

DIGITALIZAÇÃO E INSPEÇÃO DE PRÓTESES CRANIANAS VISANDO A ANÁLISE COMPARATIVA COM O MODELO MATEMÁTICO EM STL

Elizeu Greber Filho

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba
Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000 – Sede Ecoville, Curitiba-PR, Brasil
E-mail: elizeuegf@gmail.com

Felipe Cecato

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba
Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000 – Sede Ecoville, Curitiba-PR, Brasil
E-mail: fececato31@gmail.com

José Aguiomar Foggatto

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba
Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000 – Sede Ecoville, Curitiba-PR, Brasil
E-mail: foggatto@utfpr.edu.br

Luan Thiago de Souza Ribeiro

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba
Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000 – Sede Ecoville, Curitiba-PR, Brasil
E-mail: luanr@alunos.utfpr.edu.br

Walter Luís Mikos

UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Campus Curitiba
Rua Deputado Heitor Alencar Furtado, 5000 – Sede Ecoville, Curitiba-PR, Brasil
E-mail: mikos@utfpr.edu.br

Resumo. A cirurgia de Cranioplastia, muitas vezes, utiliza-se de um método manual para confeccionar próteses cranianas, prejudicando o processo e o resultado final para o paciente. O presente estudo visa a aplicação do controle de qualidade de próteses de cimento ósseo (baseado em poli(metacrilato de metila) – PMMA), confeccionadas com o auxílio de molde fabricado via manufatura aditiva (AM) em TPU (Termoplástico Poliuretano). O processo consiste em obter-se um modelo geométrico 3D a partir dos dados tomográficos do paciente para geração do contorno da falha craniana e da correção com a prótese e posterior modelagem do molde. Por meio deste, é feita a conformação da prótese em cimento ósseo. Neste processo deve-se assegurar a qualidade e o encaixe da prótese no contorno da falha, obtendo-se assim, um produto confiável para o médico, proporcionando melhor resultado para o paciente. A análise comparativa utilizou ferramentas de digitalização 3D e o programa de medição 3D GOM Inspect. Visando compensar a contração do material, aplicou-se 1% como fator de escala na fabricação do molde. Ao final da análise, verificou-se a viabilidade da aplicação do programa GOM Inspect, destacando seu uso na área biomédica.

Palavras chave: próteses cranianas, digitalização 3D, GOM Inspect, medição 3D, análise comparativa.

1. INTRODUÇÃO

A correção cirúrgica de falhas ósseas do crânio, também apresentada na literatura como cranioplastia, consiste em um procedimento médico de alta complexidade para implantar uma prótese personalizada, cujos objetivos são restabelecer a proteção das funções craniocerebrais, bem como reparar a condição estética, de modo a minimizar os impactos psicológicos e sociais nos pacientes (Rotaru *et al.*, 2012). É importante destacar que tais falhas podem ser decorrentes de traumas, tumores ou cirurgias de descompressão e/ou infecções (Shah *et al.*, 2014).

Todavia, o custo de uma prótese craniana personalizada confeccionada com “cimento ósseo” biocompatível baseado em poli(metacrilato de metila)-(PMMA), recomendado para procedimentos dessa natureza, representam uma barreira significativa para sua ampla disponibilização, principalmente para pacientes atendidos pelo SUS (Sistema Único de Saúde) e pacientes de inúmeros planos de saúde que não incluem essa cobertura (Cetl, 2018). Por outro lado, a literatura revela também a possibilidade de confeccionar próteses personalizadas com outros biomateriais, tais como hidroxiapatita e poli(éter-éter-cetona) - (PEEK), entretanto com custos ainda maiores, estimados em US\$ 5000 por Tan *et al.* (2016), ou em titânio, estimados em US\$ 3500 por Honeybul *et al.* (2018).

Assim, devido a essa barreira, uma primeira alternativa é confeccionar a prótese de forma totalmente manual durante o procedimento cirúrgico, o que requer, além de grande habilidade do médico, dispêndio de tempo da sala cirúrgica e de recursos humanos envolvidos e, muitas vezes, o resultado estético nem sempre é satisfatório para o paciente.

