

VERIFICAÇÃO DA ACURÁCIA DE UM ESCÂNER OPEN SOURCE: ESCANEAMENTO DE UM MOLDE TRANSRADIAL

QUEIROZ, Alison Donizete Giordani de¹.
CAROZZI, Helder José Costa².

RESUMO

A amputação de um membro causa impacto na vida do ser humano, o índice de amputação reflete na produção de próteses, e a utilização destas poderá auxiliar no aspecto estético e funcional, pois ela é construída de componentes de acordo com o nível de amputação e tem em comum o encaixe. Neste contexto, o objetivo deste estudo é avaliar as precisões volumétricas e dimensionais X, Y e Z, do escaneamento de um molde transradial convencional. A metodologia envolvida é dividida em três etapas: montagem e configuração do escâner, mensurar o volume das dimensões X, Y e Z do molde e realizar o escaneamento do molde. O arquivo digital teve uma variação percentual máxima de 0,86 % para a melhor resolução avaliada e uma 2,24 para a menor resolução de escaneamento, o volume obtido em todos os casos analisados foram menores do que os volume do molde.

PALAVRAS-CHAVE: Amputação. Escaneamento 3D. Manufatura Aditiva. Prótese. Horus.

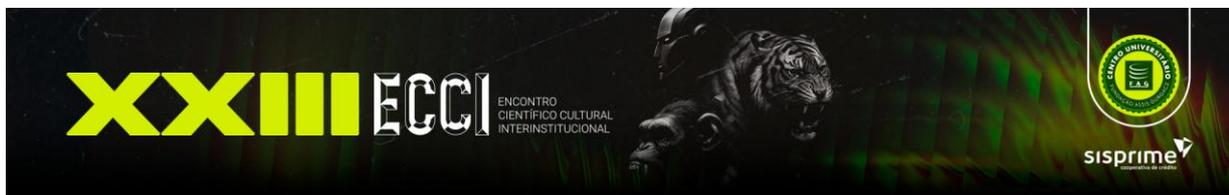
1. INTRODUÇÃO

O corpo para o indivíduo pode ser sinônimo de sua identidade, sendo ele o responsável por gerar o contato físico e social do ser humano com o ambiente externo. Sua integridade corporal está relacionada às suas capacidades e limitações. A perda de um membro não está apenas relacionada a uma limitação funcional, mas também aos sentimentos do indivíduo que o perdeu (SEREN, 2014).

O número de pessoas que sofrem algum tipo de amputação, seja ela de forma traumática ou patológica, aumentou com o passar dos anos. O estudo epidemiológico realizado por Peixoto *et al.* (2017), durante o período de 2008 a 2015, mostra que foram realizados 361.585 procedimentos cirúrgicos para remoção de membros inferiores e superiores. Por conseguinte, o estudo de Jorge (2020), realizado entre os anos de 2010 e 2019, apresenta um aumento no número de pessoas que foram amputadas. O mesmo evidencia ainda, que em 2010 ocorreram, em média, 12,5 amputações, passando para 17 por 100.000 habitantes em 2019. Após o processo de amputação, o indivíduo geralmente é encaminhado para o uso de prótese que tem como objetivo substituir o membro perdido. Sua construção depende de componentes de acordo com o nível de amputação e tem em

¹ Especialização em Docência do Ensino Superior: Metodologias Inovativas, Graduado em Engenheiro Mecânico. Docente dos Cursos Engenharia Mecânica e Terapia Ocupacional do Centro Universitário FAG.

² Professor Orientador – Mestre em Energia na Agricultura pela UNIOESTE, Graduado em Engenharia com Habilitação em Telecomunicação. Docente dos Cursos Engenharia Mecatrônica, Engenharia Elétrica, Engenharia de Software e Bacharel em Inteligência Artificial do Centro Universitário FAG.



comum o encaixe, estrutura que conecta o membro residual à prótese, e que possibilita a transferência da força exercida pelo corpo para a prótese (WANG *et al.*, 2020).

Norton (2007), ressalta que pessoas que possuem membros amputados, buscam substituí-los por componentes protéticos desde 1500 A.C. O desenvolvimento das tecnologias empregadas na produção de próteses, tem passado por constantes evoluções. Houve uma evolução desde as primeiras próteses em relação às atuais, tornando o método de confecção altamente individualizado, respeitando as diferentes condições e necessidades de cada indivíduo.

A tecnologia de escaneamento 3D, é um exemplo de inovação, ela é capaz de obter modelos tridimensionais, podendo ser usada como ferramenta de aplicação. A possibilidade de digitalizar objetos físicos, realizar alterações no modelo resultante, arquivar a forma desse objeto e criar visualizações, já é uma realidade aplicada, e pode ser aperfeiçoada em termos de validação de medidas na confecção de próteses (BEGHA e BRITO, 2018).

Tendo por base estudos relacionados, bem como erros e imprecisões que podem ser grosseiras, causados por descuidos ou falta de habilidades na obtenção convencional das medidas necessárias para a confecção dos moldes (BASTOS, 2002), o presente trabalho tem como objetivo avaliar as precisões volumétricas e dimensionais X, Y e Z, do escaneamento de um molde transradial convencional.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 DEFICIÊNCIA FÍSICA E AMPUTAÇÃO

A deficiência é definida, pela legislação brasileira, como perda ou alteração de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica, que pode gerar uma incapacidade no indivíduo e realizar alguma atividade. Ainda, a deficiência física pode ser definida como alteração dos seguimentos do corpo, seja ela parcial ou completa, que gere comprometimentos das suas funções físicas (BRASIL, 1989).

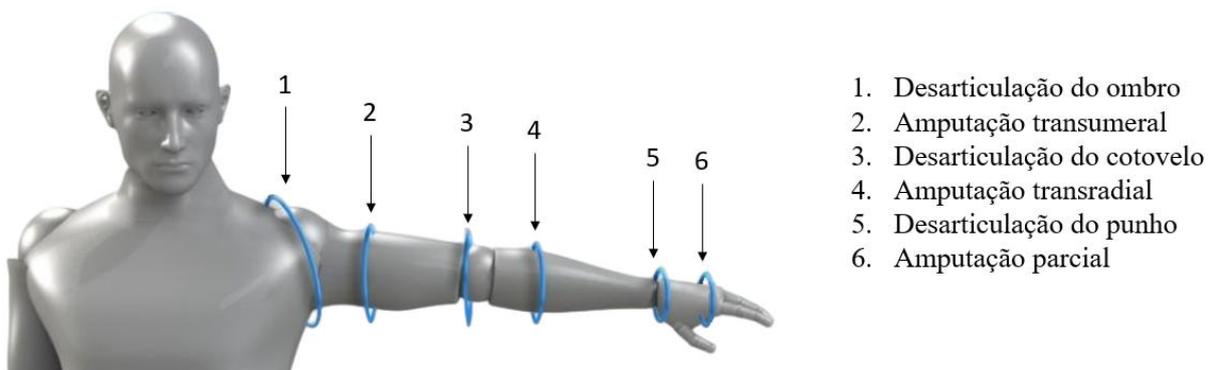
De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde - PNS, da população total, que compreende segundo Senso de 2015, 200,6 milhões de habitantes, 6,2% apresentavam algum tipo de deficiência, sendo que 1,3%, era deficiência física (IBGE, 2015).

No entanto, para o Ministério da Saúde o termo amputação é definido como a remoção total ou parcial do membro, tendo em vista que a mesma deve ser considerada uma parte do processo de

tratamento do paciente. A realização deste procedimento ocorre quando todas as intervenções possíveis, no âmbito dos procedimentos padrão, de salvar o membro acometido, foram realizados, porém se mostram ineficazes no que diz respeito à preservação do mesmo. Ainda, a escolha do nível de amputação, deve ser cuidadosamente estudado pelo profissional responsável, levando em consideração tanto a máxima preservação do comprimento do membro, quanto a remoção total do tecido doente ou não preservado (BRASIL, 2013).

As amputações podem ocorrer em membros superiores e inferiores. A amputação de membro superior pode ser classificada como: desarticulação do ombro, amputação transumeral, desarticulação do cotovelo, amputação transradial, desarticulação do punho, amputação parcial da mão e dedos, apresentado na figura 1 (MICHAEL e BOWKER, 2004).

