

Utilização de modelos voxelizados de tireoide para desenvolvimento de simulador físico-antropomórfico para impressão 3D

Tayrine Moratelli da Silva¹, Alexandre B. Soares¹, Eder A. Lucena¹, Ana Letícia A. Dantas¹, Bruno M. Mendes², Paulo S. S. Félix³, Felipe L. Bourguignon³, Márcia M. Dórea³, Eric C. Romani³, Bernardo M. Dantas¹.

¹Instituto de Radioproteção e Dosimetria; ²Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear da CNEN; ³Instituto SENAI de Inovação em Sistemas Virtuais de Produção -SENAI/FIRJAN.

E-mail: tayrine.moratelli@gmail.com

Resumo: A monitoração da incorporação, utilizando medições *in vivo*, requer a aplicação de fatores de calibração obtidos com simuladores físicos-antropomórficos. No caso do ¹³¹I, a falta de realismo anatômico do simulador pode prejudicar a qualidade e confiabilidade do resultado da monitoração. Então, com objetivo desenvolver um simulador de tireoide utilizando impressão 3D, foram utilizadas imagens dos modelos voxelizados, disponibilizados na ICRP 110. A superposição das imagens do modelo original e do modelo tratado demonstra a manutenção de características morfológicas. As técnicas de manipulação de imagem para suavizar os ângulos agudos da imagem original e a impressão do protótipo foram considerados eficazes.

Palavras-chave: Simulador Tireoide-pescoço; Modelo Voxelizados; ¹³¹I; Impressão 3D.

Abstract: The monitoring of incorporation, using *in vivo* measurements, requires the application of calibration factors obtained with physical-anthropomorphic phantoms. In the case of ¹³¹I, the lack of anatomical realism of the phantom might impair the quality and reliability of the monitoring result. Then, in order to develop a thyroid phantom using 3D printing, images of the voxelized models were used, made available in ICRP 110. The superposition of the images of the original model and the treated model demonstrate the maintenance of morphological characteristics. Image manipulation techniques to smooth the sharp angles of the original image and the prototype printing were considered effective.

Keywords: Thyroid-neck simulator; Voxelized models; ¹³¹I; 3D printing.

1. INTRODUÇÃO

A monitoração individual é um dos recursos de proteção radiológica que tem como principal objetivo a avaliação da dose efetiva no corpo inteiro ou a dose equivalente em um tecido ou órgão recebida por um indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) a algum tipo de radiação externa ou interna. Todos os IOE com risco potencial de exposição a doses anuais superiores ao nível de registro de 1 mSv ao ano devem ser submetidos a um programa de monitoração individual que deve constar no programa de proteção radiológico da instalação (IAEA, 2014).

Em medicina nuclear a manipulação rotineira de ^{131}I na forma de fontes não seladas resulta em risco significativo de incorporação via inalação e ingestão e, conseqüentemente, exposição ocupacional interna. Tal fato ocorre porque o iodo é um elemento volátil a temperatura ambiente. Além disso, seu isótopo I-131 apresenta o mais elevado coeficiente de dose interna entre os radionuclídeos utilizados para diagnóstico em medicina nuclear (IAEA, 1999; MILLER et al., 1979; OLIVEIRA E LEÃO, 2008).

O modelo biocinético para o ^{131}I é descrito na ICRP 67 (1993), onde é admitido que, ao ser transferido para o sangue, cerca de 30% da atividade de ^{131}I é retida na glândula tireoide, enquanto cerca de 70% é excretado diretamente pela urina. O tempo de meia-vida biológica no sangue é em torno de 0,25 dias (~ 6 horas), na glândula tireoide cerca de 80 dias e nos demais tecidos 12 dias, em média. Sabe-se que grande parte do radionuclídeo (80%) retorna à circulação sanguínea e será absorvido pela tireoide e excretado na urina, o restante (20%) é excretado nas fezes (ICRP, 1997).

A monitoração da incorporação deste radioisótopo, que decai por emissão de partículas β^- e radiação gama, pode ser realizada por meio de medições *in vivo* (IAEA, 1996). A quantificação da atividade retida no corpo a partir desta técnica requer a aplicação e fatores de calibração obtidos com simuladores físicos-antropomórficos dos órgãos e tecidos de interesse. Tais fatores permitem converter a taxa de contagem registrada na medição em atividade no órgão. Em alguns casos, a forma aproximada desses simuladores é suficiente para obter fatores de calibração confiáveis (ZHANG et al., 2008), mas em outras situações, como no caso do I-131, a falta de realismo anatômico pode prejudicar a qualidade e confiabilidade do resultado da monitoração (DANTAS et al., 1998; BROGGIO et al., 2009; LAMART et al., 2009).