Nesta perspectiva, a alternativa mais próxima é confeccionar a prótese em “cimento ósseo” biocompatível baseado em PMMA, mas agora com o auxílio de um molde personalizado. Neste sentido, o estudo de Msallem *et al.* (2017) revela a viabilidade de utilizar um molde flexível de silicone para auxiliar a confecção da prótese, apresentado na Figura 1 e, de acordo com o estudo, o custo estimado de confecção dessa prótese foi de US\$ 250.

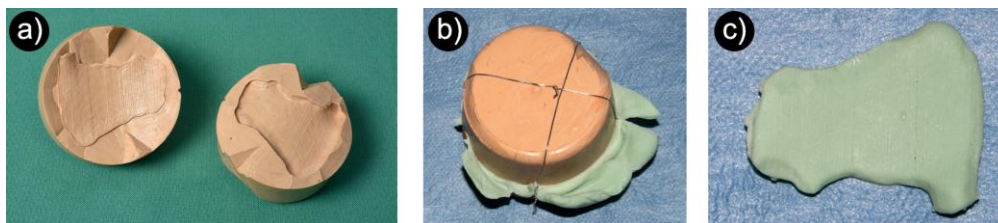


Figura 1. a) Exemplo de molde flexível fabricado em silicone; b) Aplicação do “cimento ósseo” e conformação com o auxílio do molde; c) Prótese resultante em “cimento ósseo” biocompatível baseado em PMMA.
(adaptado de Msallem *et al.*, 2017)

Neste contexto, Greber Filho *et al.* (2017) apresentam um processo para confecção de próteses em “cimento ósseo” biocompatível, com o auxílio de molde personalizado, de custo mais baixo, o qual foi organizado nas seguintes etapas: [i]obtenção dos dados da falha craniana, mediante tomografia computadorizada (*CT Scan*), e conversão para o padrão “*STereoLithography*” (STL); [ii]obtenção do modelo geométrico 3D do contorno da falha craniana e da prótese; [iii]planejamento e fabricação no equipamento de Manufatura Aditiva (AM) por extrusão de material do contorno da falha e da prótese; [iv]obtenção do modelo geométrico 3D do molde personalizado; [v]planejamento e fabricação do molde no equipamento AM e esterilização; [vi]confecção da prótese craniana em “cimento ósseo” por moldagem durante o procedimento cirúrgico; [vii] verificação das dimensões e do ajuste entre a geometria da prótese e do contorno da falha no crânio.

É importante ressaltar que o planejamento do processo AM, empregado na fabricação do molde (etapa v), envolve a definição de parâmetros fundamentais para o processo, em especial, a definição do fator de escala a ser aplicado, o qual visa compensar as variações dimensionais decorrentes da contração do material, principalmente devido ao resfriamento posterior ao processamento, além de variações relacionadas à própria tecnologia de processamento (extrusão de material), gradiente de temperatura no interior da câmara do equipamento e empilhamento do material (Da Silva, 2017). Adicionalmente, a definição do fator de escala deve compensar também a mudança de volume decorrente da polimerização do *poli(metacrilato de metila)*-(PMMA) durante a confecção da prótese (etapa vi) reveladas na literatura por De Muller *et al.* (2002).

Por fim, pode-se perceber que a última etapa (etapa vii) tem um papel crucial, pois assegurar o ajuste adequado entre as complexas geometrias da prótese e do contorno da falha no crânio, requerido pela equipe médica, é fundamental não apenas do ponto de vista estético, mas também para garantir que o cérebro do paciente esteja bem protegido contra traumas diretos e que as folgas entre a prótese e o contorno da falha no crânio não sirvam como rota de infecção (Bonda *et al.*, 2015).

Neste sentido, o presente trabalho busca estudar um aspecto tecnológico desafiador, isto é, realizar uma análise comparativa entre o modelo geométrico 3D ou modelo matemático no formato padrão STL da falha craniana a ser reparada, obtida mediante tomografia computadorizada, e o modelo geométrico 3D digitalizado a partir da prótese real confeccionada em “cimento ósseo” biocompatível baseado em PMMA.

