UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA E DE MATERIAIS

MATEUS COLLARES WEIGERT

MÉTODO DE DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE PERSONALIZADA DE BAIXO CUSTO PARA A MANUFATURA ADITIVA

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2017

MATEUS COLLARES WEIGERT

MÉTODO DE DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE PERSONALIZADA DE BAIXO CUSTO PARA A MANUFATURA ADITIVA

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Área de Concentração: Engenharia de Manufatura.

Orientador: Prof. José Aguiomar Foggiatto, Dr.
Coorientador: Prof. Neri Volpato, *Ph.D.*

CURITIBA

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

W419m 2017

Weigert, Mateus Collares
Método de desenvolvimento de órtese personalizada de baixo custo para a manufatura aditiva / Mateus Collares Weigert.-- 2017.
102 f.: il.; 30 cm.

Texto em português, com resumo em inglês.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais, Curitiba, 2017.
Bibliografia: p. 82-88.

1. Engenharia mecânica - Dissertações. 2. Imagem tridimensional. 3. Sistema CAD/CAM. 4. Equipamentos de autoajuda para deficientes. 5. Manufatura aditiva. 6. Produtos customizados. 7. Malhas - Correção. I. Foggiatto, José Aguiomar. II. Volpato, Neri. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais. IV. Título.

CDD: Ed. 22 -- 620.1

Biblioteca Ecoville da UTFPR, Câmpus Curitiba

Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 297

A Dissertação de Mestrado intitulada: **Método de desenvolvimento de órtese personalizada de baixo custo para a Manufatura Aditiva**, defendida em sessão pública pelo Candidato **Mateus Collares Weigert**, no dia 31 de julho de 2017, foi julgada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia, área de concentração: Engenharia de Manufatura, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais – PPGEM.

BANCA EXAMINADORA:
Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto - Presidente - UTFPR
Prof. PhD. Osiris Canciglieri Junior - PUC-PR
Profa. Dra. Carla Cristina Amodio Estorilio - UTFPR

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, _____de _____de 20___.

Carimbo e assinatura do Coordenador do Programa

_____

Dedico este trabalho aos meus avós João Gaspar Jardim Collares e Leny Mirian Basso Weigert que faleceram lá no Rio Grande do Sul durante o período de mestrado. Desculpem-me por não estar lá.

AGRADECIMENTOS

Agradecimento especial:

À minha família, namorada e amigos por tudo que fizeram por mim. Não tenho palavras para descrever tamanha alegria que é tê-los em minha vida.

À Vanessa Glück Nardi pela companhia, carinho, paciência, confiança, dedicação, segurança, carona, RUs, enfim, por ter compartilhado tanto tempo de sua vida comigo. Sou muito grato, espero te recompensar e obrigado por ser minha namorada.

Aos Professores José Aguiomar Foggiatto e Neri Volpato pela atenção e confiança depositada em mim. Suas orientações foram cruciais para conclusão do trabalho.

Aos meus colegas e amigos Gabriel Chemin Rosenmann e Paloma Hohmann Poier pelas mais variadas conversas e mais valiosas ajudas prestadas ao decorrer do mestrado. Sem eles, com certeza esse tempo pareceria nada mais do que uma eternidade.

Ao apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

“Feliz é aquele que sabe ao certo o que procura, porque quem não sabe o que procura, não vê o que encontra."

Fernanda Klengel

RESUMO

WEIGERT, Mateus, C. **Método de desenvolvimento de órtese personalizada de baixo custo para a Manufatura Aditiva**. 2017. 102 f. Dissertação – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

O emprego da Manufatura Aditiva (AM) vem aperfeiçoando a confecção de produtos assistivos customizados, mas para a sua utilização se faz necessário gerar o modelo geométrico digital. Uma das alternativas para obtê-lo é com o uso de escâneres 3D. Após a digitalização, dificilmente o resultado alcançado, geralmente uma malha digital da superfície 3D do modelo físico, pode ser utilizado diretamente na AM. Para tanto, é exigido alguns tratamentos desta tmalha em programas CAD (*Computer-Aided Design*) 3D. Algumas dessas ferramentas, tanto os escâneres 3D quanto os programas CAD 3D, são viáveis, mas de alto custo. Além disso, a etapa de tratamento da malha não é abordada nos estudos encontrados, prejudicando a disseminação dessas tecnologias. Desta forma, o presente trabalho propõe um método de baixo custo para o desenvolvimento de órtese de membro superior visando a fabricação por AM, tendo como foco principal a abordagem das etapas de tratamento da malha e modelagem da órtese. Como objeto de estudo foram utilizados 12 moldes em gesso de punho, mão e dedos confeccionados por um terapeuta ocupacional. A digitalização dos moldes em gesso ocorreu com o emprego de dois sistemas de baixo custo, o sensor do Kinect 360 e o programa Remake, e um de alto custo para servir como referência, o escâner REVscan. Para as etapas de tratamento da malha e modelagem da órtese foram utilizados dois programas CAD 3D gratuitos: Blender e Meshmixer. Os digitalizadores de baixo custo geraram malhas que foram validadas ao compará-las as geradas pelo REVscan. Diferentemente do Remake, o Kinect gerou malhas sem defeitos e em menor tempo, porém, apresentou os maiores desvios dimensionais e os maiores tamanhos de arquivo. Os defeitos apresentados nas malhas geradas pelo Remake foram do tipo lacunas e foram corrigidos com êxito pelos programas CAD 3D. Na etapa de tratamento da malha foi constatada a relevância da etapa de suavização das bordas no resultado final da órtese. Os resultados ressaltaram a importância da etapa de tratamento e correção das malhas para o desenvolvimento de produtos assistivos visando a fabricação por AM. De forma geral, foi possível desenvolver órteses personalizadas utilizando as ferramentas de baixo custo. Os procedimentos descritos neste estudo podem auxiliar no desenvolvimento de produtos assistivos e propiciar a disseminação desse conhecimento nas empresas e instituições dispensadoras de órteses.

Palavras-chave: Digitalização 3D. Correção de malha STL. CAD 3D. Baixo custo. Produto assistivo.

ABSTRACT

WEIGERT, Mateus, C. **Method for low-cost custom orthosis development aiming Additive Manufacturing**. 2017. 102 f. Dissertation - Federal University of Technology - Paraná. Curitiba, 2017.

The use of the Additive Manufacturing (AM) has improved the production of customized assistive products, but its use needs to generate the digital geometric model first. One of the alternatives to get it is with the use of 3D scanners. After the scanning, hardly the result achieved, usually a digital STL (stereolithography format) mesh of the 3D surface of the physical model, can be used directly in AM. Therefore, it is required some mesh treatments in 3D CAD (Computer-Aided Design) programs. Some of these tools, both 3D scanners and 3D CAD programs, are feasible but high cost. In addition, the mesh treatment step is not addressed in the studies found, hampering the spread of these technologies. In this way, the present work proposes a low cost method for the development of upper limb orthosis aimed at manufacturing by AM, focusing mainly on the steps of mesh treatment and orthosis modeling. As object of study were used 12 gypsum molds of wrist, hand and fingers made by an occupational therapist. The 3D digitizing of plaster casts occurred using two low-cost systems, the Kinect 360 sensor and the Remake program, and a high-cost scanner to serve as a reference, the REVscan. For the steps of mesh treatment and orthoses modeling, two free 3D CAD programs were used: Blender and Meshmixer. The low-cost scanners generated meshes that were validated by comparing them to those generated by REVscan. Unlike Remake, Kinect generated non-defective meshes and in less time, however, presented the largest dimensional deviations and the largest file sizes. The defects presented in the meshes generated by Remake were of the gaps type and were corrected successfully by 3D CAD programs. In the mesh treatment step, it was verified the relevance of the procedure of smoothing the edges in the final orthosis result. The results highlighted the importance of the meshes treating step for the development of assistive products aiming the manufacture by AM. In general, it was possible to develop customized orthoses using low-cost tools. The procedures described in this study can assist in the development of assistive products and facilitate the dissemination of this knowledge in companies and institutions that provide orthosis.

Keywords: 3D scanning. STL mesh treatment. 3D CAD. Low-cost. Assistive product.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Exemplos de órteses para membros superiores: (a) órtese de dedo, (b) órtese de polegar, (c) órtese de punho e dedos e (d) órtese de cotovelo, punho e mão. 17
Figura 2 - Órteses estáticas de punho, mão e dedos disponibilizadas pelo SUS.....18
Figura 3 - As três fases principais do processo de confecção de órtese personalizada por AM. 19
Figura 4 - Posição anatômica para imobilização da mão. 24
Figura 5 - Processo de confecção de órtese por termomoldagem: (a) modelo em gesso, (b) moldagem do polipropileno, (c) sucção, (d) remoção de material e (e) acabamento final. 27
Figura 6 - Processo de fabricação de órtese por Manufatura Aditiva. 28
Figura 7 - Esquema do processo de confecção de órtese para membro inferior por AM. 29
Figura 8 - Exemplo de ruídos gerados devido à superfície brilhante do objeto. 31
Figura 9 - Posições da câmera em relação ao objeto. 32
Figura 10 - Exemplos de referências adicionadas junto ao objeto. 32
Figura 11 - Kinect 360 sem a carcaça: (1) emissor de luz IR estruturada, (2) câmera RGB e (3) detector de IR. 33
Figura 12 - Padrão IR emitido pelo Kinect 360 34
Figura 13 - Calibração do REVscan. 36
Figura 14 - Tipos de posicionamento dos targets: (a) fixação no objeto e (b) ao seu redor. 37
Figura 15 - Erros comuns na fixação dos targets: (a) fixação em linhas retas e (b) muitos targets. 37
Figura 16 - Exemplo de uma malha STL. 39
Figura 17 - Malha escaneada com presença de lacunas. 41
Figura 18 - Exemplos de defeitos gerados na malha: (a) má formação dos vértices destacados, (b) interseção de triângulos e (c) triângulos desconexos da malha principal. 41
Figura 19 - Modelo digital com e sem edição da malha. 43

Figura 20 - Esquema do processo de geração do modelo digital de uma órtese para membro inferior. 44
Figura 21 - Objeto real de cera (a), modelo digital gerado (b), redução de ruídos (c) e malha finalizada após preenchimento de lacunas (c). 45
Figura 22 - Parte interna e externa da órtese de punho. 46
Figura 23 - Fluxo de trabalho dos procedimentos necessários para a modelagem de uma órtese. 47
Figura 24 - A posição neutra (a) e a posição de máxima flexão (b). 49
Figura 25 - Moldagem em gesso: (a) Molde obtido, (b) Recortes das bordas e (c) Molde pronto para a etapa de digitalização. 49
Figura 26 - Esquema da iluminação. 51
Figura 27 - Cena de digitalização do Remake. 51
Figura 28 - Esquema de posicionamento da câmera: (a) vista frontal com a localização dos planos e (b) vista superior com o posicionamento da câmera em cada captura fotográfica. 52
Figura 29 - Exemplo prático das posições da câmera durante as fotografias. 52
Figura 30 - Cena de digitalização com o Kinect. 53
Figura 31 - Esquema do escaneamento do molde em gesso pelo Kinect 360. 54
Figura 32 - Calibração do REVscan. 55
Figura 33 - Posicionamento dos targets ao redor do molde em gesso. 55
Figura 34 - Digitalização com o REVscan (a) e escala de controle da distância de escaneamento (b). 56
Figura 35 - Exemplo de delimitação da região de interesse. 58
Figura 36 - Delimitação da região de interesse. 59
Figura 37 - Exemplo da borda da malha depois da delimitação. 59
Figura 38 - Cálculo da análise de desvio realizado pelo programa Geomagic. 61
Figura 39 - Resultado gerado pela análise de desvio pelo programa Geomagic. 62
Figura 40 - Durante a confecção de um molde em gesso na posição neutra (a) e na de máxima flexão (b). 64
Figura 41 - Moldes em gesso confeccionados pelo TO. 65
Figura 42 - Comparação visual entre as malhas geradas pelo Remake, Kinect e REVscan. 65
Figura 43 - Aplicação de escala no modelo digital com base no escalímetro: (a) Meshmixer e (b) Blender. 66

Figura 44 - Exemplos de delimitação da região de interesse: (a) delimitação da malha gerada pelo Remake, (b) pelo Kinect 360 e (c) pelo REVscan. 67
Figura 45 - Problemas na borda da malha: (a) existência de triângulos pertencentes à borda do molde em gesso e (b) problema gerado após o offset. 68
Figura 46 - Delimitação ideal da região de interesse indicada pelas setas. 68
Figura 47 - Defeito apresentado em algumas malhas geradas pelo REVscan. 69
Figura 48 - Defeitos do tipo lacunas apresentados nas malhas geradas pelo Remake. Exemplos (a) e (b). 69
Figura 49 - Preenchimento de lacuna no Meshmixer (a) e no Blender (b). 70
Figura 50 - Suavização da borda: (a) no Meshmixer e (b) no Blender. 71
Figura 51 - Exemplo de espessamento da malha: (a) sem e (b) com a suavização da borda. 71
Figura 52 - Defeitos gerados na aplicação do offset. 72
Figura 53 - Exemplo de imperfeições geradas no espessamento devido aos defeitos na borda malha.....73
Figura 54 - Exemplo de defeitos ocorridos no espessamento da malha. 74
Figura 55 - Suavização do corpo do modelo digital: (a) procedimento realizado no Blender e (b) no Meshmixer. 74
Figura A 1 - Modelo digital utilizado para aplicação dos procedimentos no Meshmixer. 89
Figura A 2 - Criação da reta para redimensionar o modelo.....89
Figura A 3 - Ferramenta Brush utilizada para selecionar os triângulos da malha. 90
Figura A 4 - Resultado parcial da delimitação da região de interesse.....91
Figura A 5 - Seleção e exclusão dos triângulos nos contornos dos furos. 91
Figura A 6 - Possível erro na etapa de seleção e exclusão dos triângulos ao redor do furo. 91
Figura A 7 - Exclusão da malha externa a região de interesse (a) e indicação dos triângulos restantes desconexos(b).....92
Figura A 8 - Seleção dos triângulos pertencentes à borda da lacuna: (a) todos selecionados e (b) com um triângulo desmarcado. 93
Figura A 9 - Parâmetros utilizados no preenchimento das lacunas (a) e resultado do preenchimento (b). 93
Figura A 10 - Parâmetros utilizados na ferramenta Brush (a), borda antes de suavizar (b) e borda suavizada (c).....94

Figura A 11 - Parâmetros utilizados na ferramenta Smooth (a) e resultado da suavização (b). 94
Figura A 12 - Distorção na borda devido ao offset. 95
Figura A 13 - Distorções na malha causadas pelo offset (a) e nova suavização da malha (b). 95
Figura A 14 - Exemplo de problemas gerados na etapa de espessamento: (a) deformações nos triângulos, (b) cavidade na borda e (c) canto vivo na borda. 96
Figura A 15 - Tentativa de correção dos problemas com a ferramenta Smooth: (a) deformação nos triângulos não corrigida, (b) concavidade na borda não corrigida e (c) canto vivo da borda corrigido. 97
Figura A 16 - Resultado final dos procedimentos realizados no Meshmixer. 97
Figura B 1 - Modelo digital utilizado para aplicação dos procedimentos no Blender. 98
Figura B 2 - Criação da reta para mensurar a distância entre dois pontos. 98
Figura B 3 - Delimitação da região de interesse. (a) Seleção e (b) resultado da etapa. 99
Figura B 4 - Etapa de preenchimento das lacunas: (a) seleção dos triângulos próximos à borda da lacuna, (b) eliminação desses triângulos, (c) fechamento da lacuna e (d) subdivisão dos triângulos. 100
Figura B 5 - Suavização manual da borda do modelo digital com a adição de triângulos. 100
Figura B 6 - Suavização manual da borda do modelo digital com o deslocamento de vértices de triângulos. 100
Figura B 7 - Modificador Solidify responsável por aplicar o offset e o espessamento da malha: (a) visualização do resultado do modificador e (b) parâmetros utilizados. 101
Figura B 8 - Aplicação do modificador Smooth para suavizar a borda e o corpo da órtese: (a) antes e (b) depois de aplicar a ferramenta. 102
Quadro 1 - Sistemas de digitalização 3D. 50
Quadro 2 - Especificações técnicas do REVscan. 50
Quadro 3 - Configurações da câmera. 51
Quadro 4 - Configurações do computador. 57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Redução do tamanho do arquivo após a delimitação da região de interesse. 76
Tabela 2 - Duração das digitalizações. 77
Tabela 3 - Análise de desvio entre as malhas geradas pelos sistemas de baixo custo com o de alto custo. 77
Tabela 4 - Análise dimensional das malhas antes e após as correções nos programas CAD 3D. 78

LISTA DE SIGLAS E ACRÔNIMOS

3D	Tridimensional
AM	Manufatura Aditiva (*Additive Manufacturing*)
CAD	Projeto Auxiliado por Computador (Computer-Aided Design)
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
IR	Raio Infravermelho (InfraRed)
NUFER	Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental
STL	STereoLithography
SUS	Sistema Único de Saúde
TA	Tecnologia Assistiva
TO	Terapeuta Ocupacional
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 17
1.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA 19
1.2 OBJETIVOS 20
1.2.1 Objetivo Geral 20
1.2.2 Objetivos Específicos 20
1.3 JUSTIFICATIVA 21
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO 22
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 23
2.1 ÓRTESE 23
2.2 FABRICAÇÃO DE ÓRTESE PERSONALIZADA POR MANUFATURA ADITIVA 27
2.3 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL 30
2.3.1 Remake 31
2.3.2 Kinect 360 33
2.3.3 REVscan 35
2.4 O FORMATO STL 38
2.5 DEFEITOS ENCONTRADOS EM MALHAS DIGITALIZADAS 40
2.6 TRATAMENTO DA MALHA STL 42
2.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS DA REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 46
3 PROCEDIMENTO METODOLÓGICO 47
3.1 AQUISIÇÃO DA GEOMETRIA POR DIGITALIZAÇÃO INDIRETA 48
3.1.1 Confecção do Molde em Gesso 48
3.1.2 Digitalização 3D do Molde em Gesso 49
3.2 TRATAMENTO DA MALHA 56
3.2.1 Aplicação de escala 57
3.2.2 Delimitação da região de interesse 58
3.2.3 Identificação e correção dos defeitos 59
3.2.4 Suavização da borda 59
3.3 MODELAGEM DA ÓRTESE 59
3.3.1 *Offset* da superfície 60
3.3.2 *Offset* e fechamento do modelo (espessamento) 60
3.3.3 Suavização do corpo sólido 60
3.4 ANÁLISES 60
3.4.1 Recurso utilizado para auxiliar na validação das malhas 61
3.4.2 Validação das malhas geradas pelos digitalizadores de baixo custo 62
3.4.3 Validação das operações realizadas nos programas CAD 3D 62
3.4.4 Parâmetros comparativos 63
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 64
4.1 DIGITALIZAÇÃO INDIRETA 64

4.1.1 Confecção dos Moldes em Gesso 64
4.1.2 Digitalização dos Moldes em Gesso 65
4.2 TRATAMENTO DA MALHA 66
4.2.1 Aplicação de Escala 66
4.2.2 Delimitação da Região de Interesse 67
4.2.3 Identificação e Correção dos Defeitos 68
4.2.4 Suavização da Borda 70
4.3 MODELAGEM DA ÓRTESE 72
4.3.1 *Offset* da Malha 72
4.3.2 Espessamento da Malha 73
4.3.3 Suavização do Corpo 74
4.4 ANÁLISES 75
4.4.1 Tamanho dos Arquivos e Quantidade de Triângulos 75
4.4.2 Tempo de Digitalização 76
4.4.3 Validação das Malhas 77
4.4.4 Validação das Operações Realizadas nos Programas CAD 3D 78
4.4.5 Considerações Finais das Análises 78
4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS DOS RESULTADOS E DISCUSSÕES 79
5 CONCLUSÕES 80
REFERÊNCIAS 82
APÊNDICE A 89
APÊNDICE B 98

1 INTRODUÇÃO

A Tecnologia Assistiva (TA) é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, com o objetivo de promover a funcionalidade de idosos, pessoas com deficiência ou com doenças crônicas e abrange produtos, recursos, estratégias, práticas, processos, métodos e serviços (BRASIL, 2009). A reabilitação destes indivíduos inclui desde a realização de tarefas básicas de autocuidado até o desempenho de atividades profissionais (RODRIGUES et al., 2008).

O uso de dispositivos de TA, como muletas, órteses, próteses e cadeiras de rodas, proporciona um aumento na independência e na participação de seus usuários na comunidade (WHO, 2011). Segundo o Catálogo Nacional de Produtos de Tecnologia Assistiva (ASSISTIVA, 2016), as órteses podem ser divididas em algumas categorias, por exemplo, para membro superior, coluna e membro inferior. Quando a atuação da órtese é para os membros superiores, elas podem ser específicas para: dedos; mãos; mãos e dedos; punho e mão; punho, mão e dedos; entre outros.

Na Figura 1 são apresentados alguns exemplos de órteses para membros superiores: (a) órtese de dedo, (b) órtese de polegar, (c) órtese de punho e dedos e (d) órtese de cotovelo, punho e mão.

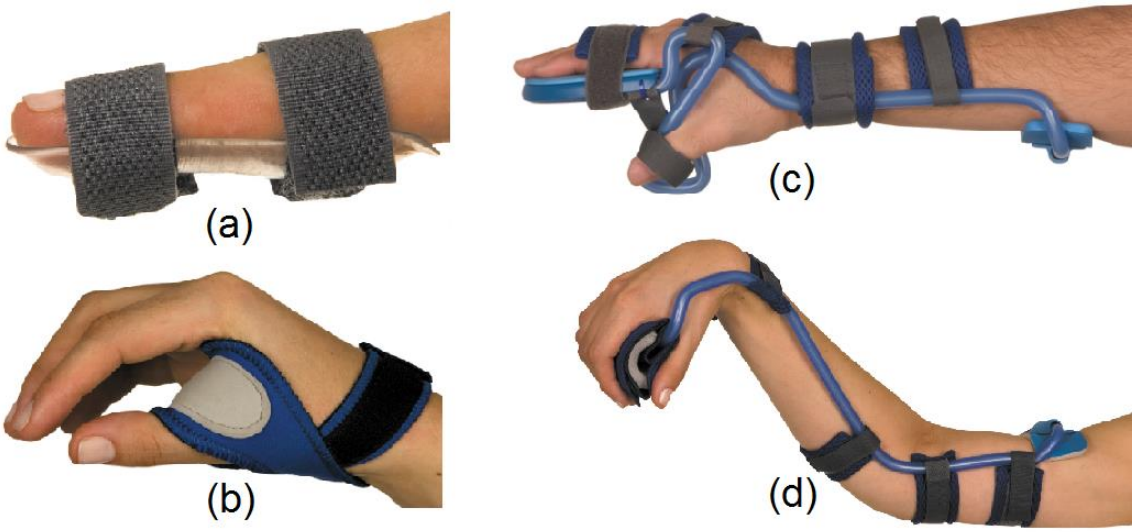


Figura 1 - Exemplos de órteses para membros superiores: (a) órtese de dedo, (b) órtese de polegar, (c) órtese de punho e dedos e (d) órtese de cotovelo, punho e mão.
Fonte: Assistiva, 2016.

Especificamente para pessoas com paralisia cerebral espástica, as quais apresentam tônus elevado, os profissionais da saúde indicam o uso de órteses por

diversos motivos, tais como: manter ou promover a amplitude de movimento de determinada articulação, substituir ou aumentar uma função, prevenir ou corrigir deformidades, oferecer repouso articular, reduzir a dor, evitar ou adiar procedimentos cirúrgicos e invasivos, entre outros (ALON; MACBRIDE, 2003; BRASIL, 2013b; PETTEN; ÁVILA; LIMA, 2014; TROMBLY, 2005).

Porém, aproximadamente 1/3 dos produtos assistivos, dentre eles as órteses, são abandonados por seus usuários e os principais motivos estão nas dificuldades de utilização, desconforto, insegurança, alteração ao desempenhar suas atividades cotidianas e desconsideração da opinião do usuário no processo de desenvolvimento do produto (PHILLIPS; ZHAO, 1993). No caso das órteses, devido ao processo de fabricação ser comumente artesanal, pode-se resultar em dispositivos de baixa precisão que geram desconforto ao usuário, podendo levar ao abandono da mesma (PATERSON, 2013).

Foi observado, especificamente no Sistema Único de Saúde (SUS), que o processo de confecção de órtese para membros superiores apresenta alguns problemas, tais como: a não customização do produto para o usuário; a demora no processo desde a consulta com o especialista do SUS até a entrega definitiva da órtese, prejudicando o tratamento; e o desuso do produto por conta desses e outros motivos. Na Figura 2 são apresentadas algumas órteses estáticas de punho, mão e dedos disponibilizadas pelo SUS para crianças com paralisia cerebral espástica.

Figura 2 - Órteses estáticas de punho, mão e dedos disponibilizadas pelo SUS[1].

[1] Figuras não referenciadas são de autoria do próprio autor.

Na tentativa de aprimorar os processos de fabricação dos produtos assistivos, dispositivos personalizados ao usuário vêm sendo desenvolvidos com o auxílio de programas CAD (*Computer Aided Design*) 3D, da digitalização 3D e da Manufatura Aditiva (AM - *Additive Manufacturing*), também conhecida como impressão 3D (PALLARI; DALGARNO; WOODBURN, 2010; PALOUSEK et al., 2014; PATERSON et al., 2015). Na Figura 3, Paterson et al. (2014) resumem o processo de fabricação de órtese personalizada por AM em três fases principais: aquisição da superfície do membro do indivíduo pela digitalização 3D, manipulação dos dados obtidos pelo escâner em um programa CAD 3D e, por fim, com a órtese modelada, o envio do arquivo final para a fabricação por AM.

Figura 3 - As três fases principais do processo de confecção de órtese personalizada por AM. Fonte: Adaptado de Paterson et al., 2014.

A fase de manipulação dos dados em ambiente CAD 3D (fase 2 da Figura 3) é composta de alguns estágios importantes e que nem sempre são bem detalhados, especialmente quando se refere ao uso de ferramentas de baixo custo. Assim, para a fabricação por AM de produtos assistivos personalizados, a literatura carece de procedimentos que empregam ferramentas de baixo custo e que abordem todas as etapas necessárias para a geração do modelo digital, como as etapas de tratamento da malha gerada pela digitalização 3D e a de modelagem dos produtos, dificultando a disseminação dessas tecnologias.

1.1 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

Além dos problemas observados nas órteses disponibilizadas pelo SUS, os estudos que desenvolvem e/ou aplicam metodologias de desenvolvimento de

produtos assistivos com auxílio da digitalização, CAD 3D e da AM comumente empregam ferramentas de alto custo e não apresentam algumas etapas de forma detalhada, principalmente a de tratamento das malhas digitalizadas. Dombroski, Balsdon e Froats (2014) indicaram como uma barreira à utilização dessas ferramentas o alto custo de aquisição, entretanto existem soluções de baixo custo e gratuitas disponíveis no mercado.

Por estes motivos, o presente estudo abordará detalhadamente as etapas necessárias para a geração do modelo digital de uma órtese para membro superior visando a fabricação por AM.

A principal hipótese deste trabalho é a viabilidade de realizar todas as etapas necessárias para a geração do modelo digital de uma órtese empregando ferramentas, materiais e programas CAD 3D de baixo custo ou gratuitos.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Este trabalho visa propor um método para o desenvolvimento de órteses personalizadas para membro superior (punho, mão e dedos) visando a fabricação por Manufatura Aditiva e utilizando tecnologias de baixo custo.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Pesquisar na literatura métodos para o desenvolvimento de produtos assistivos personalizados;
- Confeccionar moldes em gesso de membro superior e digitalizar com três tecnologias, sendo duas de baixo e uma de alto custo, para servir de referência;
- Identificar e relacionar os problemas presentes nas malhas para cada tecnologia de digitalização 3D empregada;
- Realizar o tratamento das malhas e a modelagem das órteses em dois programas CAD 3D gratuitos;
- Realizar a análise dimensional dos modelos digitais para validação das malhas utilizando uma ferramenta computacional;

- Propor um procedimento contemplando todas as etapas necessárias para gerar o arquivo digital de uma órtese para membro superior empregando tecnologias de baixo custo.

1.3 JUSTIFICATIVA

No ano de 2014 foi lançado pelo Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, juntamente com a Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), um edital com recurso para inovação em Tecnologia Assistiva para grupos de pesquisa formados por universidades brasileiras. A Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), através do Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (NUFER), foi uma das contempladas nesta seleção. Ao visitar e conhecer melhor os problemas das instituições de educação especial, o NUFER decidiu atuar no desenvolvimento e fabricação de órteses para mão espástica por AM, tendo como objetivo principal promover a disseminação do uso da digitalização 3D de baixo custo e da AM nas instituições responsáveis pela dispensação de órteses.

Foi observado em estudos, como no de Palousek et al. (2014) e Paterson et al. (2015), que a AM pode proporcionar uma melhoria no processo de desenvolvimento e fabricação de produtos assistivos gerando dispositivos mais apropriados a cada usuário. Entretanto, a fabricação desses produtos por AM não é um processo elementar e implica etapas adicionais importantes que antecedem a fabricação. A literatura, ao discorrer a respeito de tais etapas, emprega dispositivos e programas de alto custo e, por diversas vezes - como na etapa de tratamento e modelagem - não se preocupa em abordar o tema de forma que permita a reprodutibilidade dos procedimentos adotados, prejudicando a disseminação do conhecimento.

