matter. The values of the depth dose curves are normalized at the maximum dose reference value on the central axis or at a fixed distance along the central axis of the irradiated medium. The region where the highest dose deposition occurs receives the indication of 100% and, depending on this value, values with lower dose deposition are defined [1-3].

The percentage depth dose profile (PDD) is the quotient of the dose at a specific depth and the maximum dose measured in the direction of the central axis of the beam [1-4].

The percentage depth dose decreases with the depth from the maximum value. However, there is increase in the initial dose between the surface of the irradiated object and the maximum dose value. Beams with lower energy photons have the maximum dose value very close to the entrance surface. The maximum dose value of photon beams with higher energy occurs more deeply. The region between the surface and the maximum dose value is called *Buildup region* [1-4].

In this work, a source of cesium-137 was used to evaluate a maximum dose of  $2.0 \pm 0.04$  Gy in a solid water phantom. A collimator was used as accessories responsible for limiting the incidence

area of the beam, being composed of movable blocks that are made of materials that have high radiation absorption [4-6].

Radiochromic film sheets were placed inside the phantom to obtain dose profile curves. Radiochromic films can be used to make dose measurements for different photon beams. They can be handled in ambient light and are used with solid water phantoms. EBT dosimetric film is made by laminating a sensitive layer between two layers of polyester. In particular, radiochromic films are characterized by their linearity, reproducibility, uniformity, sensitivity, and stability after irradiation [7-9].

## 2. MATERIALS AND METHODS

In this work, it was used a cesium-137 irradiator, a solid water phantom, radiochromic film sheets for the recording profile doses, a scanner for the generation of digital images of the irradiated film sheets and a software for manipulating scanned images and obtaining dose variation curves.

### 2.1. <sup>137</sup>Cs Irradiator

The OB85/1 irradiator (cesium-137 source) is located in the Calibration and Dosimetry Laboratory (LCD) at the Nuclear Technology Development Center (CDTN). The irradiator is 1.1 m high, 0.815 m in diameter, weighing 100 kg. A pneumatic control circuit allows expose the source and release the beam through a conical collimator with output diameter of 2.6 cm. The cesium-137 source is encapsulated in a spherical shape, has an activity of 740 Bq, and 200 mm in diameter [10].

Cesium-137 is a radioisotope originated from nuclear fissions, has a beta decay ( $\beta^-$ ) and gamma photons associated. It is used as a gamma source with a half-life of 30.07 years and emits gamma photons of 661.7 keV and 283.5 keV, with the occurrence of 85.1% and  $5.8 \times 10^{-4}\%$  of decays, respectively. Figure 1 presents two images of the irradiator containing the source of cesium-137 [11].

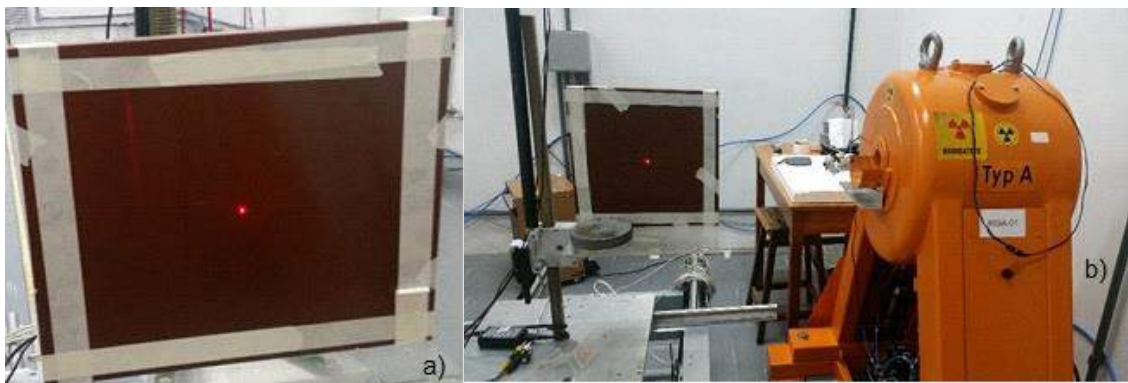


**Figure 1:** Irradiator OB85/1.

## 2.2. Solid Water Phantom

The solid water phantom used in the tests was built with two solid water plates with dimensions of 30x30x1 and 30x30x2.5 cm<sup>3</sup>. This phantom has to response similar irradiation beams corresponding to water, with a 1% error. This feature allows working with solid material for tests with water phantoms using radioactive sources and linear particle accelerators [12].

Figure 2 presents a frontal image of the solid water phantom with the light marking of the central point of beam incidence.



**Figure 2:** Solid water phantom. Frontal (a) and Longitudinal (b).

### 2.3. Radiochromic Films

Radiochromic films when exposed to radiation show a darkening proportional to the dose received. As higher is the absorbed dose, as darker they become. The calibration curves of the films are produced to allow the conversion of the darkening values into absorbed dose values. The film used for dose recordings was GAFCHROMIC EBT QD+ which is composed of an active layer with 25  $\mu\text{m}$  thickness.

These films work in a recorded range of 1 mGy just 10 Gy and have a low dependence on beam energy. The film, after being irradiated, were stored in a place without humidity and away from sunlight, so that there was no interference in the chemical reactions of diacetylene compounds [5-7].

### 2.4. Radiation Tests

The experiments consisted of two process of the solid water phantom irradiation with radiochromic films placed inside. In both processes were realized with a maximum dose value of 2.0 Gy and using a collimator with 2.6 cm keeping the loaded phantom at 1.0 m from the source.

The first test was a frontal irradiation of the phantom with the radiochromic film placed at a depth of 1.0 cm. In the second test, the phantom was irradiated laterally with the film sheet placed in the middle of the plates, to record PDD profile. The central ray of the beam is directed with the help of a laser light.

After the tests, the irradiated films record the dose variation in the center of the field, representing the axial profile of the beam and the size of the field, in order to describe the dose variation. In particular, the variation in beam intensity can occur from the central axis to the edges of the field, according to the beam quality and the collimator opening size and shape.

The calculations about dose were performed based on the half-life of the cesium-137 source in the Calibration and Dosimetry Laboratory (LCD/CDTN), credited by the regulatory agency.



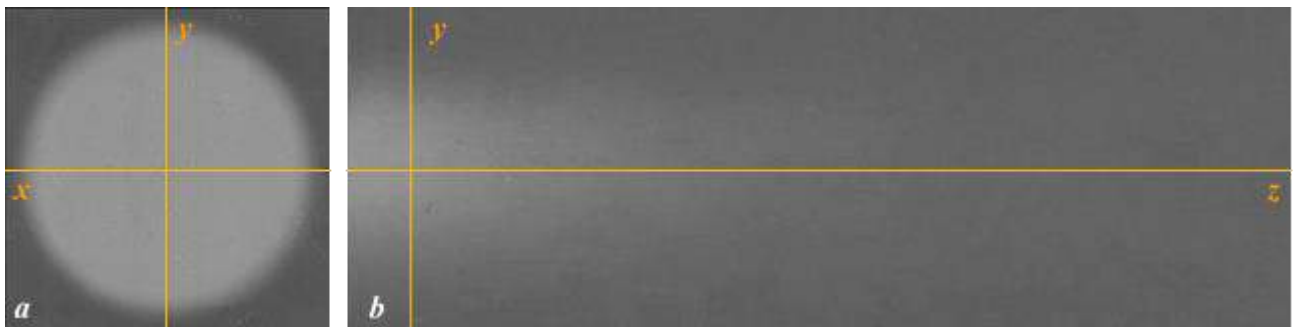
### 3. RESULTS AND DISCUSSION

#### 3.1. Dose Profile Graphs

After recording the films in the experiments with the cesium-137 source, the images were properly treated and from them the axial dose profiles were obtained on the x and y axes for the frontal irradiation of the phantom.

The Figure 3a indicates the position of the axes in relation to the axial image of the field. The Figure 3b shows the longitudinal recording film with the positioning of the y-axis at a depth of 1.0 cm. This is the depth at which the film was placed in the frontal irradiation.

The frontal irradiation allows the measurement of the irradiation field size when the gamma beam crosses the collimator hole, and longitudinal irradiation allows to find the dose curve in depth (z-axis).

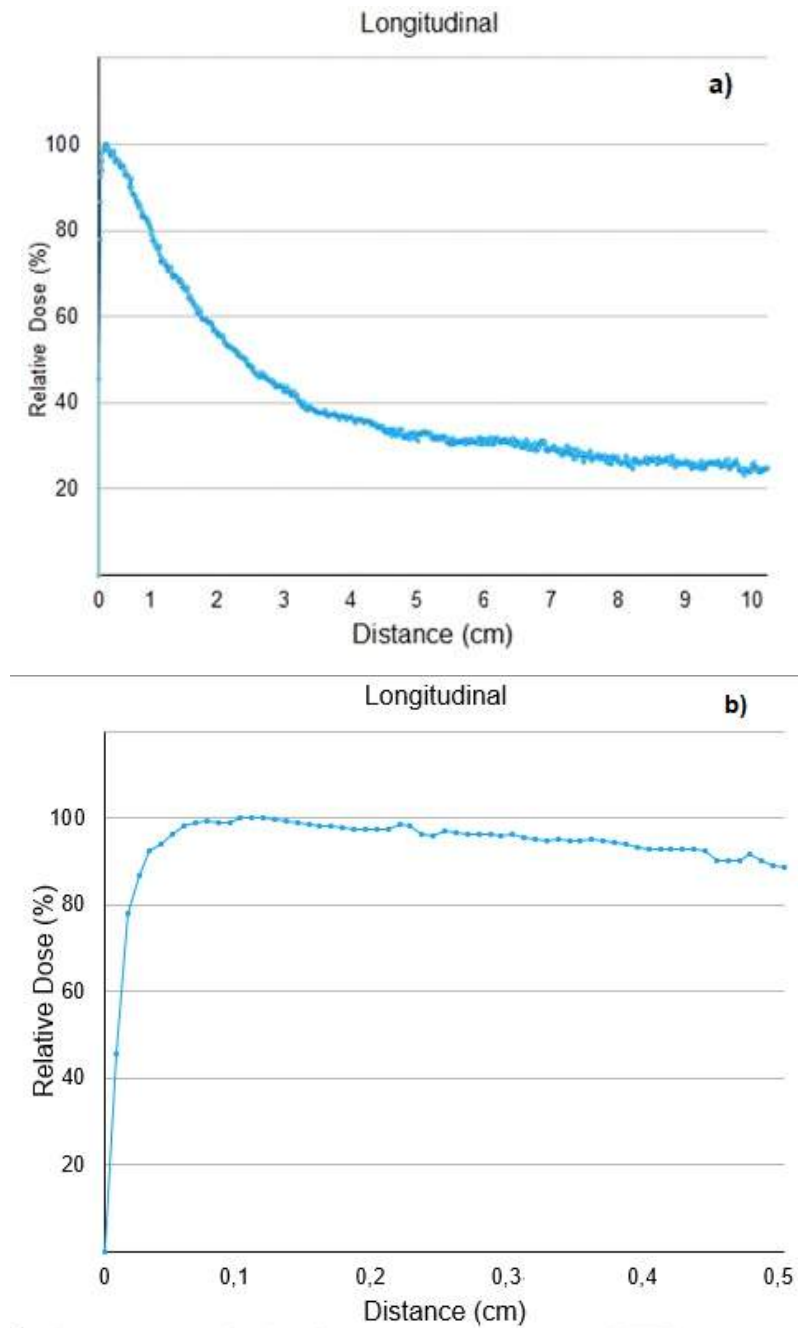


**Figure 3:** Scanned films. Frontal (a) and longitudinal (b).

#### 3.2. Percentual Depth Dose (PDD)

Longitudinal irradiation showed that the dose delivered by the cesium-137 source reached its maximum dose between **1.0 and 1.3 mm**, from the target (radiochromic film) and at this point a dose peak was performed as shown in Figure 4. Th reference [13] mentioned a maximum dose in 1.5 mm. The decay of the absorbed dose values occurs with the increase of the distance reached by the gamma beam. The maximum absorbed dose occurred a few millimeters from the surface due to the average photon beam energy being in the keV range. The absorbed dose at a depth of 5.0 cm was 31.7% and at a depth of 10 cm 25.0% of the maximum dose value. The depth dose value

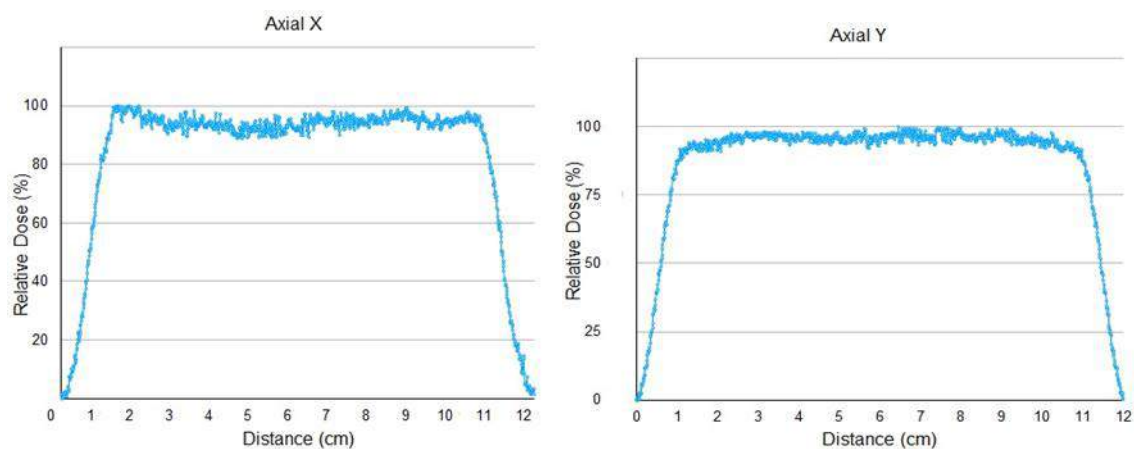
represents the attenuation of photon beam and the dose delivered to the surface, so that there is a sharp drop in the dose with depth. The Figure 4a shows a PDD of cesium-137 source and Figure 4b show a *Buildup region*.



**Figure 4:** Relative dose profile in water depth for the source of cesium-137 (a), detail next to the surface (b).

### 3.3. Axial Irradiation

Axial irradiation showed, according to the curves in the Figure 5, a dose variation occurred on the plateaus of axial graphs for x and y axes. These values indicate that the average dose value in the plateau region is 94.58% for the x-axis and 95.81% for the y-axis. The average dose on the plateau, at 1.0 cm depth, is 95.20% of the maximum dose value.



**Figure 5:** Axial relative dose profiles to 1.0 cm depth in water for the cesium-137 source.

The axial graphs are 12 cm wide and, due to the initial variation in the rise of the curves and the final variation in the descent of the curves, they present a plateau of 9.4 cm. Considering the divergent propagation of the beam and the distance from the collimator opening to the phantom, the image generated in the film results in 12 cm in diameter.

Comparing the x and y curves, it is possible to observe the differences in the slope of the curve on the ascent and descent, which is greater on the y-axis. The plateau is slightly concave on the x-axis and convex in the y-axis. These variations could occur due to the source shape, a wire of 1 cm inside a spherical encapsulation, and the distribution of the radionuclide on the wire support, or due to inhomogeneities in the phantom material.

The differences results in relation to the axial graphs of the cesium-137 source field, present an encapsulated source with a possible displacement. The wire is in vertical positions inside the

sphere, which was registered in the output beam. The source is less punctual in the vertical direction, so the climb on the Y axis is steeper.

#### **4. CONCLUSIONS**

The photon beam of the cesium-137 irradiator was tested for a collimator with circular opening of 2.6 cm in diameter. The depth variation chart shows that the maximum absorbed dose value occurs very close to the surface of the solid water phantom. This penetration characteristic showed a decrease in dose deposition in the solid water.

These results are a complement to the calibration work of the cesium source previously performed, according to the reference [13], for presentation of the cesium source of the Calibration and Dosimetry Laboratory (LCD) of the Center for the Development of Nuclear Technology (CDTN).

With the irradiations, it was possible to verify the size of the field generated by the cesium-137 source and the depth dose curve and the decay of the gamma beam. It was noticed that, for longitudinal irradiation, the maximum of the dose (2.0 Gy) occurred at a depth between 1.0 and 1.3 mm, being considered as very close to the phantom surface. The axial curves, generated at 1.0 cm depth, demonstrated that the average dose value in the plateau was 95.20% (1.90 Gy).

#### **ACKNOWLEDGMENT**

Thanks to the team of Calibration and Dosimetry Laboratory (LCD) of the Nuclear Technology Development Center (CDTN), where the tests were carried out. Thanks to the Radiology Laboratory of the Federal Center for Technological Education of Minas Gerais (CEFET-MG) for the scanner and radiochromic films available. Thanks to CNPq, FAPEMIG, CAPES and CNEN for funding the research.

## REFERENCES

- [1] KHAN, FAIZ M., GIBBONS, JOHN P. **The Physics of Radiation Therapy**. Fifth Edition. Wolters Kluwer Health. Philadelphia, EUA. 2014.
- [2] BALAGAMWALA, Ehsan H., STOCKHAM, Abigail, MACKLIS, Roger, SINGH, Arun D. **Introduction to Radiotherapy and Standard Teletherapy Techniques**. Ophthalmic Radiation Therapy. Techniques and Applications. Dev Ophthalmol. Basel, Karger, 2013, vol 52, pp 1-14. 2013.
- [3] SCAFF, LUIZ A. M. **Física da Radioterapia**. 1 ed. Sarvier Editora de Livros Médicos Ltda. São Paulo. 1997. 84-86 p.
- [4] MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. **Fundamentos de radiologia e imagem**. 1 ed. São Caetano do Sul, SP: Difusão, 2009. 343-365 p.
- [5] THOMADSEN, Bruce R., KARELLAS, Andrew. **Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy - Imaging in Medical Diagnosis and Therapy**. Edited by Ben Midjeen. CRC PRESS. 2018.
- [6] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy - An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination**. Vienna: IAEA, 2017. Technical Reports Series 483. 228 p.
- [7] DEVIC, Slobodan. **Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future**. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, McGill University. Physica Medica. 122-134. 2011.
- [8] DEVIC, Slobodan.; ALDELAIJAN, Saad.; ALZORKANY, Faisal.; MOFTAH, Belal.; BUZUROVIC, SEUNTJENS, Jan.; TOMIC, Nada. **Use of a control film piece in radiochromic film dosimetry**. Associazione Italiana di Fisica Medica. Elsevier. 2016.
- [9] DEVIC, Slobodan, TOMIC, Nada, LEWIS, David. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, McGill University. Physica Medica. 541-556. 2016.

- [10] STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH. **Irradiators - OB85, OB85/1, 85/3**. Harxburtteler StraBe 2. 1993.49 p.
- [11] CHUL, S. Y. F.; Ekström, L. P.; Firestone, R. B. **LBNL nuclear data search**. Available at: <<http://nucleardata.nuclear.lu.se/toi>>. Last accessed: 30.10.2019.
- [12] SUN NUCLEAR. Available at: <<https://www.sunnuclear.com>>. Last accessed: 30.10.2019.
- [13] THORAEUS, R. Cesium 137 and its Gamma Radiation in Teleradiotherapy. **Acta Radiologica**. p 385-395. 1961.
- [14] PORTELA C. F. T.; SANTOS F. S.; ALONSO T. C.; MOURÃO A. P. Caracterização e Calibração de Filme Radiocrômicos para Dosimetria de Feixe Gama. In: **Quarta Semana de Engenharia Nuclear e Ciências das Radiações – IV SENCIR**, 2018, Belo Horizonte, MG. Escola de Engenharia – Universidade Federal de Minas Gerais, 2018. p. 45-50.



## Evaluation of PETG as a material for immobilization device used in radiation therapy for head and neck

Birnfeld<sup>a</sup> H., Touguinha<sup>b</sup> G.C., Santos<sup>c</sup> R.R., Alva-Sánchez<sup>d</sup> M.S., Millão<sup>e</sup> L.

<sup>a</sup>Master Programme in Health Education, Federal University of Health Sciences of Porto Alegre, CEP 90050-170, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil

<sup>b</sup>Bachelor's degree programme in Medical Physics, Federal University of Health Sciences of Porto Alegre, CEP 90050-170, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil

<sup>c</sup>Radiotherapy Department, Irmandade da Santa Casa da Misericórdia of Porto Alegre, CEP 90035-072, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil

<sup>d</sup>Exact and Social Applied Sciences Department, Federal University of Health Sciences of Porto Alegre, CEP 90050-170, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil

<sup>e</sup>Nursing Department, Federal University of Health Sciences of Porto Alegre, CEP 90050-170, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil  
[heitor.birnfeld@gmail.com](mailto:heitor.birnfeld@gmail.com)

---

### ABSTRACT

In planning the radiotherapy treatment of head and neck cancer, the oncologist can indicate the use of an intraoral prosthesis to facilitate the radiation therapy planning and reduce the toxicity of the treatment. These devices are commonly fabricated with dental acrylic resin, the polymethylmethacrylate (PMMA), yet there are reports about manufacture in thermoplastic materials. The polyethylene terephthalate glycol (PETG) is a compound used for the fabrication of dental appliances, which could be used at intraoral prosthesis manufacture. The main objective of the present work was to evaluate the potential use of PETG at intraoral prosthesis for radiotherapy of head and neck cancer. **Materials and methods:** Circular forms of PMMA and PETG of thicknesses of 1, 2 and 3 mm were used with the dimensions of a head phantom, which allowed the insertion of a radiochromic film. The irradiations

---

occurred at a linear accelerator with photons of 6 MeV energy. Results: The percentage depth dose differences of the materials PMMA and PETG were of 3%, 8% and 4%, respectively for the thicknesses of 1, 2 and 3 mm, around the position of the circular forms. Conclusion: Based on the results obtained, it can be inferred that PETG is suitable for manufacturing the intraoral prosthesis for radiotherapy treatment, replacing existing materials.

**Keywords:** Immobilizers, radiotherapy, PETG.

---

## 1. INTRODUCTION

Head and neck cancer have a multimodal treatment, being surgery followed by radiotherapy the most common one amongst all therapeutic modalities [1]. As primary therapy, radiotherapy could be used in the first stages of the disease (T1 and T2 injury) with excellent local control and survival rate (85% to 90%) [2]. However, this treatment technique has some level of toxicity, what may affect basic functions such as chewing, swallowing, breathing, phonation and the senses (taste, smell, vision, and hearing). It also can alter one's physiognomy either transiently or permanently [3-5]. The most common oral adverse effects in patients submitted to radiotherapy are xerostomy, mucositis, dysgeusia, hypogeusia, opportunistic infections, trismus, radiation caries, dysphagia, and osteoradionecrosis [6,7].

For oral cavity, paranasal sinuses and pharynx cancer, the radiation oncologist may request the dental surgeon the production of intraoral prosthesis in order to facilitate the radiation therapy planning and may diminish treatment toxicity [3,4,8]. Immobilizers have the function of improving positional reproducibility and preventing patient movement during the application of radiotherapy [9], as in Figure 1.





**Figure 1:** *Intraoral prosthesis for radiotherapy in 3d design in grey.*

According to Kaanders [10], intraoral prosthesis for radiotherapy can be categorized in two types: protective or positioning. Protective devices reduce the dose of radiation on healthy tissues, incorporating blocking materials in its structure. On the other hand, positioning devices can rearrange the tissues into a radiation field or move healthy tissues away, decreasing the volume of the radiation dose.

Most of intraoral prosthesis for radiotherapy are made of polymethylmethacrylate (PMMA), an acrylic resin used for laboratory techniques for dental prosthesis, presenting an atomic number close to that of the water, with excellent structural resistance [11-15]. Some authors have already described the use of thermoplastics to produce such devices, as ethylene vinyl acetate [16,17], polyester [18] and polyethylene terephthalate (PET) [19,20].

The PETG is a thermoplastic commonly used in odontology in the technique of vacuum thermoforming for the production of protective devices [21,22] and orthodontic devices [23,24], being biocompatible, resistant, easy to finish, low cost and with a simpler technique application when compared to PMMA. Despite clinical reports of the use of PET as intraoral radiotherapy positioners, no study was found regarding the use of PETG through a dosimetry evaluation.

A way of evaluating the usage behaviour of PETG in radiotherapy treatments is through an analysis of the percentage depth dose variations by using dosimeters with high spatial resolution, as radiochromic films.

A radiochromic film is a dosimeter that fits the method used in this experimental study once it has characteristics such as insensitivity to light, non-dependence on energy, high spatial resolution, amongst other characteristics [25,26]. When exposed to ionizing radiation, the structure of its sensitive crystalline material will modify in the form of polymerization of the monomers elements present in the film, resulting in alteration of the material's rate of visible light transmission. Such colour modification may be related to the exposed radiation dose [27-29].

The objective of the study is to verify the dosimetry behaviour of PETG, aiming its usage as a material for intraoral prosthesis in radiotherapy using radiochromic films.

## 2. MATERIALS AND METHODS

This experimental study occurred in the radiotherapy service of an oncology reference school-hospital in Porto Alegre, Rio Grande do Sul - Brazil.

For the study, two sets of circular disc plates containing three different thicknesses – 1, 2 and 3 mm – were used. One set of plates was manufactured using PETG (crystal plate – Bioart, Brazil) and the other set was manufactured using PMMA (self-curing jet – Clássico, Brazil), both obtained by using the following laboratory technique: the manufacture of PMMA plates was realized by duplicating PETG plates with 130 mm of diameter and thicknesses of 1, 2 and 3 mm – two plates of each – using the technique of inclusion in plaster.

Such technique was executed using type III plaster (Herodent – Coltene, Brazil). The PETG plates with thicknesses of 1, 2 and 3 mm were placed over a plain surface inside three 200 mm tubes of polyvinyl chloride (PVC) cut at the height of 6 cm. The plaster was poured over the three plates at the height of 2 cm. Finishing the total plaster setting (3 hours), the opposite part of the plate was turned up and isolated with solid Vaseline; the other portion of plaster was then poured at the height of 2 cm. After completing the plaster setting, the PETG plates were removed, a plaster mould being obtained as a result. That plaster mould, then, was isolated (Cel-Lac – SSWhite, Brazil) and the acrylic resin (PMMA) was elaborated following the manufacturer's guidance, being rested on the mould, pressed and put under the pressure of 20 psi using a polymerizing pot (Essence Dental – VH, Brazil). After 20 minutes, the resulting acrylic plate was removed from the plaster and sanded with 150, 200 and 400 grit finishing sandpaper, having its thickness confirmed by an analogue calliper (Vonder, Brazil). Thus, three plates corresponding to the PETG plates were obtained. The study was structured according to the following steps. The table 1 shows the physics properties from the materials studies and, also, soft tissue and water.

**Table I:** Table physics properties of PMMA and PETG [30-34].

---

<b>PETG<sup>1</sup></b>	<b>PMMA</b>	<b>SOFT TISSUE</b>	<b>WATER</b>
-------------------------	-------------	--------------------	--------------

---

---

Density (g/cm <sup>3</sup> )	1.27	1.19	1.04	1.00
Atomic effective number	6.62*	6,47	7.64	7.42

---

\* The atomic effective number was calculated by the authors following the formulation proposed by Singh, V. P. et al [33].

<sup>1</sup> <https://www.medicaexpo.com/pt/prod/bio-art-equipamentos-odontologicos/product-71548-866461.html>

### 2.1. Experimental irradiation

The reference percentage depth dose in water was assessed using clinical dosimetry reference conditions obtained from the commissioning process applied to a Varian Unique Linear Accelerator present in the hospital, as in Figure 2. The reference conditions are photons beams of 6MV, 10x10 cm<sup>2</sup> field and distance of 100 cm from the source and the surface, irradiating a 30x30x30 cm<sup>3</sup> water phantom. Since the commissioning, a periodic institutional quality assurance program ensures the dosimetry qualities of the equipment.



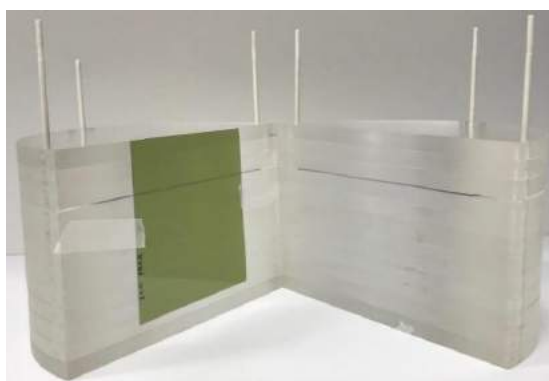
**Figure 2:** Prepared phantom over the Varian Unique linear accelerator table.

The PMMA head-simulating object – 21 cm high and 17 cm wide – has 1 cm high cuts divided in half, which facilitates the insertion parallel to the central axis of beam of the radiochromic film.

The PMMA and PETG plates were placed between the cuts of the simulator object 3 cm depth. For each irradiation, a type of immobilizer plate material was used, being the thickness of each one evaluated individually.

GafChromic® EBT 2 radiochromic films with 10x5 cm approximately were positioned in the central region of the irradiation field along the propagation of the irradiation beam. Figure 3 shows the setup of the irradiation with the film positioned parallelly along the beam axis.

The setup showed in Figure 2, contenting the film, was irradiated in same irradiation conditions as the reference percentage depth dose in water used in this work.



**Figure 3:** Position of the radiochromic film in the head-simulating object.

After the experimental irradiation, radiochromic films were digitized – within 24 hours after irradiation – in a personal use HP Photosmart D110 printer, following Marini's recommendations [35].

## 2.2. Data analysis process

The processing of the film's sign strength was realized using a software from Phyton platform – with a spatial resolution of 0.05 cm – that created curves from which profiles of percentage depth

dose (PDD) were generated in the central axis of the radiation beam. To achieve such result only in the central axis, the mean of its 7 central columns was calculated to decrease errors.

