



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PROCESSOS**

RODOLFO RAMOS CASTELO BRANCO

**DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE TRANSFEMURAL DE BAIXO CUSTO POR
PROCESSO DE MANUFATURA ADITIVA DESTINADA AO PÚBLICO INFANTIL**

CAMPINA GRANDE-PB

2021

RODOLFO RAMOS CASTELO BRANCO

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE TRANSFEMURAL DE BAIXO CUSTO POR
PROCESSO DE MANUFATURA ADITIVA DESTINADA AO PÚBLICO INFANTIL

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito final à obtenção do título de Doutor em Engenharia de Processos.

Orientador: Prof. Dr. John Kennedy Guedes Rodrigues

Área de Concentração: Desenvolvimento de Processos

Linha de Pesquisa: Desenvolvimento e Tecnologia de Materiais

CAMPINA GRANDE-PB

2021

C348d Castelo Branco, Rodolfo Ramos.
Desenvolvimento de prótese transfemural de baixo custo por processo de manufatura aditiva destinada ao público infantil / Rodolfo Ramos Castelo Branco. – Campina Grande, 2022.
120 f.: il. color.

Tese (Doutorado em Engenharia de Processos) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciência e Tecnologia, 2022.
"Orientação: Prof. Dr. John Kennedy Guedes Rodrigues".
Referências.

1. Prótese. 2. Tecnologia Assistiva. 3. Criança. 4. Prótese Transfemural. 5. Manufatura Aditiva. 6. Prototipagem Rápida. 7. Aparelho Ortopédico. 8. Membros Artificiais. I. Rodrigues, John Kennedy Guedes. II. Título.

CDU 615.477.2(043)

RODOLFO RAMOS CASTELO BRANCO

DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE TRANSFEMURAL DE BAIXO CUSTO POR
PROCESSO DE MANUFATURA ADITIVA DESTINADA AO PÚBLICO INFANTIL

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Processos da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito final à obtenção do título de Doutor em Engenharia de Processos.

Aprovado em: 21 / 12 / 2021

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. John Kennedy Guedes Rodrigues
Orientador (UFCG)

Prof. Dr. Misael Elias de Moraes
Examinador Externo (UEPB)

Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino
Examinador Externo (UEPB)

Prof. Dr. Danilo Vasconcelos
Examinador Externo (UEPB)

Profa. Dra. Vivian Cardoso de Moraes Oliveira
Examinador Externo (UFCG/CERTBIO)

Dedico esta Tese unicamente ao meu Deus, por sempre me guiar em todos os meus passos e traçar todos os meus objetivos, sem Tu ó Senhor não conseguiria, obrigado meu Deus.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu Deus, por toda sabedoria que foi concedida, a força para lutar todas as adversidades e obstáculos, por sempre me guiar e traçar toda a minha caminhada até aqui, obrigado meu Deus por sempre estar presente na minha vida.

A minha esposa Yasmyne Martins, por toda a ajuda, pelo empenho, por ter sempre me incentivado em mostrar que sou capaz, mesmo nos momentos tão difíceis sempre acreditou no meu potencial, sem ela não teria chegado até aqui, pelas noites e madrugadas sem dormir, por abrir as portas da pesquisa e por atravessar vários obstáculos que a vida nos proporciona, obrigado meu amor por tudo.

A minha mãe Graça e minha irmã Fernanda, por sempre me incentivar, ajudar em todas as situações, por toda a educação grandiosa que recebi em toda minha vida, por sempre acreditar no meu potencial, pela a ajuda que sempre tive em toda a minha educação e vida, agradeço com todo amor e carinho.

Ao meu orientador Prof. Kennedy Rodrigues, por me receber desde o primeiro dia e abrir as portas da sua sala e aceitar desde o primeiro momento em ser meu orientador e por ser sempre tão cordial e amigo, obrigado professor e que essa amizade possa gerar bons frutos.

Ao laboratório NUTES/UEPB, por ser a minha segunda casa, o local onde trabalho e tenho orgulho em fazer parte do laboratório, em especial agradeço ao Prof. Misael Morais e Prof. Eduardo Jorge que sempre valorizam e incentivam todo meu potencial, por sempre dar a oportunidade em poder estudar, pesquisar e trabalhar nesse laboratório, agradeço do fundo do coração todo o reconhecimento que vocês me proporcionam e pela nossa amizade.

A profa. Katia Galdino por abrir as portas do NUTES para mim, porque através dessa oportunidade, hoje sou qualificado em uma área que tanto tenho amor e carinho, que é a Manufatura Aditiva, obrigado pela nossa amizade de longos tempos e por toda confiança que foi construída. Agradeço muito por tudo.

Aos membros da Banca, Profa. Katia Galdino, Profa. Vivian Moraes, Prof. Danillo Vasconcelos e Prof. Misael Morais por aceitarem estarem na banca e por acompanhar toda a pesquisa.

A todos que fazem parte do NUTES/UEPB e aos membros do LT3D/NUTES, em especial a Anna Kellssya, por ter participação direta na Tese, obrigado do fundo do coração, e também aos meus alunos Carlos e Lucas, por sempre ajudarem no LT3D, também a Mirelle e Kamilla Barreto, obrigado a todos de coração.

Ao meu amigo Edi Ângelo, por toda orientação e conhecimento adquirido, por ensinar e mostrar todos os caminhos e conceitos sobre órtese e prótese, agradeço meu amigo por fazer parte direta da pesquisa, e também a Rose e Alicia por aceitarem participar da pesquisa.

Aos programas da CAPES, CNPq, Fapesq, UFCG pelo apoio na pesquisa. A Autodesk por ceder todas as licenças dos softwares utilizados na pesquisa. E ao prof. Coordenador do PPGEP Antônio Gilson por sempre apostar e abrir as portas, e incentivar a pesquisa, desenvolvimento e educação, obrigado professor, você é um exemplo a seguir.

“Até aqui nos ajudou o Senhor”

I Samuel 7:12

CASTELO BRANCO, Rodolfo Ramos. **Desenvolvimento de prótese transfemural de baixo custo por processo de manufatura aditiva destinada ao público infantil.** Campina Grande: Pós-Graduação em Engenharia de Processos, Universidade Federal de Campina Grande, 2021. Tese (Doutorado).

RESUMO

Prótese transfemural é um tipo de tecnologia assistiva, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços com objetivo de promover a funcionalidade relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidade ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. A Manufatura Aditiva é um processo de fabricação através da adição de material em forma de camadas planas sucessivas, forte aliado no processo de inovação, influenciando na modernização das tecnologias assistivas. Este estudo tem como objetivo desenvolver uma Prótese Transfemural de baixo custo pelo processo de manufatura aditiva direcionada ao público infantil. Todo o processo de desenvolvimento da prótese foi realizado utilizando tecnologias 3D, ferramentas computacionais e manufatura aditiva, como escaneamento 3D, softwares CAD, CAE e CAM e impressoras 3D. Foi utilizada a tecnologias de FDM e o material do tipo ABS para fabricação da prótese. Foi evidenciado nos resultados do estudo que a tecnologia de MA é capaz de potencializar a capacidade fabril de oficinas ortopédicas, reduzindo o tempo total do processo de concessão de próteses transfemorais para crianças, ainda que o processo proporcionou maior facilidade para fabricação de geometrias complexas, principalmente para o componente socket. Além disto a modelagem digital do dispositivo, garantiu o caráter de customização quanto as dimensões da paciente, além do resultado da simulação computacional conferir ao dispositivo características de resistência ao processo e ao tipo de material. Todo o processo culminou em uma redução do custo final da prótese de 92,5% quando comparado ao processo tradicional, confirmando a o caráter de baixo custo no desenvolvimento de tecnologias assistivas utilizando a MA.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Criança, Prótese Transfemural, Manufatura Aditiva, Prototipagem rápida, Aparelho ortopédico, Membros artificiais.

CASTELO BRANCO, Rodolfo Ramos. **Development of low-cost transfemoral prosthesis through an additive manufacturing process aimed at children.** Campina Grande: Post Graduate in Process Engineering, Federal University of Campina Grande, 2021. Thesis (PhD).

ABSTRACT

Transfemoral prosthesis is a type of assistive technology, which encompasses products, resources, methodologies, strategies, practices and services in order to promote functionality related to the activity and participation of people with disabilities, disability or reduced mobility, aiming at their autonomy, independence, quality of life and social inclusion. Additive Manufacturing is a manufacturing process through the addition of material in the form of successive flat layers, a strong ally in the innovation process, influencing the modernization of assistive technologies. This study aims to develop a low-cost Transfemoral Prosthesis through the additive manufacturing process aimed at children. The entire prosthesis development process was carried out using 3D technologies, computational tools and additive manufacturing, such as 3D scanning, CAD, CAE and CAM software and 3D printers. FDM technologies and ABS-type material were used to manufacture the prosthesis. It was evidenced in the study results that AM technology is capable of enhancing the manufacturing capacity of orthopedic workshops, reducing the total time of the process of granting transfemoral prostheses for children, although the process provided greater ease for the fabrication of complex geometries, especially for the socket component. In addition to this, the digital modeling of the device guaranteed the character of customization regarding the dimensions of the patient, in addition to the result of the computer simulation giving the device characteristics of resistance to the process and to the type of material. The entire process resulted in a reduction in the final cost of the prosthesis of 92.5% when compared to the traditional process, confirming the low cost character of the development of assistive technologies using AM.

Keywords: Assistive Technology, Child, Transfemoral Prosthesis, Additive Manufacturing, Rapid Prototyping, Orthopedic Device, Artificial limbs.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AACD - Associação de Assistência à Criança Deficiente

ABRAIDI - Associação Brasileira de Importadores e Distribuidores de Implantes

ABS - Acrilonitrila Butadieno Estireno

ACR - American College of Radiology

AIH - Autorização de Internação Hospitalar

CAD - Computer Aided Design

CAD - Projeto Assistido Por Computador

CAM - Softwares de desenvolvimento de impressão

CAT-CAM - Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method

CJP - ColorJet Printing

CLIP - Continuous Liquid Interface Production

CNS - Conselho Nacional de Saúde

DATASUS - Dados do Ministério da Saúde

DICOM - Digital Imaging and Communication in Medicine

DMD - Direct Metal Deposition

DMLS - Direct Metal Laser Sintering

EBM - Electron Beam Melting

FDM - Fused Deposition Modeling

FDM - Modelagem por Fusão e Deposição

FEM - Finite Element Method

FINEP - Financiadora de Estudos e Projetos

IC - Encaixe de contenção isquiática

LENS - Laser Engineered Net Shaping

LOM - Laminated Object Manufacturing

LT3D - Laboratório de Tecnologias Tridimensionais, do Núcleo de Tecnologias Estratégicas da Saúde

MA - Manufatura Aditiva

MEF - Método dos Elementos Finitos

MI - membro inferior

MJ - Multijet Printing

NEMA - National Electrical Manufacturers Association

PC - Policarbonato

PE - Pernambuco

PLA - Políácido Láctico

POM - Material polioximetileno

PPSU - Polifenilsulfona

SDL - Selective Deposition Lamination

SIH/SUS - Sistema de Informações Hospitalares do SUS

SL – Stereolithography

SLM - Selective Laser Melting

SLS - Selective Laser Sintering

STL - Standard Tessellation Language

SUS - Sistema Único de Saúde

TA - Dispositivos de Tecnologias Assistiva

TA - Tecnologia Assistiva

TCLE - Termos de Consentimento Livre e Esclarecido

TEC - Tecnologia da empresa Invision

UEPB - Universidade Estadual da Paraíba

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema Ósseo do Membro Inferior	19
Figura 2: Ciclo da Marcha Humana	21
Figura 3: Fases e Subfases do Ciclo da Marcha Humana	22
Figura 4: Representação dos principais níveis de amputação	25
Figura 5: Prótese encontrada em múmia egípcia (madeira e couro)	26
Figura 6: Evolução das próteses desenvolvidas para os soldados de batalha	27
Figura 7: Prótese - Pés de Jaipur	28
Figura 8: Próteses Convencionais (Exoesqueléticas) de membros inferiores	29
Figura 9: Próteses Modulares (Endoesqueléticas) de membros inferiores	30
Figura 10: Prótese transtibial infantil	31
Figura 11: Estrutura de uma prótese transfemoral modular	33
Figura 12: Modelo de Liner para próteses transfemoral	34
Figura 13: Diferentes tipos de encaixes protéticos (Socket)	35
Figura 14: Vista mediana e do plano coronal da órbita anatômica dos encaixes	36
Figura 15: Encaixe do tipo SiOCX	36
Figura 16: Pés protéticos estáticos	37
Figura 17: Pé Protético de Niagara	39
Figura 18: Joelhos Protéticos Modulares	40
Figura 19: Áreas de aplicação da Manufatura Aditiva	43
Figura 20: Processo de Manufatura Aditiva	44
Figura 21: Etapas do processo de Manufatura Aditiva	46
Figura 22: Suavização da malha do arquivo STL	47
Figura 23: Princípio do processo FDM	49
Figura 24: Exemplo de uma estrutura interna Favo de Mel (peça prototipada)	50
Figura 25: Ruídos gerados devido à superfície brilhante do objeto	52
Figura 26: Processo de escaneamento 3D através do scanner luz laser. a) scanner, b) targets, c) software embarcado, d, e) tratamento da malha, f, g) malha fechada, h) arquivo digital finalizado	53
Figura 27: Diagrama com ciclo das aplicações utilizando a modelagem específica de pacientes a partir da utilização de imagens médicas	54
Figura 28: Desenvolvimento de um socket de membro inferior por meio da MA. (a) escaneamento 3D, (b) CAD do conto, (c) MA por FDM, (d) teste da prótese e (e) análise de ensaios	55
Figura 29: Realização do escaneamento 3D a laser do coto do paciente que trabalha para empresa Ottobock (a), teste inicial do socket (b), teste pelo paciente subindo escadas com próteses montada no socket de poliamida produzido por MA em SLS (c) e teste de sucção do socket (d)	56
Figura 30: Etapas para desenvolvimento do estudo	57
Figura 31: AACD - Recife	58
Figura 32: Banner da campanha para captação de paciente	59
Figura 33: Paciente com amputação transfemural distal	60
Figura 34: Análise do coto da paciente	60
Figura 35: Primeiro escaneamento da paciente em Junho/2019	61
Figura 36: (a) Nivelamento do coto (b) Segundo escaneamento fevereiro/2021(c) marcações coto	62
Figura 37: Fluxograma etapa de escaneamento da paciente	63
Figura 38: Software Autodesk Fusion 360®	64
Figura 39: Software Autodesk Inventor®	64

Figura 40: Fluxograma etapa de modelagem 3D	65
Figura 41: Simulação computacional Prótese transfemural	65
Figura 42: Impressão de componentes da prótese	67
Figura 43: Fluxograma Fabricação por Manufatura Aditiva	68
Figura 44: Registros da fabricação tradicional de prótese transfemural no centro ortopédico da AACD – Recife	70
Figura 45: Imagem primeiro escaneamento 3D da criança	72
Figura 46: Imagem segundo escaneamento 3D da criança	72
Figura 47: Tratamento de malha geométrica	73
Figura 48: Designer socket transfemural	74
Figura 49: Sobreposição Escaneamento 3D e Tomografia Computadorizada	75
Figura 50: Socket modelado de acordo com pontos de sustentação óssea	75
Figura 51: Socket modelado com espessura de 3mm	76
Figura 52: Conversão do arquivo de malha STL para sólido IPT	76
Figura 53: Montagem digital do socket na malha geométrica escaneada	78
Figura 54: Dimensionamento socket modelado	78
Figura 55: Socket modelado em software CAD com mecanismo de catraca	79
Figura 56: Liner de silicone	80
Figura 57: Acionamento novo socket transfemural	81
Figura 58: Joelho modelado em software CAD	82
Figura 59: Espelhamento membro contralateral	83
Figura 60: Modelagem do tubo da tíbia com sobreposição do espelhamento do membro contralateral	84
Figura 61: Modelagem pé de Niagara	85
Figura 62: Capa de prótese customizada	86
Figura 63: Nova prótese transfemural infantil modelada	87
Figura 64: Vista explodida da nova prótese transfemural infantil modelada	88
Figura 65: Desenho técnico nova prótese transfemural infantil modelada em vista explodida	89
Figura 66: (a) Malha com estruturas de componentes (b) Malha otimizada para ensaios computacionais	90
Figura 67: Malha geométrica dos componentes modulares	91
Figura 68: Percurso e nós da malha otimizada	91
Figura 69: Equação de força peso	92
Figura 70: Aplicação da força e engastamento do pé	93
Figura 71: Deslocamento máximo da prótese transfemural	93
Figura 72: Tensão Máxima da prótese transfemural	94
Figura 73: Curvas de Tensão dos materiais ABS e Peek	94
Figura 74: Tensão máxima do socket	95
Figura 75: Tensões da região da dobra do socket	96
Figura 76: Tensão máxima tíbia tubular	97
Figura 77: Tensão máxima do pé de Niagara	97
Figura 78: Tensão máxima do joelho	98
Figura 79: Gráfico das tensões dos caminhos 1 e 2 da região isquiática	98
Figura 80: Máquina de manufatura aditiva do LT3D/NUTES/UEPB	101
Figura 81: Prótese transfemural fabricada por Manufatura Aditiva	101

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1: Dados de amputação/ desarticulação de membros inferiores no SUS	23
Tabela 2: Caracterização dos procedimentos de amputação de membros inferiores no SUS no ano de 2021	24
Tabela 3: Classificação dos dispositivos de órteses e próteses	26
Quadro 1: Evolução das próteses de membros inferiores no século XIX	28
Quadro 2: Diferenciação dos tipos de pés protéticos dinâmicos	30
Quadro 3: Classificação das tecnologias MA de acordo com o princípio de processamento das camadas	42
Quadro 4: Características dos problemas que ocorrem na malha STL	47
Quadro 5: Parâmetros de Impressão dos componentes da prótese	

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS	18
2.1 Objetivo Geral	18
2.2 Objetivos Específicos	18
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
3.1 Membro Inferior	19
3.2 Biomecânica do Membro Inferior	20
3.2.1 O ciclo da Marcha	20
3.3 Amputações de Membro Inferior	22
3.3.1 Níveis de Amputação de Membro Inferior	24
3.4 Órteses e Próteses	25
3.4.1 História e evolução das próteses	26
3.4.2 Classificação das próteses	29
3.4.3 Prótese Infantil	30
3.5 Processo de protetização	31
3.5.1 Abandono das Próteses	32
3.6 Prótese Transfemoral	32
3.6.1 Estrutura da Prótese Transfemoral Modular	33
3.6.1.1 Socket	34
3.6.1.2 Pé Protético	37
3.6.1.3 Joelho Protético	39
3.6.2 Processo de fabricação Tradicional	40
3.7 Histórico da Manufatura Aditiva	41
3.8 Processo da Manufatura Aditiva	44
3.8.1 Formato do arquivo STL	46
3.8.2 Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)	47
3.8.3 Digitalização Tridimensional	50
3.9 Manufatura Aditiva na Saúde	53
3.10 Tecnologia Assistiva e Manufatura Aditiva	55
4 METODOLOGIA	57
4.1 Etapa 1 - Análise do processo convencional de desenvolvimento de prótese transfemural	57
4.2 Etapa 2 - Submissão ao Comitê de ética em pesquisa	58
4.3 Etapa 3 - Viabilização de paciente para participação do projeto	59
4.4 Etapa 4 - Aquisição de Imagens da paciente	61
4.5 Etapa 5 - Modelagem nova Prótese Transfemural em Software CAD	63
4.6 Etapa 6 - Testes de Simulação CAE na Prótese Transfemural	65
4.7 Etapa 7: Fabricação nova prótese transfemural	66
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
6 CONCLUSÕES	103
7 SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS	105
REFERÊNCIAS	106
ANEXOS	
ANEXO A: Processo Tradicional De Uma Prótese Transfemural Modular	
ANEXO B: Desenho técnico do socket para nova prótese transfemural infantil	
ANEXO C: Desenho técnico joelho policêntrico para nova prótese transfemural infantil	
ANEXO D: Desenho técnico tibia tubular para nova prótese transfemural infantil	

ANEXO E: Desenho técnico Pé de Niagara para nova prótese transfemural infantil

ANEXO F: Desenho técnico da capa de prótese para nova prótese transfemural infantil

ANEXO G: Desenho técnico em vista explodida da para nova prótese transfemural infantil

1 INTRODUÇÃO

A manufatura aditiva (MA), descrita como um processo de fabricação de materiais por camadas planas e sucessivas (VOLPATO, 2017), tem eclodido no mercado de tecnologias estratégicas da saúde por proporcionar o desenvolvimento de produtos customizados. De fato, recentemente, a inovação tecnológica, tem transformado as áreas médicas com o intuito de aumentar a acessibilidade, padronização, aprimoramento e inovação (PAIVA; NOGUEIRA, 2021).

No âmbito da rede pública, essas estratégias se potencializam quando associadas a necessidade de atualizações que favoreçam, econômica e funcionalmente, os processos relacionados ao estado saúde/doença (NOVAES; ELIAS, 2013), possibilitando o aumento da eficácia de produtos e procedimentos já conhecidos e validados mundialmente.

A integração dessas perspectivas no que se refere ao desenvolvimento de produtos customizados e abordagem social para minimização de custos e processos, tem proporcionado um enorme avanço no campo de fabricação de próteses, caracterizados como dispositivos de tecnologias assistiva (TA), permanentes ou transitórios que substituem total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido (BRASIL, 2019), adaptadas a diversas categorias, como por exemplo, as próteses ortopédicas relacionadas a amputação de membros.

No Brasil, no ano de 2021, mais de 20 mil indivíduos foram submetidos a procedimento de amputação/desarticulação de membros inferiores pelo Sistema Único de Saúde (SUS) (DATA/SUS, 2021). Esses extensos números, todavia, estão diretamente correlacionados a rede de apoio para aquisição de dispositivos TA que, segundo Domingues (2016), perpassa por 34 etapas desde o processo de aquisição de medidas até a dispensação do produto final.

Para o público infantil, onde as principais causas de amputação/desarticulação incluem as deformidades congênitas, condições traumáticas e doenças oncológicas (QUEIROZ, 2008), esse amplo tempo para aquisição do dispositivo pode causar prejuízos quanto a adaptação. Além disso, o crescimento dos membros das crianças é rápido, progressivo e imprevisível, exigindo, portanto, atualizações sequenciais da anatomia para que o encaixe do membro seja realmente eficiente (ZUNIGA et al., 2015; FRANCOISSE, 2020).

Nesse cenário, a MA mostra-se como uma alternativa de tecnologia ágil para construção de peças robustas, duráveis, com dimensões estáveis, totalmente planejada e customizada para o paciente (SAMUKANO, 2019). Trata-se de uma possibilidade de acompanhamento eficiente na protetização em crianças onde, através da redução de etapas, é possível realizar a troca de componentes e ajustes sem submeter o paciente ao longo período de avaliação como ocorrido

no processo convencional. Ademais, a MA ainda possibilita a fabricação de um dispositivo de baixo custo com cor e design altamente ajustáveis ao desejo do paciente (OLIVER, 2019; BARRIOS, 2020).

Percebe-se, entretanto, que apesar do amplo aumento das pesquisas que associam MA e o desenvolvimento de próteses infantis, até o momento, não há instruções práticas sobre o detalhamento da aplicabilidade desse tipo de tecnologia (XU et al., 2017) e é nessa perspectiva que esta pesquisa se fundamenta. Desenvolver uma prótese transfemoral de baixo custo destinado ao público infantil através da MA, tem propósito extremamente relevante quando, por meio do seu caráter inovador, responsabiliza-se em não só entregar um produto a sociedade, mas em proporcionar uma nova concepção sobre o processo de fabricação ponta a ponta desses dispositivos.

A relevância técnica dos objetivos aqui propostos é tão ampla e necessária que, em meio o desenvolvimento da pesquisa, o Laboratório de Tecnologias Tridimensionais, do Núcleo de Tecnologias Estratégicas da Saúde, alocado a Universidade Estadual da Paraíba (LT3D/NUTES/UEPB), a quem esta pesquisa é vinculada, teve um edital aprovado pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) para integrar tecnologias tridimensionais como o escaneamento tridimensional, softwares de modelagem tridimensional, simulação computacional, manufatura aditiva ao SUS, visando favorecer um novo processo de concessão de órteses, próteses e materiais especiais não relacionados ao ato cirúrgico.

A possibilidade de promover reais e significativas diferenças ao público infantil com uma prótese customizada que permitirá o acompanhamento das etapas de crescimento em virtude ao baixo custo e as características do processo de fabricação, configura-se como mais um ganho no desenvolvimento da qualidade de vida dos indivíduos, possibilitando, assim, o que existe de mais atual a respeito de próteses com um inegável avanço no mundo científico.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Desenvolver Prótese Transfemural de baixo custo pelo processo de manufatura aditiva direcionada ao público infantil.

2.2 Específicos

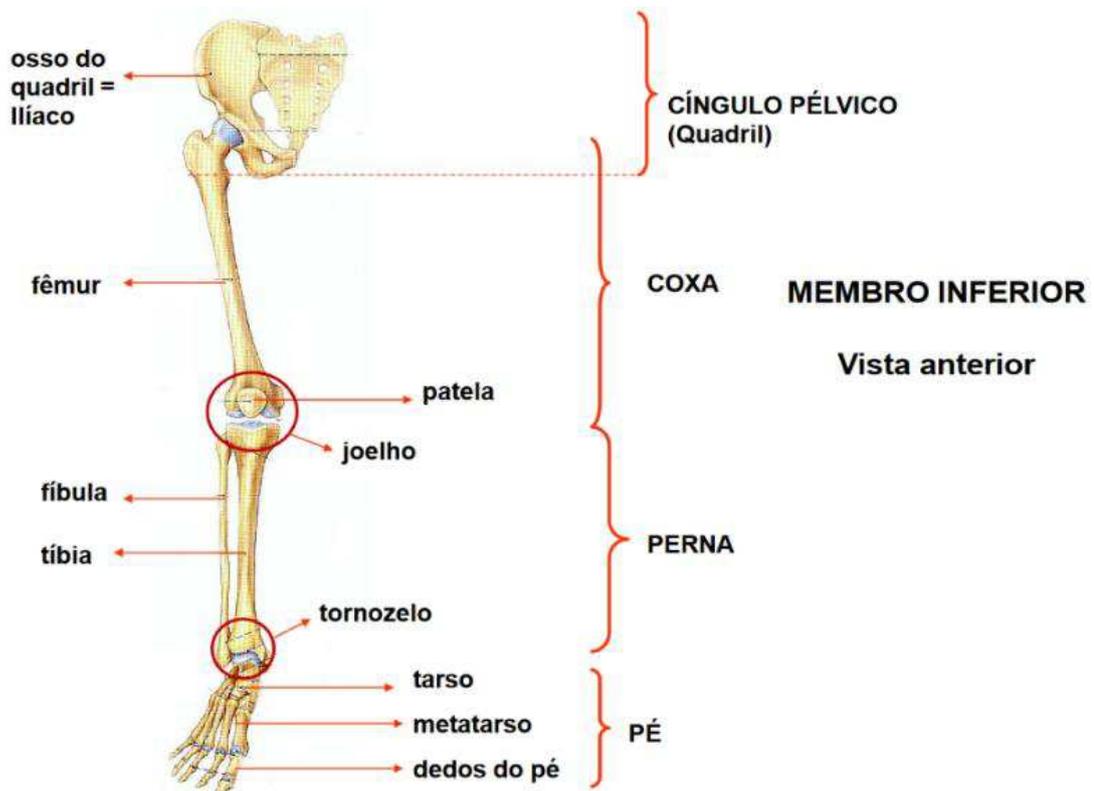
- Analisar o processo convencional de desenvolvimento de prótese transfemural;
- Viabilizar paciente com necessidade de utilização de Prótese transfemural para participar do estudo;
- Realizar aquisição e tratamento de imagens do paciente;
- Realizar tratamento das imagens em CAD;
- Projetar uma prótese transfemural modular em CAD;
- Realizar simulação CAE na prótese transfemural desenvolvida;
- Fabricar prótese transfemural pelo processo de manufatura Aditiva.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Membro Inferior

O membro inferior (MI), definido como uma extensão do tronco, caracteriza-se por exercer a função de sustentação do peso corporal, locomoção e manutenção do equilíbrio (MOORE, 2014). Fixo ao esqueleto axial pelos ossos pélvicos, comumente denominados por cingulo pélvico ou cingulo do membro inferior, é formado pelos ossos do fêmur, patela, tíbia, fíbula, tarso, metatarsos e falanges (Figura 1) (POZZOBON et al., 2015).

Figura 1: Sistema Ósseo do Membro Inferior



Fonte: Sobotta (2018).

O Fêmur é o osso mais comprido do corpo humano. Na região proximal, articula-se ao osso do quadril através do acetábulo (uma cavidade localizada na face lateral do quadril) e distalmente, une-se com a tíbia na articulação do joelho (POZZOBON et al., 2015). A região do joelho, por sua vez, inclui os côndilos femorais, a parte proximal da tíbia, a cabeça da fíbula e a patela (MOORE, 2014), que trata-se de um osso sesamóide, formado no interior do tendão

do quadríceps femoral com a função de proteger a porção anterior da articulação do joelho (POZZOBON et al., 2015).

A tíbia e a fíbula compõem o que propriamente é denominado como perna (MOORE, 2014). A tíbia articula-se medialmente a fíbula, proximalmente com os côndilos femorais e, distalmente, ao tálus na articulação do tornozelo. A fíbula não participa da articulação do joelho, mas proporciona suporte para inserção muscular dessa região e estabilidade para a articulação do tornozelo (POZZOBON et al., 2015). O pé é a parte distal do MI que aloca o tarso, metatarsos e as falanges (MOORE, 2014).

3.2 Biomecânica do Membro Inferior

A biomecânica é a ciência que realiza a análise física dos movimentos do corpo humano considerando as perspectivas da cinética, atendendo-se às forças que atuam sobre o corpo, ou da cinemática, onde, ao analisar os movimentos, as forças atuantes são desconsideradas (BRASIL, 2014), é, portanto, através da biomecânica e das áreas de conhecimento correlatas que se pode analisar as causas e fenômenos do movimento.

Os movimentos que se caracterizam como locomoção, por sua vez, envolvem a solicitação de diversos sistemas e estruturas. Trata-se, na verdade, da sincronização do sistema músculo-esquelético e do sistema nervoso, articulando os diversos segmentos corporais entre si numa sequência de eventos cujo objetivo central visa a translação do centro de massa no sentido da progressão (MOREIRA, 2015).

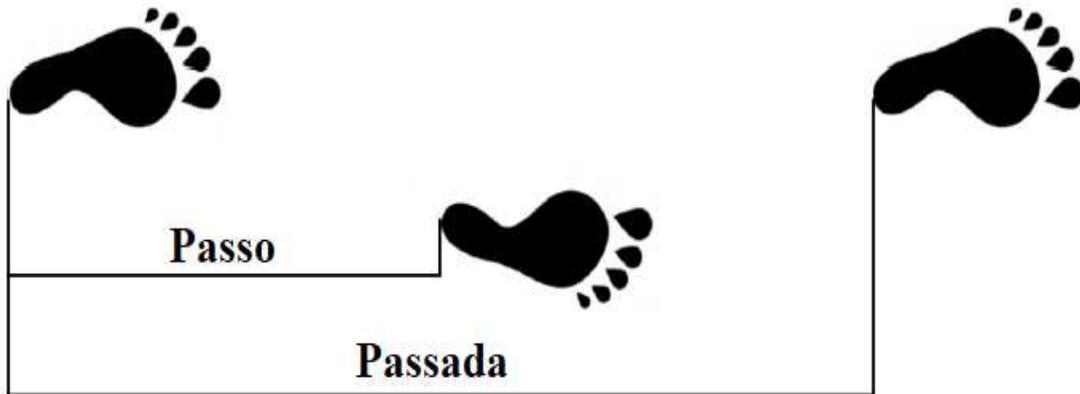
A locomoção é uma função bastante complexa (ROSE; GAMBLE, 2006) atingida com movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular e articular) e forças externas (inercial, gravitacional e friccional). Cada sujeito adota uma velocidade de locomoção, de forma a despender o mínimo de energia no ciclo da marcha e, tendo em vista a economia de esforço, adota de forma ecológica padrões cinéticos e cinemáticos (ESTEVÃO, 2009).

3.2.1 O ciclo da Marcha

O ciclo de marcha compreende um intervalo de tempo ou sequência de movimentos que ocorrem em cada passada (ROSE; GAMBLE, 2006), ou seja, o intervalo entre o momento que um pé toca o solo e o momento em que este mesmo pé toca novamente o solo. A metade de uma passada corresponde a um passo, que caracteriza-se pelo momento entre o toque do

calcanhar de um pé no solo até o toque do calcanhar do outro pé no solo (Figura 2) (LIPPERT, 2013).

Figura 2: Ciclo da Marcha Humana

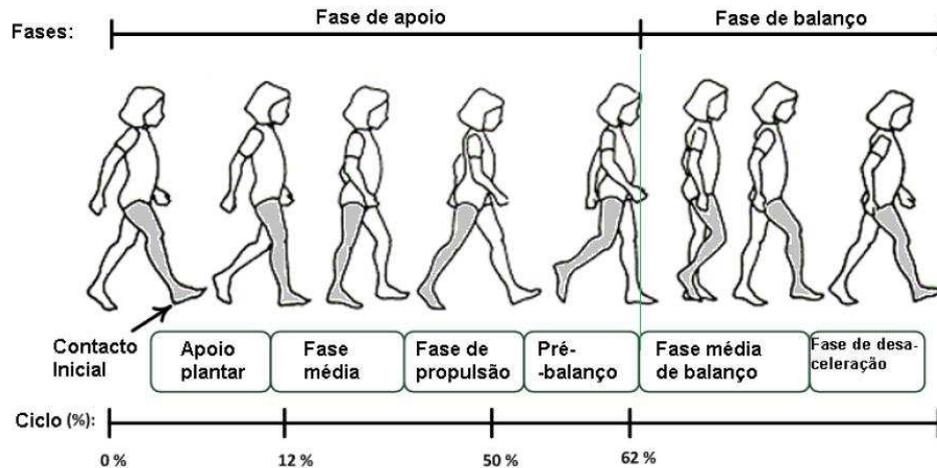


Fonte: Adaptado de Moraes (2018).

O ciclo da marcha pode ser dividido em duas fases: a fase de apoio e a fase de balanço (Figura 3). A fase de apoio é a fase em que o calcanhar toca o solo e, normalmente, corresponde a 60% do ciclo completo da marcha (LIPPERT, 2013). Nessa fase, duas subfases são identificadas: 1. A fase de duplo apoio, onde ambos os pés se encontram em contato com o solo, que ocorre no início da fase de apoio de um MI e ao final da fase de balanço do outro membro; 2. A fase de apoio simples, que representa cerca de 40% do tempo do ciclo completo de marcha, ocorre durante toda a fase de balanço de cada MI (MOREIRA, 2015; LIPPERT, 2013).

Ademais, a fase de balanço representa cerca de 40% do tempo total do ciclo de marcha, e pode ser subdividida em: 1. Balanço inicial ou aceleração; 2. Fase média de balanço; 3. Balanço final ou desaceleração. A subfase de balanço inicial ocorre no momento em que o apoio perde o contato com o solo e o MI é acelerado no sentido do movimento através da flexão das articulações do quadril e do joelho, acompanhadas por uma dorsiflexão da articulação do tornozelo. A subfase da fase média de balanço ocorre no momento em que o MI em aceleração se encontra alinhado com o MI em apoio. A subfase de balanço final ou desaceleração ocorre no momento de desaceleração do MI, preparando-o para o contato com o solo (MOREIRA, 2015).