Novas tecnologias de impressão 3D têm se apresentado como alternativas economicamente viáveis para a impressão dos simuladores físicos-antropomórficos para o uso em aplicações médicas. A obtenção de estruturas com um nível de detalhamento suficientemente realista, impressos a partir de imagens tridimensionais, usando materiais tecido-equivalentes artificiais ou naturais com propriedades físico-químicas semelhantes aos tecidos vivos que se pretende simular, tem se tornado uma realidade (ZOU et al., 2015; RUITERS et al., 2016; ZUNIGA et al., 2016; TAN et al., 2016; BEAUMONT et al., 2017). Esses novos modelos mais realistas, impressos em 3D, podem contribuir para a diminuição dos erros nas estimativas da atividade incorporada em monitoração de rotina e na avaliação de acidentes envolvendo incorporação de ^{131}I .

Com a diminuição dos erros relacionados ao modelo físico, a realização da monitoração interna no próprio local de trabalho utilizando os equipamentos disponíveis na clínica, isto é, gama-câmara,

sonda de captação e monitor de contaminação superficial, torna-se uma alternativa viável (Lucena et al, 2007; Oliveira et al, 2016). Uma vez que devido à falta de capacitação dos Supervisores de Proteção Radiológica em técnicas de bioanálise, aos custos e à logística inerentes à implantação de programas rotineiros de monitoração interna em serviços de medicina nuclear, atualmente, esta exigência não tem sido cumprida de forma regular.

Utilizando, como base, dados de imagens médicas de pessoas reais e os dados fornecidos na Publicação 89 da ICRP (2002) sobre os parâmetros anatômicos e fisiológicos de referência para homens e mulheres, a ICRP 110 (2009) descreve o desenvolvimento e aplicação de simuladores antropomórficos computacionais de adultos de referência. Essencialmente, os dois modelos voxelizados disponibilizados, RCP_AM (masculino) e RCP_AF (feminino), são formados por imagens bidimensionais que, ao serem sobrepostas, formam imagens tridimensionais que podem ser impressas em 3D. Tais fantasmas foram segmentados em mais de 130 órgãos e tecidos diferentes incluindo a tireoide. O Modelo RCP_AF pode ser visualizado na Figura 1A. A tireoide do modelo foi destacada em vermelho. Imagens renderizadas ampliadas da região da tireoide e pescoço são apresentadas nas Figuras 1B e 1C.

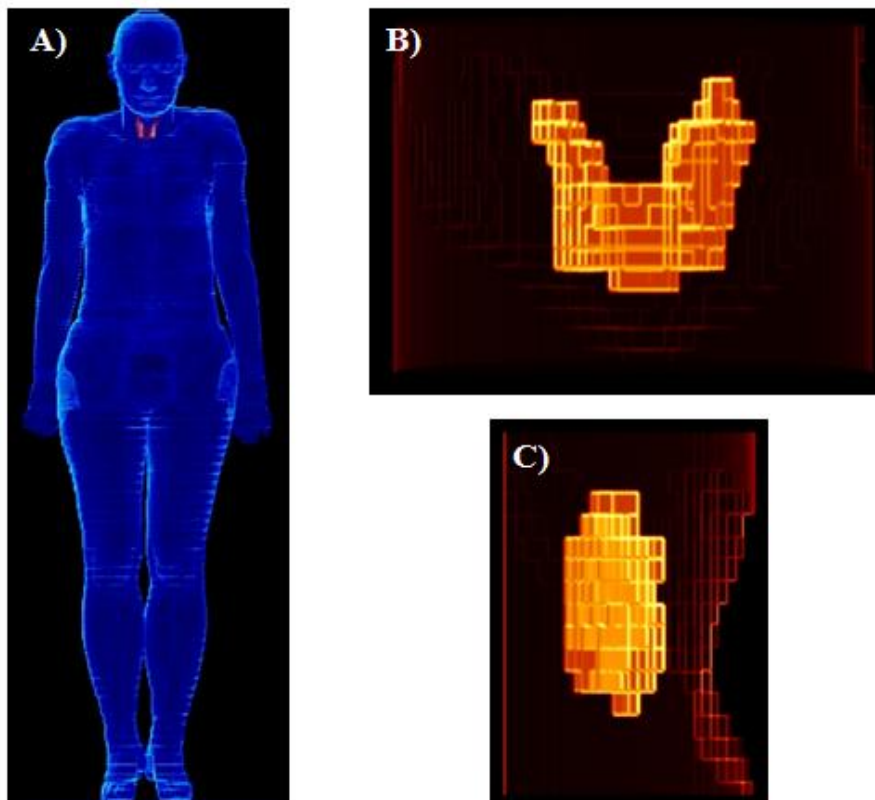


Figura 1. Fantoma computacional voxelizado feminino da ICRP. A) Renderização do fantoma destacando a tireoide em vermelho. B) Visão frontal ampliada do fantoma na região da tireoide. C) Visão lateral ampliada do fantoma na região da tireoide.

