

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

MARCELO AUGUSTO ROZAN DOS SANTOS

ENGENHARIA REVERSA: um método orientado a imobilizadores ortopédicos

Ilha Solteira
2016

MARCELO AUGUSTO ROZAN DOS SANTOS

ENGENHARIA REVERSA: um método orientado a imobilizadores ortopédicos

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Conhecimento: Materiais e Processos de Fabricação.

Prof. Dr. Ruís Camargo Tokimatsu
Orientador

Ilha Solteira
2016

FICHA CATALOGRÁFICA

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

S237e Santos, Marcelo Augusto Rozan dos.
Engenharia reversa: um método orientado a imobilizadores ortopédicos /
Marcelo Augusto Rozan dos Santos. – Ilha Solteira: [s.n.], 2016
95 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Materiais e Processos de
Fabricação, 2016

Orientador: Ruís Camargo Tokimatsu
Inclui bibliografia

1. Engenharia reversa. 2. Órteses. 3. Imobilizadores ortopédicos. 4.
Manufatura aditiva. 5. Impressão 3D.

FOLHA DE APROVAÇÃO



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Ilha Solteira


CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ENGENHARIA REVERSA: um método orientado a imobilizadores ortopédicos

AUTOR: MARCELO AUGUSTO ROZAN DOS SANTOS

ORIENTADOR: RUIS CAMARGO TOKIMATSU

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em ENGENHARIA MECÂNICA, área: MATERIAIS E PROCESSOS DE FABRICAÇÃO pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. RUIS CAMARGO TOKIMATSU
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira


Profa. Dra. CECILIA AMELIA DE CARVALHO ZAVAGLIA
Faculdade de Engenharia Mecânica / UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS


PÓS-DOCTORANDA MARIA APARECIDA LAROSA
Departamento de Engenharia Mecânica / UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Ilha Solteira, 07 de dezembro de 2016

DEDICATÓRIA

DEDICO

A minha esposa Claudiane de Almeida Ferreira Rozan, minha companheira por todos estes anos e que sempre está ao meu lado nos momentos mais difíceis me possibilitando mais essa conquista, exemplo de vida fundamental para a minha vida pessoal e profissional.

AGRADECIMENTOS

A Deus,

Pela força espiritual para a realização desse trabalho.

Aos meus pais Wiliam Robert Camacho dos Santos e Maria Helena Rozan dos Santos,

Pelo eterno orgulho de nossa caminhada, pelo apoio, compreensão, ajuda, e, em especial, por

Todo carinho ao longo deste percurso.

A minha esposa Claudiane de Almeida Ferreira Rozan a meus filhos Lucas e Gabriela,

Pelo carinho, compreensão, paciência e pela grande ajuda.

Aos meus amigos e colegas de curso,

Pela cumplicidade, ajuda e amizade.

Em especial a minha prima Priscila Cuzziol, pela grande ajuda e os esforços quando precisei.

Aos professores Dr. Amarildo Tabone Paschoalini, Dra. Maria Aparecida Larosa e

Dra. Cecília A. C. Zavaglia que disponibilizaram seu tempo para participarem da

Banca de Qualificação e Defesa do Mestrado, é uma honra tê-los como avaliadores!

E finalmente ao professor Dr. Ruís Camargo Tokimatsu,

Pela dedicação, esforços, paciência e orientação deste trabalho.

“Se A é o sucesso, então A é igual a X mais Y mais Z. O trabalho é X; Y é o lazer; e Z é manter a boca fechada”.

Albert Einstein.

RESUMO

Na área da ortopedia a busca por novos avanços tecnológicos tem sido muito pouco e as pessoas que necessitam de dispositivos como órteses acabam sofrendo mais devido ao alto custo dos aparelhos ortopédicos. A maioria da população que possui patologias sofre por não ter renda suficiente para adquirir esses dispositivos e acabam agravando essas patologias. Este estudo busca inovar e propor a utilização de novas tecnologias para desenvolver órteses a essa população de baixa renda. Uma tecnologia de custo baixo e que possa ser implementada na rede pública. Através das análises feitas pelos profissionais da área como ortopedistas e terapeutas nas imagens bidimensionais dos exames do paciente consultados, com a utilização de aparelhos com a técnica de Engenharia Reversa será possível digitalizar o membro afetado ou posicioná-los de forma adequada para que seja tirado o molde da órtese personalizada. Esses aparelhos permitem utilizar dados de exames já feitos como Ultrassom, Ressonância Magnética, Tomografia ou Raio X e convertê-los em modelos tridimensionais. O objetivo deste projeto é utilizar essas técnicas de Engenharia Reversa para digitalizar o membro que necessite de auxílio e confeccionar as órteses com a tecnologia de Manufatura Aditiva, uma tecnologia que vem se desenvolvendo rapidamente nesses últimos anos e permitindo fabricar diretamente qualquer peça ou objeto através de um arquivo tridimensional modelado. Nos dias atuais, a Manufatura Aditiva tem sido utilizada em diversas áreas como Arquitetura e Artes, Design de Produtos, Engenharia Mecânica, entre outros. Já na área da Medicina essa tecnologia tem sido utilizada para confecção de biomodelos, próteses e até mesmo impressões tridimensionais de regiões internas do corpo como um crânio para que os cirurgiões possam estudar o paciente antes mesmo de operá-los, reduzindo assim horas de cirurgias. Este trabalho permitiu a criação de protótipos de órteses com a função de imobilizar os membros inferiores e superiores. Para a confecção do imobilizador para o membro inferior foi utilizado um exame de Tomografia Computadorizada em linguagem (DICOM) disponível pela empresa OsiriX. A partir destas imagens foi criado um modelo tridimensional pelo software livre chamado InVesalius 3.0 e modelado em outro software livre chamado Meshmixer para assim ser impresso em 3D. Para a confecção do segundo imobilizador do membro superior, foi utilizado o aparelho Kinect One que digitalizou o membro superior e exportou o molde para o software Meshmixer, assim foi modelado e pode ser impresso na impressora 3D Prusa I3 que utiliza a técnica de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM).

Palavras-chave : Engenharia Reversa. Órteses. Imobilizadores ortopédicos. Manufatura Aditiva. Impressão 3D.

ABSTRACT

In the area of orthopedics the search for new technological advances has been very little and people who need devices such as orthotics end up suffering more due to the high cost of orthopedic appliances. Most of the population that has pathologies suffers from not having enough income to acquire these devices and end up aggravating these pathologies. This study seeks to innovate and propose the use of new technologies to develop orthotics for this low income population. A low cost technology that can be implemented in the public network. Through the analyzes made by professionals of the area as orthopedists and therapists in the two-dimensional images of the patient's examinations consulted, using devices with the Reverse Engineering technique it will be possible to scan the affected limb or position them properly so that the Personalized bracing template. These devices allow you to use data from exams already done such as Ultrasound, MRI, Tomography or X-ray and convert them into three-dimensional models. The objective of this project is to use these Reverse Engineering techniques to digitize the limb in need of assistance and to make the orthoses with Additive Manufacturing technology, a technology that has been developing rapidly in recent years and allowing to manufacture directly any part or object through A three-dimensional modeling file. Nowadays, Additive Manufacturing has been used in several areas such as Architecture and Arts, Product Design, Mechanical Engineering, among others. In the area of Medicine, this technology has been used to make biomodelos, prostheses and even three-dimensional impressions of internal regions of the body like a skull so that the surgeons can study the patient before even operating them, thus reducing hours of surgeries. This work allowed the creation of prototypes of orthoses with the function of immobilizing the lower and upper limbs. A Computerized Tomography (DICOM) examination was performed by the company OsiriX to prepare the immobilizer for the lower limb. From these images was created a three-dimensional model by free software called InVesalius 3.0 and modeled in other free software called Meshmixer to be printed in 3D. For the manufacture of the second immobilizer of the upper limb, the Kinect One device was used, which scanned the upper limb and exported the mold to the Meshmixer software, so it was modeled and can be printed on the Prusa I3 3D printer that uses the Fusion Modeling technique And Deposition (FDM).

Keywords : Reverse Engineering, Orthotics. Orthopedic immobilizers. Additive Manufacturing, 3D printing.

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Terminologia para membros inferiores..... | 21 |
| Figura 2 - Terminologia seguindo a anatomia das articulações. | 22 |
| Figura 3 - Regiões afetadas do corpo | 23 |
| Figura 4 (A, B) - Paciente com lesão flácida e com seu adequado posicionamento com o AFO dinâmico | 25 |
| Figura 5 - AFO dinâmico pré-fabricado | 25 |
| Figura 6 - Órtese para punho | 27 |
| Figura 7 - Órtese para punho e polegar | 28 |
| Figura 8 - Órtese para polegar | 28 |
| Figura 9 - Órtese punho/mão/dedos para posicionamento funcional | 29 |
| Figura 10 - Órtese para metacarpo | 30 |
| Figura 11 - Sequencia básica das fases de engenharia reversa para geometrias | 31 |
| Figura 12 - Engenharia Reversa - Processo Geral..... | 32 |
| Figura 13 - Varredura feita pelo contato de uma sonda | 33 |
| Figura 14 - Métodos de RE por contato | 34 |
| Figura 15 - Aparelho digitalizador ponto-a-ponto MicroScribe MX | 35 |
| Figura 16 - Roland DGA Corp. MDX-15/20 scanning | 36 |
| Figura 17 - Digitalização óptica sem contato | 37 |
| Figura 18 - Sistema de sonda vs. Laser | 37 |
| Figura 19 - Classificação de Hardware por métodos de RE sem contato | 38 |
| Figura 20 - Equipamento de RM MagnetomEssenza..... | 39 |
| Figura 21 - Exemplos de Imagens digitais por Tomografia Computadorizada..... | 40 |
| Figura 22 - Software brasileiro InVesalius®..... | 41 |
| Figura 23 - Princípios da digitalização tempo de voo | 42 |
| Figura 24 - Dispositivo Kinect One mais adaptador para computador desenvolvido pela empresa Microsoft | 42 |
| Figura 25 - Princípio do Processo SL..... | 44 |
| Figura 26 - Princípio do Processo SLS..... | 45 |
| Figura 27 - Princípio do Processo 3D Printer..... | 46 |
| Figura 28 - Princípio do Processo por FDM | 47 |
| Figura 29 - Importação de arquivo no programa Slic3r | 51 |

| | |
|---|----|
| Figura 30 - Fatiamento de um modelo pelo Slic3r..... | 52 |
| Figura 31 - Limite de Impressão | 53 |
| Figura 32 - Geometrias complexas..... | 54 |
| Figura 33 - Utilização de skirt no modelo 3D | 55 |
| Figura 34 - Utilização de Brim no modelo 3D | 55 |
| Figura 35 - Utilização do Infill | 56 |
| Figura 36 - Utilização do Material de Suporte | 57 |
| Figura 37 - Exemplo de objetos impressos com PLA | 58 |
| Figura 38 - Exemplo de objeto impresso com ABS..... | 60 |
| Figura 39 - Exemplo de objeto impresso com Nylon..... | 61 |
| Figura 40 - Interface do software InVesalius | 62 |
| Figura 41 - Interface do <i>software 3D build</i> ferramenta digitalização 3D..... | 63 |
| Figura 42 - Interface do software 3D Buider..... | 64 |
| Figura 43 - Interface do software <i>Meshmixer</i> | 64 |
| Figura 44 - Impressora 3D Prusa I3 utilizada na impressão dos Protótipos de AM | 65 |
| Figura 45 - Ilustração do Notebook Dell Inspiron 15R..... | 66 |
| Figura 46 - Importação de imagens DICOM..... | 67 |
| Figura 47 - Convertendo imagens DICOM em modelo tridimensional..... | 68 |
| Figura 48 - Exportando superfície 3D | 68 |
| Figura 49 - Limpeza do modelo 3D..... | 69 |
| Figura 50 - Ajustes e edição do modelo | 70 |
| Figura 51 - Seleção do formato do imobilizador..... | 70 |
| Figura 52 - Aplicação do comando <i>edit/offset e separate</i> | 71 |
| Figura 53 - Criação das partes fixas do imobilizador..... | 72 |
| Figura 54 - Modelagem da superfície do imobilizador | 72 |
| Figura 55 - Criação de colmeias através das superfícies reduzidas..... | 73 |
| Figura 56 - Ajustes e modelagem das partes | 73 |
| Figura 57 - União das partes separadas | 74 |
| Figura 58 - Análise final do protótipo modelado com o pé..... | 74 |
| Figura 59 - Exportação do arquivo em extensão para <i>software</i> de fatiamento..... | 75 |
| Figura 60 - Modelo importado com sucesso e ajustado para impressão | 76 |
| Figura 61 - Divisão de partes respeitando o limite da impressora 3D..... | 76 |
| Figura 62 - Importação do modelo no <i>software Repetier</i> | 77 |

| | |
|---|----|
| Figura 63 - fatiamento do modelo tridimensional | 77 |
| Figura 64 - Fatiamento das camadas da base do imobilizador | 78 |
| Figura 65 - Fatiamento parte superior do imobilizador | 78 |
| Figura 66 - Processo de digitalização 3D do membro superior (mão esquerda)..... | 79 |
| Figura 67 - Sequência do processo de ajustes e modelagem do imobilizador ortopédico para o membro superior..... | 80 |
| Figura 68 - Sequência do processo de modelagem do imobilizador | 81 |
| Figura 69 - Sequência do processo de combinação da colmeia e ajustes para impressão 3D.. | 82 |
| Figura 70 - Sequência do processo da AM do imobilizador ortopédico | 83 |
| Figura 71 - Modelo digitalizado tridimensional por Engenharia Reversa..... | 84 |
| Figura 72 - Imobilizador ortopédico para o membro inferior | 84 |
| Figura 73 - Imobilizador ortopédico concluído | 85 |
| Figura 74 - Imobilizador ortopédico sendo impresso pela tecnologia FDM..... | 85 |
| Figura 75 - Impressão de uma das partes do imobilizador | 86 |
| Figura 76 - Imobilizador ortopédico para membro superior | 86 |
| Figura 77 - Imobilização do membro superior | 87 |
| Figura 78 - Imobilizador para membro superior | 87 |
| Figura 79 - Imobilizador para o polegar | 88 |
| Figura 80 - Protótipo de uma tala para imobilização do dedo indicador..... | 88 |
| Figura 81 - Protótipo de uma mão impressa pela Manufatura Aditiva. | 89 |
| Figura 82 - Protótipo de uma órtese para a imobilização do nariz | 89 |
| Figura 83 - Aplicação da órtese para o nariz | 90 |

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

| | |
|------------------|--|
| 3DFILE | Arquivo tridimensional |
| 3DPRINTER | Impressão Tridimensional |
| ABS | Acrilonitrila Butadieno Estireno |
| AFO | Ankle Foot Orthose |
| AM | Manufatura Aditiva |
| AVC | Acidente Vascular Cerebral |
| CAD | Desenho Auxiliado por Computador |
| CAE | Engenharia Auxiliado por Computador |
| CAM | Manufatura Auxiliado por Computador |
| CMM | Máquina de Medição por Coordenada |
| CNC | Controle Numérico Computadorizado |
| CO2 | Dióxido de Carbono |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| EWHO | Elbow Wris Hand Orthose |
| FDM | Modelagem por Fusão e Deposição |
| GPL | Licença Pública Geral |
| HKAFO | Hip Knee Ankle Foot Orthose |
| KAFO | Knee Ankle Foot Orthose |
| OBJ | Object File Wavefront 3D |
| PE | Polietileno |
| PLA | Poli (ácido-láctico) |
| PP | Polipropileno |
| RE | Engenharia Reversa |
| RGO | Reciprocating Gait Orthose |
| RM | Ressonância Magnética |
| SGM | Standard Generalized Markup Language |
| SL | Estereolitografia |
| SLS | Sinterização Seletiva à Laser |
| STL | Structure Triangular Linguagem |
| TC | Tomografia Computadorizada |
| TOL | Tempo de Voo |

| | |
|-------------|--------------------------------|
| TLSO | Thoracic Lumbar Sacral Orthose |
| UV | Ultravioleta |
| WHO | Wris Hand Orthose |

SUMÁRIO

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 16 |
| 1.1 | OBJETIVOS | 17 |
| 1.1.1 | Objetivo Geral..... | 17 |
| 1.1.2 | Objetivos Específicos | 17 |
| 2 | REVISÃO DE LITERATURA | 17 |
| 2.1 | ÓRTESES | 17 |
| 2.1.1 | Materiais para órtese..... | 19 |
| 2.1.2 | Terminologia | 20 |
| 2.1.3 | Órteses para membros inferiores | 24 |
| 2.1.3.1 | Órtese de pé e tornozelo AFOs (Ankle Foot Orthose)..... | 24 |
| 2.1.4 | Órteses para membros superiores..... | 26 |
| 2.1.4.1 | Órtese para punho | 27 |
| 2.1.4.2 | Órtese para punho e polegar | 27 |
| 2.1.4.3 | Órtese para dedos/mão/punho..... | 29 |
| 2.1.4.4 | Órtese para metacarpo | 29 |
| 2.2 | Engenharia Reversa (RE - Reverse Engineering)..... | 30 |
| 2.2.1 | Digitalização | 32 |
| 2.2.2 | Digitalização por contato | 33 |
| 2.2.3 | Digitalização sem contato..... | 36 |
| 2.2.3.1 | Método de digitalização Transmissivo - Tomografia Computadorizada (TC) / Ressonância Magnética (RM)..... | 39 |
| 2.2.3.2 | Tratamento de imagens médicas | 40 |
| 2.2.3.3 | Método de digitalização Ótica - Tempo de voo (TOF - Time Of Flight)..... | 41 |
| 2.2.4 | Processamento de pontos | 43 |
| 2.3 | Manufatura Aditiva (AM - Additive Manufacturing) | 43 |
| 2.3.1 | Técnicas Utilizadas | 43 |
| 2.3.1.1 | Estereolitografia (SL)..... | 44 |
| 2.3.1.2 | Sinterização Seletiva à Laser (SLS)..... | 45 |

| | | |
|--------------|--|-----------|
| 2.3.1.3 | <i>Impressão Tridimensional (3D Printer)</i> | 46 |
| 2.3.1.4 | <i>Modelagem por fusão e deposição (FDM - Fused Deposition Modeling)</i> | 47 |
| 2.3.2 | Processos de Impressão por FDM | 48 |
| 2.3.2.1 | <i>Moldagem 3D por Software Computer-Aided Design (CAD)</i> | 48 |
| 2.3.2.2 | <i>Conversor de objetos 3D em arquivos *.STL, *.OBJ, *.3D-FILE etc.</i> | 49 |
| 2.3.2.3 | <i>Fatiamento de arquivos ou linguagem gcode</i> | 49 |
| 2.3.2.4 | <i>Limitações tecnológicas para manufatura aditiva</i> | 52 |
| 2.3.2.5 | <i>Limite de dimensões (X,Y,Z)</i> | 52 |
| 2.3.2.6 | <i>Geometria do objeto</i> | 53 |
| 2.3.2.7 | <i>Skirt/Brim</i> | 54 |
| 2.3.2.8 | <i>Infill</i> | 56 |
| 2.3.2.9 | <i>Material de suporte no auxílio da impressão de geometrias complexas</i> | 56 |
| 2.3.3 | Materiais utilizados na aplicação da manufatura aditiva pela tecnologia FDM | 57 |
| 2.3.3.1 | <i>Poli (ácido-láctico) - PLA</i> | 57 |
| 2.3.3.2 | <i>Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS - acrylonitrile butadiene styrene)</i> | 59 |
| 2.3.3.3 | <i>Nylon</i> | 60 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 62 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES | 67 |
| 5 | CONCLUSÃO | 91 |
| | REFERÊNCIAS | 92 |

1 INTRODUÇÃO

No mercado atual, as empresas buscam por produtos altamente competitivos e com entregas em curto prazo, e para que atendam todas as expectativas dos clientes, elas têm investido em várias tecnologias e uma delas é a Engenharia Reversa (RE – *Reverse Engineering*). Segundo Raja e Fernandes (2007); Sokovic e Kopac (2006), a RE é considerada uma das tecnologias que reduz os ciclos de produção no desenvolvimento dos produtos.

Através de um estudo exploratório a área da Ortopedia nos Hospitais Municipais vem se desenvolvendo muito devagar nos últimos anos, e os aparelhos ortopédicos continuam utilizando técnicas antigas e sem muita preocupação quanto ao bem-estar, conforto, funcionalidade e a renda financeira da população. Exemplos disso são as órteses utilizadas para imobilizar membros inferiores, superiores e para coluna cervical. Em visita técnica nos hospitais situados na cidade de Rio Verde no Estado de Goiás, até os dias de hoje os fabricam em seus estabelecimentos imobilizadores em gesso, um material considerado barato e de fácil acesso. No entanto, esse dispositivo possui problemas devido ao fato de ser pesado, não possuindo abertura para ventilação dos membros causando doenças na pele ou problemas de circulação por não ser personalizado e não poder ser lavado, pois o gesso em contato com a água perde sua resistência mecânica. Muitas vezes é necessário que esse dispositivo seja usado por um longo período de tempo dependendo da lesão ocorrida, fratura ou mau funcionamento das articulações.

Por volta da década de 1980, através do processo de adição de materiais, foi desenvolvida uma nova técnica de fusão por camadas planas que facilitou a produção de produtos rapidamente. Hoje, o termo mais utilizado para essa tecnologia é a Manufatura Aditiva (AM - *Additive Manufacturing*). Segundo Volpato (2007), esta tecnologia permite fabricar diretamente objetos, moldes, protótipos e peças em três dimensões com informações de um modelo criado tridimensional, fabricando rapidamente geometrias simples ou complexas e totalmente flexíveis.

O propósito deste estudo é apresentar o trabalho em conjunto com as técnicas de RE e AM para o desenvolvimento de órteses personalizadas de forma rápida, prática, funcional, com resistência mecânica e principalmente com um custo acessível para que toda população de baixa renda possa ter acesso. Resolver os problemas como o peso da órtese fabricada em gesso, permitir que o dispositivo possa ser limpo ou lavado, e incluir em sua superfície

aberturas no intuito de permitir a ventilação do membro evitando a proliferação de bactérias ou doenças na pele.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

- Produzir, de forma personalizada, através da Engenharia Reversa órteses específicas para os membros superiores e inferiores utilizando a técnica de Manufatura Aditiva com o auxílio de software, hardwares e materiais baratos e de fácil acesso para a confecção das órteses.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Analisar os tipos de órteses existentes para os membros inferiores e superiores e verificar os dispositivos que possam ser produzidos pela técnica de Manufatura Aditiva;
- Analisar qual o tipo de tecnologia de digitalização tridimensional existente e quais técnicas se adaptam para digitalizar os membros do corpo;
- Realizar modelagem dos imobilizadores ortopédicos a partir dos modelos personalizados criados pela digitalização;
- Criar protótipos de órteses personalizadas que possam ser práticas, leves, mas com resistência mecânica e custo baixo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ÓRTESES

Segundo Carvalho (2006), órteses é uma palavra derivada do grego, cujos termos *tiheme* e *orthos* significam correção e colocação. Assim podemos definir que órteses são dispositivos criados com a finalidade de proporcionar melhorias aos pacientes sendo aplicado externamente ao segmento corpóreo aos pacientes que necessitam de suportes ou disfunção.

Órteses e Próteses devem ser estudadas como dispositivos distintos, as órteses exercem funções específicas sobre um membro, auxiliando, imobilizando, limitando movimentos enquanto a prótese substitui o membro amputado ou malformado.

As órteses são dispositivos médicos utilizados no auxílio do corpo ou membros afetados em caso de acidentes, doenças dos sistemas de sustentação, doenças do sistema locomotor, entre outros, que auxiliam na recuperação. A órtese pode imobilizar totalmente uma região do corpo afetada, controlar os movimentos dos membros até um ponto determinado, corrigir posturas e os movimentos. Existem órteses neurológicas que são capazes de compensar as funções do corpo humano perdida. Esse tipo de problema pode ocorrer quando uma pessoa sofre a paralisa parcial dos membros, que pode ser causada por um acidente vascular cerebral como o AVC ou devido à Poliomielite (FERREIRA et al., 2013). A capacidade de andar na sequência de um AVC é muitas vezes prejudicada devido à fraqueza muscular, espasticidade, comprometida controle sensorial-motora.

Para a escolha ideal da órtese é necessário um médico, um terapeuta ou um técnico ortopedista para que a escolha do dispositivo seja feita corretamente. Em geral, elas são feitas de materiais rígidos. Segundo Cherem et al.(1993), o médico deve ser capaz de desenhar e fabricar estes dispositivos ou saber definir quais são os dispositivos ideais entre vários existentes.

As órteses são dispositivos que podem ser transitórios ou permanentes. São utilizados para compensar insuficiências funcionais e auxiliar membros, tecidos ou órgãos no intuito de evitar deformidades ou progressão. Elas podem ser internas, como por exemplo, marca-passo implantado, fusão de coluna etc., e também externa como bengalas, talas, muletas, coletes, lente de contato, andadores, aparelhos gessados, entre outros. Pode ser implantada total ou parcialmente por ato cirúrgico como os drenos, *stents* fixadores externos etc.

Conforme Cherem et al.(1993), uma órtese para o joelho ou proteção para joelho é definida como um aparelho ortopédico ou um dispositivo que tem a capacidade de suportar o sistema musculoesquelético ou alterar a função mecânica do sistema como as palmilhas que buscam manter o equilíbrio. Os terapeutas, de forma econômica, podem também prestar esse tipo de serviço. Eles possuem conhecimentos sobre anatomia, biomecânica e cinesiopatologia, desta forma podem oferecer esses dispositivos de modo mais útil para o cliente.

2.1.1 Materiais para órtese

Durante o século XX, os tipos de materiais fabricados para órteses eram feitos em couro, metal ou tecidos, mas durante os últimos cinquenta anos, devido ao avanço da tecnologia os tipos de materiais se tornaram mais leves. A utilização de materiais termoplásticos tornou os dispositivos mais resistentes e duráveis. A escolha dos materiais e componentes deve ser definida pela equipe de multiprofissionais, levando-se em conta a necessidade de cada indivíduo.

Para Carvalho (2006, p. 7), “dentre os inúmeros materiais utilizados na confecção de órteses, podemos citar as características de alguns deles, tais como couro, metais, termoplásticos, espuma e polímeros visco elásticos”.

Couro

Esta é ainda uma matéria-prima amplamente utilizada na confecção de muitas órteses. Dentre algumas de suas características, citamos a boa resistência, a porosidade, a estética, o fato de ser um material não-tóxico e de fácil manipulação. O couro é empregado sobretudo no revestimento de estruturas metálicas e na confecção de correias de calçados. Atenção deve ser dada aos materiais naturais e sintéticos.

Metais

Aço inoxidável, alumínio e dura-alumínio são metais bem utilizados, especialmente na confecção de órteses de membros inferiores. O aço é um material rígido e bastante durável, porém pesado. O alumínio é um material bem mais leve, resistente a corrosão e com uma melhor aparência, apesar de também apresentar rigidez, ainda que esta seja menor do que no caso do aço. O titânio pode igualmente ser utilizado na confecção de órteses e articulações, apresentando peso reduzido e alta resistência; o seu alto custo, porém, justifica a pouca aplicação.

