

## COMPARAÇÃO DOS MÉTODOS MONTE CARLO UTILIZADOS NA GERAÇÃO DE TRABÉCULAS ÓSSEAS

Arthur F. G. de Andrade<sup>1</sup> Fernanda Gonçalves Oliveira<sup>2</sup>, José W. Vieira<sup>3</sup>, Alex C. H. de Oliveira<sup>4</sup>

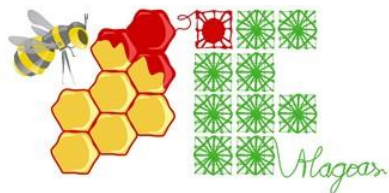
<sup>1</sup>Discente curso técnico integrado em Eletrônica - IFPE. Bolsista de Iniciação Científica do CNPq/IFPE. E-mail: arthurfelandrade@gmail.com; <sup>2</sup>Discente curso técnico integrado em Mecânica- IFPE. Bolsista PIBIT do IFPE. E-mail: baby.oliveira@hotmail.com; <sup>3</sup>Professor do Curso de Radiologia - IFPE. E-mail: jose.wilson59@uol.com.br; <sup>4</sup>Pesquisador Colaborador do GDN - IFPE, campus Recife; E-mail: oliveira\_ach@yahoo.com

1 **RESUMO:** Por conta de sua estrutura cavernosa de difícil reprodução, um dos maiores  
2 desafios da dosimetria numérica é estimar a dose depositada pela radiação ionizante nos  
3 tecidos moles do esqueleto dentro das cavidades do osso trabecular de humanos. Essa  
4 estimativa é importante pois segundo o relatório 103 da ICRP, a medula óssea vermelha e as  
5 células das superfícies endosteas dos ossos trabeculares são os tecidos ósseos mais  
6 radiosensíveis do corpo humano. **Uma** dose de radiação excessiva nessa região **pode** causar  
7 doenças como a leucemia. Neste trabalho é apresentada a comparação de dois algoritmos  
8 baseados em técnicas estocásticas de amostragem Monte Carlo, a parametrizada e a não  
9 parametrizada. Utilizadas para obtenção de imagens sintéticas de ossos trabeculares, foram  
10 baseadas na frequência do tamanho de clusters de voxels desses ossos. Esses algoritmos  
11 permitem a geração de trabéculas ósseas que, inseridas junto a um modelo computacional de  
12 exposição, permitam que simulações computacionais de irradiação possam ser aplicadas  
13 nessas trabéculas sintéticas. Como as técnicas descritas no trabalho não requererem a função  
14 densidade de probabilidade geradora do perfil problema, elas **são** adaptáveis a outros casos de  
15 amostragem MC onde não se conheça a função densidade de probabilidade descritora.

16 **Palavras-chave:** dosimetria, medula óssea, função densidade de probabilidade.

## COMPARISON OF MONTE CARLO METHOD USED IN TRABECULAR BONE GENERATION

21 **ABSTRACT:** Due to its cavernous structure hard to reproduce, one of the biggest  
22 challenges of the numerical dosimetry is to estimate the doses put in by the ionizing radiation  
23 on the softer tissues of the skeleton, inside the cavities of the trabecular bone in humans.  
24 This estimation is important because of the 103rd report of the ICRP, the red bone marrow,  
25 the cells of the endosteal layer from the trabecular bones are the most radiosensitive bone  
26 tissues of the human body, and a small dose of extra radiation on this region could cause  
27 health problems such as leukemia. In this research is presented the comparison of two  
28 algorithms based on the stochastic processes of Monte Carlo method, the parameterized and  
29 not parameterized, which are used to obtain synthetic images of the trabecular bones.  
30 They were based on the frequency of the voxel cluster size of those bones.  
31 These algorithms allow the trabecular bones generation that, inserts with a computational  
32 model of exposition, allow computational simulations of irradiation to be applied onto these  
33 synthetic trabeculae. Since the techniques described in this research do not require the



34 density probability function generated of the problem profile, they allow it to be matched to  
35 other cases of Monte Carlo exposition where you do not know the describing density of  
36 probability function.

37 **KEYWORDS:** Dosimetry, Bone marrow, density of probability function.