Aside from determining dose profiles in the central axis, films sign strength data was used to calculate the percentage of relative dose, as in equation (1).

$$\%D = \frac{D}{D_{max}} 100\% \quad (1)$$

In which *PDD* is the percentage depth dose relative to the ratio between dose *D* in certain depth and dose *D<sub>max</sub>* – dose maximum value.

For the central column, standard deviation calculations were made using a function from Python software – *std* – and of associated uncertainty at each point from the uncertainty propagation equation, as in equation (2).

$$\sigma_f = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 \sigma_x^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2 \sigma_y^2} \quad (2)$$

Considering *f* as a function that depends on variables *x* and *y*;  $\frac{\partial f}{\partial x}$  and  $\frac{\partial f}{\partial y}$  as partial derivatives from function *f* in relation to each one of its variables; and  $\sigma_f$ ,  $\sigma_x$  and  $\sigma_y$  as the uncertainties of each variable.

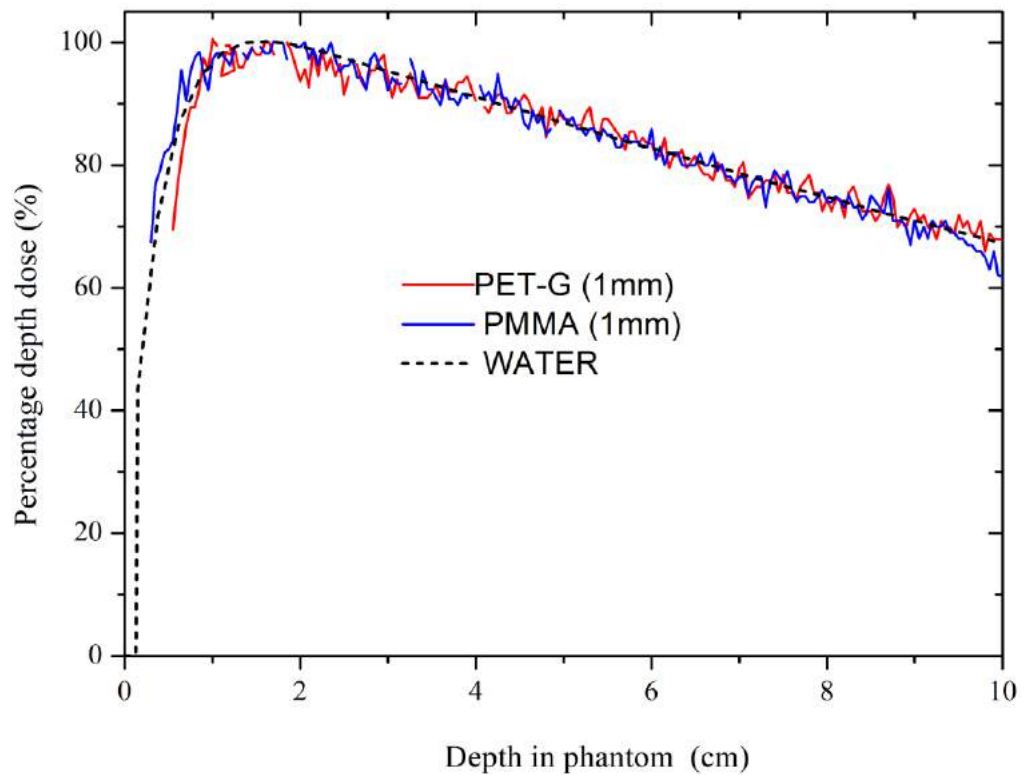
The function used in the uncertainty propagation calculation was the percentage dose, as in equation (1).

This way, a variation of equation (1) was made and applied in the uncertainty propagation equation – equation (2). Lastly,  $\sigma_f$  represents the uncertainty of each point of the matrix.

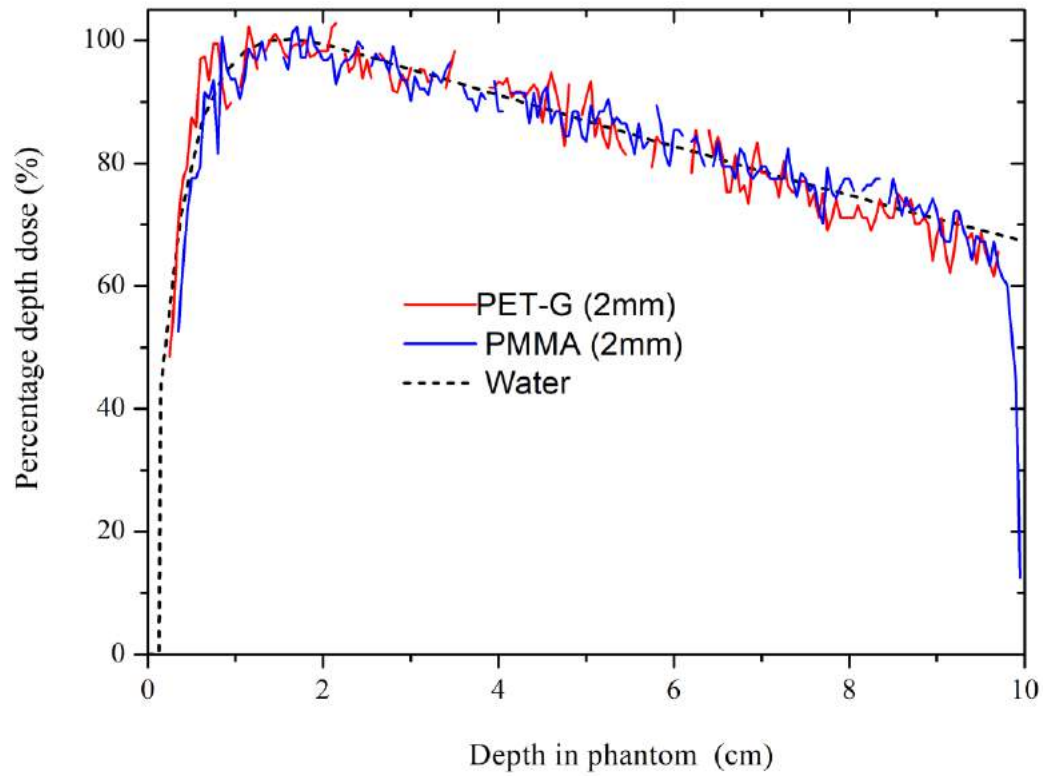
With a code done for each radiochromic film, Microsoft® Office Excel was used to plot comparative charts. Those charts contain percentage depth dose information of plates with the same thickness of PMMA and PETG, so it becomes possible to evaluate all information and determine if there is any difference between materials. Yet, charts contain the parameter information, whose material is water.

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

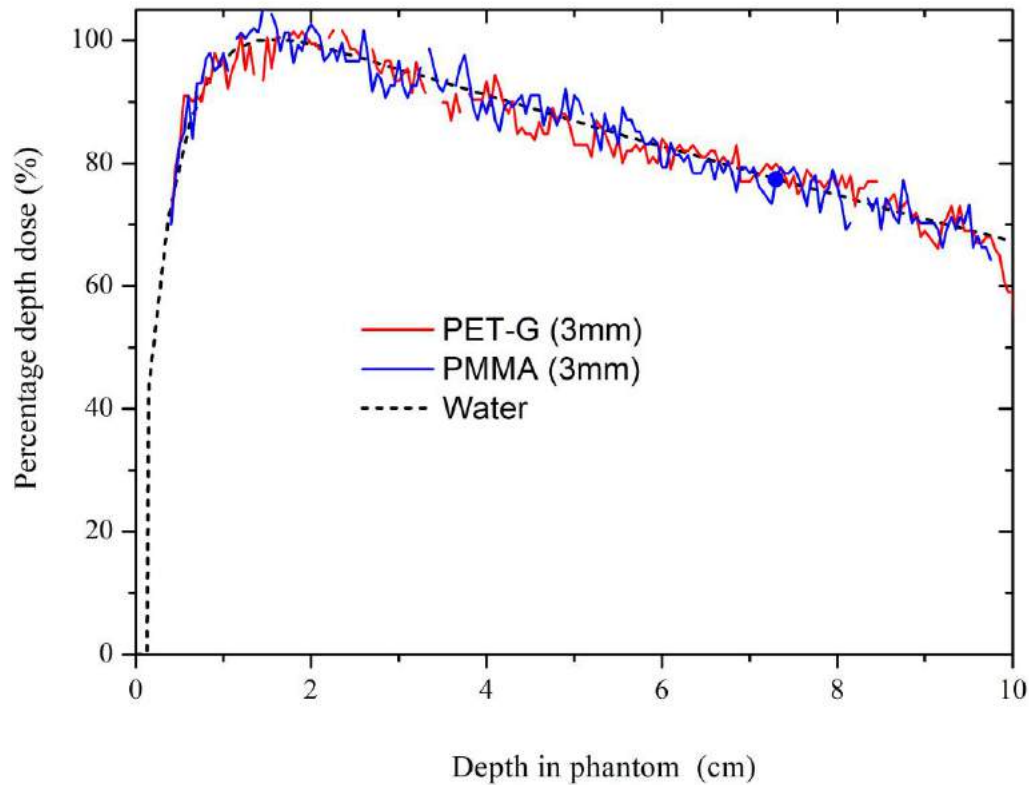
As a result for each of the 6 codes of each plate, a chart for 1, 2 and 3 mm thick plates was created – see Figure 4 for the chart corresponding to plates of 1 mm thick, Figure 5 for plates of 2 mm thick, and Figure 6 for plates of 3 mm thick.



**Figure 4:** Comparative chart for 1 mm thick PMMA and PETG plates.



**Figure 5:** Comparative chart for 2 mm thick PMMA and PETG plates.



**Figure 6:** Comparative chart for 3 mm thick PMMA and PETG plates.

When the PMMA and PETG plates were positioned in the simulator object, the behaviour of the PDD curves obtained using radiochromic film is similar to all evaluated thicknesses. Yet, the curves have the same behaviour of water related PDD, which were obtained from the radiotherapy service, where the experiment occurred, in conditions like ours.

The maximum uncertainty value associated with each point of PDD found for PETG plates with 1, 2 and 3 mm thick were, respectively, 3%, 6% and 3%; for plates of PMMA, those values were, respectively, 5%, 7% and 9%.

To analyse collected data and compare them, one of the used methods was identifying the maximum and minimum intervals of each plate PDD. This way, it was possible to study if the



interval of each PETG plate suits the interval found for the material that had already been used. Table 2 displays data from such intervals in relation to the material that had been used.

**Table 2:** Table of percentage depth dose (PDD) intervals.

Plates	PDD Intervals	
	Maximum (%)	Minimum (%)
1 mm PETG	100	71
1 mm PMMA	95	64
2 mm PETG	98	54
2 mm PMMA	97	53
3 mm PETG	98	66
3 mm PMMA	98	63

Considering the maximum uncertainty values, it could be noticed that the minimum and maximum percentage depth dose of the 2 and 3 mm thick PETG plates are closer to those of PMMA plates. With this analysis, it is possible to observe that the usage of PETG in intraoral prosthesis will not result in dose excess not even in dose loss. Throughout the comparison, maximum and minimum values were superior in 1 mm thick PETG plates than in 1 mm thick PMMA plates.

Aiming to study the behaviour in the depth mark where PMMA and PETG plates were positioned – 3 cm deep –, analysis of the percentage dose was made in an interval between 1 mm before and after each plate. To do so, the simple mean of percentages dose of 5 points was calculated, being those points between 2.9 cm and 3.1 cm. In 1 mm thick plates, a difference of 3% was found; in 2 mm thick plates, a difference of 8% was found; and in 3 mm thick plates, a difference of 4% dose was found.

In the last paragraph, percentage dose differences may identify increase/decrease with a positive or negative percentage value of the mean for percentage depth dose in points close to the plates. Results show that uncertainties are of 6%, 9% and 9% for 1, 2 and 3 mm thick plates, respectively. Therefore, the different percentage dose found in the depth in which plates are located is appropriate.

## 4. CONCLUSION

The study demonstrated similarity up to 7% between PMMA and PETG materials regarding dose distribution in depth when submitted to a 6 MV beam, despite its similar characteristics, as shown in table 1.

The percentage depth dose value surrounding the position of the plates in the simulator object showed values up to 8% of difference between plates within the same dimensions. From the data collected it became possible to infer the existence of similarity in dosimetry behaviour when using PETG for manufacturing intraoral prosthesis for radiotherapy treatments due to its simple handling and low cost, being a substitute to PMMA.

*Study limitations:* This study compared circular disc plates without analysing dosimetry behaviour in the equipment design, what depends on the anatomic area that will be irradiated.

## REFERENCES

- [1] NUTTING, C. Radiotherapy in head and neck cancer management: United Kingdom National Multidisciplinary Guidelines. **J Laryngol Otol**, v. 130, n. S2, p. S66-S67, 2016.
- [2] MENDENHALL, W. M.; FOOTE, R. L.; SANDOW, P. L.; FERNANDES, R. P. Oral Cavit. In: GUNDERSON, L. L.; TEPPER, J. E. (Eds.) **Clinical Radiation Oncology**. Philadelphia: Elsevier, 2016. p. 570-596.
- [3] NEKHLYUDOV, L.; LACCHETTI, C.; DAVIS, N. B.; GARVEY, T. Q.; GOLDSTEIN, D. P.; NUNNINK, J. C.; NINFEA, J. I. R.; SALNER, A. L.; SALZ, T.; SIU, L. L. Head and Neck Cancer Survivorship Care Guideline: American Society of Clinical Oncology Clinical Practice Guideline Endorsement of the American Cancer Society Guideline. **J Clin Oncol**, v. 35, n. 14, p. 1606-1621, 2017.
- [4] SAMSON, D. J.; RATKO, T. A.; ROTHENBERG, B. M.; BROWN, H. M.; BONNELL, C. J.; ZIEGLER, K. M.; ARONSON, N. Comparative effectiveness and safety of radiotherapy treatments for head and neck cancer. **AHQRC Comparative Effectiveness Reviews**, n. 20, 2010.

- [5] SHELLENBERGER, T. D.; WEBER, R. S. Multidisciplinary team planning for patients with head and neck cancer. **Oral Maxillofac Surg Clin North Am**, v. 30, n. 4, p. 435-444, 2018.
- [6] MIGLIORATI, C. A.; SENEDA, L. M.; BURTON, E. L. Oral complications of cancer therapy: a summary guide for the clinician. **J Tenn Dent Assoc**, v. 95, n. 1, p. 24-32; quiz 33-4, 2015.
- [7] SROUSSI, H. Y.; EPSTEIN, J. B.; BENSADOUN, R.; SAUNDERS, D. P.; LALLA, R. V.; MIGLIORATI, C. A.; HEAIVILIN, N.; ZUMSTEG, Z. S. Common oral complications of head and neck cancer radiation therapy: mucositis, infections, saliva change, fibrosis, sensory dysfunctions, dental caries, periodontal disease, and osteoradionecrosis. **Cancer Med**, v. 6, n. 12, p. 2918-2931, 2017.
- [8] KUFTA, K.; FORMAN, M.; SWISHER-MCCLURE, S.; SOLLECITO, T. P.; PANCHAL, N. Pre-radiation dental considerations and management for head and neck cancer patients. **Oral Oncology**, v. 76, p. 42-51, 2018.
- [9] OLSON, A.; PHILLIPS, K.; ENG, T.; LENARDS, N.; HUNZEKER, A.; LEWIS, D.; BAUMANN, D. Assessing dose variance from immobilization devices in VMAT head and neck treatment planning: a retrospective case study analysis. **Med Dosim**, v. 43, n. 1, p. 39-45, 2018.
- [10] KAANDERS, J. H.; FLEMING, T. J.; ANG, K. K.; MAOR, M. H.; PETERS, L. J. Devices valuable in head and neck radiotherapy. **Int J Radiat Oncol Biol Phys**, v. 23, n. 3, p. 639-45, 1992.
- [11] WESSON, R. A.; GARDEN, A. S.; CHAMBERS, M. S. Fabrication of an unconventional bolus-type stent for a combined intraoral/extraoral defect treated with proton radiation therapy. **J Prosthet Dent**, v. 117, n. 4, p. 563-565, 2017.
- [12] APPENDINO, P.; FERRERA, F. D.; NASSISI, D.; BLANDINO, G.; GINO, E.; SOLLA, S. D.; REDDA, M. G. R. Are intraoral customized stents still necessary in the era of Highly Conformal Radiotherapy for Head & Neck cancer? Case series and literature review. **Rep Pract Oncol Radiother**, v. 24, n. 5, p. 491-498, 2019.
- [13] MARTINS, L. J. O.; BORGES, A. F. S.; FERREIRA, G. Z.; SANSAVINO, S. Z.; SIOSAKI, A. T. F.; TABATA, A.; SANTOS, P. S. S. Material selection for constructing an intraoral stent used in radiotherapy: analysis of density and structure. **Br J Med Med Res**, v. 16, n. 9, p. 1-6, 2016.
- [14] NGUYEN, C. T.; LEE, V. S.; WU, J. An acrylic immobilization bite block for use during radiation therapy: description of a new technique. **Int J Prosthodont**, v. 31, n. 4, p. 338-341, 2018.

- [15] VERRONE, J. R.; ALVES, F. A.; PRADO, J. D.; MARCICANO, A. D.; PELLIZZON, A. C. A.; DAMASCENA, A. S.; JAGUAR, G. C. Benefits of an intraoral stent in decreasing the irradiation dose to oral healthy tissue: dosimetric and clinical features. **Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol**, v. 118, n. 5, p. 573-578, 2014.
- [16] HOLLOWES, P.; HAYTER, J. P.; VASANTHAN, S. The Leicester radiotherapy bite block: an aid to head and neck radiotherapy. **Br J Oral Maxillofac Surg**, v. 39, n. 1, p. 49-51, 2001.
- [17] IKAWA, H.; KOTO, M.; EBNER, D. K.; TAKAGI, R.; HAYASHI, K.; TSUJI, H.; KAMADA, T. A custom-made mouthpiece incorporating tongue depressors and elevators to reduce radiation-induced tongue mucositis during carbon-ion radiation therapy for head and neck cancer. **Pract Radiat Oncol**, v. 8, n. 2, p. e27-e31, 2018.
- [18] FENG, Z.; WANG, P.; GONG, L.; XU, L.; ZHANG, J.; ZHENG, J.; ZHANG, D.; TIAN, T.; WANG, P. Construction and clinical evaluation of a new customized bite block used in radiotherapy of head and neck cancer. **Cancer Radiother**, v. 23, n. 2, p. 125-131, 2019.
- [19] BODARD, A. G.; RACADOT, S.; SALINO, S.; POMMIER, P.; ZROUNBA, P.; MONTBARBON, X. A new, simple maxillary-sparing tongue depressor for external mandibular radiotherapy: a case report. **Head Neck**, v. 31, n. 11, p. 1528-30, 2009.
- [20] DOI, H.; TANOOKA, M.; ISHIDA, T.; MORIDERA, K.; ICHIMIYA, K.; TARUTANI, K.; KITAJIMA, K.; FUJIWARA, M.; KISHIMOTO, H.; KAMIKONYA, N. Utility of intraoral stents in external beam radiotherapy for head and neck cancer. **Rep Pract Oncol Radiother**, v. 22, n. 4, p. 310-318, 2017.
- [21] BOCHNIG, M. S.; OH, M. J.; NAGEL, T.; ZIEGLER, F.; JOST-BRINKMANN, P. G. Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. **Dent Traumatol**, v. 33, n. 3, p. 205-213, 2017.
- [22] SARAC, R.; HELBIG, J.; DRAGER, J.; JOST-BRINKMANN, P. G. A comparative study of shock absorption capacities of custom fabricated mouthguards using a triangulation sensor. **Materials (Basel)**, v. 12, n. 21, 2019.
- [23] AHN, H. W.; HA, H. R.; LIM, H. N.; CHOI, S. Effects of aging procedures on the molecular, biochemical, morphological, and mechanical properties of vacuum-formed retainers. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 51, p. 356-66, 2015.

- [24] ELKHOLY, F.; MIKHAIEL, B.; REPKY, S.; SCHMIDT, F.; LAPATKI, B. G. Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PETG aligners during derotation of mandibular canines: an in vitro study. **J Orofac Orthop**, v. 80, n. 6, p. 315-326, 2019.
- [25] AMARAL, L. L. **Programa de controle de qualidade dosimétrico, validado com auxílio de filme radiocrômico, aplicado à Radioterapia Estereotáxica**. 2012. 84f. Dissertação (pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2012.
- [26] LUVIZOTTO, J. **Caracterização do filme radiocrômico Gafchromictm modelo EBT3 para uso em braquiterapia**. 2015. 103f. Dissertação (mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear – Reatores) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2015.
- [27] CASOLARO, P.; CAMPAJOLA, L.; BREGLIO, G.; BUONTEMPO, S.; CONSALES, M.; CUSANO, A.; CUTOLO, A.; CAPUA, F. D.; FIENGA, F.; VAIANO, P. Real-time dosimetry with radiochromic films. **Sci Rep**, v. 9, art. n. 5307, 2019.
- [28] DEVIC, S.; SEUNTJENS, J.; SHAM, E.; PODGORSKAK, E. B.; SCHMIDTLEIN, C. R.; KIROV, A. S.; SOARES, C. G. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. **Rev Bras Fis Med**, v. 12, n. 3, p. 7-14, 2005.
- [29] NIROOMAND-RAD, A.; BLACKWELL, C. R.; COURSEY, B. M.; GALL, K. P.; GALVIN, J. M.; MCLAUGHLIN, W. L.; MEIGOONI, A. S.; NATH, R.; RODGERS, J. E.; SOARES, C. G. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. American Association of Physicists in Medicine. **Med Phys**, v. 25, n. 11, p. 2093-115, 1998.
- [30] ALSSABBAGH, M.; TAJUDDIN, A. A.; MANAP, M. B. A.; ZAINON, R. (2017). Evaluation of nine 3D printing materials as tissue equivalent materials in terms of mass attenuation coefficient and mass density. **Ijaas**, v.4, n9, p. 168-173, 2017.
- [31] ALVA-SÁNCHEZ, M. S.; DE OLIVEIRA, L. N. ; PETCHEVIST, P. C.; MOREIRA, M. V. ; DE ALMEIDA, A. Beta planar source quality assurance with the Fricke xylenol gel dosimeter. **Radiat. Phys. Chem**, v. 96, p. 56-59, 2014.

- [32] BIRNBACHER, L.; WILLNER, M.; MARSCHNER, M.; PFEIFFER, D.; PFEIFFER, F.; HERZEN, J. Accurate effective atomic number determination with polychromatic grating-based phase-contrast computed tomography. **Opt Express**. v.26, n.12, p. 15153-15166, 2018.
- [33] SINGH, V. P.; BADIGER, N. M. ; KUCUK, N. Determination of Effective Atomic Numbers Using Different Methods for Some Low-Z Materials. **J Inorg Nucl Chem**, v. 2014, Article ID 725629, p. 1-7, 2014.
- [34] Alva, M; PIANOSCHI, T ; Marques, T ; M, M Santanna ; Baffa, O ; Nicolucci, P . Monte Carlo Simulation of MAGIC- f gel for Radiotherapy using PENELOPE. **J Phys Conf Ser**, v. 250, p. 012067, 2010.
- [35] MARINI, G. **Avaliação de distribuições de dose em tratamentos radioterápicos utilizando filmes radiocrômicos**. 2013. 75f. Dissertação (mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.



# Criação de um indicador eletrônico para acompanhamento de dose no setor de Tomografia Computadorizada

Diana Rodrigues de Pina (DRP)<sup>1</sup>, Francielen Barreto Hortencio (FBH)<sup>2</sup>, José Carlos Souza Trindade Filho (JCSTF)<sup>3</sup>, Raul Lopes Ruiz Junior (RLRJ)<sup>4</sup>, Allan Felipe Fattori Alves (AFFA)<sup>5</sup>

<sup>1</sup>*Departamento de Doenças Tropicais e Diagnóstico por Imagem - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

<sup>2</sup>*Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

<sup>3</sup>*Chefe de Gabinete no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

<sup>4</sup>*Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP, Botucatu-SP, Brasil*

<sup>5</sup>*Núcleo de Física Médica e Radioproteção do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu – UNESP, Botucatu-SP, Brasil  
diana.pina@unesp.br*

---

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um indicador de dose eletrônico para a otimização da proteção radiológica no setor de Tomografia Computadorizada do Hospital das Clínicas de Botucatu. Foram estimadas doses efetivas utilizando o parâmetro *DLP* (do inglês *Dose-Length Product*). Estas doses efetivas foram comparadas com valores da literatura. O indicador de dose foi inserido no sistema de gestão hospitalar e contribuiu com o princípio da justificativa e proteção radiológica. Os valores de doses efetiva, para os protocolos da instituição são semelhantes aos referenciados na literatura, a maior diferença encontrada foi de 3,2%. O indicador de dose, carrega informações, sobre: a) dose acumulada pelo paciente em todos os exames de TC, b) O risco benefício de exames que envolvem radiação ionizante e c) um termo que representa a ciência do solicitante quanto à dose acumulada e o risco-benefício. Este estudo vem corroborar com o princípio da justificação junto ao solicitante do exame. Essa ferramenta, contribui para orientação da equipe médica sobre a indicação excessiva de um exame considerado com alta taxa de dose. Essa metodologia pode ser implementada em qualquer serviço que realiza exames, envolvendo radiações ionizantes promovendo a melhor relação risco-benefício para o paciente custo-benefício para a instituição.

*Palavras-chave: Tomografia computadorizada; Dose Efetiva; Proteção Radiológica; Indicador de dose; Radiologia*

---

---

**ABSTRACT**

The objective this work was to develop an electronic dose indicator for the optimization of radiological protection in the Computed Tomography sector Botucatu Medical Hospital. Effective doses were estimated using the Dose-Length Product. These effective doses were compared with values in the literature. The dose indicator was inserted in the hospital management system and contributed to the principle of justification and radiological protection. The effective dose values for the institution's protocols are similar to those referenced in the literature where the difference found was 3.2%. The dose indicator carries information about: a) dose accumulated by the patient in all CT exams, b) the risk benefit of tests involving ionizing radiation and c) a term that represents the applicant's acknowledgment about the accumulated dose. This study corroborates the principle of justification with the exam applicant. This tool contributes to the guidance of the medical team on the excessive indication of an exam considered to deliver high radiation doses. This methodology can be implemented in any service that performs exams, involving ionizing radiation, promoting the best risk-benefit ratio for patient and for cost-benefit for the institution.

*Keywords: Computed tomography; Effective dose; Radiological protection; Dose indicator; Radiology*

---



## 1. INTRODUÇÃO

A radiação ionizante é classificada como agente de potencial risco de desenvolvimento de câncer pelo subcomitê intitulado “*Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR)*” do *US National Institute of Science*. [1]. Estudos apontam que não existe um limiar de dose para os efeitos estocásticos de baixas doses. O risco de desenvolver mutações carcinogênicas provém de qualquer exposição ao tecido, dependendo da radio sensibilidade deste por unidade de dose equivalente [1,2]. O uso da radiação em procedimentos médicos para o diagnóstico e tratamento é considerada a principal fonte artificial de exposição no mundo. Dentre as tecnologias utilizadas para detectar o câncer precocemente, dados dos Estados Unidos indicam que em aplicações médicas os exames de Tomografia Computadorizada (TC) contribuem atualmente com 24% da dose coletiva total proveniente da radiologia [3].

Desde 1972 quando foi apresentada a modalidade de TC, a qualidade de imagem tem crescido constantemente com atualizações e aprimoramentos destas tecnologias que visam facilitar e aprimorar o diagnóstico médico [4, 5, 6]. Esses desenvolvimentos tecnológicos permitem realizar uma imagem de alta qualidade em um período de tempo reduzido. Isso levou a um aumento considerável na solicitação dessa modalidade de exames e, conseqüentemente, o aumento da exposição à radiação para os pacientes e para a população [7]. Uma TC de crânio, por exemplo, expõe os pacientes à equivalência de um ano de radiação quando comparadas com radiações provenientes de fontes naturais [8]. Outros exames de TC envolvem doses de radiação ainda mais altas, variando até oito vezes a dose recebida da radiação de fundo em um ano [7].

No período de 2008 a 2018 no Brasil, houve um rápido crescimento no número de exames de TC. Segundo dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DataSUS), estima-se que houve um aumento de aproximadamente 24% do total de exames de TC, com um aumento significativo para as regiões, Sul de 41%, Sudeste de 30% e Centro-Oeste de 25% [9].

Para minimizar a dose a qual os pacientes estão expostos é importante que a equipe multiprofissional crie parâmetros de proteção radiológica baseados nos princípios básicos da radioproteção: justificação, otimização e limitação de dose [10].

De acordo com o princípio da justificação, qualquer atividade envolvendo radiação ionizante ou

exposição deve ser fundamentada em relação a outras possíveis alternativas. O benefício do uso da radiação ionizante deve ser maior em comparação ao detrimento que possa ser causado [11], ou seja as doses provenientes aos exames devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis conforme prescreve o princípio *ALARA* (do inglês *As Low As Reasonably Achievable*) [11].

No Brasil o princípio da limitação de dose é definido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) a qual estabelece limites de dose individual para exposições ocupacionais e para o indivíduo do público. Quanto à (exames) diagnósticos, não há limites de restrição, pois nestes casos utiliza-se o princípio da justificação [6, 12]. Existe o estabelecimento de níveis de referência de dose (do inglês *Diagnostic reference levels - DRL*) que foram atribuídos como guia na construção de protocolos nas diferentes modalidades do radiodiagnóstico, de modo a minimizar as exposições [13].

