

OPIPPA

Órtese Impressa para Pés
de Pacientes Acamados



Larissa Leite Umbelino
e Noah Pereira Miller

UFRJ - UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
ESCOLA DE BELAS ARTES/ DEPARTAMENTO DE DESENHO INDUSTRIAL
CURSO DE DESIGN INDUSTRIAL – PROJETO DE PRODUTO

Relatório de Projeto de Graduação

**OPPIPA - ÓRTESE IMPRESSA PARA
PÉS DE PACIENTES ACAMADOS**



Larissa Leite Umbelino e Noah Pereira Miller

Rio de Janeiro

2023

LARISSA LEITE UMBELINO e NOAH PEREIRA MILLER

**OPPIPA - ÓRTESE IMPRESSA PARA
PÉS DE PACIENTES ACAMADOS**

Projeto de graduação em Design Industrial apresentado à Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Design Industrial.

Orientador: Anael Silva Alves

Rio de Janeiro

2023


OPPIPA - Órtese Impressa para Pés de Pacientes Acamados

Larissa Leite Umbelino e Noah Pereira Miller


Anael Silva Alves

Projeto submetido ao corpo docente do Departamento de Design Industrial da Escola de Belas Artes da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Bacharel em Design Industrial/ Habilitação em Projeto de Produto.


Aprovado por:

Documento assinado digitalmente
 ANAEL SILVA ALVES
Data: 07/03/2024 15:07:00-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Anael Silva Alves – Orientador - UFRJ/BAI

Documento assinado digitalmente
 CAROLINA MARIA DO CARMO ALONSO
Data: 07/03/2024 13:42:18-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Carolina Maria do Carmo Alonso - Coorientadora- UFRJ/CCS

Documento assinado digitalmente
 ANA KARLA FREIRE DE OLIVEIRA
Data: 07/03/2024 08:04:44-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Ana Karla Freire - UFRJ/BAI

Documento assinado digitalmente
 DIOGO PONTES COSTA
Data: 07/03/2024 14:06:44-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Diogo Pontes Costa - UFRJ/BAI

Rio de Janeiro

2023

CIP - Catalogação na Publicação

U48o Umbelino, Larissa Leite; Miller, Noah Pereira
OPPIPA - Órtese Impressa para Pés de Pacientes
Acamados / Larissa Leite Umbelino e Noah Pereira
Miller. -- Rio de Janeiro, 2023.
130 f.

Orientador: Anael Silva Alves.
Coorientadora: Carolina Maria do Carmo Alonso.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) -
Universidade Federal do Rio de Janeiro, Escola de
Belas Artes, Bacharel em Desenho Industrial, 2023.

1. Design Industrial. 2. Design Generativo. 3.
Impressão 3D. 4. Tecnologia Assistiva. 5. Órtese. I.
Alves, Anael Silva , orient. II. Alonso, Carolina
Maria do Carmo , coorient. III. Título.

AGRADECIMENTOS:

À Universidade Federal do Rio de Janeiro, onde adquirimos tantos conhecimentos durante nossa jornada acadêmica e que nos proporcionou tantas oportunidades para explorar nossos interesses e acumular experiências que com certeza nos serão valiosas no futuro.

Ao nosso orientador, Anael Alves, por todo seu auxílio, sua dedicação para nos orientar, sua atenção em nos manter no caminho correto e sua iniciativa em sempre nos fazer pesquisar e desenvolver mais a fundo as temáticas de nossa proposta. Durante nossa passagem pelo curso foi um verdadeiro exemplo como professor e profissional do Design.

A nossa Coorientadora Carolina Alonso, que nos abriu oportunidades de aprofundar nossos conhecimentos e nos aconselhou com muita diligência durante nosso processo para garantir que nosso projeto fosse viável e realmente benéfico para os pacientes. Agradecemos especialmente por ter aberto nossos olhos para o mundo da tecnologia assistiva e a situação das pessoas que dependem do sistema público, e nos mostrar junto do professor Anael que é possível trabalhar para fazer a diferença.

Ao projeto FAB.T.A., através do qual tivemos a oportunidade de entender e conhecer a realidade de diversas pessoas com deficiência e as tecnologias assistivas que as auxiliam a viver com normalidade.

Ao terapeuta ocupacional Miguel Guiterio, que nos auxiliou tanto no desenvolvimento deste projeto. E a todos os profissionais de saúde do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, bem como a equipe da CREB e do Centro trauma visitados, que nos permitiram observar seu ambiente de trabalho e nos proveram com incontáveis informações que foram relevantes em cada passo de nosso projeto, sem seu auxílio este projeto não seria possível.

A todos os professores e colegas de graduação que de alguma forma contribuíram para nossa formação como profissionais e para o desenvolvimento deste projeto, em especial a professora Natasha, que ofereceu suporte na área de design generativo e nos inspirou a buscar formas de integrar o design a diferentes plataformas e meios de desenvolvimento.

Larissa:

Agradeço primeiramente a Deus, por ter nos guiado e iluminado do começo ao fim deste projeto e nos proporcionado tantas oportunidades durante a graduação para que pudéssemos chegar até aqui.

Aos meus pais, que desde o primeiro momento sempre estiveram ao meu lado oferecendo apoio e auxílio no que fosse necessário. A presença e o incentivo de vocês me permitiram conquistar as oportunidades das quais aproveito hoje, e eu os tenho como grandes exemplos de amor, resiliência, cuidado e dedicação. E ao meu irmão, Pedro, que é uma pessoa extraordinária e que sempre me ofereceu carinho e suporte incondicionais.

A todos os amigos e familiares que torceram pelo meu sucesso e que de alguma forma me ajudaram a chegar nesta etapa tão importante da minha graduação. E principalmente a minha dupla, Noah Miller, por participar dessa jornada comigo e se dedicar tanto para que pudéssemos construir esse projeto juntos.

Noah:

Quero expressar minha gratidão aos meus pais pelo apoio constante ao longo deste processo de conclusão do curso. A minha dupla que aceitou encarar esse desafio juntos e conseguimos chegar até aqui. Também desejo agradecer aos amigos que conheci e fiz na UFRJ, especialmente aqueles que se tornaram como uma família para mim. Acredito que nossa amizade continuará por muitos anos.

Resumo

Este relatório aborda o projeto de uma órtese suropodálica AFO (*Ankle-Foot Orthosis*), um dispositivo médico de importância crucial para a prevenção da síndrome do pé caído em pacientes acamados. A tradicional produção de órteses sob medida é um processo complexo e caro, o que tem impactos significativos no sistema público de saúde. Nesse contexto, a integração das tecnologias de impressão 3D e design generativo emerge como uma solução promissora. A impressão 3D possibilita a fabricação personalizada de órteses complexas, através da deposição de camadas sucessivas de material, permitindo uma produção ágil e precisa. A utilização do design generativo torna o processo mais intuitivo e rápido para os profissionais de saúde, ao criar estruturas otimizadas com base em algoritmos e critérios de desempenho específicos. Por meio da fotogrametria, são gerados modelos tridimensionais precisos do paciente, essenciais para a customização da órtese. A combinação destas tecnologias resulta em órteses mais leves, eficientes e adaptadas às necessidades individuais de cada paciente. A fusão do design generativo com a impressão 3D representa um avanço tecnológico notável no campo da saúde, possibilitando uma produção mais eficiente e econômica de órteses suropodálicas AFO sob medida. Isso não apenas reduz os custos, mas também melhora a acessibilidade a tratamentos de qualidade. No âmbito metodológico, este projeto envolveu a aquisição de dados por meio de técnicas de fotogrametria para a criação de modelos tridimensionais do membro inferior afetado e entrevistas com profissionais especializados. Em seguida, esses modelos foram usados como base para a geração de designs generativos, que consideraram parâmetros biomecânicos e ergonômicos relevantes. Os designs resultantes foram então fabricados utilizando a tecnologia de impressão 3D com materiais adequados para a aplicação médica. É importante ressaltar que esta abordagem não apenas atende às necessidades individuais dos pacientes, mas também tem o potencial de impactar positivamente a qualidade de vida desses pacientes e otimizar os recursos do sistema de saúde. A personalização das órteses de forma acessível representa uma mudança significativa no tratamento da síndrome do pé caído e uma contribuição para a área de design de produtos na saúde. Este estudo, além de demonstrar os benefícios da integração da impressão 3D, design generativo e fotogrametria na produção de órteses suropodálicas AFO, também destaca a importância da pesquisa contínua para aprimorar e expandir essa abordagem.

Palavras-chave: órtese suropodálica, impressão 3D, design generativo, fotogrametria, síndrome do pé caído.

Abstract

This report addresses the project of an ankle-foot orthosis (AFO), a medically crucial device for preventing foot drop syndrome in bedridden patients. Traditional custom orthosis production is a complex and expensive process, significantly impacting the public healthcare system. In this context, the integration of 3D printing and generative design technologies emerges as a promising solution. 3D printing enables the personalized fabrication of complex orthoses through the successive deposition of material layers, allowing for agile and precise production. The use of generative design makes the process more intuitive and efficient for healthcare professionals by creating optimized structures based on specific performance criteria and algorithms. Through photogrammetry, precise three-dimensional models of the patient are generated, essential for customizing the orthosis. The combination of these technologies results in lighter, more efficient orthoses tailored to the individual needs of each patient. The fusion of generative design with 3D printing represents a notable technological advancement in the healthcare field, enabling more efficient and cost-effective production of customized AFO ankle-foot orthoses. This not only reduces costs but also improves accessibility to quality treatments. In the methodological scope, this project involved data acquisition through photogrammetry techniques for creating three-dimensional models of the affected lower limb and interviews with specialized professionals. Subsequently, these models served as a foundation for generating generative designs, considering relevant biomechanical and ergonomic parameters. The resulting designs were then manufactured using 3D printing technology with materials suitable for medical applications. It is important to emphasize that this approach not only meets the individual needs of patients but also has the potential to positively impact the quality of life of these patients and optimize healthcare system resources. Affordable customization of orthoses represents a significant change in the treatment of foot drop syndrome and a contribution to the field of healthcare product design. This study, in addition to demonstrating the benefits of integrating 3D printing, generative design, and photogrammetry in the production of AFO ankle-foot orthoses, also highlights the importance of ongoing research to enhance and expand this approach.

Keywords: ankle-foot orthosis, 3D printing, generative design, photogrammetry, dropped foot syndrome.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS:

AFO - Ankle Foot Orthosis

AVC - Acidente Vascular Cerebral

CID - Classificação Internacional de Doenças

CREB - Centro de Reumatologia e Ortopedia Botafogo

CTI - Centro de terapia intensiva

FSP - Faculdade de Saúde Pública

HUCFF - Hospital Universitário Clementino Fraga Filho

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

LPP - Lesão por Pressão

NPUP - National Pressure Ulcer Advisory Panel

ONU - Organização das Nações Unidas

PC - Paralisia Cerebral

PCD - Pessoa com deficiência

PNS - Pesquisa Nacional de Saúde

PRAFO - Pressure Relief Ankle Foot Orthosis

SPCA - Síndrome do Pé Caído Adquirida

SUS - Sistema Único de Saúde

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

USP - Universidade de São Paulo

PLA - Políácido láctico

LISTA DE ILUSTRAÇÕES:

Figura 1: Demonstração do movimento de dorsiflexão e flexão plantar do pé	27
Figura 2: Demonstração do movimento de inversão e eversão do pé	27
Figura 3: Diagrama apontando os músculos e tendões do compartimento anterior da perna	28
Figura 4: Diagrama apontando pontos de pressão no corpo de um paciente acamado	31
Figura 5: Tabela de atendimentos do HUCFF de Março 2022 a Março de 2023	32
Figura 6: Tabela de tipos de lesão dos pacientes atendidos em um mês no HUCFF	33
Figura 7: Diagrama destacando pontos de pressão na perna de um paciente acamado	33
Figura 8: Órtese AFO estática	37
Figura 9: Desenho de órtese PRAFO	38
Figura 10: Espuma viscoelástica	38
Figura 11: Órtese revestida em espuma ortopédica	39
Figura 12: Fluxograma das etapas para concessão produção e entrega de órteses no SUS	40
Figura 13: Etapa de molde na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	41
Figura 14: Etapa de molde na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	41
Figura 15: Etapa de corte do termoplástico moldado na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	42
Figura 16: Etapa de corte do termoplástico moldado na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	42
Figura 17: Etapa de acabamentos na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	42
Figura 18: Etapa de acabamentos na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	42
Figura 19: Prova no paciente na produção da órtese termoplástica de alta temperatura	43
Figura 20: Etapa de prova no paciente no antigo processo de produção	43
Figura 21: Aula de órteses feitas pelo método atual no HUCFF	44
Figura 22: Aula de órteses feitas pelo método atual no HUCFF	44
Figura 23: Moldes para corte preliminar do termoplástico mostrados na aula	44
Figura 24: Moldes para corte preliminar do termoplástico mostrados na aula	44
Figura 25: Órtese impressa em 3D e moldada na clínica da CREB	45
Figura 26: Órtese impressa em 3D e moldada na clínica da CREB	45

Figura 27: Fluxograma do processo de impressão e moldagem na CREB	46
Figura 28: Órtese sendo impressa planejada	47
Figura 29: Estágios da produção de órteses planejadas	47
Figura 30: Estágios da produção de órteses planejadas	47
Figura 31: Testes de escaneamento	50
Figura 32: Testes de escaneamento	51
Figura 33: Testes de escaneamento	53
Figura 34: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF	54
Figura 35: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF	55
Figura 36: Mesh dos testes de escaneamento de paciente no HUCFF	55
Figura 37: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF	56
Figura 38: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF	56
Figura 39: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF	57
Figura 40: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF	57
Figura 41: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF	58
Figura 42: Comparação dos testes de escaneamento feitos em paciente no HUCFF	59
Figura 43: Teste escaneando com posicionamento manual em paciente no HUCFF	59
Figura 44: Teste escaneando com posicionamento manual em paciente no HUCFF	60
Figura 45: Escaneamento no segundo paciente com faixa auto inflável no HUCFF	60
Figura 46: Fluxograma geral das problemáticas analisadas	64
Figura 47: Destaque das problemáticas de SPCA e LPP analisadas	65
Figura 48: Destaque das problemáticas de órtese, do HUCFF e Design generativo analisadas	66
Figura 49: Destaque das problemáticas de modelo e fabricação digital analisadas	67
Figura 50: Fluxograma geral dos requisitos e restrições encontrados	69
Figura 51: Fluxograma dos requisitos e sugestões analisados	70
Figura 52: Esboços iniciais da superfície da órtese	72
Figura 53: Esboços iniciais da superfície da órtese	72
Figura 54: Modelagens iniciais da superfície da órtese	74
Figura 55: Modelagens iniciais da superfície da órtese	74
Figura 56: Modelagens iniciais da superfície da órtese com corte frontal	75
Figura 57: Modelagens iniciais da superfície da órtese com corte frontal	75

Figura 58: Modelagem curta da superfície da órtese com corte frontal e traseiro	75
Figura 59: Modelagem curta da superfície da órtese com corte frontal e traseiro	75
Figura 60: Modelagens da superfície da órtese com corte frontal e traseiro	76
Figura 61: Modelagens da superfície da órtese com corte frontal e traseiro	76
Figura 62: Modelagem aprimorada da superfície da órtese com corte frontal e traseiro	76
Figura 63: Algoritmo completo	78
Figura 64: Scam da perna colocado no algoritmo	79
Figura 65: Scam da perna colocado no algoritmo	79
Figura 66: Posicionamento e escala do mesh	80
Figura 67: Reconstrução do mesh offset e corte com planos	80
Figura 68: Cortes da órtese feitos no algoritmo	80
Figura 69: Cortes da órtese feitos no algoritmo	81
Figura 70: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo	81
Figura 71: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo	82
Figura 72: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo	82
Figura 73: Transformação do mesh para exportação	83
Figura 74: Órtese bipartida resultante do algoritmo	84
Figura 75: Exemplo de plataforma	85
Figura 76: Exemplo de plataforma	85
Figura 77: Testes de posicionamento para impressão	86
Figura 78: Testes de posicionamento para impressão	86
Figura 79: Testes de posicionamento para impressão	86
Figura 80: Posicionamento escolhido para impressão	87
Figura 81: Posicionamento escolhido para impressão	87
Figura 82: Órtese impressa ainda na mesa	87
Figura 83: Vista em perspectiva da órtese impressa com suportes	88
Figura 84: Vistas variadas da órtese impressa com suportes	88
Figura 85: Vistas variadas da órtese impressa com suportes	88
Figura 86: Vista superior da órtese impressa com suportes	88
Figura 87: Superfície texturizada após retirada dos suportes	89
Figura 88: Superfície texturizada após retirada dos suportes	89
Figura 89: Erros de impressão notados e superfície texturizada	89

Figura 90: Erros de impressão notados e superfície texturizada	89
Figura 91: Exterior da órtese após acabamento na lixa	90
Figura 92: Interior da órtese após acabamento na lixa	90
Figura 93: Quina da órtese após acabamento na lixa	91
Figura 94: Interior da órtese após acabamento na lixa	91
Figura 95: Esboços iniciais do encaixe traseiro da órtese	92
Figura 96: Esboços iniciais do fechamento frontal da órtese	92
Figura 97: Esboços iniciais do fechamento frontal da órtese	92
Figura 98: Encaixes para fechamento traseiro recuados	93
Figura 99: Encaixes para fechamento traseiro recuados	93
Figura 100: Encaixes para fechamento traseiro recuados	94
Figura 101: Teste dos encaixes para fechamento traseiro recuados	94
Figura 102: Encaixes para fechamento traseiro extrudados	94
Figura 103: Encaixes para fechamento traseiro extrudados	94
Figura 104: Teste para fechamento de encaixes com TPU	95
Figura 105: Teste para fechamento de encaixes com TPU	95
Figura 106: Órtese fechada com elásticos finos	96
Figura 107: Órtese fechada com elásticos finos	96
Figura 108: Encaixes para fechamento frontal de TPU	97
Figura 109: Encaixes para fechamento frontal de elástico	97
Figura 110: Testes para fechamento frontal iniciais	97
Figura 111: Testes para fechamento frontal iniciais	97
Figura 112: Teste inicial para fechamento frontal	98
Figura 113: Testes iniciais de alça de sustentação reta	99
Figura 114: Testes iniciais de alça de sustentação cruzada	99
Figura 115: Testes finais de fechamento frontal da órtese com proteção de espuma	99
Figura 116: Testes finais de fechamento frontal da órtese com proteção de espuma	99
Figura 117: União do elástico para estabilidade	100
Figura 118: Proteção de espuma frontal	101
Figura 119: Proteção de espuma frontal equipada	101
Figura 120: Gabarito de preenchimento de espuma interno	102
Figura 121: Resultado do preenchimento de espuma interno aplicado	102

Figura 122: Posicionamento do pé relaxado sem órtese	102
Figura 123: Posicionamento do pé relaxado com órtese	102
Figura 124: Posicionamento do pé relaxado e elevado sem órtese	103
Figura 125: Posicionamento do pé relaxado e elevado com órtese	103
Figura 126: Antes e depois do modelo 3D ajustado da órtese	104
Figura 127: Preenchimento interno do modelo sem boleamento final das quinas	105
Figura 128: Preenchimento interno do modelo sem boleamento final das quinas	105
Figura 129: Encaixes do modelo sem boleamento final das quinas	106
Figura 130: Encaixes do modelo sem boleamento final das quinas	106
Figura 131: Órtese montada sem boleamento final das quinas	107
Figura 132: Órtese montada sem boleamento final das quinas	107
Figura 133: Órtese em uso no membro	107
Figura 134: Órtese em uso no membro	107
Figura 135: Modelo 3D da órtese final já boleada	108
Figura 136: Tabela de comparação de preços da órtese impressa e tradicional	109
Figura 137: Tabela comparando preços totais e por órtese da impressa e da tradicional	110
Figura 138: Tabela comparando diferença de preços da órtese impressa e tradicional	110
Figura 139: Fluxograma de produção da órtese	113

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	17
CAPÍTULO I - ELEMENTOS DA PROPOSIÇÃO	20
I.1 - Contextualização	20
I.2 - Justificativa	22
I.3 - Objetivos do Projeto	23
I.4 - Metodologia	23
CAPÍTULO II - LEVANTAMENTO DE DADOS	27
II.1 - Síndrome do pé caído, definição e impactos	27
II.2 - Agravantes da Síndrome do pé caído	29
II.3 - Lesão por pressão	30
II.4 - Prevenção e sua importância	34
II.5 - Órteses, origem e funcionalidade	34
II.6 - AFO - Ankle Foot Orthosis	35
II.6.1 - PRAFO - Pressure Relief Ankle Foot Orthosis	37
II.6.2 - Como é prescrita e concedida	39
II.6.3 - Produção e materiais	41
II.7 Estudo de produções	45
II.8 Escaneamento 3D	48
II.8.1 Fotogrametria	50
II.9 Coleta de material	54
II.10 Design Generativo	61
II.11 Análise de dados	62
II.11.1 Restrições, Requisitos e sugestões	68
CAPÍTULO III - DESENVOLVIMENTO	72

III.1 Esboços iniciais da órtese	72
III.2 Resultado das modelagens iniciais	73
III.3 Resultado das modelagens iniciais	74
III.4 Algoritmo	77
III.5 Aplicação do algoritmo	84
III.6 Impressão do protótipo	86
III.6.1 Acabamento de superfície	89
III.7 Testes de fechamento	91
III.7.1 Fechamento traseiro	93
III.7.2 Fechamento Frontal	96
III.8 Acabamento com espuma	100
III.9 Testes ergonômicos	102
III.10 Ajustes na modelagem	103
III.11 Modelo final	105
III.12 Comparação de valores	109
CONCLUSÃO	111
REFERÊNCIAS	114
APÊNDICE A - Desenhos técnicos	117
APÊNDICE B – Detalhamento	120
APÊNDICE C – Manual de impressão	123
APÊNDICE D – Projeto do suporte de fotogrametria	127

INTRODUÇÃO

No sistema hospitalar, ser internado significa ficar acamado por tempo muitas vezes indeterminado. De acordo com profissionais da saúde entrevistados, esses pacientes, acamados sem movimentação por períodos prolongados, ficam constantemente sujeitos ao risco de desenvolvimento de diversas condições, inclusive a síndrome do pé caído adquirida e lesões por pressão que podem causar danos com sequelas críticas que impactam a vida destes pacientes permanentemente, caso se desenvolvam sem nenhum tipo de prevenção ou tratamento.

Ainda segundo os profissionais da saúde, o uso de órteses é, depois do movimento, a forma de prevenção mais indicada para a síndrome do pé caído adquirida. No entanto, como observado em entrevistas e pesquisas de campo o material utilizado nas órteses tradicionais, um tipo de termoplástico moldável a baixas temperaturas, é importado e de alto custo, tornando-o escasso dentro do Sistema Único de Saúde. Isso resulta na insuficiência para o atendimento das demandas, uma vez que não se encontra material adequado para produzir este tipo de órteses.

Este projeto foi pensado a partir do desejo de auxiliar os pacientes atendidos diariamente na rede pública, que ficam sob o constante risco de desenvolver síndrome do pé caído adquirida ou lesões por pressão. Os profissionais da saúde também foram levados em consideração, visto que a maioria não possui o treinamento necessário para produção de órteses.

Desenvolvido em parceria com terapeutas ocupacionais e outros profissionais da saúde do Hospital Clementino Fraga Filho, este trabalho relata o desenvolvimento de uma órtese capaz de atuar na prevenção da síndrome do pé caído adquirida, evitando a criação de lesões por pressão enquanto suporta e mantém o pé em posicionamento adequado. A órtese também oferece uma alternativa menos custosa e mais acessível para que profissionais da saúde atuem nos cuidados de prevenção. Para tal, foi projetada de forma a tirar proveito de tecnologias de fabricação digital de baixo custo e fácil utilização, bem como manutenção por pessoal não especializado.

A produção de uma dessas órteses começa com a geração de um modelo digital do membro do paciente feita através de uma técnica de escaneamento 3D também fácil e acessível: a fotogrametria. Esta técnica pode gerar modelos tridimensionais fiéis utilizando apenas câmeras fotográficas de aparelhos de telefonia celular e softwares gratuitos. Esse membro digitalizado é utilizado para alimentar um algoritmo de design generativo, disponibilizado gratuitamente via plataforma online, e gera automaticamente, obedecendo especificações dos profissionais de saúde, um modelo personalizado de órtese. Ele poderá então ser impresso em impressoras 3D de baixo custo, exigindo poucos e simples processos de acabamento dos profissionais da saúde.

Esse processo de produção permitiria, após pequeno investimento inicial por parte da unidade de saúde, a disponibilização de órteses altamente personalizadas com um valor significativamente menor do que teria o custo de uma órtese tradicional. Isso diminuiria significativamente os riscos de desenvolvimento de síndrome do pé caído adquirida nos pacientes.

Neste relatório consta todo o relato detalhando o desenvolvimento de cada etapa do projeto e os principais dados que tiveram relevância ao longo do processo.

CAPÍTULO 1

Elementos da proposição



CAPÍTULO I - ELEMENTOS DA PROPOSIÇÃO

I.1 - Contextualização

Designada na mais recente Classificação Internacional de Doenças (CID ou ICD) como FA31.4, (CID-11, 2023) a síndrome do pé caído adquirida (SPCA), também é chamada de queda plantar ou pé equino. Ela é, de acordo com o National Institute of Neurological Disorders and Stroke (2023), um impedimento para a dorsiflexão e mobilidade do pé que impacta gradualmente de forma prejudicial a marcha do paciente, em paralelo ao período que o mesmo passa acamado. Uma vez instalada, essa condição pode afetar gravemente o equilíbrio do paciente, diminuindo sua velocidade, causando dores, lesões e uma atrofia muscular que pode se tornar permanente.

Segundo profissionais de saúde entrevistados, a partir de 48 horas acamado, sem movimentação, o paciente já começa a perder massa muscular e desenvolver rigidez articular. Isso abre caminho para que a SPCA se instale aos poucos, pois a musculatura do pé vai cedendo e, após um período, atrofiando na posição caída. A SPCA pode acometer pacientes de qualquer idade, sexo ou biotipo. É difícil dar um número específico à incidência dela no hospital, mas de acordo com entrevistas, no sistema de saúde público, a proporção de profissionais para a de pacientes internados por hospital é muito desigual.

De acordo com Graham (2013) e Orthoworx (2016), o tratamento mais indicado para o quadro de SPCA, além da mobilização passiva e do posicionamento adequado, é o uso de órteses para reorientar a musculatura do paciente. No entanto, o acesso no contexto do SUS aos recursos materiais e humanos para confecção de dispositivos personalizados é limitado, levando os pacientes que não conseguem atendimento a buscar alternativas comerciais por recursos próprios ou ficar sem apoio. Durante o uso em pacientes acamados, as órteses podem prevenir a SPCA, mas se usada sem critério, também podem causar algumas complicações levantadas em entrevistas com profissionais da saúde, como vermelhidão, machucados, dificuldade de adaptação, dores e lesões por pressão.

O Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), de acordo com dados em seu site (2023), recebe diariamente cerca de 1000 pacientes para atendimento ambulatorial e/ou para exames e mantém cerca de 200 internações diárias. Segundo entrevista com profissionais da saúde, a quantidade de profissionais trabalhando sistema público não é suficiente para suprir de forma adequada os cuidados demandados pelo volume de pacientes, um fator que abre margem para o desenvolvimento e agravamento do quadro de SPCA. Dentro dos hospitais públicos esse tipo de situação ocorre com frequência, colocando a população que depende das mesmas em maior risco.

O Sistema Único de Saúde (SUS) é, segundo a Universidade Aberta do Sistema Único de Saúde (UNA-SUS) (2021), o maior sistema público de saúde do mundo, oferecendo tratamento e qualidade de vida adequados para “mais de 190 milhões de pessoas - 80% delas dependem, exclusivamente, dos serviços públicos para qualquer atendimento de saúde”. Segundo a Secretaria de Estado de Saúde (2015), a lei que criou o SUS foi regulamentada no dia 19 de setembro de 1990, atualmente, por conta do sistema, a saúde não é mais vista apenas como a ausência de uma doença, mas como qualidade de vida.

Narvai (2022), cita que “mais de R\$ 48 bilhões foram retirados do orçamento entre 2018 e 2022, devido à não aplicação dos recursos por gestores e emendas constitucionais, como a EC 95, de 2016, que congelou os gastos da União com despesas primárias no SUS por 20 anos”. Destacando assim que um dos maiores obstáculos enfrentados pelo sistema é a falta de orçamento para atender corretamente a demanda de seus pacientes.

O fornecimento gratuito de órteses é um direito de qualquer paciente do SUS, mas de acordo com profissionais da saúde entrevistados a tabela de preços pagos às entidades não-governamentais que produzem e distribuem tais itens não cobre o valor total dos dispositivos. Isso causa uma privação do acesso às órteses necessárias para tratamento de pacientes, principalmente em casos não emergenciais como a SPCA.

Nas mesmas entrevistas foi levantado que o material utilizado na produção das órteses é um termoplástico importado. Esse material é escasso dentro dos hospitais públicos, por conta de seu valor elevado, isso acaba diminuindo muito o escopo de pessoas atendidas que receberão

um dispositivo personalizado e adequado. Outro problema é a falta de profissionais especializados no sistema público que possuam conhecimento de como produzir corretamente uma órtese, o que aumenta mais a espera dos pacientes e acaba prejudicando a qualidade do serviço.

O valor de uma órtese personalizada varia muito dependendo do diagnóstico, das especificações e adaptações agregadas, podendo custar de dezenas a centenas de reais. O “prazo de validade” em que uma órtese pode ser utilizada também depende do diagnóstico e da morfologia do paciente, podendo ser necessário trocá-la com intervalos curtos e gerando assim mais gastos. Para melhorar os custos da fabricação de órteses, uma das alternativas é fazer uso da fabricação digital.

A impressão 3D, também conhecida como fabricação aditiva, é uma tecnologia revolucionária que possibilita a criação de objetos tridimensionais a partir de modelos digitais. Diferentemente dos métodos convencionais de fabricação, que envolvem a remoção de material, a impressão 3D constrói os objetos de forma gradual e precisa, adicionando material camada por camada. Essa abordagem permite a produção de peças complexas e personalizadas, uma característica que tem atraído ampla utilização em diversas áreas.

A impressão 3D tem encontrado aplicação em campos como arquitetura, indústria, engenharia, design de produtos, produção de alimentos e diversas áreas da saúde. Sua flexibilidade e capacidade de criar objetos personalizados com alta precisão têm impulsionado a revolução na manufatura e na criação de protótipos, abrindo novas possibilidades e transformando a forma como produzimos.

Especificamente na área médica, a impressão 3D tem demonstrado grande potencial em diversas frentes. Essa abordagem inovadora proporciona flexibilidade no processo de design e viabiliza a produção eficiente de produtos médicos personalizados, que atendem de forma mais precisa às necessidades individuais dos pacientes. Ao superar algumas das limitações nos métodos tradicionais de fabricação, a impressão 3D está impulsionando avanços significativos no desenvolvimento de dispositivos médicos e órteses sob medida, tornando-se uma poderosa aliada para a melhoria dos cuidados de saúde.

I.2 - Justificativa

O desenvolvimento deste projeto se iniciou considerando a quantidade de pacientes atendidos diariamente no sistema de saúde pública, a escassez de profissionais capacitados a atender tais pacientes, que aumenta a necessidade de órteses, os impactos econômicos que a aquisição, manutenção ou troca das mesmas causam ao sistema público, bem como os danos que sua falta causa aos usuários.

I.3 - Objetivos do projeto

Em vista das problemáticas apresentadas no contexto, o objetivo para este projeto é desenvolver órteses adequadas para prevenção de SPCA e que não causem lesões ao paciente, usando recursos de fabricação digital na produção. Essas órteses, além de prevenir no sentido biomecânico e fisiológico também auxiliarão nos âmbitos estético, financeiro, físico e mental, trazendo mais segurança e conforto tanto aos pacientes quanto aos profissionais de saúde que as atendem, sendo outro objetivo do projeto a disponibilização dessa órtese por meio do sistema único de saúde.

I.4 – Metodologia

Para realização deste projeto, foi realizada uma pesquisa qualitativa do tipo pesquisa-ação que teve como campo o HUCFF e duas clínicas particulares que utilizavam a fabricação digital para produção de órteses. A seguir serão apresentados os participantes da pesquisa e os procedimentos de coleta e análise de dados.

Participantes da pesquisa

O quadro 1 apresenta os profissionais entrevistados em cada um dos campos da pesquisa e o objetivo da entrevista. A amostra deste estudo foi por conveniência que é uma estratégia de amostragem não probabilística e não aleatória usada quando há necessidade de selecionar participantes que podem oferecer informações cruciais a respeito de um fenômeno (Patton, 2014).