38

39

## 40 **INTRODUÇÃO**

### 41 **O fantoma de voxels**

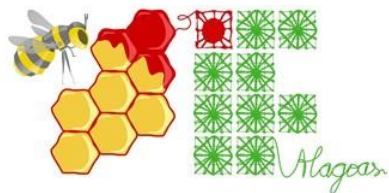
42 As primeiras aproximações de avaliações da medição de dose absorvida pela  
43 distribuição de radionuclídeos eram consideradas semelhantes às medições para fontes  
44 externas e implementações de fontes de rádio. Porém, sua complexidade tornou necessária a  
45 adaptação a outros métodos, assim, a dose absorvida passou a ser estimada ao invés de  
46 medida (LOPES, 2007).

47 A partir daí novas técnicas foram desenvolvidas para gerar essa estimativa. O fantoma  
48 de voxel ofereceu mais rapidez e precisão nas estimativas de dose nos tecidos e órgãos do  
49 corpo humano. São modelos baseados em imagens bidimensionais (2D) obtidas do corpo que,  
50 quando empilhadas e interpoladas, formam imagens tridimensionais (3D).

51 Um voxel é um pixel de uma altura correspondente à espessura do corte tomográfico  
52 (LOPES, 2007), o conjunto de voxels forma um cluster, de tamanho correspondente à  
53 quantidade de voxels agrupados. O pixel de uma imagem 2D mostra as propriedades de  
54 atenuação média dos fótons pelo voxel correspondente no paciente (BUSHERG et al., 2002).  
55 Os fantasmas de voxels são a representação fiel do corpo humano e sua estrutura permite  
56 determinar a energia depositada com mais precisão do que nos fantasmas matemáticos (Figura  
57 4) (LOPES, 2007).

### 58 **O osso trabecular**

59 Entre os órgãos representados nos fantasmas de voxels estão os ossos que, segundo a  
60 *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) na sua Publicação de número  
61 70, "Proteção de Dados radiológicos: O Esqueleto" (1995), se diferem em dois grupos  
62 principais pelas suas diferenças de estrutura, densidade e conteúdo: os ossos corticais e os  
63 trabeculares.



64 O osso cortical ou compacto é constituído por cilindros colunares com 150 a 300  $\mu\text{m}$  de  
65 diâmetro chamados de osteónios. O seu eixo maior é paralelo ao do osso, formando a  
66 estrutura elementar do osso compacto (JUDAS et al, 2012).

67 Já o osso trabecular ou esponjoso, faz jus ao nome por conta de sua estrutura  
68 semelhante a uma esponja. Essas lacunas são chamadas de trabéculas ósseas. As trabéculas  
69 alinham-se paralelamente à linha do stress aplicado e modificam-se de acordo com a idade,  
70 principalmente nas extremidades dos ossos longos. No interior das trabéculas se localizam os  
71 tecidos moles, o MOV (Medula óssea vermelha) e a MOA (Medula óssea amarela) (JUDAS  
72 et al, 2012).

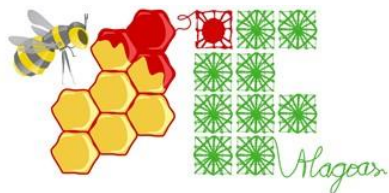
73 Por conta de sua estrutura cavernosa, um dos maiores desafios da dosimetria numérica  
74 é estimar a dose que a radiação ionizante deposita nos tecidos moles do esqueleto dentro das  
75 cavidades do osso trabecular de humanos (VIEIRA et al., 2013).

76 A importância do desenvolvimento dessas trabéculas é o fato de que os tecidos com  
77 maior sensibilidade do esqueleto se formam a partir das células hematopoiéticas da medula  
78 óssea vermelha e pelas células osteogênicas localizadas nas trabéculas ósseas. Portanto, fica  
79 claro que as trabéculas devem ser confeccionadas de forma diferente dos demais tecidos  
80 humanos. Em função disso, o GDN desenvolveu os métodos Monte Carlo (MC) estatísticos  
81 baseados nas frequências de tamanhos de *clusters* de *voxels* trabeculares ao longo das três  
82 direções da amostra de osso disponível (VIEIRA et al., 2013).

