

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO**

**Curso de Desenho Industrial**

Projeto de Produto

Relatório de Projeto de Graduação

Projeto Hermes,

Órtese para Membro Inferior



Mario Soares de Oliveira

Escola de Belas Artes

Departamento de Desenho Industrial

**PROJETO HERMES**  
**ÓRTESE PARA MEMBRO INFERIOR**

**Mario Soares de Oliveira**

Projeto submetido ao corpo docente do Departamento de Desenho 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 Desenho Industrial/ Habilitação em Projeto de Produto.

Aprovado por:

---

Prof. Anael Alves Silva

---

Prof.<sup>a</sup> Ana Karla Freire

---

Prof. Gerson Lessa

Rio de Janeiro  
Setembro de 2016

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho ao Sonho, que molda o Mundo.

## AGRADECIMENTOS

Ao, meu orientador, Anael Alves pela dedicação, paciência e apoio durante todo o projeto.

A todos os professores que contribuíram durante minha jornada na UFRJ, em especial a Jeanine Geammal por me apresentar ao Anael e acompanhar minha trajetória.

À minha irmã Mariza e meu cunhado Eduardo, pelo apoio, pelos bolos e por terem me recebido de forma tão acolhedora em sua casa, durante a reta final desse projeto.

À minha mãe, Maria Soares por sempre se preocupar e me apoiar em todos os momentos.

Ao meu pai, Olavo Bento, *"In Memoriam"* por sempre se esforçar ao máximo pelo bem estar e formação dos filhos.

Aos meus amigos de curso que sempre trocaram experiências durante o período de faculdade e desse projeto.

Ao Guilherme Sobrinho, por sempre me lembrar da importância de um bom projeto de cadeira.

À Marília Andrade pela amizade e por sempre estar disponível para os momentos difíceis.

À Ana Bezerra, pelos sensatos conselhos em momentos críticos ao longo desse período.

Ao Fellipe Alves Chaves, por sempre vir ao meu auxílio à cavalo, machado e armadura, nos momentos mais críticos ao longo dessa jornada.

À Fernanda Aimee por me colocar em contato com a AFR durante a fase inicial do projeto.

Ao Tâmer Venancio, por me ensinar a ser alguém mais gentil e sempre estar disposto a me incentivar e apoiar.

À Andressa WOZ (Vani), pela ajuda, fundamental, na reta final desse trabalho.

À Joyce Fernandes, pelas dicas inteligentes e ombro amigo de sempre.

Ao Felipe Mello e família, por terem se mostrado tão receptivos, gentis e presentes durante as entrevistas, que foram fundamentais, para o desfecho desse projeto.

À Ana Carolina Guimarães, por sempre me apoiar, do começo ao fim desse projeto, por sempre estar disposta de corpo e alma a me dar auxílio e alento a qualquer hora, por sempre acreditar em mim e por me inspirar a querer ser, todo dia, uma pessoa melhor. Não tenho palavras que expressem minha gratidão por todo o companheirismo e paciência durante o tempo que convivemos.

A todos aqueles que me ajudaram e, de alguma forma, torceram por mim durante essa longa jornada, mesmo que por um breve momento.

Resumo do Projeto submetido ao Departamento de Desenho Industrial da EBA/UFRJ como parte dos requisitos necessários para obtenção dos grau de Bacharel em Desenho Industrial.

PROJETO HERMES  
ÓRTESE PARA MEMBRO INFERIOR.

Mario Soares de Oliveira

Setembro de 2016

Orientador: Anael Alves Silva

Departamento de Desenho Industrial / Projeto de Produto

A proposta desse projeto iniciou-se a partir do contato do autor com um usuário de órtese que durante toda a infância conviveu com esse dispositivo, e os problemas em decorrência do uso contínuo do mesmo. A partir disso iniciaram-se os estudos a respeito do tema e procurar soluções que pudessem melhorar a qualidade de vida de usuários de órteses.

Em seguida procurou-se compreender o ambiente ao qual esse tipo de projeto está inserido e a logística por trás da prescrição e produção desse produto. A partir disso, incluímos ferramentas metodológicas do design de produto para estudar os problemas encontrados e assim, propor soluções que chegassem a um resultado final satisfatório e que pudessem ser inseridas no contexto encontrado dentro de centros de reabilitação que possuem oficinas ortopédicas.

Ao final o projeto se propõe a substituir o sistema de produção artesanal de órteses por essas oficinas a fim de atualizar as tecnologias utilizadas tendo como base o uso de tecnologias de escaneamento, modelagem e impressão 3D.

Abstract of the graduation project presented to Industrial Design Departamento f the EBA/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Bachelor in Industrial Design.

PROJECT HERMES  
ORTHOSIS FOR LOWER LIMBS

Mario Soares de Oliveira

September de 2016

Advisor: Anael Alves Silva

Department: Industrial Design / Project of Product

This project started with the meeting of the author and an orthosis user that has lived with this his whole life, and the problems that result from continuous wearing.

There forth, I was driven to study and look for solutions that might help the life of orthosis users.

Onwards, I sought to understand the environment in which this project is inserted, as the logistics of prescriptions and production methods. Then, with product design tools and methods it was possible to study the problems found and propose solutions that could provide a satisfactory outcome that could also be inserted in rehabilitation centers with orthopedic workshops.

By the end of this project, it's proposed to replace the artisanal system of orthosis manufacturing with workshops based on scanning, modeling and 3D printing technologies in order to update the technologies applied in the manufacturer of orthosis.

## Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Contextualização .....	2
1.2. Justificativa.....	2
1.3. Objetivo Geral.....	3
1.3.1. Objetivos Específicos da Pesquisa.....	3
1.4. Metodologia.....	4
2. LEVANTAMENTO DE DADOS .....	6
2.1. Órtese, conceito definição e função.....	6
2.2. Evolução histórica.....	6
2.3. Classificação para órteses de membro inferior .....	12
2.4. <i>Ankle Foot Orthosis</i> (Órtese para Tornozelo e Pé) .....	13
2.4.1. Caracterização .....	14
2.4.2. Mercado atual, Brasil.....	16
2.4.3. Confecção via Sistema único de Saúde.....	17
2.4.4. Análise da Função para AFO.....	21
2.4.5. Análise de similares.....	23
2.5. Órtese prescrição .....	30
2.6. Anatomia do membro inferior.....	31
2.6.1. Subdivisões e principais articulações do membro inferior.....	32
2.6.2. Ciclo da marcha humana.....	37
2.6.3. Marchas patológicas.....	41
2.7. Visita 01 – Felipe Mello.....	42
2.7.1. Mielomeningocele.....	45
2.8. Visita 02 – Associação Fluminense de Reabilitação (AFR).....	50
2.9. Visita 03 – Rede SARAHA de hospitais, unidade RJ.....	50
2.10. Visita 04 – Curso de Terapia Ocupacional (T.O) da UFRJ .....	51
2.11. Síntese dos dados .....	51

2.12.	Definição de oportunidades.....	53
3.	DESENVOLVIMENTO E SELEÇÃO DE ALTERNATIVAS.....	55
3.1.	Materiais e processos.....	55
3.2.	Usuário.....	57
3.2.1.	Escaneamento 3D do usuário.....	58
3.3.	Estudo dos Pontos de Contato.....	59
3.4.	Geração de alternativas.....	61
3.4.1.	Nova vertente de alternativas.....	63
3.4.2.	Inspirações visuais e mecânicas.....	69
3.4.3.	Modelo de estudo.....	70
3.5.	Seleção e modelagem.....	73
3.5.1.	Resultado da modelagem.....	75
3.5.2.	Nova modelagem.....	78
3.6.	Apresentação do produto final.....	79
3.6.1.	Parte superior.....	79
3.6.2.	Alças da parte superior.....	80
3.6.3.	Pinos de encaixe da parte superior.....	81
3.6.4.	Parte inferior.....	81
3.6.5.	Engate da parte inferior e alça acoplada.....	82
3.6.6.	Segunda Alça parte inferior.....	83
3.6.7.	Engate das peças.....	84
3.6.8.	Velcros.....	84
3.7.	Acabamentos e sugestões.....	85
3.8.	Anisotropia.....	86
3.9.	Ambientação.....	87
3.9.1.	Estampas por pintura Hidrográfica.....	89
3.10.	Proposta de substituição ao método atual de confecção.....	91
3.10.1.	<i>Storyboard</i> do sistema.....	92



3.11.	Modelo em escala impresso em 3D .....	94
3.12.	Proposta de nome .....	95
3.13.	Dimensionamento e Modelagem Paramétrica .....	96
4.	CONCLUSÃO .....	97
4.1.	Considerações finais .....	98
	Referências Bibliográficas .....	99
	Anexo I – Análise de similares, Quadro I .....	102
	Anexo II – Fotos Escaneamento 3D.....	103
	Anexo III – Dimensionamento .....	105

## 1. INTRODUÇÃO

Órteses são dispositivos de caráter ortopédico, destinados a auxiliar uma ou mais partes comprometidas do corpo, seja por lesões adquiridas ao longo da vida ou doenças congênitas que tem consequência o desenvolvimento de problemas motores no portador.

Contudo, embora a definição de órtese possa dar brecha para interpretações bem genéricas do que elas podem ser, existem tipologias bem específicas e definidas do que são, e de como devem atuar tais dispositivos. Portanto esse projeto trabalha a partir de uma tipologia específica de órteses estritas ao membro inferior, que foram previamente selecionadas.

O contexto ao qual órteses voltadas para membro inferior está inserido no Brasil é voltado, principalmente, para o setor público de saúde, onde centros de reabilitação, que são amparados pelo governo, oferecem serviço de prescrição e confecção de órteses para pessoas de todas as idades, que necessitam do uso desses dispositivos ortopédicos durante um determinado momento da vida ou por toda ela. E embora exista um mercado privado para a confecção de órteses dentro do território nacional, esse segmento é pouco explorado e de difícil acesso a todos os tipos de pessoas uma vez que os custos de produção por esses meios tendem a ser altos.

Dado que órteses oferecidas por esses centros de reabilitação constituem a maior parcela do ambiente ao qual estamos inseridos, esse projeto visa compreender o funcionamento desse sistema, os profissionais e pessoas envolvidas para que soluções e preposições de melhorias e ampliações desse sistema possam ser concebidas a partir da elaboração e criação de um produto que modifique o modo de abordar os problemas relacionados à confecção e manutenção de órteses.

### **1.1. Contextualização**

Segundo a Pesquisa Nacional de Saúde (IBGE 2013), 6,2% da população brasileira tem algum tipo de deficiência, sendo que, aproximadamente 20% desses indivíduos (1,3% da população) tem algum tipo de deficiência física. Incluídas nesse nicho, encontram-se diversos tipos de pessoas de diferentes faixas sociais, que possuem deficiências congênitas ou adquiridas. Dentro desse grupo, existem pessoas que necessitam do uso de órteses, que tem como função auxiliar e sustentar membros ou articulações prejudicados por diferentes motivos.

Embora essa pesquisa seja recente, a utilização de apetrechos, hoje chamados de órteses, para a reabilitação ou auxílio de deficientes, é algo tão antigo como à própria história da humanidade. Locomover-se de forma independente é uma condição fundamental para a autonomia de um indivíduo, nesse contexto, dispositivos médicos como órteses e próteses tem sua relevância, pois tendem a aumentar a qualidade de vida de seus usuários. Contudo, selecionar uma órtese adequada ao paciente é uma tarefa complexa, pois, além de suprirem as necessidades ortopédicas, esses dispositivos devem de certa forma, adequar-se as personalidades e estilo de vida de cada usuário, uma vez que, o uso dos mesmos torna-se longo e constante.

Órteses podem ser utilizadas em diversas partes do corpo humano, seus tipos e nomenclaturas são dados em relação ao segmento do corpo em que atuam, tendo em vista essas diferenças esse projeto contemplará órteses voltadas para os membros inferiores do corpo humano, por ser o tipo com maior demanda no mercado.

Embora o uso desses equipamentos ortopédicos se dê sob prescrição médica e sua origem seja vinculada a uma premissa ortopédica, devemos lembrar que sua utilização pode perdurar por longos períodos ou até mesmo toda a vida do usuário, sendo assim, torna-se plausível interpretar tais dispositivos por perspectivas diferentes à terapêutica, criando assim uma abertura projetual que será explorada por esse trabalho.

### **1.2. Justificativa**

A evolução no desenvolvimento de órteses, a partir da segunda metade do século XX, acontece ancorada ao avanço tecnológico obtido dentro do segmento ortopédico, principalmente no que diz respeito aos materiais usados, como a substituição de metal e couro por plásticos, e esse, sucessivamente, por fibra de carbono. Todavia, no Brasil, o mercado de órtese é constituído, em sua maioria, por órteses fornecidas, gratuitamente, pelo Sistema único de Saúde (SUS) que utiliza polipropileno (PP) como sua principal

matéria prima. Além disso, a maior parte da confecção desses dispositivos ocorre de forma artesanal, levando principalmente em consideração, as necessidades ortopédicas do paciente enquanto seus desejos pessoais e atividades externas ficam em segundo plano. A customização ou adequação, a necessidades de caráter pessoal, é extremamente baixa dentro do sistema oferecido pelo SUS.

Embora, dentro do mercado nacional, encontrem-se opções diferentes a disponibilizada pelo SUS, o mercado privado ainda deixa a desejar no que diz respeito à produção de órteses que considerem não somente nas necessidades fisioterápicas, como também que contemplem os desejos pessoais e anseios, de cada usuário. Além disso, principalmente nas últimas duas décadas, surgiram novas tecnologias e formas, diversas, de utilizar materiais e processos produtivos diferentes. Torna-se, então, plausível repensar, tanto o processo produtivo, quanto os materiais a serem utilizados, no que diz respeito a confecção de órteses com o intuito de oferecer um produto mais sensível as vontades do usuário final. As necessidades de adequação e exploração de novos materiais e processos são reforçadas, quando levamos em consideração que é comum entre usuários de órtese utilizarem esse dispositivo, da infância até a o final de suas vidas diariamente, durante longos períodos de tempo.

### **1.3. Objetivo Geral**

Tendo em vista os argumentos anteriormente citados, este projeto pretende desenvolver uma órtese para membro inferior do tipo AFO (*Ankle Foot Orthosis*), que possa se adaptar a diferentes situações, sem comprometer as necessidades físicas do usuário e que ao mesmo tempo, permita que o usuário, tenha uma maior participação nas decisões estéticas a respeito do produto final.

#### **1.3.1. Objetivos Específicos da Pesquisa**

Uma vez definido o objetivo geral do projeto, atribuímos objetivos específicos que tem como função auxiliar o andamento do mesmo são eles:

- Identificar os diferentes tipos de órtese e compreender suas respectivas nomenclaturas;
- Definir o tipo de órtese a ser desenvolvida;
- Especificar as necessidades em relação à órtese a partir do dia a dia de um usuário;
- Caracterizar a relação entre o mercado de órtese e o sistema SUS no Brasil;
- Evidenciar como a órtese estabiliza o membro durante o uso;

- Modificar a forma de desenvolver o molde da perna que será auxiliada pela órtese;

#### 1.4. Metodologia

O desenvolvimento projetual desse trabalho dividiu-se em três fases distintas, essas fases foram amparadas por uma fusão entre a metodologia apresentada no *Human Centered Design Kit* (HCD) (IDEO, 2015) e algumas ferramentas metodológicas encontradas em Baxter (2003).

A primeira fase consistiu em uma pesquisa preliminar a respeito do tema para que fosse possível compreender o meio ao qual ele estava inserido os elementos envolvidos e a forma como eles se correlacionavam. Essa fase assim como a segunda foi embasada pela metodologia encontrada no HCD referente a seção *Hear* (IDEO, 2015).

A segunda fase seguiu com um levantamento de dados mais profundo dentro do tema, utilizando ferramentas do HCD como, entrevistas semiestruturada, de usuários, visitas a centros de tratamento e confecção de órteses e imersão de contexto. Contudo algumas ferramentas encontradas em Baxter (2003) também foram utilizadas nessa fase de forma complementar a pesquisa como análise paramétrica, análise diacrônica, análise de mercado e análise da função. Contudo, visto que conhecimentos, da área medica e terapêutica seriam necessários para o desenvolvimento desse projeto, abrimos espaço para pesquisas relativas a anatomia do membro inferior e suas principais articulações, assim como o ciclo da marcha e o processo de deambulação juntamente com a forma como diferentes patologias podem levar uma pessoa a utilização de órteses. Além disso, durante toda essa fase de levantamento de dados, todos os *insights* gerados foram registrados e guardados para que ao final dessa fase durante a síntese de dados esses *insights* fossem utilizados durante uma dinâmica em grupo para definir as oportunidades projetuais a serem exploradas na fase seguinte.

Uma vez definida as oportunidades projetuais e definidos os principais problemas a respeito do tema, deu-se inicio a terceira fase do projeto que consistiu no desenvolvimento do produto final, nessa fase definiu-se materiais e processos a serem utilizados, assim como o sistema em que a confecção do produto estaria submetido, com isso utilizamos a ferramenta *brainstorming* (Baxter, 2003) para a geração de alternativas, tanto em forma de *sketches* quanto na forma de testes com *mockups* para verificar a forma. Uma vez definida a forma final, decidiu-se fazer um escaneamento 3D de um individuo para que fosse possível a criação de uma órtese para o mesmo como projeto. Feito isso iniciou-se a fase de

modelagem e especificações do projeto. Por fim, um *storyboard* com o intuito de explicar o processo de prescrição e confecção do produto final foi realizado.

## 2. LEVANTAMENTO DE DADOS

Esse capítulo será destinado a expor as pesquisas e entrevistas feitas ao longo do processo de estudo do tema, assim como os insights e conclusões tiradas ao decorrer dessa etapa do projeto.

### 2.1. Órtese, conceito definição e função

O termo órtese deriva da palavra grega *orthósis*, formada por *orthós*, que significa reto, direito e pelo sufixo – *sis* que indica ação, estado ou qualidade. Orthósis pode-se traduzir como a ação de endireitar, retificar, tornar reto (REZENDE, 2006). De acordo com a ISO 9999:2007 órteses, ou dispositivos ortóticos são dispositivos aplicados externamente para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuromuscular e esquelético. Enquanto, para Rey (1999) órtese tem um significado mais restrito e refere-se unicamente aos aparelhos ou dispositivos ortopédicos de uso externo, destinados a alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, ou melhorar a função das partes móveis do corpo.

Órteses tem como objetivo auxiliar uma pessoa que, por alguma incapacidade física, seja ela motora, auditiva ou visual, em suas atividades cotidianas. Tendo esse conceito em mente pode-se conferir o status de órteses a diversos objetos como óculos, aparelhos auditivos, coletes, palmilhas, talas ou imobilizadores. Contudo a pesquisa aqui presente teve como enfoque o estudo de órteses como tecnologias assistivas para membro inferior. Nesse contexto Trombly define:

[...] um dispositivo que se acrescenta ao corpo para substituir um poder motor ausente, para restaurar a função, ajudar músculos fracos, posicionar ou imobilizar uma parte, ou corrigir deformidades. (TROMBLY, 1989 p265).

Dado essas definições e conceitos acerca do objeto órtese, extraiu-se, de forma parcial, alguns *insights* que serão considerados na síntese dos dados apresentada no final deste capítulo, seguem eles:

- Auxiliar o membro em atividades cotidianas;
- Uso externo ao corpo;
- Possui funções de correção e alinhamento.

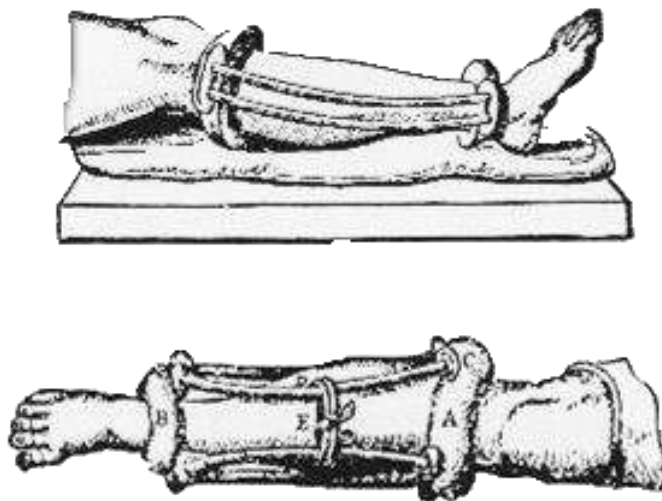
### 2.2. Evolução histórica

Pelo viés da terapia ocupacional, órteses são vistas como tecnologias assistivas fundamentais para o processo de reabilitação de pacientes que, em decorrência de alguma doença ou anomalia desenvolvem a demanda de um auxílio motor. Todavia esse status é “relativamente” recente, se considerarmos que é possível encontrar vestígios do uso e

desenvolvimento dessas tecnologias ao longo da história humana, como na civilização egípcia.

Podemos citar Hipócrates (460 – 377 a.C) como uma das primeiras grandes referências no estudo de órteses e próteses e da medicina de modo geral. Na Grécia Antiga Hipócrates já havia aprimorado e criados talas nas pernas, com o intuito de evitar os pontos de pressão em protuberâncias ósseas, e desenvolvido uma tala para a redução de fraturas na tíbia (Figura 1) essa, era formada por tiras de couro, uma logo abaixo do joelho e outra acima do tornozelo, que circundavam o membro como argolas, essas “argolas de couro” eram ligadas por ripas de madeira dispostas lateralmente em relação à perna e sustentadas com elásticos sobre tensão. Esse sistema tinha o intuito de realinhar o osso da perna à sua condição natural.

Figura 1: Tala de Hipócrates para fratura na Tíbia.



Fonte: Francisco, 2004

Já na idade média, à medida que as tecnologias militares da época avançavam, surge a necessidade de produzir armaduras mais resistentes e aperfeiçoadas, a fim de evitar as inúmeras lesões causadas durante os confrontos, com isso torna-se necessário o estudo e a criação de novas órteses e próteses, que fossem criadas de acordo com a demanda e as novas técnicas de produção desenvolvidas. Ambroise Paré (1509 – 1590) é considerado pioneiro na arte de confecção de órteses. Um de seus grandes inventos foram coletes de metal perfurados para diminuir o peso e forrados para evitar escoriações devendo ser trocados periodicamente, para aplicação em “corpos com curvaturas” (SAURON, 1998



apud, FRANCISCO 2004). Uma dessas órteses é a ‘*appliances for crooked arms*’ (Figura 2) que já utilizava parafusos e roscas em sua composição para melhorar a fixação.

Em torno de 1592 Hierônimus Fabricius desenvolveu o primeiro manual de órteses e junto com ele uma coleção ilustrada de órteses para todo o corpo tendo como base armaduras da época como ilustrado na Figura 3.

Figura 2: *Appliances for Crooked Arms* – Ferramenta para braços deformados.



Fonte: Francisco, 2004

Figura 3: Órteses baseadas em armaduras desenvolvidas no século XVI.



Fonte: Francisco, 2004

A partir do final do século XIX a importância da reabilitação após tratamento cirúrgico ganha um peso maior, principalmente na América e com isso obtiveram-se maiores avanços no segmento de órteses e próteses, sendo desenvolvidos alguns dispositivos que utilizavam molas para auxiliar movimentos involuntários de flexão e extensão (Figura 4), principalmente em membros superiores.

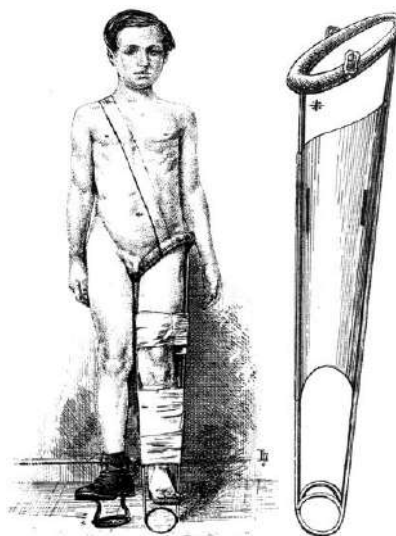
Figura 4: Órtese para mobilização de punho em extensão 1886 e 1908.



Fonte: Francisco, 2004

No século XIX, guerras civis e o crescimento de acidentes provenientes da industrialização, contribuíram para a evolução e criação de órteses, e justamente nessa época que a confecção de órteses começa a ser feita, principalmente por técnicos com formação adequada, a partir daí nota-se uma maior preocupação com o bem estar do paciente em relação ao uso cotidiano desses aparelhos, como a substituição dos metais pesados utilizados nas antigas “armaduras” por madeira, ou materiais mais leves, assim como as próprias técnicas a fim de deixar tanto órteses como próteses mais funcionais. Um exemplo de órtese desenvolvida nesse período é a *Thomas Splint* (Figura 5), desenvolvida por Hug Owen Thomas em 1865. Esse dispositivo tinha como função original corrigir problemas na articulação da anca, joelho e tornozelo através de um anel acolchoado que era preso próximo à virilha, unida através de dois tubos laterais, a um segundo anel que era localizado abaixo do pé. O par de hastes era enrolado, junto à perna, por cintas com o intuito de tracionar o conjunto e corrigir a deformidade.

Figura 5: Órtese Thomas Splint desenvolvida por Hug Owen Thomas.



Fonte: Boneandjoint, 2016

A partir do século XX inicia-se uma evolução mais rápida tanto para órteses quanto próteses, além de receber uma maior atenção e aprimoramento o desenvolvimento desses aparelhos começou a ser feito de forma multidisciplinar, com a cooperação de Engenheiros, Médicos, Designers entre outras disciplinas como uma tentativa de melhorar a qualidade de vida de pessoas lesionadas. Ainda na primeira metade do século XX viu-se a necessidade de desenvolver produtos para diferentes tipos de lesões e patologias, demonstrando uma grande conscientização no estudo e confecção de órteses e próteses, com isso inúmeros modelos foram desenvolvidos, todavia as variações encontradas entre esses modelos eram bem sutis. Em 1917 criou-se a *Artificial Limb Manufacturers Association*, que mais tarde teve seu nome alterado para *American Orthotic and Prosthetic Association*, associação criada para zelar da qualidade dos produtos desenvolvidos dentro desse segmento, assim como instruir os profissionais da área.

Ainda no século XX, o desenvolvimento do setor cresceu ainda mais alavancado, principalmente, pelas grandes guerras mundiais e, conseqüentemente o crescimento do número de amputados e lesionados patológicos ou adquiridos. Além disso o desenvolvimento tecnológico trouxe o advento dos plásticos, que possibilitou a confecção de órteses mais leves e resistentes, que poderiam se adequar melhor a cada usuário e suas necessidades. A partir daí o segmento começa a ter um desenvolvimento muito mais “profissional” principalmente no que diz respeito a próteses. Abaixo segue uma imagem de uma órtese da primeira metade do século XX (Figura 6) em contraponto a uma órtese da segunda metade, confeccionada a partir de materiais mais leves e resistentes, como o Polipropileno (Figura 7).

Figura 6: Órtese metálica com tiras de couro, primeira metade do séc. XX.



Fonte: Spers, 2011

Figura 7: Órtese em PP, final do séc XX.