2. METODOLOGIA

Neste estudo, a análise comparativa inicia-se com a obtenção do modelo geométrico 3D digitalizado (malha atual) da prótese real confeccionada. Para esta finalidade foi escolhido o equipamento de metrologia óptica 3D sem contato *NextEngine™ 3D Laser*, modelo 2020i, disponível no Laboratório do Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (NUFER) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – Câmpus Curitiba, apresentado na Figura 2. O equipamento é composto por: uma unidade para emissão de feixes de laser (linhas) com comprimentos de onda $\lambda = 0,650 \mu\text{m}$ e potência de 10 mW (NextEngine, 2019), conta ainda com 2 sensores de imagem CMOS de 5 Megapixel para a captura da imagem dos feixes de laser refletidos, bem como de uma base para o posicionamento do corpo de prova com um movimento de rotação em relação ao eixo horizontal dotado de uma haste com suportes para fixação.

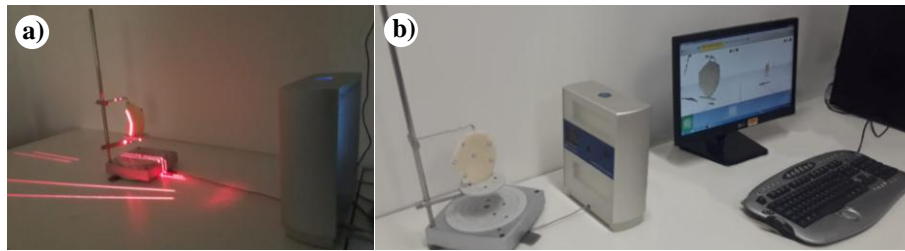


Figura 2. a) Execução da digitalização 3D da prótese craniana; b) Tratamento da prótese digitalizada em 3D no software *NextEngine ScanStudio™*. (o autor, 2019)

Do ponto de metrologia óptica, o equipamento emprega a tecnologia de triangulação laser - *MultiStripe Laser Triangulation™* (MTL). Esta tecnologia adota o princípio de triangulação ativa, no qual um padrão de 4 feixes de laser (linhas) é projetado na superfície do corpo de prova resultando em um padrão único que depende da forma e das dimensões do corpo de prova e este padrão projetado, por sua vez, é capturado pelos sensores de imagem e este processo é executado em várias posições angulares conforme a rotação da mesa. Por fim, mediante algoritmos de triangulação, implementados no software *ScanStudio™*, são calculadas as dimensões do corpo de prova (as demais especificações são apresentadas na Tabela 1).

Tabela 1. Configurações do modo *Macro* e *Wide* do equipamento (NextEngine, 2019)

	Modo Macro	Modo Wide
Campo de visão (mm)	130x96	343x256
Resolução (DPI - pixels por polegada)	200	75
Densidade de textura (DPI)	400	150
Precisão de medição (μm)	± 100	± 300

Por sua vez, para realizar a comparação entre os modelos geométricos 3D da falha craniana a ser reparada e o modelo geométrico 3D da prótese real digitalizada com o equipamento *NextEngine™ 3D Laser* foi selecionado software de avaliação de dados de medição óptica 3D *GOM Inspect™*. Esse software possui uma licença acadêmica e é amplamente usado em desenvolvimento de produtos, controle de qualidade e produção em diferentes áreas, sendo capaz de comparar superfícies complexas de malhas 3D poligonizadas com malhas 3D em formato padrão CAD (*GOM, 2019*).

A Figura 3 ilustra a importação dos dados no formato padrão STL para o ambiente do software *GOM Inspect™* de ambos os modelos 3D: modelo nominal da prótese e o modelo atual da prótese digitalizada.

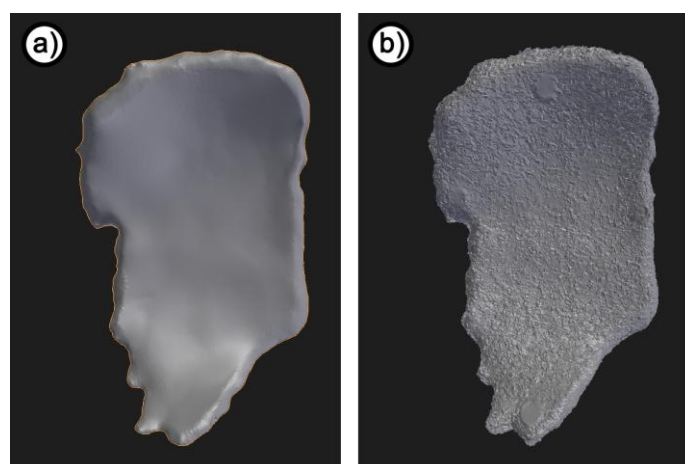


Figura 3. a) Modelo 3D nominal da prótese; b) Modelo atual da prótese digitalizada.
(o autor, 2019)