### 83 **Os métodos Monte Carlo**

84 Os métodos MC são um conjunto de técnicas de amostragem estatística desenvolvida  
85 por Stanislaw Ulam em 1946, eles foram formalizados em 1949, no artigo “Monte Carlo  
86 Method” e passou a ser usado em diversos campos do conhecimento, desde a física até a  
87 economia (DBD, 2016).

88 O método paramétrico Monte Carlo paramétrico necessita que o sistema estudado  
89 tenha seu perfil descrito, de um gerador de números aleatórios uniforme e de uma FDP que se  
90 adapte adequadamente ao problema depois do devido ajuste de seus parâmetros, valores  
91 inseridos nas FDP tornando-as adaptáveis à forma da função estudada. Junto à FDP é



92 necessário que a função distribuição acumulada (FDA) obtida da integração da FDP seja  
93 invertível.

94 Já o método paramétrico Monte Carlo não paramétrico, não requer o uso de equações  
95 complexas, ele é baseado em um algoritmo que não requer o uso de funções densidade de  
96 probabilidade, necessita apenas do perfil original do problema e de um gerador de números  
97 aleatórios uniforme para seu funcionamento. Esse método utiliza técnicas de interpolação  
98 (Eq.1) para adaptar os valores sorteados de acordo com os valores da função problema (Vieira  
99 et al, 2014).

$$100 \quad \begin{cases} (y_n, F(y_n)) \\ (y = ?, x) \\ (y_{n+1}, F(y_{n+1})) \end{cases} \Rightarrow y = \left[ \frac{y_{n+1} - y_n}{F(y_{n+1}) - F(y_n)} \right] [x - F(y_n)] + y_n \quad (\text{Eq 1})$$

101 Neste trabalho será desenvolvido um algoritmo gerador de imagens sintéticas de ossos  
102 trabeculares, baseadas na frequência do tamanho de clusters de voxels a partir de técnicas MC  
103 não paramétricas, desenvolvidas pelo Grupo de Dosimetria Numérica.

104

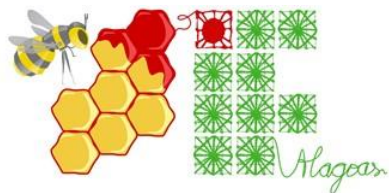
## 105 MATERIAL E MÉTODOS

106 Todas as implementações computacionais deste trabalho foram realizadas no  
107 Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) do Instituto Federal de Educação, Ciência e  
108 Tecnologia de Pernambuco (IFPE), em um computador com processador Intel Core i7 X990  
109 @ 3,47GHz, RAM de 24 GB e sistema operacional Windows 7 Ultimate de 64 bits. Nesta  
110 máquina foram instalados o Fiji, o pacote Office e o MonteCarlo [3], os principais *softwares*  
111 utilizados no trabalho.

### 112 Obtenção de variáveis

113 As imagens micro-CT dos ossos reais disponíveis no GDN estão em formato SGI  
114 (Simulações Gráficas Interativas) e são binários, ou seja, contêm apenas dois identificadores  
115 de cores (ids), uma para o osso (id = 255) outro para o tecido mole (id = 0).

116 Usou-se imagens dos ossos reais, das cinco regiões ósseas estudadas, para descobrir a  
117 distribuição das trabéculas nas três direções, linha ( $OY$ ), coluna ( $OX$ ) e fatia ( $OZ$ ), para isso



118 contabilizou-se os voxels agregados de id=255 para determinar o tamanho dos clusters.  
119 Observou-se que o tamanho dos clusters varia de bloco em bloco e de direção para direção.