Termoplástico

Os plásticos são materiais orgânicos sintéticos. Os termoplásticos, quando aquecidos permitem que suas moléculas deslizem livres umas sobre as outras durante um processo de moldagem; após resfriados, tornam a se fixar na posição final, ou seja, são materiais que se tornam moldáveis quando aquecidos e rígidos após resfriamento. Estes podem ser classificados em materiais de alta e baixa densidade, o que permite variar a temperatura em que são manipulados. Os termoplásticos de alta e baixa densidade são também chamados de termoplásticos de alta e baixa temperatura.

Os de baixa temperatura ou baixa densidade são manipulados e moldados em temperaturas inferiores a 80°C, por terem as moléculas de tamanho menor. Esses materiais podem ser moldados diretamente sobre o membro do paciente, o que torna a confecção da órtese mais rápida. Uma vantagem desses materiais é a boa memória, ou seja, a possibilidade de serem aquecidos e remodelados inúmeras vezes, permitindo pequenos ajustes durante a confecção ou a mudança de posição articulares após melhora do quadro clínico.

Carbono

A fibra de carbono é um material extremamente leve, durável e resistente, porém de alto custo. Pode ser utilizado para reforçar órteses termoplásticas que necessitam de maior resistência em regiões de grande stress, como na região do tornozelo de um Ankle Foot Orthose (AFO) rígido, e também ser utilizado como estrutura de uma órtese inteira, como na confecção de uma Knee Ankle Foot Orthose (KAFO).

Espuma

As espumas geralmente são utilizadas como uma interface de proteção entre as órteses e a pele do segmento envolvido, especialmente em áreas vulneráveis a lesões, como em proeminências ósseas.

A ortopedia utiliza desde 1960 o polietileno expandido, comercialmente conhecido como Plastazote e Evazote. Esse material apresenta em sua composição células fechadas e cruzadas, as quais evitam a absorção de líquidos, como suor, urina e exudatos. Moldados em baixa temperatura e bastante leves, os polietilenos são amplamente empregados na confecção de órteses plantares e em forrações. Encontraremos esses materiais em placas de diferentes espessuras e densidade, sendo os menos densos, os mais flexíveis.

Os materiais de células abertas (poliuretano expandido), muito empregados na confecção de calçados, dissipam melhor o calor, quando comparados com os de células fechadas.

Polímeros

Os polímeros visco elásticos são materiais com imensa capacidade de reabsorção de choques, apresentando, portanto, uma vasta aplicação para proteção de regiões submetidas a grandes pressões, como na confecção de órteses plantares (CARVALHO, 2006, p. 7).

A escolha do material tem influência sobre o tempo de utilização da órtese. Quando é preciso utilizá-la por muito tempo, deve-se escolher um material que tenha uma durabilidade maior e que seja perfeitamente adaptado aos pacientes; para casos de uso temporário ou de processos inflamatórios o tipo de material pode ser produzido com componentes simples.

Segundo Carvalho (2006) a utilização das órteses é indicada para proteger, corrigir segmentos corpóreos lesados, sequelados, em fase de recuperação para repouso ou imobilizar. As órteses utilizadas para imobilização são aplicadas para casos de traumas e evitam qualquer tipo de movimento articular ou em casos de cuidados pós-operatórios imediatos.

2.1.2 Terminologia

A terminologia tem gerado muitos problemas para os profissionais que prescrevem, confeccionam ou revendem as órteses. Antigamente, as órteses eram definidas pelos nomes dos seus inventores devido ao reconhecimento por terem contribuído para a evolução científica. Existem casos também em que as órteses eram identificadas pelo nome das cidades de origem pelas quais foram desenvolvidas, assim ficando difícil definir as funções de cada órtese pelo seu nome. Desta forma, intencionalmente, as órteses foram denominadas de acordo com sua anatomia e com denominações claras e lógicas para facilitar a integração dos profissionais que utilizam esses recursos.

Segundo Harris (1973), a utilização das iniciais das articulações ou segmentos corporais deixaria a linguagem mais limpa e clara para leitura. Harris (1973) cita também em seu relatório para padronização algumas terminologias para órteses como:

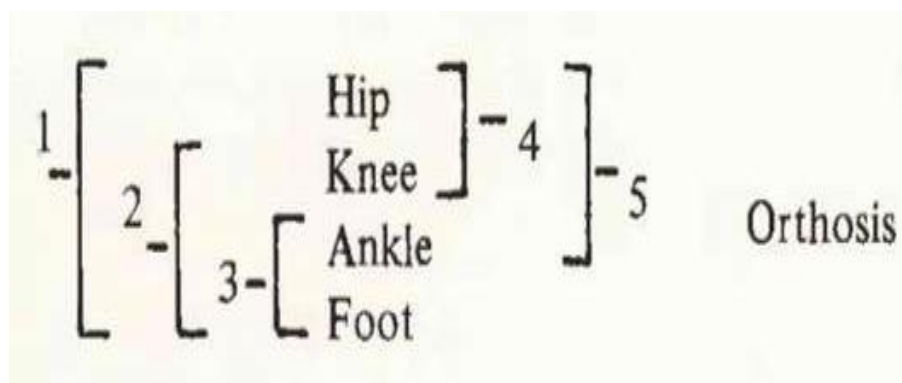
- AFO (*AnkleFootOrthose*);
- KAFO (*Knee Ankle Foot Orthose*);
- TLSO (*Thoracic Lumbar Sacral Orthose*);
- WHO (*Wris Hand Orthose*);
- EWHO (*Elbow Wris Hand Orthose*).

Para as órteses compostas com mais de cinco letras, seu nome é fracionado. Por exemplo, uma órtese bilateral longa de membro inferior com cinto pélvico com suporte toracolombar deveria ser chamada *Thoracic Lumbar Sacral Orthose Hip Knee Ankle Foot Orthose* (TLSHKAFO), desta forma a terminologia é fracionada como *Thoracic Lumbar Sacral Orthose + Hip Knee Ankle Foot Orthose* (TLSO+HKAFO).

Conforme Harris (1973), decidiu-se compreender o corpo em três grandes áreas, sendo elas os membros superiores, inferiores e a coluna vertebral.

Temos como exemplo na Figura 1 a terminologia descrita para as articulações dos membros inferiores.

Figura 1 - Terminologia para membros inferiores

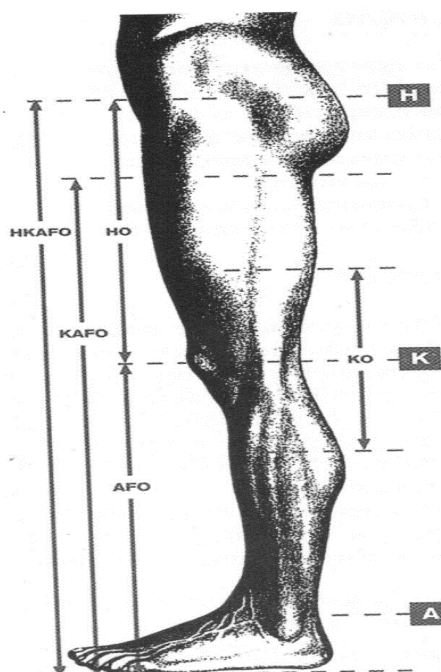


Fonte: Harris (1973)

1. Órtese que abrange o quadril, joelho, tornozelo e pé.
2. Órtese que abrange joelho, tornozelo e pé.
3. Órtese que abraça tornozelo e pé.
4. Órtese que abrange quadril e joelho.
5. Órtese que abrange quadril, joelho e tornozelo.

A Figura 2 exemplifica a terminologia utilizada conforme segmentos envolvidos.

Figura 2 - Terminologia seguindo a anatomia das articulações.



Fonte: Harris (1973)

Conforme Alves (2012), as órteses de membros inferiores geralmente são classificadas de acordo com o segmento do corpo do qual elas são aplicadas.

Diversas empresas como Ethnos, Ottobock, Microscribe, Freemanmfg, Mission Medical Devices, LLC, Orthopedic Motion Inc., e outros, revendem nos dias atuais as suas órteses seguindo a terminologia de (HARRIS, 1973).

A Figura 3 pontua as regiões que possuem segmentos corpóreos lesados, sequelados ou em fase de recuperação necessitando do auxílio da órtese para repousar o local, imobilizar, proteger ou corrigir.

Figura 3 - Regiões afetadas do corpo



Fonte: Ottobock (2016)

As órteses podem ser classificadas como dinâmicas ou estáticas. Os modelos estáticos são utilizados para proporcionar repouso, proteção, correção, imobilização, suporte e estabilização de algum segmento corpóreo enquanto as órteses dinâmicas permitem movimentos articulares, podendo ser limitadas ou livres dependendo da proposta terapêutica.

As órteses se classificam conforme seu tipo de fabricação, sendo divididas em pré-fabricadas, pré-fabricadas ajustáveis ou confeccionadas sob medida. As pré-fabricadas são aquelas encontradas em prateleiras das lojas ortopédicas. Elas possuem diversos tamanhos e são fabricadas em materiais flexíveis como tecidos, elásticos e polímeros, assim podem se adaptar perfeitamente às necessidades dos pacientes. As órteses pré-fabricadas ajustáveis permitem que o profissional envolvido determine o ajuste necessário, desta forma é possível conseguir uma melhor função e adaptação, com vantagens de uma aplicação imediata. As órteses ajustáveis possuem um custo mais barato se comparadas às confeccionadas sob medida. Os modelos feitos sob medida conseguem atender às indicações específicas, são adequadas aos pacientes e podem ser ajustadas antes ou durante o tratamento. A vantagem é que são feitas especificamente para o paciente, porém têm como desvantagem o custo mais elevado.

2.1.3 Órteses para membros inferiores

As órteses para membros inferiores são utilizadas para pacientes com sequelas neurológicas e ortopédicas, posicionamento articular. Algumas dessas órteses apresentam articulações de joelho, quadril, tornozelo e pé. As órteses para membros inferiores podem ser classificadas como órteses longas KAFOs e HKAFOSs, órteses curtas AFOSs e Órteses de Reciprocção (RGOs) que são órteses com função de auxiliar na qualidade da marcha para os membros inferiores diminuindo os gastos de energia e contribuindo uma maior velocidade.

2.1.3.1 Órtese de pé e tornozelo AFOs (*Ankle Foot Orthose*)

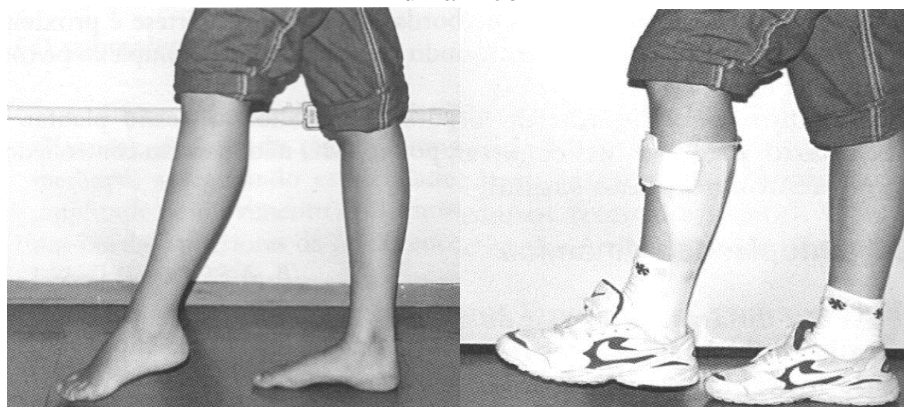
As AFOs são definidas como órteses para tornozelo e pé e podem ser confeccionadas em materiais metálicos, carbono ou termoplásticos. Para a confecção em material termoplástico é preciso realizar um molde em gesso do membro afetado. Para confecção da órtese em gesso é feito um molde do membro, no qual é chamado de molde negativo. Após esse processo ele é todo preenchido com gesso ainda líquido aguardando o processo de cura. Assim, surge a criação de um novo molde chamado molde positivo. A partir deste modelo, são feitos os últimos ajustes e confeccionados em polipropileno (PP) e polietileno (PE), os quais são feitos em altas temperaturas.

As AFOs feitas em termoplásticas são classificadas conforme sua característica funcional, uma dessas classificações é a AFO termoplástico dinâmico. Essas AFOs são utilizadas por pacientes que possuem lesões periféricas ou paralisias flácidas (CARVALHO, 2006).

Segundo Ferreira et al. (2013), “um AFO é prescrito para dar estabilidade médio lateral na posição fase do tornozelo, assim apoiando o tornozelo e facilitando sua marcha na fase de balanço.

A Figura 4 (A, B) demonstra um paciente com sequela, na qual a postura do seu pé fica caída. Graças a este problema ele não consegue fazer um movimento adequado e o pé ao marchar arrasta a ponta, desta forma é necessária a utilização de uma órtese que faça uma flexão plantar acentuada adequando o posicionamento.

Figura 4 (A, B) - Paciente com lesão flácida e com seu adequado posicionamento com o AFO dinâmico



(A)

(B)

Fonte: Carvalho (2006)

Os AFOs dinâmicos podem ser fabricados sob medida ou pré-fabricados, dependendo do ajuste ou aceitação de cada paciente. Esse tipo de órtese deve ser utilizado dentro do calçado e não é preciso ter a numeração maior que aquele utilizado pelo paciente. Os calçados devem ter suas palmilhas existentes removidas e possuir uma grande abertura, não devendo ter variações de altura dos saltos para não sofrer alteração no alinhamento da órtese. A Figura 5 indica uma AFO dinâmico pré-fabricado em carbono, tecnologia utilizada pela empresa Otto Bock.

Figura 5 - AFO dinâmico pré-fabricado



Fonte: Ottobock (2016)

Segundo Mejia (20??), essas órteses são formadas por uma base, um controle de pé, um de calcanhar e uma estrutura superior.

2.1.4 Órteses para membros superiores

As órteses para membros superiores são conhecidas como *splints*. Esses dispositivos podem ser utilizados em diferentes circunstâncias, tais como traumas, anomalias congênitas, cuidados pós-operatórios para cotovelo, punho, mão, dedos e ombros. São indicadas para imobilizar, aumentar amplitude de movimento, prevenir deformidade entre outros. Elui *et al.*(2001) explica que órteses, *splints* ou fêrula são dispositivos que se aplicam aos membros inferiores ou superiores para determinada funções.

Os tipos de fabricação para as órteses em membros superiores são pré-fabricados ou confeccionados sob medida sendo classificados como estáticos e dinâmicos. As órteses fabricadas sob medida podem ser de gesso sintético ou termoplástico de baixa ou alta temperatura. Segundo Carvalho (2006), em caso de necessidade de imobilização recomenda-se o uso de materiais de alta temperatura por serem mais apropriados. Quando for necessário manter a articulação em repouso são utilizadas órteses estáticas com o objetivo de repousar, prevenir e corrigir deformidades. As órteses dinâmicas são compostas de elásticos ou molas fixadas em uma base estática que geram vetores de forças numa certa direção. Elas são indicadas para mobilizar articulações e prevenir contraturas e aderências.

Existem vários tipos de órteses para membros superiores como:

- Tirante clavicular ou tirante axilar em oito;
- Tipoias;
- Órteses para estabilização de fraturas;
- Órteses estática para cotovelos;
- Órteses articulada para cotovelo;
- Tirante proximal de antebraço;
- Órtese para punho;
- Órtese para punho e polegar;
- Órtese para repouso (punho/mão/dedo);
- Órtese para os metacarpos;
- Órtese para dedos;

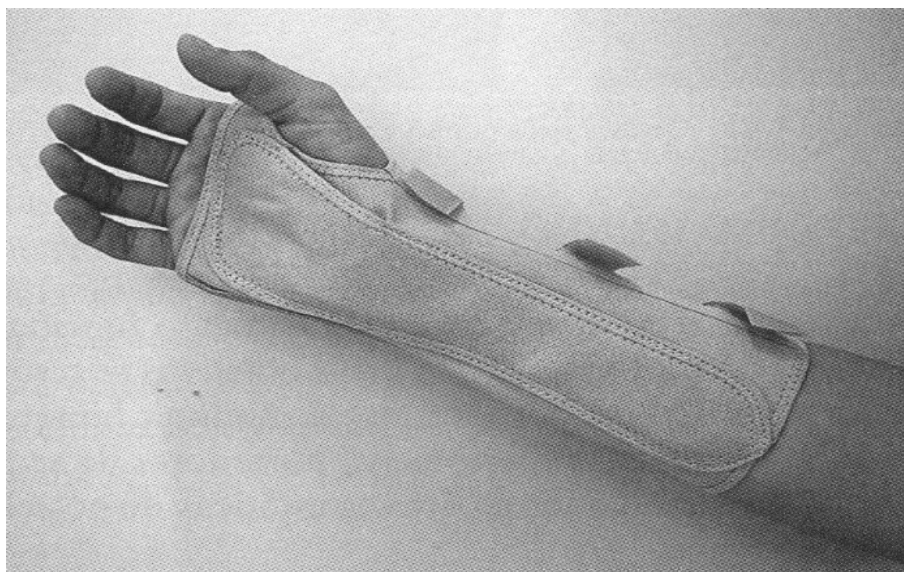
- Órtese dinâmicas.

2.1.4.1 Órtese para punho

As indicações para as órteses de punhos servem para reduzir dor e inflamação, proteger lesão articular, melhorar a função da mão, prevenir contraturas, limitar movimentos, entre outros.

Seu uso também pode ser associado a fraturas, instabilidade articular, fraqueza dos extensores e síndromes compressivas. Carvalho (2006) esclarece que as órteses pré-fabricadas podem ser de tecido para estabilização do punho, porém muitas acabam limitando a flexão da articulação metacarpo falangiana, principalmente dos dedos anular e mínimo, comprometendo os movimentos da mão. Já as órteses sob medida são produzidas em materiais termoplásticos. Em regiões dorsal e palmar as órteses podem ter base de apoio do antebraço como a Figura 6.

Figura 6 - Órtese para punho



Fonte: Carvalho (2006)

2.1.4.2 Órtese para punho e polegar

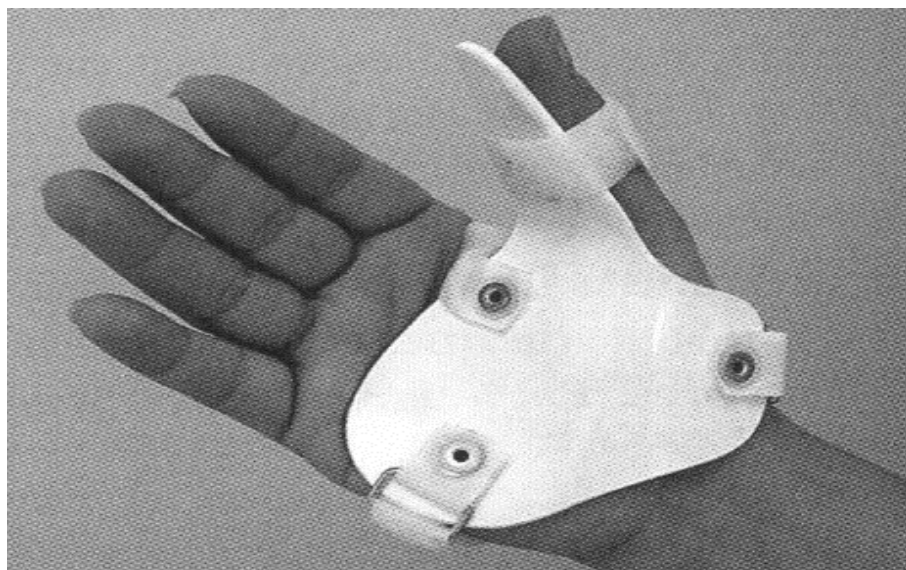
Esses tipos de órteses buscam imobilização, estabilização e repouso para o punho e o dedo. As órteses mantêm os punhos e polegares em posição neutra criando um suporte para os ossos do carpo. Segundo Carvalho (2006) de modo para permitir fácil imobilização o polegar deve estar bem posicionado, conforme Figuras 7 e 8.

Figura 7 - Órtese para punho e polegar



Fonte: Carvalho (2006)

Figura 8 - Órtese para polegar

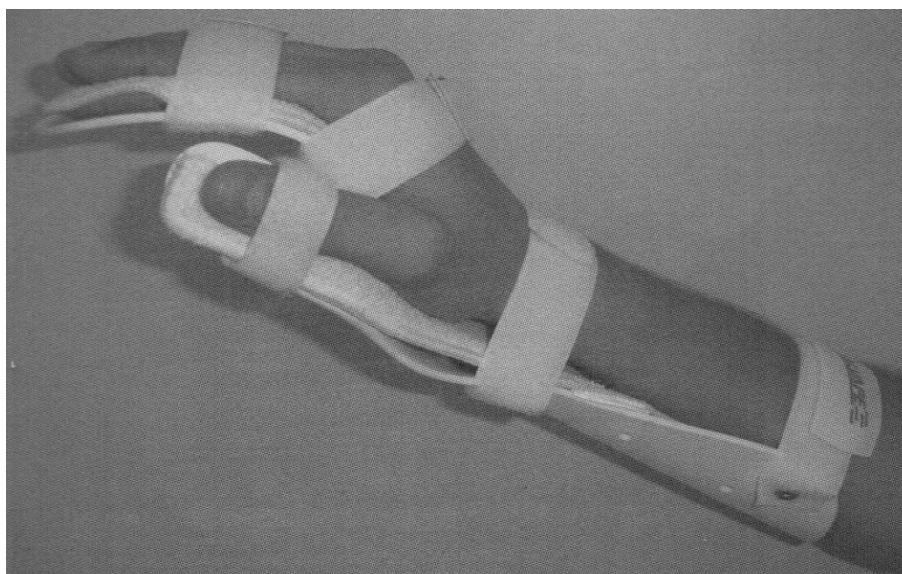


Fonte: Carvalho (2006)

2.1.4.3 Órtese para dedos/mão/punho

São órteses de posicionamento funcional ou para repouso, que mantêm o punho, mão e dedo em posições fisiológicas. O objetivo desta órtese é imobilizar, repousar, diminuir hipertonia muscular ou reduzir contraturas e prevenir, conforme Figura 9.

Figura 9 - Órtese punho/mão/dedos para posicionamento funcional

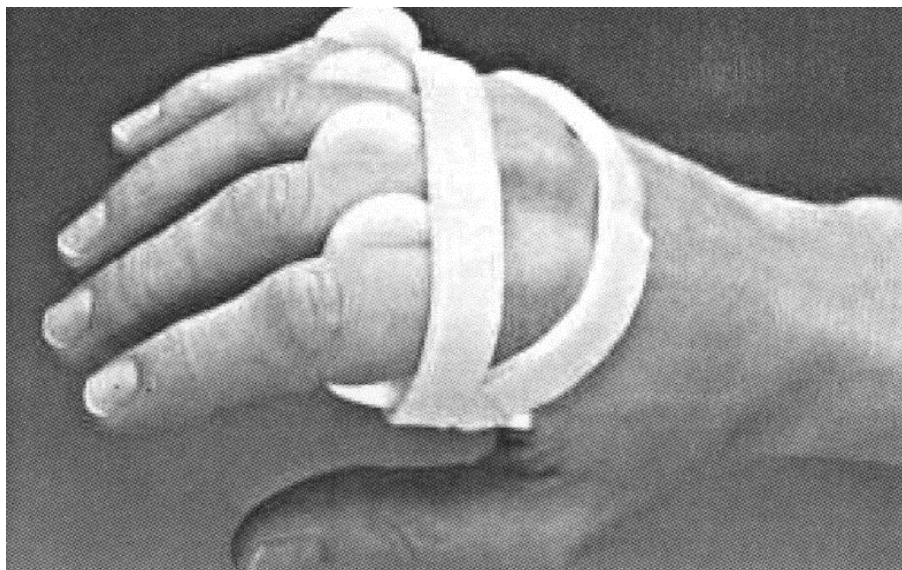


Fonte: Carvalho (2006)

2.1.4.4 Órtese para metacarpo

A órtese para metacarpo é a mais indicada para as fraturas nas cabeças dos metacarpos, inflamação articular, entre outros. Quando a órtese é fabricada em termoplástico de baixa temperatura mantém a articulação em extensão. Somente com o dedo indicador e o dedo médio o polegar consegue impondência. A Figura 10 demonstra uma órtese para metacarpo.

Figura 10 - Órtese para metacarpo



Fonte: Carvalho (2006)

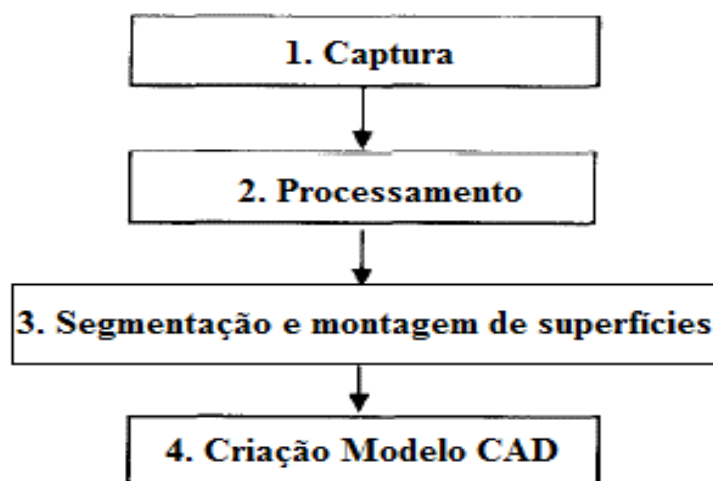
Para Kumar et al. (2013) as aplicações da Engenharia Reversa (RE - *Reverse Engineering*) na ortopedia são desafiadoras. Quando é feito um aparelho ou implante no joelho, quadril e coluna vertebral, eles devem ter um bom funcionamento para sustentar tensões estáticas, multiaxiais e cargas dinâmicas.

2.2 Engenharia Reversa (RE - *Reverse Engineering*)

No mercado global, cada vez mais as empresas buscam produtos altamente competitivos e com entregas em curto prazo. Assim, para atender as expectativas dos clientes, as empresas têm investido em várias tecnologias e uma delas é a Engenharia Reversa (RE - *Reverse Engineering*). Segundo Raja e Fernandes (2007); Sokovic e Kopac (2006), a RE é considerada uma das tecnologias que reduz os ciclos de produção no desenvolvimento dos produtos. Existem dois tipos de Engenharia, a convencional que é o processo feito tradicionalmente por documentos, desenhos, no qual é desenvolvido por ferramentas *Computer-Aided Design* (CAD), um modelo físico. A RE é um processo de duplicação de um modelo existente através de uma digitalização 3D, em que um processo de varredura da geometria é feito e convertido tridimensionalmente em um arquivo onde possa ser manipulado e redesenhado, ou seja, desenvolver um modelo a partir de uma parte física existente, sem qualquer desenho ou documentos (LIN et al., 2005); (SOKOVIC; KOPAC, 2006).

Para Várudy et al. (1997), a RE transforma em engenharia modelos e conceitos. A Figura 11 demonstra a sequência básica das fases utilizadas para engenharia reversa.