Figura 3: Fases e Subfases do Ciclo da Marcha Humana



Fonte: Adaptado de Moreira (2015).

A eficiência do movimento depende da mobilidade das articulações envolvidas e da atividade muscular, diretamente relacionada à duração e intensidade do movimento (PERRY, 2005). Sempre que o organismo realiza o seu movimento de uma forma estruturada, tirando partido dos fenômenos de reação, como forças externas, o grau de coordenação na locomoção aumenta (ESTEVÃO, 2009).

Para uma marcha normal, a conservação de energia é ótima, por isso quando há um prejuízo no MI os pacientes recorrem a movimentos compensatórios de segmentos adjacentes. Desse modo, o padrão de marcha resultante é uma mistura de movimentos normais e anormais, que torna o gasto energético maior e compromete a versatilidade funcional (PERRY, 2005).

3.3 Amputações de Membro Inferior

A amputação é um dos procedimentos cirúrgicos mais antigos conhecido pelo homem (BIRCH, 2008). Pode ser definida como a remoção cirúrgica intencional de um membro ou parte do corpo, com o objetivo de remover tecido contaminado ou morto, ou ainda para aliviar a dor do paciente. É usada em casos extremos, quando outras soluções menos intrusivas não são viáveis e a parte do corpo a remover põe em risco a vida do paciente ou afete significativamente a qualidade de vida do mesmo (MOREIRA, 2015).

No princípio, as primeiras técnicas de amputação eram direcionadas exclusivamente à remoção de tecido morto, e apresentavam grandes limitações, levando muitas vezes a resultados indesejados como hemorragias e choques sépticos. A guerra foi um dos fatores que serviu como

catalisador para a inovação de técnicas cirúrgicas de amputação, no entanto, a taxa de mortalidade não diminuiu até à introdução de técnicas assépticas e anestesia geral nos meados do século XIX (BIRCH, 2008).

Atualmente, apesar da ausência de informações precisas, estima-se que, entre todas as amputações de membro, as amputações do MI se sobressaem, com um percentual de 85% (oitenta e cinco por cento) (BRASIL, 2013). Segundo os dados coletados pelo Sistema Eletrônico de Informações Hospitalares do SUS (DATASUS), no Brasil, em 2021, até o mês de setembro, foram registrados 20.939 autorizações de internação hospitalar para o procedimento de amputação/ desarticulação de membros inferiores, como demonstrado na Tabela 1.

Tabela 1: Dados de amputação/ desarticulação de membros inferiores no SUS

MÊS/ ANO	AIH APROVADAS	INTERNAÇÕES
Janeiro/2021	2.328	2.328
Fevereiro/2021	2.214	2.214
Março/2021	2.244	2.244
Abril/2021	2.017	2.107
Maior/2021	2.213	2.213
Junho/2021	2.273	2.273
Julho/2021	2.401	2.401
Agosto/2021	2.651	2.651
Setembro/2021	2.598	2.598
TOTAL	20.939	20.939

Fonte: Elaborado pelo autor. Dados do Ministério da Saúde (DATASUS) - Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS) (2021). Legenda: AIH - Autorização de internação hospitalar.

No que se refere ao caráter de atendimento, nos procedimentos realizados no ano de 2021, a maioria das amputações de MI são de caráter urgência, correlacionada diretamente a maior taxa de mortalidade (Tabela 2) (DATASUS, 2021). De acordo com um estudo transversal do tipo descritivo e retrospectivo realizado em um hospital de grande porte localizado na cidade de Recife (SOUZA et al., 2019) 80% das causas de amputação estão relacionadas a doenças infecciosas e parasitárias, 10,4% a doenças do aparelho circulatório e, em menores percentuais,

a neoplasmas; doenças endócrinas, nutricionais e metabólicas; doenças da pele e do tecido subcutâneo; lesões, envenenamentos e algumas outras consequências de causas externas.

Tabela 2: Caracterização dos procedimentos de amputação de membros inferiores no SUS no ano de 2021

Caráter de Atendimento	AIH APROVADAS	Óbitos	Taxa mortalidade
Eletivo	1.591	114	7,17
Urgência	19.235	2.457	12,77
Outros tipos de acidente de trânsito	76	9	11,84
Out tipos de lesões e envenenamento por agentes químicos e físicos	37	1	2,70
TOTAL	20.939	2.581	12,336

Fonte: Elaborado pelo autor. Dados do Ministério da Saúde (DATASUS) - Sistema de Informações Hospitalares do SUS (SIH/SUS) (2021). Legenda: AIH - Autorização de internação hospitalar.

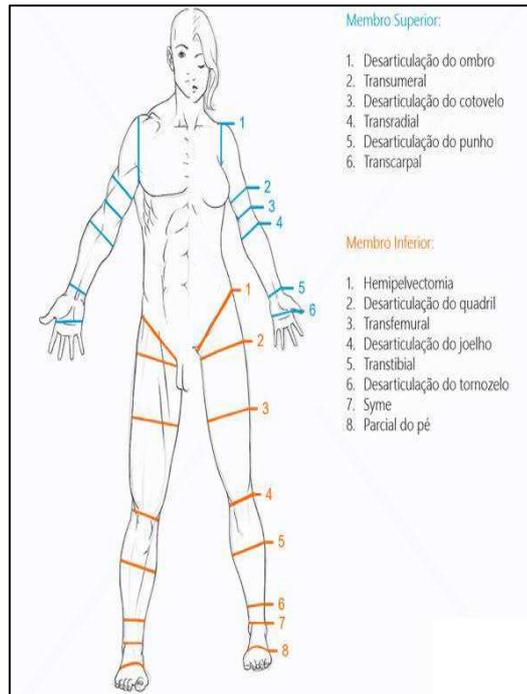
Em crianças as causas de amputação mais comuns incluem as deformidades congênitas, condições traumáticas e as doenças oncológicas (QUEIROZ, 2008). Um estudo retrospectivo (AFONSO et al., 2009) constatou que, das etiologias das amputações encontradas na população pediátrica, 64% corresponde a amputações de origem congênita e 36% a adquirida, sendo dessas 33% de causa traumática e 3% de causa infecciosa. A amputação do MI na criança pode ser uma excelente alternativa de tratamento para deformidades complexas, por evitar que o paciente seja submetido a múltiplas intervenções cirúrgicas com resultados frustrantes (BELANGERO, 2001).

3.3.1 Níveis de Amputação de Membro Inferior

O membro residual da amputação é denominado coto e deve ser considerado como um novo membro (MOREIRA, 2015). Nessa perspectiva, para o nível de amputação, independente da faixa etária, é essencial para que o coto desempenhe a funcionalidade desejada no controle da prótese durante o ortostatismo e a deambulação (EBSERH, 2015).

Segundo as Diretrizes de Atenção à Pessoa Amputada (BRASIL, 2019), os níveis de amputação de membro inferior são: 1 – Hemipelvectomia; 2 – Desarticulação do quadril; 3 – Transfemoral; 4 – Desarticulação do joelho; 5 – Transtibial; 6 – Desarticulação do tornozelo; 7 – Syme; 8 – Parcial do pé (Figura 4).

Figura 4: Representação dos principais níveis de amputação



Fonte: Sobotta (2018).

O planejamento da amputação deve preservar o máximo do comprimento do membro quando não existe possibilidade de reconstrução vascular e, para crianças, em particular, sempre que possível, deve-se conservar as placas de crescimento (BELANGERO, 2001; CARVALHO, 2003).

3.4 Órteses e Próteses

As órteses e próteses são definidas pelo Ministério da Saúde como dispositivos permanentes ou transitórios, sendo as órteses dispositivos que auxiliam a função de um membro, órgão ou tecido, evitando deformidades e/ou compensando insuficiências funcionais, e as próteses dispositivos que substituem total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido (BRASIL, 2019).

Segundo a Associação Brasileira de Importadores e Distribuidores de Implantes (ABRAIDI, 2018) esses dispositivos podem ser classificados como: interna ou implantada; externa ou não implantada; e implantada total por ato cirúrgico (Tabela 3).

Tabela 3: Classificação dos dispositivos de órteses e próteses

CLASSIFICAÇÃO	PRÓTESES	ÓRTESES
Interna ou implantada	Prótese articular, coração artificial, ligamento artificial	Material de sutura, marca-passo implantado
Externa ou não implantada	Prótese para membros	Bengalas, colares cervicais, andadores, óculos, aparelho auditivo, lentes de contato
Implantada total por ato cirúrgico	Implante dentário e pele artificial	Stents, drenos

Fonte: Elaborado pelo autor. Dados extraídos de Abraidi (2018).

3.4.1 História e evolução das próteses

As próteses são desenvolvidas desde a antiguidade por meio do uso de componentes derivados da natureza, como a madeira. A primeira descrição do uso de uma prótese trata-se de um pé para batalha produzido por um homem persa para si mesmo, e está registrada nos escritos de um historiador grego - Heródoto (484 a.C.) (REGIS, 2006). Os registros históricos mostram que uma das mais antigas próteses, encontrada recentemente por arqueólogos ingleses, referia-se a uma substituição do hálux e parte do pé e foi produzida com madeira e couro (Figura 5).

Figura 5: Prótese encontrada em múmia egípcia (madeira e couro)



Fonte: Khropedia (2018).

Na Idade Média, os responsáveis pela produção desses dispositivos para os cavaleiros eram os ferreiros e poucos avanços ocorreram no desenvolvimento de próteses, no entanto, a partir dessa época, novos inventos começaram a ser produzidos. Logo foi criada a “perna de pau” (Figura 6a), que tinha o objetivo apenas de esconder os ferimentos de guerras (MATOS, 2014) e, a partir disso, com o passar dos séculos, as próteses foram evoluindo e sendo substituídas por peças de design mais inovador e de materiais mais leves (BRASIL, 2019).

Na idade contemporânea, foi desenvolvida uma prótese de madeira salgueiro e couro, com canela em madeira, joelho de aço e um pé articulado, que tinha a capacidade de realizar um movimento de caminhada aproximando-se da aparência natural. Ao ser usada pelo Marquês de Anglesey, depois de perder a perna durante a Batalha de Waterloo, foi nomeada como perna de Anglesey (Figura 6b) e suas versões anteriores chamadas de pernas de 'Clapper', devido ao som que a perna fazia quando totalmente estendida (MATOS, 2014).

Figura 6: Evolução das próteses desenvolvidas para os soldados de batalha



Fonte: Matos (2014). **Legenda:** a. Prótese “Perna de Pau”; b. Prótese Anglesey.

O século XIX teve inúmeros avanços no que diz respeito à evolução protética (Quadro 1), com uma série de contribuições que levaram ao surgimento de novos métodos e materiais para a protetização (ESTEVÃO, 2009).

Quadro 1: Evolução das próteses de membros inferiores no século XIX

Ano	Inventor	Prótese	Característica
1858	Dr. Douglas Bly	Perna anatômica Douglas Bly	Substituição da articulação do tornozelo embutida (esfera de marfim) em uma borracha vulcanizada
1863	Dubois Parmlee	Prótese Membro Inferior	Sistema de sucção de ar que permitia uma melhor fixação do membro residual.
	Gustav Hermann	Prótese de metal	Substitui o aço por alumínio. (Concepção)
1912	Marcel Desoutter (Aviador)	Prótese de Alumínio	Desenvolveu a prótese de alumínio da concepção do Gustav Hermann

Fonte: Elaborado pelo autor. Dados extraídos de Estevão (2009).

No século XX, com a necessidade de retornar os soldados à guerra, estudos foram estimulados para melhor compreensão da aplicação de funcionalidade para as próteses (MATOS, 2014). Um dos marcos dessa época foi a criação de um pé produzido de madeira coberta por borracha, modelada em metal, chamado de “pés de Jaipur” que, posteriormente, foi complementado com uma perna em alumínio (Figura 7). (ARYA, KLENERMAN, 2008).

Figura 7: Prótese - Pés de Jaipur

Fonte: Arya; Klenerman (2008)

No século atual, as próteses alcançam inovações que recorrem a eletrônica, com leveza e comportamento mecânico muito semelhante à articulação do corpo humano (MATOS, 2014). Esse processo evolutivo trouxe um nível de funcionalidade motora as prótese que consegue variar extensamente desde de funções mais básicas, como apoio estrutural, até funções mais avançadas que incluem controlo de estabilidade, amortecimento de impactos e liberação de energia, substituindo algumas das funções dos sistemas musculares que estão alterados ou em falta (MOREIRA, 2015).

3.4.2 Classificação das próteses

As próteses podem ser classificadas quanto ao princípio de construção e o nível da amputação. Nesse aspecto, quanto ao nível de amputação recebem a mesma denominação referente ao nível o qual foi amputado. No que concerne a classificação segundo o princípio de construção, são subdivididas em: Convencionais (exoesqueléticas) e Modulares (ou endoesqueléticas) (BRASIL, 2019).

As próteses convencionais ou exoesqueléticas são caracterizadas por apresentar estrutura externa rígida, sustentação adequada e bom acabamento estético. É possível utilizá-la em praticamente todos os níveis de amputação, contudo, para alguns níveis, é mais recomendado o emprego de componentes modulares (BRASIL,2017; BRASIL, 2019).

As vantagens desse tipo de prótese são a resistência, a durabilidade e a baixa necessidade de manutenção. As desvantagens, por sua vez, são aparência fora do padrão aceito esteticamente, poucas opções de modelo, dificuldade para realinhar a prótese ao corpo do paciente, funcionalidade limitada, e impossibilidade de intercâmbio rápido dos componentes (BRASIL, 2019; ABRAIDI, 2018).

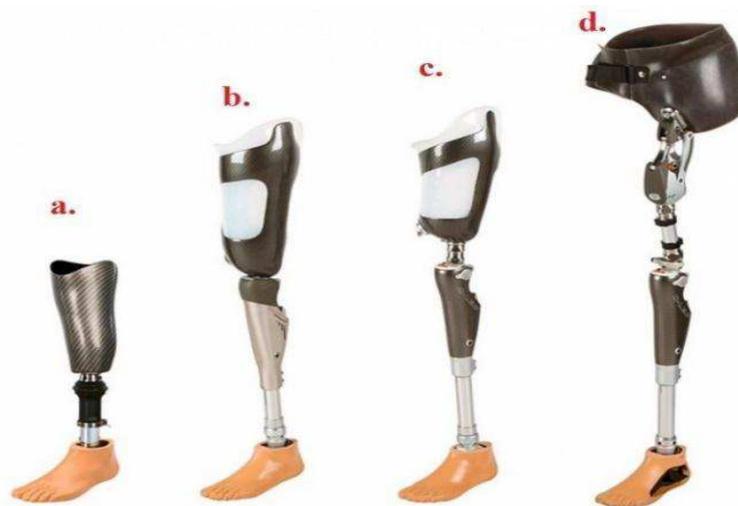
Figura 8: Próteses Convencionais (Exoesqueléticas) de membros inferiores



Fonte: Brasil (2019). Legenda: a. Prótese Convencional do tipo transfemoral; b. Prótese Convencional do tipo transtibial.

As próteses modulares ou endoesqueléticas são formuladas por componentes modulares que proporcionam ajustes e reajustes quanto ao alinhamento. Podem ser indicadas para todos os níveis de amputação dos MI, com exceção das amputações parciais do pé e do tornozelo, alcançando níveis mais altos de versatilidade e permitindo adequação ao paciente e ao seu nível de atividade (BRASIL, 2019).

Figura 9: Próteses Modulares (Endoesqueléticas) de membros inferiores



Fonte: Brasil (2019). Legenda: a. Prótese Modular Transtibial ; b. Prótese Modular para Desarticulação do Joelho; c. Prótese Modular Transfemoral ; d. Prótese Modular para Hemipelvectomia.

3.4.3 Prótese Infantil

As próteses infantis precisam ser resistentes, baratas, com estrutura robusta, eficiente funcionalidade e com facilidade de reparar ou substituir, pois existe uma maior probabilidade de serem danificadas (BURN; TA; GOGOLA, 2016). Além disso, a maioria das próteses não

se adaptam ao crescimento dos membros das crianças, portanto é necessário constantemente realizar ajustes ou substituições (ZUNIGA et al., 2015).

Na produção de uma prótese infantil é necessário analisar que o uso de um membro artificial não deve impedir a criança de executar as atividades cotidianas e sim estimular a prática diária e as novas descobertas (BURN; TA; GOGOLA, 2016). Outros parâmetros importantes a serem considerados é a idade, os aspectos sociais, personalidade, necessidades diárias, nível da amputação, avaliação do pediatra e habilidades funcionais, pois influenciam na recomendação do modelo de prótese e na aceitação da criança (BURN; TA; GOGOLA, 2016; KORKMAZ et al., 2012).

Figura 10: Prótese transtibial infantil



Fonte: A step ahead prosthetics (2021).

Os principais problemas enfrentados com relação a membros artificiais para crianças, são atualmente o alto custo e a falta de opções de tamanho. Quanto ao primeiro problema, recentemente está sendo minimizado com a popularização de impressoras 3D. Essa popularização, somado ao avanço dos softwares de Desenho Assistido por Computador CAD (Computer Aided Design), proporcionaram um aumento no interesse pelo desenvolvimento de membros artificiais de baixo custo (BURN; TA; GOGOLA, 2016).

3.5 Processo de protetização

A prescrição de prótese para MI deve equilibrar a necessidade individual de estabilidade, segurança, mobilidade, durabilidade e estética, devendo conter uma sequência lógica que considere o nível de amputação e o sistema de construção, descrevendo

detalhadamente o tipo de encaixe, o mecanismo de suspensão, os componentes apropriados para as articulações e o tipo de pé (BRASIL, 2019).

O processo para prescrição e concessão das próteses deve ser realizado por uma equipe multidisciplinar para que o paciente não só tenha satisfação completa sobre o dispositivo como, posteriormente, seja orientado para o uso correto do mesmo (BRASIL, 2013). Um ponto importante para utilização de próteses é a reabilitação, onde os protetizados são estimulados e orientados para a realização de atividades cotidianas e execução de tarefas. Para crianças, em especial, quanto mais cedo ela for submetida a reabilitação, mais eficaz será sua adaptação ao membro artificial (KORKMAZ et al., 2012).

3.5.1 Abandono das Próteses

Uma das problemáticas relevantes com relação ao processo de protetização é o alto índice de abandono de próteses utilizadas em MI (CHAMLIAN, 2014). O abandono é um conceito dependente de variáveis pessoais, como idade, sexo, acesso à educação, dificuldade de aceitação da deficiência, imaturidade emocional; e/ou de variáveis relacionadas ao recurso, como qualidade e aparência do equipamento (FEDERICI, 2016).

Um estudo realizado entre os anos de 2003 e 2010 (CHAMLIAN, 2014) identificou que cerca de 52,98% dos pacientes protetizados abandonaram o uso de suas próteses primordialmente porque achavam a prótese pesada (47,5%). Outro estudo transversal, com abordagem quantitativa (MISSIO; QUEIROZ, 2018), identificou um abandono de 47,3% dos equipamentos de tecnologia assistiva justificado pelos motivos como formação de lesões, dor no uso do equipamento, dificuldade para saber utilizar e aparência desagradável.

Um fator fundamental que contribui para o abandono é o peso que compreende as próteses, devido aos inúmeros incômodos provocados (MORAES, 2018). Um outro fator encontrado com frequência como justificativa do abandono é a dor/ sensação desagradável, que pode ser sinal de lesão corporal (COSTA et al., 2015). Vale ressaltar ainda que apesar de muitas vezes o usuário relatar satisfação com o equipamento, segundo o estudo de Missio e Queiroz (2018), 30% das pessoas afirmam apresentar algum tipo de dificuldade para utilização, podendo estar relacionado ao conforto.

3.6 Prótese Transfemoral

A amputação transfemoral refere-se a amputação entre a desarticulação do joelho e a hemipelvectomy e pode ser subdividida em três níveis: terço proximal, médio e distal. Nessas

circunstâncias, quanto mais proximal, maior o desequilíbrio causado entre os músculos abdutores e adutores, provocando deformidade no coto em flexão e abdução do quadril (EBSERH, 2015).

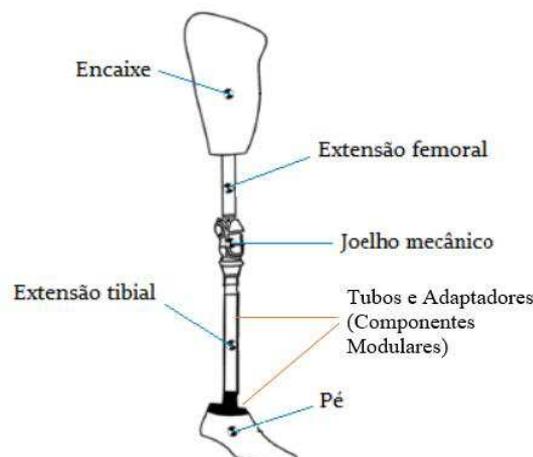
Para este nível de lesão, quanto mais longo o coto, melhor será a alavanca e a área distribuição da carga favorecendo a protetização (INSS, 2017). No caso de pacientes transfemorais, a descarga de peso distal está completamente contraindicada e os encaixes protéticos devem ser confeccionados para suportar a descarga de peso em apoio isquiático e/ou em paredes laterais do coto (EBSERH, 2015).

Existem inúmeras configurações de próteses possíveis para este tipo de lesão relacionada ao tipo de encaixe, a suspensão mais adequada e a necessidade de liner. A tomada de decisão deve ser individualizada e baseada nos seguintes aspectos: I - O nível da amputação (terço proximal, médio ou distal); II - O nível de atividade; III - As características do coto (INSS, 2017). Para amputações transfemorais, as próteses modulares são bastante indicadas por permitir alcançar um nível mais alto de versatilidade na realização da prótese. (CARVALHO, 2003).

3.6.1 Estrutura da Prótese Transfemoral Modular

As próteses transfemorais modulares são dispositivos médicos concebidos por medida e compostas pelos seguintes componentes: I - Componente de contato com o coto ou interface, denominado socket (encaixe); II - Estrutura de ligação entre os diversos componentes (tubos e adaptadores); III - Componentes funcionais como articulações de joelho e pé; IV - Componentes de apoio à suspensão (liner) (Figura 11) (INSS, 2017).

Figura 11: Estrutura de uma prótese transfemoral modular



Fonte: Fonseca (2011).

Os componentes modulares atuam na sustentação do corpo. No caso das próteses transfemorais, o corpo tubular substitui a função do osso da tíbia, e os adaptadores (interfaces), que têm um papel central no alinhamento fino dos componentes da prótese, unem o tubo ao encaixe e ao pé. O tubo é o elemento que vai adaptar o comprimento da prótese ao comprimento do membro contralateral. O comprimento deve ser calculado levando em consideração a contribuição dos adaptadores ao comprimento total (BRASIL, 2014).

Cada prótese necessita de um mecanismo de suspensão de forma a impedir a queda ou a perda de contato da mesma com o membro residual. Os métodos mais utilizados são realizados através do uso de cintos, ligas ou mangas de forma a suspender a prótese ao membro residual ou, eventualmente, através de um mecanismo de sucção em que o encaixe propriamente dito é suspenso através da diferença de pressão do ar, auxiliado pela utilização de um gel, induzindo a fixação da prótese (MOREIRA, 2015).

Para os amputados transfemorais o mecanismo de suspensão usado com maior frequência é o método de sucção, conhecido como “*Liner*” (Figura 12). Trata-se, portanto, de uma manga espessa, flexível, geralmente em silicone ou em elastômero termoplástico, que se desenrola ao longo do membro residual, fornecendo proteção durante a fase de apoio e, se equipado com um pino de bloqueio, suspensão durante a fase de balanço (MATOS et al, 2015).

Figura 12: Modelo de Liner para próteses transfemoral



Fonte: Ossur (2019).

3.6.1.1 Socket

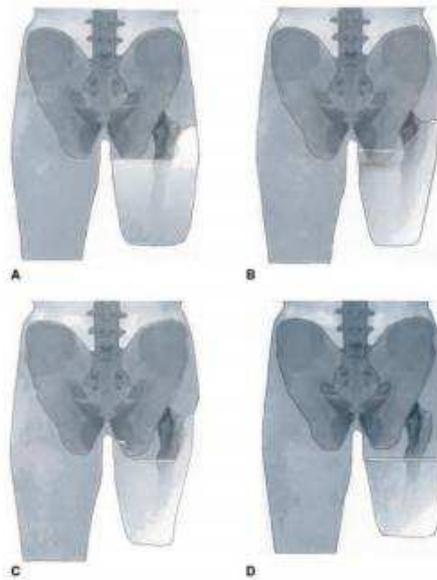
O socket, convencionalmente chamado de encaixe e considerado como o principal componente de uma prótese de MI, é responsável pela conexão entre o usuário e a prótese realizando as transferências de forças e torques. São fabricados em material rígido, normalmente resina acrílica, ou mesmo em material flexível à base de silicone e com reforço estrutural em fibra de vidro ou resina (TROWER, 2006).

Este componente deve ser finamente ajustado ao paciente de forma que haja distribuição uniforme de pressão e elimine-se o esforço cisalhante. Em encaixes transfemorais, em especial, o contato do coto e do encaixe devem ser nivelados, mas a descarga de peso corpóreo deve ser, em sua maior magnitude, no ísquio devido às particularidades do coto (BRASIL, 2019).

O processo evolutivo da fabricação de sockets iniciou desde antes de 1950 com os encaixes do tipo "*plug fit*" que eram esculpidos em madeira de formato cônico, até o surgimento do encaixe quadrilateral (Figura 13a), que foi a primeira configuração de encaixe transfemoral desenvolvido na Universidade de Berkeley - Califórnia, com ajuste total ao coto, mas sem controlar a adução fisiológica do fêmur (LUSARDI et al, 2013). Meados de 1980, um encaixe de contenção isquiática (Figura 13b) foi criado pelo americano John Sabolich, viabilizando a manutenção da adução fisiológica do fêmur e, conseqüentemente, uma marcha mais natural (EDELSTEIN et al, 2011).

Atualmente, esses são os tipos de socket mais difundidos e são nomeados como CAT-CAM (*Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method*) ou encaixe de contenção isquiática (IC). Apresentam um formato ovalado quando visto de cima, e o apoio do ísquio é feito a 45°, fazendo com que este osso fique contido dentro do espaço interno do encaixe, assim melhorando o conforto do paciente (LUSARDI et al., 2013). Além disso, fornece um mecanismo estável para aceitação das forças biomecânicas perineais com a resultante "Trava óssea" entre o ísquio, o trocânter lateral e o aspecto distal do fêmur (GABBIADINI, 2011).

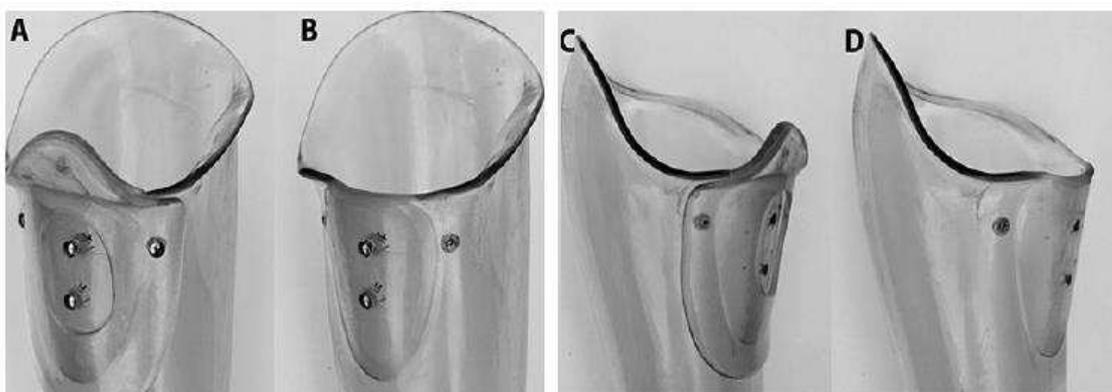
Figura 13: Diferentes tipos de encaixes protéticos (Socket)



Fonte: Lusardi et al (2013). Legenda: a. Encaixe protético quadrilátero; b. Encaixe de contenção isquiática; c. Marlo Anatomical Socket (MAS); d. Encaixe sub-isquiático.

Os encaixes protéticos do tipo MAS (Marlo Anatomical Socket) (Figura 13c) e tipo sub-isquiático (Figura 13d), são menos aplicados, mas de características inovadoras. O encaixe do tipo MAS possibilita vantagens semelhantes ao IC, porém com maior estabilização do encaixe e menor interferência no glúteo máximo, permitindo ao paciente sentar diretamente sobre o glúteo. O encaixe sub-isquiático é caracterizado pelo uso crescente da suspensão a vácuo, com baixo perfil do encaixe, aumentando o conforto e a mobilidade (LUSARDI et al, 2013).

Figura 14: Vista mediana e do plano coronal da órbita anatômica dos encaixes



Fonte: Fatone et al. (2015). Legenda: a. Vista mediana do encaixe MAS; b. Vista mediana do encaixe de IC; c. Vista do plano coronal do encaixe MAS; d. Vista do plano coronal do encaixe IC.

Outro sistema de encaixe é o SiOCX TF (Figura 15), que oferece ótima adesão no encaixe protético, proteção das áreas sensíveis do membro residual, uma melhor percepção do

ambiente ao redor, além de um alto nível de conforto enquanto se está sentado e durante o uso. Existem duas versões, o encaixe aberto e o encaixe fechado com várias possibilidades de cores no interior (OTTOBOCK, 2019).

Figura 15: Encaixe do tipo SiOCX



Fonte: Ottobock (2019).

3.6.1.2 Pé Protético

O pé protético é a extremidade inferior da prótese com a função de substituir o pé natural e apoiar todo o conjunto da prótese no solo (ESTEVÃO, 2009), podendo ser dividido em pés estáticos e dinâmicos. Os pés estáticos ou básicos, podem ser de dois tipos, onde: O pé SACH (Figura 16a) é o mais simples dos dois. Trata-se de um pé rígido com um calcanhar em borracha, que permite um movimento do tornozelo no início da fase de apoio do pé, fornecendo estabilidade e movimento lateral reduzido durante o resto da marcha. Por sua vez, o segundo tipo são as quilhas elásticas (Figura 16b) que são um pouco mais flexíveis e permitem que a parte dianteira do pé se ajuste às irregularidades do pavimento sem perder rigidez e estabilidade durante a marcha (MOREIRA, 2015).

Figura 16: Pés protéticos estáticos



Fonte: Moreira (2015).

Os pés dinâmicos absorvem e liberam energia durante a marcha do amputado tornando-a mais eficiente e, por consequência, permitem maiores tempos de caminhada. São baseados em vários tipos de soluções e sua classificação é determinada pela liberdade de movimento oferecida, onde os subdividem em: Pés articulados de eixo-único e Pés articulados multieixo (MOREIRA, 2015). Essa classificação é melhor compreendida no Quadro 2.

Quadro 2: Diferenciação dos tipos de pés protéticos dinâmicos

	Eixo-único	Multi-Eixos
Características	<p>Contém uma articulação que permite que o pé possa se mover para cima e para baixo, aumentando a estabilidade do joelho.</p> <p>Quanto mais rapidamente a sola do pé fica completamente em contato com o solo mais estável se torna a prótese.</p>	<p>Semelhante ao de único-eixo em termos de peso, durabilidade e custo, têm melhores desempenhos em superfícies irregulares.</p>

Vantagens	Benéfica para os utilizadores com maiores níveis de amputação. Redução do esforço necessário para o controle ativo da prótese.	A mobilidade acrescida deste dispositivo leva a uma maior absorção de impactos e tensões geradas durante a caminhada, o que ajuda a proteger o utilizador bem como a própria prótese do desgaste.
Desvantagens	A articulação acrescenta peso à prótese. Exige manutenção periódica. É ligeiramente mais cara do que o pé mais básico SACH.	Alto Custo e Manutenção periódica.
Indicações	Indicado para indivíduos cuja preocupação principal é a estabilidade	Bastante utilizada por caminhanteres, golfistas, dançarinos e outros que precisam de mobilidade significativa para o seu trabalho ou necessidades de lazer.
Exemplos		

Fonte: Elaborado pelo autor. Dados extraídos de Moreira (2015).

Entre as tecnologias utilizadas para a fabricação do pé protético, ressalta-se o “Pé de Niagara”. Trata-se de pé protético de alta performance, destinado a indivíduos ativos e constituído através do material DuPont™ Delrin - um material polioximetileno (POM) de elevada rigidez, boa resistência mecânica, bom alongamento e com alta resistência contra impactos mesmo em baixas temperaturas (NIAGARA FOOT, 2018).

O “Pé de Niagara” foi projetado para ser compatível com qualquer sistema protético que prenda o pé à haste usando um único parafuso, com uma base para apertar as ferramentas. É um projeto básico de retorno de energia, semelhante a muitos dispositivos atuais, porém, diferencia-se por sua simplicidade quanto a forma (ESTEVÃO, 2009).

Figura 17: Pé Protético de Niagara



Fonte: Niagra foot (2018).

3.6.1.3 Joelho Protético

Os joelhos protéticos têm como função o controle e segurança nas fases de apoio e de balanço durante a marcha (SILVA, 2009). Estes subdividem-se em joelhos mecânicos (sistemas passivos de “baixo custo”) e joelhos computadorizados (sistemas ativos de “alto custo”) (DUPES, 2008). A maioria dos amputados transfemorais utilizam joelhos protéticos passivos, ou seja, não computadorizados (SEGAL et al., 2006).

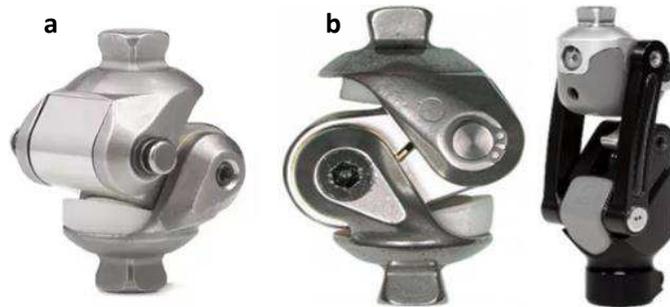
Nos sistemas passivos, as próteses mais simples podem ser munidas apenas de um mecanismo de bloqueio do joelho (TANG et al., 2008). Do ponto de vista cinemático, eles podem ser separados em dois grandes grupos: joelhos monocêntricos e joelhos policêntricos (ROCHA, 2015).

Joelho modular monocêntrico (Figura 18a): esse modelo simula o funcionamento de uma dobradiça simples e permite que o pé se movimente livremente em flexão ou extensão. A estabilidade no período de apoio é alcançada pelo posicionamento posterior do centro de rotação em relação à linha de carga (alinhamento) e pelo controle motor (força dos extensores do quadril). Este joelho é leve, durável e de pouca manutenção, mas pelo seu movimento irrestrito, não tem muita estabilidade, por essa razão, não é indicado para pessoas com cotos curtos ou para aquelas com problemas de equilíbrio por problemas associados (BRASIL, 2013; BRASIL, 2019).