Fonte: Ethnos, 2016

Em 1970 cria-se a *International Society for Prosthetics and Orthotics*, essa associação é similar a, já citada, *American Orthotic and Prosthetic Association*, porém com uma abordagem em nível mundial. A partir da década de 70 e com mais força a partir da década de 80, incorpora-se, ainda de forma tímida, sistemas como CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture*) aplicados ao setor ortopédico deixando um legado muito promissor a ser explorado no século posterior.

O século XXI é marcado principalmente pelas tecnologias provenientes das ferramentas CAD/CAM que reduzem erros que poderiam ser cometidos durante a prescrição de próteses e órteses e otimizam o tempo gasto no processo de prescrição de um dispositivo ortopédico. Outro marco importante para esse século dentro do setor ortopédico é o desenvolvimento de órteses que utilizam fibra de carbono (Figura 8) como matéria prima, em substituição ao plástico, tornando os modelos ainda mais leves, resistentes e de diferentes formatos.

Figura 8: Órtese em fibra de carbono.



Fonte: Crispinorthotics, 2016

Outro avanço a destacar dentro desse período histórico é o estudo e criação de algumas órteses que funcionam através de estímulos elétricos, auxiliando pessoas com patologias como pé pendente, a caminhar de forma mais estável através de impulsos elétricos que são produzidos, durante a deambulação, em momentos específicos determinados por sensores de movimento incorporados a esse tipo de órteses. Um exemplo desse tipo de tecnologia é o Walkaide (Figura 9) desenvolvido em 2006.

Figura 9: Neuro órtese, Walkaide em uso.



Fonte: Orthogait, 2016

Ao estudar a evolução histórica das órteses, outros *insights* surgiram a fim de contribuir para a síntese dos dados.

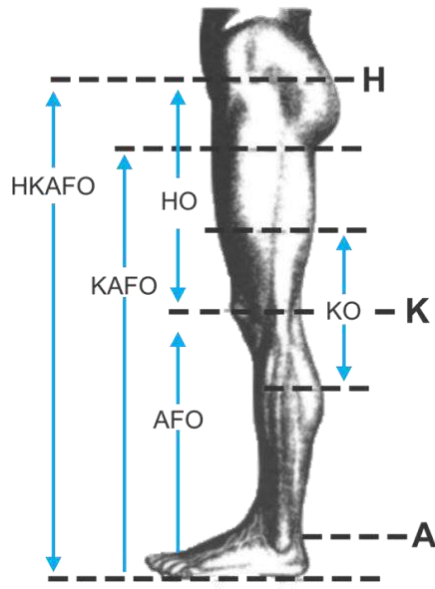
- Aplicação de novas tecnologias na confecção de órteses;
- Confronto entre materiais e tecnologias;
- Preocupação com o peso das órteses;
- Divisão das órteses por patologia.

### 2.3. Classificação para órteses de membro inferior

A terminologia utilizada para os diferentes tipos de órteses já foi fonte de confusões entre os profissionais envolvidos, pois não existia uma padronização. As órteses desenvolvidas eram nomeadas de acordo com a instituição que as produzia, ou o nome de seus inventores sem nenhuma preocupação de criar-se algo uniforme. Contudo em 1973, para que as denominações seguissem um processo mais lógico e de fácil compreensão a American Association of Orthopedics Surgeons (AAOS) convencionou uma terminologia universal utilizando as iniciais em inglês das articulações ou segmentos do corpo envolvidos pelas órteses. A ordem de grandeza para o uso das siglas utilizadas deve seguir o sentido crânio-caudal, ou seja, da cabeça aos pés finalizando com a letra "O" (*Orthose*).

Sendo assim a classificação de órteses voltadas para membro inferior seguindo a regra AAOS demonstrada na Figura 10.

Figura 10: Classificação de órtese em relação ao membro inferior



**Legenda:**

- FO *Foot Orthosis* – órtese para o pé;
- AO *Ankle Orthosis* – órtese para tornozelo;
- KO *Knee Orthosis* – órtese para joelho;
- HO *Hip Orthosis* – órtese para anca;
- AFO *Ankle Foot Orthosis* – órtese para tornozelo e pé;
- KAFO *Knee Ankle Foot Orthosis* – órtese para joelho, tornozelo e pé;
- HKAFO *Hip Knee Ankle Foot Orthosis* – anca, joelho, tornozelo e pé.

Fonte: Pinto, 2009

Grande parte dos usuários de órtese necessita desses dispositivos em decorrência de uma patologia, seja ela congênita ou adquirida, todavia, o tipo de alteração que cada patologia causa é diferente, essas disparidades ainda podem variar mesmo dentro de uma mesma patologia, a depender da intensidade dela e dos pacientes. Dado isso é importante entender que classificar a órtese que melhor se enquadra a um paciente depende não apenas de sua patologia, mas do grau de alteração que ela gera no mesmo, por conta disso torna-se mais plausível classificar órteses pela a área do membro lesionada em vez do motivo que a causa.

#### **2.4. *Ankle Foot Orthosis* (Órtese para Tornozelo e Pé)**

Ainda na fase de pesquisa do projeto, decidiu-se dar prioridade a pesquisa de órteses do tipo AFO (*Ankle Foot Orthosis*), essa decisão foi tomada levando em consideração a facilidade no contato direto com um usuário desse tipo de órtese, o que foi de extrema importância para o prosseguimento do estudo uma vez que foi possível ver de perto o cotidiano desse usuário, como a órtese se comportava e entrevista-lo. O resultado dessa entrevista e análises feitas a partir dela, será abordado mais a frente dentro desse capítulo, contudo a etapa em questão terá o intuito de aprofundar os conhecimentos a respeito, especificamente, de órteses do tipo AFO. No entanto, antes de iniciar é importante ressaltar que alguns conceitos usados para AFO's podem ser utilizados para outros tipos de órteses.

### 2.4.1. Caracterização

Uma órtese do tipo AFO tem como função, alinhar toda a parte do membro inferior, contida abaixo do joelho até a sola do pé, graças a isso ela pode auxiliar ou até mesmo possibilitar um caminhar próximo ao que seria considerado estável. Contudo, esse tipo de órtese também é recomendada em casos de uso contínuo, para prevenir possíveis deformações. Diversas patologias podem gerar problemas motores ou de controle das articulações que, criam a necessidade de utilizar uma AFO, e o perfil dos usuários vai de pessoas recém nascidas, geralmente de modo preventivo durante o sono de modo a evitar possíveis lesões, até a pessoas idosas, passando por todas as etapas da vida. De acordo com Oliveira (2010):

[...] AFO é formada por uma base, um controle de calcanhar, controle do pé e uma estrutura superior (Figura 11) sendo sua proposta realizar o controle do tornozelo e articulações subtalares e manter o pé numa posição neutra, ou com leve grau de dorsiflexão, influenciando na qualidade da marcha e na manutenção de grupos musculares.

Figura 11: Órtese tipo AFO.



Fonte: Kenneyorthopedics, 2016

Ainda dentro do segmento AFO, podemos articular três subgrupos de órteses, o primeiro grupo relativo à Órteses Estáticas (Figura 12), essas, tem como particularidade funcionarem como talas imóveis que tem como função imobilizar as articulações do membro, prevenindo possíveis deformações e lesões como o atrofiamento do membro. O segundo subgrupo dessa divisão é relativo ao das Órteses Articuladas (Figura 13) que, embora, a primeira vista possam parecer bem similar as órteses estáticas, possuem componentes móveis que, posicionado paralelamente ao eixo da articulação do tornozelo, permitem o controle do movimento em diferentes graus de amplitude, esse grau pode ser

regulado de acordo com a necessidade do usuário, ou não, auxiliando a deambulação. Por fim, o terceiro grupo pertence ao das Órteses Dinâmicas (Figura 14) essas, tem como característica auxiliar, estimular, produzirem ou potencializar movimentos que o membro já é incapaz de produzir. Geralmente esses tipos de dispositivos possuem uma fonte de energia gerada por baterias ou eletricidade, todavia esse segmento de *Ankle Foot Orthosis* é bem menos comum em relação aos anteriores aqui citados.

Figura 12: Órtese Estática



Figura 13: Órtese Articulada



Figura 14: Órtese



Fonte: Landrapando2016

Fonte: Quicksilversorthocare,  
2016

Fonte: Activebraceandlimb, 2016

Contudo existe um "quarto" subgrupo, nele estão contidas o que seriam as órteses semi articuladas ou *Spring Leaf* (Figura 15) elas seriam um meio do caminho entre os dispositivos estáticos e os articulados, sua característica principal está no uso de materiais leves e com formatos que facilitam a flexão para que esse movimento auxilie como uma força extra durante o caminhar. Todavia essa pesquisa não irá tratar esse tipo de órtese como um quarto grupo e sim incorporar ao grupo das órteses articuladas.



Figura 15: Órtese *Spring Leaf*.

Fonte: Phc-online, 2016

#### 2.4.2. Mercado atual, Brasil

De acordo com estatísticas fornecidas pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) aproximadamente 1,3% da população sofre algum tipo de deficiência física, é dentro dessa porcentagem da população que encontramos usuários de órteses de diferentes tipos. O mercado atual atende essas pessoas, basicamente por duas vias, a privada e a pública, tanto uma quanto a outra fornece tratamento, prescrição, confecção e manutenção da órtese, contudo a via pública fornece todo o processo, do tratamento do paciente a manutenção do dispositivo que ele poderá usar de forma totalmente gratuita, utilizando o sistema SUS que é vinculado a centros de tratamento, que por sua vez são financiados pelo governo. De modo geral, todas as fases do tratamento, incluindo a confecção das órteses são feitas em oficinas dispostas dentro desses centros, por profissionais qualificados.

Todavia, durante a pesquisa de mercado, notou-se que os produtos oferecidos são ultrapassados, tanto em materiais quanto em processo de fabricação, geralmente feitos em Polipropileno por um processo de fabricação que, em sua maior parte, é artesanal. Por outro lado, o setor privado dispõe de opções mais atualizadas, como produtos produzidos em fibra de carbono além de alguns modelos de órteses dinâmicas, contudo o custo desses aparelhos acaba sendo elevado demais, tornando-se inviável para todos que necessitam. Outro fator agravante é que tanto o produto fornecido pelo SUS, quanto boa parte dos produtos encontrados no mercado brasileiro não se adequam perfeitamente aos pacientes, gerando a necessidade de ajustes constantes ou até mesmo a troca completa do dispositivo. Além disso, é importante ressaltar que em o “valor humano” do produto é quase

sempre pouquíssimo explorado, ou seja, é pouco considerado a questão do uso cotidiano e do lado emocional referente ao paciente, isso torna-se um grande problema uma vez que consideramos que tais órteses podem ser utilizadas por toda a vida do usuário durante a maior parte da jornada diária.

Tendo em vista o conteúdo apresentado nesse segmento, alguns *insights* parciais tornam-se relevantes a serem apresentados:

- Processo artesanal na confecção de órteses;
- “Humanização” pouco explorada;
- Utilização de materiais e processos ultrapassados;
- A maior parcela do mercado é vinculada ao SUS.

#### **2.4.3. Confecção via Sistema único de Saúde**

Dado que o SUS é responsável pela maior parte da produção de órteses no mercado e, conseqüentemente, a maior parte das órteses utilizadas são decorrências desse meio. Decidimos relevante relatar aqui, de maneira resumida, o processo de confecção de uma órtese tipo AFO seguindo os padrões determinados pelo Ministério da Saúde.

Após o processo de “acolhimento” do paciente, onde ele passa por diversos exames e testes, a equipe que o acompanha irá determinar o tipo de órtese e as características pessoais que ela deverá ter (pequenas variações e ajustes que podem mudar a cada caso), o processo de prescrição será abordado em outro momento do capítulo de levantamento de dados. Feito isso, o paciente será encaminhado ao profissional encarregado pela confecção da órtese, esse, irá verificar a prescrição e anotações feitas pela equipe médica e então iniciará o primeiro procedimento.

O primeiro procedimento consiste em preparar a perna do paciente para receber a atadura gessada (Figura 16) essa, serve para que se retire um molde em negativo da perna do paciente que utilizará a órtese, pois o produto final deve se adequar, perfeitamente, ao corpo do paciente.

Figura 16: Preparação do paciente e marcação dos pontos de alívio.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013

Ainda na primeira fase do processo, a atadura gessada é aplicada e a perna é posicionada na postura correta indicada na prescrição, segue a orientação do manual:

O objetivo da órtese é manter o posicionamento tornozelo-pé a  $90^\circ$ , podendo haver necessidade de ângulos mais agudos (menores que  $90^\circ$ ) ou obtusos (maiores que  $90^\circ$ ). Estas indicações podem estar contidas na prescrição ou, em alguns casos, devem ser observadas, até sem a específica indicação do profissional da reabilitação.” (Ministério da Saúde, 2013)

Depois de endurecer, a marcação de corte é feita e o gesso é retirado da perna do paciente (Figura 17). Em seguida o paciente é liberado e as próximas etapas do processo ficarão a cargo do profissional especializado.

Figura 17: Marcação, corte e remoção do molde negativo.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013

Passada a primeira etapa, inicia-se a produção do molde positivo, que posteriormente servirá para a moldagem do Polipropileno. Inicialmente as duas partes do

molde negativo são, novamente, unidas e após uma preparação o gesso é feito e despejado dentro da parte oca do molde negativo. Em seguida, espera-se o gesso secar e retira-se o molde positivo, para que se inicie o processo de desbaste (Figura 18) do molde para retirar imperfeições e fazer ajustes antes da aplicação do Polipropileno. Por fim é feita a marcação dos alívios para as proeminências ósseas como maléolos, osso navicular e cabeça do metatarso e posteriormente o molde é posto sobre uma superfície plana para que se averigüe sua estabilidade.

Figura 18: Molde positivo sendo desbastado.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013.

A próxima etapa do processo é a termomoldagem do polipropileno, que nada mais é que a moldagem do polipropileno fundido sobre o molde positivo dando forma a órtese. Primeiro o molde em positivo é posicionado em uma linha de sucção de alta vazão, e o molde é medido e calcula-se o tamanho da placa de polipropileno a ser utilizada. Feito isso a placa é colocada em uma estufa ou forno, próprio para isso e no momento certo ela é retirada e aplicada ao molde positivo (Figura 19), iniciando assim o processo de termoformação. Enquanto o material resfria as rebarbas são cortadas e terminado o processo a órtese é retirada do molde (Figura 20).

Figura 19: Órtese moldada sobre molde de gesso.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013.

Figura 20: Órtese moldada em polipropileno.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013.

Em seguida o paciente encontra o profissional mais uma vez para que a prova da órtese seja feita, junto com algumas marcações de cortes para adequá-la ao usuário. Feito isso se inicia a fase final do processo, o acabamento.

Nessa etapa do processo as rebarbas finas são retiradas, assim como possíveis arestas vivas que aparecem durante o processo. Em seguida as furações para a fixação das correias e dos velcros são feitas (Figura 21), uma vez terminado o revestimento interno é feito (Figura 22). Uma vez que todo o acabamento é finalizado a órtese é entregue ao paciente, que a testa, enquanto é avaliado pelo terapeuta, e indica caso haja algum problema.

Figura 21: Montagem das correias.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013.

Figura 22: Órtese finalizada, após o revestimento.



Fonte: Ministério da Saúde, 2013.

Segue abaixo mais *insights* que irão contribuir para a construção da síntese de dados.

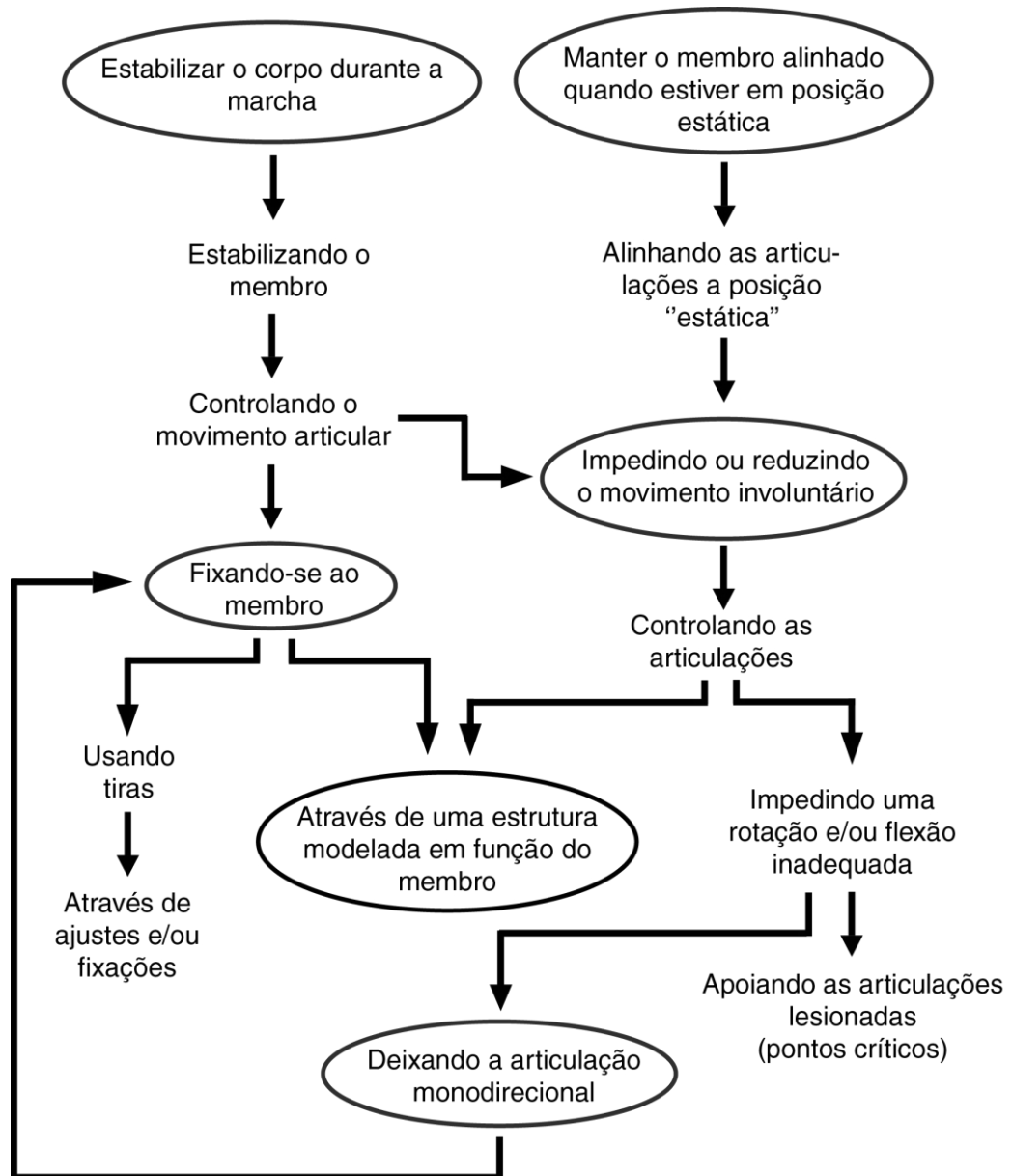
- Muitas etapas para o processo de produção;
- Chances de perder medidas;
- Produto final pouco humanizado;
- Necessidade de testar medidas com o paciente em várias etapas do processo de produção.

#### **2.4.4. Análise da Função para AFO**

Com a intenção de compreender melhor a AFO fornecida pelo Sistema Único de Saúde, utilizando a ferramenta “Análise da Função”, encontrada na metodologia indicada por Baxter, uma avaliação das principais funções de uma órtese foi feita. Na Figura 23 encontra-se o desenvolvimento dessa análise.

Esse estudo tomou como ponto de partida duas funções principais para o produto, “Estabilizar o corpo durante a marcha” e “Manter o membro alinhado quando, esse, estiver em posição estática”, essas duas funções foram dadas como principais e com o mesmo grau de importância, pois se considerou que ambas funcionam de maneira vinculada e não apenas uma em função única da outra. Seguindo a definição inicial seguiu-se o desenvolvimento e definição das funções decorrentes das funções primárias estipuladas. Contudo durante esse processo algumas funções se destacaram em relação as outras pelo fato de serem conceitos mais “puros” em relação aos outros, pois esses conceitos destacados, funcionam tanto para a órtese analisada quanto para variantes dentro do segmento AFO. Tendo isso em vista, entende-se plausível dar destaque a essas funções, como foi feito na análise vista acima. Sendo assim, as funções destacadas foram: Impedir o movimento involuntário; Fixar-se ao membro; Estruturar-se em função do membro; Deixar a articulação monodirecional.

Figura 23: Análise da função para AFO padrão SUS.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao final dessa análise, alguns *insights* importantes para a fase de síntese de dados surgiram:

- Alinhamento e estabilidade;
- Modelagem em função do membro lesionado;
- Condição como função;
- Controle articular;
- Fixação;
- Complemento corporal.

### 2.4.5. Análise de similares

Após a análise de função e a pesquisa de mercado, optou-se selecionar algumas órteses do tipo AFO, assim como similares para que uma análise paramétrica de valor, majoritariamente, qualitativo fosse feita entre os exemplares selecionados. Foram selecionados nove objetos de estudo, a escolha dessas amostras se deu baseada em alguns fatores como tecnologia utilizada, funcionamento, materiais utilizados e facilidade em encontrar no mercado. Dado isso, seguindo a ordem vista no Quadro 1 (Anexo I), encontrado nos anexos, de cima para baixo temos: 01 – Órtese AFO tipo SUS; 02 – Órtese *Spring Leaf*; 03 - *Intrepid Dynamic Exoskeletal Orthosis* (IDEO); 04 – Órtese AFO com estribo; 05 – Órtese AFO articulada; 06 – Órtese *Andiamo 3D Printer*; 07 – Órtese *Andiamo 02 3D Printer*; 08 – *Arizona AFO*; 09 – Órtese dinâmica *Walkaide*.

Os parâmetros utilizados para comparar os nove selecionados, em ordem da esquerda para direita seguindo o Quadro 1 (Anexo I), foram: 1 - Pontos de fixação; 2 - Área de contato em relação à pele; 3 - Material utilizado na confecção; 4 - Compatibilidade com calçados; 5 - Possibilidade de customização; 6 - Higiene (facilidade na higienização); 7 - Ajustes ao longo do uso (possibilidade de fazer ajustes na órtese a fim de prolongar sua compatibilidade com o usuário aumentando a vida útil da órtese); 8 - Método de produção; 9 - Impermeabilidade; e por fim, uma última seção reservada para comentários específicos de cada órtese que sejam relevantes para a análise.

A análise dos nove similares selecionados será descrita a seguir, caso a caso, de forma mais detalhada:

- Similar 01 – Órtese SUS (Figura 24);

Figura 24: Similar 01 – Órtese SUS



O similar 01 trata-se de um exemplo de produto, geralmente, fabricado pelo SUS. As AFOs cedidas pelo SUS, geralmente, possuem dois principais pontos de fixação, o primeiro localizado na parte superior da órtese, fixando a mesma à perna do usuário, enquanto o segundo ponto, encontra-se próximo à região da junção entre o pé e a perna, evitando assim, que a órtese venha a cair durante a deambulação. Esses pontos são fixados através de rebites, presos às paredes de polipropileno da órtese enquanto as “faixas” de fixação são velcros revestidos por EVA ou couro.

Esses modelos de órtese possuem uma área maior de contato ao membro, em relação aos outros similares



estudados, esse contato, permite um maior controle do alinhamento e movimentos involuntários das articulações. Contudo, deve-se ressaltar que isso dificulta a circulação do ar, provocando um aquecimento do sistema "órtese – perna", além disso, o excesso de material dificulta o uso de calçados.

O processo de fabricação é artesanal, e utiliza termo conformação de polipropileno sobre moldes feitos em gesso que seguem o formato da perna do usuário, durante o processo é possível aplicar estampas ao material de forma permanente, possibilitando certo grau de customização do produto, contudo o usuário pode escolher entre, ter ou não a estampa, contudo as possibilidades de estampa oferecidas são limitadas. Internamente a órtese é revestida por uma camada de EVA, embora esse material contribua para o aquecimento durante o uso, ele minimiza hematomas que podem surgir ao longo do uso e permite, que ajustes sejam feitos de acordo com as necessidades físicas do usuário. A parte externa da órtese é de fácil higienização, enquanto a parte interna é um pouco mais limitada por conta desse revestimento.

Observações especiais: O uso de "meiões" é recomendado para esse tipo de órtese para a prevenção de possíveis danos provocados pela abrasão no uso.

- Similar 02 – Órtese *Spring Leaf* (Figura 25);

Figura 25: Órtese *Spring Leaf*.



Fonte: Ortopedicacuritiba, 2016.

O similar 02 chama-se *Spring Leaf*, esse modelo é utilizado em casos onde as articulações do paciente necessitam de um menor nível de controle, em comparação a órtese 01. Esse modelo é comumente encontrado a venda no setor privado. Suas formas não são bem minimalistas, e permitem uma melhor circulação do ar, contudo, a depender do paciente o uso de meias para a prevenção de hematomas pode ser indicada. Essa órtese também é feita em polipropileno e possui um único velcro na parte superior, isso indica que ela deve ser usada unicamente em conjunto com algum tipo de calçado como tênis, ou sandálias com travas, para proporcionar uma deambulação adequada, diferente da órtese número 01 que pode ser utilizada sem o

auxílio de calçados (dentro de ambientes controlados, como o doméstico). Além disso, a forma simples e leve desse modelo reduz significativamente o peso total da órtese e, ao mesmo tempo, permite uma fácil higienização e compatibilidade a diferentes tipos de

calçados. Outro ponto interessante encontrado durante a análise desse modelo é a flexibilidade concedida por conta da forma que por sua vez, funciona como uma “força” extra para o usuário, durante o processo de caminhar.

- Similar 03 - *Intrepid Dynamic Exoskeletal Orthosis* (IDEO) (Figura 26);

Figura 26: *Intrepid Dynamic Exoskeletal Orthosis* (IDEO);



Fonte: stcentech, 2016.

O terceiro similar analisado trata-se de uma órtese desenvolvida para militares do exército americano que, após alguma lesão em campo, necessitaram do uso de algum tipo de órtese. Essa órtese é voltada para usuários que necessitam de um alto desempenho físico e muscular, dado essa demanda, IDEO é feita em fibra de carbono, unindo leveza e alta resistência no mesmo material. Além disso sua forma é feita de forma tal a aproveitar ao máximo a flexibilidade do material de maneira a potencializar o desempenho do usuário durante sua movimentação. Contudo esse modelo preza em primeiro lugar o desempenho mecânico ao conforto ou estética. Esse modelo é feito de forma artesanal e como não possui revestimentos internos de EVA ou algo similar, torna-se de fácil higienização, porém, necessita de uma maior manutenção em relação aos parafusos e ajustes na parte posterior.

- Similar 04 - Órtese AFO com estribo (Figura 27);

Figura 27: Órtese AFO com estribo.



Fonte: Quicksilversorthocare, 2016.

O modelo de órtese com estribos foi escolhido para a análise dos similares, pois embora seja um modelo antigo, ainda hoje é utilizado por algumas pessoas e comercializado em “versões mais atuais” e confortáveis. Outro fator que nos levou a incorporar esse similar a lista de análise é a pouquíssima área de contato que o mesmo tem com a perna do usuário, estruturando o membro apenas pelas laterais, sapato e um único ponto de fixação na parte superior. Além disso esse tipo de órtese tem uma peculiaridade em relação aos outros modelos, uma vez que o sapato faz parte da órtese, diferentemente dos demais onde é

necessário a adaptação deles ao calçado, fazendo o paciente, muitas vezes, comprar um sapato algumas numerações maior que o tamanho original de seu pé, no caso da órtese com estribo esse problema é solucionado, porém o usuário limita-se a um único tipo de calçado. Outro fator a ser ressaltado nesse similar é seu peso, uma vez que o mesmo utiliza duas hastes de ferro laterais o peso do conjunto fica significativamente maior, além disso, com o tempo essas hastes tendem a ranger e produzir barulhos durante a deambulação que podem ser incomodo.