Participante	Campo	Data da entrevista	Objetivo da entrevista
1	Hospital Universitário Clementino Fraga Filho	05/05/2022	Compreensão geral sobre a síndrome do pé caído adquirida e sobre a necessidade do uso de órteses em pacientes acamados
2	Centro de Reumatologia e Ortopedia Botafogo	16/08/2022	Entender melhor sobre os processos de impressão de órteses em 3D e sua aplicação aos pacientes
3	Centro Trauma da ilha do governador	14/10/2022	Entender melhor as complicações das órteses impressas em 3D e sua viabilidade para uso em certos casos
4	Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - COMEIP	03/04/2023	Compreensão geral sobre a lesão por pressão e sua relação com a síndrome do pé caído adquirida, bem como as melhores formas de prevenção

Procedimentos de coleta de dados

Para levantamento dos dados foram realizadas entrevistas semi-estruturadas em conjunto com observações participantes em campo e testes de modelos. Os detalhes sobre as entrevistas foram apresentados no item anterior. O quadro 2 apresenta as informações sobre as observações participantes realizadas

Observação	Campo	Data da observação	Objetivo da observação
1	HUCFF – CTI	13/06/2022	Compreender a situação dos pacientes acamados e testar a fotogrametria
2	HUCFF – CTI	20/06/2022	Compreender a situação dos pacientes acamados e testar a fotogrametria
3	CREB Botafogo	16/08/2022	Ver como são produzidas as órteses impressas no local e como é feita a aplicação no paciente
4	Centro Trauma ilha do governador	14/10/2022	Compreender os problemas das órteses impressas e o que pode ser feito para evitá-los
5	HUCFF – COMEIP	03/04/2023	Compreender os meios de prevenção para Lesão por pressão e como conciliar com a prevenção de SPCA

Com o objetivo de assegurar a funcionalidade do projeto, realizamos testes práticos usando protótipos, observando a ergonomia no uso e posicionamento do mesmo. Além disso,

conduzimos testes de impressão para avaliar a resistência e eficácia do modelo e buscamos feedback de profissionais especializados sobre o protótipo final para verificar a usabilidade e eficiência do projeto.

CAPÍTULO 2

Levantamento de dados



CAPÍTULO II - LEVANTAMENTO DE DADOS

II.1 - Síndrome do pé caído, definição e impactos

De acordo com o Instituto (2023) e com a Orthoworx (2016), quando o paciente passa períodos prolongados acamado, a musculatura do compartimento anterior da perna (Figura 3) começa a sofrer danos, colocando o pé num estado de queda plantar, impedimento do movimento de dorsiflexão do pé que também dificulta sua mobilidade geral (Figura 1 e 2). Uma vez instalada, a SPCA pode evoluir para uma atrofia muscular que pode se tornar permanente sem os cuidados necessários, o que afetaria gravemente o equilíbrio e velocidade do paciente, causando dores ou deformidades.

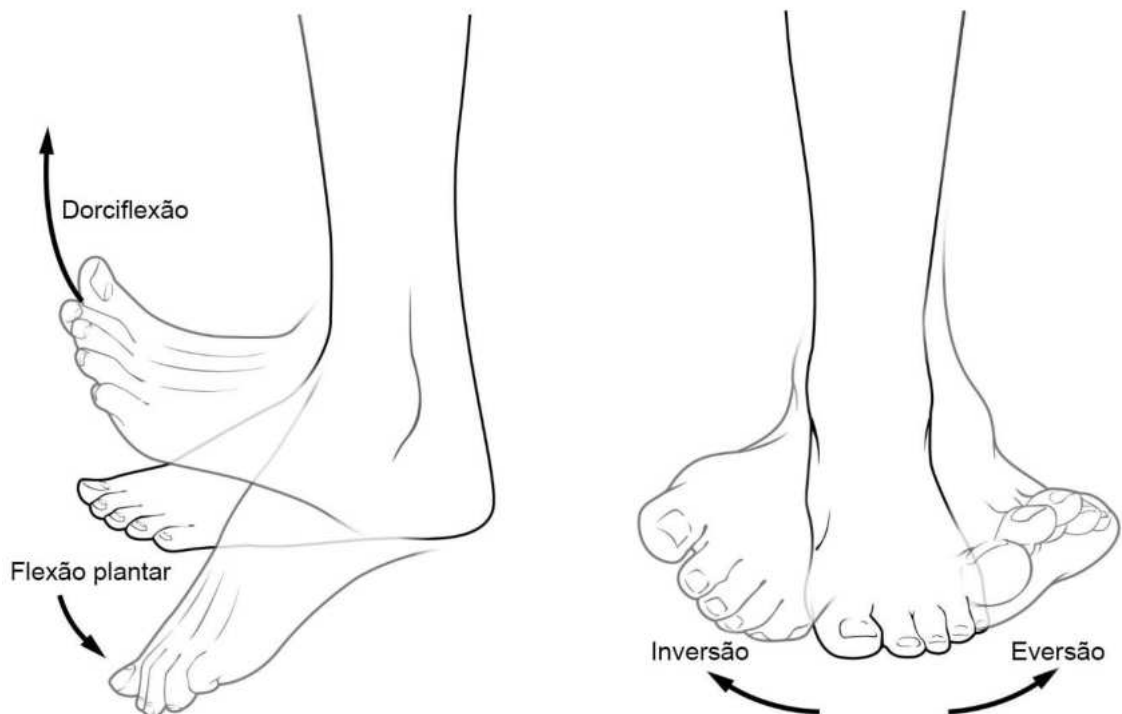


Figura 1: Demonstração do movimento de dorsiflexão e flexão plantar do pé. (imagem traduzida)

Fonte: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Dorsiplantar.jpg>

Figura 2: Demonstração do movimento de inversão e eversão do pé. (imagem traduzida)

Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eversion_and_inversion.jpg

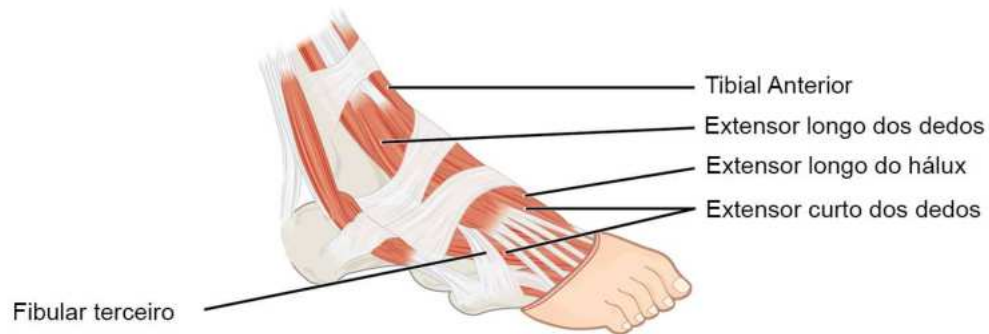


Figura 3: Diagrama apontando os músculos e tendões do compartimento anterior da perna. (imagem traduzida)

Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1124_Intrinsic_Muscles_of_the_Foot_a.png

O Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), administrado pela UFRJ, possuindo vínculo com o Ministério da Educação e com o Sistema Único de Saúde (SUS), é onde este projeto buscou coletar informações. Ele recebe de acordo com seu site (2023) diariamente cerca de 1000 pacientes para atendimento ambulatorial e/ou para exames, também mantém cerca de 200 internações diárias. De acordo com profissionais da saúde entrevistados, a demanda é extremamente alta e nem todos os pacientes conseguem receber os cuidados essenciais, fator que abrem margem para o desenvolvimento e agravação do quadro de SPCA.

O registro dos casos de SPCA dentro do ambiente hospitalar é muito escasso, o que torna difícil estabelecer a incidência deste quadro. Porém tendo como base o relato de profissionais de saúde, a situação hospitalar pública e sabendo que a partir de 48 horas após a internação sem movimento o paciente já começa a perder massa muscular, suspeita-se que a SPC está muito presente no cotidiano hospitalar e ela pode acometer pacientes de qualquer idade, sexo, e biotipo, com patologias anteriores ou não.

Neste projeto iremos pesquisar especificamente sobre a síndrome do pé caído que é adquirida quando por pacientes acamados em hospitais do sistema público. Segundo Aldemir e Duygun (2017), a síndrome pode ser adquirida por pacientes acamados através de doenças neuromusculares, doenças que afetam o sistema nervoso central ou o sistema nervoso periférico, traumas, contusões, doenças degenerativas, neuropatias, complicações cirúrgicas ou com anestesia, e muitas outras patologias, que enfraquecem ou causam danos aos nervos e músculos dos membros inferiores, bem como podem também dificultam a reabilitação do paciente.

II.2 - Agravantes da Síndrome do pé caído

Sabendo que pacientes acamados estão sob maior risco de desenvolver SPCA, é necessário avaliar quais condições podem contribuir para o desenvolvimento desse quadro ou agravá-lo.

Pessoas idosas, bem como pessoas com algum quadro clínico grave e as pessoas com deficiência (PCD) configuram um grupo de alto risco para desenvolvimento de SPCA, estes grupos acabam se tornando mais suscetíveis pois suas patologias, como citado por Aldemir e Duygun (2017) podem deixá-las imobilizadas, parcial ou completamente. Levando-as a ser pouco cooperativas nas tentativas de movimentação pelos profissionais da saúde e colocando o paciente sob risco de sofrer sequelas permanentes.

A última pesquisa nacional de saúde (PNS) divulgou que há 17,3 milhões de pessoas, 8,4% da população total, com deficiência entre os brasileiros com 2 anos ou mais (BRASIL, 2019). De acordo com o último censo demográfico do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), quase 19 milhões de brasileiros com 2 anos ou mais, 8,9% da população total, têm algum tipo de deficiência, dentre elas, 47% possuem 60 anos ou mais, o que equivale a aproximadamente 8,8 milhões de pessoas idosas (BRASIL, 2022). A convenção sobre os direitos das pessoas com deficiência das nações unidas (CDPD) (2014), define que:

a deficiência é um conceito em evolução e que a deficiência resulta da interação entre pessoas com deficiência e as barreiras devidas às atitudes e ao ambiente que impedem a plena e efetiva participação dessas pessoas na sociedade em igualdade de oportunidades com as demais pessoas. (CDPD, 2014, p16)

Nesta mesma convenção (2014), também são lembrados os princípios estabelecidos na Carta das Nações Unidas (1945), reconhecendo que as PCD possuem direitos e valores iguais e quaisquer outros membros da sociedade. Também foi pontuado que, segundo a Declaração Universal dos Direitos Humanos e nos Pactos Internacionais sobre direitos Humanos (2020), toda pessoa, com ou sem quaisquer tipos de deficiência, possui todos os mesmos direitos e liberdades que as outras. Por conta disso, todas as PCD têm direito ao mesmo cuidado e nível

de atenção médica ao serem hospitalizadas, para que possam exercer plenamente suas atividades sem as sequelas de uma condição como a SPCA.

Segundo entrevista com profissionais da saúde, os pacientes acamados por longos períodos, tendo sua mobilidade e cooperação limitadas, também ficam sob o risco de desenvolver lesões por pressão, visto que seus membros estão em constante contato com a cama hospitalar. Nessas entrevistas foi pontuado que a lesão por pressão, desde seus estágios iniciais, também acaba agravando ainda mais a incidência de SPCA nos pacientes, pois impede o uso de órteses por conta da necessidade de curativos e contato mínimo com a área lesionada, visando não piorar os danos. Além disso, ao tentar prevenir lesões por pressão, bem como trata-las, o pé do paciente é elevado de forma que o calcanhar fica sem suporte, o que age como agravante para o quadro de SPCA.

II.3 - Lesão por pressão

Anteriormente conhecida como úlcera de pressão, o National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) (2016) anunciou a mudança na terminologia para Lesão por Pressão (LPP) e assim foi feita a atualização da nomenclatura dos estágios do sistema de classificação. Segundo o American National Pressure Ulcer Advisory Panel (NPUAP) a LPP é definida como:

um dano localizado na pele e/ ou tecidos moles subjacentes, geralmente sobre uma proeminência óssea ou relacionada ao uso de dispositivo médico ou de outro artefato. A lesão pode se apresentar em pele íntegra ou como úlcera aberta e pode ser dolorosa. A lesão ocorre como resultado da pressão intensa e/ou prolongada em combinação com o cisalhamento. A tolerância do tecido mole à pressão e ao cisalhamento pode também ser afetada pelo microclima, nutrição, perfusão, comorbidades e pela sua condição (NPUAP, 2016).

Segundo entrevista com profissionais da saúde, áreas com proeminência óssea estão mais suscetíveis a desenvolver LPP, pois exercem maior força contra a superfície onde se apoiam. Por isso, pacientes acamados estão sob grave risco de desenvolvimento de LPP, pois ficam em constante contato e fricção com a cama hospitalar (Figura 4).

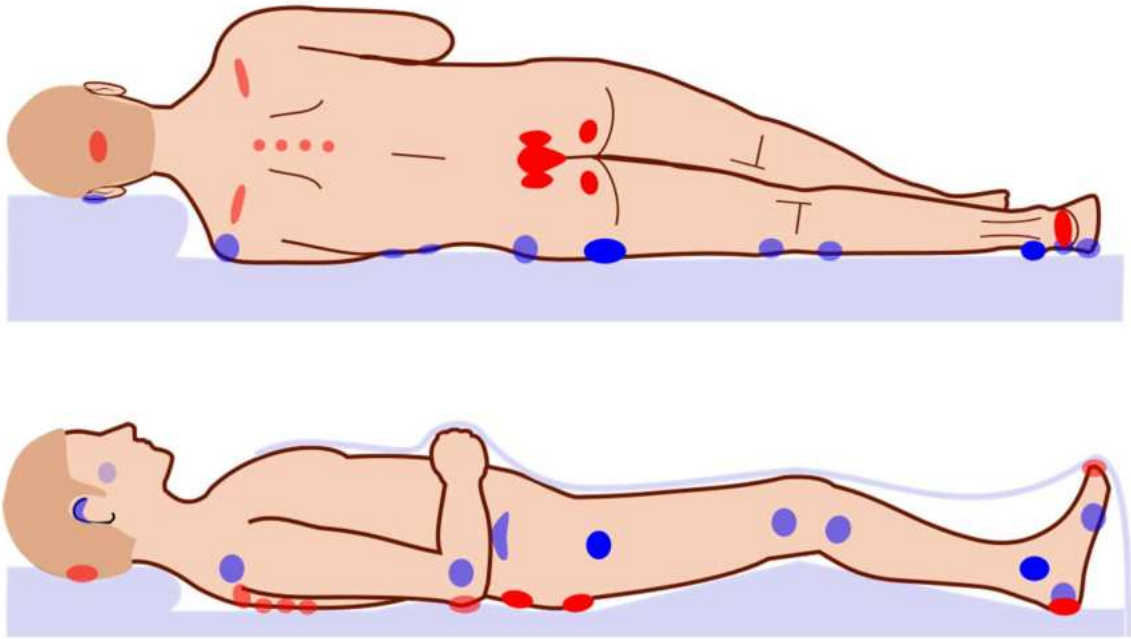


Figura 4: Diagrama apontando pontos de pressão no corpo de um paciente acamado. Fonte:

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pressure_ulcer_points.svg

Segundo o protocolo de Prevenção e Tratamento de Lesão por Pressão (2023), os principais fatores extrínsecos que contribuem para o desenvolvimento de lesões são “umidade; calor; pressão, força de cisalhamento e fricção.”. Os principais valores intrínsecos variam entre “índice de massa corporal, [...] extremos de idade, hipotensão arterial sistêmica, [...] edema, hipertermia, tabagismo, desidratação; infecções sistêmicas ou locais; comorbidades crônicas” entre muitas outras condições, tornando o escopo de risco muito grande.

Segundo a Cartilha de Orientações Sobre Prevenção e Tratamento de Lesão Por Pressão (2019) e o site Feridas Crônicas, (2020), uma vez instalada a LPP pode avançar em até quatro estágios, sendo eles:

- Estágio 1 - Pele íntegra com área localizada de eritema que pode se manter por mais de uma hora após o alívio da pressão.
- Estágio 2 - Perda parcial na espessura da pele, causando exposição da derme.
- Estágio 3 - Perda total da espessura da pele, deixando a camada de gordura visível, a camada muscular também pode ficar exposta.

- Estágio 4 - Perda total da espessura da pele e perda tissular, deixando tendões, ossos e articulações visíveis.
- Não classificável - Perda total da espessura da pele e perda tissular, dano não pode ser medido pois está obscurecido por escaras ou esfacelos.
- Tissular profunda: Pele intacta ou não, com área localizada e persistente que não embranquece, possuindo descoloração vermelha escura, marrom ou púrpura

Segundo o site Feridas Crônicas (2020), a LPP também pode ser causada pelo uso incorreto de aparelhos médicos, aplicados para fins diagnósticos ou terapêuticos, devendo então ser categorizada segundo o sistema de classificação de lesões por pressão. Em entrevista feita com uma profissional em lesões de pele na Comissão de Métodos Relacionados à Integridade da Pele (COMEIP), dentro do HUCFF, foram levantados dados sobre a incidência de LPP dentro do hospital (Figuras 5, 6 e 7).

	Sexo		
Faixa etária	Masculino	Feminino	Total (%)
< 21	4 (0,96)	3 (0,67)	7 (0,81)
21 - 40	37 (8,87)	37 (8,26)	74 (8,55)
41 - 60	106 (25,42)	116 (25,89)	223 (25,75)
61 - 80	229 (54,92)	216 (48,21)	445 (51,39)
> 80	41 (9,83)	76 (16,96)	117 (13,51)
TOTAL	417 (48,15)	488 (51,73)	866

Figura 5: Tabela de atendimentos do HUCFF de março 2022 a março de 2023. Fonte: Plataforma da COMEIP

Tipos de lesões	Número de pacientes	% dos 238 atendidos
Lesão por pressão	55	(23,11)
Lesão Mista	18	(7,56)
Lesão por fricção	14	(5,88)
Lesão por umidade	10	(4,20)

Figura 6: Tabela de tipos de lesão em pacientes atendidos em um mês no HUCFF. Fonte: Plataforma da COMEIP

No caso deste projeto, foram observados pacientes que por conta da internação ficam acamados por longos períodos e possuindo mobilidade comprometida, gerando assim um ambiente muito suscetível ao desenvolvimento de lesões. O quadro é recorrentemente encontrado dentro de hospitais do sistema público, de acordo com entrevista feita com profissionais entrevistados, e a área dos calcanhares, constantemente em contato com o colchão, é uma protuberância que desenvolve LPP com frequência (Figura 7).

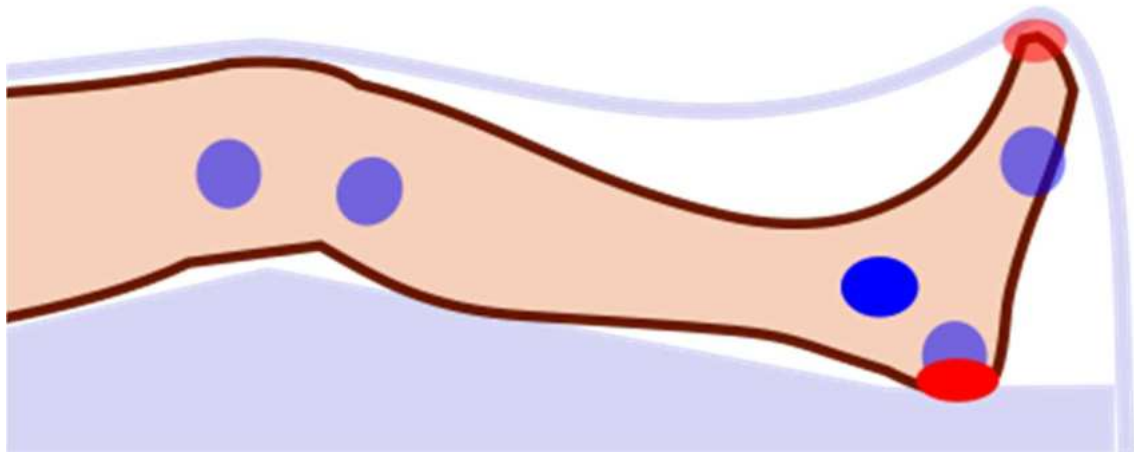


Figura 7: Diagrama destacando pontos de pressão na perna de um paciente acamado. Fonte:

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pressure_ulcer_points.svg

II.4 - Prevenção e sua importância

A prevenção é sempre o melhor caminho de ação, para o quadro de LPP, de acordo com Portugal e Christovam (2019), a prevenção inclui intervenções que abordam, entre outros cuidados, a necessidade de redução da sobrecarga tissular e a utilização de superfícies especiais para dar suporte às áreas de risco. Essas intervenções são definidas e aplicadas de acordo com a classificação de risco atribuída pelo profissional de saúde em relação à lesão e também pelas individualidades do paciente.

Normalmente, como observado em visitas de campo e reunido em entrevistas com profissionais, para elevar o pé do paciente e impedir que ele desenvolva uma LPP, ou que uma já desenvolvida se agrave, são utilizados rolos improvisados com tecido, chamados de coxins, para evitar o cisalhamento da protuberância contra o colchão. Esse método aumenta bastante o risco de desenvolvimento de SPCA, pois o posicionamento agrava a queda plantar. Em vista disso, a órtese precisa manter o posicionamento correto tanto com o paciente deitado normalmente, quanto com elevações.

A principal forma de prevenção utilizada para SPCA segundo o National Institute of Neurological Disorders and Stroke (2023) é manter o paciente em movimento, mesmo internado, fazendo algum tipo de exercício, fisioterapia, alongamentos etc. No entanto, em casos em que não é possível colocar o paciente em movimento, o uso de órteses se faz presente. Segundo a Orthoworx (2016) e entrevistas com profissionais da saúde, elas são muito eficazes em dar suporte e manter o membro na posição correta durante a estadia no leito, as órteses se tornam ferramentas essenciais de prevenção, sendo o tipo mais indicado a do tipo PRAFO (Pressure Relief Ankle Foot Orthosis), uma subcategoria das órteses tipo Suropodálica ou AFO (Ankle Foot Orthosis).

II.5 - Órteses, origem e funcionalidade

O termo órtese se origina do grego “*Orthós*”, que significa “direito, reto, normal”. A órtese, segundo o Ministério da Saúde e a Secretaria de Atenção Especializada à Saúde, um dispositivo exoesquelético de tecnologia assistiva que auxilia o usuário a manter uma posição alinhada e ergonômica de um ou mais membros, prevenindo o desenvolvimento de deformações, provendo estabilidade e corrigindo posicionamento e/ou movimento do usuário (BRASIL, 2019). O tempo de uso, tipo de órtese e adaptações extras são decididos no momento da prescrição, de acordo com as necessidades do usuário, mas as órteses podem ser divididas em dois grandes grupos, sendo eles, segundo o Ministério e a Secretaria:

estáticas (quando imobilizam e ou limitam e posicionam as articulações) [...] dinâmicas que são compostas de várias partes para promoverem movimentação articular, neutralizam forças deformantes e promovem manutenção e fortalecimento da musculatura envolvida (BRASIL, 2019, p20)

Também é possível definir as órteses com base em sua produção, como pré-fabricadas, que são confeccionadas em série com variados tamanhos, tipos e materiais; ou como órteses sob medida, cujo modelo é feito especificamente para cada paciente e suas necessidades. Neste projeto foi desenvolvida uma órtese estática sob medida, levando em consideração as necessidades do paciente por uma órtese de posicionamento, para prevenir a instalação da SPCA, e personalizada, para evitar o desenvolvimento de LPP.

II.6 - AFO - Ankle Foot Orthosis

A órtese AFO (Ankle Foot Orthosis), também chamada suropodálica, é, segundo o guia do Ministério da Saúde e a Secretaria de Atenção Especializada à Saúde (2019), bem como a Alberta Association of Orthotists and Prosthetists (2014), utilizada para dar suporte aos membros inferiores e mantendo os músculos posicionados. Isso evita que o paciente sofra danos musculares ou deformações, entre outras possíveis complicações oriundas da patologia que o levou ao uso da órtese. Entre suas principais características, estão:

- Cobertura de toda área inferior/plantar e laterais do pé
- Uso de material termoplástico para moldar a órtese

- Cobertura da traseira e laterais do tornozelo até a panturrilha, variando em estilo de acordo com o tipo de AFO prescrita.
- Uso de espumas de revestimento ortopédico para preenchimento interno, variando seu posicionamento para acomodar e dar conforto ao paciente
- Uso de tiras de velcro no pé e na panturrilha para atar as laterais da órtese junto da perna do paciente

Existem muitos tipos de órtese AFO, cada uma com suas especificações voltadas para atender melhor certas patologias e assim possuindo em seu design as características adequadas para atendê-las. De acordo o National Institute of Neurological Disorders and Stroke e com profissionais de terapia ocupacional entrevistados, para pacientes acamados necessitando de posicionamento e estabilidade, o tipo mais indicado é a órtese AFO não articulada ou estática (Figura 8), tendo também como destaque a órtese PRAFO, que por suas especificidades é mais adequada para casos de prevenção de LPP e de SPCA.

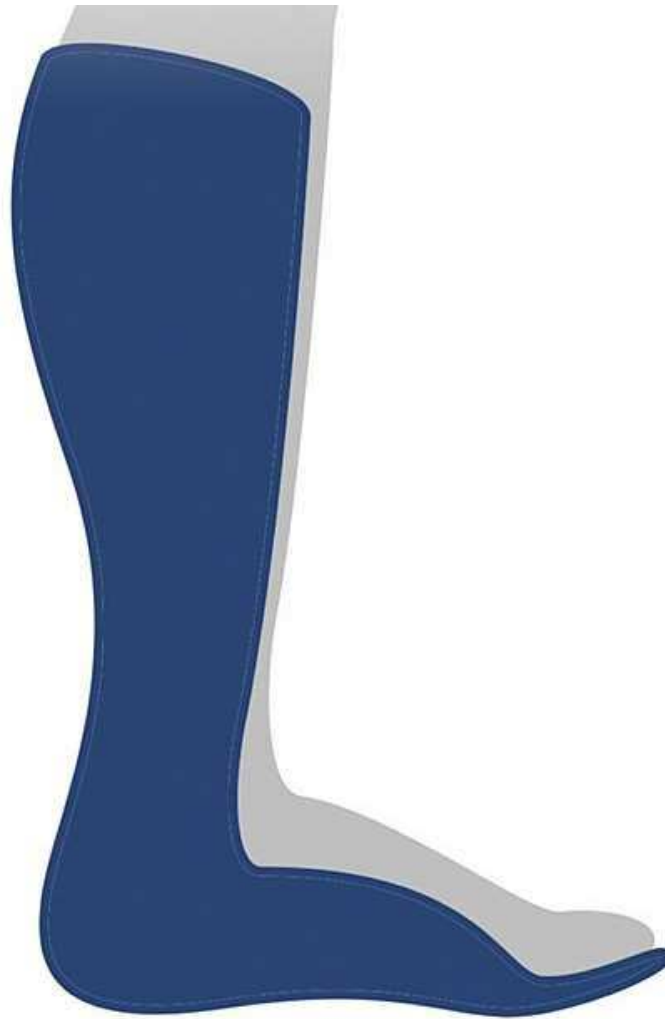


Figura 8: Órtese AFO estática. Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SAFO_AFO.jpg

II.6.1 - PRAFO - Pressure Relief Ankle Foot Orthosis

A "Pressure Relief Ankle Foot Orthosis" (PRAFO) (Figura 9), "Órtese tornozelo pé alívio de pressão" em tradução livre, é, segundo o Infinite Technologies Orthotics and prosthetics (2023), um tipo de órtese AFO voltada para aliviar a o contato da órtese nos membros de um paciente em repouso durante o posicionamento. Apesar de similares inicialmente, o principal elemento que a diferencia da AFO não articulada são as alterações biomecânicas para alívio de pressão, estão entre elas: o revestimento feito com espumas especializadas, que provê um melhor ambiente para contato prolongado ao membro, evitando assim lesões como LPP, e o uso de alças de sustentação para distribuir melhor a força aplicada na estrutura e assim manter o pé na posição correta, evitando a aquisição de deformações como a SPCA.

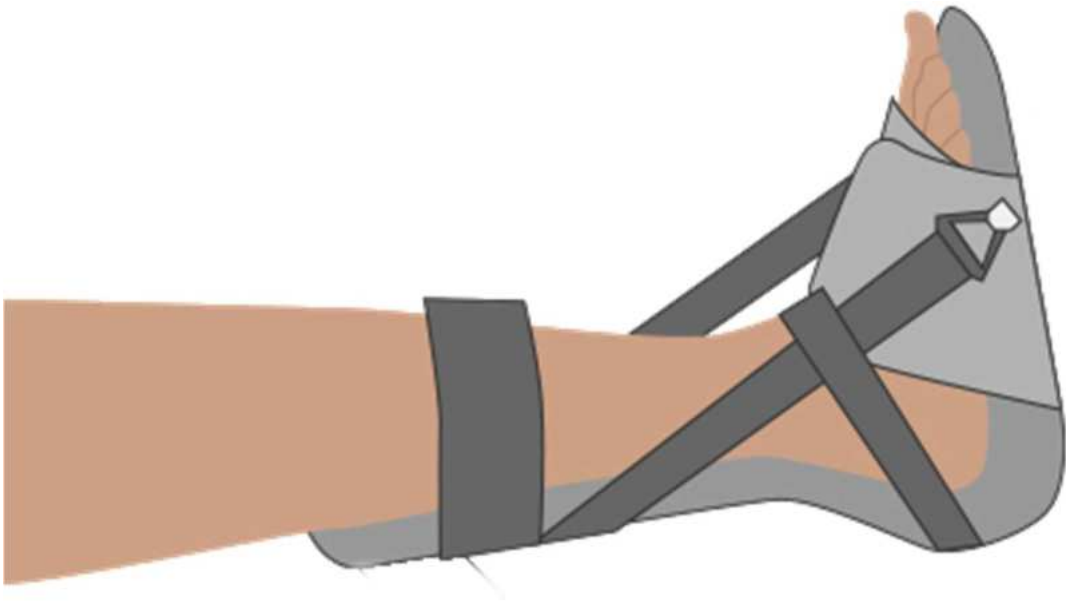


Figura 9: Desenho de órtese PRAFO. Fonte: <https://www.flickr.com/photos/interactive-content/37871915726>

De acordo com profissionais especializados entrevistados, o revestimento mais indicado para casos em que o uso dessas órteses é necessário é feito com a espuma viscoelástica (Figura 10), uma espuma sem memória que permite melhor distribuição da massa colocada sobre ela, evitando a criação de pontos de pressão que causariam LPP. No entanto, esse tipo de espuma é um material importado, de custo elevado, tornando-o escasso no sistema público de saúde.



Figura 10: Espuma viscoelástica. Fonte: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:MemoryFoam-slow.jpg>

Segundo o National Institute of Neurological Disorders and Stroke e profissionais de saúde entrevistados, na ausência da espuma viscoelástica é possível usar outras espumas, desde que possuam o mínimo de efeito memória. Órteses produzidas no HUCFF não costumam ter preenchimento, mas o indicado seria a espuma de revestimento ortopédico (Figura 11), que é frequentemente utilizada em órteses e palmilhas.



