

REALIZAÇÃO DE UM SIMULADOR DE CABEÇA E PESCOÇO PEDIÁTRICO DE BAIXO CUSTO

Pedro Loureiro Borba Moreira e Guillermo Alberto López

RESUMO: Os simuladores têm como objetivo o estudo das formas e comportamentos dos órgãos e tecidos vivos sem a utilização de um tecido real. Quanto mais complexo o simulador, mais caro ele se torna. A radiosensibilidade infantil se torna um fator preocupante ao longo prazo e precisa de prática e conhecimento por parte do profissional das técnicas radiológicas. **OBJETIVO:** Construir e avaliar um simulador de cabeça pediátrico de 8 (oito) anos, de baixo custo, com exposições às radiações ionizantes em diferentes incidências. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Os materiais empregados para a construção do simulador foram cal hidratada, algodão, ágar-ágar, carboximetilcelulose (CMC), gelatina sem sabor, glicerina, filamentos de ABS e PLA, cola quente e tinta acrílica em spray. Os testes realizados nos materiais que foram selecionados foram de viscosidade da gelatina balística composta de diferentes materiais, densidade radiográfica tanto do simulador de tecido mole e quanto dos ósseos. Os testes de densidade radiológica forma feitos com o auxílio de radiografias feitas no aparelho móvel da marca RAEX MOD. RX300 DC de 300 mA. Já os testes de DEO foram feitos com o auxílio do Multimissor Radcal Accu-Gold e Câmara de ionização AGMS-D 40-160 kV Radcal Accu-Gold. **RESULTADOS:** Foi construído um simulador de 13 centímetros de altura, 12 centímetros de largura e 16 centímetros de profundidade dopado com seis camadas de cal, sendo três internas e três externas, preenchido com algodão apenas para agregar massa ao produto e pintado com tinta spray branca para proteção da cal. Tanto o algodão, quanto a tinta não apresentaram interferência radiológica expressiva. **CONCLUSÃO:** A construção de um simulador infantil de baixo custo baseado em impressão 3D é viável e com especificidades técnicas adequadas pode ser usado para o treinamento dos profissionais das técnicas radiológicas.

Palavras-chave: simulador, crânio, pediátrico

1 INTRODUÇÃO

A otimização da dose de radiação nos procedimentos radiológicos com fins diagnósticos é conhecida desde os anos de 1940, quando foram descobertos a existência dos efeitos estocásticos e sua irreversibilidade no tecido biológico (ICRP – 2005). Com isso, a comunidade científica estudou e propôs uma série de recomendações internacionais para a utilização e otimização das radiações médicas levando sempre em comparação os benefícios gerados em detrimento dos possíveis males, o que veio a ser conhecido mais tarde como ALARA (*to keep exposures As Low As Reasonably Achievable, economic and social factors being taken into account* - para manter as exposições tão baixas quanto razoavelmente alcançáveis, fatores econômicos e sociais sendo levados em consideração) (ICRP, 2007).

Partindo desse princípio, são necessários estudos para se conhecer e otimizar as doses entregues aos pacientes durante cada exposição médica. Uma forma encontrada para transpor essa dificuldade foi a confecção de diversos tipos de simuladores, também conhecidos como *phantoms* (HENRIQUES, 2012). Os simuladores em si são formas distintas de se estudar o comportamento de órgãos e tecidos vivos sem utilizar um tecido real, e sim um com características semelhantes (THOMPSON, 2013).

Com isso, tem-se simuladores geométricos, matemáticos e antropomórficos que são usados de diferentes formas na radiologia. Os mais semelhantes entre si dentre esses citados anteriormente, são os geométricos e os antropomórficos, pois são físicos, ao contrário do matemático, cujo é um modelo computacional usado para simulação de dosimetria. Mas mesmo tendo suas semelhanças esses *phantoms* possuem suas peculiaridades. Enquanto o geométrico procura simular o corpo de maneira uniforme, sendo mais generalista, o antropomórfico tenta simular ao máximo os órgãos internos da estrutura que se pretende estudar, sendo mais complexo que o anterior.