Desta forma, o presente trabalho contribuirá na difusão do uso de novas tecnologias no desenvolvimento de produtos assistivos, auxiliando as instituições responsáveis pela dispensação de órteses na modernização do seu processo fabril, reduzindo o tempo e custos necessários para a confecção destes produtos por AM.

Em paralelo a este trabalho, estão sendo realizados dois estudos complementares para o aprimoramento do processo de desenvolvimento de órteses

personalizadas: um para aperfeiçoamento das técnicas de digitalização e outro para a avalição, junto aos terapeutas e usuários, das órteses desenvolvidas. Este trabalho pretende dar apoio, principalmente na modelagem 3D, a estas outras duas pesquisas.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho está organizado em cinco capítulos. No primeiro capítulo, é direcionado o assunto ao tema principal do estudo, são definidos os objetivos a serem atingidos e são apresentadas as justificativas para o desenvolvimento da dissertação. O segundo capítulo contém a revisão bibliográfica, onde são citados outros estudos na área com intuito de servir como base para este. No terceiro capítulo são definidos os materiais, programas e ferramentas utilizadas e é apresentado o método empregado. No quarto são apresentados os resultados, análises e discussões geradas a partir do procedimento proposto. Por fim, apresenta-se o capítulo de conclusão, apontando os principais pontos positivos e as limitações encontradas no decorrer do trabalho, assim como as sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, primeiramente são apresentados detalhes das características, dos materiais e dos processos convencionais para confecção de órteses. Posteriormente, são levantados os estudos que utilizam a Manufatura Aditiva (AM) (impressão 3D) para fabricação de produtos assistivos e as etapas necessárias para essa tecnologia. Por conseguinte, são introduzidos os métodos para a digitalização tridimensional (3D), as peculiaridades do formato STereoLithography (STL) – considerado o formato padrão para a AM –, os defeitos encontrados nas malhas dos arquivos STL e, por fim, as técnicas empregadas para correção desses defeitos.

2.1 ÓRTESE

O termo órtese é uma palavra de origem grega que significa “endireitar”, de modo que o dispositivo seja projetado para dar suporte a articulações ou músculos fracos ou ineficazes. Este também pode ser encontrado na literatura como *splint* e *brace*, no qual: *splint* faz referência a um material rígido ou flexível utilizado para proteger, imobilizar ou restringir o movimento de um membro; e *brace* se refere a um dispositivo que dá suporte às partes móveis, à fraqueza muscular ou aos ligamentos tensionados. (FESS, 2002).

No levantamento bibliográfico realizado por FESS (2002), as principais aplicações das órteses, incluem: aumentar a função, prevenir deformidades, corrigir deformidades, proteger cicatrizes, limitar movimentos, permitir crescimento e reconstrução tecidual.

Atualmente, são encontrados dois tipos de órteses, as pré-fabricadas e as personalizadas. As pré-fabricadas podem ser encontradas em diversas lojas, nos mais variados tamanhos (geralmente P, M e G), porém não necessariamente o produto foi desenvolvido para se adequar a um indivíduo, necessitando de um ajuste feito pelo usuário ou pelo ortesista (PATERSON et al., 2015). Em contrapartida, as órteses personalizadas são confeccionadas e distribuídas exclusivamente pelo terapeuta, oferecendo maior grau de conforto e ajuste do que as pré-fabricadas. Para casos extremos de tamanho ou deformidade, as personalizadas também são mais eficazes, conseguindo manter sua forma em todos os momentos, enquanto as pré-fabricadas

precisam ser ajustadas em cada utilização, nem sempre obtendo o mesmo ajuste da utilização anterior. Por isso, as pré-fabricadas não são recomendadas a todos os usuários, pois muitos necessitam de órteses confeccionadas sob medida (PATERSON et al., 2015).

Ao confeccionar uma órtese de membro superior, o terapeuta deve considerar diversos fatores, como o posicionamento da mão, base de apoio da órtese, propriedades e características do material escolhido.

Em relação ao posicionamento para imobilização da mão, Pereira, Mello e Silva (2001) indicam que a mão deve ser mantida em sua posição mais funcional possível. Dependendo do tipo de lesão, o punho deve ficar em extensão de 15 a 30º, com ligeira inclinação da mão e discreta flexão dos dedos, que se acentua do indicador para o mínimo. Já o polegar deve ser posicionado em abdução e oposição, em frente ao plano da palma da mão, com as articulações metacarpofalangianas e interfalangianas discretamente fletidas. Cheshire (2000) afirma que o punho deve ser mantido entre 15 e 20º de extensão, as metacarpofalangeanas entre 70 e 90º de flexão, as interfalangeanas proximais e médias em extensão ou em flexão de no máximo 30º e interfalangeanas distais em extensão ou em flexão de no máximo 10º. Na Figura 4, é apresentada a posição anatômica para imobilização da mão.

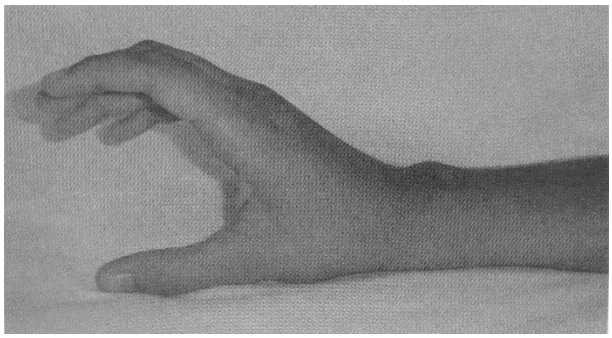


Figura 4 - Posição anatômica para imobilização da mão.
Fonte: Rodrigues et al., 2007.

O comprimento da base de apoio da órtese de membro superior deve ser de dois terços do comprimento do antebraço. Essa distância interfere na estabilidade e eficácia do tratamento, pois a transferência de pressão ao longo da órtese interfere na nutrição de tecidos envolvidos, no conforto e no repouso da região (FERRIGNO, 2009).

Quanto às características do material escolhido para confecção de órtese de membro superior, alguns autores fazem referência a possibilidade de remodelagem, capacidade de suportar grandes desgastes, ventilação, facilidade na higienização, temperatura nas quais o usuário se submete durante o dia, peso, espessura, flexibilidade, aceitação do cliente e custo (FERRIGNO, 2009; FESS 2002; FOSS-CAPBELL, 1998; SILVA, 2014).

Nos últimos anos, os materiais utilizados para a confecção de órteses incluem termoplásticos de baixa, moderada e alta temperatura (AGNELLI; TOYODA, 2003; LINDEMAYER, 2004; SILVA, 2014).

Os termoplásticos de baixa temperatura são os mais utilizados pelos terapeutas na confecção de órtese de membro superior, pois este material apresenta baixa temperatura de moldagem (entre 60 e 70ºC), permitindo a obtenção da forma por contato direto sobre o segmento corporal em que se deseja confeccionar o dispositivo (RODRIGUES, 2005). Entretanto, esse material apresenta alguns limitantes para os terapeutas brasileiros: alto custo, inacessibilidade aos materiais importados mais modernos, falta de materiais nacionais de qualidade, dificuldades quanto à burocracia para aquisição dos materiais no serviço público, entre outros (AGNELLI; TOYODA, 2003; SILVA, 2001; SILVA, 2014).

A confecção de órtese para membro superior com o termoplástico de baixa temperatura demanda alta habilidade manual e muitas vezes um conhecimento tácito, dificultando a explicação de forma escrita (PATERSON, 2013). O processo resume-se na realização do levantamento das necessidades do usuário por parte do terapeuta, definição do modelo mais apropriado da órtese e sua respectiva modelagem utilizando uma placa de termoplástico de baixa temperatura. O profissional aquece esse material na água quente (~70ºC) até alcançar seu ponto de moldagem, de forma que seja possível recortar a placa e moldá-la no membro do usuário. Porém, comumente o termoplástico necessita ser reaquecido diversas vezes até o ajuste final, ocupando tempo na clínica e do terapeuta, consequentemente, aumentando o custo final do produto. Além disso, esse processo de confecção também envolve tentativa e erro para garantir uma adequada função e ajuste da órtese e, mesmo assim, nem sempre é garantido o melhor ajuste ao membro (PATERSON, 2013). Segundo Paterson (2013), esse processo pode ser desconfortável para pacientes que apresentem deformidades nas mãos ou que possuam mobilidade limitada dos membros superiores.

Semelhantemente ao material anterior, os termoplásticos de temperatura moderada atingem o ponto de modelagem entre 77 e 107ºC e podem ser aplicados diretamente ao paciente desde que utilizada uma manta tubular para a proteção do membro (TROMBLY, 2005).

Os termoplásticos de alta temperatura, como o polipropileno, comumente são utilizados na confecção de órteses para os membros inferiores por apresentarem uma maior rigidez em comparação com os outros materiais citados anteriormente, suportando maiores cargas (CAPELLO; TOYODA, 2000; TROMBLY, 2005). Por atingir temperaturas próximas a 205ºC, este material não pode ser aplicado diretamente ao membro do usuário. Portanto, usualmente é confeccionado o modelo em gesso (exemplificado na Figura 5a) do membro em que se deseja fabricar a órtese para servir como molde positivo (CAPELLO; TOYODA, 2000; BRASIL, 2013a; TROMBLY, 2005). O processo de confecção de órtese com o polipropileno, seja para membro superior ou inferior, é denominado termomoldagem (BRASIL, 2013a). Neste processo utiliza-se uma placa de polipropileno de 3 a 6 mm de espessura e, após ser recortada de forma que consiga cobrir todo o modelo em gesso, ela é levada ao forno a uma temperatura de 205ºC até o material atingir um aspecto transparente. Feito isso, o polipropileno aquecido é colocado sobre o modelo em gesso (conforme observado na Figura 5b) e selado hermeticamente junto ao bocal da linha de sucção (Figura 5c). Após a sucção, a conformação do polipropileno no modelo em gesso e o total resfriamento, ocorre a remoção do material, deixando o produto com o aspecto semelhante a sua configuração final (Figura 5d). Antes do acabamento final é necessário fazer a prova da órtese para realizar os últimos ajustes e evitar retrabalhos. Após a colocação da órtese no usuário, são verificados pontos de pressão e marcadas, com uma caneta, algumas possíveis melhorias na órtese, como limitar suas dimensões para se adequar ainda mais ao membro do usuário. Na etapa final, é feito o acabamento, momento em que as bordas são lixadas, as fitas de fixação são colocadas e a órtese é forrada com um material de conforto, como o plastazote ou EVA com espessura variando de 1 a 3 mm, conforme exemplo apresentado na Figura 5e (BRASIL, 2013a).

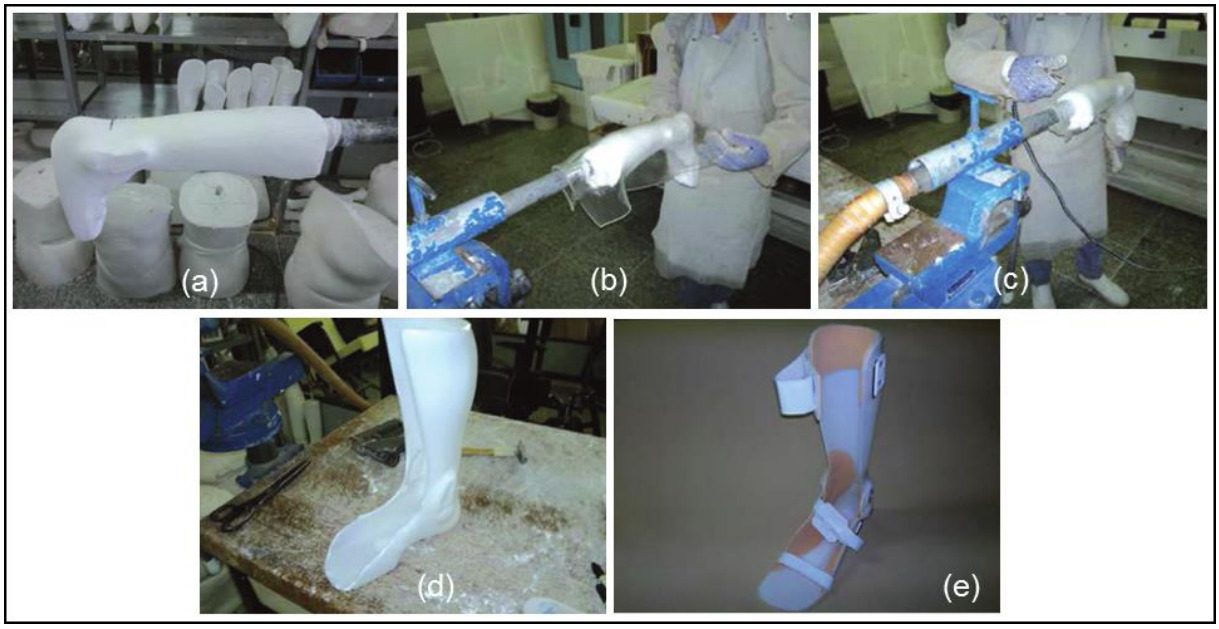


Figura 5 - Processo de confecção de órtese por termomoldagem: (a) modelo em gesso, (b) moldagem do polipropileno, (c) sucção, (d) remoção de material e (e) acabamento final. Fonte: Adaptado de Brasil, 2013a.

Na tentativa de contornar as diversas peculiaridades e limitações do uso dos termoplásticos, diversos estudos apontam para as vantagens da aplicação da AM na fabricação de órteses personalizadas (PALLARI; DALGARNO; WOODBURN, 2010; PALOUSEK et al., 2014; PATERSON et al., 2015).

2.2 FABRICAÇÃO DE ÓRTESE PERSONALIZADA POR MANUFATURA ADITIVA

Uma das vantagens principais da fabricação de órtese por AM é entregar um produto altamente personalizado para o usuário, sendo esse o requisito ideal, que dificilmente pode ser alcançado na confecção convencional (PATERSON et al., 2015; SILVA, 2014). Além disso, permite o aumento da participação do usuário na escolha, desenvolvimento e/ou personalização de seus próprios produtos assistivos (HURST; KANE, 2013).

A AM se caracteriza por ser um processo de fabricação de adição de material, consequentemente, necessita de menos matéria-prima e permite confecção de geometrias complexas quando comparado aos demais processos convencionais (PATERSON, 2013). Entretanto, para a fabricação por AM, é necessário gerar o

arquivo digital da órtese através da digitalização 3D, direta ou indireta, do membro do usuário e, então, finalizar o produto em ambiente CAD (*Computer Aided Design*) 3D. Na digitalização direta ocorre o escaneamento direto do membro da pessoa e na digitalização indireta, a aquisição da geometria ocorre pela digitalização de um modelo criado com base no membro. Por exemplo, no trabalho da Paterson (2013), primeiramente foi gerado o molde em alginato do segmento corporal e depois foi vazado gesso para obter o modelo de uma mão e punho. O ideal seria a utilização do método direto, por ser mais limpo e rápido, consequentemente, menos desagradável para o usuário (PATERSON, 2013). Entretanto, o indireto acaba sendo o mais utilizado por permitir um melhor posicionamento do membro pelo terapeuta e por reduzir os erros causados pela movimentação voluntária e involuntária do segmento corporal durante a digitalização (MENESES et al., 2015; PATERSON, 2013; TELFER et al., 2012).

De uma forma mais detalhada do que foi apresentado na Figura 3, ao confeccionar uma órtese para membro superior de punho e mão por AM, Palousek et al. (2014) desenvolveram uma metodologia dividida em cinco etapas principais, apresentada na Figura 6. Estas são: digitalização 3D do membro; suavização e recorte da malha; modelagem em ambiente CAD 3D; impressão 3D; e pós processamento da órtese.

Figura 6 - Processo de fabricação de órtese por Manufatura Aditiva.
Fonte: Adaptado de Palousek et al., 2014.

A primeira etapa consiste na digitalização direta para gerar o modelo digital do membro do usuário, cujos dados obtidos são exportados para o formato STL - que será caracterizado posteriormente. Na segunda etapa, ocorre o tratamento da malha digitalizada, na qual são corrigidos, em um programa CAD 3D, os problemas e defeitos presentes. Por exemplo, fechar as lacunas, suavizar a superfície e eliminar partes da malha que não fazem parte da região de interesse foram algumas das correções realizadas no estudo de Palousek et al. (2014). Na terceira etapa, é realizada a modelagem da órtese, para isso, o arquivo em STL é exportado em IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) com intuito de permitir a modelagem paramétrica em outro programa CAD 3D. Com o modelo da órtese finalizado, o arquivo é novamente exportado para o formato STL e enviado para a AM. Após a fabricação, a órtese é submetida a um pós-processamento, etapa na qual tiras para fixação do dispositivo no membro e um material de revestimento são adicionados na superfície que ficará em contato com a pele do usuário.

Em outro estudo, Mavroidis et al. (2011) desenvolveram uma órtese para membro inferior por AM. De forma semelhante aos trabalhos apresentados anteriormente, esse estudo se resume em digitalização 3D, CAD 3D e fabricação do produto por AM, conforme esquematizado na Figura 7.

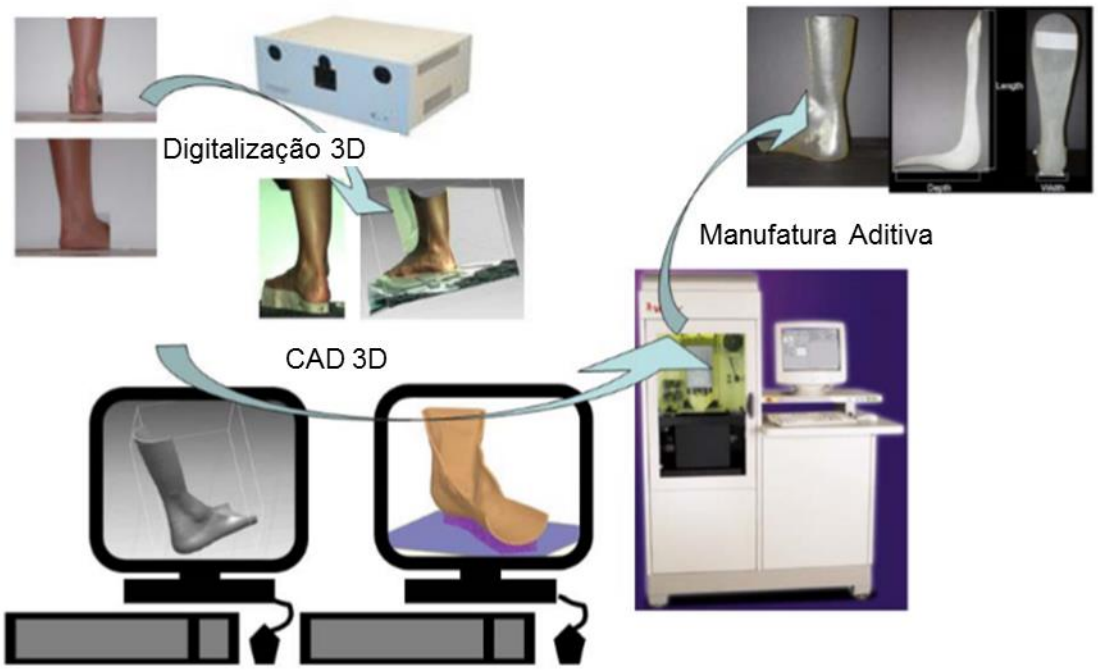


Figura 7 - Esquema do processo de confecção de órtese para membro inferior por AM. Fonte: Adaptado de Mavroidis et al., 2011.

2.3 DIGITALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL

A digitalização 3D, também conhecida como escaneamento 3D, consiste em captar informações geométricas de um modelo físico e transformá-lo em um modelo digital. Os equipamentos que cumprem essa função, junto com seus respectivos programas computacionais, são conhecidos como digitalizadores 3D ou escâneres 3D e podem ser divididos em dois grandes grupos, os por contato e os sem contato.

O escaneamento 3D por contato (ponto-a-ponto ou linear) explora a superfície do objeto a ser digitalizado por meio de uma apalpador (*probe*) com uma ponta de aço duro ou de safira (MOLINA; HERAS, 2015). Esse tipo de escaneamento é geralmente mais preciso e permite digitalizar objetos de superfície transparente, brilhante ou reflexiva (MONKOVÁ; MONKA, 2007), porém apresenta a desvantagem de necessitar encostar no objeto durante todo o processo de escaneamento, podendo ocorrer alguma deformação ou avaria na superfície (CHAN et al., 2011). Outra desvantagem é que ele é relativamente lento e apresenta custo elevado em comparação aos outros métodos de escaneamento (AVILAQ; REZAIE, 2013).

O escaneamento 3D sem contato é o mais encontrado na literatura para geração de modelo digital e apresenta redução considerável no tempo de escaneamento em comparação com o processo anterior. Além disso, oferece uma maior facilidade no escaneamento de peças maiores e mais complexas, porém a maioria das tecnologias são menos precisas que os equipamentos por contato. Outro detalhe importante é sua limitação quanto a superfície do objeto, já que materiais transparentes, brilhantes e reflexivos devem ser evitados a fim de garantir a precisão do escaneamento e de evitar ruídos na malha gerada. Uma solução é pintar a superfície para torná-la adequada ao escaneamento, mas nem sempre isso é possível.

Ruídos na malha digitalizada são caracterizados como qualquer dado espúrio captado durante o escaneamento. Geralmente são reconhecidos como pontos, linhas ou superfícies perdidas no espaço, sem conexão com o objeto digitalizado. Podem surgir por vários motivos, dentre eles, reflexão do feixe de laser por parte do objeto e captação de superfícies do ambiente ao redor do objeto sendo digitalizado (BREWCZYŃSKI; TORA, 2014). Na Figura 8, é apresentado um exemplo no qual nota-se a presença de diversos ruídos.

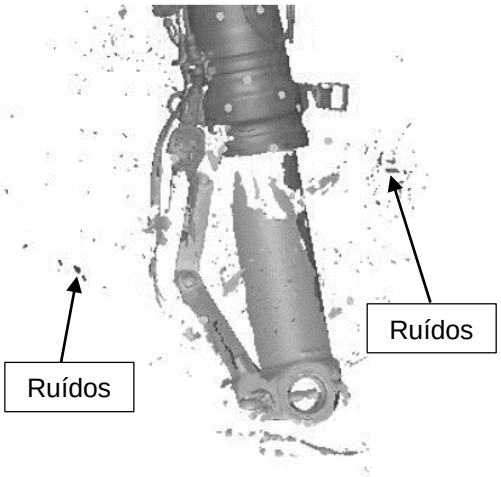


Figura 8 - Exemplo de ruídos gerados devido à superfície brilhante do objeto.
Fonte: Brewczyński e Tora, 2014.

Dentre as tecnologias sem contato existentes no mercado, as mais utilizadas para digitalização 3D de superfícies anatômicas (excluindo tecidos internos) são os escâneres a laser, por luz estruturada, também conhecido por luz branca, e por fotogrametria (CIOBANU et al., 2013).

As principais diferenças entre os escâneres a laser e por luz estruturada são a velocidade de escaneamento e a exatidão. O fato do equipamento a laser emitir uma simples linha de laser faz com que seu sensor possa detectá-la mais facilmente e com maior exatidão, porém a uma velocidade de escaneamento menor. Já a vantagem do escaneamento por luz estruturada é a velocidade de captação de dados. Nesta tecnologia, uma malha padronizada de luz é emitida contra o objeto, sendo calculada pelo sensor uma imagem 3D completa (DAANEN; TER HAAR, 2013).

Alguns equipamentos ou programas utilizados para digitalizar o modelo físico são: Remake (Autodesk®), Kinect (Microsoft®), REVscan (Creaform®), Artec Eva (Artec 3D®), Atos III (GOM®), Vivid 9i (3DScanCo®), entre outros.

A título de exemplo, a seguir serão detalhados três escâneres, um gratuito (Remake), outro de baixo custo (Kinect 360) e um com melhor resolução e de maior custo (REVscan).

2.3.1 Remake

O programa computacional Remake, desenvolvido e distribuído gratuitamente pela Autodesk®, tem como princípio de funcionamento a digitalização 3D baseada em

fotografias. Tal técnica surgiu, por volta do ano de 2008, com base no princípio da fotogrametria (WALFORD; SYSTEMS, 2009).

Para obter o modelo geométrico do objeto, se faz necessária a utilização de uma câmera fotográfica, por meio da qual diversas fotos sequenciais, em diferentes ângulos e, se possível, em planos diferentes, devem ser tiradas do objeto (AUTODESK, 2016b). Este programa, no entanto, limita o número de fotos a 70. A Figura 9 apresenta um exemplo de posições da câmera em relação ao objeto.

Figura 9 - Posições da câmera em relação ao objeto.
Fonte: Adaptado de Autodesk, 2016b.

Visando um melhor resultado, é sugerido pelo desenvolvedor que sejam adicionados pontos de referência na cena, seja apoiando o objeto sobre uma superfície com detalhes, como uma folha de jornal, e seja posicionando outros materiais junto ao objeto, como observado na Figura 10 (AUTODESK, 2016b).

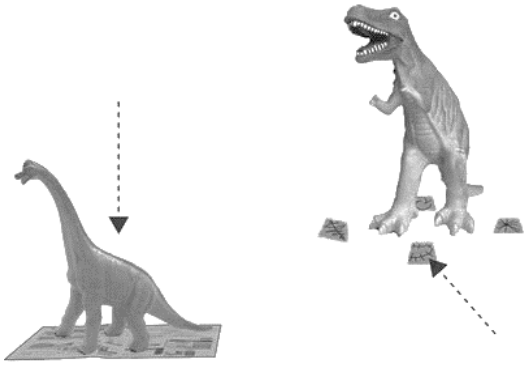


Figura 10 - Exemplos de referências adicionadas junto ao objeto.
Fonte: Adaptado de Autodesk, 2016b.

Captadas as fotografias do objeto, as imagens devem ser exportadas para um computador com conexão à internet e importadas no programa Remake. O programa

enviará os dados para o servidor da Autodesk®, que retornará o modelo geométrico tridimensional do objeto desejado.

Nguyen et al. (2012) comparam alguns tipos de programas de fotogrametria, incluindo o Remake, e concluem que aumentar o número de fotos melhora a fidelidade do modelo digital e reduz a quantidade de lacunas geradas na malha. Concluem também que aumentar a resolução da câmera utilizada para fotografar o objeto alvo garante uma melhor textura na malha, porém não influencia na quantidade de lacunas geradas. As vantagens apresentadas pelo Remake o torna uma alternativa para a digitalização 3D de baixo custo.

2.3.2 Kinect 360

O Kinect 360 é um produto desenvolvido pela Microsoft® para o videogame Xbox 360 e vem sendo amplamente utilizado para digitalização 3D de regiões anatômicas por ser um dispositivo de baixo custo, portátil e de fácil manuseio (BRENDLER, 2013; MANKOFF; RUSSO, 2013). Entretanto, em aplicações de digitalização 3D, se faz necessário o uso de um programa computacional capaz de controlar o dispositivo para este fim, como o Skanect, Kscan3D, KinectFusion, ReconstructMe, entre outros.

O Kinect 360 é composto por um emissor de luz infravermelha (IR - *infrared*), por um sensor de IR e por uma câmera de vídeo a cores (RGB), conforme visualizado na Figura 11.

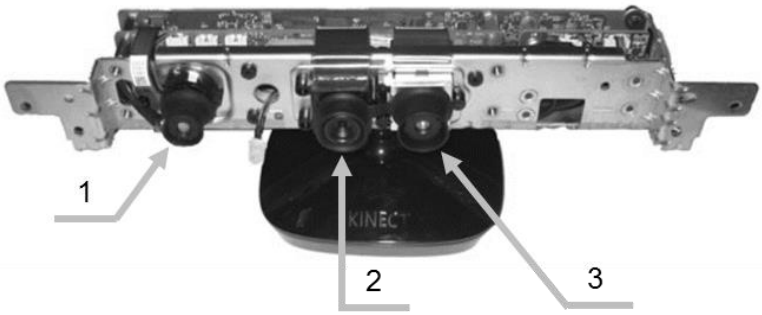


Figura 11 - Kinect 360 sem a carcaça: (1) emissor de luz IR estruturada, (2) câmera RGB e (3) detector de IR.
Fonte: Adaptado de Mankoff; Russo, 2013.

Esse dispositivo apresenta as características do escâner por luz estruturada, pois emite um padrão conhecido de pontos em raios IR que é captado pelo sensor

(DAANEN; TER HAAR, 2013; MANKOFF; RUSSO, 2013; WHEAT; CHOPPIN; GOYAL, 2014). Esse padrão varia com a distância, expandindo radialmente a partir do emissor de IR, até que os pontos sejam exibidos na superfície de interesse. O modelo geométrico é reconstruído pela diferença entre o padrão projetado pelo captado (MANKOFF; RUSSO, 2013). Na Figura 12 é apresentado o padrão de IR emitido pelo Kinect 360.