Figura 11: Órtese revestida em espuma ortopédica. Fonte: <https://www.pxfuel.com/en/free-photo-xjewq>

II.6.2 Como é prescrita e concedida

Segundo o Ministério da Saúde e a Secretaria de Atenção Especializada à Saúde (2019):

Ressalta-se que a escolha da Órtese, Prótese ou Meio Auxiliar de Locomoção (OPM), deve se pautar nas necessidades individuais do usuário e em um processo sistemático de avaliação e acompanhamento, provido por uma equipe multiprofissional especializada. (MINISTÉRIO DA SAÚDE E SECRETARIA DE ATENÇÃO ESPECIALIZADA À SAÚDE, 2019)

Esse processo sistemático se configura por um conjunto de cinco etapas feito para garantir que a órtese atenda as especificações individuais de cada paciente. De acordo com o Ministério da Saúde e a Secretaria de Atenção Especializada à Saúde (2019) são elas (Figura 12):

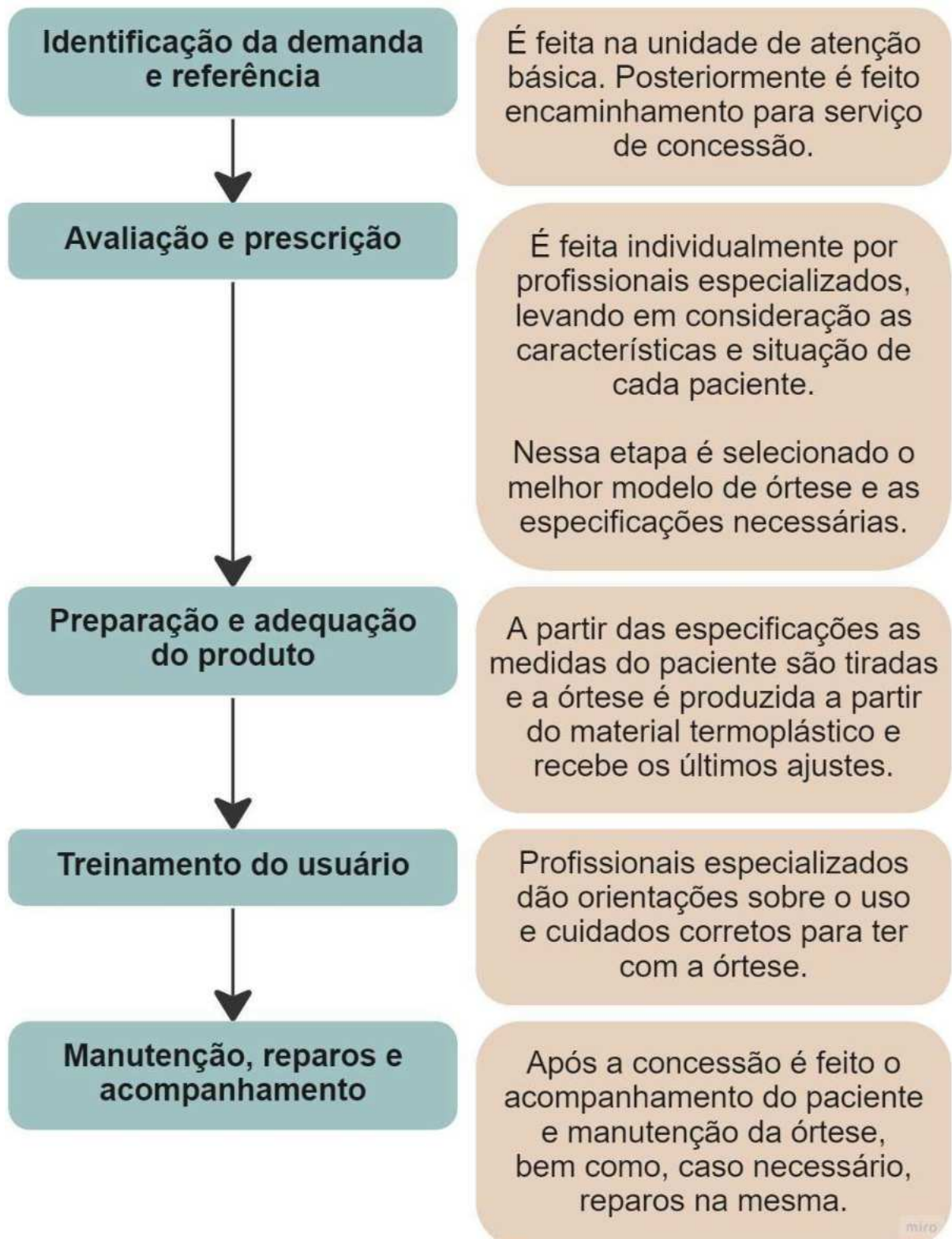


Figura 12: Fluxograma das etapas para concessão produção e entrega de órteses no SUS. Fonte: Autoria própria

II.6.3 Produção e materiais

Segundo o guia do Ministério da Saúde e a Secretaria de Atenção Especializada à saúde, na forma de produção com termoplásticos de alta temperatura, primeiro era feito um molde negativo em torno do membro do paciente, normalmente com gesso, depois o mesmo era removido e usado para produção de um contra molde (Figuras 13 e 14), que servia como base para moldagem do termoplástico. Depois de moldado, as rebarbas são cortadas (Figuras 15 e 16) e a órtese recebe acabamento (Figuras 17 e 18), bem como os aparatos específicos de seu tipo, como espumas, pontos de articulação, velcros etc. Após sua confecção, a órtese é colocada no paciente para avaliar a necessidade de ajustes (Figuras 19 e 20).



Figuras 13 e 14: Etapa de molde na produção da órtese termoplástica de alta temperatura.

Fonte: <https://unsplash.com/pt-br/@thisisengineering>



Figuras 15 e 16: Etapa de corte do termoplástico moldado na produção da órtese termoplástica de alta temperatura. Fonte: <https://unsplash.com/pt-br/@thisengineering>



Figuras 17 e 18: Etapa de acabamentos na produção da órtese termoplástica de alta temperatura. Fonte: <https://unsplash.com/pt-br/@thisengineering>



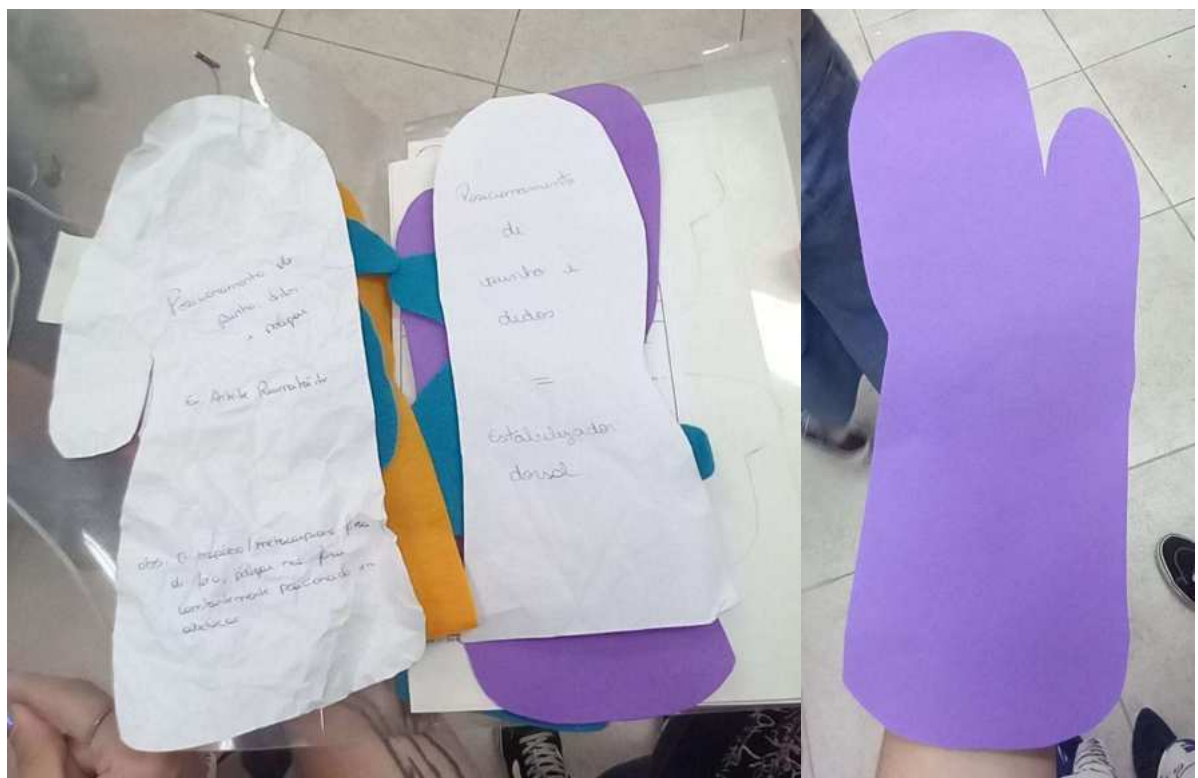
Figuras 19 e 20: Prova no paciente na produção da órtese termoplástica de alta temperatura. Fonte: <https://unsplash.com/pt-br/@thisisengineering>

As órteses produzidas a partir de termoplásticos de baixa temperatura necessitam de menos etapas, permitindo que o paciente tenha acesso a mesma mais rápido. Nesse método, que foi acompanhado através de uma aula sobre órteses dentro do HUCFF (Figuras 21 e 22), foi observado que o termoplástico é cortado em tamanho próximo do necessário para a órtese, usando moldes feitos de papel para ajudar a cortar (Figuras 23 e 24). Depois, o material é colocado numa panela de água quente para que amoleça e, quando fica maleável, é possível colocá-lo diretamente sobre o membro do paciente, moldando o termoplástico a ele na posição necessária para atender a demanda, gerando assim um dispositivo efetivo.

O material excessivo é cortado fora antes que endureça por completo e os acabamentos são feitos, às vezes tendo o auxílio de um soprador térmico para amolecer e remodelar certas partes da órtese. Por fim, a órtese recebe os aparatos específicos de seu tipo, como espumas, pontos de articulação, velcros, etc., ficando disponível para uso do paciente.



Figuras 21 e 22: Aula de órteses feitas pelo método atual no HUCFF. Fonte: Autoria própria



Figuras 23 e 24: Moldes para corte preliminar do termoplástico mostrados na aula. Fonte: Autoria própria

Atualmente a fabricação digital também tem ganhado bastante atenção e sendo cada vez mais utilizados no meio hospitalar por conta da possibilidade de uso da impressão 3D para geração

de órteses, um ramo de inovação que tem sido explorado e usado em experimentos por diversos lugares, como clínicas, hospitais ou produções independentes, pelo mundo.

II.7 Estudo de produções

O Centro de Reumatologia e Ortopedia Botafogo (CREB) faz uso de uma impressora 3d para produção de órteses para imobilização (Figuras 25 e 26), substituindo as talas de gesso em casos de fratura, torção ou outros diagnósticos que se enquadrem no escopo de uso. Essas órteses são de repouso, o que permite que sejam impressas pois na ausência de pontos articulados ou de movimento constante do paciente existem menos fatores de estresse que poderiam comprometer a estrutura em camadas.



Figuras 25 e 26: Órtese impressa em 3D e moldada na clínica da CREB. Fonte: Autoria própria

O processo de produção dentro da CREB é feito através de uma empresa privada. Essa empresa orienta as clínicas contratantes de seus serviços nos passos para começar a produção em 3D de órteses, desde qual impressora e filamentos comprar (Figura 28), até aulas e treinamentos para ensinar aos profissionais do local como operar a impressora e como lidar corretamente

com as órteses impressas (Figuras 29 e 30). Dentro do pacote da empresa também são oferecidos vários modelos de órteses pré-fabricadas com diferentes tamanhos, que o profissional seleciona de acordo com o paciente e manda para impressão segundo o esquema abaixo (Figura 27):

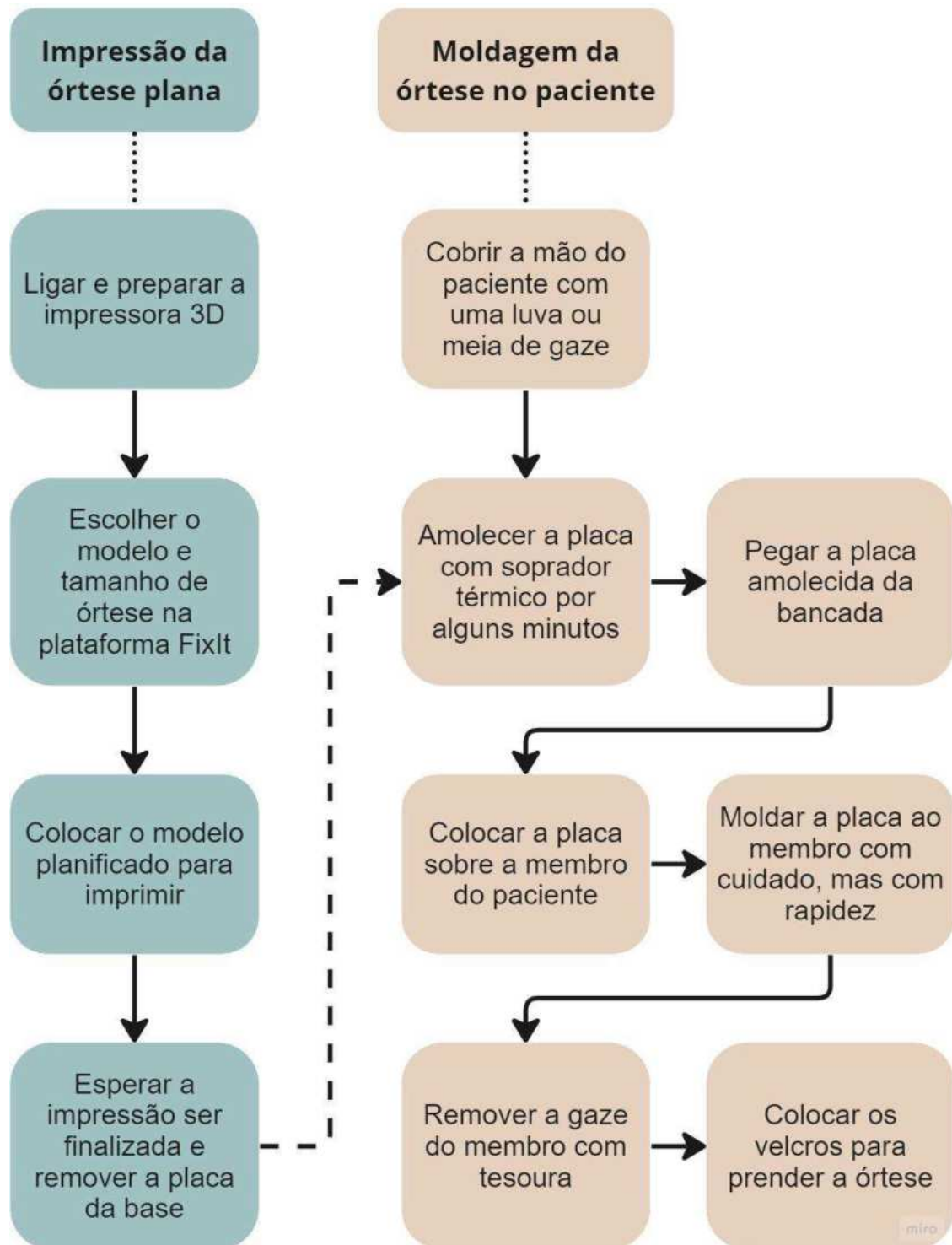


Figura 27: Fluxograma do processo de impressão e moldagem na CREB. Fonte: Autoria própria

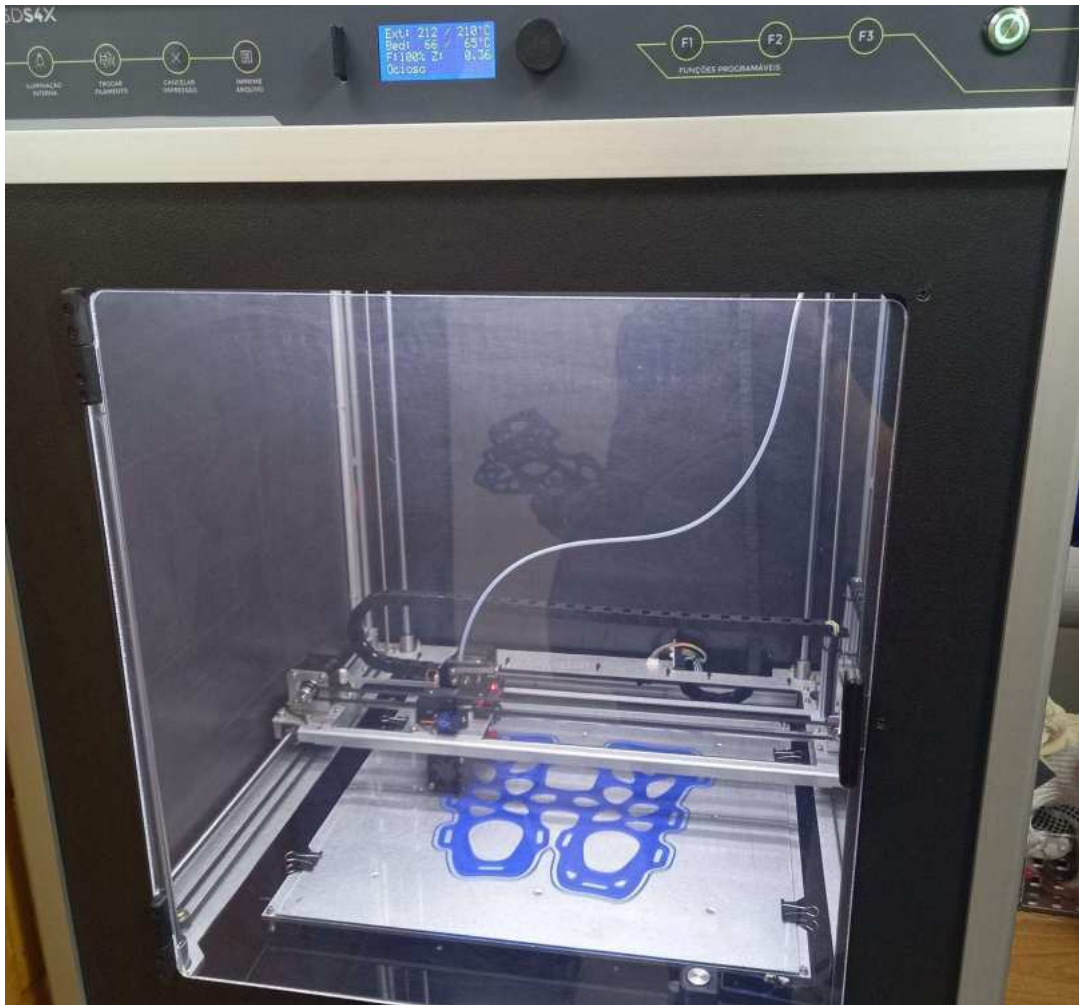


Figura 28: Órtese sendo impressa planificada. Fonte: Autoria própria

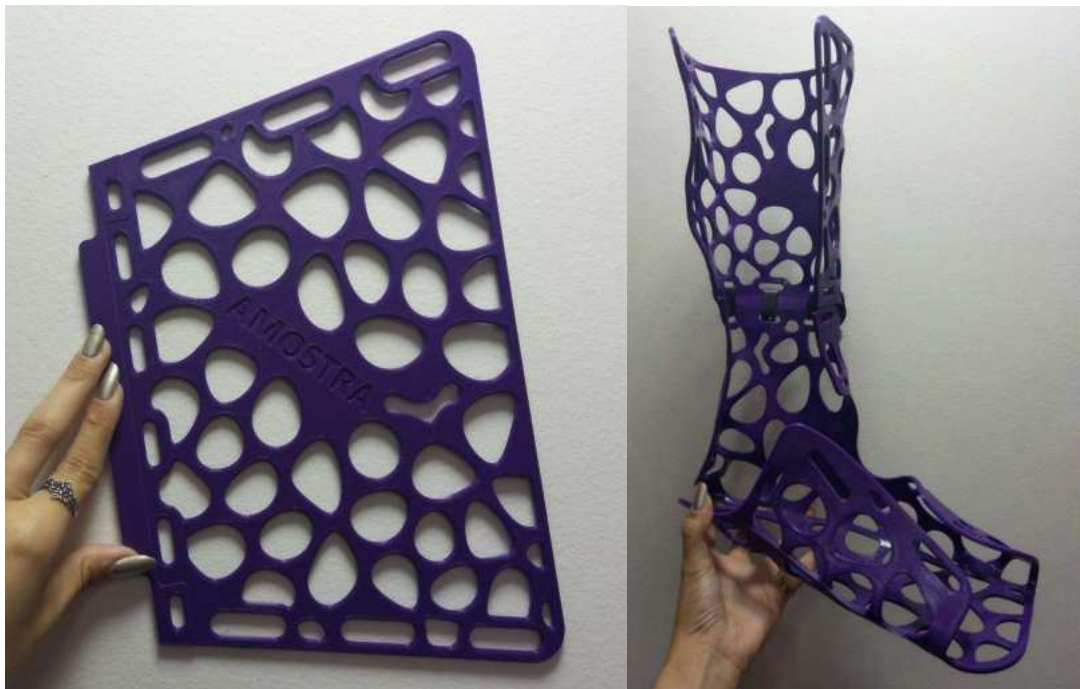


Figura 29 e 30: Estágios da produção de órteses planificadas. Fonte: Autoria própria

A CREB estava fazendo uso dos serviços da empresa a apenas um mês, portanto ainda não possuíam feedbacks concretos sobre a durabilidade e usabilidade das órteses, mas foi relatada uma resposta positiva dos pacientes que as receberam. No entanto, durante uma nova visita, realizada em 14 de outubro de 2022 no Centro Trauma na Ilha do Governador, foram pontuadas importantes questões sobre as órteses impressas.

O local já fazia uso dos serviços da empresa a mais de um ano, possuindo mais experiências e retornos de pacientes sobre o uso das órteses. O principal ponto evidenciado foi que os designs precisavam de mais reforço em pontos de movimento como tornozelos e cotovelos, pois havia ocorrências de quebra quando o paciente aplicava força constante no local. Pelo mesmo motivo pacientes com algum tipo de espasticidade, condição que enrijece os músculos, já instalada não tinha indicação para uso dessas órteses, pois iriam forçar a estrutura, que não era capaz de sustentar a força exercida de forma prolongada.

II.8 Escaneamento 3D

Considerando que o projeto visa a exploração da impressão 3D para o desenvolvimento de uma órtese, uma das principais considerações foi a busca por um método não invasivo e de baixo custo para coletar as medidas dos pacientes. Entre as alternativas disponíveis, a utilização de sensores adicionais, como o Kinect, foi avaliada. Embora o Kinect tenha sido identificado como um exemplo com bom custo-benefício, com um preço médio de 400 reais, e a necessidade de equipamentos adicionais para adaptá-lo ao computador, como um cabo que custa mais de 200 reais, seu uso não se mostra intuitivo quando comparado à familiaridade que as pessoas têm com câmeras de celular, que são dispositivos com os quais interagimos diariamente.

Portanto, a busca por uma solução economicamente viável e eficaz direcionou a pesquisa para explorar outras alternativas que se mostrassem mais acessíveis e igualmente eficientes para a realização do escaneamento e obtenção do modelo 3D necessário para a produção das órteses.

Para alcançar um melhor custo-benefício foram avaliados três tipos de escaneamento que podem ser realizados por aparelhos celular: LiDAR, TrueDepth e Fotogrametria. (Figura 31)

O sensor LiDAR, presente na parte traseira de iPhones e iPads, mostrou-se mais adequado para capturar ambientes amplos e sua velocidade de processamento é ideal para essa aplicação. No entanto, seu desempenho na captura de detalhes finos foi considerado limitado, o que o tornou menos indicado para o propósito específico deste estudo.

Por sua vez, o sensor TrueDepth, também presente em dispositivos da Apple, é utilizado pela câmera frontal dos aparelhos. Embora ofereça uma melhor qualidade de detalhes em relação ao LiDAR, seu uso é mais desafiador, uma vez que o usuário não pode visualizar a tela enquanto realiza o escaneamento. O TrueDepth é comumente utilizado para o desbloqueio facial do aparelho, o que demanda a captura de detalhes menores do rosto. Ambos, LiDAR e TrueDepth, apresentaram a capacidade de manter a escala correta do objeto, permitindo a criação de modelos 3D com medidas reais.

A terceira opção testada foi a fotogrametria, a qual não requer um dispositivo específico e pode ser realizada através de uma câmera fotográfica comum. Este método se destacou pela obtenção de resultados com a melhor qualidade de detalhes, superando as outras técnicas avaliadas. No entanto, diferentemente dos escaneamentos com LiDAR e TrueDepth, a fotogrametria requer um processamento externo, sendo necessária a utilização de um computador para realizar os cálculos.

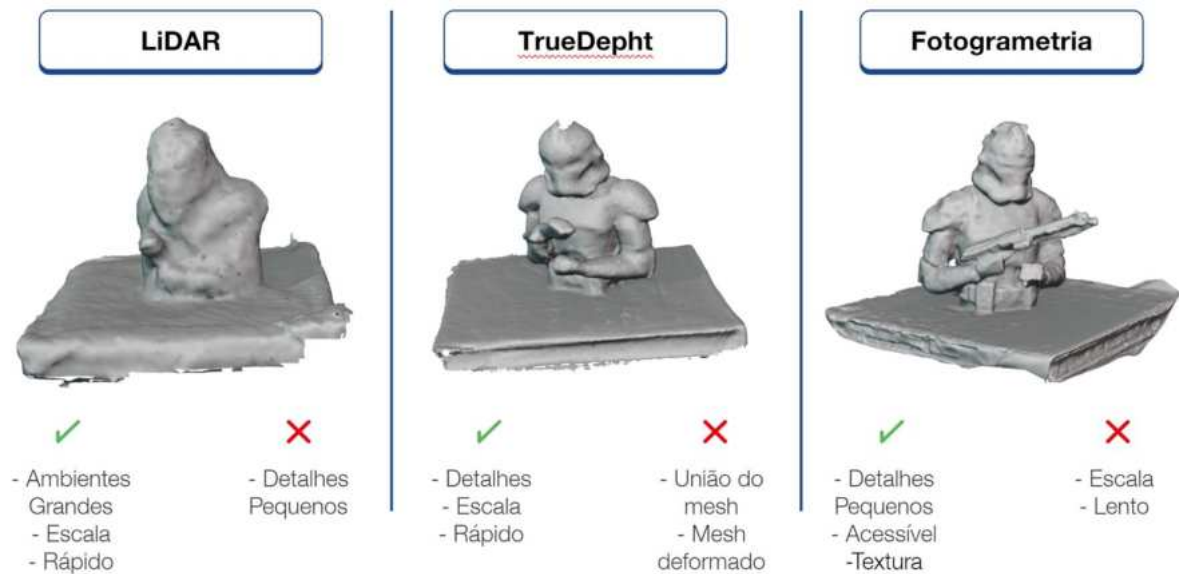


Figura 31: Testes de escaneamento. Fonte: Autoria própria

Diante dessas análises, a fotogrametria demonstrou ser a abordagem mais adequada para o propósito do projeto, devido à sua capacidade de obter modelos 3D de alta qualidade com detalhes precisos, ainda que requeira um processamento adicional. Com isso, é possível alcançar uma solução acessível, não invasiva e precisa para a obtenção das medidas dos pacientes, viabilizando a produção personalizada das órteses através da impressão 3D.

II.8.1 Fotogrametria

A fotogrametria é uma técnica que se baseia na medição e mapeamento de objetos ou ambientes tridimensionais a partir de imagens fotográficas. Essa abordagem possibilita a criação de modelos 3D precisos a partir de fotografias tiradas de ângulos e posições variadas. A relevância da fotogrametria tem crescido com o desenvolvimento de softwares de processamento de imagens, permitindo medições em tempo real e automação de complexos processos de fabricação.

Na área de saúde, a fotogrametria é utilizada para medir o corpo humano, planejar e monitorar tratamentos terapêuticos, proporcionando medições objetivas por meio da aquisição remota de dados, sem contato direto com o objeto medido e com alta precisão. (EY-CHMIELEWSKA, CHURUŚCIEL-NOGALSKAC e FRĄCZAKF, 2015)

O processo de fotogrametria envolve a captura de várias imagens de um objeto ou cena, geralmente utilizando uma câmera fotográfica. É fundamental que essas imagens apresentem sobreposição, o que facilita a correspondência de pontos entre as fotos. Posteriormente, essas fotografias são processadas por softwares especializados. Os softwares empregam algoritmos para combinar pontos nas diferentes fotografias e calcular a posição e a orientação da câmera para cada uma delas. Com base nessas informações, o software reconstrói o caminho percorrido pelo usuário, encontrando a posição e orientação de cada imagem tirada (Figura 32). Assim, é gerada uma nuvem de pontos 3D que resulta em um modelo tridimensional do objeto.

A precisão da medição fotogramétrica depende da qualidade das fotografias, da quantidade de imagens capturadas e da precisão na calibração da câmera. No geral, quanto mais fotografias forem capturadas em diferentes ângulos e posições, mais detalhado e preciso será o modelo 3D obtido.

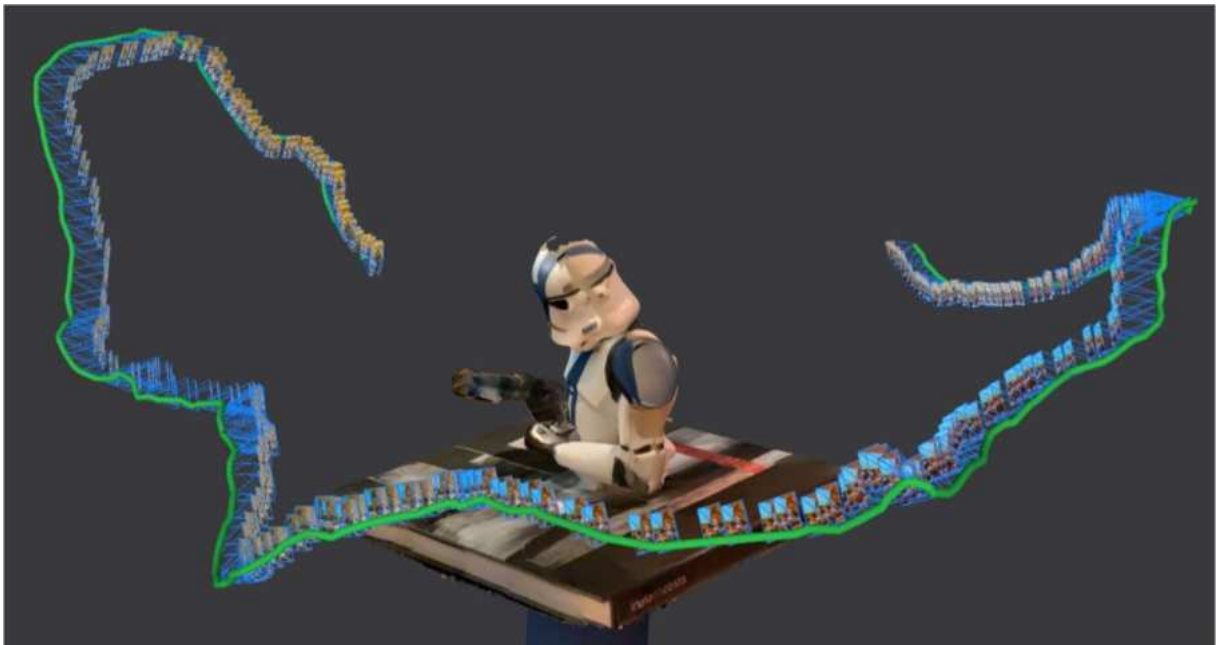


Figura 32: Testes de escaneamento. Fonte: Autoria própria

A quantidade de fotos necessárias pode variar conforme o objeto ou a área que se pretende modelar em 3D, a complexidade do ambiente, as características do objeto e a precisão desejada no resultado final. Para objetos simples, como uma pequena peça, algumas poucas

fotos podem ser suficientes, desde que capturadas de diferentes ângulos em torno do objeto. Porém, para modelar áreas maiores ou objetos mais complexos, como edifícios, paisagens ou monumentos arquitetônicos, será necessário um maior número de fotos, capturadas de diversas posições e alturas para garantir um modelo 3D detalhado e preciso.

Alguns programas de fotogrametria podem processar até 50 ou até 1000 imagens para obter resultados mais abrangentes e detalhados. Para a realização do escaneamento no hospital, é importante destacar que não será necessária uma quantidade excessiva de imagens para obter resultados satisfatórios. O ambiente hospitalar apresenta uma boa iluminação, caracterizada por luzes brancas fortes, e os objetos a serem escaneados, as pernas dos pacientes acamados, não possuem muitos detalhes ou entradas complicadas.

Portanto, para o escaneamento, será suficiente utilizar um número reduzido de fotos, variando entre 30 e 60 imagens, desde que seja garantida a representação completa de todas as partes do pé e da perna do paciente que serão envolvidas pela órtese. Além disso, cada imagem deve garantir a sobreposição de pelo menos $\frac{1}{3}$ em relação à imagem anterior, uma recomendação feita por diversos programas para assegurar a precisão na compreensão da transição entre cada foto. Outra alternativa viável é a captura de um curto vídeo que, posteriormente, pode ser processado por um programa que irá extrair os quadros/fotogramas desse vídeo de maneira automática ou manual, dependendo do software. Essas imagens serão utilizadas para a geração do modelo 3D.

Quanto ao processamento do escaneamento, existem diversas opções disponíveis. Uma das opções mais comuns é o uso de softwares de computador, como o Meshroom e 3DF Zephir, da 3DFlow, que realizam o processamento de forma gratuita ao importar as imagens capturadas por celulares ou câmeras fotográficas. No entanto, para nossa coleta de dados, foi decidido utilizar um serviço pago chamado Polycam3D, da Polycam, disponível tanto para dispositivos móveis quanto para computadores. Esse aplicativo oferece a possibilidade de realizar o escaneamento diretamente dentro da plataforma, por meio de fotos ou vídeos, e pode ser acessado de qualquer local. Uma vantagem desse aplicativo é a disponibilização do serviço de processamento em nuvem dos escaneamentos, o que torna o processo mais ágil para os testes e elimina a necessidade de um computador na hora do escaneamento.

O Polycam foi selecionado como a ferramenta de escolha para os testes deste projeto, uma vez que o processamento em nuvem oferece a capacidade de realizar escaneamentos consecutivos, ao contrário dos métodos anteriores, que dependiam de processamento externo. Os tempos de processamento variam de 5 a 10 minutos, o que permite realizar ajustes e compreender melhor possíveis erros sem interromper a coleta de dados para aguardar o término do processamento.

Essa abordagem desempenhou um papel crucial ao permitir a identificação de erros de escaneamento em tempo real durante a coleta, agilizando significativamente o fluxo de trabalho e possibilitando um aprimoramento contínuo do processo dentro do tempo limitado que tínhamos. No contexto do Sistema Único de Saúde (SUS), não se vê a necessidade de adquirir um programa pago, uma vez que as opções gratuitas oferecem resultados comparáveis.

A questão da necessidade de um computador local já está contemplada em nosso projeto. No entanto, ao considerar os testes de campo, levar um computador se tornaria uma complicação adicional.



Figura 33: Testes de escaneamento. Fonte: Autoria própria

II.9 Coleta de material

Foram feitos múltiplos testes de fotogrametria no HUCFF sob supervisão de profissionais da saúde, para averiguar a viabilidade do processo e quais seriam os requisitos e restrições impostos pela situação real de um ambiente hospitalar e também de um paciente real.