Além disso, pode-se dividir a evolução dos simuladores e seus materiais em duas fases a partir de uma única data, a de 1940. Durante a chamada fase “pré-1940”, os simuladores eram construídos basicamente com água e cera. A inserção da química analítica para melhorar as propriedades dos materiais e suas capacidades de atenuação dos feixes de radiação, caracterizaram a evolução a partir dessa data, levando ao que se tem até hoje na composição de simuladores com misturas de sólidos e líquidos diversos. Alguns dos materiais que foram descobertos aumentar a atenuação dos feixes foram o

carbonato de cálcio (CaCO_3), o óxido de titânio (TiO_2) e o óxido de zinco (ZnO) (TOMIMASU, 2000).

Portanto, a evolução dos simuladores está diretamente relacionada a evolução da capacidade de se criar materiais tecido-equivalentes mais fidedignos aos originais biológicos. Esses materiais, bem como os simuladores, têm como objetivo evitar a exposição de um ser vivo sem uma justificativa plausível, seguindo os princípios da ALARA, porém, apresentando as características mais próximas possíveis do tecido que ele tenha que representar (FERNANDES, 2017). A utilização de impressão 3D tem sido cada vez mais estudada para utilização no campo da saúde humana e animal, inclusive para a confecção de modelos anatômicos e simuladores de baixo custo (VENEZIANI, 2017).

Contudo, quanto mais complexo se torna o simulador e seus materiais tecido-equivalentes, mais ele tende a se tornar caro e de difícil acesso, principalmente em centros de formações de profissionais, onde eles são mais necessários para o treinamento e especialização dos futuros profissionais da área. Portanto, levando se em consideração que as crianças até seus 10 primeiros são cerca de três vezes mais radiosensíveis do que um adulto (HEIDEN, 2016), este trabalho tem como a finalidade a construção e validação de um objeto simulador de cabeça e pescoço pediátrico de baixo custo com o auxílio de uma impressora 3D para que se possa suprir essa demanda.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Construção do simulador

Os materiais empregados para a construção do simulador foram cal hidratada (figura 1), ágar-ágar (figura 2), carboximetilcelulose (CMC) (figura 3), gelatina sem sabor (figura 4), glicerina (figura 5), filamentos de PLA (figura 6) e ABS (figura 7) e cola quente. A escolha dos materiais foram de acordo com a semelhança destes para com os tecidos humanos a serem simulados, como o ósseo, cartilaginoso e cerebral, do ponto de vista densidade radiográfica, suas propriedades físicas e seu histórico de uso em outros simuladores semelhantes. Posteriormente foi acrescentado algodão para o preenchimento interno e tinta spray branca.



Figura 1 – Fonte: dados da pesquisa, 2021; Cal Hidratada, saco contendo 5 quilogramas (Kg).



Figura 2 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Ágar-ágar, saco contendo 100 gramas (g).



Figura 3 – Fonte: dados da pesquisa, 2021; Carboxi-Metil Celulose (CMC), saco contendo 100g.



Figura 4 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Gelatina em pó sem sabor, saco contendo 500g.



Figura 5 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Glicerina bidestilada incolor, frasco contendo 500ml.



Figura 6 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Rolo de filamento tipo PLA.



Figura 7 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Rolo de filamento tipo ABS.



Figura 8 – Fonte: dados da pesquisa, 2021; Tinta spray branca.

Durante a confecção do simulador foi escolhido o uso do filamento de PLA devido a densidade do material. Foi utilizada a impressora Gi3 da marca VOLT3D com temperatura de extrusão de 200° C (duzentos graus Celsius) e temperatura da mesa de 45° C (quarenta e cinco graus Celsius) e o software de impressão SIMPLIFY3D. O tempo de impressão de cada osso foi desde uma hora até cerca de cinco horas, a depender do tamanho e complexidade da peça.



Figura 9 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Simulador usado na fase de teste da gelatina balística.

Já para a confecção e teste da gelatina balística, foi utilizado 83 mililitros (ml) de água quente, 33 ml de glicerina em recipiente de polipropileno (PP) de 100ml, e adicionado porções de 8, 17, 25 e 33 gramas (g) dos espessantes selecionados (gelatina sem sabor, ágar-ágar e CMC), como detalhado nas figuras 11, 12 e 13. Estes forma dissolvidos na glicerina primeiro antes do acréscimo da água quente para melhor homogeneização da solução. Por fim, foi aplicado uma camada de tinta branca plastificante para proteger o simulador da degradação natural da cal.