Figura 1 - Níveis de Amputação



Fonte: Adaptado de Santos (2018).

A remoção de um membro gera impacto na imagem corporal e geralmente, na capacidade da pessoa em realizar atividades do cotidiano ou laborais. Sobretudo, as amputações de membros superiores são transradiais, nível 4 da figura 1, ocorrendo abaixo do cotovelo. Suas principais causas são acidentes, infecções, tumores ósseos ou musculares (PRAKASH e SHARMA, 2021). A utilização de próteses pode diminuir essa limitação.

2.2 PRÓTESE DE MEMBRO SUPERIOR

As próteses são aparelhos que substituem membros amputados. Estes equipamentos podem ser fabricados com diversos materiais, tais como: aço inoxidável, liga de titânio, liga de alumínio, polímeros, fibra de carbono, resina epóxi e silicone (PAVANI *et al.*, 2015). As próteses de membro

superior podem ser classificadas como estéticas, ou funcionais figura 2 (a). As de caráter estético não realizam movimento de preensão. Já o modelo de prótese funcional permite ao paciente, a possibilidade de produzir movimentos básicos, como por exemplo, o movimento de pinça, que o auxilia em suas atividades diárias (BRASIL, 2019).

As próteses transradiais do estilo funcional, são equipadas com uma articulação e uma mão protética. Nas próteses de atuação mecânica, o indivíduo utiliza sua própria força para executar o movimento de pinça da mão protética, através de um cinto envolto na axila do membro contralateral. Contudo, as mioelétricas, fazem o uso de sensores em contato com a pele, que recebem sinais elétricos gerados pela contração muscular, esse método de aquisição de dados é denominado eletromiografia (EMG), e os envia para um microprocessador, que processa os dados e transmite um comando para o motor elétrico executar a ação desejada (SEMASINGHE *et al.*, 2019b). Tal processo, permite que o usuário execute uma tarefa, tornando esta, uma ação intuitiva (PRAKASH e SHARMA, 2021).

Figura 2 - Próteses



Fonte: Autor (2022).



A maioria dos componentes de produtos protéticos e ortopédicos são pré-fabricados. O método de produção tradicional, é amplamente adotado na construção de próteses convencionais, onde o encaixe é o único item que será produzido exclusivamente para o paciente, sendo produzido a partir do molde de gesso e as medidas realizadas no membro residual do corpo após o processo cirúrgico de remoção (WANG *et al.*, 2020).

O encaixe é produzido sob medida, o qual mantém a prótese fixada ao corpo e que transmite o esforço do coto para o dispositivo, dando condições para que este possa realizar as operações que o usuário deseja. Este podendo ser produzido em resina com fibra de vidro e/ou carbono, figura 2 (d), ou em polímero termo moldável, onde fica em contato direto com a pele, ou possuindo uma interface de contato entre ao membro e o encaixe, sendo um encaixe em silicone, figura 2 (c) (SEMASINGHE *et al.*, 2019a).

2.3 TECNOLOGIA DE ESCANEAMENTO

Os métodos convencionais de produção dos encaixes dos diversos tipos de prótese incluem molde, modificação do gesso e laminação. Esse meio de confecção, utiliza um molde em gesso para a laminação do encaixe, em que após concluída essa etapa, há a necessidade de quebrar o gesso para remover o encaixe, impossibilitando corrigir pequenos erros. Na presença de erros grosseiros, é necessário realizar o procedimento desde o início, sendo necessário que o paciente passe pelo processo de molde novamente. Com a digitalização, as técnicas de escaneamento tornaram-se mais acessíveis, sendo elas capazes de reproduzir o volume e a geometria dos objetos escaneados, a aplicação dessa tecnologia pode reduzir ou até eliminar a necessidade de moldes em gesso (OLSEN *et al.*, 2021).

A criação de modelos tridimensionais semelhantes a realidade, é uma tarefa que pode ser facilitada com a utilização de métodos de escaneamento em 3D, que possibilita a geração de modelos virtuais com proximidade de dimensão do objeto escaneado, minimizando o trabalho manual (PERES, 2013). Por consequência, a aquisição de dados tridimensionais de maneira automatizada tem várias aplicações, destacando-se na engenharia para o desenvolvimento de projetos por meio de engenharia reversa (CELANI e CANCHERINI, 2009).

Os estudos concernentes à tecnologia de escaneamento 3D que utilizam feixe de LASER, são realizados desde 1970; sendo que na década de 1980, essa tecnologia já era empregada e atingia precisões de décimos de milímetros (BESL, 1989). O escaneamento 3D é um sistema de



digitalização de superfícies, sendo que, dentre as formas de escaneamento, com a triangulação a laser é possível formar uma nuvem de pontos de um objeto, transformando-o em modelo 3D digital. Essa tecnologia vem sendo amplamente aplicada em ortodontia, para obter moldes dentários com qualidade usualmente aceitável no mercado, em termos de tamanho e forma do objeto real (HASANUDDIN *et al.*, 2015). Ainda, tal tecnologia também é utilizada em mapeamento e inspeção de minas de carvão (KOT e BABJAK, 2016), e em restauração de patrimônios culturais (LEONI, 2015).

2.4 CICLOP BQ E HORUS

O escâner Ciclop é um projeto Open Source, desse modo o software Horus e o Ciclop tem licença CC-BY-SA (*Creative Commons*) que permite tanto alteração no projeto estrutural quanto modificações no software. O escâner possui dois LASERS que se interceptam no centro da plataforma giratória. O software responsável pelo controle do hardware, que vai acionar os feixes LASERS e a plataforma giratória, conhecido como firmware é desenvolvido em linguagem C, no ambiente de desenvolvimento do Arduino, que é de uso livre e está disponível para sistemas operacionais Windows, MacOS e LinuxOS (MOREIRA, 2016).

2.5 IMPRESSÃO 3D E PROTOTIPAGEM RÁPIDA

Uma área da engenharia de manufatura é a de impressão 3D, que é caracterizada pela deposição de camadas uma sobre a outra a partir de um arquivo digital. Características como a construção de peças complexas com partes móveis sem a necessidade de elementos de ligação e utilização de diferentes materiais no mesmo processo de impressão, tem ampliado suas aplicações na área industrial, pesquisas científicas e na saúde (RODRIGUES JUNIOR *et al.*, 2018).

As tecnologias de Prototipagem rápida e impressão 3D estão sendo utilizadas na ortopedia técnica, onde são aplicadas com o intuito de melhorar o processo de produção, permitindo aumentar a confiabilidade das medidas e reduzir o tempo de fabricação, aumentando a precisão e sustentabilidade desse processo quando comparado ao método convencional. Essas tecnologias promovem a possibilidade de personalizar a prótese de acordo com as características físicas do usuário, não ficando assim limitado a componentes padronizados disponíveis no mercado (SILVA *et al.*, 2018).



Nos últimos anos, uma nova perspectiva foi sendo lentamente introduzida no desenvolvimento de próteses do membro superior, visto que esse novo processo, ocorreu devido a tecnologia de impressão 3D estar sendo difundida. Com custos de equipamento e insumos relativamente baixos, tornou-se possível a fabricação de vários protótipos em série e testá-los em um curto período (VUJAKLIJA e FARINA, 2018).

A progressão da manufatura aditiva em aplicações industriais, observadas nos últimos anos, promoveu uma redução nas limitações enfrentadas pelos processos de produção tradicionais, quando relacionados a complexidade geométrica e volume de produção. Algumas técnicas aplicadas a esse processo são a deposição de material fundido (FDM), sinterização seletiva a LASER (SLS) e processamento digital de luz (DLP). Por ser considerada uma tecnologia emergente na produção de próteses, empresas que oferecem esse tipo de serviço estão aumentando consideravelmente (STENVALL *et al.*, 2020).

3. METODOLOGIA

A metodologia deste trabalho é composta por três etapas, sendo elas: 3.1 Modificação e Calibração do Escâner; 3.2 Mensuração do Volume do Corpo de Prova e 3.3 Corpo de Prova, Escaneamento e Manipulação Da Malha.