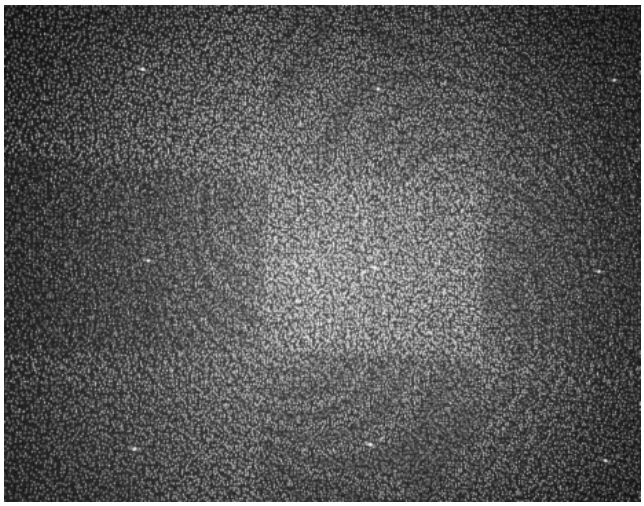


Figura 12 - Padrão IR emitido pelo Kinect 360
Fonte: Cruz; Lucio; Velho, 2012.

Por emitir uma luz IR, o Kinect 360 possui a capacidade de trabalhar em condições precárias de iluminação, porém, a digitalização 3D é prejudicada na presença de iluminação externa de raios IR, como os raios solares (MANKOFF; RUSSO, 2013).

Sua desvantagem é a baixa resolução para a digitalização 3D, 640×480 pixels a uma taxa de captação de 30 Hz (DAANEN; TER HAAR, 2013; GUANGSONG; JIEHONG, 2013; MANKOFF; RUSSO, 2013). Além disso, a distância mínima efetiva do Kinect 360 dificulta a captura de uma densa nuvem de pontos para objetos pequenos (GUANGSONG; JIEHONG, 2013), cuja densidade tende a diminuir com o aumento da distância entre o objeto e o sensor (KHOSHELHAM, 2011). Outros detalhes são indicados para obter um melhor resultado, como: digitalizar em um ambiente com iluminação uniforme sobre o objeto; manter o Kinect a uma distância em torno de 60 cm do objeto a ser escaneado e evitar digitalizar superfícies reflexivas ou brilhantes (BRENDLER, 2013; BRITO; MENEGON, 2015).

O processo de digitalização 3D através do sistema Kinect (com o auxílio do programa computacional), consiste em movimentar o dispositivo em torno do objeto a ser digitalizado ou manter o digitalizador fixo e rotacionar o objeto em torno do seu próprio eixo.

Cappelletto et al. (2014) fizeram digitalizações 3D movendo um Kinect 360 ao redor de esculturas de um patrimônio cultural. Obtiveram resultados satisfatórios pensando no custo-benefício do Kinect, que permitiu digitalizações rápidas, simples e baratas quando comparados com dispositivos tradicionais para este fim. Porém, o uso do Kinect apresentou alguns desafios devido a sua limitação de precisão e confiabilidade dos dados adquiridos. Dombroski et al. (2014) moveram um Kinect 360 ao redor dos membros inferiores de voluntários para gerar o modelo digital do pé e fabricar componentes ortopédicos customizados. Os autores também obtiveram resultados satisfatórios com o uso do Kinect 360.

Brendler (2013), para digitalizar o corpo humano inteiro, utilizou uma plataforma giratória para posicionar a pessoa a ser digitalizada e, durante a rotação da plataforma, os dados eram captados com o Kinect 360. Para gerar o modelo digital do corpo inteiro, os diversos escaneamentos foram alinhados no programa Kscan3D. Já Tong et al. (2012) utilizaram a plataforma giratória para digitalizar uma pessoa com o auxílio de três dispositivos Kinect 360, fixados em alturas diferentes, agilizando o processo de digitalização e melhorando a qualidade da malha gerada. Bragança et al. (2014) utilizaram quatro Kinect 360 para digitalizar corpos humanos inteiros com intuito de retirar informações dimensionais do modelo digital e confeccionar roupas customizadas. Wheat et al. (2014) utilizaram dois Kinect 360 para digitalizar o busto de manequim femininos. Comparando as dimensões reais do manequim com a do modelo digital, os autores encontraram um erro relativo entre as dimensões na média de 1,7%. Os diversos estudos apontam para os benefícios apresentados pelo Kinect 360, tornando-o também uma alternativa na digitalização 3D de baixo custo.

2.3.3 REVscan

REVscan é um dispositivo portátil de escaneamento 3D a laser que foi fabricado pela Creaform®, atualmente substituído pelo HandyScan 3D (CREAFORM, 2016). No ano de 2009, o valor desse escâner era de aproximadamente 29 mil dólares (COP, 2009).

Seu sistema é composto por um emissor de laser em formato de cruz e duas câmeras de alta resolução que captam os feixes em tempo real, à medida que os dados são processados, e o modelo digital vai sendo formado no programa computacional do fabricante, o VXElements (ACHILLE et al., 2007).

Segundo o fabricante, o equipamento possui uma precisão de até 0,05 mm e suas câmeras são capazes de registrar 18 mil medições por segundo (CREAFORM, 2016). Entretanto, o transporte, uso e movimentação do REVscan afetam a sua precisão, sendo recomendado refazer a calibração do equipamento a cada hora de digitalização, dependendo da complexidade da superfície do objeto (RINAUDO et al., 2007). A calibração é realizada com o auxílio de uma placa específica e pelo programa computacional VXElements, ambos fornecidos pelo fabricante. A Figura 13 mostra uma foto no momento da calibração.

Figura 13 - Calibração do REVscan.
Fonte: Rinaudo et al., 2007.

Além da calibração, o REVscan necessita da fixação de *targets* no objeto a ser digitalizado, que são adesivos circulares reflexivos, os quais servem como referência para a formação do modelo digital e sem eles o programa não processa o que está sendo captado (ACHILLE et al., 2007; BREWCZYŃSKI, 2014). Os *targets* devem se localizar a, no máximo, 30 mm entre si e podem ser posicionados na superfície do objeto a ser digitalizado, como no exemplo da Figura 14a, ou ao seu redor, no caso da Figura 14b (AOC, 2016; BREWCZYŃSKI, 2014; RINAUDO et al., 2007). Caso seja necessário, *targets* podem ser adicionados durante o processo de digitalização. Contudo, deve-se evitar o posicionamento dos *targets* em linha reta, conforme a Figura 15a, ou em grande quantidade no objeto, Figura 15b, visto que a

abundância não resulta em uma melhor digitalização (AOC, 2016). A indicação é que o número de *targets* seja tal que o escâner consiga captar pelo menos quatro deles ao mesmo tempo (AOC, 2016; BREWCZYŃSKI, 2014).

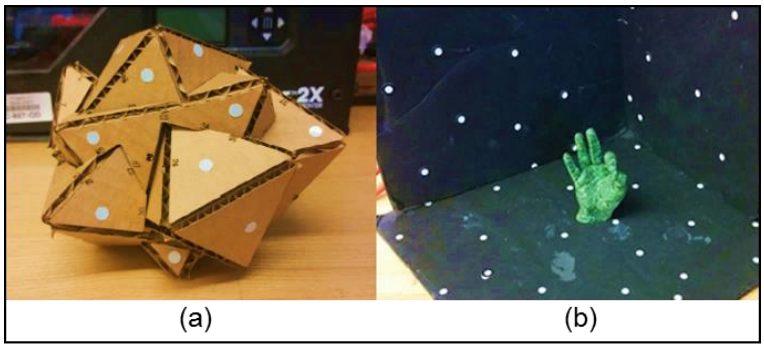


Figura 14 - Tipos de posicionamento dos *targets*: (a) fixação no objeto e (b) ao seu redor.
Fonte: AOC, 2016.

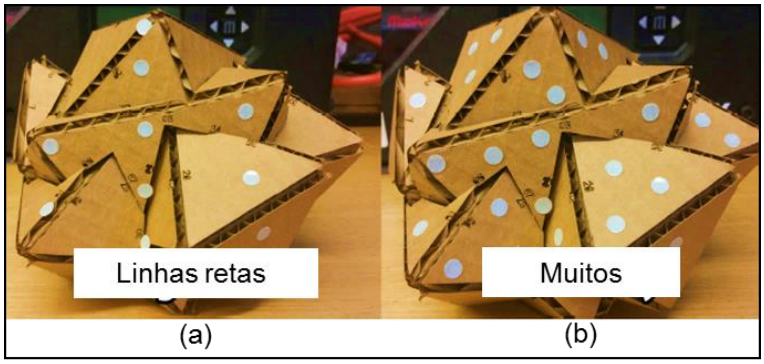


Figura 15 - Erros comuns na fixação dos *targets*: (a) fixação em linhas retas e (b) muitos *targets*.
Fonte: Adaptado de AOC, 2016.

O REVscan não é indicado para digitalizar objetos com furo passante ou lacunas, visto que as linhas de laser emitidas pelo dispositivo devem ser captadas durante todo tempo pelas duas câmeras que compõem o dispositivo (BREWCZYŃSKI, 2014).

A utilização deste escâner é bastante variada, sendo encontrados trabalhos de escaneamento de tronco de árvore (WĘŻYK et al., 2015), fósseis (GRILLO; ROMANO; MONNERAT, 2011), patrimônio cultural (ACHILLE et al., 2007; RINAUDO et al., 2007), cabeça humana (SOUZA et al., 2015), membros superiores humanos (TISHKIN; RAZINA, 2012) e peças mecânicas (BREWCZYŃSKI, 2014).

Cada programa de digitalização permite exportar os dados captados pelo escâner em diversos formatos de arquivos. A seguir será descrito o formato padrão nos equipamentos de AM, o STL.

2.4 O FORMATO STL

Os dados captados pelos digitalizadores são transformados em um modelo digital conhecido como nuvem de pontos. A nuvem de pontos é formada por inúmeros pontos posicionados no espaço, representando a geometria digitalizada, com suas coordenadas cartesianas (x, y, z) definidas. Na maioria dos programas, pode ser exportada como arquivo de texto ".txt" para outros programas computacionais.

Devido à dificuldade de manipular e editar arquivo de nuvens de ponto nos programas CAD 3D, recorre-se a outros formatos, cada um com suas vantagens, desvantagens e limitações. Os formatos de padrão comercial comumente encontrados nos programas de digitalização 3D são o STL, OBJ, STEP (*Standard for the Exchange of Product Data*), IGES, 3DP, entre outros. Destes, o formato STL é o mais encontrado nos programas de digitalização 3D e de AM.

O formato STL foi criado em 1988 pela empresa 3D Systems e oriunda do nome da primeira tecnologia AM comercializada, a estereolitografia (***ST****ereo****L****ithography)* (GIBSON et al., 2014). Seu desenvolvimento ocorreu devido à falta de confiabilidade nos formatos existentes na época para aplicação na AM, então se buscou a criação de um formato mais simples e seguro para representar os modelos digitais 3D. Atualmente, os programas computacionais das impressoras 3D e a maioria dos programas CAD 3D conseguem visualizar, editar e exportar esse tipo de arquivo (SILVA, 2007).

O STL se caracteriza por representar toda a superfície do objeto através de uma malha composta por inúmeros triângulos. O arquivo basicamente guarda as coordenadas cartesianas dos vértices de cada triângulo, junto com seu respectivo vetor normal de valor unitário (GIBSON et al., 2014). A direção do vetor normal indica a superfície externa do triângulo, possibilitando que, na AM, a região interna do volume em construção – isto é, a região contrária à direção do vetor normal – seja preenchida com o material. Na Figura 16, é apresentado um exemplo de malha STL e das nomenclaturas das divisões de cada triângulo.

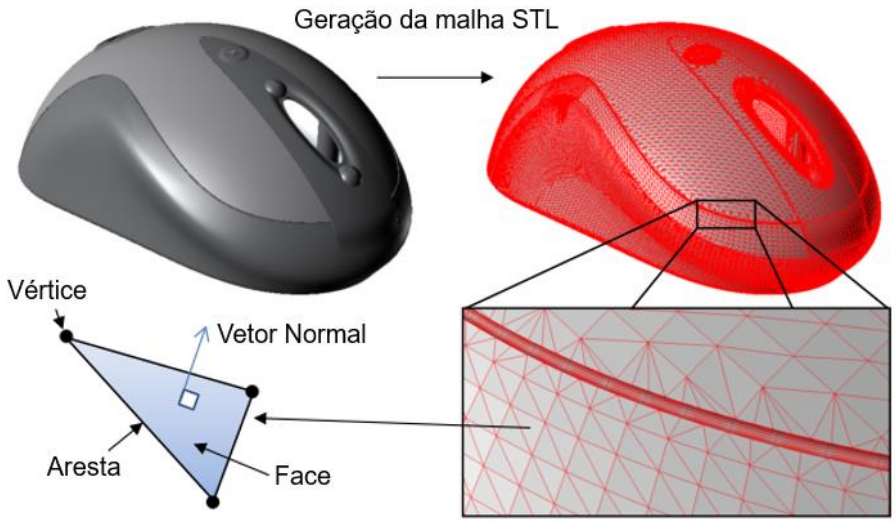


Figura 16 - Exemplo de uma malha STL.
Fonte: Adaptado de Paterson, 2013.

O STL pode ser exportado em duas representações, em ASCII e em Binário. A principal diferença entre elas é a facilidade de interpretação dos dados contidos no arquivo. A representação em ASCII é utilizada principalmente quando os dados necessitarem ser interpretados por pessoas, caso contrário, utiliza-se a representação Binária por ser mais compacta (SILVA, 2007). Além disso, Silva (2007) recomenda utilizar os parâmetros *default* dos programas para geração do arquivo STL, pois, segundo o autor, o facetamento excessivo ou escasso podem sobrecarregar o modelo ou degradar a geometria do objeto.

Segundo Silva (2007), o STL está sujeito a desvantagens e limitações, das quais se pode citar:

- A inconsistência e defeitos na malha triangularizada gerados pelos algoritmos dos módulos de exportação de arquivos STL dos programas CAD 3D.

- A necessidade de reparação de malhas que apresentam alguma irregularidade, a qual é uma tarefa onerosa e necessita do uso de ferramentas computacionais especiais.

- O tamanho do arquivo em formato STL costuma ser muito maior que no seu formato original (formato nativo do programa CAD), já que há diversas redundâncias de dados na sua formulação, como a repetição das coordenadas dos vértices que são compartilhados por dois ou mais triângulos.

- No arquivo STL não são guardadas as unidades das medidas do objeto, deve-se, portanto, tomar cuidado com unidades inglesas e do sistema internacional (GIBSON et al., 2014; SILVA, 2007).

Apesar destas limitações, o formato STL continua sendo o mais empregado nas tecnologias de AM, porém recentemente houve a definição de um formato mais complexo e específico para a AM, o AMF (*Additive Manufacturing File Format*) (Gibson et al., 2014). Esse formato já está sendo implementado em alguns programas comerciais e suas principais vantagens seriam: composição da malha por triângulos curvados, eliminação das redundâncias, reduzindo o tamanho do arquivo, quando comparado com o formato STL; e possibilidade de atribuir cor, textura e material no modelo digital (GIBSON et al., 2014). Entretanto, por não ser compatível com os programas de digitalização citados anteriormente, o formato AMF não será abordado neste estudo.

2.5 DEFEITOS ENCONTRADOS EM MALHAS DIGITALIZADAS

Apesar de ser considerado o formato padrão *de facto* nos equipamentos de AM, o formato STL não é ideal e possui problemas inerentes ao seu processo de geração (SILVA, 2007). Constantemente, são propostos novos formatos, entretanto nenhum foi capaz de substitui-lo, fazendo com que os usuários da impressão 3D busquem novas formas de contornar e consertar os defeitos que podem acompanhar esse formato (LEONG; CHUA; NG, 1996).

Defeitos na malha STL podem surgir por vários motivos, principalmente, por ruídos durante o escaneamento, ineficiência na varredura e por algum tipo de ineficiência ou robustez do algoritmo dos programas computacionais responsáveis por gerar a malha STL, conhecidos como algoritmos de tecelagem (*tessellation algorithms*) (LAI; LAI, 2006; LEONG; CHUA; NG, 1996; SILVA, 2007).

Durante o processo de digitalização 3D, alguns problemas podem surgir e devem ser minimizados seguindo a orientação do fabricante e de usuários do equipamento. Normalmente, superfícies indesejadas são captadas pelo escâner junto com o objeto alvo, tais como, suportes, superfícies de apoio, objetos de referência e ruídos em geral (AVIZ, 2010; BREWCZYŃSKI, 2014; SILVA, 2006). Além dos

problemas citados, outros defeitos poderão surgir nas malhas oriundos dos algoritmos de tecelagem presentes nos programas de digitalização 3D e CAD 3D, tais como:

- Lacunas: Triângulos inexistentes gerando buracos ou aberturas na malha, um exemplo pode ser visto na Figura 17;

- Má formação de vértices de triângulos, Figura 18a;

- Interseção de triângulos, Figura 18b;

- Triângulos desconexos da malha principal, Figura 18c;

- Degeneração de triângulos, que pode ocorrer quando todos seus vértices são colineares ou quando pelo menos dois vértices de triângulos adjacentes são coincidentes (LEONG; CHUA; NG, 1996);

Figura 17 - Malha escaneada com presença de lacunas.
Fonte: Willis, Speicher e Cooper, 2007.

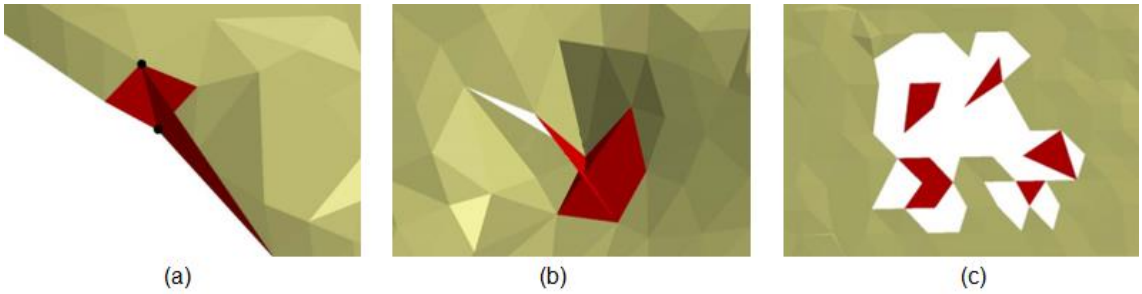


Figura 18 - Exemplos de defeitos gerados na malha: (a) má formação dos vértices destacados, (b) interseção de triângulos e (c) triângulos desconexos da malha principal.
Fonte: Lai e Lai, 2006.

Todos esses defeitos invalidam o modelo digital, impedindo seu envio direto para a fabricação por AM, sendo necessários procedimentos, muitas vezes manuais, para determinar e corrigir os mesmos. Um modelo se torna válido a partir do momento que não apresenta defeitos, permitindo o fatiamento 2D do modelo com a geração apenas de contornos fechados (SILVA, 2007). Dessa forma, é possível delimitar as

regiões da seção que receberão ou não material durante a deposição de cada camada pelo equipamento de AM.

2.6 TRATAMENTO DA MALHA STL

Segundo Jardini et al. (2011), muitos autores não acreditam que o programa computacional utilizado para gerar automaticamente o arquivo STL, oriundo da digitalização 3D de objetos com geometrias mais complexas, seja capaz de fornecer uma malha sem nenhuma irregularidade. Isso indica que na maioria dos casos é necessária uma etapa de tratamento da malha, geralmente por intervenção manual.

Com intuito de corrigir os defeitos dos modelos digitais gerados pela digitalização 3D, recorre-se a procedimentos para a correção de superfícies.

Na literatura, são encontrados dois tipos de ferramentas para correção de malhas STL: por algoritmos e por programas CAD 3D. Grande parte dos trabalhos apresentam estratégias em algoritmos para a correção de superfícies, como os apresentados por Leong, Chua, Ng (1996); Wang, Chang (2008) e Zhang, Han, Huang (2003). Já os estudos que utilizam os programas CAD 3D apresentam alguns procedimentos como uma etapa do trabalho, não detalhando os métodos ou as técnicas empregadas, como em Aviz (2010), Brendler (2013), Karbacher et al. (2001) e Palousek et al. (2014).

Além disso, autores diferentes denominam mesmos defeitos com nomes diferentes, por exemplo, Jardini et al. (2011) utiliza preenchimento de lacunas, Rodrigues et al. (2013), preenchimento de buracos e Silva (2006) preenchimento de furos. Então, para melhor entendimento, a denominação de cada procedimento será padronizada ao longo deste trabalho, independente se a referência empregou um nome diferente.

Os tipos mais comuns de correção encontradas na literatura são: suavização da malha, aplicação de filtros para redução de ruídos, preenchimento de lacunas, triangulação de pontos, redução da densidade da malha e eliminação de: pontos redundantes; triângulos sobrepostos; e pontos desconexos da malha principal (JARDINI et al., 2011; SCAGLIUSI, 2015; SILVA et al., 2011).

Alguns programas CAD 3D utilizados para aplicação dessas técnicas são: Geomagic (JARDINI et al., 2011), 3ds Max (AVILAQ; REZAIE, 2013), Blender

(DARDON et al., 2010), MeshLab (BRITO; MENEGON, 2015) e alguns programas computacionais próprios do escâner utilizado, que permitem algum tipo de edição da nuvem de pontos e da malha gerada.

Freitas (2006), utilizando o programa CAD 3D Geomagic®, em um tópico do seu estudo, comparou arquivos STL com e sem edições a fim de avaliar as possíveis distorções dimensionais. Tais edições compreendem a aplicação de filtros de ruídos que suavizam a superfície e filtros de geometria que recalculam o número de pontos necessários para reconstruir a geometria, eliminando os pontos desnecessários. Após gerar a malha STL, foram preenchidas lacunas e descontinuidades apresentadas na malha que o programa não conseguiu fazer de forma automática durante sua geração. Por fim, sem entrar em detalhes sobre as técnicas utilizadas, foram aplicadas ferramentas de correção da geometria, suavização e redução da densidade de triângulos. Com o uso da ferramenta de análise dimensional do programa, o autor analisou seis objetos com e sem edição do modelo geométrico, e verificou-se que as maiores variações foram encontradas nas regiões de curvaturas devido aos achatamentos causados pelas suavizações e à redução da quantidade de triângulos realizadas na etapa de edição.

Em outro trabalho, Aviz (2010) utilizou um escâner de luz estruturada para gerar um modelo digital e, sem descrever a ferramenta e as técnicas de correção da malha, apresentou o modelo digital final, conforme visualizado na Figura 19.

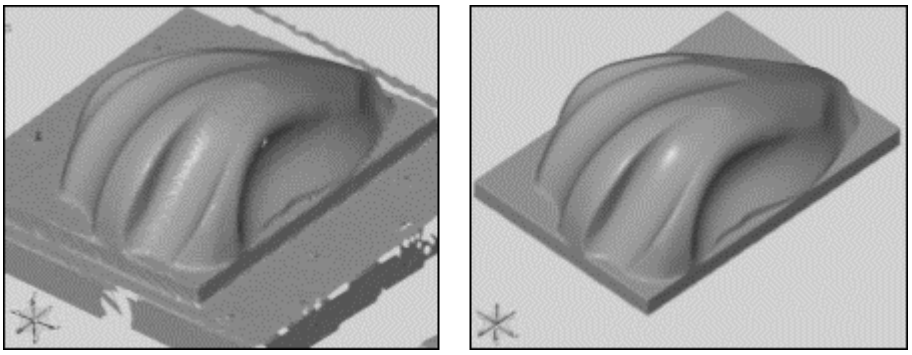


Figura 19 - Modelo digital com e sem edição da malha.
Fonte: Aviz, 2010.

Utilizando o escâner 3D FaceCam 500 com resolução de 640×480 pixels da Technest Inc., Mavroidis et al. (2011) desenvolveram órteses para membro inferior com auxílio da AM. O programa utilizado para o tratamento dos dados gerados pela digitalização 3D foi o Rapidformn, o qual foi usado para a remoção de pontos

desnecessários e para transformar a nuvem de pontos em uma única superfície. O processo, esquematizado na Figura 20, começou removendo os pontos desnecessários para a modelagem da órtese, que incluem dados das partes da perna e do ambiente. As malhas das regiões do tornozelo e do pé foram alinhadas e fundidas para criar uma única e completa superfície do modelo tornozelo-pé. A malha STL gerada foi suavizada e as bordas recortadas formando uma borda curva para melhor acabamento. Com a malha finalizada, foi aplicado um espessamento de 3 mm, gerando o modelo final do produto, que foi exportado do Rapidform para a máquina de AM. No estudo, não foram abordadas as etapas utilizadas para correção da malha STL.

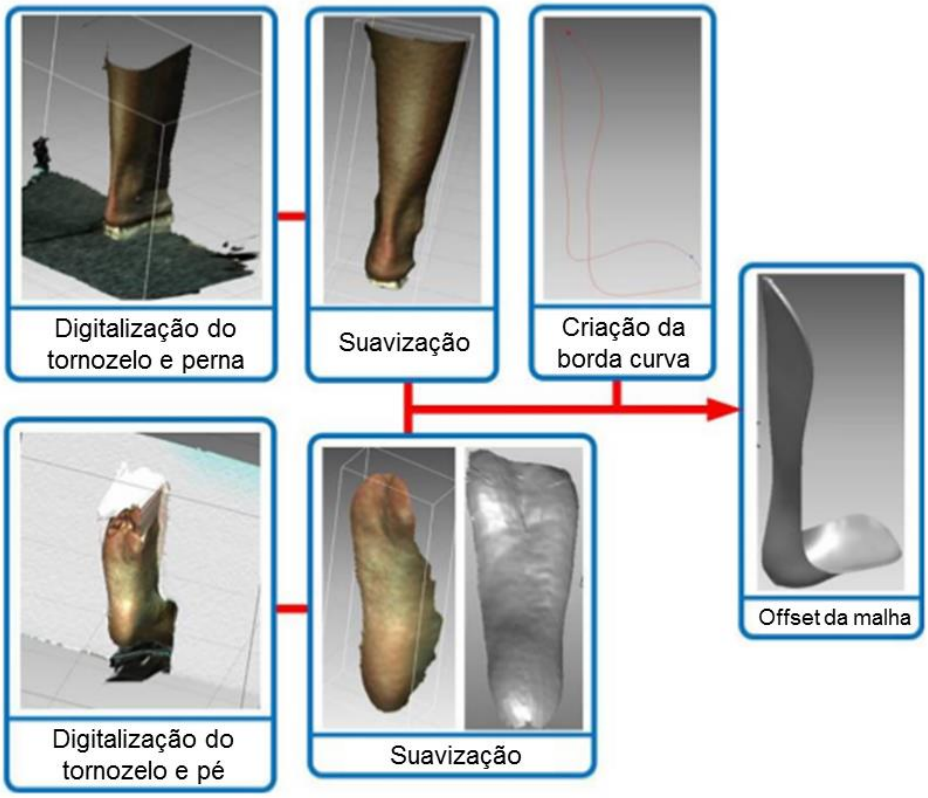


Figura 20 - Esquema do processo de geração do modelo digital de uma órtese para membro inferior.
Fonte: Adaptado de Mavroidis et al., 2011.

Telfer et al. (2012) também desenvolveram uma órtese personalizada para membro inferior utilizando a digitalização 3D e a AM. Porém, os autores comentam que para a correção e modelagem foi enviado o arquivo STL para dois pesquisadores, ambos com 2 anos de treinamento no programa CAD 3D. No estudo, não foram descritas as etapas de correção e modelagem nem qual programa foi utilizado.

Palousek et al. (2014) propõem uma metodologia de projeto e fabricação de órteses para membro superior utilizando a AM. Para isso, a digitalização do membro superior foi realizada por um escâner com base em fotografia (di3D FCS-100). No programa computacional ATOS 6.3, sem entrar muito em detalhes, foi realizada a análise de erros da malha, fechamento de lacunas e suavização da superfície. Os autores comentam que a suavização foi aplicada diversas vezes e não apresentou influência na órtese porque a região que entra em contato com a pele é revestida por um material macio para melhor conforto do usuário.

Scagliusi (2015) comenta que a malha gerada por digitalização 3D pode apresentar algumas irregularidades, tais como descontinuidades na malha, triângulos sobrepostos, ruídos, entre outros, necessitando de um reparo posterior. A autora também destaca que os defeitos gerados por superfícies reflexivas podem ser evitados com o uso de sprays reveladores. A Figura 21a apresenta o objeto real de cera com aplicação de spray revelador que foi digitalizado por um escâner de luz estruturada, gerando o modelo mostrado na Figura 21b e, em seguida, foram realizadas etapas de redução de ruídos (Figura 21c) e de preenchimento de descontinuidades na malha (Figura 21d). A autora não cita o programa utilizado nem detalhes dessa operação.

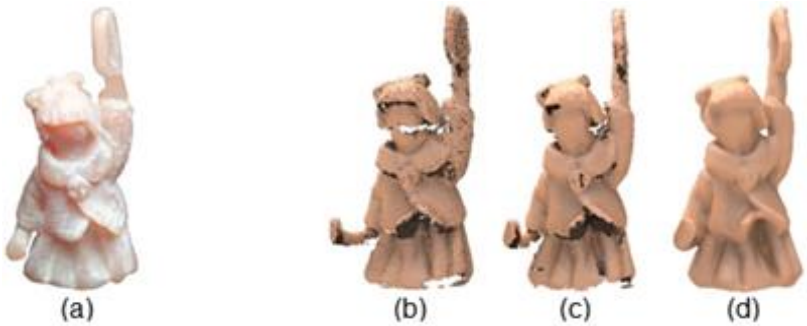


Figura 21 - Objeto real de cera (a), modelo digital gerado (b), redução de ruídos (c) e malha finalizada após preenchimento de lacunas (c).
Fonte: Scagliusi, 2015.