Após todo o processo de seleção de materiais, o simulador pode ser concluído com um baixo custo de R\$ 187,50 (cento e oitenta e sete reais e cinquenta centavos), principalmente pelo não uso efetivo da gelatina balística. Cabe ressaltar que o baixo custo do material utilizado pode propor, de forma sustentável, a inovação tecnológica.

O processo de construção do simulador pode ser sintetizado pela tabela 1 a seguir. Esta apresenta a evolução da construção do simulador de acordo com as dificuldades encontradas na confecção dele.

ETAPA	DESCRIÇÃO	COMENTÁRIO
1. SELEÇÃO DOS MATERIAIS	Estudo e seleção dos materiais a serem utilizados	Aplicação de filtro para inclusão e exclusão dos materiais de acordo com testes preliminares

2. SELEÇÃO DO MODELO 3D	Busca em biblioteca digital de um modelo desejado	Adaptação de um modelo adulto pela falta de modelo ideal infantil
3. IMPRESSÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS	Impressão de cada uma das peças no filamento aprovado pelos testes	Impressão das peças em PLA
4. COLAGEM DAS PEÇAS ANATÔMICAS	Uso de cola quente para unir as peças para simular as suturas cranianas	Manutenção de abertura frontal para realização dos testes da gelatina balística
5. CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS DE GELATINA BALÍSTICA	Preparação das amostras de gelatina balística de gelatina sem sabor, ágar-ágar e CMC	Percebida melhor solubilidade dos materiais na glicerina em comparação com a água
6. TESTES DAS AMOSTRAS DE GELATINA BALÍSTICA	Realização das radiografias e avaliação da viscosidade das amostras de gelatina balística	Exclusão da utilização das amostras devido à alta densidade radiológica
7. SUBSTITUIÇÃO DA GELATINA BALÍSTICA PELO ALGODÃO	Busca por material de baixo custo que pudesse preencher a porção interna do simulador sem interferência radiológica significativa	Testes e aplicação do algodão como material de preenchimento interno do simulador
8. REALIZAÇÃO DOS TESTES FINAIS DO SIMULADOR	Realização de radiografias do simulador	Análise comparativa das radiografias do simulador impresso com o simulador PIXY

Tabela 1 – Fonte: dados da pesquisa, 2021; etapas da construção do simulador.

2.2 Testes do simulador

Os testes realizados nos materiais que foram selecionados foram de viscosidade da gelatina balística composta de diferentes materiais, densidade radiográfica tanto do simulador de tecido mole, quanto dos ósseos. Abaixo são apresentadas as amostras de

gelatina balística de gelatina sem sabor (figura 10), gelatina balística de ágar-ágar (figura 11) e gelatina balística de CMC (figura 12). As concentrações dos espessantes gelatina sem sabor e ágar-ágar da esquerda para direita são: 83 mililitros (ml) de água, 33 (ml) de glicerina e 17 gramas (g) de espessante; 83 ml de água, 33 ml de glicerina e 25 g de espessante; e 83ml de água, 33ml de glicerina e 33g de espessante. Já para o espessante CMC, as concentrações da esquerda para a direita são: 83ml de água, 33ml de glicerina e 8g de CMC; 83ml de água, 33ml de glicerina e 17g de CMC; e 83ml de água, 33ml de glicerina e 25g de CMC. Este grupo foi o único com concentrações menores para que pudesse ser visualizado uma gelatina com menor densidade radiográfica. Os testes de densidade radiológica forma feitos com o auxílio de radiografias feitas no aparelho móvel da marca RAEX MOD. RX300 DC de 300 mA (figura 13). Após os testes iniciais com a gelatina balística, foi decidido não colocar nenhuma das amostras por possuírem densidade maior do que era esperado. O material substituto foi o algodão para proporcionar preenchimento e proteção da camada de cal interna.



Figura 10 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Frascos de 100ml contendo amostras de gelatina balística feita a partir de gelatina sem sabor.



Figura 11 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Frascos de 100ml contendo amostras de gelatina balística feita a partir de ágar-ágar.