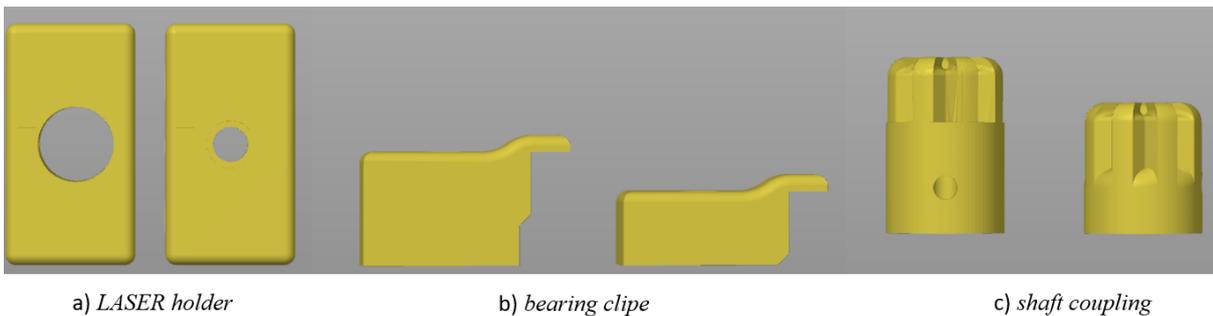
3.1 MODIFICAÇÃO E CALIBRAÇÃO DO ESCÂNER

Para adequar o projeto de acordo com componentes já disponíveis no laboratório do Centro Universitário FAG e os de fácil acesso para a compra, foram necessárias realizar três modificações no escâner Ciclop BQ. Modificação da estrutura, do *hardware* e do *software*. Os arquivos no formato STL referentes ao hardware, estavam disponíveis no site *Thingiverse* (<https://www.thingiverse.com/thing:740357>), e foram impressos em uma impressora 3D do modelo Ender 3v2.

Os itens exemplificados na Figura 3, a) LASER *holder*, b) *bearing clipe* e c) *shaft coupling* foram alterados no *software* Fusion 360, o item LASER holder teve o diâmetro do furo, aonde o LASER é posicionado, aumentado de 9 mm para 11 mm, sendo que os itens *bearing clip* e *shaft*

coupling tiveram suas alturas aumentadas em 7 mm, compensando assim, a variação de altura do rolamento utilizado.

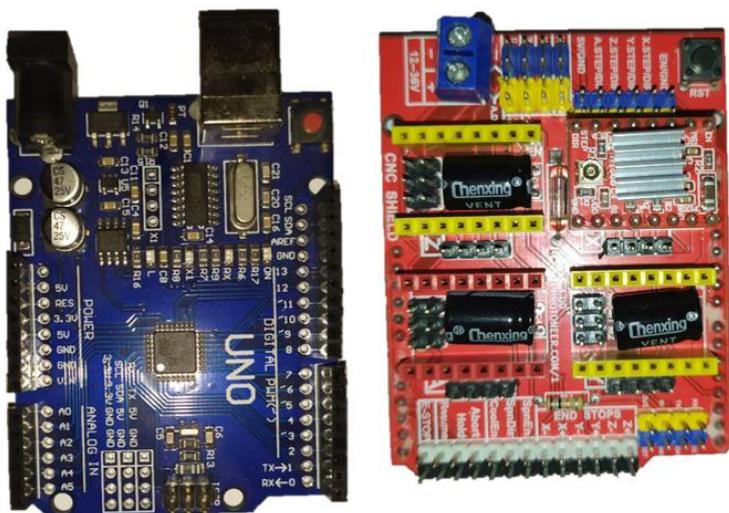
Figura 3 - Itens alterados



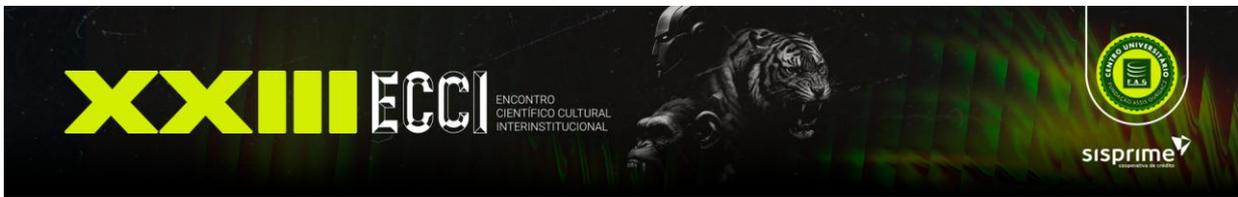
Fonte: Autor (2022).

As modificações de hardware seguiram os passos propostos por Moreira (2016), em que foram realizadas as substituições das placas ZUM Core e ZUM SCAN pela placa de Arduino™ UNO e pelo *Shield CNC 3.0* com *driver A4988*, sendo os itens utilizados, apresentados na Figura 4 - Arduino, Shield CNC, Driver.

Figura 4 - Arduino, Shield CNC, Driver



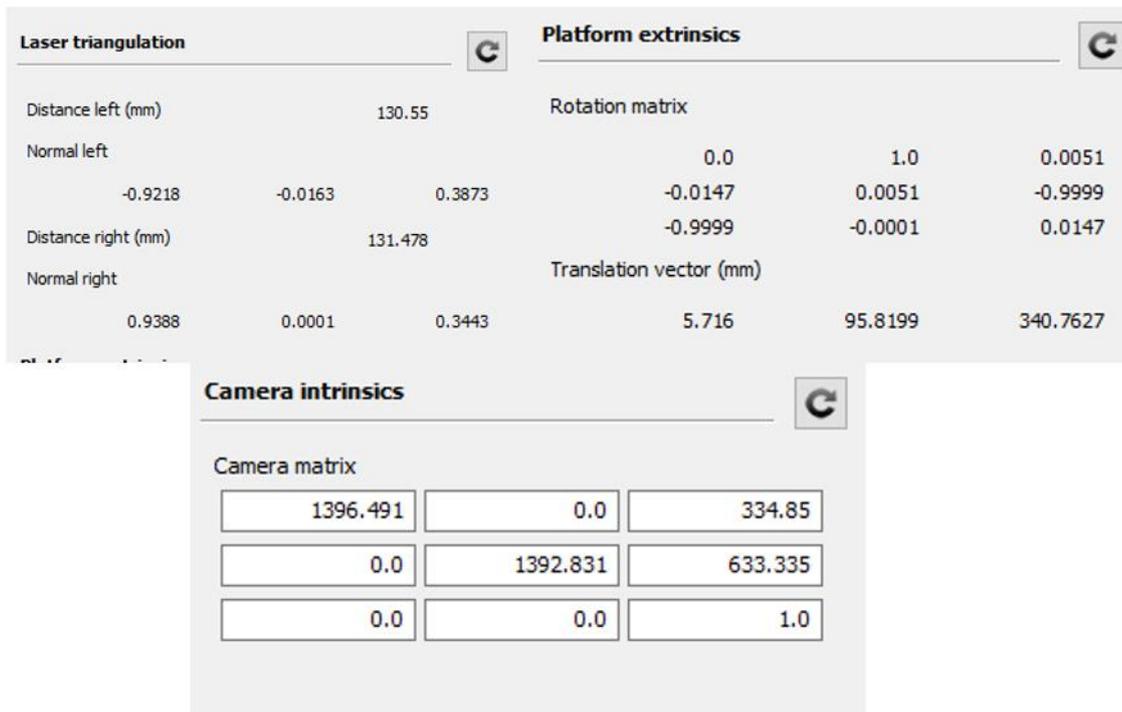
Fonte: Autor (2022).



O *firmware* precisou ser substituído pelo apresentado por Ebeltsjes (2016), disponível no site (<http://domoticx.com/mechanica-firmware-horus-arduino-cnc-shield/>), vez que a versão do *software* Horus Scanner Manager, utilizada por Moreira (2016), é a versão 0.1.2.4 e a utilizada no presente estudo, é a versão 0.2rc1. O processo de modificação do *firmware* se deu através do download do arquivo `horus-fw-0.2-horus_arduino_cncv3.7z`, com conseqüente extração do arquivo zip, e execução do arquivo `horus-fw`. Em tempo, foi necessário tomar cuidado para que esse arquivo estivesse em uma pasta com o mesmo nome, e posteriormente, fazer o upload para o Arduino™ UNO. O procedimento de calibração seguiu os passos apresentados pela documentação do Horus, *Release 0.2rc1* de 2017.