Kim e Jeong (2015) criaram uma órtese de punho visando a substituição do gesso, podendo evitar uma variedade de doenças de pele, pilose e lesões em articulações e em ligamentos. A órtese criada pelos autores é dividida em duas partes, conforme observado na Figura 22: uma interna, produzida por AM, e a outra externa, pré-fabricada por injeção. A fabricação da parte interna é dividida em 7 etapas. A primeira consiste na digitalização 3D por fotogrametria do membro utilizando o

REXCAN4, da empresa Solutuonix. Então, os dados obtidos são processados em um programa computacional de modelagem de superfície (o qual autores não citam nome), e nesse programa é realizado o fechamento de lacunas e suavização das superfícies. Na terceira etapa é feito o refinamento da malha e, na quarta etapa, é definido o tamanho da parte externa da órtese que se ajusta melhor ao usuário. Então, na quinta etapa é feita a modelagem da parte interna do produto, com base no modelo digitalizado do membro, para fixar a parte externa. A sexta etapa é a fabricação da parte interna por AM e a sétima consiste em realizar os acabamentos finais no produto.

Figura 22 - Parte interna e externa da órtese de punho.
Fonte: Kim e Jeong, 2015.

2.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS DA REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Os métodos convencionais para a confecção de órteses pré-fabricadas ou personalizadas apresentam limitações ao se trabalhar com segmentos corporais com um grau elevado de deformidade, como por exemplo, no caso de pessoas com paralisia cerebral espástica. Para contornar algumas dessas limitações foram encontrados estudos que aplicam a AM na fabricação de órteses personalizadas. Porém, os principais trabalhos fazem uso de materiais, ferramentas e programas de alto custo, que podem facilitar algumas das etapas de desenvolvimento, mas são de acesso limitado para muitas instituições dispensadoras de órtese. Ademais, algumas das principais etapas como a de tratamento da malha digitalizada e a de modelagem da órtese não são abordadas de forma que permitam a reprodutibilidade dos estudos.

Percebe-se então a inexistência de trabalhos que detalhem as etapas que antecedem a AM de um produto assistivo, utilizando materiais, ferramentas e programas de baixo custo, em particular para o no caso, órtese para membro superior de punho, mão e dedos.

3 PROCEDIMENTO METODOLÓGICO

Este capítulo visa abordar os métodos, ferramentas e programas empregados para atingir os objetivos do trabalho. Primeiramente, na Figura 23 está apresentado o fluxo de trabalho que contempla as etapas de digitalização indireta (procedimentos 1 e 2), tratamento da malha (3 - 5) e modelagem da órtese (6 - 8). Em seguida serão detalhadas essas três etapas e as análises que serão realizadas.

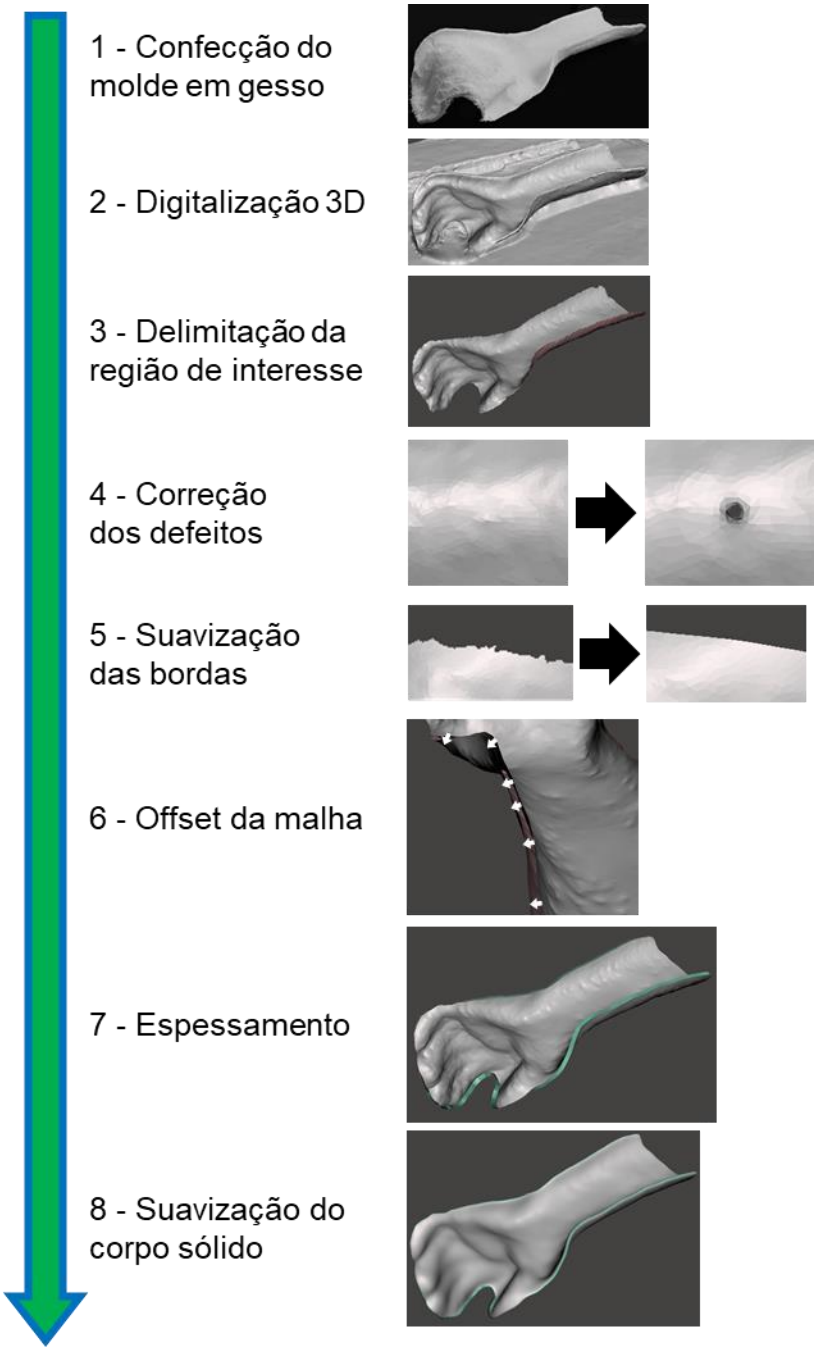


Figura 23 - Fluxo de trabalho dos procedimentos necessários para a modelagem de uma órtese.

3.1 AQUISIÇÃO DA GEOMETRIA POR DIGITALIZAÇÃO INDIRETA

A digitalização indireta consiste em digitalizar o molde em gesso confeccionado com base na geometria do membro (punho, mão e dedos). Assim, este item divide-se em dois subitens: confecção do molde em gesso e digitalização do molde em gesso.

3.1.1 Confecção do Molde em Gesso

Materiais utilizados: Na confecção do molde em gesso do punho, mão e dedos foi utilizada atadura gessada e tesoura. A atadura gessada, além de ser de baixo custo, oferece uma boa maleabilidade para aquisição da geometria do membro e permite ao terapeuta posicionar corretamente o membro durante a confecção do molde.

Métodos empregados: Com base na revisão bibliográfica e em testes práticos realizados pelo Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (NUFER), grupo de pesquisa da UTFPR, foi definida a utilização do método de digitalização indireta. Porém, diferentemente dos métodos indiretos encontrados na literatura, na qual é gerado o molde e depois o modelo do membro, foram utilizadas ataduras gessadas para gerar apenas o molde do segmento corporal que será digitalizado, não necessitando da geração do modelo positivo em gesso.

Para participar do estudo, foram selecionadas, por conveniência, 6 pessoas adultas, destras e sem deficiência. Um terapeuta ocupacional (TO) manipulou o membro superior de cada voluntário em duas posições diferentes e confeccionou os moldes em gesso de punho, mão e dedos. Uma das posições foi a neutra – a mais anatômica para aquela pessoa – e a outra foi a de máxima flexão suportável. A Figura 24 exibe cada posição junto com o molde confeccionado pelo TO, na qual em (a) é apresentada a posição neutra e em (b) a de máxima flexão. A segunda posição objetiva simular casos críticos de mão espástica que poderiam dificultar tanto a digitalização quanto o tratamento das malhas.

(a) (b)

Figura 24 - A posição neutra (a) e a posição de máxima flexão (b).

Após a cura do gesso (Figura 25a), alguns recortes com a tesoura foram realizados pelo TO (Figura 25b) para deixar o molde com uma geometria semelhante à uma órtese e mais adequado para a etapa de digitalização (Figura 25c).

(a) (b) (c)

Figura 25 - Moldagem em gesso: (a) Molde obtido, (b) Recortes das bordas e (c) Molde pronto para a etapa de digitalização.

Assim, foram gerados os 12 moldes e, em seguida, foi iniciado o processo de digitalização 3D.

3.1.2 Digitalização 3D do Molde em Gesso

Recursos utilizados: Para a etapa de digitalização 3D, foram utilizados: os moldes em gesso, um escalímetro de 30 cm e os dispositivos e programas que compõem os sistemas Kinect, Remake e REVscan, os quais são descritos no Quadro 1. Esses sistemas foram escolhidos devido à existência de informações na literatura referentes à utilização e por serem de baixo custo, exceto o REVscan, que foi utilizado como padrão de referência.

	Sistema Kinect	Sistema Remake	Sistema REVscan
Dispositivo	Kinect 360	Câmera Canon PowerShot SX170 IS	REVscan
Programa Computacional	Skanect	Remake	VXElements

Quadro 1 - Sistemas de digitalização 3D.

A câmera foi escolhida, pois possui resolução de 16 Megapixels e, conforme comentado anteriormente, maiores resoluções melhoram a qualidade do resultado da digitalização.

As especificações técnicas do REVscan fornecidas pelo fabricante são apresentadas no Quadro 2.

Peso	980 gramas
Dimensões	160 × 260 × 210 mm
Taxa de medição	18.000 medições/s
Classe do laser	II (seguro para a visão)
Resolução	0,100 mm
Precisão	Até 0,050 mm
Precisão volumétrica	0,020 mm + 0,200 mm/m

Quadro 2 - Especificações técnicas do REVscan.
Fonte: (CREAFORM, 2016)

Procedimentos aplicados: A seguir são listados, com base no levantamento bibliográfico, os métodos utilizados para a digitalização 3D das regiões de interesse dos moldes em gesso de punho, mão e dedos através dos sistemas Remake, Kinect e REVscan. A região de interesse é definida como a superfície do molde que entrou em contato com a pele da pessoa. Como nem toda superfície do molde é utilizada para a modelagem da órtese, não há necessidade de digitalizar fora da região de interesse.

Sistema Remake

- Procedimentos realizados antes de fotografar o objeto:
  - Em uma sala sem fonte de iluminação natural, o molde em gesso a ser digitalizado foi posicionado, em relação às lâmpadas, conforme o esquema apresentado na Figura 26.

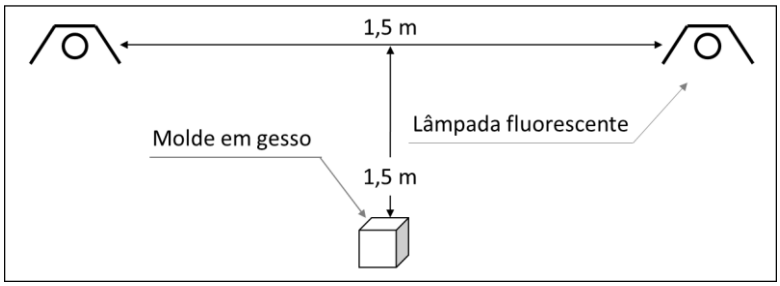


Figura 26 - Esquema da iluminação.

- O molde em gesso foi apoiado em cima de uma superfície plana coberta com EVA preto-opaco para realçar com a cor do molde, conforme observado na Figura 27. Além disso, foi posicionado o escalímetro ao lado do molde para servir como objeto escala.

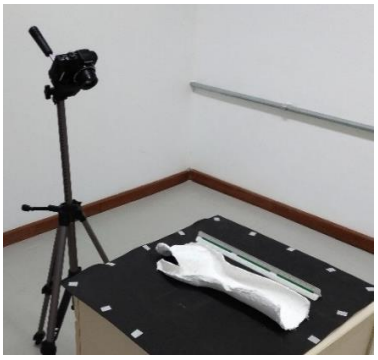


Figura 27 - Cena de digitalização do Remake.

➢ Durante as fotografias:

- A cena de digitalização não foi alterada, ou seja, não houve alteração dos objetos.
- As configurações da câmera são apresentadas no Quadro 3, cujos valores foram definidos a partir de seu modo automático.

Configuração	Especificação
Flash	Desativado
Zoom	Desativado
Resolução da imagem	4608 × 2592 pixel
Escala de número f	f/3,5
ISO	200
Distância focal	5 mm
Abertura máxima	3,625
Tempo de exposição	1/80 s
Lente	35 mm

Quadro 3 - Configurações da câmera.

- Foram capturadas 32 fotografias digitais da cena a ser digitalizada, sendo que 16 foram com a câmera situada em um plano imaginário a 200 mm (Plano 1) distante da superfície da mesa que apoia o objeto e, as outras 16, em um plano a 400 mm (Plano 2), conforme a Figura 28a. Cada captura fotográfica foi obtida posicionando a câmera nas indicações apresentadas na Figura 28b, cujo o diâmetro de 900 mm corresponde ao Plano 1 e o de 300 mm ao Plano 2. Na Figura 29, é possível observar um exemplo prático das posições da câmera durante as fotografias.

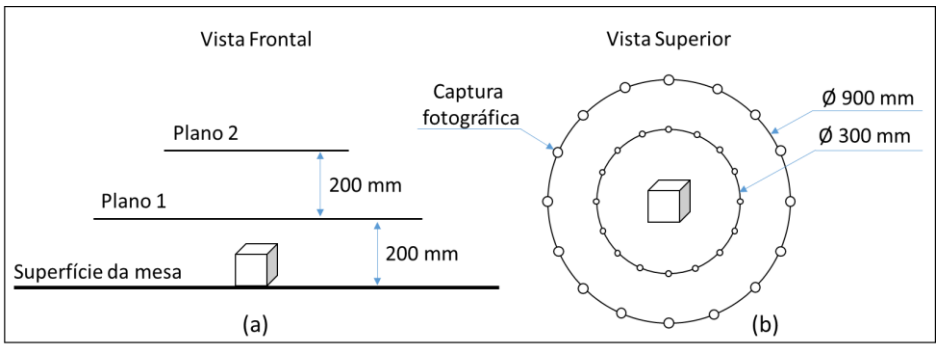


Figura 28 - Esquema de posicionamento da câmera: (a) vista frontal com a localização dos planos e (b) vista superior com o posicionamento da câmera em cada captura fotográfica.

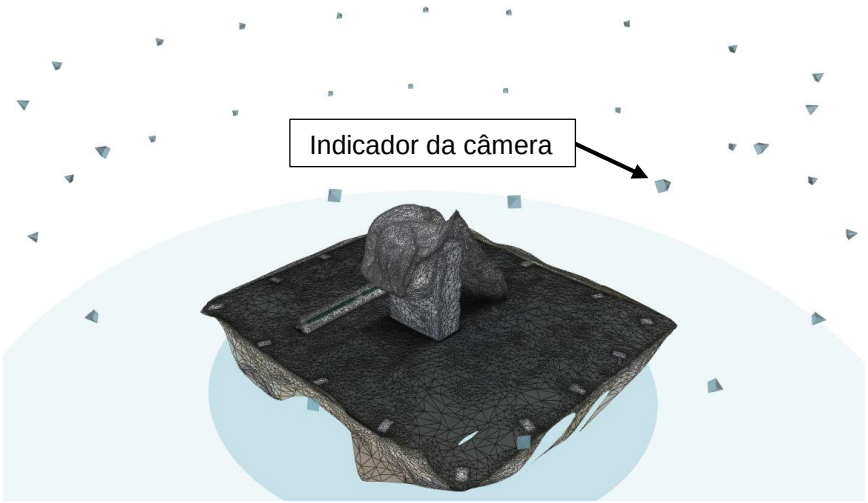


Figura 29 - Exemplo prático das posições da câmera durante as fotografias.

➢ Após as fotografias:

- Foi realizada a transferência das fotografias para o computador.
- As fotografias foram enviadas para o servidor da Autodesk® abrindo o programa Remake no computador, selecionando os arquivos e criando um novo projeto.

- Após o programa carregar o projeto, selecionou-se a qualidade da malha pretendida, definida com a qualidade máxima.
- Finalizando, o modelo digital enviado pelo servidor da Autodesk foi salvo no formato STL.

Sistema Kinect

➢ Procedimentos realizados antes da digitalização:

- Preparação do ambiente de digitalização: foi utilizado o mesmo esquema apresentado na Figura 26, tendo cuidado em eliminar qualquer fonte natural de iluminação.
- O molde de gesso a ser digitalizado foi posicionado em cima de uma superfície plana com EVA preto-opaco.
- Devido ao comprimento limitado do cabo do Kinect, a mesa de digitalização teve de se localizar próxima ao computador, sem, no entanto, impedir a circulação ao redor do objeto.

A Figura 30 apresenta um momento durante a digitalização com o Kinect 360, no qual é possível observar a distância do dispositivo ao objeto (em torno de 60 cm), a cena de digitalização e o computador ao fundo.

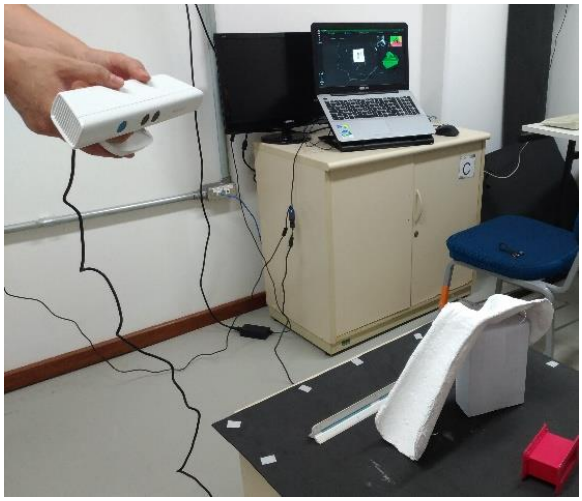


Figura 30 - Cena de digitalização com o Kinect.

➢ Durante a digitalização:

- A distância entre o dispositivo e o objeto é controlada pelo programa Skanect e oscila perto de 60 cm.

- Começando pela região dos dedos, a varredura do Kinect ocorreu conforme o desenho esquemático apresentado na Figura 31.

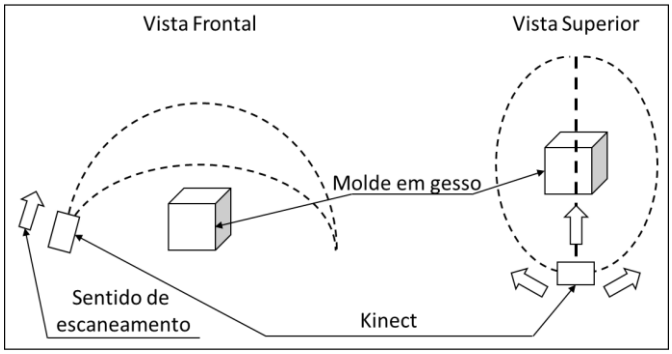


Figura 31 - Esquema do escaneamento do molde em gesso pelo Kinect 360.

- Em alguns casos, ocorreu a falta de captura de dados em alguns locais de difícil acesso, como por exemplo, a região do polegar, portanto, algumas varreduras adicionais foram efetuadas na tentativa de capturar esses dados.

➢ Após a digitalização:

- Capturada a superfície da região de interesse do molde em gesso – que será melhor detalhada posteriormente –, o processo de digitalização foi finalizado e o modelo digital foi exportado em formato STL, nas configurações *default* do programa Skanect.

Sistema REVscan

➢ Procedimentos realizados antes da digitalização:

- Foi realizada a calibração do equipamento seguindo as orientações do fabricante antes de cada digitalização. A calibração é feita com o auxílio da placa, apresentada na Figura 32a, e da ferramenta de calibração presente no programa VXelements. O processo de calibração possui 14 etapas e em cada uma é necessário centralizar os raios do escâner no X da placa enquanto posiciona o dispositivo conforme as exigências do programa. Na Figura 32b é apresentada uma dessas etapas.

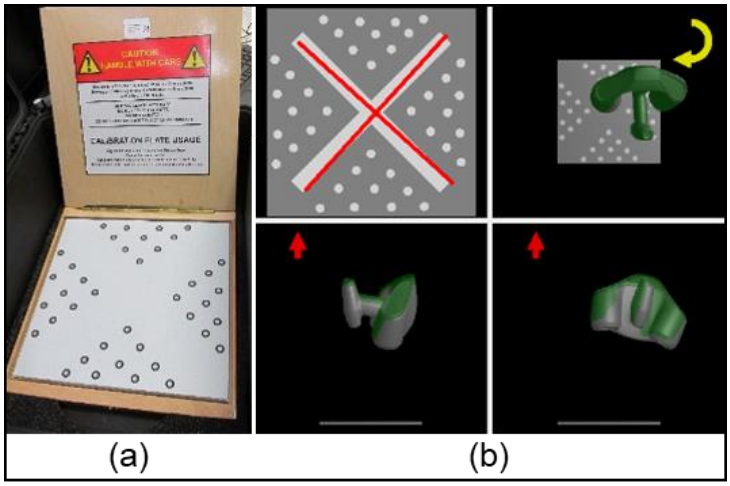


Figura 32 - Calibração do REVscan.

- Os *targets* foram posicionados ao redor do molde em gesso, conforme apresentado na Figura 33, a cerca de 30 mm entre si, e cada *target* é o vértice de pelo menos um triângulo. A superfície de apoio utilizada é na cor preta opaca, evitando assim possíveis reflexos dos feixes de laser.
- No programa VXelements, foi definida a precisão da digitalização em 0,5 milímetros. Valores menores aumentavam consideravelmente o tempo de digitalização, inviabilizando o processo.

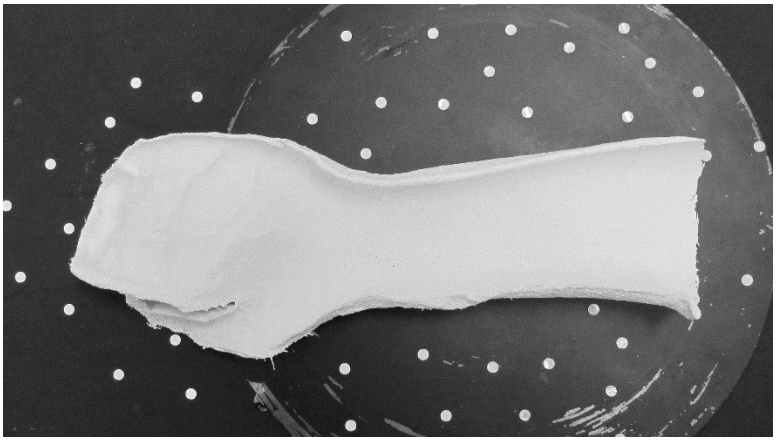
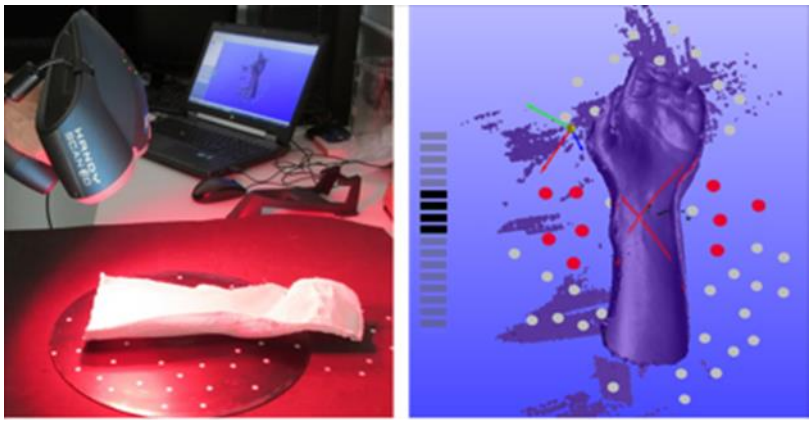


Figura 33 - Posicionamento dos *targets* ao redor do molde em gesso.

➢ Durante a digitalização:

- Selecionando a opção "*Scan*" no VXelements, o programa se prepara para digitalizar, e o registro da cena é iniciado ao pressionar o gatilho do dispositivo.
- A digitalização ocorreu da base do molde em gesso, indo em direção aos dedos e focando apenas a região de interesse do molde.

- Como o programa permite acompanhar a digitalização em tempo real, conforme apresentado na Figura 34a, algumas vezes foi necessário retomar o escaneamento na região em que algum detalhe não foi captado.
- A distância entre o dispositivo e o molde em gesso foi controlada pelo programa, conforme visualizado na escala à esquerda da Figura 34b, onde manteve-se a marcação na parte central, que corresponde a aproximadamente 20 cm.



(a) (b)

Figura 34 - Digitalização com o REVscan (a) e escala de controle da distância de escaneamento (b).

➢ Após a digitalização

- Adquirida toda região de interesse do molde em gesso – que é detalhada posteriormente –, selecionou-se novamente a opção *Scan* para finalizar a digitalização.
- Por fim, foi exportado o modelo geométrico digital no formato STL, nas configurações *default* do VXelements.

3.2 TRATAMENTO DA MALHA

Os 12 moldes em gesso, digitalizados pelos 3 sistemas, geraram 36 modelos digitais e cada um foi importado nos dois programas CAD 3D gratuitos, Meshmixer e Blender, para aplicação dos procedimentos descritos na sequência. Primeiramente, será apresentada as ferramentas e os programas utilizados e, em seguida, serão detalhadas as etapas de tratamento das malhas.

Ferramentas empregadas: Foram utilizados um computador com a configuração apresentada no Quadro 4 e os programas CAD 3D Meshmixer e Blender. Ambos os programas foram escolhidos por serem gratuitos e indicados para operações em arquivos STL.

Processador	AMD Bulldozer FX 8150 Octa Core 3.6GHz
Placa de Vídeo	ASUS Radeon R9 270X DirectCU II
Memória Ram	Corsair Vengeance 12GB (3x4GB) 1600MHz DDR3
Placa Mãe	ASUS M5A88-M
Disco Rígido	SSD Samsung 850 EVO 120GB SATA III
Fonte	OCZ 600W Xstream Pro

Quadro 4 - Configurações do computador.

O Meshmixer, lançado em novembro de 2009 (MESHMIXER, 2016), é um programa CAD 3D que compõe a linha de programas gratuitos “123D” desenvolvidos pela empresa Autodesk® (MATERIALISE, 2016). Esse programa é indicado para modelagem devido a sua interface intuitiva e para aplicação de ferramentas de refinamento da malha. Porém, não foi desenvolvido para modelagem de peças mecânicas visto que suas ferramentas não permitem um controle exato das medidas (MATERIALISE, 2016). Dentre os formatos de arquivos suportados por este programa, encontra-se o STL.

O Blender é um programa CAD 3D gratuito de código aberto (*open-source*) desenvolvido pela Blender Foundation®. Sua licença garante ao usuário a liberdade de utilizá-lo para qualquer propósito, desde distribuir alguma versão, até modificar sua programação (BLENDER, 2016). Este programa possui uma interface mais complexa que o Meshmixer, porém é mais completo, permitindo seu uso para as mais variadas funções. Ele é recomendado para modelagem, animação, texturização, renderização, simulação, edição de vídeo, criação de jogos, filmes, apresentações, entre várias outras aplicações.

3.2.1 Aplicação de escala

A primeira edição realizada nos modelos digitais foi referente às suas dimensões. Foi aplicada uma escala no modelo gerado pelo Remake, visto que este

sistema de digitalização não capta as dimensões reais do objeto. Essa escala baseou-se nas dimensões do escalímetro adicionado na cena de digitalização. No programa CAD 3D foi mensurado o comprimento do escalímetro e aplicado um valor de escala adequado para torná-lo nas dimensões reais. Esta etapa não foi necessária para os modelos gerados pelo Kinect e REVscan, visto que ambos geram o modelo nas dimensões reais, cada qual com sua precisão.

3.2.2 Delimitação da região de interesse

Conforme mencionado anteriormente, a região de interesse foi definida como a superfície do molde que entrou em contato com a pele da pessoa. Como nem toda superfície do molde é utilizada para a modelagem da órtese, não há necessidade de digitalizar fora da região de interesse. Porém, como o escâner captura dados além da região de interesse (ao redor do objeto), se faz necessária uma etapa para exclusão das partes indesejadas. A Figura 35 apresenta um exemplo de delimitação utilizando ferramentas de selecionar e aparar superfícies.