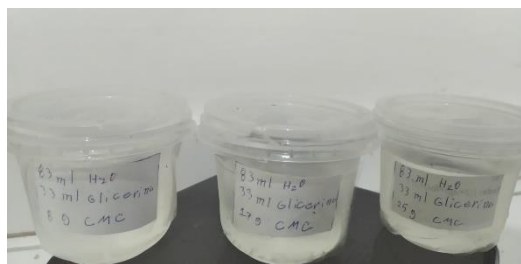


Figura 12 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Frascos de 100ml contendo amostras de gelatina balística feita a partir de CMC.



Figura 13 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Aparelho móvel de raios X da marca RAEX MOD. RX300 DC de 300 miliamperes (mA).

Após os testes radiográficos iniciais em sentido crânio-caudal, foram realizados testes do simulador fechado em Anteroposterior (AP) (figuras 14 e 15), Lateral (figuras 16 e 17), Caldwell (figuras 18 e 19), Waters (figuras 20 e 21) e Towne (figuras 22 e 23) em receptor de imagem de 24 x 30 centímetros com três exposições para cada incidência. Os parâmetros utilizados foram 42Kv de tensão no tubo e corrente de 2mAs para as incidências laterais, usando foco grosso e técnica livre e 46Kv e 2mAs para as demais, também com foco grosso e técnica livre, vistas que são variações da técnica em AP.

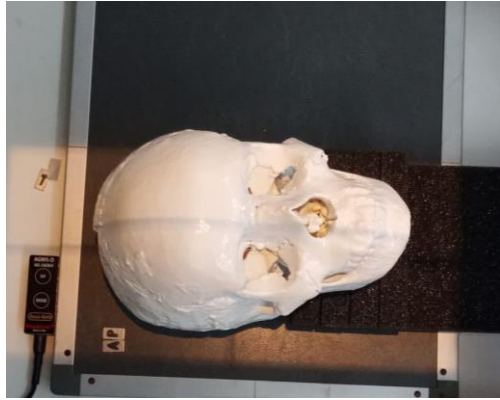


Figura 14 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Posicionamento da incidência Antero Posterior (AP).



Figura 15 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia adquirida pelo posicionamento em AP.



Figura 16 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Posicionamento da incidência Lateral.



Figura 17 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia adquirida pelo posicionamento Lateral.



Figura 18 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Posicionamento da incidência Fronto-nasal (Método de Caldwell).



Figura 19 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia adquirida pelo Método de Caldwell.

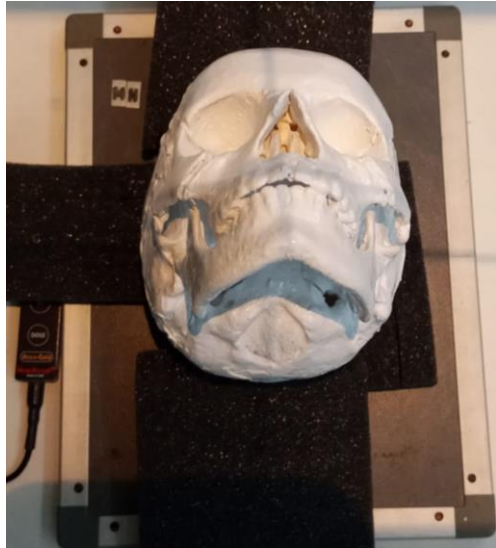


Figura 20 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Posicionamento da incidência Parietocantial (Método de Waters).



Figura 21 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia adquirida pelo Método de Waters.

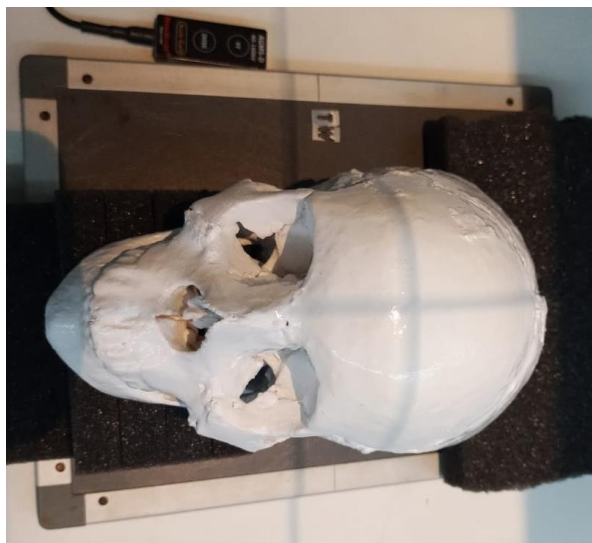


Figura 22 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Posicionamento da incidência AP Axial (Método de Towne).