O primeiro escaneamento (Figura 34) foi feito com o celular na posição vertical, o que manteve a câmera do celular, localizada na parte superior, um pouco acima do nível da cama e, somada à proximidade dos pés da paciente do colchão, acabou dificultando a captura de imagens da parte do pé que estava mais próxima da cama. Por conta disso, o primeiro teste de fotogrametria mostrou partes onde a malha poligonal da cama se fundiu com a do pé (Figura 35). Esse tipo de deformação, além de muito complicada para reparar posteriormente, resultaria em um modelo com pedaços remendados, afetando a fidelidade e qualidade do mesmo. Apesar disso, a superfície superior da malha apresentou uma qualidade muito boa, indicando que o uso das fotos tiradas no celular é viável (Figura 36).



Figura 34: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

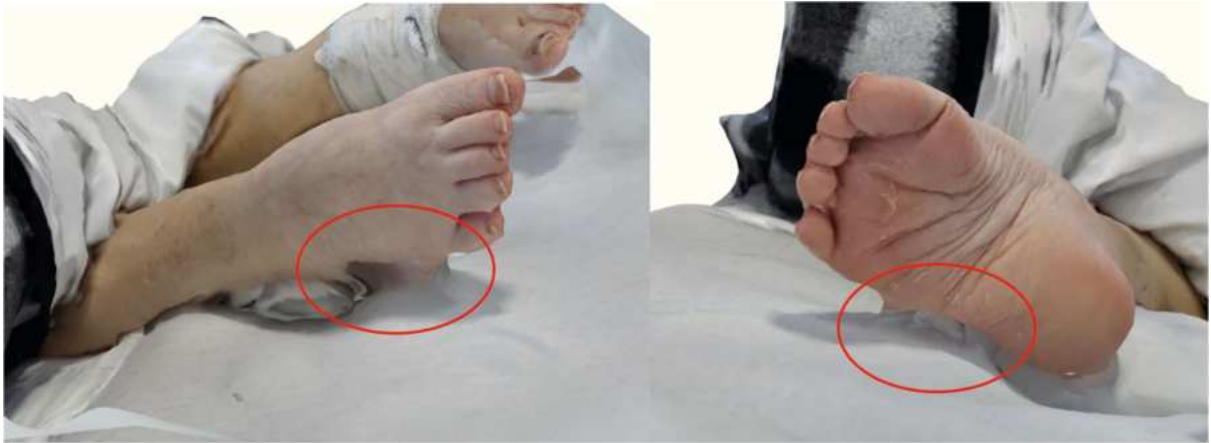


Figura 35: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

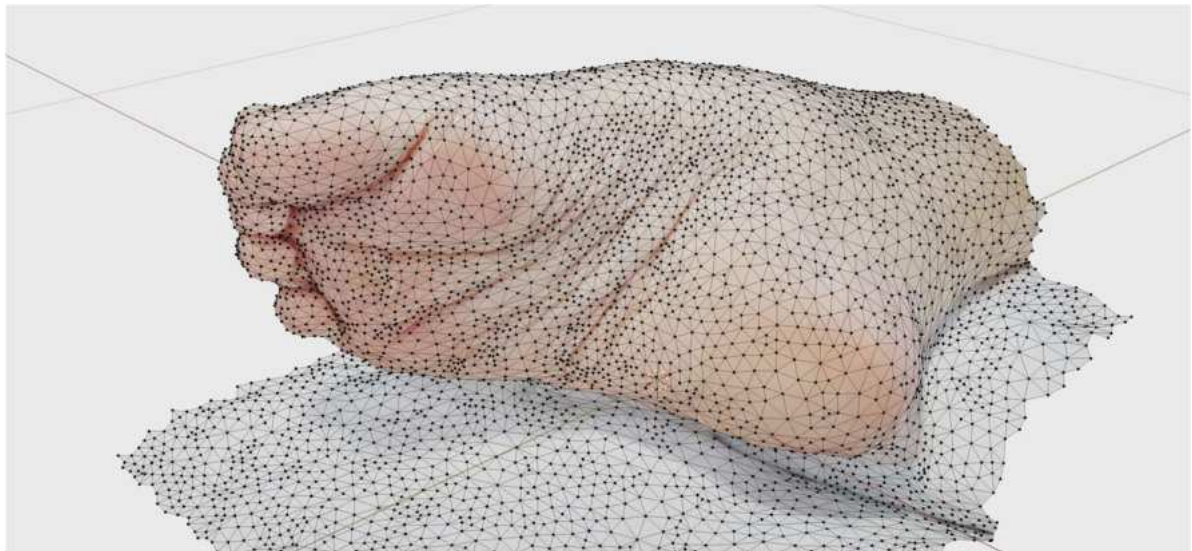


Figura 36: Mesh dos testes de escaneamento de paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

O segundo escaneamento foi feito com o celular na posição vertical de cabeça para baixo, o que deixou a câmera do celular mais próxima da cama, somado ao pé esquerdo estar posicionado um pouco mais alto, permitiu que as curvas inferiores do membro fossem capturadas com mais clareza nas fotos. Por conta disso, na segunda fotogrametria é possível notar uma separação entre os elementos, agregando qualidade e fidelidade superiores comparando a primeira tentativa (Figura 37).

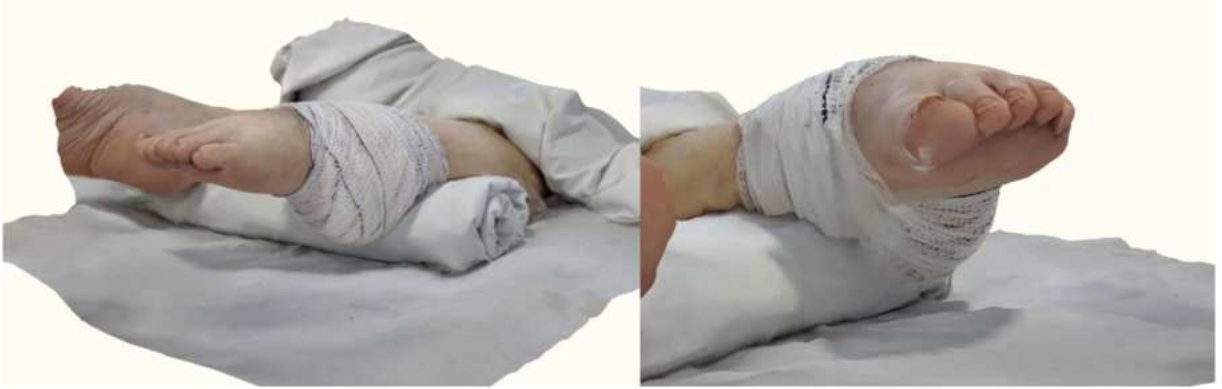


Figura 37: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

Observando os resultados dos escaneamentos 1 e 2, o distanciamento do membro acima da cama mostrou-se indispensável para conseguir abrigar todos os ângulos necessários para um modelo fiel. Porém, foi notada a importância de um suporte correto para fazer esse distanciamento, pois o rolinho de tecido comumente usado para elevar o pé do paciente, tentando prevenir LPP, possui uma área de contato muito extensa com o membro. Isso acaba gerando uma grande área deformada e vazia na malha quando o apoio é removido digitalmente (Figura 38). Tal espaço não pode ser preenchido sem referências ao membro original, pois afetaria gravemente a fidelidade e qualidade do modelo.



Figura 38: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

O terceiro scan do dia foi feito em outra paciente. Ainda em idade avançada, mas 20 anos mais nova que a primeira paciente. Mesmo estando a mais tempo acamada, ela ainda não apresentava sinais do pé caído, o que pode ser atribuído pela diferença de idade ou condição física. Ela não possuía nenhum apoio levantando os pés, mas a fotogrametria foi feita assim mesmo, como forma de teste, a intenção era testar o que aconteceria com o mesh nessa situação e como o programa se comportaria com diferentes tons de pele.



Figura 39: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF. Fonte: Autorial própria

Neste teste o celular também foi posicionado de cabeça para baixo e, considerando a posição dos pés da paciente, se optou por fazer o escaneamento de ambos os pés ao mesmo tempo (Figura 41). Como já era previsto, o mesh na parte superior do pé não apresentava muitos problemas, houve somente uma interferência nos dedos por conta de pequenos movimentos da paciente, o maior problema encontrado foi nas áreas onde o pé estava em contato na cama, onde foi possível observar os mesmos problemas dos últimos scans: grandes áreas sem informação que impossibilitam a criação de um modelo viável (Figura 40).



Figura 40: Testes de escaneamento de paciente no HUCFF. Fonte: Autorial própria



Figura 41: Erros notados nos testes de escaneamento em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

Na segunda fase de teste os escaneamentos foram feitos no dia 20 de julho de 2022, novamente dentro do hospital Universitário da UFRJ. O objetivo desta segunda visita era fazer novos escaneamentos estudando mudanças no apoio de pé, infelizmente foi informado que a paciente do terceiro escaneamento veio a óbito e os outros dois pacientes que participaram dos testes estavam utilizando um equipamento auto inflável para trombose, que trouxe novas dificuldades para o processo.

O primeiro escaneamento foi feito com o pé parado, chegando o rolinho do pé da paciente um pouco para trás dando mais espaço para o escaneamento. É possível notar a diferença na qualidade do mesh por ser uma posição mais estável do que a mais recente (Figura 42). Apesar da nova posição permitir a visualização melhor de todos os lados do pé, ela acaba dando espaço para mais movimentos involuntários do paciente.



Figura 42: Comparação dos testes de escaneamento feitos em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

O equipamento para trombose acaba causando menor área de visualização do membro e seu movimento constante, bem como a posição precária de segurar o pé do paciente com as pontas dos dedos, contribui para imprecisão nas fotos. Mesmo com tais complicações foram alcançados bons resultados nos scans da primeira paciente, mantendo o pé em posição ergonômica e possuindo um mesh com pouco ruído. No caso dessa paciente, por se tratar de uma pessoa mais leve não houve necessidade de muita força para manter o pé dela posicionado (Figuras 43 e 44).



Figura 43: Teste escaneando com posicionamento manual em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria



Figura 44: Teste escaneando com posicionamento manual em paciente no HUCFF. Fonte: Autoria própria

O segundo paciente escaneado nesse dia também possuía idade avançada, mas era mais alto e conseqüentemente possuía membros mais pesados, tornando mais complicado e exigindo mais força para segurar o pé no ar em posição correta, prejudicando a precisão. Porém, pela condição do mesmo os movimentos involuntários do segundo paciente eram escassos, o que contribuiu para o controle e qualidade de seu scan (Figura 45).



Figura 45: Escaneamento no segundo paciente com faixa autoinflável no HUCFF. Fonte: Autoria própria

II.10 Design Generativo

A criação de órteses personalizadas, adaptadas à forma exata de cada pé de paciente, tornou inviável a abordagem tradicional de modelagem computadorizada, que demandaria reprojetado de cada peça, para isso, a presença de profissionais especializados para manipular os softwares. Diante dessa complexidade, a modelagem computacional generativa, se apresentou como opção mais promissora, com o uso de algoritmos que processariam as informações de entrada (membro escaneado do paciente) e devolveria como saída um modelo de órtese já adaptado ao paciente. Diferentemente da modelagem computadorizada, a modelagem computacional está intrinsecamente relacionada ao uso da computação para realizar cálculos, solucionar problemas e analisar dados. (Terzidis, 2018)

O design generativo baseia-se essencialmente na utilização de algoritmos para a geração de resultados. Em termos simples, um algoritmo é uma sequência finita de ações que consiste em entradas, instruções e saídas. As entradas, representam os dados ou informações que alimentam o algoritmo e servem como base para seus processos. Podemos pensar nesses inputs como a matéria-prima que o algoritmo utiliza.

As instruções são as etapas que o algoritmo executa para transformar os inputs em outputs. Cada instrução representa uma operação específica que o algoritmo realiza em relação aos inputs fornecidos. Por fim, a saída, é o resultado final gerado pelo algoritmo após processar os inputs e aplicar as instruções. Essa saída pode ser uma informação, um dado, um cálculo, uma imagem ou qualquer outra coisa que o algoritmo tenha sido programado para produzir.

Dentro do contexto do projeto, os inputs serão os arquivos gerados pelo escaneamento dos pés dos pacientes. A partir desses dados, será criada uma série de instruções em um programa específico de modelagem generativa, como o Grasshopper, um plugin do software de modelagem tridimensional Rhinoceros 3D, da Robert McNeel & Associates . Esse processo permitirá aproveitar a geometria obtida pelo escaneamento e, assim, desenvolver órteses personalizadas que atendam perfeitamente às necessidades de cada paciente.

A parametrização desse processo é essencial para garantir o controle e a adequação da órtese ao paciente. É importante entender a diferença entre o design generativo e o design paramétrico para compreender como essa parametrização é fundamental para o sucesso do projeto.

O design paramétrico, amplamente utilizado em programas como SolidWorks e Fusion, baseia-se na criação de relações e parâmetros entre as partes do modelo e seus esboços. Essa abordagem permite um controle mais preciso sobre o projeto, pois as alterações em uma parte do modelo são automaticamente refletidas nas demais partes relacionadas a ela. Isso facilita o processo de adaptação e atualização do design em resposta a mudanças específicas.

Por outro lado, o design generativo, se não parametrizado, não possui esse nível de controle e pode levar a resultados imprevisíveis e possivelmente inadequados. A falta de parâmetros claros e relações definidas pode gerar modelos que não atendem às necessidades do paciente.

Para garantir que a órtese seja adequadamente projetada e personalizada, é crucial assegurar que o profissional de saúde tenha alguma forma de controle sobre o output do algoritmo gerado. Isso permitirá que o profissional verifique se o resultado obtido é apropriado e faça as alterações necessárias nas instruções do algoritmo, caso seja necessário.

A parametrização do processo de design generativo permitirá que o profissional de saúde ajuste e adapte a órtese conforme as necessidades específicas de cada paciente. Ao estabelecer parâmetros e relações bem definidas, o design generativo se torna uma ferramenta poderosa e precisa para a criação de órteses personalizadas e eficientes, garantindo assim a melhor adequação e funcionalidade do produto final para o tratamento da síndrome do pé caído.

II.11 Análise de dados

A análise dos dados encontrados foi feita através de uma coletânea dos tópicos principais contendo as problemáticas reunidas durante o levantamento de dados. Esses tópicos foram

divididos em grupos e depois relacionados uns com os outros para assim encontrar as questões principais e entender melhor as conexões entre as temáticas (Figura 46). Os grupos estabelecidos foram:

- Laranja: Síndrome do pé caído
- Amarelo: Lesão por pressão
- Rosa: Problemáticas gerais
- Verde escuro: Órtese
- Verde claro: Hospital universitário
- Ciano: Design generativo
- Azul: Modelo digital
- Roxo: Fabricação digital

Grupo A

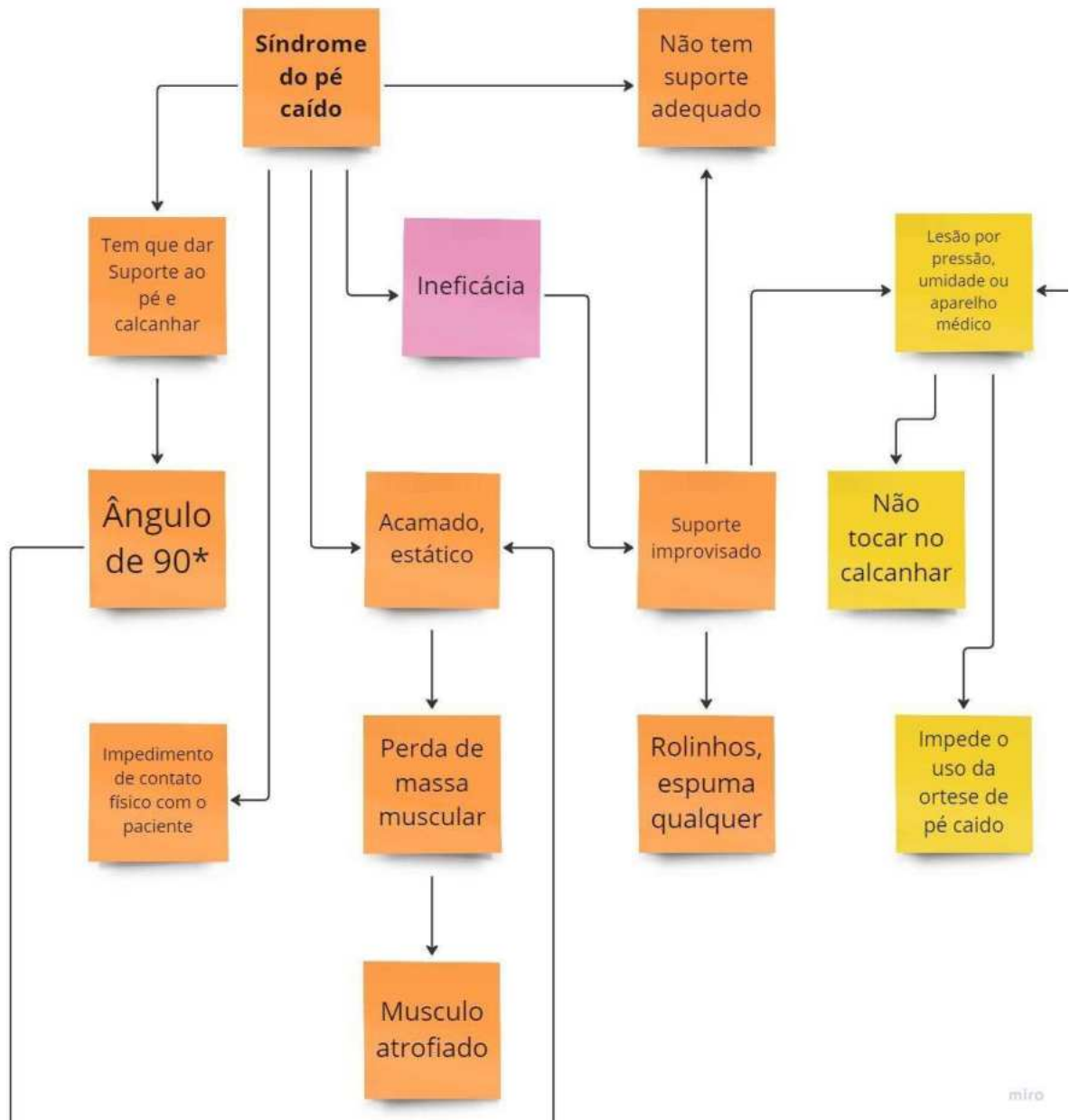


Figura 47: Destaque das problemáticas de SPCA e LPP analisadas. Fonte: Autoria própria

Grupo B

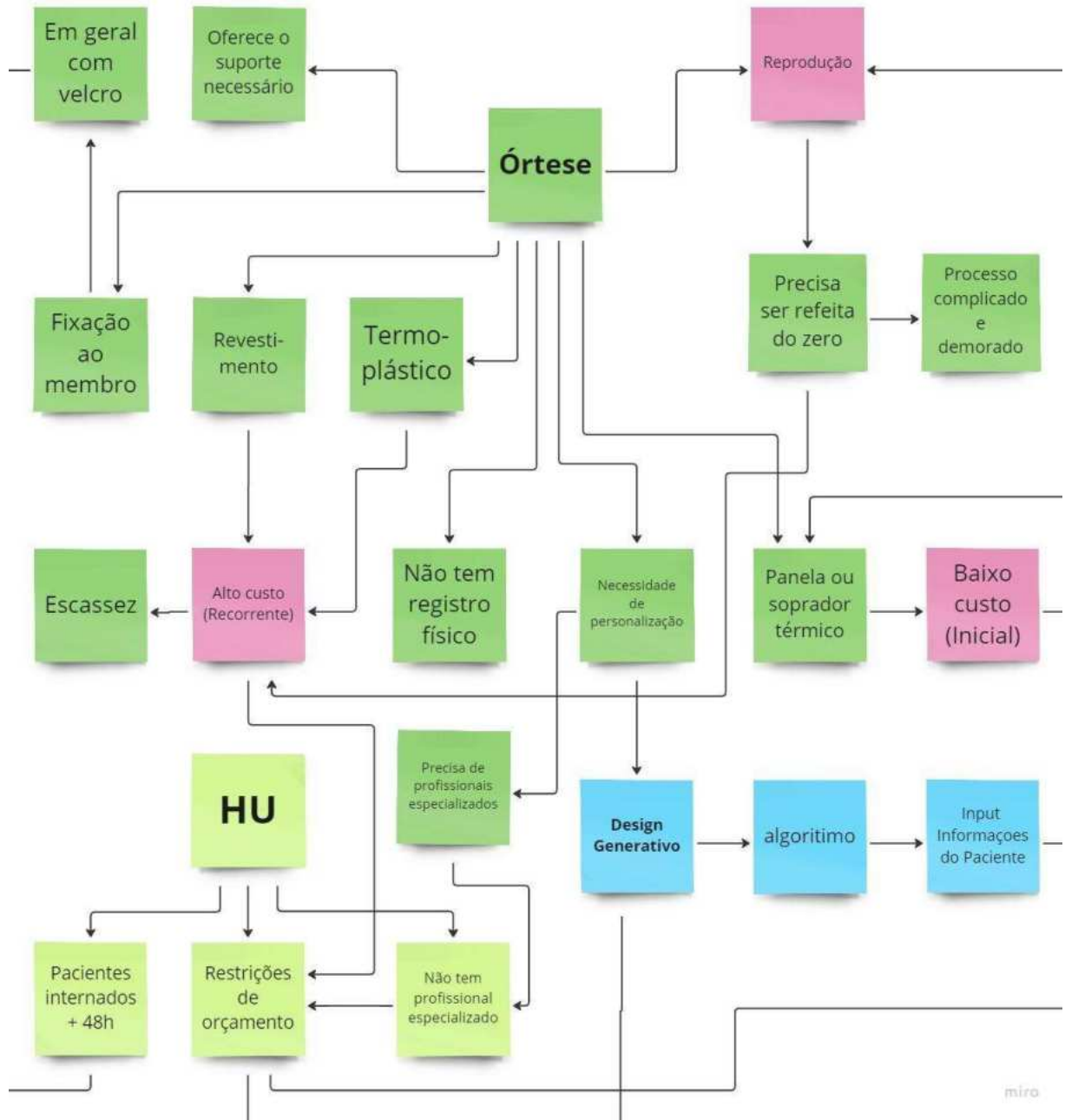


Figura 48: Destaque das problemáticas de órtese, do HUCFF e Design generativo analisadas.

Fonte: Autoria própria

Em vista de diminuir os custos da produção de órteses, nos voltamos para a fabricação digital, onde a fotogrametria foi sinalizada como alternativa para contornar os problemas causados pela restrição orçamentária da rede pública, pois gera a informação necessária para alimentar

O uso da fabricação digital gera suas problemáticas particulares, como limitações da mesa de impressão, anisotropia e investimento inicial, que somados a outras questões importantes levantadas nos outros grupos geram os requisitos e restrições a seguir durante o desenvolvimento.

II.11.1 Restrições, Requisitos e sugestões

Após a análise dos dados coletados, foi possível identificar e classificar os tópicos em requisitos, restrições e sugestões para o desenvolvimento da órtese (Figura 50). Os requisitos essenciais são aqueles que a órtese precisa obrigatoriamente atender para ser considerada funcional e eficaz. Neste contexto, verificou-se que a órtese deve garantir resistência e estrutura suficiente para manter o pé a 90 graus, proporcionando segurança e rigidez para evitar danos ao paciente, como a ocorrência de lesões por pressão. Além disso, a órtese não deve apenas atender aos requisitos funcionais, mas também atender às necessidades do hospital em relação ao orçamento limitado e às dificuldades de escanear pacientes acamados.

Quanto às restrições, foram identificados tópicos que impõem limites e direcionam possíveis caminhos para o projeto. Por se tratar de um produto hospitalar, é fundamental que a órtese seja facilmente higienizável, tornando materiais como tecidos desfavoráveis devido à retenção de umidade. Além disso, a manipulação do paciente deve ser minimizada, exigindo um design que seja prático e de fácil aplicação. Outras restrições importantes envolvem as limitações orçamentárias e produtivas, que determinam o tamanho da órtese e o custo viável para o projeto.

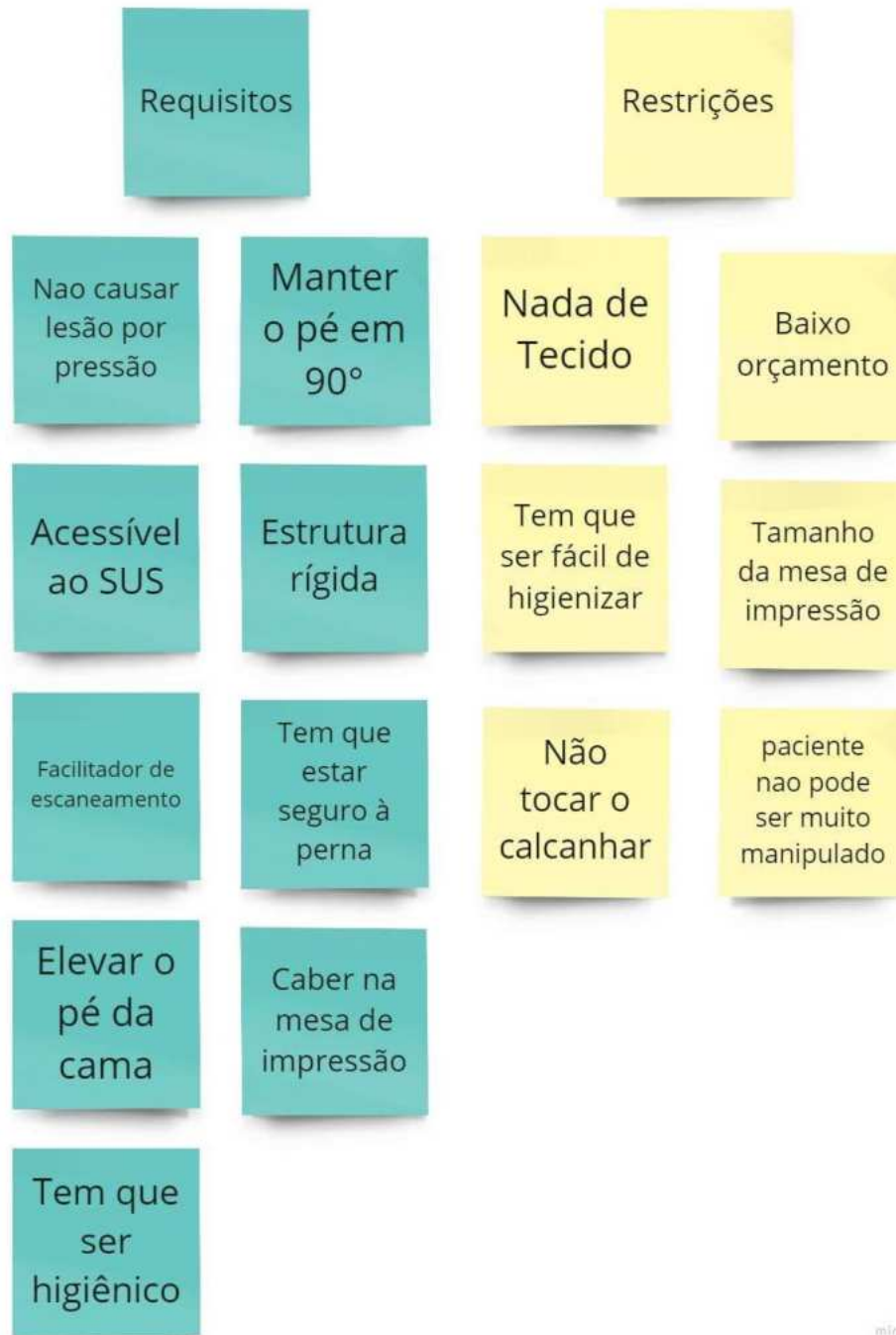


Figura 50: Fluxograma geral dos requisitos e restrições encontrados. Fonte: Autoria própria

No âmbito das sugestões, foram apresentadas ideias discutidas que podem ser consideradas possíveis caminhos e soluções para as restrições identificadas. Essas sugestões serviram como direcionamento para o desenvolvimento da órtese, abordando maneiras de reduzir o custo de produção, a utilização de materiais adequados que permitam fácil higienização, bem como alternativas para facilitar o processo de escaneamento sem ser invasivo ao paciente. Ademais, foram discutidas soluções para lidar com outras restrições apresentadas, buscando alcançar

uma órtese que atenda de forma abrangente e eficiente às necessidades dos pacientes e do hospital (Figura 51).

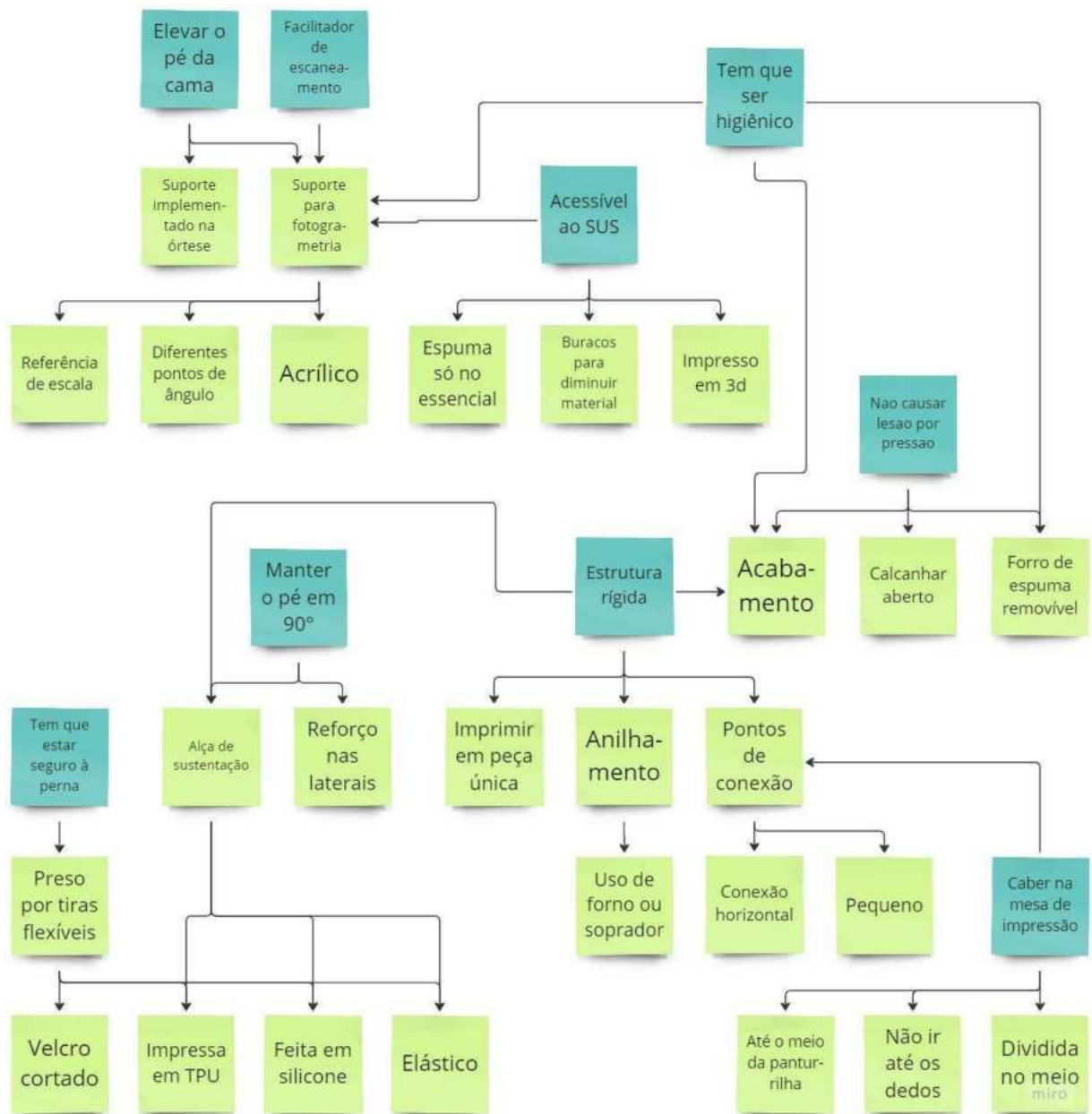


Figura 51: Fluxograma dos requisitos e sugestões analisados. Fonte: Autoria própria

Com base na análise de requisitos, restrições e sugestões, o projeto da órtese poderá ser direcionado de forma mais precisa, considerando os aspectos essenciais que garantirão sua eficácia e adequação às necessidades médicas e orçamentárias, bem como propondo soluções criativas para superar as limitações impostas pelo contexto hospitalar e pelas particularidades do paciente acamado.