- Similar 05 - Órtese AFO articulada (Figura 28)

Figura 28: Órteses articuladas.



Fonte: Ipobrasil, 2016.

Essas órteses podem ser encontradas tanto em fibra de carbono quanto em polipropileno, ambos por produção artesanal. Tanto sua forma quanto características estéticas e físicas são bem parecidas com o similar 01, parte disso se dá ao fato de que os centros de reabilitação que produzem órteses pelo SUS, também, fabricam órteses articuladas em polipropileno. A grande diferença dessas órteses, em relação ao similar 01 está nas articulações encontradas da região relativa ao tornozelo da órtese, tais articulações permitem o controle da angulação feita entre pé e a parte superior da órtese, esse controle é necessário em casos onde o paciente necessita, durante seu dia a dia, andar em ambientes mais complexos como ladeiras e subidas em geral. A angulação dessas órteses pode ser ajustada de acordo com a demanda do paciente por meio de pequenas travas de metal, que são devidamente encaixadas, permitindo o deslocamento do sistema dentro daquela faixa angular. Contudo em modelos menos refinados essas articulações funcionam de maneira “livre” se ajustando de acordo com a forma empregada durante a movimentação, contudo, esses modelos mais simples tendem a se desgastar mais rápido em relação aos modelos mais refinados com os pinos de angulação. Como as forças do sistema ficam concentradas no ponto de fragilidade gerado pelas articulações, torna-se necessário que essas órteses tenham uma maior área de contato com o corpo do paciente, o que justifica sua forma “fechada”.

- Similar 06 - Órtese Andiamo *3D Printer* (Figura 29)

Figura 29: Órtese Andiamo 3D Printer.



Fonte: 3Dprint, 2016.

O projeto *Andiamo* tem como objetivo o desenvolvimento de órteses utilizando como tecnologia a impressão 3D, esse foi um dos fatores que influenciaram na escolha desse modelo como um dos similares ser analisado. A utilização de impressão 3D permite o desenvolvimento de órteses muito mais orgânicas e anatômicas em relação às feitas em polipropileno e fibra de carbono, além disso, a possibilidade de customização durante a modelagem da órtese, permitindo que a mesma, possa se adequar melhor aos gostos do usuário é um fator muito interessante que deve ser levado em consideração, principalmente quando pensamos na órtese como algo totalmente individual. Outro fator interessante desse modelo é que, embora ele tenha uma grande área de

contato com o corpo do usuário, esse problema foi solucionado com a forma vazada utilizada, deixando o conjunto mais leve sem perder muito em resistência, e ao mesmo tempo ganhando em estética. Contudo essa forma talvez gere algum incomodo no que diz respeito a limpeza, pois a grande quantidade de furos em diversos tamanhos pode atrapalhar o processo de higienização.

Ao selecionar essa tecnologia como processo de fabricação da órtese, deve ter em mente que serão necessárias ferramentas que façam possível escanear em 3D as pernas do paciente de maneira precisa.

- Similar 07 - Órtese Andiamo 02 *3D Printer*. (Figura 30);

O similar 07 também é uma órtese impressa em 3D e faz parte do projeto *Andiamo*, contudo esse modelo tem uma estética menos orgânica em relação ao similar 06, porém isso não significa que ela não se ajusta perfeitamente ao pé do usuário. As travas de fixação dessa órtese são, também, impressas em 3D funcionando com um sistema similar ao de dobradiças de portas. A forma geral do produto preza uma fácil adaptação a diferentes calçados, evitando que o usuário adquira um numero maior que o tamanho original do seu pé, para que o calçado possa comportar a órtese. Além disso, esse modelo utiliza de furos na parte posterior da órtese para uma melhor circulação de ar, todavia, diferentemente do similar anterior, a equipe *Andiamo* utilizou um padrão de furos menor e simétrico, esse padrão regular facilita a higienização e ao mesmo tempo, também, ajuda a reduzir o peso total da órtese sem perder a resistência mecânica necessária. Outras vantagens desse tipo de órtese é de serem impermeáveis e o fato de ser possível escolher qualquer cor para a

impressão, além disso, esse tipo de processo permite certo grau de industrialização na confecção de órteses através de modelagens paramétricas.

Figura 30: Órtese Andiamo 02 3D Printer.



Fonte: Simonmaidment, 2016.

- Similar 08 - Arizona AFO (Figura 31);

Figura 31: Arizona AFO



Fonte: Arizona AFO, 2016.

A Arizona AFO funciona, praticamente como uma bota ortopédica e é totalmente diferente dos outros similares analisados. Trata-se de uma órtese totalmente incorporada ao calçado, funcionando como uma bota de cano longo, ela imobiliza completamente as articulações do membro. Essa órtese possui uma estrutura interna feita em polipropileno e revestida por EVA internamente para acolchoar o membro que está totalmente em contato com a órtese. Externamente, ela é revestida em couro e dada acabamento como um calçado normal, além disso, ela não permite muitas adaptações estéticas, possui uma higienização complexa e os materiais utilizados, assim como o excesso de camadas faz com que esse modelo seja extremamente quente não possuindo espaços para a circulação do ar. Contudo esse modelo foi incluído a análise pela interpretação

dada a órtese como um calçado em si e não algo que deve se adaptar a outro calçado.

- Similar 09 - Órtese dinâmica Walkaide (Figura 32);

Figura 32: Órtese dinâmica Walkaide.



Fonte: Medimart, 2016.

Por fim, o ultimo similar selecionado para a análise foi a órtese dinâmica Walkaide. Esse tipo de órtese, em contraponto a todos os outros similares selecionados, trata-se de uma órtese que, através de sensores de movimento acoplados a um sistema de impulso elétricos, enviam sinais para o dispositivo que, por sua vez envia um impulso elétrico ao membro, que o faz seguir para a posição correta, o dinamismo desse mecanismo nomeia esse tipo peculiar de órtese, todavia esse modelo é usado para pacientes com deficiências menores e mais brandas, onde é fácil controlar o enrijecimento articular. Contudo a utilização de dispositivos tecnológicos acoplados a órtese serve como uma inspiração válida que pode ser levada em consideração e aplicada aos outros tipos de órtese, melhorando assim seu desempenho.

Após a análise, foi possível compreender, de forma mais objetiva, as limitações e aberturas de diferentes materiais, assim como “desenhos” diferentes de órteses podem mudar significativamente seus parâmetros, sem modificar o material base ou processo de fabricação das mesmas, tal evento pode ser visto ao analisarmos o similar 01 com o similar 02, onde, embora ambos utilizem o mesmo material, existem diferenças na compatibilidade com calçados uma vez que a órtese 02 se adapta melhor a diferentes calçados uma vez que seu desenho a torna mais leve, maleável e ocupa um menor espaço interno.

Embora as órteses feitas em fibra de carbono, confirmam uma maior resistência física e ao mesmo tempo um determinado grau de maleabilidade, em relação as órteses feitas em polipropileno, ambos os tipos tendem a agredir o membro, necessitando que ajustes sejam feitos, como o acréscimo de enchimentos de materiais macios como EVA, para aliviar o atrito. Além disso, esses tipos de órtese, tanto polipropileno, quanto fibra de carbono tem processos produtivos bastante similares e em sua grande maioria, artesanais. Em contraponto, os modelos feitos através de impressão 3D tendem a ter uma abertura maior a ser explorada no que diz respeito à forma (como pode ser observado nos similares 06 e 07),

proporcionando resultados finais mais ou menos flexíveis ou resistentes, de acordo com a necessidade de cada usuário, assim como características únicas de acordo com os desejos pessoas de cada um.

- *Insights* parciais:

- Área de contato;
- A resistência dos materiais é diferente da área de contato que eles possuem;
- Revestimento interno x Circulação de ar;
- Flexibilidade;
- Forma e material em relação ao estilo de vida e tarefas;
- Impressão 3D como “quebra” da produção artesanal.

## 2.5. Órtese prescrição

O procedimento de prescrição de uma órtese deve levar em consideração diversos fatores como uma definição objetiva dos segmentos do corpo que serão envolvidos e auxiliados pelo dispositivo, os controles biomecânicos desejados assim como a integridade neuromuscular, o tônus muscular, a rigidez articular e o prognóstico da doença no paciente, também são variáveis relevantes. Além disso, outros fatores devem ser levados em consideração, como o tempo e o ambiente de uso da órtese, o estilo de vida do paciente a função que irá exercer, pois pode ser apenas para uso diurno, ou noturno, exclusivamente para imobilização ou auxiliar movimentos e como se dará a adaptação da órtese ao usuário. Outro fator importante para a prescrição é a previsão do tempo de uso do aparelho, pois, em determinados casos, o uso da órtese pode durar anos ou até mesmo por toda a vida.

Segundo Silva, (2014) podemos estruturar a formulação de uma prescrição em três fases:

- Avaliação do paciente com o intuito de identificar problemas subjacentes, doenças, déficit funcional e estabelecer um prognóstico para perspectivas futuras.
- Definição do plano de tratamento para o paciente, onde é realizada a prescrição da órtese, a terapia complementar aconselhada e os medicamentos que podem auxiliar na reabilitação. Esta fase também levará em consideração medidas alternativas, como cirurgia, para a melhoria da condição do paciente antecipadamente da fabricação e montagem da órtese.
- Acompanhamento para a avaliação do resultado final. Esse resultado é medido através do grau de mobilidade do paciente, da melhoria da qualidade de vida e da reintegração na sociedade.

- *Insights* Parciais:

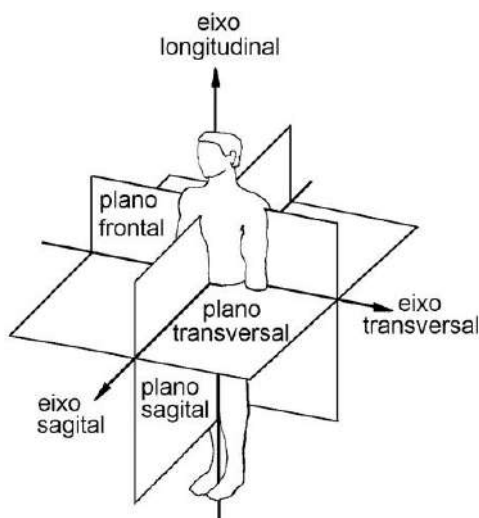
- Estilo de vida;
- Capacidade motora;
- Rigidez articular;
- Acompanhar o usuário por longos períodos ou toda a vida (complemento do corpo).

## 2.6. Anatomia do membro inferior

Visto que o produto estudado é intimamente vinculado a partes do corpo e suas funções são completamente associadas a musculatura e articulações do membro inferior, tornar-se necessário compreender melhor essa interação, através do estudo da anatomia desse segmento do corpo. Dada essa importância, esse campo será abordado dentro do levantamento de dados, através de noções básicas relativas a anatomia do membro inferior. Para que isso seja feito de modo mais claro, faremos um resumo dos planos e eixos anatômicos de referência, das subdivisões do membro inferior e suas principais articulações, para que assim os principais conceitos sejam compreendidos.

Os planos anatômicos de referência, demonstrados na Figura 33, são constituídos por três planos distintos que interceptam um único ponto comum, de modo a formarem apenas ângulos de  $90^\circ$  entre si, sendo esse referente ao centro de massa de um corpo humano estático, dividindo assim, o corpo sempre em duas partes iguais. Cada um dos três eixos básicos pertence a um dos planos anatômicos e ajudam a definir as direções do corpo tridimensionalmente.

Figura 33: Planos e eixos anatômicos de referência.



Fonte: Santaelia e Silva, 2011.

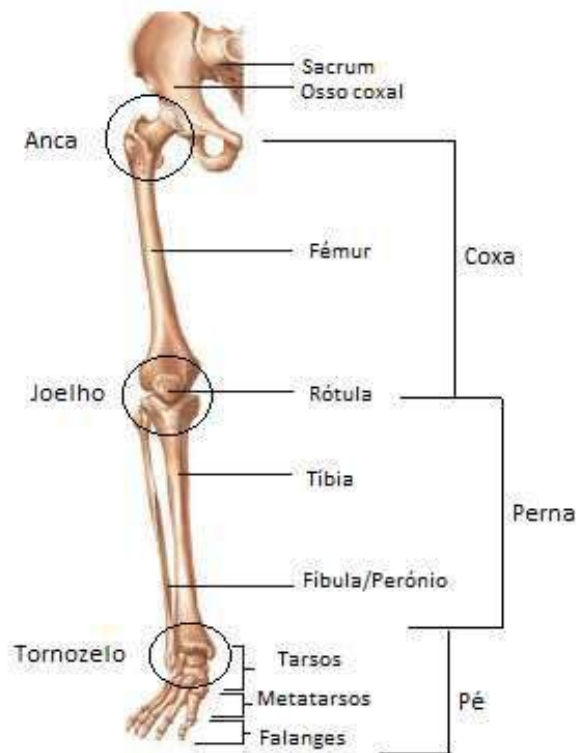


- O plano sagital, também conhecido como plano anteroposterior divide o corpo verticalmente em metades: direita e esquerda. (HALL, 2005).
- O plano frontal, também chamado de plano coronal, divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior. (HALL, 2005).
- O plano transversal, também chamado de plano horizontal, separa o corpo em metades: superior e inferior (HALL, 2005).

### 2.6.1. Subdivisões e principais articulações do membro inferior

O membro inferior pode divide-se em quatro partes articuladas entre si (Figura 34) são essas: anca, coxa, perna e pé. Tais segmentos unidos constituem o membro, esse, por sua vez, tem a função de suportar e equilibrar o peso corporal assim como locomover o mesmo. Esse movimento acontece graças as articulações que cada uma das quatro partes pode fazer separadamente. A seguir será possível compreender melhor a divisão do membro e as principais articulações que cada um de seus segmentos é capaz de exercer.

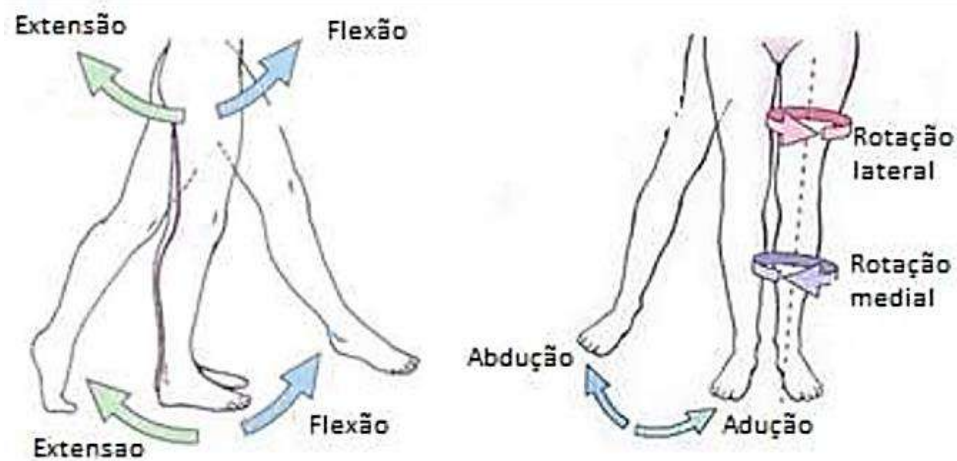
Figura 34: Anatomia do membro inferior.



A anca, também conhecida como articulação coxofemoral além de unir o osso coxal ao fêmur permite que o membro inferior possa movimentar-se em três eixos distintos (Figura 35) são eles, segundo Kapandji, 2000:

- Eixo transversal, situado no plano frontal permitindo os movimentos de: Flexão e extensão;
- Eixo anteroposterior, situado no plano sagital permitindo os movimentos de: Abdução e adução;
- Eixo vertical onde se verificam os movimentos de rotação externa (lateral) e interna (medial);

Figura 35: Conjunto de movimentos realizados pela articulação coxofemoral.



Fonte: Moore, 2006.

A coxa é a região entre a articulação da anca e do joelho e é constituída pelo fêmur, que se articula em cima do osso coxal e em baixo da tíbia e a rótula (PINA, 1999). O joelho é uma articulação intermediária do membro inferior, encontra-se entre a coxa e a perna, e é constituída pelo fêmur, a tíbia e a rotula. Pode ser dividida em duas articulações secundárias: uma constituída pelo fêmur e a rotula, denominada articulação femorpatelar e outra constituída pelo fêmur e a tíbia designada articulação femorotibial Adaptado de: Pina, (1999).

Graças a essas articulações, o joelho é capaz de realizar o movimento de rotação dentro do plano sagital, isso auxilia na adaptação do membro inferior aos diferentes tipos de superfícies durante a marcha. Contudo, de forma suplementar, quando o joelho se encontra na posição de flexão ele é capaz de executar um leve movimento de rotação em torno do eixo longitudinal da perna.

Os movimentos efetuados pelo joelho (Figura 36) são, sobretudo, devidos à articulação femorotibial que permite a sua flexão e a extensão (SEELEY, 2003).

Figura 36: Movimentos de Flexão de extensão do joelho.



Fonte: Moore, 2006.

O esqueleto da perna é constituído por dois ossos, a tíbia, lado interno e a fíbula, do lado externo, sendo estes ossos separados pelo espaço Inter ósseo (PINA, 1999). Essa está localizada entre as articulações do joelho e tornozelo.

A articulação do tornozelo, ou talar crural é formada por três ossos, a tíbia, a fíbula e o tálus e tem a função de ligamento entre a perna e o pé. Esta articulação apenas possui grau de liberdade e é a responsável pelo condicionamento dos movimentos da perna em relação ao pé no plano sagital (KAPANDJI, 2000). É ele o responsável pela transmissão das irregularidades sentidas pelos pés ao restante da perna, dando ao corpo a adaptação necessária para que ocorra equilíbrio sobre os pés (ARAÚJO, 2010).

O pé é a parte distal do membro inferior e é constituído por 26 ossos, divididos em três grupos: o tarso, com sete ossos dispostos em duas fileiras; o metatarso, com cinco metatársicos e os dedos (cinco) constituídos por três falanges com exceção do dedo grande, que tem apenas duas. (Adaptado de: PINA, 1999).

Esse segmento do membro inferior possui duas articulações, são elas: A articulação transversa do tarso ou calcaneocuboidea e a articulação estrágalocalcaneana ou subastragaliana. Segundo Kapandji, 2000: Estas articulações têm dupla função: orientar o pé para que este se possa colocar corretamente no solo, independentemente da posição da perna e do declive do terreno, e modificar a forma e a curvatura da abobada planas, com a

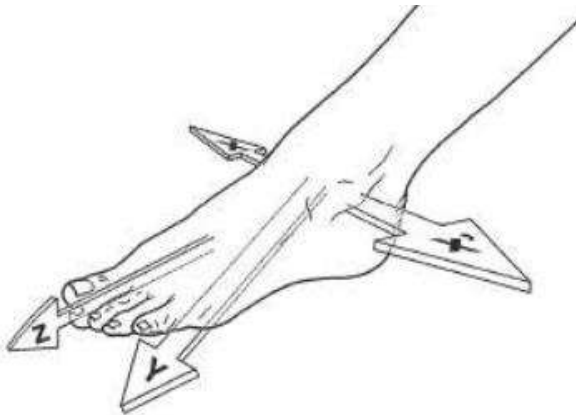
função do pé se acomodar às deformidades do terreno, criando dessa forma um sistema amortecedor que consente elasticidade e flexibilidade ao passo.

A estrutura do pé e do tornozelo é uma estrutura complexa. É formada por quatro articulações responsáveis pelo movimento da perna e do pé. As quatro principais articulações que compõem este complexo são: a articulação subtalar (talocalcânea), a articulação mediotársica (transversa do pé), a articulação tarsometatársica e a articulação metatarsofalangeana (SILVA, 2014).

Essas quatro articulações em soma ao movimento de rotação axial do joelho, ganham a capacidade de articularem-se no espaço em três dimensões de liberdade. Segue abaixo a imagem representativa dos eixos de movimento do complexo quando o pé está na posição de referencia. Como demonstrado na Figura 37.

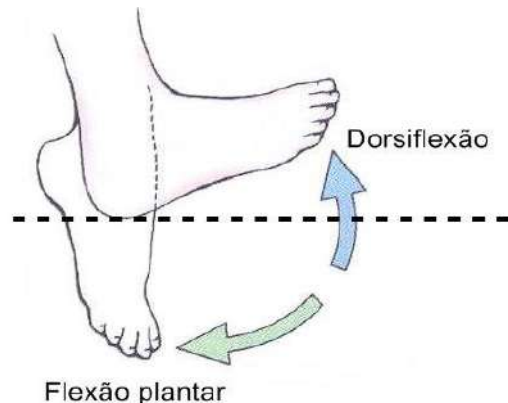
O eixo transversal XX', representado na Figura 38, corresponde a articulação tibiotársica, essa articulação é responsável pelos movimentos de dorsiflexão e flexão planar, esses movimentos acontecem dentro do plano sagital. Exemplificado na Figura 38.

Figura 37: Representação dos eixos do complexo articular tornozelo e pé.



Fonte: Kapandji, 2000.

Figura 38: Movimentos de dorsiflexão e flexão planar.



Fonte: Moore, 2006.

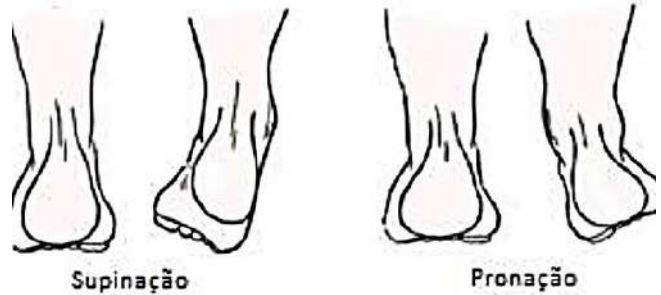
O eixo longitudinal Y (Figura 37) contém os movimentos de adução e abdução do pé, representados na Figura 39, são realizados dentro do plano transversal. Contudo deve-se ressaltar que esse movimento só é possível devido à rotação axial do joelho fletido (adaptado de: KAPANDJI, 2000).

O eixo longitudinal do pé Z é horizontal e pertence ao plano sagital. Ele condiciona a orientação da planta do pé, resultando em movimentos de pronação e supinação. (Kapandji, 2000). Segue a representação dos movimentos na Figura 40.

Figura 39: Movimentos de abdução e adução do pé. Figura 40: Movimentos de pronação e supinação do pé.



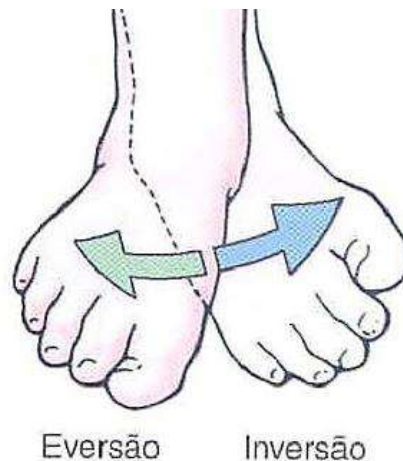
Fonte: Rodrigues, 2012



Fonte: Rodrigues, 2012.

E, por fim, o conjunto tornozelo e pé, também, é capaz de fazer os movimentos de eversão e inversão exemplificados na Figura 41.

Figura 41: Movimentos de eversão e inversão.



Fonte: Moore, 2006.

A partir do estudo anatômico feito, pudemos extrair os seguintes *insights*.

- Articulações funcionam como “eixos”;
- Podem funcionar tanto em conjunto quanto de maneira singular;
- O “dano” que a articulação possui pode definir a pisada/estabilidade.

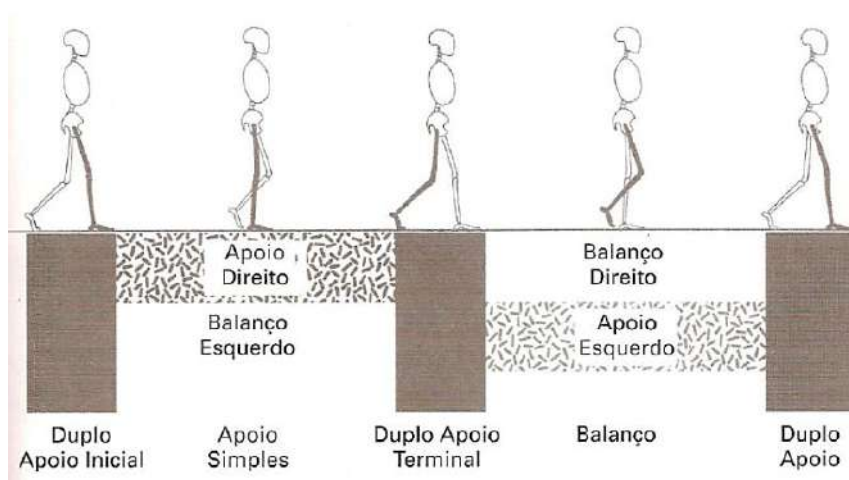
## 2.6.2. Ciclo da marcha humana

A ação de andar é caracterizada pela sucessão de movimentos em sequência de cada um dos pés, partindo de uma posição inicial de apoio para a seguinte. Essa constância forma a essência do que chamamos de ciclo da marcha humana. Embora essa sequência de movimentos possa variar entre um ciclo e outro ou mesmo entre indivíduos, a nível de estudo entende-se que em ciclos sucessivos a tendência seja ter um padrão similar, portanto o estudo do ciclo da marcha humana ou deambulação baseia-se em analisar o que acontece durante um único ciclo de marcha.

O ciclo da marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma sequência de eventos sucessivos e regulares se completa. Atualmente, descreve-se esse ciclo em termos de porcentagem, além dos valores absolutos, permitindo assim, a comparação dos dados entre indivíduos. Portanto, o contato inicial do pé, que marca o início do ciclo, é designado como sendo 0% e o segundo contato do mesmo pé, que delimita o término do ciclo, como sendo 100% (ROSE & GAMBLE, 1998).

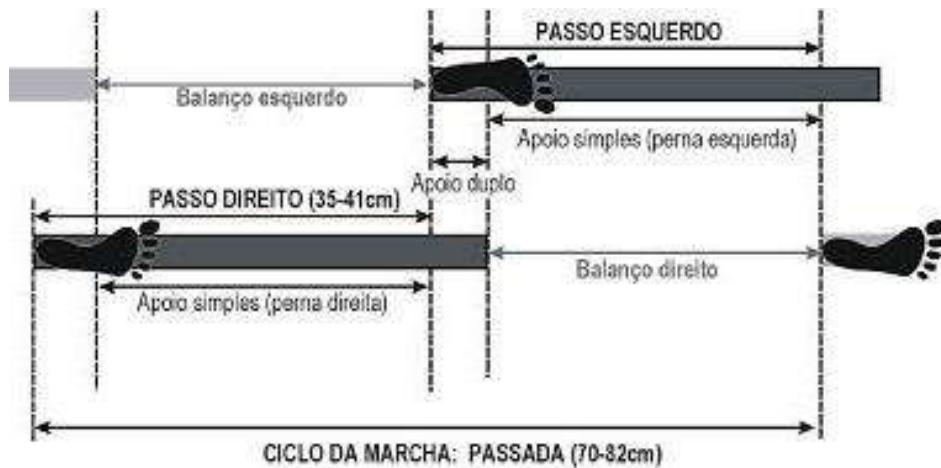
O ciclo da marcha é dividido em duas fases distintas, fase de apoio e fase de balanço (Figura 42). Durante a fase de apoio o pé está em contato com o solo e suporta o peso corporal, enquanto na fase de balanço o mesmo pé está suspenso proporcionando, assim, o movimento do membro e conseqüentemente do corpo. A fase de apoio ocupa, em torno, de 62% do ciclo completo da marcha, enquanto a fase de balanço corresponde aos outros 38%, aproximadamente.