120 Após feita a contagem do tamanho dos *clusters de voxels*, pegou-se os valores dos  
121 tamanhos clusters e calculou-se a frequência de ocorrência ( $F_o$ ) desse tamanho. Ou seja, a  
122 Quantidade de clusters do mesmo tamanho ( $Q_i$ ), dividido pela quantidade total de clusters  
123 contados ( $Q_t$ ) (Eq1):

$$\frac{Q_i}{Q_t} = F_o(\%)$$

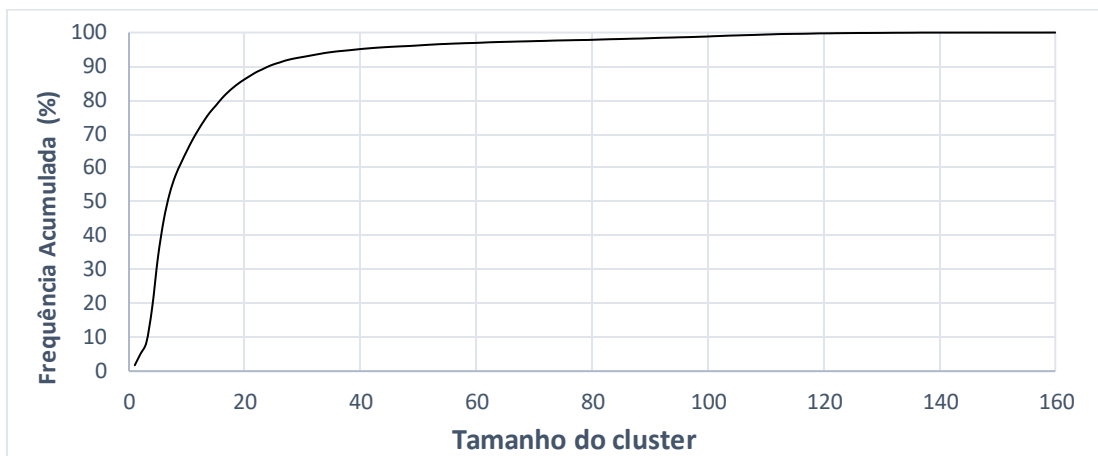
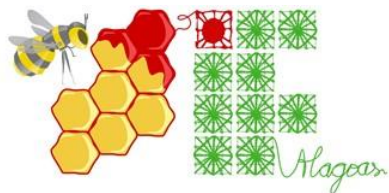
125 A partir desses dados caracterizou-se o perfil da distribuição da trabécula na direção  
126 que foi feita a contagem (Figura 1), no eixo das ordenadas o tamanho dos clusters e no eixo  
127 das abcissas a frequência de ocorrência.



128

129 **Figura 1.** Perfil da FDP da distribuição óssea na coluna do crânio real

130 Após caracterizar o perfil da FDP do problema os dados desse perfil são somados de  
131 forma acumulativa a fim de se encontrar o perfil Função Distribuição Acumulada (FDA) do  
132 problema normalizado de 0 a 1 (Figura 2).



133

**Figura 2.** Perfil da FDA da distribuição óssea na coluna do crânio real

134

135 Caracterizou-se os perfis de todas as cinco trabéculas em todas as direções e observou-  
136 se a discrepância de suas formas e o formato assimétrico à direita (positivo) e com apenas um  
137 máximo em todas FDPs.

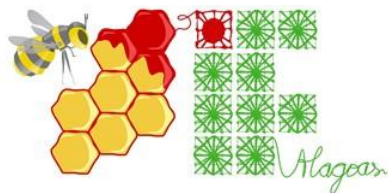
### 138 O método Monte Carlo paramétrico

139 O método paramétrico se constitui na escolha de uma secundária FDP que se adapte ao  
140 perfil da FDP problema (LIMA FILHO, 2007). Para aplicação do método paramétrico foi  
141 escolhida, através de simulações, a FDP Log-logistic (LOG) de 2 parâmetros localizada em  
142 Eq.3

143

$$f(x) = \frac{\alpha}{\beta} \left( \frac{x}{\beta} \right)^{\alpha-1} \left( \left( 1 + \frac{x}{\beta} \right)^{\alpha} \right)^{-2} \quad (\text{Eq. 3})$$

144 A LOG é uma FDP proposta por Tadikamalla e Johnson em 1982 e contém 1  
145 parâmetro de forma ( $\alpha$ ) e 1 de escala ( $\beta$ ). A função Log-logística tem se apresentado como  
146 uma alternativa em contraponto à função Weibull e a Log-normal. Ela é usada, por exemplo,  
147 na economia, na hidrologia e na medicina. Na primeira, é chamada de Fisk, usada para  
148 cálculos de distribuição de riqueza e renda. Na última, é utilizada para calcular o tempo de um  
149 transplante de coração. Foram feitos também estudos na Bélgica sobre sua relação com o  
150 tempo de aparecimento de dentes permanentes em crianças, mostrando a importância dessa  
151 função. A log-logística se apresentou como uma FDP semelhante ao perfil das trabéculas  
152 (MENDOZA, 2012). Com a função escolhida, direciona-se os olhos para sua FDA (Eq.4).