O presente estudo teve como objetivo desenvolver um modelo específico de tireoide, com base nas imagens dos modelos voxelizados de referência disponibilizados pela ICRP 110 (2009). Tal modelo, suficientemente realista, é utilizado para a obtenção de um simulador físico-antropomórfico de tireoide impresso utilizando tecnologia 3D.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Obtenção de uma imagem 3D realista de tireoide

Nessa etapa é obtido um modelo computacional de tireoide em alta resolução e anatomicamente representativo. Ambos os modelos voxelizados da ICRP 110 possuem a tireoide segmentada. Neste trabalho optamos pela utilização do modelo feminino (RCP_AF), apresentado na Figura 1A. Essa escolha se deu devido à maior resolução desse modelo ($1,775 \times 1,775 \times 4,84 \text{ mm}^3$) em relação ao modelo masculino ($2,137 \times 2,137 \times 8,0 \text{ mm}^3$) (ICRP, 2009).

O fluxograma de tarefas para obtenção do modelo detalhado da tireoide é apresentado na Figura 2. O software ImageJ[®] (RASBAND, 2016) foi utilizado na manipulação das imagens.

Primeiramente buscou-se limitar a região relevante, evitando o trabalho com um grande número de imagens sem informações significativas (Etapa 1 – Figura 2). O modelo RCP_AF é composto por 299 imagens no plano XY, empilhadas no eixo Z. A imagem no formato RAW do fantoma RCP_AF foi carregada no ImageJ e salva como sequência de imagens no formato TIF no plano XY em uma pasta separada. As imagens 036 a 070, referentes à região do modelo que contém a tireoide, foram mantidas e as demais eliminadas.

Mesmo tendo resolução maior que o modelo masculino de referência, o nível de detalhamento da tireoide do modelo feminino ainda pode ser considerado abaixo do desejável para um modelo específico desse órgão, como pode ser visto nas Figuras 1B e 1C. Assim, no passo seguinte, a resolução do modelo foi aumentada (Etapa 2 – Figura 2). O comando “Image ->Scale” do ImageJ foi utilizado para reduzir a dimensão dos voxels mantendo o tamanho das imagens. O fator 3,55 foi utilizado para os eixos X e Y e o fator 9,68 para o eixo Z. A matriz da imagem foi alterada de (301 x 139 x 35) para (1068 x 493 x 338) e as dimensões dos voxels foram modificadas para ($0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$). Nenhum tipo de interpolação foi utilizado nesta etapa.

A ferramenta “VoxelPhantoms Tools”, desenvolvida especificamente para o ImageJ, foi utilizada para gerar dois modelos distintos a partir da imagem da região relevante do RCP_AF: um modelo da tireoide e um modelo em que todos os tecidos foram convertidos em “soft_tissue”. Posteriormente, o comando “Process ->Binary ->Makebinary” foi aplicado aos dois modelos (Etapas 3a e 3b – Figura 2). Esse processo converte o valor do pixel em 0 ou 255. Um limiar é definido. Caso o valor do voxel seja superior ao limiar, o valor do voxel é convertido em 255. Se for inferior, passa a ter o valor 0. Na prática, para imagens de 8 bits, os pixels passam a ser pretos ou brancos eliminando os tons de cinza.

Uma desfocagem gaussiana 3D foi aplicada às imagens binárias dos modelos a fim de suavizar os ângulos agudos oriundos das grandes dimensões dos voxels do modelo original (Etapas 4a e 4b – Figura 2). O comando “Process ->Filters ->GaussianBlur” do ImageJ foi utilizado. Um raio de sigmade 5.0 foi adotado.