Figura 11 - Sequencia básica das fases de engenharia reversa para geometrias



Fonte: Adaptado de Várudy et al. (1997)

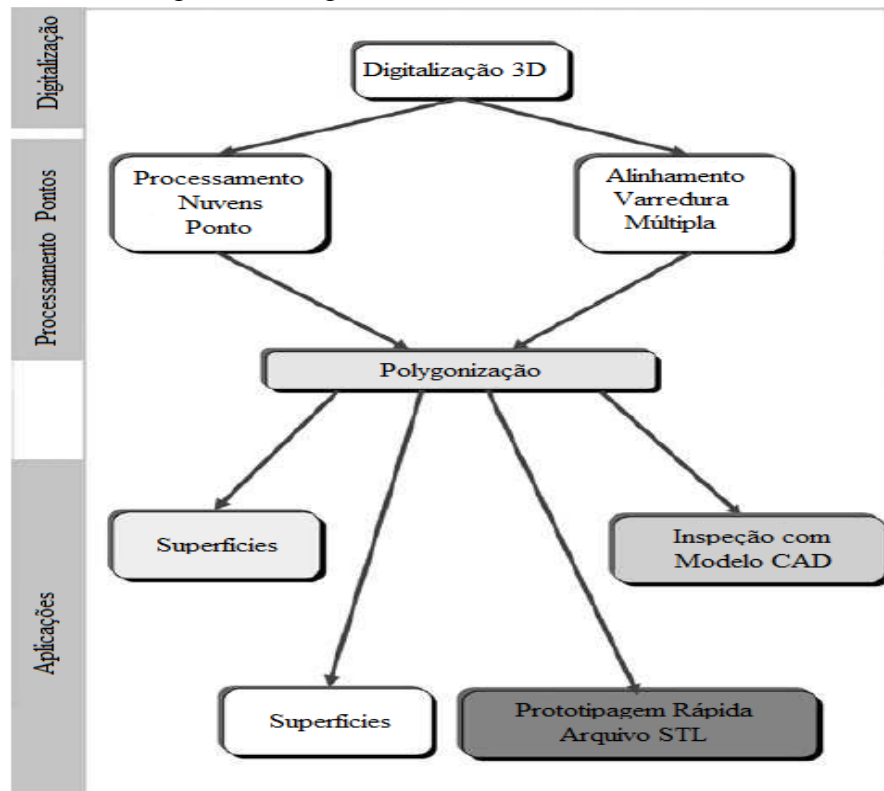
Para Dicken (1996), a RE é definida como a produção de peças, produtos e modelos através de componentes físicos existentes.

De acordo com Yuan et al. (2001) a RE no campo de fabricação é um processo no qual os engenheiros captam de uma peça existente ou uma parte dela, dados e reconstruem seu modelo CAD. Esses modelos podem servir para análises, fabricações, modelagens, ensaios, e outros fins. Esta tecnologia pode ser aplicada em diversas áreas como, artes, design industrial e joias, no estudo de arquiteturas, medicina etc. A partir da digitalização de um modelo em CAD digitalizado pela RE, o arquivo pode ser confeccionado rapidamente por fabricação rápida como a Manufatura Aditiva e técnicas de usinagem Controle Numérico Computadorizado (CNC - *Computer Numeric Control*). A RE tem sido muito utilizada em reposições de peças no setor aeronáutico, quando a aeronave com muitos anos em serviço não possui mais peças no mercado, ou seja, peças que não são fabricadas mais.

Segundo Lima (2003), a RE nas aplicações para medicina como Estudo de anatomia, implantes, criação de próteses entre outros, tem demonstrado bastante benefícios.

Para Raja e Fernandes (2007), o processo de RE passa por três fases, a digitalização, processamento de pontos e aplicação como representado na Figura 12.

Figura12 - Engenharia Reversa - Processo Geral



Fonte: Adaptado de Vinesh e Kiran (2008)

A RE pode ser utilizada em sistemas Manufatura Auxiliada por Computador (CAM - *Computer Aided Manufacturing*) e Engenharia Auxiliada por Computador (CAE - *Computer Aided Engineering*), na produção de novos produtos e na reprodução de uma peça com o objetivo de evitar construções de moldes que não tenham nenhum modelo em CAD, podendo ser de um produto não fabricado mais devido já estar fora de linha (PAHOLE et al., 2005).

2.2.1 Digitalização

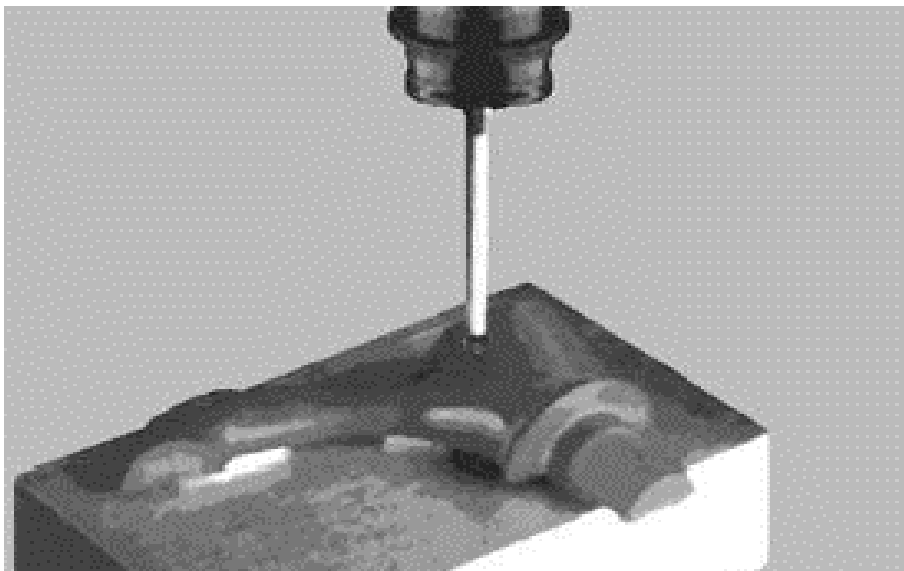
Esta é uma etapa muito importante, pois é preciso definir a escolha certa de técnica de digitalização da geometria. Nesta fase, para definir qual a melhor técnica é preciso analisar a geometria do objeto a ser digitalizado, levar em conta se existem ranhuras, furos, rugosidade, entre outros detalhes apresentados. É preciso explorar a técnica que vai realizar a digitalização real, com o maior número de detalhes possíveis, capturando informações que descrevem a geometria tal como ela é. Vinesh e Kiran (2008) explicam que a digitalização produz nuvens de pontos que definem a geometria da superfície da peça e que esses dispositivos de digitalização estão disponíveis como ferramentas add-ons ou dedicadas para o computador controlado numericamente (CNC). Existem dois tipos de tecnologias de

digitalização, a primeira é através do contato e a outra sem contato com a peça. A RE é classificada por dois métodos, sendo o primeiro com digitalização por contato e o segundo sem contato.

2.2.2 Digitalização por contato

Este método é utilizado através de uma sonda que percorre todo o perímetro e superfície da peça. A digitalização tem uma característica positiva devido à sonda fazer a varredura de superfícies complexas, coletando detalhes como rugosidade, rasgos e furos com tolerâncias de 0,01 a 0,02mm de intervalo. No entanto, dependendo da peça a ser digitalizada, a técnica pode ser lenta se a superfície for muito longa, a digitalização levará muito tempo para coletar os pontos devido à sonda gerar ponto por ponto. Outro detalhe que pode não ser digitalizado são os materiais que sofrem com contato feito pela pressão da sonda. Um material como borracha ou peças macias sofrem deformação quando a sonda é pressionada em sua superfície, criando assim, um formato totalmente diferente. Na Figura 13 a sonda percorre o modelo para coletar os pontos da superfície.

Figura 13 - Varredura feita pelo contato de uma sonda



Fonte: Vinesh e Kiran (2008)

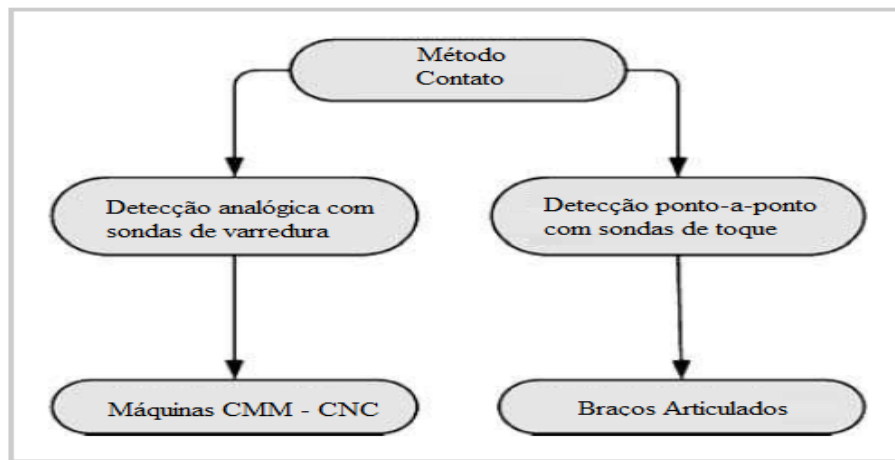
Este método utiliza dispositivos de detecção com braços mecânicos, Máquina de Medição por Coordenadas (CMM - *Coordinate Measurement Machines*) e Controle Numérico por Computador (CNC - *Computer Numeric Control*). A CMM, segundo Anggoro *et al.*

(2015) é realmente uma máquina para medir um objeto com precisão, no qual consiste de três motores de eixo de detecção automática e uma sonda com sensores que coletam dados da superfície externa. São dois tipos de técnicas para coleta de dados na metodologia com contato:

- Ponto-a-ponto, que utiliza sonda por contato;
- Sonda de digitalização.

A Figura 14 ilustra quais são os métodos por contato.

Figura 14 - Métodos de RE por contato



Fonte: Adaptado de Vinesh e Kiran (2008)

O método ponto-a-ponto utiliza sondas que são ligadas a um CMM e toca a superfície da peça e os dados são digitalizados conforme o movimento; essas sondas são controladas por braços articulados.

A Figura 15 ilustra um exemplo de digitalizador pelo método ponto-a-ponto, este aparelho MicroScribe MX possui uma precisão de <math><0,002\text{mm}</math>, e um design que facilita o manuseio do braço articulado.

Figura 15 - Aparelho digitalizador ponto-a-ponto MicroScribe MX



Fonte: 3D Microscribe (2016)

Na tecnologia analógica uma sonda é instalada a um CMM ou em uma máquina de CNC; esta sonda emite uma deflexão contínua que pode ser combinada à posição da máquina para determinar a superfície (RAJA; FERNANDES, 2007).

Várudy et al. (1997) afirmam que possivelmente o método mais popular utilizado é o de CMM, em que essas máquinas podem coletar dados de superfície sem ruídos seguindo caminhos programados.

A Figura 16 ilustra uma digitalizadora por contato analógico.

Figura 16 - Roland DGA Corp. MDX-15/20 scanning



Fonte: Rolanddg (2016)

A diferença da digitalização do analógico é que ela acaba sendo até três vezes mais rápida que o sensor ponto-a-ponto. Assim, as vantagens do método com contato são:

- Uma alta precisão;
- Custos baixos;
- Insensibilidade à cor ou transparência;
- É capaz de medir fendas profundas.

Como desvantagem pode ser relacionada como:

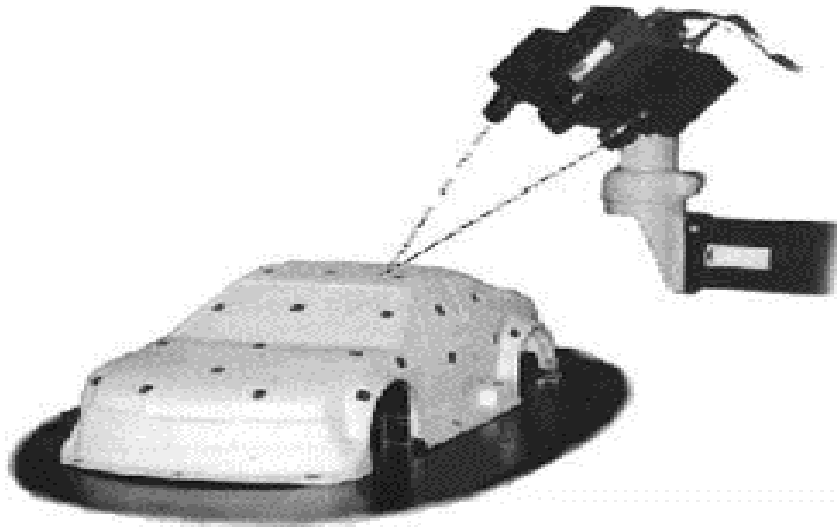
- Distorção das superfícies em objetos macios;
- Coleta de dados lentas.

2.2.3 Digitalização sem contato

Existe no mercado uma variedade de tecnologia de digitalização sem contato. Esta técnica utiliza na captura de dados o laser, óptica e sensores. A tolerância típica da digitalização está em torno de 0,025 a 0,2mm.

A Figura 17 demonstra a digitalização de uma superfície com geometria grande. Como ponto positivo esta técnica permite capturar uma região maior de pontos comparado à técnica com contato.

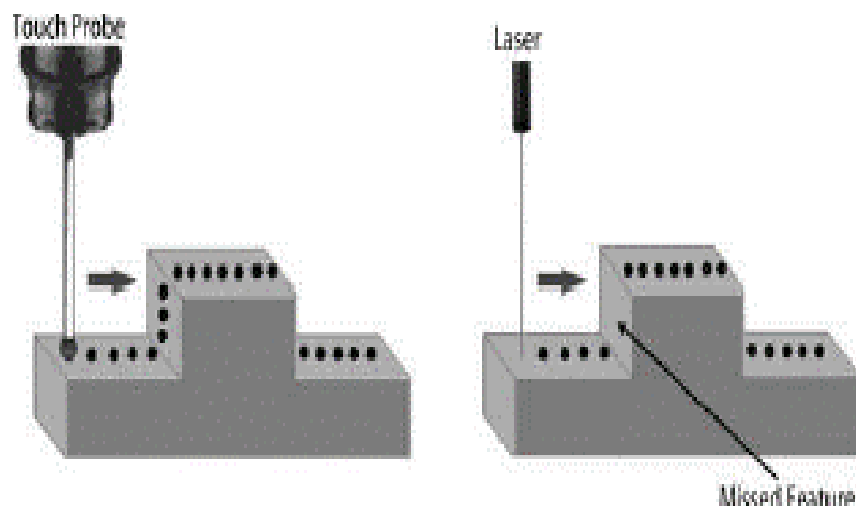
Figura 17 - Digitalização óptica sem contato



Fonte: Vinesh e Kiran (2008)

Um fator negativo deste sistema comparado à técnica de contato é que alguns sistemas podem gerar superfícies com problemas, que podem ocorrer quando a peça possui uma superfície da geometria paralela com o laser. A Figura 18 exemplifica a comparação entre os dois dispositivos de digitalizações.

Figura 18 - Sistema de sonda vs. Laser

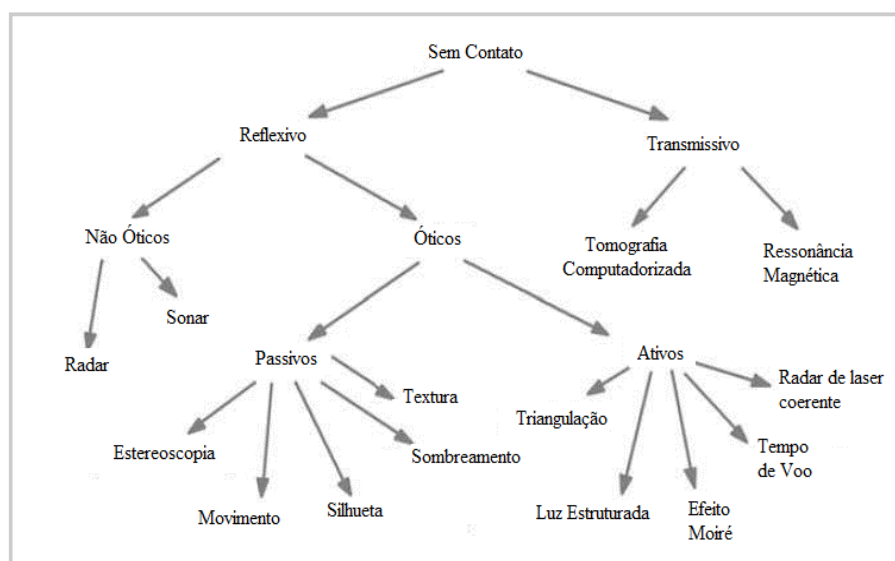


Fonte: Kobbelt e Botsch (2000); Weckenmann et al. (2009)

Para evitar problemas com a digitalização de superfícies brilhantes, devido ao efeito de luz incidente na peça é preciso utilizar um revestimento de pó temporário antes da digitalização para deixar a superfície opaca.

Segundo Vinesh e Kiran (2008), a classificação de dispositivos de digitalização é dividida em duas técnicas que são Transmissivo e Reflexivo. A Figura 19 ilustra um organograma com as principais técnicas de RE.

Figura 19 - Classificação de Hardware por métodos de RE sem contato



Fonte: Adaptado de Vinesh e Kiran (2008)

Este tipo de método não permite que o hardware em momento algum tenha contato com a peça, possuindo como vantagens os seguintes itens:

- Digitalização rápida de peças;
- Capacidade de detectar cores e de digitalizar peças detalhadas;
- Não tem contato direto com o objeto.

E as desvantagens são:

- Limitações para superfícies coloridas, transparentes ou reflexivos;
- Pouca precisão.

Silva et al. (2010) esclarecem que a digitalização 3D pode ser aplicada em diversas áreas como: desenvolvimento de produto, controle de qualidade inspeção, entre outras. A digitalização também pode ser aplicada no armazenamento virtual.

Dentre as diversas classificações de dispositivos de digitalização sem contato, para o uso na medicina o método transmissivo (Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada e Ultrassonografia) e o Ótico Ativo (Tempo de voo, Triangulação, Luz Estruturada e Interferometria) têm se destacado.

2.2.3.1 Método de digitalização Transmissivo - Tomografia Computadorizada (TC) / Ressonância Magnética (RM)

Entende-se que um método de diagnóstico por imagem que utiliza radiação X e reproduz por imagens uma certa parte do corpo humano em qualquer uns dos três planos do espaço é chamado de Tomografia Computadorizada (TC) (GARIB et al., 2007).

Através da emissão de raio X no formato de um estreito leque por detectores de sinais, a RM gera imagens de partes do corpo humano a partir de informações adquiridas nos três planos espaciais (DE GOUVEIA, 2009). Os sinais possuem diferentes intensidades e dependem da quantidade de absorção do tecido que são atravessados pelos feixes de radiação. Após o processo de diagnóstico gerado através da TC em diversas projeções em 360° feitas da região do corpo analisada, geram informações que são posteriormente processadas e registradas através de processos matemáticos criando transformações em forma de imagem (GARIB et al., 2007). A Figura 20 ilustra uma máquina de RM da marca Siemens.

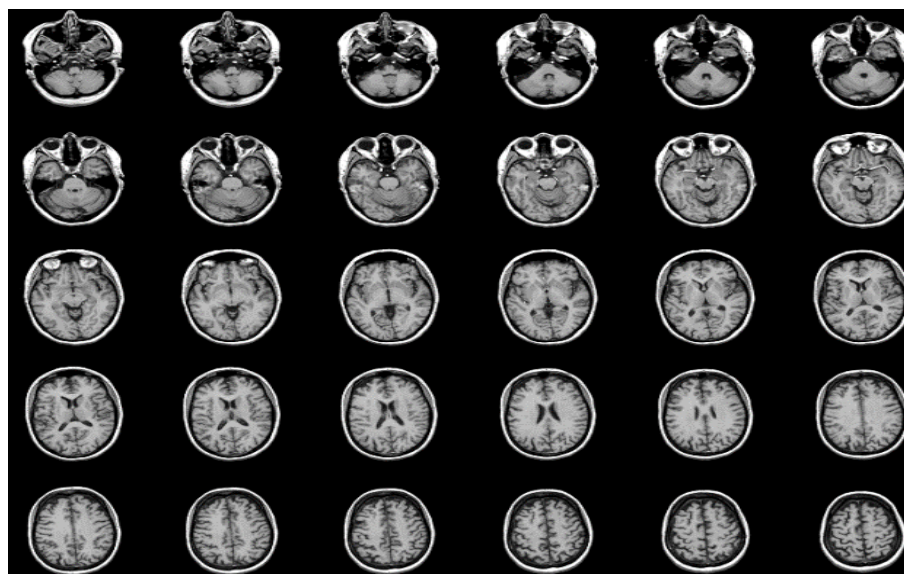
Figura 20 - Equipamento de RM MagnetomEssenza



Fonte: .Healthcare (2016)

É possível visualizar toda estrutura em imagens 2D com boa definição e ainda ter recurso para reconstrução multiplanar da região analisada. Desta forma é possível visualizar imagens nos planos sagitais, oblíquo e coronais permitindo assim a reconstrução 3D da região analisada (GARIB et al., 2007). A Figura 21 ilustra exemplos de imagens digitalizadas por uma TC.

Figura 21 - Exemplos de Imagens digitais por Tomografia Computadorizada



Fonte: Santa Barbara (2006)

2.2.3.2 Tratamento de imagens médicas

Devido ao avanço tecnológico na área da medicina e a necessidade de realizar cirurgias mais rápidas, diversos profissionais da área da medicina têm se orientado através de modelos virtuais. Para facilitar a vida desses profissionais, diversas empresas têm criado softwares com o objetivo de atender as necessidades para análises e criação de modelos virtuais baseando nas imagens geradas pela tecnologia de digitalização transmissiva. Para que possam ser gerados modelos virtuais tridimensionais é preciso ajuda desses *softwares* específicos para fazer tratamentos dessas imagens. Temos no mercado alguns desses programas como: 3D Doctor® da Able Software, Analyze® da clínica Mayo, Mimics® da Materialise, entre outros, porém com custo elevado. Mas em 2003, um *software* livre desenvolvido pela CTI tornou-se uma ferramenta acessível aos médicos e cirurgiões brasileiros. Este software público e brasileiro cujo nome é InVesalius® foi desenvolvido para auxiliar o diagnóstico e planejamentos cirúrgico.

InVesalius é um software público para área de saúde que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico. A partir de imagens em duas dimensões (2D) obtidas

através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais em três dimensões (3D) correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes em acompanhamento médico. O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo com diversas áreas dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA atual CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer), unidade do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), através das linguagens de programação Python e C++. Atualmente opera em GNU Linux (Ubuntu, Fedora e OpenSuse já foram testados) e Windows (XP e Vista), sendo que é licenciado pela CC-GNU GPL (Licença Pública Geral) versão 2 (em português) (SOFTWARE PÚBLICO, 2016)

A Figura 22 ilustra a interface de abertura do software InVesalius muito utilizado pelos profissionais da área de medicina.

Figura 22 - Software brasileiro InVesalius®



Fonte: InVesalius (2016)

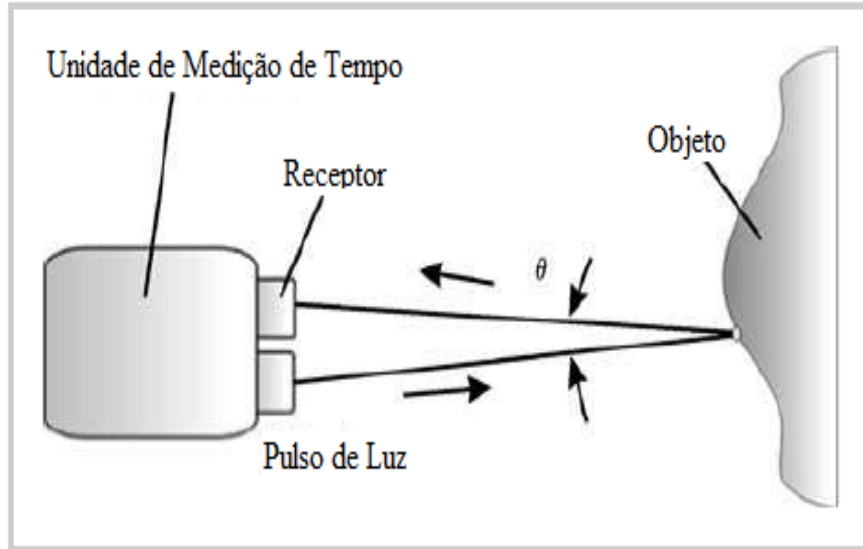
2.2.3.3 Método de digitalização Ótica - Tempo de voo (TOF - Time Of Flight)

O princípio da técnica de tempo de voo é medir a quantidade de tempo que um pulso de luz leva para viajar até o objeto e fazer o regresso (BELLIAN et al., 2005; DION; BERTONE, 2004; SEKIMOTO et al., 2003).

Esta técnica é menos precisa quando o objeto precisa ser digitalizado muito perto, a precisão pode variar entre milímetros até dois centímetros dependendo da distância entre o dispositivo e o objeto. A vantagem desta tecnologia é digitalizar objetos grandes e distantes como edifícios e pontes com qualidade. A precisão depende do pulso da largura do laser, velocidade do detector e a resolução de temporização. Quanto mais curto o impulso e mais rápido o detector, a medição será maior. A Figura 23 ilustra como é o funcionamento da

digitalização do dispositivo de TOF, a rápida velocidade de luz permite ao TOF fazer até milhares de medições por segundos.

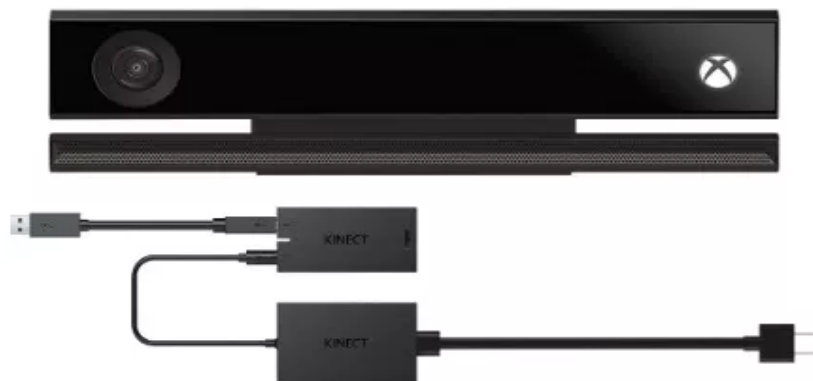
Figura 23 - Princípios da digitalização tempo de voo



Fonte: Adaptado de Vinesh e Kiran (2008).

A grande desvantagem dos dispositivos TOF é não capturar as texturas dos objetos, mas apenas sua forma geométrica. Não são práticos para digitalizar objetos pequenos rápidos, além disso, o dispositivo leva um tempo para processar devido ao objeto precisar ser todo varrido para completar a digitalização. A Figura 24 ilustra um dispositivo TOF utilizado para fazer varredura de pontos.