Joelho modular policêntrico (Figura 18b): a posição do centro de rotação do joelho policêntrico muda durante a amplitude de movimento por causa de sua construção em quatro barras. Além de simular melhor o eixo de rotação do joelho fisiológico, esse modelo melhora a estabilidade no apoio. Durante a flexão no período de balanço, o movimento do eixo policêntrico provoca um encurtamento relativo do segmento distal da prótese, o que facilita a liberação do pé. É especialmente indicado para pessoas com coto transfemorais longos e para

desarticulação de joelho. Sua maior desvantagem é a durabilidade (BRASIL, 2013; BRASIL, 2019).

Figura 18: Joelhos Protéticos Modulares



Fonte: Sabut; Mohanty (2017); **Legenda:** a. Joelho Modular Monocêntrico; b. Joelho Modular Policêntrico.

3.6.2 Processo de fabricação Tradicional

O processo de fabricação inicia-se ao receber a prescrição da prótese, onde verifica-se o nível de amputação e a solução protética indicada (BRASIL, 2019). O processo convencional caracteriza-se como um processo longo que perpassa inúmeras etapas (Anexo A). O contato com o paciente é recorrente e toda a análise das condições que possam configurar como fatores de dificuldade para a protetização, como os arcos de movimento, contraturas, cicatrizações, volume, dores e sensações do coto; e de medidas antropométricas é realizada manualmente, gerando um alto índice de medidas imprecisas (DOMINGUES, 2016; QUEIROZ, 2008; BRASIL, 2019).

Além disso, os moldes do membro residual são feitos em gesso: um molde negativo feito diretamente no coto e um molde positivo baseado no primeiro molde e nas medidas antropométricas coletadas (QUEIROZ, 2008). A duração de todo o processo é variável e depende da capacidade de adaptação à prótese do amputado e também da disponibilidade para o treino (BRASIL, 2013).

Vale destacar que após a última etapa do processo de fabricação, o técnico de próteses prossegue para a confecção da prótese definitiva apenas após o relato do paciente informando se o dispositivo é confortável para uso. Caso as adaptações não sejam de acordo com o usuário, o técnico prossegue nos ajustes de encaixe, corpo protético e, novamente, para a análise do indivíduo (PEREIRA, 2007).

3.7 Histórico da Manufatura Aditiva

A Manufatura Aditiva (MA) é um processo que surgiu dos princípios da Topografia. Segundo Carvalho e Volpato (2017) na área da Topografia, a primeira grande aplicação do método de construção, através de camadas, deve-se a Blather em 1890, o qual desenvolveu um método para mapas de relevos topográficos que consiste na construção de diversos discos de cera com o contorno topográfico (curvas de nível), obtendo-se, desta forma, a reprodução de superfícies tridimensionais.

Em 1972, Matsubara, da Mitsubishi Motors, propôs um método de construção a partir de uma resina fotopolimerizável. Em 1974, DiMatteo verificou que a mesma técnica de Matsubara poderia ser de grande utilidade na fabricação de superfícies de geometria complexa, difíceis de serem obtidas pelos métodos tradicionais de fabricação. Em 1979, Takeo Nakagawa, da Universidade de Tóquio utilizou-se das técnicas de construção por adição de camadas para fabricar moldes para injeção, utilizando técnicas de laminação para a produção de ferramentas de estampagem.

A MA, de fato, teve início no final da década de 80, quando em 1987 foi desenvolvido o primeiro equipamento de MA, o SLA-1, pela empresa americana 3D Systems. Para Hopkinson et al. (2006), MA é definida como o uso do processo de manufatura por adição de camadas automatizado, baseado em projeto assistido por computador (CAD) para a construção de peças que são usadas diretamente como produtos finais ou componentes. As peças obtidas podem ser pós-processadas de alguma forma, por técnicas como infiltração, jateamento, pintura, revestimento, etc.

Os métodos de MA oferecem diversas vantagens em muitas aplicações quando comparados aos processos de fabricação clássicos baseados em remoção de material, tais como o fresamento ou torneamento. Os processos de MA permitem, na grande maioria das vezes, que os objetos desejados, sejam realizados com maior rapidez e menor custo, estimando-se que a economia de tempo e de custos seja de ordem de 70 a 90% (GARCIA, 2010).

Uma forma simples de classificar os processos de MA é por estado ou forma inicial da matéria-prima utilizada na fabricação. Nessa linha, os processos são classificados como sendo baseados em líquido, sólido e pó (CHUA et al., 2010). No entanto, essa forma de agrupar não fornece nenhuma informação sobre o princípio de processamento do material em camadas das diferentes tecnologias, ou seja, informação sobre os mecanismos de adição e adesão envolvidos. Nesse cenário, a norma ISO/ASTM 52900:2015(E) propõe o enquadramento em sete categorias ou grupos, conforme descrito no Quadro 3(ISO, 2016).

Quadro 3: Classificação das tecnologias MA de acordo com o princípio de processamento das camadas

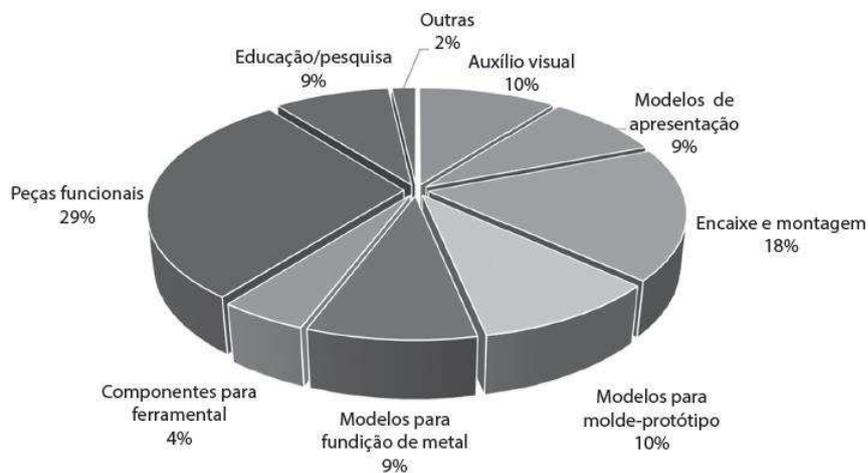
Classificação das tecnologias MA	Descrição dos princípios	Algumas tecnologias na categoria
Fotopolimerização em cuba	Polímero fotossensível líquido é curado seletivamente em uma cuba por polimerização ativada por luz [os processos que utilizam projeção de luz UV (com ou sem máscara) e cujo material não fica necessariamente em uma cuba estão inclusos nesse grupo]	Estereolitografia (stereolithography – SL), produção contínua com interface líquida (continuous liquid interface production – CLIP), tecnologia da empresa Invision-TEC, outros.
Extrusão de material	Material é extrudado através de um bico ou orifício, sendo seletivamente depositado	Modelagem por fusão e deposição (fused deposition modeling – FDM), MakerBot, RepRap, Fab@Home, outros
Jateamento de material	Material é depositado em pequenas gotas de forma seletiva	PolyJet, impressão por múltiplos jatos (MultiJet printing – MJP), tecnologia da Solidscape, outros
Jateamento de aglutinante	Um agente aglutinante líquido é seletivamente depositado para unir materiais em pó	Impressão colorida por jato (ColorJet Printing – CJP), tecnologia da VoxelJet, tecnologia da ExOne, outros
Fusão de leito de pó	Energia térmica funde seletivamente regiões de um leito de pó	Sinterização seletiva a laser (selective laser sintering – SLS), sinterização direta de metal a laser (direct metal laser sintering – DMLS), fusão seletiva a laser (selective laser melting – SLM), LaserCUSING, fusão por feixe de elétrons (electron beam melting – EBM), outros
Adição de lâminas	Lâminas recortadas de material são unidas (coladas) para formar um objeto	Manufatura laminar de objetos (laminated object manufacturing – LOM), tecnologia da Solido, deposição seletiva de laminados (selective deposition lamination – SDL), outros

Deposição com energia direcionada	Energia térmica é usada para fundir materiais à medida que estes são depositados	Forma final obtida com laser (laser engineered net shaping – LENS), deposição direta de metal (direct metal deposition – DMD), revestimento a laser tridimensional (3D laser cladding), outros
--	--	--

Fonte: ISO/ASTM 52900:2015(E) (2016).

Com o passar dos anos, as tecnologias de MA evoluíram, novos processos foram criados e novas técnicas foram desenvolvidas e aperfeiçoadas para a produção de vários tipos de ferramentas (por exemplo, modelos-mestre e de sacrifícios, moldes-protótipo etc) (VOLPATO, 2017). Um levantamento recente realizado com 127 empresas usuárias das tecnologias MA apresentou uma distribuição geral de onde estas estão sendo utilizadas (Figura 22), afirmando que mais de um terço das aplicações (36,8%) concentra-se em modelagem e prototipagem (auxílio visual, modelos de apresentação e encaixe e montagem) (WOHLERS ASSOCIATES, 2015).

Figura 19: Áreas de aplicação da Manufatura Aditiva



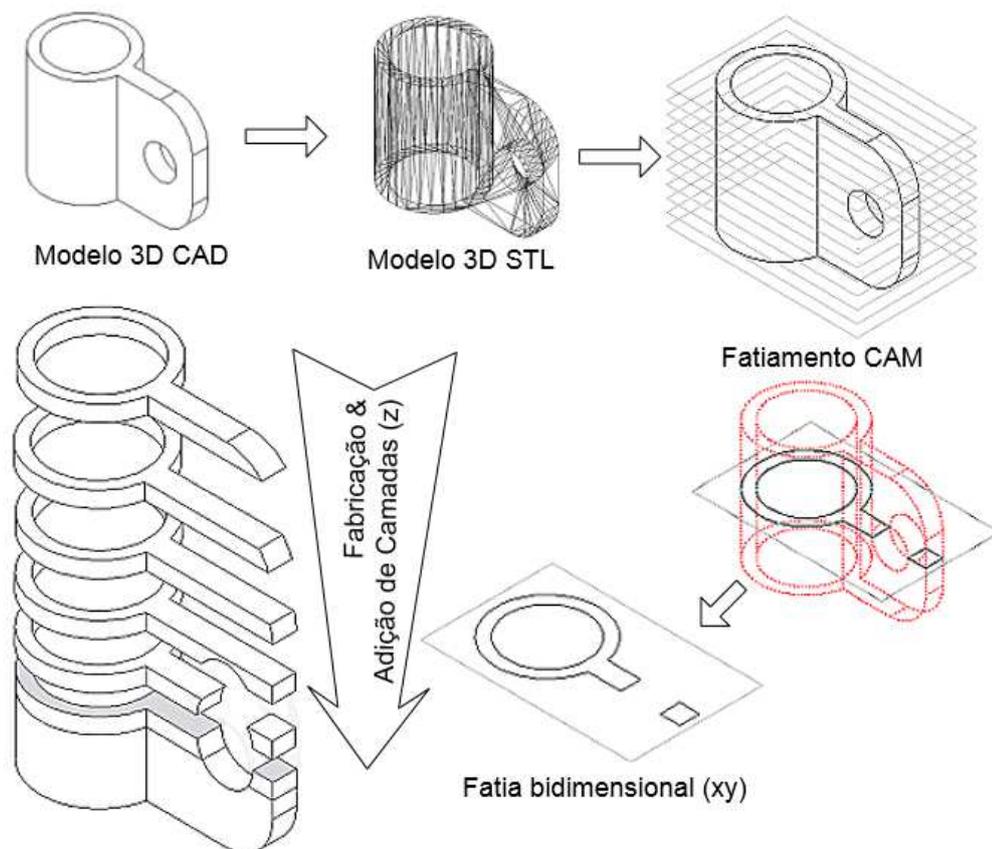
Fonte: Wohlers Associates (2015).

Ademais, observa-se, ainda, que novos campos de aplicação estão surgindo, à medida que aumenta o número de profissionais e empresas que tomam conhecimento dessas tecnologias, ultrapassando os pólos já difundidos, como a indústria aeroespacial e automobilística (VOLPATO, 2017).

3.8 Processo da Manufatura Aditiva

O processo de MA não requer dispositivo ou ferramenta especial para a fixação. Geralmente, as peças são fixadas nas plataformas de construção por suportes criados pela própria tecnologia, dispensando o projeto de qualquer tipo de dispositivo, e o componente é fabricado em uma única etapa de processo (Figura 19), através de um único equipamento. (VOLPATO, 2017).

Figura 20: Processo de Manufatura Aditiva



Fonte: Vandersen (2004).

Existem sete etapas para a fabricação de um produto através de MA (HOPKINSON et. al., 2006; GIBSON, ROSEN, STUCKER, 2010), sendo eles:

1ª Etapa: Projeto Assistido por Computador (CAD), é gerado um modelo CAD 3D, sólido ou de superfície, do produto a ser fabricado. Nesta etapa, é importante garantir que o modelo esteja completamente fechado, ou seja, que não existam descontinuidades de superfícies. Modelos com descontinuidades podem gerar resultados imprevisíveis durante a fabricação. A maior parte dos pacotes de software CAD tratam superfícies como recursos para construção de modelos sólidos, portanto a continuidade de superfícies garante a integridade dos modelos sólidos. Os sistemas mais avançados de CAD disponíveis atualmente oferecem vários recursos para

checagem e correção de eventuais falhas nos modelos, mas isso não é sempre verdade. Pacotes de softwares antigos ou mal desenvolvidos podem apresentar vários problemas neste aspecto.

2ª Etapa: Conversão do arquivo CAD para STL, como o nome sugere, o arquivo CAD é convertido para o padrão STL (do inglês Standard Tessellation Language). Os arquivos STL permitem a simples descrição de um modelo CAD levando em consideração basicamente a geometria – os dados de construção e a história de modelagem são removidos, e as superfícies do modelo são aproximadas com uma série de facetas triangulares. Embora diferentes formatos possam ser utilizados por equipamentos de MA, o formato STL é considerado o padrão de fato da indústria. A conversão do arquivo CAD para STL pode ser feita por meio de um recurso disponível nos principais pacotes de software CAD ou utilizando programas desenvolvidos especificamente para conversão e manipulação de arquivos STL.

3ª Etapa: Manipulação do arquivo STL, são realizadas operações adicionais sobre o modelo com o objetivo de otimizar propriedades mecânicas, melhorar a aparência ou reduzir o ciclo e o custo do produto. Tais operações incluem a alteração da orientação ou o reposicionamento da peça, a replicação do modelo ou inclusão de outros modelos na mesma batelada, alteração de dimensões, segmentação ou fusão de modelos e inclusão de caracteres para a identificação do produto, além da criação de estruturas de suporte para regiões de produtos em balanço ou desconectadas. Tais operações também podem ser realizadas por meio de pacotes de software específicos para essa finalidade e que funcionam de forma independente do equipamento de Manufatura Aditiva a ser utilizado.

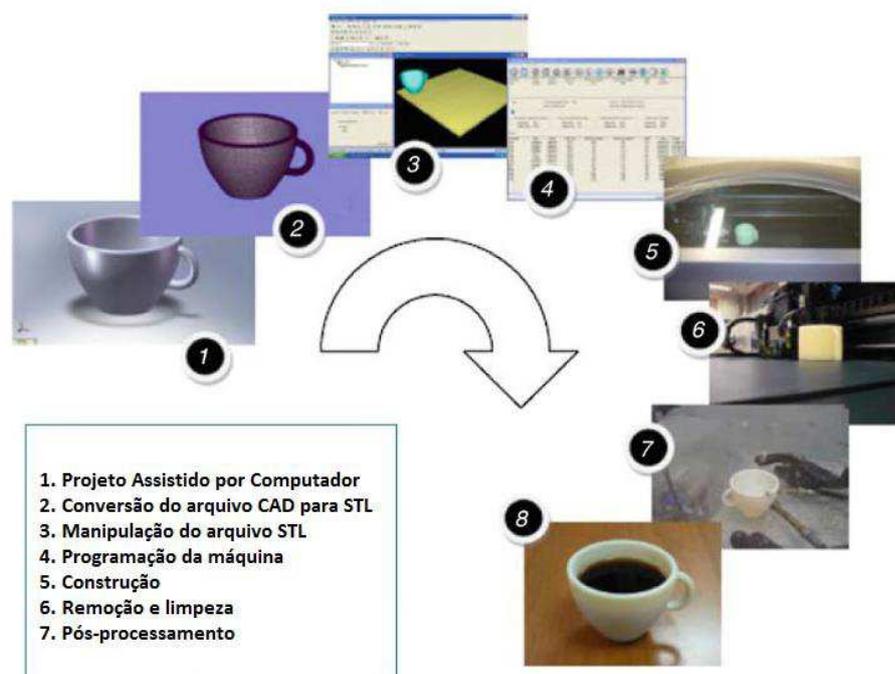
4ª Etapa: Programação da máquina, são ajustados os parâmetros de processo do equipamento de MA. Os parâmetros a serem ajustados irão variar em função da tecnologia utilizada. Determinadas máquinas são projetadas para trabalhar somente com um ou, no máximo, dois materiais diferentes (não simultaneamente) e não permitem alterações na espessura de camada. Estes tipos de máquinas irão requerer poucos ajustes antes do início de uma produção. Outras máquinas são projetadas para trabalhar com uma variedade de materiais e permitem a otimização de parâmetros para o tipo de peça a ser fabricada. Estes tipos de máquinas podem ter muitas opções de programação.

5ª Etapa: Construção, ocorre a fabricação do produto efetivamente, camada por camada. Uma vez definidos todos os parâmetros de processo, tem início uma fase totalmente controlada pelo computador. Cada processo de MA utilizará uma abordagem diferente para geração de camada, porém todas seguirão uma sequência similar de construção – uma vez gerada uma camada, com base em uma seção transversal do modelo, uma plataforma ou um cabeçote se desloca verticalmente e o processo se repete até que o produto esteja completo.

6ª Etapa: Remoção e limpeza, na maior parte das vezes, as peças devem passar por outras operações, como remoção da plataforma de construção, remoção de resíduo de material não processado e remoção de estruturas de suporte, antes que possam ser utilizadas.

7ª Etapa: Pós-processamento, o produto semi-acabado passa por operações secundárias, como polimento ou pintura, de acordo com as necessidades da aplicação. Determinados processos ainda geram componentes relativamente frágeis que requerem o uso de infiltração e/ou de recobrimentos de superfície para aumentar a resistência mecânica. Normalmente estas operações são realizadas manualmente, devido à complexidade das peças fabricadas por métodos aditivos. Entretanto, certas tarefas podem ser automatizadas com o uso de equipamento apropriado.

Figura 21: Etapas do processo de Manufatura Aditiva



Fonte: Gibson, Rosen e Stucker (2010).

3.8.1 Formato do arquivo STL

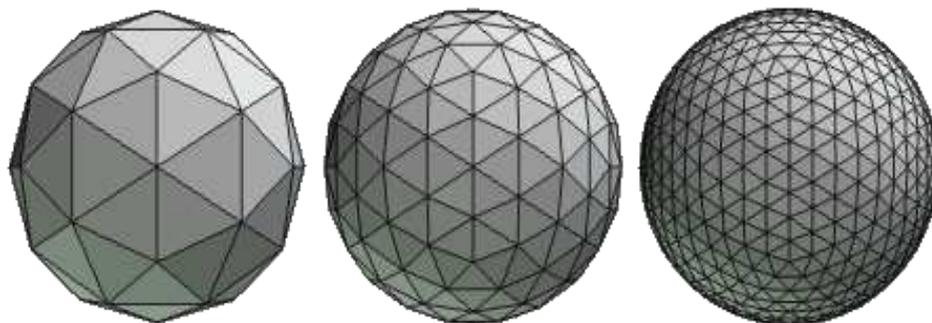
O arquivo STL (*Standard Tessellation Language*) pode ser considerado como um dos principais arquivos para MA, pelo fato de ser a representação geométrica do arquivo projetado nos softwares de modelagem CAD. Além disso, o STL é o arquivo de leitura das máquinas de MA, sendo hoje considerado um padrão de fato da indústria de equipamentos do ramo e

implementado na quase totalidade, senão em todos os sistemas CAD, mesmo os mais simples (SILVA, 2007).

Entretanto, o formato STL pode ter alguns problemas intrínsecos. De fato, os arquivos não contêm informações topológicas que garantam a conectividade da malha. Nesses casos, os problemas mais comuns que ocorrem estão relacionados às falhas na geração dos triângulos decorrentes, aos algoritmos dos sistemas CAD serem pouco robustos ou ineficientes e também a problemas originados na modelagem. (FOGGIATO; SILVA, 2017).

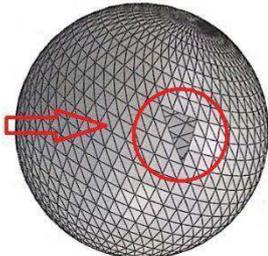
Esses aspectos, todavia, levam a necessidade de utilização de ferramentas de pré-processamento para o reparo dessas falhas e a melhoria da malha de triângulos. Em muitos casos, a reparação da malha com problemas é uma tarefa onerosa, necessitando da utilização de ferramentas especiais para não inserir erros grosseiros de geometria, necessitando de um processo de suavização da malha trabalhada (Figura 20) (SILVA, 2007).

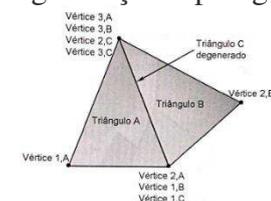
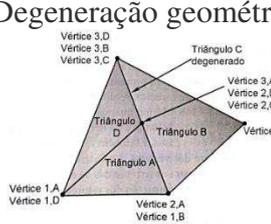
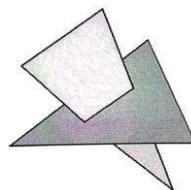
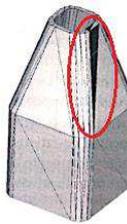
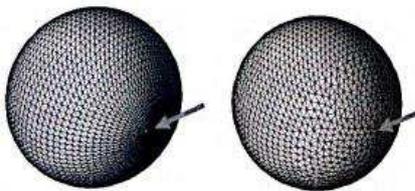
Figura 22: Suavização da malha do arquivo STL



Fonte: Silva (2007).

Quadro 4: Características dos problemas que ocorrem na malha STL

Problemas Algoritmos Sistemas CAD	Características	Representação
Malha com falhas ou aberturas por falta de triângulos	Falta de triângulos no fechamento do modelo 3D, recorrente no processo de conversão do arquivo CAD no formato STL, representando uma abertura no modelo.	

<p>Malha com degeneração de triângulos</p>	<p>Ocorre quando a área interna dos triângulos é tão pequena que o vetor normal inexistente.</p> <p>Degeneração topológica: pelos menos dois vértices do triângulo adjacentes são coincidentes, resultando em área interna nula.</p> <p>Degeneração geométrica: três vértices são pontos diferentes, porem colineares, resultando em área interna nula.</p>	<p>Degeneração topológica</p>  <p>Degeneração geométrica</p> 
<p>Interseção de triângulos</p>	<p>Quando dois ou mais triângulos se intersectam. A correção é feita eliminando-se os triângulos que se encontram nessas condições, refazendo a malha.</p>	
<p>Inversão dos vetores normais</p>	<p>Quando a regra da mão direita para a orientação da normal não é respeitada, invertendo o lado de indicação da normal.</p>	
<p>Lógica da geração da malha de triângulos</p>	<p>Suavização da malha triangular, com o aumento dos triângulos, consegue uma organização no modelo 3D melhor.</p>	

Fonte: Adaptado Foggiato; Silva (2017).

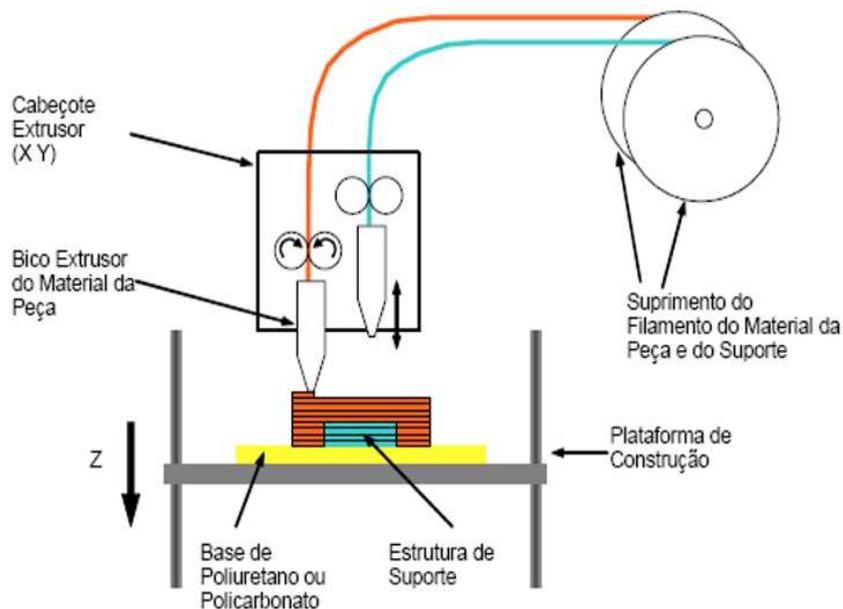
Podemos destacar alguns softwares utilizados para edição dos arquivos STL, como o Autodesk Meshmixer, Blender, Autodesk Netfabb, Meshlab, Materialise Magic, Geomagic, Autodesk 3DS Max, e software embarcados em Scanner 3D relativos aos seus fabricantes.

3.8.2 Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)

A Modelagem por Fusão e Deposição (FDM), desenvolvida pela empresa Stratasys Inc. EUA em 1988, tem por classificação os sólidos como estado inicial da matéria-prima. A Stratasys está entre as primeiras a desenvolver atividades na área de MA, iniciando a comercialização, com seu primeiro equipamento, no início de 1992 (KAI et al., 2003). Atualmente, o FDM é o processo extremamente difundido, mas foi apenas ao final dos direitos da patente que iniciou-se o advento de novas empresas de fabricação de máquinas MA.

Volpato (2017) relata que o processo FDM é caracterizado pela deposição de material extrudado. A cabeça de extrusão com movimentos nos eixos $x - y$, posicionada sobre uma mesa com movimentos no eixo z , recebe continuamente o material na forma de um fio, aquecendo-o até o ponto semilíquido ou pastoso. O próprio filamento do material sendo tracionado funciona como êmbolo no início do sistema de extrusão para expulsar o material por um bico calibrado. Quando o filamento fino do material extrudado entra em contato com o material da superfície da peça, ela se solidifica e adere a camada anterior. A mesa, que é constituída de um mecanismo elevador, desloca-se no eixo z o valor referente à espessura de uma camada a ser depositada, e o processo é repetido até que a peça seja construída (Figura 21).

Figura 23: Princípio do processo FDM



Fonte: Volpato (2017).

O processo FDM necessita da criação de estrutura de suporte através de um bico extrusor adicional exclusivo, possibilitando a construção de partes que não estejam conectadas às

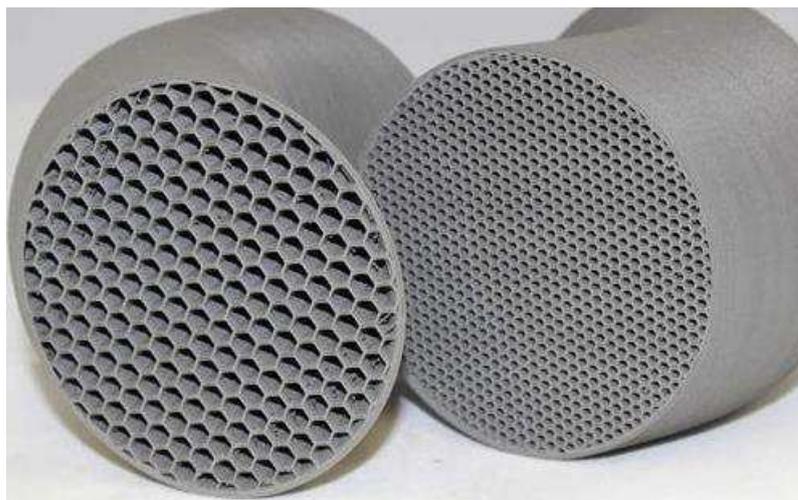
primeiras camadas. Caso não houvesse o suporte, estas partes não teriam apoio e não seria possível sua construção, uma vez que o bico realizaria o depósito do material em um espaço vazio (VOLPATO, 2017).

Entre todos os métodos, o FDM é o mais utilizado para as técnicas de MA na fabricação de peças plásticas puras com baixo custo, desperdício mínimo e facilidade de troca de material (STRATASYS, 2013; KAI et al., 2003). Além disso, o método permite a utilização de algumas estratégias de preenchimento, como sendo o raster, onde os filamentos depositados encontram-se paralelos uns aos outros (LIMA, 2009).

Os materiais comumente processados incluem Policarbonato (PC), Polifenilsulfona (PPSU), Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e Poliacido Láctico (PLA). O fato de trabalhar com termoplásticos de engenharia – materiais com altas propriedades mecânicas, térmicas e químicas – permitiu que o processo FDM fosse adotado como meio de fabricação de produtos finais. (HOPKINSON et al., 2006; GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2010).

No que diz respeito a forma de construção das peças feitas por FDM, explica-se que a partir da deposição de cada camada no processo, cria-se uma estrutura interna nas peças fabricadas que se assemelha a uma estrutura compósita de fibras reforçadas, do tipo sanduíche, os formatos e tipos de estruturas (Figura 24) são determinadas nos softwares de desenvolvimento de impressão (CAM) (BELLINI; GUÇERI, 2003).

Figura 24: Exemplo de uma estrutura interna Favo de Mel (peça prototipada)



Fonte: Primate 3D (2018).

3.8.3 Digitalização Tridimensional

A digitalização tridimensional, também denominada escaneamento, permite a obtenção das superfícies externas de objetos por meio de scanners ou máquinas fotográficas. Esses equipamentos são capazes de capturar a geometria de um objeto físico, que, depois de tratada, é convertida em superfícies para serem utilizadas nos modelos de engenharia (BERNIER, 2015).

Para a maioria dos processos de digitalização 3D, inicialmente, é obtida uma nuvem de pontos distribuídos na superfície do objeto, os quais, em seguida, podem ser transformados em superfícies para edição e correção em um sistema CAD 3D. Esse processamento da nuvem é feito por uma classe de sistemas de softwares especializados, fornecendo, em geral, superfícies NURBS (*non-uniform rational b-spline*), que reproduzem com fidelidade a geometria digitalizada (VOLPATO, 2017).

O escaneamento 3D sem contato oferece uma maior facilidade no escaneamento de peças maiores e mais complexas, porém a maioria das tecnologias são menos precisas que os equipamentos por contato. No que se refere à superfície do objeto, no momento da captura da imagem, materiais transparentes, brilhantes e reflexivos devem ser evitados a fim de garantir a precisão do escaneamento e de evitar ruídos na malha gerada (WEIGERT, 2017).

Os scanners 3D disponíveis para a aquisição de imagem anatômica utilizado na fabricação aditiva customizados, possuem diferentes características, e a maioria tem uma precisão na ordem dos milímetros, o que é suficiente para o corpo humano (KOUTNY et al, 2012). No contexto clínico, os parâmetros mais importantes num sistema de digitalização 3D são a velocidade de aquisição, a capacidade de captar detalhes e a facilidade de utilização. A velocidade de aquisição é especialmente importante em casos em que o doente tem que adotar posturas que causem desconforto ou que tenham dificuldade em manter o segmento anatômico imóvel numa dada posição (SANTOS, 2015).

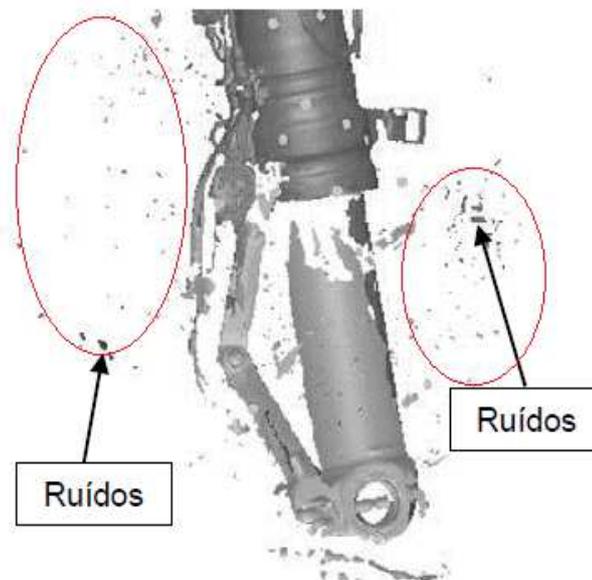
Outras formas de se obter modelos 3D, inclusive com informações internas das estruturas, é por meio de tecnologias de imagens não invasivas como tomografias (ou microtomografia) computadorizada (TC), a ressonância magnética (RM) e a ultrassonografia. Nessas modalidades, as informações da anatomia interna de um paciente ou objeto são tratadas por sistema específicos de segmentação e reconstrução 3D. No caso da TC, é possível obter a radiodensidade dos tecidos ou por materiais componentes da estrutura do objeto, isto é, a média de absorção de raios X por essas regiões. A radiodensidade é traduzida para imagens em níveis de cinza em uma escala denominada Hounsfield (AMARO et al., 2001).

Todas as aquisições de imagens realizadas, todavia, objetivando a reconstrução 3D de tecidos ou órgãos, devem seguir protocolos adequados e ser feitas utilizando padrões de

interoperabilidade da área médica como o padrão internacional DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). O padrão DICOM, não é somente um formato de arquivos de imagens médicas: foi desenvolvido pela ACR (*American College of Radiology*) e pela NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) e é composto por um extenso conjunto de normas para sistema de armazenamento, consultas, transmissão por rede, impressão e segurança (VOLPATO, 2017).

O arquivo digitalizado, entretanto, pode permitir algumas falhas, considerando ruídos na sua malha geométrica (Figura 25). Para Brewczyński; Tora (2014), esses ruídos caracterizam-se como qualquer dado espúrio captado durante o escaneamento, geralmente reconhecidos como pontos, linhas ou superfícies perdidas no espaço, sem conexão com o objeto digitalizado.