A calibração ocorreu pelo software Horus, em duas fases, sendo que a primeira fase, se caracterizou pela calibração inicial, realizada ao iniciar o *software*, na qual apresenta o botão *Wizard mode (step by step)*, que demonstra passo a passo o método de calibração. A segunda etapa, ocorreu ativando o advanced mode e seguindo as etapas da aba *Calibration workbench*. A figura 5, mostra os valores obtidos nessa etapa da calibração. Vale ressaltar que, após a calibração da *camera intrinsics*, foi necessário refazer as calibrações *Scanner autocheck* e *Laser triangulation*.

Figura 5 - Etapas de calibração



Fonte: Autor (2022).

3.2 MENSURAÇÃO DO VOLUME DO CORPO DE PROVA

Para medir o volume do corpo de prova, seguiu-se o método utilizado por Garcia (2022), e por Mehmood (2019), em que para mensurar o volume de corpos irregulares utilizaram o deslocamento de água em um recipiente. Esses procedimentos foram adaptados para a verificação do molde, denominado Corpo de Prova (CP). O procedimento foi realizado no Laboratório de Bioquímica 2, do Centro Universitário FAG, Cascavel- PR. Para evitar que o Corpo de Prova (CP) de gesso absorvesse a água, foi necessário realizar sua impermeabilização, com resina cola Orthocryl da marca Ottobock. Em seguida, um copo metálico foi enchido com água até o limite, figura 6 (a), e colocado em uma bacia para que ao inserir o CP dentro do copo, a água que transbordasse, ficasse contida na bacia constante na figura 6 b.

Figura 6 - Água deslocada



(a)

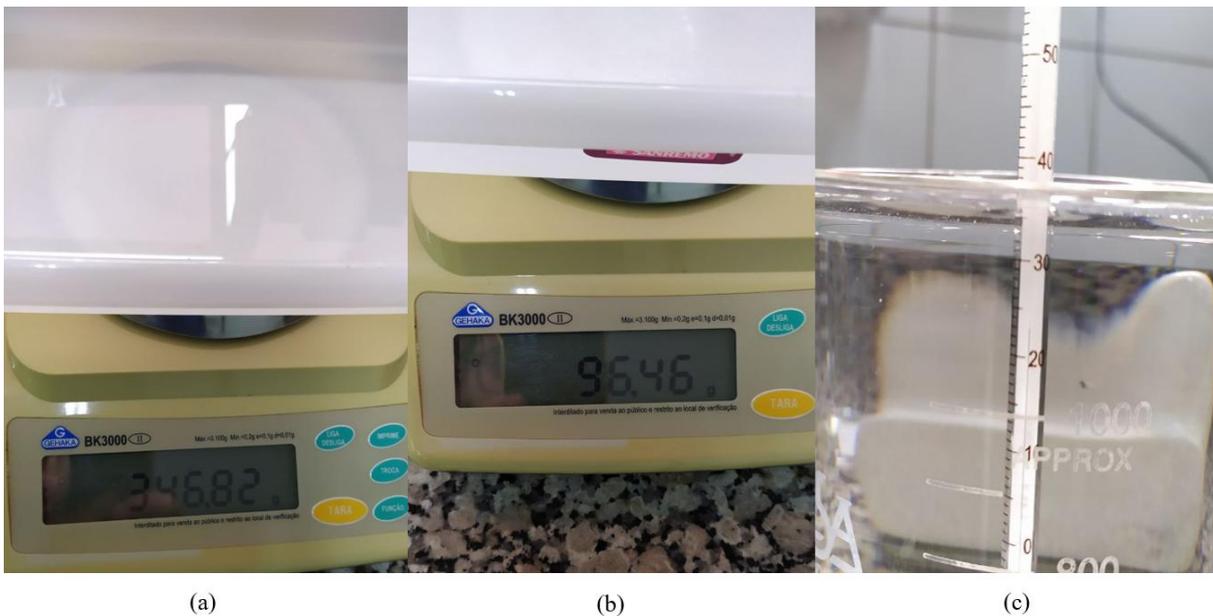
(b)

Fonte: Autor (2022).

A massa de água foi medida em uma balança de precisão, figura 7.a obtendo um valor de 346,82 g, a bacia foi pesada, agora sem água, obtendo uma massa de 96,49 g, figura 7.b. A

diferença obtida foi de 250,33 g, a água estava a uma temperatura de 23 °C, medida com um termômetro de mercúrio, figura 7c.

Figura 7- Medição da massa



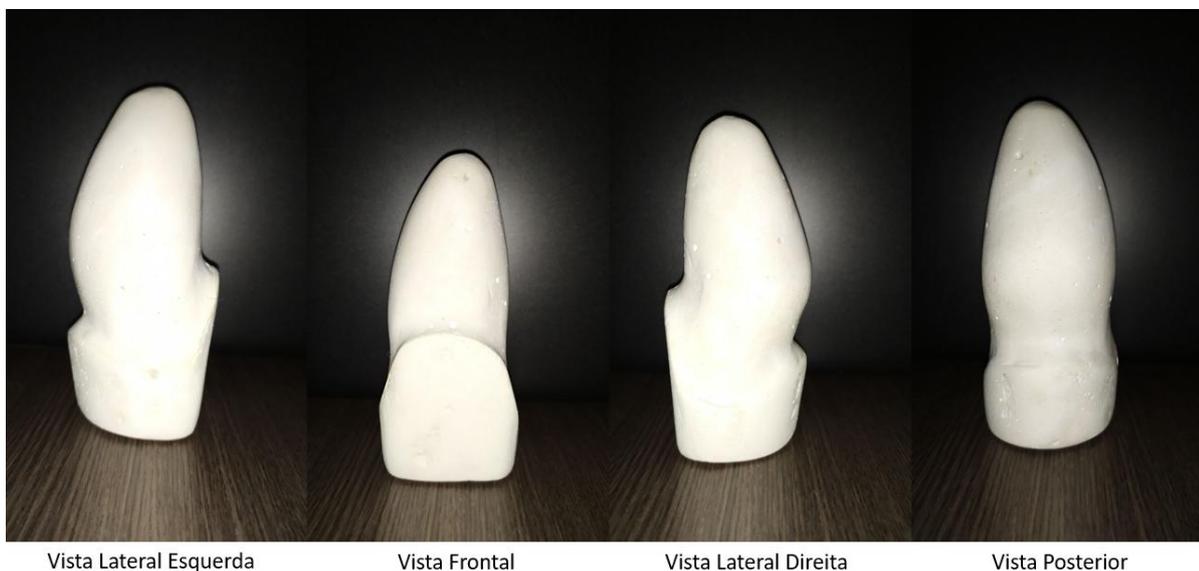
Fonte: Autor (2022).

Para calcular o volume deslocado, foi necessário encontrar a densidade da água para os valores de temperatura e pressão quando foi realizado o procedimento. A pressão atmosférica no dia era de 102,5 kPa, a uma temperatura de 23 °C, obtendo-se uma densidade de 0,9975 g/cm³.

3.3 CORPO DE PROVA, ESCANEAMENTO E MANIPULAÇÃO DA MALHA

O escaneamento foi realizado em um molde de gesso, de uma amputação transradial, o corpo de prova foi escolhido por sua geometria orgânica, se aproximando de um caso real, onde o membro residual seria escaneado. A Figura 8 - Vistas do corpo de prova apresenta o corpo de prova em suas 4 (quatro) vistas.

Figura 8 - Vistas do corpo de prova



Fonte: Autor (2022).

O corpo de prova foi escaneado nas três resoluções disponíveis no software, apresentados na tabela 1 - Resolução de escaneamento.

Tabela 1 - Resolução de escaneamento

Resolução	Steps / Passos	Movimentação Angular
High / Alta	800	0,45°
Medium / Média	400	0,90°
Low / Baixa	200	1,80°

Fonte: Adaptado de *Horus Documentation* (2017).