Esta pesquisa teve como objetivo desenvolver um indicador de dose para acompanhamento da exposição à radiação proveniente de exames tomográficos realizados no setor de TC do Hospital das Clínicas de Botucatu (HCB-UNESP). Este estudo vem corroborar com o princípio da justificação junto ao solicitante do exame. O indicador contém informações da Dose Efetiva referente a todos os exames realizados no setor. Essa ferramenta, quando inserida no sistema hospitalar pode contribuir para orientação da equipe médica sobre a indicação excessiva de um exame considerado de alta taxa de dose.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados dois equipamentos tomográficos do setor de TC do HCB da marca Toshiba (Canon) modelo Activion, 16 canais. Os tomógrafos foram avaliados de acordo com os testes de controle de qualidade previstos na RDC 330/2019 [21] e na Instrução Normativa N°55/2019 [22] para equipamentos de tomografia computadorizada. Todos os protocolos de exames empregados neste estudo apresentam valores representativos de dose em tomografia computadorizada médica dentro daqueles previstos no Anexo II na Instrução Normativa N°55/2019 [22]. Os relatórios de dose foram obtidos a partir de exames retrospectivos do banco de dados do HCB, com a devida aprovação junto ao Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE 54284616.0.0000.5411).

### - Desenvolvimento do Indicador de dose Eletrônico

A Figura 1 apresenta o fluxograma para desenvolvimento do indicador de dose desenvolvido neste estudo, o qual apresenta os seguintes passos:



**Figura 1:** Fluxograma com as etapas A, B e C que compõem o indicador eletrônico de dose.

#### A) Informativo de Dose

O informativo de dose contém uma estimativa da Dose Efetiva associada a cada protocolo de exame em tomografia computadorizada (TC). As doses efetivas foram estimadas para um paciente padrão (1,75 cm e 70 kg) [14]. Esta grandeza é extensivamente utilizada em estudos de doses provenientes de exames radiológicos [15], proporcionando uma ferramenta de proteção radiológica e conscientização para os profissionais que solicitam os exames.

A estimativa da Dose Efetiva foi realizada baseando-se nas etapas descritas a seguir. Realizou-se um levantamento de 100 relatórios de dose retrospectivos, de cada protocolo de exames realizados na rotina clínica do setor de TC do HCB-UNESP. Dentre estes foram selecionados os protocolos mais frequentes na instituição (crânio, abdômen, abdômen 3 fases, sendo a pré-contraste, arterial e portal, e tórax). Os relatórios foram utilizados para determinação do *DLP*, *Dose Length Product* (*Produto Dose-Comprimento*), estimado em unidades de: miliGray multiplicado por unidade de comprimento (mGy.cm). A grandeza *DLP* foi utilizada no processo de obtenção da Dose Efetiva (E), a partir da equação 1:

$$E = k \times DLP \quad (1)$$

Onde  $k$  (mSv / (mGy × cm)) é o coeficiente de conversão estimado a partir de simulações computacionais para uma dada região anatômica irradiada [16]. Esta equação assim como os valores

de k utilizados neste estudo foram obtidos a partir da publicação de Christner et al. 2010 [17], apresentados na tabela 1. Neste trabalho, os autores obtiveram uma relação linear entre valores de *DLP* e Dose Efetiva, para uma gama de equipamentos de tomografia computadorizada quando os conjuntos de dados eram restritos à mesma região anatômica. Após a simulação computacional de atenuação e distribuição da radiação em órgãos de interesse, Christner et al. 2010 [17] utilizaram os coeficientes de ponderação de tecido publicados na ICRP 103 [11] para estimativa de Dose Efetiva.

A Tabela 1 apresenta os protocolos de aquisição para exames de crânio, abdômen, abdômen 3 fases e tórax, com os respectivos valores de tensão (quilovoltagem de pico-kVp), corrente (miliamperagem-mA), tempo de rotação (s), espessura de corte (mm), pitch e os valores de k (mSv / (mGy × cm)) [16].

**Tabela 1:** Protocolo de aquisição para realização de exames de TC do HCB-UNESP para realização de exames de crânio, abdômen, abdômen 3 fases e tórax com os respectivos valores de tensão (quilovoltagem de pico-kVp), corrente (miliamperagem-mA), tempo de rotação (s), espessura de corte (mm), pitch e os valores de k (mSv / (mGy × cm)) [16].

Protocolo	kVp	mA	Tempo de rotação (s)	Espessura de corte (mm)	Pitch	k (mSv / mGy×cm)
Crânio	120	190	1.0	5.0	0.688	0.0021
Abdômen	120	Modulado*	0.75	5.0	1.125	0.015
Abdômen 3 fases	120	Modulado*	0.75	5.0	1.125	0.015
Tórax	120	Modulado*	0.75	5.0	0.938	0.014

\* O mA modulado ajusta-se a espessura e composição anatômica do paciente durante a aquisição da sequência de imagens.

Neste estudo os valores de *DLP* apresentaram variações para um mesmo protocolo de TC. Dessa forma os *DLPs* foram separados em Quartis (Q1, Q2 e Q3) representando 25 %, 50 % e 75 % dos valores de *DLP* comumente encontrados na rotina clínica.

A Dose Efetiva (E) fornece uma ponderação de dose nos órgãos e tecidos e é recomendada para maximizar a radioproteção de uma população cuja a unidade utilizada no sistema internacional é o Joule por quilograma (J/kg), denominada Sievert (Sv) [12].

Além das doses efetivas estimadas neste estudo foram incluídas doses efetivas obtidas da literatura incluindo dados dos Estados Unidos, Canadá, Japão, Austrália e Europa Ocidental [15]. Dessa forma estabeleceu-se uma comparação entre as doses efetivas praticadas na instituição com aquelas encontradas em publicações de outros países.

### **B) Informativo Médico**

Nesse procedimento foram coletadas informações do comitê organizado por órgãos dos Estados Unidos da América responsáveis pelo relatório de riscos a exposições para baixos níveis de radiação [1]. Dentre as informações, são apresentados níveis de radiação associados aos riscos para pacientes adultos e pediátricos [18].

### **C) Termo de Ciência**

Esse procedimento foi inserido, de modo que o solicitante do exame tenha ciência dos efeitos da radiação antes de solicitar um novo exame. O solicitante terá disponível, diretrizes baseadas em evidências para auxiliar a tomada de decisão de modo a contribuir para o uso mais eficaz da radiação ionizante. A ordem das etapas descritas no fluxograma deve ser obedecida sendo condicionada a ciência de cada etapa para a solicitação dos exames. Se mesmo após avaliar a Dose Efetiva recebida pelo paciente, o solicitante confirmar a ciência sobre o risco-benefício e optar por um novo exame é necessário que descreva justificativa adequada em conjunto com a hipótese diagnóstica de cada caso. Este protocolo pode evitar fases de aquisição desnecessárias durante o protocolo de exibição dos exames.

## **3. RESULTADOS E DISCUSSÃO**

A Tabela 2 apresenta os valores das grandezas *DLP* obtidos em protocolos de exames retrospectivos de TC do HCB-UNESP. Cada grandeza utilizada para estimar a Dose Efetiva encontra-se representada por Quartis (Q1, Q2 e Q3), os quais correspondem à 25 %, 50 % e 75 % da distribuição

de valores de *DLP* encontrados. A Tabela 3 apresenta ainda as estimativas de Doses Efetiva (mSv) utilizando os fatores de conversão *k*, para cada região anatômica em estudo.

**Tabela 2:** Distribuição dos valores de *DLP* (mGy.cm) e Dose Efetiva (mSv) em Quartis para os quatro protocolos mais frequentes utilizados no HCB-UNESP. A Dose Efetiva é obtida através de multiplicação de cada *DLP* pelo fator de conversão *k* (mSv/mGy x cm).

Exame	<i>DLP</i> (mGy.cm)			<i>K</i> (mSv / (mGy × cm))	Dose Efetiva (mSv)		
	Q1	Q2	Q3		Q1	Q2	Q3
<b>Abdômen</b>	354,1	540,4	859,7	0,015	5,31	8,10	12,89
<b>Abdômen 3 fases</b>	909,4	1593	2642	0,015	13,6	23,9	39,6
<b>Crânio</b>	1240	1344	1428	0,0021	2,61	2,82	3,00
<b>Tórax</b>	42,35	322,5	1065	0,014	0,59	4,51	14,9

\*Coeficiente de conversão *k* fornecido por NRPB = National Radiological Protection Board.

Os valores de Q3 foram escolhidos para representar a Dose Efetiva, pois, representam 25% dos valores mais elevados, com intuito de superestimar as doses apresentadas.

A Tabela 3 apresenta os dados de Dose Efetiva (mSv) obtidos utilizando os dados referenciados pela literatura [7, 14-17] e as doses estimadas utilizando a grandeza *DLP*. Foram selecionados doze dos procedimentos mais frequentes no setor de TC do HCB-UNESP. Algumas publicações trazem também a distribuição da *DLP* para estes protocolos.

Com base no fluxograma da Figura 1, criou-se uma tela de acesso para prescrição de exames de tomografia computadorizada no sistema de gestão hospitalar. As informações disponibilizadas são direcionadas ao médico solicitante, que deverá tomar ciência da Dose Efetiva acumulada de cada paciente, como forma de avaliar o risco-benefício para cada exame, e então deverá decidir no prosseguimento da solicitação. Esta tela de acesso está apresentada na Figura 2.

**Tabela 3:** Ilustra os valores de Dose Efetiva (mSv), encontrados na literatura brasileira e internacional.

EXAMES	Dose Efetiva (mSv)	
	Dados Literatura	Estimada
ANGIO TC DE CORONARIAS	16	-
ANGIO TC PESCOÇO (ARTERIAL)	7	-
ANGIO TC PESCOÇO (VENOSO)	8	-
TC ABDÔMEN 3 FASES (INCLUI PELVE)	-	38,6
TC ABDÔMEN	13	12,8
TC COLUNA CERVICAL	3	-
TC COLUNA LOMBAR/LOMBO-SACRA	3	-
TC COLUNA TORÁCICA	3	-
TC CORACAO E VASOS	15	-
TC ENCÉFALO/CRÂNIO	3	3,04
TC PELVE	6	-
TC TÓRAX	14	14,45

## INDICADOR DE DOSE RADIOLÓGICA

O exame de tomografia computadorizada emprega radiação ionizante em níveis (de 3 a 16 mSv)\*, que podem estar associados à efeitos adversos para a saúde do paciente.

O modelo de risco vitalício prevê que um indivíduo em cada 100 pessoas pode desenvolver câncer a partir de uma dose de 100 mSv;

Antes de solicitar um novo exame de imagem revise o histórico do paciente, os laudos anteriores e as indicações clínicas deste exame, para julgar se o novo exame é mesmo necessário.

Este paciente recebeu  mSv de radiação em exames anteriores.

Consulte a tabela sobre os níveis de dose de referência e confirme que está ciente da dose recebida por este paciente

**Estou ciente da dose efetiva deste paciente e desejo continuar com a solicitação do exame.**

Em caso de dúvidas, entrar em contato com o Núcleo de Física Médica e Radioproteção. Ramal: XXX

Nível Relativo de Radiação	Faixa de estimativa de Dose Efetiva	
	Adulto	Pediátrico
○	0 mSv	0 mSv
⊕	< 0,1 mSv	<0,03 mSv
⊕⊕	0,1-1 mSv	0,03-0,3 mSv
⊕⊕⊕	1-10 mSv	0,3-3 mSv
⊕⊕⊕⊕	10-30 mSv	3-10 mSv
⊕⊕⊕⊕⊕	30-100 mSv	10-30 mSv

É importante notar que a dose efetiva (em mSv) não fornece com precisão o risco para um paciente individual, e sim para uma população. No entanto, a dose efetiva fornece uma maneira de comparar o risco relativo de desenvolver câncer.

**Figura 2:** Layout do Indicador de dose radiológica, contendo informativo de dose, informativo médico e termo de ciência para o solicitante do exame de TC no sistema eletrônico do HCB-UNESP.

\*As doses de exames em tomografia computadorizada, que são realizados atualmente nos protocolos do HCB-UNESP podem ter valores entre 3 mSv (exames de extremidades) até 16 mSv (exames de angiografia corona



Neste trabalho desenvolveu-se um indicador de dose radiológica para acompanhamento da exposição à radiação ionizante proveniente de exames de tomografia computadorizada. O indicador contém informações da Dose Efetiva associada a cada protocolo empregado no setor, e acompanha o prontuário do paciente. O médico solicitante tem acesso a Dose Efetiva acumulada daquele paciente, assim como instruções de proteção radiológica. Nos casos em que o médico prossegue com a solicitação deve indicar a justificativa e hipóteses diagnósticas adequadas. Isto proporciona um alerta e necessidade de reflexão do solicitante para com o paciente, gerando criticismo do solicitante e minimizando solicitações exageradas, conseqüentemente, diminuição de custos para a instituição.

Os valores de Dose Efetiva foram estimados a partir da conversão do produto dose-comprimento registrada nos exames do setor e um fator *k* obtido na literatura. Os valores de *DLP* e fator de conversão *k* proporcionam resultados que podem variar de acordo com o tomógrafo utilizado, a anatomia do paciente e com a otimização de protocolos. Dessa forma é necessário que a etapa de informativo de dose seja revisada periodicamente, a fim de aproximar os valores das possíveis atualizações ou modificações de tecnologia.

Quando comparados com valores de Dose Efetiva da literatura internacional, os protocolos da instituição apresentaram diferença inferior a 3,2%, proporcionando seguridade na utilização do método adotado. Sabe-se que as variações nos valores de Dose Efetiva podem aumentar com o aumento da massa corporal, massa gorda, massa magra, total de água corporal e IMC, Índice de Massa Corporal [1]. Isto proporciona uma grande variabilidade nos resultados de dose para um mesmo exame. Dessa forma, a separação por Quartis, adotadas neste estudo, proporcionou resultados para pacientes com características anatômicas diferentes, porém comumente encontrados na rotina clínica da instituição, de forma mais analítica e distributiva, representando melhor a interpretação do que a apresentação puramente por média com respectivos desvios padrão.

#### 4. CONCLUSÕES

Nesta pesquisa desenvolvemos um indicador eletrônico de dose que constitui uma importante ferramenta de orientação e proteção radiológica hospitalar [20]. Os resultados oriundos desta pesquisa

trazem informações quanto a justificativa do exame associada ao corpo clínico, o histórico de doses num mesmo paciente e os possíveis efeitos biológicos da radiação ionizante para o exame em estudo. Essas informações integram os procedimentos implantados, em termos de proteção radiológica, constituente do programa efetivo de Programa de Proteção Radiológica na instituição, promovendo a melhor relação risco-benefício para o paciente e um maior esclarecimento para os profissionais que solicitam os exames. Além de proporcionar maior reflexão na solicitação de exames desnecessários, minimizando doses de radiação nos pacientes e diminuindo custos para a instituição. Essa metodologia pode ser estendida e implementada em qualquer serviço que realiza exames de tomografia computadorizada e demais modalidades envolvendo radiações ionizantes.

## AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq.  
Ao Hospital das Clínicas de Botucatu, em especial a equipe do CIMED.

## REFERÊNCIAS

- [1] NATIONAL RESEARCH COUNCIL. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. **The National Academies Press**. Washington, DC. 2006.
- [2] LINET, M. S.; SLOVIS, T. L.; MILLER D. L. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures. **CA Cancer Journal for Clinicians**, v. 62(2), p. 75-100, 2012.
- [3] NCRP- National Council on Radiation Protection and Measurements. **Ionizing radiation exposure of the population of the United States: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report 160**, Bethesda, Maryland, USA. 2009. 28p.
- [4] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**, 3<sup>th</sup> ed., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011, p. 1048.
- [5] CURRY, T.S.; DOWDEY. J.E., MURRY, R.C. **Christensen's physics of diagnostic radiology**, 4<sup>th</sup>, Philadelphia: Lea & Febiger, 1990, p. 522.

- [6] HUHN, A.; VARGAS M. A. O. Radiological protection plan and ethical responsibility. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 4 (1), p. 1-7, 2016. Available from: <<http://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/184.2016>>.
- [7] AMIS, E. S. J. R.; BUTLER, P. F.; APPELEGATE, K. E. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. **Journal of the American College of Radiology**, v. 4(5), p. 272-84, 2007.
- [8] DE JONG P. A.; MAYO J. R.; GOLMOHAMMADI K. Estimation of cancer mortality associated with repetitive computed tomography scanning. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 173(2), p. 199-203, 2006.
- [9] DATASUS.GOV.BR. **Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde**. 2019. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=02>>.
- [10] REHANI. CIRAJ-BJELAC. CT Dose perspectives and initiatives of the IAEA, In **Radiation Dose from Multidetector CT**. Springer. p. 495-508, 2011.
- [11] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP**, v. 37(2.4), 2007. 2p.
- [12] PROTECTION, **Safety in Medicine. ICRP publication, 1996**, v. 73, p. 1-47, 1996.
- [13] MCCOLLOUGH. Strategies for reducing radiation dose in CT. **Radiologic Clinics**, v. 47(1), p. 27-40, 2009.
- [14] SHRIMPTON, P. C.; JANSEN, J. T. M.; HARRISON, J. D. Updated estimates of typical effective doses for common CT examinations in the UK following the 2011 national review. **The British Journal of Radiology**, v. 89(1057), p. 20150346, 2016.
- [15] METTLER, F. A. J. R.; HUDA, W.; YOSHIKUMI, T. T.; MAHESH, M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. **Radiology**, v.248(1), p.254-263, 2008.
- [16] SHRIMPTON. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review. **NRPB Chilton**. Vol. 67. 2005.

- [17] CHRISTNER, J. A.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C.H. Estimating effective dose for CT using dose– length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or dual-energy scanning. **American Journal of Roentgenology**, v. 194(4), p. 881-9, 2010.
- [18] BAKER. ACR Appropriateness Criteria® acute pancreatitis. **Ultrasound quarterly**, v 30(4), p. 267-73, 2014.
- [19] RODRIGUES, S. I.; ABRANTES, A. F.; RIBEIRO, L. T.; ALMEIDA, R. P. P. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. **Radiologia Brasileira**, v. 45(6), p. 326-33, 2012.
- [20] ABILIO, V. **HCFMB implanta primeiro sistema de indicador de dose radiológica do Brasil**. 2019. Disponível em: <<http://www.hcfmb.unesp.br/hcfmb-implanta-primeiro-sistema-de-indicador-de-dose-radiologica-do-brasil/>>.
- [21] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Instrução Normativa nº 55, de 20 de dezembro de 2019, **Diário Oficial da União**, Edição: 249, Seção: 1, Página: 129, Publicado em: 26/12/2019.
- [22] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução - RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019, **Diário Oficial da União**, Edição: 249, Seção: 1, Página: 92, Publicado em: 26/12/2019.



## Determination of dose rate during the inspection of spent fuel element in the testing cell

Abdelhady<sup>a</sup> A.

<sup>a</sup> Reactors Dept., Nuclear Research Center, Atomic Energy Authority, 13759 Cairo, Egypt  
amr.abdelhady@gmail.com

---

### ABSTRACT

Testing cell is a multi-purpose shielded hot cell in open pool type reactor and one of its uses is inspecting the irradiated fuel element. Inspecting the irradiated fuel element may rise the radiation dose around the testing cell to level might be higher than the permissible limit. So, evaluating the predicted dose rate around the cell must be determined before the inspecting process. The dose rate level depends mainly on the decay time of the irradiated fuel element and the fuel burn-up. In this regard, a MCNP5 model was performed to simulate the irradiated fuel element inside the testing cell to estimate the radiation dose level around it during the inspection process. The dose rate would be estimated for different fuel burn-up and decay times. The calculations determine the minimal decay times required to manipulate the irradiated fuel element for burn-up ranging between 18745 and 101224.4 MWD/TU.

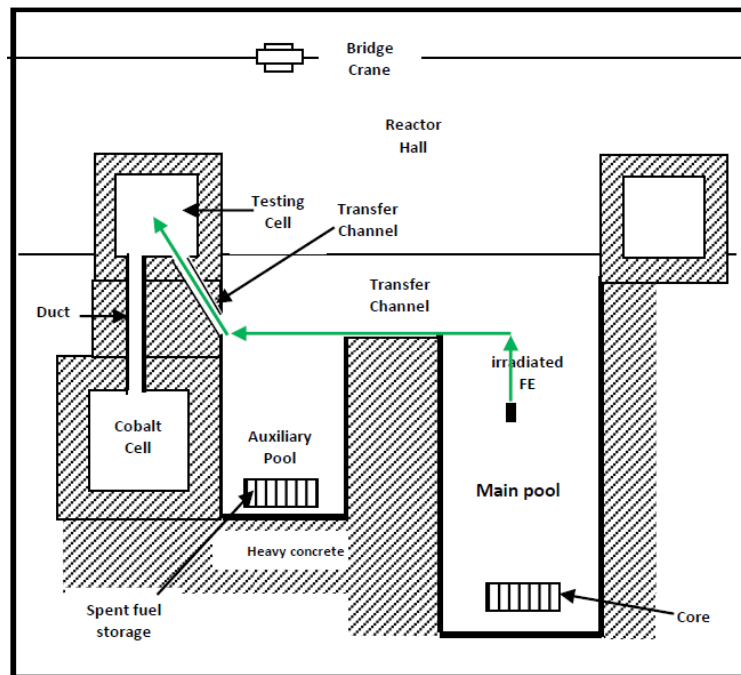
*Keywords:* MCNP code; spent fuel inspection; dose rate; hot cell; ORIGEN2.1 code; open pool reactor.

---

## 1. INTRODUCTION

Testing cell is a multi-purpose hot cell in open pool type reactor and one of its important purposes is inspecting the spent fuel elements due to the high radioactivity associated with them [1]. Testing cell has heavy concrete walls that provided with lead glass window and tele manipulators to enable the worker to manipulate the irradiated fuel element (FE) during the inspection process.

The inspected fuel element is removed from the core and transported from the main pool to the testing cell via transfer channels, as shown in figure 1, to avoid increasing the dose rate level in the reactor hall.



**Figure 1:** Transporting the irradiated FE from the core to the testing cell.

Inspecting fuel element may result in rising the radiation dose rate level around the testing cell depending on its burn-up (BU) and decay time. So, a previous calculation must be carried out to ensure the radiological safety for the workers who located around the cell during the inspection process.

The calculation would introduce a relationship between the dose rate and the decay time of the inspected fuel element for different burn-up. This relationship would determine the corresponding

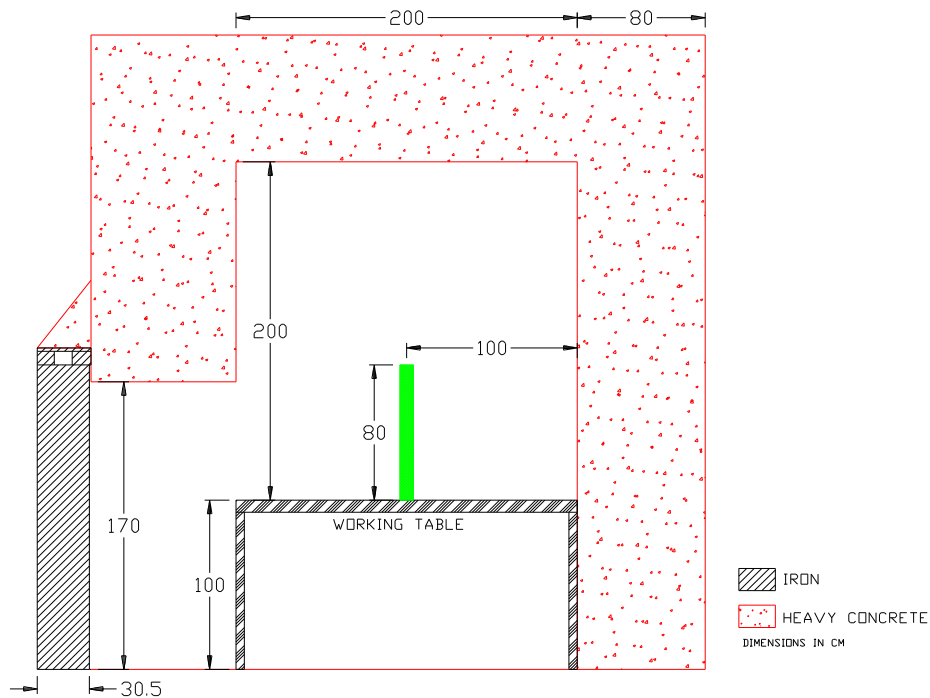
decay times that verify the radiological safety condition for the worker located outside the cell. MCNP5 [2] model was performed to simulate the irradiated fuel element inside the hot cell to carry out the relationship between the dose rate outside the cell with the decay time for different burn up of FE.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1. Feature of the testing cell and the fuel element

The reactor is open pool type of 22 MW power and fueled by flat-plate material testing reactor (MTR) fuel. It contains main and auxiliary pools connected with transfer channel to enable transporting radioactive materials and spent fuel elements between them under water surface. The core was built on a supporting grid having 6×5 positions available for placing fuel element or irradiation boxes. The core consists of 29 fuel elements and cobalt device box. Each fuel element has 19 aluminum fuel plates; each plate has a meat made by a dispersion of  $U_3O_8$  particles with an enrichment of 19.7% (in weight of  $^{235}U$ ) in a matrix of pure aluminum [3]. The plate active zone is 80 cm×6.4 cm with a meat and cladding aluminum thicknesses of 0.7 and 0.4 mm respectively.

The testing cell is located at the second floor beside the auxiliary pool as shown in figure 1. It is connected to the auxiliary pool by means of a conduct provided with a sample holding cart. The testing cell, as shown in figure 2, has dimensions of 2.5 × 2.5 m and a height of 3 m. The shielding walls of the testing cell are made of heavy concrete of 80 cm thickness with a lead glass view window of 45.7 cm wide by 45.7 cm height and a thickness equivalent to 80 cm of heavy concrete. The testing cell is provided with an iron shielded door of 30 cm thickness for access of personnel and containers. It is provided with master and slave tele manipulators to enable the correct handling of fuel elements, as well as to accomplish the tasks that carried out in this cell [1]. Figure 2 shows a layout for the spent FE located vertically above the working table at distance of 100 cm from the lead glass window during the inspection process.

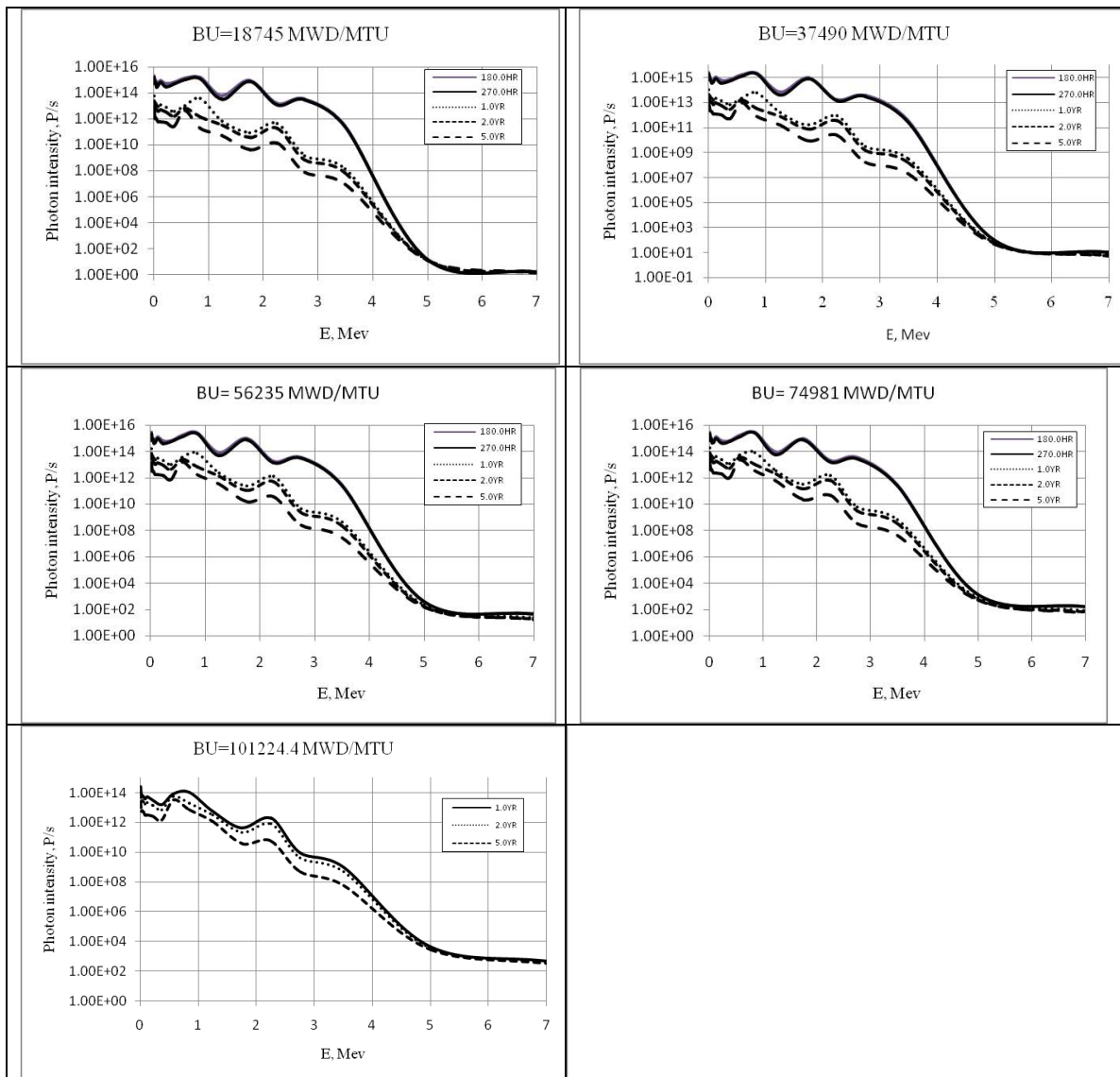


**Figure 2:** a cross section of the testing cell shows the FE during the inspection.

## 2. 2. Photons spectrum of the spent fuel element

ORIGEN2.1 [4] is a time dependent source term code was developed to determine the nuclides concentrations considering radioactive disintegration and neutron absorption (capture and fission) processes. The fission products and actinides photons source is one of the outputs of the ORIGEN2.1 code. The photons spectrum was determined for FE ( $^{235}\text{U}$  mass of 404.7 g) that irradiating to a power of 0.759 MW for a time ranging between 50 to 270 days equivalent to BU ranging between 18745 to 101224.4 MWD/TU. The cross sections for the fission products nuclides were obtained from ENDF/B-IV and the cross sections for the actinides and structural material elements were obtained from ENDF/B-V. The photons spectrum was determined using the ORIGEN2.1 18-group photon energy structure for decay times ranging to 5 years after irradiation as shown in figure 3. Then, the photon spectrum source data was introduced into an MCNP5 model to calculate the dose rate. The neutron source, that was contributed from spontaneous fission and (alpha,n) reaction, has intensity of  $10^6$  n/s per spent FE.