Figura 25: Ruídos gerados devido à superfície brilhante do objeto

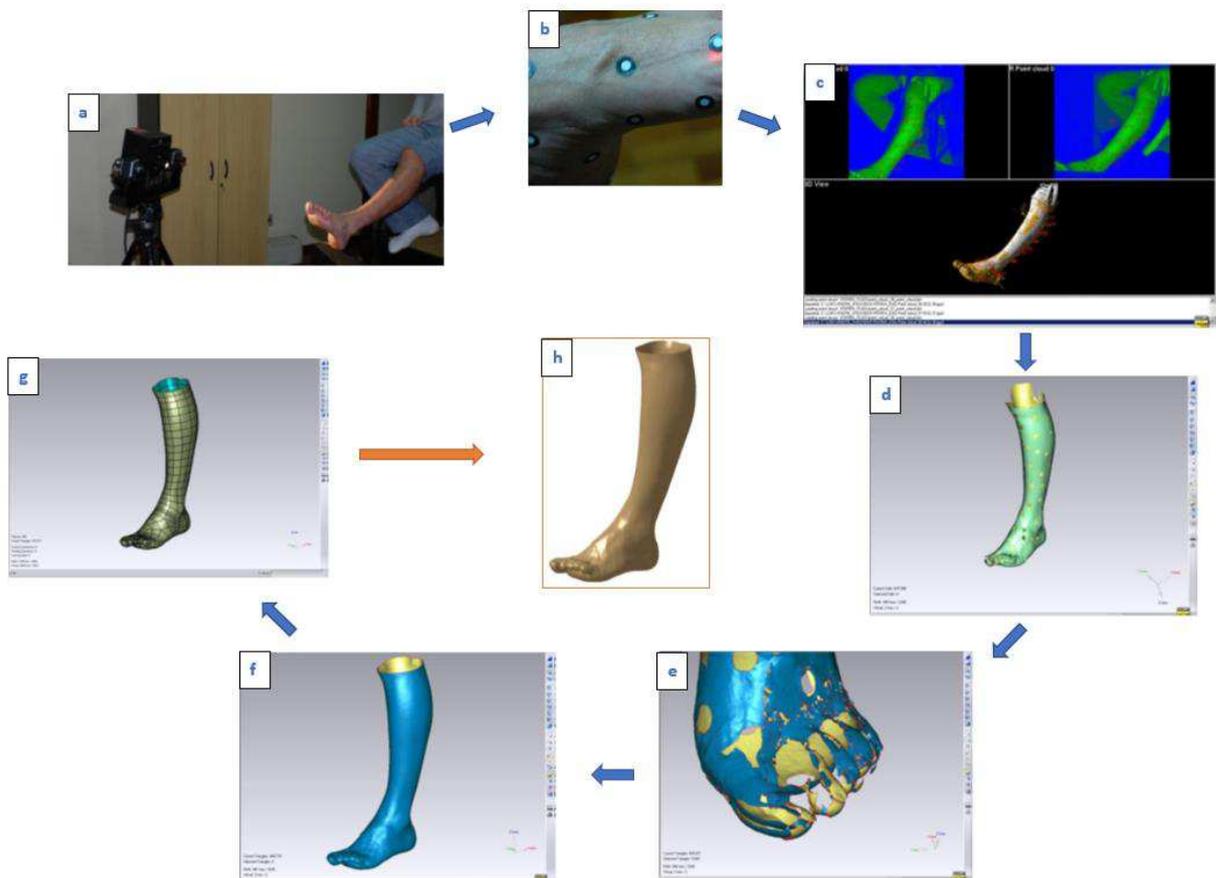


Fonte: Adaptado Brewczyński; Tora (2014).

Dentro dos processos de captura de imagem digital, ressalta-se ainda um scanner de luz-laser, o qual gera uma nuvem de pontos que devem ser alinhadas no software para sua captura de imagem (Figura 26a). Para tanto, esse alinhamento da nuvem de pontos necessita-se a utilização de adesivos do tipo *Target* (Figura 26b) que servem como alvo de referência para o software (embarcado) no tratamento da imagem capturada. Posteriormente, é utilizado outro software de tratamento e edição de malha triangular (Figura 26d, 26e), que auxilia para geração do arquivo no formato STL no padrão NURBS (Figura 26f; 26g), vale ressaltar as correções de malha triangular (fechamento) ocorridos pela não captura da imagem corretamente e dos

adesivos *Target*. Por fim, finaliza-se o processo com a exportação do arquivo STL (Figura 26h) (BUENO, 2012)

Figura 26: Processo de escaneamento 3D através do scanner luz laser. a) scanner, b) targets, c) software embarcado, d, e) tratamento da malha, f, g) malha fechada, h) arquivo digital finalizado



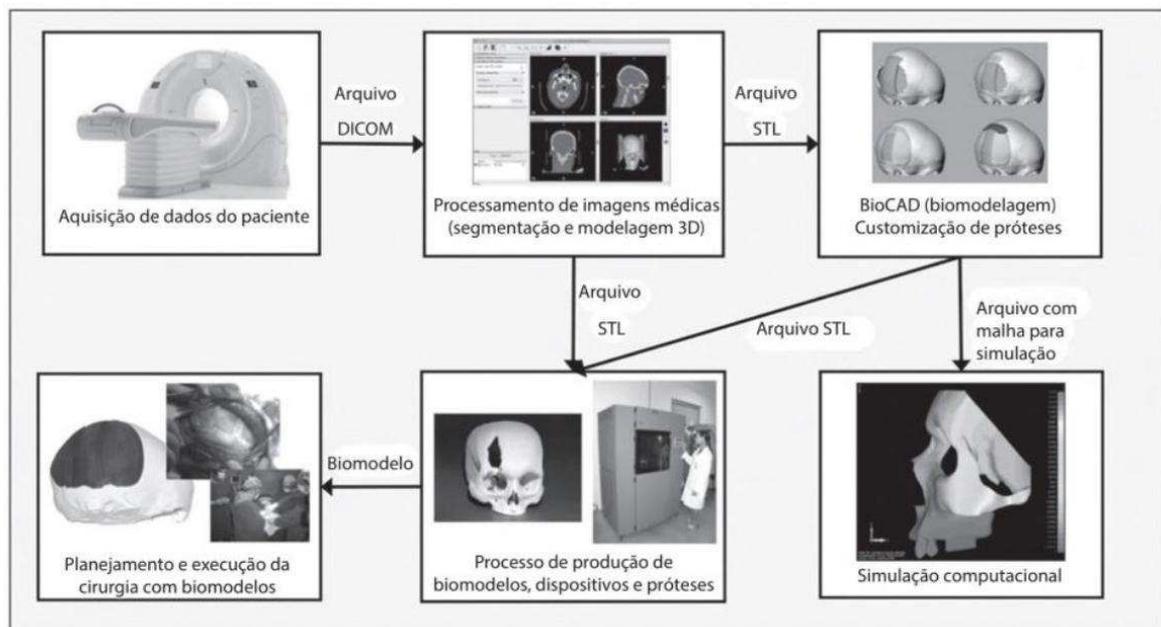
Fonte: Adaptado Bueno (2012).

3.9 Manufatura Aditiva na Saúde

Provavelmente, a história do uso da manufatura aditiva na área médica teve início com os trabalhos do neurocirurgião Paul Steven D’Urso, no Departamento de Cirurgia da Universidade de Queensland, em Brisbane, Austrália, responsável por cunhar o termo biomodelo. Os primeiros trabalhos registrados nesta área são do início da década de 1990 (D’URSO et al., 1994).

A partir dessa época, o uso da MA não somente na medicina, mas na saúde em geral, tomou grandes proporções, com potencial atual de revolucionar o futuro dessa área. Segundo Volpato (2017), para o método desenvolvido de obtenção de biomodelo - também podendo ser utilizado para confecção de próteses ou órteses (Figura 27) inicialmente, o paciente é submetido a exames para aquisição de imagens no formato padrão DICOM. Em seguida, os exames são processados por softwares de processamento de imagens médicas, e os dados obtidos exportados em formatos apropriados, o que possibilita a confecção de próteses ou de guias cirúrgicas específicas para cada paciente, por meio de sistemas CAD (*computer aided design*) específicos, realizando-se análises de comportamento estáticos e dinâmicos de estruturas, utilizando, por exemplo, o método de elementos finitos (*finite element method – FEM*).

Figura 27: Diagrama com ciclo das aplicações utilizando a modelagem específica de pacientes a partir da utilização de imagens médicas

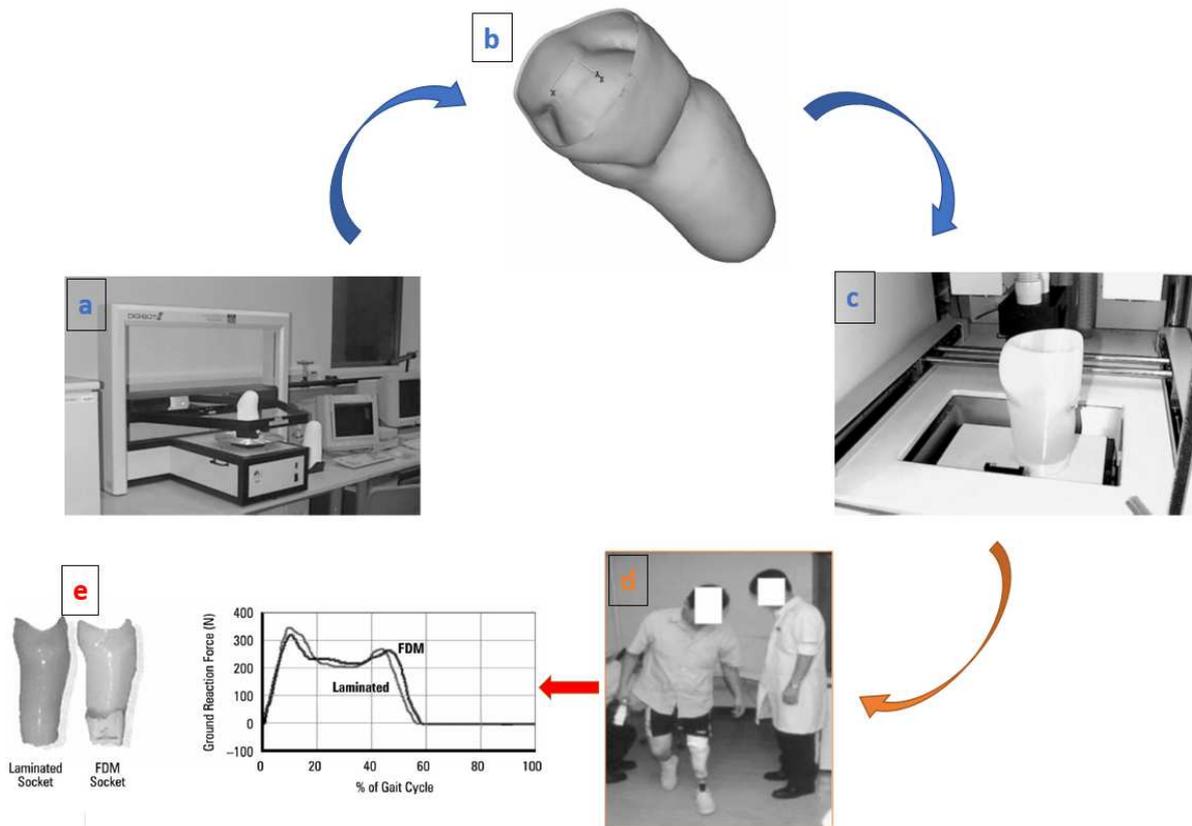


Fonte: Volpato (2017)

Nessas perspectivas, Tay et al. (2002), utilizando a MA, desenvolveu sockets protéticos para próteses de membros inferiores: De início foi realizado o molde no paciente escaneado em um scanner 3D de bancada (Figura 28a) e, a partir disto, promoveu-se o socket através do CAD customizado com as medidas do paciente (Figura 28b). Após esta etapa, foi confeccionada, por fabricação aditiva no processo FDM (Figura 28c), e logo em seguida testada no paciente (Figura 28d). Por fim, o estudo ainda fez uma comparação do socket realizado por laminação tradicional

e o desenvolvido por MA, concluindo que apresentavam características compatíveis entre eles (Figura 28e).

Figura 28: Desenvolvimento de um socket de membro inferior por meio da MA. (a) escaneamento 3D, (b) CAD do conto, (c) MA por FDM, (d) teste da prótese e (e) análise de ensaios



Fonte: Adaptado TAY et al. (2002)

3.10 Tecnologia Assistiva e Manufatura Aditiva

Tecnologia Assistiva (TA) é definida como área de conhecimento, de característica interdisciplinar que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços com objetivo de promover a funcionalidade relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidade ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BRASIL, 2009).

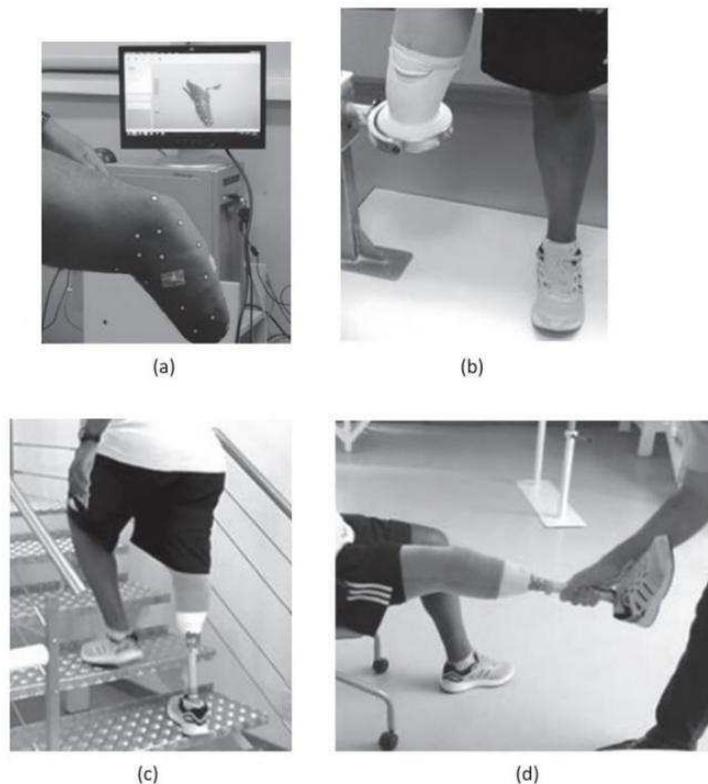
A grande variedade de soluções e dispositivos que essa área compreende relacionada a necessidade de customização, abre espaço para um grande potencial de uso da MA, tornando essa união um casamento perfeito (MAIA et al., 2015).

Um estudo desenvolveu uma aplicação direta da tecnologia assistiva através da fabricação de sockets transtibiais utilizando tecnologias 3D, com o objetivo de (ODEJA, 2015). Para tanto, o coto do paciente foi digitalizado por meio de scanner a laser, e se utilizou a TC para se obter as informações internas e externas na região de amputação.

Os dados obtidos foram processados, para o projeto, por softwares CAD e, para a análise estrutural, por softwares CAE, objetivando a obtenção e a validação.

O socket resultante foi testado em um paciente que trabalha no desenvolvimento de dispositivos da empresa Ottobock. Os resultados qualitativos demonstraram que a metodologia é viável e apresenta melhoria parcial ou integral sobre os processos tradicionais de fabricação de órteses e próteses (Figura 29). Adicionalmente, foi verificado que a metodologia consegue ser adaptada nas diversas etapas dos processos convencionais de produção, reduzindo o número de interações e ajustes (VOLPATO, 2017). Esta pesquisa foi realizada no CTI Renato Archer, o Instituto Tecnológico de Moterrey e a Ottobock.

Figura 29: Realização do escaneamento 3D a laser do coto do paciente que trabalha para empresa Ottobock (a), teste inicial do socket (b), teste pelo paciente subindo escadas com próteses montada no socket de poliamida produzido por MA em SLS (c) e teste de sucção do socket (d)



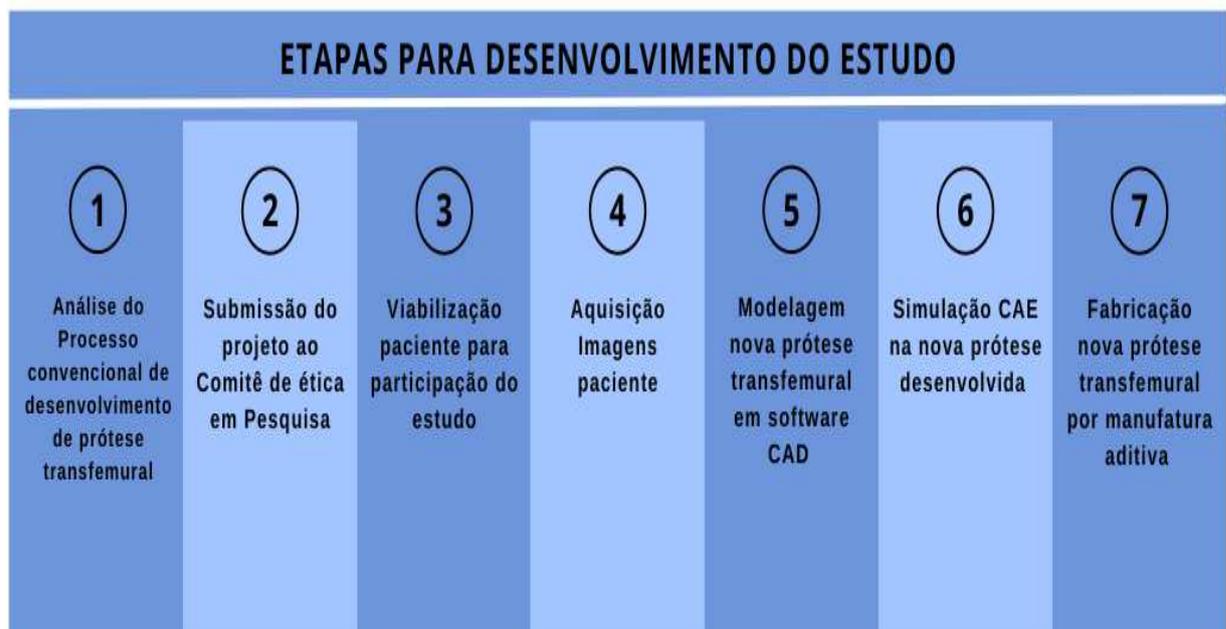
Fonte: Volpato (2017).

4 METODOLOGIA

A presente pesquisa foi realizada no Laboratório de Tecnologias 3D - LT3D do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde - NUTES da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB, na cidade de Campina Grande - Paraíba.

Para efeitos metodológicos o estudo foi dividido em sete etapas (Figura 30).

Figura 30: Etapas para desenvolvimento do estudo



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Trata-se de uma pesquisa científica de natureza aplicada, com objetivo exploratório, de abordagem qualitativa, a partir do método de pesquisa-ação, que segundo Thiollent (2007) é um tipo de pesquisa social com base empírica que é concebida e realizada em estreita associação com uma ação ou com a resolução de um problema coletivo, no qual as descobertas resultantes irão contribuir para a base do conhecimento.

4.1 Etapa 1 - Análise do processo convencional de desenvolvimento de prótese transfemural

O estudo foi iniciado a partir do conhecimento sobre o processo de desenvolvimento convencional de próteses, em especial da transfemural. O local onde são desenvolvidas e fabricadas órteses e próteses não implantáveis chama-se oficina ortopédica, ao todo no Brasil,

existem 32 (trinta e duas) (MS, 2019), a mais próxima da nossa cidade localiza-se em Recife no estado do Pernambuco na AACD - Associação de Assistência à Criança Deficiente, localizado na Av. Advogado José Paulo Cavalcanti, 155 - Ilha Joana Bezerra, Recife - PE, 50080-810 (Figura 31).

Após a localização da oficina ortopédica, foi feito contato e agendamento de uma visita presencial em setembro de 2019, com o objetivo de acompanhar o processo ponta a ponta de desenvolvimento e fabricação de órteses e próteses na AACD, desde a estrutura e local, ambulatório, oficina e linha fabril, com o intuito de vivenciar na prática toda o processo técnico tradicional.

Figura 31: AACD - Recife



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

4.2 Etapa 2 - Submissão ao Comitê de ética em pesquisa

Após conhecimento de todo processo convencional, foi feito projeto para submissão no Comitê de ética em pesquisa.

Assim, o presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética, sob o número (CAAE: 21347419.0.0000.5187), foi realizado de acordo a resolução nº 466/2012 que trata de pesquisa e testes em seres humanos que foi publicada dia 13 de junho de 2013 no Diário Oficial da União. A resolução foi aprovada pelo Plenário do Conselho Nacional de Saúde (CNS) na 240ª Reunião Ordinária em dezembro de 2012 (BARBOSA, 2011).

Foi utilizado um termo de consentimento livre e esclarecido. Os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) têm por finalidade possibilitar, aos sujeitos da pesquisa, o mais amplo esclarecimento sobre a investigação a ser realizada, seus riscos e benefícios, para que a sua manifestação de vontade no sentido de participar ou não, seja

efetivamente livre e consciente, ou seja, toda a pesquisa será explicada, para que o participante de forma livre, espontânea e esclarecida participe da pesquisa sem contestação.

4.3 Etapa 3 - Viabilização de paciente para participação do projeto

Na sequência, promoveu-se uma campanha para captação de paciente em veículos de comunicação e mídias sociais (Figura 32), cujo propósito foi eleger um paciente criança na faixa etária de até 10 anos de idade.

Figura 32: Banner da campanha para captação de paciente

**PROCURA-SE
CRIANÇA COM
AMPUTAÇÃO DE
MEMBRO INFERIOR
PARA
DOAÇÃO DE
PRÓTESE NOVA**

Estamos selecionando crianças para receber prótese transtibial feita sob medida, se você conhece alguma criança nos ajude à proporcionar melhora na qualidade de vida dela.

Entre em contato conosco e envie:

- Nome da criança
- Idade
- Motivo da amputação
- Tempo de amputação

Nos Envie foto de membro inferior da amputação

Informações
(83) 98812-6641
(83) 98638-9792

Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após análise, foi captado uma paciente do sexo feminino de oito anos de idade, com amputação no nível distal transfemural do membro inferior esquerdo (Figura 33), apresentando 12 meses de tempo de amputação, por motivo de Osteosarcoma (tumor ósseo).

Figura 33: Paciente com amputação transfemural distal

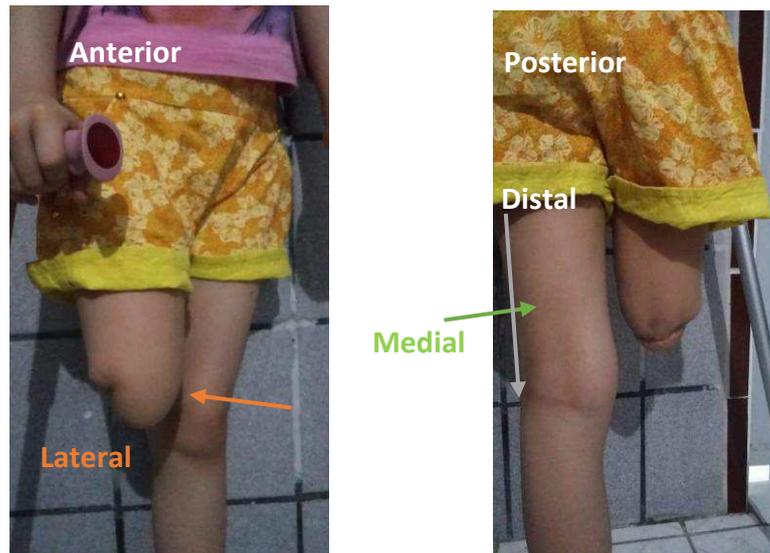


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Foi analisada a amputação e o coto da paciente, para determinar o nível de amputação, sendo diagnosticada como proximidade distal (Figura 34).

Figura 34: Análise do coto da paciente





Fonte: Dados da pesquisa (2021).

4.4 Etapa 4 - Aquisição de Imagens da paciente

A aquisição das imagens da paciente foi realizada em dois momentos, uma vez que a paciente é criança e encontra-se em constante crescimento, foi necessário fazer uma nova aquisição de imagem, em um segundo momento, para ajustes do dimensionamento atual desta com o modelo de prótese já desenvolvida.

As imagens foram obtidas através de escaneamento 3D, utilizando scanner 3D de luz estruturada da marca 3DSystems® Sense, com dimensão 17.8cm x 12.9cm x 3.3cm, trabalha com profundidade de imagem 240(L) x 320(A) px e resolução 0,9mm. Não houve necessidade de controle térmico e luminoso do local, apenas foi necessário um ambiente neutro para melhor foco do equipamento. A paciente ficou em posição neutra apoiada nas muletas com o coto em descanso.

O primeiro escaneamento foi feito em junho de 2019 na clínica escola de fisioterapia da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB (Figura 35).

Figura 35: Primeiro escaneamento da paciente em Junho/2019

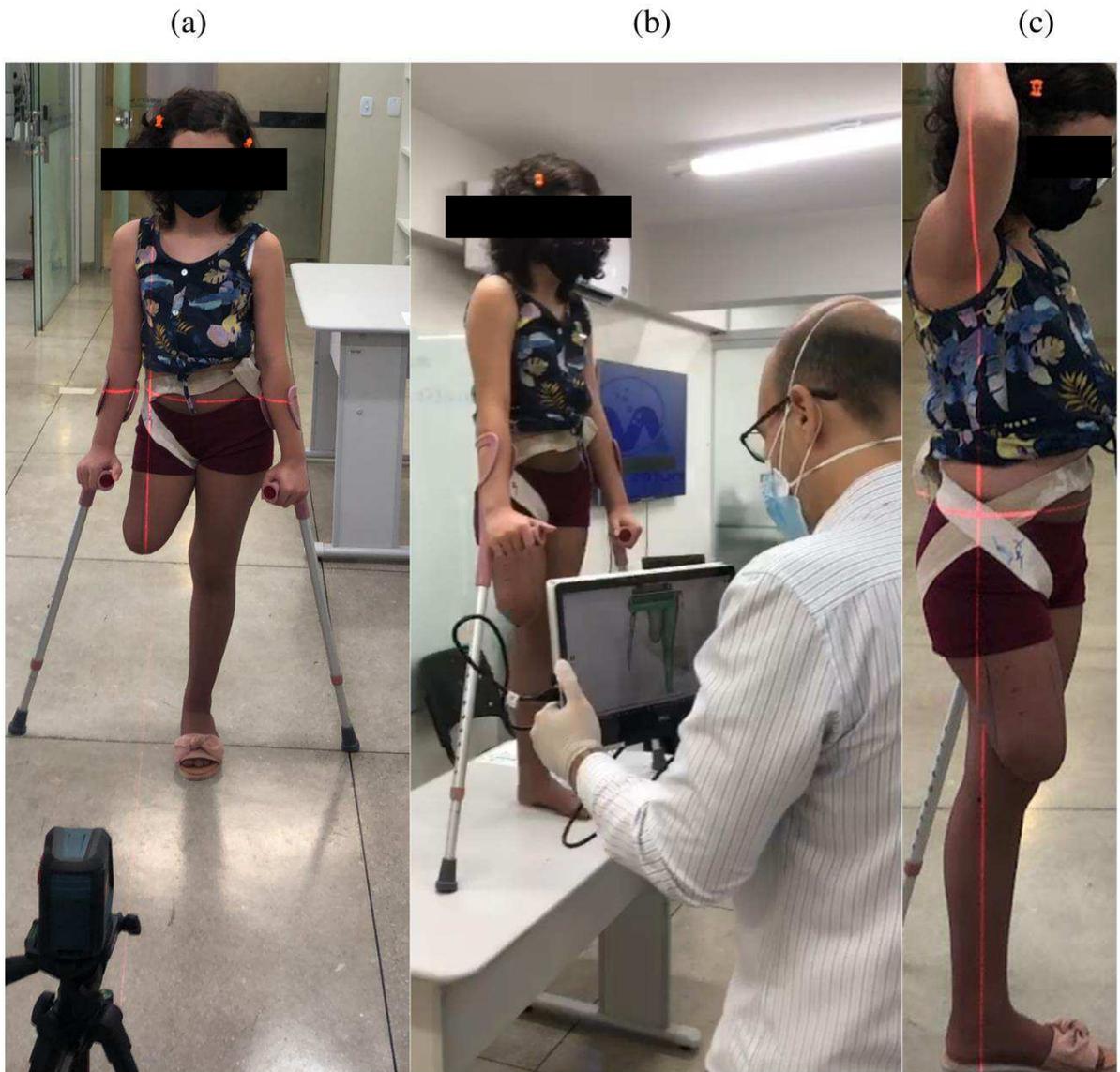


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

O segundo escaneamento foi realizado em fevereiro de 2021 também na UEPB. Em ambas ocasiões, foi feito o alinhamento do coto com laser profissional de linhas cruzadas autonivelantes da marca Bosch® modelo GLL 2-12.

O alinhamento guiado do coto é necessário para identificação de pontos estratégicos para o projeto da prótese, como o ponto de encontro e localização do trocanter com a pelve e a linha média do coto (Figura 36). Foram feitas marcações no coto da paciente para determinar pontos de perimetria padrão.

Figura 36: (a) Nivelamento do coto (b) Segundo escaneamento fevereiro/2021(c) marcações coto



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Na sequência, as imagens captadas foram processadas pelo software SENSE® embarcado no equipamento, o qual serve para gerar o arquivo STL, que representa uma malha triangular caracterizada pela superfície da região analisada (VOLPATO, 2017). A partir desta representação, as imagens foram importadas no software Autodesk Meshmixer®, no qual foi executado o tratamento da malha e dimensionamento do socket para prótese, com medidas customizadas do coto do paciente. Por fim, o arquivo foi novamente exportado no formato STL que representa uma malha triangular caracterizada pela superfície da região analisada.

Figura 37: Fluxograma etapa de escaneamento da paciente



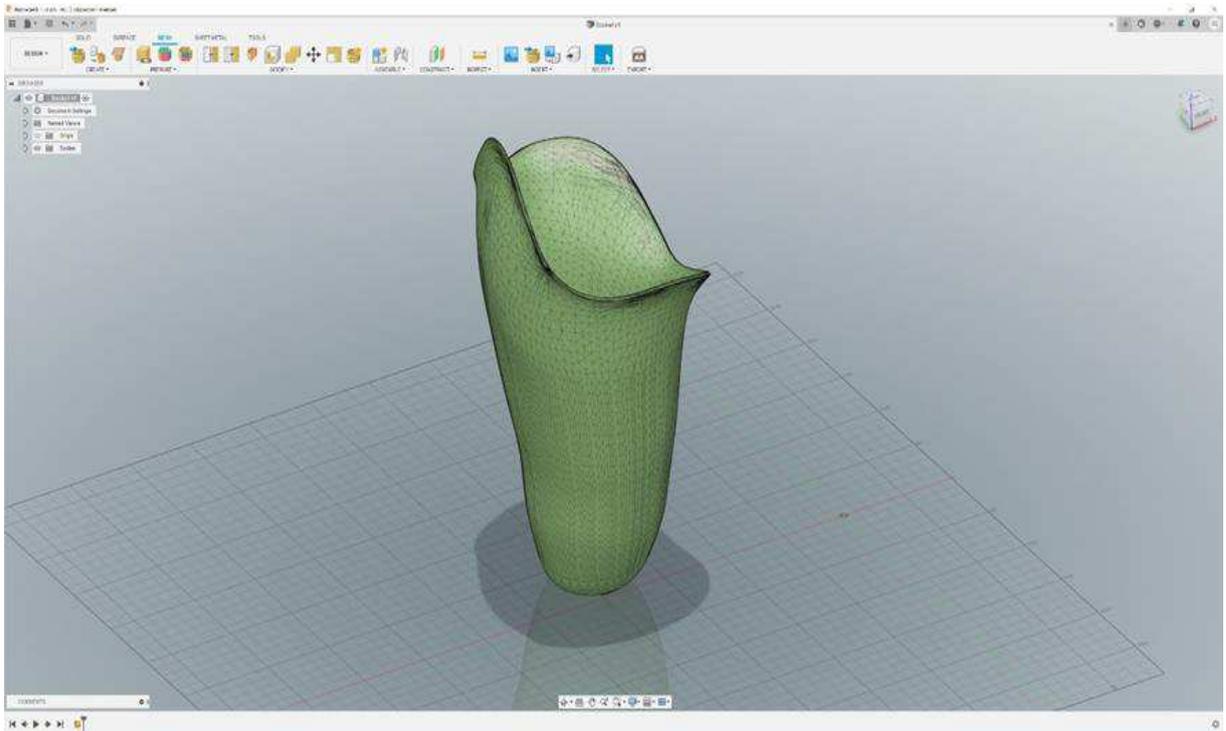
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

4.5 Etapa 5 - Modelagem nova Prótese Transfemural em Software CAD

Nesta Etapa foi feito o projeto da prótese transfemural, que compreende o desenvolvimento propriamente dito da nova prótese. Foi utilizado o Software Autodesk Fusion 360® (Figura 38) para conversão do arquivo de malha geométrica do socket feito anteriormente, para um arquivo sólido, exportando então o arquivo na extensão .IPT (Autodesk Inventor Parts), para ser importado no software Autodesk Inventor® versão 2022, que é um software de modelagem CAD 3D e permite criar protótipos virtuais tridimensionais (Autodesk, 2021).

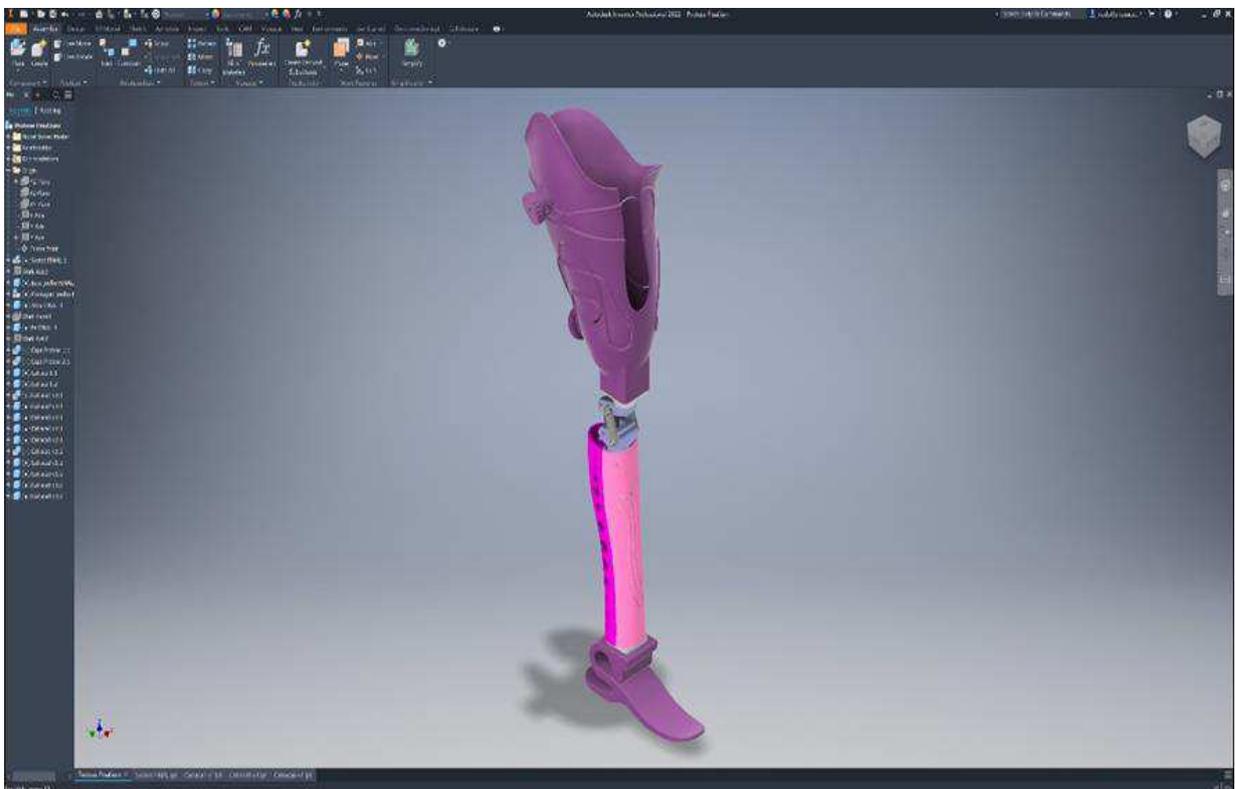
A criação do modelo da nova prótese transfemural foi feita a partir do coto da paciente advindo do escaneamento 3D no software Autodesk Inventor® (Figura 36). A prótese transfemural é composta por quatro componentes principais, socket, joelho, tubo de sustentação e pé, além de componente de caráter estético opcional, que é a capa do tubo de sustentação. O componente principal a ter um novo design desenvolvido foi o socket. Já para os demais componentes da prótese foram utilizados modelos já consagrados pela literatura, o joelho policêntrico e o pé de niagara, porém que necessitaram de ajustes para serem fabricados pelo processo de Manufatura Aditiva.