3.3.1 Escaneamento do Corpo de Prova

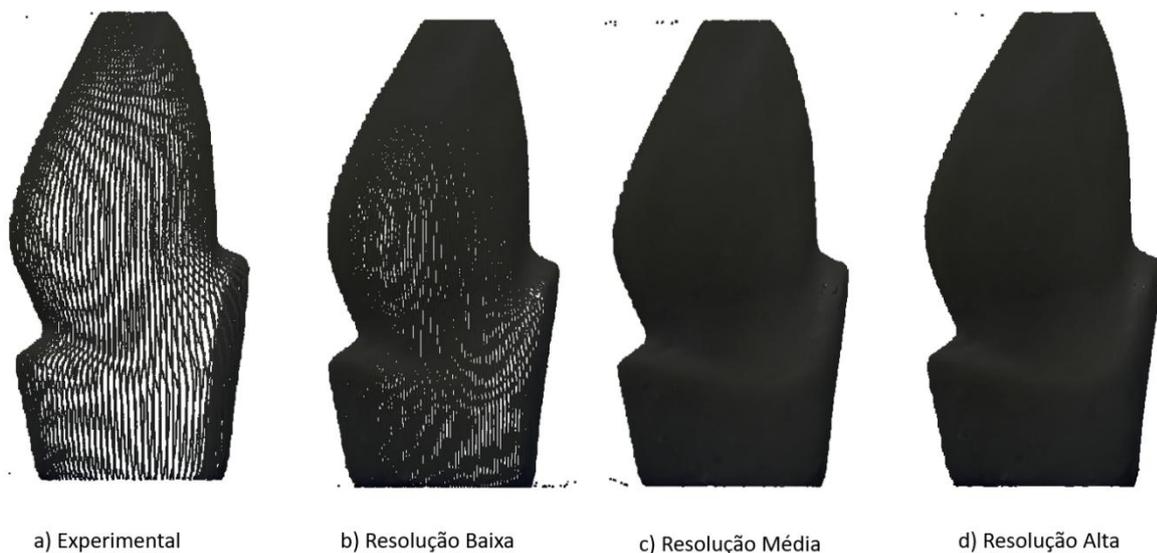
Em análises preliminares, ao utilizar ambos os LASERS para a obtenção da nuvem de pontos, não se mostraram efetivos, pois geravam uma nuvem de pontos interna e uma externa, para o mesmo arquivo, essa variação era provocada pela diferença na distância dos LASER direito e esquerdo, de 1,3 mm. Por esse motivo o escaneamento ocorreu apenas com o LASER direito, que mostrou uma geometria mais próxima do CP. O corpo de prova passou por quatro resoluções de

escaneamento, três nativas do software Horus, apresentadas anteriormente na tabela 1, e em uma resolução denominada experimental, na qual foi reduzido o número de Steps para 100 e aumentado a movimentação angular para $3,60^\circ$. Para cada resolução foram realizados cinco escaneamentos, gerando o total de 20 nuvens de pontos.

3.3.2 Manipulação da nuvem de ponto

Após o escaneamento é gerado, pelo software Horus, um arquivo com extensão .ply (*Polygon File Format*). O processamento e manipulação dos arquivos gerados, foi realizado no *software* MeshLab, um *software* de código aberto, que fornece ferramentas para conversão, edição, limpeza, entre outras ferramentas para manipulação de malhas e nuvens de pontos. A figura 9 apresenta as nuvens de pontos no ambiente do software MeshLab, nela pode ser observado os quatro níveis de resolução utilizado.

Figura 9 - Graus de Resolução

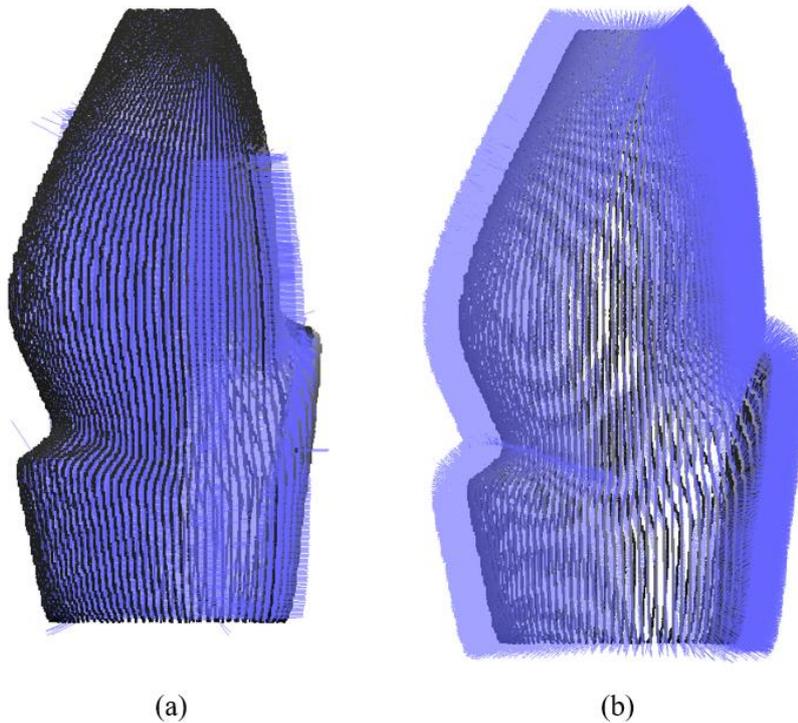


Fonte: Autor (2022).

Todos os arquivos, figura 9, apresentaram pontos não pertencentes ao Corpo de Prova, sendo removidos durante o processo de manipulação da nuvem de pontos. Com a remoção dos pontos excedentes, foi realizada a etapa de orientação dos pontos pela ferramenta: *Filters > Normals, Curvatures and Orientation > Compute normals for point sets*, após essa etapa, foi importante

verificar a orientação dos pontos, que devem estar direcionados externamente à nuvem de pontos; essa verificação se dá pela ferramenta, *Render > Show Normal/Curvature*. A figura 10 apresenta dois dos possíveis casos para estas etapas.

Figura 10 – Orientação da nuvem de pontos

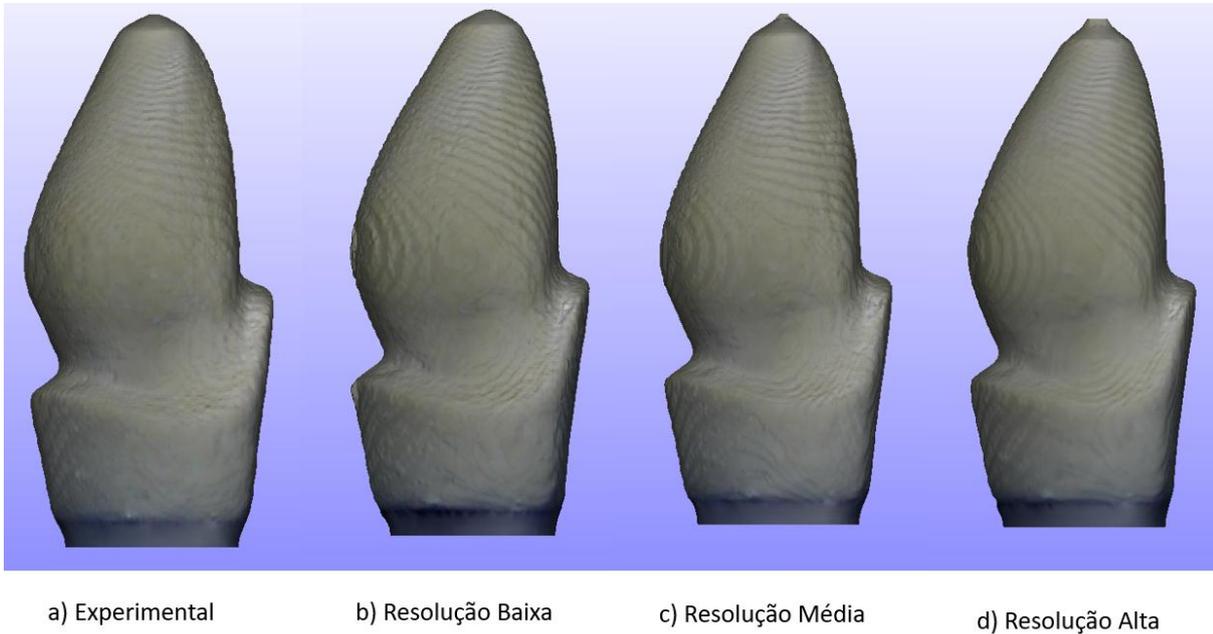


Fonte: Autor (2022).