De modo a testar experimentalmente os métodos, equipamentos e softwares selecionados para este estudo, foi produzida uma amostra da prótese em “cimento ósseo” biocompatível baseado em PMMA com auxílio de um molde fabricado por processo AM por extrusão de material flexível Poliuretano Termoplástico (TPU), com fator de escala definido em 1%, empregando o processo apresentado por Greber Filho (2017) descrito na seção 1.

É importante observar, entretanto, que a definição do fator de escala a ser aplicado, de acordo com Da Silva (2017) descrito na seção 1 depende, geralmente, de um processo experimental para determinar a variação dimensional geral do material, sendo, então, obtido um fator médio para cada eixo do equipamento AM. Adicionalmente, esse fator deve levar em consideração as variações decorrentes da polimerização do PMMA, isto é, após a mistura de componentes (parte líquida e parte pó), ocorre uma reação exotérmica, podendo atingir 110°C (Biomecânica, 2019). Neste sentido, Mendes (2006) revela que devido à relação parte líquida (~1/3) e parte pó (~2/3) na mistura adotada para o “cimento ósseo” pode ocorrer uma mudança no volume em até - 8%. Por sua vez, D. Muller *et al.* (2002) identificaram uma mudança dinâmica de volume no processo de polimerização do *poli(metacrilato de metila)* (PMMA) variando de -2,9% até -4,2%, em função do modo de mistura dos componentes do “cimento ósseo” (mistura manual / mistura a vácuo). Assim, em um estudo prévio realizado pelos autores, foram produzidas 3 amostras de próteses nas mesmas condições com auxílio de moldes fabricados com fatores de escala de 1%, 3% e 5% e, neste, os resultados mais consistentes do ponto de vista dimensional foram obtidos para o fator de escala de 1%, que será apresentado neste artigo.

3. RESULTADOS

Após importar os modelos geométricos 3D no formato padrão STL (modelo nominal e atual) para o ambiente do software GOM Inspect™ é necessário realizar um alinhamento entre esses modelos geométricos 3D para que seja possível determinar os desvios dimensionais entre eles, a saber do modelo atual em relação ao nominal (referência). Nas Figuras 4 e 5 são apresentados os resultados das comparações entre as superfícies, na escala de cores: o vermelho representa o excesso de material na prótese confeccionada em relação ao nominal (neste caso em escala milimétrica); as regiões verdes indicam ajuste muito próximo entre o nominal e as áreas em azul revelam a falta de material na superfície. Os resultados numéricos indicam um excelente ajuste entre o modelo nominal e o atual, principalmente na parte interna (regiões em cores verdes e azuis claro).

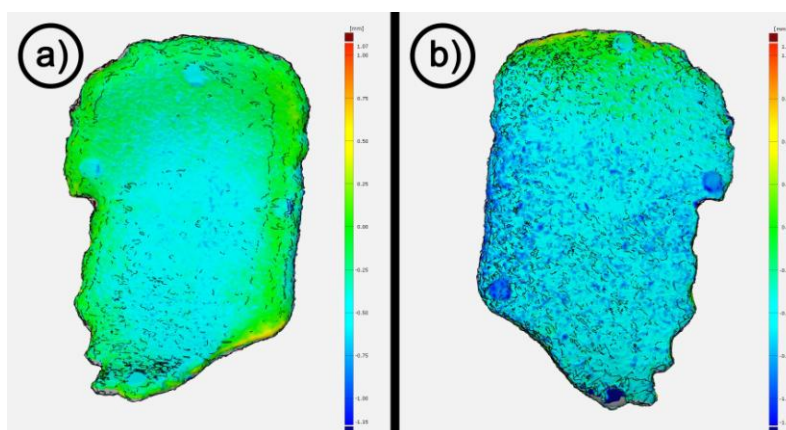


Figura 4. Resultado após alinhamento entre o modelo nominal e atual; a) Análise da parte interna da prótese; b) Parte externa da prótese; (o autor, 2019)