**Figure 3:** Photon spectrums at different FE burn-up.

### 2.3. MCNP model of the testing cell and the spent fuel element

As shown in figure 4, MCNP5 code [2] was used to simulate the testing cell and the spent fuel element during the inspection process, implementing point detector tallies in the four directions around the cell, and applying ICRP-74 [5] gamma rays flux-to-dose conversion coefficients to determine the effective dose rate. ICRP-74 was used instead of the updated ICRP-116 because there is no significant difference in the gamma conversion coefficient values between them. The testing cell was represented by rectangular parallelepiped surfaces and the SDEF, SI, and SP cards were

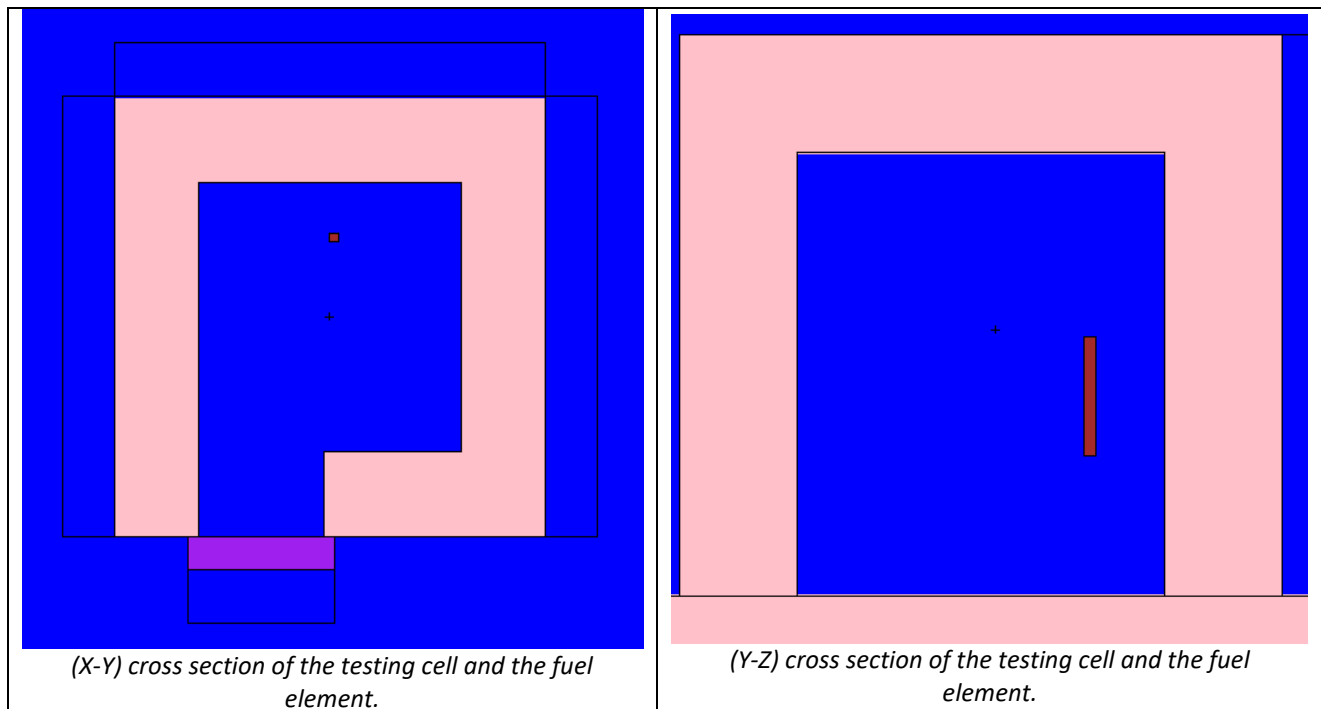
used together to define a volumetric source inside the testing cell. The source is defined as a rectangular parallelepiped with dimensions, of 8 cm×8 cm×80 cm, inside the testing cell. The source is isotropic with a tabulated energy distribution resulting from the ORIGEN2.1 code calculations. The densities of air, heavy concrete, lead glass, and iron are 0.00121, 3.2, 6.22, and 7.86 g/cm<sup>3</sup> respectively. The compositions of heavy concrete, iron, lead glass, and air are shown in table 1.

**Table 1:** the compositions of heavy concrete, iron, lead glass, and air.

Element	atomic density	Weight fraction	Weight fraction	Weight fraction
	(at/b.cm)	(%)	(%)	(%)
	Heavy concrete	Iron	Lead glass	Air
H	9.893 x 10 <sup>-03</sup>	---	---	---
O	4.564 x 10 <sup>-02</sup>	---	15.6453	23.1781
N	---	---	---	75.5267
Mg	6.242 x 10 <sup>-05</sup>	2.14	---	---
Ca	1.178 x 10 <sup>-03</sup>	0.29	---	---
Fe	1.448 x 10 <sup>-02</sup>	94.052	---	---
Si	1.643 x 10 <sup>-03</sup>	0.046	8.0866	---
Al	4.438 x 10 <sup>-04</sup>	0.051	---	---
S	2.002 x 10 <sup>-05</sup>	0.011	---	---
Ar	---	---	---	1.2827
Ti	7.717 x 10 <sup>-03</sup>	---	0.8092	---
C	9.280 x 10 <sup>-06</sup>	3.41	---	0.0124
As	---	---	0.2651	---
Pb	---	---	75.1938	---

The F5 tallies were modified by ICRP-74 [5] gamma rays flux-to-dose conversion dose function and a FM multiplier card representing the total photon intensity of the spent FE was used to determine the dose rates. The spent FE would be located vertically at a distance of 100 cm from the lead glass window.

Because the testing cell has shielded with heavy concrete (hydrogenous material) of 80 cm thickness and the aforementioned neutron intensity from the spent FE is 10<sup>6</sup> n/s, the neutron flux would be attenuated before reaching the outer surface of the cell depending on previous calculations. So, the neutron dose calculation was ignored to avoid the waste of time.



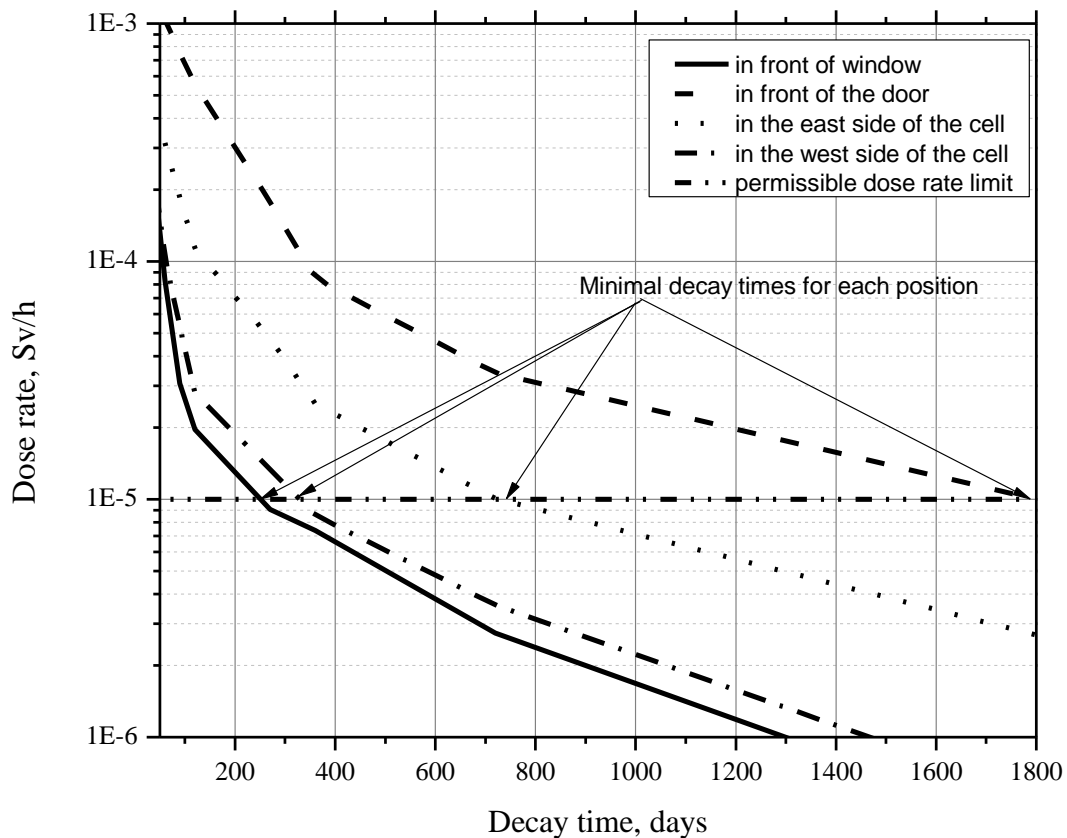
**Figure 4:** MCNP model of the inspected FE inside the testing cell.

## RESULTS AND DISCUSSION

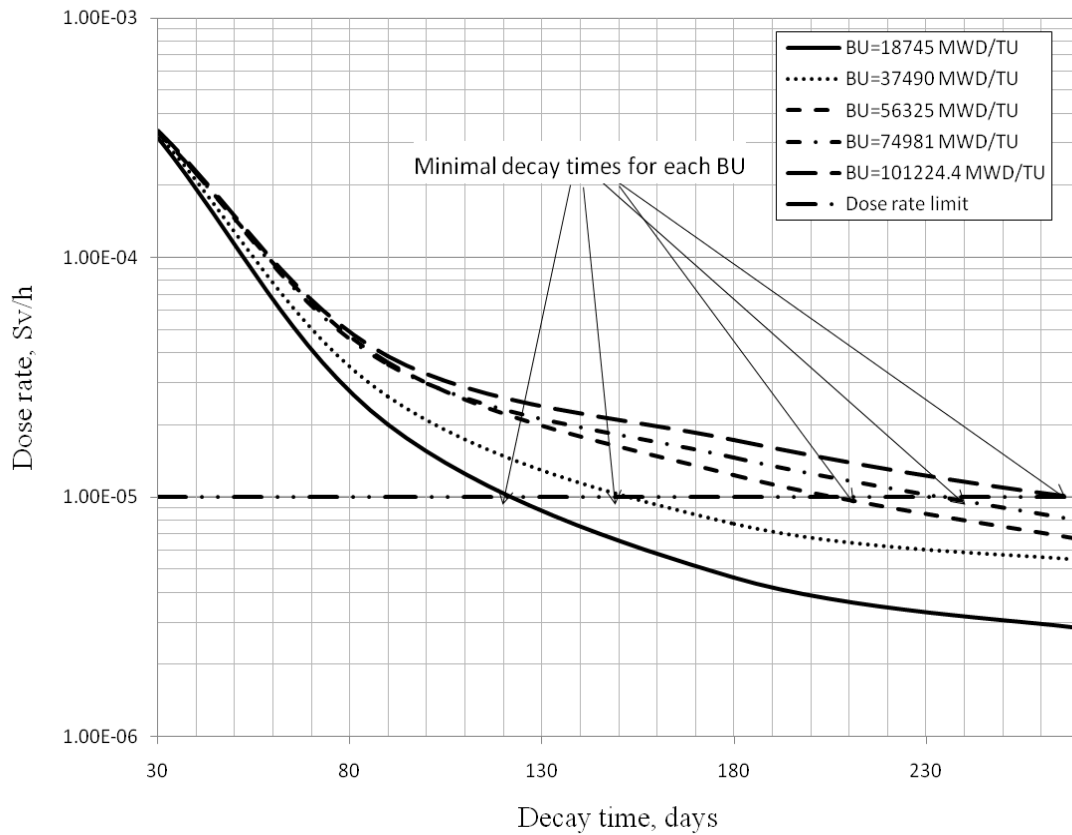
All the dose rates calculations were of highest accuracy required for proper MCNP code results. Dose rate was calculated for spent FE with the maximum discharge of burn-up (270 days) because it represents the majority of the spent FEs. Figure 5 shows the dose rate distributions versus the decay time for the four directions around the testing cell. The horizontal line represents the permissible dose rate limit ( $10 \mu\text{Sv/h}$ ) derived from the annual permissible dose for the worker ( $20 \text{ mSv/yr}$ ) as referenced in [6]. The intersecting points between the dose rate distribution curves and the horizontal line represent the minimal decay times for each direction. The minimal decay times would be 270, 300, 720, and 1800 d for the following directions; in front of the cell window; in the west of the cell; in the east of the cell; and in front of the iron door of the cell.

Since the worker, who stands in front of the cell window, would spend a proper time to manipulate with the inspected fuel element, the dose rate in this location must be carried out as a function of decay time for different burn-up. Figure 6 shows a relationship between the dose rates, in front of lead glass window, with the decay time for different FE burn-up. The intersecting points

between the dose rate distribution curves and the horizontal line, in figure 6, would introduce the minimal decay times that verifying the permissible dose rate limit. It is shown that the minimal decay times would be 120, 150, 210, 240, and 270 days for BU of 18745, 37490, 56235, 74981, and 101224.4 MWD/TU respectively.



**Figure 5:** dose rate around the testing cell versus decay time for FE of the maximum BU of discharge.



**Figure 6:** dose rate in front of the cell window versus decay time for different BU of FE.

### 3. CONCLUSIONS

Ensuring the radiological safety condition for the worker located outside the testing cell during inspection of irradiated fuel element is a priority principle. So, the aim of this study was determined a relationship between the irradiated FE activity (representing in decay time and burn-up) and the predicted dose rate around the cell. The relationship was developed in order to determine the minimum decay time, that verifying the radiological permissible limit for the inspector, as a function of FE burn-up as presented in the following table:

**Table 2:** Minimum decay time as a function of FE burn-up

<b>BU of FE (MWD/TU)</b>	<b>Decay time (days)</b>
18745	120
37490	150
56235	210
74981	240
101224.4	270

## REFERENCES

- [1] ABDELHADY, A.; Determination of the maximum individual dose exposure resulting from a hypothetical LEU plate-melt accident. **Ann. Nucl. Energy** 56, 189–193, 2013.
- [2] X-5 MONTE CARLO TEAM; MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5, Vol. 1 & 2, **LANL**, 2003.
- [3] ABDELHADY, A. Radiological effect of cask-drop accident in open-pool spent fuel storage, **Radiation Protection and Environment** | Volume 41 | Issue 4 | October-December, 2018.
- [4] CROFF, A. G.; A User's manual for the ORIGEN2 computer code," ORNL/TM-7175, **Oak Ridge National Laboratory**, Oak Ridge, TN, 1980.
- [5] ICRP (International Committee on Radiological Protection); Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. Report 74, **Annals of the ICRP**, volume 26, number 3, Pergamon Press, Oxford, England, 1997.
- [6] ICRP (International Commission on Radiation Protection); Recommendations of the International Commission on Radiation Protection, Pergamon Press, Oxford, England, **ICRP Publication 60**, 1991.



## **Irradiação de alimentos no Brasil: revisão histórica, situação atual e desafios futuros**

Levy<sup>a,b</sup> D., Sordi<sup>a</sup> G.M.A.A., Villavicencio<sup>a</sup> A.L.C.H.

*<sup>a</sup> Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares, São Paulo, Brasil*

*<sup>b</sup> Omicron Tecnologia e Informação LTDA, Atibaia, Brasil*

*denise@omicron.com.br*

---

### **RESUMO**

O presente artigo apresenta um panorama histórico da evolução do processo de irradiação de alimentos no Brasil, analisando questões regulatórias nacionais, técnicas utilizadas e aportes nos cenários social, sanitário e econômico. Esta revisão tem por objetivo fornecer à comunidade científica uma perspectiva abrangente sobre a atual situação da irradiação de alimentos no Brasil, proporcionando novas reflexões sobre eventos passados, limitações atuais e possibilidades futuras. São analisados e discutidos atuais fatores que limitam uma mais ampla utilização da irradiação de alimentos no país, dentre os quais, a carência de irradiadores que possam atender às distintas regiões do país. Finalmente, o artigo apresenta a equivocada percepção de risco por parte da população e a necessidade de ações para impulsionar a aceitação pública, dentre as quais, o desenvolvimento de programas de comunicação e informação junto ao público leigo que desconhece as contribuições das aplicações pacíficas da tecnologia nuclear.

**Keywords:** tecnologia nuclear, irradiação de alimentos, aceitação pública.

---

---

## ABSTRACT

This article presents a historical overview of the evolution of the food irradiation process in Brazil, analyzing national regulatory issues, techniques used and contributions in the social, health and economic scenarios. This review aims to provide the scientific community a comprehensive perspective on the current situation of food irradiation in Brazil, providing new reflections on past events, current limitations and future possibilities. Current factors which limit the wider use of food irradiation throughout the country are analyzed and discussed, including the lack of irradiators to serve the different regions of the country. Finally, the article presents the mistaken public perception of risk and the need for actions to boost public acceptance, including the development of communication and information programs for the population, that most often seem to be unaware of the beneficial applications of nuclear technology.

*Keywords:* nuclear technology, food irradiation, public acceptance

---

## INTRODUÇÃO

O Brasil é um grande produtor e exportador de alimentos: soja, açúcar, café, carne de frango, carne bovina e frutas estão entre os principais produtos exportados. Entretanto, apesar da capacidade de produção de alimentos em grande quantidade, uma parcela substancial da população brasileira ainda enfrenta questões de fome, insegurança alimentar e desnutrição [1]. A questão do suprimento alimentar com quantidade, qualidade nutricional e segurança não se deve à quantidade de alimentos produzidos no país, mas sim ao baixo poder aquisitivo de grande parte da população brasileira. É sabido que, da agricultura à mesa do consumidor, grande parte dos alimentos é perdida nos processos de pós-colheita, transporte, armazenagem e comercialização, devido à deterioração dos produtos oferecidos [2]. Esses fatores contribuem para diminuição da oferta e acréscimo do preço dos produtos alimentares no mercado interno. A questão da pobreza não apenas leva grande parte da população à insuficiência da alimentação, como também à aquisição de alimentos em condições impróprias à saúde. O combate à fome e à desnutrição são duas das principais questões brasileiras [1]. Nesses quesitos, as técnicas nucleares despontam como alternativas viáveis para responder à emergência esta demanda, tanto em questões econômicas quanto de saúde pública.



A irradiação de alimentos é uma técnica para preservação e desinfestação de alimentos, submetidos a doses controladas de radiação para eliminação de insetos ou redução de microrganismos que contribuem para deterioração e comprometem a segurança do alimento. Podem ser utilizadas fontes de  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ <sup>1</sup>, raios X e elétrons acelerados. O processo de irradiação não deixa resíduos no alimento nem libera material radioativo no meio ambiente e todo o processo é monitorado para garantir a qualidade do alimento e preservação de suas qualidades sensoriais e nutricionais. Uma grande vantagem desta tecnologia é que pode ser realizada após o alimento já embalado, reduzindo significativamente o risco de recontaminação durante as fases de transporte, armazenamento e comércio dos produtos alimentícios.

O alimento não se torna radioativo, pois as doses são muito pequenas para provocar reações em nível atômico. A radiação ionizante, sejam partículas ou ondas eletromagnéticas, possuem energia suficiente tão somente para alterar a estrutura da matéria, na obtenção da finalidade desejada, como inibição do brotamento, atraso no processo de maturação, desinfecção de insetos, desinfecção de parasitas, redução da carga microbiana e redução de fungos. Grande parte dessas finalidades podem ser obtidas com baixas doses [3], como demonstrado na TABELA 1. Importante ressaltar que, em se tratando de irradiação de alimentos, são consideradas baixas doses aquelas até 1 kGy; médias doses acima de 1 até 10 kGy e altas doses são aquelas acima de 10 kGy.

**Tabela 1** – Doses suficientes para alcançar as finalidades almeçadas

Finalidade	Dose absorvida	Alimento
Inibição do brotamento	0,03 a 0,12 kGy	Cebola, alho, batata
Atraso na maturação	0,03 a 0,12 kGy	Cenoura, banana, morango
Desinfecção de insetos	0,2 a 0,8 kGy	Pêssego, maçã, manga
Desinfecção de parasitas	0,1 a 3 kGy	Ostras, marisco, salmão
Redução da carga microbiana	1 a 5 kGy	Carne, frango, peixe
Redução de fungos	1 a 10 kGy	Café, farinha, milho

Todo o processo é empreendido de acordo com as recomendações internacionais da Agência Internacional de Energia Atômica, assim como os padrões de segurança estabelecidos pelo *Codex Alimentarius*, Organização Mundial da Saúde (OMS) e Organização das Nações Unidas para

<sup>1</sup> Na última década as fontes de cério para fins de irradiação de alimentos em escala industrial foi, aos poucos, caindo em desuso. A escolha tem sido preferencialmente por fontes de cobalto e, atualmente, há forte tendência para a escolha da irradiação por raios X, produzidos, por exemplo, nos modernos Rodotrons.

Agricultura e Alimentação (FAO), que estabelecem normas internacionais e fornecem os padrões de Boas Práticas e Avaliação de Segurança e Eficácia. No Brasil, os órgãos competentes para regulamentação e inspeção dos alimentos são: Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento (MAPA). A irradiação de alimentos é devidamente regulamentada no Brasil desde a década de 60, por meio de leis, decretos e normas emitidos por diversas entidades. Nas últimas décadas os avanços foram inúmeros e atualmente a irradiação de alimentos amplia as possibilidades de comércio entre países para controle fitossanitário quarentenário.

Apesar das contribuições ao mercado interno (em relação ao abastecimento alimentar e à saúde pública) e das contribuições ao comércio exterior (como medida fitossanitária no controle de pragas quarentenárias) e apesar de ser atividade prevista em lei e devidamente regulamentada, a população tem pouca ou nenhuma informação a respeito. O presente artigo tem por objetivo fornecer uma perspectiva ampla e abrangente sobre a irradiação de alimentos no Brasil, proporcionando novas reflexões sobre eventos passados, limitações atuais e possibilidades futuras.

## **1. REVISÃO HISTÓRICA**

### **1.1. Histórico da legislação, leis, normas, decretos e resoluções no Brasil**

A técnica da irradiação de alimentos foi introduzida na legislação sanitária do Brasil desde a década de 60 [4], no Decreto-Lei n° 986/PR, de 21/10/1969, instituído pelos Ministros da Marinha de Guerra, do Exército e da Aeronáutica Militar, tendo como objetivo a defesa e a proteção da saúde individual ou coletiva, no tocante a alimentos, desde a sua obtenção até o seu consumo, em todo o território nacional. Já nesse ato legal, a irradiação de alimentos é contemplada em duas instâncias: (1) sua definição, finalidades e a instituição do Ministério da Saúde como órgão competente para elaboração de normas; e (2) indicação na rotulagem, conforme consta em seu art. 19:

*“Os rótulos dos alimentos enriquecidos e dos alimentos dietéticos e de alimentos irradiados deverão trazer a respectiva indicação em caracteres facilmente legíveis.”*

Em 1973, é publicado o decreto presidencial n° 72718, que estabelece normas gerais sobre irradiação de alimentos no Brasil [5]. O decreto regulamenta elaboração, armazenamento, transporte,

distribuição, importação, exportação e exposição à venda ou entrega ao consumo de alimentos irradiados. O ato legal legitima e oficializa a utilização da técnica de irradiação, explicitando o cuidado e a seriedade com a saúde do cidadão, como exemplificado abaixo:

- Art. 3.º Poderão ser utilizadas nos alimentos as irradiações ionizantes em geral, cuja energia seja inferior ao limiar das reações nucleares que poderiam induzir radioatividade no material irradiado.
- Art. 5.º Somente será autorizado a irradiação de alimentos ou grupos de alimentos sobre os quais se disponha de trabalhos técnicos e científicos, desenvolvidos por instituições de pesquisa, nacionais ou internacionais, devidamente aprovados pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (...).
- Art. 8.º Os alimentos irradiados, quando expostos à venda, ou entregues ao consumo deverão trazer na respectiva embalagem e nos cartazes afixados nos locais de venda ou entrega ao consumo a indicação: "Alimento Tratado por Processo de Irradiação" e a declaração: "Este produto foi processado em estabelecimento sob controle da Comissão Nacional de Energia Nuclear".

Este Decreto, emitido pela Presidência da República em 1973, não sofre alterações ao longo dos anos e continua vigente. Sete anos depois, a Comissão Deliberativa da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN, emite a Resolução nº 5/CNEN, de 10/09/1980 que aprova, em caráter experimental o Anteprojeto da Norma "Irradiação de Alimentos" [6]. O objetivo desta Norma é estabelecer as condições para o funcionamento das instalações destinadas à irradiação de alimentos, de acordo com o Decreto nº 72718, de 1973. A Norma trata, pois, da Licença para Construção de instalação destinada à irradiação de alimentos, Autorização para Operação, implicações das pessoas jurídicas responsáveis e fontes de radiação permitidas, a saber: cobalto-60; cézio-137; aceleradores de elétrons com energia não-superior a 10 MeV; e aparelhos emissores de raios X com energia não-superior a 5 MeV. No mais, a Norma contempla para cada fonte de radiação usada, os registros de irradiação, e indicações detalhadas para cada lote de alimentos processado (números de série, data, natureza do alimento, controles e medidas, dentre outros requisitos). Fica ainda estabelecido que a CNEN procederá as inspeções na instalação, durante as fases de construção e de operação. A Portaria nº 59 de 2 de junho de 1998 cancela o anteprojeto que trata especificamente do funcionamento

das instalações destinadas à irradiação de alimentos e o tema passa a ser tratado na CNEN-NE-6 02, que dispõe sobre licenciamento de instalações radiativas [7].

Em 1985, a Portaria n° 9/SVS, de 08/03/1985, relativa às áreas de alimentação e meio ambiente, aprova a relação de alimentos cuja irradiação é autorizada, indicando para cada caso: o tipo, nível e dose média e de energia de radiação que pode ser empregada, o objetivo da irradiação e o tratamento prévio, conjunto ou posterior. O documento é emitido pela Divisão Nacional de Vigilância Sanitária de Alimentos - DINAL, da Secretaria Nacional de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde [8]. São discutidos e aprovados neste documento os Requisitos Gerais do Processo, os requisitos tecnológicos, requisitos de qualidade, embalagem, armazenamento, rotulagem e de comercialização. Apesar de constar nas Normas Gerais uma dose média global absorvida por um alimento submetido a um processo de irradiação não superior a 10 kGy, visando assegurar a inocuidade do alimento irradiado, sob os pontos de vistas toxicológico, nutricional e microbiológico, em seu ANEXO II, a Portaria estabelece uma relação de alimentos que podem ser submetidos a tratamento por irradiação, detalhando objetivos, tipo e nível de energia e dose média aceitável em cada caso. Dentre muitos exemplos, podemos tomar a cebola (*Allium cepa L.*) que, segundo a publicação, poderia ser irradiada por raios gama de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , a uma dose média de 0,15 kGy, com o objetivo de inibir a germinação durante o armazenamento. A lista de alimentos indicados para irradiação é vasta e para cada alimento, a publicação recomenda a observação das boas práticas e atenção às mesmas precauções higiênicas, condições de manipulação e tratamento que são adotadas para os produtos não irradiados. Este ato legal, entretanto, não está em vigência, tendo sido revogado e substituído pela Resolução n° 21/ANVISA, de 26/01/2001 [9].

Efetivamente, a partir do ano 2000, várias são as publicações que trataram da irradiação de alimentos, em seus diversos aspectos: requisitos gerais, trabalhadores autorizados, instalações e objetivos diferentes daqueles inicialmente propostos. Precisamente no ano 2000, a ANVISA lança a Consulta Pública n° 83/ANVISA, de 18/10/2000 visando aprovar o Regulamento Técnico para Irradiação de Alimentos considerando o alimento, já embalado ou a granel, submetido a doses controladas de radiação ionizante, com finalidades sanitária, fitossanitária e/ou tecnológica [10]. A Resolução, que em seu artigo Art. 5° revoga a Portaria n° 9 - DINAL/MS, de 8 de março de 1985 e a Portaria n° 30, de 25 de setembro de 1989 [8]–[11], considera:

- a necessidade de constante aperfeiçoamento das ações de controle sanitário na área de alimentos visando a proteção à saúde da população;
- a necessidade de atualizar, harmonizar e consolidar as normas e regulamentos técnicos relacionados a alimentos;
- os estudos atualizados sobre aplicação da irradiação no tratamento sanitário de alimentos.