Figura 42: Representação das subdivisões do período de apoio



Passo e passada são dois conceitos relacionados a marcha. O passo refere-se ao início de um movimento efetuado por um membro até ao início do mesmo com outro membro, já a passada refere-se ao ciclo completo do andar, do início do evento de um membro até o início do mesmo evento pelo mesmo membro (Figura 43) (Silva, 2014).

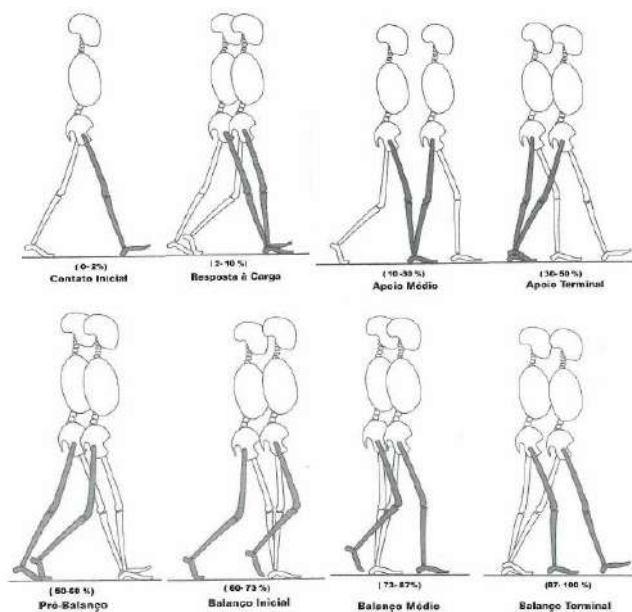
Figura 43: Representação de passo, passada e ciclo da marcha.



Fonte: Wilsonperealima, 2016.

Durante o ciclo completo da marcha, ocorrem oito movimentos principais, cinco deles acontecem durante a fase de apoio, enquanto três são realizados durante a fase de balanço. As nomenclaturas desses oito eventos são usadas tanto para a análise da marcha normal quanto para a análise da marcha patológica. Tais eventos podem ser vistos na Figura 44:

Figura 44: Ciclo da marcha ilustrando os eventos do andar em termos de porcentagem



Fonte: Dini, 2011.

Segue abaixo a nomenclatura e descrição de cada um dos oito eventos, sendo os cinco primeiros referente a fase de apoio e os três últimos a fase de balanço, segundo (SILVA 2014).

- 01 - Contato inicial (0-2%): esta fase inclui o momento em que o pé acaba de tocar no solo e o seu objetivo é o posicionamento do membro para iniciar o apoio com o rolamento do calcanhar.
- 02 - Resposta à carga (2-10%): é o período de duplo apoio inicial, esta fase inicia com o contato inicial com o solo e continua até que o outro pé eleve-se para o balanço. A finalidade desta fase é a absorção de choques, estabilidade para a recepção de peso e preservação da progressão.
- 03 - Apoio médio (10-30%): esta é a primeira metade do intervalo do apoio simples. Inicia-se quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo seja alinhado sobre o ante pé. Os objetivos desta fase são a progressão sobre o pé estacionário e a estabilidade do tronco e do membro.
- 04 - Apoio terminal (30-50%): este apoio termina com a fase de apoio simples. Começa com a elevação do calcanhar e continua até que o outro pé toque no solo. Durante esta fase o peso do corpo desloca-se para a frente sobre o pé. A progressão do corpo além do pé de sustentação é o principal objetivo desta fase.
- 05 - Pré-balanço (50-60%): esta é a fase final do apoio. Começa com o contato inicial do membro oposto e termina com o desprendimento homolateral dos dedos. Esta fase tem a finalidade de posicionar o membro para o balanço (Freitas, 2009).
- 06 - Balanço inicial (60-73%): inicia-se quando o indivíduo levanta o pé do solo e termina quando o pé oscilante estiver diante ao pé de apoio.
- 07 - Balanço médio (73-87%): inicia-se quando o pé oscilante estiver adiante ao pé em apoio, terminando quando este se projetar para a frente e a tíbia permanecer na vertical.
- 08 - Balanço terminal (87-100%): inicia-se quando a tíbia da perna em oscilação estiver na posição vertical em relação ao solo, e termina no momento em que o pé entrar em contato com o solo.

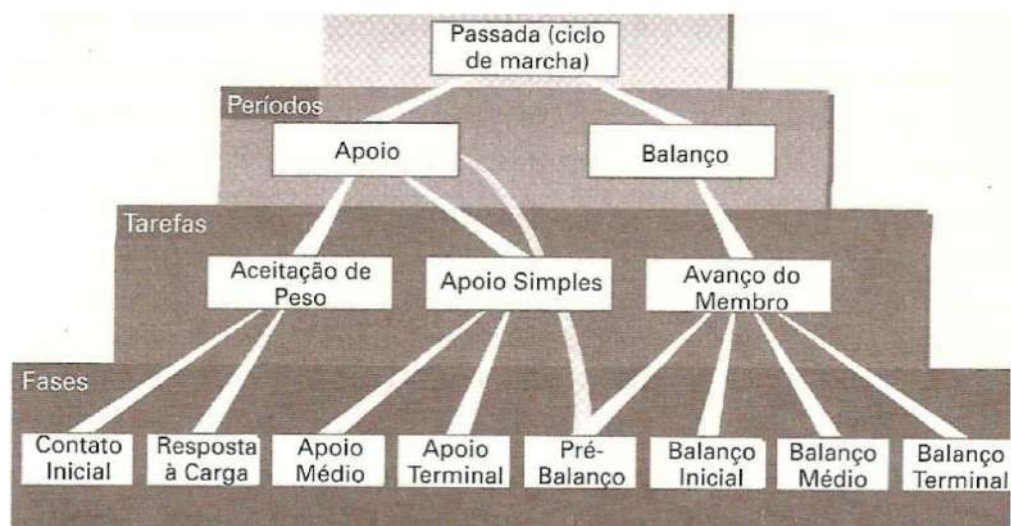
Os eventos descritos acima permitem o membro realizar três tarefas básicas que serão descritas a seguir para uma melhor compreensão do assunto segundo DINIS São elas: (Adaptado de PERRY, 2005; ROSE & GAMBLE, 1998).



- Aceitação do peso (01): É a tarefa de maior exigência, necessitando de três padrões funcionais: absorção do choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. A grande importância dessa tarefa é a transferência do peso do corpo para um membro que acabou de terminar o balanço e apresenta um alinhamento instável.
- Apoio simples (02): Nessa tarefa, o membro tem responsabilidade de sustentar o peso do corpo enquanto a progressão deve ser mantida.
- Avanço do membro (03): Durante a terceira tarefa, o membro oscila, avança e prepara-se para o próximo apoio.

As subdivisões que ocorrem durante o ciclo da marcha podem ser melhor entendidas na Figura 45:

Figura 45: Divisões do ciclo da marcha.



Fonte: PERRY, 2005.

O membro inferior tem como funções principais suportar o peso corporal, manter o equilíbrio e a locomoção do mesmo. Suas três principais articulações são a anca, joelho e tornozelo, cada um dessas tem seus eixos de liberdade e limitações e juntas possibilitam a realização da marcha humana. Sendo a anca responsável pelos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução, circundação e rotação. O joelho pelos movimentos de flexão, extensão e o complexo tornozelo e pé pelos movimentos de inversão, eversão, adução, abdução, supinação, pronação, dorsiflexão e, por fim, flexão planar.

Ao compreender melhor os movimentos possíveis dentro dos segmentos que constituem o membro inferior entende-se, também, as ações amparadas por esse conjunto de articulações e como as mesmas se relacionam ao processo da marcha. Com isso é

possível iniciar o estudo das órteses, tendo em mente quais serão suas principais funções, necessidades motoras e ortopédicas que elas devem auxiliar.

### 2.6.3. Marchas patológicas

Quando o padrão de marcha de um indivíduo é comprometido por alguma deficiência, definimos de alterações do padrão da marcha. Essas alterações podem estar relacionadas a alguma lesão nos seguintes sistemas:

- Sistema nervoso central, exemplos:

- Marcha parkinsoniana

Também conhecida como marcha em bloco, por conta da rigidez muscular que a doença que o acomete, provoca. O início da marcha se torna difícil, dando a impressão seus pés encontram-se fixado ao chão; os passos são curtos, a cabeça e o tórax inclinados para frente e os braços ficam junto ao corpo, sem o balanço fisiológico do mesmo.

- Marcha atáxica cerebelar

O enfermo irá aumentar sua base de sustentação afastando os pés, por conta da lesão cerebelar. A marcha é oscilada, com tendências a quedas para as laterais. O enfermo irá tender a cair para o lado do hemisfério lesionado, porém, para compensar, ele irá projetar-se para o lado oposto.

- Sistema nervoso periférico, exemplos:

- Marcha de *trendelenburg*

A alteração da marcha se dá pela um déficit do musculo glúteo médio. Ele deixa o quadril angulado devido a queda da pelve.

- Marcha ceifante

Esta marcha é caracterizada pelo pé em leve aquino (pé pendente) e extensão de um dos membros inferiores, sendo ele bem rígido e aparentemente maior. Devido a isso, o membro irá circundar pela lateral para realizar a caminhada. O membro superior, do mesmo lado do membro inferior alterado, encontra-se em flexão, bem junto ao corpo e punho fechado.

- Sistema muscular, exemplo:

- Marcha Digitígrada (Marcha de bailarina)

Devido uma hipertonía do tríceps sural (panturrilha), o membro inferior acometido é rígido e a marcha se faz na ponta do pé.

- Sistema osteoarticular, exemplo:

- Marcha de Duchenne ou anserina

Essa marcha é devida algum processo que cause fraqueza dos músculos pélvicos. Há oscilações da bacia, as pernas estão afastadas, há hiperlordose, como se o paciente quisesse manter o corpo em equilíbrio, em posição ereta, apesar do déficit muscular. O nome anserina é por causa do tronco que inclina-se de um lado para o outro, semelhança a marcha de um ganso.

## **2.7. Visita 01 – Felipe Mello**

Durante a fase de pesquisa, obtive a oportunidade de contatar um usuário de órtese do tipo AFO (Ankle Foot Orthosis) e, por meio de entrevista semiestruturada, foi possível compreender melhor a interação entre usuário e órtese de acordo com a história de uso que foi relatada.

O entrevistado chama-se Felipe Mello, tem 22 anos, cursa Biologia na Universidade Estadual do Rio de Janeiro (UERJ) e reside Piratininga – Niterói. O uso de órtese tornou-se necessário desde a infância, em decorrência de uma doença congênita chamada Mielomeningocele que será melhor abordada mais a frente nesse capítulo.

A utilização de órtese iniciou-se aos 3 anos de idade por recomendação médica, contudo apenas no período noturno e em apenas uma das pernas, com o intuito de auxiliar o membro a manter-se bem posicionado, prevenindo assim maiores danos ao membro. Todavia aos 8 anos de idade o uso da órtese para ambas as pernas e no período diurno em vez do noturno viu-se necessário após uma cirurgia feita na medula. A mãe do entrevistado, que também participou da entrevista, relatou que desde a primeira, as órteses sempre foram fornecidas pelo Sistema Único de Saúde (SUS), sempre feitas sob medida através do processo de fabricação já citado anteriormente. Além disso, relatou-se que um problema recorrente em todas as órteses utilizadas da infância até a fase adulta é a falta de compatibilidade com calçados, sendo sempre necessário o uso de sapatos bem maiores do que seria o ideal para o tamanho do pé o que, em determinado ponto, aumenta a dificuldade na deambulação e em encontrar calçados com altas numerações.

A partir dos 8 anos o ciclo de trocas/ajustes nas órteses tornou-se mais frequente por conta do crescimento natural da infância, aos 10 anos a órtese foi trocada, nessa época

o SUS tentou oferecer uma órtese azul com estampa infantil a fim de humanizar a utilização desse dispositivo, contudo a ideia foi rejeitada pelo Felipe que preferiu continuar com a órtese padrão (modelo branco) que já era usada anteriormente, sua mãe também relatou que durante o período de infância de seu filho, sempre preferiu a órtese padrão em relação as órteses estampadas ou coloridas por conta da facilidade em combinar com as roupas utilizadas, uniforme escolar etc. uma vez que a órtese estampada tornava-se muito mais chamativa e não combinava com todo tipo de roupa e situações. Dos 10 aos 13 anos de idade manteve-se a mesma órtese, porém alguns ajustes foram sendo feitos ao longo desse espaço de tempo, geralmente enchimentos internos para amenizar partes que incomodavam de acordo com o uso e crescimento dos membros, essas alterações sempre foram feitas diante a prescrição do terapeuta ao longo das consultas que eram feitas de forma periódica, a troca foi realizada quando o tamanho do pé começou a extrapolar as barreiras da órtese machucando o membro em questão. Aos 17 anos outra troca foi feita, o período entre trocas também foi seguido por diversas alterações e adaptações feitas como preenchimentos internos e novas furações para posicionar melhor os pontos de fixação da órtese. Aos 19 anos a família decidiu partir para o mercado particular de órteses comprando uma órtese feita em fibra de carbono e revestida com EVA (Figura 46) com a intenção de adquirir uma órtese mais resistente e que se ajustasse melhor ao Felipe.

Figura 46: Órtese de fibra de carbono com revestimento em EVA.



Fonte: Acervo do autor.

Contudo o processo de adaptação a esse tipo de órtese não foi satisfatório, esse modelo esquentava mais que o anterior além de provocar lesões na perna por não se encaixar perfeitamente ao membro, por conta disso o modelo foi abandonado e a órtese anterior voltou a ser usada até os 20 anos quando uma nova órtese do SUS adquirida. Outro fator que chamou atenção foi o custo dessa órtese (Figura 46) que, segundo o entrevistado custou cerca de R\$10.000,00 valor que, em nada condiz com a qualidade do produto final.

Durante a entrevista, ao contar sobre sua rotina diária e problemas relacionados ao uso da órtese, alguns pontos importantes foram destacados. O primeiro relaciona-se, a necessidade de usar meias grossas (geralmente meias de futebol) para proteger a pele do atrito gerado entre ela e a órtese pois o uso contínuo, sem esse recurso tende a provocar hematomas que podem se agravar devido a sensibilidade baixa do membro em decorrências de sequelas provenientes da patologia. Contudo, o uso de meias longas agrava outro fator que, segundo o entrevistado, é um dos maiores incômodos relacionado ao uso diário da órtese, que é o aquecimento, já natural, que a órtese de polipropileno provoca tornando o uso do dispositivo ortopédico desgastante, principalmente em dias quentes. O usuário chegou a relatar que ao final de dias assim ao retirar o sistema, suas meias encontram-se totalmente encharcadas pelo suor gerado. Por conta desse tipo de incômodo, o usuário evita usar as órteses quando encontra-se no ambiente familiar a fim de evitar tais transtornos e não prejudicar seu conforto.

Outro tópico citado durante a entrevista foi relativo ao desconforto ao utilizar transportes públicos, em especial ônibus. Esse incômodo provém da falta de espaço para as pernas “entre os bancos”, pois se levarmos em consideração que órteses do tipo rígida (Figura 47) privam o usuário de alguns movimentos articulares, como os do tornozelo, dobrar esses para se adequar melhor ao espaço do ônibus, torna-se uma tarefa impossível, a menos que a órtese seja retirada durante a viagem, o que também gera desconfortos.

Ao especificar como a troca ou adaptações das órteses ocorriam, pode-se evidenciar um novo ponto importante. Pois o “sinal de alerta” para a troca ou adaptação física da órtese para melhor de adequar ao membro ocorre quando percebe-se que a órtese aperta, agride ou força o membro de maneira inapropriada. No caso da troca, notou-se que essa ocorria principalmente quando o pé do entrevistado chegava a um tamanho que tendia a “extrapolar” as “fronteiras” da órtese naquele segmento do membro, enquanto quando isso ocorria na parte superior (canela, panturrilha) o problema, geralmente, era resolvido com ajustes menores como enchimentos ou trocas dos velcros de fixação.

Por fim, a dificuldade no “ritual” de colocar e retirar a órtese mostrou-se desgastante uma vez que foi relatado pelo usuário que, embora resida próximo à praia ele costuma evitar

sair para passeios mais curtos, dada essa dificuldade na preparação, assim como na limpeza da órtese, por exemplo, após uma caminhada na praia. Visto isso se conclui que tais dificuldades chegam ao ponto de afetar maiores interações sociais do usuário uma vez que ele tende a evitar sair de sua “zona de conforto” a fim de evitar “situações desgastantes”.

Figura 47: Órtese AFO rígida padrão SUS utilizada pelo entrevistado atualmente



Fonte: Acervo pessoal.

Alguns *insights* surgidos dessa entrevista merecem destaque, pois serão importantes para a fase de síntese dos dados que será vista ao final desse capítulo, são eles:

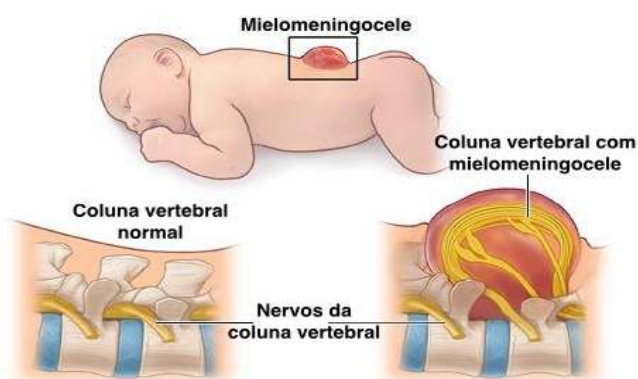
- Calor excessivo gerado pela órtese agravado pelo uso de meias;
- Privar o movimento articular pode ser um problema em casos específicos (ônibus);
- Calçado com numerações muito elevadas em relação ao tamanho do pé;
- Atrito entre órtese e membro pode lesionar o usuário;
- Problemas de socialização devido ao desgaste psicológico em usar a órtese;

### 2.7.1. Mielomeningocele

Visto que o usuário utiliza órteses em decorrência de problemas físicos e motores em decorrência da mielomeningocele, decidiu-se fazer um estudo a respeito da dessa patologia para entender de forma concisa como essa doença se manifesta e afeta o corpo e os membros do portador.

Mielomeningocele também é definida por alguns autores de Espinha Bífida Cística (Figura 48). Esta é uma doença congênita que causa uma falha na formação da coluna vertebral. Por volta da quarta semana de gestação, a fusão dos arcos vertebrais da coluna vertebral, não ocorre corretamente e a medula espinhal, meninges e raízes nervosas podem deslocar-se através desta falha formando um cisto. O tipo e a intensidade das deficiências neurológicas e funcionais irão variar de acordo com a extensão da falha da coluna vertebral. Apesar desta malformação atingir qualquer nível da coluna vertebral, a região mais atingida é a lombossacral. A incidência está estimada em 1 a 2 casos de 1.000 nascidos vivos (SPERS et al., 2011).

Figura 48: Composição do cisto causado pela Mielomeningocele



Fonte: Hotcoffeeline.

- **Etiologia e patogenia** (Etiologia = causa; patogenia = série de alterações patológicas).

Esta doença tem etiologia não totalmente conhecida, porém sabe-se que existem atribuições de fatores genéticos, ambientais e nutricionais; denominados de herança multifatorial. A Mielomeningocele é a mais comum e mais complexa malformação congênita do sistema nervoso central para qual não tem cura e se associa a várias patologias, anomalias, déficits e disfunções dos sistemas. Dentre as possíveis incapacidades crônicas estão: paralisia ou deformidades dos membros inferiores e da coluna vertebral, distúrbios da sensibilidade cutânea, descontrole urinário e fecal, disfunção sexual, hidrocefalia, dificuldade de aprendizagem e risco de desajustes psicossociais.

Existem vários possíveis distúrbios causados pela Mielomeningocele, do qual o tipo e a intensidade das deficiências neurológicas e funcionais irão variar de acordo com a localização e da extensão da falha. Dentre as alterações, focaremos nos distúrbios ortopédicos.

- **Distúrbios ortopédicos**

Segundo Spers et al., em torno de 4 anos de idade, ocorre a maturação da marcha, porém, por conta dessa malformação, a deambulação nem sempre é possível. A avaliação de acometimento motor é definida de proximal para distal, iniciando-se acima do nível sensitivo definido previamente até o último movimento voluntário (ou tônus muscular contra resistência) observado. Definir o nível neurológico da lesão é o principal fator para o prognóstico de deambulação e acometimento motor do paciente. Dos quais são, segundo o Quadro 2:

Quadro 2: Nível de lesão relacionada ao prognóstico.

Nível	Região da coluna vertebral atingida	Força Muscular	Possível Prognóstico de Mobilidade
V	TORÁCICA	Sem atividade muscular nos MMII e ausência de elevação Pélvica (Paraplegia)	Deambulação não-funcional; deambulação terapêutica, na escola ou por tempo limitado em casa. Mobilidade em cadeira de rodas
IV	LOMBAR 1-2	Flexores de quadril fracos, boa elevação pélvica. Nenhuma extensão do joelho, tornozelo e pé	Dependente de Cadeira de rodas para mobilidade interna e externa. Deambulador domiciliar com órtese e dispositivos auxiliares
III	LOMBAR 3-4	Flexão de quadril e extensão de joelhos entre boa e normal. O joelho está em extensão, traço de atividade em extensores e abdutores de quadril	Dependente de Cadeira de rodas para mobilidade externa. Deambulador domiciliar com órtese e dispositivos auxiliares
II	LOMBAR 5 a SACRA 1	Flexão plantar fraca, boa flexão de joelhos, extensão e abdução de quadril fraca	Deambulador comunitário com necessidade de AFO. Alguns precisarão de cadeira de rodas apenas para longas distâncias externas
I	SACRA 2	Flexores-plantares boa Fraqueza em alguns músculos do pé	Deambulador comunitário sem necessidade de órtese (ou apenas palmilhas), é capaz de deambular com outras crianças em ambiente externo

Fonte: Adaptado de Spers, 2011.

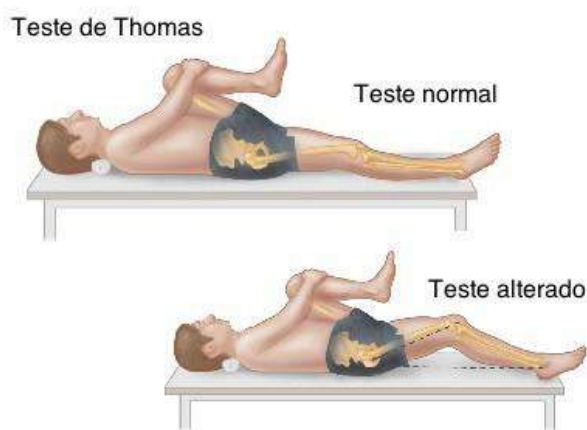


Há possibilidade dos pacientes com Mielomeningocele desenvolver problemas nas articulações dos membros inferiores (quadril, joelhos, tornozelos e pés) por diversos fatores: desequilíbrio muscular, posições viciosas, descompensações neurológicas (válvula obstruída ou hidrocefalia descompensada, por exemplo), medula presa e retrações teciduais. A falta de sensibilidade pode agravar o quadro clínico. As principais deformidades osteoarticulares, são:

- Quadril

Os quadril tem como deformidade mais comum, a flexão maior que 20 graus, que pode afetar a deambulação e reabilitação dos pacientes. É diagnosticado através do teste de Thomas (Figura 49), que tem como objetivo determinar o grau de contratura em flexão do quadril. Os níveis lombares, alto e baixo, tem maior probabilidade de desenvolver essa deformidade. Quando a órtese não torna possível a marcha ou posicionamento, será recomendado a realização de uma correção Cirúrgica

Figura 49: Manobra de Thomas (Contratura do Quadril)



Fonte: Semiologiasobral, 2016

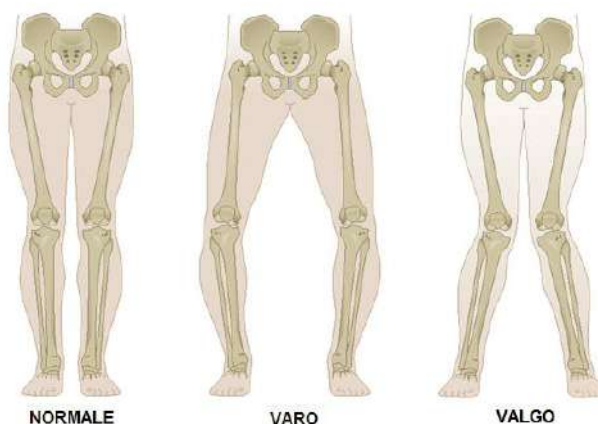
Quando a doença acomete a nível torácico, o comprometimento da musculatura é bem maior, pois é comum ocorrer o encurtamento de músculos que tornam possíveis a deambulação. O uso da cadeira de rodas associado de cirurgias para corrigir o funcionamento desses músculos, é um tratamento comum desses casos graves.

- Joelho

Nos casos com alterações pequenas, são sanadas com órteses do tipo AFO. Porém quando o intuito é não utilizar órteses, é recomendada a cirurgia no joelho e regiões próximas.

Alterações no joelho do tipo varo, menos comum que a do valgo (Figura 50). Em alterações graves, pode ser necessário a cirurgia, porém não é preciso de um tratamento específico, na maioria dos casos

Figura 50: Deformidades nos joelhos: varo e valgo.



Fonte: Ryakos, 2016

- Tornozelo e pé

As alterações dos pés necessitam de um maior numero de intervenções cirúrgicas devido a gravidade das deformidades e, por isso, maior recidiva. Em mielomeningocele, é uma das alterações mais frequentes.

O que irá determinar o tratamento a ser escolhido para alterações no tornozelo, será a gravidade da sequela e a idade do paciente. A idade interfere, pois o crescimento ósseo será usado como ferramenta de estabilização do membro. Pacientes com idades mais avançadas podem recorrer a cirurgias com materiais com fios, grampos ou placas com parafusos metálicos (SPERS et al., 2011).