Figura 24 - Dispositivo Kinect One mais adaptador para computador desenvolvido pela empresa Microsoft



Fonte: Xbox (2016)

O Kinect é um sensor de movimentos desenvolvido para aparelhos de games e sendo uma tecnologia utilizada com o intuito de substituir os *joysticks*. A tecnologia permite que o dispositivo capture os movimentos dos jogadores, e transfira para o console os movimentos feitos pelo usuário. Essa captura ocorre através de duas câmeras sendo uma de infravermelho capaz de reconhecer os movimentos e profundidade.

2.2.4 Processamento de pontos

Neste processo é feito um filtro pré-definido para reduzir os ruídos de pontos coletados, desta forma a importação da nuvem de pontos fica com menos sujeira e a superfície mais perfeita. É importante que o usuário saiba definir quais os filtros mais adequados para cada tarefa e também sendo necessário fazer várias varreduras da mesma peça permitindo mesclar várias digitalizações. Isto envolve fazer uma rotação de uma peça tornando muito crucial a digitalização de cada ponto. Um planejamento adequado diminuirá os esforços na correção dos pontos após a digitalização e existem vários softwares para fazer esta preparação e coletas de pontos. A saída da fase de processamento deste software é feita em uma extensão que pode ser aberta e diversos programas de modelagem.

Segundo Budak et al. (2012), a digitalização 3D frequentemente resulta em uma quantidade grande de pontos indesejados. Esses pontos são de objetos que estão ao redor da peça digitalizada. Muitas vezes esses pontos são de uma base que o objeto esteja apoiado, por exemplo, luminária, mesa de medição, entre outros; no caso da digitalização sem contato os pontos de nuvens costumam ser de objetos distantes devido à facilidade de capturar nuvens de pontos. Budak et al.(2012), também comentam que é preciso fazer esse processamento de pontos e eliminá-los de forma a manter a qualidade de reconstrução da superfície do objeto.

2.3 Manufatura Aditiva (AM - Additive Manufacturing)

2.3.1 Técnicas Utilizadas

Segundo Volpato (2007), existem aproximadamente mais de 20 sistemas de Manufatura Aditiva (AM - *Additive Manufacturing*) no mercado que, apesar de usarem diferentes tecnologias de adição de material, se baseiam no mesmo princípio de manufatura por camadas planas.

Canciglieri Junior et al.(2015) esclarecem que esses equipamentos com tecnologia de adição de camadas podem construir geometrias complexas, sem utilizar ferramenta do tipo moldes, construindo objetos de forma livre. Os processos de AM são baseados em Líquidos, Sólidos e Pós. Os próximos tópicos explicarão como alguns deles funcionam.

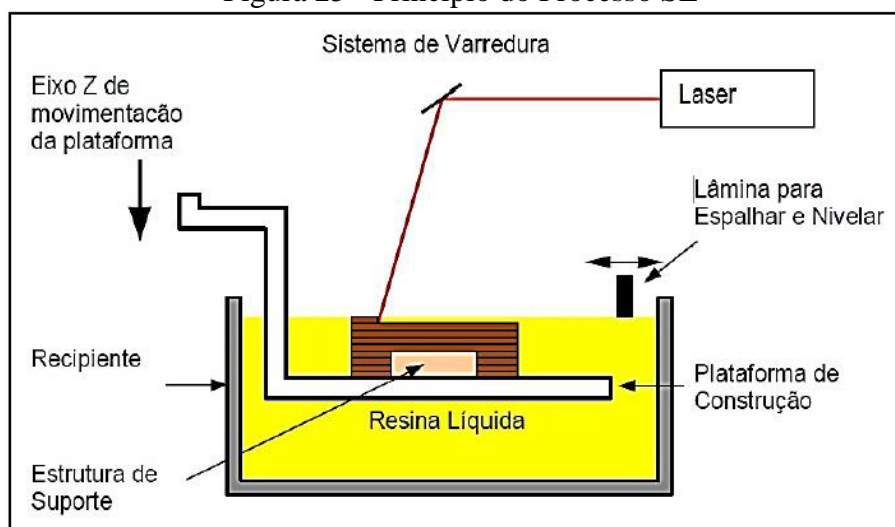
2.3.1.1 Estereolitografia (SL)

Esta tecnologia é a mais exata e precisa das AM, permitindo a criação de modelagens complexas, matrizes ou peças de conceito com exatidão. A construção é feita camada por camada utilizando um laser com raios de Ultravioleta (UV) que solidificam as resinas de fotopolímeros líquidas. Para Lencina *et al.* (2007), a estereolitografia baseia-se na cura de uma resina fotossensível por um laser UV.

O protótipo ou modelo é construído sobre uma mesa abaixo de um líquido de resina epóxi ou acrílica “fotopolímeros”, que é atingido pelo laser UV solidificando a camada inicial; desta forma a mesa se movimenta em sentido vertical para baixo, de forma que a resina é novamente atingida pelo laser solidificando a segunda camada. O processo é feito desta forma até todas as camadas serem solidificadas e o objeto tomar sua forma (VOLPATO, 2007).

Gorni (2001) argumenta que a “estereolitografia é um processo pioneiro que constrói modelos tridimensionais a partir de polímeros líquidos sensíveis a luz que solidificam quando expostos à radiação de um feixe de laser UV”. A Figura 25 demonstra o princípio do processo SL.

Figura 25 - Princípio do Processo SL



Fonte: Volpato (2007)

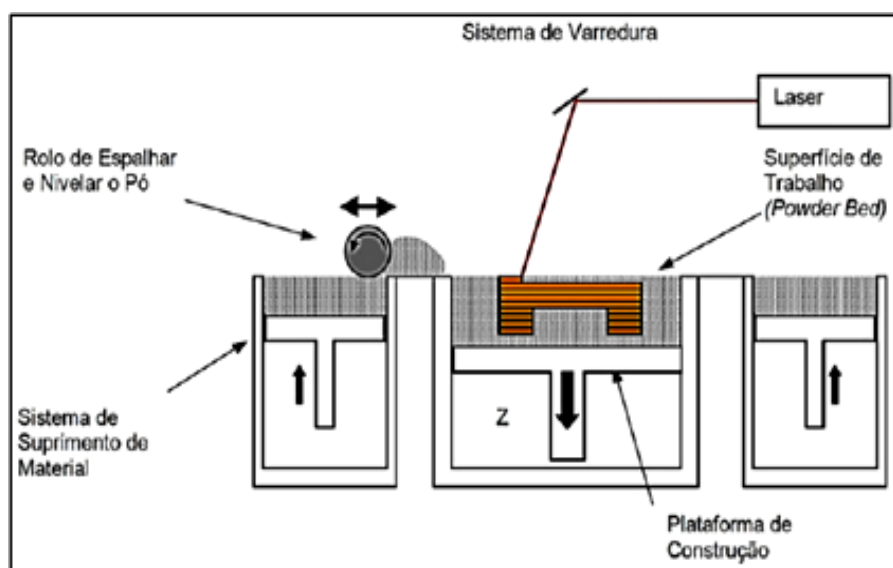
Uma vantagem da estereolitografia é de possuir uma boa precisão nos objetos feitos por ela, permitindo impressão de peças translúcidas com acabamentos excelentes na sua superfície, como também, por ser uma tecnologia muito utilizada comercialmente, tendo fácil assistência. Como desvantagem ela precisa passar por um pós-processamento depois da impressão para remover os suportes. A resina utilizada é tóxica e o processo é restrito apenas para os tipos de resinas poliméricas.

2.3.1.2 Sinterização Seletiva à Laser (SLS)

A Sinterização Seletiva a Laser (SLS) aquece um pó termoplástico durável utilizando um laser de Dióxido de Carbono (CO₂) para criar objetos ou protótipos. Estes objetos são mais leves e resistentes a elementos químicos e ao calor (VOLPATO, 2007).

Esta técnica é iniciada assim que um rolo é ativado e começa a espalhar este pó termoplástico sobre uma mesa ou plataforma de construção, o rolo vai espalhando o pó uniformemente e um laser CO₂ de potência média realiza a varredura sobre o pó. Assim que as partículas são aquecidas, acontece a sinterização sobre a plataforma solidificando a primeira camada. Após a sinterização da primeira camada o processo continua da mesma forma e a segunda camada também é solidificada, isto é feito até a última camada ser solidificada e formar o objeto (UEBELHART, 2013). A Figura 26 ilustra claramente como acontece o início do processo de sinterização.

Figura 26 - Princípio do Processo SLS



Fonte: Volpato (2007)

Como vantagens a SLS possibilita a fabricação de vários objetos em um único lote e o pós-processamento é necessário somente nos objetos produzidos com materiais polímeros. As desvantagens da técnica é que os equipamentos são mais caros e possuem um alto consumo de energia para sinterização das camadas.

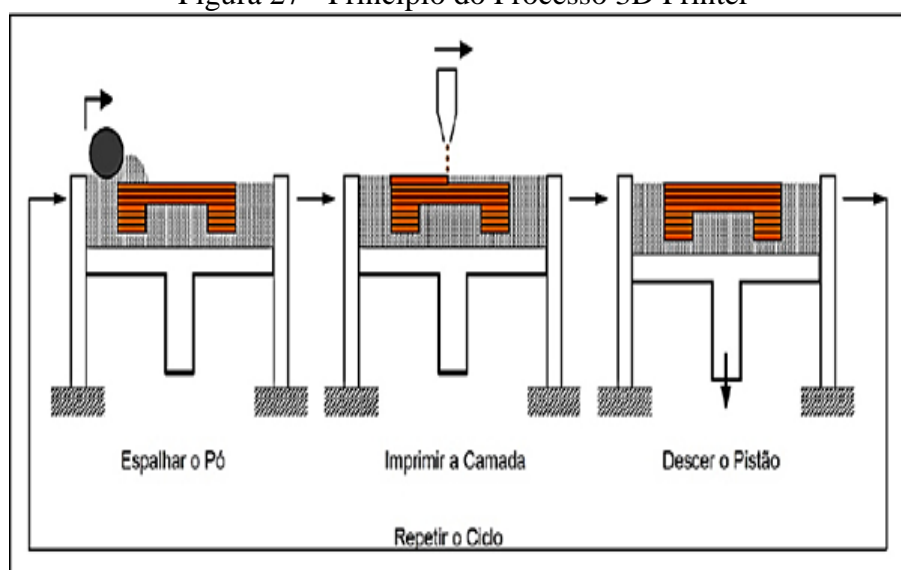
2.3.1.3 Impressão Tridimensional (3D Printer)

Esta técnica é muito parecida com as impressoras à base de jato de tinta. Um rolo espalha o pó termoplástico pela plataforma nivelando e deixando a camada uniforme, desta forma um cabeçote com aglutinante injeta um líquido com reagente, esse líquido em contato com o pó solidifica e a camada vai tomando forma.

Após a solidificação da camada o rolo espalha novamente o pó e o bico injeta o reagente para formação da próxima camada. A impressão 3D Printer é caracterizada como flexível quanto ao material e à geometria. Além de ser uma prototipagem rápida, consegue diminuir consideravelmente o tempo de manufatura dos protótipos e na fabricação de componentes (MEIRA et al., 2013).

A Figura 27 mostra o ciclo do processo de Impressão Tridimensional no qual a primeira imagem mostra o pó sendo espalhado, seguido do segundo processo da injeção do aglutinante e por fim, a plataforma desce e inicia o processo novamente para o rolo espelhar o pó na plataforma.

Figura 27 - Princípio do Processo 3D Printer



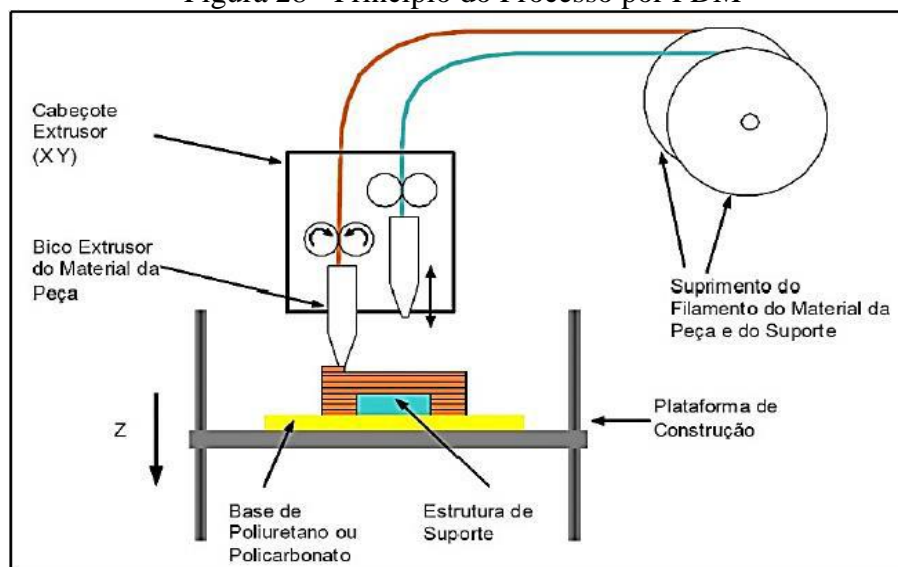
Fonte: Volpato (2007)

Esse processo todo é ordenado por um programa de fatiamento que ordena como será injetado o aglutinante. Como vantagens essa técnica não necessita de laser, não é necessária a utilização de suportes já que o próprio material faz o papel de suporte, possui uma velocidade rápida na produção do objeto e tem aproveitamento de sobras do material não utilizado. As desvantagens são a baixa resistência devido ao processo de adição das camadas, a qualidade da superfície da peça é pequena e há restrições na produção de peças pequenas.

2.3.1.4 Modelagem por fusão e deposição (FDM - Fused Deposition Modeling)

A técnica de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM – Fused Deposition Modeling) é feita através de filamentos termoplásticos que se encontram no estado sólido e ficam enrolados em uma bobina. A movimentação deste bico é no sentido “X - Z” da coordenada e o material é aquecido em um bico de extrusão e depositado em uma mesa ou plataforma de construção assim chamada, possuindo o movimento em “Y”. Inicia-se assim, a impressão por deposição de material fundido termicamente e vai injetando camada por camada até formar o objeto final. Dependendo do formato da impressora os eixos XYZ podem variar, porém a forma de injeção não altera. A plataforma de construção, no caso a mesa, também pode ser aquecida ou mantida a frio; o que determina essa temperatura é o tipo de matéria-prima escolhida para fusão.

Figura 28 - Princípio do Processo por FDM



Fonte: Volpato (2007).

A Figura 28 mostra como o filamento se desloca do rolo e passa pelo cabeçote seguido pelo bico extrusor aquecido. Desta forma deposita o material da peça na plataforma de construção formando as camadas (VOLPATO, 2007).

As vantagens da técnica em FDM são as construções dos objetos com os acabamentos finais, não necessitando a utilização do laser, o material não é tóxico e exclui o pós-cura possuindo maior resistência mecânica comparado com as outras técnicas. As desvantagens são a precisão dimensional para pequenas peças, também sendo necessária a construção de suportes com o próprio material havendo um desperdício, limitações de materiais e velocidade na construção devido ao fluxo de injeção do material nos cabeçotes.

Conforme Volpato (2007), a FDM permite realizar várias formas de fusão das camadas. A utilização de estratégias como o *skirt* e o *brim* permitem as peças criarem resistências mecânicas. O tipo de filamento, espessura e velocidade podem auxiliar também em uma peça mais resistente.

Existente há mais de 20 anos no mercado, a Modelagem por Fusão e Deposição (FDM), tornou-se o processo mais popular e o mais acessível das tecnologias de fabricação aditiva, o que alavancou a grande difusão global nos últimos anos. Ela produz as peças camada por camada de maneira relativamente simples, sendo de baixo para cima, ao aquecer e injetar um filamento termoplástico com alta precisão (VOLPATO, 2007).

2.3.2 Processos de Impressão por FDM

2.3.2.1 Moldagem 3D por Software Computer-Aided Design (CAD)

Toda modelagem 3D feita pela AM precisa de um software CAD para criar e modelar o objeto. Os programas mais utilizados no desenvolvimento de objetos em três dimensões são AutoCAD, 3Ds Max, Blender, SolidWorks, Sketchup, Meshmix, entre outros. Eles são programas auxiliados por computador para a elaboração de modelos em 3D ou desenhos técnicos em duas dimensões. Os sistemas CAD foram desenvolvidos para substituir os desenhos feitos manualmente, e que levavam horas para serem concluídos, contudo, diversos desenhistas tiveram que se adequar a essas novas tecnologias (FOGGIATO et al., 2008).

Foggiato et al.(2008) esclarecem que saber realizar todas as etapas de criação de um produto de forma que o processo como um todo seja beneficiado é fundamental para a redução do tempo de desenvolvimento de um produto.

2.3.2.2 *Conversor de objetos 3D em arquivos *.STL, *.OBJ, *.3D-FILE etc.*

Todos os modelos que são confeccionados pelo método de AM precisam ser convertidos em uma extensão que o *software* fatiador possa fazer a leitura do arquivo. Os tipos de extensões são *.Stl, *.Obj, *.3D-File, entre outros. Para fazer a conversão dos modelos criados pelos softwares CAD, os arquivos devem ser abertos e salvos nas extensões de leitura do fatiador, uma vez feito isso o modelo está pronto para iniciar a AM.

A extensão STL (*Structured Triangular Language*) é o arquivo padrão para a indústria de prototipagem segundo (MUNHOZ, 2001). Devido ser um arquivo simples e aberto as outras tecnologias que vieram após a estereolitografia, adotaram como extensão.

2.3.2.3 *Fatiamento de arquivos ou linguagem gcode*

Após o modelo ser convertido em uma extensão *.Stl, *.Obj etc., ele está pronto para entrar em processo de fatiamento, para isso é preciso de um Software fatiador, como por exemplo, o Slic3r. Este software vai fazer a leitura do objeto como um todo e dividi-lo em camadas. Esta divisão do modelo em camadas é chamada de fatiamento de arquivos ou linguagem gcode.

O arquivo stl é genérico para qualquer impressora 3D. Para ser impresso, deverá ser escolhido um plano de referência do arquivo stl e a figura deverá ser fatiada em diversas superfícies, sempre paralela a um plano de referência. A espessura do fatiamento será definida pela precisão da tecnologia de impressão utilizada. Quanto mais preciso, mais delgado será o fatiamento. A figura fatiada é geralmente descrita em um arquivo de formato *Standard Generalized Markup Language* (SGM). Cada uma dessas superfícies obtidas, através do fatiamento da figura original, é descrita, geralmente, em uma linguagem criada em tecnologias de CNC (controle numérico computadorizado) denominada gcode. O gcode descreve cada superfície horizontal através de comandos utilizados em máquinas de controle numérico, tais como: caminhe a uma velocidade de X m/s das coordenadas A até B com o laser cabeça de impressão ligada. Isso fará com que a impressora 3D, imprima uma linha sólida de espessura definida pela tecnologia, no plano definido pelas coordenadas A e B. A impressão de diversas linhas sólidas num determinado plano, definirá a impressão da superfície desejada. O arquivo gcode descreve todas as superfícies fatiadas em um único arquivo que é interpretado pela maioria das impressoras 3D. A linguagem gcode tem diversos dialetos para cada tipo de aplicação específica E.G. se é possível

imprimir com atributo cores, há um adendo na linguagem para a escolha da cor (TAKAGAKI, 2013).

O Quadro 1 exemplifica um arquivo gcode.

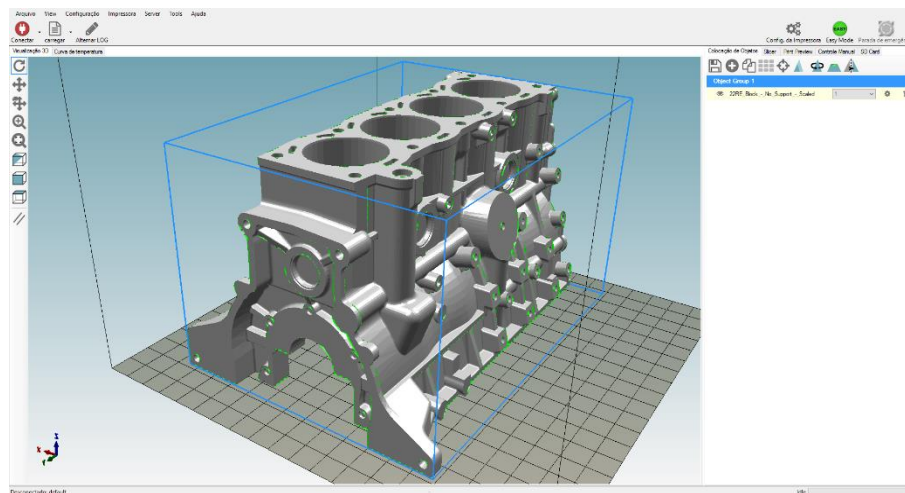
Quadro 1 - Exemplo de arquivo gcode

| | | |
|----------------------------|----------------------------|--------------------------|
| M90 | material | G01 Z0.4 F1.333 |
| G90 | G00 X6.0394 | G00 Z0.5 |
| G75 | Y8.5591 Move X and Y | G00 X6.0394 Y17.378 Z0.5 |
| G00 X6.0394 Y6.0394 | and continue to drill more | engaged drills |
| M38 Lowers the drill | holes with the same | G00 Z0.1 |
| bank into place and turns | G00 Z0.5 | G01 Z0.4 F1.333 |
| on the drill motor | G00 X6.0394 Y12.3386 | G00 Z0.5 |
| G00 X6.0394 Y6.0394 Z0.5 | G00 Z0.1 | G00 X6.0394 Y11.0787 |
| Moves X and Y so | G01 Z0.4 F1.333 | G00 Z0.1 |
| that boring drill one is | G00 Z0.5 | G01 Z0.4 F1.333 |
| centered at X = 6.0394 Y | G00 X6.0394 Y13.5984 | |
| = 6.0394 and Z is 0.5 | G00 Z0.1 | |
| inches above the materials | G01 Z0.4 F1.333 | |
| surface. | G00 Z0.5 | |
| G98 P300 D496 Engages | G00 X6.0394 Y14.8583 | |
| drills 5, 6, 7, 8, and 9. | Z0.5 | |
| G00 Z0.1 | G98 P300 D480 Engages | |
| Slew Move in | drills 6, 7, 8, and 9. | |
| Z to .1 inches above the | G00 Z0.1 | |
| material | G01 Z0.4 F1.333 | |
| G01 Z0.4 F1.333 Plunge | G00 Z0.5 | |
| the Z axis .4 inches into | G00 X6.0394 Y16.1181 | |
| the material at 80 IPM | Z0.5 | |
| G00 Z0.5 | G98 P300 D448 Engages | |
| Slew Move in | drills 7, 8, and 9. | |
| Z to .5 inches above the | G00 Z0.1 | |

Fonte: Takagaki (2013)

A Figura 29 ilustra como é a importação do arquivo *.Stl para o programa de fatiamento Slic3r.

Figura 29 - Importação de arquivo no programa Slic3r

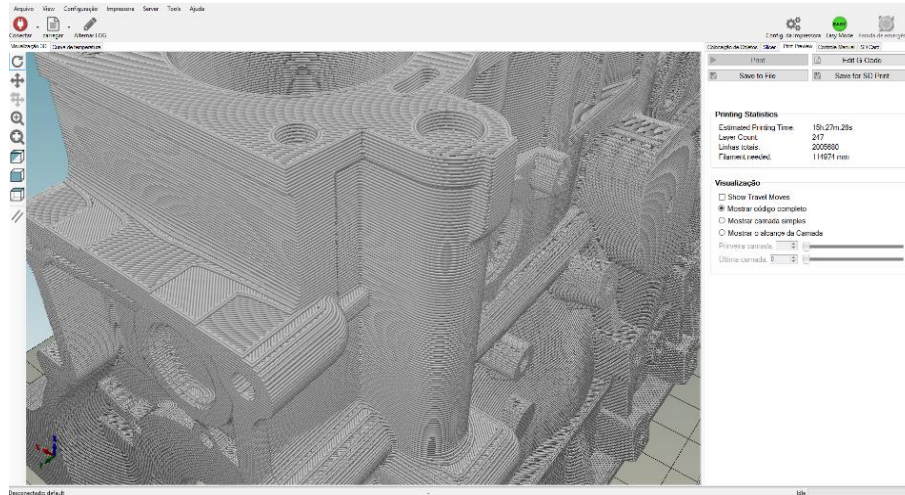


Fonte: Elaboração do próprio autor

O fatiamento do modelo 3D em camadas exige uma configuração que determine a quantidade de camadas e espessura que serão impressas. Essas configurações dependem da espessura do bico da extrusora, podendo variar de 1,75mm até 3,0mm de diâmetro. Quanto mais fino for o bico, mais a manufatura será demorada e com maior qualidade, ou seja, quanto mais finas as camadas, a qualidade de impressão será mais perfeita e o nível de detalhamento também, porém o tempo de produção será maior uma vez que é preciso imprimir mais camadas do que uma extrusora que possui o bico mais grosso.

A Figura 30 ilustra como é o processo de fatiamento feito pelo Slic3r, neste exemplo a modelagem foi fatiada por uma impressora que tem um bico de 1,75mm e a altura das camadas estão com 0,2mm.

Figura 30 - Fatiamento de um modelo pelo Slic3r.



Fonte: Elaboração do próprio autor

Após o fatiamento das camadas serem configuradas, é possível obter informações como tempo estimado, volume do modelo 3D e uma prévia de como será feita a AM.

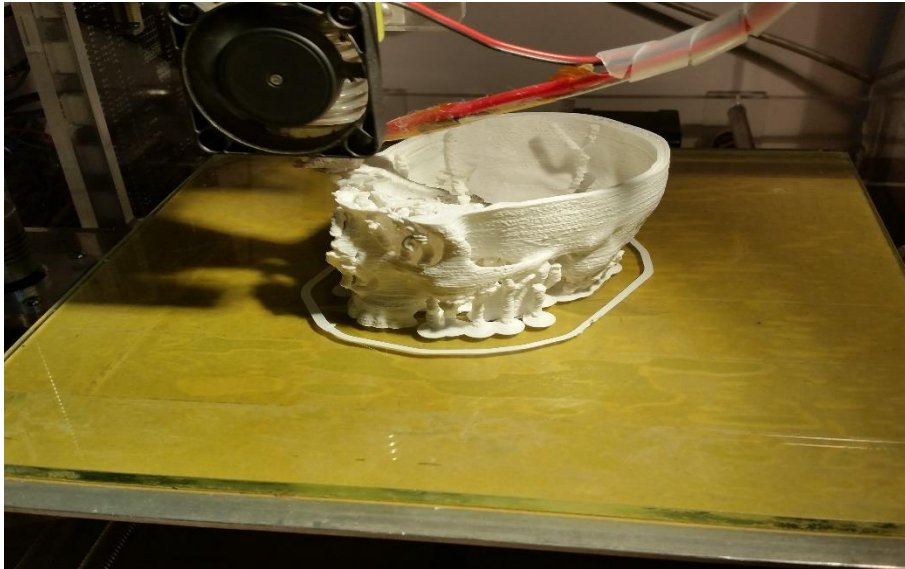
2.3.2.4 Limitações tecnológicas para manufatura aditiva

Toda AM possui limitações tecnológicas que interferem no processo de fabricação, cada tipo de manufatura possui vantagens e desvantagens conforme dito acima nas técnicas de manufatura. A impressão por FDM tem como limitações as dimensões do objeto e o tipo de sua geometria.