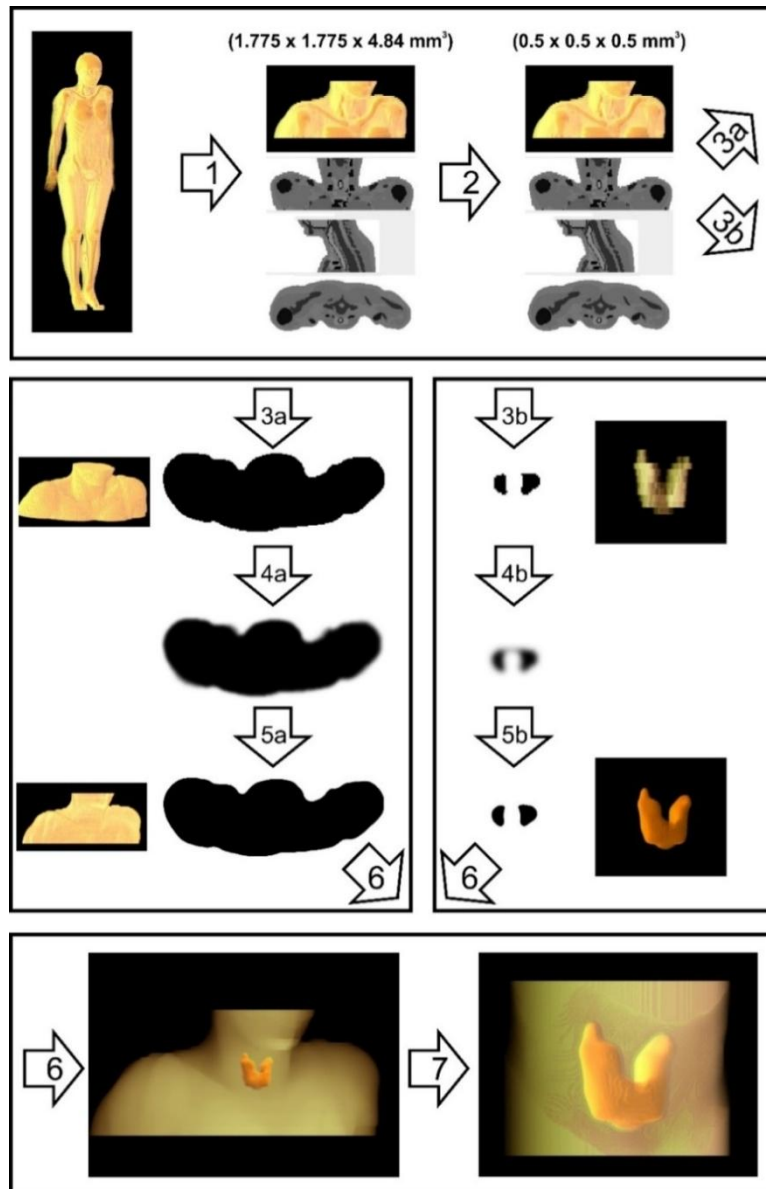


Figura 2. Fluxograma do processo de obtenção do modelo detalhado de tireoide. 1) Seleção da região relevante. 2) Aumento da resolução do modelo. 3a) e 3b) Binarização das imagens e obtenção de dois modelos (tecidos moles e tireoide). 4a) e 4b) Desfocagem gaussiana para suavização dos ângulos. 5a) e 5b) Rebinarização dos modelos suavizados. 6) Fusão dos modelos de tireoide e tecidos moles. 7) Corte para redução do modelo.

Voxels com diferentes tons de cinza são gerados nos modelos pelo procedimento de desfocagem. O comando “Image ->Adjust ->Threshold” foi utilizado para reconverter os modelos em imagens binárias (Etapas 5a e 5b – Figura 2). O valor do limiar foi estabelecido por tentativa e erro de forma que o modelo resultante tivesse o volume mais próximo possível do modelo original. A tireoide do modelo RCP_AF, destacada em vermelho na Figura 2A, possui um volume de 16,4 cm³ e uma massa de 17 g (ICRP, 2009).

Os dois modelos foram então fundidos em um modelo único com dois tecidos segmentados: tireoide e tecidos moles (Etapa 6 – Figura 2). Antes da fusão, contudo, a ferramenta “VoxelPhantoms Tools” foi utilizada para alterar o valor dos voxels dos dois modelos. Os voxels com valor de 255 foram alterados para 100 no modelo de tecidos moles. No modelo de tireoide, o valor foi alterado de 255 para 150. Os modelos foram então fundidos utilizando o comando “Process ->ImageCalculator” do ImageJ. A imagem do modelo de tecidos moles foi adicionada à imagem do modelo tireoide. A imagem tridimensional resultante teve os voxels de tecido mole segmentados com o valor 100 e a tireoide segmentada com o valor 250.

Na última etapa, o modelo foi reduzido ao tamanho necessário para impressão em 3D (Etapa 7 – Figura 2). Para esse fim, uma máscara circular de 220 pixels (11,0 cm) de diâmetro foi posicionada para delimitar a região do pescoço, de forma que a tireoide ficasse posicionada no centro do semicírculo. O comando “Edit ->ClearOutside” foi utilizado, seguido do comando “Image ->Crop”.

Ao final do processo o volume da tireoide resultante foi medido e comparado com o volume original. O *software* Amide[®] foi utilizado para medir o comprimento dos lóbulos para comparação com dados de literatura. Além disso, as imagens do modelo original e o modelo de alta resolução resultantes foram sobrepostas a fim verificar se a anatomia da tireoide e do pescoço não sofreram alterações significativas após os procedimentos de manipulação da imagem original.