A nova resolução reafirma e completa as orientações sobre instalações licenciadas e autoridades competentes (em âmbito municipal, estadual e federal), assim como a Comissão Nacional de Energia Nuclear, que autoriza a atividade, e o órgão competente do Ministério da Saúde, responsável pelo cadastramento. A publicação reforça ainda as boas práticas de irradiação, segurança radiológica, eficácia, capacitação do trabalhador e adequada comunicação de que o alimento foi irradiado. Nesse quesito, conforme artigo 5º, a indústria que irradiar alimentos deve fazer constar ou garantir que conste a indicação de que o alimento foi tratado pelo processo de irradiação nas Notas Fiscais (alimentos a granel), Notas Fiscais e embalagens (alimentos já embalados), e cartaz ou placa com a informação: "ALIMENTO TRATADO POR PROCESSO DE IRRADIAÇÃO" (nos locais de exposição e venda de produtos a granel irradiados). Quanto às fontes de radiação e suas especificidades, permanecem tal qual publicadas no Decreto de 1973 e Portaria de 1985. Quanto ao tipo de alimento, objetivos da irradiação e doses recomendadas, a ANVISA não elabora orientações específicas, como apresentava o ANEXO II da DINAL n 9. A orientação, de caráter geral, se apresenta em seu item 4.3 da seguinte forma:

“Qualquer alimento poderá ser tratado por radiação desde que sejam observadas as seguintes condições:

- a. A dose mínima absorvida deve ser suficiente para alcançar a finalidade pretendida;
- b. A dose máxima absorvida deve ser inferior àquela que comprometeria as propriedades funcionais e ou os atributos sensoriais do alimento.”

Essas foram as bases para a aprovação e publicação da Resolução-RDC Nº 21, que foi finalmente emitida em 26 de janeiro de 2001 [9]. Dadas as considerações que nortearam a revogação da Portaria nº 9 - DINAL/MS, de 8 de março de 1985 e a elaboração da RDC 21, é compreensível que os relatores se abstiveram de informações detalhadas que poderiam cair em desuso ou serem rapidamente suplantadas por novos resultados de pesquisas e aplicações das radiações ionizantes. É sabido

que no mundo globalizado as pesquisas e inovações tecnológicas avançam a passos largos, apontando novos caminhos, possibilidades e aplicações. Exemplo disso é a Resolução nº 9/CONTER, de 25/04/2001 que, apesar de não mais vigente, de não se relacionar nem ser citada por nenhum outro documento, merece um olhar, por sua importância na época [12]. A referida Resolução institui e normatiza as atribuições exclusivas do Técnico e Tecnólogo em Radiologia, considerando justamente o avanço da tecnologia radiológica nos diversos setores da sua área na irradiação de Alimentos e Esterilização de Material. Ora, o foco no trabalhador vem ao encontro das recomendações da RDC nº 21/ANVISA, de 26/01/2001, que além das especificidades de técnicas e de processos, aborda a questão da capacitação e segurança radiológica [9]. Caberia a esse profissional, por exemplo, acionar e operar os equipamentos emissores de radiação; delimitar e sinalizar áreas restritas; exigir e fiscalizar o uso de dosímetros e EPI'S; monitorar com medidores portáteis; e verificar as condições de funcionamento dos equipamentos e fontes radioativas, dentre outras atribuições.

Outra evolução importante nos objetivos da técnica da irradiação de alimentos pode ser vista na Portaria nº 28/SDA, de 14/04/2004, que submete à consulta pública os procedimentos específicos para uso da radiação ionizante como tratamento quarentenário e fitossanitário, como tratamento único ou em combinação com outros tratamentos em operações de embalagem e em produtos a granel ou embalados, com o objetivo de prevenir a introdução ou disseminação de pragas, mediante a obtenção de respostas de mortalidade, prevenção do desenvolvimento saudável, inabilidade reprodutiva e inativação das mesmas e desvitalização de vegetais [13]. Este documento se relaciona com a Lei nº 7802, de 11/07/1989 e o Decreto nº 4074, de 04/01/2002, ambas com foco na regulamentação, inspeção e fiscalização de agrotóxicos, seus componentes e afins [14] - [15]. A Portaria Nº 28, DE 14 de abril de 2004, emitida pelo Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento [16], trata então do regulamento para habilitação e credenciamento de estabelecimentos para a realização de tratamentos quarentenários e fitossanitários, no trânsito de vegetais e suas partes, mediante a utilização de processos que fazem uso de técnicas de irradiação com radiação ionizante. Diferentemente da ANVISA que opta por publicações de caráter mais abrangente, o MAPA é específico e, em seu ANEXO V descreve as pragas alvo e as respectivas dosagens autorizadas. Finalmente, em 2011, é publicada no Diário Oficial da União a Instrução Normativa Nº 9, vigente até a presente data. Este ato legal adota as diretrizes da Norma Internacional para Medidas Fitossanitárias como

orientação técnica para o uso da irradiação como medida fitossanitária, com o objetivo de prevenir a introdução ou disseminação de pragas quarentenárias regulamentadas no território brasileiro.

A TABELA 2 apresenta um resumo dos atos legais emitidos no Brasil que tratam sobre a irradiação de alimentos e que permanecem vigentes.

**Tabela 2:** Atos legais que permanecem em vigor

Ato legal	Origem	Data de publicação	Ementa	Situação
Decreto-Lei n° 986/PR	Poder Executivo	21/10/1969	Institui normas básicas sobre alimentos.	Não consta revogação expressa
Decreto n° 72.718	Poder Executivo	29/08/1973	Estabelece normas gerais sobre irradiação de alimentos	Não consta revogação expressa
Resolução RDC n° 21	Agência Nacional de Vigilância Sanitária	26/01/2001	Aprova o Regulamento Técnico para Irradiação de Alimentos	Vigente
Instrução Normativa Nº 9	Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento	24/02/2011	Medidas fitossanitárias	Vigente

## 1.2. Escolha das fontes para a irradiação de alimentos

A legislação regulamenta e corrobora os aportes da irradiação de alimentos em seus diversos aspectos, a saber: preservação, saúde pública e tratamentos quarentenários e fitossanitários. Entretanto, se a técnica não é amplamente utilizada em nosso país, uma das principais causas é o desconhecimento, tanto por parte da população, como dos interessados envolvidos na produção e comércio de alimentos. As leis, decretos e normas supramencionados repetem a cada vez as fontes de radiação permitidas, a saber:  $^{60}\text{Co}$ ;  $^{137}\text{Cs}$ ; aceleradores de elétrons com energia não-superior a 10 MeV; e aparelhos emissores de raios X com energia não-superior a 5 MeV. Essas orientações, estabelecidas, porém não explicadas, suscitam dúvidas e incertezas.

Com efeito, duas das principais radiações utilizadas são os raios X e gama, isto é, radiação eletromagnética como a luz solar, porém com comprimento de onda muito menor e, portanto, com muito mais energia. A radiação eletromagnética é uma escolha porque não possui a capacidade de produzir reações nucleares e, portanto, não altera as propriedades físicas e químicas do produto irradiado. A quantidade de radiação que incide e é absorvida por um alimento tem um limite, pois

assim como a radiação solar recebida em excesso por um indivíduo produz queimaduras de primeiro, segundo e terceiro grau, a radiação em quantidade excessiva pode modificar as propriedades do alimento de maneira não desejada. Por esta razão, existem determinados intervalos de quantidades de radiação para cada tipo de alimento, em virtude de suas características naturais, e também da finalidade almejada.

No caso da irradiação de alimentos para a redução da carga microbiana, como é o caso das especiarias particularmente, são irradiados grandes volumes com as especiarias já embaladas para transporte e os volumes chegam a medir 1 m<sup>3</sup>, dependendo do tipo de equipamento utilizado para o processo de irradiação. Nesses casos em que os volumes são grandes, a densidade é considerada como a da água, igual a 1. A radiação gama é monoenergética na deexcitação do núcleo do átomo, mas dificilmente encontramos emissores com energias próximas de 4 MeV. Por esta razão são escolhas possíveis para a finalidade de irradiação de alimentos:

<sup>60</sup><sub>27</sub>Co – Cobalto-60: possui 2 raios gama com rendimento de 100% cada por deexcitação do núcleo com energias respectivamente de 1,17 MeV e 1,33 MeV e com uma meia-vida de 5,26 anos.

<sup>137</sup><sub>55</sub>Cs – Césio-137: possui um raio gama de 0,66 MeV com rendimento de 100% por deexcitação do núcleo com uma meia-vida de 30 anos. Essas fontes são, entretanto, cada vez menos utilizadas nos processos industriais de irradiação de alimentos [16].

Outra opção viável para a irradiação de alimentos são os raios X. A vantagem do uso dos raios X é que existem aceleradores de partículas que produzem raios X de energias grandes e, portanto, podemos chegar muito próximos dos 10 MeV, nosso limite energético de feixe de radiação útil. Diferentemente dos raios gama, o acelerador é uma fonte de radiação que pode ser desligada, o que alguns consideram uma vantagem. A radiação proveniente de elétrons acelerados tem baixo poder de penetração, irradiando o alimento até alguns centímetros abaixo da superfície. O feixe de elétrons pode ser eficaz na irradiação de alguns tipos de alimento, como por exemplo: sementes, flores comestíveis, hambúrgueres e filés de frango. Existem diferentes tipos de aceleradores de elétrons, dependendo de sua energia (MeV ou KeV), da sua corrente (mA) e potência (kW) que determinarão a taxa de transferência do produto. Assim, a utilização de fonte única, ou duplas de feixes de elétrons de 10 MeV, será definida de acordo com diferentes espessuras do produto (densidade de área). Uma possibilidade para um futuro próximo é a utilização de aceleradores de tamanhos menores e a preço mais acessível, que permitirão a utilização dos feixes de elétrons para alimentos que



demandam radiação com baixo poder de penetração e o aproveitamento dos raios X para finalidades que demandam alto poder de penetração, atravessando o alimento por inteiro.

Foram muitos os avanços tecnológicos nas últimas décadas e muitos os benefícios da irradiação de alimentos. Entretanto no Brasil, com a desinformação de produtores, indústria, comerciantes e consumidores, a irradiação de alimentos em escala industrial ainda caminha a passos lentos.

### **1.3. Irradiação de alimentos para fins comerciais e industriais no Brasil**

A técnica da irradiação de alimentos foi introduzida no Brasil na década de 60. Durante as décadas posteriores, as pesquisas sobre irradiação de alimentos proporcionaram avanços em escala mundial. Desde 1974 o IPEN possui equipamentos para irradiação (tanto  $^{60}\text{Co}$  como acelerador de elétrons), desenvolvendo e assessorando produtores com pesquisas e testes de seus produtos em uma escala semi-industrial em alimentos e produtos agrícolas.

Com o transcorrer dos anos, as exigências do mercado consumidor impulsionaram o comércio de alimentos na busca de técnicas mais saudáveis. Os novos paradigmas de cuidados à saúde clamavam pela preservação e segurança do alimento, mantendo o máximo de suas características nutricionais e sensoriais, com pouco ou nenhum dano em seus biocompostos naturais. Desde então, o processamento por radiação cresce no Brasil e no mundo [18].

O primeiro irradiador comercial foi implantado em São Paulo pela EMBRARAD em 1980. A empresa iniciou suas operações para diversos ramos da indústria, incluindo a área médica e farmacêutica, irradiação de alimentos e produtos para a agroindústria de alimentos. Em 1999, a EMBRARAD inaugurou seu segundo irradiador. Outra indústria de irradiação se estabeleceu em São Paulo em 1999, a CBE (Companhia Brasileira de Esterilização) com um irradiador de  $^{60}\text{Co}$  construído com tecnologia brasileira, também com a mesma finalidade da EMBRARAD. Em 2002, iniciou-se a irradiação comercial com aceleradores de elétrons. Em 2015 todos irradiadores comerciais de alimentos foram comprados pela Sterigenics, uma multinacional canadense. Até a presente data, a Sterigenics detém o monopólio da irradiação de alimentos em escala industrial no Brasil.

## 2. DISCUSSÃO

O Brasil ainda investe em grande parte na preservação dos alimentos fazendo uso de agroquímicos e inseticidas que sabidamente deixam resíduos nos alimentos [19]. O tratamento com produtos químicos promove a resistência dos insetos e microrganismos patogênicos, libera resíduos no meio ambiente, podendo ainda comprometer o equilíbrio ecológico e a saúde do trabalhador. A irradiação de alimentos apresenta vantagem em todos esses quesitos, podendo ser utilizada em muitos casos como alternativa ou conjuntamente com outros tratamentos de medidas fitossanitárias [16], [20]. Entretanto, no Brasil, a técnica não é amplamente utilizada.

Um primeiro ponto de discussão é a escassez de irradiadores que atendam em escala comercial este país com dimensões continentais. O Brasil é um dos 5 maiores países do globo, o maior país da América Latina e um dos países mais populosos do mundo. O país tem 8,5 milhões de quilômetros quadrados, divididos geopoliticamente em 5 regiões, com 3 fusos horários e conta com 26 estados e Distrito Federal. Como vimos, até os dias de hoje apenas uma empresa na região sudeste oferece o serviço de irradiação de alimentos em escala industrial. Fica claro que uma única instalação não atende às demandas de um mercado produtor espalhado nas diversas regiões do país onde, além da grande distância entre estados, conta com um sistema de transporte predominantemente rodoviário. Seria preciso o investimento na construção de irradiadores nos diferentes estados, para que se possa tratar os alimentos antes de serem transportados durante dias pelos caminhões, evitando perdas desnecessárias sobretudo durante as fases de transporte rodoviário e armazenamento. Uma vantagem da irradiação de alimentos – em nível nacional – é que, uma vez construídas as instalações, o custo desta técnica no longo prazo é bastante baixo, comparado ao tratamento com agroquímicos.

Porém, há um fator complicador para a implantação da técnica de maneira ampla e efetiva: a quase total desinformação da população, incluindo produtores, indústria, comércio e público consumidor. Sobretudo este último, cuja percepção de risco é prejudicada por preconceitos e medos infundados sobre as radiações, levando as pessoas a falsas conclusões, associando a radiação ionizante a riscos ambientais, perigo à saúde ou contaminação do alimento. Com efeito, uma pesquisa presencial realizada na capital de São Paulo, uma das maiores do país, traz resultados

preocupantes [21]. 55% dos entrevistados associou radiações ionizantes a guerras, contaminação, acidentes nucleares, doenças, cânceres ou mortes. 67% dos entrevistados alegaram nunca ter visto o símbolo da Radura e os 21% que alegaram reconhecer o símbolo, não sabiam o que representava. No geral, os entrevistados não sabiam a diferença entre "alimentos irradiados" e "alimentos contaminados" e confundiam "alimento irradiado" com "alimento radioativo". Ao final da entrevista, os entrevistados receberam uma brevíssima explicação sobre esta técnica de preservação para eliminar insetos e reduzir microrganismos causadores de doenças. Convidados a responder novamente sobre suas intenções de compra de alimentos irradiados, as opiniões mudaram significativamente: 70% respondeu que compraria esses alimentos, informaria a amigos e parentes e sugeriria a compra para outras pessoas. A pesquisa é repetida a cada ano com novos respondentes e a experiência se repete. O medo por parte da população deve-se, sobretudo, à falta de informação acessível, confiável e cientificamente correta.

A ampla implantação da técnica da irradiação de alimentos no Brasil depende, pois, desses dois fatores igualmente importantes: da oferta de instalações que atendam em escala industrial os diversos estados do Brasil e de uma comunicação efetiva junto à população em todas as suas esferas.

### **3. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

O Brasil é um grande produtor e exportador de alimentos, porém uma parcela substancial da população brasileira ainda enfrenta questões de fome, insegurança alimentar e desnutrição. A irradiação de alimentos é uma das alternativas viáveis que vem ao encontro da demanda social brasileira de abastecimento de alimentos com quantidade e segurança, além do combate ao desperdício. A irradiação de alimentos contribui para a redução das perdas no pós-colheita, transporte e armazenamento, prolongando o tempo de prateleira, reduzindo o desperdício de alimentos no mercado e na casa do consumidor. A irradiação de alimentos responde também a uma demanda de saúde pública, como medida preventiva para a redução dos riscos causados por agentes patogênicos causadores de surtos alimentares e danos à saúde humana. Nesse quesito, as medidas preventivas incluem a eliminação de insetos e larvas ou redução de microrganismos indesejáveis a níveis apropriados para o consumo humano. Responde ainda a uma demanda econômica, tornando

o país competitivo diante do mercado externo, uma vez que em muitos casos a irradiação de alimentos para fins fitossanitários é uma exigência para a exportação de frutas e carnes [16], [22]. Diante de todas essas questões, a irradiação de alimentos é uma necessidade e um desafio. Se por um lado a irradiação de alimentos pode contribuir para responder a algumas das demandas sociais, econômicas e sanitárias do país, por outro lado isso só seria possível com a implementação de diversas instalações radiativas em diversos estados, com a capacidade de irradiar alimentos em escala industrial.

Para além do desenvolvimento tecnológico, é necessário ainda investir na aceitação pública, uma vez que um dos grandes entraves em relação às técnicas nucleares é a percepção equivocada do público leigo em relação à percepção de risco das radiações ionizantes, notadamente em relação aos efeitos maléficos à saúde humana [23] - [24]. Pesquisas realizadas na década de 80, em diversos países na América, África, Ásia e Europa demonstram que programas de informação e comunicação à população influenciam a confiança no processo e as intenções de compra do consumidor e que o envolvimento da mídia, de organismos governamentais e das agências reguladoras potencializam a aceitação pública [25].

No Brasil, faz-se necessário um maior envolvimento da esfera pública, no sentido de rever e completar a regulamentação, além de promover o treinamento de pessoal apto à fiscalização. A complementação da regulamentação é essencial para conferir transparência e confiabilidade no processo, por parte do público, do mercado de alimentos e dos processos de fiscalização. Toma-se como exemplo a RDC n° 21/ANVISA, ainda vigente, que substituiu a DINAL n° 9/SVS, suprimindo a relação de alimentos que podem ser submetidos a tratamento por irradiação, detalhando objetivos, tipo e nível de energia e dose média aceitável em cada caso. Hoje essa relação oficial apenas pode ser obtida por meio de publicações internacionais [3],[8],[9]. A atuação ativa de organismos reguladores pode fortalecer a aceitação de tecnologias inovadoras e conferir segurança ao processo. Apenas com amplas ações de educação à população, a irradiação de alimentos deixará de representar uma ameaça e poderá oferecer todo o seu potencial de contribuições no combate à fome e redução do desperdício, na segurança do alimento e saúde pública, no fortalecimento do mercado interno e do comércio exterior.

## REFERÊNCIAS

- [1] Maitra C. **A review of studies examining the link between food insecurity and malnutrition.** Technical Paper. Food and Agriculture Organization of the United Nations FAO, Rome, 2018.
- [2] Lana M. M. Perdas e Desperdício de Hortaliças no Brasil *In: Perdas e desperdício de alimentos: estratégias para redução.* Câmara dos Deputados, Edições Câmara, Brasília, 2018.
- [3] Food and Agriculture Organization of the United Nations - FDA. 21CFR179.26 *in US Code of Federal Regulations*, Title 21, Volume 3. Revised as of April 1, 2019.
- [4] BRASIL. Decreto-Lei nº 986/PR, de 21 de outubro de 1969. Institui normas básicas sobre alimentos.
- [5] BRASIL. Decreto nº 72718, de 29 de agosto de 1973. Estabelece normas gerais sobre irradiação de alimentos.
- [6] Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN. Resolução nº 5 de 10 de setembro de 1980. Aprova em caráter experimental a Anteprojeto da Norma Irradiação de Alimentos.
- [7] Diário Oficial da União – D.O.U. Seção 1, Edição 107, 8 de junho de 1998, pp 8.
- [8] Divisão Nacional de Vigilância Sanitária de Alimentos – DINAL. Portaria nº 9/SVS, de 08 de março de 1985. Aprova a Relação de Alimentos cuja irradiação é autorizada, indicando para cada caso: o tipo, nível e dose média de energia de radiação que pode ser empregada, o objetivo da irradiação e o tratamento prévio, conjunto ou posterior.
- [9] Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. Resolução RDC nº 21, de 26 de janeiro de 2001. Aprova o Regulamento Técnico para Irradiação de Alimentos.
- [10] Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. Consulta Pública nº 83/ANVISA, de 18 de outubro de 2000
- [11] Divisão Nacional de Vigilância Sanitária de Alimentos – DINAL. Portaria nº 30, de 25 de setembro de 1989. Autoriza o uso de tratamento por irradiação a determinados alimentos.
- [12] Conselho Nacional de Técnicos em Radiologia – CONTER. Resolução nº 9/CONTER, de 25 de abril de 2001. Institui e normatiza as atribuições exclusivas do Técnico e Técnico em Radiologia na área de Irradiação de Alimentos e Esterilização de Material.
- [13] Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento – MAPA. Portaria nº 28/SDA, de 14/04/2004, Submete à consulta pública, por um prazo de 60 (sessenta) dias, que dispõe sobre os procedimentos específicos para uso da radiação ionizante como tratamento quarentenário e fitossanitário, como tratamento único ou em combinação com outros tratamentos em operações de embalagem e em produtos a granel ou embalados, com o objetivo de prevenir a introdução ou disseminação de pragas, mediante a obtenção de respostas de mortalidade, prevenção do desenvolvimento saudável, inabilidade reprodutiva e inativação das mesmas e desvitalização de vegetais.
- [14] BRASIL. Lei nº 7802, de 11 de julho de 1989. Dispõe sobre a Pesquisa, a Experimentação, a Produção, a Embalagem e Rotulagem, o Transporte, o Armazenamento, a Comercialização, a Propaganda Comercial, a Utilização, a Importação, a Exportação, o Destino Final dos Resíduos e Emba-

lagens, o Registro, a Classificação, o Controle, a Inspeção e a Fiscalização de Agrotóxicos, seus Componentes e Afins, e dá outras Providências.

- [15] BRASIL. Decreto nº 4074, de 04 de janeiro de 2002. Regulamenta a Lei no 7.802, de 11 de julho de 1989, que dispõe sobre a pesquisa, a experimentação, a produção, a embalagem e rotulagem, o transporte, o armazenamento, a comercialização, a propaganda comercial, a utilização, a importação, a exportação, o destino final dos resíduos e embalagens, o registro, a classificação, o controle, a inspeção e a fiscalização de agrotóxicos, seus componentes e afins, e dá outras providências.
- [16] Ministério da Agricultura, Pecuária e Abastecimento – MAPA. Instrução Normativa Nº 9, de 24 de fevereiro de 2011. Adota as diretrizes da Norma Internacional para Medidas Fitossanitárias - NIMF nº 18 como orientação técnica para o uso da irradiação como medida fitossanitária com o objetivo de prevenir a introdução ou disseminação de pragas quarentenárias regulamentadas no território brasileiro.
- [17] International Atomic Energy Agency IAEA, Dosimetry for Food Irradiation in **Technical Reports Series No. 409**, Viena, 2002.
- [18] Kume, T., Furuta, M., Todoriki, S., Uenoyama, N., Kobayashi, Y. Status of food irradiation in the world in **Radiation Physics and Chemistry** Vol.78, 222–226, 2009.
- [19] Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. Resolução RDC nº 295, de 29 de julho de 2019. Dispõe sobre os critérios para avaliação do risco dietético decorrente da exposição humana a resíduos de agrotóxicos, no âmbito da Anvisa, e dá outras providências.
- [20] Centro de Gestão e Estudos Estratégicos (CGEE); Estudo da Cadeia de Suprimento do Programa Nuclear Brasileiro - Panorama - Análise de oportunidades e desafios para o segmento de Irradiadores e Aplicações na Cadeia Produtiva do Agronegócio, Brasília, Novembro, 2010
- [21] Levy, D., Sordi, G.M.A.A., Villavicencio, A. Construindo pontes entre ciência e sociedade: divulgação científica sobre irradiação de alimentos in **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, Vol 6, No1, 2018.
- [22] Eustice R. F. **Acceptance, use of food irradiation reached new levels in 2017**, 2018. Available at: <http://www.foodsafetynews.com/2018/01/acceptance-use-of-food-irradiation-reached-new-levels-in-2017/#.WsklbYjwbDc> Last accessed: 30 June 2020.
- [23] Guimarães L. S. O desafio da aceitação pública da energia nuclear in **Revista Marítima Brasileira** Volume 135 n. 10/12 pp.115-116, 2015.
- [24] Behrens J. H., Barcellos M. N., Frewer L. J., Nunes T. P., Landgraf M. Brazilian consumer views on food irradiation in **Innovative Food Science and Emerging Technologies**, vol.10 383–389, 2009.
- [25] Bruhn C. M. Consumer Attitudes and Market Response to Irradiated Food in **Journal of Food Protection**, Vol. 58. No.2 Pages 175-181, 1994.



# Computer simulator for the research reactor IPEN/MB-01

Casorla<sup>a</sup> M., Bitelli<sup>a</sup> U. D., Andrade<sup>a</sup> D. A, Rocha<sup>a</sup> M. S.

*<sup>a</sup>Nuclear and Energy Research Institute – IPEN/CNEN, Nuclear Engineering Center – CEENG, 05508-000,  
Prof. Lineu Prestes Av. 2242, São Paulo, SP, Brazil  
msrocha@ipen.br*

---

## ABSTRACT

A computer simulator for the Nuclear Research Reactor IPEN / MB-01 was developed to be a tool for teaching, training, and recycling professionals. The simulator was developed on a SCADA platform (Supervision and Data Acquisition System) with support calculation software, where mathematical models, and graphical interface configurations form a friendly platform, which allows the trainee to be identified with the physical systems of the research reactor. Simplified modeling of the main physical phenomena related to the operation of the reactor, and the reactivity control systems, reactor cooling and reactor protection was used. The Simulator allows an HMI (Human-Machine Interaction) by manipulating system variables and monitoring trends in quantities during the operation of the reactor, showing an interactive tool for teaching, training and recycling for professionals in the Nuclear Reactor IPEN / MB -01, allowing simulations of the start, power and stop operations.

*Keywords: nuclear research reactor, computational simulator, operator training.*

---

## 1. INTRODUCTION

The use of computer simulators has become more common in different areas of human activity. They are more necessary the greater the complexity of systems and their interactions with operators. The level of security required, depending on the possible consequences of the wrong operation, is a key factor for using training and retraining policies of the operators of those systems. Clear examples are the necessary policies for training and retraining aircraft pilots, ships, automobiles, complex industrial plants, and, mainly, nuclear reactors.

The safety requirements of a nuclear reactor, from its planning to its decommissioning through its operation, are reasons for much study and debate among the experts responsible for establishing the standards that govern this industry. Several institutions are performing this function in the world, but the International Atomic Energy Agency (IAEA) [1-3] is the main international institution that develops and recommends such standards. In Brazil, the Brazilian Nuclear Energy Commission (Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN) is the governmental institution that regulates nuclear activities, including nuclear reactor operation.

Nuclear reactors are highly complex systems, containing several subsystems operating under the supervision of a hierarchical structure composed of directors, supervisors, and operators trained and trained over a long period. Be nuclear power reactors, be research nuclear reactors, the requirements of operation safety are also severe. Thus, the training of these operators is a key factor in ensuring the safety of these facilities.

For nuclear research reactors, the IAEA has developed a safety guide on training and qualification aiming for the good training of operators [4]. It includes the nature of the operational organization, and guidance on its establishment; the recruitment process for reactor personnel, including the required qualifications; the initial training and recycling programs of personnel and the authorization process for individuals whose functions were an immediate relationship with safety. According to the guide, the training methods cover, among other recommendations, training in simulators.

The IAEA [4] reinforces the need to use computational tools that satisfactorily simulate the behavior of the systems and subsystems of a nuclear reactor as a way of training operators under



various operating conditions. The focus of that document is to present up-to-date information on classification, selection, and use of simulators for education and training.

Besides, nuclear power reactor operators around the world make use of high-capacity computer simulators to reproduce from those facilities. The same effort has been made for research reactor operators around the world, coordinated by the IAEA [3].

In this context, a research project was carried out to develop a computational simulator that reproduces the operational behavior of the IPEN/MB-01 nuclear research reactor, seen at Fig. 1.



**Figure 1:** Control room of the Nuclear Research Reactor IPEN/MB-01.

The IPEN/MB-01 research reactor is a zero-power reactor, whose function is to allow researchers to conduct experimental neutronic studies for comparison with theoretical calculations, performance and characteristics of core configuration, and operator training. It is located at the Nuclear and Energy Research Institute (IPEN-CNEN/SP), in the city of São Paulo, Brazil [12].

The IPEN/MB-01 reactor core, for which the simulator was developed, has a rectangular shape with active dimensions of 390 x 420 x 546 mm, with an arrangement of 28 x 26 positions of fuel rods and 48 guide tubes, intended for the insertion of control and safety rods, responsible for the control of the reaction chain, and reactor SCRAM. For this core configuration, there are a total of 680 fuel rods with an excess reactivity of approximately 2400 pcm. The fuel rods are made up of

stainless steel tubes, containing inside 52 fuel tablets of uranium dioxide (UO<sub>2</sub>) enriched at 4.3 %. The reactor core is installed inside a tank that can have the water level controlled. Other characteristics can be obtained in [12].

It is noteworthy that, currently, the IPEN/MB-01 reactor core was changed and it is composed of fuel elements of the parallel plate type.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1. Nuclear Reactors Computer Simulators

Nuclear reactor computer simulators are numerical codes (which may contain multiple codes) to provide an insight and understanding of the plants, as well as a clear understanding of the operational characteristics of the reactors. Simulators are educational tools for training. They seek to provide general response characteristics of selected types of reactors systems.