153 
$$F(x) = \left( 1 - \left( \frac{\beta}{x} \right)^\alpha \right)^{-1} \quad (\text{Eq.4})$$

154 A FDA de uma função recebe o valor de voxels e, através dos parâmetros previamente  
155 desenvolvidos, nos dá a probabilidade normalizada entre [0, 1], porém, para gerar trabéculas  
156 ósseas necessita-se do processo inverso, ou seja, que quando inserida uma probabilidade,  
157 fruto de um GNA uniforme (u), a equação forneça o tamanho do cluster para probabilidade,  
158 para isso iguala-se a FDA ao u e inverte-se a equação isolando o x, técnica chamada de  
159 teorema da inversão generalizada (Eq.5).

160 
$$\begin{cases} F(x) = u \\ x = F^{-1}(u) \end{cases} \quad (\text{Eq.5})$$

161 Depois de invertida a FDA (Eq.6) e inseridos os parâmetros, obtém-se o GNA  
162 trabecular da LOG para a direção escolhida.

163 
$$\frac{\beta}{((u^{-1} - 1)^\alpha)^{\frac{1}{\alpha}}} = TdC \quad (\text{Eq.6})$$

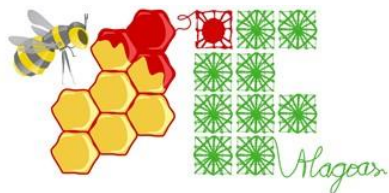
#### 164 **O método Monte Carlo não paramétrico**

165 Método MC não paramétrico não requer uma FDP secundária e é derivado diretamente  
166 do perfil problema. Para sua aplicação é necessário apenas a FDA da trabécula, um GNA  
167 uniforme entre [0,1] e a fórmula de interpolação linear. Para aplicação do método sorteia-se  
168 um número aleatório uniforme (u). O algoritmo desenvolvido procura os pontos que  
169  $F(x_1) \leq u \leq F(x_2)$ . Então, através da fórmula da interpolação linear (Eq.2) calculamos o TdC,  
170 equivalente ao y na equação, respectivo ao número sorteado.

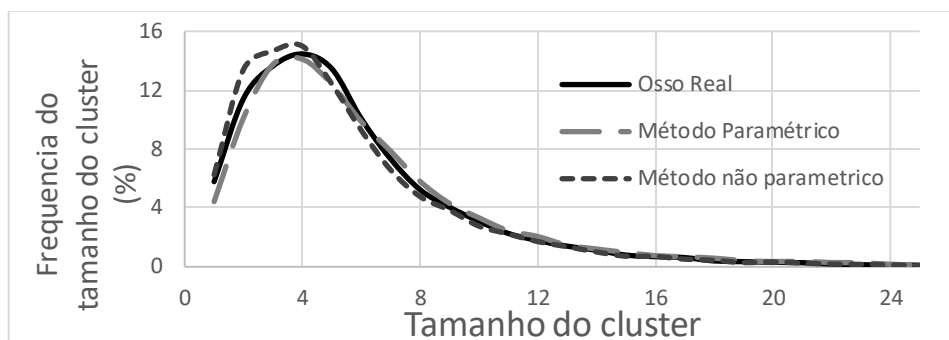
171

#### 172 **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

173 Foram geradas 40000 amostras de tamanhos de clusters pelos GNAs MC paramétrico e  
174 não paramétrico. Em seguida realizou-se cálculos de frequência semelhantes aos feitos na  
175 trabécula do osso real a fim de comparar os perfis de tamanho dos clusters das três amostras.  
176 O gráfico dessas frequências pode ser observado na Figura 3.