2.2. Impressão 3D do modelo de tireoide

O modelo voxelizado, após a manipulação de suavização, foi convertido em um modelo tridimensional com formato STL. O arquivo STL é amplamente utilizado por ser simples, leve e fácil de ser manuseado por máquinas e softwares 3D. Estes arquivos foram tratados no software 3DsMax, para o desenvolvimento e refinamento das peças do modelo do IRD.

Primeiramente, o 3DsMax é o programa mais utilizado pela equipe de modelagem, podendo ser aplicado em diversos segmentos onde há necessidade de desenvolvimento de modelos 3D. O *software* 3DsMax é uma ferramenta usualmente aplicada na manipulação de elementos tridimensionais, com modificadores de malha 3D, que facilitaram a construção e edição das formas necessárias para a pesquisa, bem como aceita a importação e exportação de diversos formatos de arquivos, incluindo os que foram compatíveis com os softwares de fatiamento para a impressão 3D (Figura 3).

Em termos simples, o modelo tridimensional, nessa pesquisa em formato de arquivo STL, usa uma série de triângulos vinculados para recriar a geometria de superfície de um modelo sólido. Para um modelo básico, suas superfícies podem ser representadas usando alguns triângulos. Para modelos de resolução mais alta, são necessários mais triângulos para replicar a superfície do modelo. Quanto mais

triângulos formam um modelo, maior o tamanho do arquivo e mais detalhado o objeto.

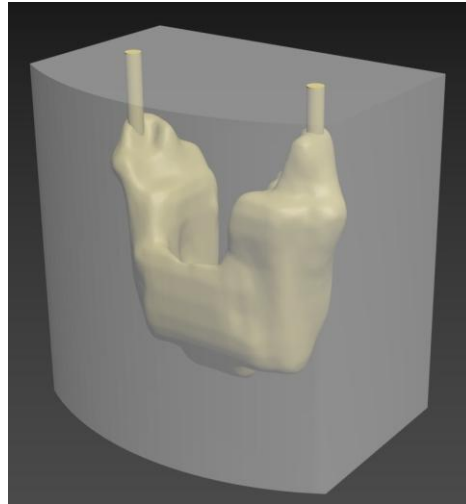


Figura 3. Modelo 3D do Simulador de Tireoide, para visualização do volume da tireoide.

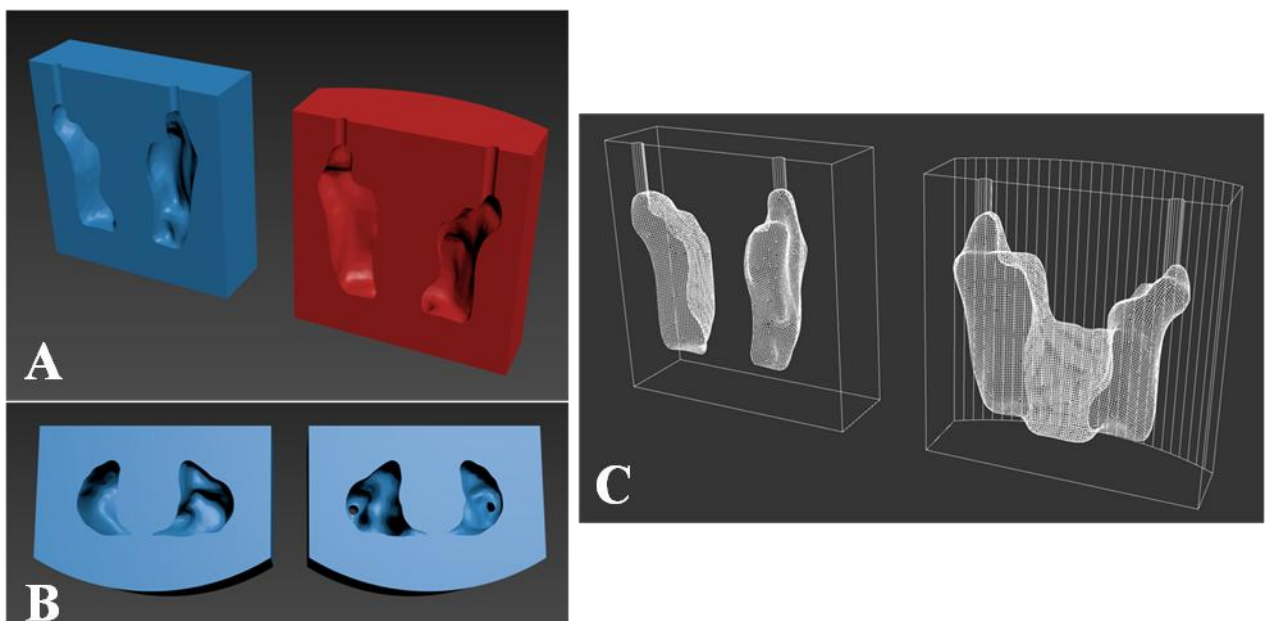


Figura 4. Modelos 3D do Simulador de Tireoide: (a) corte vertical, referente as porções posterior (azul) e frontal (vermelho); (b) corte horizontal, referente as porções superior (lado direito) e inferior (lado esquerdo). (c) imagem com *wireframe* dos modelos verticais, referente as porções posterior (lado esquerdo) e frontal (lado direito);