CAPÍTULO 3

Desenvolvimento

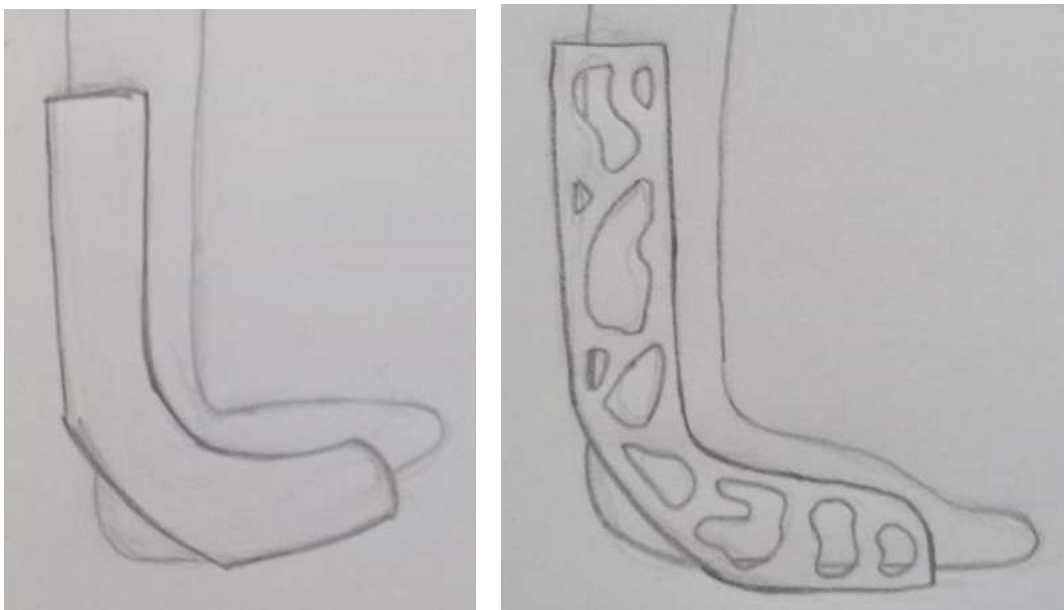


CAPÍTULO III - DESENVOLVIMENTO

III.1 Esboços iniciais da órtese

Com base nos requisitos e restrições reunidos na análise de dados, nos primeiros esboços foram visionados dois estilos diferentes de preenchimento para o corpo da órtese, no primeiro a mesma seria totalmente preenchida (Figura 52), buscando dar mais resistência a estrutura e manter a facilidade de limpar dentro do ambiente hospitalar. No segundo (Figura 53) a órtese seria vazada, evitando que o membro do paciente fique abafado e gastando menos material e tempo durante a impressão.

Foi avaliado que os buracos afetariam a resistência da estrutura, aumentariam a necessidade de acabamento e em consequência colocariam o paciente sob um maior risco de desenvolver LPP, além de prolongar o tempo de fabricação da órtese. O corte na área do calcanhar foi feito para diminuir o risco de cisalhamento e da órtese causar uma LPP, um segundo corte foi feito no meio da órtese para dividi-la em duas metades, permitindo assim que ela possa caber na mesa de impressão padrão, tornando-a mais acessível. Por esse mesmo motivo o desenho foi feito parando antes dos dedos do paciente e sem subir muito alto em sua panturrilha.



Figuras 52 e 53: Esboços iniciais da superfície da órtese. Fonte: Autoria própria

III.2 Escolha de material

Para decidir qual seria o material ideal para a fabricação da órtese, consideramos vários fatores, incluindo o método de fabricação, o tipo de impressora 3D disponível, a resistência dos materiais e a interação desses materiais com a pele do paciente. Já tínhamos observado o uso do Políácido láctico (PLA) em órteses semelhantes, mas buscamos entender melhor o porquê dessa escolha.

O PLA, um biopolímero altamente versátil, se destaca por sua fácil síntese a partir de recursos renováveis abundantes e sua capacidade de ser biodegradável. Essas características tornam o PLA um material amplamente empregado em diversas áreas da saúde, abrangendo desde implantes médicos até odontologia e intervenções ortopédicas, além de sua utilização na fabricação de ferramentas e equipamentos médicos. Não menos importante, o PLA desempenha um papel crucial como um biopolímero imprimível em três dimensões (3D), uma qualidade que se tornou ainda mais evidente durante a pandemia global de Covid-19. Nesse contexto, o PLA foi extensivamente utilizado na produção de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) e na adaptação de ventiladores, desempenhando um papel vital para atender às necessidades urgentes da crise de saúde. (DE STEFANO, V.; KHAN, S.; TABADA, A. (2020))

Além disso, o PLA pode ser facilmente utilizado em impressoras 3D de abertas, pois pode ser processado a temperaturas mais baixas em comparação com outros filamentos, como o ABS, que é mais adequado para impressoras fechadas e, geralmente, mais caras. O PLA é um filamento acessível feito de fontes naturais renováveis e não apresenta riscos para contato direto com a pele do paciente.

Portanto, devido à sua confiabilidade, ao uso generalizado na área da saúde e à resistência demonstrada nos testes de impressão, optamos pelo PLA como o filamento ideal para a fabricação da órtese.

III.3 Resultado das modelagens iniciais

Nas primeiras modelagens (Figuras 54 e 55), a linha utilizada para cortar a órtese tinha diversos pontos criados manualmente no software, que precisavam ser manipulados individualmente. Porém isso trazia complicações, pois dependendo de onde o corte se iniciava não havia espaço suficiente para colocar e retirar a órtese.

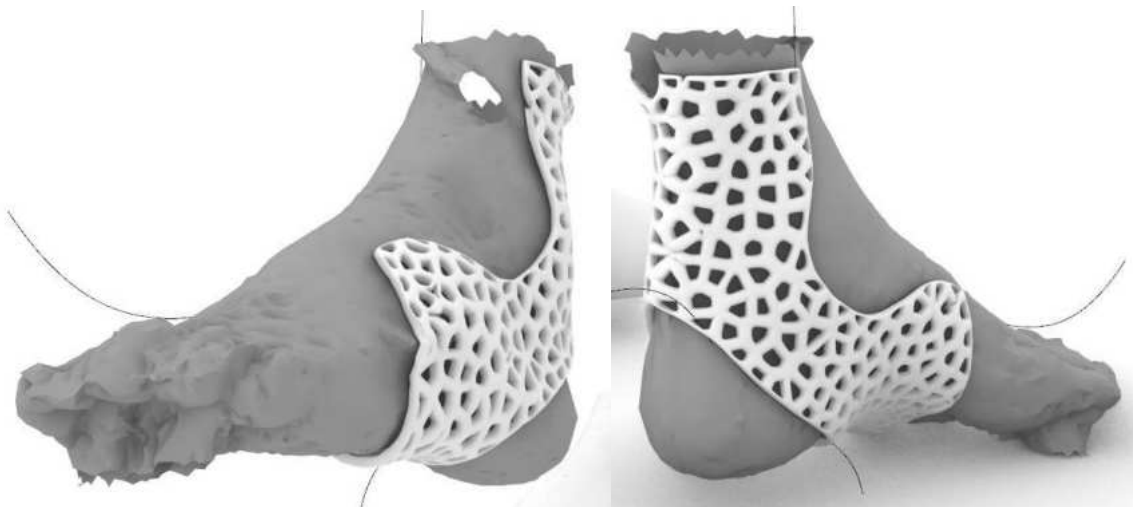
Com o uso da linha gerada e controlada dentro do próprio algoritmo, foi possível ter um corte mais suave e nivelado (Figura 56). Foram testadas diferentes alturas para a órtese, ficando decidido que parar um pouco acima do tornozelo (Figura 57) era o mínimo para que o paciente não pudesse inclinar o pé mesmo fazendo uso da órtese, o que ocorreria se fosse curta demais (Figuras 58 e 59).



Figuras 54 e 55: Modelagens iniciais da superfície da órtese. Fonte: Autorial própria



Figuras 56 e 57: Modelagens iniciais da superfície da órtese com corte frontal. Fonte: Autoria própria



Figuras 58 e 59: Modelagem curta da superfície da órtese com corte frontal e traseiro. Fonte: Autoria própria

Durante as modelagens iniciais (Figuras 60 e 61) também foi decidido que a órtese não poderia ser vazada, pois isso prejudicaria a resistência e durante o processo de impressão geraria muitos suportes, sem eles a impressora acabaria depositando o material no ar, deformando a estrutura. No entanto, os suportes acabam deixando a superfície da órtese irregular, o que poderia aumentar o risco de LPP no paciente. Por conta disso, foram desenvolvidos modelos totalmente preenchidos, mantendo o recorte para o calcanhar e os pontos de fechamento na parte de trás e da frente (Figura 63).



Figuras 60 e 61: Modelagens da superfície da órtese com corte frontal e traseiro. Fonte: Autoria própria



Figura 62: Modelagem aprimorada da superfície da órtese com corte frontal e traseiro. Fonte: Autoria própria

III.4 Algoritmo

O algoritmo generativo desenvolvido por meio do Grasshopper (Figura 63) foi concebido com o intuito de simplificar o trabalho do profissional de saúde encarregado de sua operação. Levando em conta que esse profissional pode não possuir conhecimento na área de modelagem, o algoritmo foi desenhado de maneira a ser o mais intuitivo possível, empregando controles baseados em valores numéricos e gráficos para oferecer uma visualização mais clara e compreensível. As modificações efetuadas nesses controles são instantaneamente refletidas no modelo tridimensional do pé do paciente, o que permite uma compreensão imediata das consequências de cada alteração.

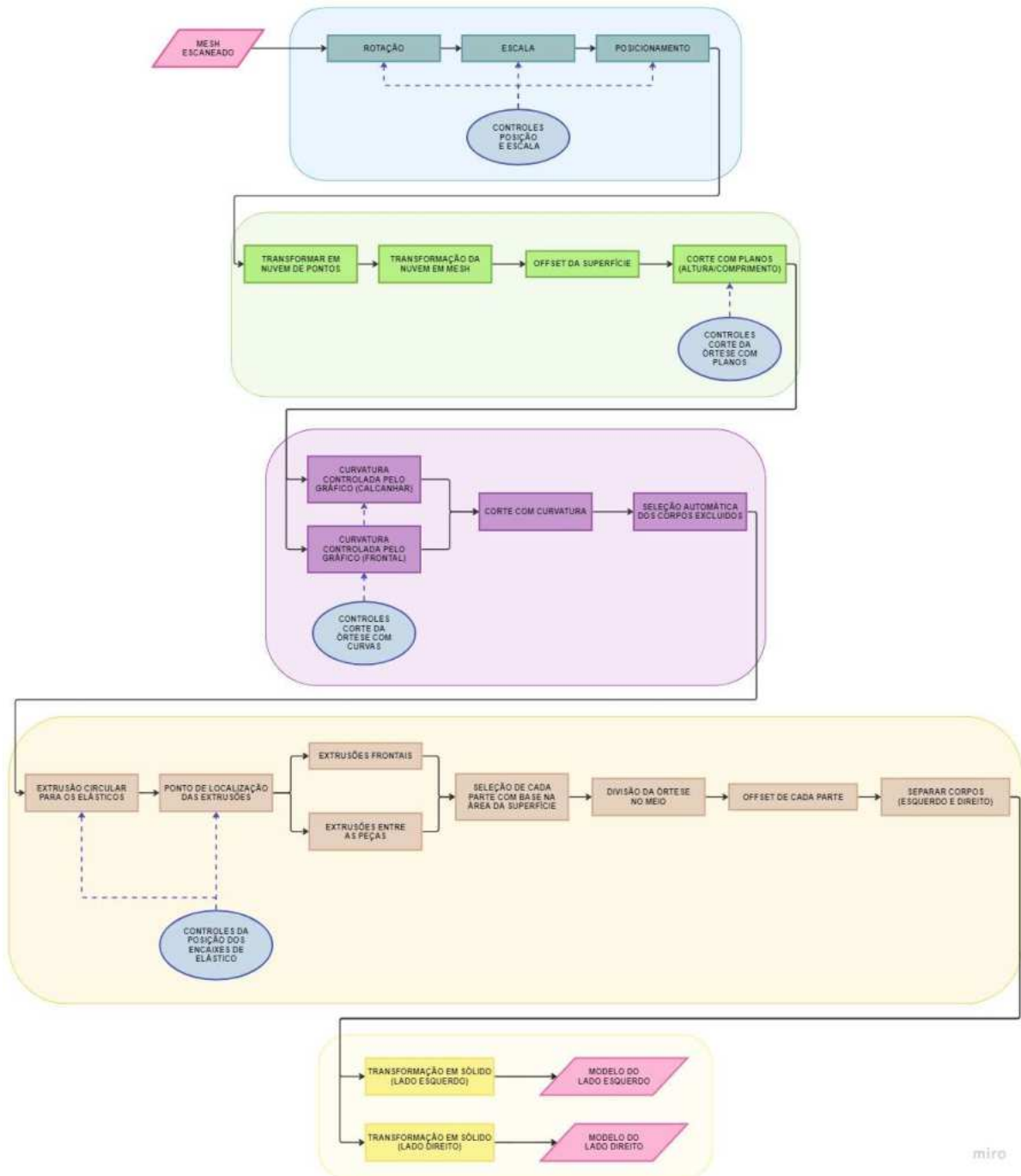


Figura 63: Algoritmo Completo. Fonte: Autoria própria

Para explicar o funcionamento dos controles, é necessário entender o que ocorre dentro do algoritmo e onde entram as partes que permitem ajustes. Inicialmente, o algoritmo começa selecionando o modelo tridimensional (mesh) proveniente da fotogrametria (Figura 64 e 65), pois utiliza essa geometria como base para gerar uma órtese específica para cada paciente.

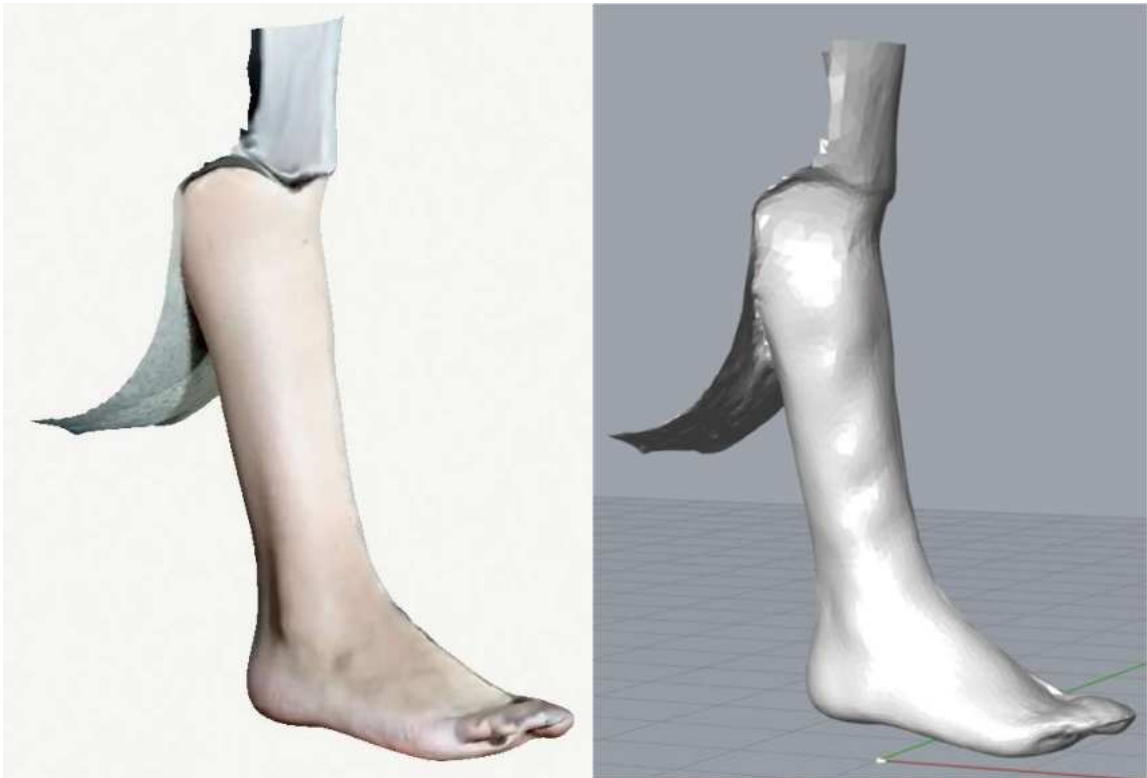


Figura 64 e 65: Escaneamento da perna colocado no algoritmo. Fonte: Autoria própria

Em seguida, algumas operações são realizadas no mesh. Inicialmente, o mesh é posicionado e dimensionado adequadamente para ser editado pelo algoritmo (Figura 66). Depois, o mesh é desconstruído e transformado em uma nuvem de pontos, que é posteriormente reconstruída para obter uma qualidade mais aprimorada e propícia para manipulação (Figura 67). Esse processo garante um resultado de maior qualidade através de uma subdivisão mais precisa. Em etapa subsequente, é aplicado um deslocamento da superfície (offset), assegurando que a órtese possua a distância necessária em relação ao pé, permitindo a incorporação de um revestimento de espuma viscoelástica.

Depois desta etapa, são realizados cortes no mesh que recebeu esse offset, e é nesse ponto que o profissional tem a possibilidade de ajustar os limites da órtese, como a distância em relação aos dedos e a altura da órtese na perna (Figura 68). Esses cortes podem ser feitos de forma curva (Figura 69), possibilitando que o calcanhar do paciente fique livre e proporcionando espaço suficiente para que o pé seja acomodado adequadamente.

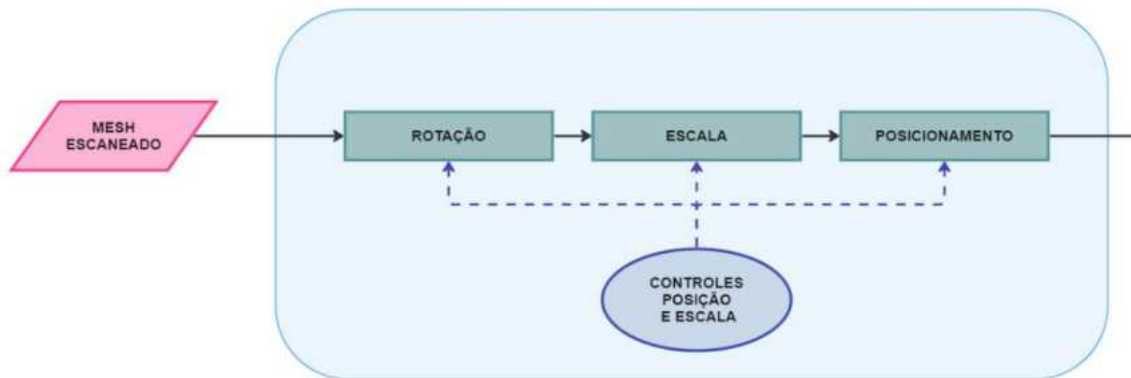


Figura 66: Posicionamento e escala do mesh. Fonte: Autoria própria

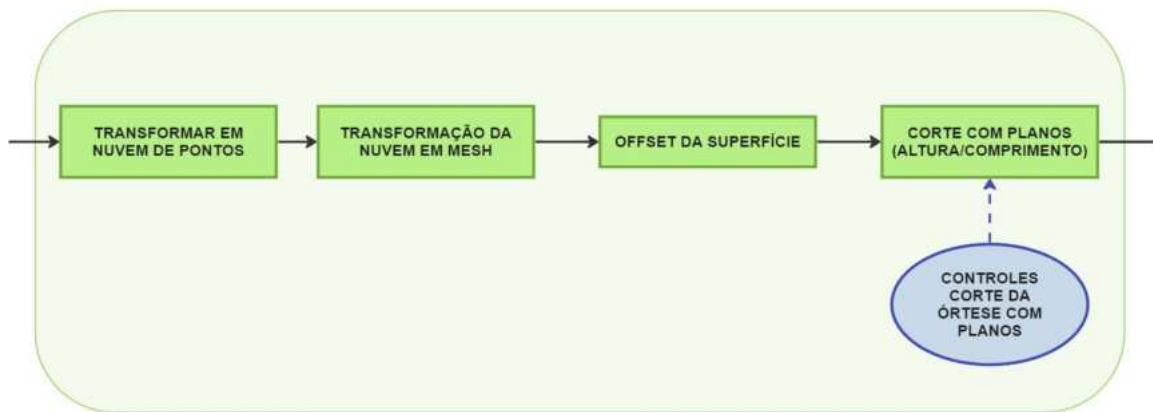


Figura 67: Reconstrução do mesh, offset e corte com planos. Fonte: Autoria própria

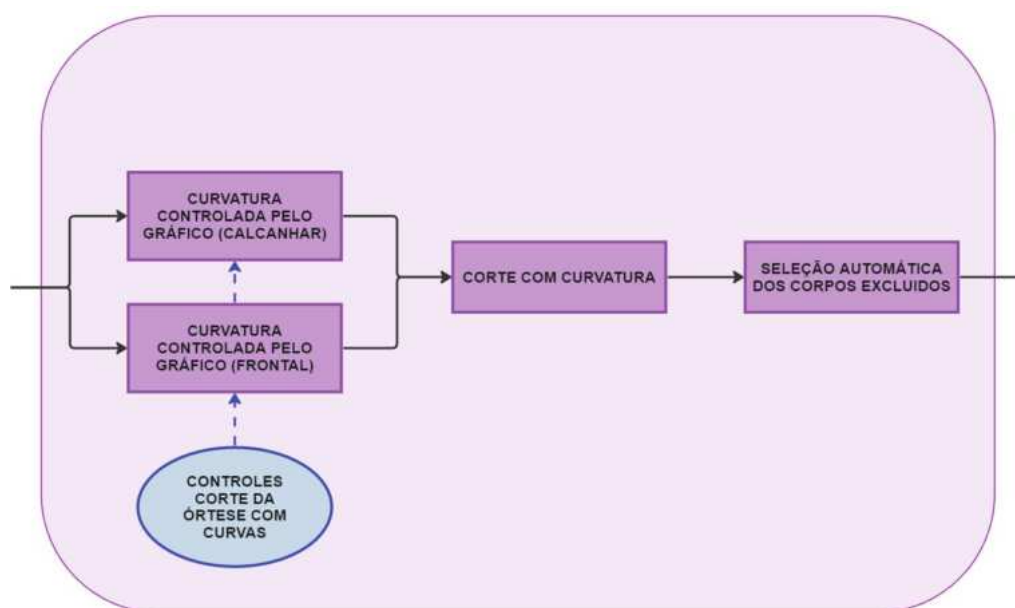


Figura 68: Cortes curvos feitos no algoritmo. Fonte: Autoria própria

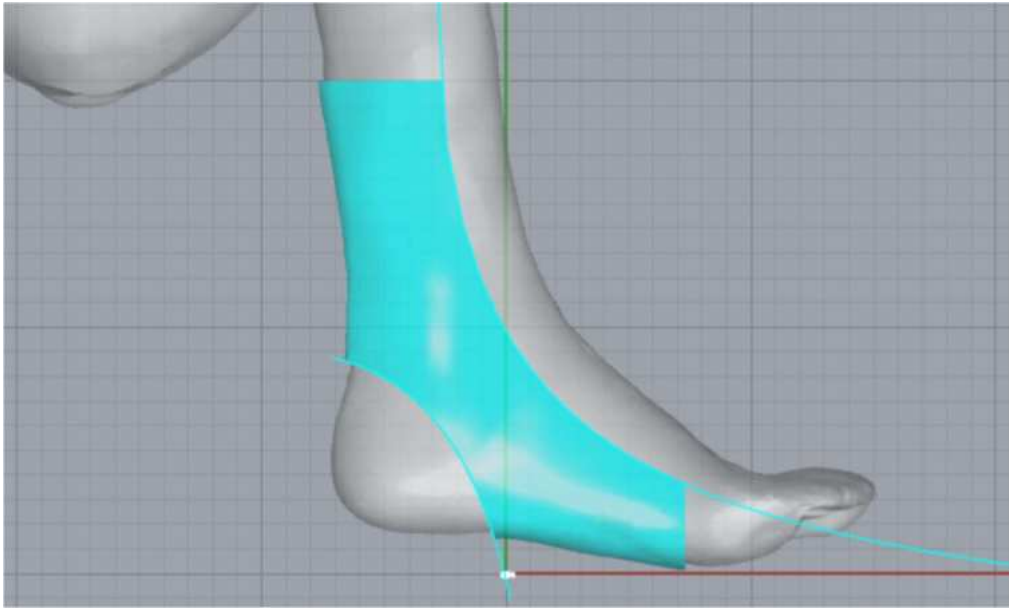


Figura 69: Cortes da órtese feitos no algoritmo. Fonte: Autoria própria

Na sequência, o profissional pode escolher a posição de extrusões no mesh que servirão de suportes para elástico utilizados para fixação, sendo três na parte frontal para manter o pé dentro da órtese e três na parte traseira para garantir a rigidez e fixação das duas metades da órtese. O algoritmo assegura que esses suportes são colocados nas extremidades da órtese dando controle somente do raio e de em qual altura o profissional da saúde considera ideal para colocar o suporte (Figura 70, 71 e 72).



Figura 70: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo. Fonte: Autoria própria

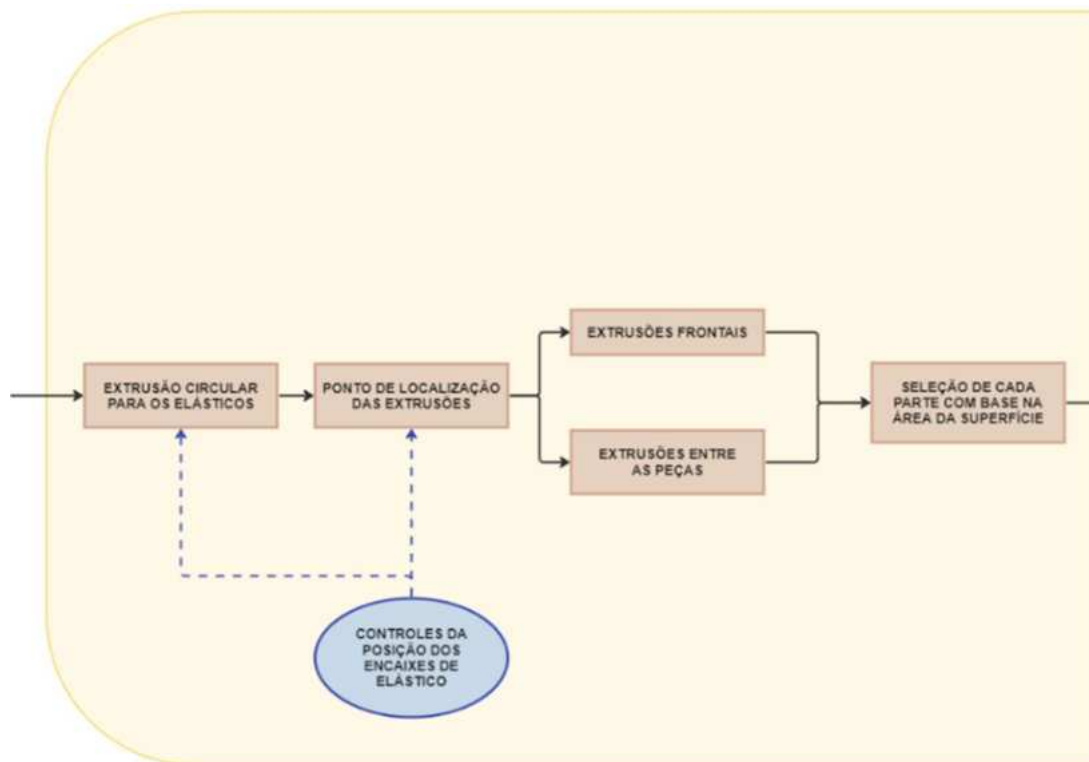


Figura 71: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo. Fonte: Autoria própria

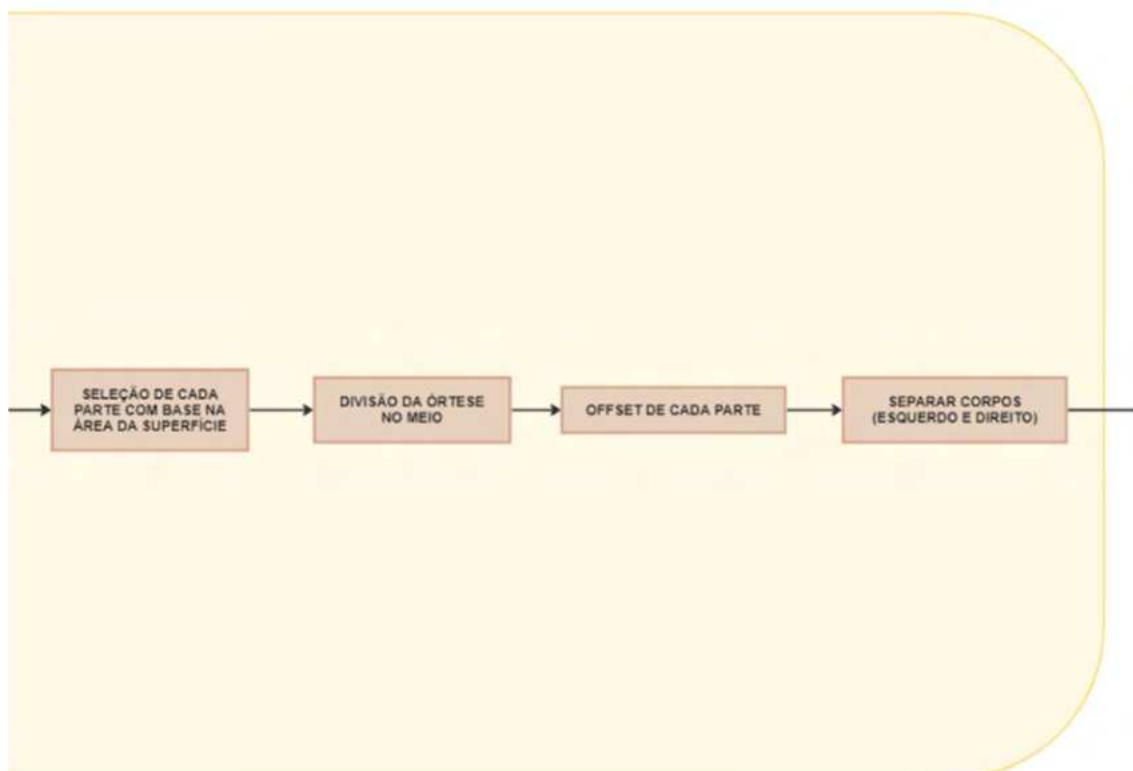


Figura 72: Posicionamento dos encaixes feito no algoritmo. Fonte: Autoria própria

Após a seleção do posicionamento dos suportes, concluem-se as alterações possíveis de serem realizadas, e a órtese passa para a última etapa do algoritmo. Nessa fase, todas as peças que compõem cada metade da órtese são unidas. Cada metade é reconstruída separadamente, evitando a ocorrência de superfícies ou pontos sobrepostos que poderiam resultar em problemas na união. Em seguida, essas partes são transformadas em corpos sólidos, possibilitando que se tornem objetos 3D exportáveis. Dessa forma, elas estão prontas para serem salvas em um formato compatível com a impressão 3D, como o formato STL (Figura 73 e 74).

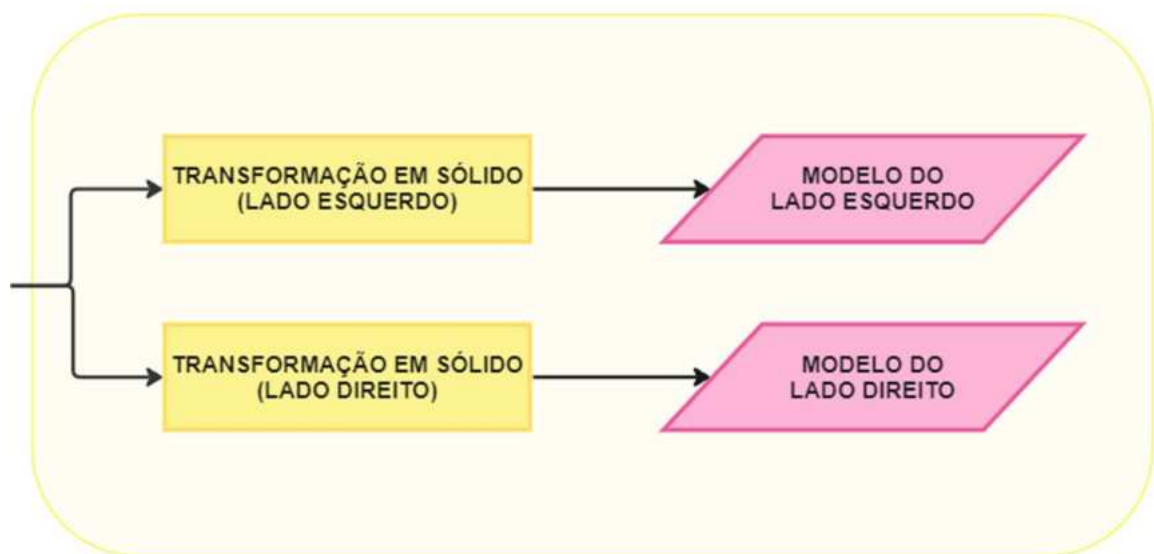


Figura 73: Transformação do mesh para exportação. Fonte: Autoria própria

Com essa abordagem, o algoritmo generativo tem como objetivo simplificar o processo de criação da órtese personalizada, tornando-o mais acessível e amigável aos profissionais da área de saúde, mesmo àqueles sem conhecimentos avançados em modelagem 3D. A utilização de controles visuais e numéricos permite uma interação mais intuitiva.