2.3.2.5 Limite de dimensões (X,Y,Z)

O limite de dimensão é definido conforme o tamanho da mesa da impressora 3D. Cada modelo de impressora possui um tamanho específico, e o modelo a ser manufaturado não pode ultrapassar o tamanho desta dimensão, ou seja, o limite da mesa determina o tamanho máximo do modelo. A Figura 31 demonstra uma impressão sendo feita utilizando o limite da mesa a ser impresso.

Figura 31 - Limite de Impressão



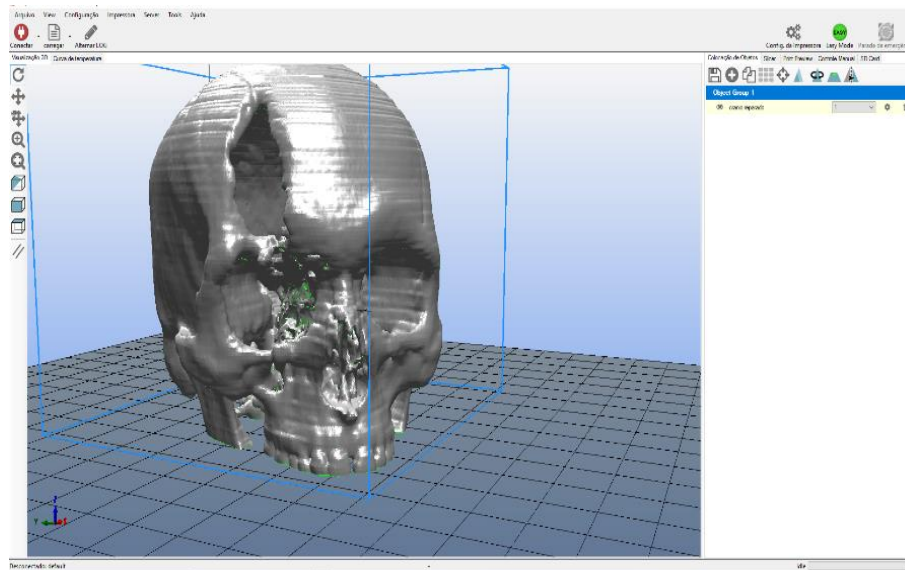
Fonte: Elaboração do próprio autor

Dependendo a dimensão do modelo, é preciso separar em partes do objeto para a AM e depois colá-las para obter o tamanho do objeto real.

2.3.2.6 Geometria do objeto

A geometria do modelo influencia muito na AM, pois todo objeto que possui uma forma geométrica complexa, a impressão pode sofrer danificações ou até mesmo ficar com o acabamento ruim. A AM pela técnica em FDM possui limitações quanto às peças que possuem um balanço, ou que tenham partes suspensas no ar conforme mostra a Figura 32.

Figura 32 - Geometrias complexas

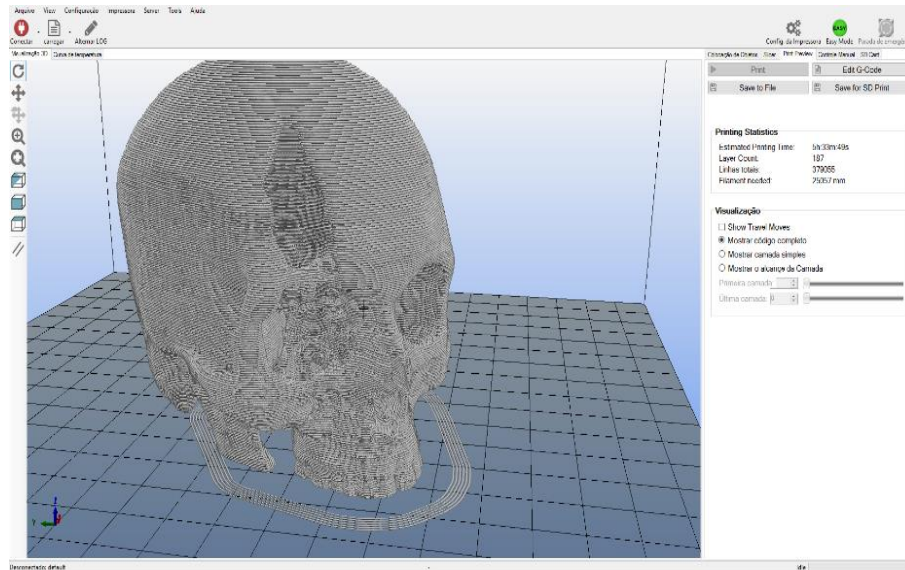


Fonte: Elaboração do próprio autor

Existem opções nos softwares de fatiamento para inclusão de suportes de materiais para solucionar estes tipos de complicações, tais suportes são impressos para que sustentem o modelo 3D evitando assim danificações.

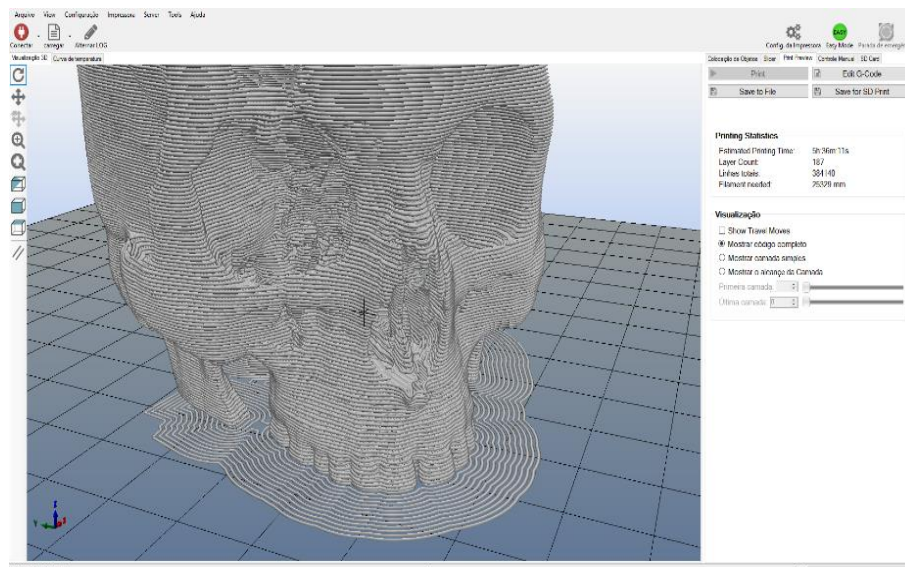
2.3.2.7 Skirt/Brim

Os programas de fatiamento possuem procedimentos para corrigir e ajustar os problemas que a tecnologia FDM possui quanto à geometria dos modelos. Um destes procedimentos de regulagem é o *skirt*. O *skirt* é muito utilizado para corrigir problema quanto à vazão do filamento no bico extrusor. Antes de o equipamento chegar à temperatura ideal para iniciar a AM, o mesmo pode vazar muito o material ou até mesmo não sair de imediato à quantidade necessária para construir o modelo, desta forma, o *skirt* corrige através de uma pré-impressão antes de iniciar o modelo final. Conforme a Figura 33, a base do modelo 3D possui seis camadas de *skirt* para regulagem da vazão do material no bico extrusor.

Figura 33 - Utilização de *skirt* no modelo 3D

Fonte: Elaboração do próprio autor

O *Brim* já possui outra função: ele é utilizado como um suporte para as geometrias que possuem bases estreitas e que correm o risco de cair devido à sua geometria. Ele cria várias camadas em volta da base do modelo permitindo, assim, que o objeto tenha uma estrutura mais sólida na fixação da mesa evitando a descolagem do modelo.

Figura 34 - Utilização de *Brim* no modelo 3D

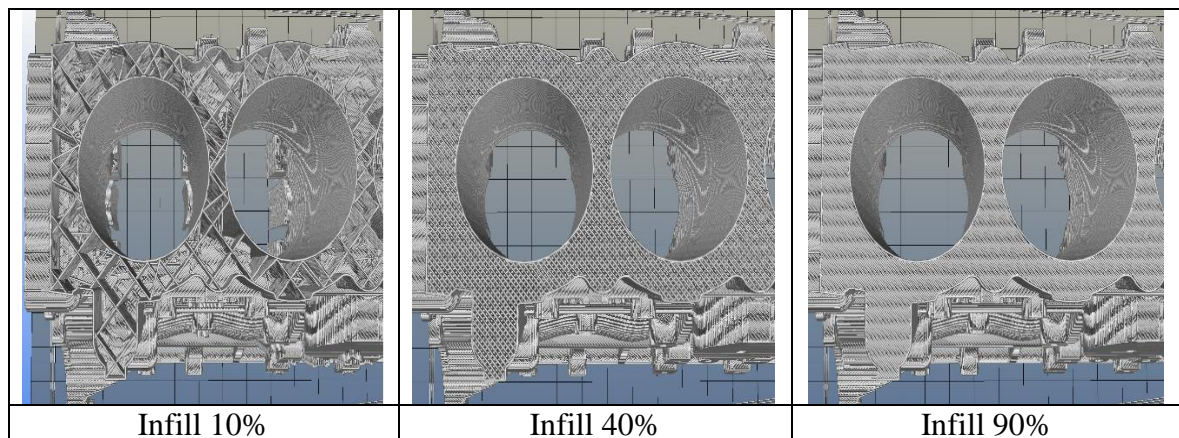
Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 34 mostra a base do modelo 3D com a aplicação do *Brim*. Este processo permite que a base do modelo abranja mais área para sustentação na mesa. Gorni (2001) comenta que os suportes fixos aos objetos são mais fracos ou com as junções perfuradas.

2.3.2.8 *Infill*

O *infill* é utilizado para controlar a densidade do volume do modelo, e permite que a impressora 3D faça um objeto totalmente sólido, como também, permite o controle de 0 a 100% de densidade a ser impresso. Um modelo que possui uma geometria mais consistente não é necessário ser impresso com a densidade de 100%, deste modo, a peça economiza matéria-prima e o processo de AM fica mais rápido. A Figura 35 demonstra três exemplos de densidade calculada pelo *infill*.

Figura 35 - Utilização do *Infill*



Fonte: Elaboração do próprio autor

2.3.2.9 *Material de suporte no auxílio da impressão de geometrias complexas*

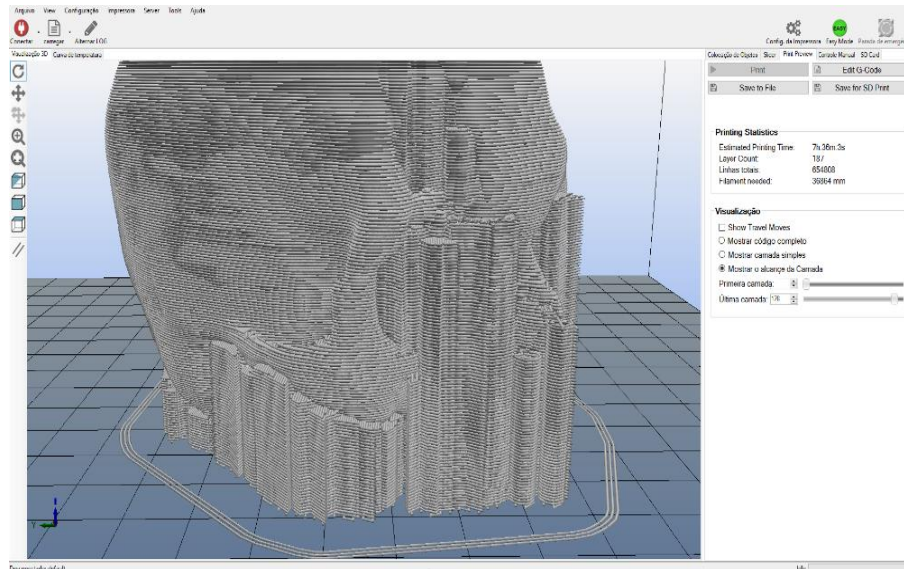
Toda AM de um modelo com geometria complexa e com balanços necessita de suportes para que as peças sejam confeccionadas. Este material de suporte evita a quebra do modelo ou até mesmo a qualidade de impressão. O material de suporte após ser utilizado é descartado assim que o modelo é construído; apesar de permitir que modelos com geometrias complexas sejam feitas, podem apresentar rebarbas quando removidos da peça.

O uso de suporte se faz necessário dependendo da geometria da peça segundo (WATAYA, 2012).

Outra desvantagem é o desperdício do material, pois uma vez criado o modelo é totalmente descartado. Quanto mais suporte o objeto 3D apresentar, mais tempo levará para

construir a impressão 3D. A Figura 36 demonstra um exemplo de suporte aplicado em um objeto com geometria complexa em balanço.

Figura 36 - Utilização do Material de Suporte



Fonte: Elaboração do próprio autor

2.3.3 Materiais utilizados na aplicação da manufatura aditiva pela tecnologia FDM

Existem hoje no mercado, diversas matérias-primas para AM. Para cada tecnologia utiliza-se um tipo de material podendo ser um material flexível como Nylon para construção de modelos como joias ou acessórios e outros como o Poli (ácido-láctico) - PLA e Acrilonitrila Butadieno Estireno - ABS para criação de peças resistentes e com um custo acessível. Sendo os materiais PLA, ABS e Nylon serem os mais utilizados pela técnica FDM serão descritos logo abaixo.

2.3.3.1 Poli (ácido-láctico) - PLA

A partir de um processamento vegetal o PLA é criado e pode ser utilizado em instalações comerciais. Diferente do ABS, o PLA é um produto biodegradável rígido e mais forte que o ABS. Quando um objeto é impresso por este material ele apresenta uma superfície mais brilhosa, os tipos de acabamento podem ser lixados, ser feito um polimento, suavização por vapor da acetona, a utilização de primer mais pintura acrílica e usinado.

Sua temperatura de fusão varia entre 190° a 220°C e o aquecimento da mesa de construção varia de 60°C a temperatura ambiente, sendo uma temperatura menos elevada quando comparada a outros tipos de materiais. Com isso, o efeito de empenamento da peça (WARP) é menor, de acordo com o site Filamentos 3D Brasil.

O filamento de PLA pode ser encontrado nas espessuras 1,75mm ou 3,0mm tendo uma variação +/- 0.05mm. As formas comercializadas do material são em rolos nos pesos 1k, 500g e 250g.

O PLA apresenta algumas vantagens:

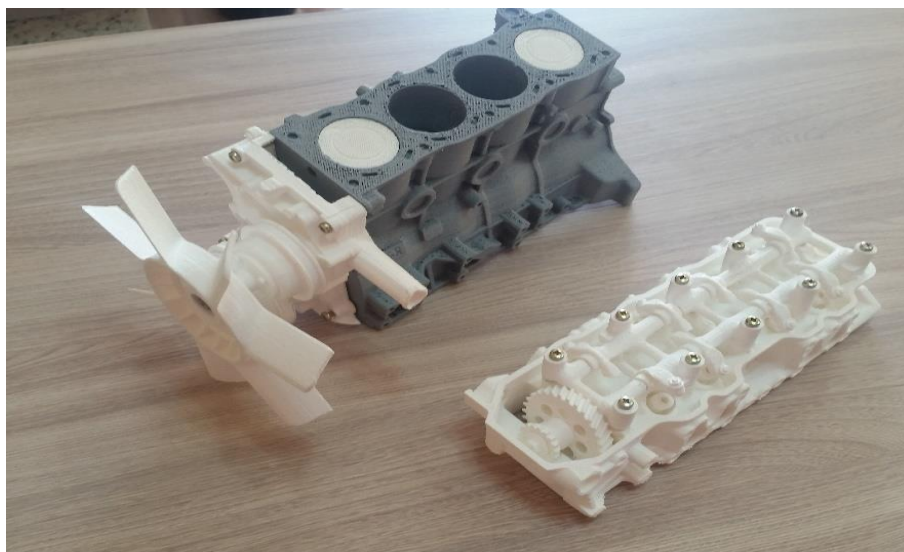
- Não é um material tóxico sendo favorável ao meio ambiente, desta forma não é prejudicial;
- Possui uma boa tenacidade e resistência mecânica;
- O diâmetro do material é uniforme e possui uma baixa taxa de encolhimento;
- A temperatura de fusão é aproximadamente entre 190° a 220°C, sendo mais baixa que outros materiais como o ABS.

Como desvantagens o material apresenta:

- Camadas visíveis depois da impressão;
- O PLA é propenso à influência da umidade do ar.

A Figura 37 ilustra um objeto impresso pela impressora FDM com o material PLA.

Figura 37 - Exemplo de objetos impressos com PLA



Fonte: Elaboração do próprio autor

O nível de detalhamento do PLA é médio/baixo e a tecnologia que utiliza o PLA é a FDM. O custo do rolo de 1kg deste filamento em PLA é em média R\$ 130,00 (FILAMENTOS 3D BRASIL).

2.3.3.2 *Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS - acrylonitrile butadiene styrene)*

O ABS é um material termoplástico leve e com certas flexibilidades, possui fácil processamento e tem uma resistência ao calor e impacto. Por ser um dos primeiros materiais desenvolvidos para tecnologia FDM, é muito popular, possui uma grande resistência mecânica e térmica sendo muito utilizado para protótipos. O ABS não é muito indicado a ter um contato intenso com a pele por ser um produto derivado do petróleo podendo causar irritação. A temperatura de fusão do ABS é aproximadamente 210° a 240°C sendo necessário que a mesa de construção aqueça em média a 110°C. O filamento é vendido nas espessuras de 1,75mm a 3,0mm em rolos de 1k, 500g ou 250g. A densidade do ABS é de 1,02 a 1,05. O material não é tóxico sendo favorável ao meio ambiente, também não é prejudicial. Possui uma boa tenacidade e resistência, permitindo o uso para modelos complexos. Seu diâmetro é uniforme e tem baixa taxa de encolhimento. O custo médio do rolo de filamento em ABS é de R\$ 130,00 (FILAMENTOS 3D BRASIL).

O ABS possui as seguintes vantagens:

- Boa resistência mecânica;
- As peças podem ser facilmente coladas;
- Possui fácil acabamento e pintura.

Suas desvantagens são:

- Aparência fosca;
- Propenso à influência da umidade do ar;
- As camadas são aparentes depois de impresso;
- O material sofre degradação com excesso a exposição de luz.

O nível de detalhe do ABS é considerado baixo/médio e a tecnologia utilizada é a FDM podendo ser aplicados vários tipos de acabamentos como lixar, suavização por vapor de

acetona, polimento e primer mais pintura acrílica. A Figura 38 ilustra um exemplo de objeto impresso pela técnica FDM com o ABS.

Figura 38 - Exemplo de objeto impresso com ABS.



Fonte: Elaboração do próprio autor

2.3.3.3 Nylon

É um polímero bem leve e resistente, podendo ser impresso por duas tecnologias: a SLS ou FDM. O Nylon possui flexibilidade diferente dos materiais PLA e ABS permitindo utilizar em objetos flexíveis. Seu custo é considerado um pouco mais elevado se comparado aos materiais ABS e PLA. O valor médio de um rolo de filamento em nylon é R\$ 240,00 e são vendidos em rolos com 1k, 500g e 250g. (FILAMENTOS 3D BRASIL). Os filamentos em Nylon podem ser nos diâmetros de 1,75mm à 3,00mm e sua fusão é de aproximadamente 210° a 230°C. O nível de detalhamento é considerado baixo/médio e o tipo de acabamento são lixa e polimento.

As vantagens da Nylon são:

- Leveza;
- Flexibilidade;
- Durabilidade;
- Resistência química.

Como desvantagem possui:

- Custo mais elevado comparando com os outros materiais;

O exemplo ilustrado na Figura 39 é de um objeto impresso com o material em Nylon.

Figura 39 - Exemplo de objeto impresso com Nylon

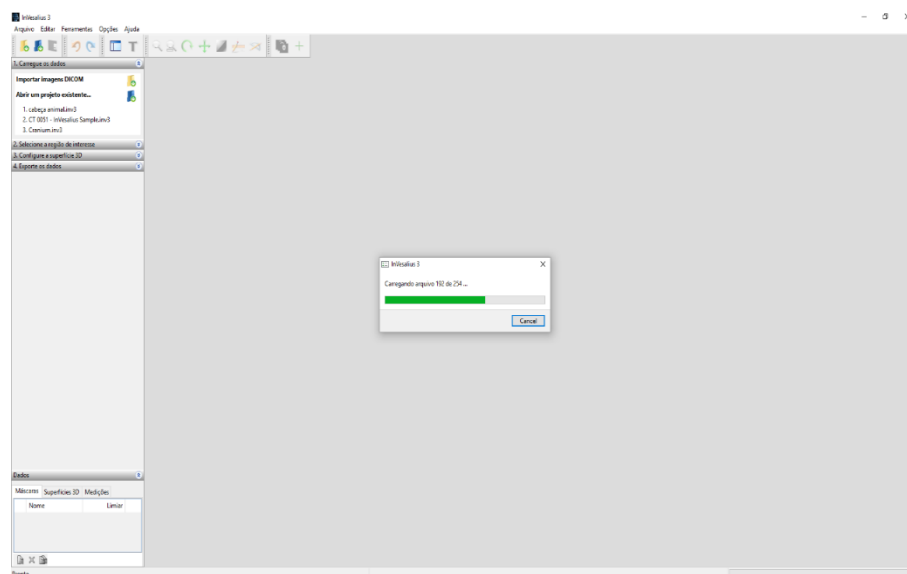


Fonte: Elaboração do próprio autor

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Serão criados dois tipos de imobilizadores ortopédicos, sendo o primeiro modelo para um membro inferior desenvolvido através da RE sem contato por transmissão que é obtido por um exame de Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética (RM). Esses exames são exportados para um *software* livre chamado InVesalius e desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), ele reconstrói tridimensionalmente modelos ou membros a partir de imagens *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM). A Figura 40 é a interface da tela do software InVesalius, que importa as imagens DICOM de um exame TC, o exame foi disponibilizado pelo site (http://www.cti.gov.br/invesalius/?page_id=8&lang=pt) e acessado em agosto/2016. O exame consta aproximadamente de 254 imagens DICOM de um paciente identificado como anônimo, sem nenhuma informação pessoal.

Figura 40 - Interface do software InVesalius



Fonte: Elaboração do próprio autor

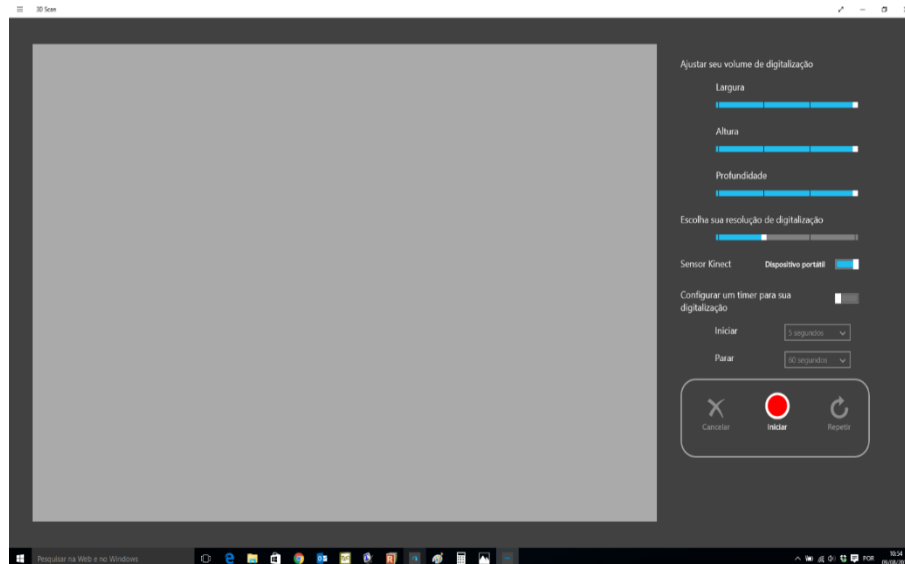
O outro modelo de imobilizador que será confeccionado é para o membro superior desenvolvido pela tecnologia de RE sem contato, porém reflexivo por processo óptico. Esta técnica é conhecida como Tempo de voo (TOF - *Time Of Flight*) e foi utilizada por um aparelho de nome *Kinect* desenvolvido pela empresa *Microsoft Corporation* para utilização

em jogos que necessitam de movimentos corporais; tal tecnologia possibilita tornar os movimentos do corpo em um controle.

O *Kinect* deve ser conectado a um adaptador desenvolvido pela empresa *Microsoft* devido o aparelho ser próprio para o console *Xbox One*, este aparelho é vendido separadamente.

A Figura 41 ilustra a interface da tela de digitalização do *software 3D scan* desenvolvido para o Windows 10, nesta tela inicial é possível ajustar itens como largura, altura e profundidade a ser digitalizada, é possível determinar se o *Kinect* ficará fixo ou móvel, outras opções de ajustes podem ser determinadas como a resolução da digitalização.