Para a impressão 3D, foi utilizado o *software* Ultimaker CURA, a fim de visualizar o modelo da tireoide sem imprimir o simulador (Figura 5). Foram definidos todos os parâmetros como detalhamento anatômico da tireoide, altura, largura, volume e distância entre o volume que caracteriza a tireoide e a parede que simula a porção anterior do pescoço. Toda a modelagem teve como base os modelos estabelecidos pela ICRP 110.

Os ajustes preliminares de impressão incluem, entre outros parâmetros, a temperatura da mesa, temperatura de extrusão, quantidade de parede interna e externa, espessura da camada, tipo e porcentagem do preenchimento da peça, velocidade de impressão, quantidade de camada da base e do teto.

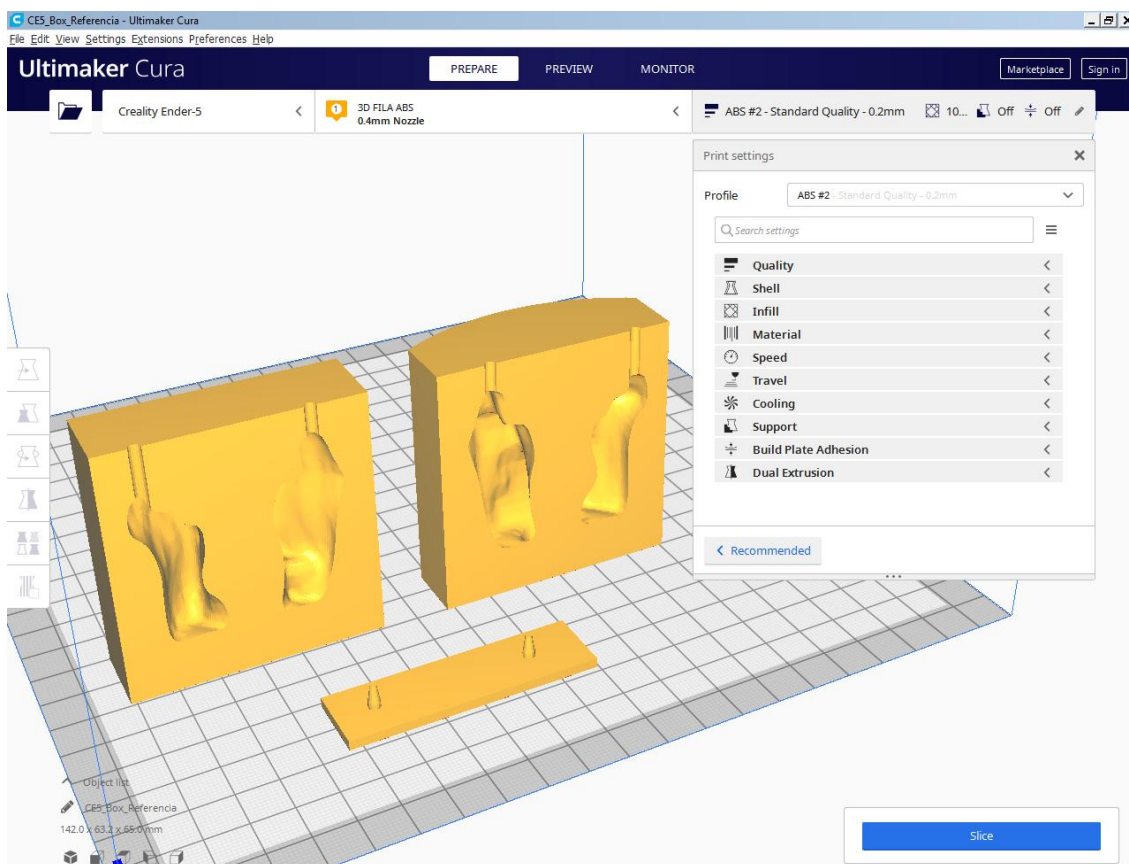


Figura 5. Tela do software Ultimaker Cura.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Modelo 3D realista de tireoide

O modelo computacional de tireoide em alta resolução obtido com base no fantoma feminino da ICRP (2009) está apresentado na Figura 6. Observa-se que as técnicas de manipulação de imagem

foram eficazes para suavizar os ângulos agudos originários da relativa baixa resolução da imagem original sem, contudo, alterar significativamente o tamanho do órgão. O volume obtido para a tireoide desse modelo foi de $16,44 \text{ cm}^3$, isto é, 0,3% maior que a referência. A morfologia do modelo resultante guardou boa representatividade anatômica com uma forma que lembra uma borboleta (JUNQUEIRA E CARNEIRO, 2004). Podem ser visualizados os lóbulos (esquerdo e direito) conectados pela região denominada istmo. O lóbulo esquerdo apresentou um comprimento de 4,0 cm e o direito 4,6 cm. Segundo Maciel (2007), o comprimento dos lóbulos, em indivíduos normais, varia de 3 a 5 cm.