Além disso, as etapas do processo foram divididas, tanto para facilitar o trabalho do profissional quanto para otimizar o processamento do software, evitando o excesso de carga e assegurando uma visualização e edição fluida da órtese. Ao final de cada etapa, o usuário seleciona "OK" na lista, permitindo uma edição gradual e controlada. Os valores de edição da órtese foram inicialmente limitados, tendo em mente as restrições da mesa de impressão, evitando a criação de uma órtese maior que a mesa. Apesar disso, esses valores podem ser

alterados conforme necessário, mas foram estabelecidos inicialmente considerando uma mesa padrão de dimensões comuns, como 20 x 20 cm.



Figura 74: Órtese bipartida resultante do algoritmo. Fonte: Autoria própria

III.5 Aplicação do algoritmo

A peça fundamental para conceber uma órtese com custos reduzidos em comparação ao modelo tradicional é reduzir o custo de produção de forma que seja acessível aos serviços públicos de saúde, permitindo uma rápida adoção devido ao baixo custo individual de fabricação da órtese após essa etapa inicial. Além disso, diminuir a necessidade de mão de obra altamente especializada por meio da integração do design generativo e da impressão 3D, a fim de automatizar e simplificar os processos complexos, também foi observado como requisito.

Para suprir essas demandas, é necessário minimizar a necessidade de adquirir softwares adicionais, especialmente aqueles que são pagos e, portanto, implicam custos extras. A proposta central deste projeto é a aplicação do algoritmo desenvolvido numa plataforma onde

os profissionais de saúde possam acessar diretamente os controles do algoritmo por meio de seus próprios computadores. Como nas plataformas Cell Cycle da Nervous System (Figura 75) e Nomade Editions (Figura 76), que permitem o design autônomo de joias e móveis através de comandos pré estabelecidos. Esses controles seriam simplificados e intuitivos, proporcionando uma visualização tridimensional em tempo real da órtese, o que facilitaria a fase de preparação e adaptação a um método alternativo de fabricação e projeto, agilizando a produção sem a necessidade de um profissional especializado no programa.

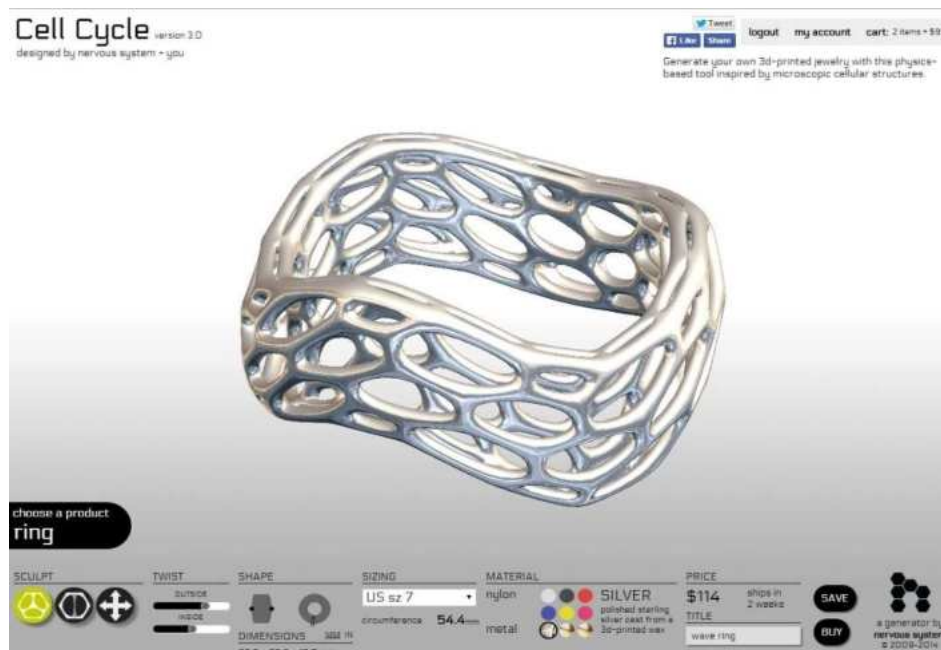


Figura 75: Exemplo de plataforma. Fonte: <https://n-e-r-v-o-u-s.com/cellCycle/>

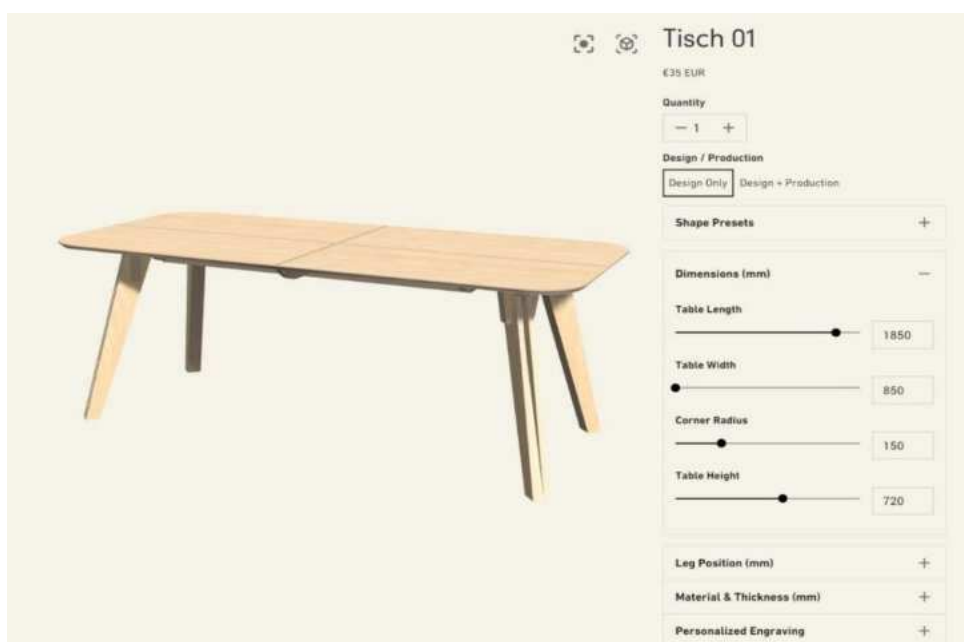
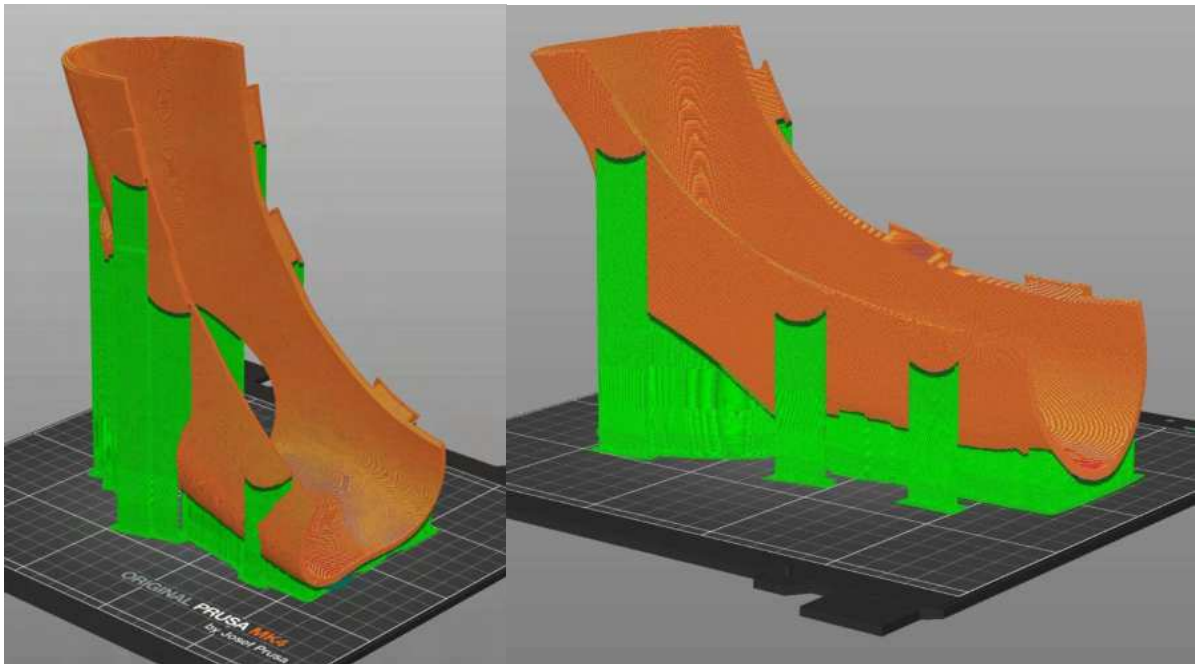


Figura 76: Exemplo de plataforma. Fonte: <https://nomade-editions.myshopify.com>

III.6 Impressão do protótipo

Como a órtese impressa em peça única (Figura 77 e 78), traria muitos riscos de fragilidade via anisotropia por conta da posição de impressão e de ter suportes dentro da órtese, o que causaria risco de ferir o paciente, foi estudado o posicionamento para imprimir a versão dividida em 2 peças (Figura 79).



Figuras 77 e 78: Testes de posicionamento para impressão. Fonte: Autoria própria

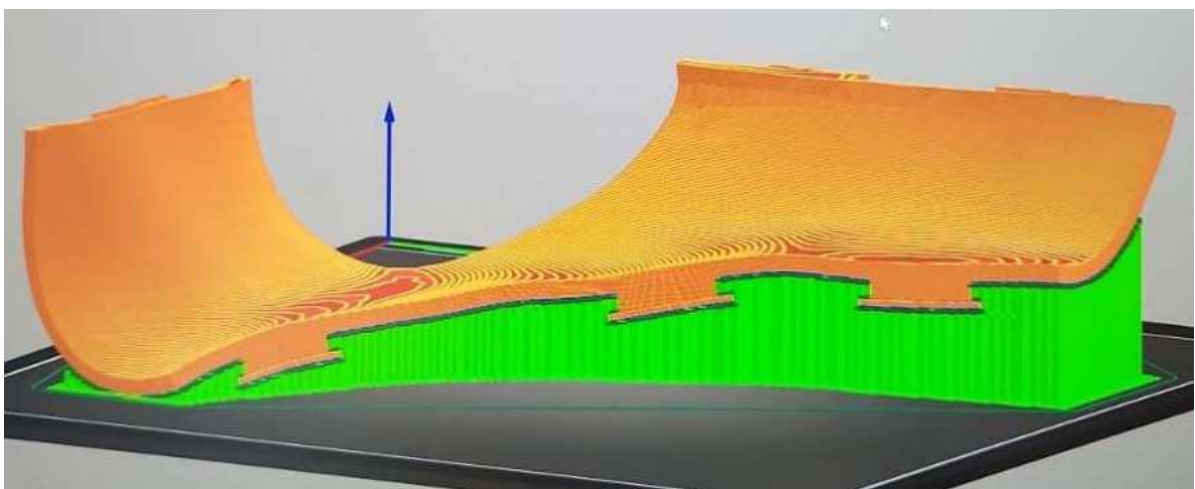
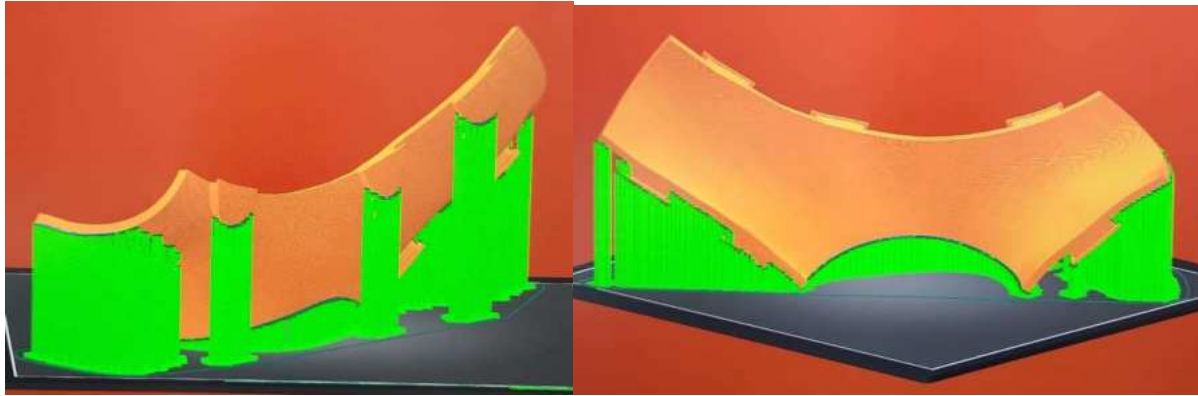


Figura 79: Testes de posicionamento para impressão. Fonte: Autoria própria

Foram testadas diferentes posições para impressão das metades (Figuras 80 e 81), para garantir a menor quantidade de suportes, diminuindo assim a necessidade de acabamento, após os testes foi determinado que uma posição angulada seria a melhor para diminuir o número de suportes e garantir a resistência da peça.



Figuras 80 e 81: Posicionamento escolhido para impressão. Fonte: Autoria própria

A impressão levou cerca de 17 horas, usando cerca de 100 gramas de filamento PLA, para cada lado (Figura 82), totalizando cerca de 34 horas e 200 gramas para impressão de cada órtese. Um valor que irá depender da impressora utilizada e do tamanho do pé do paciente. O resultado da impressão foi positivo, pois não ocorreram erros durante o processo e todos os suportes ficaram a parte exterior da estrutura, proporcionando um interior mais bem acabado para contato com a pele dos pacientes (Figuras 83, 84, 85 e 86).



Figura 83: Órtese impressa ainda na mesa. Fonte: Autoria própria

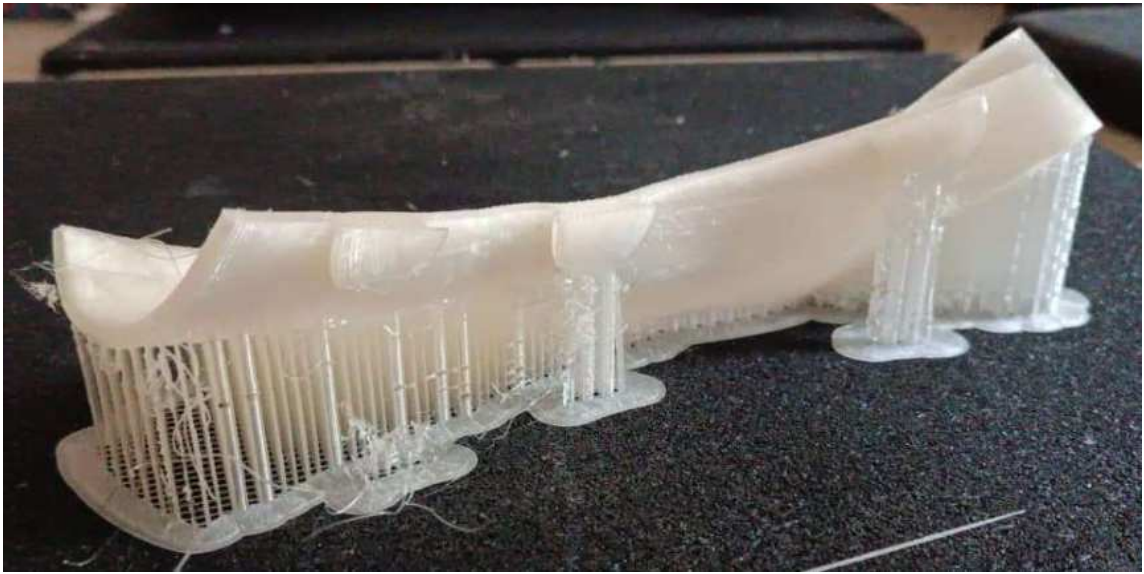
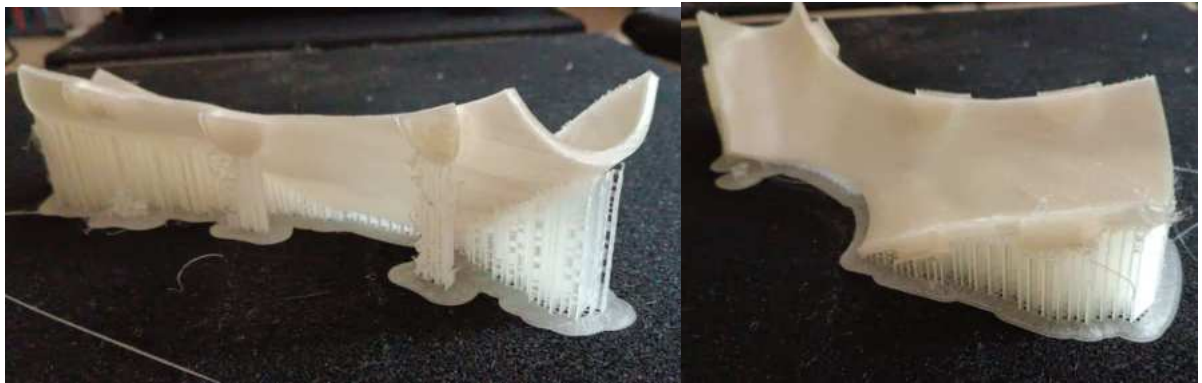


Figura 83: Vistas variadas da órtese impressa com suportes. Fonte: Autorial própria



Figuras 84 e 85: Vistas variadas da órtese impressa com suportes. Fonte: Autorial própria



Figura 86: Vistas variadas da órtese impressa com suportes. Fonte: Autorial própria

III.6.1 Acabamento de superfície

A superfície resultante da impressão estava em boas condições a não ser pela área onde ficaram localizados os suportes, que acabou com muita textura após a retirada dos mesmos (Figura 87 e 88) e dois pequenos erros de impressão (Figuras 89 e 90). Para nivelar a superfície, e eliminar quaisquer riscos de ferimento ao paciente ou ao profissional de saúde ao manusear a órtese, foi feito um acabamento com lixa de madeira em toda a superfície interna e externa.



Figuras 87 e 88: Superfície texturizada após retirada dos suportes. Fonte: Autoria própria



Figura 89 e 90: Erros de impressão notados e superfície texturizada. Fonte: Autoria própria

Foram utilizadas lixas de madeira de número 40, 150 e 220 na peça para garantir um bom acabamento, passando mais tempo na parte exterior, que precisou de mais atenção, por conta dos resquícios de suporte. O acabamento em lixa resultou numa superfície externa texturizada, mas uniforme, sem risco de arranhar ou cortar pacientes ou profissionais da saúde, a interna, que entra em contato com a pele do paciente, precisou de acabamentos leves com a lixa, que resultaram numa superfície lisa ao toque e preparada para receber o preenchimento com espuma (Figuras 91, 92, 93 e 94).



Figura 91 e 92: Exterior e interior da órtese após acabamento na lixa. Fonte: Autoria própria



Figuras 93 e 94: Quinas e interior da órtese após acabamento na lixa. Fonte: Autoria própria

III.7 Testes de fechamento

Inicialmente foram pensadas algumas formas de fechamento para a órtese, na parte de trás, um suporte em cada lateral onde um pino pudesse ser transpassado para conectar as duas metades (Figura 95). Para a parte da frente foram pensadas algumas opções, entre elas um elástico conectando os dois pinos frontais, para facilitar colocar e tirar, uma tira ajustável de TPU ou silicone que pudesse ser reutilizada com outros pacientes (Figura 96), bem como uma versão ajustável da mesma, para facilitar a limpeza, e o tradicional fechamento com velcro (Figura 97), frequentemente utilizado em órteses por sua praticidade.

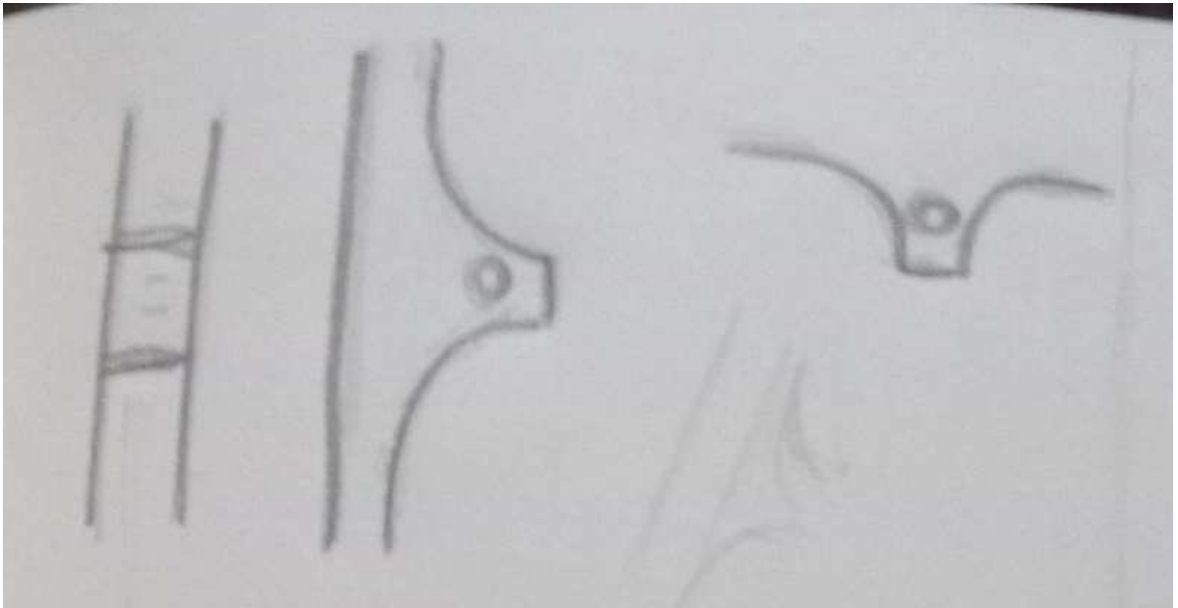
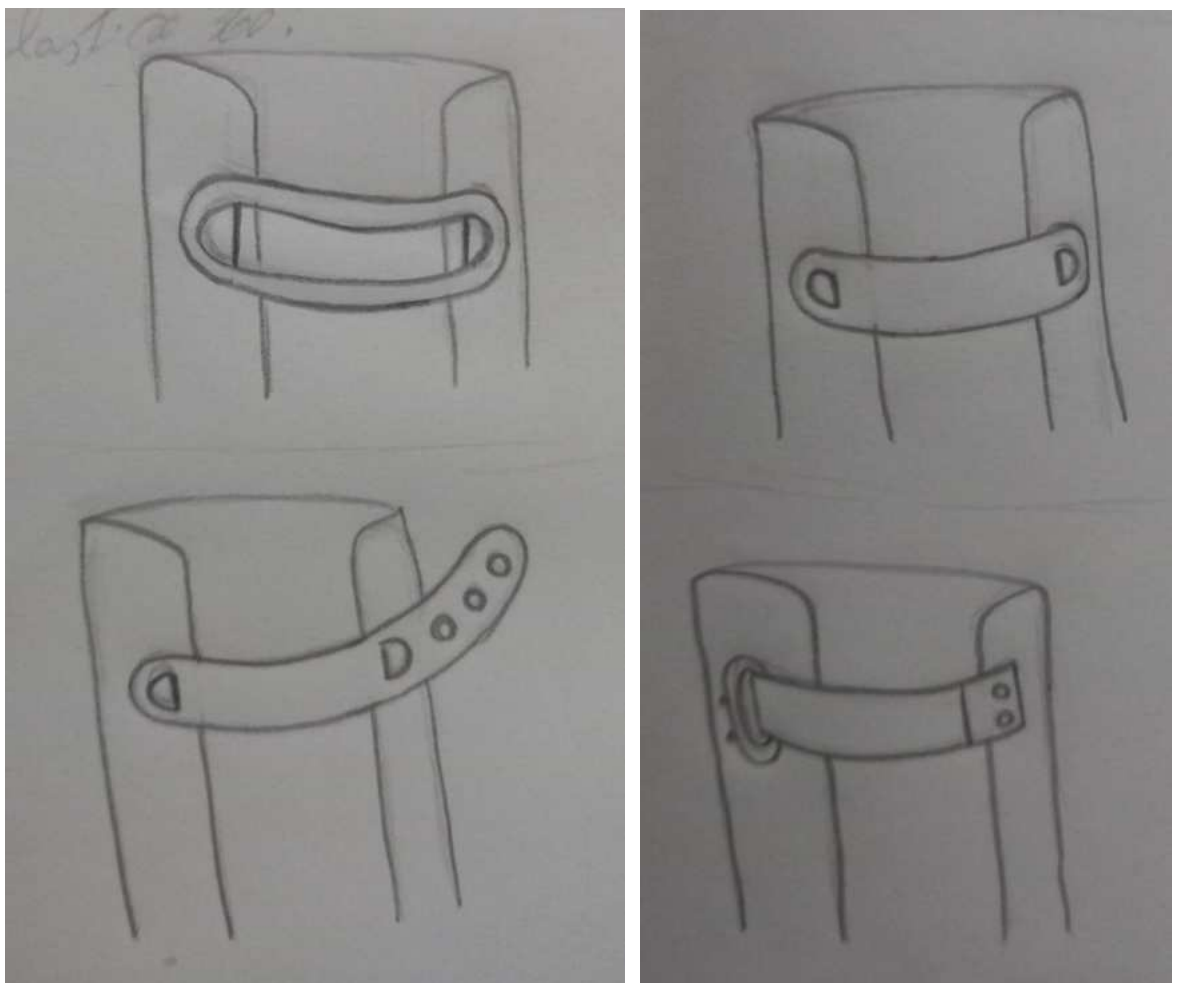


Figura 95: Sketches iniciais do encaixe traseiro da órtese. Fonte: Autoria própria



Figuras 96 e 97: Sketches iniciais do fechamento frontal da órtese. Fonte: Autoria própria

III.7.1 Fechamento traseiro

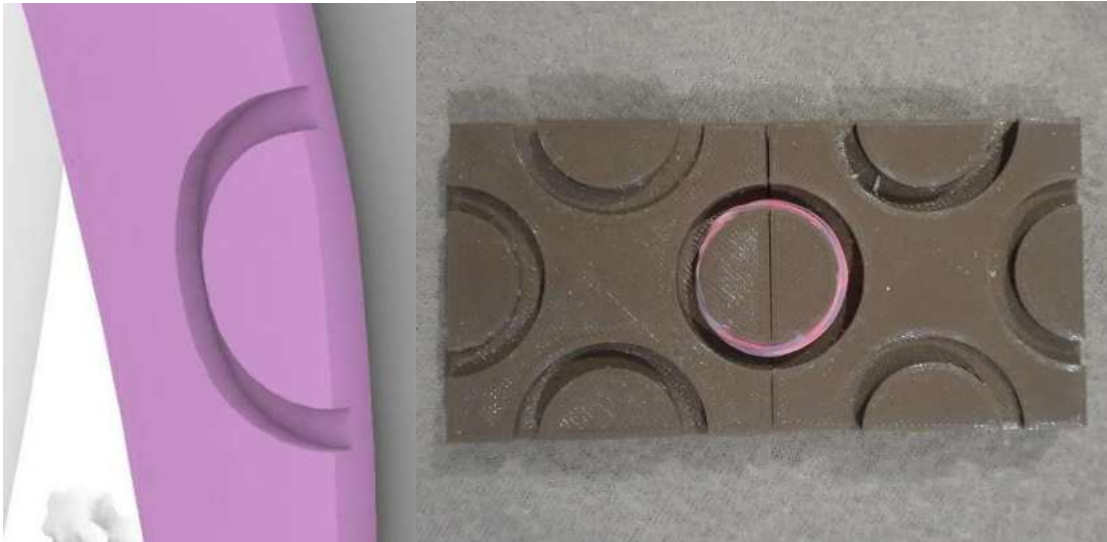
Para fechar a parte de trás da órtese, a ideia inicial de utilizar um suporte que abrigaria pinos foi descartada, pois a protuberância saindo da mesma poderia atrapalhar o uso, desbalanceado o membro do paciente ou até mesmo o ferido, criando novos pontos de pressão. Para solucionar essa questão foi pensada uma reentrância na traseira da órtese, onde entraria um elástico para tencionar as duas metades mantendo-as unidas (Figuras 98 e 99).



Figuras 98 e 99: Encaixes para fechamento traseiro recuados. Fonte: Autoria própria

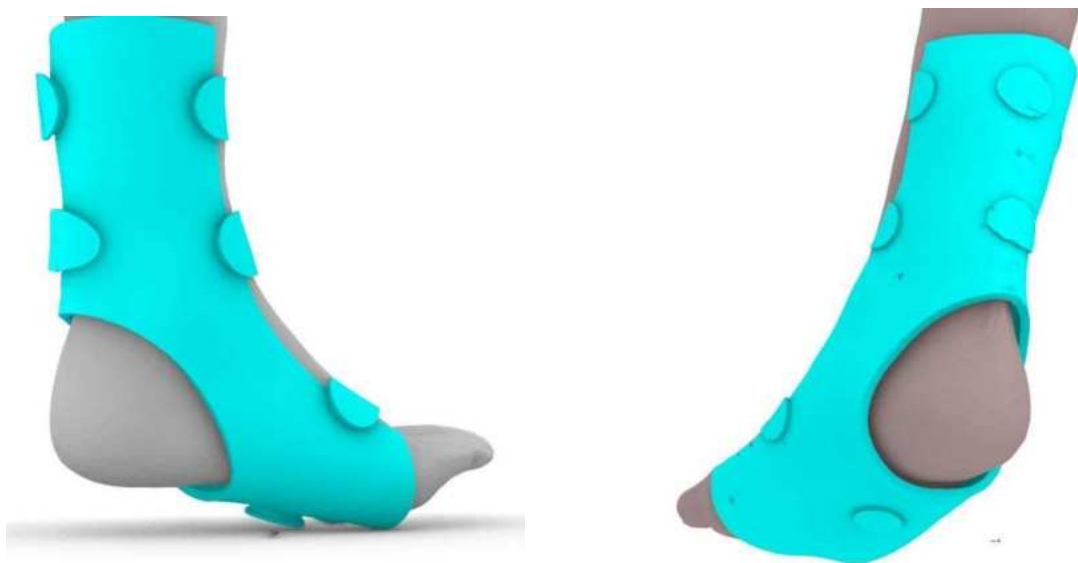
Para testar a viabilidade do encaixe recuado (Figura 100) foram impressas duas placas de PLA com diferentes profundidades entre 0.2mm e 0.5mm de reentrância em forma de meia lua e uma com a mesma forma indo para fora da placa (Figura 101). Durante os testes foi percebida

uma grande dificuldade em colocar os elásticos nas reentrâncias e, quando conseguia ser colocado, o mesmo escapava facilmente, não dando a tensão necessária para unir as metades da órtese. No entanto, a forma de meia lua extrudada para fora teve uma facilidade bem maior no encaixe dos elásticos e manteve as placas juntas com maior segurança (Figura 102).



Figuras 100 e 101: Encaixes e teste dos encaixes para fechamento traseiro recuados. Fonte: Autoria própria

Os modelos seguintes foram feitos com os encaixes de fechamento todos extrudados para fora, adicionando também uma pequena aba ao final para que os elásticos não escapassem, agregando mais segurança ao encaixe e conseqüentemente a peça por inteiro (Figura 102 e 103).



Figuras 102 e 103: Encaixes para fechamento traseiro extrudados. Fonte: Autoria própria

Para assegurar a fixação dos encaixes, foi idealizado colocar um disco impresso em TPU no lugar de elásticos, visando uma higienização mais fácil e um encaixe mais resistente. Porém, durante os testes na órtese impressa, foi percebido que para fazer os discos seria necessário um processo detalhado para conseguir as medidas corretas para cada encaixe, pois pela forma orgânica da órtese, eles perdiam sua forma circular perfeita, tornando o disco muito pequeno ou grande para ser utilizado mesmo sendo do mesmo diâmetro dos encaixes originais no arquivo (Figuras 104 e 105).



Figuras 104 e 105: Teste para fechamento de encaixes com TPU. Fonte: Autoria própria

Foi decidido então seguir com pequenos elásticos de silicone, comumente encontrados em Kits para confecção de pulseiras e chamados de "Loom bands". Os elásticos utilizados foram escolhidos por sua fácil higienização ou substituição, sua composição livre de látex, que pode ser um alergênico, e por oferecer uma forte tensão quando colocados ao redor dos encaixes. Foram colocados 10 em cada um dos encaixes da parte superior e 6 no da inferior, para garantir que a órtese se manteria estável durante o uso (Figuras 106 e 107).

Com a peça montada foram feitos testes de resistência, aplicando força na direção contrária aos encaixes para avaliar a ocorrência de algum tipo de deslocamento na órtese, bem como usando a mesma no membro por um período, para averiguar se não havia nenhum

desconforto, desnível ou se as metades cederiam. Os resultados foram positivos, indicando a estabilidade da órtese montada.



Figuras 106 e 107: Órtese fechada com elásticos finos. Fonte: Autoria própria

III.7.2 Fechamento Frontal

Para fechar a parte frontal da órtese, foi descartada a ideia de utilizar uma tira de silicone, por conta do valor elevado, bem como uma de TPU (Figura 108), pois ambas exigiam precisão para encaixar corretamente, demandando mais tempo e elevando o custo do projeto. Foi optado pelo uso de elásticos simples de borracha natural, número 18, (Figura 109) que podem ser facilmente substituídos e providenciam a força necessária para prender a órtese no membro do paciente. Foram feitos testes inicialmente da maneira originalmente pensada, atravessando de uma meia lua até a outra sem qualquer intervenção (Figuras 110, 111).