Figura 23 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia adquirida pelo Método de Towne.

3 RESULTADOS

Foi construído um simulador de 13 centímetros de altura, 12 centímetros de largura e 16 centímetros de profundidade dopado com cal, preenchido com algodão apenas para agregar massa ao produto. No início da fase de testes foi escolhido a não utilização do Bucky para melhor qualidade de imagem, conforme visualizado na figura 32, e menos dose, visto que o simulador é infantil.

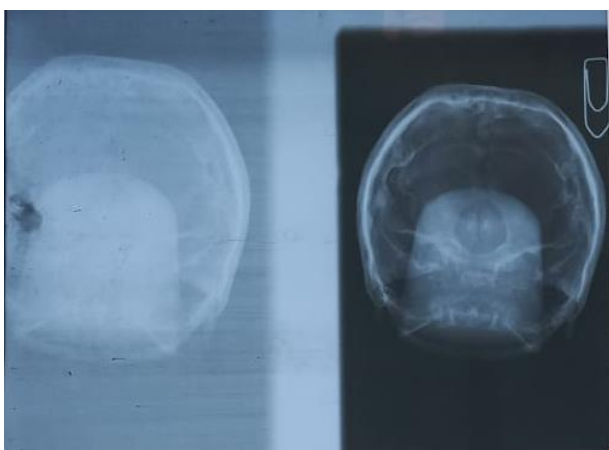


Figura 24 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia comparativa entre simulador usando Bucky (esquerda) e técnica livre (direita).

Já na fase de testes preliminares do simulador foi analisada a densidade radiográfica das três amostras de gelatina balística, como demonstrado nas figuras 25, 26, 27 e 28, e decidido para que esta fosse removida devido a sua densidade ser maior do que fora esperado em comparação com as partes ósseas.

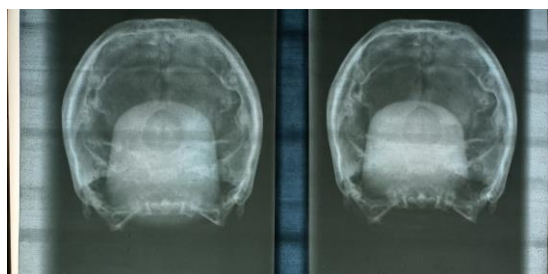


Figura 25 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Gelatina de alta densidade vs Ágar-ágar de alta densidade.

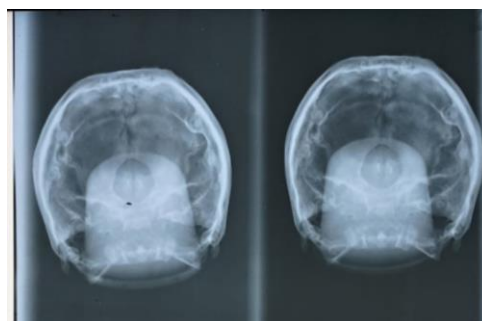


Figura 26 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Gelatina de baixa densidade vs ágar-ágar de baixa densidade.

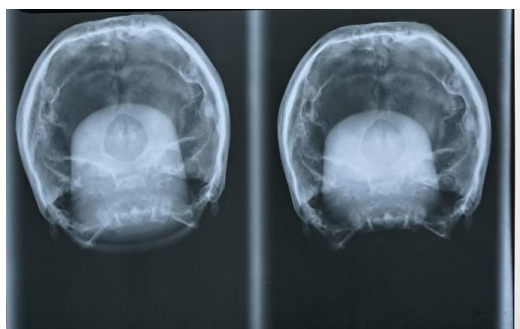


Figura 27 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Ágar-ágar de baixa densidade vs ágar-ágar de média densidade.

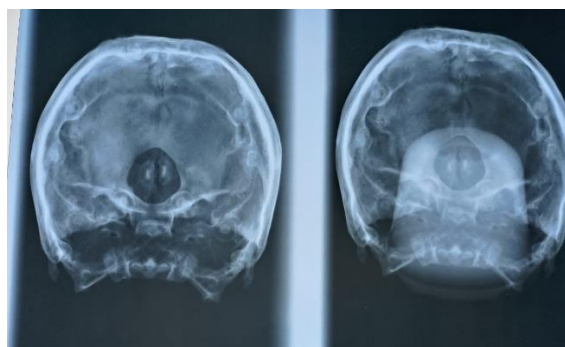


Figura 28 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Algodão vs gelatina de CMC de superbaixa densidade.