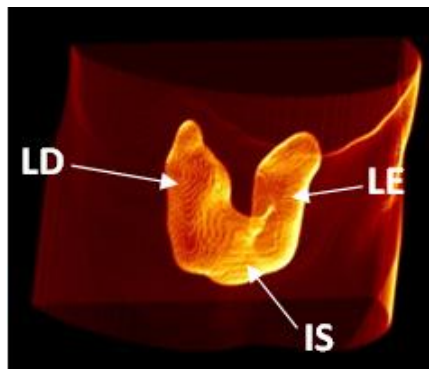


Figura 6. Vista inclinada da Renderização 3D do modelo computacional de tireoide antropomórfico em alta resolução com lóbulos direito (LD) e esquerdo (LE) conectados pelo istmo (IS).

A Figura 7 demonstra a superposição das imagens do modelo original e o modelo de alta resolução. Estas imagens justapostas demonstram a manutenção de características morfológicas importantes para a sua utilização em dosimetria interna como o tamanho e a posição da tireoide no pescoço e sua distância em relação à pele.

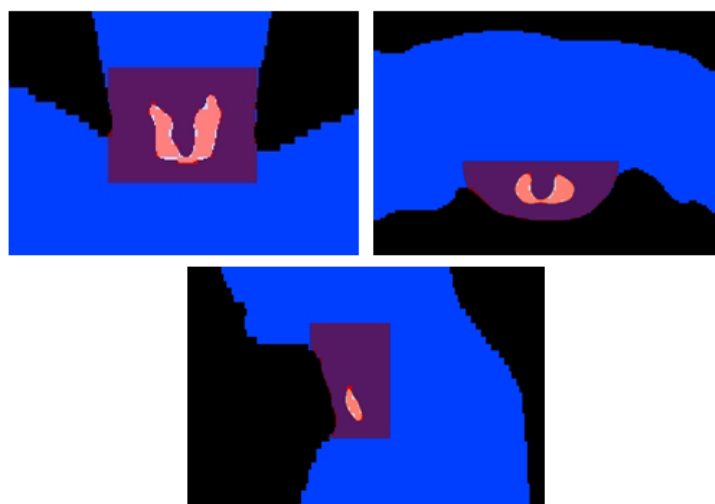


Figura 7. Superposição do modelo original RCP_AF e o modelo de tireoide de alta resolução.

3.2. Modelo de tireoide impresso

O protótipo em dimensões reduzidas do simulador físico-antropomórfico de tireoide obtido com base no simulador feminino da ICRP (2009) está apresentado na Figura 8.

Este protótipo fabricado mostra com clareza as linhas e o contorno das paredes para a viabilidade do uso da impressão 3D para a construção do simulador. A tecnologia utilizada tem uma limitação de construir um espaço interno totalmente vazio, havendo necessidade de suportes de ligação que são inseridos dentro do espaço vazio. Desta maneira optou-se por fazer um corte em duas partes do molde, que pode ser observado no detalhe da figura 8. Observa-se que o vazio representa o volume da tireoide, aonde será adicionada a solução líquida do padrão radioativo de ^{133}Ba . Assim, a impressão final do simulador feminino em escala real pode ser realizada, sendo este posteriormente encaixado no simulador de pescoço de polietileno produzido na oficina mecânica do IRD, a fim de compor o conjunto do simulador de tireoide-pescoço.



Figura 8. Modelo do Simulador de Tireoide impresso com tecnologia 3D com dimensões reduzidas.

5. CONCLUSÕES

Pode-se concluir que as técnicas de manipulação de imagem empregadas neste trabalho foram eficazes para suavizar os ângulos agudos originários da relativa baixa resolução da imagem original do modelo voxelizado. Destaca-se ainda que o tamanho do órgão não sofreu alterações significativas de volume, apenas cerca de 0,3% maior que a referência. Sobrepondo as imagens do modelo original e o modelo de alta resolução, pode-se observar que as características morfológicas como o tamanho e a posição da tireoide no pescoço e sua distância em relação à pele, foram mantidas, fato este de extrema importância para a sua utilização em dosimetria interna.