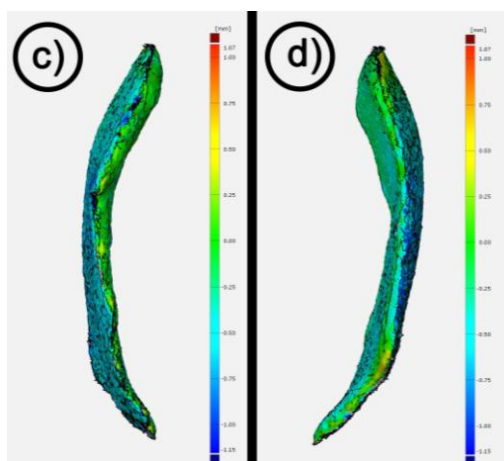


Figura 5. Resultado após alinhamento entre o modelo nominal e atual; c) Parte lateral 1 da prótese; d) Parte lateral 2 da prótese.
(o autor, 2019)

4. CONCLUSÕES

Após a análise dos resultados, pode-se verificar a viabilidade do procedimento de medição apresentado, iniciando com a etapa de digitalização e posterior análise, fácil visualização e interpretação dos dados fornecidos pelo software “GOM Inspect”. O estudo demonstrou também que o software pode ser uma importante ferramenta para a análise dimensional de próteses cranianas maiores, tendo em vista a possibilidade de empregar-se licenças acadêmicas no âmbito da pesquisa, como a utilizada neste estudo. Recomenda-se o prosseguimento dos estudos, com possibilidade de digitalização das próteses cranianas em equipamentos integrados com o programa “GOM”, o *ATOS 3D*, entre outros.

Além disso, a análise realizada permitiu comprovar que o fator de escala de 1% resultou em um melhor encaixe da prótese craniana e pode-se comprovar a melhoria nos resultados, com desvio aproximado de 0,5 mm. A prótese confeccionada em PMMA tem a geometria similar ao modelo 3D nominal e permitiu o encaixe adequado quando montado no contorno da falha craniana, o que implicará em melhores resultados para os pacientes.

5. AGRADECIMENTOS

Agradecimentos à empresa Prati Donaduzzi e ao Biopark pela concessão da bolsa de Mestrado, ao CNPQ pelas bolsas de Iniciação Científica e pela bolsa DT2, à *VTech* pela disponibilização do programa GOM Inspect, ao NUFER (Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental) pela disponibilidade do escâner 3D e à BIOPrototype, *startup* que desenvolve soluções na área biomédica.

6. REFERÊNCIAS

- Biomecanica, 2019. “Instruções de uso”. <<http://biomecanica.com.br/instrucoes-de-uso>>.
- Bonda, David J. e Manjila, Sunil e Selman, Warren R. e Dean, David., 2015. “The Recent Revolution in the Design and Manufacture of Cranial Implants: Modern Advancements and Future Directions”. *Neurosurgery*. Vol. 77(5), p. 814–824.
- Cetl, L. D. 2018 “Cranioplastia: técnica capaz de reparar uma deformidade do crânio”. Disponível em: <<http://www.druiuzcetl.com.br/noticias/cranioplastia-tecnica-capaz-de-reparar-uma-deformidade-do-crânio>>.
- Da Silva, Jorge Vicente Lopes. 2017. *Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D*. Neri Volpato (organizador), Editora Blucher.
- D. Muller, Scott; M. Green, Sarah; W. McCaskie, Andrew. 2002. “The dynamic volume changes of polymerising polymethyl methacrylate bone cement”. In *Acta Orthopaedica Scandinavica*.
- Gom, 2019. “Gom Inspect – Visão Geral. Metrologia Industrial de precisão em 3D”. <<https://www.gom-inspect.com/pt/overview.php>>.
- Greber Filho, Elizeu; Foggianto, José Aguiomar; Mikos, Walter Luís; Araújo Júnior, Francisco Alves. 2017. “Desenvolvimento de molde para reconstrução de prótese craniana em cranioplastia pelo processo de manufatura aditiva”. 9º Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, COBEF 2017.
- Honeybul, S.; Morrison, D. A.; Ho, K. M.; Lind, C. R. P.; Geelhoed, E. 2018. “A randomised controlled trial comparing autologous cranioplasty with custom-made titanium cranioplasty: long-term follow-up”. *Acta Neurochirurgica*, v. 160, n. 5, p. 885–891.
- Mendes, Renato. 2006. “Estudo experimental comparativo dos cimentos ósseos nacionais”. Dissertação de Mestrado. 156 f. Rio de Janeiro: PUC-Rio, Departamento de Engenharia Civil.
- MSallem, B.; Beiglboeck, F.; Honigmann, P.; Jaquiéry, C.; Thieringer, F, 2017. “Craniofacial Reconstruction by a Cost-Efficient Template-Based Process Using 3D Printing. Plastic and Reconstructive Surgery”. *Global Open*, v. 5, n. 11, p. 1–5.
- NextEngine. 2019. “NextEngine 3D Scanner TechSpecs”. <<http://www.nextengine.com/assets/pdf/scanner-techspecs-uhd.pdf>>
- Rotaru, Horatiu; Stan, Horatiu; Florian, Ioan Stefan; Schumacher, Ralf; Park, Yong-Tae; Kim, Seong-Gon; Chezan, Horea; Balc, Nicolae; Baciut, Mihaela. 2012. “Cranioplasty With Custom-Made Implants: Analyzing the Cases of 10 Patients”. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*.
- Shah, A.M.; Jung, H.; Skirboll, S. “Materials used in cranioplasty: a history and analysis”. *Neurosurgical Focus*. 2014.
- Tan, E. T. W.; Ling, J. M.; Dinesh, S. K. 2016. “The feasibility of producing patient-specific acrylic cranioplasty implants with a low-cost 3D printer”. *Journal of Neurosurgery*, v. 124, n. 5, p. 1531–1537. <<http://thejns.org/doi/10.3171/2015.5.JNS15119>>.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.