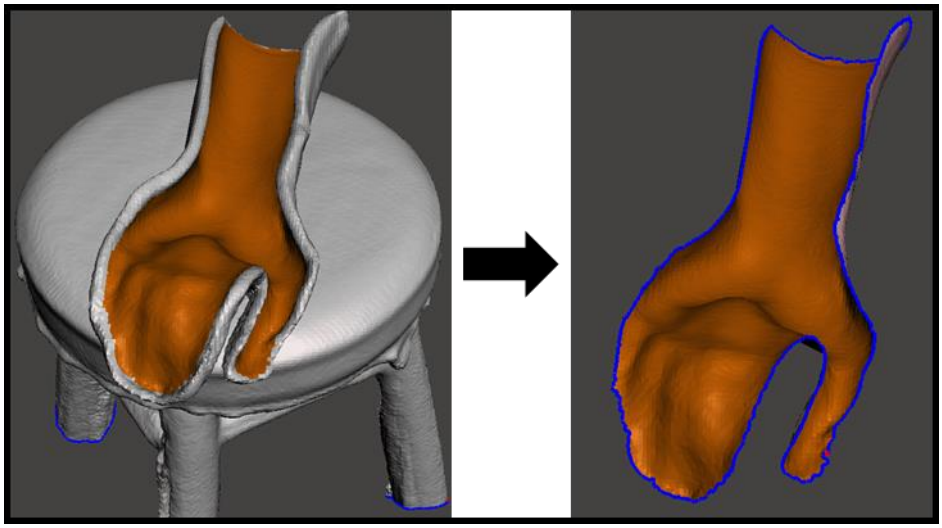


Figura 35 - Exemplo de delimitação da região de interesse.

Devido à dificuldade de delimitar os limites dessa região, ela foi demarcada imediatamente abaixo da borda do molde em gesso confeccionado pelo terapeuta, como indicado pela linha preta no exemplo da Figura 36.

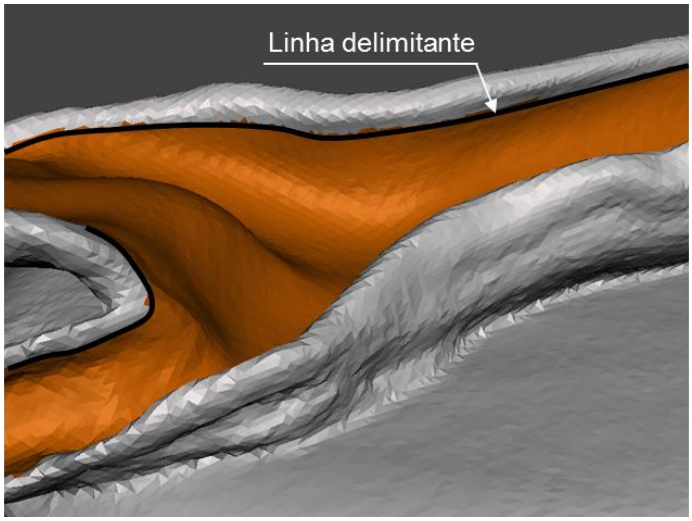


Figura 36 - Delimitação da região de interesse.

3.2.3 Identificação e correção dos defeitos

Os defeitos que foram citados na revisão bibliográfica foram identificados na região de interesse delimitada anteriormente. Cada erro identificado foi listado e contabilizado, após isso foi feita a correção da malha. Os procedimentos realizados para a correção da malha se encontram nos Apêndices A e B.

3.2.4 Suavização da borda

Por se tratar de uma malha STL, composta por inúmeros triângulos, ao realizar a delimitação da região de interesse é gerada uma borda irregular, conforme exemplo apresentado na Figura 37. Assim, será aplicada uma suavização da borda nos dois programas CAD 3D com intuito de minimizar essas irregularidades.

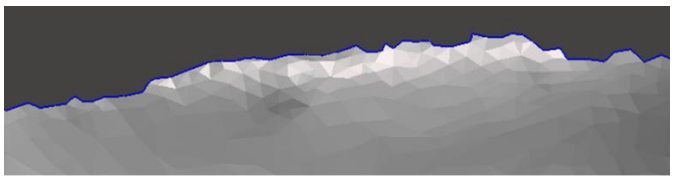


Figura 37 - Exemplo da borda da malha depois da delimitação.

3.3 MODELAGEM DA ÓRTESE

Neste trabalho, o objetivo da modelagem da órtese é transformar a superfície da região de interesse em um corpo sólido que esteja apto para a fabricação por AM.

Para isso, foram aplicadas duas operações nos programas CAD 3D – *offset* e espessamento – detalhadas a seguir. Para finalizar o modelo digital, foi aplicado uma suavização em todo corpo da órtese.

3.3.1 *Offset* da superfície

Comumente é adicionado um material de conforto na superfície da órtese que entra em contato com a pele do usuário. Nesse caso se faz necessário garantir uma folga de, no mínimo, a espessura do material de conforto. A ferramenta que permite aplicar essa folga, criando uma nova malha a uma distância fixa da malha original, é conhecida como *offset*. Visando a utilização de uma placa de EVA de 2,5 mm de espessura, foi aplicado um *offset* deste mesmo valor.

3.3.2 *Offset* e fechamento do modelo (espessamento)

O espessamento consiste em primeiro aplicar mais um *offset* da superfície e depois conectar a borda da malha original com a borda da malha recém gerada. O resultado desta etapa gera o corpo sólido a partir do volume fechado pelas superfícies. O valor de espessamento foi de 3,5 mm, baseado no trabalho de Palousek et al. (2014).

3.3.3 Suavização do corpo sólido

Foi aplicada a suavização no corpo do modelo digital a fim de deixar a superfície com menos irregularidades geradas nas etapas de aquisição da geometria, digitalização 3D e tratamento da malha.

3.4 ANÁLISES

Neste item serão descritas as análises realizadas para a validação das malhas geradas pelos digitalizadores de baixo custo, para a validação das operações realizadas nos programas CAD e os parâmetros que serão avaliados para comparação dos três digitalizadores.

3.4.1 Recurso utilizado para auxiliar na validação das malhas

A fim de validar as malhas geradas pelos sistemas de baixo custo será utilizado o programa Geomagic®. Esse programa CAD 3D foi desenvolvido pela empresa 3D Systems® e diferentemente dos demais programas citados, o Geomagic possui um recurso de análise de desvios, na qual é gerado um mapeamento tridimensional, codificado por cores, das diferenças entre o objeto selecionado e um que é escolhido para servir como referência. Desta forma será possível comparar as malhas geradas pelo Kinect e Remake com as do REVscan.

Segundo o manual do usuário, os desvios são contabilizados como a distância mais curta entre os pontos da superfície teste com qualquer outro ponto da superfície de referência, conforme esquema apresentado na Figura 38.

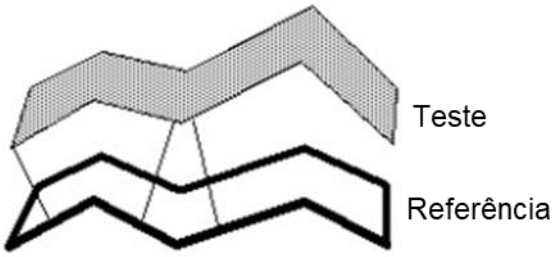


Figura 38 - Cálculo da análise de desvio realizado pelo programa Geomagic.

Para utilizar essa ferramenta, o usuário deve indicar no programa quais são as superfícies teste e de referência. Como resultado são gerados o mapa tridimensional codificado por cores, o espectro de cores e o grupo de estatística, conforme o exemplo apresentado na Figura 39. O grupo de estatística indica a distância máxima: a maior diferença positiva e a maior diferença negativa entre a superfície teste e a referência; a distância média: a média das diferenças positivas e negativas entre a superfície teste e a referência; e o desvio padrão: valor do desvio padrão para todos os valores das diferenças calculadas. Desta forma, é possível comparar quantitativamente as duas superfícies.

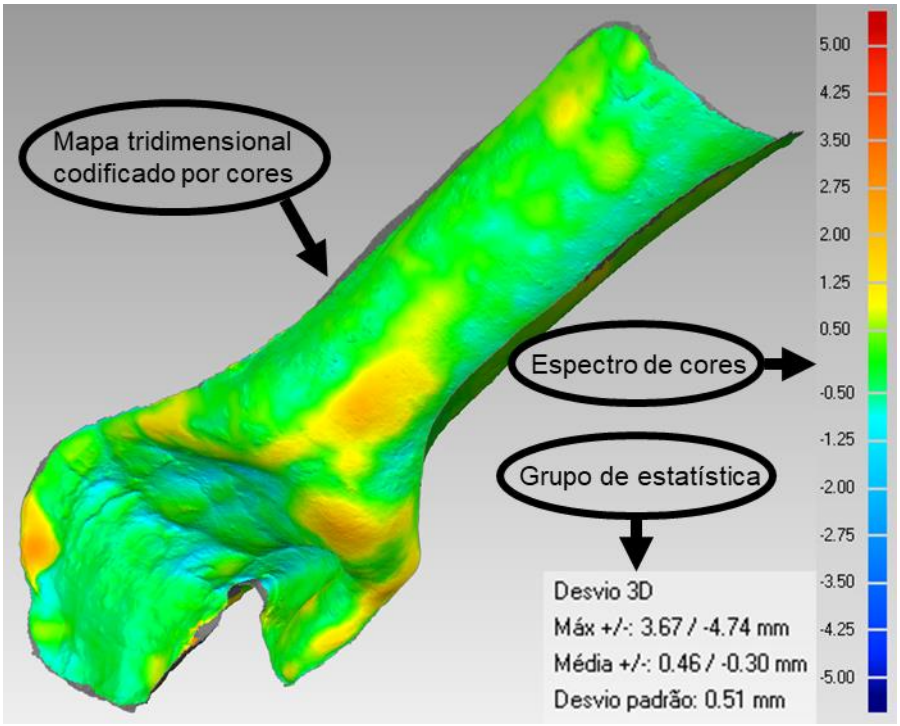


Figura 39 - Resultado gerado pela análise de desvio pelo programa Geomagic.

3.4.2 Validação das malhas geradas pelos digitalizadores de baixo custo

Com o auxílio do Geomagic, o primeiro tipo de comparação dimensional consistiu em comparar cada malha digitalizada pelo sistema Kinect e Remake com a gerada pelo sistema REVscan. Foram anotados os valores médios, os desvios padrão e a localização dos máximos desvios de todas as 24 sobreposições realizadas.

Essa ferramenta foi aplicada nas malhas que passaram pela etapa de tratamento, delimitação da região de interesse. Como a cena de digitalização e a quantidade de dados captados pelos digitalizadores são diferentes, o programa não consegue sobrepor e comparar as malhas antes da delimitação de interesse.

3.4.3 Validação das operações realizadas nos programas CAD 3D

O outro tipo de comparação verificou as distorções na malha causadas pela etapa de tratamento. Assim, a ferramenta de análise de desvio foi aplicada em cada malha antes e depois dos procedimentos descritos nessa etapa.

3.4.4 Parâmetros comparativos

Com intuito de comparar os três digitalizadores utilizados foram selecionados os seguintes parâmetros comparativos: tamanho do arquivo STL gerado; quantidade de triângulos; tempo de digitalização; tipo e quantidade de defeito apresentados na malha; e a precisão dos digitalizadores de baixo custo quando comparados com o REVscan.

O tamanho do arquivo STL gerado pelo programa do digitalizador foi escolhido, pois, tamanhos demasiados podem prejudicar o processamento dos programas CAD 3D. Além disso, serão anotados os valores antes e depois da delimitação da região de interesse, objetivando verificar qual digitalizador captou mais regiões do ambiente de escaneamento.

O parâmetro quantidade de triângulos foi escolhido para comparar a resolução da malha gerada por cada digitalizador.

O tempo de digitalização foi um parâmetro escolhido para verificar qual sistema é mais rápido, podendo surgir mais discussões com base nesse parâmetro. Foi contabilizado o tempo de varredura e de geração da malha, resultando no tempo total de digitalização. O tempo de varredura consiste na duração do escaneamento do molde em gesso e, no caso do Remake, o tempo para registrar as 32 fotografias. Já o tempo de geração é o tempo para obter o arquivo STL a partir do escaneamento.

O tipo e quantidade de defeito dos 36 modelos digitais foram descritos a fim de comparar qual sistema de digitalização gerou mais defeitos e quais foram os tipos de defeitos mais comuns para cada sistema.

Com os valores calculados na análise de desvios será possível verificar qual digitalizador de baixo custo reproduz com maior fidelidade a geometria do molde, quando comparados com o REVscan.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados e discussões referentes as etapas de digitalização indireta, tratamento das malhas e modelagem das órteses, as análises realizadas e, por fim, as considerações finais do capítulo.

4.1 DIGITALIZAÇÃO INDIRETA

A etapa de digitalização indireta é composta pelos procedimentos de confecção e de digitalização 3D dos moldes em gesso.

4.1.1 Confecção dos Moldes em Gesso

Na Figura 40 é apresentada uma fotografia durante o processo de confecção do molde em gesso na posição neutra (a) e na de máxima flexão (b). Comparando as duas imagens é possível observar que a confecção do molde em gesso na posição de máxima flexão necessitou de maior cuidado, pois, havia um ajudante auxiliando o terapeuta ocupacional (TO) enquanto era realizado o posicionamento do membro.

Figura 40 - Durante a confecção de um molde em gesso na posição neutra (a) e na de máxima flexão (b).

Desta forma foram confeccionados pelo TO os 12 moldes em gesso de punho mão e dedos apresentados na Figura 41.

Figura 41 - Moldes em gesso confeccionados pelo TO.

4.1.2 Digitalização dos Moldes em Gesso

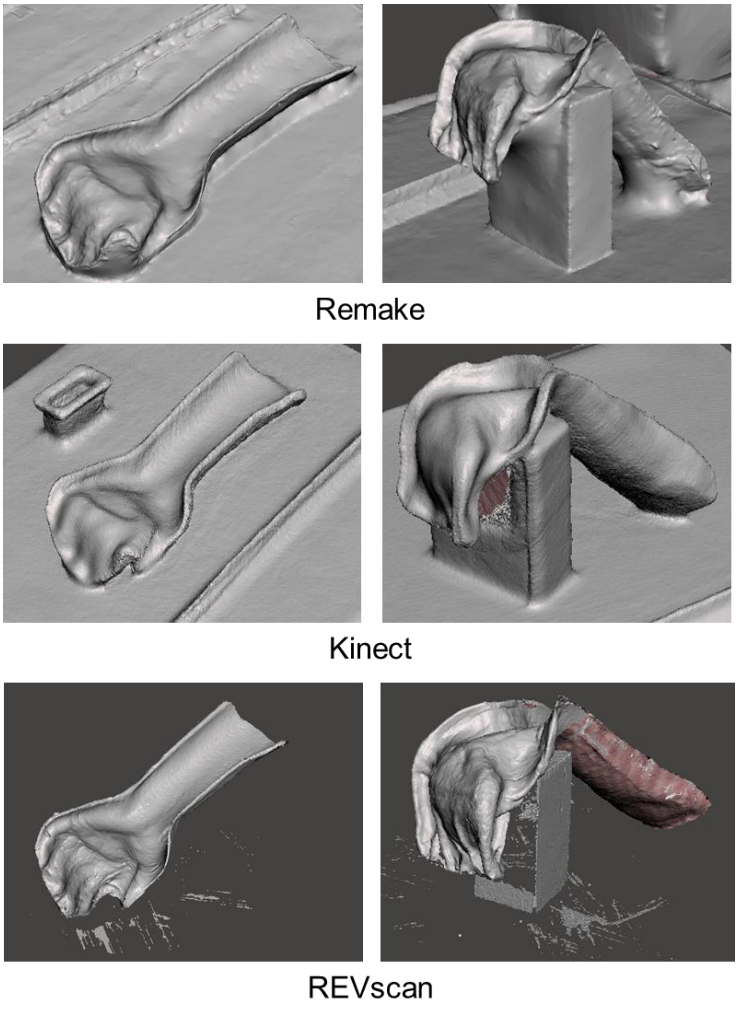


Figura 42 - Comparação visual entre as malhas geradas pelo Remake, Kinect e REVscan.

Na Figura 42 são apresentadas as digitalizações geradas pelo Remake, Kinect e REVcan dos moldes nas posições neutra e de máxima flexão. Visualmente é possível perceber que o Kinect e o Remake captaram mais regiões da cena de

digitalização quando comparados com o REVscan. Além disso, entre os dois escâneres de baixo custo, nota-se o modelo originado pelo Remake se aproximou mais da geometria gerada pelo REVscan, principalmente na região dos dedos. Ademais, o tipo de molde (posição neutra ou o de máxima flexão) foi indiferente para a aplicação do procedimento de digitalização.

4.2 TRATAMENTO DA MALHA

Neste item será abordada a etapa de tratamento da malha composta pelos procedimentos de aplicação de escala, delimitação da região de interesse, identificação e correção dos defeitos e suavização da borda da malha.

4.2.1 Aplicação de Escala

Ambos os programas CAD 3D permitiram aplicar a escala no modelo digital de forma semelhante. Com base no escalímetro foram selecionados dois pontos pertencentes a suas extremidades e foi indicado no programa a dimensão real entre esses dois pontos. Desta forma o programa aplica automaticamente a escala em todo modelo digital, tornando-o nas dimensões reais. Na Figura 43 é apresentado um exemplo da aplicação de escala no modelo digital com base no escalímetro no programa Meshmixer (a) e no Blender (b).

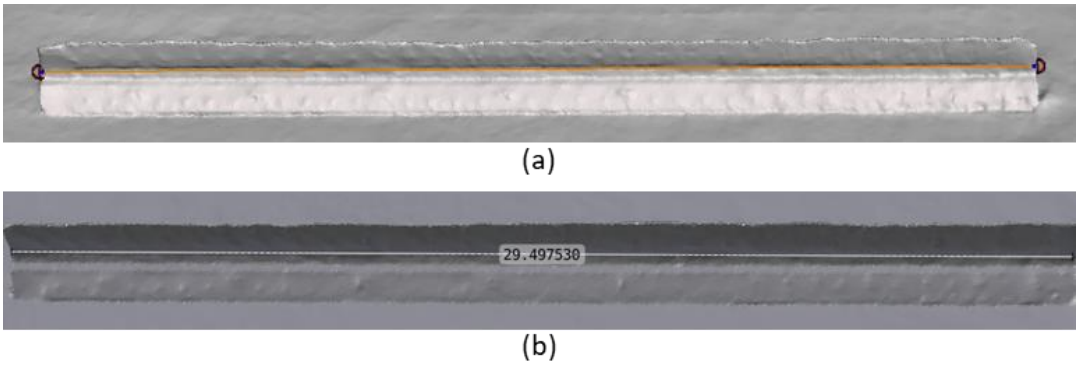


Figura 43 - Aplicação de escala no modelo digital com base no escalímetro: (a) Meshmixer e (b) Blender.

4.2.2 Delimitação da Região de Interesse

As 36 malhas geradas pelo Remake, Kinect 360 e REVscan foram delimitadas conforme exemplos apresentados, respectivamente, na Figura 44a, b e c.

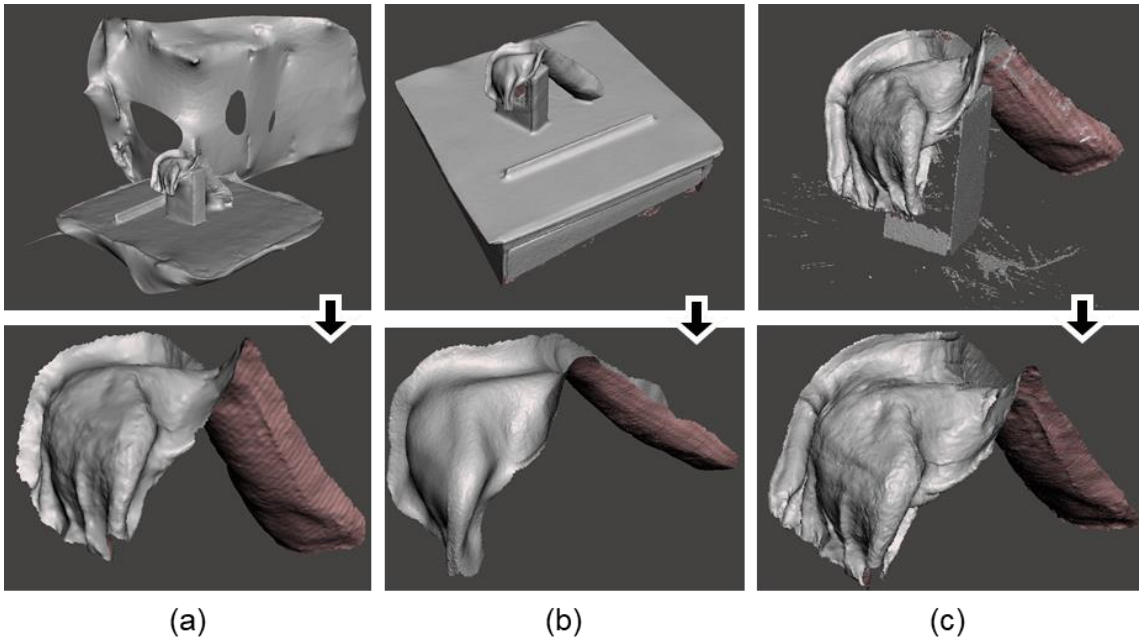


Figura 44 - Exemplos de delimitação da região de interesse: (a) delimitação da malha gerada pelo Remake, (b) pelo Kinect 360 e (c) pelo REVscan.

Nesse procedimento, por descuido ou por dificuldade de visualização, algumas regiões podem ser acidentalmente selecionadas, ocasionando a geração de defeitos durante o *offset* da malha. Durante a seleção, deve-se evitar os triângulos da borda do molde em gesso, ou seja, aqueles em que ocorre a mudança acentuada da curvatura em relação a superfície de interesse. No exemplo da Figura 45a está circulado os triângulos indesejados. A consequência dessa seleção equivocada pode ser visualizada na Figura 45b, onde, quando aplicado o *offset* da malha, esses triângulos curvados geram uma borda na nova malha que futuramente prejudicaria o procedimento de espessamento.

A forma mais eficaz de corrigir esse problema é eliminando os triângulos indesejáveis. Vale ressaltar que essa situação poderia ser evitada caso a delimitação da região de interesse fosse efetuada cuidadosamente, conforme exemplo apresentado na Figura 46, onde são evitadas as seleções dos triângulos pertencentes às bordas do molde.

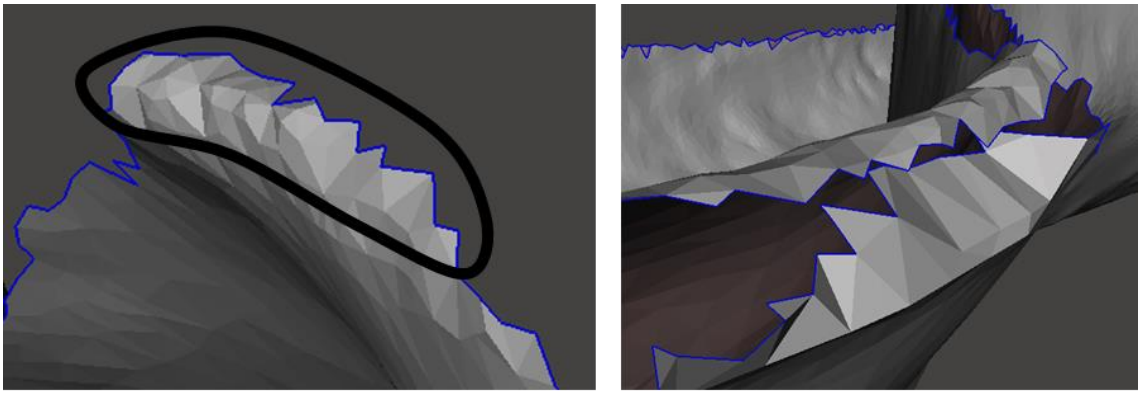


Figura 45 - Problemas na borda da malha: (a) existência de triângulos pertencentes à borda do molde em gesso e (b) problema gerado após o *offset*.

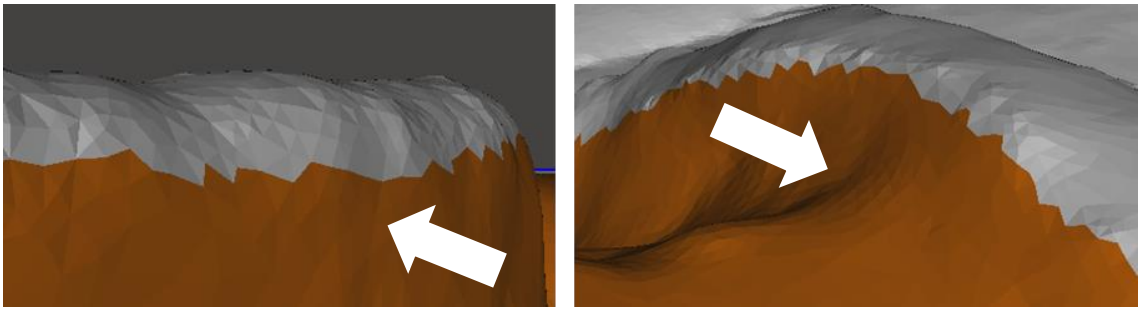


Figura 46 - Delimitação ideal da região de interesse indicada pelas setas.

4.2.3 Identificação e Correção dos Defeitos

Neste tópico serão descritos os defeitos apresentados na região de interesse. Os procedimentos para a correção no Meshmixer e Blender estão localizados nos Apêndices A e B, respectivamente.

Dentre os sistemas de digitalização, apenas as malhas geradas pelo Kinect não apresentaram defeitos na região de interesse. Tanto o REVscan quanto o Remake necessitaram de alguma correção. Vale destacar que a delimitação da região de interesse eliminou diversos outros tipos de defeitos como ruídos e triângulos desconexos à malha principal. Isso era esperado uma vez que o processo de digitalização se concentrou na região de interesse, deixando os arredores do molde sem detalhamento, ou seja, mais suscetíveis a falhas.

Dentre as 12 malhas geradas pelo REVscan, três apresentaram uma lacuna na região da lateral do polegar, possivelmente provocadas devido à dificuldade de acesso do laser durante a digitalização, também conhecidas como regiões de oclusão. Um exemplo deste defeito pode ser observado na Figura 47.

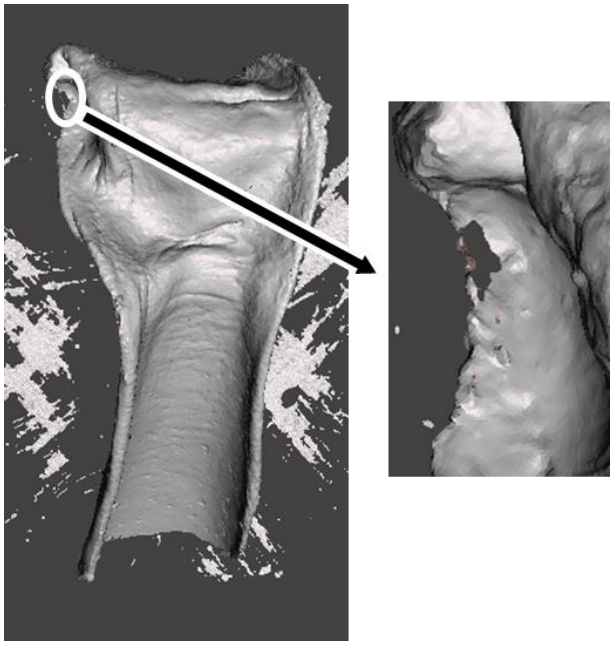


Figura 47 - Defeito apresentado em algumas malhas geradas pelo REVscan.

No caso das 12 malhas geradas pelo Remake, 11 apresentaram lacunas, como pode ser observado nos exemplos da Figura 48a e b. A princípio não haveria razões geométricas para ocorrer esse tipo de defeito nessa região, pois o molde em gesso não apresentava nenhuma irregularidade nesses locais. Desta forma, as recomendações da literatura não foram adequadas para a digitalização de moldes em gesso.

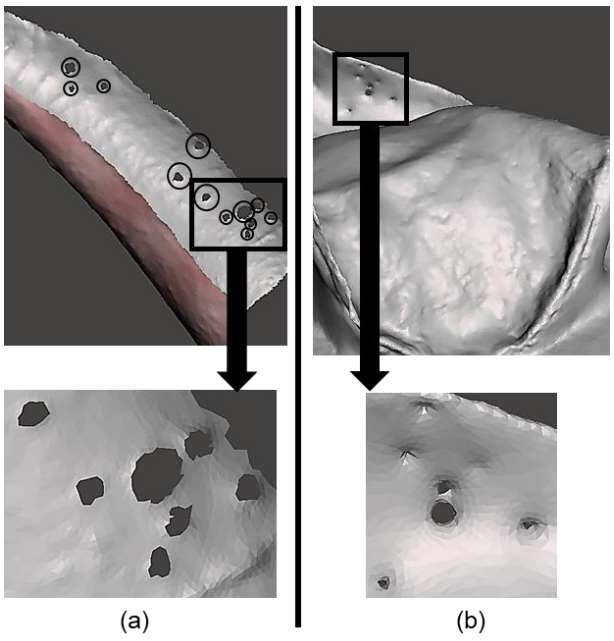


Figura 48 - Defeitos do tipo lacunas apresentados nas malhas geradas pelo Remake. Exemplos (a) e (b).

Acredita-se que após os resultados do estudo complementar, que está sendo realizado no grupo de pesquisa, cujo objetivo contempla as melhores técnicas para a digitalização de moldes em gesso com o Remake, esse tipo de defeito possa ser evitado. Contudo, a lacuna pôde ser preenchida nos programas CAD 3D gratuitos, não prejudicando a fidelidade da geometria e permitindo a continuação do uso dessas malhas no estudo. Na Figura 49 é apresentado o preenchimento de lacuna realizado no programa Meshmixer (a) e no Blender (b).