Ao analisar o item a) da figura 10, é possível verificar algumas linhas azuis orientadas internamente à nuvem de pontos, já o item b) apresenta essas linhas orientadas externamente à nuvem de pontos, sendo essa a orientação correta dos pontos. Para mudar a orientação, deve-se alterar o valor de *Neighbour Num*.

Para converter a nuvem de pontos em uma superfície, foi utilizada outra ferramenta da aba *Filters > Remeshing, Simplification and Reconstruction > Surface Reconstruction: Screened Poisson*. A superfície obtida por essa reconstrução é mostrada na Figura 11 - Superfície.

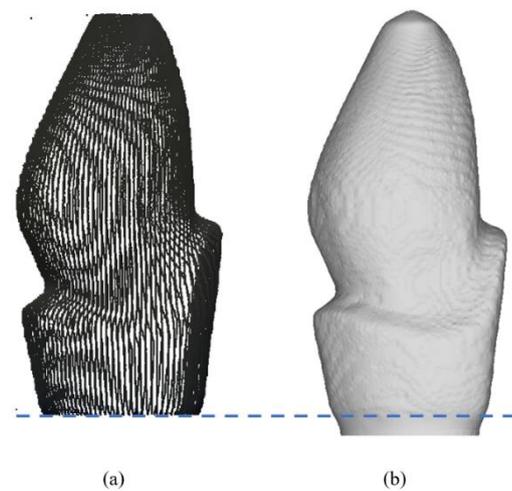
Figura 11- Superfície



Fonte: Autor (2022).

A comparação entre a superfície e a nuvem de pontos, Figura 12 Superfície x Nuvem de pontos, a superfície apresentou um prolongamento na sua base em relação a nuvem de pontos, nela é possível observar uma distorção, destacada dentro do retângulo, na base da imagem. Por ser uma distorção não pertencente a nuvem de pontos, foi removida através do *software Meshmixer*.

Figura 12 - Superfície X Nuvem de pontos



Fonte: Autor (2022).

3.3.3 Manipulação da superfície via *Meshmixer*

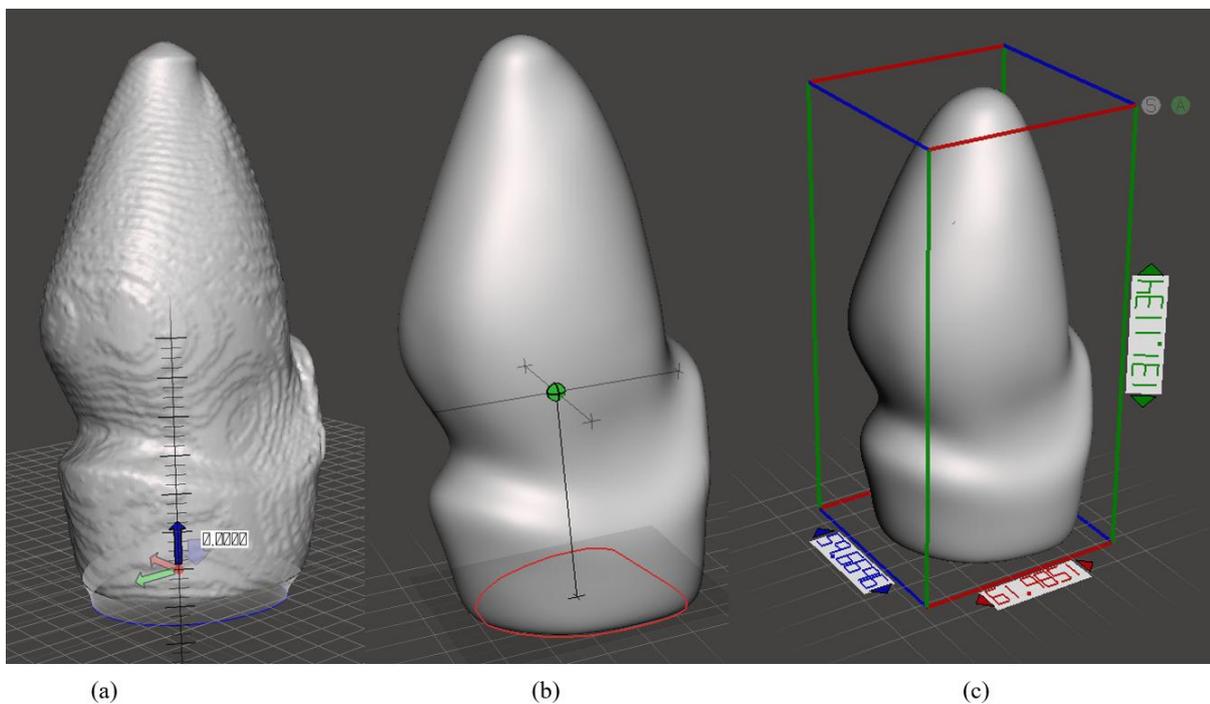
O tratamento da malha foi realizado através do *Autodesk Meshmixer*, trata-se de um *software* livre, utilizado para reparo em malhas, conversão para sólidos, mensuração de grandezas como volume e distâncias.

O processo no *Meshmixer* ocorreu em três fases:

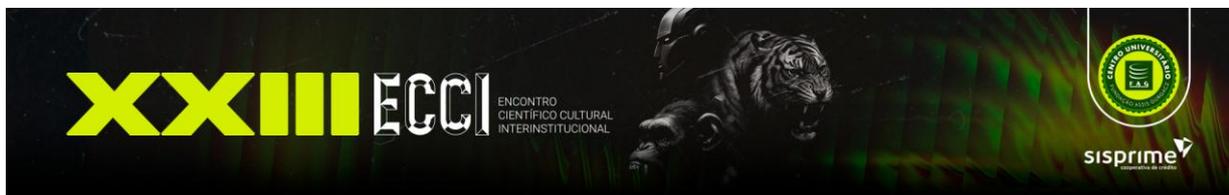
- Corte da distorção: a distorção foi removida pela ferramenta *Plane Cut* na posição 0.00, perpendicular ao eixo Z, procedimento realizado em todos os arquivos escaneados, figura 1a;
- Suavização do Sólido: a ferramenta *Smooth* foi aplicada para suavizar as ondulações do sólido, com as seguintes configurações *Smoothing* em 1, *Smoothing Scale* em 20 e *Constraint Rings* em 3, figura 1b;
- Obtenção dos Dados: coleta das dimensões nos três eixos, X, Y e Z em milímetros figura 11 (c) e o volume em milímetros cúbicos figura 11 (d).

A Figura 13 - Processamento, apresenta as etapas descritas anteriormente.

Figura 13 - Processamento



Fonte: Autor (2022).



4. ANÁLISES E DISCUSSÕES

Com base nos dados obtidos pelo escaneamento foi possível gerar cinco tabelas, quatro tabelas referentes a variação dos valores mensurados via *software Meshmixer* e uma tabela comparativa apresentando a variação percentual das médias obtidas nas tabelas de dimensões dos arquivos escaneados em relação ao corpo de prova utilizado.

A tabela 2, apresenta os valores do modo experimental, onde foi usada a menor resolução, com movimentação angular de $3,60^\circ$. Possui a duração média de escaneamento de 2 min 53 s, o volume apresentou uma variação de $0,40 \text{ cm}^3$, a altura Z se manteve constante e possui variação de 0,01 cm nas dimensões X e Y.

Tabela 2 - Dimensões do Modo Experimental

Escaneamento	Volume [cm^3]	Dimensão eixo X [cm]	Dimensão eixo Y [cm]	Dimensão eixo Z [cm]
CPE 01	244,75	6,36	6,00	13,08
CPE 02	244,35	6,35	5,99	13,08
CPE 03	244,39	6,35	5,99	13,08
CPE 04	244,62	6,35	6,00	13,08
CPE 05	244,49	6,35	5,99	13,08
Média	244,52	6,35	6,00	13,08
Variação Percentual	0,166	0,079	0,067	0,000

Fonte: Autor (2022).