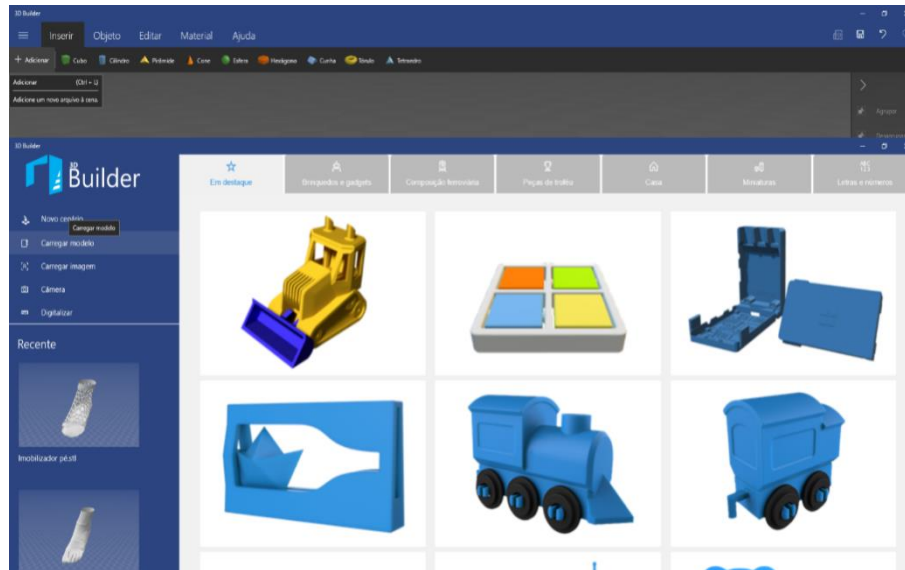
Figura 41 - Interface do *software 3D build* ferramenta digitalização 3D



Fonte: Elaboração do próprio autor

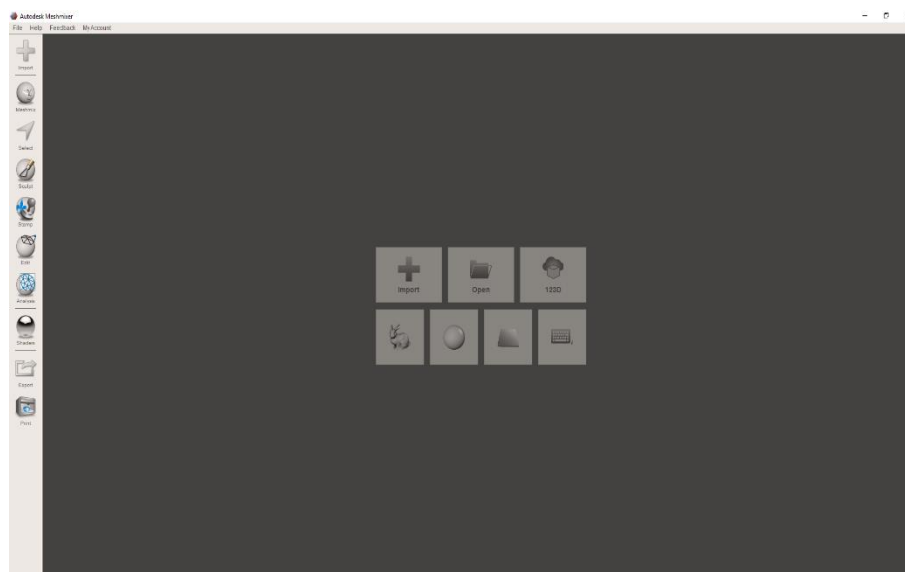
Para utilização de reparos e separação dos objetos para impressão será utilizado o *software* cujo o nome é *3D Builder*, Na Figura 42 pode ser observada a interface do *software 3D Builder*, ele permite fazer diversos processos: pode ajustar a melhor posição de impressão na mesa apoiando o modelo na base, aplicar cores para melhorar o entendimento

Figura 42 - Interface do software 3D Buidler



Fonte: Elaboração do próprio autor

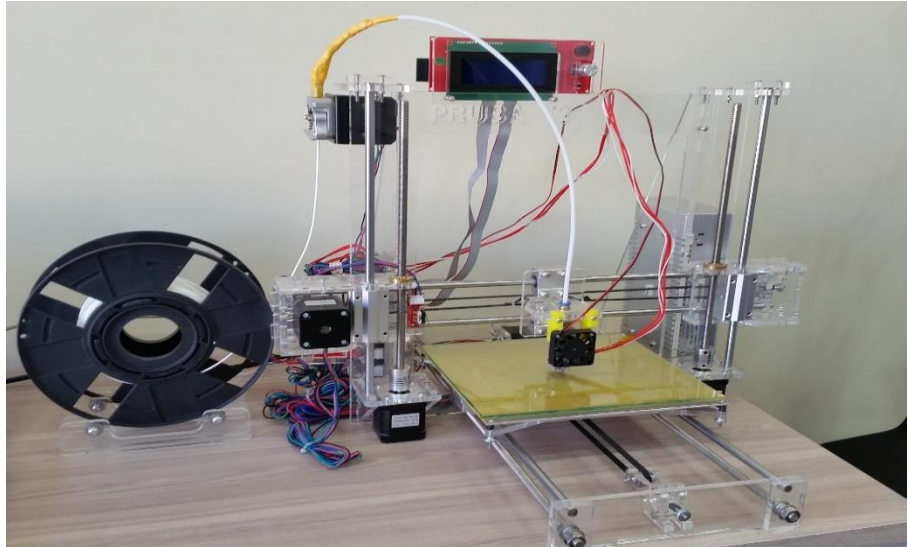
Para o desenvolvimento de toda a modelagem, limpeza de artefatos impróprios e ajustes necessários será utilizado o *software* livre *Meshmixer* desenvolvido pela empresa *Autodesk*, este software trabalha com modelagem de malhas triangulares com tecnologia CAD. A Figura 43 Ilustra a interface do programa.

Figura 43 - Interface do software *Meshmixer*

Fonte: Elaboração do próprio autor

Para a Manufatura Aditiva das órteses será utilizada a impressora 3D Prusa I3 que utiliza a técnica FDM montada especificamente para as impressões dos protótipos conforme a Figura 44.

Figura 44 - Impressora 3D Prusa I3 utilizada na impressão dos Protótipos de AM



Fonte: Elaboração do próprio autor

Todos os processos desenvolvidos nesta metodologia foram feitos em um Notebook da Marca Dell, modelo Inspiron 15R 7520 SpecialEdition. Esta máquina possui tela FullHD (1080p) de 15,6", seu processador é Intel® Core™ i7 - 3612QM CPU @ 2.10GHz - 3 Geração dos Processadores Intel. Sua memória é de 8gb, e seu HD possui 1Terabyte de armazenamento, sua placa de vídeo é dedicada AMD Handeon HD7730M com 2048Mb. O sistema Operacional é Windows 10 PRO conforme a Figura 45.

Figura 45 - Ilustração do Notebook Dell Inspiron 15R

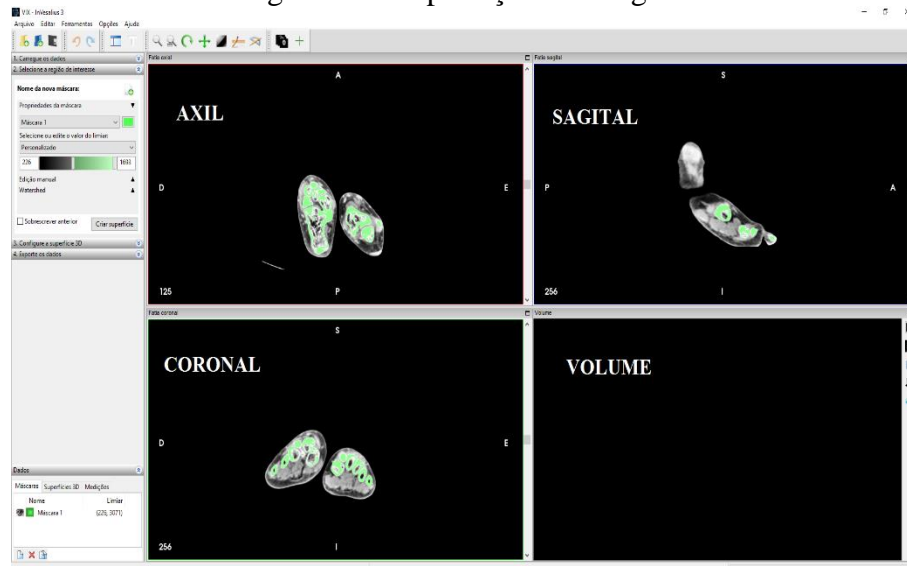


Fonte: Dell (2016)

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para a confecção do primeiro protótipo, o desenvolvimento surgiu a partir da abertura de uma pasta com as imagens DICOM anexadas, o software gerou uma visualização multiplanar do exame indicando três vistas sendo uma fatia axial localizada na parte superior à esquerda, uma fatia coronal localizada na parte inferior à esquerda e outra sagital localizada superior à direita. Uma quarta visualização no canto inferior à direita é o volume em que o software gera tridimensional o modelo que foi captado pelo exame conforme ilustra a Figura 46.

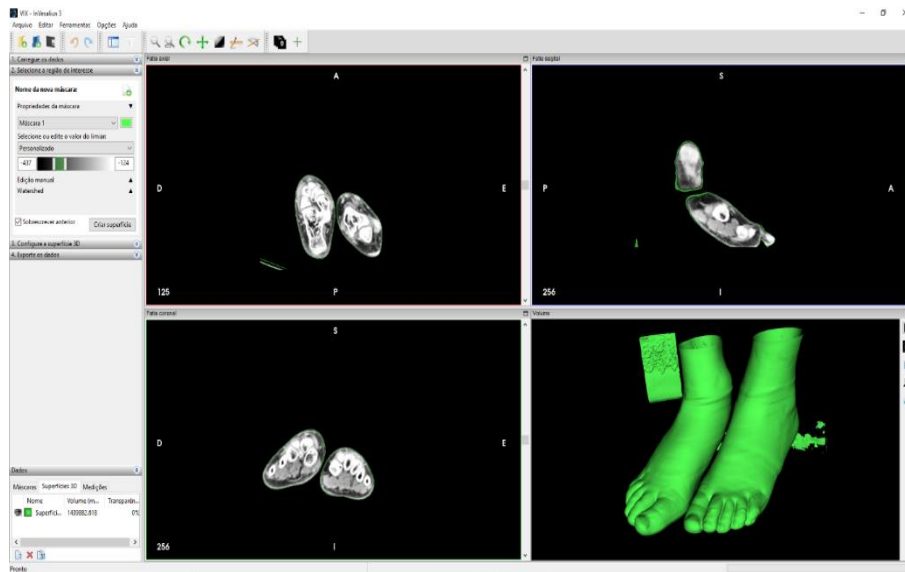
Figura 46 - Importação de imagens DICOM



Fonte: Elaboração do próprio autor

Para a criação do modelo tridimensional foi preciso determinar no campo da máscara o valor limiar para criação da superfície 3D. O *software* disponibiliza algumas configurações automáticas como Tecidos, Ossos, Gordura etc. Na Figura 47 o valor limiar foi definido manualmente como observado nas três fatias de cor verde clara, esta seleção irá definir a camada que será criado o volume tridimensional.

Figura 47 - Convertendo imagens DICOM em modelo tridimensional.



Fonte: Elaboração do próprio autor

Assim que o volume de superfície foi criado, basta apenas exportar o arquivo para uma extensão em 3D, o qual permitirá que os softwares CAD modelem e façam os devidos ajustes. Na Figura 48 pode ser observado na lateral esquerda, uma barra de ferramentas onde consta o ícone exportar superfície 3D.

Figura 48 - Exportando superfície 3D



Fonte: Elaboração do próprio autor

Após todo o processo de RE, o modelo criado em superfície 3D será importado para um software CAD para modelamento e ajustes; neste caso, o modelamento foi desenvolvido pelo *Autodesk Meshmixer*, um *software* livre que permite trabalhar com malhas de triângulos.

Na Figura 49 temos o arquivo em 3D aberto no *software* e o processo inicial foi a remoção de artefatos e imperfeições criadas juntamente com a digitalização 3D. Neste passo é importante fazer a filtragem dos pontos que realmente fazem parte da geometria.

Para o processo de desenvolvimento do imobilizador ortopédico para o membro inferior, foi definida apenas a modelagem para o pé esquerdo, desta forma toda superfície existente que não seja o pé esquerdo foi removida do programa.

Figura 49 - Limpeza do modelo 3D



Fonte: Elaboração do próprio autor

Neste processo também foram ajustadas pequenas imperfeições pela ferramenta de esculpir, que permitiu tampar alguns buracos que haviam no modelo 3D.

A Figura 50 indica o modelo já com as superfícies em excesso removidas, e todo o ajuste necessário para o membro inferior ser preparado para delimitação do tamanho do modelo.

Figura 50 - Ajustes e edição do modelo



Fonte: Elaboração do próprio autor

A partir do modelo pronto, inicia-se a projeção do molde pela ferramenta de seleção, a marcação é feita desde o canto superior do pé até o início dos dedos, preenchendo todo o peito do pé e calcanhar formando assim toda a base estrutural do imobilizador inferior. É possível verificar esta seleção na Figura 51 pela tonalidade laranja aplicada na peça.

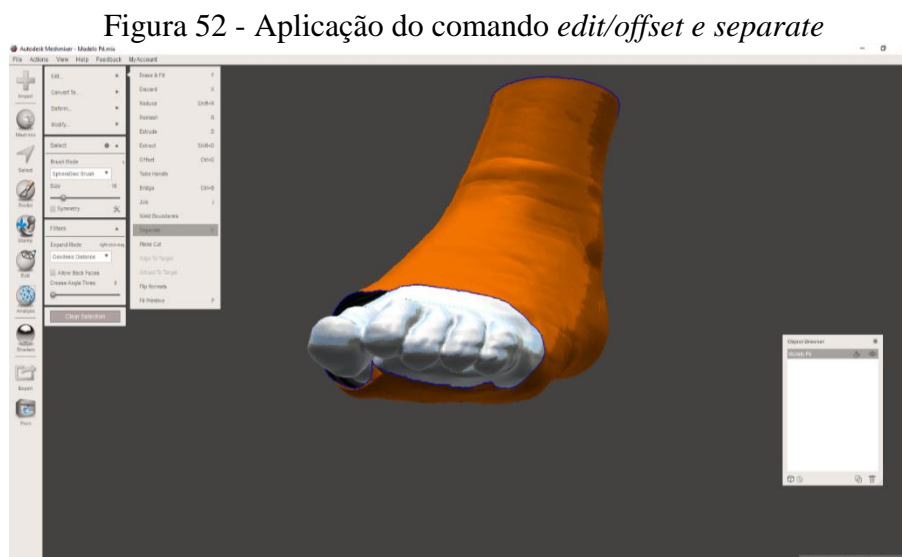
Figura 51 - Seleção do formato do imobilizador



Fonte: Elaboração do próprio autor

Uma vez demarcado o tamanho e o formato do modelo, a ferramenta *edit/offset* será utilizada para criar uma cópia desta seleção com um afastamento do pé determinado por uma

dimensão; é neste espaço que deve ser levada em conta a distância de folga entre o pé e o imobilizador. Para o protótipo foi definido 5mm de folga. O molde é projetado externamente com a distância determinada pelo comando de *offset*, e em seguida, separado do pé utilizando a ferramenta de comando *separate*, conforme a Figura 52.



Fonte: Elaboração do próprio autor

No próximo passo, foi necessário reajustar o modelar devido algumas imperfeições criadas pelo comando anterior. Assim, foi preciso esculpir todo perímetro, eliminando os vértices e dentes, criando uma borda regular e sem pontas, desta forma a ferramenta utilizada foi o *sculpt*, que elimina essas imperfeições pelo método *robustsmooth*. O modelo do imobilizador está pronto para ser trabalhado e desenvolvido o seu design.

Para um protótipo resistente e que seja possível ter uma ventilação para fácil higienização e respiração foi elaborado para o apoio do membro inferior uma base maciça, no qual o pé pode ser totalmente apoiado, e sobre o pé até ao longo do calcanhar foi desenvolvido um design de colmeia para o imobilizador permitir uma resistência mecânica e também proporcionar mais ventilação. Para que este processo fosse executado toda a parte que deve ser fixa foi demarcada pelo comando de seleção, e em seguida, separado do modelo antes gerado.

Assim o modelo do imobilizador fica dividido em duas partes: a fixa e a colméia. A parte fixa passa pelo processo de esculpir para corrigir os problemas ocasionados pelo comando *separate* e logo em seguida pelo *edit/offset* para criar uma espessura do imobilizador, conforme a Figura 53.

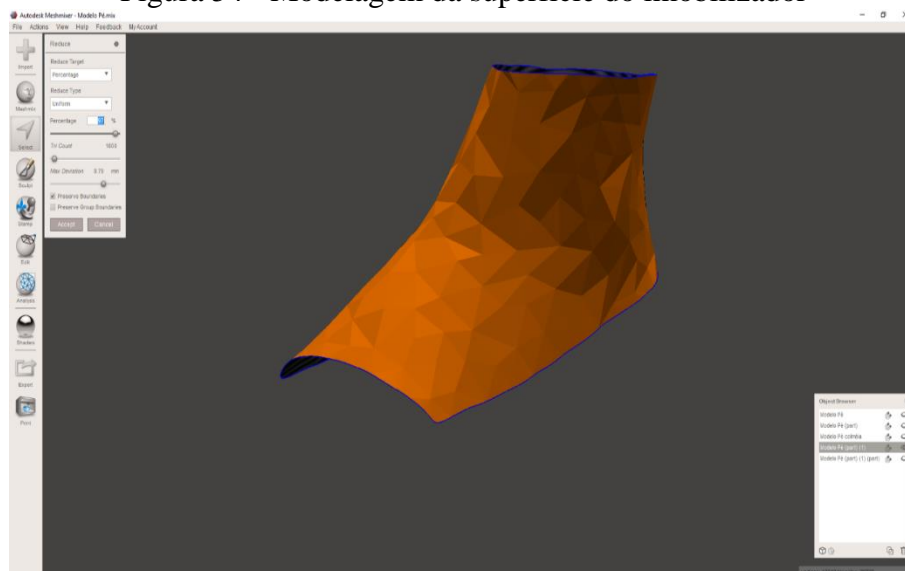
Figura 53 - Criação das partes fixas do imobilizador



Fonte: Elaboração do próprio autor

Na segunda parte, o processo de design da colmeia foi elaborado pelos comandos de seleção e *reduce* que permite aumentar o tamanho das superfícies e diagramar o layout das colmeias. A configuração do *reduce* foi elaborada para 97%, desta forma, a superfície ficou apenas com 3% de qualidade sólida. Na Figura 54 pode-se observar o modelo selecionado em laranja com o valor de *reduce* modificado.

Figura 54 - Modelagem da superfície do imobilizador

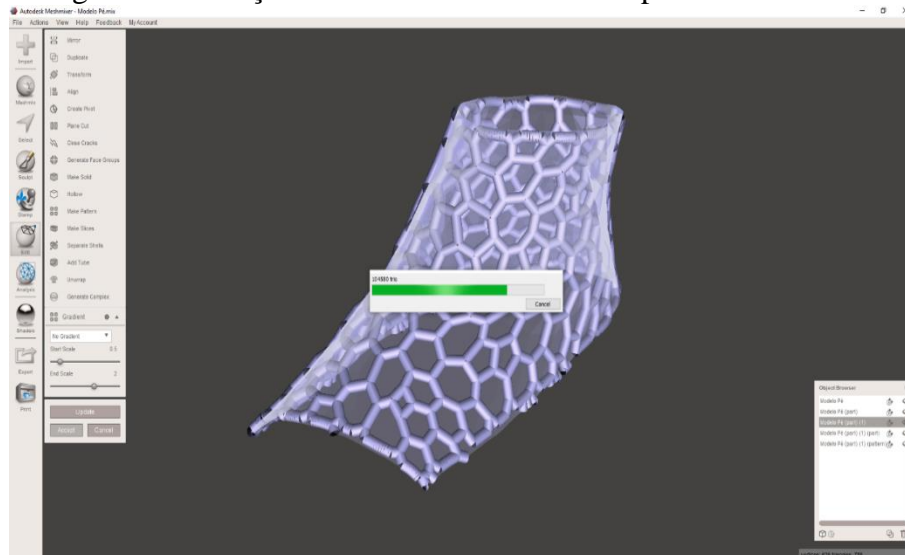


Fonte: Elaboração do próprio autor

A partir deste processo foi editado pela barra de ferramenta *edit/makepattern* as malhas da superfície em forma de colmeia. Este processo é definido conforme a redução feita

pelas malhas da superfície. É preciso definir qual espessura que cada colmeia deve ter, neste protótipo foi definido 4mm. O processo é apresentado na Figura 55.

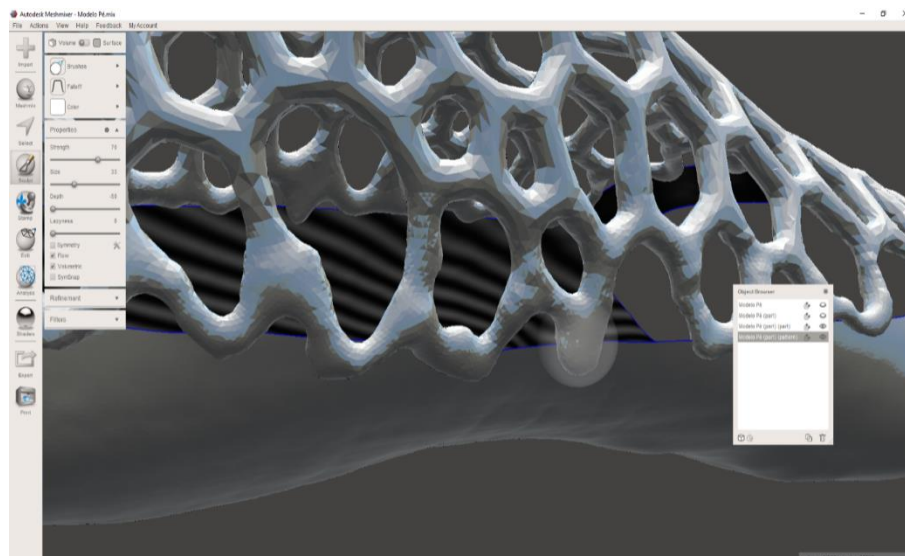
Figura 55 - Criação de colmeias através das superfícies reduzidas



Fonte: Elaboração do próprio autor.

O design do protótipo está pronto, faltando apenas os ajustes necessários para que a parte da colmeia encaixe perfeitamente com a parte maciça da base e do tornozelo, na Figura 56 as extremidades foram modeladas para que ambas as partes se cruzem.

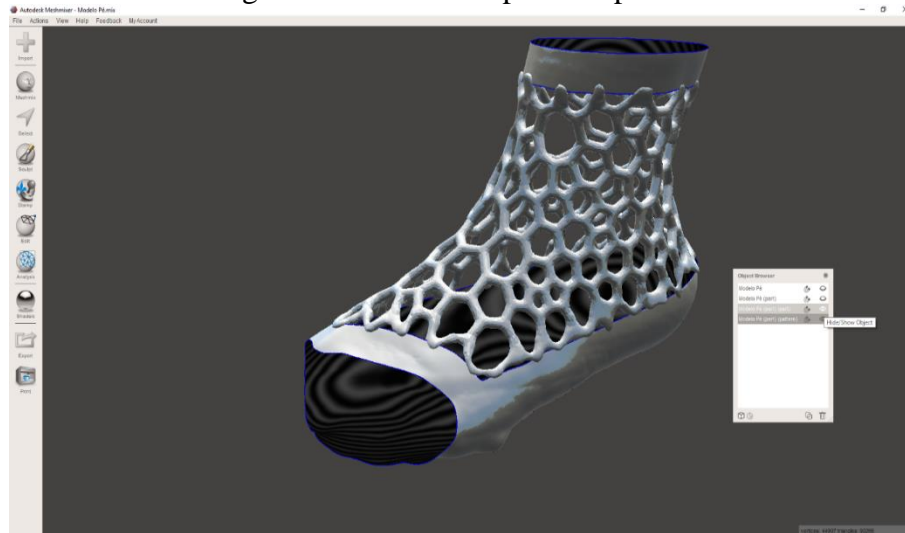
Figura 56 - Ajustes e modelagem das partes



Fonte: Elaboração do próprio autor

E por fim, ambas as partes após serem revisadas, são unidas para que o imobilizador fique completo e modelado. Conforme a Figura 57, ambas as partes são selecionadas e depois unidas pelo comando *combine*.

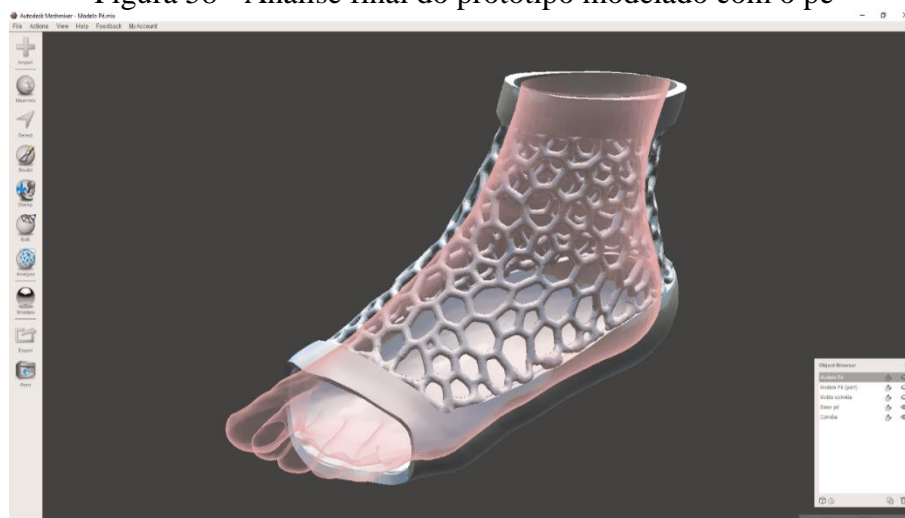
Figura 57 - União das partes separadas



Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 58 é o último processo antes de ser exportado o arquivo em extensão 3D. Neste passo, o protótipo digital está concluído tridimensionalmente e deve ser analisado com o modelo do pé que serviu como molde. Deve-se verificar se todos os encaixes estão perfeitos, se o espaço interno está correto para evitar desconforto observando também se a modelagem não apresenta defeitos para ser impresso na AM.

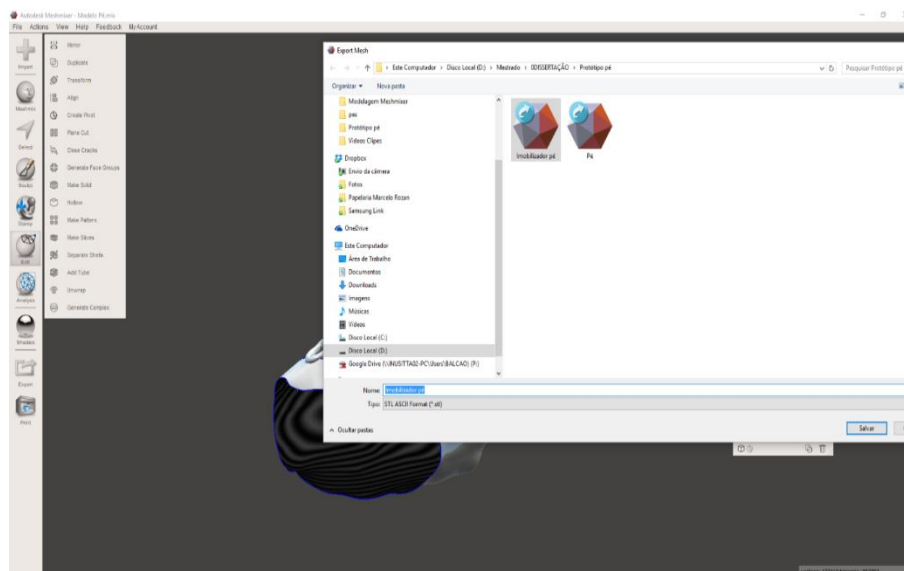
Figura 58 - Análise final do protótipo modelado com o pé



Fonte: Elaboração do próprio autor

Com o modelo já pronto ele é salvo e exportado pelo *software* com uma extensão de leitura *.STL. Essa extensão é aceita por diversos os programas de fatiamento que vão preparar o arquivo para impressão 3D.