Simulators can be classified into basic training and training simulators and professional simulators. According to [6], the basic training and training simulators present general concepts, demonstrating and exhibiting the fundamental physical processes of the reactors. These simulators are sometimes called *basic principle simulators* and are available for all major types of facility projects. They do not always faithfully reflect a particular plant. Its goal is to help users to understand fundamental physical processes, basic operation, and layout of NPP's, general operating systems, and procedures. They are used in primary and higher education programs, and can be as follows:

- Simulators of partial tasks: they deal with a specific part of the plant operations (systems or components) or specific phenomena;
- Complete simulators: describe an overview of plant behavior, focusing on the main systems, with or without auxiliary systems.

Several part computer simulators have been developed to simulate specific part-task or full reactors systems or to training specific skills on operators [5-8].

Professional simulators represent complete plant components and systems and their functions, comprehensive operation processes, or internal effects at several levels and system parameters of a

specific plant, during normal, transient or accident conditions. For such characteristic, they are intended for the specific representation of a particular type of reactor, and they are developed by manufacturers for training their operators [4].

The main technical characteristics of a training simulator are:

- Good human-machine interface;
- Well-defined modeling scopes for each objective and simulator components faithful to the real ones;
- Clear and timely information output (graphics, data, and warnings);
- Simulator developer must provide operation information with a manual;
- Other considerations such as interlocking systems are important.

This work aims to develop a computational simulator of basic training, using data and characteristics obtained during the actual operations of the IPEN/MB-01 research reactor. The simulator was developed according to the control design techniques [9-10]

## **2.2. The IPEN/MB-01 Research Reactor Computational Simulator**

The IPEN/MB-01 research reactor computer simulator was developed based on two distinct and complementary platforms. The first is a SCADA (Data Acquisition and Supervision System) platform, which serves as a human graphical interface (HGI) and control between the operator and the reactor systems, and a data processing platform (DPP).

On the HGI platform it is possible:

- Positioning of the control bars, and safety of the reactor;
- Control the moderator temperature;
- Control the moderator level;
- Change the core configuration;
- To do intervention of the interlock in the reactor control;
- Run SCRAM when it is needed.

Thus, the behavior of the following physical parameters and reactor operation is verified:

- Operation, intervention and shutdown of the reactor;

- Operation of radiation detectors;
- Determination of the 1/M curve versus position of the control bars;
- Obtaining calibration curves for each reactor core configuration;
- Influence of the level and temperature of the moderator on the reactivity of the reactor core;
- The measure of the coefficient of reactivity to empty of the reactor;
- Future ones that may be introduced by experts.

The simulator focuses on synoptic panels such as HGI being, therefore, limited to the performance of data processing that effectively simulates the actual reactor operations. Thus, for mathematical modeling, the resources of software that performs the calculation quickly and accurately enough to give the operator the feeling of real-time operation was used. In this simulator was used the software Matlab (Simulink Module) (DPP), allowing direct links with Indusoft, a Microsoft SCADA system (HGI). The communication between this two software established via an Ole for Process Control (OPC) port, enabling the integration between the two proposed systems. For this, it was necessary to insert two blocks in the DPP environment: OPC (OPC Configuration) and OPC (Client Manager) and make the proper configuration of the two software to ensure the sending and receiving of the operation information in real-time.

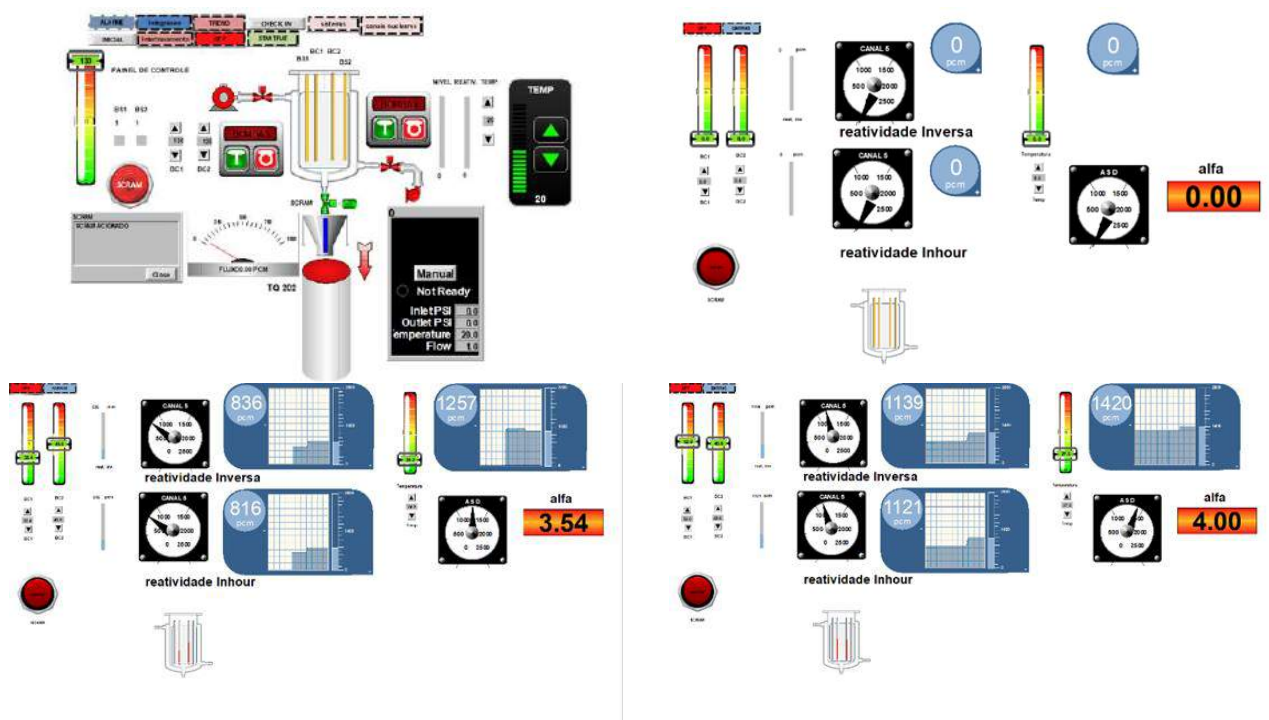
The simulator can be installed on a server, running the software. The trainees or students will be held in a laboratory where students will have access to the internet through a browser on each PC. The operation of the simulator is done remotely with restricted access for each objective currently proposed.

The simulator is based on data obtained from hundreds of real operations over the years, whose data has been stored in a database [11]. This database contains all the information provided by the Data Acquisition System (SAD) of the research reactor IPEN/MB-01, which contains data from nuclear channels, detectors, positioning of control bars, level, temperature, and water quality in the core water tank, among others. These data were organized into tables.

It was necessary to transform each variable stored in the table into valid data for the DPP software that does the data processing. In this way, the variables created were imported to be used as data to be used by the System Identification Toolbox. After performing the entire data acquisition and preparation procedure, each data set was approximated to a transfer function by specific models

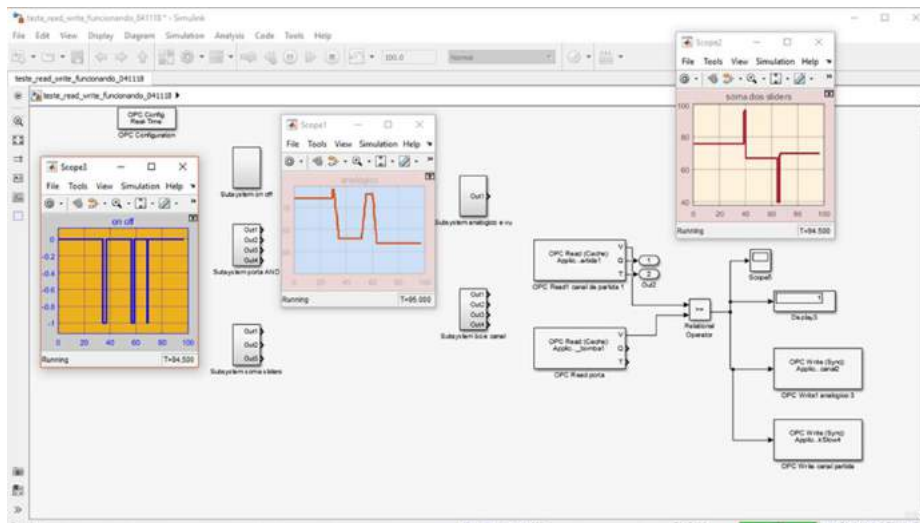
for each existing function. The tool has several models that can be used, from the simplest as a transfer function to the most complex ones as nonlinear models. When choosing a particular model to be estimated, the developer must pre-determine iteratively, or with some prior knowledge of the process, coefficients, and other parameters of the model. For example, in a transfer function model, it must choose the number of poles and zeros, and in polynomial models, the user has to determine the order of arbitrary polynomials.

In Figure 2 it is possible to check two examples of supervisory HMI screens built for the simulator.



**Figure 2:** Supervisory HMI screens built for the simulator.

By activating both software (HGI and DPP) one gets the presented outputs in the HGI as a function of the inputs, such as results of the reverse and Inhour reactivity and the alpha coefficient of the chosen configuration. There is also the possibility of obtaining dynamic information, such as responses from the PID control (Proportional-Integral-Derivative, as observed in Fig. 3.

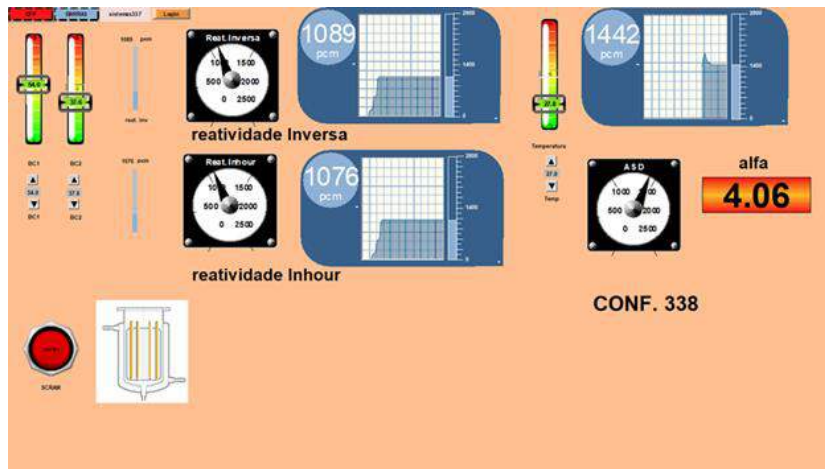


**Figure 3:** PID control response example.

It must be pointed out that this first version of the computer simulator of the IPEN/MB-01 can reproduce just one of the various kernel configurations. The other configurations will be implemented.

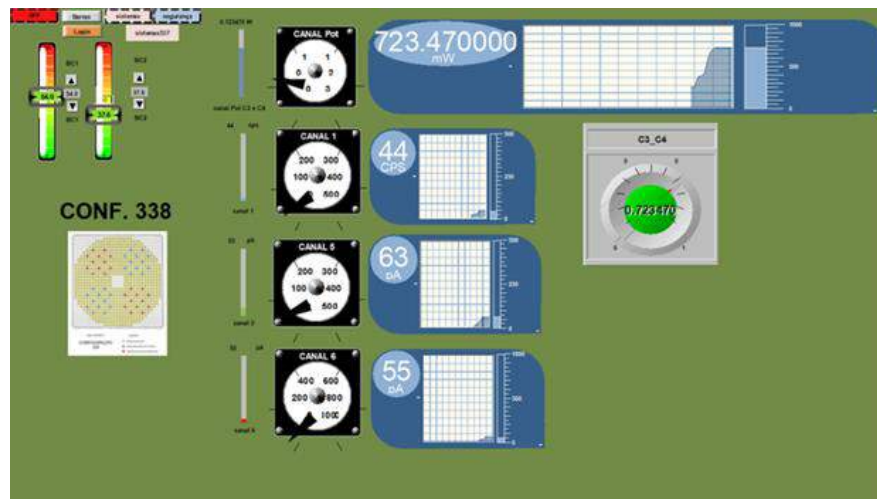
### 3. RESULTS

Results of the experiments carried out in the reactor such as inverse and Inhour reactivity and the alpha coefficient as a function of the moderator's temperature are some of the parameters presented by the simulator, as can be seen in Fig. 4.



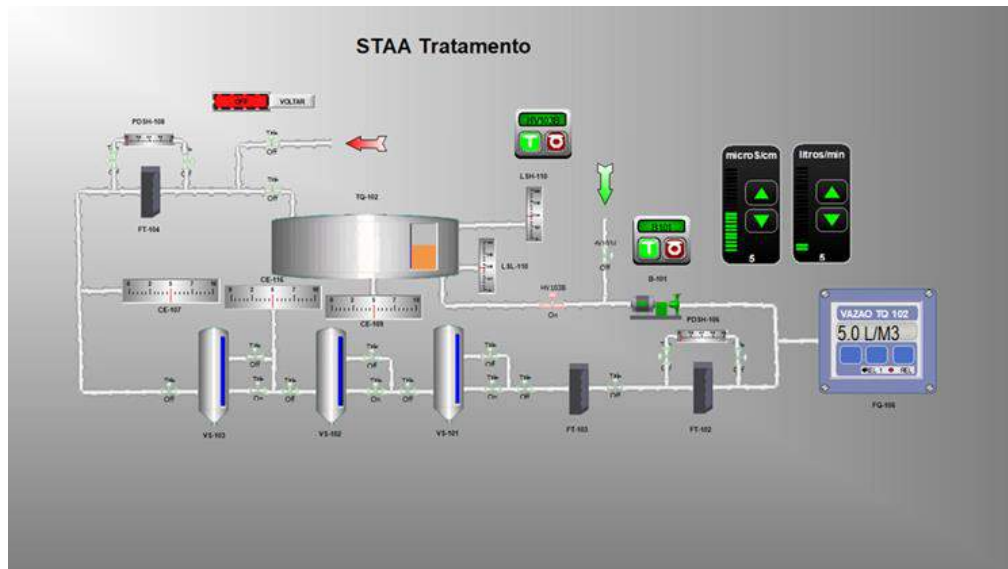
**Figure 4:** Inhour, inverse, and reactivity coefficient responses for configuration 338.

Results can also be obtained from the nuclear channels obtained in the reactor experiments, as shown in Fig. 5.



**Figure 5:** Results of channels 1, 5, and 6 for configuration 338.

Another system represented by the simulator is the reactor water treatment system (STAA). Knowledge of this subsystem is fundamental for operator training. The screen shown in Fig. 6 shows the STAA.



**Figure 6:** STAA Treatment System Screen.

#### 4. CONCLUSIONS

A computational simulator was developed for the IPEN/MB-01 nuclear research reactor, developed for mono or multi-user systems. It performs a simulation of the main operational variables of the reactor, also allows easy navigation between HMI screens providing globalized supervision of neutronic, thermal, and hydraulic processes if implemented. It was possible to show the feasibility of integrating a supervisory system and software to perform mathematical calculations with the data obtained from real experiments. The system identification and Matlab resource for SCADA was used through OPC. The benefits and advantages of using the simulator based on personal computers during the training programs of operators and undergraduate and graduate students were shown. Improvements to human-machine interfaces can be implemented to make the simulator more effective in training.



## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank the management of the IPEN/MB-01 reactor for supporting and providing the experimental data. They also thank IPEN/CNEN for allowing the development of the work.

## REFERENCES

- [1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Experience in the use of systematic approach to training (SAT) for nuclear power plant personnel**, Vienna, 1999. Technical Document Series, 1057p.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Safety of nuclear power plants: operation**, Vienna, 2000. Safety Standards Series, NS-R-2.
- [3] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Recruitment, qualification and training of personnel for nuclear power plants**, Vienna, 2002. (Safety Standards Series, NS-G-2.8).
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The operating organization and recruitment, training and qualification of personnel for research reactor**, Vienna, 2002. Safety Standards Series, NS-G-2.8.
- [5] CARVALHO, R. P.; MAIORINO, J. R.. A Research Reactor Simulator for Operators Training and Teaching, **PHYSOR-2006, ANS Topical Meeting on Reactor Physics**, Vancouver, 2006. p. 1-7.
- [6] LAGE, A. M. F.; FELIPPE, A. A. M.; MESQUITA, A. Z.. Design of a digital system for operational parameters simulation of IPR-R1 Triga nuclear research reactor. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 07-02B, 2019, p. 01-13. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v7i2B>.
- [7] ARAFA, A.; SALEH, H. I.; ASHOUB, N.. Design and implementation progress of multi-purpose simulator for nuclear research reactor using LabVIEW. **Kerntechnik**, v. 80, 2015, p. 1-11. DOI: 10.3139/124.110535.
- [8] ARAFA, A.; SALEH, H. I.; ASHOUB, N.. Development of an educational nuclear research reactor simulator. **Kerntechnik**, v. 79, 2014, p. 518-527. <https://doi.org/10.3139/124.110446>.

- [9] BANKS, J.. **Handbook of Simulation: Principles, Methodology, Advances, Applications, and Practice**. N.Y.: JOHN WILEY & SONS, 1998. 849p.
- [10] OGATA, K.. **Engenharia de Controle Moderno**. São Paulo: PEARSON – Prentice Hall, 2010. 824p.
- [11] BITELLI, U. D., Experimentos na Fase de Comissionamento - Comparação com a Metodologia de Cálculo. **Relatório Interno RELT 003.R00**, São Paulo. Outubro, 1998.
- [12] Available at <[https://www.ipen.br/portal\\_por/portal/interna.php?secao\\_id=723](https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=723)>. Last accessed: 10 July 2020.



# **A study on trace elements in fingernails and toenails from adult individuals by instrumental neutron activation analysis**

Sanches<sup>a</sup> T. P., Genezini<sup>a</sup>, F. A., Saiki<sup>a</sup> M.

*<sup>a</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, Centro do Reator de Pesquisas, CEP 05508-000,  
Cidade Univesitária, São Paulo, SP, Brazil  
mitiko@ipen.br*

---

## **ABSTRACT**

**This study presents results of instrumental neutron activation analysis (INAA) of nails from healthy adult individuals living in São Paulo city, Brazil. Concentrations of As, Br, Ca, Co, Cr, Fe, K, La, Na, Sb, Se and Zn were determined in fingernails and toenails and their variations with gender, age, body mass index among individuals and inter-element correlations were evaluated. These results indicated that several factors might affect in the nail element composition. In addition, there are few published data for finger and toenails analyses. However, comparisons made between the concentrations of elements obtained in fingernails were reasonable within the range of literature values. The findings of this study may contribute to establish an appropriate protocol to obtain data of nail element composition to be used as reference values.**

***Keywords:* fingernails, toenails, neutron activation analysis, trace elements.**

---

## 1. INTRODUCTION

Analyses of human nails for their trace element contents have been studied for several decades to assess nutritional status, to estimate environmental or occupational exposure to contaminants and for clinical investigations [1-4]. However, until today, clinical laboratories and physicians have sought the reference ranges or control values of nail element concentrations to use nails in the assessment of exposure to toxic elements or of deficiencies of certain elements to human health.

The interest in the nail tissue analyses is due to its easy sampling, the collection is considered less invasive, more convenient for storage and less trouble to transport to the laboratory for the analyses and much less hazardous to handle. Unlike blood, saliva or urine samples, nails reflect the health events or exposures occurring over the past 6-10 months. They represent element contents in the human body over a long period of time [5, 6]. Moreover, human nails retain the highest concentrations of elements due to the content of keratin which incorporate trace elements in proportion to their dietary intakes and exposures. Nail tissues can contain information about metabolic events occurred during the time of their formation, that is, the elements are removed from metabolic processes and after nail formation may be stable markers of past exposure [7]. These attributes make nails an attractive tissue for evaluation of trace element concentrations and to use as biomarkers. Additionally, several studies have been conducted to prove that trace element concentrations in nails can be changed by several pathological, physiological, nutritional and environmental factors [8-16].

However, published data of nail analyses to be used as reference values are very limited. Besides, the wide variability of element concentrations in nails from a relatively homogeneous population has made it difficult to use this tissue as a biomarker for trace element status.

Within this context, the purpose of this study was to analyze fingernails and toenails of an adult group of individuals living in São Paulo city, Brazil, in order to examine factors that can affect its element composition.

In this study instrumental neutron activation analysis (INAA) was applied to analyze nail tissues. This method has been applied in the analyses of this tissue in several studies [12, 16-19]. INAA is known as a highly sensitive, precise and accurate analytical technique and very suitable for

trace element determinations in biological tissues due to its multielement nature and small mass of sample required. In this case of human nails is particularly important since it is not always possible to obtain large sample amounts.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1. Nail sample collection

The Ethics Committee of the Department of Public Health of the University of São Paulo approved this research. The nail sample donors were adult subjects considered healthy and living in São Paulo city, SP, Brazil. They were informed about the aim of the study and a written consent was obtained from each donor prior to sample collection. Those who agreed to take part in the study had to answer questions concerning residential and medical history, gender, age, eating and smoking habits, use of drugs, mineral supplement intakes and occupation. The answers of these questions were used to select the population group for this study. Subjects were excluded when they were pregnant and drug users, had mental diseases, apparent infections in their nails or hands or feet, when they did not have sufficient quantity of nails for analysis and patients with systemic or metabolic disorders.

Nail samples were collected from 27 individuals (12 males and 15 females) aged between 19 and 75 years (Mean =  $38 \pm 16$  y) using stainless steel clippers. The donors themselves collected some samples. The fingernails and toenails collected separately were from 10 fingers and 10 toes. These samples were stored in small plastic zip bags securely closed, until their treatment for the analyses.

### 2.2 Nail sample cleaning

Nail sample cleaning was performed according to previous study [20]. To begin with, the samples were immersed in a solution of 70 % ethanol for 10 min to avoid eventual contamination by infectious fungi and bacteria during the handling to obtain small sample fragments. The visible dirt on the surface of nails was removed manually. The nail clippings were then cut in small fragments using titanium coated scissors. These samples were placed in polyethylene vials and

washed to minimize external surface contamination. This cleaning was performed in these vials and it consisted of three consecutive washings with acetone Merck pa stirring for 1 min, three consecutive washings with 2.0 % TritonX100 solution also stirring for 1 min, and finally two washes with Milli-Q purified water with a 20 s stirring each. Following washing, the samples were obtained by filtration on Whatman filter paper. Then the sample was dried at room temperature inside a laminar flow hood. During sample handling procedures talc-free gloves were used.

### 2.3 Preparation of synthetic element standards

The synthetic standards were prepared by pipetting 50  $\mu\text{L}$  of the element standard solutions onto sheets of Whatman No. 40 filter paper. These solutions containing one or more elements were prepared using certified standard solutions provided by SpexCertiprep Chemical, USA. All calibrations of the pipettors and volumetric flasks were verified before use. These filter sheets were dried at room temperature inside a desiccator and, then were placed into clean polyethylene bags which were then sealed. In these standards the quantities of each element, in  $\mu\text{g}$  (in parentheses) were the following: As(1.5), Br(4.9), Ca(500.6), Co(0.150), Cr(2.01), Fe(360.3), K(500.5), La(0.599), Na(200.2), Sb(0.600), Se(8.003) and Zn(36.0).

### 2.4 Instrumental neutron activation analysis procedure

For each donor, about 170 mg of fragmented and homogenized nail sample were weighted in polyethylene bags and irradiated in the IEA-R1 nuclear research reactor along with the synthetic standards of the elements. Sixteen-hour irradiations with a thermal neutron flux of about  $4.5 \times 10^{12} \text{ n cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$  were performed for As Br, Ca, Co, Cr, Fe, K, La, Na, Sb, Se and Zn determinations. After adequate decay times, the activities of the irradiated samples and standards were measured by a Model GEM20190-P hyper pure Ge detector coupled to a gamma ray spectrometer, both from EG&G ORTEC. The resolution (FWHM) of the system was 0.81 keV for 122 keV gamma-ray peak of  $^{57}\text{Co}$  and 1.97 keV for 1332 keV gamma ray of  $^{60}\text{Co}$ . Each sample and standard were measured at least twice for different decay times. Counting times from 5,400 to 50,000 seconds were used, depending on the half-lives or activities of the radioisotopes considered. The gamma spectra were acquired using MAESTRO MCA software from EG&G ORTEC and were processed using

VISPECT software developed in our laboratory by Dennis Piccot from Saclay, France. The radionuclides measured were identified according to their half-lives and gamma-ray energies. The concentrations of elements were calculated by comparative method. The radionuclides used were:  $^{76}\text{As}$ ,  $^{82}\text{Br}$ ,  $^{47}\text{Ca}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{51}\text{Cr}$ ,  $^{59}\text{Fe}$ ,  $^{42}\text{K}$ ,  $^{140}\text{La}$ ,  $^{24}\text{Na}$ ,  $^{122}\text{Sb}$ ,  $^{75}\text{Se}$  and  $^{65}\text{Zn}$ .

The quality control of the analytical results was evaluated by analyzing certified reference materials, NIST 1577b Bovine Liver and NIST 1566b Oyster Tissue both from National Institute of Standards and Technology (NIST), USA.

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

#### 3.1. Quality control of analytical results

The certified reference materials, NIST 1577b Bovine Liver and NIST 1566b Oyster Tissue were analyzed by applying the same experimental conditions used for nail analyses and the results were evaluated on a dry weight basis, as recommended in their certificates. These results presented in Table 1 indicate good accuracy and precision with relative standard deviations and relative errors lower than 11.6 %. The standardized difference or Z-score values [23] obtained for elements quantified in these reference materials were  $|\text{Z-score}| < 2$ , indicating that the results are satisfactory and are within the ranges of certified data at the significance level of 5 %.

#### 3.2. Variation of element concentrations in fingernails and toenails

Some of our experimental data presented outliers (values that are very different from the data values for the majority of the cases in the data set), so the normalized residual method [24] was used to obtain robust averages with minimum interference of outliers. Table 2 shows the results of mean  $\pm$  standard deviation and range of element concentrations obtained in fingernails and toenails.

Comparisons between fingernail and toenail element concentrations were carried out by applying one-way ANOVA test ( $p < 0.05$ ). In the lines of Table 2, results followed with same lower case letters indicate that this element concentration does not present significant difference between fingernails and toenails. Concentrations of Br, Co, Fe, Sb, Se and Zn obtained in fingernails were higher than those found in toenails.

**Table 1:** Element concentrations in the NIST 1577b Bovine Liver and 1566b Oyster Tissue certified reference materials. Results in mg kg<sup>-1</sup>

NIST 1577b Bovine Liver					
Elements	This study				Certificate values [21]
	M ± SD (n)	RSD, %	RE, %	Z-score	
Br	10.10 ± 0.33(7)	3.3			(9.7)*
Co	0.243 ± 0.012(7)	5.0			(0.25)*
Fe	189 ± 10(6)	5.3	2.9	0.3	184 ± 15
Na	2473 ± 63(7)	2.5	2.2	0.1	2420 ± 60
Rb	13.07 ± 0.41(6)	3.1	4.5	- 0.5	13.7 ± 1.1
Se	0.749 ± 0.027	3.6	2.7	0.3	0.73 ± 0.06
Zn	123.9 ± 3.1(6)	2.5	2.4	- 0.2	127 ± 16
NIST 1566b Oyster Tissue					
Elements	This study				Certificate values [22]
	M ± SD (n)	RSD, %	RE, %	Z-score	
As	7.35 ± 0.34(6)	4.6	3.9	- 0.9	7.65 ± 0.65
Br	52.8 ± 1.7(7)	3.2			
Ca	875 ± 102(5)	11.6	4.4	0.3	838 ± 20
Co	0.356 ± 0.011(7)	3.3	3.9	1.2	0.371 ± 0.009
Fe	196.6 ± 7.6(5)	3.9	4.4	- 0.9	205.8 ± 6.8
K	6181 ± 499(4)	8.0	5.1	- 0.6	6520 ± 90
Na	3362 ± 76(6)	2.3	1.9	0.8	3297 ± 53
Rb	3.20 ± 0.13(6)	4.1	1.8	- 0.4	3.262 ± 0.145
Se	2.068 ± 0.056(6)	2.7	0.4	0.08	2.06 ± 0.15
Zn	1378 ± 61(7)	4.4	3.2	-0.7	1424 ± 46

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation; n = Number of determinations;

RSD = Relative standard deviation; RE = Relative error; \* - Number in parentheses are informative values.

According to Gulson samples of toenails are superior to fingernails because of the reduced chance of contamination of toenails from various sources, including nails polish in the case of females, and due to the observation that toenails grow at a slower rate than fingernails and hence



provide a longer integration of exposure [25]. Fingernails and toenails grow at different rates, this may affect concentration comparisons and exposure estimates. Fingernails of young adults grow at an average of 3.47mm/month and toenails grow 1.62 mm/month [26].

In Table 2, the overall values, fingernail and toenail variability and interpersonal variability are also presented. The interpersonal variability was calculated as the mean of relative standard deviations (RSDs) representative of different individuals. These variations depended on the element. Elements As and Cr were distributed more homogeneously between fingernails and toenails than the other elements. The most heterogeneously distributed element was Co. Interpersonal variability results demonstrated the following sequence for the elements: Co > K > La > Na > Fe > Sb > Cr > Br > Ca > As > Se > Zn.