Figura 38: Software Autodesk Fusion 360®



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 39: Software Autodesk Inventor®



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 40: Fluxograma etapa de modelagem 3D

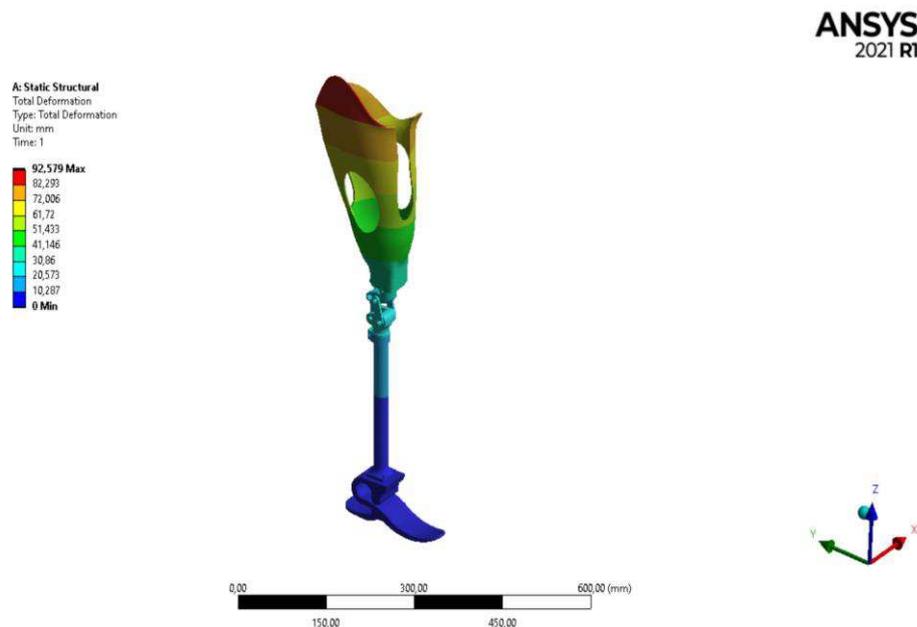


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

4.6 Etapa 6 - Testes de Simulação CAE na Prótese Transfemural

Nesta etapa foi realizada a simulação computacional, utilizando o método de modelo matemático linear com carregamento distribuído, da prótese transfemural montada com todos os seus componentes, para analisar a interação coto-cavidade, através da análise de tensão e deformação pelo critério de falha de Von Mises, este método é usado para precaver o escoamento do material quando este é submetido a qualquer carregamento. Foi utilizado o Software Ansys® que é específico para simulação de elementos finitos (Figura 41).

Figura 41: Simulação computacional Prótese transfemural



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

4.7 Etapa 7: Fabricação nova prótese transfemural

Após a validação do modelo 3D através da simulação computacional, a última etapa do processo de desenvolvimento da nova prótese transfemural, caracteriza-se pelo processo de fabricação por Manufatura Aditiva, utilizando a tecnologia por FDM.

Para a fabricação da nova prótese transfemural foi necessário desmembrar os componentes para realizar a MA/ Impressão 3D, uma vez que não é possível a impressão da prótese completa devido ao tamanho da área de impressão não ser compatível com o volume da prótese completa montada.

Inicialmente para o processo de MA foi feita a importação dos arquivos na extensão STL, e através do software CAM ideaMaker® foram definidos os parâmetros de impressão de acordo com o material de fabricação escolhido, para este estudo foi utilizado o ABS+ marca eSUN, por ser uma opção viável e proporcionar leveza, excelente aspecto visual, bom acabamento, boa resistência ao impacto, tração, abrasão, calor e desgaste (FILHO, 2019; MARTINEZ 2019).

Para os parâmetros dos componentes modulares (tubos e conexões) foram definidas estruturas internas de treliças retilíneas com sentidos de fibras compósitas, em deposições de cada camada respeitando a ordem de 45° e -45°, proporcionando leveza, boa relação para cargas axiais e flexão.

Já o pé de niagara e joelho policêntrico apresentam estruturas internas topológicas gyroid que suportam cargas e impulso, e flexibilidade com semelhança do tornozelo no qual representará a passada do ciclo de marcha. O socket, que também terá a estrutura hexagonal, terá maior área de circulação de ar, leveza e carregamento de força do corpo humano.

Após a definição dos parâmetros de impressão (Quadro 5), os arquivos foram exportados no formato gcode e enviados diretamente para a bandeja de impressão. Todo o processo de fabricação foi realizado no LT3D/NUTES/UEPB.

Quadro 5: Parâmetros de Impressão dos componentes da prótese

Parâmetros	Valores
Escala	1:1
Altura de camada	0,2 mm
Taxa de preenchimento	50%
Diâmetro do filamento	1,75 mm

Estratégia de preenchimento	Gyroid e Retilínea
Velocidade de impressão	50 mm/s
Temperatura de extrusão	250°C
Temperatura da mesa	90°C
Tipo de aderência à mesa	Raft
Camada superior	10
Camada inferior	5
Paredes	4

Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Para a Manufatura dos componentes da prótese foram utilizadas duas máquinas com tecnologia FDM, da marca Raise® com bandeja de impressão com dimensões de 305 x 240 x 240 mm resolução de XY: 0.78125 μ m, Z: 0.078125 μ m, e da marca 3DCloner com dimensões de 320 x 320 x 420 mm resolução XY:0,400 μ m Z: - 0,050 μ m.

Figura 42: Impressão de componentes da prótese



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após a finalização da impressão de cada componente foi feito o pós-processamento das peças, onde é dado acabamento fino de acordo com a necessidade de cada peça. Foi feito lixamento das peças nas áreas de contato com a bandeja de impressão e logo após a montagem da prótese.

Figura 43: Fluxograma Fabricação por Manufatura Aditiva



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No atual cenário brasileiro, o processo de concessão de órteses e próteses apresentam um caráter de fabricação comumente manual (MS, 2019), o que pôde ser constatado na análise do processo convencional feita durante visita na AACD-Recife, a qual adicionou informações e dados ao presente estudo, uma vez que foi possível parametrizá-lo.

No processo convencional segundo Domingues (2016) são necessárias 34 etapas (Anexo A), desde a aquisição de medidas do paciente até a entrega da prótese funcional, estas etapas foram constatadas in loco. O processo completo tem um tempo médio entre trinta e sessenta dias, quando o fluxo da oficina encontra-se em baixa rotatividade, podendo esse tempo dobrar em decorrência do aumento da procura pelo serviço no local.

Para a análise do processo de concessão convencional de uma prótese transfemural na associação, foi examinada toda a estrutura da prótese, o princípio de montagem, o mecanismo de funcionamento do joelho policêntrico, o tipo de pé, as estruturas modulares (tubos e conexões), o encaixe, o molde dos encaixes desenvolvidos em gesso e dimensionamento do mesmo, e por último a laminação do encaixe protético (Figura 41).

Esta visita, subsidiou todo o estudo proposto, pois a partir dela, foi possível observar os gargalos existentes no processo. Foi observado que a fabricação convencional da prótese caracteriza-se por um processo longo e custoso, que perpassa por inúmeras etapas, utilizando moldes em gesso que demandam tempo e disponibilidade para a avaliação, aquisição de medidas e/ou molde (negativo), para confecção e ajustes finais, além de ter uma precisão dimensional reduzida devido ao caráter manual do processo.

Um ponto importante que foi observado, foi o registro de altas taxas de não adesão ou abandono às próteses, sendo constatado a relação da ausência de customização e incômodos com o peso em decorrência do material utilizado.

Todo esse apanhado de informações contribuíram para as tomadas de decisões durante o desenvolvimento deste estudo, visando principalmente reduzir o tempo de produção e entrega da prótese para o paciente, identificando quais os pontos focais que aumentassem a adesão do paciente ao uso da prótese continuamente.

Figura 44: Registros da fabricação tradicional de prótese transfemural no centro ortopédico da AACD – Recife





Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após conhecimento de todo processo convencional de concessão, iniciou-se uma campanha para encontrar uma paciente criança para participar do estudo, a escolha por essa faixa etária justifica-se, por ser esta, a que mais tem registro de abandono (ZUNIGA et al., 2015).

A criança captada para o estudo, tem uma amputação transfemural em terço distal, em decorrência de acometimento por osteossarcoma aos oito anos de idade. A cirurgia para amputação foi feita seis meses antes do primeiro contato com os pesquisadores do estudo, ou seja, a amputação foi feita em dezembro de 2018 e a primeira aquisição de imagem da criança foi feita em maio de 2019, enquanto esta tinha 22Kg (Figura 45). Já a segunda captação de imagem foi feita em fevereiro de 2021, quando a criança já tinha dez anos e 38Kg (Figura 46).

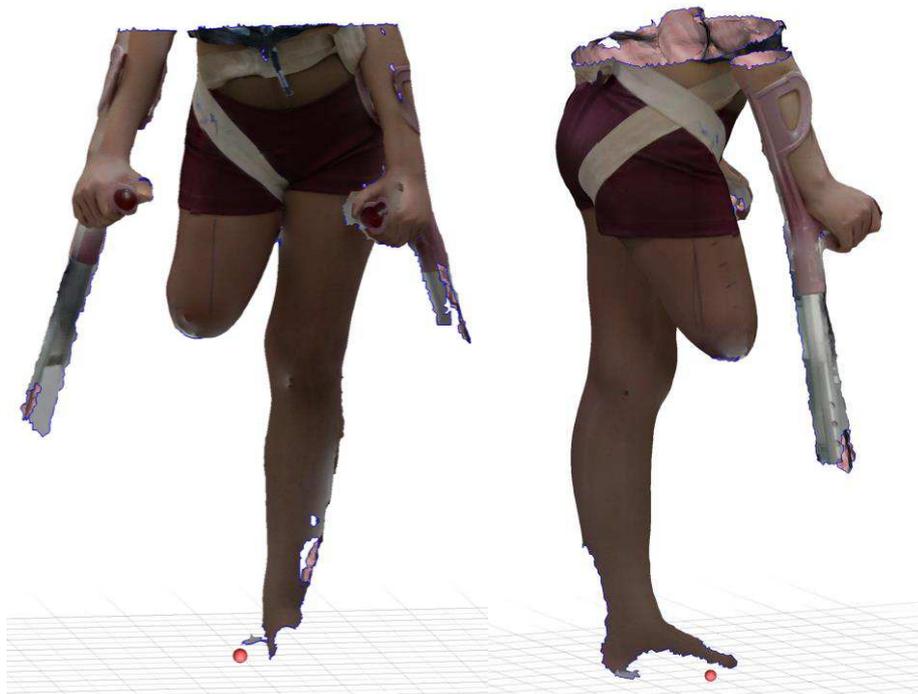
O segundo escaneamento foi necessário devido a alteração nas dimensões e características anatômicas do coto da criança, o que já era esperado no estudo, pois crianças sempre estão em constante crescimento, além disso no caso de pacientes oncológicos em tratamento estes podem evoluir para aumento ou diminuição de massa muscular dependendo do seu prognóstico clínico.

Figura 45: Imagem primeiro escaneamento 3D da criança



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 46: Imagem segundo escaneamento 3D da criança

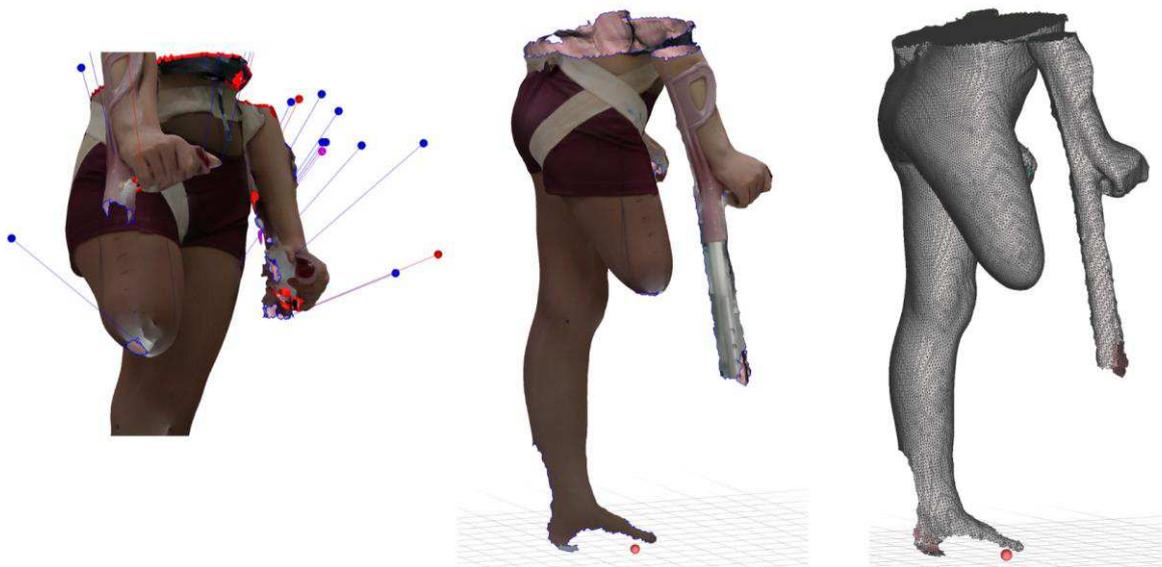


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Este método de aquisição de imagem, promove alta precisão e exatidão na obtenção dos dados antropométricos do paciente, além de não gerar resíduos no processo de desenvolvimento e fabricação de próteses, não promovendo a insalubridade da equipe e diminuindo a chance de erro que é comum no processo convencional (LUNSFORD et al., 2016; BARRIOS, 2020).

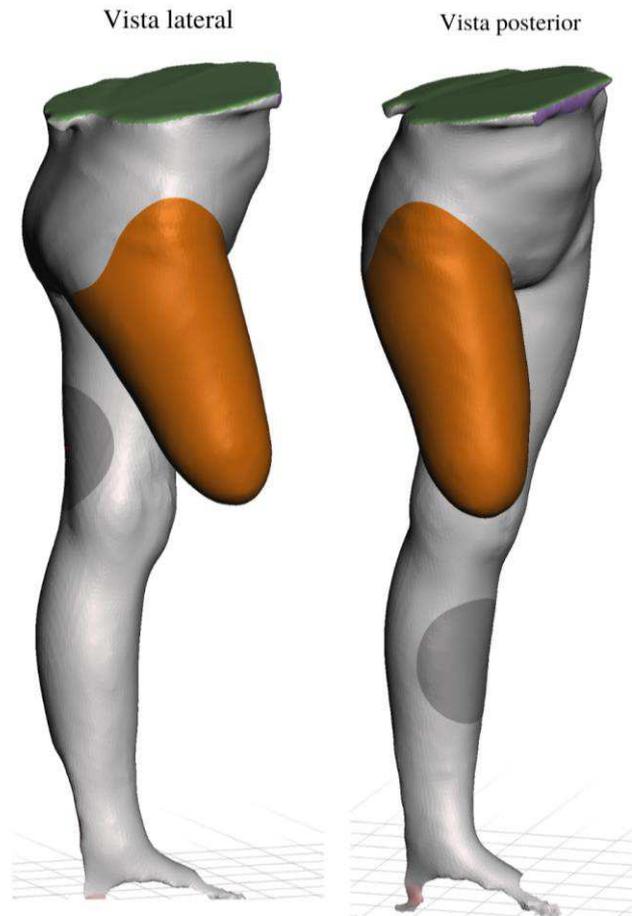
Após aquisição das imagens 3D, foi feito o tratamento da malha geométrica no software Autodesk Meshmixer® (Figura 47), concentrando na área estudada e eliminando os ruídos gerados pelo equipamento de captação de imagem. Com relação a malha geométrica percebeu-se falhas de fechamento, que são erros normais de serem encontrados neste tipo de arquivo, corroborando com Tora (2014), diante disto foi realizado o fechamento e a suavização da malha proporcionando assim um arquivo mais fácil para ser parametrizado em softwares CAD.

Figura 47: Tratamento de malha geométrica



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Além da suavização da malha, este mesmo software auxiliou no início do designer do socket da prótese (Figura 48), onde foram determinados os pontos anatômicos de pressão do trocanter e do apoio isquiático. Através da identificação dos pontos de marcação feitos no coto da paciente no momento de aquisição das imagens, os quais foram alinhados anteriormente pelo laser de nível, foi possível alinhar o coto com o projeto do socket.

Figura 48: Designer socket transfemural

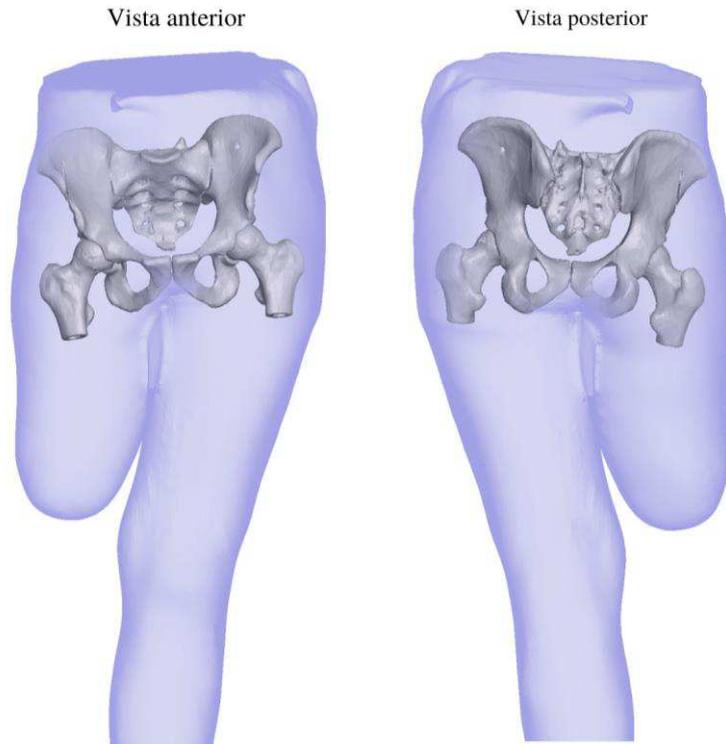
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Durante a aquisição das imagens pelo escaneamento 3D, foi identificada dificuldade em localizar a região isquiática, que é um dos pontos principais de sustentação do corpo na prótese, uma vez que o processo de escaneamento não realiza uma varredura capaz de captar regiões de difícil acesso.

Diante desta problemática, foi utilizado o recurso de sobreposição de imagens médicas de tecido ósseo da pelve da criança, obtida por tomografia computadorizada, unindo as imagens do escaneamento 3D para representação do tecido mole com a imagem da tomografia para representação do tecido ósseo, com isso foi possível identificar a região isquiática e trocanter com precisão (Figura 49).

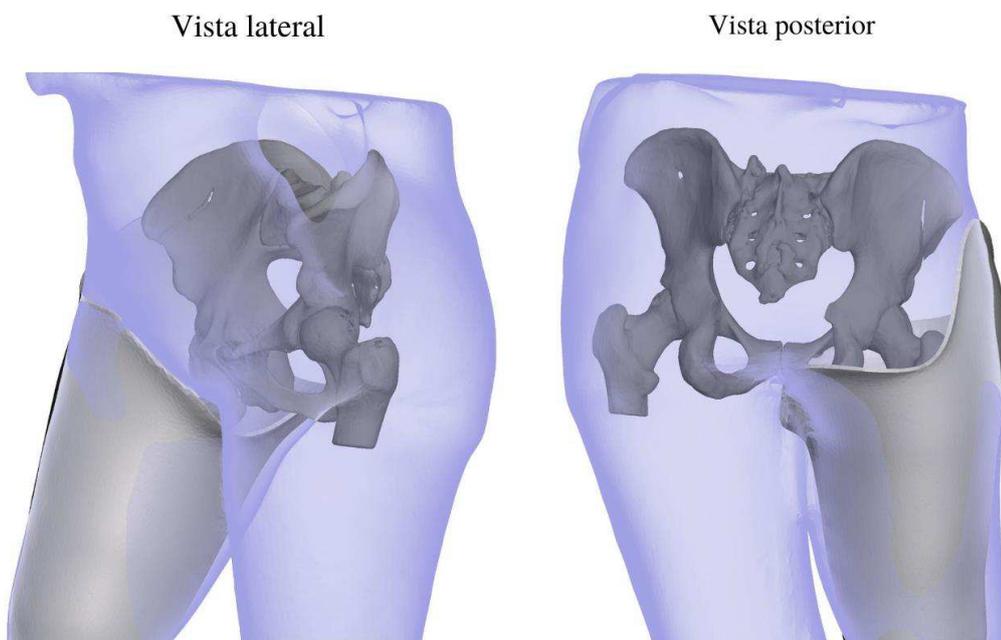
Após definição digital dos pontos de pressão do socket foi definida a espessura do material em 3mm, baseado na laminação do processo convencional (Figura 50 e 51).

Figura 49: Sobreposição Escaneamento 3D e Tomografia Computadorizada



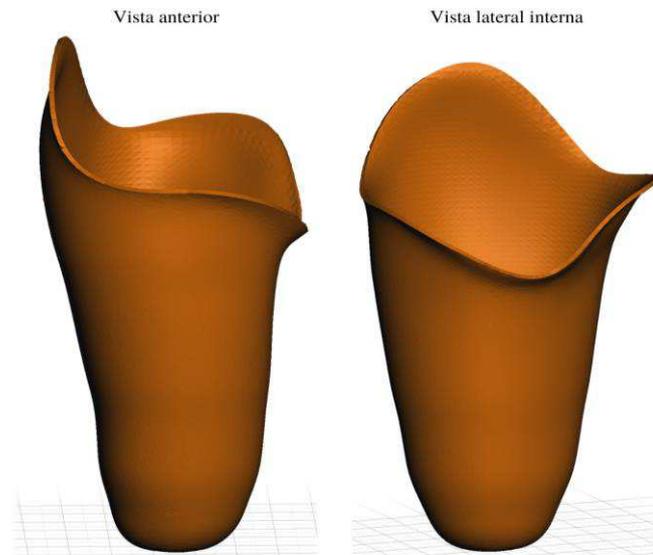
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 50: Socket modelado de acordo com pontos de sustentação óssea



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

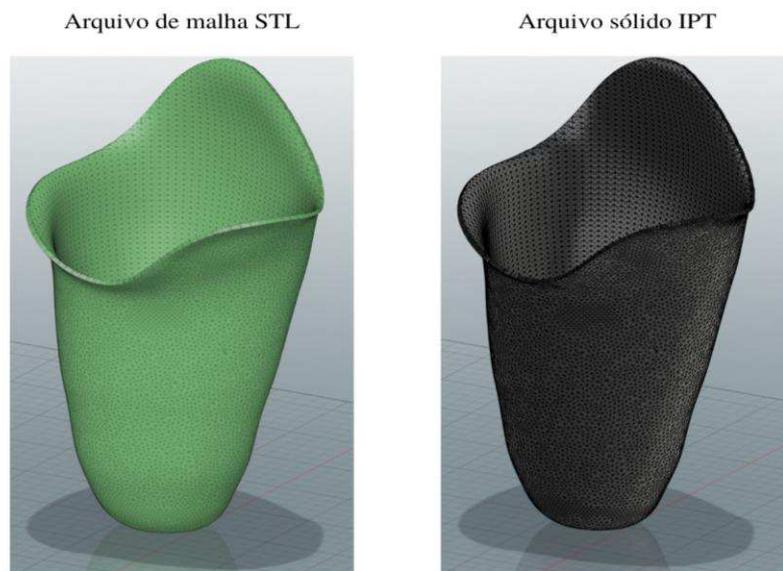
Figura 51: Socket modelado com espessura de 3mm



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Em seguida foi feita a conversão da malha geométrica STL em arquivo parametrizado CAD através do Software Fusion 360®. Esta etapa é necessária uma vez que os arquivos de malhas triangulares comumente apresentam dificuldade em sua edição de projeto CAD, para isto é feita a conversão do STL em IPT que é uma extensão parametrizada de formato sólido, servindo então como arquivo de referência para o desenvolvimento de todos os componentes modulares e seus mecanismos que compunham a nova prótese transfemural (Figura 52).

Figura 52: Conversão do arquivo de malha STL para sólido IPT



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Com o arquivo sólido convertido, deu-se início a modelagem CAD do projeto da nova prótese transfemural no software Autodesk Inventor®.

Uma Prótese transfemural consiste em quatro principais componentes: socket, joelho, tubo e pé. Cada um destes tem características inerentes à funcionalidade do corpo humano e por isso precisam de especificações direcionadas à função do membro afetado (FONSECA, 2011).

O ponto focal do projeto foi a modelagem do socket, que é o componente que fica em contato direto com o coto do paciente. Todo o planejamento foi pensado em torno de proporcionar conforto e funcionalidade para o paciente, para que o uso da prótese seja prazerosa e não venha a ser motivo de abandono, assunto já discutido por Sugawara et al. (2018) e Costa et al. (2015) que comprovam que este componente é o maior responsável pelo abandono de próteses de membro inferior.

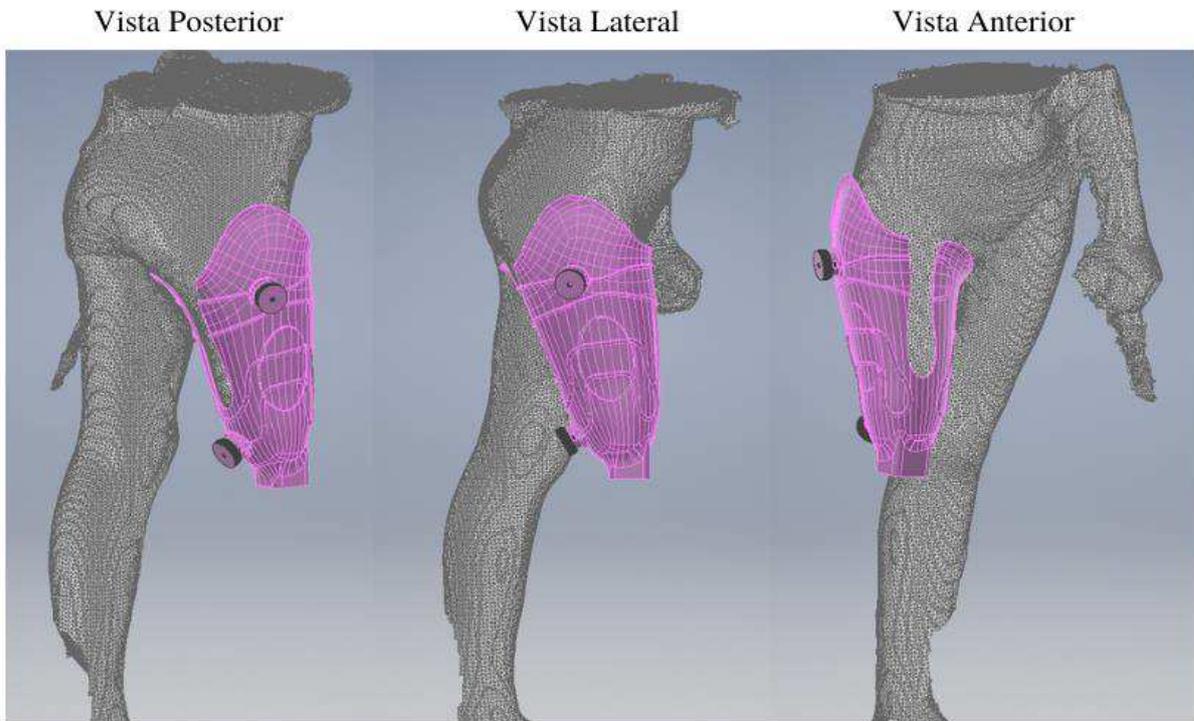
O fator abandono de órteses e próteses, pode estar relacionado a inúmeros fatores, entre eles as características técnicas do componente e a incompatibilidade com a anatomia do paciente, além da qualidade do produto, podendo gerar exclusão social, dificuldade para retorno ou entrada no mercado de trabalho, aumento de pedidos de aposentadoria por invalidez e desperdício de recursos públicos (SUGAWARA, 2018; FREDERICI, 2012).

Ainda de acordo com Sugawara (2018), as próteses de membro inferior estão em segundo lugar em nível de abandono, algo em torno de 33%, muitas vezes devido ao tamanho inadequado destas, demora na entrega da prótese final e consequente alteração dimensional, ou até mesmo perimetria inadequada, culminando assim no abandono da prótese (COSTA, 2015).

Diante deste cenário, o Socket foi desenvolvido a partir do mecanismo de catraca de forma ajustável, com cintas reguláveis (Figura 53) e alterações topológicas para o alívio de peso e zonas críticas de pressão, ou seja, o paciente tem a opção de aliviar a carga em situações corriqueiras diversas, como é o caso de sentar e levantar, realizar atividades físicas e de recreação, entre outras funções. Este mecanismo permite que o próprio usuário da prótese, faça o ajuste do socket por meio da catraca de acordo com a necessidade no momento, reduzindo as chances de lesão em todo o coto e principalmente em sua base.

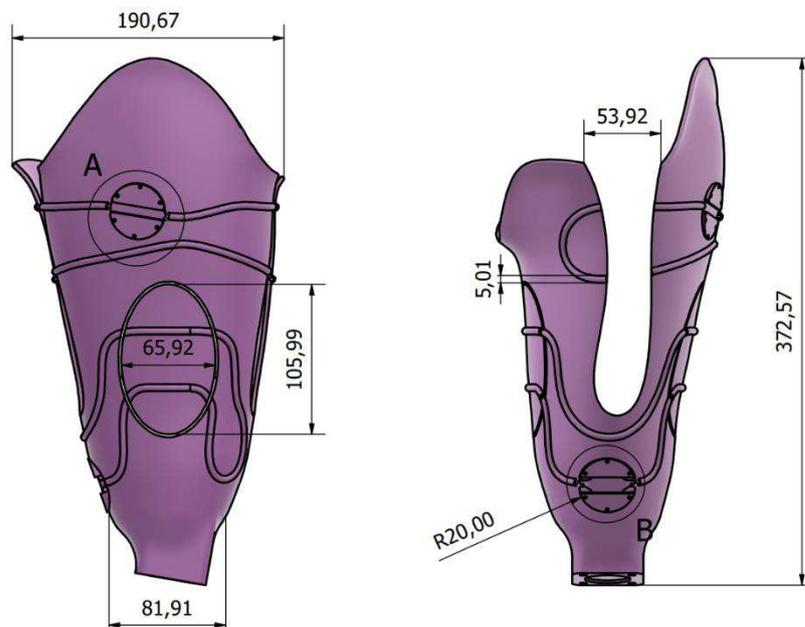
O projeto de encaixe do socket foi diretamente desenvolvido em cima modelo 3D do coto, reforçando assim o caráter de customização para a anatomia específica de cada paciente (Figura 53; Figura 54 e Figura 55). Desenho técnico disponível no ANEXO B.

Figura 53: Montagem digital do socket na malha geométrica escaneada



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 54: Dimensionamento socket modelado



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 55: Socket modelado em software CAD com mecanismo de catraca

Vista anterior



Vista posterior



Vista lateral externa



Vista lateral externa



Vista superior



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

No modelo de socket desenvolvido, para que o paciente utilize-o, é preciso o uso de um liner de silicone (Figura 56) vestido no coto e só então o socket é posicionado no membro. Neste modelo, o ajuste do socket no coto do paciente ocorre com o acionamento das catracas de tensão.

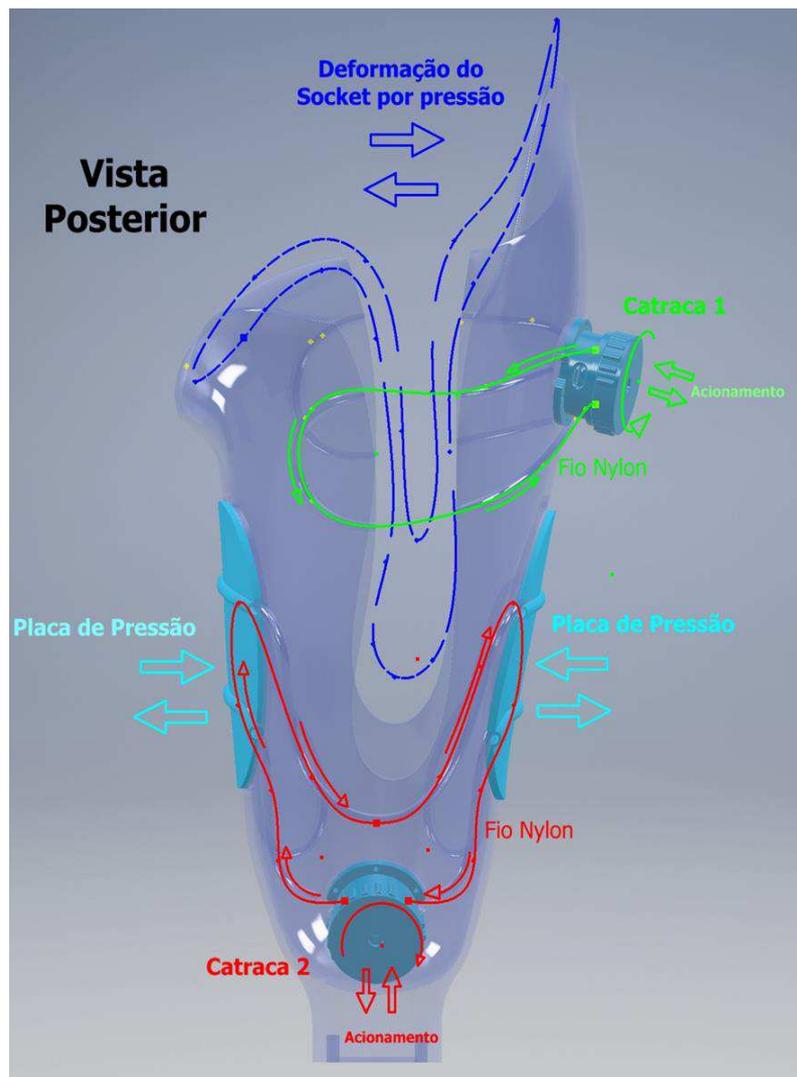
Figura 56: Liner de silicone



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Para a correta acomodação do socket, logo após a vestimenta do liner, inicia-se o ajustamento de pressão no coto em duas etapas, para isso, deve-se girar a catraca 1 (superior) no sentido horário para tensionar o fio de nylon e ocorrer uma deformação na zona elástica do socket, acionando a função de pressão do tipo fechamento, como é possível visualizar na Figura 57 (linha pontilhada em azul mostra o deslocamento do socket). Na próxima etapa é feito o acionamento da Catraca 2 (inferior), também no sentido horário, para tensionar o fio de nylon, fazendo com que as placas de pressão lateral pressionem o coto do paciente, ocorrendo uma pressão negativa (Figura 57). Os mecanismos das Catracas 1 e 2 funcionam com uma trava de bloqueio, cujo sentido será sempre horário. Para liberar a carga de tensão dos fios, o usuário precisa puxar no sentido perpendicular à rosca da catraca, para re-acionar a catraca, precisa-se empurrá-la no sentido perpendicular, acionando assim a trava de bloqueio (Figura 57).