## **2.8. Visita 02 – Associação Fluminense de Reabilitação (AFR)**

Seguindo a sequência de visitas, tive a oportunidade de conhecer a Associação Fluminense de Reabilitação, essa instituição é referência no tratamento de inúmeros tipos de deficiências ou problemas patológicos. Durante a visita, foi dada uma visão geral da instituição e seus diversos setores e, posteriormente, um pequeno enfoque no setor de prescrição, tratamento e confecção de órteses e próteses. Os recursos utilizados no tratamento são fornecidos pelo governo e repassados através do SUS, ou seja, ao tratar-se na instituição o paciente, recebe todo o suporte da prescrição a confecção da órtese, sendo essa, produzida dentro da própria AFR, em sua oficina ortopédica. Durante a visita não foi permitido fotografar internamente, contudo pude entrar na oficina e conversar com alguns dos profissionais. Ao decorrer da visita pude entender melhor o processo artesanal de confecção de uma órtese já descrito anteriormente nesse capítulo e ter uma visão completa do processo não só da confecção como também as ferramentas utilizadas na retirada do molde para a construção da órtese.

## **2.9. Visita 03 – Rede SARAH de hospitais, unidade RJ**

Assim como na visita feita à Associação Fluminense de Reabilitação, a ida ao SARAH RJ, dividiu-se em duas partes, a primeira parte com um caráter institucional enquanto a segunda direcionada a confecção de órteses e o processo de prescrição. Assim como a AFR o SARAH também trabalha vinculado ao Sistema Único de Saúde, sendo assim todo o processo é bem similar ao da AFR, contudo o SARAH dispõe de uma espécie de “scanner” que é utilizado durante a fase de prescrição. Esse scanner faz uma leitura do paciente durante a deambulação e a partir dessa leitura, um computador informa os principais pontos de pressão, estabilidade e instabilidade em cada momento da marcha. A partir dessas informações a equipe médica pode definir de forma concisa o melhor tipo de órtese ou prótese (se for o caso) para cada paciente. Contudo, após essa parte o processo de confecção, materiais, processo para a produção dos moldes de gesso para a posterior termoconformação do polipropileno continua a mesma.

## 2.10. Visita 04 – Curso de Terapia Ocupacional (T.O) da UFRJ

Por fim, decidimos ir ao curso de Terapia Ocupacional da UFRJ, onde fizemos contato com a professora Camila Miranda, que ministra a disciplina de Tecnologias Assistivas dentro do curso de T.O. Essa visita proporcionou, dois desdobramentos principais, o primeiro deles foi a oportunidade de acompanhar uma das aulas práticas do Curso, onde a turma teve como tarefa, confeccionar órteses para punho à pacientes reais, que fizeram parte dessa dinâmica e se dispõem a ir até o ambiente de aula. Durante a dinâmica pudemos entender melhor como funciona o processo de confecção, também artesanal, mesmo que esse, fosse voltado para membro superior, haviam bastantes similaridades no processo. Um grande fator que chamou atenção no processo foi justamente a presença dos pacientes do começo ao final da confecção, isso permitiu que os alunos testassem, em tempo real, o encaixe das órteses nos pacientes e ao mesmo tempo “humanizava” o processo, pois os pacientes poderiam, em certo ponto, participar da confecção respondendo o quanto a órtese estava adequada ao seu corpo, além disso eles tinham autonomia para escolher cores para os velcros, mesmo que dentro de uma gama limitada de escolha. Fazer o paciente ser íntimo ao processo, sem dúvida gerou um resultado final mais interessante e humanizado ao produto, essa forma de trabalho que aproxima paciente, órtese e terapeuta através de empatia, sem dúvidas, teve sua relevância e contribuiu para com os *insights* do projeto a ser descrito nesse relatório.

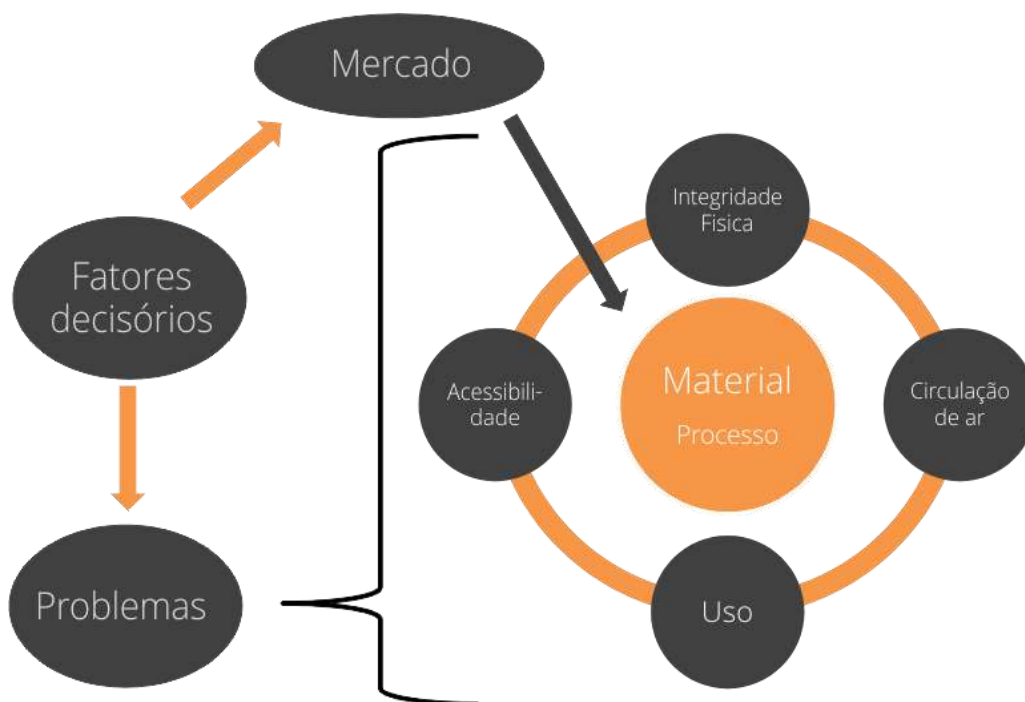
O segundo desdobramento que deve ser relatado aqui, trata-se do vínculo que foi criado entre o curso de Terapia Ocupacional da UFRJ e o curso de Desenho Industrial – Projeto de Produto, também da UFRJ, através da professora Camila Miranda e o professor do curso de Desenho Industrial, Anael Alves, que iniciaram uma parceria entre os cursos visando o desenvolvimento de projetos que vinculem *design* e terapia ocupacional.

## 2.11. Síntese dos dados

Após levantar as informações necessárias para a compreensão de todos os elementos acerca do tema, a análise desses dados foi realizada através de uma dinâmica de grupo com alunos do curso de design da UFRJ junto ao orientador deste projeto. Uma apresentação foi previamente preparada, levando em consideração os *insights* produzidos ao longo do estudo, após apresentar os dados adquiridos ao grupo, cada elemento escreveu pontos relevantes relacionado com o que foi apresentado e esses pontos foram montados e

organizados em grupos de forma visual a fim de condensar e racionalizar toda a informação gerada para que esse esquema, posteriormente, fosse utilizado na geração de oportunidades projetuais. A esquematização visual, final (Figura 51) gerou uma série de grupos e subgrupos que se correlacionavam de maneira a indicar os principais fatores a ser considerados durante a fase de desenvolvimento do projeto.

Figura 51: Esquematização visual da dinâmica de síntese dos dados.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao analisar as correlações dos tópicos e o conteúdo de cada um, notou-se que o fator Material (e a forma como interpretar o mesmo) tendia a ser um ponto chave para trabalhar na fase de projeto, pois grande parte dos problemas e questões levantadas em relação ao produto se relacionava direta ou indiretamente a questão material. Todavia isso não exclui a consideração dos outros fatores durante a fase de desenvolvimento do projeto.

De acordo com o esquema visto na Figura 51 os tópicos descritos representam respectivamente:

- **Fatores Decisórios** – Os fatores que levam cada pessoa a usar uma órtese, lesão adquirida, congênita, a forma como essa lesão influencia na vida da pessoa e os fatores principais que irão indicar e definir o melhor tipo de órtese para cada pessoa;
- **Mercado** – Esse tópico representa a forma como o mercado brasileiro influencia nas órteses encontradas em território nacional. Esse tópico, além de representar um desdobramento vinculado ao tópico Fatores Decisório (pois existe uma limitação nos

tipos de órtese encontradas no Brasil que influencia a “prescrição” orientada pelos fatores decisórios) ele se liga diretamente ao tópico Material, uma vez que, a maior parte das alternativas encontradas no mercado brasileiro está restrita aos materiais e tecnologias aqui utilizadas;

- **Problemas** – Esse tópico representa os principais problemas que deparamos em relação as órteses e seus desdobramentos de uso e produto. Dentro dele estão contidos os tópicos Acessibilidade, Uso, Circulação de Ar e Integridade Física do usuário. Esses quatro tópicos interagem entre si de maneira cíclica e ao mesmo tempo, todos são influenciados direta ou indiretamente pelo tópico Material que também, está contido dentro do tópico Problemas. Além disso o tópico em questão, assim como o tópico Mercado, vem como um desdobramento influenciado pelo tópico fatores decisórios;
- **Uso** - Representa os problemas relativos ao uso cotidiano da órtese pelo paciente/usuário;
- **Acessibilidade** – Representa os problemas de adaptação da órtese com diferentes tipos de ambientes e situações;
- **Integridade Física** – Representa os “danos” causados pelo uso indevido da órtese, ou mesmos os danos “naturais” que surgem por conta do uso cotidiano.
- **Circulação de Ar** – Representa os problemas que decorrem do uso da maioria das órteses, que acabam sendo muito abafadas, em alguns casos pela sua forma, em outros pelo material utilizado e também em casos onde torna-se necessário a utilização de preenchimentos acolchoados ou meias grossas com o intuito de evitar lesões provenientes de um encaixe ruim da órtese ao corpo.
- **Material e Processos** – Esse tópico representa os problemas gerados em relação ao tipo de material utilizado e, conseqüentemente processos utilizados para a confecção das órteses. Esse tópico tomou um posto central na análise pois ele mostrou influenciar todos os outros fatores dentro da nuvem de problemas, enquanto os outros tópicos relacionavam-se entre si mas não chegavam a ser um fator tão fundamental quanto o dos Materiais e Processos, uma vez que qualquer alteração nesse tópico pode alterar as configurações dentro dos outros tópicos de problemas.

## 2.12. Definição de oportunidades

A partir dos esquemas visuais criados e da troca de ideias em grupo durante a dinâmica realizada, chegamos a algumas oportunidades projetuais, feitas em formato de

perguntas, que foram utilizadas como um guia na fase de projeção, delineando o caminho projetual a ser seguido, são elas:

- Como tornar o uso cotidiano da órtese menos incomodo?
- Como reduzir o calor produzido pelo uso da órtese?
- Como facilitar o processo de higienização da órtese e seus componentes?
- Como criar processos produtivos mais adequados a cada necessidade física e patológica?
- Como poderia avaliar melhor o paciente para definir a composição de órtese mais adequada?
- Como poderia estender a vida útil da órtese?
- Como poderia facilitar a órtese de ser retirada e colocada?
- Como melhorar a comodidade da órtese em situações domésticas ou em veículos?

Após definir as oportunidades projetuais, encerramos esse capítulo e passamos para a fase de desenvolvimento de projeto.

### **3. DESENVOLVIMENTO E SELEÇÃO DE ALTERNATIVAS**

Após delinear as oportunidades projetuais, geradas a partir da síntese dos dados coletados ao longo da pesquisa, iniciei o processo de concepção do produto a fim de definir uma interpretação material que se correlacionasse com as oportunidades citadas no capítulo anterior.

Contudo, considerando o ambiente mercadológico brasileiro e a forma como o objeto de estudo está inserido no mesmo, tomou-se, também, uma das preposições do projeto desenvolver um produto que tenha uma aplicação viável ao SUS e, conseqüentemente, aos centros de reabilitação, por ele, amparados a fim de adequar os processos utilizados para a confecção a tecnologias mais atuais, capazes de melhorar a precisão, qualidade e estética do produto final, assim como diluir o forte caráter artesanal presente no processo de fabricação utilizado pelos centros de reabilitação que produzem órteses para membro inferior.

#### **3.1. Materiais e processos**

Dado que na interpretação dos dados, o elemento “material” e conseqüentemente processo de fabricação foi dado como um ponto central que se correlacionava direta e indiretamente com os problemas e oportunidades evidenciados durante a análise de dados, optou-se por substituir o processo de fabricação artesanal de órteses, comumente utilizado, por um processo que envolvesse impressão 3D.

A impressão 3D foi selecionada, pois, através de ferramentas como o escaneamento e modelagem 3D é possível obter resultados que se adequam de maneira mais ergonômica ao usuário e, ao mesmo tempo, permitem uma maior interação do usuário no processo de definição da forma final do produto, uma vez que, essa tecnologia permite que cada órtese, seja ajustada e modelada de acordo com os desejos de cada usuário, que ultrapassam necessidades apenas terapêuticas.

Contudo dentro do universo da impressão 3D existem diversas tecnologias para impressão, assim como modelos de impressora. Dado que esse projeto sugere uma substituição no sistema atual de confecção de órtese utilizado nos centros de reabilitação financiados pelo SUS, decidimos utilizar impressoras que utilizam o processo de Sinterização Seletiva a Laser (SLS), pois entre as tecnologias possíveis, essa não apresenta



graves problemas com anisotropia diferentemente de tecnologias de impressão como a FDM (*Fused Deposition Modeling*), além disso, a qualidade final do produto é maior em tecnologias como a SLS.

A seguir um resumo de como funciona a tecnologia de impressão 3D por Sinterização Seletiva a Laser:

- **Sinterização Seletiva a Laser (SLS)**

O processo de Sinterização Seletiva a Laser pode utilizar diversos matérias, tanto plásticos como metais. A impressão nesse tipo de tecnologia ocorre por camadas. O material pulverizado é distribuído, em uma fina camada, de maneira uniforme sobre a plataforma de impressão, feito isso um feixe laser é disferido sobre a plataforma a fim de fusionar a primeira camada. Esse laser segue as coordenadas dadas pelo arquivo de impressão 3D que é lido pela máquina, após fusionar a primeira camada, um rolo passa por cima da mesma depositando mais material e preparando a próxima camada para o processo de sinterização, esse ciclo se repete até que a ultima camada seja feita. Após a impressão é necessário retirar o pó acumulado do objeto que foi impresso, contudo essa sobra de material pode ser reutilizada em impressões futuras.

As máquinas utilizadas nesse tipo de tecnologia costumam ser de grande porte (Figura 52) e mais custosas em relação as máquinas de outras tecnologias de impressão, contudo a qualidade e velocidade de impressão tende a ser maior em relação as outras.

Figura 52: Impressora 3D SLS. sPro™ 60 HD



Fonte: 3Dsystems, 2016

Um fator importante que motivou a escolha desse tipo de tecnologia se da à qualidade de impressão obtida nas peças (Figura 53) e ao baixo grau de anisotropia presente nas peças, se comparado a peças impressas em FDM.

Figura 53: Peça impressa em SLS.



Fonte: Imprima3D, 2016.

Dado que o projeto em questão visa confeccionar órteses para as pernas do usuário, torna-se necessário uma máquina SLS que tenha uma plataforma de impressão suficiente para comportar o tamanho das peças. Além disso, optou-se por utilizar nylon como matéria prima para a impressão dessas órteses pela resistência e nível de acabamento presentes nesse material.

É importante ressaltar, que atualmente esse tipo de tecnologia está cada vez mais acessível com opções mais baratas de maquinário e modelos de impressoras com projeto aberto e/ou financiamento coletivo como o projeto *You SLS*. Sendo assim, a implementação desse tipo de tecnologia em centros de reabilitação, para o desenvolvimento de órteses entre outros acessórios e ferramentas que auxiliem a reabilitação dos pacientes, torna-se uma opção a cada dia mais viável e promissora.

### **3.2. Usuário**

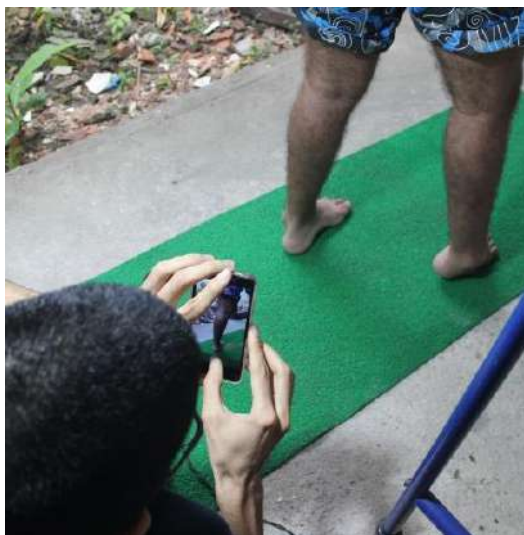
Em decorrência do desenvolvimento da pesquisa, optou-se em desenvolver o projeto tendo como base o usuário entrevistado na fase de levantamento de dados, Felipe Mello. Embora o projeto tente adequar um sistema que permita a confecção de órteses para qualquer pessoa, cada usuário tem necessidades físicas e estéticas diferentes, sendo assim o resultado final pode mudar a cada caso, portanto optou-se por tomar uma pessoa como modelo de desenvolvimento para a criação do produto final.

### 3.2.1. Escaneamento 3D do usuário

Uma vez que foi decidido utilizar o entrevistado para o desenvolvimento da órtese, optamos pela utilização de um aplicativo de celular que permitiu o escaneamento de uma das pernas do usuário, gerando um arquivo digital em 3D através de fotos tiradas em diversos ângulos. Contudo, antes de optarmos por esse meio de captura, a proposta era fazer o escaneamento utilizando um aparelho *Kinetic* para gerar o modelo 3D da perna, todavia houveram imprevistos e incompatibilidades de datas entre usuário (Felipe) e a pessoa que ajudaria no escaneamento via *Kinetic* que, infelizmente, frustraram as tentativas de utilizar essa tecnologia, sendo assim, decidiu partir para uma solução alternativa que foi a utilização do celular em conjunto com o aplicativo na própria casa do usuário estudado (Felipe).

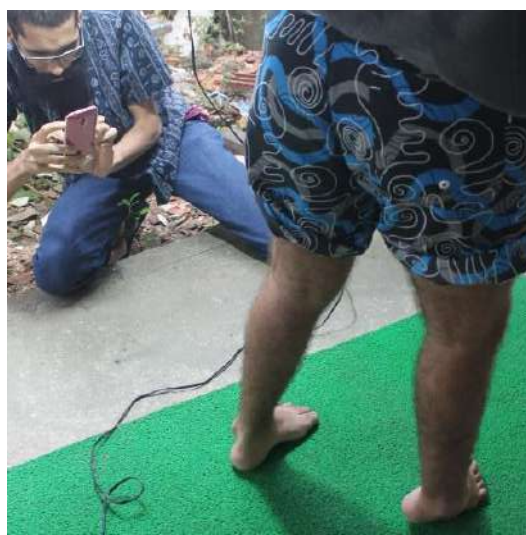
O aplicativo utilizado para esse procedimento foi o 123D Catch (Autodesk) que pode ser adquirido de forma gratuita. Após adquirir esse recurso, iniciamos o processo de captura de imagens (Figura 54 e 55) na casa do usuário.

Figura 54: Processo de captura de fotos.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 55: Processo de captura de fotos. Uma pessoa está fotografando a perna de um usuário que está parado sobre uma tapete verde.



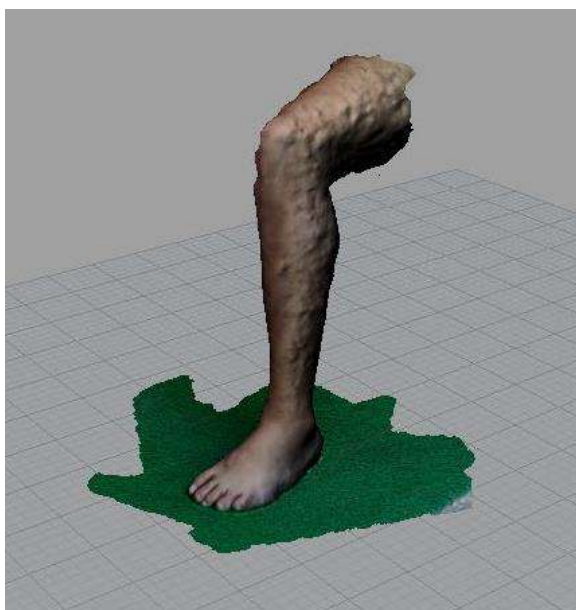
Fonte: Acervo do autor.

O processo de captura de fotos consiste em obter entre 20 e 40 fotografias (disponíveis nos anexos) em 360º do objeto a ser escaneado para que depois o programa possa gerar um arquivo 3D e disponibilizar via *e-mail* para que seja aberto em programas de modelagem adequados (Figura 56). Todavia, embora tenhamos obtido alguns modelos em 3 dimensões da perna escaneada, os modelos mostraram-se complexos demais, pois não

obtinhamos os recursos necessários para a simplificação da forma, dentro do tempo disponível para trabalhar de maneira mais adequada esses modelos, embora seja completamente possível. Outro fator que prejudicou o seguimento desse estudo é que a captura das fotos foi feita de modo caseiro, o que não proporciona o grau de exatidão, e simplicidade da forma, almejados. Contudo deve-se ressaltar que atualmente já existem máquinas que podem fazer o escaneamento 3D sem maiores problemas e de forma muito mais profissional. Mesmo com recursos mais simples, como uma câmera e um celular também seria possível obter um bom resultado se a captura fosse feita em um lugar com mais recursos para estabilizar o corpo e controlar tanto luz quanto ambiente.

Após adquirir o modelo 3D da perna, o mesmo foi reservado para posteriormente ser utilizado na fase de modelagem da órtese, tendo em base a perna escaneada.

Figura 56: Modelo 3D em programa de modelagem.



Fonte: Acervo do autor.

### 3.3. Estudo dos Pontos de Contato

Antes de entrar na geração de alternativas, foi necessário eleger os principais pontos de contato onde a órtese deveria agir para que sua função de conter os movimentos articulares involuntários não fosse comprometida. Tais pontos de contato foram escolhidos

baseado nas observações quanto a forma, feitas durante a análise dos similares, em conjunto com as informações levantadas durante a fase de estudos referente à anatomia do membro inferior.

Embora esses pontos de contato tenham sido definidos, variações podem ocorrer de acordo com a demanda física de cada paciente. Dado o fato que essa órtese é um híbrido entre os modelos de maior restrição articular e os modelos com menor grau de controle articular decidiu-se levar em consideração, para o desenvolvimento das alternativas, os pontos apresentados na Figura 57. Sendo assim, de acordo com a imagem (Figura 57), de baixo para cima, os pontos em azul representam, os principais pontos para que a restrição da articulação referente ao complexo do tornozelo funcione de forma adequada. Já os pontos em vermelho, indicam a fixação de pontos de apoio, ao longo da perna que em conjunto com os outros pontos de contato possa restringir os movimentos de rotação indesejados, assim como alterações distais e proximais do membro. Enquanto isso, o ponto marcado em verde representa o limite máximo da órtese, sendo posicionada a cerca de quatro centímetros abaixo do final da tíbia, essa medida é padrão e sugerida pelo manual de confecção de órteses e próteses disponibilizadas pelo Ministério da Saúde (2013).

Sendo assim, a definição desses pontos trata-se de uma síntese dos conhecimentos adquiridos ao longo da fase de coleta de dados e será levada em consideração durante a fase de geração de alternativas do projeto em questão.

Figura 57: Pontos de Contato selecionados para referencia.



Fonte: Acervo do autor.

### 3.4. Geração de alternativas

Após o processo de escaneamento do membro inferior do usuário. Levamos em consideração os principais problemas em relação ao uso da órtese descritos durante a análise dos dados, assim como os *insights* que surgiram durante essa fase, e foram acumulados até o momento.

Alguns fatores importantes observados durante as visitas e conversas com o usuário é que o mesmo costuma não usar a órtese para se locomover dentro do ambiente doméstico, essa atitude se dá, segundo ele, por que o uso contínuo da órtese, embora necessário é desconfortável, o que o leva a descartar o uso dela quando está em ambientes familiares, onde pode andar mais a vontade e com auxílio de membros da família ou apoiando-se em móveis e paredes. Dado essa situação, buscamos alternativas em que fosse possível adaptar a órtese a situações diferentes, como o uso doméstico e o uso externo. Sendo assim decidimos separar a órtese em dois segmentos, um inferior que será usado para usos domésticos e em situações onde o caminhar não seja constante e um segmento superior que, uma vez, unido, a peça inferior possa dar a estabilidade plena que uma órtese do tipo AFO deve fornecer ao usuário. Outro fator determinante para a divisão da órtese em partes foi o de adequá-la melhor ao tamanho das impressoras 3D, permitindo que o tempo de impressão seja reduzido uma vez que as peças podem ser impressas ao mesmo tempo.

Além disso, também levamos em consideração outros fatores, como a circulação de ar no membro assim como imobilizar as principais articulações do sistema ocupando uma menor área de contato entre órtese e membro, essa medida foi tomada como parâmetro de projeto para gerar alternativas que tivessem um maior grau de compatibilidade com diferentes tipos de calçado, o que se dificulta quando temos um modelo de órtese totalmente fechado. Contudo os fatores estéticos também devem ser levados em consideração uma vez que um dos objetivos desse projeto consiste em desenvolver um produto que aumente a autoestima do usuário e faça a órtese ser vista não apenas como uma finalidade terapêutica mas também como um objeto de desejo.

Tendo esses fatores em mente, iniciamos a geração de alternativas e primeiros esboços do projeto. Na primeira sequência de alternativas, tentamos fazer uma junção de peças impressas em 3D, feitas exclusivamente para o usuário, com tecido e malhas similares as usadas em roupas de atletas de alto desempenho. O intuito principal dessa junção, era excluir a necessidade de usar a órtese em conjunto com meias grossas para

proteger o corpo, ao mesmo tempo o tecido vestiria o corpo dando a base da órtese, enquanto as peças impressas em 3D apoiariam apenas os principais pontos do membro para que o posicionamento regular do membro fosse feito. Na primeira alternativa gerada dentro desse escopo (Figura 58), optou-se por fazer a estrutura das peças impressas em 3D pela parte frontal da perna e as laterais na área do tornozelo/pé. Além disso, cogitou-se a utilização de um zíper no tecido, localizado na parte posterior da perna com o intuito de facilitar a vestimenta.

Após o primeiro esboço, tentamos uma nova configuração para a segunda alternativa (Figura 59), em que a estruturação seria feita, principalmente, pela parte posterior da perna, junto com isso, decidimos estender o tecido até a metade do pé, para que o mesmo continuasse sem contato direto entre a pele e as peças impressas em 3D, diferentemente da primeira alternativa onde o tecido só iria até o início do tornozelo.

Figura 58: Sketches da primeira alternativa.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 59: Sketches da segunda alternativa.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ainda seguindo a proposição das peças impressas em 3D em junção a uma veste de tecido, uma terceira alternativa foi gerada (Figura 60), todavia, decidimos restringir o uso do tecido, apenas para as áreas da perna, onde as peças impressas entrariam em contato com o corpo, junto a isso, decidimos também, reduzir ainda mais a área de contato das peças apenas para os pontos principais de apoio (partes em vermelho da Figura 60), e ligar esses pontos com “pontes” (partes em amarelo da Figura 60) que não entrariam em contato com a pele, além disso, essas “pontes” seriam vazadas para auxiliar a circulação de ar.

Figura 60: Pontos de Contato selecionados para referencia.



Fonte: Acervo do autor.