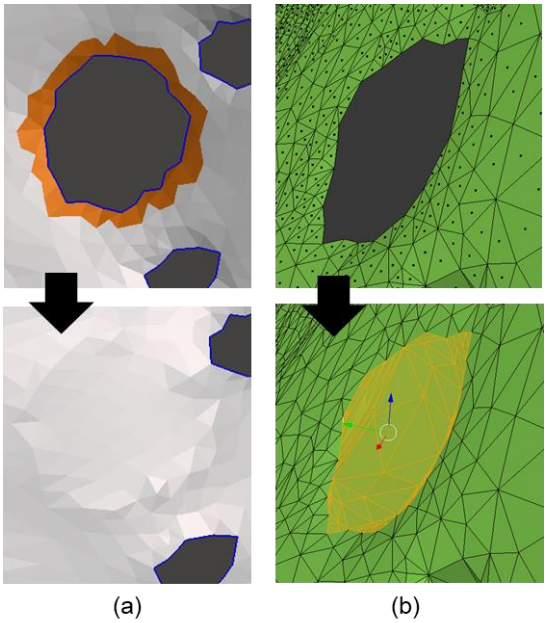


Figura 49 - Preenchimento de lacuna no Meshmixer (a) e no Blender (b).

4.2.4 Suavização da Borda

A suavização da borda só foi efetuada com sucesso no programa Meshmixer. No Blender não foi encontrada nenhuma ferramenta que solucionasse esse problema de forma eficaz e não dispendiosa. Algumas soluções para contornar esse problema foram descritas no Apêndice B e se resumem em editar a borda manualmente, seja deslocando os vértices, eliminando ou criando novos triângulos a fim de garantir a suavização.

Na Figura 50a e b é apresentando, respectivamente, a suavização da borda nos programas Meshmixer e Blender, onde pode ser observada a irregularidade da borda da malha antes da suavização.

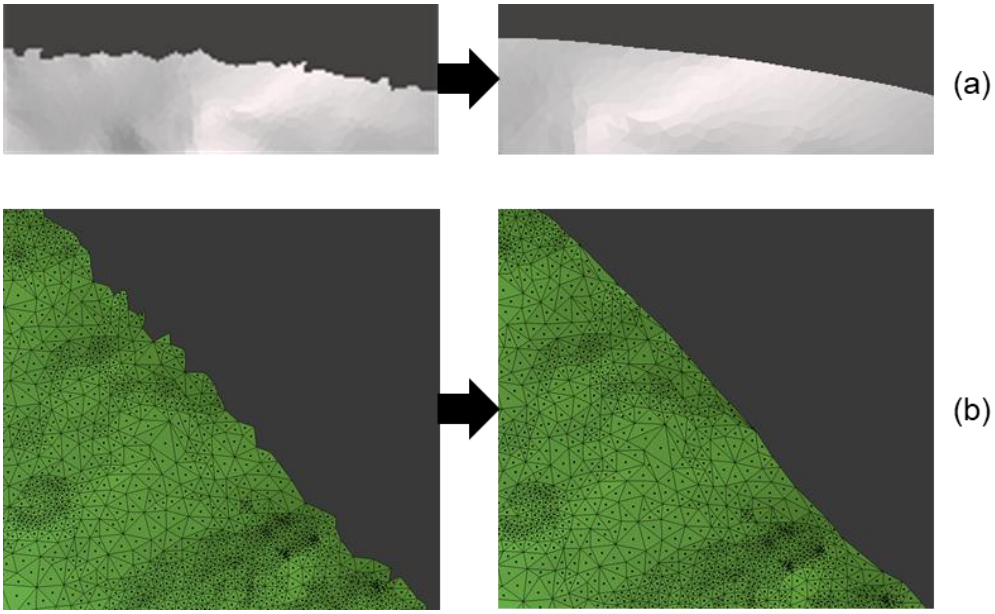


Figura 50 - Suavização da borda: (a) no Meshmixer e (b) no Blender.

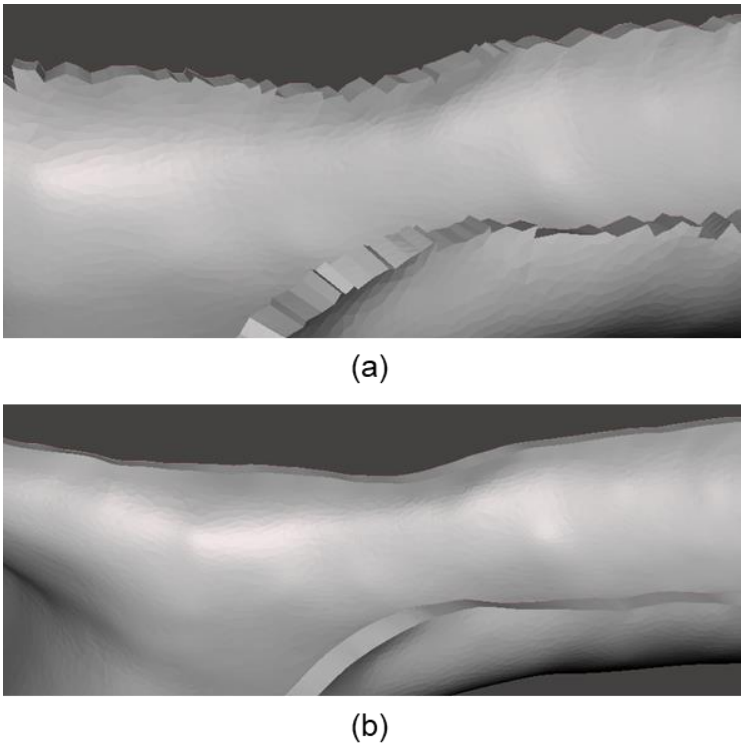


Figura 51 - Exemplo de espessamento da malha: (a) sem e (b) com a suavização da borda.

De forma a amenizar a não suavização da borda no Blender, será aplicada a suavização do corpo da órtese no último procedimento de modelagem da órtese.

4.3 MODELAGEM DA ÓRTESE

A etapa de modelagem da órtese se divide em três procedimentos: aplicação do recurso *offset*; espessamento da malha; e, suavização do corpo da órtese.

4.3.1 *Offset* da Malha

O *offset* é um procedimento de pouca interação com o usuário, porém exige atenção do operador, pois, alguns defeitos podem surgir na malha gerada pelo *offset*. Na Figura 52 é apresentado um exemplo do defeito que ocorreu na maioria dos modelos digitais durante o procedimento de *offset.* Visualmente, a borda da malha original aparenta estar devidamente suavizada, sem imperfeições. Porém, ao aplicar o *offset*, surgiram defeitos na borda da nova malha.

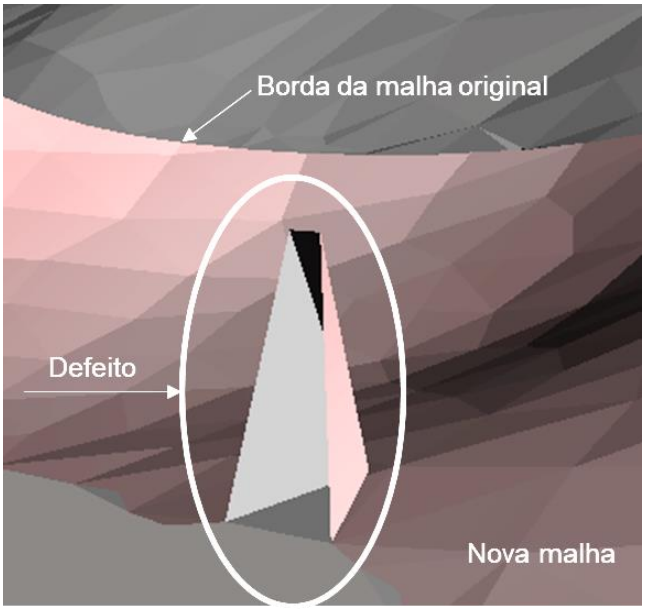


Figura 52 - Defeitos gerados na aplicação do *offset.*

Esses defeitos necessitam ser corrigidos antes de passar para o próximo procedimento, o de espessamento da malha. Portanto, foi encontrado duas maneiras de solucionar esse problema: cancelando o *offset* e suavizando novamente essas regiões da malha original e; suavizando a borda da nova malha e/ou eliminando manualmente esses triângulos indesejados. Dependendo da quantidade de defeitos como esse, a primeira opção pode tornar-se inviável caso seja necessário cancelar o *offset* diversas vezes. A ferramenta *offset* exige um nível considerado de

processamento e pode consumir mais tempo do que suavizar a nova malha ou excluir os triângulos indesejados.

Caso esses defeitos fossem ignorados, isso geraria outras imperfeições no procedimento de espessamento, inviabilizando o envio do modelo para a AM. Na Figura 53, estão indicados vários defeitos causados pela negligência desses triângulos indesejados na borda da malha.

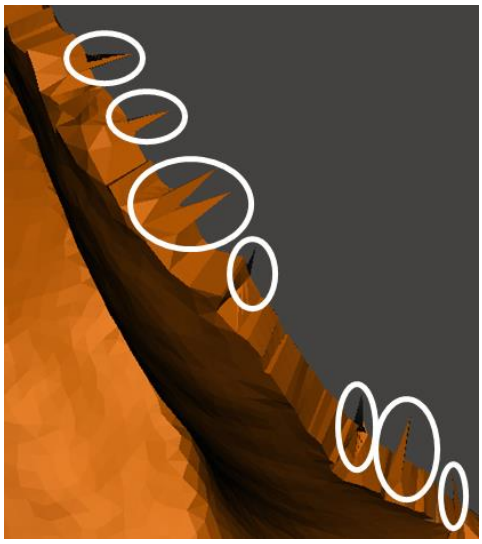


Figura 53 - Exemplo de imperfeições geradas no espessamento devido aos defeitos na borda malha.

Ao presenciar esse tipo de defeito, a melhor forma de corrigir é voltar à etapa de tratamento da malha, localizar a descontinuidade na região que ocorreu o defeito e suavizar ou eliminar os triângulos indesejados.

4.3.2 Espessamento da Malha

Para ambos os programas CAD 3D utilizados, o espessamento da malha é a aplicação do *offset* seguido da conexão da borda original com a borda da nova malha. Então, os cuidados necessários para evitar o surgimento de defeitos são os mesmos que foram comentados no procedimento anterior.

Entretanto, devido a algum descuido ao longo das etapas, podem ocorrer alguns defeitos ao espessar a malha, como os exemplos apresentados na Figura 54. Para corrigir esses problemas, a solução adotada foi regressar para a etapa de tratamento da malha e suavizar a borda ou eliminar os triângulos defeituosos.

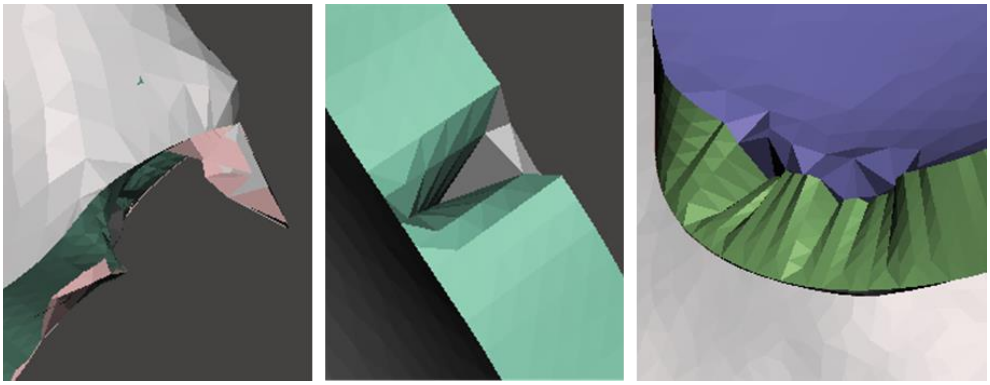


Figura 54 - Exemplo de defeitos ocorridos no espessamento da malha.

4.3.3 Suavização do Corpo

O último procedimento, suavização do corpo da órtese, permitiu minimizar diversas irregularidades e finalizar o modelo digital. As principais irregularidades minimizadas foram a suavização da região de interesse e a suavização da borda da órtese.

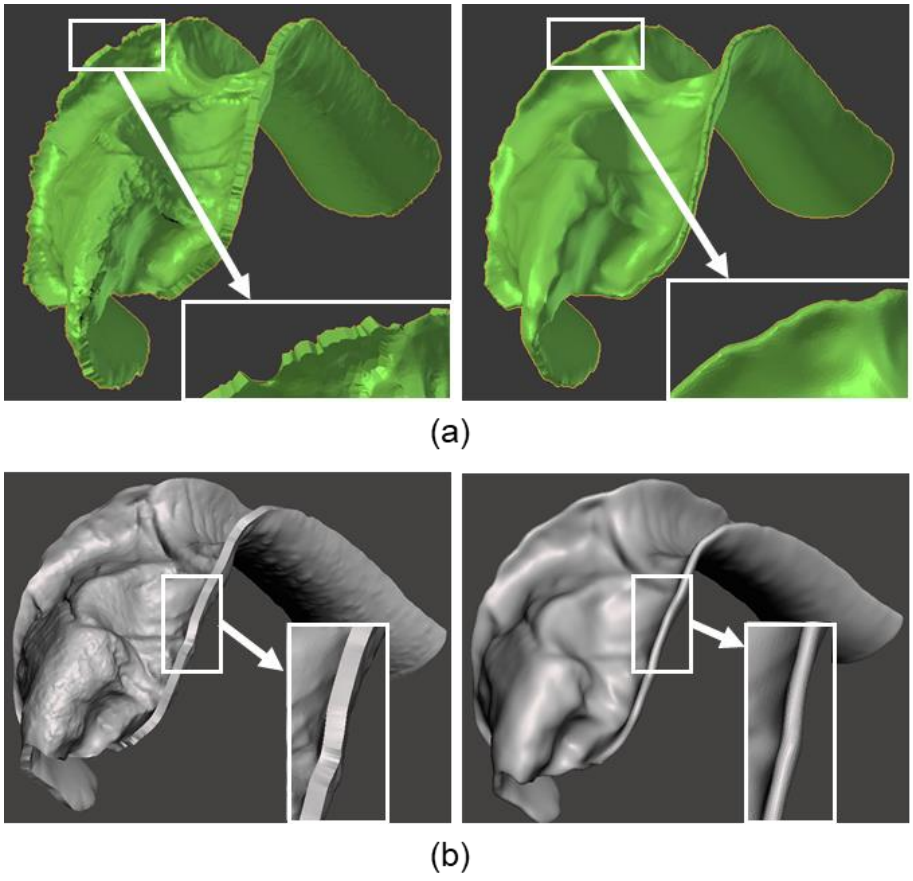


Figura 55 - Suavização do corpo do modelo digital: (a) procedimento realizado no Blender e (b) no Meshmixer.

Na Figura 55a é apresentado o antes e o depois da suavização do corpo da órtese no programa Blender. Nota-se a redução dos picos das bordas devido a não suavização da borda durante a etapa de tratamento da malha. Já no modelo desenvolvido no Meshmixer, Figura 55b, a suavização do corpo arredondou a quina da borda da órtese. Em ambos os modelos, a irregularidade na região de interesse da órtese foi suavizada, melhorando o aspecto visual do resultado final.

4.4 ANÁLISES

Neste item serão abordados os comparativos entre os digitalizadores e as análises realizadas para a validação das malhas e das operações nos programas CAD 3D. Por fim será feita as considerações finais das análises.

4.4.1 Tamanho dos Arquivos e Quantidade de Triângulos

Após a delimitação da região de interesse das malhas geradas pela digitalização, foi possível observar que o tamanho (em MB – megabytes) dos arquivos STL reduziam consideravelmente. Na Tabela 1, é possível observar que houve uma redução do arquivo para os três sistemas de escaneamento, de 93,8% para o Kinect, 84,4% para o Remake e 43% para o REVscan. Isto indica que o Kinect capturou mais dados do ambiente que os demais. O tamanho demasiado do arquivo STL é uma desvantagem devido à limitação dos programas computacionais. Por exemplo, para abrir no Meshmixer um arquivo de 70 MB, demora cerca de um minuto, já um arquivo de 20 MB, em torno de 20 segundos, valores estes dependentes do computador utilizado. Além disso, quanto mais pesado o arquivo, maiores são as chances do programa CAD apresentar erro de funcionalidade (travar), levando a perda do trabalho do usuário.

Outra informação apresentada na Tabela 1 é a quantidade de triângulos gerada por cada digitalização. Nota-se que o REVscan apresenta a maior quantidade de triângulos na região de interesse, logo a maior resolução da malha, em segundo lugar o Kinect e por último o Remake. Também foi possível comprovar que o tamanho do arquivo está diretamente ligado à quantidade de triângulos, pois a redução dos

triângulos devida à delimitação da região de interesse implicou em uma redução proporcional do tamanho do arquivo.

Tabela 1 - Redução do tamanho do arquivo após a delimitação da região de interesse.

	Tamanho do arquivo (MB)		Redução (%)	Quantidade de triângulos (x10³l)		Redução (%)
	Antes*	Depois**		Antes	Depois	
Kinect	78,89	4,91	93,77	1.600	100	93,70
Remake	17,45	2,73	84,36	360	60	84,28
REVscan	20,28	11,56	43,02	420	240	43,00

*antes da delimitação (malha original).

**depois da delimitação da região de interesse.

4.4.2 Tempo de Digitalização

Neste parâmetro, o Kinect foi o sistema que obteve o menor tempo de digitalização, seguido pelo REVscan e por último o Remake. Na Tabela 2, são apresentados os tempos de varredura, de geração do STL e o tempo de digitalização para cada um desses sistemas. Lembrando que o tempo de digitalização é a soma do tempo de varredura com o de geração do arquivo STL. O tempo total é o tempo para digitalizar os 12 moldes em gesso com cada digitalizador.

De forma geral o Kinect foi o sistema que obteve o menor tempo de digitalização, o REVscan o de maior tempo de varredura e o Remake o de maior tempo de geração do arquivo STL. Desses valores apresentados, o tempo de geração do Remake foi o que chamou mais atenção, pois demorou uma hora desde o começo do envio das 32 fotos para o servidor da Autodesk® até o recebimento do arquivo STL. Essa demora é diretamente influenciada pela dependência com o servidor do fabricante e pela velocidade da *Internet.* Além disso, algumas tentativas falharam devido à perda de conexão com o servidor da Autodesk, necessitando recomeçar o processo de envio das fotos. No final, devido aos erros durante o envio das fotos, o tempo para digitalizar os 12 moldes com os 3 sistemas foi maior do que 20h (1200 minutos).

Tabela 2 - Duração das digitalizações.

	Kinect	Remake	REVscan	Tempo Total (min)
Tempo de varredura (min)	3	5	20	336
Tempo de geração (min)	2	60	2	768
Tempo de digitalização (min)	5	65	22	1104

4.4.3 Validação das Malhas

Após realizar as 24 (12 moldes em gesso x 2 sistemas de baixo custo) análises de desvio, os resultados estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Análise de desvio entre as malhas geradas pelos sistemas de baixo custo com o de alto custo.

	Kinect X REVscan		Remake X REVscan	
	Média (mm)	Desvio padrão (mm)	Média (mm)	Desvio padrão (mm)
Moldes na posição neutra	0,86/-0,72	1,19	0,65/-0,47	0,86
Moldes na posição de máxima flexão	1,69/-0,91	1,79	0,39/-0,32	0,67

Os valores indicam que as malhas geradas pelo sistema Remake, em comparação ao Kinect, seguiram mais fielmente a geometria dos moldes, tanto na posição neutra quanto na de máxima flexão. O Kinect usado para a digitalização de moldes na posição de máxima flexão apresentou desvios médios maiores que na posição neutra. O contrário aconteceu com o Remake.

A fim de verificar se esses valores comprometem o resultado final da órtese, buscou-se na literatura tolerâncias dimensionais de produtos assistivos para membros superiores. A principal informação relevante foi encontrada no trabalho de Palousek et al (2014), na qual os autores comentam na etapa de pós-processamento, onde é fixado o material de conforto na órtese, valores próximos a espessura do material de conforto poderiam ser aceitos. Então, considerando a fixação do EVA na órtese, os valores dos desvios médios encontrados neste estudo seriam satisfatórios para validar as malhas geradas pelas digitalizações de baixo custo.

4.4.4 Validação das Operações Realizadas nos Programas CAD 3D

Aplicando a ferramenta de análise de desvios nas malhas, antes e após a etapa de tratamento realizadas no Meshmixer e no Blender, constatou-se uma baixa influência dessa na fidelidade da geometria. Dentre os três sistemas de digitalização, as malhas geradas pelo Remake foram as que apresentaram a maior influência, provavelmente devido as operações de fechamento das lacunas que ocorreram em 11 das 12 malhas. Na Tabela 4 são apresentados os valores médios dos desvios calculados em relação as malhas antes e depois da etapa de tratamento em cada um dos programas CAD 3D utilizados. Esses valores validam a aplicação dos procedimentos da etapa de tratamento da malha, pois, são menores que os valores calculados na análise de desvio entre os digitalizadores de baixo custo e o REVscan.

Tabela 4 - Análise dimensional das malhas antes e após as correções nos programas CAD 3D.

Sistema	Meshmixer Desvio Médio (mm)	Blender Desvio Médio (mm)
REVscan	0,09	0,06
Kinect	0,12	0,09
Remake	0,29	0,24

4.4.5 Considerações Finais das Análises

Embora o Kinect tenha gerado malhas com mais triângulos do que o Remake, implicando numa maior resolução, isto não resultou numa maior precisão. Na realidade, nestes quesitos, o Remake se mostrou mais eficiente, pois gerou arquivos mais leves, com menor resolução e mais precisos do que o Kinect. Agora, considerando o tempo total de digitalização, o Kinect pode ser uma ferramenta mais atraente do que o Remake.

Independente de qual sistema de digitalização de baixo custo é o mais indicado para este caso, ambas as malhas foram aprovadas quando comparadas com a digitalização de alto custo.

4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS DOS RESULTADOS E DISCUSSÕES

O escâner de alto custo não foi capaz de gerar uma malha livre de defeitos, principalmente nas bordas próximas ao polegar. O Kinect foi capaz de gerar malhas sem defeitos. As lacunas nas malhas do Remake ocorreram na maioria dos modelos digitais e, talvez, poderiam ser evitadas aprimorando os métodos de digitalização, entretanto tais defeitos não foram prejudiciais para o resultado final.

Observou-se que as etapas de tratamento da malha e modelagem da órtese são interdependentes, pois, se existe um defeito na malha, por menor que ele seja, ele se destacará na modelagem. Necessitando retornar a etapa de tratamento para sanar esse problema antes de avançar para os procedimentos seguintes, estabelecendo um ciclo de correção.

De forma geral, os resultados apresentados ressaltam a importância da etapa de tratamento das malhas, obtidas pela digitalização 3D, no processo de desenvolvimento de produtos assistivos visando a AM. Sem a edição e correção das malhas nos programas CAD 3D nenhuma das órteses poderia ser fabricada pela AM. Com os procedimentos utilizados neste trabalho foi possível aplicar todas as etapas para o desenvolvimento órteses e validar as tecnologias de baixo custo utilizadas.

5 CONCLUSÕES

A inacessibilidade da maioria dos profissionais da área da saúde às ferramentas de alto custo de digitalização 3D e de programas CAD 3D, somada com a oportunidade de fabricação de órteses customizadas por Manufatura Aditiva (AM), utilizando ferramentas de baixo custo, evidenciam a importância deste estudo.

Neste trabalho foram confeccionados por um terapeuta ocupacional (TO) 6 moldes em gesso de punho, mão e dedos na posição neutra e 6 na posição de máxima flexão do punho. Os moldes foram digitalizados, aplicando métodos com base na literatura, com o auxílio de dois sistemas de baixo custo (Remake e Kinect) e um de alto custo (REVscan). As malhas geradas foram tratadas e as órteses foram modeladas em dois programas CAD 3D gratuitos (Meshmixer e Blender).

Em relação à confecção dos moldes em gesso, observou-se que durante o posicionamento na máxima flexão foi necessário maiores cuidados por parte do TO do que na posição neutra.

Os moldes em gesso digitalizados pelos escâneres de baixo custo apresentaram resultados satisfatórios cada qual com suas vantagens e desvantagens. O Kinect gerou as malhas em um menor tempo e sem defeitos, porém com menor fidelidade da geometria do molde quando comparado com os resultados do Remake.

A maioria das malhas geradas pelo Remake apresentaram lacunas na região de interesse. Acredita-se que esse problema possa ser solucionado com o estudo complementar, que está sendo desenvolvido, cujo objetivo abrange o aprimoramento das técnicas para a utilização dessa ferramenta. Ademais, tais lacunas foram preenchidas nos dois programas CAD 3D e não prejudicaram o resultado final.

Ambos os programas CAD 3D podem ser indicados para o tratamento da malha e modelagem das órteses. Sendo que o Meshmixer apresentou ferramentas mais apropriadas para este estudo. O Blender só é indicado caso seja aplicada a etapa de suavização das bordas de forma manual, mesmo que o problema seja minimizado no procedimento de suavização do corpo.

De forma geral, este trabalho permitiu desenvolver órteses personalizadas utilizando ferramentas de baixo custo, validando a hipótese proposta Todos os procedimentos aplicados estão devidamente descritos em métodos e nos Apêndices A e B, auxiliando a disseminação das tecnologias empregadas. Este estudo contribuiu

para solucionar a lacuna observada na literatura, fazendo a ligação entre a digitalização e a fabricação por AM.

Sugestões para trabalhos futuros:

- Avaliar os procedimentos aplicados neste trabalho e sua reprodutibilidade.
- Desenvolver e comparar novas estratégias para a correção e modelagem de órteses personalizadas.
- Aplicar os procedimentos deste trabalho no desenvolvimento de outros tipos de órteses, como para as de membro inferior.
- Verificar se moldes com dimensões menores, como por exemplo de crianças, ou para pessoas que apresentem grande deformidade no membro prejudicariam a etapa de digitalização e, consequentemente, influenciariam nas de tratamento e modelagem.

REFERÊNCIAS

ACHILLE, C.; BRUMANA, R.; FASSI, F.; FREGONESE, L.; MONTI, C.; TAFFURELLI, L.; VIO, E. Transportable 3D Acquisition Systems for Cultural Heritage. Reverse Engineering and Rapid Prototyping of the Bronze Lions of the Saint Isidoro Chapel in the Basilica of San Marco in Venice . **XXI International CIPA Symposium**, p. 1–6, 2007.

AGNELLI, L. B.; TOYODA, C. Y. Estudo de Materiais para Confecção de Órteses e sua Utilização Prática por Terapeutas Ocupacionais no Brasil. In: **Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCAR**, v.11, n.2, p.83-94, 2003.

ALON, G.; MACBRIDE, K. Persons With C5 or C6 Tetraplegia Achieve Selected Functional Gains Using a Neuroprosthesis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 119 - 124, 2003.

AOC - Advanced Output Center. **Guide for 3D Scanning**. Disponível em: <http://crit.artic.edu/aoc/pdfs/aoc_3d_scan_handyscan.pdf>. Acesso em: 09 jul. 2016.

ASSISTIVA. **Catálogo Nacional de Produtos de Tecnologia Assistiva**. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Disponível em: <http://assistiva.mct.gov.br>. Acesso em: 17 jun. 2016.

AUTODESK. **3ds Max**. Disponível em: <http://www.autodesk.com/education/ free-software/3ds-max>. Acesso em: 30 jun. 2016a.

AUTODESK. **Remake**. Disponível em: <http://www.123dapp.com/howto/ catch>. Acesso em: 08 jul. 2016b.

AVILAQ, A. J.; REZAIE, A. H. 3D Face Reconstruction Using Modified Shadow Moiré. **21st Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)**, p 1-5, 2013.

AVIZ, D. **Estudo da Técnica de Engenharia Reversa para Construção de Geometrias Complexas Focando Erros de Forma e Métodos de Digitalização Geométrica**. 2010. 147 f. Dissertação – Instituto Superior Tupy, Joinville, 2010.

BLENDER. **Blender**. Disponível em: <https://www.blender.org/>. Acesso em: 30 jun. 2016.

RINAUDO, F.; BORNAZ, L.; ARDISSONE, P. 3D High Accuracy Survey and Modelling for Cultural Heritage Documentation and Restoration. **VAST 2007, Future Technologies to Empower Heritage Professionals**, p. 19-23, 2007.

BRAGANÇA, S.; CARVALHO, M.; XU, B.; AREZES, P.; ASHDOWN, S. A Validation Study of a Kinect Based Body Imaging (KBI) Device System Based on ISO 20685 : 2010. **5th International Conference on 3D Body Scanning Technologies**, p. 372–377, 2014.

BRASIL. **Comitê de Ajudas Técnicas**. 138 f. Tecnologia Assistiva - Brasília: CORDE, Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. 2009.

BRASIL. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas**. 224 f. Brasília: Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde, 2013a.

BRASIL. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Paralisia Cerebral**. 80 f. Brasília: Ministério da Saúde Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas Estratégicas, 2013b.

BRENDLER, C. **Método para Levantamento de Parâmetros Antropométricos Utilizando um Digitalizador 3D de Baixo Custo**. 2013. 151 f. Dissertação – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

BREWCZYŃSKI, D. Non-Contact Measurement of Geometrical Parameters in Landing Gear Using the Handheld 3D Laser Scanner. **Journal of KONES. Powertrain and Transport**, v. 21, n. 3, p. 23–28, 2014.