Figura 59 - Exportação do arquivo em extensão para *software* de fatiamento



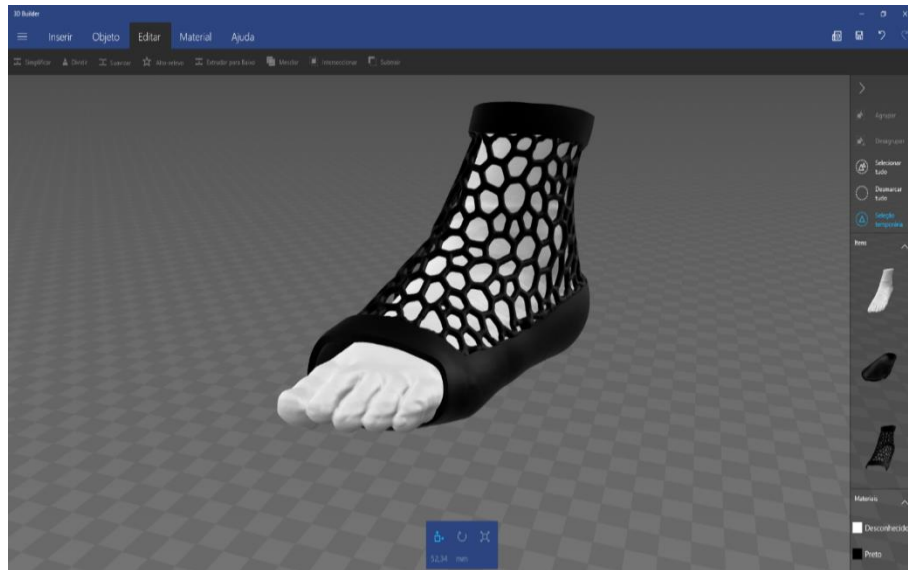
Fonte: Elaboração do próprio autor

Com o arquivo pronto para impressão é necessário fazer os preparativos seguindo os limites necessários pela tecnologia de AM; neste caso o processo a ser impresso escolhido foi a técnica por Adição utilizando a tecnologia de FDM. Para este processo é necessário levar em conta algumas desvantagens que a impressora possui, como o limite da dimensão da geometria, se o modelo possui uma geometria complexa para acionar ferramentas adicionais e superar algumas dessas barreiras.

Devido ao tamanho do volume será necessário dividir o imobilizador em duas partes, sendo a inferior e o modelo superior. Para que seja feito esse processo, foi utilizado um software livre desenvolvido pela Microsoft.

A Figura 60 na qual foi adicionada a cor branca para o pé e a cor preta para o imobilizador. Desta forma, fica mais fácil a compreensão do molde e modelo, podendo também acrescentar figuras geométricas, suavizar superfícies, exportar os arquivos em outros formatos, entre outras opções que as tecnologias de AM necessitem.

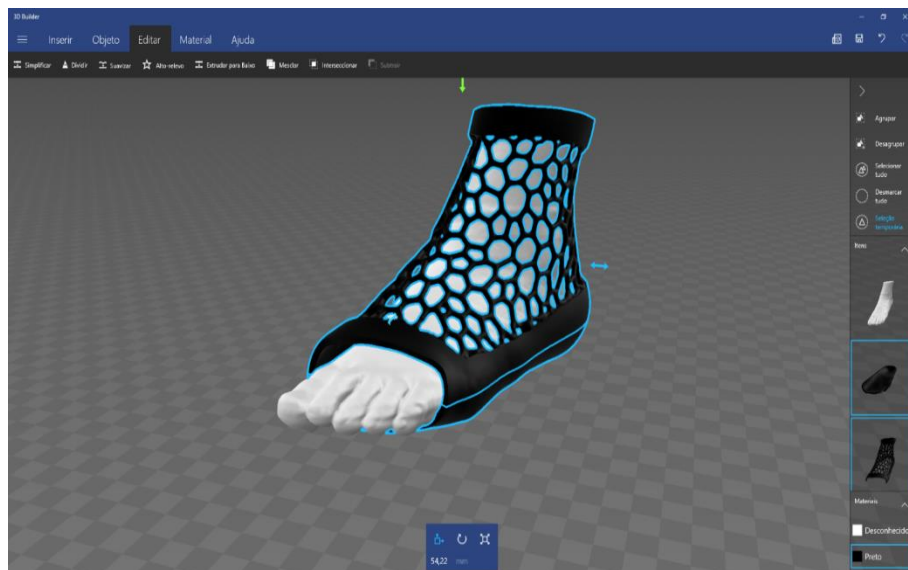
Figura 60 - Modelo importado com sucesso e ajustado para impressão



Fonte: Elaboração do próprio autor

Com o imobilizador ajustado para impressão, o modelo foi dividido em duas partes respeitando a dimensão máxima que a plataforma de construção imprime, conforme a Figura 61. Depois do processo de ajuste e divisão, o modelo foi importado por um *software* livre chamado *Repetier*, que é muito utilizado na tecnologia FDM.

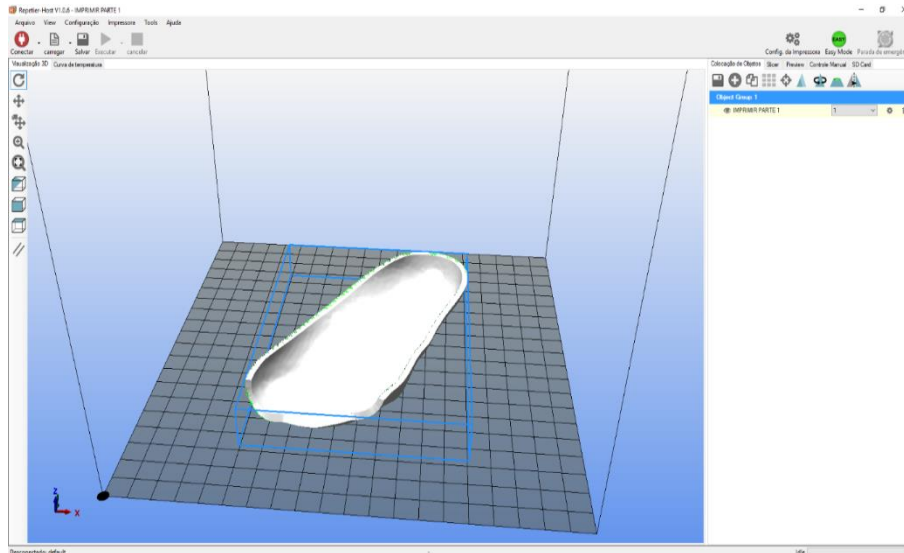
Figura 61 - Divisão de partes respeitando o limite da impressora 3D



Fonte: Elaboração do próprio autor

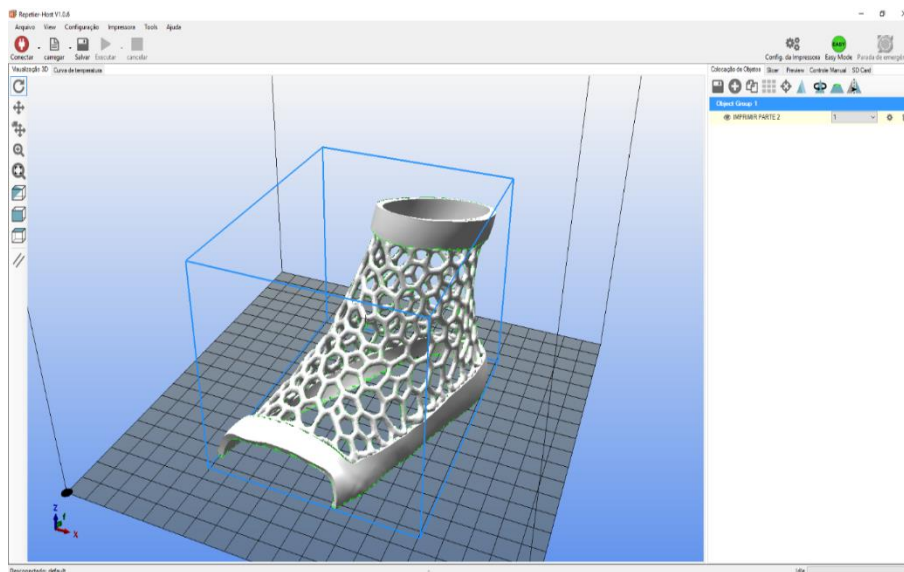
As Figuras 62 e 63 foram importadas para ser programado o fatiamento das partes inferior e superior do imobilizador; este processo transforma o modelo tridimensional em diversas camadas, criando uma linguagem chamada *gcode*, que são códigos que as impressoras 3D necessitam para produzir a AM.

Figura 62 - Importação do modelo no *software* Repetier



Fonte: Elaboração do próprio autor

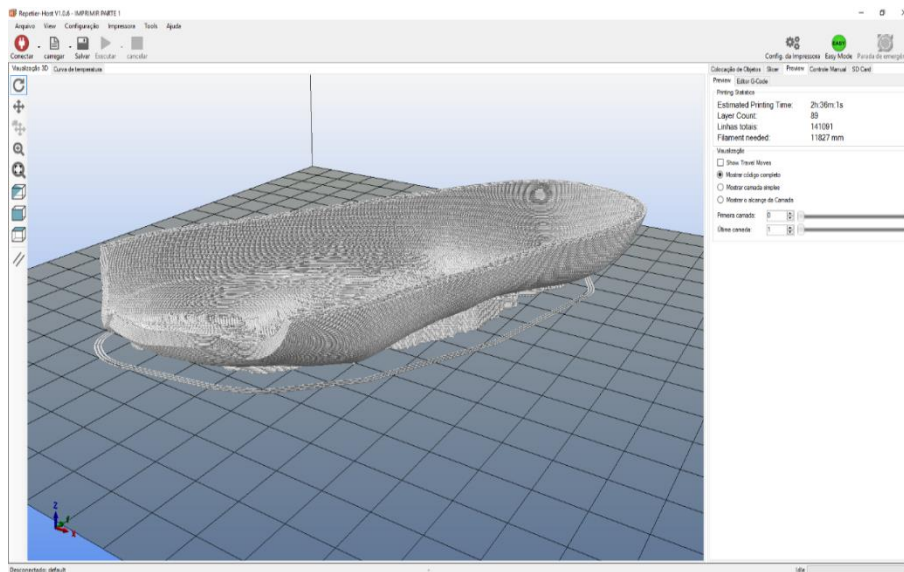
Figura 63 - fatiamento do modelo tridimensional



Fonte: Elaboração do próprio autor

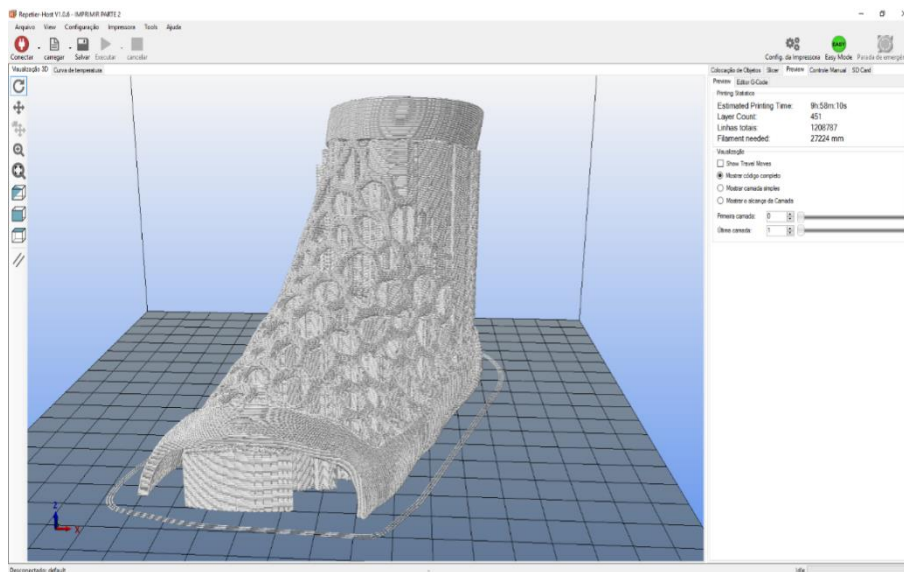
As Figuras 64 e 65 apresentam as camadas do modelo tridimensional criadas pelo *software Repetier*, que configurou as camadas de suportes necessárias para suportar o balanço das peças. Por possuir uma geometria complexa, também é possível observar em volta do modelo as projeções de *Skirt*, camada necessária para regularizar a vazão do filamento evitando falhas de injeção.

Figura 64 - Fatiamento das camadas da base do imobilizador



Fonte: Elaboração do próprio autor

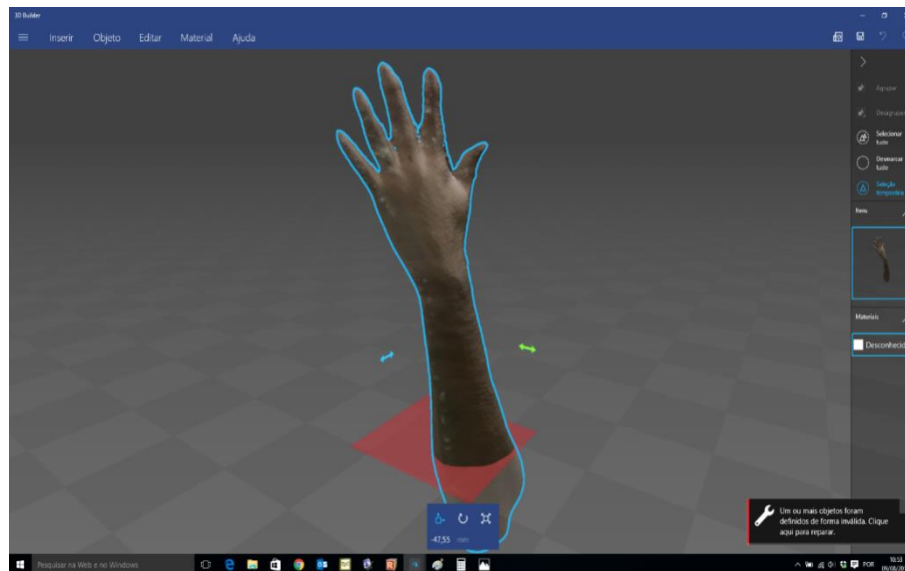
Figura 65 - Fatiamento parte superior do imobilizador



Fonte: Elaboração do próprio autor

Para a confecção do segundo protótipo, o desenvolvimento surgiu a partir da digitalização do membro superior esquerdo pelo aparelho *Kinect*, esta técnica é conhecida como Tempo de Voo. A Figura 66 ilustra o membro superior esquerdo digitalizado pelo dispositivo.

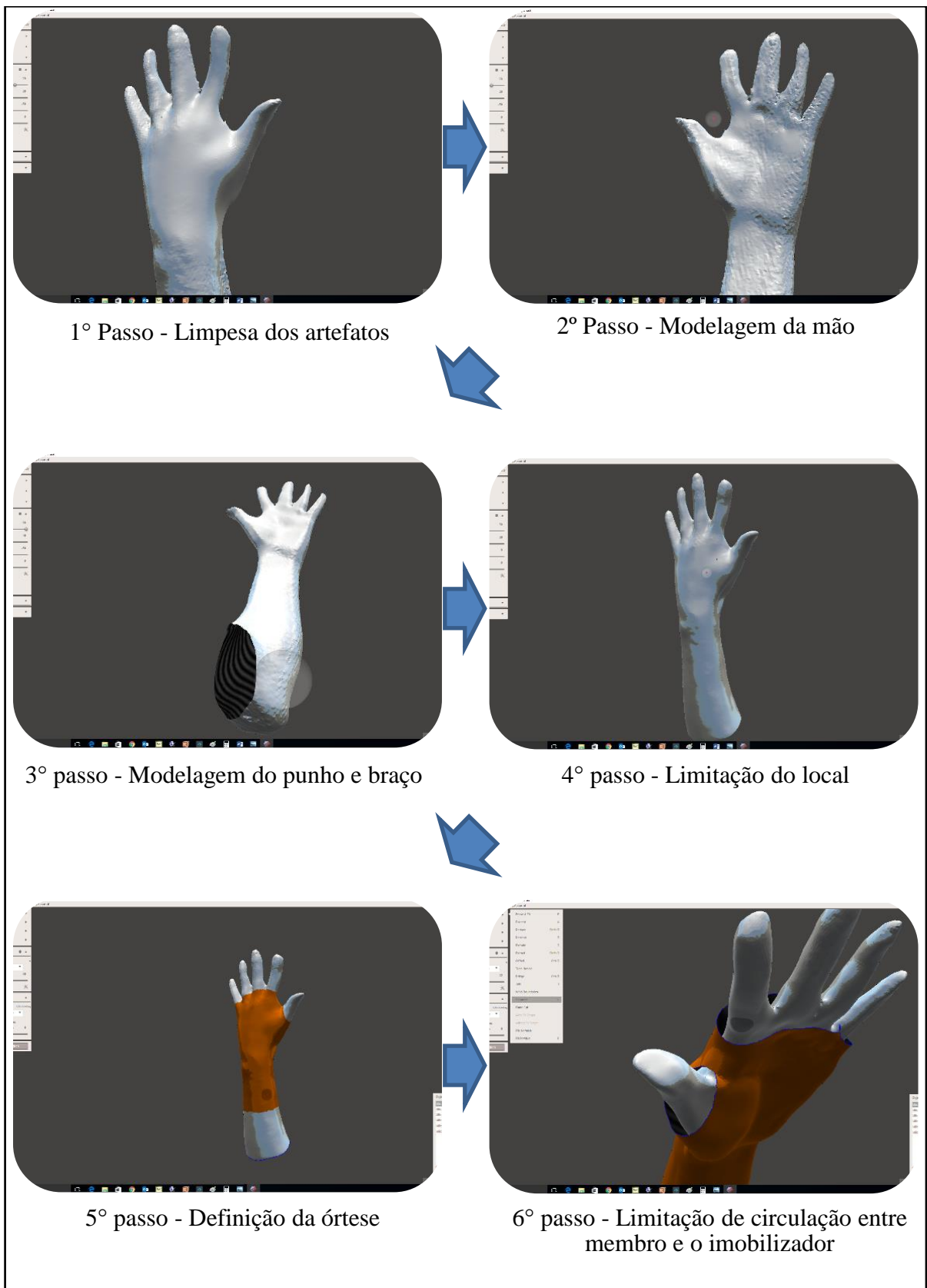
Figura 66 - Processo de digitalização 3D do membro superior (mão esquerda)



Fonte: Elaboração do próprio autor

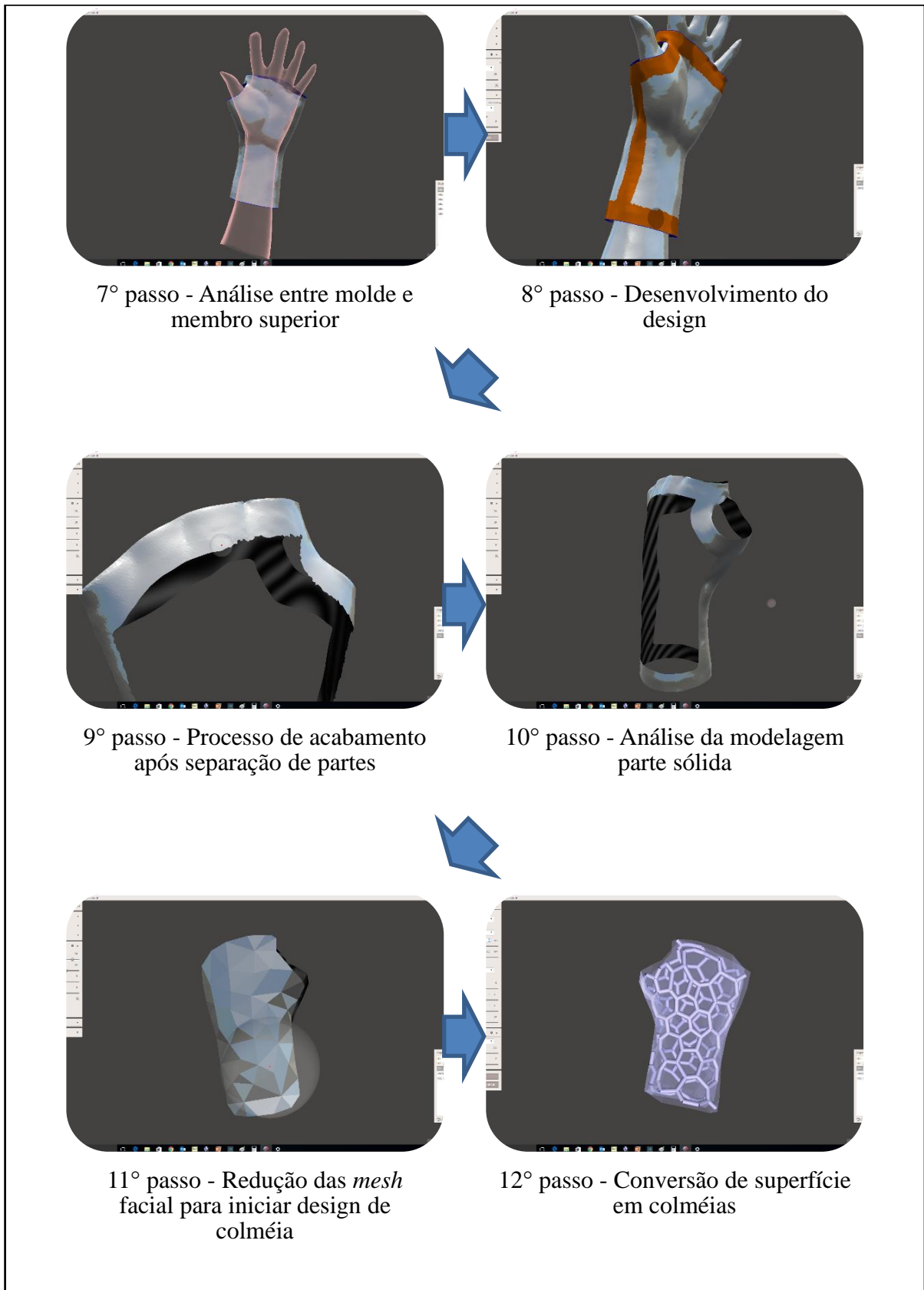
Para o desenvolvimento do imobilizador foi utilizada a mesma metodologia feita no membro inferior. As Figuras 67, 68, 69 e 70 ilustram todos os passos para modelar digitalmente a órtese de imobilização.

Figura 67 - Sequência do processo de ajustes e modelagem do imobilizador ortopédico para o membro superior



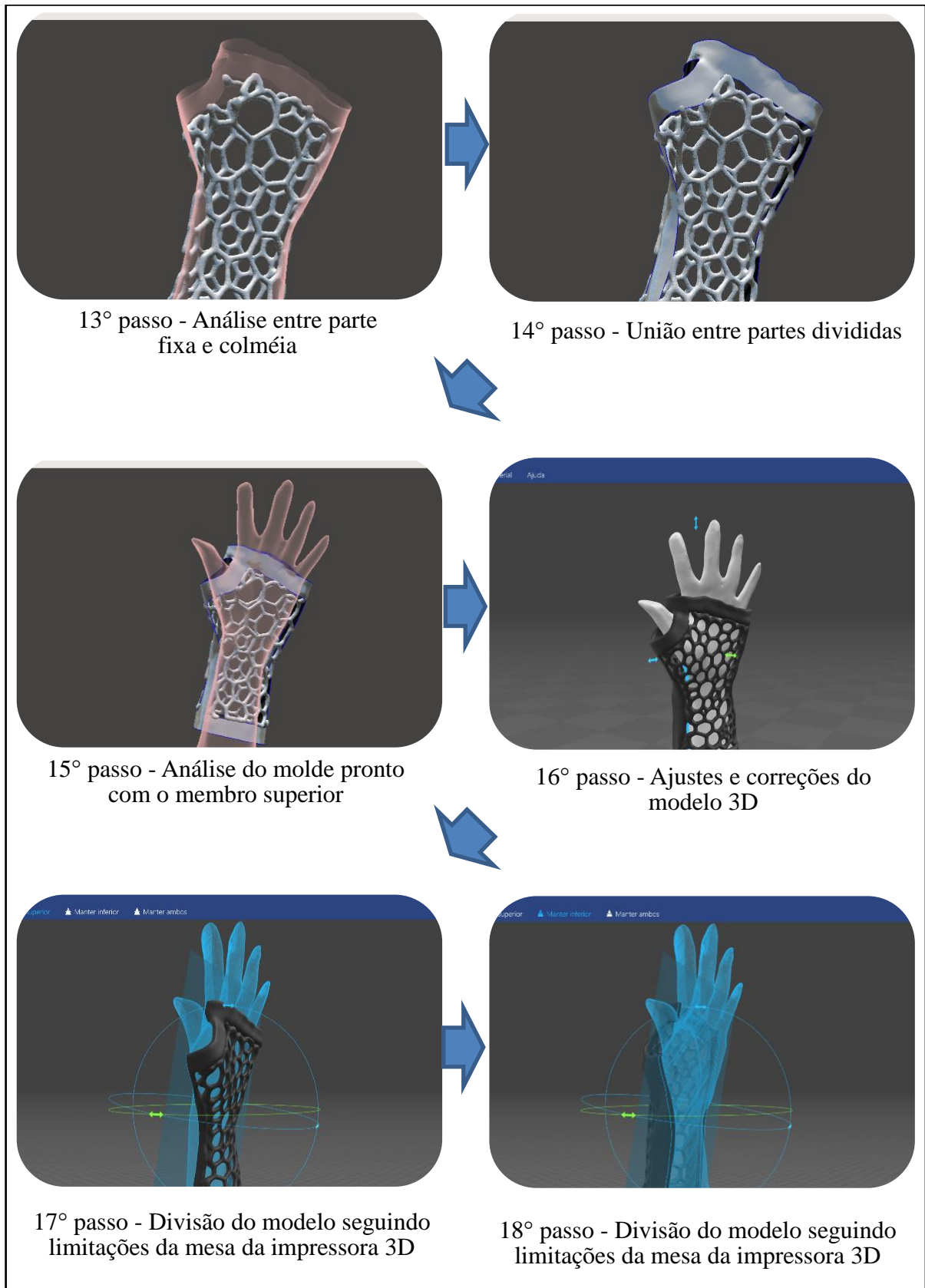
Fonte: Elaboração do próprio autor

Figura 68 - Sequência do processo de modelagem do imobilizador



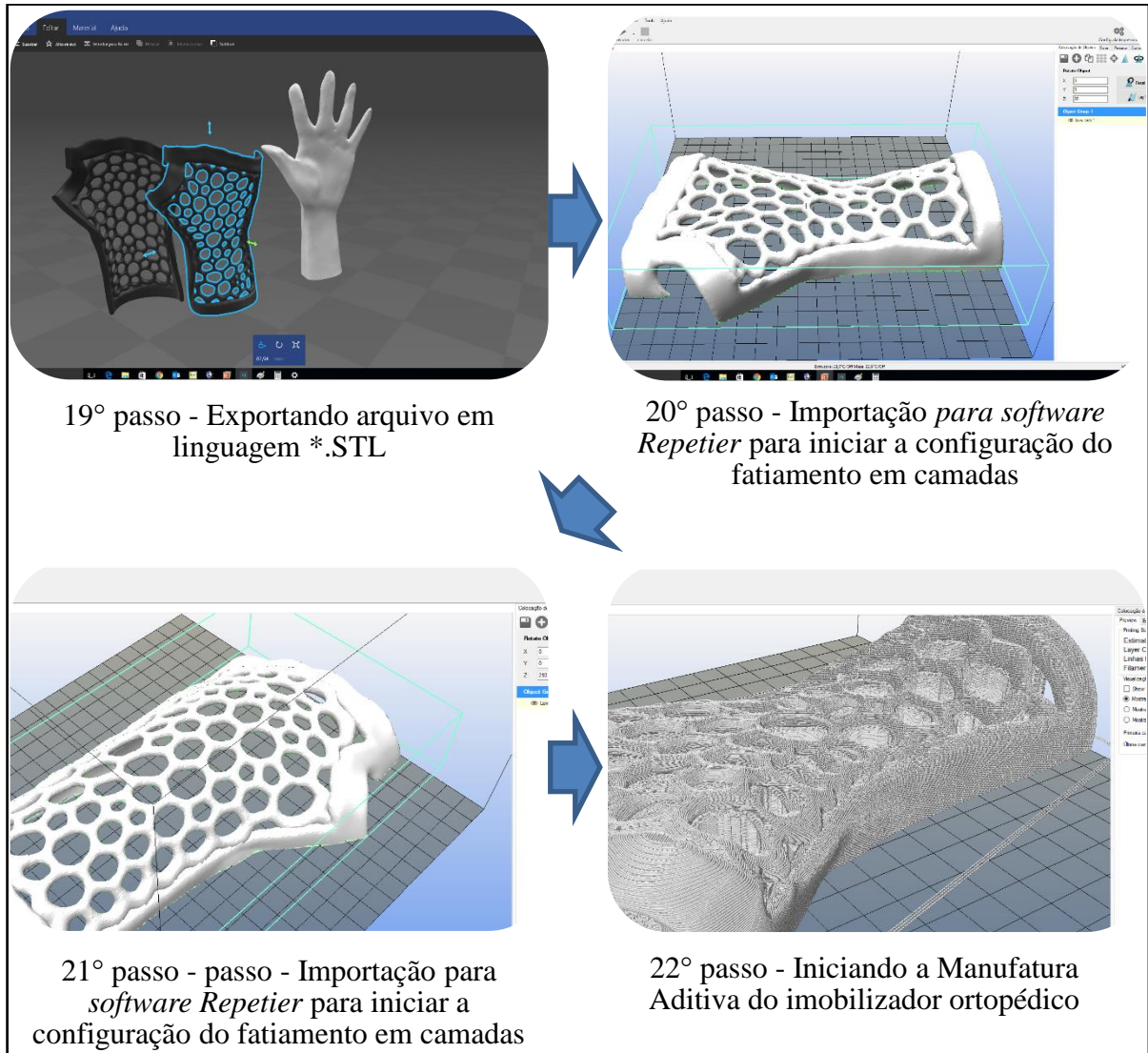
Fonte: Elaboração do próprio autor

Figura 69 - Sequência do processo de combinação da colmeia e ajustes para impressão 3D