A caracterização das amostras de gelatina balísticas foi de acordo com a tabela 3, dadas a partir da concentração do espessante em gramas para 100 ml de gelatina balística. A partir deste estudo comparativo que foi decidida a utilização do algodão como o material de preenchimento interno do simulador.

TIPO DE AMOSTRA	CONCENTRAÇÃO (g/100ml)	DENOMINAÇÃO
GELATINA EM PÓ SEM SABOR	17	Gelatina de baixa densidade
GELATINA EM PÓ SEM SABOR	25	Gelatina de média densidade
GELATINA EM PÓ SEM SABOR	33	Gelatina de alta densidade
ÁGAR-ÁGAR	17	Ágar-ágar de baixa densidade
ÁGAR-ÁGAR	25	Ágar-ágar de média densidade
ÁGAR-ÁGAR	33	Ágar-ágar de alta densidade
CMC	8	CMC de superbaixa densidade
CMC	17	CMC de baixa densidade
CMC	25	CMC de média densidade

Tabela 3 – Fonte: dados da pesquisa, 2021; Classificação das amostras de gelatina balística testadas.

1. Discussão

Os artigos encontrados de confecção de simuladores falam que a escolha dos materiais equivalentes devem estar de acordo com o propósito do simulador em questão. Portanto, diferentemente do simulador feito por Veneziani para tomografia canina, em que o foco era as partes moles do animal, este tem como finalidade as radiografias infantis, cujo foco está na anatomia óssea que foi bem representada como demonstrada a seguir, nas imagens 29 a 48, em um comparativo com um simulador acreditado da marca PIXY disponibilizado pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia (IFBA), cujo custo de aquisição foi de R\$ 75.000 (setenta e cinco mil reais).



Figura 29 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência AP do simulador impresso.



Figura 30 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência AP do simulador do IFBA.



Figura 31 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia AP do simulador impresso.



Figura 32 - Fonte: dados da pesquisa, 2021 Radiografia AP do simulador do IFBA.



Figura 33 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência lateral do simulador impresso.



Figura 34 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência lateral do simulador do IFBA.



Figura 35 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia lateral do simulador impresso.



Figura 36 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia lateral do simulador do IFBA.



Figura 37 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Towne do simulador impresso.



Figura 38 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Towne do simulador do IFBA.



Figura 39 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia Towne do simulador impresso.



Figura 40 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia Towne do simulador do IFBA.



Figura 41 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Caldwell do simulador impresso.



Figura 42 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Caldwell do simulador do IFBA.

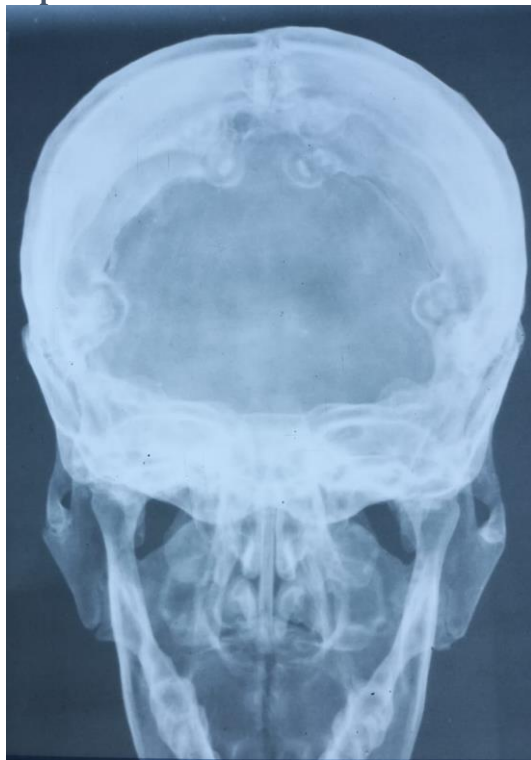


Figura 43 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia Caldwell do simulador impresso.



Figura 44 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia do simulador do IFBA.