Figura 57: Acionamento novo socket transfemural



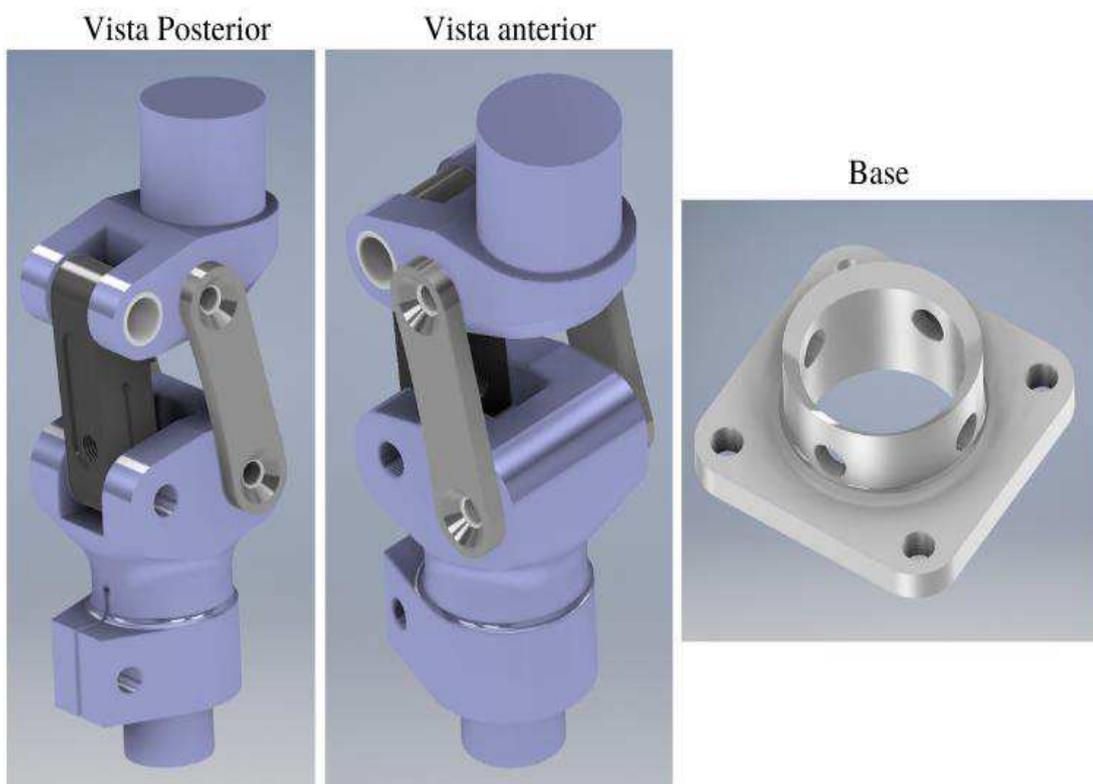
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após finalização do projeto do socket, foram modelados os outros componentes modulares que compunham a prótese transfemural, joelho, tibia tubular e pé. Todos estes componentes foram reproduzidos de acordo com modelos já consagrados na literatura, uma vez que neste estudo não necessitam de maiores adaptações para o conforto do paciente em comparação ao socket.

O tipo de joelho mais utilizado em próteses transtibiais infantis é o policêntrico, pois de acordo com Brasil (2019) simula melhor o eixo de rotação fisiológico do joelho, melhorando a estabilidade no apoio, facilitando assim a liberação do pé na fase de balanço, é ainda o joelho indicado para pacientes com coto longo. A paciente envolvida no estudo apresenta um coto longo a partir de uma amputação transfemural distal, o que justifica o uso deste modelo.

O joelho policêntrico foi modelado no software Autodesk Inventor® através do dimensionamento de um joelho comercial de alumínio, sem haver mudanças no projeto original (Figura 58) Desenho técnico disponível no Anexo C.

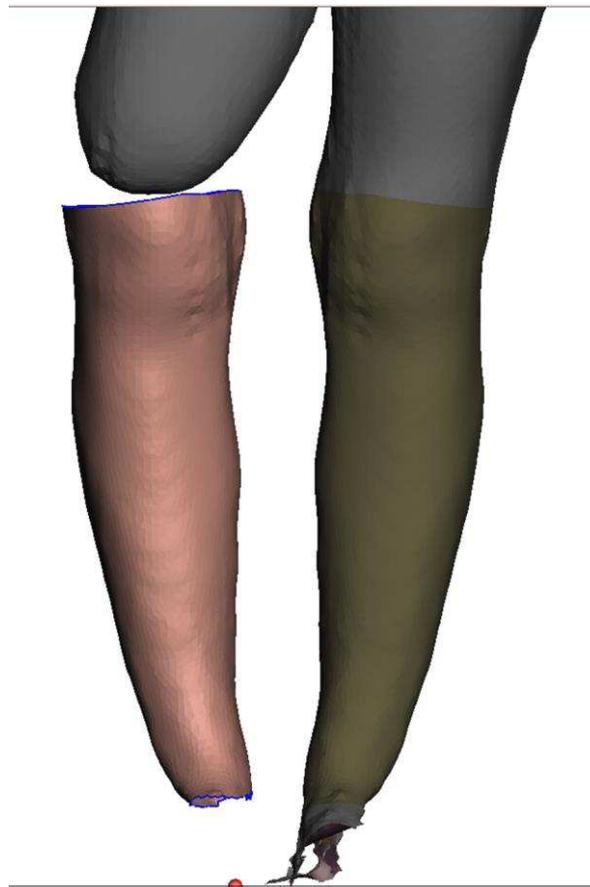
Figura 58: Joelho modelado em software CAD



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Seguindo o mesmo padrão de modelagem do componente anterior, o tubo da tíbia foi modelado utilizando a base de dimensionamento do membro contralateral da paciente, utilizando o recurso de espelhamento (Figura 59) no software Autodesk Meshmixer®, sendo posteriormente exportada a malha geométrica escaneada para o software Autodesk Inventor® para modelagem (Figura 60), respeitando a altura do membro espelhado e adotando 25mm para o diâmetro do tubo, esta dimensão foi definida baseada no modelo comercial que tem 18mm, o aumento do diâmetro justifica-se pelo tipo de material que foi utilizado para fabricação, por ser material polimérico necessita de um diâmetro maior e com estrutura interna totalmente preenchida e reforçada, diferente do modelo comercial que é de alumínio e oco. Desenho técnico disponível no Anexo D. Esta mudança estrutural não causa repercussões no peso da prótese uma vez que o material polimérico apresenta características com menor densidade.

Figura 59: Espelhamento membro contralateral



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 60: Modelagem do tubo da tíbia com sobreposição do espelhamento do membro contralateral



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

O pé definido para o estudo foi o modelo de Niagara, que destaca-se por ser um pé dinâmico com formato topológico simples que apresenta melhor absorção durante a marcha e maior liberação de energia segundo (NIAGARA, 2018; ESTEVÃO, 2009). O principal ponto de destaque deste modelo, é que ele foi projetado para ser fabricado por Manufatura Aditiva, mesmo posteriormente sendo comercializado em larga escala a partir de molde de injeção. A modelagem do pé (Figura 61) foi realizada utilizando o projeto original de Niagara. Desenho técnico disponível no Anexo E.

Figura 61: Modelagem pé de Niagara

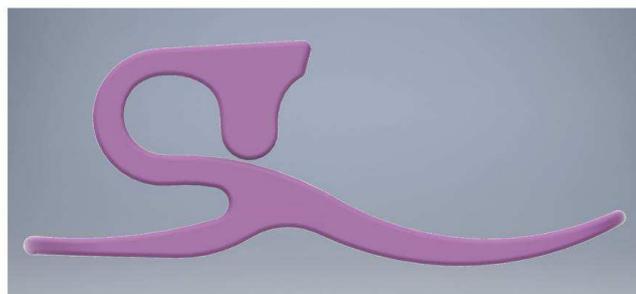
Vista anterior



Vista posterior



Vista posterior

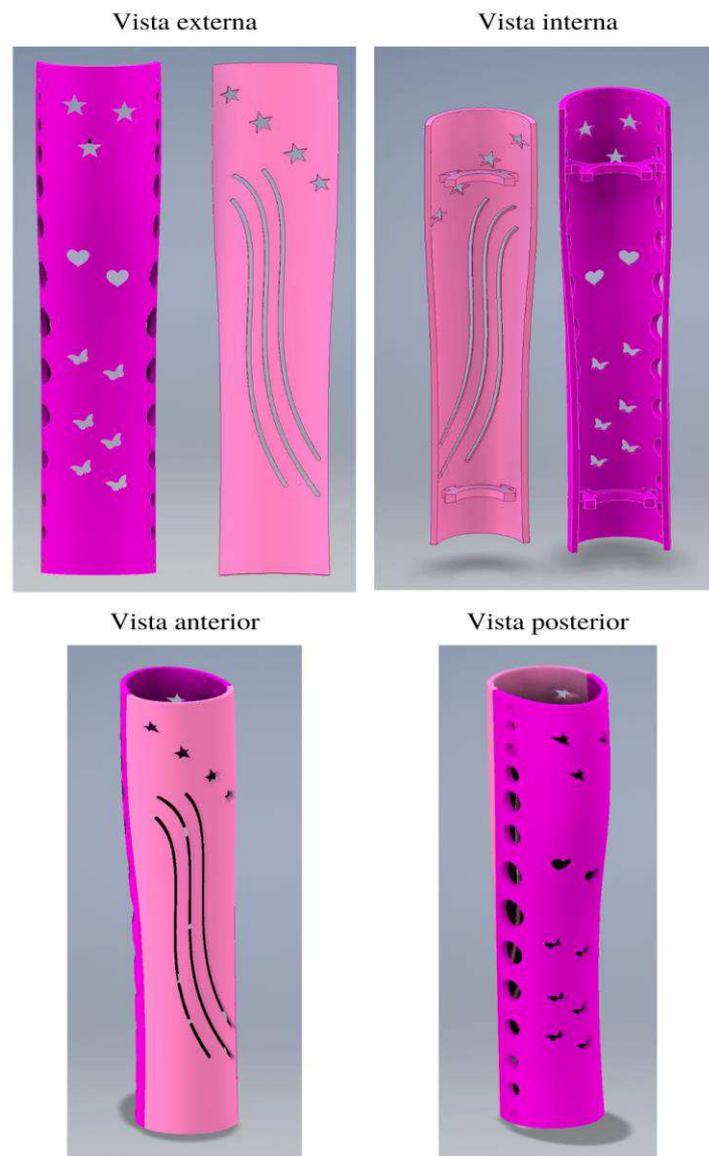
**Fonte:** Dados da pesquisa (2021).

Para conceber um caráter lúdico a prótese e de melhor estética, atualmente são utilizadas capas que minimizam o aspecto industrial da peça. Estas capas foram criadas com a expectativa de minimizar o impacto do uso de membros artificiais e o índice de abandono, uma vez que principalmente para o público infantil, esse artifício cria a possibilidade de interação da criança com a prótese, pois estas podem ter características sugeridas por elas, como seus desenhos e cores favoritas, propiciando assim interação, inclusão social, queda de paradigmas, resolução

de traumas psicológicos, dentre tantos motivos que são elencados o para abandono do uso de próteses.

A partir deste apelo, para este estudo, foi desenvolvida uma capa de prótese customizada, utilizando dimensionamento da tíbia tubular do modelo CAD desenvolvido. A capa seguiu um designer moderno, com foco em, além de proporcionar caráter lúdico à peça, aliviar a carga do peso do conjunto da prótese. Foram utilizados desenhos vetorizados de estrelas, corações e borboletas para compor o designer da peça (Figura 62). Desenho técnico disponível no anexo F.

Figura 62: Capa de prótese customizada



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Em vista explodida podemos observar todos os componentes modelados da nova prótese transfemural (Figura 63) (Figura 64) e sua planta técnica (Figura 65) (Anexo G).

Figura 63: Nova prótese transfemural infantil modelada



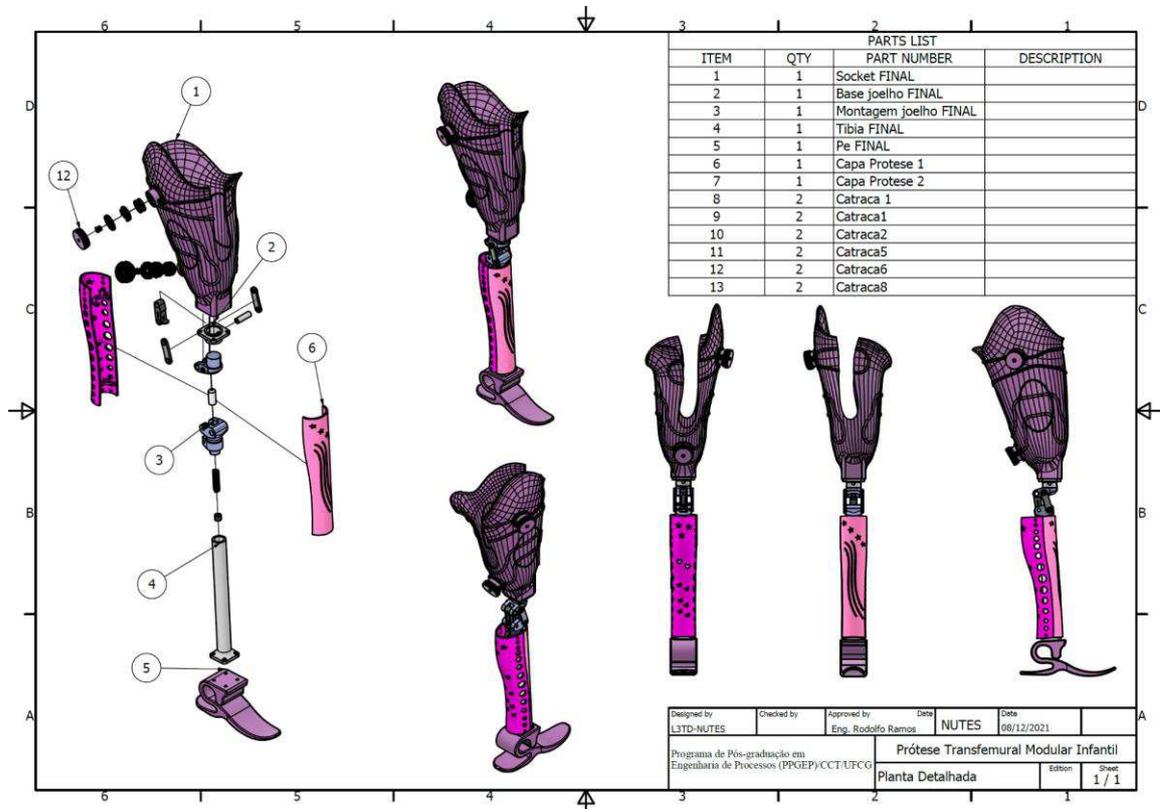
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 64: Vista explodida da nova prótese transfemural infantil modelada



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 65: Desenho técnico nova prótese transfemural infantil modelada em vista explodida



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

No âmbito da simulação computacional, o método dos elementos finitos (MEF) é uma ferramenta muito utilizada para a determinação do comportamento estrutural de componentes, quando submetidos a carregamentos estáticos e/ou dinâmicos (MARIM, 2009). Neste estudo as simulações CAE foram utilizadas para validar o design e o material aplicado na prótese transfemural, foram adotados alguns critérios e medidas de fenômenos físicos e materiais. Com a aplicação do MEF utilizando o software Ansys, foi possível comprovar o comportamento do material com a estrutura desenvolvida no design da prótese, juntamente com seu formato topológico, com isso, a validação para o carregamento de esforços estruturais que compõem todos os elementos modulares das próteses foram estudados individualmente e com a prótese completa.

É de suma importância o uso das simulações computacionais para validar um produto, principalmente quando se referem as geometrias de formatos complexos, que é o caso deste estudo, geometrias estas com características orgânicas, em destaque o componente socket.

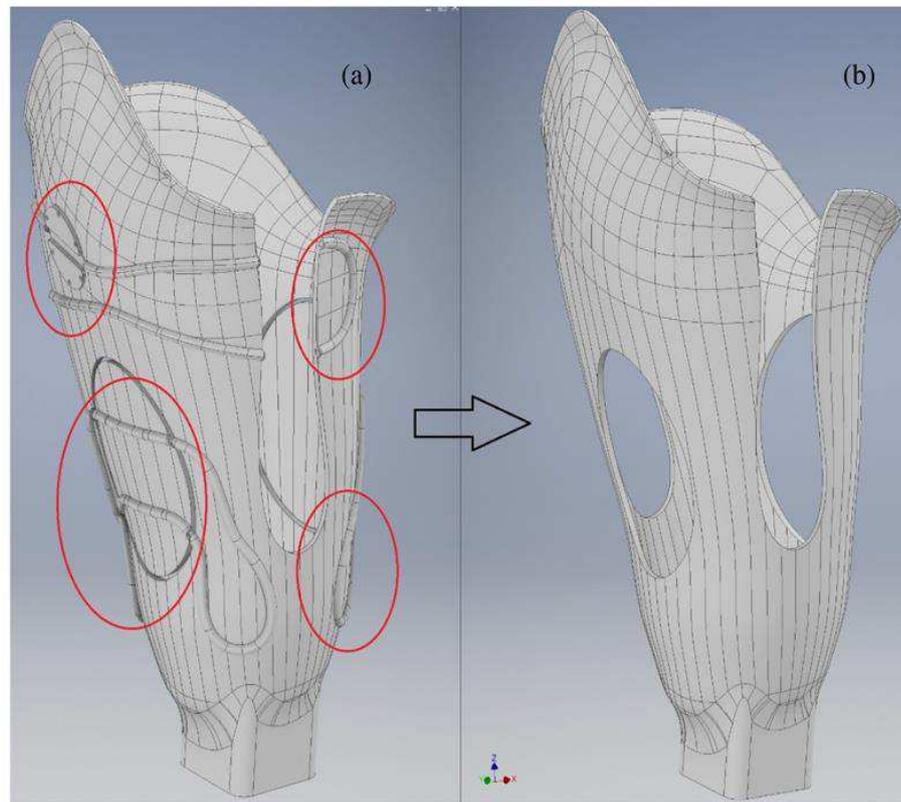
Para este estudo foi utilizado o critério de falhas Von Mises, indicando a falha do material em pontos máximos de tensões equivalentes, como a análise de tensão-deformação da

prótese. Neste estudo foram feitos cálculos estruturais na verificação de tensão-deformação utilizando o peso do paciente envolvido na pesquisa.

Quando tratamos de simulações CAE estruturais, o ponto principal para o início de uma boa análise é a malha geométrica, pois as forças quando aplicadas nas estruturas seguem os princípios dos nós e arestas. Para análise, foi feita a conversão do arquivo parametrizado CAD Autodesk Inventor ® em malha geométrica Ansys ®, com isso, foram feitas mudanças no socket para melhoria da análise (Figura 66a) podendo ser desconsiderada no estudo computacional algumas regiões sem comprometer o estudo, pois não se retratam em regiões estruturais. Foram removidos os guias de nylon, as bases laterais de pressões e as catracas de acionamento de pressão (Figura 66b), já os demais componentes, seguiu a conversão sem alterações do Autodesk Inventor no formato IPT para malha geométrica Ansys (Figura 67).

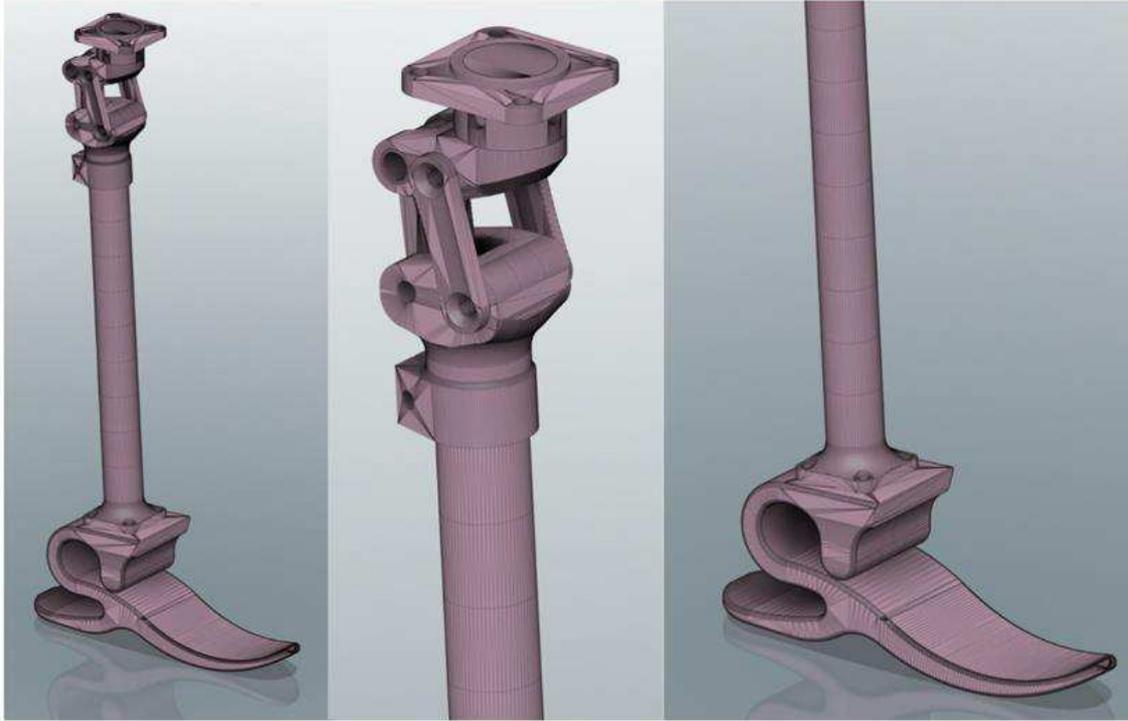
A importância de uma boa malha geométrica resulta em um resultado mais fidedigno, então todo o percurso e nós da malha deve seguir o mais próximo de uma estrutura lógica parametrizada, assim, a força que irá percorrerá o material, resultará em uma análise de energia de deformação otimizada para a prótese (Figura 68).

Figura 66: (a) Malha com estruturas de componentes (b) Malha otimizada para ensaios computacionais



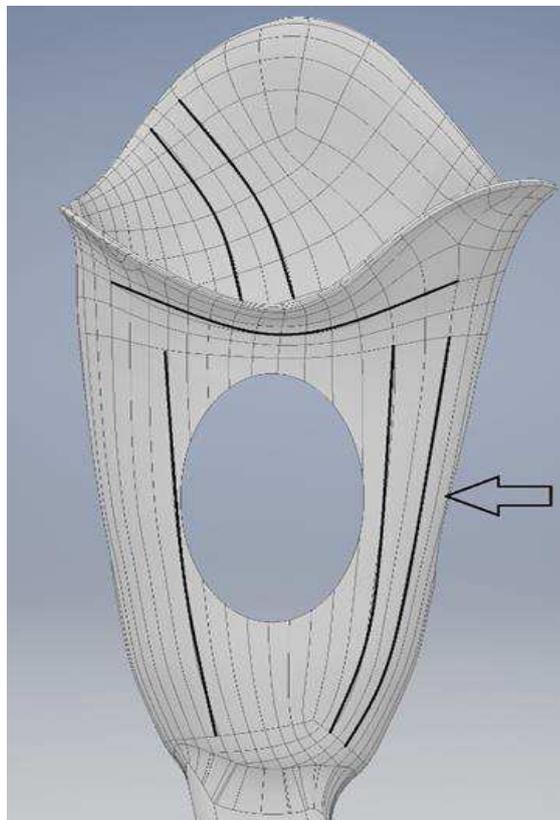
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 67: Malha geométrica dos componentes modulares



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 68: Percurso e nós da malha otimizada



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após finalização da malha geométrica, foi feita a definição dos dados do material utilizando a biblioteca do software Ansys®, que foi o ABS+ marca eSUN, material utilizado para fabricação em MA. Destacando a densidade em 1.06 g/cm^3 , módulo de elasticidade em 1203 MPa e tensão limite de escoamento em 40 MPa .

Na análise de geometria no software Ansys®, a análise foi estabelecida como carregamento estrutural estático, com uma carga distribuída no socket que representa a descarga da força do paciente resultando na força peso eq(1) como a carga principal. O volume de controle foi estabelecido como sendo o socket com a força aplicada no sentido axial de $-Z$, as condições de contorno ficaram na região onde o coto exerce a maior pressão (contado do coto com o socket), como sendo a região do ísquio, trocanter, e base do coto (slide 4), a força foi estabelecida no ponto A da figura com a carga de $372,78 \text{ N}$, este cálculo foi estabelecido pelo peso do paciente de 38 kg e gravidade como sendo $9,81 \text{ m/s}^2$, e o pé engastado no ponto B (Figura 70).

Figura 69: Equação de força peso

$$F = m \cdot g \quad \text{eq. (1)}$$

F : Força (N)

m : Massa (kg)



Considerando,

$$g = 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$m = 38 \text{ kg}$$

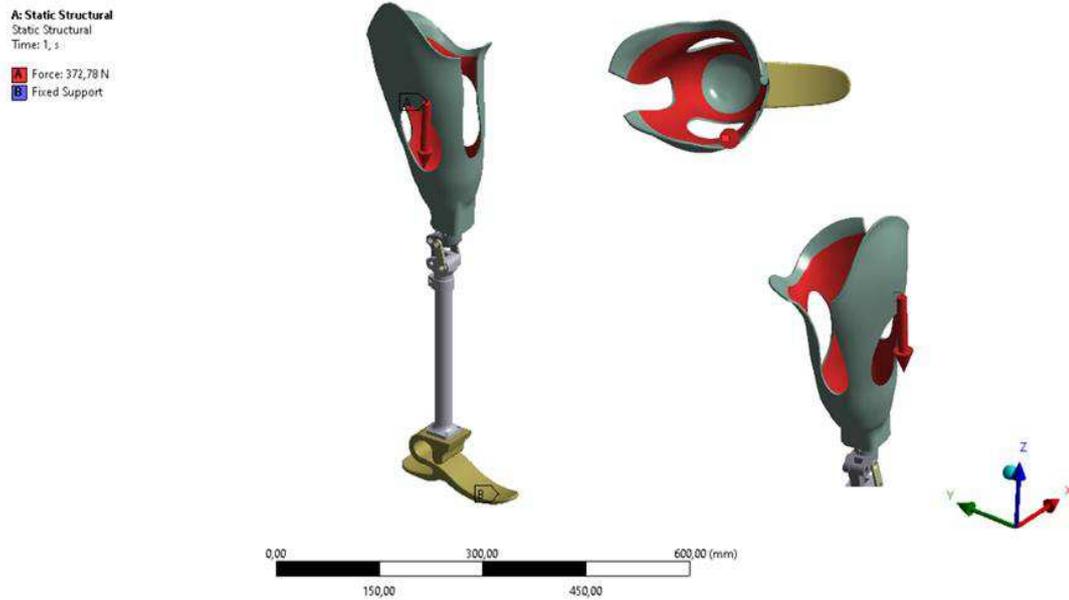
Temos,

$$F = 38 \text{ kg} \cdot 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$F = 372,78 \text{ N}$$

Fonte: Dados da pesquisa (2021).

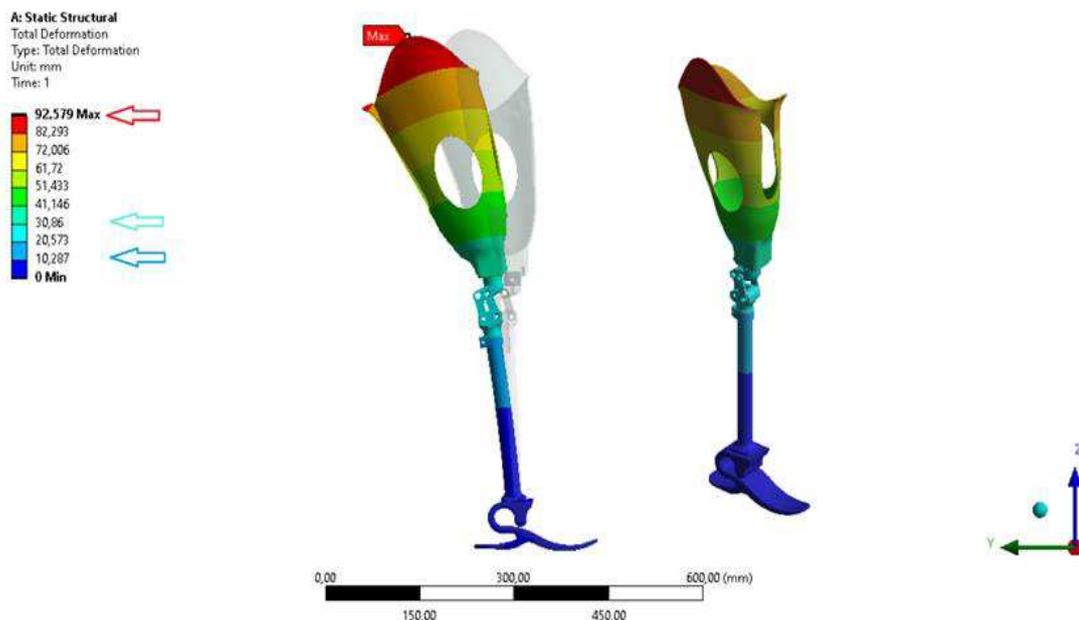
Figura 70: Aplicação da força e engastamento do pé



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Após a simulação, iniciou-se o estudo da análise de tensão-deformação, percebeu-se que a deformação máxima obtida ocorreu na região do trocanter, tendo um deslocamento máximo de 92,579 mm, mais pontos como o joelho, tíbia tubular, foram estressadas e deformadas, com medias de 30,86 mm e 10,287 mm (Figura 66).

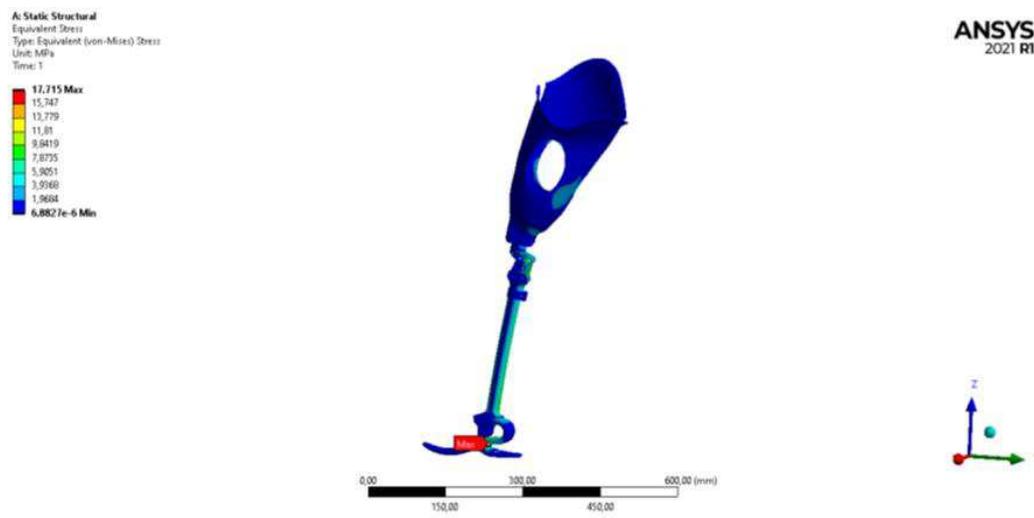
Figura 71: Deslocamento máximo da prótese transfemural



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

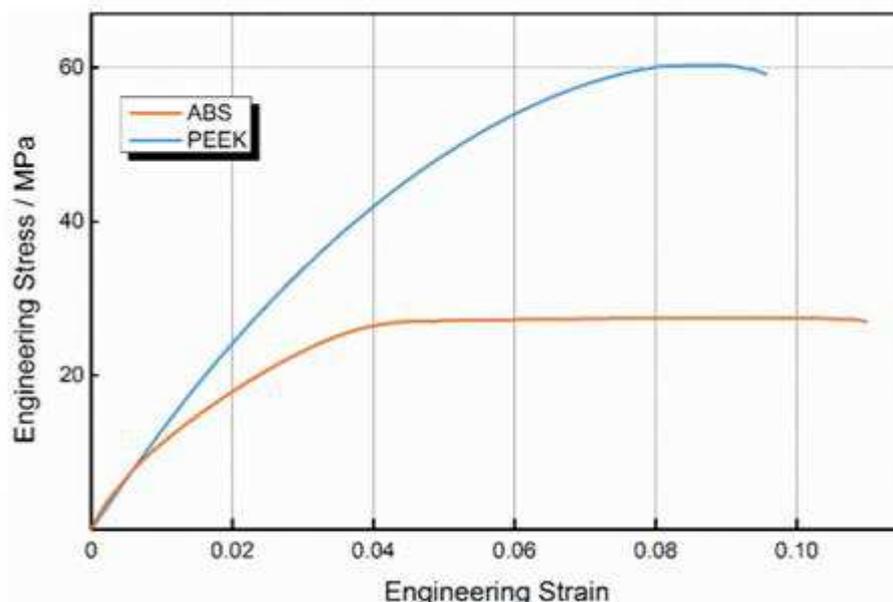
Quando analisadas as forças atuantes no conjunto total da prótese, a análise de tensões equivalentes, percebeu-se a carga máxima na região do pé com 17,715 Mpa (Figura 72), que caracteriza como sendo a torção do tornozelo no pé de Niagara, que acumula energia e devolve para a realização da marcha, algo bastante positivo quando comparado a ensaios simulados no estudo de Wu et al. (2015) que apresentou em seu estudo, limites máximos de escoamento em média de 27.1 MPa, (Figura 72).

Figura 72: Tensão Máxima da prótese transfemural



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

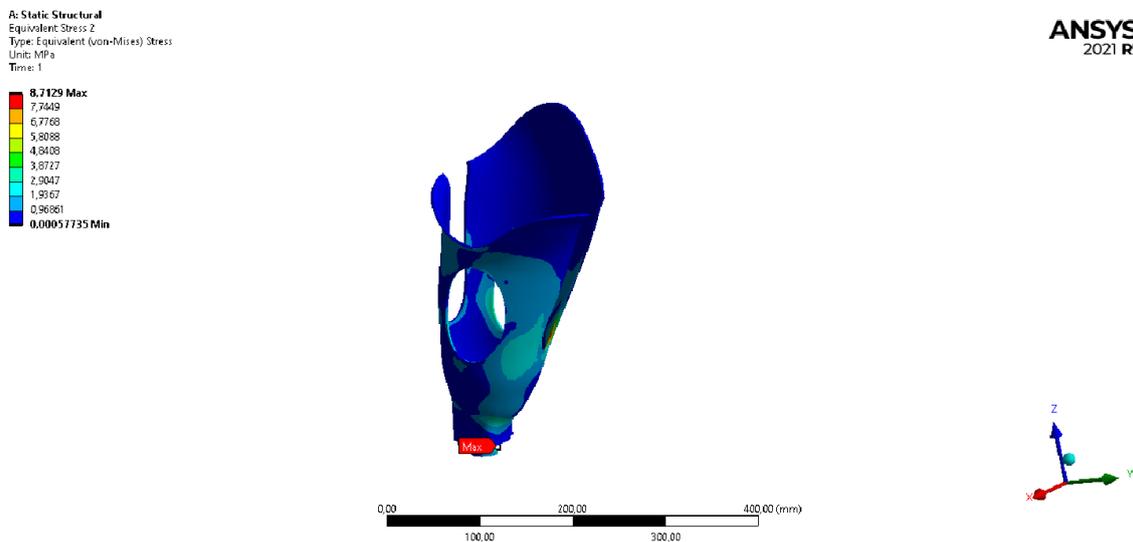
Figura 73: Curvas de Tensão dos materiais ABS e Peek



Fonte: Wu et al. (2015).