BREWCZYŃSKI, D.; TORA, G. Identification of Joints Positions of the Landing Gear Mechanism Using Laser Measurements. **Logistyka**, v. 6, p. 2270–2276, 2014.

BRITO, E. P. DE; MENEGON, N. L. Uso de Hardware Tipo Kinect para Modelagem Tridimensional Aplicada ao Projeto de Situações Produtivas. **XXXV Encontro Nacional de Engenharia de Producao**, 2015.

CAPELLO, V. A. TOYODA, C. Y. **Indicação e Confecção de Órtese: Papel do Terapeuta Ocupacional no Tratamento da Mão**. Trabalho de Conclusão de Curso, Lins, 2000.

CAPPELLETTO, E.; ZANUTTIGH, P.; CORTELAZZO, G. M. 3D Scanning of Cultural Heritage with Consumer Depth Cameras. **Multimedia Tools and Applications**, p. 3631-3654, 2014.

CHAN, D.; CHUNG, A.; HAINES, J.; YAU, E.; KUO, C. The Accuracy of Optical Scanning: Influence of Convergence and Die Preparation. **Operative Dentistry**, v. 36, n. 5, p. 486–491, 2011.

CHESHIRE, L. Splinting the Hand. In: SALTER,M.; CHESHIRE,L. **Hand Therapy: Principles and Practice**. Butterworth Heinemann, p.237-262, 2000.

CIOBANU, O.; XU, W.; CIOBANU, G. The Use of 3D Scanning and Rapid Prototyping. **Fiability & Durability**, n. 1, p. 241–247, 2013.

CREAFORM. **Scanner Revscan**. Disponível em: <http://www.creaform3d.com/pt/atendimento-ao-cliente/produtos-legados/scanner-revscan>. Acesso em: 08 jul. 2016.

CRUZ, L.; LUCIO, D.; VELHO, L. Kinect and RGBD Images: Challenges and Applications. **25th SIBGRAPI-T - Conference on Graphics, Patterns and Images Tutorials**, p. 36–49, 2012.

COP. **Computer graphics world**. Vol. 32. N 12. 2009.

DAANEN, H.; TER HAAR, F. 3D Whole Body Scanners Revisited. **Displays**, v. 34, n. 4, p. 270–275, 2013.

DARDON, U.; SOUZA, R.; ABRANCHES, C.; BERGQVIST, L. Modelagem 3D e suas Aplicações na Pesquisa Paleontológica. **Gaea – Journal of Geoscience**, v. 6, n. 2, p. 76–89, 2010.

DOMBROSKI, C. E.; BALSDON, M. E. R.; FROATS, A. The Use of a Low Cost 3D Scanning and Printing Tool in the Manufacture of Custom-Made Foot Orthoses: A Preliminary Study. **BMC research notes**, v. 7, n. 1, p. 443, 2014.

FESS, E. E. A History of Splinting: To Understand the Present, View the Past. **Journal of Hand Therapy**, v. 15, n. 2, p. 97-132, 2002.

FERRIGNO, I. S. V. O Uso de Órteses em Terapia da Mão. In: **Terapia da Mão: Fundamentos para a prática clínica**. cap.10. p.123- 138. São Paulo: Santos, 2008.

FOSS-CAPBELL, B. Principles of Splinting the Hand. **Plas. Surg. Nurs**. Vol. 18, n. 3, 1998.

FREITAS, G. **Metodologia e Aplicabilidade da Digitalização 3D a Laser no Desenvolvimento de Moldes para Calçados e Componentes**. 2006. 115 f. Dissertação – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

GIBSON, I.; ROSEN, D.; STUCKER, B. **Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing**. 2 ed. Springer, 2014.

GRILLO, O.; ROMANO, P.; MONNERAT, M. 3D Modeling and its Application in Paleontological Research. **Gaea – Journal of Geoscience**, v. 7, n. 1, p. 77–81, 2011.

GUANGSONG, L.; JIEHONG, L. A Method of Reconstruction Based on Kinect Depth Camera. **Journal of Chemical Information and Modeling**, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013.

HURST, A.; KANE, S. Making Accessible. **Proceedings of the 12th International Conference on Interaction Design and Children**. ACM, p. 635-638, 2013.

JARDINI, A.; BINELI, A.; ULRICH, C.; BERNARDES, L.; FILHO, R. Integração de Prototipagem Rápida e Engenharia Reversa no Desenvolvimento Rápido do Produto. **6th Brazilian Conference on Manufacturing Engineering**. 2011.

KARBACHER, S.; LABOUREUX, X.; SCHÖN, N.; HÄUSLER, G. Processing Range Data for Reverse Engineering and Virtual Reality. **3-D Digital Imaging and Modeling,**

2001. Proceedings. Third International Conference on. IEEE, p. 314–321, 2001.

KHOSHELHAM, K. Accuracy Analysis of Kinect Depth Data. **International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences**, v. XXXVIII-5/w12, p. 133–138, 2011.

LAI, J.; LAI, H. Repairing Triangular Meshes for Reverse Engineering Applications. **Advances in Engineering Software**, v. 37, n. 10, p. 667–683, 2006.

LEONG, K.; CHUA, C.; NG, Y. A Study of Stereolithography File Errors and Repair. Part 1. Generic Solution. **International Journal Adv. Manuf. Technol.**, v. 12, p. 407–414, 1996.

LINDEMAYER, C. K. **Estudo e Avaliação de Termoplásticos Utilizados na Confecção de Órteses**. Dissertação – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2004.

MANKOFF, K.; RUSSO, T. The Kinect: A Low-Cost, High-Resolution, Short-Range 3D Camera. **Earth Surface Processes and Landforms**, v. 38, n. 9, p. 926–936, 2013.

MATERIALISE**. 3D Printing with Meshmixer: A Beginner-friendly Introduction to 3D Sculpting and Combining Meshes.** Disponível em: <https://i.materialise.com/blog/3d-printing-with-meshmixer-a-beginner-friendly-introduction-to-3d-sculpting-and-combining-meshes/>. Acesso em: 30 jun. 2016.

MAVROIDIS, C.; RANKY, R. G.; SIVAK, M. L.; PATRITTI, BENJAMIN L.; DIPISA, J.; CADDLE, A.; GILHOOLY, K.; GOVONI, L.; SIVAK, S.; LANCIA, M.; DRILLIO, R.; BONATO, P. Patient Specific Ankle-Foot Orthoses Using Rapid Prototyping. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 8, n. 1, p. 1-11, 2011.

MENESES, A.; ABREU, S.; LOPES, L.; ALVES, J. Utilização das Tecnologias de Fabrico Aditivo para a Produção de Sapatos para Pessoas com Paralisia Cerebral. **CENFIM**, 2015.

MESHMIXER. **Manual**. Disponível em: <http://www.mmmanual.com/>. Acesso em: 30 jun. 2016.

MOLINA, A.; HERAS, S. Accuracy of 3D Scanners in Tooth Mark Analysis. **Journal of Forensic Sciences**, v. 60, n. s1, p. S222–S226, 2015.

MONKOVÁ, K.; MONKA, P. Creating of 3D Model with Difficult Shapes without the Parameters and Dimensions of Real Part. **7th International Conference of the Carpathian Euro-Region Specialists in Industrial Systems**, p. 1224–3264, 2007.

NGUYEN, H.; WÜNSCHE, B.; DELMAS, P.; LUTTEROTH, C. 3D Models from the Black Box: Investigating the Current State of Image-Based Modeling. **20th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision, WSCG 2012 - Conference Proceedings**, p. 249–258, 2012.

NOORDHOEK, J.; LOSCHIAVO, F. Órtese de Repouso para Fase Aguda de Artrite Reumatoide. **Rev. Bras. Reumatologia**, v. 47, n. 2, p. 121-122. 2007.

PALLARI, J.; DALGARNO, K.; WOODBURN, J. Mass Customization of Foot Orthoses for Rheumatoid Arthritis Using Selective Laser Sintering. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 7, p. 1750–1756, 2010.

PALOUSEK, D.; ROSICKY, J.; KOUTNY, D.; STOKLÁSEK, P.; NAVRAT, T. Pilot Study of the Wrist Orthosis Design Process. **Rapid Prototyping Journal**, v. 20, n. 1, p. 27–32, 2014.

PATERSON, A. M. J.; DONNISON, E.; BIBB, R.; CAMPBELL, R. Computer-Aided Design to Support Fabrication of Wrist Splints Using 3D Printing: A feasibility study. **Hand Therapy**, v. 19, n. 4, p. 102–113, 2014.

PATERSON, A. M. J.; Bibb, R.; Campbell, R.; BINGHAM, G. A Review of Existing Anatomical Data Capture Methods to Support the Mass Customisation of Wrist Splints. **Virtual and Physical Prototyping**, v. 5, n. 4, p. 201-207, 2010.

PATERSON, A. M. J.; Bibb, R.; Campbell, R.; BINGHAM, G. Comparing Additive Manufacturing Technologies for Customised Wrist Splints. **Rapid Prototyping Journal**, v. 21, n. 3, p. 230–243, 2015.

PATERSON, A. M. J. **Digitisation of the Splinting Process: Exploration and Evaluation of a Computer Aided Design Approach to Support Additive Manufacture**. 2015. 368 f. Doctoral Thesis – Loughborough University, Loughborough, 2013.

PETTEN, A.; ÁVILA, A.; LIMA, C. Efeito do Uso de Órtese de Punho na Função Manual. **Cad. Ter. Ocup. UFSCar**, v. 22, n. 1, p. 79–87, 2014.

PEREIRA, C. F., MELLO, S. L., SILVA, R. F. In: **Medicina da Reabilitação**. p.224-240. 3ºed. Ed. LIANZA,S. Rio de Janeiro, 2001.

PHILLIPS, B.; ZHAO, H. Predictors of Assistive Technology Abandonment. **Assistive Technology**, v. 5, n. 1, p. 36–45, 1993.

RODRIGUES, A.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e Prótese. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: Fundamentação & Prática.** Guanabara Koogan; Rio de Janeiro, 2007.

RODRIGUES, J. L**. Confecção de Órteses e Adaptações em PVC Tubular e Materiais de Baixo Custo**. Universidade do Estado do Pará. Belém: EDUEPA, 2005.

RODRIGUES, J.; GAZZIRO, M.; GONÇALVES, N.; NETO, O.; FERNANDES, Y.; GIMENES, A.; ALEGRE, C.; ASSIS, R. Aleijadinho 3D : Tecnologia na Difusão e Preservação do Patrimônio Cultural. **7th Seminário Internacional de Memória e Patrimônio**, p. 1–10, 2013.

SCAGLIUSI, N. **Do Cinzel ao Bit : A Revolução das Tecnologias Digitais no**

Design de Joias. 2015. 117 f. Dissertação – Pontífica Universidade Católica, Rio de Janeiro, 2015.

SILVA, D. E. N. **O Design Industrial e as Engenharias: Uma Possibilidade de Integração por Intermédio da Engenharia Reversa**. 2014. 392 f. Tese de Doutorado - Universidade Estadual Paulista, Bauru, 2014.

SILVA, F. DUARTE, L. ROLDO, L. KINDLEIN, W. A Digitalização Tridimensional Móvel e sua Aplicação no Design de Produto. **Design & Tecnologia**, n. 01, p. 60–65, 2011.

SILVA, F. P. **Órtese Abdutora de Polegar: Estudo de Material Alternativo aos Termoplásticos de Baixa Temperatura Atualmente Utilizados**. Dissertação – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2001.

SILVA, F. P. DA. **O Uso da Digitalização Tridimensional a Laser no Desenvolvimento e Caracterização de Texturas Aplicadas ao Design de Produtos**. 2006. 179 f. Dissertação – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

SILVA, J.V.L. da. Planejamento de Processo para Prototipagem Rápida. In: VOLPATO, N.(editor) **Prototipagem Rápida: Tecnologias e Aplicações.** Edgard Blücher; São Paulo, 2007.

SILVA, L. G. **Órtese em PVC para Membro Superior: Utilização por Terapeutas Ocupacionais Brasileiros, Propriedades Físico-mecânicas e de Toxicidade e Desempenhos Funcional e Mioelétrico**. 2014. 167 f. Dissertação – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2014.

SOUZA, M.; KREFER, A.; BORBA, G.; CENTENO, T.; GAMBA, H. Combining 3D Models with 2D Infrared Images for Medical Applications. **37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, p. 2395–2398, 2015.

TELFER, S.; PALLARI, J.; MUNGUIA, J.; DALGARNO, K.; MCGEOUGH, M.; WOODBURN, J. Embracing Additive Manufacture: Implications for Foot and Ankle Orthosis Design. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, n. 1, p. 84, 2012.

TISHKIN, V. O.; RAZINA, E. V. Technique for Obtaining Digital Models of Sections of the Human Body Using the Handyscan 3D Revscan and Konica Minolta VI-910 laser 3D scanners. **J. Opt. Technol.**, v. 79, n. 9, p. 566–570, 2012.

TONG, J.; ZHOU, J.; LIU, L.; PAN, Z.; YAN, H. Scanning 3D Full Human Bodies Using Kinects. **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v. 18, n. 4, p. 643–650, 2012.

TROMBLY, Catherine A.; RADOMSKI, Mary V. **Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas**. 1160 f. 5 ed. Editora Santos; São Paulo, 2005.

WALFORD, A.; SYSTEMS, E. A New Way to 3D Scan. **Visualisation Technical**, Nov,

p. 56–60, 2009.

WANG, C. S.; CHANG, T. R. Re-Triangulation in STL Meshes for Rapid Prototyping and Manufacture. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 37, n. 7-8, p. 770–781, 2008.

WĘŻYK, P.; SZOSTAK, M.; ZIĘBA, K.; RYSIAK, P.; HAWRYŁO, P.; RATAJCZAK, M. Preliminary Results of the Monumental Tree Monitoring Based on Terrestrial Laser Scanning - A Case Study of the Oak Bartek in Zagnańsk (Poland). **Archiwum Fotogrametrii, Kartografii i Teledetekcji**, v. 27, p. 185–200, 2015.

WHEAT, J. S.; CHOPPIN, S.; GOYAL, A. Development and Assessment of a Microsoft Kinect Based System for Imaging the Breast in Three Dimensions. **Medical Engineering and Physics**, v. 36, n. 6, p. 732–738, 2014.

WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. **World Report on Disability**. 358 f. 2011.

WILLIS, A.; SPEICHER, J.; COOPER, D. B. Rapid Prototyping 3D Objects From Scanned Measurement Data. **Image and Vision Computing**, v. 25, n. 7, p. 1174–1184, 2007.

ZHANG, L. C.; HAN, M.; HUANG, S. H. CS File - An Improved Interface Between CAD and Rapid Prototyping Systems. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 21, n. 1, p. 15–19, 2003.

APÊNDICE A

O objetivo deste apêndice visa descrever todos os procedimentos realizados no programa Meshmixer para a correção da malha, resultante da digitalização, e modelagem da órtese. Para tal, foi escolhido o modelo apresentado na Figura A 1, pois apresentou os problemas mais críticos em relação aos demais.

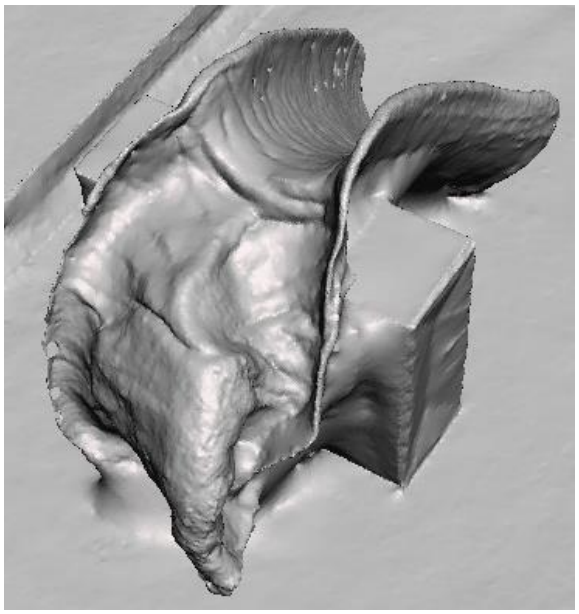


Figura A 1 - Modelo digital utilizado para aplicação dos procedimentos no Meshmixer.

1. Aplicação de escala: Etapa realizada apenas para os modelos gerados pelo Remake.

Utilizando a ferramenta *Analysis* > *Units/Dimensions*, definir uma reta sobre a geometria com dimensões conhecidas, conforme apresentado na Figura A 2. Após isso, em *Set Target Length*, redimensionar o comprimento da reta para a sua dimensão real, no caso do escalímetro, 324 mm.

Figura A 2 - Criação da reta para redimensionar o modelo.

2. Delimitação da região de interesse: Utilizando a ferramenta *Brush* localizada na aba *Select*, será selecionada toda a região de interesse. O tamanho do Brush pode variar para cada caso, na Figura A 3 é possível observar os parâmetros

utilizados e o tamanho do *Brush* utilizado. Seleciona-se os triângulos com o botão esquerdo do *mouse* e caso seja preciso, é possível remover a seleção pressionando *Shift* junto com o click no *mouse.*

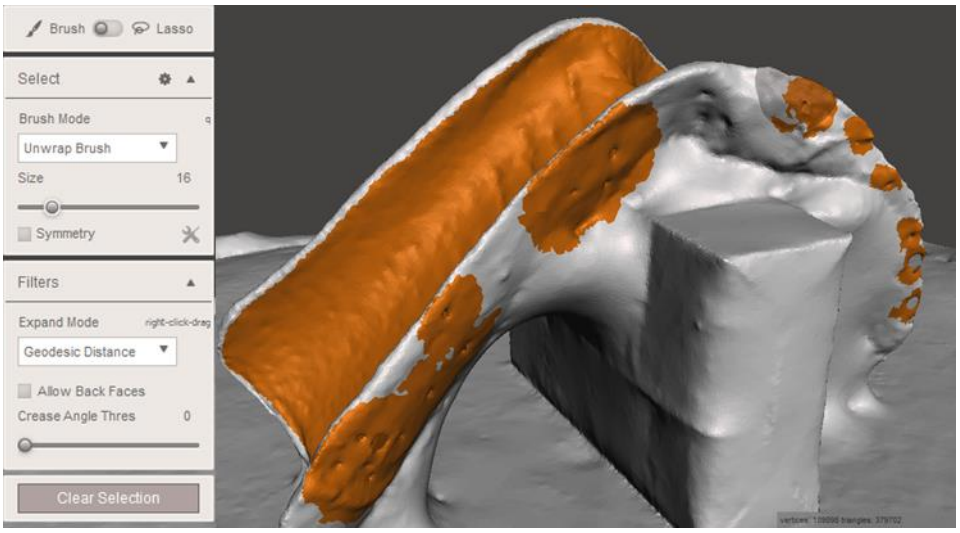


Figura A 3 - Ferramenta *Brush* utilizada para selecionar os triângulos da malha.

Nota-se na Figura A 3 que devido aos furos presentes no modelo são selecionados triângulos externos à região de interesse que deverão ser excluídos posteriormente. Além disso, outro detalhe é com relação a delimitação da região de interesse, que é imediatamente embaixo da borda do modelo. Caso o terapeuta ocupacional não tenha feito o pós acabamento do molde em gesso, é possível redefinir a geometria nesta etapa, com o auxílio do profissional.

Próximo passo é inverter a seleção realizada a fim de excluir o que não foi selecionado. Para isso, ainda na ferramenta *Select*, clique em *Modify* > *Invert*. Então, para excluir basta ir em *Edit* > *Discard.* Resultado parcial desta etapa é apresentado na Figura A 4.

Antes de finalizar a delimitação da região de interesse será necessário corrigir os furos para então excluir os triângulos externos a região desejada.

3. Correção dos furos: Antes de excluir a região que foi selecionada devido aos furos no modelo será necessário corrigir a malha. Neste passo serão selecionados e excluídos os triângulos próximos ao contorno dos furos, conforme a Figura A 5.

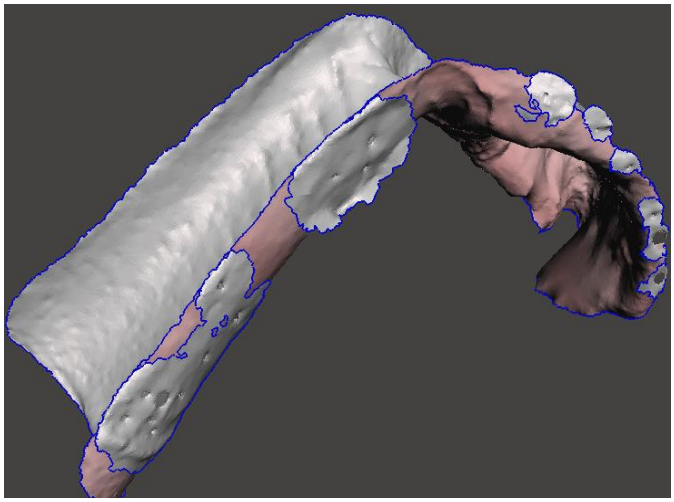


Figura A 4 - Resultado parcial da delimitação da região de interesse.

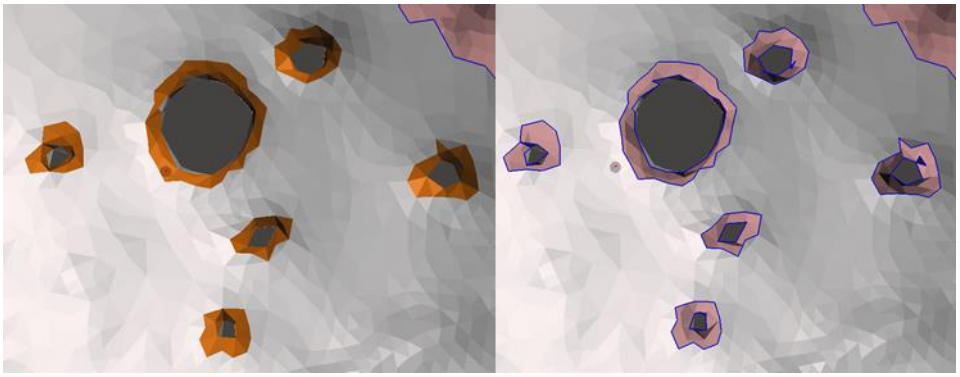


Figura A 5 - Seleção e exclusão dos triângulos nos contornos dos furos.

Importante observar a necessidade de excluir todos os triângulos ao redor do contorno. Caso reste pelo menos um triângulo conectando a região de interesse com a região externa, conforme apresentado na Figura A 6, ocorrerão problemas na próxima etapa.

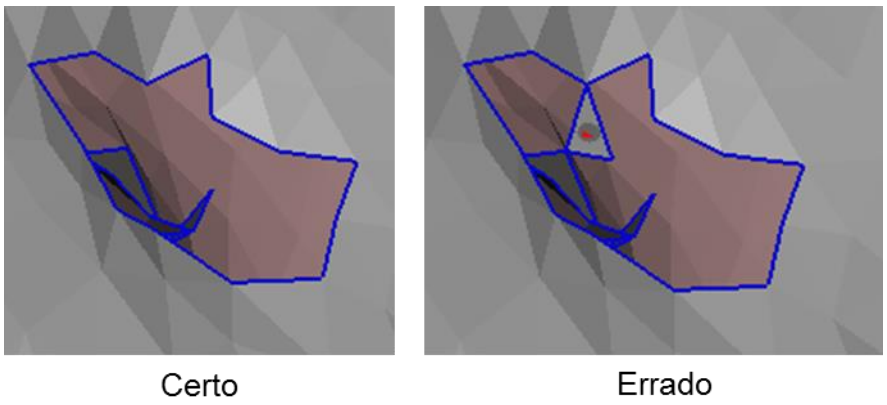


Figura A 6 - Possível erro na etapa de seleção e exclusão dos triângulos ao redor do furo.

Agora basta selecionar a região externa (com a ferramenta *Brush*) *e* excluí-la. O resultado da malha delimitada é apresentado na Figura A 7a. Antes de avançar, verificar se durante a exclusão dos triângulos não pertencentes a região de interesse foi realizada corretamente. Para isto, utiliza-se a ferramenta *Analysis* > *Inspector*. Se existir algum triângulo desconexo, o programa indicará, conforme a Figura A 7b, e clicando em cima das indicações, o programa excluirá os triângulos desconexos.

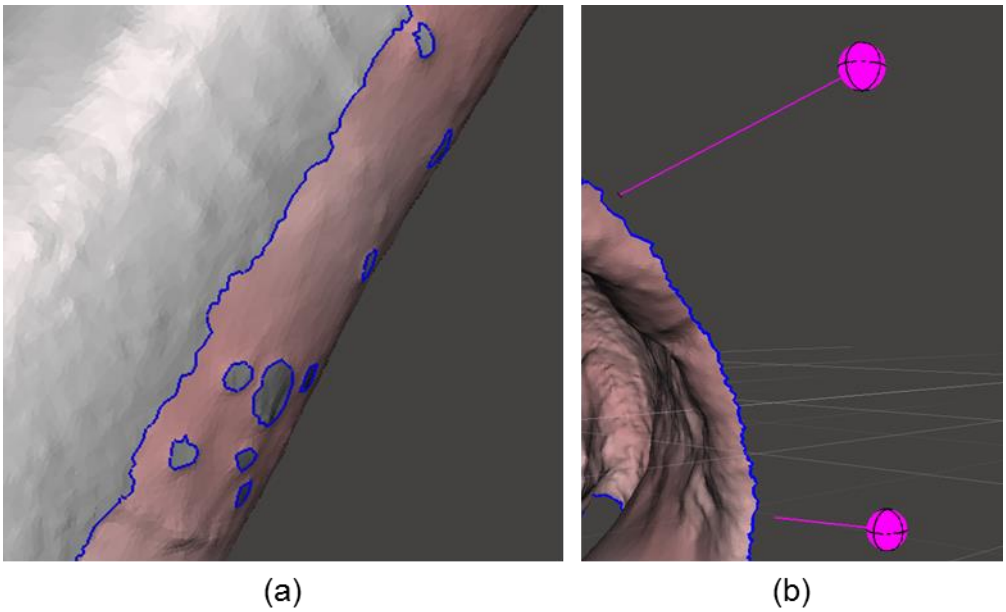
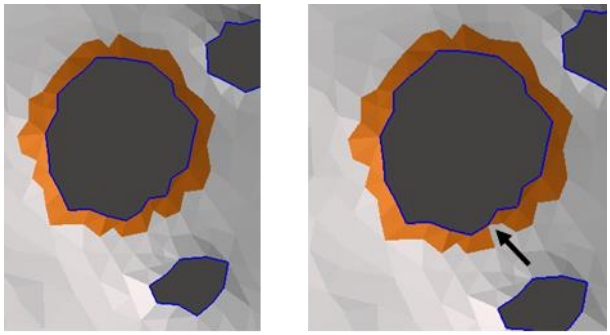


Figura A 7 - Exclusão da malha externa a região de interesse (a) e indicação dos triângulos restantes desconexos(b).

Os furos no modelo viraram lacunas na malha principal e o próximo passo é preenchê-los.

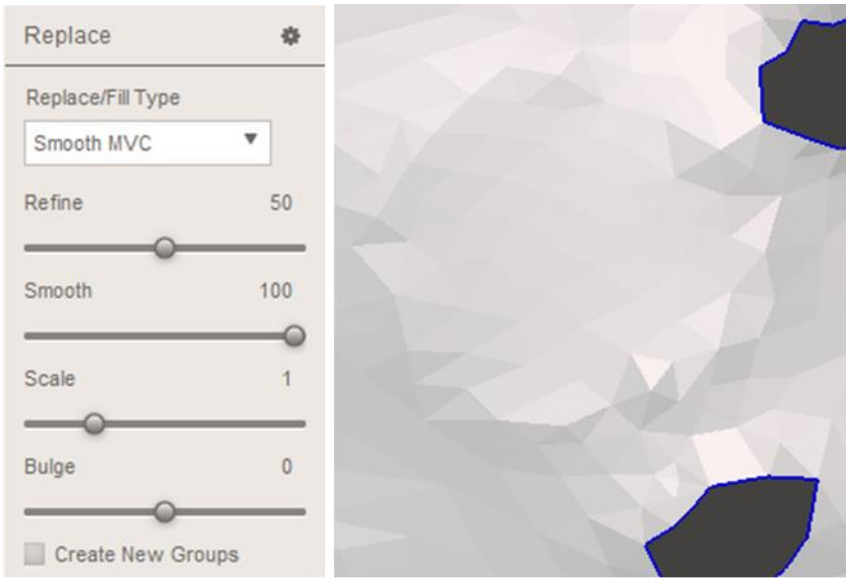
Preenchimento das lacunas: Nesta etapa é necessário selecionar todos os triângulos presentes na borda da lacuna, conforme a Figura A 8a. Caso esqueça algum triângulo, indicado pela seta na Figura A 8b, o procedimento não fechará a lacuna.

Após isso, será utilizada a ferramenta *Edit* > *Erase and Fill*, com os parâmetros apresentados na Figura A 9a. O resultado do preenchimento pode ser observado na Figura A 9b.



(a) (b)

Figura A 8 - Seleção dos triângulos pertencentes à borda da lacuna: (a) todos selecionados e (b) com um triângulo desmarcado.