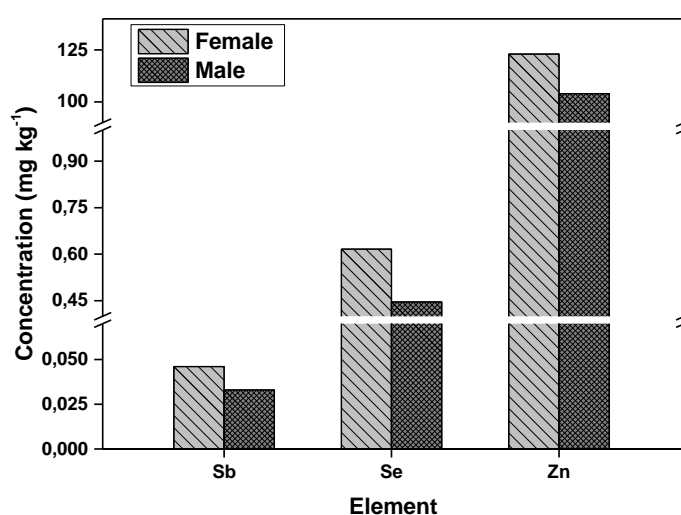
**Table 2:** Mean element concentrations in the fingernails and toenails from all individuals. Results are given in mg.kg<sup>-1</sup>

Elements	Fingernails	Toenails	Overall value	Finger and toenail variability, %	Interpersonal variability, %
	M ± SD	M ± SD			
As	0.044 ± 0.013 a	0.047 ± 0.015 a	0.046 ± 0.002	4.7	30.8
Br	1.46 ± 0.50 a	1.15 ± 0.43 b	1.31 ± 0.22	16.8	35.6
Ca	647 ± 225 a	795 ± 273 b	721 ± 104	14.5	34.5
Co	0.042 ± 0.050 a	0.019 ± 0.009 b	0.031 ± 0.016	53.3	96.7
Cr	0.243 ± 0.094 a	0.240 ± 0.140 a	0.242 ± 0.002	0.88	48.4
Fe	29.0 ± 15.3 a	19.6 ± 9.7 b	24.3 ± 6.6	27.3	51.4
K	114 ± 102 a	182.1 ± 127.9 a	148.1 ± 48.1	32.5	77.6
La	0.024 ± 0.016 a	0.034 ± 0.027 a	0.029 ± 0.007	24.4	74.1
Na	143.6 ± 90.1 a	230.7 ± 155.0 a	187.2 ± 61.6	32.9	65.5
Sb	0.040 ± 0.017 a	0.025 ± 0.015 b	0.032 ± 0.011	32.5	49.2
Se	0.540 ± 0.210 a	0.402 ± 0.053 b	0.0471 ± 0.098	20.7	27.9
Zn	114.2 ± 20.2 a	87.4 ± 11.9 b	100.8 ± 19.0	18.8	15.9

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation. Results with same lower-case letters of the same line indicate that they do not present statistically significant differences (p < 0.05, 1-way ANOVA).

### 3.3. Variations of element concentrations in relation to gender

The t Student test was applied to assess the effect of gender on mean element concentrations in fingernails and toenails. Results showed that most of the elements in toenails and fingernails are not affected by gender. The exceptions were for Sb, Se and Zn of fingernails that showed significant differences ( $p = 0.05$ ), as can be seen in Figure 1. These three elements showed higher concentrations in female fingernails than those presented in males. The mean concentrations and standard deviations obtained for these elements were (in  $\text{mg}\cdot\text{kg}^{-1}$ ): Sb =  $0.046 \pm 0.019$ ; Se =  $0.62 \pm 0.24$ ; Zn =  $123 \pm 19$  for females and Sb =  $0.033 \pm 0.011$ ; Se =  $0.45 \pm 0.10$ ; Zn =  $104 \pm 17$  for males.



**Figure 1:** Concentrations of Sb, Se and Zn in female and male fingernails

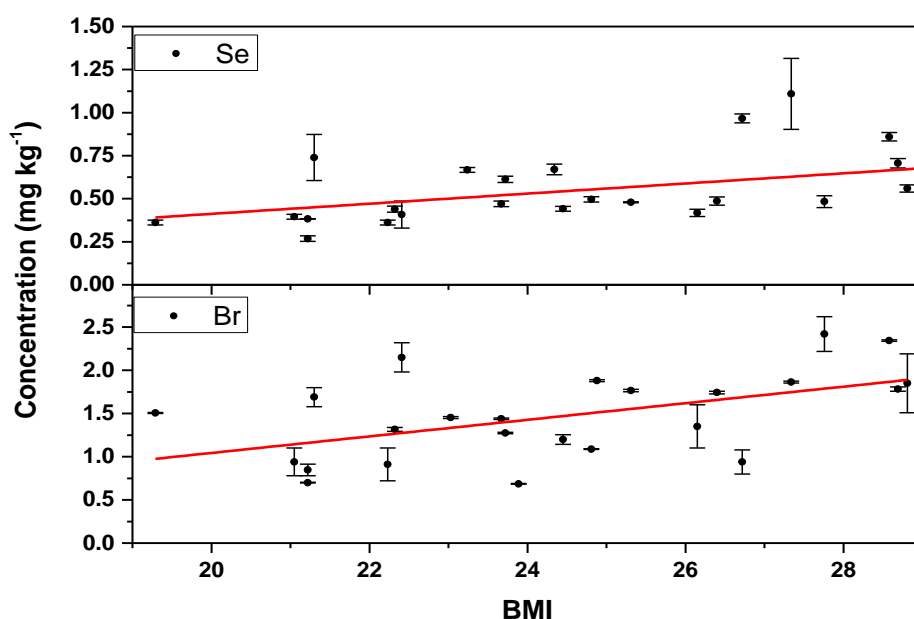
### 3.4. Variation of element concentrations in relation to age

Age dependence with element concentrations in fingernails and toenails was not found for the 19 and 71 year range. A similar result was observed by Chaundhary et al. for Br, Co, Cr, Fe, Na and Sb in fingernails [27].

### 3.5. Variations of element concentrations in relation to body mass index

Body mass index (BMI) is an index of weight (mass, in kg) to square height (in  $\text{m}^2$ ) ratio commonly used to classify underweight, suitable weight, overweight and obesity in adults.

According to the Ministério da Saúde do Brasil [28] for BMI, 17 individuals presented adequate weight within the range from 18.5 to 25 kg m<sup>-2</sup> and 10 were overweight with BMI from 25 to 30. Most of elements did not presented significant variation of element concentrations with the increasing of BMI. Only Br and Se concentrations from fingernails presented a slightly growth trend with BMI values as can be seen in Figure 2.



**Figure 2:** Variation of the fingernail Br and Se concentrations with de body mass index (BMI)

### 3.6. Inter-element correlation

To evaluate potential inter-element correlation, Pearson correlation coefficients were calculated, and these results are presented in Table 3. For fingernails, very strong positive correlation ( $r$ ) was obtained for the pair of elements K–Na (0.90) and moderate positive correlations for Cr–Co ( $r = 0.55$ ), Cr–Fe ( $r=0.51$ ), and Se–Zn ( $r=0.53$ ). In the case of toenails, significant strong correlations were obtained for Cr–Fe (0.70), K–Na (0.64) and La–Cr (0.61) and La–Zn (0.69) and moderate correlations for Fe–Se (0.59), La–Co (0.50), La–Fe (0.50). Positive correlations between K and Na found in fingernails and toenails can be related to these two electrolytes responsible to maintain

homeostasis within the body. Sodium influences many of the same bodily functions as potassium and this correlation was also verified by some authors [27, 29-31]. The positive correlations found in this study for Se-Zn and for Cr-Fe in fingernails were also obtained by Chaudhary et al. [27] and Carneiro et al. [32]. Correlations of Cr-Co and of Se-Zn were found only in fingernails. On the other hand, the positive correlations of Fe-Se, La-Co, La-Cr, La-Fe and La-Zn were obtained only in toenails. These findings are of interest because there are no reports of possible differences in the interrelationships of these elements in fingernails and toenails.

**Table 3:** Positive strong correlation coefficients for fingernail and toenail elements (Only significant Pearson correlation coefficients  $r$  for  $p < 0.05$  are presented)

Fingernails		Toenails	
Inter-elements	r	Inter-elements	r
Co - Cr	0.55	La - Co	0.50
Cr - Fe	0.51	Cr - Fe	0.70
K - Na	0.90	La - Cr	0.61
Se - Zn	0.53	La - Fe	0.50
		K - Na	0.64
		La - Zn	0.69
		Fe - Se	0.59

### 3.7. Concentration ranges of elements in fingernails and toenails

Although the element concentrations in nails vary due to geographical differences, nutritional status and environmental factors, the results obtained were compared with some reported values for healthy adult groups. Most of fingernails results (Table 4) are reasonably within the range of literature values presented in Table 5. For As, the result obtained is lower than that published value [33] and also for Cr result was lower than those reported for this element [27, 34, 35].

Results obtained in this study for toenails are presented in Table 6. There are few reported data (Table 7) in order to make any comparison with the results of this study. The toenail Se and Zn concentrations obtained are within the reported values. However, for As, the result obtained is again lower. Furthermore, the results obtained for Co, Cr and Fe are lower than those presented by Menezes et al. [39]. In the absence of reported data for the toenail K, La and Sb comparisons were not possible.

**Table 4:** Element concentrations in fingernails from adult individuals living in São Paulo city

Elements	Element concentrations (in mg.kg <sup>-1</sup> ) obtained for fingernails in this study			
	M ± SD (n)	M <sub>G</sub> ×/÷ SD <sub>G</sub>	Range	Median
As	0.044 ± 0.013 (23)	0.042 ×/÷ 1.36	0.036 - 0.064	0.0415
Br	1.46 ± 0.50 (25)	1.37 ×/÷ 1.44	0.70 – 2.42	1.45
Ca	647 ± 225 (26)	600 ×/÷ 1.54	161 - 1045	682
Co	0.042 ± 0.050 (26)	0.031 ×/÷ 1.94	0.016 – 0.25	0.0254
Cr	0.243 ± 0.094 (25)	0.225 ×/÷ 1.49	0.11 – 0.46	0.255
Fe	29.0 ± 15.3 (25)	25.7 ×/÷ 1.64	10 – 66	23.6
K	102.1 ± 88.4(18)	64.5 ×/÷ 3.13	5.46 – 291.0	74.7
La	0.024 ± 0.016 (23)	0.0148×/÷ 4.37	0.00015 – 0.060	0.207
Na	143.6 ± 90.1 (26)	108.2 ×/÷ 2.49	9.4 – 324.0	142.4
Sb	0.040 ± 0.017 (23)	0.037 ×/÷ 1.46	0.019 – 0.086	0.0331
Se	0.541 ± 0.206 (25)	0.509 ×/÷ 1.41	0.27 – 1.11	0.479
Zn	114.2 ± 20.2(26)	112.4 ×/÷ 1.20	72 – 148	113.8

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation; n= number of individuals; M<sub>G</sub> ×/÷ SD<sub>G</sub> = Geometric mean and standard deviation

**Table 5:** Reported values of element concentrations in fingernails from adult individuals

Elements	Reported values (in mg.kg <sup>-1</sup> ) for fingernails				
	M ± SD[34]	M <sub>G</sub> ×/÷ SD <sub>G</sub> [35]	M ± SD[33]	M[27]	M ± SD[16]
As	0.029 ± 0.190	0.0307×/÷ 1.16	0.61± 0.21	0.0545	0.40 ± 0.13
Br	23 ±14	2.10 ×/÷ 1.05	1.65 ± 0.71	2.11	0.92 ± 0.39
Ca	670 ± 240	522 ×/÷ 1.06	926 ± 383	665	
Co	0.035 ± 0.031	0.0275 ×/÷ 1.10		0.0421	0.12 ± 0.07
Cr	1.16 ± 1.05	1.760 ×/÷ 1.10		0.898	0.62 ± 0.28
Fe	42 ± 30	13.5 ×/÷ 1.08	77.8 ± 67.2	19.5	68.56± 23.40
K	210 ± 260	45.8 ×/÷ 1.16	91.1 ± 41.0	94.6	
La	0.120 ± 0.180				
Na	240 ± 240	133 ×/÷ 1.07		157	
Sb	0.053 ± 0.054	0.0243 ×/÷ 1.10		0.0366	0.068 ± 0.032
Se	0.940 ± 0.210	1.06 ×/÷ 1.03	1.28 ± 0.34	1.003	0.80 ± 0.40
Zn	120 ± 29	149 ×/÷ 3.3	113 ± 20	147	103.24 ± 38.96

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation; M<sub>G</sub> ×/÷ SD<sub>G</sub> = Geometric mean and standard deviation; M = Arithmetic mean

**Table 6:** Element concentrations in toenails from adult individuals living in São Paulo city

Elements	Element concentrations (in mg.kg <sup>-1</sup> ) obtained for toenails in this study			
	M ± SD (n)	M <sub>G</sub> ×/÷ SD <sub>G</sub>	Range	Median
As	0.047 ± 0.015 (24)	0.045 ×/÷ 1.41	0.022 - 0.072	0.0456
Br	1.15 ± 0.43 (25)	1.077 ×/÷ 1.47	0.49 - 2.00	1.046
Ca	795 ± 273 (26)	743 ×/÷ 1.47	254 - 1363	794
Co	0.019 ± 0.009 (25)	0.0176 ×/÷ 1.58	0.0098 - 0.416	0.0168
Cr	0.239 ± 0.142 (24)	0.191 ×/÷ 2.09	0.035 - 0.48	0.230
Fe	19.6 ± 9.7 (21)	17.6 ×/÷ 1.61	7.2 - 43.0	18.6
K	182.1 ± 127.9 (23)	129.3 ×/÷ 2.84	4.8 - 506.0	152.0
La	0.034 ± 0.027 (21)	0.0241 ×/÷ 2.46	0.0027 - 0.1064	0.0274
Na	230.7 ± 155.0 (25)	177.0 ×/÷ 2.27	25.9 - 585.0	191.0
Sb	0.025 ± 0.015 (23)	0.021 ×/÷ 1.73	0.0094 - 0.057	0.084
Se	0.402 ± 0.053 (22)	0.417 ×/÷ 1.13	0.32 - 0.54	0.411
Zn	87.4 ± 11.9 (23)	86.6 ×/÷ 1.14	63.8 - 111.0	88.6

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation; n= number of individuals; M<sub>G</sub> ×/÷ SD<sub>G</sub> = Geometric mean and standard deviation

**Table 7:** Reported values of element concentrations in toenails from adult individuals

Elements	Reported values (in mg.kg <sup>-1</sup> ) for toenails			
	M ± SD [36]	M ± SD [37]	M ± SD [2]	Range [38]
As		0.12 ± 0.13	0.12 ± 0.27	
Br		0.96 ± 3.56	2.41 ± 1.22	
Ca		714 ± 303	968 ± 4361	
Co	0.02 ± 0.04	0.037 ± 0.032	0.042 ± 0.023	0.2 - 0.3
Cr	0.58 ± 0.5	0.97 ± 0.91	2.39 ± 2.91	1.6 - 4
Fe		25.2 ± 20.4	42.5 ± 26.3	78 - 323
Na		25.2 ± 40.2		
Se	0.52 ± 0.10	0.83 ± 0.23	0.92 ± 0.15	
Zn	70.1 ± 18.5	111 ± 29.9	110 ± 28.9	57 - 290

M ± SD = Arithmetic mean and standard deviation

#### **4. CONCLUSIONS**

From the results obtained, it can be concluded that there were differences between mean element concentrations of fingernails and toenails depending on the element. The mean concentrations of some elements varied with gender and body mass index but not with age of the adult individuals aged 19-71 years. In addition, Pearson correlation coefficients revealed significant strong associations between K-Na (for fingernails) and Cr-Fe and La-Zn in toenails. The determinations of these correlations can be useful to help understand how the elements enter the body and the mechanisms of its actions.

The knowledge of the factors that affects in the nail element composition can contribute to obtain reliable ranges of concentrations in nails to be used as reference values.

A comparison between nail results obtained in this study with reported values was not so easy since there are few published data for a control population, distinct procedures used for cleaning the nails and the population differences that are influenced by environmental, geographical and nutritional factors. However, most of data obtained are within the range of reported values.

Concerning the methodology, results of analytical quality control demonstrated the viability of using the procedure of INAA adopted in this study to obtain reliable fingernail and toenail element concentrations.

#### **ACKNOWLEDGMENT**

Authors thank the São Paulo Research Foundation (FAPESP) and the Brazilian National Council for Scientific and Technological Development (CNPq), from Brazil for financial support. The author T. P. Sanchez is grateful for a fellowship from the Brazilian Nuclear Energy Commission

#### **REFERENCES**

- [1] OYOO-OKOTH, E.; ADMIRAAL, W.; OSANO, O.; KRAAK, M. H. S. Element profiles in hair and nails of children reflect the uptake from food and the environment. **Environ Toxicol Chem**, v. 31, p. 1461-1469, 2012.
- [2] GARLAND, M.; MORRIS, J. S.; ROSNER, B. A.; STAMPFER, M. J.; SPATE, V. L.; BASKETT, C. J.; WILLETT, W. C.; HUNTER, D. J. Toenail trace element levels as biomarkers: reproducibility over a 6-year period. **Cancer Epidemiol Biomarkers Prev**, v. 2, p. 493-497, 1993.
- [3] HE, K. Trace elements in nails as biomarker in clinical research. **Eur J Clin Invest**, v. 41, p. 98-102, 2011.
- [4] TRUC PHUONG, H.; PHAM NGOC TRINH, T.; THANH BINH, D.; THI TRUC LINH, N.; THI HONG LOAN, T.; TUAN ANH, T.; MANH DUNG, H.; VAN DONG N. Determination of the concentration of Fe, Se, and Zn elements in nails of Vietnamese women with breast cancer using k0-INAA method. **Sci Tech Dev J**, v. 22, p.370-377, 2019.
- [5] DANIEL, C.R.; PIRACCINI, B.M.; TOSTI, A. The nail and hair in forensic science. **J Am Acad Dermatol**, v. 50, p. 258-261, 2004.
- [6] PALMERI, A.; PICHINI, S.; PACIFICI, R.; ZUCCARO, P.; LOPEZ, A. Drugs in nails. **Clin Pharmacokinet**, v. 38, p. 95–110, 2000.
- [7] HOPPS, H. C. The biologic bases for using hair and nail analyses of trace elements. **Sci Total Environ**, v. 7, p. 71-89, 1977.
- [8] ILYAS, A.; AHMAD, H.; SHAH, M. H. Comparative study of elemental concentrations in the scalp hair and nails of myocardial infarction patients versus controls from Pakistan. **Biol Trace Elem Res**, v.166, p. 123-135, 2015.
- [9] MOMEN, A. B.; KHALID, M. A. A.; ELSHEIKLH, M. A. A.; ALI, D. M. H. Trace elements in scalp hair and fingernails as biomarkers in clinical studies. **J Health Spec**, v. 3, p.28-34, 2015.
- [10] MORESCO, M. B.; FLEEK, A. S.; CARNEIRO, M. F. H.; BARBOSA JUNIOR, F.; AMANTEA, S. L.; RHODEN, C. R. Trace elements concentration in nail and association with airway inflammation in adolescents. **Biol Trace Elem Res**, v. 161, p. 161-166, 2014.



- [11] GHAZALI, A. R.; KAMARULZAMAN, F.; NORMH, C. D.; AHMD, M.; GHAZALI, S. E.; IBRAHIM, N.; SAID, Z.; SHAHAR, S.; ANGKAT, N.; RAZALI, R. Levels of metallic elements and their potential relationships to cognitive function among elderly from federal Land Development Authority (FELDA) settlement in Selangor Malaysia. **Biol Trace Elem Res**, v. 153, p. 16-21, 2013.
- [12] BROCKMANN, J.D.; GUTHRIE, J. M.; MORRIS, J. S.; DAVIS, J.; MADSEN, R.; ROBERTSON, J. D. Analysis of the toenail as a biomonitor of supranutritional intake of Zn, Cu and Mg. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 279, p. 405-410, 2009.
- [13] NORWAK, B.; CHMIELNICKA, J. Relationship of lead and cadmium to essential elements in hair, teeth, and nails of environmentally exposed people. **Ecotoxicol Environ Safe**, v. 46 p. 265-274, 2000.
- [14] KUCERA, J.; BENCKO, V.; TEJRAL J.; BORSKÁ, L.; SOUKAL, L.; RANDA Z. Biomonitoring of occupational exposure: Neutron activation determination of selected metals in the body tissues and fluids of workers manufacturing stainless steel vessels. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 259, p. 7-11, 2004.
- [15] SAVINOVA, S. S.; SHARYPOVAA, R. M.; DROBYSHEVA, A. I. Determination of the trace element composition of human nails. **J Anal Chem**, v.75, p.409-415, 2020.
- [16] HUYNH, P.; DINH, B. ; TRAN, A.; HO, D. Analysis of trace elements in the fingernails of breast cancer patients using instrumental neutron activation analysis. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 324, p. 663-671, 2020.
- [17] MORRIS, J.S.; SPATE, V. L.; NGWENYAMA, R. A.; WALTERS, D. J. Determination of selenium status using the nail biologic monitor in a canine model. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 291, p. 439-444, 2012.
- [18] KARAGAS, M. R.; TOSTESON, T. D.; BLUM, J.; KLAUE, B.; WEISS, J. E.; STANNARD, V.; SPATE, V.; MORRIS, S. Measurement of low levels of arsenic exposure: a comparison of water and toenail concentrations. **Am J Epidemiol**, v. 152, p. 84-90, 2000.

- [19] ZUKOWSKA, J.; BODE, P.; BIZIUK, M. Toenail selenium level among healthy residents of two Polish Districts. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 280, p. 621-627, 2009.
- [20] SANCHES, T.P.; SAIKI, M. Establishing a protocol for element determinations in human nail clippings by neutron activation analysis. In: **INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE**, INAC 2011, Belo Horizonte. Annals ..., Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011. Available at: <https://www.ipen.br/biblioteca/2011/inac/17078.pdf> . Last accessed: 27 jun 2020.
- [21] NIST - National Institute of Standards and Technology. **Standard reference material 1577b Bovine Liver**, 1991, 4p.
- [22] NIST - National Institute of Standards and Technology. **Standard reference material 1566b Oyster Tissue**, 2001, 8p.
- [23] KONIECZKA, P.; NAMIESNIK, J. **Quality assurance and analytical control in the Analytical laboratory: a practical approach**, New York: CRC Press, 2009.
- [24] JAMES, M.F.; MILLST, R. W.; WEAVER, D. R. The use of the normalized residual in averaging experimental data and in treating outliers. **Nucl Instrum Meth**, v. 313, p. 277-282, 1992.
- [25] GULSON, B. L. Nails: concern over their use in lead exposure assessment. **Sci Total Environ**, v. 177, p. 323-327, 1996.
- [26] YAEMSIRI, S.; HOU, N.; SLINING, M. M.; HE, K. Growth rate of human fingernails and toenails in healthy American young adults. **J Eur Acad Dermatol Venereol**, v. 24, p. 420-423, 2010.
- [27] CHAUDRARY, K.; EHAMANN, W. D.; RENGAN, K.; MASESBERY, W. R. Trace element correlation with age and sex in human fingernails. **J Radioanal Nucl Chem**, v. 195, p. 51-56, 1955.
- [28] BRASIL – Ministério da Saúde. IMC em adultos, 2017. Available at: <http://www.saude.gov.br/component/content/article/804-imc/40509-imc-em-adultos>. Last accessed: 20 Jan. 2020.

- [29] NOWAK, B. Occurrence of heavy metals, sodium, calcium, and potassium in human hair, teeth, and nails. **Biol Trace Elem Res**, v. 52, p. 11-22, 1996.
- [30] HOSSEINIMAKAREM, Z.; TAVASSOLI, S. H. Analysis of human nails by laser-induced breakdown spectroscopy. **J Biom Opt**, v. 16, p. 057002-1-057002-8, 2011.
- [31] BAHREINI, M.; HOSSEINIMAKAREM, Z.; TAVASSOLI, S. H. A study of association between fingernail elements and osteoporosis by laser-induced breakdown spectroscopy, **J Appl Phys**, v. 112, p. 054701- 1-054701-9, 2012.
- [32] CARNEIRO, M. F. H.; RODEN, C. R.; AMANTÉA, S. L.; BARBOSA-JUNIOR, F. Low concentrations of selenium and zinc in nails are associated with childhood asthma. **Biol Trace Elem Res**, v. 144, p. 244-252, 2011.
- [33] BISWAS, S. K.; ABDULLAH, M.; AKHTER, S.; TARAFDAR, S. A.; KHALIQUZZAMAN, M.; KHAN, A. H. Trace element in human fingernails measurement by proton-induced X-ray emission. **J Radional Nucl Chem**, v. 82, p. 111-124, 1984.
- [34] RODUSHKIN, I.; AXELSSON, M. Application of double focusing sector field ICP-MS for multielemental characterization of human hair and nails, Part II. A study of the inhabitants of northern Sweden. **Sci Total Environ**, v. 262, p. 21-36, 2000.
- [35] VANCE, D. E.; EHMANN, W. D.; MARKESBERY, W. R. Trace element content in fingernails and hair of a nonindustrialized US control population. **Biol Trace Elem Res**, v. 17, p. 109-121, 1988.
- [36] O'RORKE, M.; CANTWELL, M. M.; ABNET, C. C.; BROCKMAN, J. D.; MURRAY, L. J. Toenail trace element status and risk of Barrett's study oesophagus and oesophageal adenocarcinoma: Results from the FINBAR study. **Int J Cancer**, v. 131, p. 1882-1891, 2012.
- [37] CHENG, T. P.; MORRIS, J. S.; KOIRTYOHANN, S. R.; SPATE, V. L.; BASKETT, C. K. The analysis of human nails for 24 elements via  $K_0$  and cyclic neutron activation analysis. **Nucl Instr Meth Phys Res A**, v. 353, p. 457-460, 1994.

- [38] MENEZES, M. Â. B. C.; MAIA, E. C. P.; ALBINATI, C. C. B.; SABINO, C. V. S.; BATISTA, J. R. How suitable are scalp hair and toenail as biomonitor? **J Radioanal Nucl Chem**, v. 259, p. 81-86, 2004.



## Image quality evaluation for two different positron emitters in a preclinical PET scanner

<sup>1,2</sup>Gontijo, R.M.G., <sup>1</sup>Ferreira, A.V., <sup>1,2</sup>Souza, G.A.C., <sup>1</sup>Silva, J.B., <sup>1,2</sup>Mamede, M.

<sup>1</sup>*Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear/CDTN  
Av. Presidente Antônio Carlos, 6.627  
31270-901 Belo Horizonte, MG, Brazil  
rodrigo.gontijo@cdtn.br*

<sup>2</sup>*Departamento de Anatomia e Imagem/ IMA  
Universidade Federal de Minas Gerais  
31270-901 Belo Horizonte, MG, Brazil*

---

### ABSTRACT

Positron emission tomography (PET) is widely used in preclinical trials, generating molecular images applied to biochemical, metabolic and functional investigation of organs and tissues. The positron emitters <sup>11</sup>C and <sup>18</sup>F are relevant for different diseases studies. However, they have different positron energies, ranges, and branching ratio. This could result in a distinct quality between the acquired PET images. Thus, the aim of this study was to evaluate differences in the image quality performance of the PET scanner (LabPET 4, GE) at Molecular Imaging Laboratory (LIM/CDTN) depending on the use of <sup>18</sup>F or <sup>11</sup>C. The study followed the guidelines of the NEMA NU 4-2008 standards and the recommended specific phantom was used in experimental procedures. The NEMA image-quality (IQ) phantom consists of 3 different regions to analyze distinct characteristics: uniformity, recovery coefficients (RCs) and spill-over ratios (SOR) in air and water. The IQ phantom was filled with two different aqueous solutions (<sup>18</sup>F-FDG and <sup>11</sup>C-PK11195), both activities calibrated at the beginning of acquisition (3.7MBq). The IQ phantom was placed in the center of the field-of-view (FOV) and measured with the LIM/CDTN typical whole body imaging protocol. The images were reconstructed following the LIM/CDTN standard protocol: MLEM-3D algorithm, 20 iterations, no high-resolution mode, no attenuation or scatter corrections, no post-filtering. PMOD<sup>®</sup> software was used to perform images post-processing. Uniformity test revealed that <sup>11</sup>C PET image roughness is about twice <sup>18</sup>F PET image roughness. SOR tests indicated around 15% more counts in cold volumes in <sup>11</sup>C PET image than in <sup>18</sup>F PET image. The RCs for <sup>11</sup>C were systematically lower and with higher percentage standard deviations than those for <sup>18</sup>F. This study demonstrated and quantified the best performance of PET images with <sup>18</sup>F when compared to <sup>11</sup>C. This fact must be taken into account in laboratorial practice, especially when quantitative analyzes are performed.

**Keywords:** image quality, preclinical PET scanner, <sup>18</sup>F, <sup>11</sup>C.

---

## 1. INTRODUCTION

Positron emission tomography (PET) is widely used in preclinical trials, generating molecular images applied to biochemical, metabolic and functional investigation of organs and tissues. This imaging modality of nuclear medicine is important in the development of new radiopharmaceuticals or in studies of new applications of traditional radiopharmaceuticals [1]. Because of widespread use and commercial availability of small-animal PET scanners, the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) published its NU 4/2008 standards [2], a consistent and standardized methodology for measuring scanner performance parameters for small animal PET imaging. The publication covers the parameters spatial resolution, scatter fraction, count losses and random coincidence measurements, sensitivity, image quality, accuracy of attenuation and scatter corrections. In this sense, results of standardized measurements make possible to compare performances of different small animal PET scanners and can be used for acceptance tests of equipment [2].

Currently in Brazil, there are six centers of preclinical molecular imaging using PET routinely [3], one of them installed in the Molecular Imaging Laboratory (LIM) of Nuclear Technology Development Center (CDTN). Although most studies conducted at LIM/CDTN involve  $^{18}\text{F}$ -labeled radiopharmaceuticals [4-9], some effort has been made in studies with  $^{11}\text{C}$ -labeled radiopharmaceuticals [10, 11]. In this context, it is important to keep in mind that differences in physical and chemistry properties of radionuclides can result in different performances of the PET scanner [12]. For example, the positron maximum energy is about 0.6 MeV for  $^{18}\text{F}$  and about 1.0 MeV for  $^{11}\text{C}$ . Since the positron range increases with positron energy, the use of  $^{11}\text{C}$  in PET studies results in a reduction of spatial resolution when compared with  $^{18}\text{F}$  studies, which can be observed from increased blurring of images reconstructed with fixed reconstruction settings [12].