177



178

179 **Figura 3.** Comparação dos perfis das distribuições da coluna do fêmur do osso  
180 real e dos ossos sintéticos. IFPE, 2016.

181

182 Na figura 3 observa-se que o perfil das distribuições MC com o osso real foi satisfatório  
183 para comprovação do método, pois as áreas do topo, regiões de maior importância, se  
184 assemelharam.

185 Ao calcular o erro médio relativo entre os topos das curvas observou-se que o método  
186 não paramétrico apresentou a menor porcentagem de erro, com 9,56%, enquanto o método  
187 parametrizado pela função LOG obteve 22,05% de erro.

188

## 189 CONCLUSÕES

190 Mesmo com o método paramétrico apresentando maior porcentagem de erro em relação  
191 ao não paramétrico, os dois obtiveram semelhança satisfatória ao perfil da trabécula, o que faz  
192 ambos os métodos serem eficazes para reprodução das trabéculas.

193 O próximo passo é a programação dos métodos para validação do uso das técnicas para  
194 geração das trabéculas ósseas.

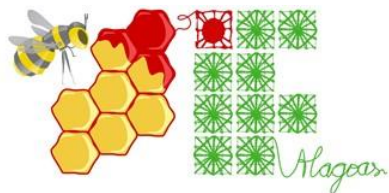
195 Nesta etapa será comparado os custos computacionais para geração de trabéculas  
196 ósseas. O método com maior relação entre custo computacional e similaridade se tornará mais  
197 viável para produção

198

## 199 AGRADECIMENTOS

200 Os autores agradecem à FACEPE, ao CNPq, e ao IFPE pelo fomento à pesquisa e a  
201 todos que colaboraram com a mesma.





202 **REFERÊNCIAS**

- 203 BUSHERG J. T., SEIBERT J. A., LEIDHOLDT E. M. JR. and ZANARINI P., GEANT detector  
204 Description and simulation Tool W5013 (CERN), 1994
- 205 DBD. Método Monte Carlo. Disponível em: <<http://www2.dbd.puc-rio.br/>>. Acesso em: 23 fev. 2016.
- 206 ICRP, 1995. Basic Anatomical & Physiological Data for use in Radiological Protection - The  
207 Skeleton. ICRP Publication 70. Ann. ICRP 25.
- 208 JUDAS, Fernando; PALMA, Paulo; FALACHO, Rui Isidro. ESTRUTURA E DINÂMICA DO  
209 TECIDO ÓSSEO. 2012. 51 f. Curso de Medicina, Faculdade de Medicina da Universidade de  
210 Coimbra, Coimbra, 2012.
- 211 LIMA FILHO, J. de M.. Construção da Esponjosa de Modelo Antropomórficos Baseadas em Técnicas  
212 Monte Carlo. 2014. 121 f.. Tese (Doutorado em Ciências na Área de Concentração Dosimetria e  
213 Instrumentação) – Universidade Federal de Pernambuco, Pernambuco.
- 214 LOPES FILHO, F. de J. Avaliações dosimétricas em pacientes submetidos à radioterapia com base em  
215 fantasmas de voxels e em imagens de medicina nuclear. 113 f. Tese (Doutorado em radiologia) -  
216 Universidade federal de Pernambuco, Recife. 2007.
- 217 MENDONZA V. R. A DISTRIBUICAO DE WEIBULL NA DESCRICAO DA ESTRUTURA  
218 DIAMETRICA DE *Eucalyptus grandis*: UM ENFOQUE SOBRE O METODO DOS MOMENTOS.  
219 2012. F 100. Dissertação de mestrado – Piracicaba
- 220 VIEIRA T. M. de A., Interpolação. 2014. <<http://www.im.ufal.br/professor/thales/icg/aula1.2.pdf>>.  
221 Acesso em: 23 fev. 2014.
- 222 VIEIRA, José W. et al. DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO MONTE CARLO NÃO  
223 PARAMÉTRICO PARA GERAR IMAGENS SINTÉTICAS DE OSSOS TRABECULARES. In: IX  
224 LATIN AMERICAN IRPA REGIONAL CONGRESS ON RADIATION PROTECTION AND, 2013.  
225 Recife.
- 226