Esse método se mostrou falho pois os elásticos em contato direto com a pele do paciente causam corte da circulação sanguínea na área, podendo causar também lesões por aparelho médico, além de dor e desconforto (Figura 113).



Figuras 108 e 109: Encaixes para fechamento frontal de TPU e Elástico. Fonte: Autoria própria



Figuras 110 e 111: Testes para fechamento frontal iniciais. Fonte: Autoria própria



Figura 112: Teste inicial para fechamento frontal. Fonte: Autoria própria

Também foram testadas possibilidades de posicionamento para alças de sustentação. Durante seu uso, a órtese não demonstrou necessidade de suporte para manter o pé na posição correta ou sinais de estresse na estrutura que indicariam a necessidade de distribuir melhor a força utilizando alças, mesmo assim os testes (Figuras 113 e 114) confirmam a viabilidade de colocá-las, caso haja demanda futura ou ocasional.

Para solucionar a questão dos elásticos pressionados diretamente na pele do paciente, foram usados retângulos de espuma, o que melhorou consideravelmente o atrito do elástico contra o membro (Figuras 115 e 116).



Figuras 113 e 114: Testes iniciais de alça de sustentação reta e cruzada. Fonte: Autoria própria



Figuras 115 e 116: Testes finais de fechamento frontal da órtese com proteção de espuma. Fonte: Autoria própria

III.8 Acabamento com espuma

Além de testes com o elástico colocado na forma original, também foram feitos testes usando pequenos limitadores nas pontas, para que ao tirar e colocar a órtese no paciente o profissional só precisasse remover um lado da tira. Essa forma também foi avaliada como benéfica por concentrar melhor a tensão entre as duas pontas, mantendo a órtese mais estável (Figura 117).



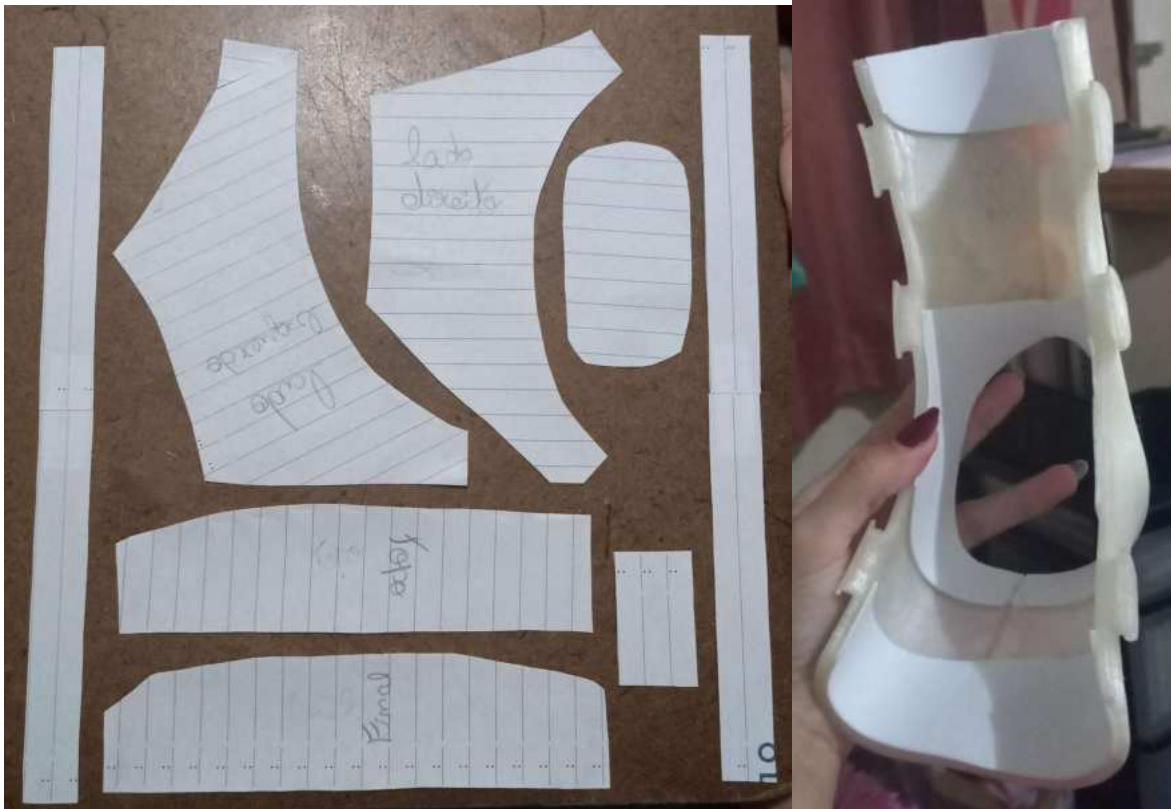
Figura 117: União do elástico para estabilidade. Fonte: Autoria própria

Para que os retângulos de espuma pudessem ficar presos corretamente ao elástico, tirando o risco de saírem da posição durante o uso, um novo pedaço de espuma, menor que o original, foi anexado na parte superior, criando uma alça. Neste caso a fixação foi feita através de cola, depois a forma teve suas bordas arredondadas para encaixar melhor na órtese (Figura 118). Com o processo feito, o elástico foi preso em um lado do vão, atravessado por dentro da alça e encaixado no outro lado (Figura 119).



Figuras 118 e 119: Proteção de espuma frontal e versão equipada. Fonte: Autorial própria

Também foi feito um preenchimento no interior da órtese, essencial para garantir que o membro do paciente não fique tensionado contra as quinas, podendo causar uma LPP. Os espaços entre o preenchimento auxiliam o ar a circular, evitando que membro crie umidade e gere desconforto ou lesões. A espuma escolhida para uso neste projeto é a espuma de revestimento ortopédico, que nesse modelo é simulada usando uma espuma EVA de espessura e cor similares, para cortar corretamente a espuma foi criado um gabarito em papel (Figura 120) que depois foi colado na estrutura (Figura 121).



Figuras 122 e 123: Gabarito de preenchimento de espuma interno e resultado aplicado. Fonte: Autoria própria

III.9 Testes ergonômicos

Fazendo uma análise do uso deste dispositivo num pé em repouso, é possível notar a redução na angulação do membro sem nenhum suporte (Figura 124), sob risco de instalação da SPCA, para o pé em uso da órtese (Figura 125), com a angulação correta para prevenção.



Figuras 122 e 123: Posicionamento do pé relaxado sem e com órtese. Fonte: Autoria própria

Durante o uso não foi percebido cisalhamento da área do tornozelo contra as aberturas na órtese ou adições à pressão do calcanhar apoiado no colchão, a angulação correta se manteve mesmo quando o pé foi elevado para aliviar a tensão do calcanhar (Figura 125), movimento normalmente causa queda mais significativa do pé em repouso (Figura 124). A órtese aparenta atuar em benefício da prevenção de SPCA e também de LPP.



Figuras 124 e 125: Posicionamento do pé relaxado e elevado sem e com órtese. Fonte: Autoria própria

O dispositivo foi apresentado e utilizado para um grupo de estudantes de TO e também para uma profissional especializada, que fizeram pontuações sobre a necessidade de aumentar a cobertura dos acabamentos com espuma, mas tiveram pontuações positivas sobre a estrutura e eficiência de posicionamento da órtese.

III.10 Ajustes na modelagem

Durante consulta com a profissional especializada a forma foi aprovada pela mesma, tanto quanto ao manuseio da estrutura quanto durante o uso breve no membro. A resistência foi pontuada como aparentemente satisfatória para uma órtese de posicionamento, bem como a eficiência na angulação correta do pé.

Porém, além de apontado que o revestimento de espuma se estenda também para as bordas da órtese, garantindo que o dispositivo será confortável para o uso prolongado, foi pontuada a necessidade de arredondar mais as quinas localizadas nas pontas superiores e inferiores da órtese, para deixar a superfície mais segura e livre de possíveis pontos de pressão (Figura 126).



Figura 126: Antes e depois do modelo 3D ajustado da órtese. Fonte: Autoria própria

III.11 Modelo final

Com base nos ajustes sugeridos, foi desenvolvido o modelo final (Figura 135), mantendo a forma original da estrutura, mas fazendo as alterações de quina viva para arredondada e extensão da área estofada para as bordas da órtese (Figuras 127 e 128). Os encaixes desenvolvidos para a parte frontal e traseira não sofreram novas alterações e permaneceram conectados através de elásticos (Figura 129 e 130). A órtese completa, antes do boleamento final das quinas, é equipada com os elásticos traseiros, frontais e as proteções frontais de espuma (Figuras 131, 132, 133 e 134).



Figuras 127 e 128: Preenchimento interno do modelo sem boleamento final das quinas. Fonte: Autoria própria



Figuras 129 e 130: Encaixes do modelo sem boleamento final das quinas. Fonte: Autoria própria



Figura 131 e 132: Órtese montada sem boleamento final das quinas. Fonte: Autoria própria



Figuras 133 e 134: Órtese em uso no membro. Fonte: Autoria própria



Figura 135: Modelo 3D da órtese final já boleada. Fonte: Autoria própria

III.12 Comparação de valores

Esses valores (Figura 136) foram definidos com base nos preços atuais dos materiais no mercado e a partir das medidas do modelo de órtese desenvolvido como protótipo. Ao modificar o modelo os valores terão alterações para mais ou para menos, porém essa variação será proporcional, pois um membro de tamanho diferente exigirá gastos maiores ou menores tanto na produção da órtese tradicional quanto na da órtese impressa.

Material Órtese Impressa	Valor (Por órtese)	Material Órtese Tradicional	Valor (Por órtese)
Filamento	R\$ 17,00	Termoplástico	R\$ 98,00
Espumas	R\$ 5,00	Espumas	R\$ 5,00
Elásticos Frente	R\$ 0,30	Total	R\$ 103,00
Elásticos Trás	R\$ 0,60		
Total	R\$ 22,90		

Figura 136: Tabela de comparação de preços da órtese impressa e tradicional. Fonte: Autoria própria

Por conta dos valores elevados de seus materiais e do método de fabricação, as órteses tradicionais têm um rendimento consideravelmente menor do que a órtese impressa em 3D, onde o material mesmo sendo mais barato veio em maior quantidade, rendendo para mais produções. (Figura 137)

Considerando que o valor de uma impressora básica, que é viável para suprir as necessidades de impressão deste projeto, como a Creality Ender-3 que tem seu custo em torno de R\$ 1130, a partir de 15 órteses impressas o valor da impressora 3D já seria coberto, pois ocorre uma economia de R\$ 80,10 a cada substituição da fabricação tradicional para digital (Figura 138).

Órtese impressa			
Material	Valor (total)	Uso (por órtese)	Órteses (total)
1 Rolo filamento 1kg	R\$ 85,00	200 mg	5
1 Rolo de espuma 100 X 80 cm	R\$ 89,90	20 x 22 cm	18
1 Caixa de elástico 30 unidades	R\$ 1,25	6 unidades	5
1 Saco de elástico 2.000 unidades	R\$ 25,64	30 unidades	67

Órtese tradicional			
Material	Valor (total)	Uso (por órtese)	Órteses (total)
1 Placa de termoplástico 40 X 60 cm	R\$ 295,00	35 X 17 cm	3
1 Rolo de espuma 100 X 80 cm	R\$ 89,90	20 x 22 cm	18

Figura 137: Tabela comparando preços totais e por órtese da impressa e da tradicional. Fonte: Autoria própria

Diferença de valor por órtese: R\$ 80,10			
A cada:	1 Órtese Tradicional	São produzidas:	4 Órteses Impressas

Figura 138: Tabela comparando diferença de preços da órtese impressa e tradicional. Fonte: Autoria própria

CONCLUSÃO

A escolha do tema deste projeto partiu de um problema que afeta diariamente muitas pessoas que dependem do sistema público e acabam internadas, a falta de órteses de repouso, algo que poderia ser evitado com facilidade sem as restrições orçamentárias, que frequentemente impedem que o paciente receba o tratamento adequado a tempo. Sabendo da necessidade de conseguir uma alternativa mais barata e viável para as tradicionais órteses de termoplástico, foi feita uma pesquisa aprofundada sobre as condições de SPCA e LPP para entender melhor o que seria abordado, incluindo entrevistas com profissionais especializados e visitas que possuíam estrutura de produção de órteses similar a almejada para este projeto.

Através dos resultados da pesquisa foi possível delimitar que além do orçamento, a falta de pessoal especializado também apresentava um impedimento para que o paciente fosse atendido corretamente. Por conta disso, a órtese precisaria atender ao orçamento reduzido e ser produzida de forma que não adicionasse a necessidade de técnicos especializados, podendo ser feita pelos próprios profissionais da saúde após um breve treinamento.

A possibilidade de treinar os profissionais da saúde foi confirmada através de entrevistas, e o método de fabricação digital se mostrou o melhor caminho para atender as restrições estabelecidas pela proposta do projeto. Porém, a impressão 3D também impunha suas restrições, como a necessidade de um modelo 3D para imprimir, o que após alguns testes foi solucionado com o uso da fotogrametria atuando como meio para obter um mesh do membro do paciente, que seria processado por um algoritmo de design generativo para criar a forma da órtese a ser impressa.

Tendo em vista as demandas que o projeto se propunha a solucionar, principalmente do posicionamento correto do membro tanto em repouso plano quanto elevado, o resultado foi extremamente satisfatório, gerando uma órtese significativamente mais barata que a feita tradicionalmente, com custo por órtese quase 5 vezes menor, e que mantém a angulação correta do pé mesmo durante a elevação para evitar lesão por pressão. O processo também

não exige contratações adicionais, pois os próprios profissionais da saúde podem desenvolvê-lo do início ao fim após um breve período de aprendizado através de um treinamento.

Tal treinamento deve tocar na preparação para cada fase do processo de produção da órtese, desde a fotogrametria até o acabamento e a entrega, para que sejam bem entendidas, fazendo com que o profissional da saúde responsável possa desempenhar cada etapa de forma prática e ágil (Figura 139).

Gostaríamos que futuramente, após novos testes e aprimoramentos, este projeto fosse adotado pelo SUS, para que todas as pessoas dependentes do mesmo tenham acesso a um tratamento de qualidade e a oportunidade de entrar numa internação sem correr sérios riscos de desenvolver síndrome do pé caído ou lesão por pressão.

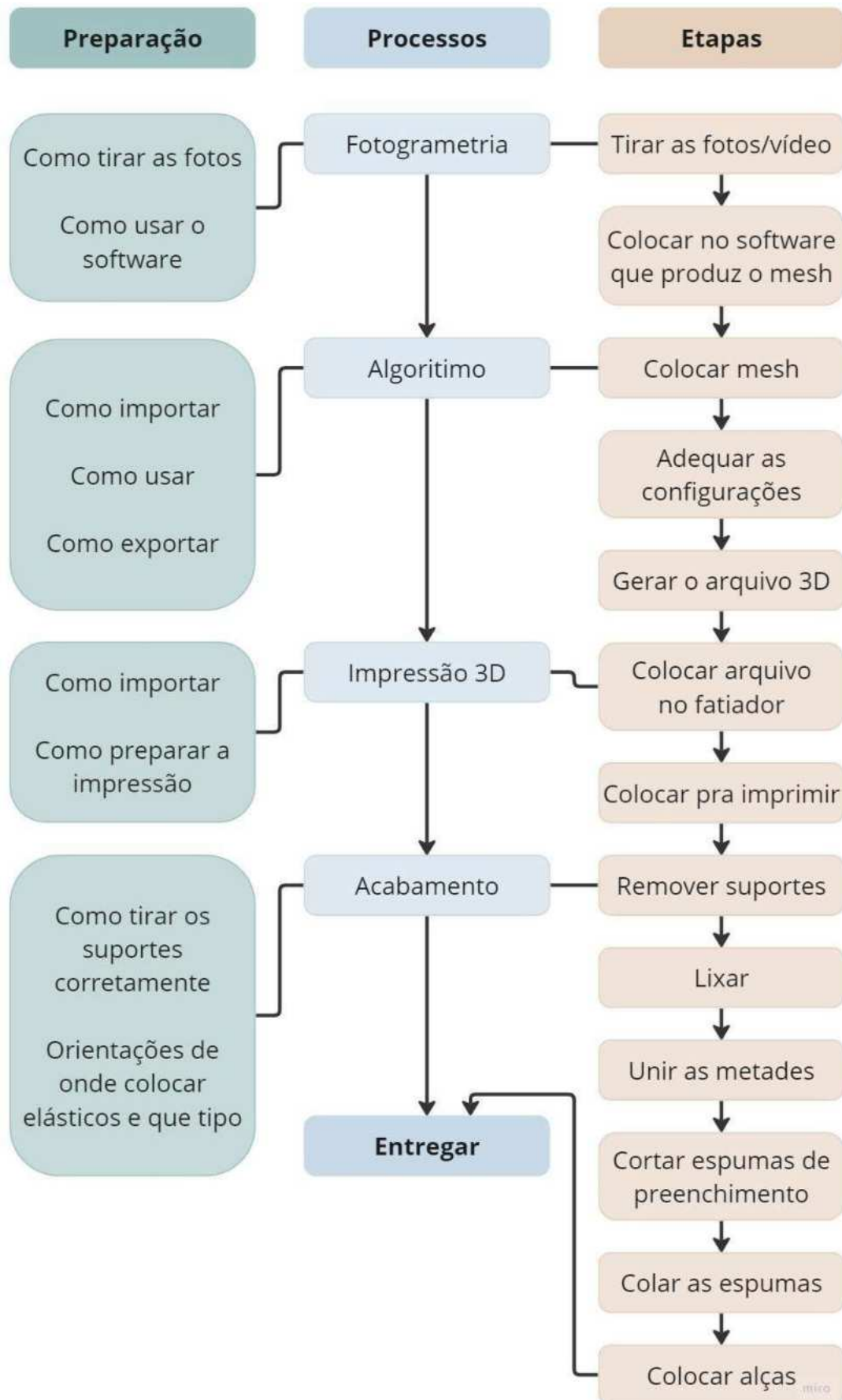


Figura 139: Fluxograma de produção da órtese. Fonte: De autoria própria

REFERÊNCIAS:

ALBERTA ASSOCIATION OF ORTHOTISTS AND PROSTHETISTS. Ankle foot orthoses custom and custom fit. Alberta Association of Orthotists and Prosthetists, 2014. Disponível em: <<http://www.albertaoandp.com/ankle-foot-orthoses>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

ALDEMIR, Cengiz & DUYGUN, Fatih. New and unusual causes of foot drop. Med. ciência Int. Med. J 6.3, 2017: 491-495.

ANKLE ORTHOTICS. Infinite Technologies e Eastern Cranial Affiliates, 2017. Disponível em: <<https://www.infinitetech.org/ankle-orthotics/>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

BERNARDES, Rodrigo Magri e FERIDAS CRÔNICAS. Prevenção e manejo da lesão por pressão: Segurança do paciente, 2020. Disponível em: <http://eerp.usp.br/feridasronicas/recurso_educacional_lp_1_4.html>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

BRASIL. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Censo, IBGE. Brasil, 2022. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/37317-pessoas-com-deficiencia-tem-menor-acesso-a-educacao-ao-trabalho-e-a-renda>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

BRASIL. Instituto Nacional do Seguro Social. Manual técnico de procedimentos da área de reabilitação profissional - Diretrizes para concessão, no âmbito da reabilitação profissional, de órteses, próteses ortopédicas não implantáveis, meios auxiliares de locomoção e acessórios, volume II, 2018.

BRASIL. Ministério da Saúde e Secretaria de Atenção Especializada à Saúde. Guia para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção, 2019.

BRASIL. Ministério do Trabalho. Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência (2007): Protocolo Facultativo à Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, Projeto PCD Legal, 2014.

BRASIL. Painel de indicadores de saúde. Pesquisa Nacional de Saúde, 2019, Disponível em: <<https://www.pns.icict.fiocruz.br/painel-de-indicadores-mobile-desktop/>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

STINY, G. (1977). Ice-ray: a note on the generation of form. Environmental and Planning B, 4(1), 89-98.

BRASIL. SUS. Secretaria de Estado de Saúde, Minas Gerais, 19 de Janeiro de 2022. Disponível em: <<https://www.saude.mg.gov.br/sus>>. Acesso em: 21 de julho de 2023.

BRASIL. UNA-SUS. Maior sistema público de saúde do mundo, SUS completa 31 anos. Rio de Janeiro, 21 de setembro de 2021. Disponível em: <<https://www.unasus.gov.br/noticia/maior-sistema-publico-de-saude-do-mundo-sus-completa-31-anos#:~:text=SUS%20%C3%A9%20o%20%C3%BAnico%20sistema,de%20190%20milh%C3%B5es%20de%20pessoasL>>. Acesso em: 21 de julho de 2023.

COLLEEN, M., WIXTED., JONATHAN, R., PETERSON., RISHIN, J., KADAKIA., SAMUEL, B., ADAMS. (2021). Three-dimensional Printing in Orthopaedic Surgery: Current Applications and Future Developments. 5(4) doi: 10.5435/JAAOSGLOBAL-D-20-00230

EMPRESA BRASILEIRA DE SERVIÇOS HOSPITALARES. Prevenção e tratamento de lesão por Gressão, 2023. Disponível em: <<https://www.gov.br/ebserh/pt-br/hospitais-universitarios/regiao-sudeste/hc-ufcm/documentos/protocolos-assistenciais/PRT.CPAM.003PrevenoeTratamentodeLesoporPressoverso3.pdf>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

FAVERO, Rafael. Pacientes não têm garantia de acesso a próteses, órteses e outros equipamentos por meio do SUS em 2023. GZH Saúde, Rio de Janeiro, 26 de fevereiro de 2023. Disponível em: <<https://gauchazh.clicrbs.com.br/saude/noticia/2023/02/pacientes-nao-tem-garantia-de-acesso-a-protese-ortese-e-outros-equipamentos-por-meio-do-sus-em-2023-clslx516001u016mhfv5psxl.html>>. Acesso em: 22 de Julho de 2023.

FOOT DROP" PATIENT EDUCATION. Orthoworx, 2016. Disponível em: <http://www.orthoworx.co.za/wp-content/files_mf/1414442438whatisfootdrop.pdf>. Acesso em: 22 de Julho de 2023.

GRAHAM, Jon. Foot drop: Explaining the causes, characteristics and treatment. British Journal of Neuroscience Nursing Vol. 6, No. 4, 2013

HALINA, EY-CHMIELEWSKA., MAŁGORZATA, CHRUŚCIEL-NOGALSKA., BOGUMIŁA, FRĄCZAK. (2015). Photogrammetry and Its Potential Application in Medical Science on the Basis of Selected Literature.. Advances in Clinical and Experimental Medicine, 24(4):737-741. doi: 10.17219/ACEM/58951

NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE. Foot Drop Syndrome. National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2023. Disponível em: <<https://www.ninds.nih.gov/health-information/disorders/foot-drop-syndrome#>>. Acesso em: 01 de julho de 2023.

NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDERS AND STROKE. Foot Drop Syndrome. National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2023. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8619838/>> Acesso em: 10 de outubro de 2023.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. ICD-11 Reference Guide. FA31.4 - Acquired foot drop. Genebra: OMS, 2023.

ÓRTESES. Ortopédica, Curitiba 2021. Disponível em: <<http://ortopediacuritiba.com.br/produtos/orteses/>>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

PATTON, Michael Quinn. Qualitative research & evaluation methods: Integrating theory and practice. Sage publications, 2014.

PORTUGAL, Livia Bertasso Araújo, CHRISTOVAM, Bárbara Pompeu e UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE. Cartilha de orientações sobre prevenção e tratamento de lesão por pressão, CAPES, 2019.

SOBEST, SOBENDE. Consenso NPUAP 2016 - Classificação das lesões por pressão adaptado culturalmente para o Brasil, 2016. Disponível em: <https://sobest.com.br/wp-content/uploads/2020/10/CONSENSO-NPUAP-2016_traducao-SOBEST-SOBENDE.pdf>. Acesso em: 22 de julho de 2023.

TERZIDIS, K. (2006). Algorithmic architecture. Elsevier.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. SUS sofre com falta de financiamento e condições e infraestruturas precárias. Jornal da USP, São Paulo, 7 de abril de 2022. Disponível em: <<https://jornal.usp.br/atualidades/sus-sofre-com-falta-de-financiamento-e-condicoes-e-estruturas-precarias/>>. Acesso em: 22 de Julho de 2023.

DE STEFANO, V.; KHAN, S.; TABADA, A. (2020) Applications of PLA in modern medicine. Eng. Regen., v. 1, 2020, p. 76-87.

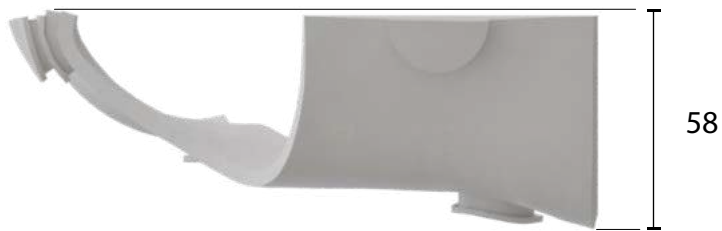
APÊNDICE A – Desenhos Técnicos



Medidas gerais retiradas da órtese impressa como modelo

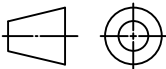
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

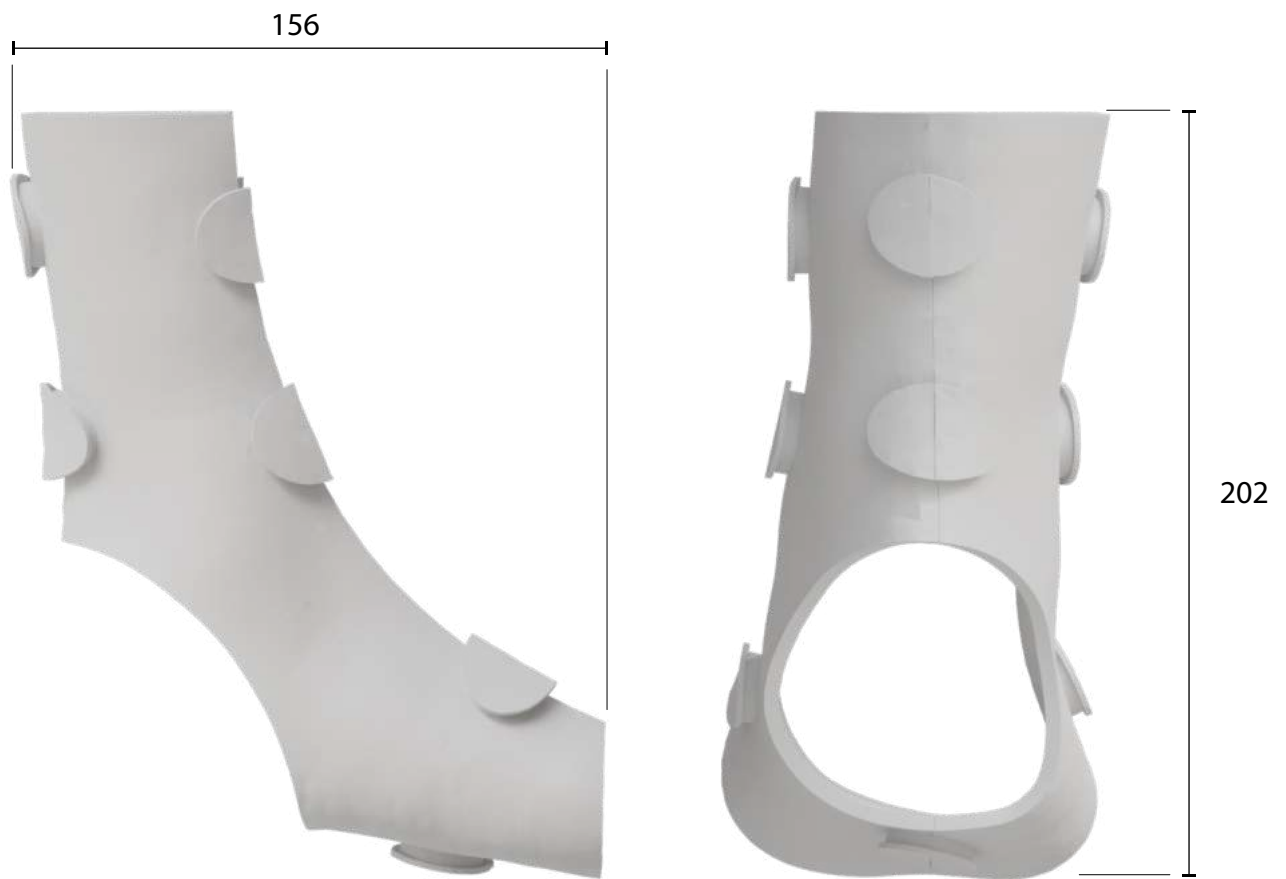
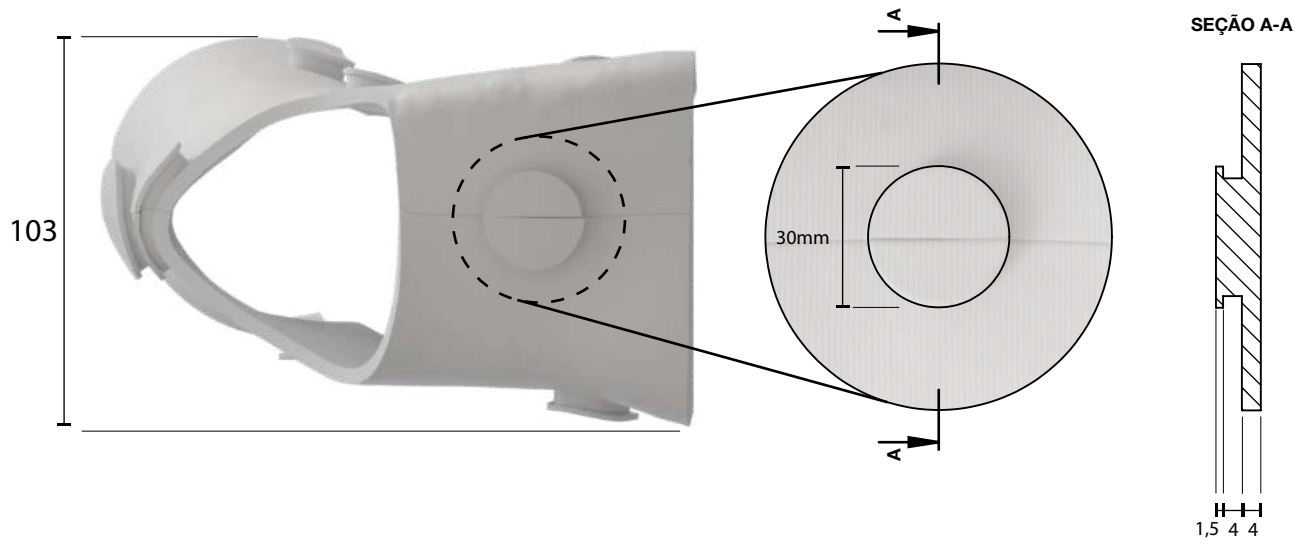
CLA - ESCOLA DE BELAS ARTES		Depto. de Desenho Industrial	
TÍTULO DO PROJETO OPPIPA - ÓRTESE IMPRESSA PARA PÉS DE PACIENTES ACAMADOS		PROJETO	OPIPPA
		PARTE	Medial
AUTORA LARISSA LEITE UMBELINO E NOAH PEREIRA MILLER		ESCALA	1:2
ORIENTADOR ANAEL SILVA ALVES E CAROLINA MARIA DO CARMO ALONSO		COTAS	mm
DATA	18/08/2023	MATERIAL	PLA
		DIEDRO 	
		NÚMERO	1/3



Medidas gerais retiradas da órtese impressa como modelo

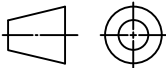
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

CLA - ESCOLA DE BELAS ARTES		Depto. de Desenho Industrial	
TÍTULO DO PROJETO OPPIPA - ÓRTESE IMPRESSA PARA PÉS DE PACIENTES ACAMADOS		PROJETO	OPIPPA
		PARTE	Lateral
AUTORA LARISSA LEITE UMBELINO E NOAH PEREIRA MILLER		ESCALA	1:2
ORIENTADOR ANAEL SILVA ALVES E CAROLINA MARIA DO CARMO ALONSO		COTAS	mm
DATA	18/08/2023	MATERIAL	PLA
		DIEDRO 	
		NÚMERO 2/3	