Digitization and inspection of cranial prostheses for the comparative analysis of the mathematical model in STL

Elizeu Greber Filho

UTFPR – Federal Technological University of Paraná – Curitiba
5000, Deputado Heitor Alencar Furtado Street, Ecoville, Curitiba-PR, Brazil
– Curitiba-PR, Brazil
E-mail: elizeuegf@gmail.com

Felipe Cecato

UTFPR – Federal Technological University of Paraná – Curitiba
5000, Deputado Heitor Alencar Furtado Street, Ecoville, Curitiba-PR, Brazil
E-mail: fececato31@gmail.com

José Aguiomar Foggiatto

UTFPR – Federal Technological University of Paraná – Curitiba
5000, Deputado Heitor Alencar Furtado Street, Ecoville, Curitiba-PR, Brazil
E-mail: foggiatto@utfpr.edu.br

Luan Thiago de Souza Ribeiro

UTFPR – Federal Technological University of Paraná – Curitiba
5000, Deputado Heitor Alencar Furtado Street, Ecoville, Curitiba-PR, Brazil
E-mail: luanr@alunos.utfpr.edu.br

Walter Luís Mikos

UTFPR – Federal Technological University of Paraná – Curitiba
5000, Deputado Heitor Alencar Furtado Street, Ecoville, Curitiba-PR, Brazil
E-mail: mikos@utfpr.edu.br

***Abstract.** Cranioplasty surgery often uses a manual method to make cranial prostheses, damaging the process and the end result for the patient. The present study aims at the application of quality control of bone cement prostheses (based on poly (methyl methacrylate) - PMMA), made with the aid of a mold manufactured by additive manufacture (AM) in TPU (Thermoplastic Polyurethane). The process consists in obtaining a 3D geometric model from the tomographic data of the patient to generate the contour of the cranial failure and the correction with the prosthesis and posterior modeling of the mold. Through this, the prosthesis is formed into bone cement. In this process the quality and fit of the prosthesis must be ensured in the contour of the failure, thus obtaining a reliable product for the physician, providing a better result for the patient. The comparative analysis utilized 3D scanning tools and the 3D GOM Inspect measurement program. In order to compensate the contraction of the material, 1% was applied as a scale factor in the manufacture of the mold. At the end of the analysis, the feasibility of applying the GOM Inspect program was verified, highlighting its use in the biomedical area.*

***Keywords:** cranial prostheses, 3D scanning, GOM Inspect, 3D measurement, comparative analysis.*

RESPONSIBILITY NOTICE

The author(s) is (are) the only responsible for the printed material included in this paper.