Embora a flexibilidade do tecido e a fragmentação da órtese em poucas peças que se ligariam ao tecido, fosse uma ideia bem interessante de ser explorada, uma vez que permitiria o usuário trocar as peças com o tempo de acordo com suas necessidades sem, necessariamente, trocar todo o conjunto, fazer a junção entre as peças e o tecido de uma forma consistente, se mostrou um fator crítico para essa ideia. Além disso, a inconsistência do sistema não alcançaria o grau de controle necessário para manter o membro estável durante a marcha, dado esses fatores, considerados críticos para um bom projeto, decidiu-se abandonar a utilização da proposta de uma órtese estruturada pela junção de tecido e peças impressas em 3D.

#### **3.4.1. Nova vertente de alternativas**

Visto que a primeira linha de alternativas foi abandonada, seguiu-se então, para um novo conceito de preposição, contudo decidimos manter a característica de dividir a órtese em partes, esse tipo de composição se mostrou interessante, pois o usuário, ao sentir-se incomodado com alguma das partes, seja por motivos estéticos, ou incompatibilidade com o membro por conta de mudanças corporais, como crescimento, poderia escanear novamente apenas o segmento do membro em questão, e solicitar uma nova parte da órtese que se ligaria a parte que ainda está boa. Achemos esse conceito interessante pois funciona bem com as tecnologias de impressão 3D e, ao mesmo tempo reduz os custos com material uma



vez que da a alternativa de imprimir somente uma parte da órtese ao invés do produto por inteiro.

A seguir, apresentaremos os esboços de ideias geradas dentro dessa nova vertente e a evolução das ideias até a escolha final:

- A primeira alternativa dentro da nova vertente (Figura 61) propõe uma divisão da órtese em duas partes, uma superior, acima do tornozelo e uma inferior (tornozelo e pé). Para a junção das duas partes, pensamos em utilizar um encaixe entre as peças que, posteriormente, seria fixado por uma trava na horizontal. Ainda dentro desse conceito de trava, sugerimos duas possíveis composições da parte superior, uma mais curta, para usos mais leves, em ambientes doméstico e outra mais alongada para usos externos e caminhadas mais longas. Contudo a ideia de prender o sistema, apenas por uma trava horizontal localizada na parte posterior da perna nos levou a procurar novas configurações;

Figura 61: Alternativa com encaixe posterior.

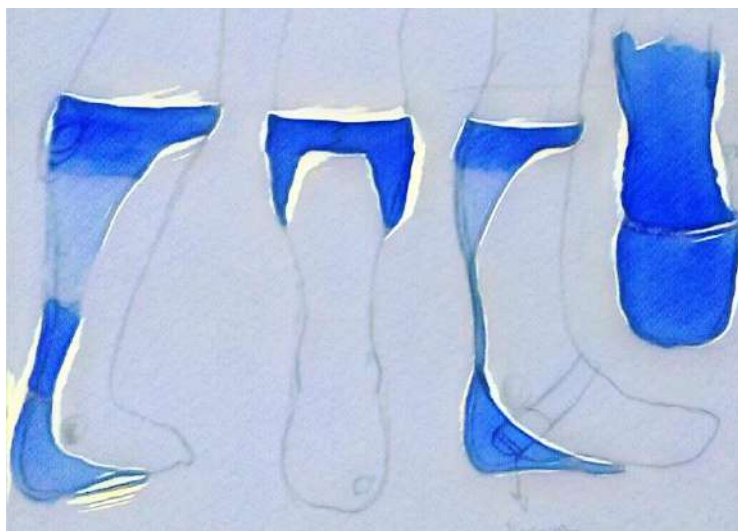


Fonte: Acervo do autor.

- A segunda alternativa (Figura 62) propunha a divisão da órtese em três partes, uma inferior para o tornozelo e pé, uma parte intermediária e uma parte superior já próxima ao joelho. O encaixe dessas partes seria feito ao longo de toda a extensão posterior e seguindo um pouco para as laterais, esse encaixe, não seria mais feito por meio de travas, como na alternativa anterior, e sim por uma série de encaixes menores sequenciais que se

prenderiam por pressão, contudo esse tipo de encaixe ainda não se mostrou o ideal, nos fazendo partir para outros esboços;

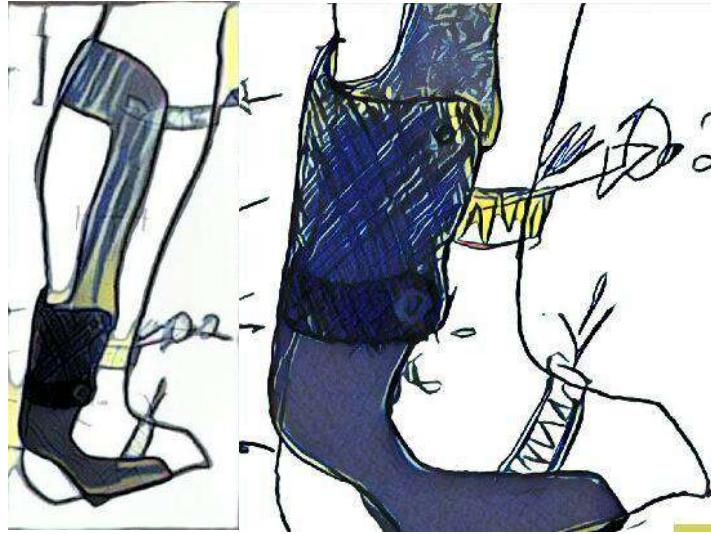
Figura 62: Segunda Alternativa.



Fonte: Acervo do autor.

- A terceira alternativa (Figura 63) mantém a divisão, da órtese, em três peças, contudo a peça intermediária faz a junção das partes, através de quatro travas de rosca simples, duas para a parte superior e duas para a inferior, nessa composição o usuário poderia excluir o uso da parte superior para ambientes domésticos e de pouca movimentação, enquanto o conjunto completo também serviria para usos externos. Nessa nova composição, decidiu-se fazer o apoio da parte superior pela lateral da perna, pois assim, possíveis movimentos de abdução e adução seriam controlados sem problemas e, ao mesmo tempo a parte posterior da perna poderia ficar exposta, melhorando a circulação de ar. Enquanto isso, na parte inferior optou-se por expor o calcanhar, pois a falta de material nessa área ajudaria a compatibilidade da órtese no momento do usuário utilizar calçados. Entretanto, a forma estética e o mecanismo escolhido para a junção das partes, ainda não estava satisfatório, pois consideramos que seria um incômodo rosquear quatro pontos diferentes todas as vezes que a órtese fosse vestida, isso nos levou a seguir e pensar em alternativas que facilitassem a união das peças pelo próprio usuário;

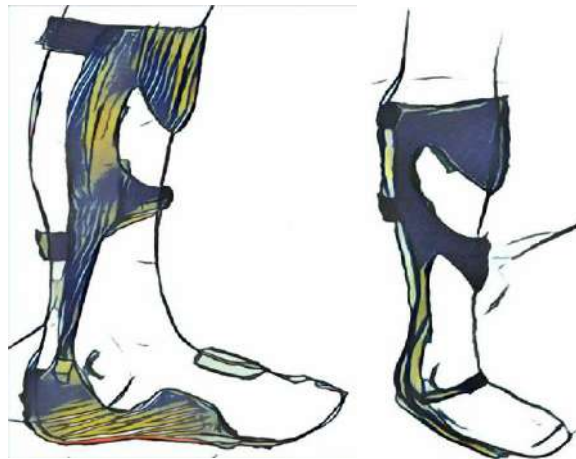
Figura 63: Alternativa com encaixe posterior.



Fonte: Acervo do autor.

- A quarta alternativa (Figura 64) é dividida em duas partes, superior e inferior. Novamente, tentamos fazer com que os pontos de apoio da parte superior pela lateral e pela parte frontal da perna com o intuito de explorar novas composições estéticas, que divergissem um pouco do padrão estético de uma órtese comum, além disso, a junção da parte inferior com a superior seria feita, por uma trava localizada no lado direito e outra no lado esquerdo, próximo ao tornozelo. Contudo essa opção também foi descartada, pois julgamos que a trava seria muito frágil se feita nessa proporção e forma;

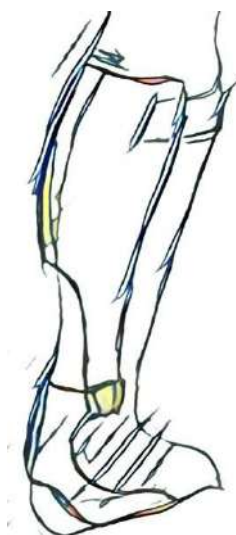
Figura 64: Quarta alternativa, apoio frontal.



Fonte: Acervo do autor.

- A quinta alternativa (Figura 65) manteve um princípio bem similar a alternativa anterior, todavia, optamos novamente, pelo apoio estruturado na parte posterior e lateral da peça e ajustando um pouco a proporção do encaixe na parte de união das duas parte. A partir dessa alternativa os resultados relativos à forma da peça inferior se consolidaram, sendo assim, começamos a dar opção a essa forma que deixa o calcanhar exposto e ao mesmo tempo contorna o osso do maléolo sem, necessariamente, deixar de controlar a articulação do tornozelo;

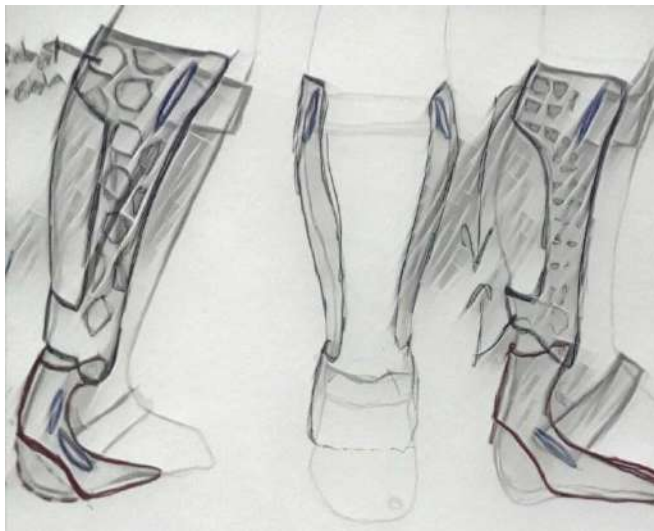
Figura 65: Quinta alternativa, apoio posterior.



Fonte: Acervo do autor.

- A sexta alternativa (Figura 66) é uma variação da quinta alternativa, em conjunto com o conceito de uma parte superior mais arejada, proposto na terceira alternativa, além disso, pensamos em incorporar um padrão geométrico vazado, ao longo da superfície da peça superior da órtese. Contudo, a forma do encaixe que faria a união entre as peças ainda não nos agradava, assim como o mecanismo que usaríamos para isso não estava totalmente claro, se seria um pino, uma trava ou uma rosca. A partir da sexta alternativa, decidimos seguir com a mesma linha de desenhos para a parte superior da órtese, contudo sem os padrões vazados, pois pensamos que eles poderiam ser um pouco incômodos durante a manutenção e limpeza da órtese;

Figura 66: Alternativa cinco mesclada com a terceira.



Fonte: Acervo do autor.

- Na sétima alternativa (Figura 67) mantivemos a divisão da órtese em duas partes, superior e inferior, todavia decidiu-se que seriam usadas duas peças adicionais que teriam como função fazer a junção entre as partes. Essas peças seriam presas em relação a lateral da perna, sendo uma peça para o lado direito e outra para o esquerdo. A forma de unir as partes seria por meio de uma rosca simples embutida na peça, onde o usuário só precisaria dar meia volta em cada ponto para fazer a fixação da peça. Decidimos fazer a parte inferior indo até um pouco acima do tornozelo para que assim, fosse possível o usuário utilizar somente a parte inferior, dentro do ambiente domiciliar, para isso, foi necessário, já nessa alternativa, definir que seriam necessários três pontos para a fixação dos velcros que ajustam a órtese à perna. Sendo assim estipulamos 1 ponto de velcro para a parte superior da órtese, pois essa sempre será utilizada em conjunto com a peça inferior, e dois pontos de velcro para a parte inferior, pois, uma vez que essa também será utilizada individualmente, torna-se necessário um ponto de fixação na horizontal e outro na vertical, por meio dos velcros. Contudo, embora a forma encontrada estivesse em um caminho satisfatório para o projeto e dentro dos nossos requisitos, o mecanismo de encaixe das partes ainda não era o ideal, visto isso, decidimos fazer um pouco mais de pesquisa nesse sentido, para que fosse possível pensarmos em uma nova alternativa.

Figura 67: Sétima alternativa.

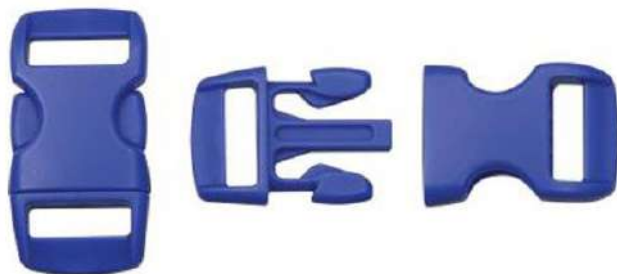


Fonte: Acervo do autor.

### 3.4.2. Inspirações visuais e mecânicas

Ainda durante a geração de alternativas, algumas pesquisas foram feitas com o intuito de encontrar mecanismos de encaixe que fossem interessantes para o projeto, levando em consideração que seria necessário desenvolver uma forma de fixação entre os segmentos da órtese. Para isso estudamos alguns elementos utilizados em similares como engates para mochilas e sistema de travas de patins e botas de esqui (Figura 68 e 69 respectivamente).

Figura 68: Engate usado em mochilas.



Fonte: Linceimports, 2016.

Figura 69: Exemplo de trava para patins.



Fonte: Patinando, 2016.

Além disso, buscamos inspirações visuais em modelos de órteses impressas em tecnologias 3D que serviram como base para o desenvolvimento das alternativas. Selecionamos a órtese desenvolvida pelo grupo Andiamo (Figura 70), pois além de ser impressa em 3D, tem algumas elementos interessantes, como o fato de deixar o osso do maléolo exposto, reduzindo o incomodo ao usuário e o sistema de dobradiça utilizado para o fechamento da órtese em torno do membro.

Figura 70: Órtese impressa em 3D, projeto Andiamo.



Fonte: Simonmaidment, 2016.

### 3.4.3. Modelo de estudo

Durante a concepção da forma, decidimos utilizar como ferramenta de estudo o *mockup* de uma perna confeccionado em poliuretano expandido (PU) com a finalidade de auxiliar esse processo através de testes para a forma final e pontos críticos da órtese.

Contudo esse modelo (Figura 71) não foi feito tendo como base uma das pernas do usuário de estudo (Felipe Mello), pois seria de alta complexidade reproduzir manualmente uma cópia de sua perna, tendo isso em vista, utilizamos uma perna genérica em tamanho real como modelo para a confecção da peça de estudo. A construção desse *mockup* para estudos, acrescentou bastante ao projeto, pois foi possível visualizar algumas das proposições de forma, sugeridas na geração de alternativa e reavalia-las, além disso, pudemos tomar nota de algumas proporções, que depois foram úteis para a definição das principais medidas da órtese a ser modelada.

Figura 71: Mockup em PU expandido.



Fonte: Acervo do autor.

Para que os testes de forma fossem feitos, foram utilizados materiais como tecidos e papel a fim de simular a forma como as superfícies da órtese poderiam ser dispostas ao longo do membro em diversas composições. A seguir, os testes de forma feitos:

- Os primeiros testes (Figura 72) foram em relação à parte inferior da órtese e se realmente seria possível contornar o osso do maléolo sem maiores problemas, contudo esses testes ainda foram da forma inferior que mantinha o calcanhar coberto, todavia, ainda sim foi um teste válido para entendermos de forma clara as relações de proporção da forma;

Figura 72: Primeiros testes, parte inferior.



Fonte: Acervo do autor.



- Dando sequencia aos testes, montamos algumas composições (Figura 73 e 74), onde resgatamos algumas das formas pensadas, ainda nas primeiras etapas da geração de alternativas. Embora elas ainda tenham sido relevantes para pensarmos nas proporções, essas formas foram descartadas pois não atendiam de forma plena as necessidades de controle articular, dentro do nível que procurávamos;

Figura 73: Teste de forma e proporção.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 74: Teste de forma e proporção.



Fonte: Acervo do autor.

- Por fim, fizemos alguns testes com a composição mais regular e similar às soluções, que estávamos seguindo. Essa composição foi montada, antes de chegarmos ao esboço relativo a sétima alternativa proposta e, a partir dela pudemos definir as melhores alterações da forma, que culminaram, a principio, na forma descrita na sétima alternativa. É importante ressaltar, que essas composições foram montadas levando em consideração o *mockup* feito em PU assim como a órtese utilizada pelo Felipe Mello, para que as noções de proporção e tamanhos não desviassem muito da realidade. As imagens relativas à composição descrita podem ser vistas na Figura 75. A partir desses testes, alguns novos *sketches* foram feitos para que a forma final fosse decidida e o processo de modelagem fosse iniciado.

Figura 75: Teste de forma e proporção.



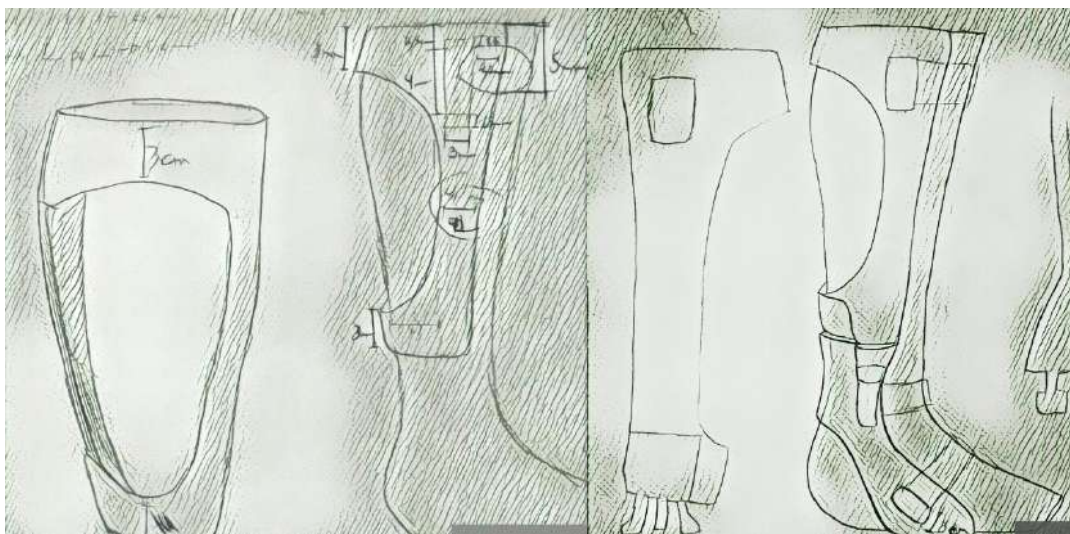
Fonte: Acervo do autor.

### 3.5. Seleção e modelagem

A partir dos estudos de forma feitos, chegamos a uma proposição da forma que acabou se mostrando uma junção de elementos das alternativas geradas, contudo em decorrência da falta dos recursos ideias, para a captura de fotos na fase de escaneamento do usuário o processo de modelagem da forma escolhida feita em respeito ao membro escaneado não se mostrou viável dentro do tempo disposto para esse projeto. Com isso decidiu-se utilizar o modelo virtual de uma perna, também genérica, para que a modelagem fosse feita em relação a essa.

Na Figura 76 seguem os *sketches* da forma proposta, como já havia sido determinado, o produto final foi separado em duas partes distintas que se conectam por um mecanismo de encaixe, esse mecanismo foi decidido em decorrência à pesquisa de encaixes feita durante essa fase do projeto, ao decorrer dessa sessão, o mecanismo selecionado, assim como seu funcionamento será feito de forma mais detalhada. As indicações de medidas dispostas nos *sketches* da Figura 76 foram um esboço inicial durante a construção da forma e não devem ser tomadas como medidas finais;

Figura 76: Sketches da forma proposta.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A forma proposta consiste em duas partes distintas, uma peça superior que inicia a quatro centímetros abaixo da tíbia, e segue membro abaixo, parando acima do maléolo e uma peça inferior que comporta o pé, o complexo articular do tornozelo e termina pouco acima do maléolo, quando encontra a parte superior. Essa divisão da peça em dois segmentos é necessária, pois facilita a impressão 3D uma vez que permite que as peças sejam impressas simultaneamente ocupando um espaço total menor na plataforma de impressão. Além disso, essa divisão dá ao usuário a opção de modificar o uso da órtese de acordo com suas necessidades diárias, podendo usar apenas a parte inferior caso esteja em um ambiente, como o doméstico, onde esse precise se movimentar, mas não seja necessário percorrer grandes distâncias. Outra vantagem em subdividir a órtese é que em caso de mudanças corporais ou dificuldade em adaptação por motivos físicos torna-se possível trocar apenas a peça referente a área do corpo que não é mais compatível, evitando a troca completa do produto.

Os pontos de fixação da órtese são compostos por velcros dispostos em três pontos distintos ao longo da órtese, sendo eles, um para a fixação da parte superior e os outros dois para a parte inferior, todavia o terceiro velcro, referente a parte dos pés pode não ser utilizado em situações que o usuário esteja utilizando calçados.

A configuração vazada na parte posterior da perna, no segmento superior da órtese é feita de forma tal a reduzir a quantidade de material utilizada na confecção da órtese e, ao mesmo tempo, reduzir o calor excessivo gerado ao longo do uso, principalmente em dias

quentes. Enquanto, no segmento inferior da órtese a parte posterior do pé (calcanhar) também é vazada com o intuito de reduzir o relevo proporcionando assim que a órtese se ajuste melhor a diferentes calçados sem que o usuário seja obrigado a adquirir tamanhos de sapatos muito maiores que seu próprio pé a fim de ajustar-se a órtese. Por essa mesma razão houve uma preocupação em deixar o osso do maléolo exposto, para que o relevo excessivo da órtese nesse segmento do pé não fosse um problema na compatibilidade com calçados.

Para a junção e engate do segmento inferior e superior da órtese, optou-se por um sistema similar ao de encaixes utilizados em mochilas, essa escolha se deu pela resistência que esses engates possuem, sua facilidade em serem impressos em 3D e simplicidade no mecanismo, permitindo que qualquer pessoa possa engatar ou desengatar o sistema sem muitos problemas, essa ação pode ser útil também em situações de necessidade como ambientes apertado onde o usuário sinta necessidade de aliviar um pouco as articulações a fim de ter uma maior mobilidade por um período de tempo.

Durante o processo de modelagem, as medidas gerais utilizadas para esse processo foram definidas e ajustadas de acordo com a anatomia do modelo virtual da perna. Além disso, alguns detalhes a respeito da forma final foram incluídos ou melhorados para que obtivéssemos um resultado final satisfatório.

### **3.5.1. Resultado da modelagem**

Após finalizarmos a modelagem do produto (Figura 77), e produzirmos algumas visualizações (*renderings*) do modelo, concluímos que o resultado encontrado, ainda não estava totalmente satisfatório, além disso, ao analisarmos a modelagem, encontramos alguns problemas em relação ao dimensionamento do projeto. Os principais problemas encontrados foram em relação à estética final do modelo, pois entendemos que poderíamos alcançar um resultado mais orgânico e harmônico para o produto final, além disso, outro problema encontrado foi em relação ao tamanho dos encaixes das partes, pois percebemos que eles não estavam num tamanho adequado no que diz respeito à resistência necessária que o projeto pede. Esses problemas serão evidenciados de forma pontual na sequência dessa sessão do relatório.

Figura 77: Modelagem da proposta.



Fonte: Elaborado pelo autor.

- Ao finalizarmos a modelagem, percebemos que as formas não aparentavam tão harmônicas quanto queríamos. Esse problema ocorreu, principalmente nas alças do modelo (Figura 78) que ficaram com o aspecto de algo externo a forma e não de algo incorporado a ela. Assim como o relevo do encaixe entre as partes superior e inferior (Figura 79) que, também, não seguiu uma forma tão orgânica quanto esperávamos;

Figura 78: Alça, parte superior.



Fonte: Acervo do autor.

Figura 79: Relevo do encaixe, parte inferior.



Fonte: Acervo do autor.

- Outro problema encontrado na modelagem, diz respeito aos pinos de encaixe da parte superior (Figura 80). Eles são o elemento que faz a ligação entre as duas partes, além disso, estão localizados em uma região da perna muito próxima ao tornozelo, uma das áreas que sofre a maior parte do desgaste físico em conter os movimentos do membro. Dado isso viu-se que o tamanho proporcional dado aos pinos nessa modelagem não era suficiente.

Figura 80: Pinos de encaixe da peça superior.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Além dos problemas descritos, encontrados na modelagem, percebemos que o *software* utilizado para a modelagem das peças não nos permitia extrair uma boa vista técnica das mesmas, dado que esse tipo de forma orgânica tende a gerar desenhos técnicos mais complexos, decidimos então, trocar o *software* de modelagem utilizado para um que permitisse uma modelagem mais orgânica e, ao mesmo tempo, permitisse explorar de maneira mais consistente os desenhos técnicos, que depois poderão ser utilizados como parâmetro para modelagem de órteses futuras.

### 3.5.2. Nova modelagem

De acordo com os problemas evidenciados na primeira modelagem, seguimos para corrigi-los diretamente na segunda modelagem sem entrarmos, novamente, nos esboços de projeto, isso ocorreu pois a forma base se manteve muito similar a anterior, e demos maior atenção as alças e ao encaixe entre as duas partes. Após terminar a nova modelagem, alguns *renderings* foram efetuados para que pudéssemos apresentar as modificações na forma final.

Embora o novo resultado tenha sido satisfatório, dentro das expectativas, concluímos que ainda sim poderíamos deixar a modelagem e seus componentes, ainda mais visualmente incorporados entre si, para chegarmos a uma forma ainda mais harmonica visualmente, todavia, essas mudanças não caberiam dentro do tempo disponivel para a conclusão do projeto, contudo, com o aperfeiçoamento cada vez maior dos *softwares* de modelagem, sabemos que a cada dia maior será a facilidade de alcançarmos modelagens ainda mais orgânicas e visualmente harmonicas.

Na Figura 81 temos o resultado final da nova modelagem, com ambas as partes da órtese unidas para uma visualização total do conjunto, contudo, na sequencia desse capitulo cada uma das partes e o mecanismo de engate entre as peças será apresentado de forma mais detalhada.

Figura 81: Resultado final da modelagem com ambas as partes engatadas.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### **3.6. Apresentação do produto final**

Esse segmento do capítulo III do projeto será reservado, para a apresentação de cada componente da órtese desenvolvida, a seguir entraremos de forma mais detalhada no que diz respeito a parte superior do produto final, as alças que irão receber os velcros de ajuste ao corpo, a parte inferior e o sistema de engate entre as duas partes, inspirado em engates para mochilas.

#### **3.6.1. Parte superior**

O segmento superior, do modelo selecionado, objetiva estabilizar o membro como um todo quando conectado a parte inferior, dado isso essa peça funciona apenas em complemento à peça principal correspondente a seção inferior do membro (complexo articular do tornozelo e pé).