A tabela 3 apresenta os valores do modo baixa resolução, com movimentação angular de $1,80^\circ$. Possui a duração média de escaneamento de 5 min 28 s, contendo três valores de tempo dentro da média, o volume apresentou uma variação de $0,24 \text{ cm}^3$, a altura Z variação de 0,03 cm, não houve variação para a largura, eixo Y, e uma variação de 0,02 cm nas dimensões X.

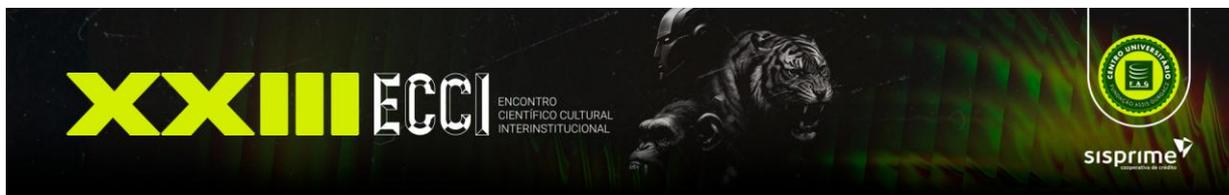


Tabela 3 - Dimensões do Modo Baixa Resolução

Escaneamento	Volume [cm ³]	Dimensão eixo X [cm]	Dimensão eixo Y [cm]	Dimensão eixo Z [cm]
CPB 01	247,34	6,16	5,96	13,09
CPB 02	247,24	6,16	5,96	13,08
CPB 03	247,30	6,15	5,96	13,08
CPB 04	247,29	6,15	5,96	13,06
CPB 05	247,10	6,14	5,96	13,09
Média	247,25	6,15	5,96	13,08
Variação Percentual	0,098	0,244	0,00	0,230

Fonte: Autor (2022).

A tabela 4 apresenta os valores do modo média resolução, com movimentação angular de 0,90°. Possui a duração média de escaneamento de 10 min 47 s, contendo quatro valores de tempo dentro da média, o volume apresentou uma variação de 0,36 cm³, a altura Z apresentou variação de 0,01 cm, sendo esta variação apresentada apenas no CPM 02. A variação na largura, eixo Y, foi de 0,01 cm e uma variação de 0,08 cm na dimensão X.

Tabela 4 - Dimensões do Modo Média Resolução

Escaneamento	Volume [cm ³]	Dimensão eixo X [cm]	Dimensão eixo Y [cm]	Dimensão eixo Z [cm]
CPM 01	245,13	6,27	6,00	13,09
CPM 02	245,13	6,30	5,99	13,08
CPM 03	245,21	6,31	6,00	13,09
CPM 04	244,85	6,33	5,99	13,09
CPM 05	245,09	6,35	5,99	13,09
Média	245,08	6,31	5,99	13,09
Variação Percentual	0,114	1,260	0,033	0,076

Fonte: Autor (2022).

A tabela 5 apresenta os valores do modo alta resolução, com movimentação angular de 0,45°. Possui a duração média de escaneamento de 20 min 19 s, apenas valores de tempo dentro ficou na média, o volume apresentou uma variação de 4,32 cm³, essa variação ocorreu nos dois últimos escaneamentos, CPA 04 e CPA 05, de uma bateria de 20 escaneamentos consecutivos, apresentando-se como uma variação significativa ao ser comparada com as tabelas de resultados anteriores. A altura Z apresentou variação de 0,32 cm, com variação na largura, eixo Y, de 0,01 cm e uma variação de 0,03 cm na dimensão X.

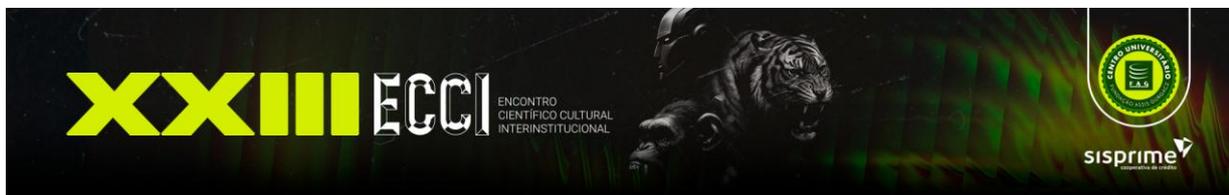


Tabela 5 - Dimensões do Modo Alta Resolução

Escaneamento	Volume [cm ³]	Dimensão eixo X [cm]	Dimensão eixo Y [cm]	Dimensão eixo Z [cm]
CPA 01	249,85	6,20	5,97	13,11
CPA 02	249,95	6,19	5,97	13,38
CPA 03	248,34	6,17	5,96	13,06
CPA 04	245,63	6,27	6,00	13,09
CPA 05	245,63	6,27	6,00	13,09
Média	247,88	6,22	5,98	13,15
Varição Percentual	1,759	1,654	0,688	2,450

Fonte: Autor (2022).

A tabela 6, apresenta a comparação entre os valores do Corpo de Prova e a média dos valores obtidos, convertidos em variação percentual, em cada modo de resolução escaneado. Os valores que apresentam números positivos indicam que ficaram abaixo do valor obtido do CP Original, os valores negativos ficaram acima dos valores do CP Original.

Tabela 6 - Comparação da variação percentual

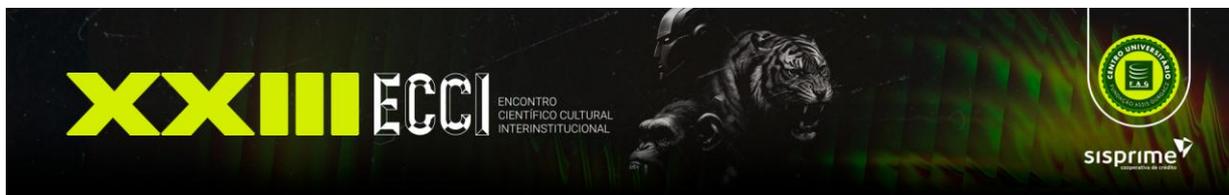
Escaneamento	Volume [cm ³]	Dimensão eixo X [cm]	Dimensão eixo Y [cm]	Dimensão eixo Z [cm]
CP Original	249,70	6,04	5,84	13,31
CPE Média	-2,08	5,18	2,65	-1,73
CPB Média	-0,98	1,83	-1,97	1,76
CPM Média	-1,85	4,49	2,64	-1,67
CPA Média	-0,73	2,97	2,33	-1,23

Fonte: Autor (2022).

A maior variação volumétrica, apresentada pela tabela 6, foi do CPE -2,08 % em relação ao CP, as dimensões X, Y e Z do CPE também apresentaram a maior variação. A menor variação volumétrica ficou no CPA, apresentando -0,73%, o CPA também apresentou a maior variação percentual entre os escaneamentos, com 1,759%. A menor variação percentual ficou para CPM com 0,098% de variação entre os escaneamentos realizados para esta resolução.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Levando-se em consideração os resultados apresentados, o estudo conseguiu atingir o objetivo proposto, de avaliar as precisões volumétrica e dimensionais X, Y e Z, do escaneamento de um



molde transradial convencional, por meio dos dados obtidos pelo escâner. Foi possível determinar a variação volumétrica e a variação das dimensões X, Y e Z. O escâner apresentou baixa variação entre os escaneamentos para cada nível de resolução, a menor variação, em relação ao objeto escaneado, ocorreu no escaneamento de alta resolução, sendo este o que demanda o maior tempo de escaneamento.

Ainda, é possível inferir que com um aprimoramento do software, mesmo no caso de uma opção *open-source*, como no caso do Horus, combinado com um LASER de reticulação mais fina (ou apurada), poderia permitir um escaneamento com uma maior riqueza de detalhes, tanto no caso de aclives e declives de superfícies (sempre em relação a um referencial – calibração), que consequentemente, implicaria num volume resultante (digitalização) muito mais fidedigno ao objeto escaneado (corpo de prova).