NEMA 4-2008 publication possesses an entire section (section 6) dedicated to evaluating the image capabilities of the scanner including image quality, accuracy of attenuation and scatter corrections. The purpose of these tests is to produce PET images simulating those obtained in a typical total body study of a small rodent by using a specific phantom [2]. The publication establishes that these tests shall be performed with 100  $\mu\text{Ci}$  (3.7 MBq) of  $^{18}\text{F}$  during 20 min.

Therefore, the standard measurements procedures permit comparison of image capabilities of different scanners in a well established condition.

However, in the laboratorial practice, differences of performance of a particular PET scanner can occur due to the use of different radionuclides. So, the dependence of PET scanner performance with the radionuclide must be known to assure a correct image interpretation. Thus, the aim of this work was to evaluate, based in the NEMA NU 4-2008 standards, image capabilities of the PET scanner at LIM/CDTN using  $^{18}\text{F}$  and  $^{11}\text{C}$  positron emitters. The choice of these radionuclides was due to their use in the LIM/CDTN experimental preclinical studies.

## 2. MATERIALS AND METHODS

The experiments were carried out at the Molecular Imaging Laboratory (LIM/CDTN) and with collaboration of the Radiopharmaceutical Research and Production Unit (UPPR/CDTN), which made the  $^{18}\text{F}$ -FDG and  $^{11}\text{C}$ -PK1195 radiopharmaceuticals available. These radiopharmaceuticals were used in this work as sources of  $^{18}\text{F}$  or  $^{11}\text{C}$  positron emitters. Table 1 presents the main parameters of these two radionuclides.

**Table 1:** Main physical, chemical and nuclear properties of  $^{18}\text{F}$  and  $^{11}\text{C}$  radionuclides [13].

Radionuclide	Half-Life (min)	$\beta^+$ Branch Ratio (%)	$\beta^+$ Energy (keV)		$\beta^+$ Range in water (mm)	
			Maximum	Mean	Maximum	Mean
$^{11}\text{C}$	20.4 min	99.8	0.960	0.386	4.2	1.2
$^{18}\text{F}$	109.7 min	96.9	0.634	0.250	2.4	0.6

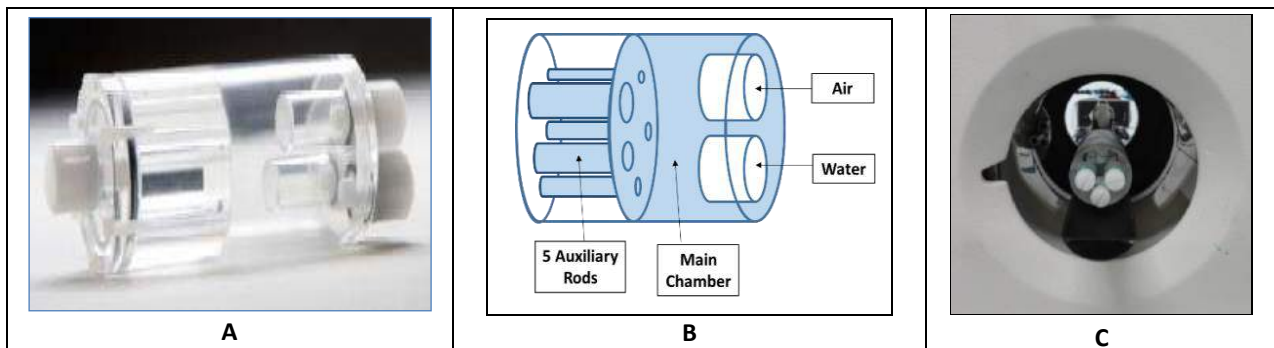
### 2.1. PET scanner

The Triumph™ platform is a preclinical system dedicated for rodents imaging. The subsystem LabPET 4 consists of a stationary gantry with 1536 detectors. It employs an Avalanche Photo Diode (APD) detector ring incorporating an assembly of LYSO (Lutetium yttrium oxyorthosilicate –  $\text{Lu}_{1.9}\text{Y}_{0.1}\text{SiO}_5$ ) and LGSO (Lutetium gadolinium oxyorthosilicate –  $\text{Lu}_{0.4}\text{Gd}_{1.6}\text{SiO}_5$ ) scintillators optically coupled one after the other [14]. LabPET 1.12.1 software, provided by the scanner manufacturer, controls acquisition and reconstruction of PET images [15].

LabPET 4 images are acquired using a 250-650 keV energy window and 22 ns coincidence timing window. It provides axial field of view (FOV) of 3.7 cm and can operate in a dynamic or static mode. Coincident data are saved in list mode and can be sorted out as sinograms. More details about the LabPET 4 design and architecture are presented elsewhere [16, 17].

## 2.2. Image quality phantom

For imaging capabilities evaluation, the NEMA NU 4/2008 recommends a specific Image Quality (IQ) phantom. This phantom (Figure 1) is made up of polymethylmethacrylate (PMMA) with internal dimensions of 50 mm length and 30 mm diameter. It has a main chamber that communicates with five different diameters auxiliary rods (1, 2, 3, 4, and 5mm), all of which are expected to be filled with radiopharmaceutical water solution. Thus, activity concentration in any rod is the same that the one in main chamber. In addition, the IQ phantom possesses two cold chambers - one of them to be filled with air and the other one with water, both no radioactive. Details of IQ phantom are presented at NEMA 4-2008 publication [2].



**Figure 1:** Image Quality phantom. A: Photo gallery of authors; B: schematic representation where blue indicates radiopharmaceutical fillable volumes; C: phantom positioned on PET scanner FOV.

## 2.1. Image Acquisition and Image Reconstruction Procedures

For  $^{18}\text{F}$  studies, acquisition procedure and also the image analysis procedure followed the recommendation of NEMA NU 4-2008 publication (3.7 MBq at the beginning of acquisition, 20 min acquisition time). The activity in the phantom was measured with a Capintec CRC®-25R



activimeter. For  $^{11}\text{C}$  studies, NEMA recommendations were adapted (3.7 MBq at the beginning of acquisition, 30 min acquisition time) in order to assure the same number of positrons during the image acquisition - considering half-life and branching ratio of each radionuclide.

The IQ phantom filled with radiopharmaceutical was placed in the center of the axial FOV (Figure 1C) and measured with the LIM/CDTN typical whole-body imaging protocol which uses three bed positions in order to cover the phantom length. Decay corrections were automatically done by LabPET 1.12.1 software in order to adjust the acquisition time for each bed position.

After acquisition, PET images were reconstructed following the LIM/CDTN standard protocol: MLEM-3D algorithm, 20 iterations, no high-resolution mode, no attenuation or scatter corrections, no post-filtering. IQ phantom image acquisition and reconstruction were performed with the LabPET 1.12.1 software, provided by the small-animal PET scanner manufacturer [15].

## 2.2. Image Analysis

After image reconstruction, scanner image capabilities tests recommended by the NEMA 4-2008 publication (section 6) were performed, namely Uniformity, Spill-Over Ratio (SOR) and Recovery Coefficient (RC):

(i) The Uniformity test consists of to obtain mean ( $AC_{\text{mean}}$ ), maximum ( $AC_{\text{max}}$ ), minimum ( $AC_{\text{min}}$ ) and standard deviation ( $AC_{\text{SD}}$ ) of the activity concentration in the main chamber. To perform this test, a central cylindrical volume of interest (VOI) with 22.5 mm diameter and 10mm height was analyzed. The number of counts per second (CPS) in the VOI were converted in activity concentration ( $\text{kBq}\cdot\text{ml}^{-1}$ ) using a previous calculated conversion coefficient. The percentage standard deviation (%SD), also named image roughness (%IR) [18], was evaluated according the equation (1):

$$\%SD = \%IR = 100 \times \frac{AC_{SD}}{AC_{\text{mean}}} \quad (1)$$

where:  $AC_{\text{mean}}$  is the mean activity concentration measured in VOI positioned in the uniform region of the IQ phantom and  $AC_{\text{SD}}$  is the respective standard deviation. The uniformity in the main

chamber is an indicative of attenuation and scatter correction performance of the PET scanner [2].

(ii) The ratio between the mean activity measured in a cold chamber (filled with air or water) and the mean activity measured in the main chamber provides the Spill-Over Ratio. To perform this test, a central cylindrical VOI (4 mm diameter, 7.5 mm height) in each cold chamber was analyzed. SOR test results are an indicative of scatter correction performance of the PET scanner [2].

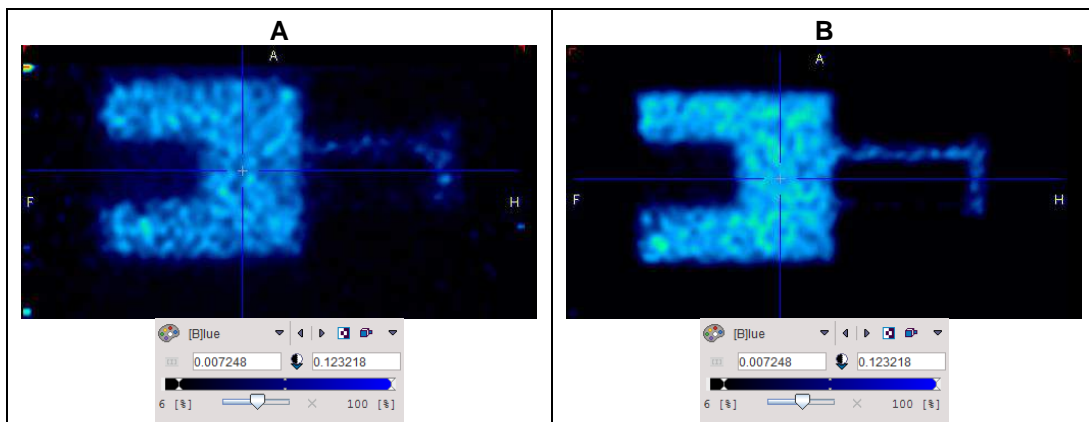
(iii) The ratios between the mean activity measured in each one of the five auxiliary rods and the mean activity measured in the main chamber provides the image Recovery Coefficients. To perform this test, the 10 mm length central region of each rod was average to obtain a single image in which the coordinates of the highest value pixel were determined. Then, for each rod, the mean activity concentration was determined considering a 10 mm axial line passing through the highest value pixel. The RCs are indicative of the spatial resolution of the PET scanner [2].

More details of analysis for image quality tests are provided in NEMA 4-2008 and also in a previous work [9]. Image quantitative analyses were performed using PMOD® software, v3.7 [19] - software designed for research in the field of molecular imaging that allows quantitative data processing. Activity concentration in specific VOI was achieved using PMOD® PBAS tool. This tool supports viewing and processing of molecular images and allows quantitative approaches as statistics of VOI pixels [19].

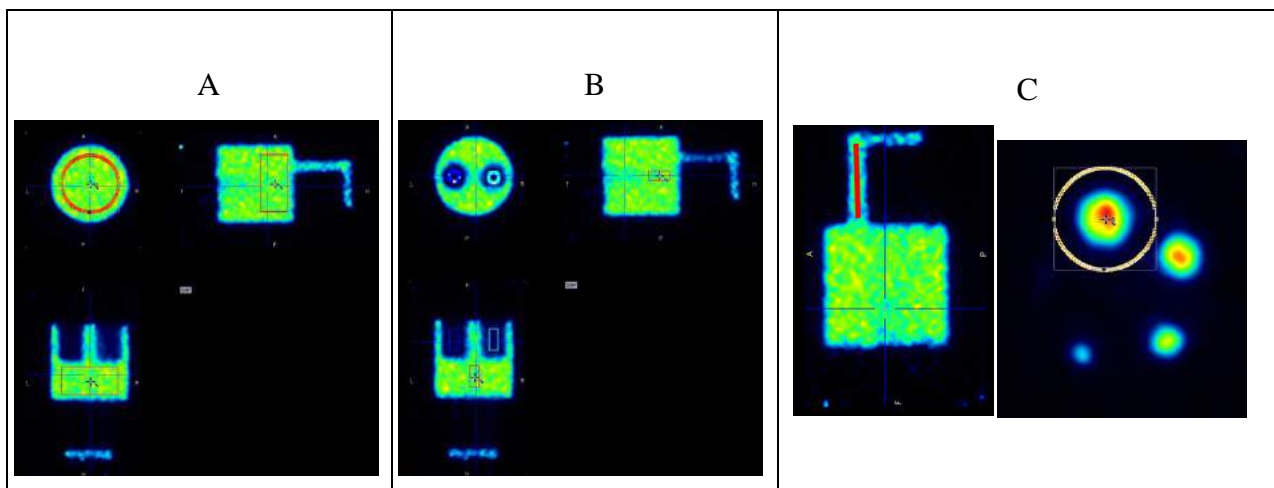
### 3. RESULTS AND DISCUSSION

Figure 2 presents a comparison of typical images of IQ phantom for the two positrons emitters,  $^{11}\text{C}$  and  $^{18}\text{F}$ . Qualitatively, it is possible to see that  $^{18}\text{F}$  PET image (Figure 2B) presents less image roughness and also a better IQ phantom contours definition than  $^{11}\text{C}$  PET image (Figure 2A). This finding will be discussed further below.

Figure 3 illustrates the methodology of analysis of the PET image. In figure it is possible to see VOIs positioned in regions that were analyzed: a single cylindrical VOI in the main chamber to uniformity test (Figure 3A); three cylindrical VOIs (in main and in cold chambers) to Spill-Over Ratio tests (Figure 3B). The recovery coefficient test is illustrated for the 5mm auxiliary rod (Figure 3C).



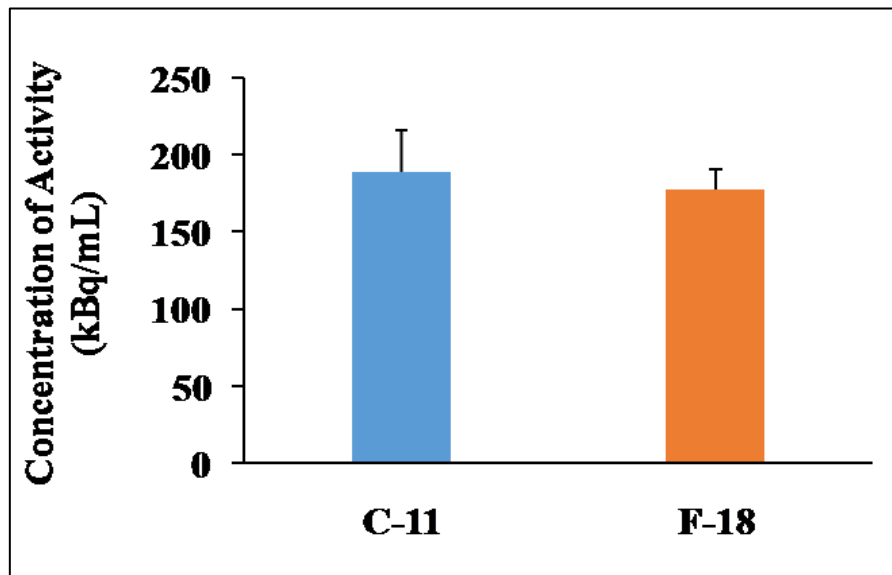
**Figure 2:** PET image (sagittal plane) of the Image Quality phantom using  $^{11}\text{C}$  (A) e  $^{18}\text{F}$  (B). Note that scales indicate same color definition in both images.



**Figure 3:**  $^{18}\text{F}$  PET image of IQ phantom. A: cylindrical VOI positioned in the main chamber for Uniformity test; B: cylindrical VOIs positioned in main and cold chambers for Spill-Over Ratio tests; C: Recovery Coefficient test: (left) red line indicates the 10mm length central region of the 5mm rod; (right) orange circle indicates the average image of the 10mm length central region of 5mm rod and central cross indicates the hottest pixel.

### 3.1. Uniformity test

Figure 4 presents the activity concentration in the main chamber of the IQ phantom for the two radionuclides,  $^{11}\text{C}$  and  $^{18}\text{F}$ .



**Figure 4:** Concentration of activity in IQ phantom main chamber for  $^{11}\text{C}$  e  $^{18}\text{F}$ .

$^{11}\text{C}$  PET image presented highest percentage standard deviation of the activity concentration in the main chamber of IQ phantom than  $^{18}\text{F}$  PET image: 14.5%STD for  $^{11}\text{C}$  and 7.7%STD for  $^{18}\text{F}$ . Considering that this parameter measures the image roughness, uniformity analysis demonstrated that  $^{11}\text{C}$  image was twice as rough as  $^{18}\text{F}$  image. This finding confirms the qualitative analysis of Figure 2. This fact may be explained by the higher range of  $^{11}\text{C}$  positron when compared to  $^{18}\text{F}$  positron range. Positron range generates an error in the localization of the true position of the positron emission since coincidence detection is related to the location of positron annihilation.

The value of image roughness for  $^{18}\text{F}$  radionuclide obtained in this study, 7.7%, is in accordance with that published for the LabPET 8™ scanner, where the authors obtained a value of 7.0% [20]. The lack of studies using  $^{11}\text{C}$  in literature makes comparison of the performance of the PET scanner for this radionuclide with other authors and other small animal PET scanners impossible.

### 3.2. Spill-over ratio

Figure 5 presents the spill-over ratio in the two non-radioactive chambers (air and water) for  $^{18}\text{F}$  and  $^{11}\text{C}$  radioisotopes.

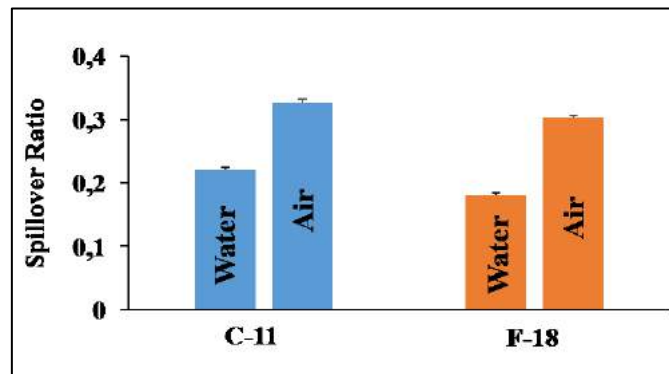


Figure 5: Spill-over ratio for  $^{11}\text{C}$  e  $^{18}\text{F}$ .

In air, the mean SOR values obtained for  $^{11}\text{C}$  and  $^{18}\text{F}$  were 0.33 and 0.29, respectively. In water, the mean SOR values obtained for  $^{11}\text{C}$  and  $^{18}\text{F}$  were 0.22 and 0.19. For both cold chambers,  $^{11}\text{C}$  SOR values are around 15% higher than  $^{18}\text{F}$  SOR values, indicating the worst performance of the image quality of this radionuclide. Once again, this finding is due to differences in radionuclides physical properties, since positron from  $^{11}\text{C}$  possesses the higher positron range.

For both radionuclides, SOR values for air chamber is higher than those for water chamber. Figure 6 shows the count rates obtained from the linear profile traced in the  $^{18}\text{F}$  PET image (axial plane) at the region containing the two cold chambers. In this figure is possible to see the difference in counting rate between water chamber and air chamber where count rates in air chamber is higher than those in water chamber.

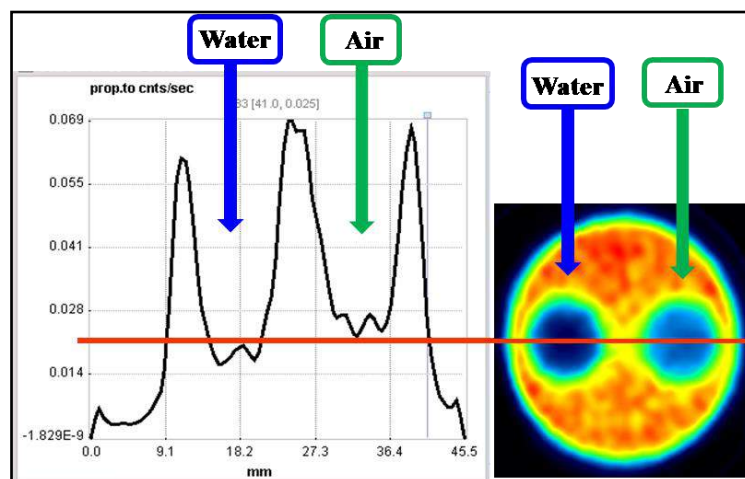


Figure 6:  $^{18}\text{F}$  Linear profile at the region of non-radioactive chambers.

$^{18}\text{F}$  SOR value obtained for the cold chamber filled with water ( $\text{SOR}_{\text{Water}}$ : 0.19) are compatible with the value reported by Prasad et al. for the LabPET 8<sup>TM</sup> scanner ( $\text{SOR}_{\text{Water}}$ : 0.20)[20]. However, the  $^{18}\text{F}$  SOR value obtained for the cold chamber filled with air ( $\text{SOR}_{\text{Air}}$ : 0.29) are significantly higher than those reported by the authors ( $\text{SOR}_{\text{Air}}$ : 0.11) [20]. This fact may be explained by different characteristics between the scanners. LabPET4 scanner used in this study is not able to quantify and correct the scattered coincidence events, unlike the upper model (LabPET 8<sup>TM</sup>) used by the authors [20].

The lack of studies using  $^{11}\text{C}$  in literature makes comparison of the scanner performance of this radionuclide with other authors and other PET scanners impossible.

### 3.3. Recovery coefficients

Figure 7 presents, for the two radionuclides, the recovery coefficients from the 5 auxiliary rods with different diameters (1-5mm) and respective standard deviations. Results indicate that RCs for  $^{11}\text{C}$  were systematically lower and with higher percentage standard deviations than those for  $^{18}\text{F}$ .

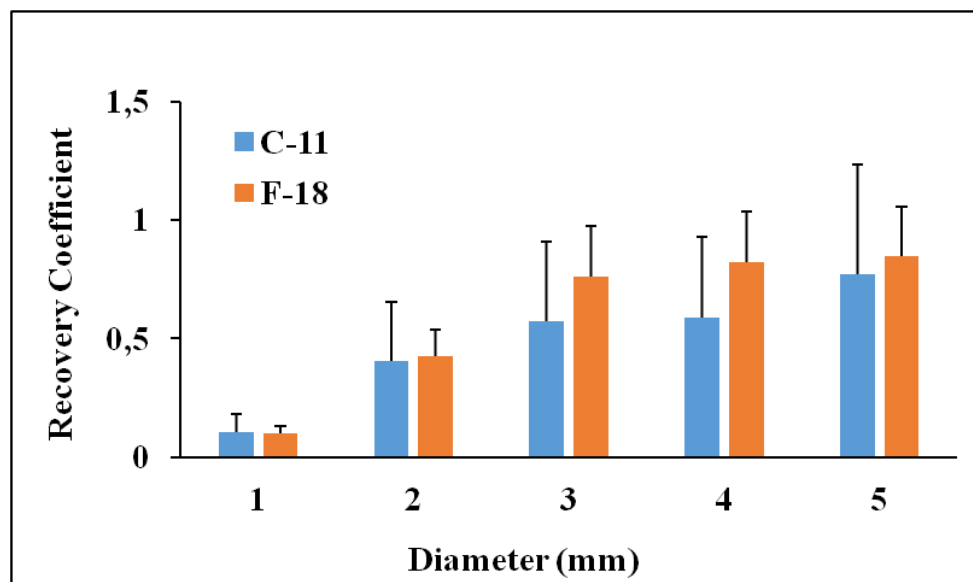


Figure 7: Recovery coefficients from the 5 rods (1-5mm) for  $^{11}\text{C}$  e  $^{18}\text{F}$ .

For the 1-mm-diameter rod, the respective RC values obtained for  $^{11}\text{C}$  and  $^{18}\text{F}$  were  $0.10 \pm 80\%$  and  $0.10 \pm 30\%$ , while for the 5-mm-diameter rod the values were  $0.77 \pm 60\%$  and  $0.85 \pm 24\%$ . The worst performance of  $^{11}\text{C}$  image was expected since the RC test is an indicative of the PET scanner spatial resolution [2] and this parameter is dependent of positron range [12]. These quantitative results must be considered in PET image analysis, especially in the analysis of small structures in preclinical experiments.

RC results for  $^{18}\text{F}$  radionuclide are in accordance with those published by Prasad et al. [20] for the LabPET 8 model: 1 mm - 0.13; 2 mm - 0.32; 3 mm - 0.58; 4 mm - 0.83; 5 mm - 0.96. The lack of studies using  $^{11}\text{C}$  in literature makes impossible comparison of the scanner performance for this radionuclide with other authors and other small animal PET scanners.

#### 4. CONCLUSION

The results obtained in this work using IQ phantom defined by NEMA NU 4/2008 revealed that the system LabPET 4 of LIM/CDTN produces  $^{18}\text{F}$  PET images with performance according to the literature. The assessment of PET image quality using  $^{11}\text{C}$  radionuclide was not found in the literature until now and makes comparison with other authors and other scanners impossible.

In a general way, it was observed that  $^{18}\text{F}$  PET image presents better results for image quality tests when compared to  $^{11}\text{C}$  PET image. This fact was expected due differences in radionuclides positron ranges. The present work allowed quantifying the differences in performance of the PET scanner when using these two different radionuclides. The results are important to laboratorial practice and may be taken in account in experimental preclinical study designer and also in quantitative PET image analysis.

#### ACKNOWLEDGMENT

This work was supported and financed by FAPEMIG, CNPq, UFMG and CDTN/CNEN. The authors would like to thank the UPPR / CDTN team for providing the radiopharmaceuticals used in the experiments.

## REFERENCES

- [1] R. YAO, R.; LECOMTE, R.; CRAWFORD, E. Small-Animal PET: What is it, and why do we need it? **Journal of Nuclear Medicine Technology**. Vol. 40 n°3, pp.157-165. 2011.
- [2] National Electrical Manufacturers Association. **Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs**. Rosslyn VA; 2008 Standards Publication NU 4- 2008.
- [3] GONTIJO, R. M. G.; FERREIRA, A. V.; SILVA, J. B.; MAMEDE, M. Quality control of small animal PET scanner: The Brazilian Scenario. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. v. 8. p. 01-09. 2020.
- [4] SILVEIRA, M. B. et al., Preclinical acute toxicity, biodistribution, pharmacokinetics, radiation dosimetry and microPET imaging studies of [<sup>18</sup>F]Fluorocholine in mice. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 116, p. 92-101. 2016.
- [5] SILVEIRA, et al., 18 F-Fluorocholine Uptake and Positron Emission Tomography Imaging in Rat Peritoneal Endometriosis. **Reproductive Sciences**. v. 1. 2017.
- [6] MENDES, B. M et al., New Radiation Dosimetry Estimates for [<sup>18</sup>F]FLT based on Voxelized Phantoms. **Radiation Research**. v. 190. p. 37-44. 2018.
- [7] SCHIRMER, B. G. A. et al. Comparison of [<sup>18</sup>F]Fluorocholine and [<sup>18</sup>F]Fluordesoxyglucose for assessment of progression, lung metastasis detection and therapy response in murine 4T1 breast tumor model. **Applied Radiation and Isotopes**. v. 140. p. 278-288. 2018.
- [8] GONTIJO, R.M.G., et al. Image quality assessment using NEMA NU 4/2008 standards in small animal PET scanner. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. v. 7, p. 1-13. 2019
- [9] GONTIJO, R. M. G., et al. Image quality evaluation of a small animal PET scanner. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. v. 8. p. 01-13, 2020.
- [10] ALMEIDA, F. A. F., et al. Synthesis and characterization of [<sup>11</sup>C]PK11195 as a PET radiopharmaceutical. In: **INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE**, 2017, Belo Horizonte.
- [11] OLIVEIRA, K. E. M.; MALAMUT, C.; SILVEIRA, M. B.; GONTIJO, R.M.G. Aquisição e análise quantitativa de imagens PET em camundongos sadios utilizando o radiofármaco <sup>11</sup>C-Metionina. **Curie&Roentgen**. v. 2. p. 16, 2019.



- [12] IAEA - International Atomic Energy Agency. **PET/CT atlas on quality control and image artefacts**. IAEA Human Health Series no 27 (2014).
- [13] IAEA - International Atomic Energy Agency. Live Chart of Nuclides. <https://www-nds.iaea.org/relnsd/vcharthtml/VChartHTML.html>. 2020.
- [14] GE Healthcare Technologies, “**Triumph Service Guide Technical Publication**”. Revision Draft 6, Copyright. <http://www.gehealthcare.com> 2011.
- [15] Gamma Medica-Ideas. **User Manual: Positron Emission Tomography (PET) Scanner Software - Manual for Acquisition and Processing of PET Images from the LABPET System**. Software version: LABPET 1.12.0. 2010.
- [16] TRETAULT, M. A. et al., System architecture of the LabPET small animal PET scanner. **IEEE Transactions on Nuclear Science**. v. 55. p. 2546-2550. 2008.
- [17] FONTAINE, R. et al. The hardware and signal processing architecture of LabPET<sup>TM</sup>, a small animal APD-based digital PET scanner. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 56. p. 3-9, 2009.
- [18] BELCARI, N. et al., NEMA NU-4 Performance Evaluation of the IRIS PET/CT Preclinical Scanner. **IEEE Transactions on Nuclear Science**. 2017. v. 1. p. 301-309. 2017.
- [19] PMOD Technologies LCC, PMOD v.3.7. **User Manual**. 2015.
- [20] Prasad et al., NEMA NU-04 based Performance Characteristics of the LabPET-8<sup>TM</sup> Small Animal PET Scanner. **Phys. Med. Biol.** v56, p. 6649-6664. 2011.