Na parte superior dessa peça encontram-se duas alças laterais (esquerda e direita) que tem como função, auxiliar a fixação da fita de velcro que servirá para ajustar a posição da órtese à perna do usuário. Enquanto isso, a parte mais próxima ao maléolo dessa peça possui o elemento "macho" do mecanismo de engate entre as duas partes da órtese. A forma estética desse componente foi feita de forma a seguir a anatomia do membro a fim de proporcionar uma forma mais confortável e, ao mesmo tempo, visualmente harmônica em relação à peça. A abertura posterior feita na peça tem o intuito de permitir a circulação de ar, reduzindo os efeitos do calor durante o uso da órtese, enquanto as laterais fazem o trabalho de alinhar o membro para a posição ideal. A peça possui um tamanho de 250mm sem contar os pinos de encaixe, essa medida foi definida pois, o posicionamento ideal da peça ao membro, deve começar cerca de 40mm abaixo do joelho e terminar logo antes do início do tornozelo, onde a peça irá se encaixar a parte inferior da órtese. O componente superior pode ser visto em sua totalidade na Figura 82.



Figura 82: Componente superior da órtese.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.2. Alças da parte superior

A parte superior da órtese possui duas alças, direita e esquerda (Figura 83), essas alças servem para que o velcro de ajuste ao corpo seja colocado, para isso, cada uma possui um espaço interno de espessura de 5 milímetros sendo 3 milímetros retirado da espessura do corpo principal da órtese. Cada alça possui cerca de 70 milímetros de altura por 47 milímetros de comprimento total.

Figura 83: Alças da parte superior.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.3. Pinos de encaixe da parte superior

A parte superior possui dois jogos de pinos de encaixe, um na parte lateral à direita e outra à esquerda, esses pinos compõem a primeira parte do mecanismo de engate utilizado no projeto. Cada pino possui cerca de 33 milímetros de altura por 8 milímetros de largura (aproximadamente). Os pinos podem ser visto em detalhe na Figura 84.

Figura 84: Pinos de engate da parte superior.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.4. Parte inferior

O segmento inferior da alternativa escolhida para o projeto é o principal elemento da composição, pois pode funcionar de forma independente da parte superior estar acoplada ou não ao sistema. Para que fosse possível o funcionamento autônomo desse elemento, foi necessário que o mesmo possuísse dois pontos de fixação de alças, para que a tira de velcro seja colocada, permitindo o travamento do sistema em relação ao segmento da perna. Esses pontos de fixação para o velcro foram dispostos em dois lugares distintos da peça, o primeiro próximo ao maléolo para fazer o travamento no sentido vertical e outro próximo ao peito do pé permitindo a imobilização no sentido horizontal.

Quanto à anatomia e forma da parte inferior optou-se por uma forma que permitisse o travamento da articulação do tornozelo, porém que, simultaneamente, não produzisse

grandes volumes forçando e limitando o usuário a utilizar calçados com formas específicas ou muito maiores que o tamanho de seus pés. Ao mesmo tempo procurou-se uma forma que fosse harmônica a peça da parte superior da órtese.

O mecanismo de engate nesse segmento corresponde ao elemento “femea” do sistema que tem como função receber o engate da parte superior de forma que o sistema superior e inferior conecte-se como um único elemento. Contudo, a fim de proporcionar uma forma mais orgânica e suave, aproveitou-se o relevo gerado pelo mecanismo de engate na parte inferior, para que a alça superior do velcro nesse elemento se configurasse como uma peça única. A peça possui um tamanho total de, aproximadamente, 150 milímetros de altura por 210 milímetros de largura e 121 milímetros de comprimento total. A forma total da peça pode ser vista na Figura 85.

Figura 85: Parte inferior da órtese.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.5. Engate da parte inferior e alça acoplada

O seguimento inferior possui a parte fêmea do sistema de engate, acoplada a essa parte temos um dos dois pontos para velcro dessa peça. Esse sistema (engate mais alça) fica localizado logo acima do tornozelo, de forma a alinhar o membro e restringir os movimentos do tornozelo, uma vez que o velcro é acoplado. O espaço vazado para a

passagem do velcro, tem cerca de 33 milímetros de “rasgo” e 5 milímetros de espessura vazia para a passagem do velcro. Já os encaixes fêmeas da peça tem medidas proporcionais aos pinos do engate superior, com um espaçamento maior, de forma tal, que os pinos podem entrar quando pressionados, possibilitando a separação entre as duas partes. Segue o detalhe desse segmento na Figura 86.

Figura 86: Conjunto, engate da parte inferior e alça acoplada.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.6. Segunda Alça parte inferior

O segundo conjunto de alças da parte inferior fica localizado na altura do peito do pé e tem como objetivo fixar o membro a órtese durante a marcha. Cada alça, direita e esquerda, tem cerca de 45 milímetros de altura por 20 milímetros de comprimento e 5 milímetros de rasgo para a passagem do velcro. Segue o detalhe na Figura 87.

Figura 87: Alça da parte inferior, em detalhe.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.7. Engate das peças

O mecanismo de engate entre as duas partes foi feito tendo como base o mecanismo usado em engates de mochilas, esse tipo de solução foi escolhida por permitir um processo de engate e desengate rápido e de simples execução. Além disso, confere a resistência necessária para o projeto, além de ser compatível com o processo de impressão 3D. Uma vez acoplados, o encaixe superior (macho) e o inferior (fêmea) conectam, de forma uniforme, ambas as partes formando um pequeno relevo lateralmente à esquerda e a direita do membro, contudo esse relevo se manifesta logo acima do maléolo não sendo um grande problema quanto à compatibilidade de calçados com a órtese. Essas pequenas “asas” laterais formadas lateralmente ao membro, seguem a estética anatômica e orgânica conferida a órtese, como visto na Figura 88.

Figura 88: Engate superior e inferior em detalhe e conectados.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6.8. Velcros

O projeto indica à utilização de três faixas de tecido revestidas com velcro que devem ser anexadas às alças presentes na órtese, contudo esses elementos serão comprados à parte e inseridos posteriormente à confecção da órtese de acordo com as necessidades estéticas e físicas do usuário. Essas faixas devem ter em torno de quatro

centímetros de largura e quatro milímetros de espessura para que seja possível passá-las pelo espaço pé estipulado para esses elementos nas alças.

### 3.7. Acabamentos e sugestões

O produto final irá utilizar nylon como matéria prima de impressão, e poderá ser impresso colorido, de acordo com o gosto do usuário e a disponibilidade de matéria prima do local de confecção. Ao sair da bandeja de impressão e ser limpo deve-se verificar o produto final para possíveis falhas de acabamento como pequenas imperfeições que podem incomodar o usuário, embora o processo de impressão por SLS tenha alta qualidade final, fazer essa inspeção para a retirada de alguma possível imperfeição é recomendada. Além disso, recomenda-se a utilização de uma técnica de pintura hidrográfica conhecida como *water transfer printing*, esse processo permite a possibilidade de customização do produto final, proporcionando que a órtese, tenha um pouco da identidade do usuário e reflita seus gostos pessoais, isso é fundamental para esse tipo de projeto uma vez que autoestima do usuário deve ser levada em consideração fazendo com que o mesmo tenha vontade e orgulho de utilizar a órtese evitando problemas de socialização e adaptação a sua condição. O processo de pintura hidrográfica será demonstrado de forma sintética abaixo:

- Water Transfer Printing (WTP)

Esse processo consiste em, definir uma estampa, arte ou *pattern* como temática. Uma vez definida a arte, cria-se uma película com ela, essa película, solúvel em água é dissolvida em um tanque e após esse processo, a película com a arte impressa, boia sobre a superfície da água. Enquanto isso o objeto a ser pintado recebe uma pintura base e depois, cuidadosamente é inserido no tanque com a solução (Figura 89) já dissolvida e logo em seguida retirada com a pintura feita. Feito isso o objeto recebe uma camada de verniz para proteger e manter a pintura recém-concluída. Esse processo é muito comum de ser usado dentro da indústria automotiva e, principalmente, por pessoas especializadas em customização de carros, motos e equipamentos automotivos, todavia, nada impede que essa técnica também seja aplicada em outros segmentos. Um exemplo do resultado desse processo no segmento de customização de peças automotivas pode ser visto na Figura 90.

Figura 89: Processo de pintura por WTP.



Fonte: Pinturahidrografica, 2016.

Figura 90: Processo de pintura por WTP.



Fonte: Pinturahidrografica, 2016.

### 3.8. Anisotropia

Anisotropia é a característica de um material em que suas propriedades físicas podem mudar em relação a disposição de suas fibras e/ou estrutura. É importante ressaltar que o material utilizado na impressão por SLS possui um pouco de anisotropia, dado isso presando um melhor desempenho físico do material, o sentido de impressão da órtese deve ser levado em consideração para reduzir o esforço do objeto durante o uso e, conseqüentemente, impedindo que a peça perca resistência. Visto isso é importante que o sentido de impressão esteja, preferencialmente, no sentido oposto ao das forças que agem

sobre o objeto. Sendo assim, uma configuração de impressão para as peças do produto final seria a demonstrada na Figura 91.

Figura 91: Sentido de impressão recomendado para as peças.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.9. Ambientação

Após finalizar a modelagem do produto, fizemos algumas representações do mesmo com o auxílio de programas de renderização, para que fosse possível compreender melhor a forma e sua interação com o membro inferior durante o uso. Esses renders tem o objetivo de mostrar as configurações possíveis da órtese no membro, tanto em uso completo, com ambas as partes unidas, quanto na configuração apenas com a parte inferior. A configuração que representa a órtese completa pode ser vista na Figura 92, enquanto a configuração para uso domiciliar pode ser vista na Figura 93.

Embora tenha-se escolhido a cor preta para a visualização, deve-se deixar claro que a cor da órtese irá variar de acordo com a matéria prima utilizada, o que abre um leque de possibilidades e escolhas para o usuário.



Figura 92: Render da órtese com ambas as partes unidas.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 93: Render da perna com o uso da parte inferior da órtese.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.9.1. Estampas por pintura Hidrográfica

Considerando o uso da tecnologia apresentada anteriormente, selecionamos três opções de estampas para o modelo da órtese baseadas em padrões de estampa, contudo deve-se levar essas opções como sugestões e visualizações de como os padrões de estampa funcionariam aplicados ao produto, contudo, esse projeto incentiva que cada usuário, durante o processo de confecção possa opinar no tipo de estampa que ele deseja aplicar à sua órtese e assim o fazer.

A seguir, cada um dos três padrões escolhidos e suas respectivas aplicações:

- Padrão de Estampa 01 (Figura 94), paleta de cores. Segue a aplicação (Figura 95).

Figura 94: Padrão de Estampa 01, Paleta.



Fonte: Elaborado pelo autor.

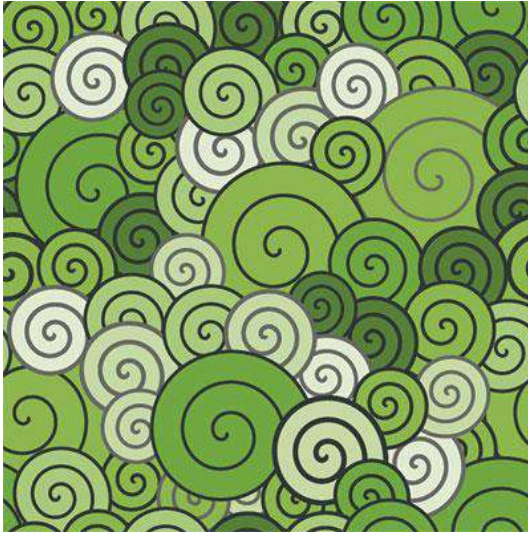
Figura 95: Aplicação da estampa 01.



Fonte: Elaborado pelo autor.

- Padrão de Estampa 02 (Figura 96), espirais. Segue a aplicação (Figura 97).

Figura 96: Padrão de Estampa 02, Espirais.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 97: Aplicação da estampa 02.



Fonte: Elaborado pelo autor.

- Padrão de Estampa 03 (Figura 98), espirais. Segue a aplicação (Figura 99).

Figura 98: Padrão de Estampa 03, Abacaxis.



1.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 99: Aplicação da estampa 03.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.10. Proposta de substituição ao método atual de confecção

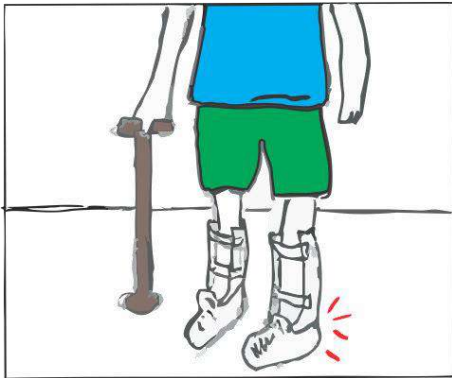
Durante a fase de levantamento de dados desse projeto, foi possível entender o processo de “acolhimento” proposto pelos centros de reabilitação através de relatos e visitas a alguns desses locais, como o SARAH RJ e a AFR. Como já foi relatado anteriormente, esses centros de reabilitação, assim como outros centros espalhados por todo o Brasil são financiados pelo SUS e são responsáveis pela produção da maior parte das órteses utilizadas, disponibilizando o recurso de forma gratuita aos usuários. Embora alguns centros sejam maiores que outros e possuam mais recursos como o SARAH que, por ser uma instituição maior, notou-se que o processo de confecção das órteses oferecidas, por esses centros, não difere entre eles. Contudo o processo de confecção artesanal utilizado não fornece um resultado plenamente satisfatório, tanto na parte física quanto na parte estética do produto, como foi apresentado durante a pesquisa e análise desses produtos. O sistema utilizado por esses centros, além de não possibilitar uma interação maior do usuário com o produto final, fornece um produto final que embora cumpra a função mecânica e terapêutica necessária deixa a desejar em quesitos não menos importantes como o valor estético, e os gostos do usuário que muitas vezes podem ter sua autoestima abalada por serem condicionados a utilizar aparelhos com estéticas tão brutas e indiferentes. Ao considerarmos que o uso desses dispositivos pode seguir por toda a vida do usuário, a interação do mesmo durante o processo de confecção e suas opiniões devem ser levadas em consideração.

Dado isso, esse projeto foi desenvolvido como uma sugestão de modificação do processo de acolhimento dos pacientes e confecção dessas órteses, a fim de criar projetos que cumpram sim, as necessidades mecânicas do produto e ao mesmo tempo atendam os anseios daqueles que irão utilizar esses aparelhos. De modo que seria interessante se esses centros de reabilitação pudessem receber o maquinário necessário para suporte e confecção dessas órteses, como impressoras 3D e *scanners*. Com esses recursos os profissionais responsáveis pela confecção das órteses e próteses nesses centros poderiam expandir seus conhecimentos e se adequar a essa outra proposta tecnológica modelando, eles mesmos órteses de maior qualidade e precisão, levando em consideração os aspectos e gostos do usuário. Com isso o trabalho manual de confecção seria substituído pelo trabalho de construção dos modelos em 3D pelos mesmos profissionais e os produtos finais seriam feitos a partir das máquinas de impressão. A implementação desse sistema nos centros de reabilitação que já tem um sistema de confecção instaurado talvez se mostre altamente custosa a curto prazo, todavia a longo prazo essa mudança compensaria os

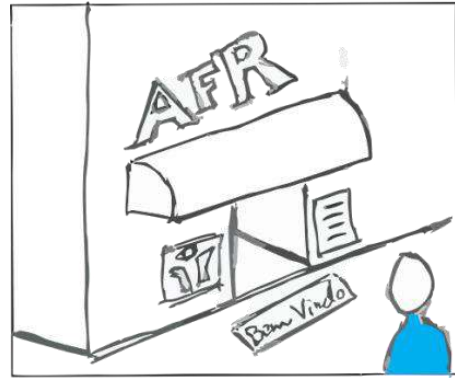
gastos, principalmente por proporcionar uma atualização do sistema e proporcionar mais qualidade de vida aos usuários ampliando as possibilidades de projetos mais humanizados.

### 3.10.1. *Storyboard* do sistema

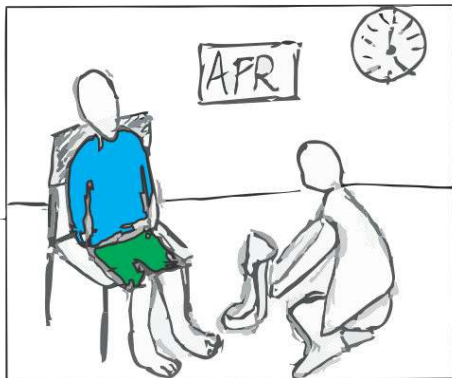
Para exemplificar melhor como essa mudança seria feita e a forma de uso do produto final, criamos um *storyboard* que exemplifica a forma como seria o processo de atendimento, prescrição, confecção e uso da órtese.



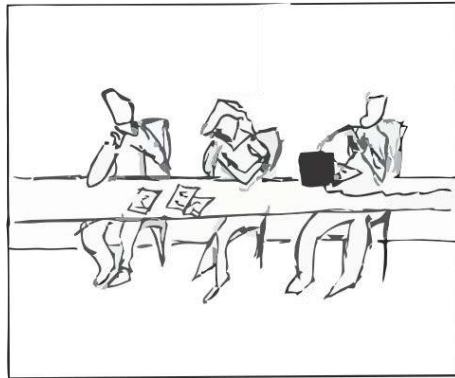
Felipe sente que sua órtese começou a incomodar e causar desconforto.



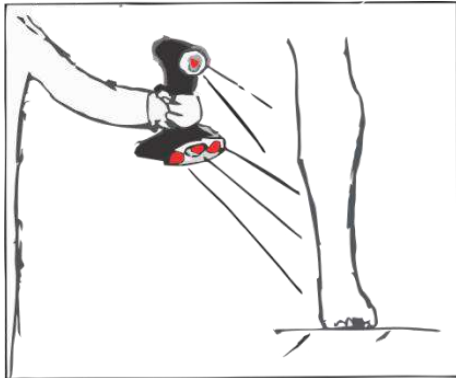
Ele marca uma consulta e vai ao centro de reabilitação onde costuma se tratar.



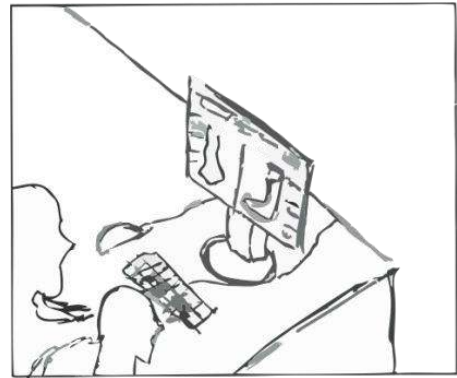
Após a avaliação de seu terapeuta, eles chegam à conclusão que é hora de fazer uma nova órtese.



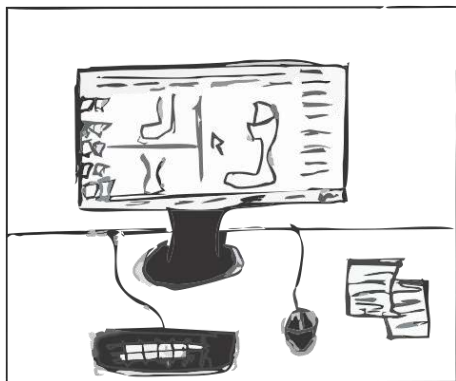
A equipe médica do centro de reabilitação faz uma avaliação e propõe ao Felipe uma nova forma para a fabricação de sua órtese.



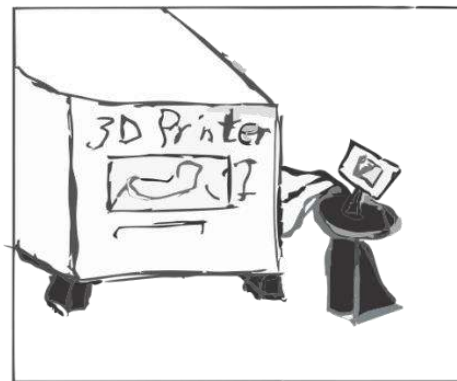
O primeiro novo passo consiste em fazer um escaneamento das pernas do Felipe. Para a criação de uma órtese mais anatômica.



Depois o profissional que costumava confeccionar as órteses anteriores senta-se com o Felipe e eles discutem as preferências que Felipe tem para sua nova órtese. Ele pode ver os resultados virtualmente.



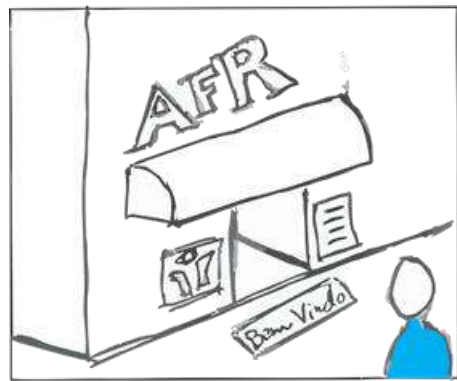
Em seguida o terapeuta dá prosseguimento ao trabalho de modelagem 3D, ajustando os desejos do paciente as necessidades físicas definidas pela equipe médica.



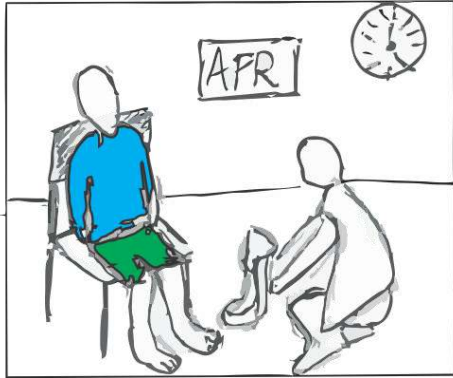
Depois de pronto o arquivo é levado até a impressora 3D e é iniciado o processo de impressão da órtese.



Depois de algumas horas, as peças que constituem a nova órtese são retiradas da máquina e preparadas para entrega.



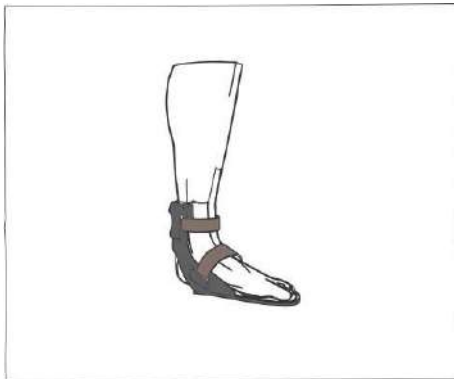
Ao saber que sua nova órtese está pronta, Felipe retorna ao centro de reabilitação para buscar e testar sua nova órtese



O terapeuta entrega a nova órtese e juntos fazem os testes de prova e adaptação da órtese e dos velcros.



Primeiro ele testa o sistema com ambas as partes conectadas.



Após a explicação do terapeuta, Felipe testa a segunda forma de utilizar sua órtese.

### 3.11. Modelo em escala impresso em 3D

Logo após a finalização da primeira modelagem do projeto, um modelo da órtese, em escala, foi impresso em 3D, todavia, esse modelo foi impresso utilizando a tecnologia FDM, que tem um resultado final um pouco diferente, principalmente no que diz respeito a resistência, em relação a tecnologia de impressão 3D selecionada para esse projeto (SLS).

Infelizmente, não foi possível registrar de forma adequada o modelo. Contudo temos uma imagem de referencia (Figura 100) que mostra, de forma rústica, o resultado dessa impressão.

Figura 100: Modelo da órtese em escala, impresso em FDM.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.12. Proposta de nome

Por conta do relevo lateral, feito para comportar o sistema de engate das duas pernas, ser localizado próximo à área dos tornozelos assimilando-se assim a figura do deus grego Hermes (Figura 101) decidimos batizar esse projeto com o mesmo nome. Além disso, a figura de Hermes pode ser associada também a medicina e locomoção segundo a mitologia, dado esses fatores, achamos cabível a incorporação do nome ao projeto.

Figura 101: Representação do Deus grego Hermes.



Fonte: Evropat, 2016



### **3.13. Dimensionamento e Modelagem Paramétrica**

Embora o projeto de uma órtese precise levar em consideração as medidas específicas de cada usuário como um indivíduo único e exclusivo, a aplicação de um projeto como esses em um centro de reabilitação, ou local que atenda um grande número de pessoas, deve seguir alguns padrões pré-determinados, com o intuito de agilizar o processo de modelagem e confecção da órtese. Dado isso, entende-se que a implementação desse processo de fabricação para órteses, deve ser vinculada a um processo de modelagem paramétrica, levando em consideração alguns padrões relativos à órtese em relação ao membro do usuário, baseado em posicionamento dos ossos e articulações, e posteriormente, ajustado as medidas de cada indivíduo. Esses padrões também devem ser respeitados para as medidas dos encaixes e posicionamento das alças.

Os padrões utilizados, especificamente para essa órtese, foram levantados e descritos ao longo do relato desse projeto, em especial, na apresentação de cada seguimento do projeto, no capítulo III. Além disso os dimensionamentos gerais e específicos do projeto podem ser encontrados no Anexo III (Dimensionamento) do projeto.

#### 4. CONCLUSÃO

O investimento na produção e criação de novas órteses é pouco explorado, principalmente no Brasil, embora exista um incentivo público na produção e distribuição desses dispositivos para quem tem a demanda de uso dos mesmos, não existe muito incentivo a pesquisa nesse setor especificamente. De modo que esse projeto, não só tenta atualizar os métodos de produção e pensamento criativo em relação à órteses como tenta alertar a importância de aprimorar os estudos e pesquisas dentro dessa área, a fim de melhorar a qualidade de vida no usuário, levando em consideração que utilizar uma órtese, não se trata apenas de uma condição terapêutica e que outros fatores estão intrinsecamente ligados ao uso desses aparelhos, como a autoestima do usuário e a forma como a sociedade o encara.

Dado esses motivos, acreditamos que o Projeto Hermes serve como uma janela para a visibilidade da importância da intervenção do *design* nesse setor e como o mesmo pode ser uma ferramenta usada para contribuir em um trabalho interdisciplinar com os profissionais da saúde no desenvolvimento de novas soluções. Não só pelo ponto de vista estético, mas também pela forma de vincular o usuário ao trabalho conectando todos os elementos envolvidos da prescrição a confecção de dispositivos ortopédicos.

Diante desses aspectos o projeto alcança suas expectativas ao demonstrar que existem outros processos e matérias a serem explorados dentro desse segmento e que esses, podem, além de suprir as necessidades elementares já resolvidas pelas órteses oferecidas pelos centros de reabilitação, avança ainda mais ao resolver outros problemas decorrentes do uso de órteses tanto em questões sociais quanto físicas.

Contudo a falta de recursos que proporcionassem uma melhor captura de imagens durante a fase de escaneamento da perna do usuário e um domínio maior em programas de modelagem orgânica impediu que o projeto fosse executado da forma planejada, tendo um resultado final com aplicação prática e direta em um usuário previamente selecionado. Todavia é importante ressaltar que em condições mais favoráveis, essas, permitiriam que o projeto alcançasse seu potencial em totalidade.

Por fim, considera-se que o projeto cumpriu suas principais expectativas contudo ainda deixa espaço e liberdade para o aprofundamento de ideias e soluções a fim de evoluir cada vez mais o resultado final.