Quanto a proposta, a aplicação *hardwares* de baixo custo, como Arduino™ UNO, juntamente com seus periféricos (*shields*), podem, e se mostraram, útil à viabilização de escâner com razoável grau de controle a processo considerado. Isto posto, já demonstra uma oportunidade para propostas de baixos custos em outras áreas da saúde, a exemplo de outras modalidades ortopédicas.

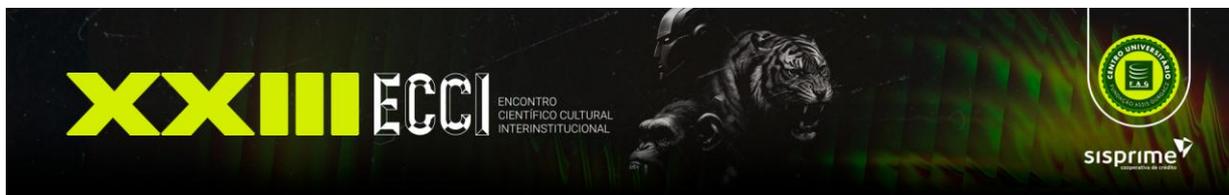
Por fim, a integração ou interação de diferentes programas de tratamento matemático de imagens (vetorizadas ou não), podem ser úteis e relevantes em termos de soluções proprietárias, que geralmente podem trabalhar com extensões exclusivas, dificultando a disseminação da tecnologia. Cabe ainda ressaltar, em termos de programas *open-sources*, que por não estarem engessados em termos de filosofias corporativas, prestam-se, justamente à sua utilização de forma unificada, em que os resultados obtidos tendem a ser satisfatórios em relação dos objetivos propostos e os alcançados.

REFERÊNCIAS

BASTOS, Arilson. **Instrumentação Eletrônica Analógica e Digital para Telecomunicações**. Antenna Edições Técnicas. Rio de Janeiro-RJ, 2002.

BEGHA, Victor P.; BRITTO JR, A. S. Digitalização Parametrizada de Objetos Tridimensionais Utilizando Scanner 3D e Reconhecimento de Padrões Geométricos. Ponta Grossa: Anais do XXVII EAIC e IV EAIC Junior, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada**. Brasília – DF, 2013. Disponível em:



<https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf>. Acesso em: 10 jun. 2022.

_____. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. Departamento de Atenção Especializada e Temática. **Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção**. Brasília: Ministério da Saúde, 2019. Disponível em: <https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_proteses_auxiliares_locomocao.pdf>. Acesso em: 01 nov. 2022.

_____. Presidência da República. **Decreto nº 3.298, de 20 de dezembro de 1999**. Regulamenta a Lei no 7.853, de 24 de outubro de 1989, dispõe sobre a Política Nacional para a Integração da Pessoa Portadora de Deficiência, consolida as normas de proteção, e dá outras providências. Diário Oficial da União 1999; 21 dez.

CASTRO, S.S *et al.* Deficiência visual, auditiva e física: prevalência e fatores associados em estudo de base populacional. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.24, n.8, Ag, 2008.

DA SILVA, Rogério Oliveira; ARAUJO, Warley Monteiro; CAVALCANTE, Maxwell Machado. Visão Geral Sobre Microcontroladores e Prototipagem com Arduino. **Tecnologias em Projeção**, v. 10, n. 1, p. 36-46, 2019.

FERNANDES, A.C., RAMOS, A.; CASALIS M.; HEBERT, S. AACD: **Medicina e Reabilitação Princípios e Prática**. s.ed. São Paulo: Artes Médicas Ltda, 2007. 957p.

GARCIA, Eduardo Dutra et al. **Desenvolvimento de implantes personalizados para artrodese da coluna vertebral fabricados via manufatura aditiva por extrusão de PEEK**. 2020. Dissertação de Mestrado. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

HASANUDDIN, Muhammad Ogin et al. **3D scanner for orthodontic using triangulation method**. In: 2015 International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI). IEEE, 2015. p. 360-364.

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Pesquisa Nacional da Saúde**. Ciclos de Vida Brasil e Grandes Regiões. Rio de Janeiro. IBGE, 2015. Disponível em: <<https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>>. Acesso em: 07 de nov. 2021.

JORGE, Amanda Rosa Ferreira; et al. Dados epidemiológicos nacionais de amputação e proposta de dispositivo para treinamento de usuários de próteses de membro superior. 2020.

JÚNIOR, Jorge Lopes Rodrigues; DE SOUZA CRUZ, Larissa Maria; SARMANHO, Ana Paula Santos. Impressora 3D no desenvolvimento das pesquisas com próteses/3D Printer in the development of researches with prosthesis. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional-REVISBRATO**, v. 2, n. 2, p. 398-413, 2018.

KOT, Tomáš; NOVAK, Petr; BABJAK, Jan. Visualization of point clouds built from 3D scanning in coal mines. In: 2016 17th International Carpathian Control Conference (ICCC). IEEE, 2016. p. 372-377.



LEONI, Chiara et al. The dream and the cross: A 3D scanning project to bring 3D content in a digital edition. **Journal on Computing and Cultural Heritage (JOCCH)**, v. 8, n. 1, p. 1-21, 2015.

MEHMOOD, Waqas et al. Comparative study of the circumferential and volumetric analysis between conventional casting and three-dimensional scanning methods for transtibial socket: A preliminary study. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine**, v. 233, n. 2, p. 181-192, 2019.

MICHAEL, John W.; BOWKER, John H. (Ed.). Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.

MOREIRA, Divino Luiz Barbosa. **Construção de uma fresa de controle numérico computadorizado para placas de circuito impresso**. 2018.

MOREIRA, Sandro Silva. **Projeto e construção de um scanner tridimensional baseado no método de triangulação a laser utilizando softwares livres**. 2016. 81 f. Tese (Mestrado) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista -UNESP, Ilha Solteira, 2016.

NAGLER, W. **Manual de Fisioterapia**. São Paulo: Atheneu, 1976

NORTON, K. M. A Brief History of Prosthetics. Web, 2007.

OLSEN, Jennifer et al. 3D-Printing and upper-limb prosthetic sockets: Promises and pitfalls. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 29, p. 527-535, 2021.

PAVANI, Ricardo; PAVANI, Gilberto; RIBEIRO, Jerri. Ressignificando o uso de materiais em próteses totais de membros inferiores. **Uberlândia (Brasil): Enebi-Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica**, 2015.

PEIXOTO, Alberto Monteiro et al. Prevalência de amputações de membros superiores e inferiores no estado de Alagoas atendidos pelo SUS entre 2008 e 2015. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 24, p. 378-384, 2017.

PRAKASH, Alok; SHARMA, Shiru. A low-cost transradial prosthesis controlled by the intention of muscular contraction. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, v. 44, n. 1, p. 229-241, 2021.

SANTOS, João Victor Gomes. **Design de prótese transtibial de baixo custo constituída por biocompósitos: desenvolvimento e avaliação**. 2018.

SEMASINGHE, Chathura Lakshan et al. Transradial prostheses: Trends in development of hardware and control systems. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 15, n. 1, p. e1960, 2019.

SEREN, Renata; DE TILIO, Rafael. As vivências do luto e seus estágios em pessoas amputadas. **Revista da SPAGESP**, v. 15, n. 1, p. 64-78, 2014.



SILVA, Letícia Alcará da et al. Interdisciplinary-based development of user-friendly customized 3D printed upper limb prosthesis. In: **International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics**. Springer, Cham, 2018. p. 899-908.

STENVALL, Erik et al. Additive manufacturing of prostheses using forest-based composites. **Bioengineering**, v. 7, n. 3, p. 103, 2020.

VUJAKLIJA, Ivan; FARINA, Dario. 3D printed upper limb prosthetics. **Expert review of medical devices**, v. 15, n. 7, p. 505-512, 2018.

WBASTANG, Yan et al. A review of the application of additive manufacturing in prosthetic and orthotic clinics from a biomechanical perspective. **Engineering**, v. 6, n. 11, p. 1258-1266, 2020.