(a) (b)

Figura A 9 - Parâmetros utilizados no preenchimento das lacunas (a) e resultado do preenchimento (b).

Este procedimento será feito em todas lacunas existentes na malha. Então, com a região de interesse sem defeitos, parte-se para a próxima etapa.

4. Tratamento da malha: Nesta etapa será suavizada a borda e o corpo da malha.

A suavização da borda é feita com a ferramenta *Sculpt* com os parâmetros apresentados na Figura A 10a. Vale ressaltar que as propriedades de *Strength* e *Size* podem variar em cada caso. As Figura A 10 b e c mostram o processo de suavização da borda, onde (b) é a borda antes da suavização e (c) a borda já suavizada.

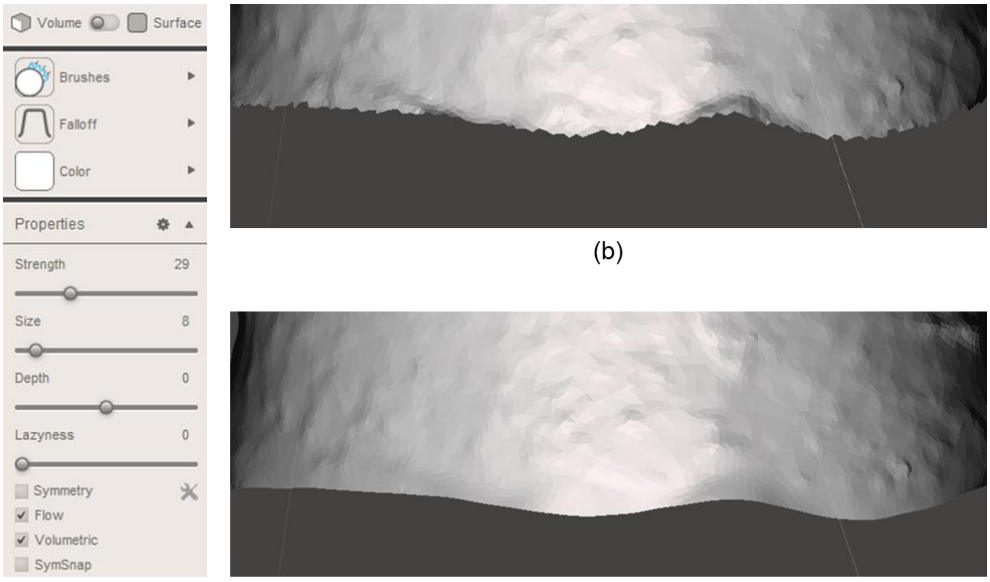


Figura A 10 - Parâmetros utilizados na ferramenta *Brush* (a), borda antes de suavizar (b) e borda suavizada (c).

Após a suavização de toda borda, será aplicado o *Smooth* para suavização de todo corpo do modelo. Para isso, deve selecionar todos os triângulos em *Select* > *Modify* > *Select All*, seguido de *Deform* > *Smooth.* Os parâmetros utilizados estão apresentados na Figura A 11a e podem variar conforme o caso, mas a opção *Shape Preserving* deve ser mantida para não ocorrer distorções grosseiras na malha. Na Figura A 11b é apresentado o resultado obtido até o momento.

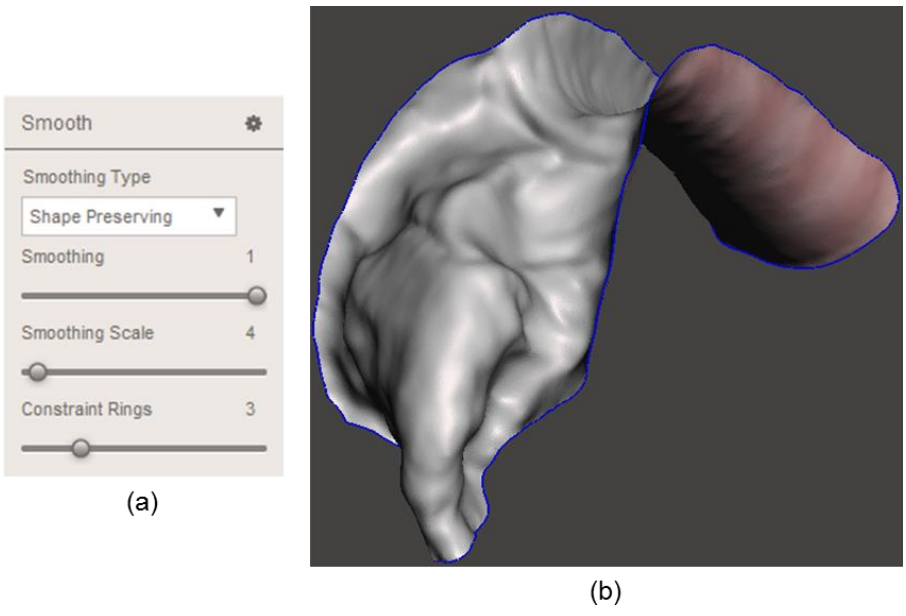


Figura A 11 - Parâmetros utilizados na ferramenta *Smooth* (a) e resultado da suavização (b).

A próxima etapa é a de modelagem da órtese e consiste em espessar a malha corrigida permitindo assim sua fabricação por Manufatura Aditiva. É interessante salvar o arquivo antes de avançar.

5. Modelagem da Órtese: Antes de aplicar o espessamento, é necessário aplicar uma folga na malha pensando na adição futura do material de conforto. Neste caso será aplicada uma folga de 2,5 mm.

Após selecionar toda a malha (comando utilizado anteriormente), será utilizado o recurso *Edit* > *Offset*. Defina a distância de o*ffset* em -2,5 mm, o sinal de negativo indica apenas o sentido do *offset*.

Utilizando a ferramenta de selecionar, selecione e exclua a malha original, restando apenas a malha recém criada. Devido a aplicação de um *offset* negativo as normais dos triângulos foram invertidas, para reverter essa situação deve selecionar toda malha e clicar em *Edit* > *Flip Normals*. Além deste problema, algumas regiões podem ter sido distorcidas, conforme exemplo apresentado na Figura A 12, onde ocorreu uma elevação na borda. Antes de avançar deve-se suavizar novamente toda a borda aplicando a ferramenta de *Sculpt*.

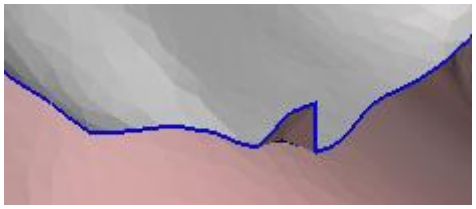


Figura A 12 - Distorção na borda devido ao *offset*.

Caso ocorra distorções em outras regiões da malha, Figura A 13a, aplicar novamente o *Smooth*, Figura A 13b.

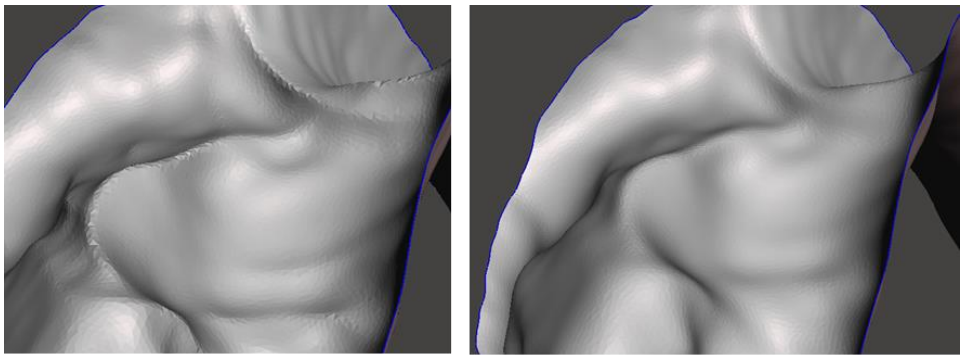


Figura A 13 - Distorções na malha causadas pelo *offset* (a) e nova suavização da malha (b).

6. Espessamento da malha: Nesta etapa a superfície será transformada em um corpo sólido. Para isto será aplicado um novo *offset*, porém, com uma distância de -3,5 mm e com a opção de *Connected* selecionada.

Podem surgir diversos problemas por diversos motivos, perceptíveis ou não. Por exemplo, na Figura A 14 (a) é apresentado uma região da borda onde alguns triângulos foram projetados para fora do corpo sólido da órtese, (b) surgimento de uma cavidade na borda, onde alguns triângulos entraram na região interna do corpo da órtese e (c) borda com canto vivo.

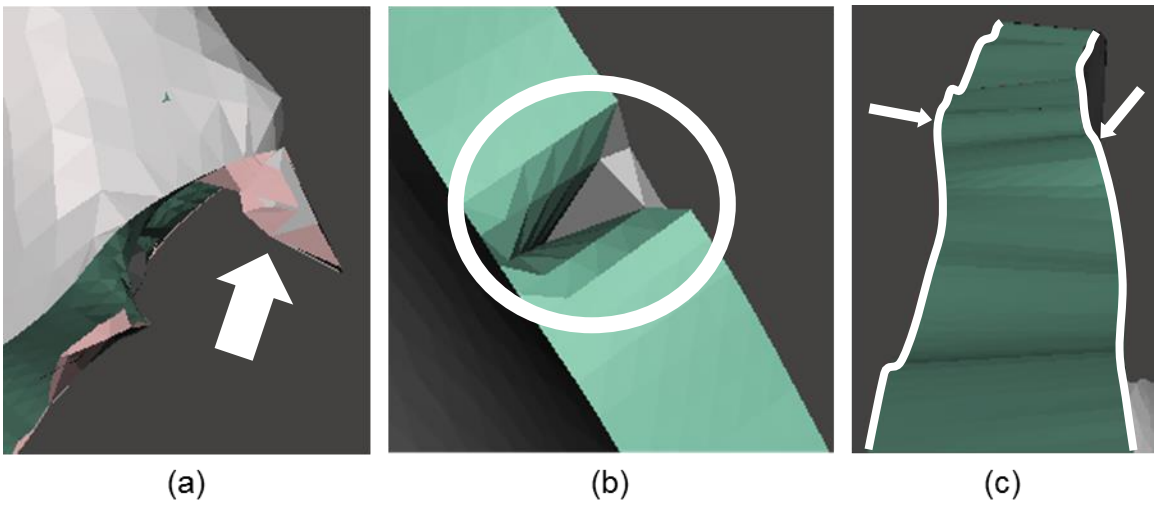


Figura A 14 - Exemplo de problemas gerados na etapa de espessamento: (a) deformações nos triângulos, (b) cavidade na borda e (c) canto vivo na borda.

Na tentativa de solucionar rapidamente estes problemas pode ser aplicado novamente o *Smooth* em todo modelo, porém, caso algum dos problemas não se resolva, é necessário cancelar a operação e resolver detalhadamente cada um. Então recomenda-se salvar o trabalho antes de continuar.

Como pode ser observado na Figura A 15, os problemas apresentados em (a) e (b) não foram solucionados e em (c) a borda foi suavizada. Então é necessário voltar a malha antes do espessamento e analisar melhor essas duas regiões onde surgiram os problemas.

Enquanto o modelo da órtese apresentar irregularidades, se faz necessário voltar na malha antes do espessamento, aplicar o *Sculpt* nas regiões defeituosas e refazer o processo de espessamento e *Smooth*.

O resultado final dos procedimentos realizados no modelo digital é apresentado na Figura A 16.

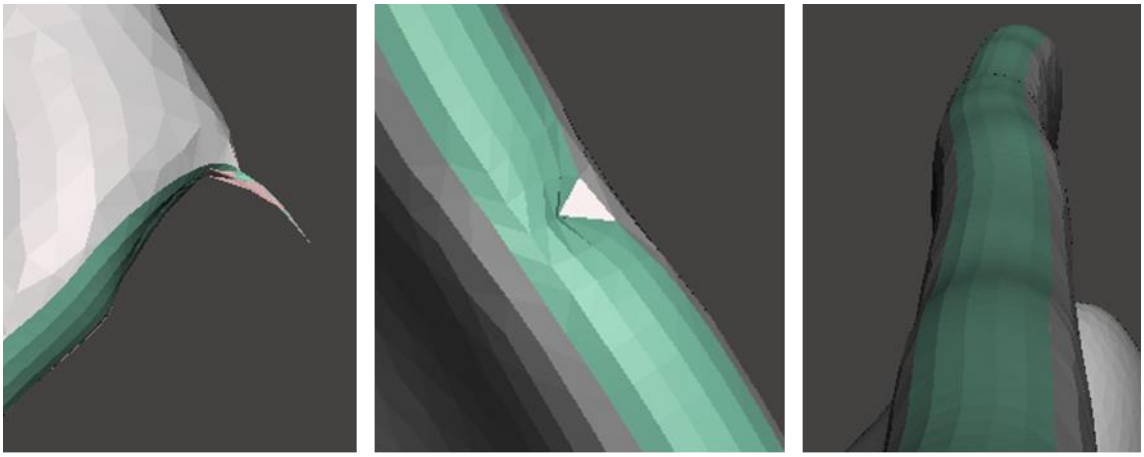


Figura A 15 - Tentativa de correção dos problemas com a ferramenta *Smooth*: (a) deformação nos triângulos não corrigida, (b) concavidade na borda não corrigida e (c) canto vivo da borda corrigido.

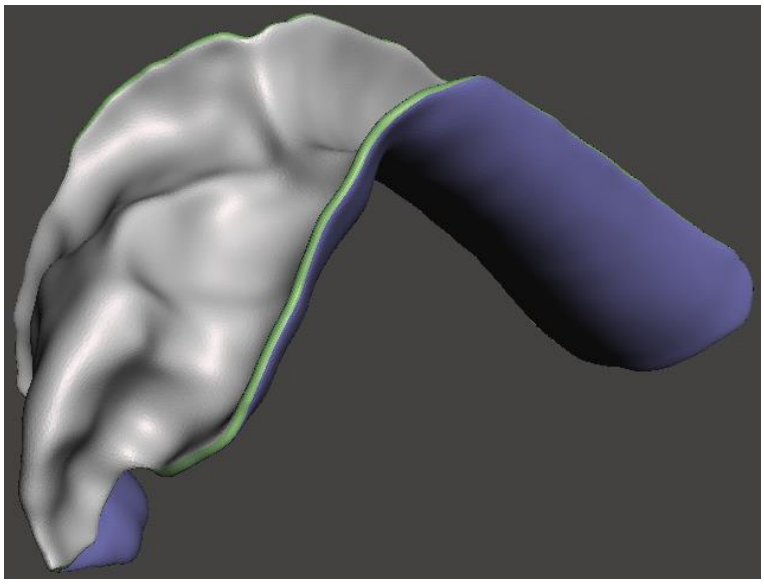


Figura A 16 - Resultado final dos procedimentos realizados no Meshmixer.

APÊNDICE B

Este apêndice visa descrever todos os procedimentos realizados no programa Blender para correção e modelagem da órtese. Para isso, foi escolhido o modelo apresentado na Figura B 1, o mesmo utilizado no Apêndice A, pois foi o que apresentou maior quantidade de defeitos que os demais modelos.

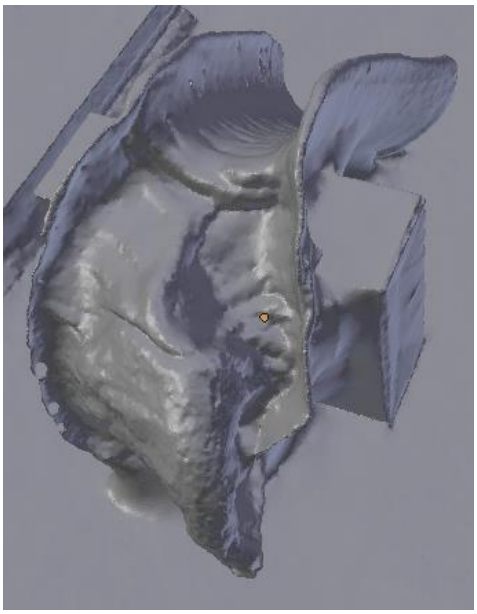


Figura B 1 - Modelo digital utilizado para aplicação dos procedimentos no Blender.

1. Aplicação de escala: Etapa realizada apenas para os modelos gerados pelo Remake.

Utilizando a ferramenta *Grease Pencil* > *Ruler*, definir uma reta sobre a geometria com dimensões reais conhecidas para mensurar o comprimento atual do objeto, exemplo apresentado na Figura B 2. Após isso, é possível calcular o valor da escala para tornar esta dimensão com o valor real do objeto, no caso do escalímetro, 324 mm. Então, em *Tools* > *Scale*, foi aplicada uma escala de 10,98 no modelo.

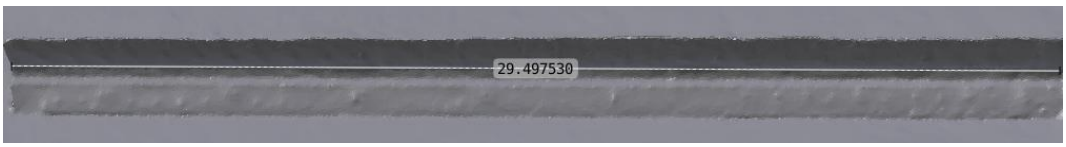
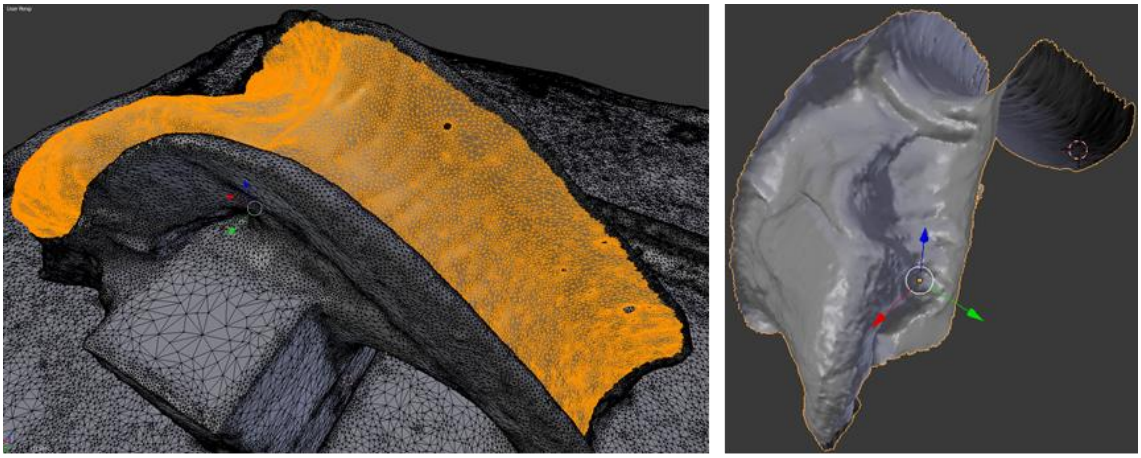


Figura B 2 - Criação da reta para mensurar a distância entre dois pontos.

2. Delimitação da região de interesse: Para delimitar a região de interesse deve-se entrar na opção *Edit Mode*, localizada na barra de ferramentas inferior do

programa. Após entrar nesse modo, toda a malha estará selecionada e utiliza-se a tecla de atalho “A” para cancelar a seleção. Posteriormente inicia-se a seleção da região de interesse utilizando a ferramenta *Brush* (tecla de atalho “C”), conforme exemplo apresentado na Figura B 3a. Após selecionar toda região de interesse, serão excluídos todos os triângulos não pertencentes nessa região. Para isso, deve-se inverter a seleção (ctrl + i) e em *Delete (*“X”) escolher a opção *Vertices*. O resultado desta etapa pode ser visualizado na Figura B 3b.



(a) (b)

Figura B 3 - Delimitação da região de interesse. (a) Seleção e (b) resultado da etapa.

Antes de finalizar a delimitação da região de interesse será necessário corrigir as lacunas caso existam.

3. Preenchimento das lacunas: Neste passo, esquematizado na Figura B 4 a e b, é necessário selecionar e excluir os triângulos próximos à borda da lacuna com o objetivo de deixar a nova borda sem reentrâncias/imperfeições e com o formato o mais próximo de um círculo. Após isso, ativando a opção de selecionar as arestas, deve-se selecionar todas as arestas pertencentes à borda da lacuna (alt + *left click*) e preencher esta lacuna criando triângulos (alt + F), conforme apresentado na Figura B 4c. Talvez a quantidade de triângulos criada não seja suficiente para suavizar o preenchimento, então recomenda-se aplicar a ferramenta *subdivide smooth* localizada na aba *Specials* (“W”). O resultado final do preenchimento é apresentado na Figura B 4d.

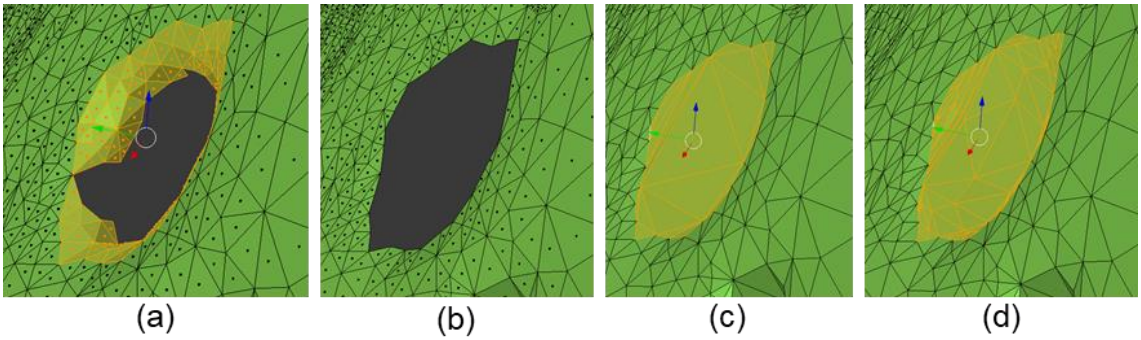


Figura B 4 - Etapa de preenchimento das lacunas: (a) seleção dos triângulos próximos à borda da lacuna, (b) eliminação desses triângulos, (c) fechamento da lacuna e (d) subdivisão dos triângulos.

Este procedimento é realizado em todas lacunas existentes na malha para então, com a região de interesse sem defeitos, partir para a próxima etapa.

4. Tratamento da malha: Nesta etapa seria suavizada a borda e o corpo da malha, porém não foi encontrada no Blender uma ferramenta que suavize automaticamente toda a borda do modelo. O corpo da malha será suavizado na última etapa.

Caso o resultado final da órtese seja prejudicado pela não suavização da borda, é possível realizar manualmente esta operação. Na Figura B 5 é apresentada uma sequência para a suavização manual da borda do modelo digital onde são preenchidas as imperfeições com triângulos. Outra opção para realizar a suavização é esquematizada na Figura B 6, na qual os vértices dos triângulos são deslocados para garantir o alinhamento da borda.

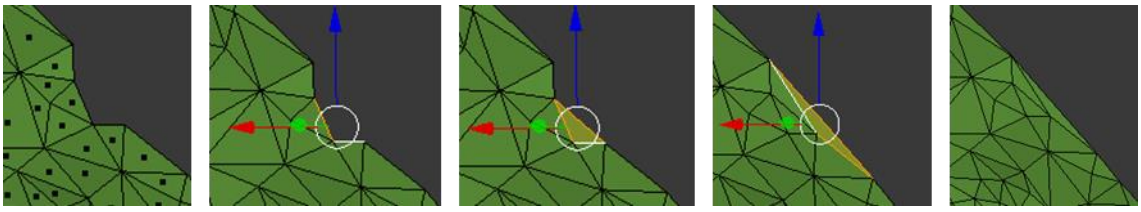


Figura B 5 - Suavização manual da borda do modelo digital com a adição de triângulos.

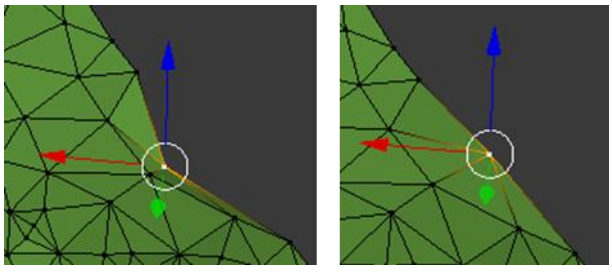


Figura B 6 - Suavização manual da borda do modelo digital com o deslocamento de vértices de triângulos.

A próxima etapa é a de modelagem da órtese e consiste em espessar a malha corrigida permitindo assim a criação do corpo sólido da órtese e sua fabricação por Manufatura Aditiva.

5. Modelagem da Órtese: Aplicando o modificador *Solidify* localizado na lista de modificadores do programa é possível aplicar a folga do EVA e realizar o espessamento da malha no mesmo comando, conforme visualizado na Figura B 7a. Os parâmetros utilizados estão apresentados na Figura B 7b, vale ressaltar que as dimensões dos valores do modificador podem ser diferentes do modelo.

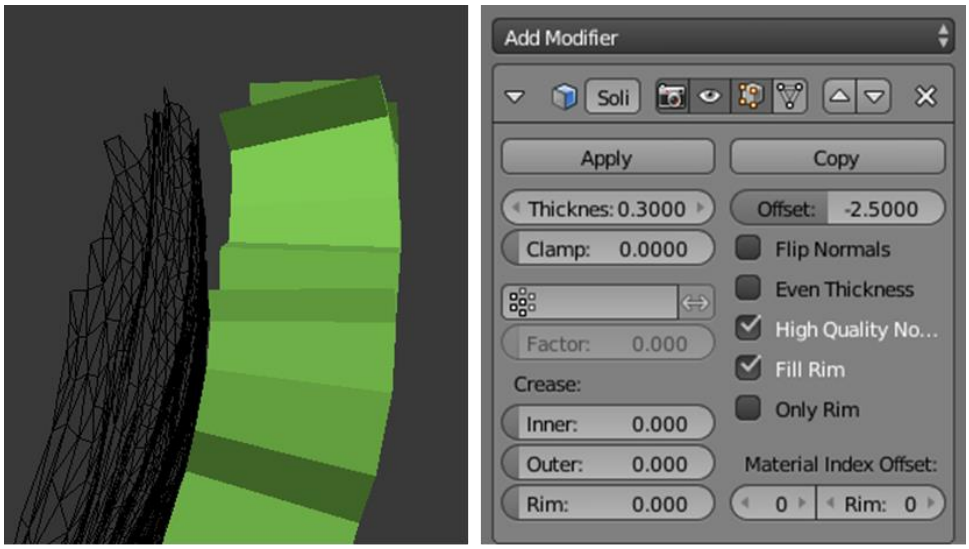


Figura B 7 - Modificador *Solidify* responsável por aplicar o *offset* e o espessamento da malha: (a) visualização do resultado do modificador e (b) parâmetros utilizados.

A não suavização da borda pode afetar consideravelmente o resultado final da órtese. Na tentativa de reduzir as imperfeições das bordas do modelo e aplicar a suavização do corpo da órtese será utilizado outro modificador, o *Smooth*. A Figura B 8 a e b apresenta respectivamente o antes e o depois de aplicar o modificador.

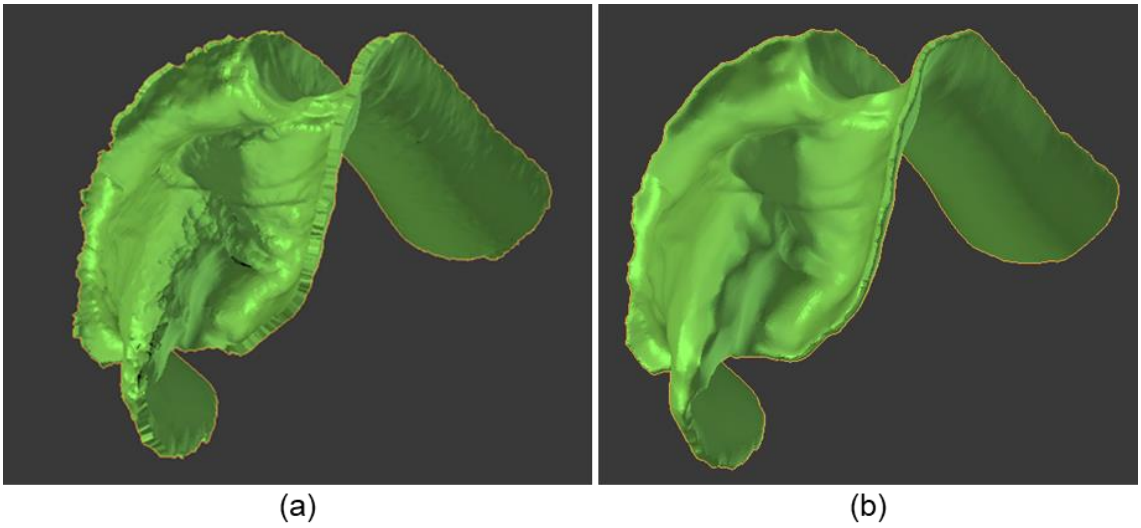


Figura B 8 - Aplicação do modificador *Smooth* para suavizar a borda e o corpo da órtese: (a) antes e (b) depois de aplicar a ferramenta.

Mesmo com esse modificador, as bordas do modelo podem apresentar picos indesejáveis e possíveis de serem corrigidos com o deslocamento manual dos vértices dos triângulos a fim de amenizar o problema. Infelizmente não foi encontrada uma solução automática para esta situação.