Fonte: Elaboração do próprio autor

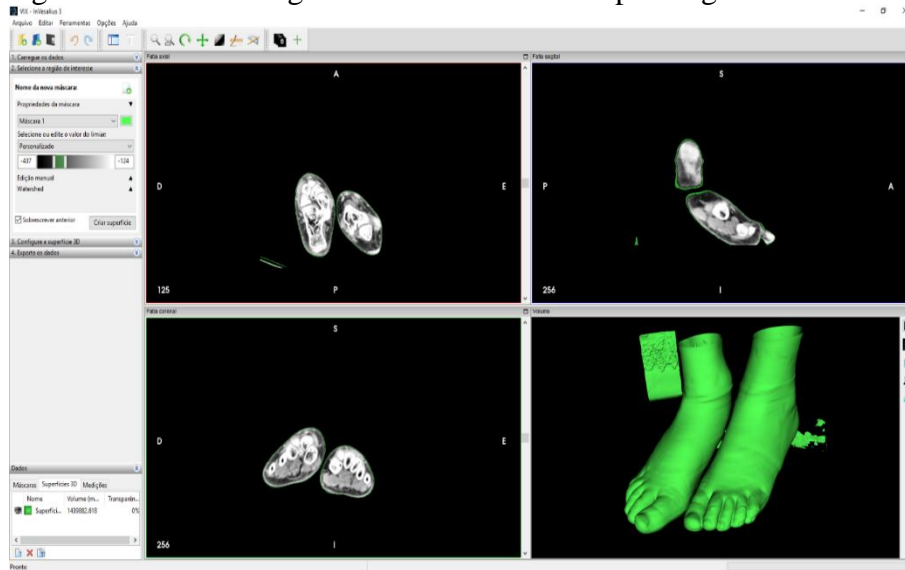
Figura 70 - Sequência do processo da AM do imobilizador ortopédico



Fonte: Elaboração do próprio autor

Os resultados obtidos pelo primeiro método de RE se mostram satisfatórios, sendo possível digitalizar tridimensionalmente um modelo por exames de TC. A Figura 71 ilustra a digitalização do membro inferior pelo software InVesalius.

Figura 71 - Modelo digitalizado tridimensional por Engenharia Reversa



Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 72 ilustra duas partes produzidas como protótipo para analisar os encaixes e comparações com os modelos existentes em gesso atualmente.

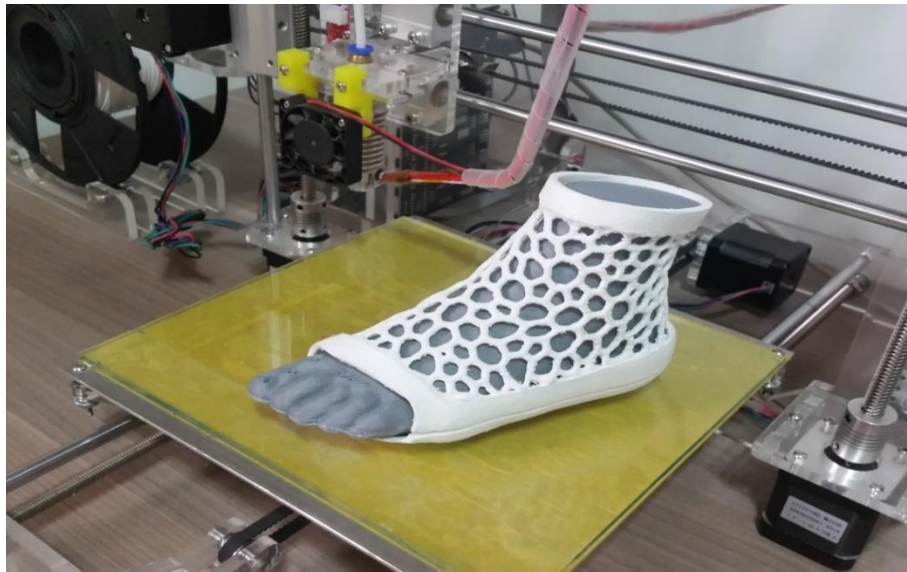
Figura 72 - Imobilizador ortopédico para o membro inferior



Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 73 demonstra o resultado final obtido com o membro inferior imobilizado pelo protótipo da órtese, em que é possível visualizar um produto mais arrojado, limpo, arejado e com mais resistência mecânica que os imobilizadores feitos em gesso.

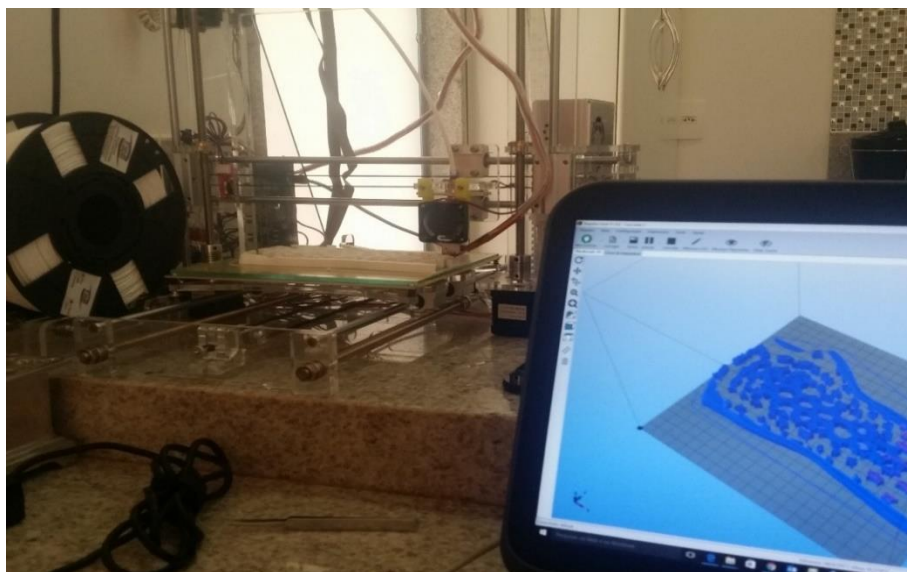
Figura 73 - Imobilizador ortopédico concluído



Fonte: Elaboração do próprio autor

A confecção deste protótipo serviu para analisar detalhes como a personalização do molde se encaixaria no membro e avaliar se o material possui mais resistência mecânica que o convencional. A utilização da técnica de RE tempo de voo, permitiu criar uma digitalização tridimensional do antebraço e mão para utilizar no desenvolvimento do imobilizador ortopédico do membro superior. As Figuras 74 e 75 ilustram o trabalho de Manufatura Aditiva pela técnica FDM.

Figura 74 - Imobilizador ortopédico sendo impresso pela tecnologia FDM



Fonte: Elaboração do próprio autor

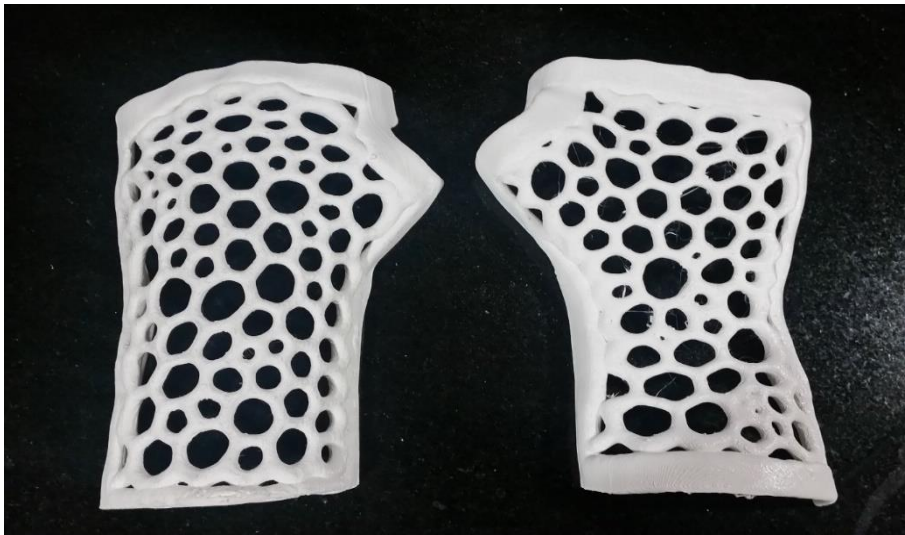
Figura 75 - Impressão de uma das partes do imobilizador



Fonte: Elaboração do próprio autor

Conforme a Figura 76, o imobilizador ortopédico foi fabricado em duas partes e o material escolhido foi o PLA, por ser um material de custo acessível, com alta resistência mecânica e baixa temperatura de fusão, podendo utilizar a plataforma de construção com temperatura baixa aproximadamente 60°, evitando alto consumo de energia.

Figura 76 - Imobilizador ortopédico para membro superior

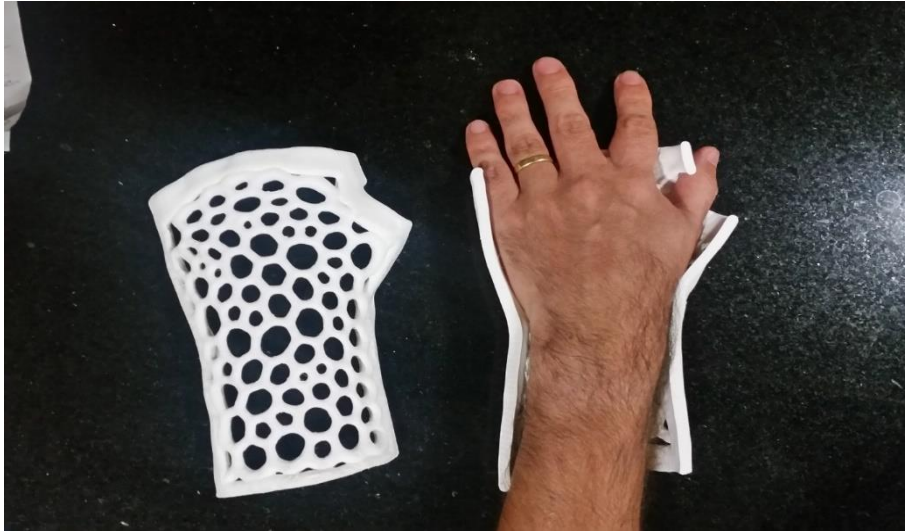


Fonte: Elaboração do próprio autor

Pode-se observar na Figura 77 a mão encaixando perfeitamente no modelo confeccionado, permitindo um conforto maior pelo fato de o imobilizador ser personalizado. O design das colmeias permite a ventilação do membro, evitando a proliferação de fungos

como acontece nos modelos atuais feitos em gesso, em que o imobilizador fica fechado, e o suor permite a criação de bactérias que causam mau cheiro.

Figura 77 - Imobilização do membro superior



Fonte: Elaboração do próprio autor

Na modelagem do imobilizador pode ser agregado algum tipo de trava, permitindo em casos a remoção do fixador para lavar. Na Figura 78 foi anexado um sistema de travas que permite colocar um pequeno parafuso para unir as partes, assim a remoção fica mais fácil, porém o sistema de fixação pode ser feito com buchas entre outros de forma que permite o imobilizador ser fixo impedindo de ser retirado até o tempo correto de imobilização.

Figura 78 - Imobilizador para membro superior



Fonte: Elaboração do próprio autor

São diversos tipos de órteses que podem ser fabricadas através das técnicas de Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva. Outros protótipos de órteses foram manufaturados como a Figura 79, ela ilustra um imobilizador para o polegar da mão esquerda.

Figura 79 - Imobilizador para o polegar



Fonte: Elaboração do próprio autor

Também é possível desenvolver talas para imobilização dos dedos, a Figura 80 demonstra o dedo indicador da mão direita sendo imobilizado por uma órtese tala.

Figura 80 - Protótipo de uma tala para imobilização do dedo indicador



Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 81 ilustra o mesmo membro digitalizado pela técnica Engenharia Reversa Tempo de Voo e manufaturada na Impressora Prusa I3.

Figura 81 - Protótipo de uma mão impressa pela Manufatura Aditiva.



Fonte: Elaboração do próprio autor

Outro exemplo de órtese é o imobilizador para o nariz, devido a face ser uma região muito complexa e diferente entre as pessoas, a produção de órteses padronizadas como pequeno, médio ou grande praticamente não é aconselhada. Existem diversos formatos de rostos como redondo, oval, quadrado, entre outros, desta forma a técnica de Engenharia Reversa para digitalizar personalizada é muito eficiente, na Figura 82, a órtese impressa é totalmente personalizada a um rosto específico.

Figura 82 - Protótipo de uma órtese para a imobilização do nariz



Fonte: Elaboração do próprio autor

A Figura 83 ilustra a aplicação da mesma órtese em um paciente. Nela pode ser observado o encaixe do nariz e a moldagem pela área do rosto.

Figura 83 - Aplicação da órtese para o nariz



Fonte: Elaboração do próprio autor

O intuito de confeccionar diversos modelos de órteses é mostrar que a produção de produtos feitos pela Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva são vários, bastando identificar as necessidades e aplicar as técnicas, desta forma será possível ter um avanço na construção de aparelhos ortopédicos personalizados e de fácil acesso a todos.

5 CONCLUSÃO

Através das técnicas de tempo de voo e transmissivo, a tecnologia de Engenharia Reversa permitiu o desenvolvimento tridimensional dos membros superior e inferior através da digitalização em três dimensões. Os modelos digitalizados foram exportados para softwares CAD que os ajudaram na modelagem personalizada e ajustes necessários dos imobilizadores ortopédicos. Assim que desenvolvidos digitalmente e modelados, foram fabricadas as peças através do processo de Adição pela técnica de Modelagem por Fusão e Deposição.

Esses modelos apresentam resistência mecânica superior quando comparadas com os imobilizadores convencionais existentes, são mais leves, mais higiênicos permitindo ser lavados e assim não produzindo odor podendo ser removidos para limpeza por um sistema de fixação caso seja necessário.

Através da Engenharia Reversa, os protótipos são personalizados para cada paciente, desta forma os imobilizadores se encaixam nos membros mais adequadamente, evitando problemas como desconforto e mau posicionamento na imobilização.

Conclui-se que o método de Engenharia Reversa é apto na utilização para o desenvolvimento de imobilizadores, demonstrando que vários tipos de tecnologias podem chegar ao mesmo resultado. A proposta na aplicação da técnica Engenharia Reversa de tempo de voo por um sistema como o aparelho Kinect One em conjunto com uma técnica de Manufatura Aditiva é o custo baixo, sendo que todo o trabalho foi desenvolvido com *softwares* livres sem custo desde a sua digitalização até o envio para impressão. Para a utilização da técnica de Engenharia Reversa pela Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética facilita devido muitos diagnósticos serem detectados através deles, sendo assim pode utilizar o exame para a produção das Órteses. Através deste estudo pode-se observar que a quantidade de técnicas de Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva existente no mercado é possível desenvolver diversos tipos de órteses, e o desenvolvimento destas tecnologias tem avançado muito nas últimas décadas, aonde materiais novos e mais baratos são desenvolvidos e o tempo de produção fica cada vez mais rápido. Desta forma, este estudo abre novas portas para que outras pesquisas possam ser feitas utilizando a Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva em conjunto para o desenvolvimento de órteses mais baratas e personalizadas aos pacientes.

REFERÊNCIAS

- 3D MICROSCRIBE. [S. l.], 2016. Disponível em: <www.3d-microscribe.com> Acesso em: 4 set. 2016.
- 3D SYSTEMS. [S. l.], 2016. Disponível em: <www.3dsystems.com> Acesso em: 12 jul. 2016.
- ALVES, D. C. C. **Aspectos ergonômicos relevantes para a concepção de tecnologia assistiva: órteses de membros inferiores**. 2012. 167 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade do Minho, Guimarães, 2012.
- ANGGORO, P. W.; BAWONO, B.; SUJATMIKO, I. Reverse engineering technology in redesign process ceramics: application for CNN plate. **Procedia Manufacturing**, Amsterdam, v. 4, p. 521-527, 2015. ISSN 2351-9789.
- BELLIAN, J. A.; KERANS, C.; JENNETTE, D. C. Digital outcrop models: applications of terrestrial scanning lidar technology in stratigraphic modeling. **Journal of sedimentary research**, Tulsa, v. 75, n. 2, p. 166-176, 2005. ISSN 1527-1404.
- BUDAK, I. et al. Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors. **Sensors**, Basel, v. 12, n. 1, p. 1100-1126, 2012.
- CANCIGLIERI JUNIOR, O.; SELHORST JUNIOR, A.; SANT ANNA, Â. M. O. Método de decisão dos processos de prototipagem rápida na concepção de novos produtos. **Gestão & Produção**, São Carlos, v. 22, p. 345-355, 2015. ISSN 0104-530X. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-530X2015000200345&nrm=iso>. Acesso em: 12 jul. 2016.
- CARVALHO, J. A. **Órteses: um recurso terapêutico complementar**. Barueri: Manole, 2006. ISBN 8520423361.
- CHEREM, A. J.; DE PAULA GONÇALVES, J.; GOULD III, J. A. **Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte**. Barueri: Manole, 1993. ISBN 8520401074.
- DE GOUVEIA, M. D. F. **Aplicação da prototipagem rápida no planejamento de cirurgias craniofaciais**. 2009. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.
- DICKEN, P. Reverse Engineering regains popularity. **IEEE Review**, Piscataway, v. 42, n. 5, p. 213-S2, S4, 1996. ISSN 0953-5683.
- DION, B.; BERTONE, N. An overview of avalanche photodiodes and pulsed lasers as they are used in 3D laser radar type applications. **SPIE Proceedings**, v. 5435, p. 187-195, , 2004,
- ELUI, V. M. C.; OLIVEIRA, M. H. P. D.; SANTOS, C. B. D. Órteses: um importante recurso no tratamento da mão em garra móvel de Hansenianos. **Hansen Int**, v. 26, n. 2, p. 105-11, 2001.

ETHNOS. Site. Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <www.ethnos.com.br/orteses> Acesso em 15 Nov. 2016.

FERREIRA, L. A. B. et al. Effect of ankle-foot orthosis on gait velocity and cadence of stroke patients: a systematic review. **Journal of physical therapy science**, Tokyo, v. 25, n. 11, p. 1503-1508, 2013. ISSN 0915-5287.

FILAMENTOS 3D BRASIL. Site. Porto Alegre, 2016. Disponível em: <www.filamentos3dbrasil.com.br>. Acesso em: 02 ago. 2016.

FOGGIATO, J.; VOLPATO, N.; BONTORIN, A. Recomendações para modelagem em sistemas CAD-3D. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO - COBEF, 4., 2008, Estância de São Pedro. **Anais...** Estância de São Pedro: IFSC, 2008. p. 1-8.

FREEMANMFG. Site. Sturgis, 2016. Disponível em <www.freemanmfg.com>. Acesso em: 7 nov. 2016.

GARIB, D. G. et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Rev. Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-56, 2007.

GORNI, A. A. Introdução à prototipagem rápida e seus processos. **Plástico Industrial**, São Paulo, v. 1, n. 1, p. 230-239, 2001.

HARRIS, E. **A new orthotics terminology**: a guide to its use for prescription and fee schedules. Alexandria: American Orthotic and Prosthetic Association, 1973.

HEALTHCARE. Site. São Paulo, 2016. Disponível em <www.healthcare.siemens.com.br>. Acesso em: 7 nov. 2016.

INVESALIUS. São Paulo, 2016. Disponível em <www.cti.gov.br/invesalius/?lang=pt>. Acesso em: 7 nov. 2016.

KOBBELT, L. P.; BOTSCH, M. **An interactive approach to point cloud triangulation**. [S.l]: Wiley Online Library, 2000.

KUMAR, A.; JAIN, P.; PATHAK, P. Reverse engineering in product manufacturing: an overview. In: KATALINIC, B.; TEKIC, Z. (Ed.). **DAAAM International Scientific Book**. Vienna: DAAAM International, 2013. Cap. 39, p. 665-679.

LENCINA, D. C. et al. Moldagem por injeção da PA 6.6 em moldes de estereolitografia metalizados com Ni-P pelo processo electroless. **Polímeros**, São Carlos, v. 17, p. 88-92, 2007. ISSN 0104-1428. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-14282007000200006&nrm=iso>. Acesso em: 7 nov. 2016.

LIMA, C. B. **Engenharia reversa e prototipagem rápida estudos de casos**. 2003. Tese de Doutorado. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade de Campinas, Campinas, 2003.

LIN, Y.-P.; WANG, C.-T.; DAI, K.-R. Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint. **Medical Engineering & Physics**, London, v. 27, n. 2, p. 189-193, 2005. ISSN 1350-4533. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453304001729>>. Acesso em: 7 nov. 2016.

MEIRA, C. R. et al. Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida. **Cerâmica**, São Paulo, v. 59, p. 401-408, 2013. ISSN 0366-6913. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0366-69132013000300009&nrm=iso>. Acesso em: 7 nov. 2016.

MEJIA, D. P. M. **Alteração da marcha como fator determinante para indicação de AFO na melhora funcional dos sequelados de AVE**. [S. l.: s. n.], [20??]

MISSIONMD.NET/PRODUCTS. Site. San Jose, 2016. Disponível em: <www.missionmd.net/products>. Acesso em: 7 nov. 2016.

MUNHOZ, Andre Luiz Jardim. **Desenvolvimento de um sistema de estereolitografia termica em tres dimensões na construção de prototipos com a aplicação do laser de CO2**. 2001. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2001.

ORTHOPEDICMOTION. Site. Las Vegas, 2016. Disponível em: <www.orthopedicmotion.com/orthotics>. Acesso em: 7 nov. 2016.

OTTOBOCK. Site. Valinhos, 2016. Disponível em: <www.ottobock.com.br>. Acesso em: 7 nov. 2016.

PAHOLE, I. et al. Rapid prototyping processes give new possibilities to numerical copying techniques. **Journal of materials processing technology**, Amsterdam, v. 164, p. 1416-1422, 2005. ISSN 0924-0136.

RAJA, V.; FERNANDES, K. J. (Ed.) **Reverse engineering: an industrial perspective**. London: Springer Science & Business Media, 2007. ISBN 1846288568.

ROLANDDG. Site. [S. l.], 2016. Disponível em <www.rolanddg.com> Acesso em: 7 nov. 2016.

SANTA BARBARA, A. **Processamento de imagens medicas tomograficas para modelagem virtual e fisica**: o software In Versalius. 2006, 429 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade de Campinas, Campinas, 2006.

SEKIMOTO, K. et al. Development of 3D Laser Radar for Traffic Monitoring. **Ishikawajima Harima Engineering Review**, v. 43, n. 4, p. 114-117, 2003. ISSN 0578-7904.

SILVA, F. P. D. et al. A digitalização tridimensional móvel e sua aplicação no design de produto. **Design & Tecnologia**, São Paulo, v. 1, n. 1, p. 60-65, 2010. ISSN 2178-1974.

SOKOVIC, M.; KOPAC, J. RE (reverse engineering) as necessary phase by rapid product development. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 175, n. 1, p. 398-403, 2006. ISSN 0924-0136.

TAKAGAKI, L. K. Tecnologia de impressão 3D. **Rit-Revista Inovação Tecnológica**, v. 2, n. 2, 2013. ISSN 2179-2895.

UEBELHART, Beatriz et al. **Prototipagem rápida para o desenvolvimento de protótipos e ensaios " In Vitro" e " In Vivo" de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 2013. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013.

VÁRUDY, T. et al. Reverse engineering of geometric modelsreverse engineering of geometric models—an introduction. **Computer-Aided Design**, San Diego, v. 29, n. 4, p. 255-268, 1997/04/01 1997. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001044859600054>>. Acesso em: 4 jul. 2016.

VINESH, R.; KIRAN, J. F. **Reverse engineering: an industrial perspective**. London: Springer-Verlag, 2008.

VOLPATO, N. **Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações**. São Paulo: Edgard Blucher, 2007.

WATAYA, C. H. et al. **Desenvolvimento de menisco de poli (álcool vinílico)(PVA) personalizado com auxílio da prototipagem rápida**. 2012. 92 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade de Campinas, campinas, 2012.

WECKENMANN, A. et al. Multisensor data fusion in dimensional metrology. **CIRP Annals-Manufacturing Technology**, Amsterdam, v. 58, n. 2, p. 701-721, 2009.

YUAN, X.; ZHENRONG, X.; HAIBIN, W. Research on integrated reverse engineering technology for forming sheet metal with a freeform surface. **Journal of Materials Processing Technology**, Amsterdam, v. 112, n. 2, p. 153-156, 2001. ISSN 0924-0136.

XBOX. [S. l.], 2016. Disponível em <www.xbox.com/pt-BR/xbox-one/?xr=shellnav>. Acesso em: 7 nov. 2016.

ZCOORPORATION. [S. l.], 2016. Disponível em: <www.zcorp.com> Acesso em: 4 jul. 2016.