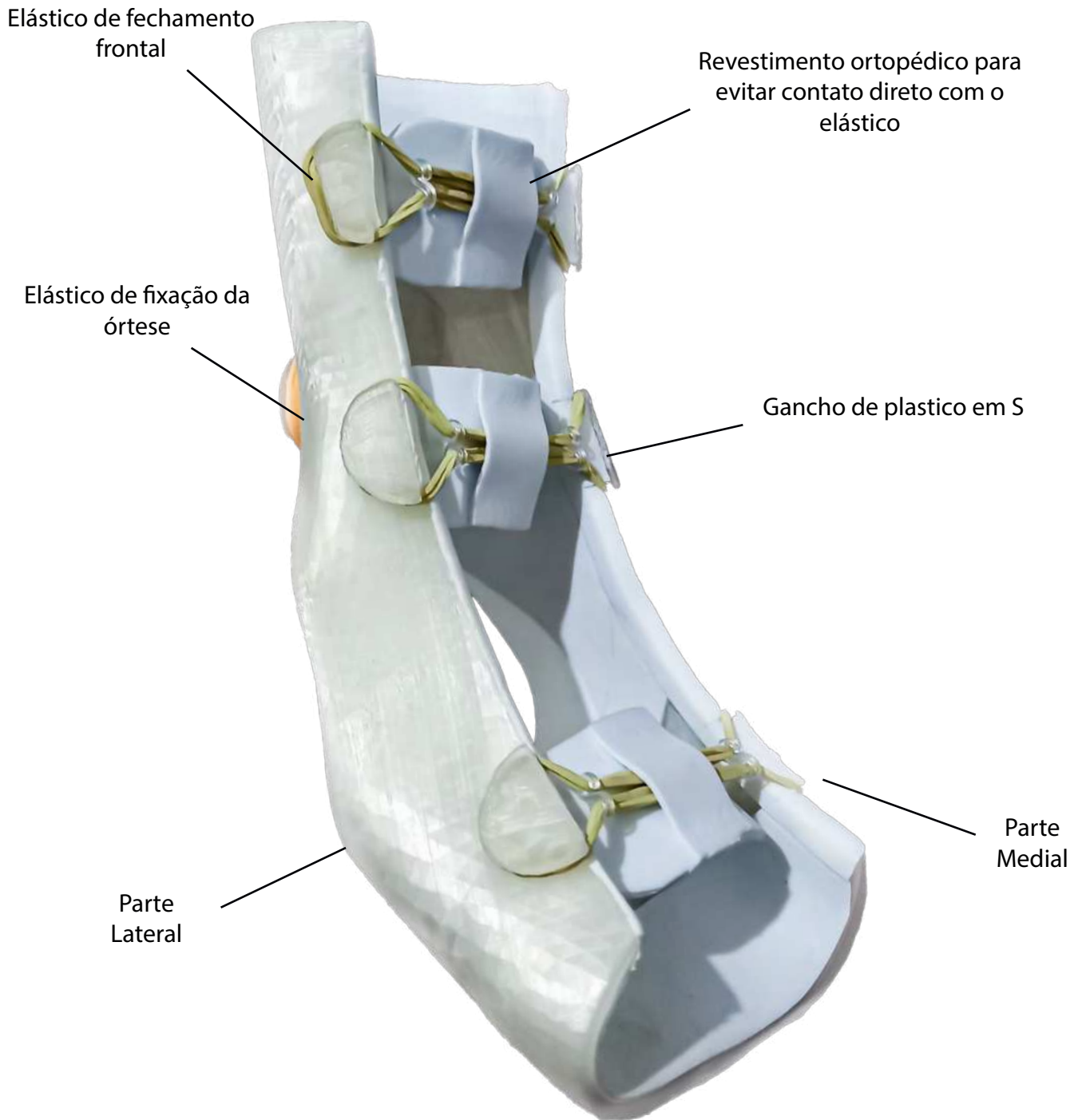
Medidas gerais retiradas da órtese impressa como modelo

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

CLA - ESCOLA DE BELAS ARTES		Depo. de Desenho Industrial	
TÍTULO DO PROJETO OPPIPA - ÓRTESE IMPRESSA PARA PÉS DE PACIENTES ACAMADOS		PROJETO	OPIPPA
		PARTE	Conjunto
AUTORA LARISSA LEITE UMBELINO E NOAH PEREIRA MILLER		ESCALA	1:2
ORIENTADOR ANAEL SILVA ALVES E CAROLINA MARIA DO CARMO ALONSO		COTAS	mm
DATA	18/08/2023	MATERIAL	PLA
		DIEDRO	
		NÚMERO	3/3

APÊNDICE B - Detalhamento

Componentes da Órtese

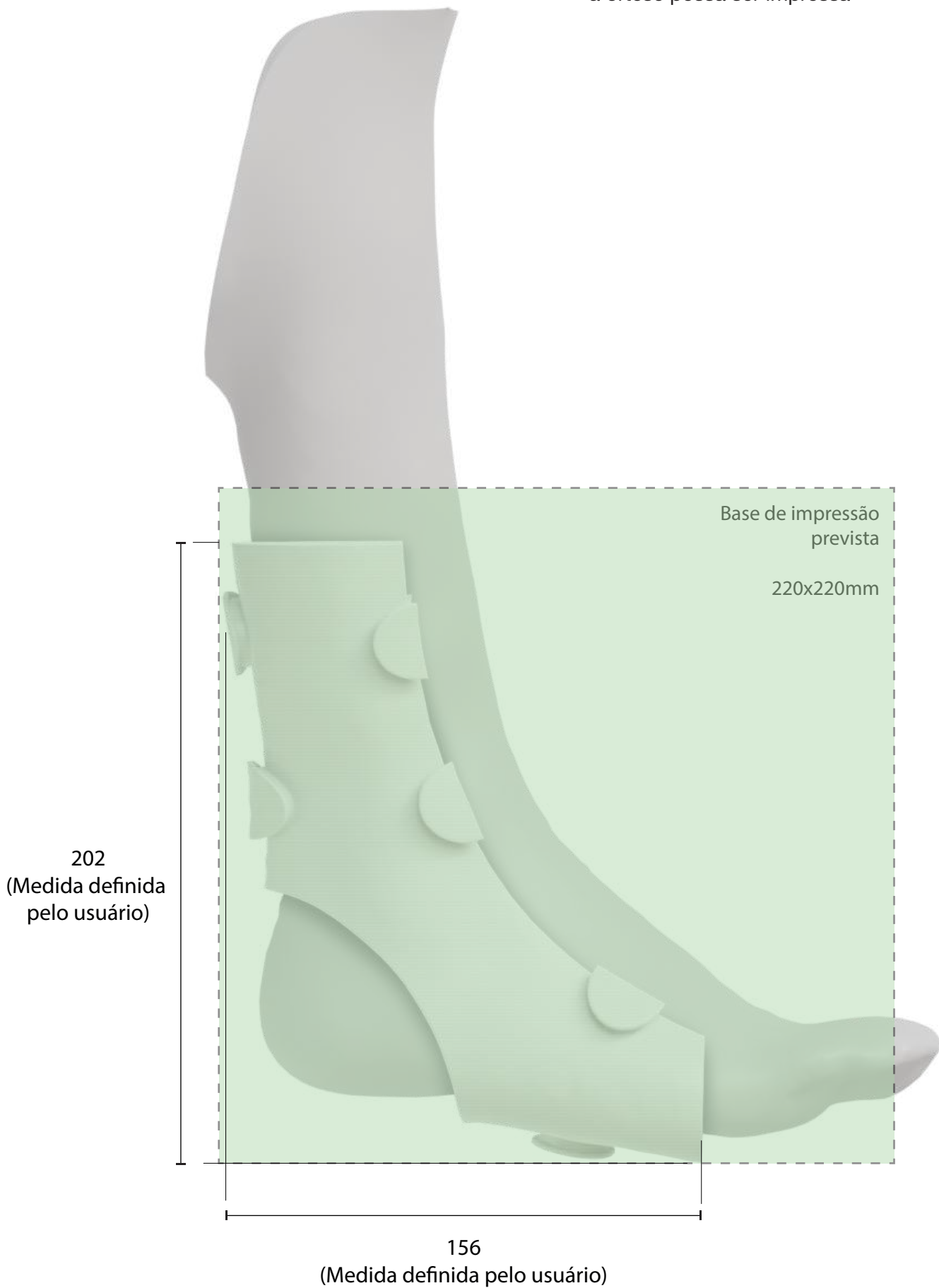


Lista de Componentes

Componentes	Materiais	Qty.
Elástico de fixação	Silicone	30
Elástico de fechamento	Elástico	6
Revestimento ortopédico	Espuma	3
Gancho de plástico	z	6
Parte Lateral	PLA	1
Parte Medial	PLA	1

Medidas possíveis para órtese

Os valores máximos e mínimos dos sliders do algoritmo foram definidos levando em consideração as restrições do tamanho da base de impressão, garantindo assim que a órtese possa ser impressa

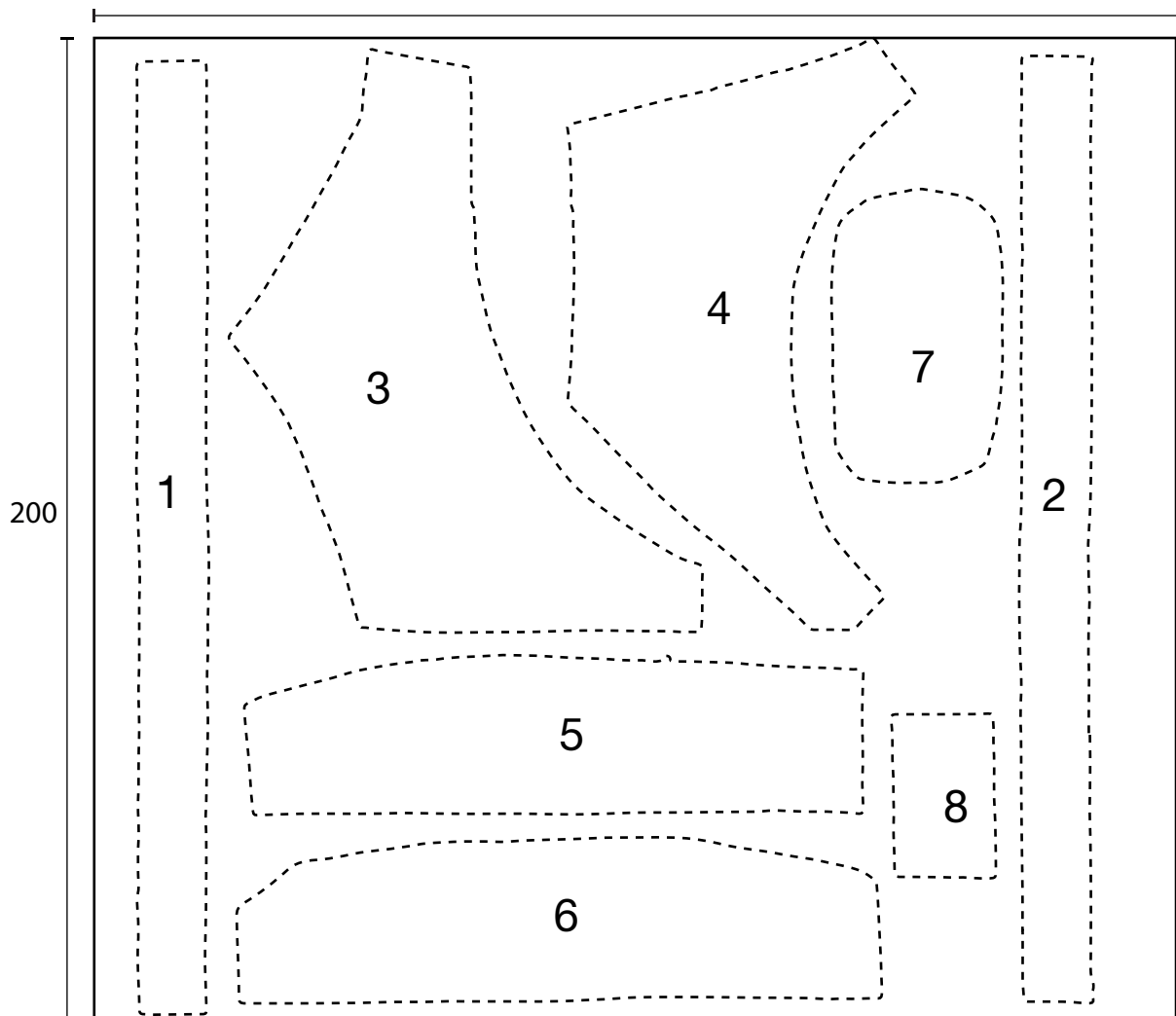


Local de aplicação de Espuma



Corte de Espuma

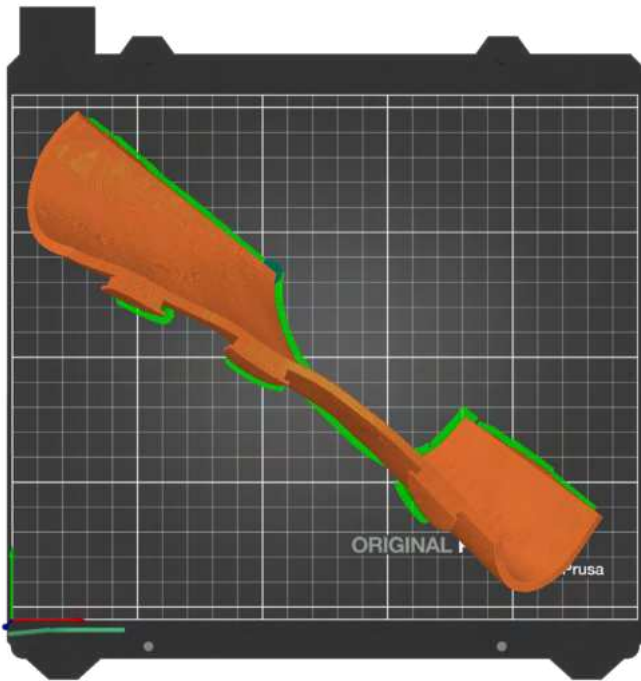
220



APÊNDICE C - Manual de Impressão

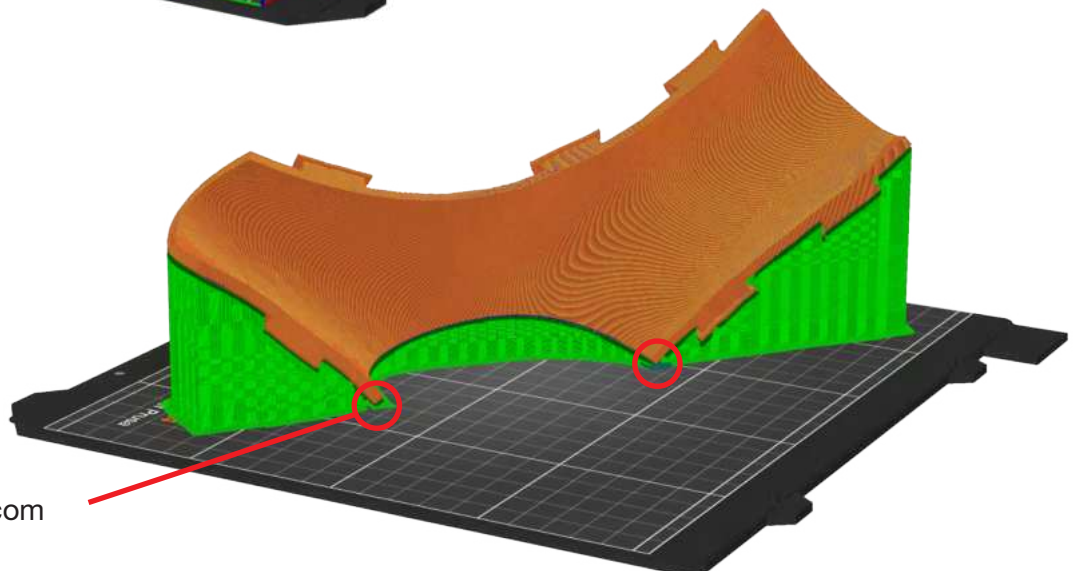
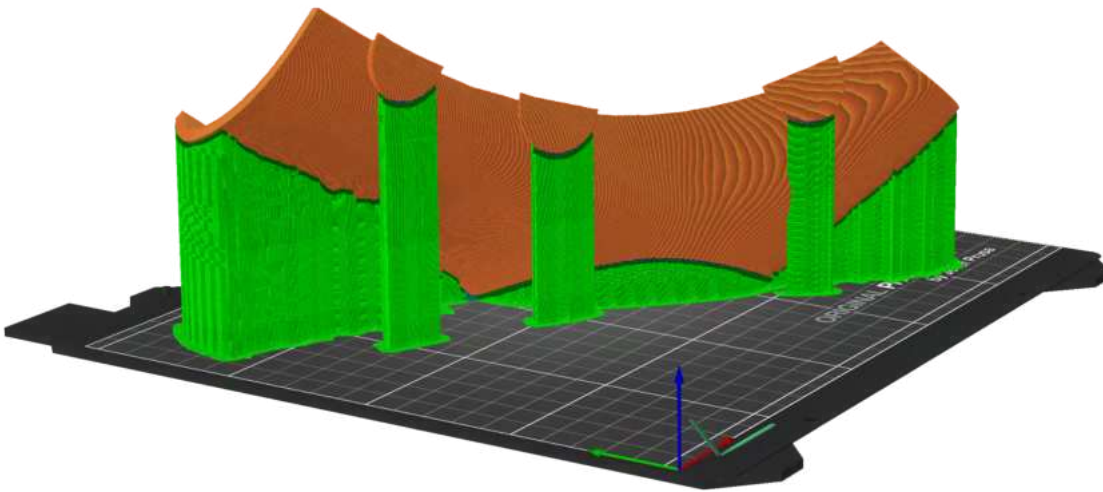
Posição e Configuração de Impressão

Lateral



Altura da primeira camada: 0,3
Altura das demais camadas: 0,2
Paredes: 5
Porcentagem de sobreposição entre as paredes: 10%
Preenchimento: 20%
Padrão: cúbico 3D
Sobreposição do preenchimento: 30%
Velocidade de impressão: 30mm/s
Velocidade inicial: 20mm/s
Temperatura do bico: 200°C
Temperatura inicial da mesa: 60°C
Temperatura da mesa após décima camada: 50°C
Ventoinha: 100%
Tempo mínimo de camada: 10s
Suporte: em todo lugar
Angulo de geração de suporte $\geq 47^\circ$
Padrão: grade
Densidade: 15%
Distância do suporte à peça no eixo Z (altura): 0,2mm
Aderência a mesa: skirt
Contagem de skirt: 2
Distância do skirt: 4mm
Comprimento mínimo do skirt: 250mm

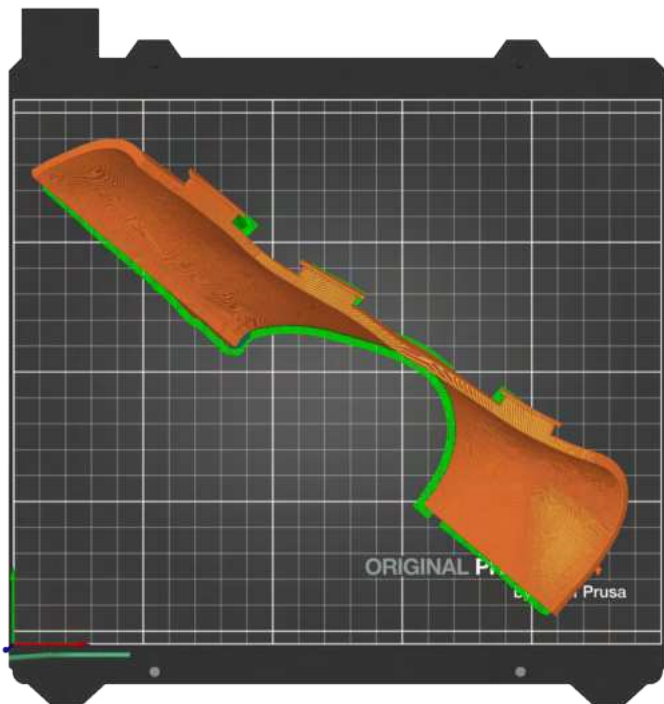
Filamento utilizado: 100,50 g
Tempo de Impressão: 6h18m



Pontos alinhados com a base

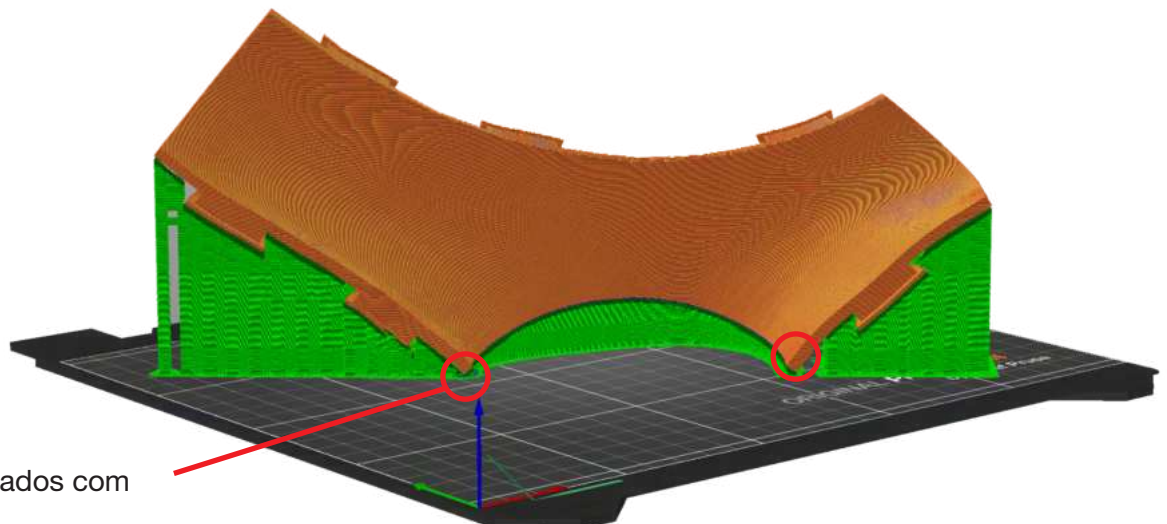
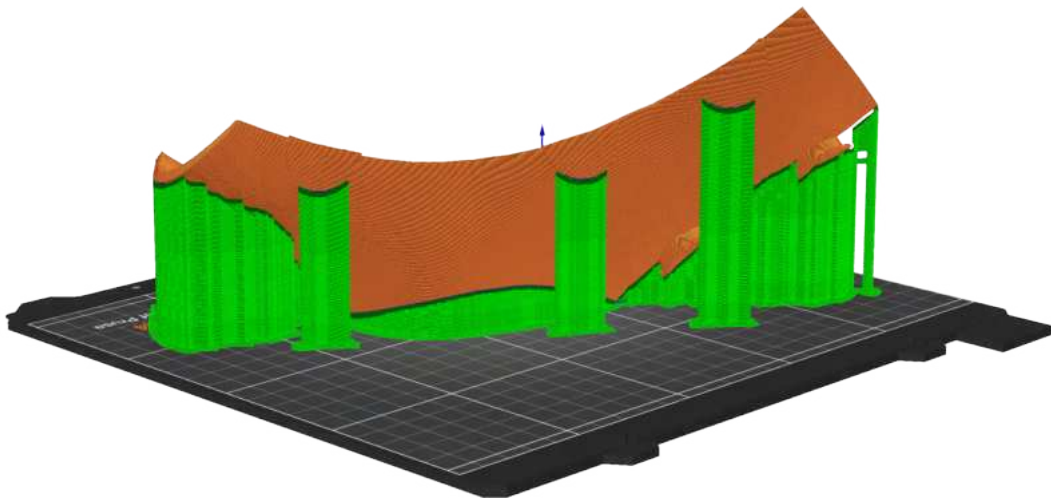
Posição e Configuração de Impressão

Medial



Altura da primeira camada: 0,3
Altura das demais camadas: 0,2
Paredes: 5
Porcentagem de sobreposição entre as paredes: 10%
Preenchimento: 20%
Padrão: cúbico 3D
Sobreposição do preenchimento: 30%
Velocidade de impressão: 30mm/s
Velocidade inicial: 20mm/s
Temperatura do bico: 200°C
Temperatura inicial da mesa: 60°C
Temperatura da mesa após décima camada: 50°C
Ventoinha: 100%
Tempo mínimo de camada: 10s
Suporte: em todo lugar
Angulo de geração de suporte $\geq 47^\circ$
Padrão: grade
Densidade: 15%
Distância do suporte à peça no eixo Z (altura): 0,2mm
Aderência a mesa: skirt
Contagem de skirt: 2
Distância do skirt: 4mm
Comprimento mínimo do skirt: 250mm

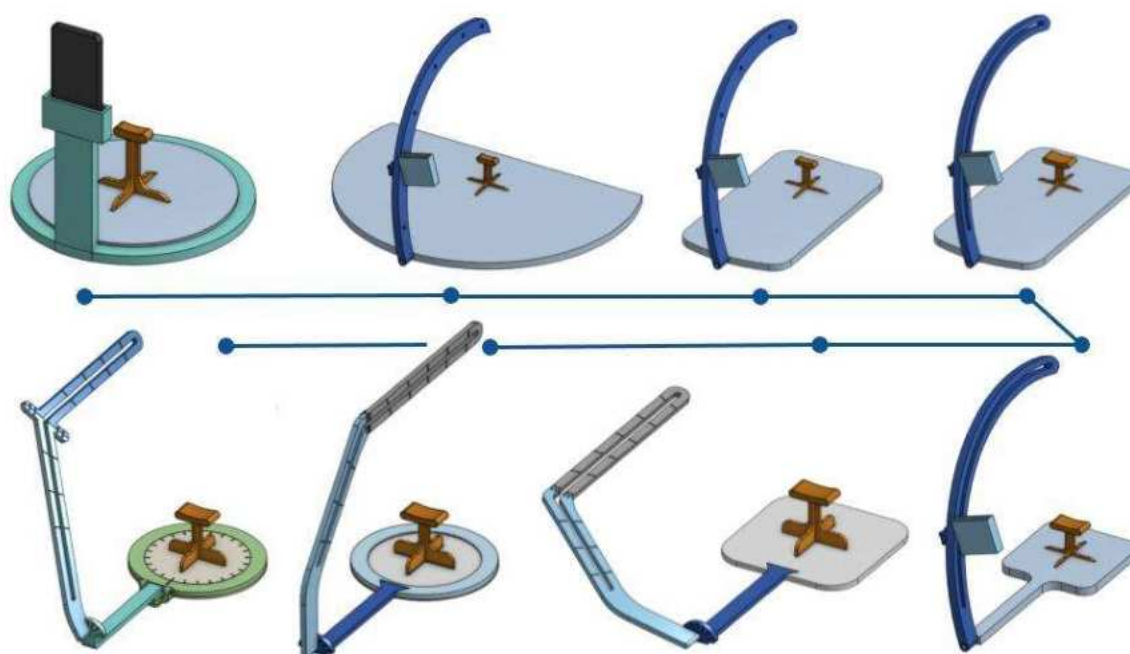
Filamento utilizado: 91,7 g
Tempo de Impressão: 5h 52min



Pontos alinhados com a base

APÊNDICE D - Projeto do suporte de fotogrametria

Diante das visitas feitas ao HUCFF e dos testes de fotogrametria exercidos no leito do paciente, foi notada a necessidade de um suporte para auxiliar no processo de fotogrametria dentro do hospital. Esse suporte deveria manter o pé elevado para evitar a mescla do membro do paciente com o leito e possuir um braço móvel onde o celular do profissional de saúde possa ser acoplado, auxiliando o mesmo a orbitar em torno do pé da forma correta para conseguir as imagens do escaneamento. A partir dessas demandas, foram feitas diversas versões de modelos, até chegar numa solução viável para prototipagem.



Linha do tempo das versões anteriores do suporte de fotogrametria.

A partir dos modelos tridimensionais, foi gerado um protótipo em papel pluma, com múltiplas peças para fácil armazenamento no ambiente hospitalar, onde o braço possui diversos níveis para fixação do telefone, permitindo que o pé seja fotografado de vários ângulos, duas possibilidades de rotação do braço, uma em torno do suporte para escaneamento em torno do membro e outra na base do braço para escaneamento por cima do mesmo, para os casos onde falta espaço no leito para girar horizontalmente.



Peças em papel pluma do modelo para suporte de fotogrametria

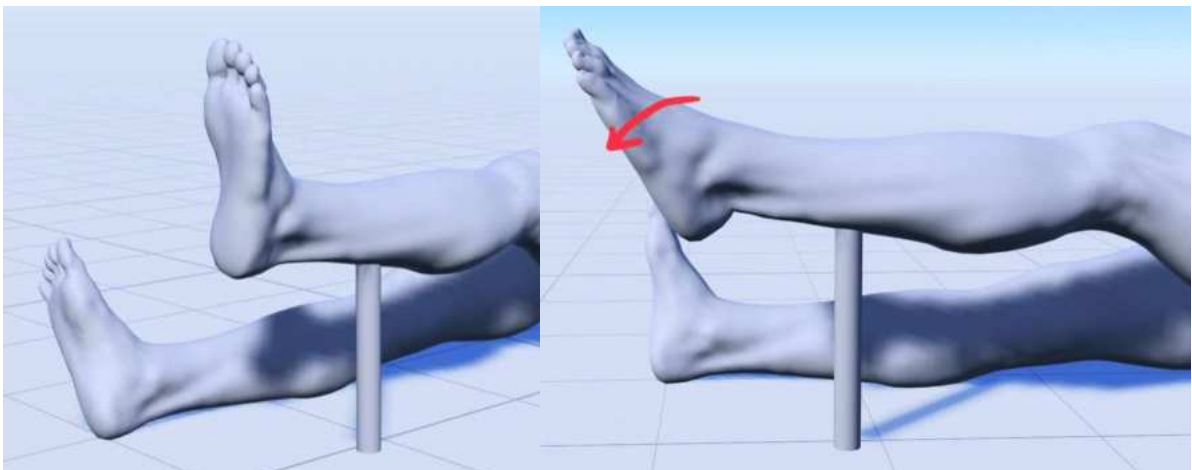


Testes do modelo para suporte de fotogrametria.



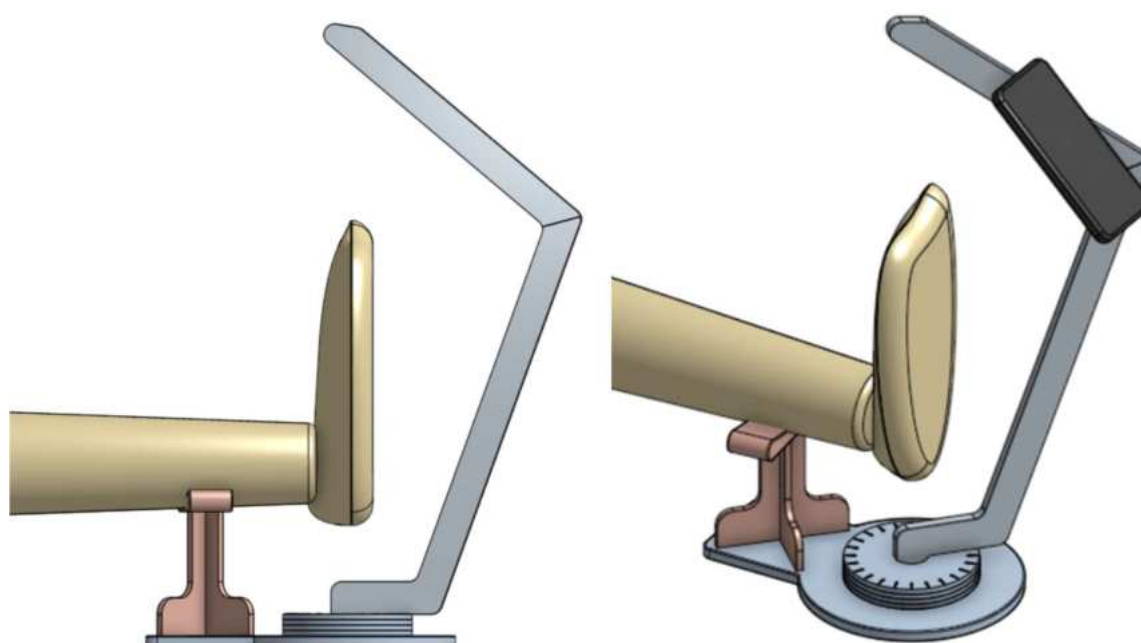
Testes do modelo para suporte de fotogrametria.

Durante os testes do protótipo, alguns dos pontos positivos percebidos foram o suporte, que manteve o pé estável durante os testes, o funcionamento dos dois pontos de rotação e a praticidade de desmontagem e armazenamento do objeto. Porém, também foi notado que o arco do braço era muito pequeno para abrigar numerações maiores de pé, além disso, o principal problema encontrado era que o pé não estava no centro da rotação e sim a panturrilha, o que dificultaria conseguir bons resultados nas imagens, as conexões menores também precisam ser reforçadas.



Análise do posicionamento de pé elevado.

Outro ponto importante observado foi que o suporte precisa de algum tipo de apoio para manter o pé em 90 graus durante o escaneamento, visto que quando estamos em repouso nosso pé naturalmente cai, o tirando a posição correta. A partir dessas análises, foi gerado o modelo final.



Modelo 3D ajustado do suporte de fotogrametria.

O modelo final apresentaria seu centro de rotação no calcanhar, com um braço mais alto para abrigar as diferentes numerações e um sistema de angulação no corpo para guiar o profissional da saúde, além de servir de escala posteriormente quando o escaneamento for colocado no computador. Os pontos de fixação do celular foram alterados e apenas uma das rotações foi mantida, para preservar a integridade do objeto, removendo as conexões delicadas.