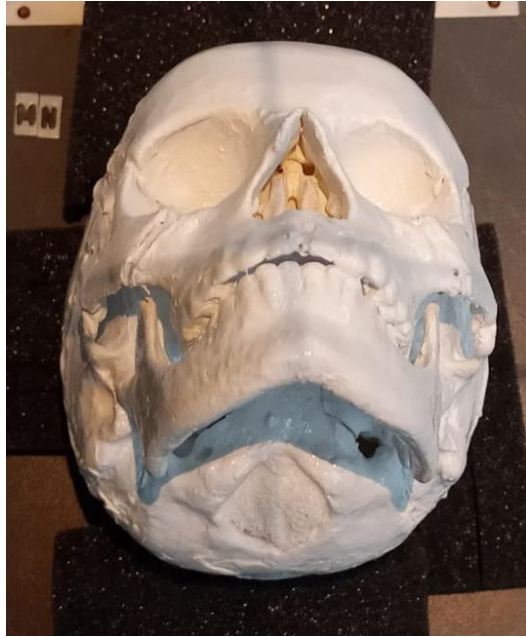


Figura 45 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Waters do simulador impresso.



Figura 46 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Incidência Waters do simulador do IFBA.



Figura 47 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia Waters do simulador impresso.



Figura 48 - Fonte: dados da pesquisa, 2021; Radiografia Waters do simulador do IFBA.

Apesar de haver diferença entre as imagens adquiridas a partir de um simulador e outro, cabe ressaltar que o simulador acreditado é um modelo adulto com os ossos da cervical e possui revestimento externo de Polimetil-metacrilato (PMMA). Tem-se então

que a representação da anatomia óssea do simulador impresso foi satisfatória atendendo a proposta deste. A falta de publicações sobre simuladores semelhantes também dificulta o processo de comparação entre eles, em detrimento ao grande potencial da aplicação desta forma de construção de simuladores de baixo custo.

Segundo Thompson, os simuladores em si são formas distintas de se estudar o comportamento de órgãos e tecidos vivos sem utilizar um tecido real, e sim um com características semelhantes. Portanto, para se estudar a anatomia infantil e treinar futuros profissionais das técnicas radiológicas este simulador atende satisfatoriamente a essa característica para tecidos ósseos, além de também simular parte da dificuldade de posicionar uma criança para a realização do exame.

Cabe também ressaltar que o mau posicionamento das estruturas a serem irradiadas nos exames de radiografia é um dos fatores que mais atrapalha os diagnósticos, segundo Kahl, este simulador que tem como objetivo auxiliar no treinamento dos profissionais, atende a essa característica, uma vez que grande parte dos pacientes infantis não são cooperativos durante a aquisição das imagens.

Considerando isso e a maior radiosensibilidade dos pacientes infantis, como dito por Heiden, o treinamento é a opção mais viável de se evitar repetição de exames e erros de diagnóstico por mau posicionamento do paciente pediátrico.

Em se tratando da capacidade de atenuação do feixe de radiação X do simulador em comparação com outros confeccionados com materiais de baixo custo, embora não seja perfeitamente uniforme em toda a sua estrutura, este se aproxima do tecido que ele vem a representar, conforme descrito por Fernandes.

Conforme tratado por Tomimasu, a evolução dos tecidos simuladores tem evoluído com a capacidade humana de representar os tecidos vivos e a aplicação da impressão 3D nesse trabalho vem incrementar esta técnica a lista de possíveis materiais a serem empregados em simuladores anatômicos. Ainda que os filamentos existentes não possuam uma atenuação adequada para simular os ossos sozinhos, mesmo com mais camadas, espessura e percentual de preenchimento, a aplicação da cal foi o suficiente para aproximar o simulador à densidade radiológica esperada. Embora as amostras de gelatina balística testadas não puderam ser aplicadas devido à alta densidade radiográfica em comparação ao tecido ósseo, estas podem vir a ser úteis em outros estudos destinados a simulação de órgãos moles.