De acordo com a impressão do protótipo em dimensões reduzidas, observou-se que as técnicas de impressão foram eficazes, uma vez que é possível afirmar que a morfologia do órgão foi mantida, guardando boa relação com o modelo computacional.

Os resultados obtidos neste trabalho permitem realizar a impressão com as dimensões originais que seguem o tamanho, volume e posição da tireoide no pescoço para posteriormente, realizar os testes de suas aplicações.

REFERÊNCIAS

BEAUMONT, T.; IDEIAS, P. C.; RIMLINGER, M.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. (2017) "Development and test of sets of 3D printed age-specific thyroid phantoms for ^{131}I measurements". *Phys. Med. Biol.* 62 4673.

BROGGIO, D.; ZHANG, B.; DE CARLAN, L.; DESBRÉE, A.; LAMART, S.; LE GUEN, B.; BAILLOEUIL, C.; FRANCK, D. (2009) "Analytical and Monte Carlo assessment of activity and local dose after a wound contamination by activation products". *Health Phys.* 96 155–63.

DANTAS, B. M. (1998) "Bases para a calibração de contadores de corpo inteiro utilizando simuladores físicos antropomórficos". Tese de doutorado. Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

ICRP, 1997. Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers (preface and glossary missing). ICRP Publication 78. Ann. ICRP 27 (3-4).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (1996). Direct methods for measuring radionuclides in the human body. Safety Series n. 114.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). (1999) Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides - Safety Standards Series, no. RS-G-1.2, IAEA.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA) (2014). Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3. GSR Part 3.

ICRP, 1993, Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides -Part 2 Ingestion Dose Coefficients. ICRP Publication 67. Ann. ICRP 23 (3-4).

ICRP, 2002, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3-4).

ICRP Publication 110. Adult Reference Computational Phantoms. Ann ICRP, v. 39(2), p. 1-166, 2009.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO J. *Histologia Básica*: 10. ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2004.

- LAMART, S.; BLANCHARDON, E.; MOLOKANOV, A.; KRAMER, G. H.; BROGGIO, D.; FRANCK, D. (2009) "Study of the influence of radionuclide biokinetics on the efficiency of in vivo counting using Monte Carlo simulation". *Health Phys.* 96 558–67.
- LUCENA, E. A.; REBELO, A. M. O.; ARAÚJO, F.; SOUSA, W. O.; DANTAS, A. L. A.; DANTAS, B. M.; CORBO, R. (2007) Evaluation of internal exposure of nuclear medicine staff through in vivo and in vitro bioassay techniques. *Radiation Protection Dosimetry*, v.127, p.465 468.
- MACIEL, L. M.Z. (2007) O exame físico da tireoide. *Medicina (Ribeirão Preto)*; 40 (1): 72-77.
- MILLER, K.L.; BOTT, S.M.; VELKLEY, D. E.(1979) "Review of contamination and exposure hazards associated with therapeutic uses of radioiodine". *J. Nucl. Med. Technology*, v.7, p. 163-166.
- OLIVEIRA, R. S., LEÃO, A. M. A. C. (2008) "História da Radiofarmácia e as implicações da Emenda Constitucional N. 49". *Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas*, v. 44, n. 3, p. 377-382.
- OLIVEIRA, S. M.; DANTAS, A. L. A.; DANTAS, B. M. (2016) Comparison of surface contamination monitors for in vivo measurement of ¹³¹I in the thyroid. *Journal of Physics: Conference Series*, Volume 733, Number 1.
- RASBAND, W.S., (2016) ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. Disponível em: <http://imagej.nih.gov/ij/>. Acessado em Setembro (2016).
- RUITERS, S.; SUN, Y.; DE JONG, S.; POLITIS, C.; MOMBAERTS, I. (2016) "Computer-aided design and three-dimensional printing in the manufacturing of an ocular prosthesis" *Br. J. Ophthalmol.* 100 879–81.
- TAN, E. T. W.; LING, J. M. AND DINESH, S. K. (2016) "The feasibility of producing patient-specific acrylic cranioplasty implants with a low-cost 3D printer". *J. Neurosurg.* 124 1531–7.
- ZHANG, B.; MILLE, M.; XU, X. G.(2008)"An analysis of dependency of counting efficiency on worker anatomy for in vivo measurements: whole-body counting".*Phys. Med. Biol.* 53 3463–75.
- ZOU, W. et al (2015)"Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators".*J. Appl. Clin. Med. Phys.* 16 90–8.
- ZUNIGA, J. M.; PECK, J.; SRIVASTAVA, R.; KATSAVELIS, D.; CARSON, A. (2016)"An open source 3D-printed transitional hand prosthesis for children". *J. Prosthet. Orthot.* atpress (<https://doi.org/10.1097/JPO.0000000000000097>).