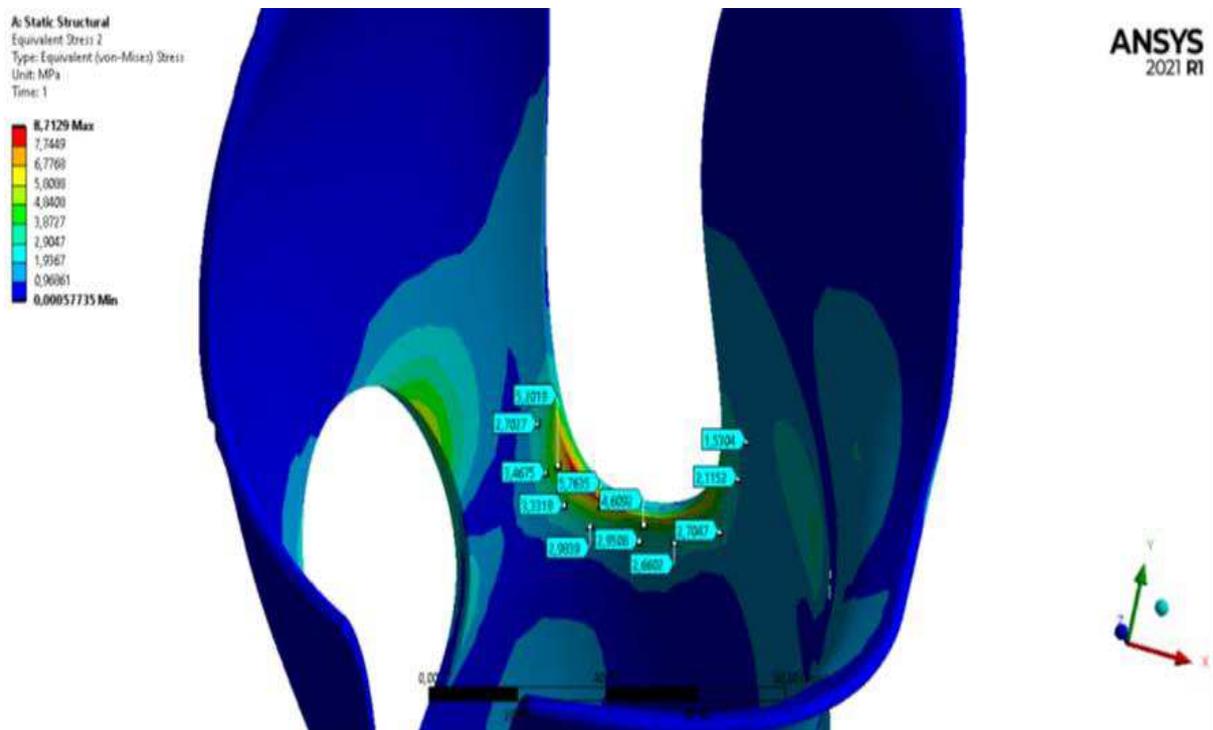
Analisando especificamente o socket, que é uma das partes modulares principais da prótese, nela ocorre toda descarga do peso em contato com o coto do paciente, a tensão máxima obtida foi 8,7129MPa (Figura 74) localizado na base final do socket/ junção joelho, algo bastante satisfatório, pois mostra o quanto o ABS é maleável a esse tipo de aplicação, apresentando uma boa resistência a impacto, diferentemente do PLA que segundo Figliolia (2021) aconselha esse tipo de material, pelo fato de apresentarem maiores tensões, mais vale destacar que o PLA não possui uma zona de escoamento grande, ocasionando a tensão de ruptura muito próxima com a tensão máxima admitida. Podemos destacar as zonas críticas de deformação, exatamente na região topológica do fechamento/abertura do socket, com máximas de 5,76 MPa e 5,20MPa (Figura 75), algo já esperado, pois o material tende a flexionar na curva da junção.

Figura 74: Tensão máxima do socket



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 75: Tensões da região da dobra do socket

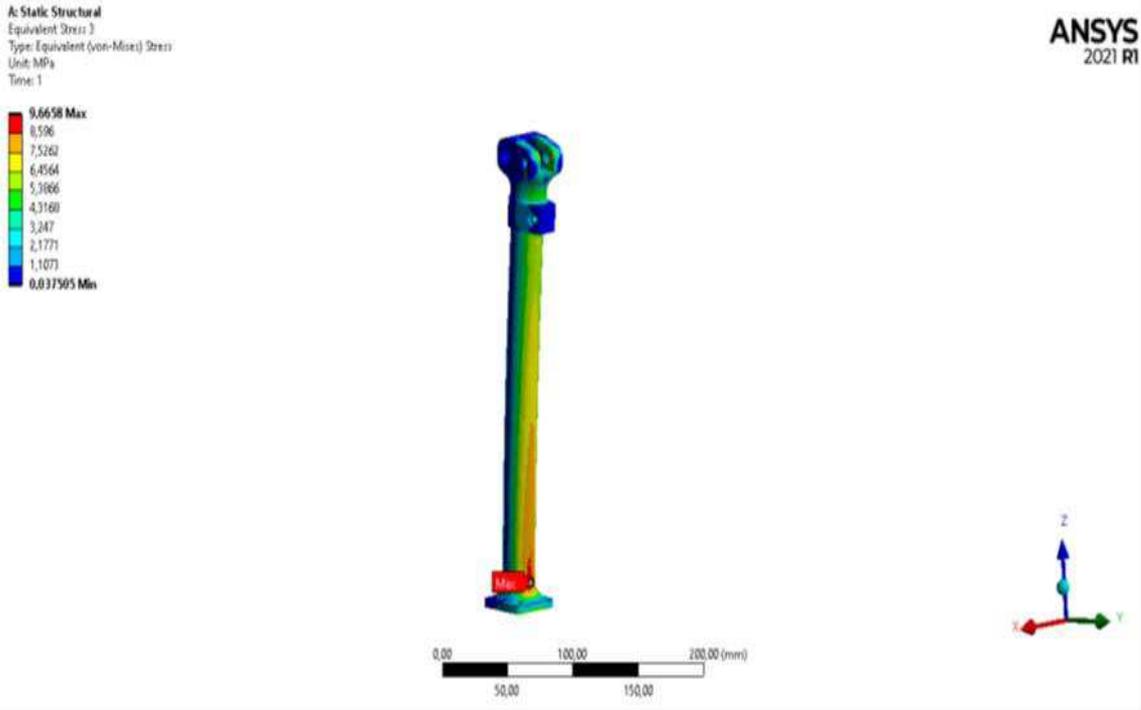


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

O componente tibia tubular, apresentou tensão máxima de 9,6658MPa, bem próximo da junção do pé, ocorrendo um efeito de flambagem ao longo da tibia, ficando na tolerância admitida do material (Figura 76). Já quando falamos no pé de Niagara, este apresentou a maior descarga de 17,715MPa, pelo motivo de terem forças atuando na reação do solo com a prótese, e por ter uma característica de pé dinâmico que é um fator importante, pois a acumulação de energia será devolvida na reação ao arranque da marcha, pois o seu formato topológico tende a ser uma mola de atuação, melhorando assim o movimento da marcha humana e absorção de impacto (Figura 77).

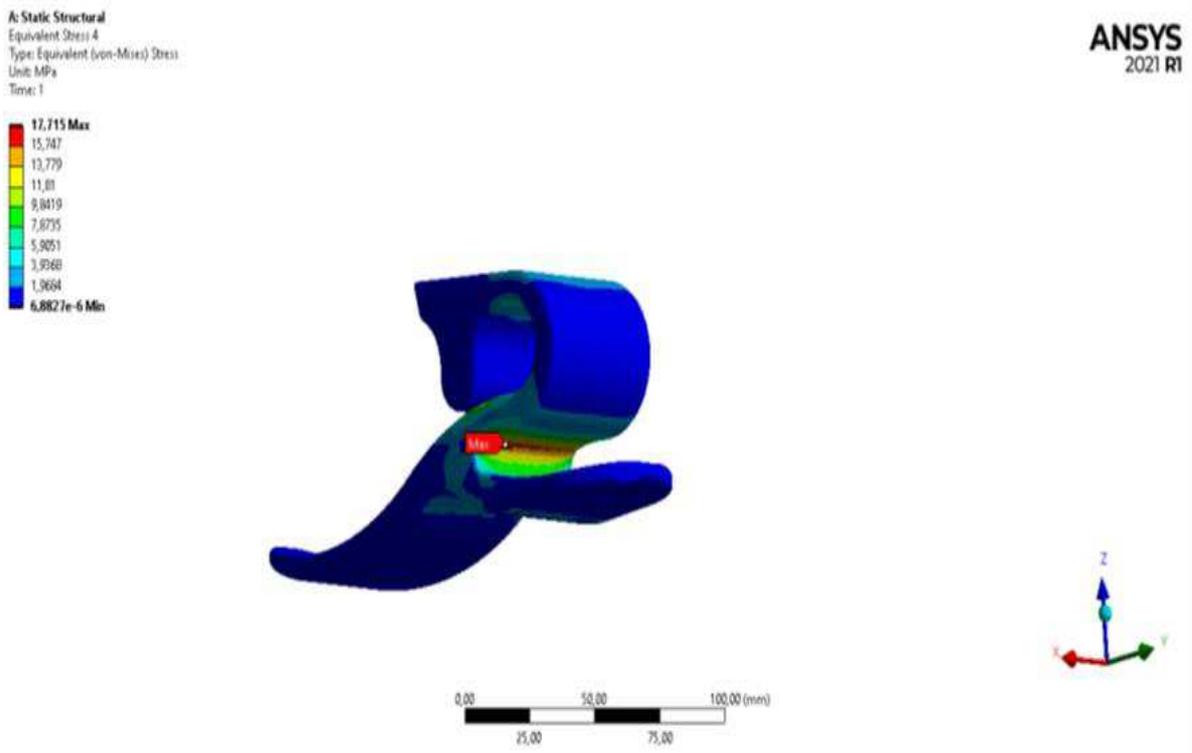
O joelho policêntrico apresentou uma carga de 16,338MPa, esse grande valor pode ter relação com o sistema de barras do modelo policêntrico, apesar de estar dentro do tolerável é possível fazer uma alteração futura, com o aumento das barras de sustentação (Figura 74).

Figura 76: Tensão máxima tíbia tubular



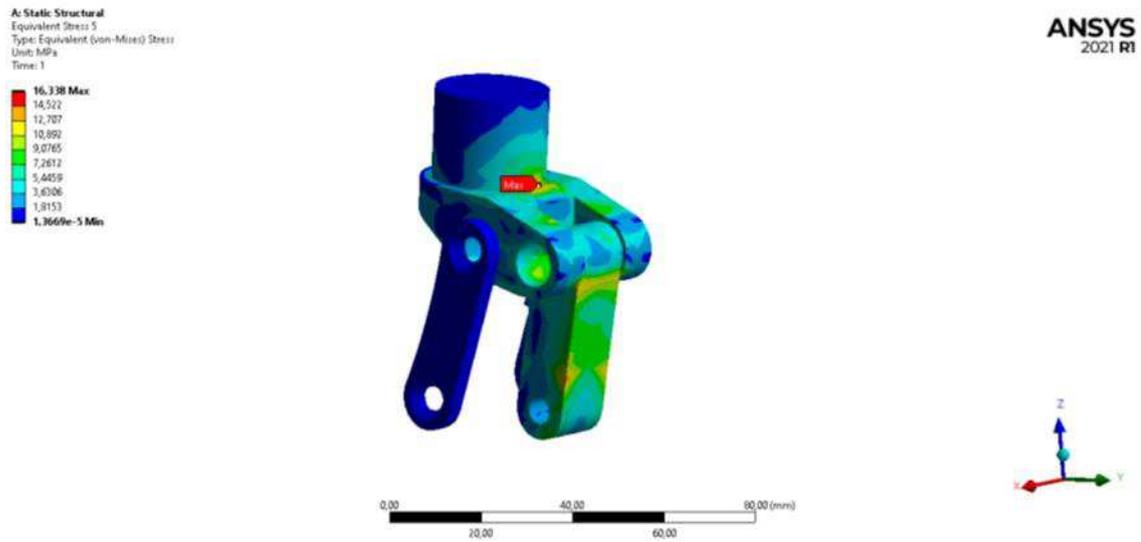
Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 77: Tensão máxima do pé de Niagara



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

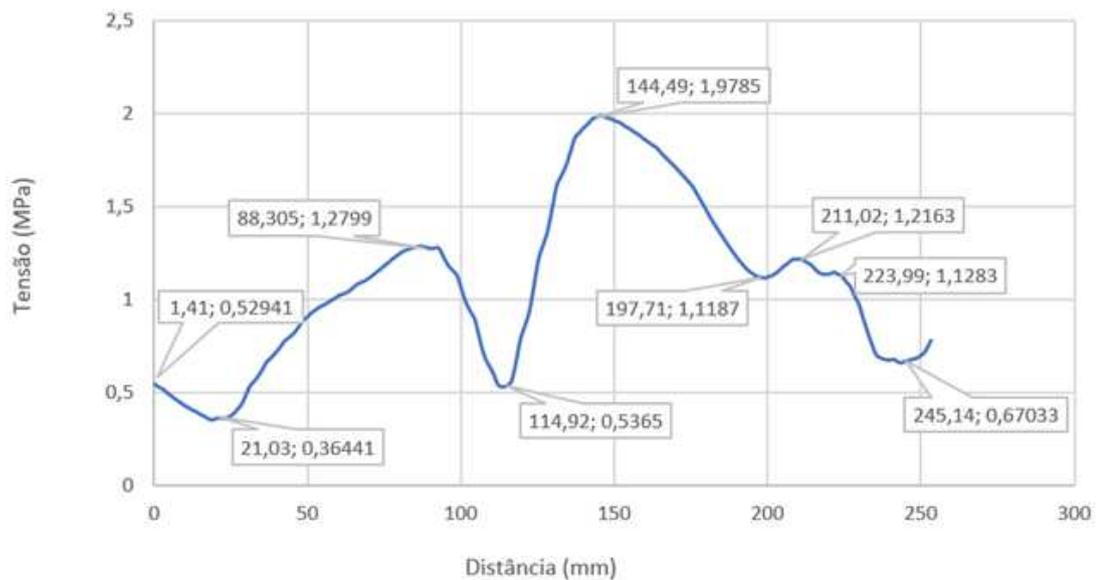
Figura 78: Tensão máxima do joelho

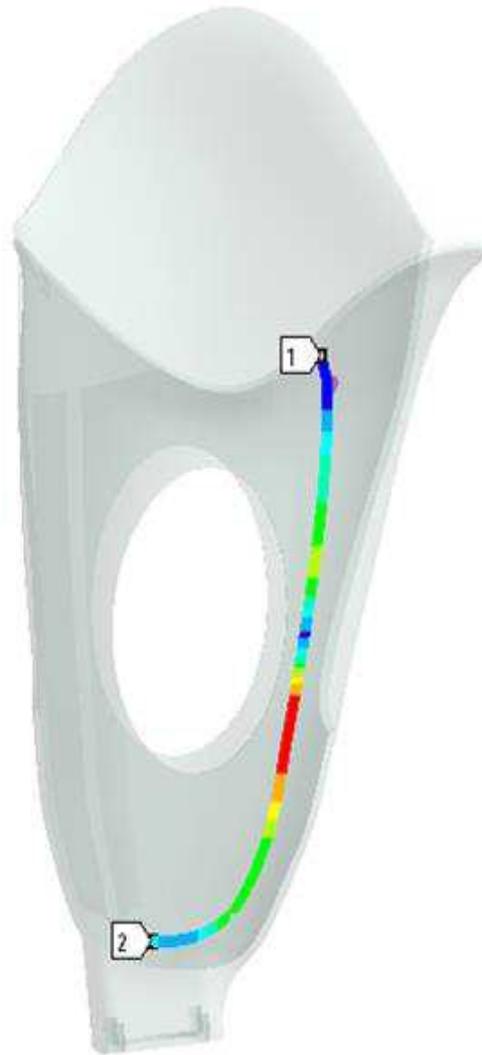


Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Quando analisamos o caminho 1 para 2 (Figura 79) da força aplicada exatamente na contenção isquiática, observamos a que o mesmo apresenta tensão máxima próximo a zona da pressão lateral 1,9785MPa e deslocamento de 144,49 mm, considerados como admissível para essa região, mesmo com a remoção do material lateral.

Figura 79: Gráfico das tensões dos caminhos 1 e 2 da região isquiática





Fonte: Dados da pesquisa (2021).

A utilização de processos produtivos emergentes e em ascensão como a manufatura aditiva para produção de tecnologias assistivas, têm sido fator determinante para o acompanhamento eficiente da protetização em crianças, principalmente quando estas necessitam de dispositivos para membros inferiores, uma vez que de acordo com Lunsford et al. (2016) este público está em constante desenvolvimento e necessita de ajustes e trocas de componentes diversas vezes até atingirem a idade adulta.

Utilizando a MA é possível fazer substituições ou reparos de peças, de maneira rápida e econômica, facilitando a acessibilidade e rápida adaptação, pelo fato desta tecnologia ser ágil, totalmente planejada e customizada para o paciente, além de ter um menor custo de produção (OLIVER, 2019; BARRIOS, 2020).

A nova prótese transfemural infantil desenvolvida, utilizou a tecnologia FDM em seu processo produtivo de MA, na qual segundo Samykano (2019) é possível construir peças robustas, duráveis e dimensionalmente estáveis por meio de impressoras 3D especializadas, proporcionando melhor precisão e repetibilidade quando comparada a qualquer outra tecnologia de MA disponível. Este processo é o método mais utilizado dentre todas as técnicas de MA para a fabricação de peças plásticas puras, pois recebem características como baixo custo, mínimo desperdício e grande variabilidade de material (SKAI, 2003; STRATASYS, 2013).

Todos os componentes deste estudo foram fabricados no material do tipo ABS. A escolha do tipo de material para fabricação da prótese é crucial para o bom funcionamento dos componentes, o ABS foi selecionado por ser resistente e dúctil, e possuir tolerância ao calor e resistência ao desgaste, mantendo uma temperatura de extrusão durante a impressão na faixa de aproximadamente 230°C a 250°C, é importante salientar que todo o processo de MA é controlado e registrado, conferindo um caráter de confiabilidade ao processo. Segundo Filho (2019), o ABS possui propriedades específicas como bom impacto, resistência à tração e à abrasão.

O processo propriamente dito de MA também conhecido como impressão 3D apresenta variações com relação ao tempo de impressão. O tipo de estrutura interna ou de preenchimento é o ponto de referência mais significativo para predizer o tempo total de impressão, além da altura da peça corresponde ao eixo Z na bandeja. Ou seja, peças com estruturas mais densas apresentam tempo de impressão maior, que é o caso de todos os componentes que compunham a prótese transfemural.

O tempo total de fabricação da nova prótese transfemural se considerarmos uma impressão única, foi de 58h, porém para confirmar o caráter de agilidade do processo de MA, as peças foram produzidas separadamente em duas etapas e em duas impressoras 3D simultaneamente, já que dispomos no LT3D/NUTES/UEPB de várias máquinas de MA (Figura 80). Na primeira etapa, foram produzidos dois componentes, um em cada impressora, o socket e o joelho policêntrico, o primeiro foi impresso em 23h e o segundo em 5h. Na segunda etapa foram produzidos três componentes, o tubo da tíbia e a capa da prótese em uma impressora, e o pé em outra, a primeira impressão foi de 10h e a segunda também de 10h (Figura 81). Neste formato de impressão tivemos um tempo total de fabricação de 33h, ou seja, quanto maior o parque de máquinas for, menor será o tempo de fabricação de uma prótese transfemural.

Figura 80: Máquina de manufatura aditiva do LT3D/NUTES/UEPB



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

Figura 81: Prótese transfemural fabricada por Manufatura Aditiva

Vista Lateral



Vista Anterior



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

O processo completo de concessão de uma prótese transfemural atualmente é longo, pois todo o processo é manual e não há possibilidade de otimização. Com a proposta de fabricação utilizando tecnologias 3D registrada no estudo, foi possível observar que há a possibilidade de automatização de todo o processo já existente sem excluir a mão obra humana, apenas modernizando o processo fabril com o uso de novas tecnologias.

Para a impressão 3D de todos os componentes da prótese, foi utilizado 810g de filamento de ABS, em uma cotação atual, a grama deste filamento custa em média R\$ 0,13 centavos, assim o custo de fabricação da prótese excluindo-se a mão de obra gira em torno de R\$ 105,30, se considerarmos o custo total com mão de obra esse valor chega a R\$ 2.100,00. Quando comparamos com o processo tradicional, utilizando os mesmos componentes de marcas comerciais, temos um valor de mercado em torno de R\$ 12.500,00 só de custo de material, quando acrescentamos a mão de obra e outros custos, esse valor poderá chegar até R\$ 28.000,00, vale salientar que esse valor é para próteses infantis. Estes valores do processo tradicional foram obtidos em pesquisa feita em oficina ortopédica particular que presta serviço terceirizado para o SUS.

Podemos destacar então, diversas vantagens para o uso da MA e para o uso de outras tecnologias 3D, como escaneamento 3D e modelagens computacionais, tais quais: Customização, oferecendo um dispositivo único e desenvolvido para cada paciente, possibilidade de escolha de material, cor e design (Figura 82); complexidade de estruturas internas impossíveis de serem atingidas através do processo tradicional; sustentabilidade, uma vez que há possibilidade de variar a densidade do objeto de acordo com a resistência e flexibilidade requeridas, reduzindo a quantidade de material necessário; reciclagem, pois as impressões podem ser recicladas e transformadas em novos filamentos para impressão; economia, já que possibilita a fabricação de itens individuais com um menor custo quando comparado à produção em massa, com o tempo de desenvolvimento, operações e demanda de funcionários.

Figura 82: Pé Niagara, Tibia Tubular, Joelho por MA



Fonte: Dados da pesquisa (2021).

6 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos através deste estudo, pode-se concluir que:

- A tecnologia de MA é capaz de potencializar a capacidade fabril de oficinas ortopédicas, reduzindo o tempo total do processo de concessão de próteses transfemorais para crianças;
- O processo de MA proporcionou maior facilidade para fabricação de geometrias complexas, principalmente para o componente socket, que representa o coto do paciente, comprovando a eficácia da tecnologia;
- Verificou-se uma redução do custo final da prótese de 92,5% quando comparado ao processo tradicional;
- Diante dos processos de fabricação de MA a tecnologia FDM comprovou ser eficaz, através dos indicativos de peças com perfis de cargas estruturais de engenharia, e de suas estruturas internas de construção (Gyroid e Retilínea) e deposição de camadas com sentidos direcionais da força atuante, que se assemelham a fibras compósitas de deposição;
- Por ser uma prótese customizada, desenvolvida para o paciente em específico, em um tempo menor que o processo convencional, com capacidade de ajustar cargas de pressão no socket, é possível que diminua o índice de rejeição/abandono do paciente à prótese .
- Há possibilidade de atualização da metodologia de projetos de próteses centros ortopédicos, com a utilização de ferramentas computacionais;
- Há possibilidade de utilizar softwares CAD de aplicações da área de engenharia no desenvolvimento de dispositivos para saúde, não necessitando exclusivamente de softwares específicos da indústria médica que tem alto custo;
- Há possibilidade de armazenamento de todos os arquivos de imagem e históricos do paciente em um sistema nuvem digital, para possíveis ajustes e acompanhamento da equipe médica, podendo assim realizar a fabricação de algum componente na reposição de peças em manutenções preventiva e corretiva futuras;
- Resultou em um processo de fabricação com mínima insalubridade, diferentemente do processo tradicional, uma vez que não necessita de insumos tóxicos em nenhuma etapa de desenvolvimento;
- Houve eficiência na união de imagens médicas de TC com imagens do escaneamento 3D, sem exposição do paciente a novos exames, uma vez que é aproveitada a TC realizadas para uso em cirurgias eletivas de amputações, podendo então fazer o aproveitamento e armazenamento das imagens médicas, tanto para cirurgias como no desenvolvimento da prótese computacional;

- Possibilidade de utilizar os componentes modulares fabricados por MA em próteses convencionais, devido aos resultados das simulações CAE apresentarem dados positivos, com boa confiabilidade de sua resistência mecânica.
- Há possibilidade de utilização de cores diversas nos componentes da prótese, estimulando o uso e diminuindo o abandono destas entre crianças,
- Há possibilidade de desenvolvimento de componentes do tipo acessórios estéticos com cores e gravuras sob preferência, como no caso das capas para cobrir a tibia tubular, e garantir o caráter lúdico para as crianças ajudando na boa aceitação do dispositivo
- Há possibilidade de aproveitar componentes modulares da prótese durante suas trocas na fase de crescimento da criança;
- Com o uso da MA, o serviços de concessão de tecnologia assistiva no SUS pode ser, pela velocidade de fabricação do processo.
- Há possibilidade de substituir o material laminado do processo atual, pelos materiais poliméricos, conferindo o caráter de leveza às próteses.
- O processo de desenvolvimento da prótese utilizando ferramentas computacionais , aumenta sua precisão fazendo com que o encaixe do socket seja perfeito no coto do paciente, e todos os seus componente possam ser ajustados de acordo com a necessidade do paciente;
- Os resultados da simulação computacional apresentaram dados satisfatórios em relação a todo conjunto montado com a utilização do ABS, em relação aos componentes específicos o destaque foi para o socket e o pé de Niagara.

7 SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS

Como sugestões para futuros trabalhos podemos citar:

- Realizar um estudo clínico, para uma análise da biomecânica da marcha humana, e também um estudo em relação ao atrofiamento do coto em crianças não protetizadas;
- Desenvolver um joelho específico para crianças, que sejam mais customizados seguindo o critério de idade em fase de crescimento;
- Realizar simulação computacional da prótese transfemural com análises dinâmicas;
- Acompanhar estudo clínico de criança até a sua fase adulta, realizando um estudo de pares;
- Testes de ensaios mecânicos de bancada, em próteses de membros inferiores fabricadas por Manufatura Aditiva;
- Desenvolvimento de liner por Manufatura Aditiva, utilizando materiais a base de silicone.

REFERÊNCIAS

- ABRAIDI. Disponível em: <http://abraidi.com.br/servicos/informacoes-uteis/definicao-de-ortese-e-protese.html>. Acesso em: 25 mar. 2018.
- AMARO JÚNIOR, E.; YAMASHITA, H. Aspectos básicos de Tomografia Computadorizada e Ressonância magnética. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, São Paulo, v. 23, suppl. 1, mai., 2001.
- ARYA, A.; KLENERMAN, L. The Jaipur foot. *The Journal of bone and joint surgery*. **British**, v. 90, 2008.
- A step ahead porsthetics**. Disponível em: <<http://www.weareastepahead.com/>>. Acesso em: 22 jun. 2018.
- ASTM F2792. **Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies**. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2010.
- BELANGERO, W.D. et al. Amputação dos membros inferiores na criança. Relato e experiência em 21 casos. **Acta Ortop Bras.**, v. 9, n. 3, jul/set., 2001.
- BELLINI, A.; GÜÇERI, S. Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling. **Rapid Prototyping Journal**, v. 9, n. 4, p. 252 – 264, 2003.
- BERNIER S.N; LUYT, B; Reinhard T. **Design for 3D Printing: Scanning, Creating, Editing, Remixing and Making in Three Dimensions**. San Fancisco: Maker Media inc., 2015.
- BIRCH, R. A history of limb amputation. **Springer**, 2008.
- BARRIOS-MURIEL, J. et al. Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: a technology review. **Materials**, v. 13, n. 2, p. 295-310, 2020.
- BARBOSA, A. S. et al. A Resolução 196/96 e o sistema brasileiro de revisão ética de pesquisas envolvendo seres humanos. **Rev. bioét.(Impr.)**, v. 19, n. 2, p. 523-42, 2011.
- BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: CORDE, 2009.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas**. Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Brasília: Ministério da Saúde, 2013.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde. **Técnico em próteses e próteses: livro-texto**. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão do Trabalho na Saúde. Brasília: Ministério da Saúde, 2014.

BRASIL. Instituto Nacional do Seguro Social. **Manual sobre Prescrição de Órteses, Próteses Ortopédicas não Implantáveis e Meios Auxiliares de Locomoção**. Brasília, 2017.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. **Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção**. Brasília: Ministério da Saúde, 2019.

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

BUENO, A. **Contribuições ao Desenvolvimento de Produtos Sob Medida Utilizando Engenharia Reversa e Manufatura Aditiva**. 2012. Dissertação [Mestrado]. Universidade Federal de Santa Catarina. Santa Catarina, 2012.

BURN, M. B.; TA, A.; GOGOLA, G. R. Three-dimensional printing of prosthetic hands for children. **The Journal of hand surgery**, Elsevier, 2016.

CARVALHO, J. A. **Amputações de Membros Inferiores: em busca da plena reabilitação**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.

CARVALHO, J.; VOLPATO, N. Prototipagem Rápida como processo de fabricação. *In* **Prototipagem Rápida: Tecnologias e aplicações**. 1 ed. Ed. Blücher: São Paulo, 2007.

CHAMLIAN, T. R., Uso de Próteses em Amputados de Membros Inferiores por Doença Arterial Periférica. **Einstein**, São Paulo, v. 12, n. 4, 2014.

CHUA, C. K.; LEONG, K. F.; LIM, C. S. **Rapid Prototyping, Principles and Applications**. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. 2 ed, 2003.

CHUA, C. K.; LEONG, K. F.; LIM, C. S. **Rapid prototyping: principles and applications**. 3. ed. Singapore: Manufacturing World Scientific Pub Co., 2010.

CRPG. **“Membro Inferior,” Investigação, Temas de Referência, Produtos de Apoio, Próteses, Membro Inferior**. 2012. Disponível em: <http://www.crpq.pt/estudos/Projectos/temasreferencia/infoespecializada/proteses/Paginas/membroinferior.aspx#topo>. Acesso em: 20 jun. 2019.

COSTA, C. R. et al. Dispositivos de tecnologia assistiva: fatores relacionados ao abandono. **Cad Ter Ocup UFSCar.**, v. 23, p. 611–624, 2015.

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

DOMINGUES, C. V. P. **Avaliação de Próteses Transfemorais**. 2016. Dissertação [Mestrado]. Universidade do Porto. Porto, 2016.

D'URSO, P. S. et al. Stereolithographic (SLA) Biomodelling in Cranioplastic Implant Surgery. Proc of the International Conference on Recent Advances in Neurotraumatology. **Gold Coast**, Australia, Sept., 1994.

DUPES, B. **Prosthetic Knee Systems**. Amputee Coalition of America, 2008.

ESTÊVÃO, R. J. O. **Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial Endoesquelética**. 2009. Dissertação [Mestrado]. Universidade de Aveiro. Portugal, 2009.

FATONE, S. et al. “**Development of Subischial Prosthetic Sockets with Vacuum-Assisted Suspension for Highly Active Persons with Transfemoral Amputations,**”. Evanston: Illinois, 2013.

FIGLIOLIA, A. C. **Materiais Para Impressão 3D No Desenvolvimento De Próteses De Membro Superior: Análise Do Desempenho Mecânico e Funcional**. 2021.

FOGGIATTO, J. A.; SILVA, J. V. L. da. Representação geométrica 3D para AM. Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, v. 1, p. 69-95, 2017.

FONSECA, P. M. F., **Filmes finos para sensores de pressão em próteses de membros inferiores**. Universidade de Coimbra, 2011.

GABBIADINI, S. **Knowledge-based design of lower limb prosthesis**. Università degli studi di Padova. Dipartimento di innovazione meccanica e gestionale. 2011. Dottorato. Università degli studi di Bergamo. Italy, 2011.

GARCIA, L. H. T. **Desenvolvimento e fabricação de uma mini-impressora 3D para cerâmica**. Dissertação [Mestrado]. Escola de Engenharia de São Carlos. 2010.

GIBSON, I.; ROSEN, D. W.; STUCKER, B. Generalized Additive Manufacturing Process Chain. *In*: GIBSON, I. et al. **Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing**. Nova Iorque: Springer, 2010.

GIBSON, I.; ROSEN, D.; STUCKER, B. **Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing**. New York, NY: Springer New York, 2015.

GREBER FILHO, E. **Desenvolvimento e fabricação de moldes flexíveis (TPU) de baixo custo por manufatura aditiva para produção de próteses cranianas de PMMA**. 2019. Dissertação [Mestrado]. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019

HAMILL, K. M.; KNUTZEN, J. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. Ed. Manole Geral. 1999.

HOPKINSON, N.; HAGUE, R.; DICKENS, P. **Rapid Manufacturing: An Industrial Revolution for the Digital Age**. Chichester, London: John Wiley & Sons, Ltd., 2006.

ISO, International Organization For Standardization. ASTM – American Society Of The International Association For Testing And Materials. **ISO/ASTM 52900:2015 (E)**: standard terminology for additive manufacturing – general principles – terminology. Genève: ISO. West Conshohocken: ASTM International, 2016.

_____. **ISO 10328:2016 Prosthetics - Structural testing of lower-limb prostheses: Requirements and test methods**. 2016.

_____. **ISO 22675:2016 Prosthetics** - Testing of ankle-foot devices and foot units. Requirements and test methods. 2016.

JECIĆ, S.; DRVAR, N. **The Assessment Of Structured Light And Laser Scanning Methods**. In: 3d Shape Measurements. In: 4th ICCSM - International Congress Of Croatian Society Of Mechanics. Proceedings. 2003, p. 237-244.

JOURNAL, A. O. F. et al. Rehabilitation, Transfemoral Prosthesis Suspension Systems A Systematic Review of the Literature Transfemoral Prosthesis Suspension Systems. 2015.

JUNIOR, A. S. **Análise Comparativa entre os Processos de Prototipagem Rápida na Concepção de novos Produtos: Um Estudo de Caso para Determinação de Processo mais indicado**. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. 2008.

KAI, C. C.; FAI, L. K.; SING, L. C. **Rapid Prototyping: Principles and Applications**. 2 ed. World Scientific Pub Co, 2003.

KAY, H. W. A Proposed Nomenclature For Limb Prosthetics. **Orthotics and Prosthetics**, v. 28, n. 4, p. 37-47, 1974.

KHRONOPEDIA. 2018 Disponível em: <http://khronopedia-je.incubadora.fapesp.br/portal/khronopress/hist/fosseis-de-humanos/dedo-egipcio-de-2-6-mil-anos-pode-ser-protese-maisantiga>. Acesso em: 25 mar. 2018.

KORKMAZ, M. et al. Evaluation of functionality in acquired and congenital upper extremity child amputees. **Acta orthopaedica et traumatologica turcica**, v. 46, n. 4, p. 262–268, 2012.

KOUTNY, D. et al. **3D Digitalization of the Human Body for Use in Orthotics and Prosthetics**. World Academy of Science, Engineering and Technology (2012).

LIMA, M. V. A. **Modelo de Fatiamento Adaptativo para Prototipagem Rápida: Implementação no Processo de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM)**. 2009. Dissertação [Mestrado]. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

LIM, L.T.; AURAS, R.; RUBINO, M. Processing technologies for poly (lactic acid). **Progress in Polymer Science**, v. 33, n. 8, p. 820–852, 2008.

LUNSFORD, C. et al. Innovations With 3-Dimensional Printing in Physical Medicine and Rehabilitation: a review of the literature. **Pm&r**, v. 8, n. 12, p. 1201-12, 2016.

LUSARDI, M. M.; JORGE, M.; NIELSEN, C. C. **Orthotics & Prosthetics in Rehabilitation**. 3 ed. St. Louis: Elsevier, 2013.