4 CONCLUSÃO

A construção de um simulador didático infantil de baixo custo baseado em impressão 3D é viável e pode ser usado para o treinamento dos profissionais das técnicas radiológicas. A utilização de um filamento com maior densidade radiológica poderia ser uma solução para a falta de uniformidade da densidade. A utilização de um filamento com maior densidade radiográfica permitiria a utilização de uma gelatina balística para simular os tecidos moles sem interferência na imagem significativamente. Por fim, se faz necessário mais estudos para aperfeiçoar o simulador.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANVISA. **Norma Técnica Conjunta 002/2014 - GGTES/GGTPS/ANVISA** - Assunto: utilização de equipamentos para a visualização, registro, armazenamento e impressão de imagens médicas, para fins de diagnóstico. 02 jul. 2014.

BATALHA LMC. **Anatomofisiologia pediátrica** (Manual de estudo –versão 1). Coimbra: ESEnfC; 2018

BRASIL. RESOLUÇÃO - **RDC Nº 330, DE 20 DE DEZEMBRO DE 2019**. Diário Oficial da União: seção 1, ed. 249, p. 92, Brasília, DF, 26 dez. 2019.

BRASILRAD. **Uso de Fantomas no Diagnóstico por Imagens**. E-book disponível pela empresa BrasilRad® em fevereiro de 2021.

DIÓGENES, Carlos **Doenças granulomatosas de cabeça e pescoço**. Seminário de Otorrinolaringologia. Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Hospital das Clínicas. Revisão 2 de 2005. São Paulo, 1999.

FERNANDES, Victor Santoro. **Desenvolvimento de método de análise de materiais equivalentes ao tecido humano por simulação Monte Carlo**. Tese de mestrado (Mestrado em Ciência). Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

HEIDEN, Katia Regina. **Avaliação de Doses em Órgãos Radiossensíveis Expostos Durante Exames de Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico e Radiografia**

Panorâmica. Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

HENRIQUES, Laís Maria da Silva. **Caracterização de objeto simulador antropomórfico de tórax para medidas de dose em feixes de radiologia.** Dissertação de Mestrado (Pós-Graduação em Física). Universidade Federal de Sergipe, Sergipe, 2012.

ICRP International Commission on Radiological Protection. **The Optimisation of Radiological Protection - Draft for Consultation (Web Version)** – Report by the ICRP Committee 4 Task Group on Optimisation of Protection. Disponível em: https://www.icrp.org/docs/Optimisation_web_cons_draft_42_105_05.pdf. Acessado 10/01/2021 as 13:25.

ICRP. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** International Commission on Radiological Protection N° 103, v. 103, 2007.

KAHL, Gabrielly G. **Desenvolvimento de um Phantom Flexível de Mão para Fins Didáticos.** Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços. Mestrado Profissional em Proteção Radiológica. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – Campus Florianópolis. Florianópolis, 2019.

LATARJET, M.; LIARD, A. R. **Anatomia humana.** 2. Ed. São Paulo: Panamericana, 1993 (2 vol.).

MORETTI, Giovana **Rabdomiossarcoma de cabeça e pescoço: 24 casos e revisão da literatura.** Braz. j. otorhinolaryngol. (Impr.), v. 76, n. 4, p. 533-537, São Paulo, 2010.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana.** 2. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

TAVANO, Patrícia T. **Anatomia do Recém-nascido e da Criança: Características Gerais.** Ensaios e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde, vol. XII, nº 1, pp.63-75, Universidade Anhanguera, Campo Grande, Brasil, 2008.

THOMPSON, Larissa. **Resposta Radiológica e dosimetria em Phantom Físico de Cabeça e Pescoço para Radioterapia Conformacional 3D.** Tese de Doutorado (Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares). Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

TIRAPELLI, Luís Fernando. **Anatomia Topográfica da Cabeça Aula 1: Introdução. Ossos do Crânio.** Disponível em <https://slideplayer.com.br/slide/13753055/85/> acessado em 25/03/2021

TOMIMASU, Sumie. **Desenvolvimento de material simulador de tecido humano a partir do látex de borracha natural vulcanizado com radiação gama.** Tese de Doutorado (Doutorado em Ciências em Tecnologia Nuclear). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

TORTORA, G. J. **Princípios de anatomia humana.** 10. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

VENEZIANI, Glauco R. **Desenvolvimento de um objeto simulador "*canis morphic*" utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária.** Tese de doutorado em Ciências na área de Tecnologia Nuclear. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Autarquia associada à Universidade de São Paulo. São Paulo, 2017.

WILLIAMS, P. L. et al. **Grey anatomia.** 37. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. (2 vol.)