MAIA, I. A. et al. **Impressão 3D aplicada ao desenvolvimento de dispositivos de tecnologias assistiva**. In: 1st Internacional Workshop On Assitive Technology IWAT 2015.

MARTINS, K. Y. N. **Metodologia para adoção de Sistemas de Gestão baseada na ISO 9001 em organizações de Manufatura Aditiva aplicadas à saúde**. Dissertação [Mestrado]. Universidade Estadual da Paraíba. Campina Grande, 2015.

MARTINEZ, A. C. P. et al. Avaliação do comportamento mecânico dos polímeros ABS e PLA em impressão 3D visando simulação de desempenho estrutural. **Gestão e Tecnologia de Projetos**, São Carlos, v. 14, n. 1, p.125-141, 2019.

MARIM, M. **Utilização do método dos elementos finitos para cálculo de durabilidade de componentes mecânicos**. 2009. Dissertação [Mestrado]. Universidade de São Paulo. São Paulo, 2009.

MATOS, J. F. et al. Estudo de caso de malformação congênita, com quantificação do êmbolo em 4 sistemas de suspensão para próteses endossqueléticas transtibiais com encaixe TSB Case study of a congenital malformation with piston quantification in 4 suspension systems for tran. **Saúde & Tecnologia**, p. 27–33, 2015.

MORAES, C. R. L. **Desenvolvimento de um joelho eletrônico para utilização em próteses transfemorais**. 2018. Dissertação [Mestrado]. Universidade Federal de Pernambuco. Recife, 2018.

MOREIRA, R. M. M. **Desenvolvimento de uma prótese infantil adaptável**. Dissertação [Mestrado]. Universidade de Aveiro. Portugal, 2015.

GODADDY. **Niagara Foot**. 2018. Disponível em: <http://www.niagarafoot.com/niagarafoot/index.html>. Acesso em: 10 jun. 2018.

NIGEL, P.; FIELD, D.; SOAMES, S. **Anatomia e movimento do corpo humano**. 3 ed. Manole. 2000.

ODEJA, L. L. et al. **Uso de tecnologias tridimensionales para la generacion de una nueva metodologia de diseno y fabricacion de sockets transtibiales**. In: Encontro Nacional De Engenharia Biomecânica – ENEBI, 2015. Uberlândia, v. 1, 2015.

OLIVER, M. Assistive technology in polytrauma rehabilitation. **Phys Med Rehabil Clin N Am.**, v. 30, n. 1, p. 217-59, 2019.

OSSUR. **Liner Iceross Seal-In® X TF**. 2019. Disponível em: <https://www.ossur.com.br/solucoes-proteticas/produtos/balance-solutions/iceross-seal-in-x-tf>. Acesso: 20 jun. 2019.

OTTOBOCK. **Sistema SIOCX TF**. 2019 Disponível em: <https://www.ottobock.com.br/prosthetics/membros-inferiores/solu%C3%A7%C3%B5es/encaixe-transfemoral-siocx/>. Acesso em: 10 jun. 2019

PEREIRA, E. J. A. **CAD e engenharia reversa como ferramentas de auxílio na fabricação de cartucho para próteses ortopédias**. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. 2007.

PERRY, J. **Análise de Marcha**: Sistema de Análise de Marcha. Brasil, 2005.

POZZOBON, A.; PEREIRA, G. A. M.; JUNG, L. **Anatomia na prática**: Sistema Musculoesquelético. Lajeado: Ed. da Univates, 2015.

QUEIROZ, William Fernandes de. **Desenvolvimento de métodos construtivos e de novos materiais empregados na confecção de cartuchos de próteses de membros inferiores**. 2008. Tese [Doutorado]. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal, 2008.

RAJŤUKOVÁ, V. et al. Biomechanics of Lower Limb Prostheses. **Procedia Eng.**, v. 96, p. 382–391, 2014.

REGIS, A. **A história da Ortopedia em Goiás**. Goiás: Contato Comunicação, 2006.

ROCHA, T. S. **Desenvolvimento de Prótese Robótica Transfemural: Projetos Mecânico e de Atuação**. 2015. Dissertação [Mestrado]. Universidade de Brasília. Distrito Federal, 2015.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 2006.

SAMPOL, A. V. **Protetização na amputação transfemural**. 2018. Disponível em: <http://www.vitalsampol.com.br/Artigos/Artigo31-40/40.html>. Acesso em: 12 jun 2018.

SAMYKANO, M. et al. Mechanical property of FDM printed ABS: influence of printing parameters. **Int. J. Adv. Manuf. Technol.**, v. 102, p. 2779–279, 2019.

SAMPOL, D. A. V. **A Protetização no Amputado de Membro Inferior**. In: *Fisio&Terapia*. 2000.

SANTOS, A. M. C. **Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto**. Universidade do Estado de Santa Catarina- UDESC. 2006.

SANTOS, S. P. B. **Desenvolvimento de novos produtos para Medicina de Reabilitação com Recurso à Fabricação Aditiva: Design Customizado de uma Ortótese de Posicionamento de joelho**. Dissertação [Mestrado]. Engenharia Biomédica. Instituto Superior Técnico Lisboa. Portugal, 2015.

SEGAL, A. D. et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. **J. Rehabil. Res. Dev.**, v. 43, n. 7, p. 857–870, 2006.

Science museum. Disponível em: <http://broughttolife.sciencemuseum.org.uk/broughttolife/objects/display?id=92615>. Acesso em: 25 mar. 2018.

SILVA, F. P. **Usinagem de espumas de poliuretano e digitalização tridimensional para fabricação de assentos personalizados para pessoas com deficiência**. 2011. 192p. Tese [Doutorado]. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2011.

SILVA, J. V. **Planejamento de processo para prototipagem rápida**. São Paulo: Blucher, 2007.

SILVA, P. C. **Desenvolvimento da Prótese Biomecânica do Joelho**. 2009

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana**. 24 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2018.

STRATASYS Inc. **Technical application guide: FDM for Jigs and Fixtures**. 2013. Disponível em: http://www.stratasys.com/~media/Main/Secure/Technical_Application_Guides-TAG/SSYS-TAG-JigsFixtures-11-13.pdf. Acesso em: 10 jun. 2018.

TANG, P. C. Y et al. Let Them Walk! Current Prosthesis Options for Leg and Foot Amputees. **J. Am. Coll. Surg.**, v. 206, n. 3, p. 548–560, 2008.

TAY, F. E. H.; MANNA, M. A.; LIU, L. X. A CAD/CAM method for prosthetic socket fabrication using the FDM technology. **Rapid Prototyping Journal**, Singapore, v. 8, n. 4, p. 258-262, 2002.

TIMES, T.; DIFFICULT, M. The Transfemoral Amputation Level. **Part 1**, v. 14, n. 2, p. 4–7, 2013.

THIOLLENT, M. **Metodologia da Pesquisa ação**. São Paulo: Cortez, 2007.

TODD, G. **User's Guide to Rapid Prototyping**. Dearborn, Michigan: Society of Manufacturing Engineers. 2004.

TROWER, T. A. Changes in lower extremity prosthetic practice. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. **New Advances in Prosthetics and Orthotics**, v. 17, n. 1, p.23-30, 2006.

VOLPATO, N. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. São Paulo: Blucher, 2017.

WEIGERT, M. C. **Método De Desenvolvimento De órtese Personalizada De Baixo Custo Para a Manufatura Aditiva**. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. 2017.

WILSON, A. B. **History of Amputation Surgery and Prosthetics**. *In: Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*, O&P Virtual Library. 1992.

WOHLERS ASSOCIATES. **Wohlers report 2015: 3D printing and additive manufacturing, state of the industry annual worldwide progress report**. Fort Collins, 2015.

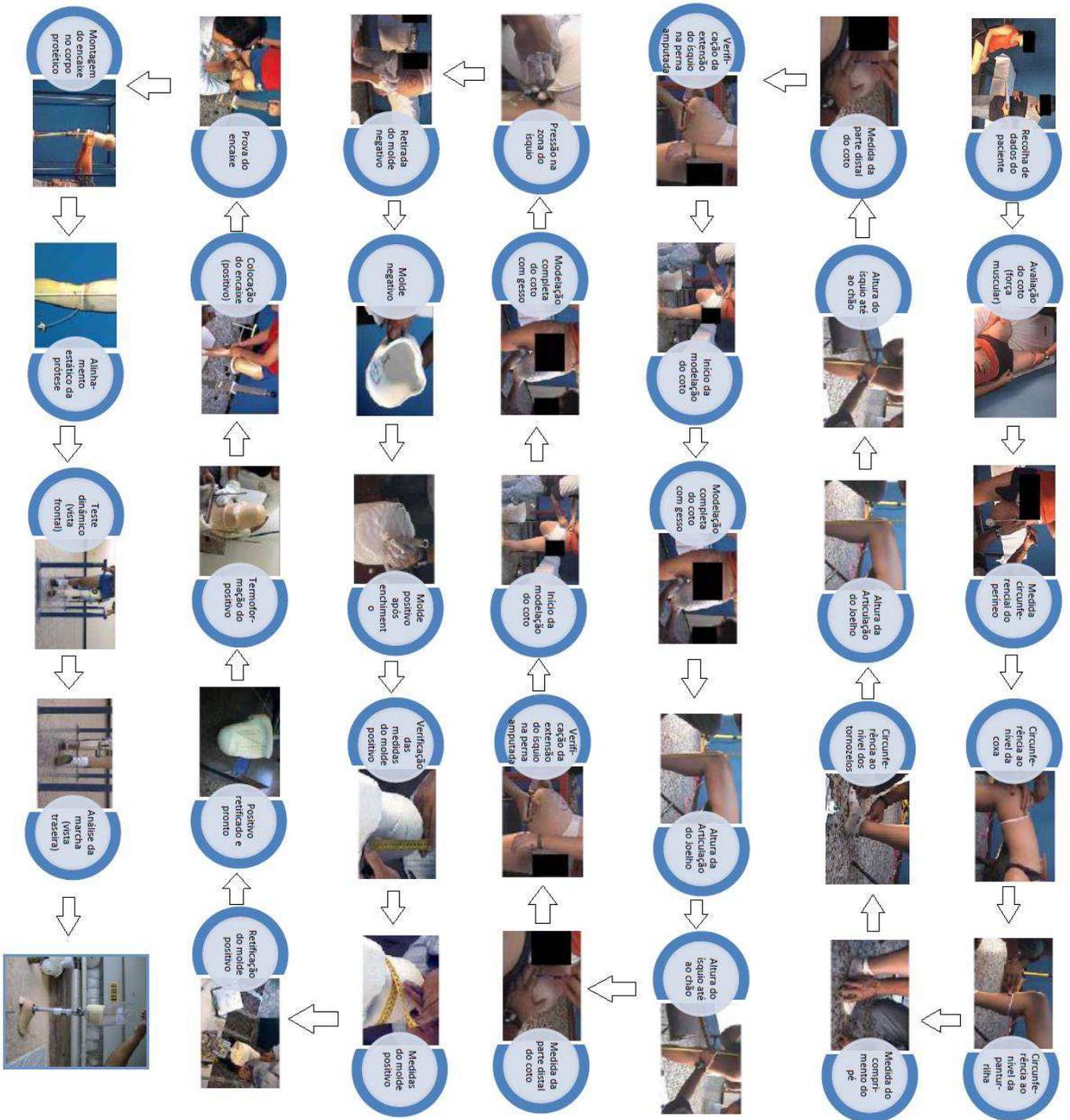
WU, W. et al. Influence of Layer Thickness and Raster Angle on the Mechanical Properties of 3D-Printed PEEK and a Comparative Mechanical Study between PEEK and ABS. V. 8, n. 9, p. 5834-5846; doi:10.3390/ma8095271. 2015

ZIOLO, T.; BRYANT, J. T. **Technical Report: Niagara Foot Pilot Study in Thailand**. Queen's University. Department of Mechanical Engineering. Kingston, Ontario, Canada. 2001.

ZUNIGA, J. et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. **BMC research notes**, Springer, v. 8, n. 1, p. 1–9, 2015.

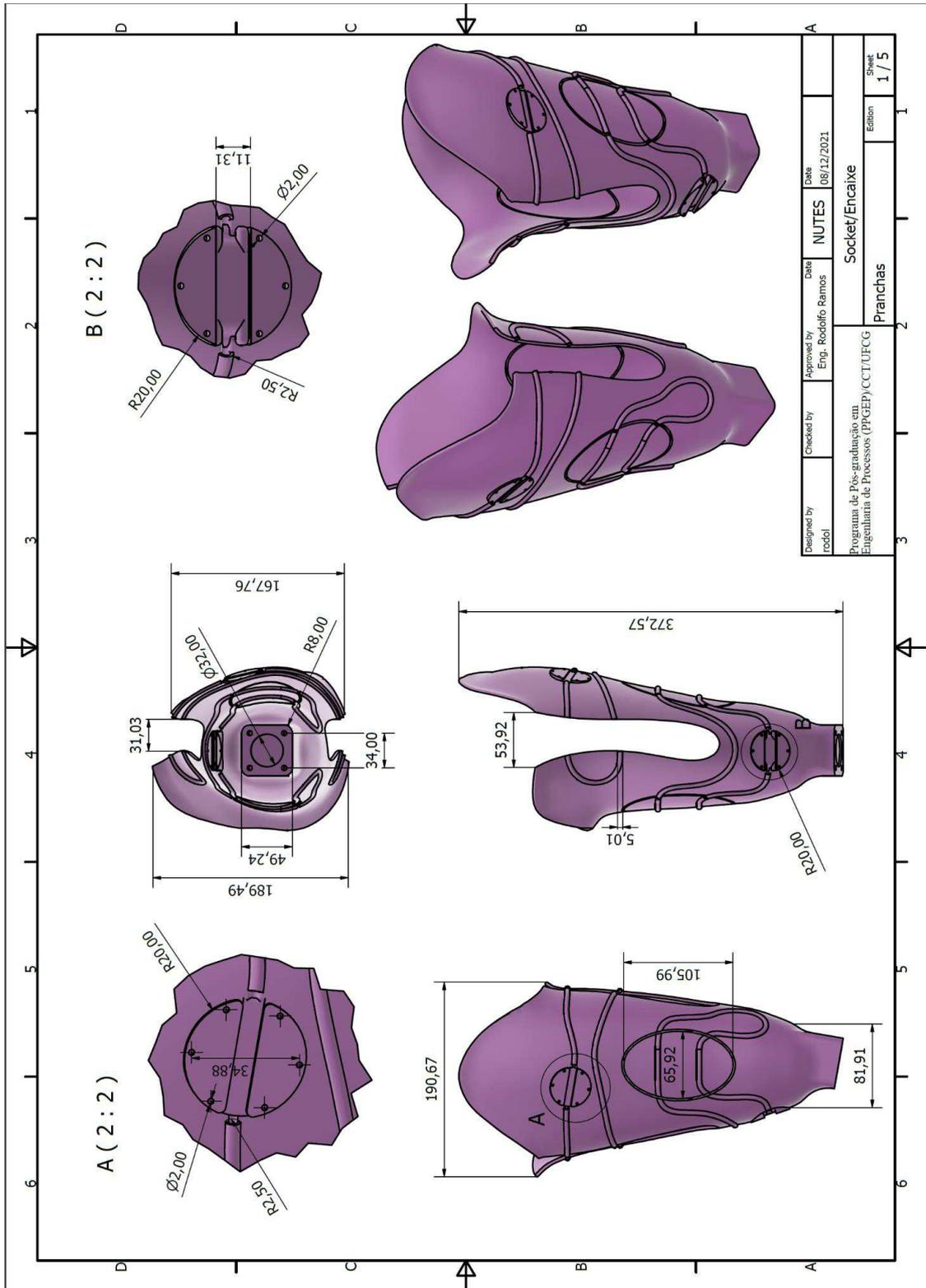
ANEXOS

ANEXO A: Processo Tradicional De Uma Prótese Transfemural Modular

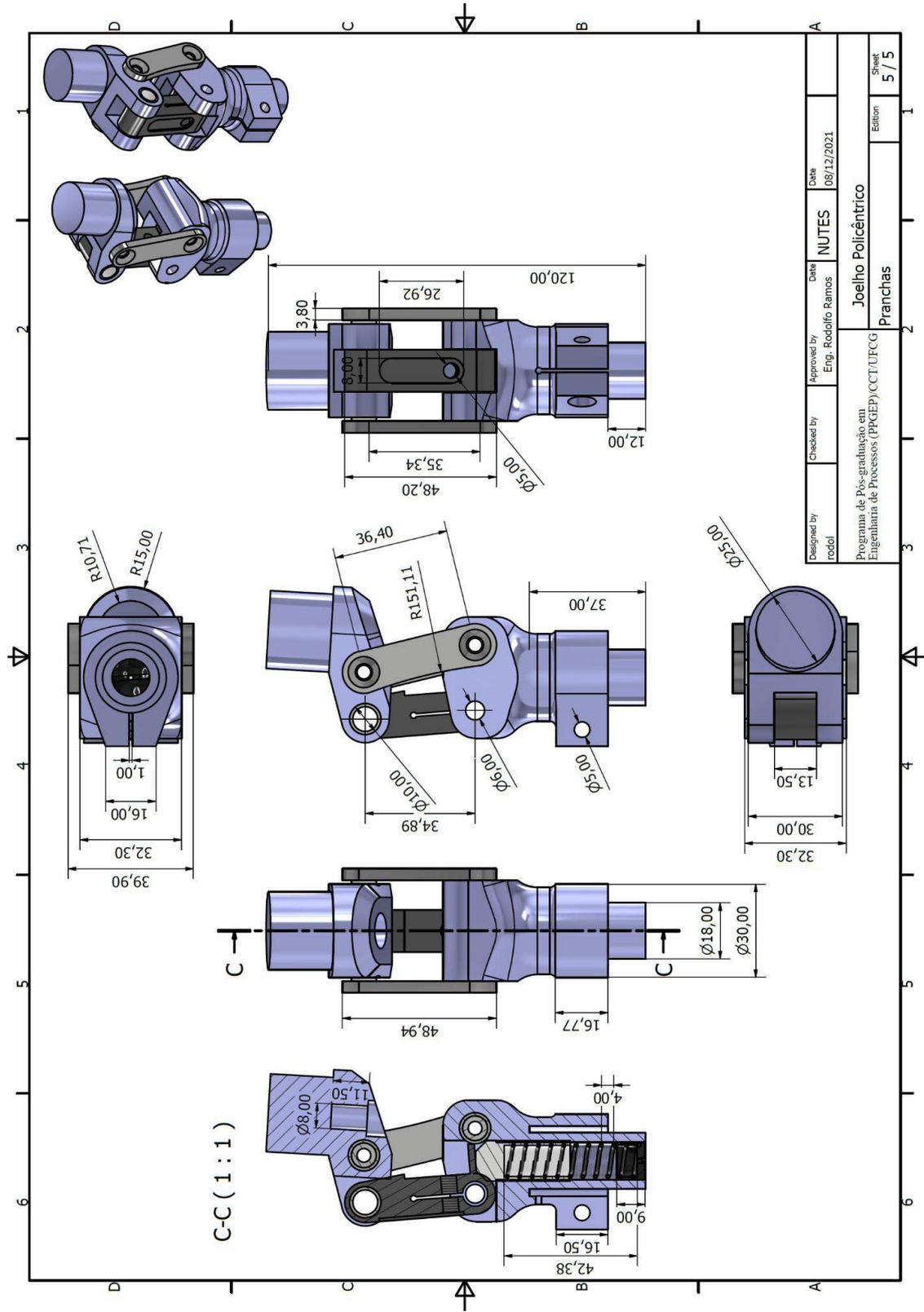


Fonte: Adaptado de Domingues (2016)

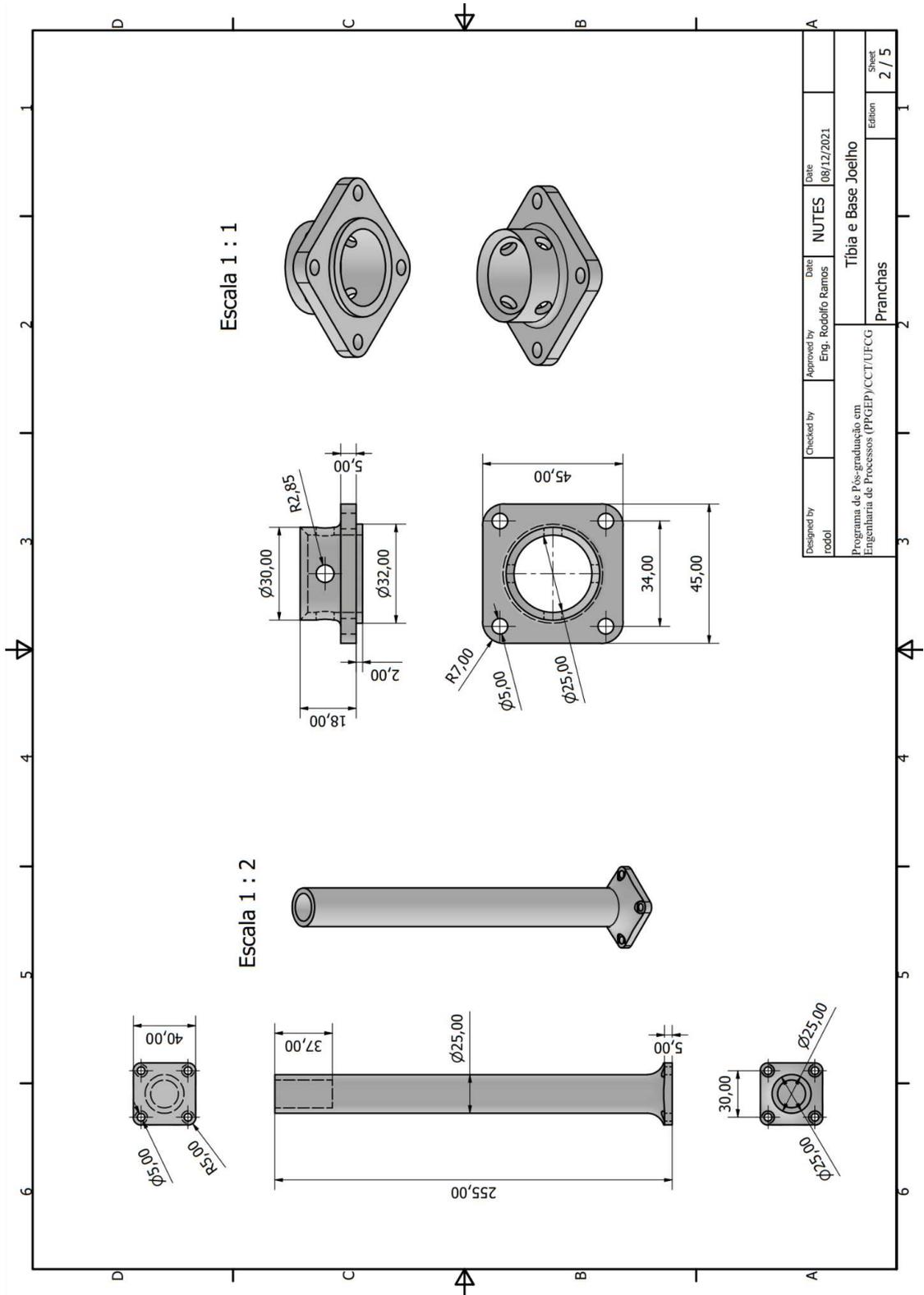
ANEXO B: Desenho técnico do socket para nova prótese transfemural infantil



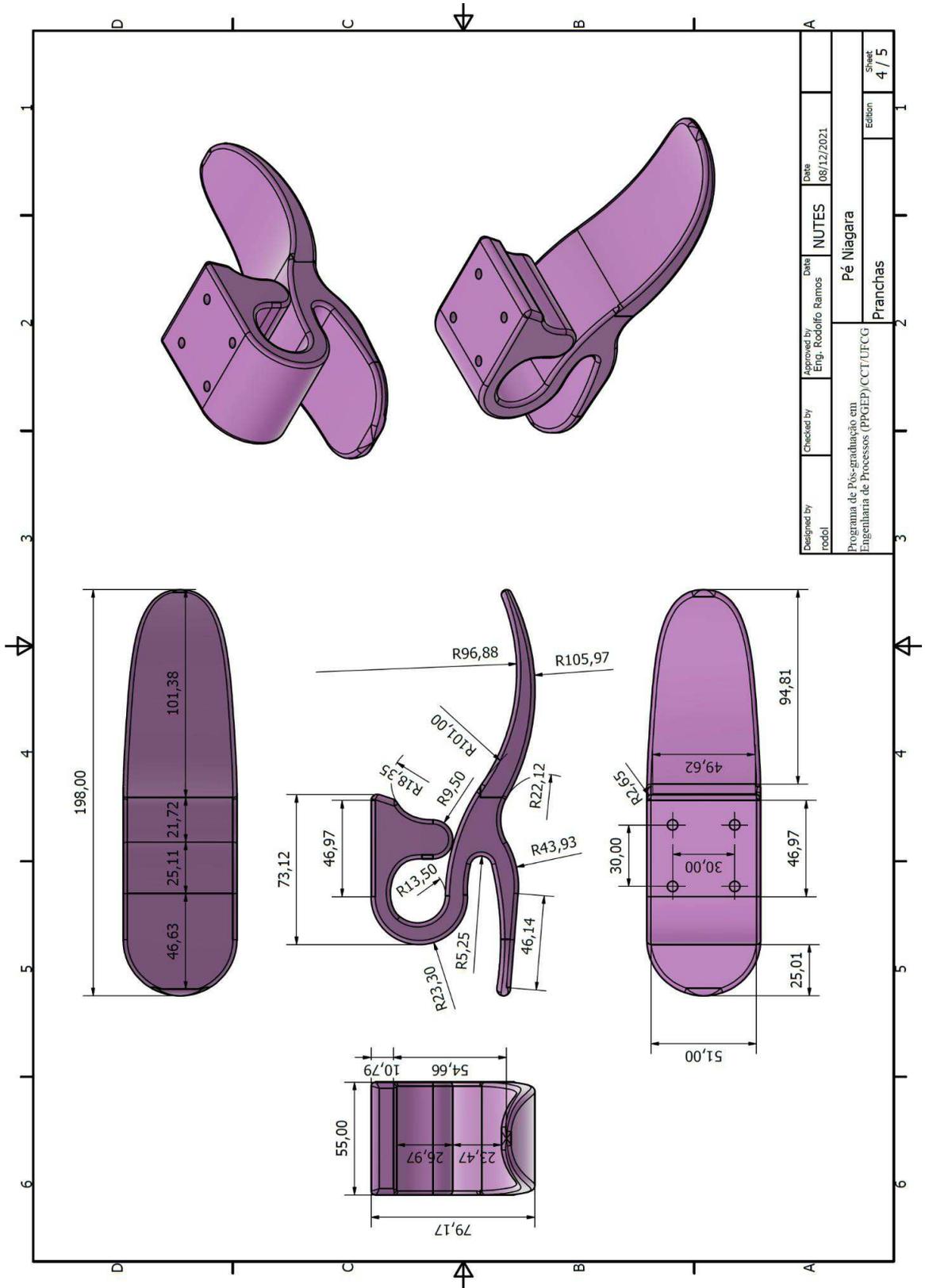
ANEXO C: Desenho técnico Joelho policêntrico para nova prótese transfemural infantil



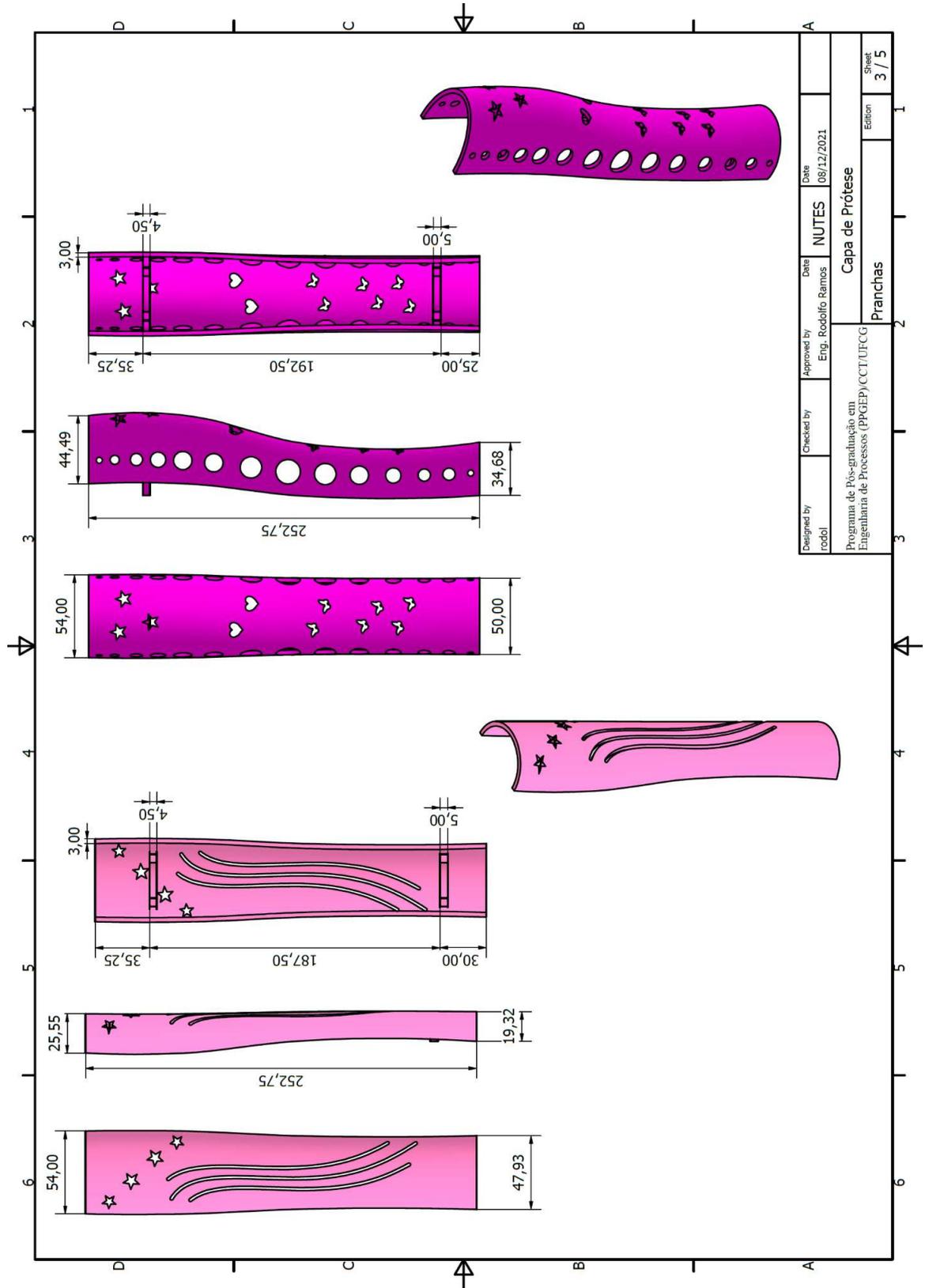
ANEXO D: Desenho técnico tibia tubular para nova prótese transfemural infantil



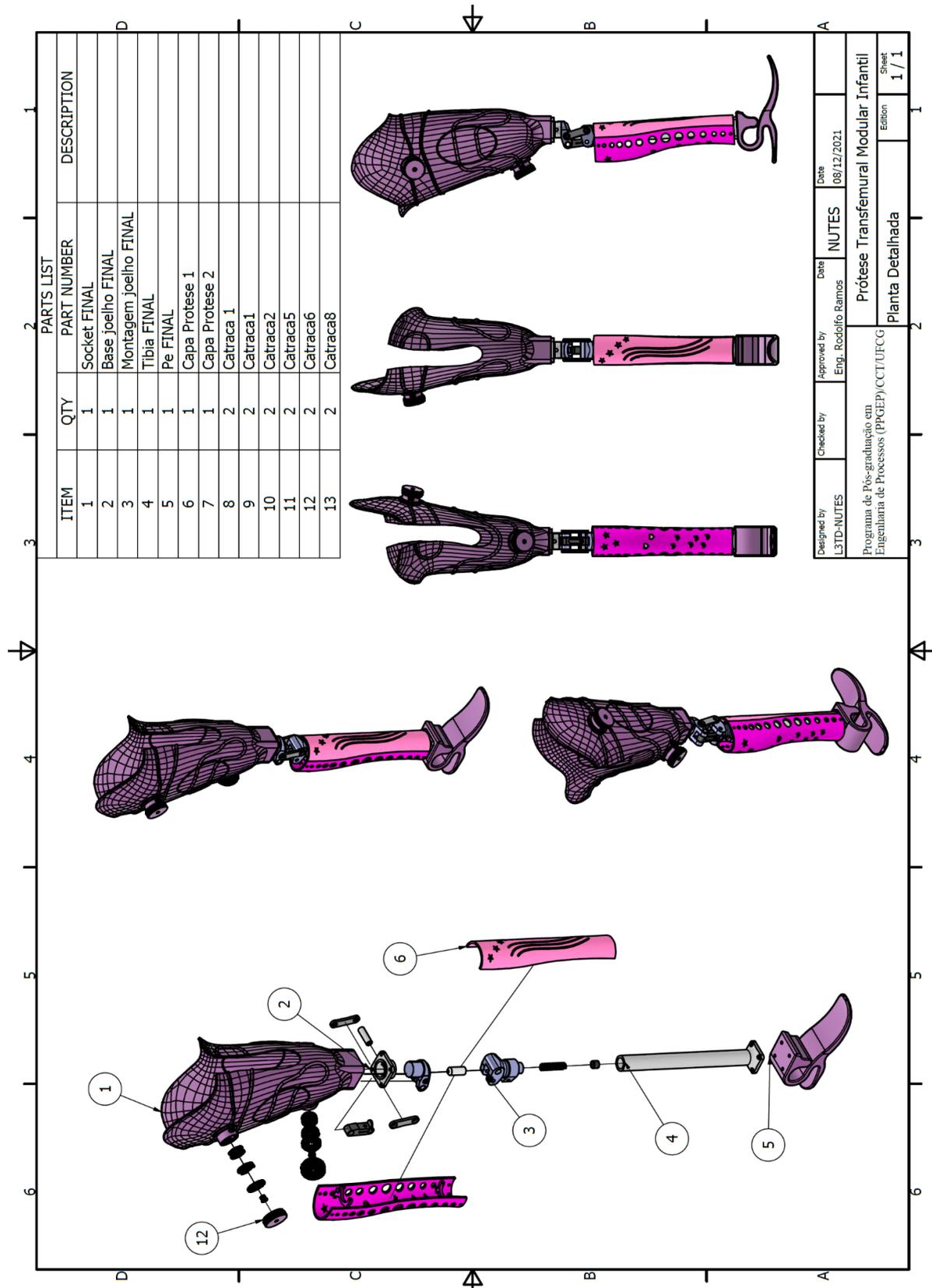
ANEXO E: Desenho técnico Pé de Niagara para nova prótese transfemural infantil



ANEXO F: Desenho técnico da capa de prótese para nova prótese transfemural infantil



ANEXO G: Desenho técnico em vista explodida da para nova prótese transfemural infantil



Designed by	Checked by	Approved by	Date
L3TD-NUJES		Eng. Rodolfo Ramos	08/12/2021
Programa de Pós-graduação em Engenharia de Processos (PPGEP)/CCT/UFCCG		NUJES	
Prótese Transfemural Modular Infantil		Date	
Planta Detalhada		08/12/2021	
Edition		Sheet	
1 / 1		1 / 1	