#### **4.1. Considerações finais**

Embora esse projeto possa ser facilmente inserido no mercado privado, ele, em sua essência visa o aperfeiçoamento do sistema de prescrição e confecção de órteses, não limitando-se apenas a órteses para membros inferior mas sim, um sistema que poderia ser aplicado para a construção de órteses e próteses de modo geral, caso houvesse o financiamento e incentivo público para com o mesmo.

Com isso um desdobramento futuro para esse projeto seria considerar a aplicação do mesmo como um sistema a ser implantado em centros de reabilitação para que a pesquisa e utilização de tecnologias e materiais diferentes fossem incorporadas ao cotidiano das equipes profissionais da área de conseqüentemente melhorassem a qualidade de vida dos usuários abrindo portas para uma maior comunicação com os mesmos através de outras tecnologias e processos produtivos.

## Referências Bibliográficas

- ACTIVE BRACE AND LIMB. **E-stim Braceless AFO'S For Dropfoot**. Disponível em: <<http://www.activebraceandlimb.com/30701/46201.html>>. Acessado em 01 de junho de 2016.
- AGNELLI, L. B; Toyoda, C. Y. **Estudo de materiais para a confecção de ortóteses e a sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil**. Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar, Vol.11, 2003.
- ALVES, A. S. **Impressão 3d para Micro, Pequenas e Médias Empresas: O Design de um Serviço Acadêmico**. 2014. 120 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia de Produção, Coppe, UFRJ. Rio de Janeiro, 2014.
- ARAÚJO, M.V. **Desenvolvimento de uma órtese ativa para os membros inferiores com sistema eletrônico embarcado**. Tese de Mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2010.
- BAXTER, M. 2003. **Projeto de produto: guia prático para o design de novos produtos**. 2a ed., São Paulo, Edgard Blücher.
- CRISPIN ORTHOTICS. **Carbon Fibre Orthotics**. Disponível em: <<http://www.crispinorthotics.com/carbon-fibre-orthotics-2/>>. Acessado em 05 de junho de 2016.
- DINI, P. D. **Repetibilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha de crianças saudáveis e com paralisia cerebral**. 70 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) – Universidade de Brasília, Brasília, DF, 2008.
- ETHNOS. **Órteses**. Disponível em: <<http://ethnos.com.br/membro-inferior/orteses/cat/7/hkafo/subcat/5/>>. Acessado em 04 de junho de 2016.
- FRANCISCO, N. **Avaliação das características de três materiais de baixo custo utilizados na confecção de órtese para estabilização do punho**. Universidade do Vale de Paraíba; 2004.
- HALL, S. J. **Biomecânica básica**. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, 2005.
- IDEO. **Human Centered Design: Kit de Ferramentas**. 2ª edição, 2009.
- IIDA, I. **Ergonomia: Projeto e Produção**. São Paulo: editora Edgard Blucher, 2005.
- KAPANDJI, A.I. (2000). **Fisiologia Articular**. Vol. 2, 5ª Edição, Medicina Panamericana Editora do Brasil, São Paulo, 2000.

KENNEY ORTHOPEDICS PROSTHETICS & ORTHOTICS. **Orthotics**. Disponível em: <<http://www.kenneyorthopedics.com/services/our-services>>. Acessado em 01 de junho de 2016.

LACONCA, A. **Mielomeningocele**. Disponível em: <<http://www.hotcoffeealine.com.br/2015/07/mielomeningocele-que-palavrao-em.html>>. Acessado em 15 de fevereiro de 2016.

LANDRA PROSTHETICS+ORTHOTICS. **Orthotics - Lower Extremities: Ankle Foot Orthosis**. Disponível em: <<http://www.landrapando.com/Orthotics/LowerExtremities/AnkleFootOrthosis.aspx>>. Acessado em 01 de junho de 2016.

LIMA, W. **Ciclo da Marcha: passada**. Disponível em: <<http://wilsonpereiralima.blogspot.com.br/2009/06/marcha-humana-nao-confunda-passada-e.html>>. Acessado em 10 de dezembro de 2015.

MINISTÉRIO DA SAÚDE: DATASUS, 2013. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?pns%2Fpnsq.def>>. Acessado em 20 de fevereiro de 2016.

MOORE, K.L.; Dalley, A.F. **Clinically Oriented Anatomy**. 5ª ed. Lippincott Williams&Wilkins, 2006.

OLIVEIRA, A.C.T.; BALLARINO, H.; MONTEIRO, M.R.; PINTO, N.A.; PIRES, E.L.S.R. **Análise da Visão e Forma de Colocação de Órtese Tornozelo-Pé pelos Pais ou Cuidadores de Pacientes com Paralisia Cerebral**. Revista Brasileira Clin. Med. São Paulo, 2010.

ORTHO GAIT SCOLIOSIS & LIMBS CENTRE. **Walkaide: Helping You Get A Leg Up On Foot Drop**. Disponível em: <<http://www.orthogait.com.sg/walkaide/walkaide.htm>>. Acessado em 02 de junho de 2016.

PERRY, J. **Análise da marcha**. Volumes 1, 2 e 3. Manole: São Paulo, 2005.

PINNA, J.A.E. **Anatomia humana da locomoção**. LIDEL 3ª Edição. 1999.

PINTO, D.C. **Órteses de Membros Inferiores e Auxiliares de Locomoção em Pacientes com Síndrome Pós-Poliomielite (Spp): A História Revisada e Considerações Críticas**. Monografia. Universidade Federal de São Paulo, 2009.

PREFERRED HEALT CHOICE. **Ossur AFO Leaf Spring Orthosis**. Disponível em: <[http://www.phc-online.com/Drop\\_Foot\\_Splint\\_p/ossur-110xxx.htm](http://www.phc-online.com/Drop_Foot_Splint_p/ossur-110xxx.htm)>. Acessado em 06 de junho de 2016.

QUICKSILVERS ORTHO CARE. **AFO Orthosis Brace with Medial and Lateral Strut 3**. Disponível em: <<http://www.quicksilversorthocare.com/photo-gallery/#prettyPhoto>>. Acessado em 01 de junho de 2016.

REZENDE, J. M. Prótese, prótese, órtese. Linguagem médica. 3ª ed.; Vol. 35. Revista de patologia tropical, AB Editora. Goiânia, 2006.

RIBEIRO, E. **Manobra de Thomas: Contratura do Quadril**. Disponível em: <<https://semiologiasobral.wordpress.com/2013/06/09/manobra-de-thomas/>>. Acessado em 15 de fevereiro de 2016.

ROBINSON, P. M.; O'MEARA, M. J. **The Thomas Splint: Its Origins And Use In Trauma**. Disponível em: <<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/>>. Acessado em 06 de junho de 2016.

RODRIGUES, R. S. Q. **Design na usabilidade de dispositivos médicos – Ortóteses para o pé e tornozelo**. Tese de Mestrado, Universidade do Porto, Portugal, 2012.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha humana**. 2 ed. Premier: São Paulo, 1998.

RYAKOS. **Ginocchio Valgo: sintomi, causa e cura**. Disponível em: <<http://www.ryakos.it/ginocchio-valgo/>>. Acessado 15 de fevereiro de 2016.

SANTAELLA D. F.; Silva, G. D. **Anatomia e fisiologia aplicadas ao hatha yoga - volume 1: sistema locomotor**. 1. ed. São Paulo: Carthago, 2011.

SEELEY, R. R.; TATE, P. **Principles of Anatomy & Physiology**. 2 ed. The MC Grow – Hill Company, 2003.

SILVA, M. D. S. **Da ideia ao mercado: conceção e produção de ortóteses para o membro inferior**. 111 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 2014.

SPERS, V. R. E.; Penachim, SOUZA, E. A.; GARBELLINI, D. **Mielomeningocele: o dia a dia, a visão dos especialistas e o que esperar do futuro**. Piracicaba: Unigráfica, 2011.










STELLE, P. **Mielomeningocele: correlacionando a literatura e o quadro clínico de uma criança**. Disponível em: <<https://www.portaleducacao.com.br/fisioterapia/artigos/58305/mielomeningocele-correlacionando-a-literatura-e-o-quadro-clinico-de-uma-crianca#!2>>. Acessado em: 7 de fevereiro de 2016.

TROMBLY, C. A. **Terapia ocupacional para a disfunção física**. Trad. Therezinha Oppido. São Paulo, Santos, 1989.

**Anexo I – Análise de similares, Quadro I**

## Análise de Similares - Quadro I

## Análise de Similares - Quadro I

SIMILARES	Pontos de Fixação	Área de Contato	Material	Compatibilidade com Calçado	Possibilidade de Customização	Higiene	Ajustes ao longo do uso	Metodo de produção	Impermeabilidade
	2	Envolve a maior parte do membro. Sem espaços para respirar	Polipropileno, EVA e velcro	Baixa, necessidade de calçados bem maiores que o ideal	Aplicação de estampa no momento da fabricação	Parte externa fácil de limpar. Parte interna encontra dificuldade por ser de EVA	Permite ajustes através de "preenchimentos" com EVA	Artesanal, gesso e termoconformação	Impermeável externamente, revestimento interno não.
	1	Envolve parcialmente o membro, pouco contato com a pele.	Polipropileno e velcro	Alta, o material quase não interfere no calçado	Aplicação de estampa no momento da fabricação	Facilidade em limpar por não conter revestimento de EVA	Permite ajustes através de "preenchimentos" com EVA	Artesanal, gesso e termoconformação	Maior parte impermeável, exceto o fecho
	1	Envolve parcialmente o membro, pouco contato com a pele.	Fibra de carbono e velcro	Média, necessita um calçado um pouco maior	Não	Facilidade em limpar por não conter revestimentos internos	Permite ajustes através de "preenchimentos" com EVA	Artesanal, gesso e fibra de carbono	Maior parte impermeável, exceto o fecho
	2	Área de contato bastante reduzida.	Aço e couro	Nula, necessita de um calçado específico compatível a órtese	Não	Facilidade em limpar, forma simples	Não possibilita ajustes por conter uma área de contato baixa com o membro	Industrial ou artesanal	Resistente a água
	1	Envolve a maior parte do membro. Pouco espaço para respirar.	Fibra de carbono ou polipropileno	Baixa, necessidade de calçados bem maiores que o ideal.	Não para fibra de carbono	Facilidade em limpar por não conter revestimentos internos	Permite ajustes através de "preenchimentos" com EVA	Artesanal	Impermeável externamente, revestimento interno não.
	0	Envolve grande parte do membro porém, permite livre respiração do mesmo	-	Média, a forma suave torna-se compátivel aos calçados	Possibilidade de selecionar a cor antes da fabricação	Dificuldade média por conta da forma orgânica	Não permite. Contudo a órtese tem uma geometria que auxilia o "ajuste natural" ao corpo	Scan + Impressão 3D	Impermeável
	2	Envolve parte do membro contudo permite a respiração.	-	Média alta, a forma pouco interfere no tamanho do calçado	Possibilidade de selecionar a cor antes da fabricação	Facilidade em limpar por não conter revestimentos internos	Permite ajustes através de "preenchimentos" com EVA	Scan + Impressão 3D	Impermeável
	3	Envolve completamente a área de atuação. Não a permite respiração.	Polipropileno, EVA e couro	Nula, calçado e órtese funcionam como um único componente	Não	Dificuldade na limpeza. muitas camadas integradas.	Não permite ajustes.	Artesanal	Impermeável externamente
	1	Pequena área de contato, limitado apenas ao ponto de fixação.	-	Extrema, a órtese em nada interfere no calçado.	Não	Fácil higienização	Não necessita de ajustes ao longo do uso.	Industrial	-

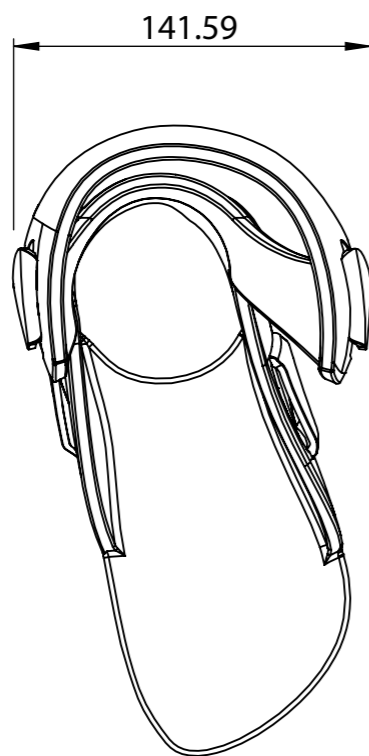
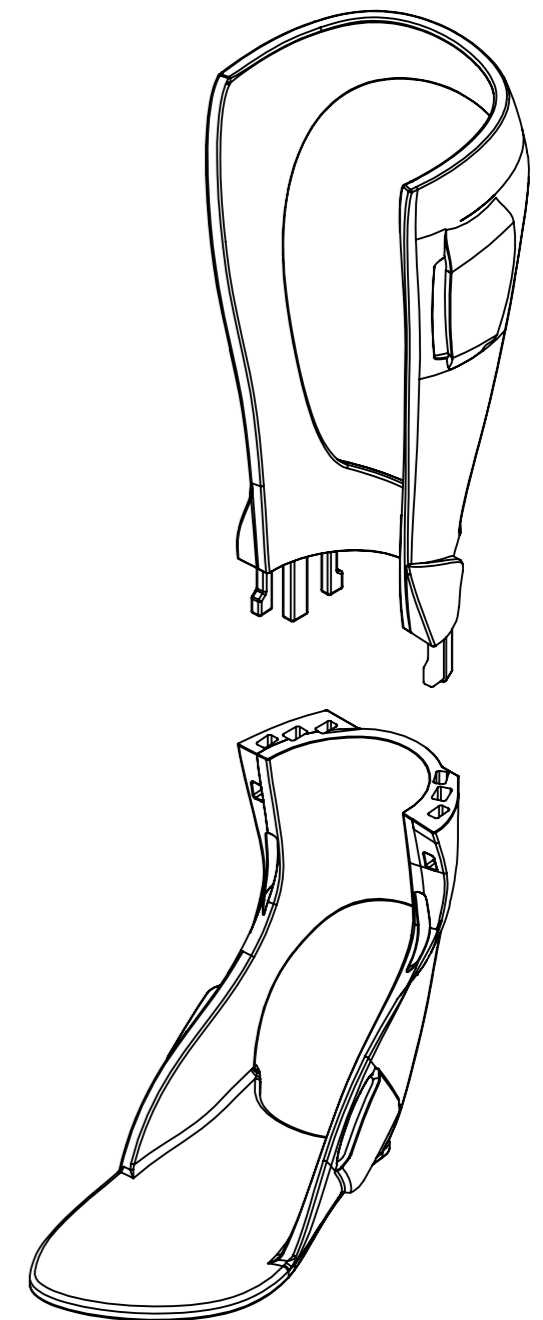
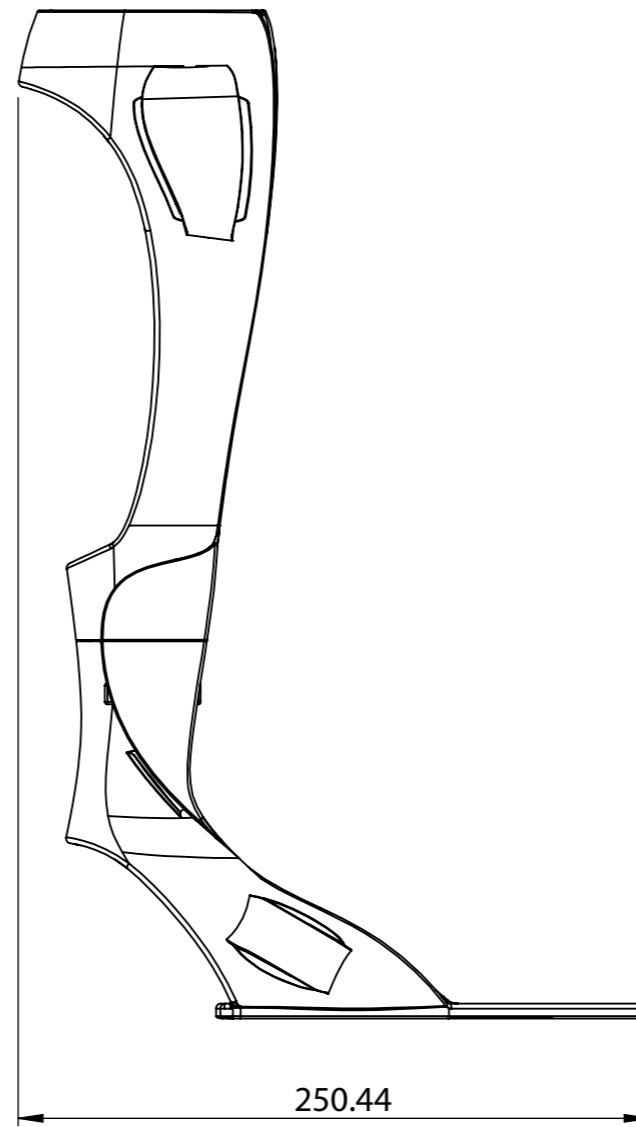
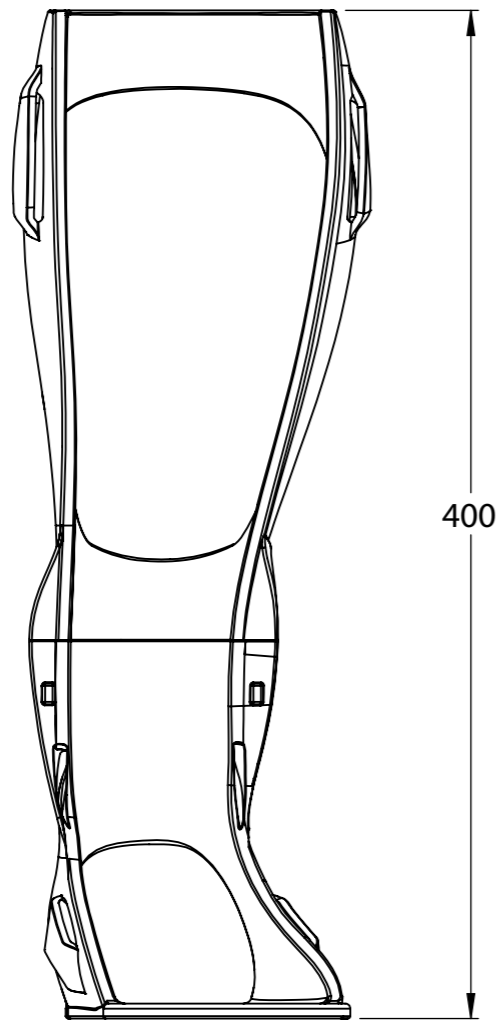


Anexo II – Fotos Escaneamento 3D





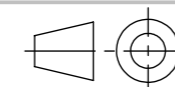
**Anexo III – Dimensionamento**



Tolerâncias das dimensões  
(exceto quando especificado):  
 Até 6 ±0.1  
 De 6 até 30 ±0.2  
 De 30 até 120 ±0.3  
 De 120 até 315 ±0.5  
 Todos os ângulos ±0.1°

EXCETO QUANDO ESPECIFICADO:  
DIMENSÕES EM MILÍMETROS

Norma ABNT



DATA: 13/03/2017

REV. NO:

AUTORES: **Mario Soares**

NÃO REESCALE O DESENHO

CLIENTE:

Universidade Federal do Rio de Janeiro

TÍTULO:

**DIMENSIONAMENTO GERAL**

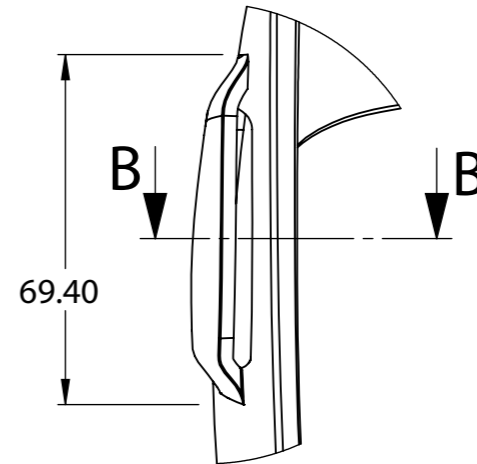
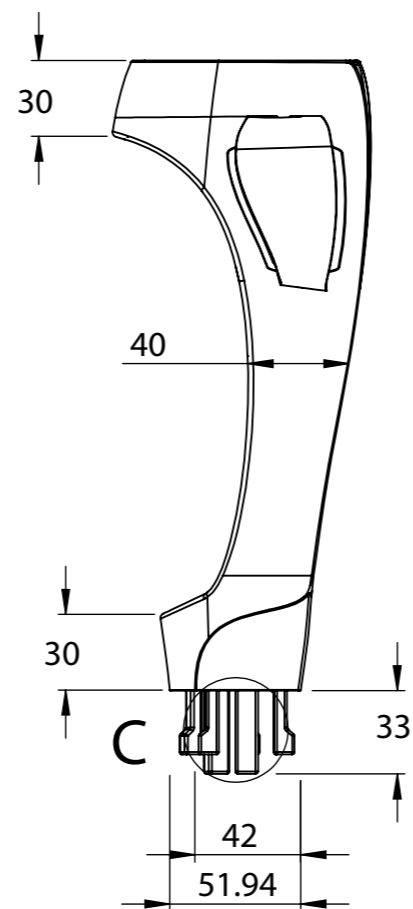
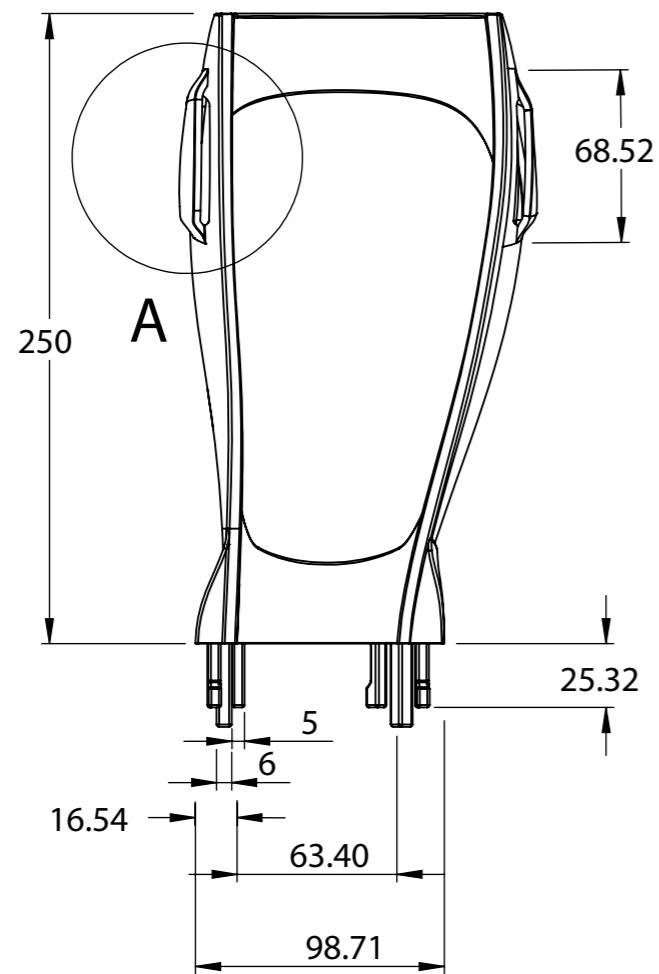
PROJETO:

Hermes  
Órtese para Membro Inferior

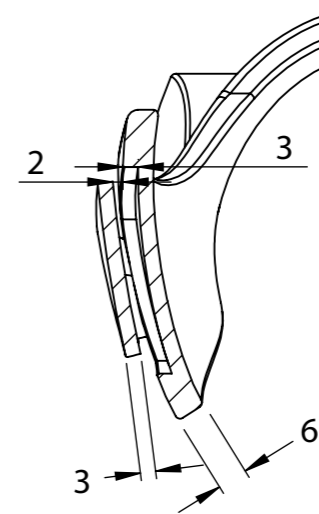
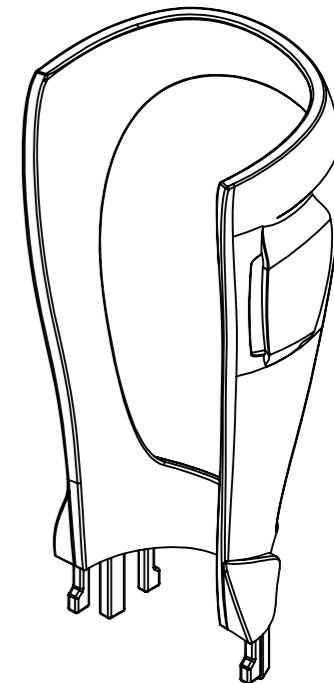
A3

ESCALA:1:3

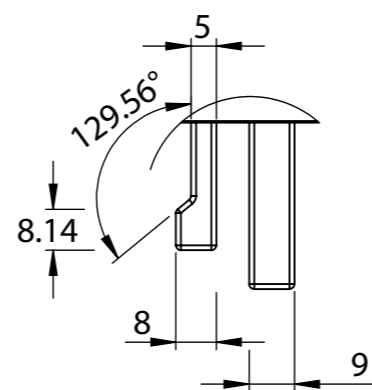
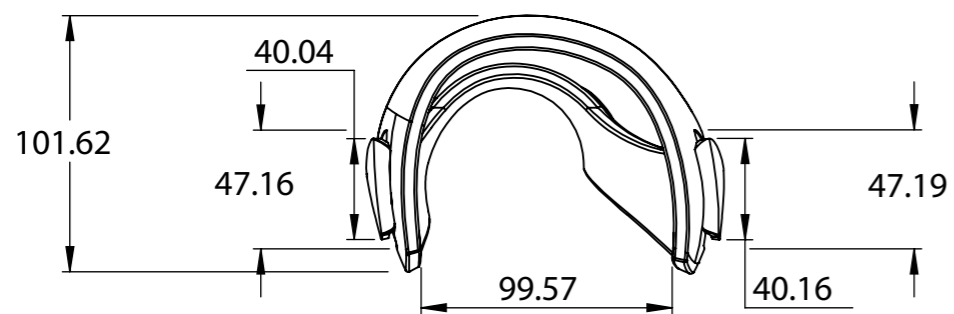
FOLHA 1 DE 3



**DETALHE A**  
ESCALA 2:3



**SEÇÃO B-B**  
ESCALA 2:3

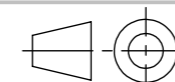


**DETALHE C**  
ESCALA 2:3

Tolerâncias das dimensões  
(exceto quando especificado):  
Até 6 ±0.1  
De 6 até 30 ±0.2  
De 30 até 120 ±0.3  
De 120 até 315 ±0.5  
Todos os ângulos ±0.1°

EXCETO QUANDO ESPECIFICADO:  
DIMENSÕES EM MILÍMETROS

Norma ABNT



DATA: 13/03/2017

REV. NO:

AUTORES: **Mario Soares**

ESCALA:1:3

FOLHA 2 DE 3

NÃO REESCALE O DESENHO

CLIENTE:

Universidade Federal do Rio de Janeiro

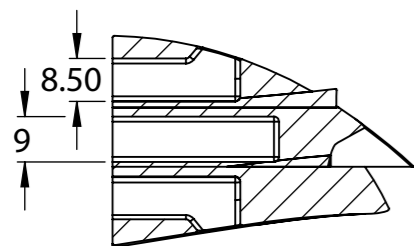
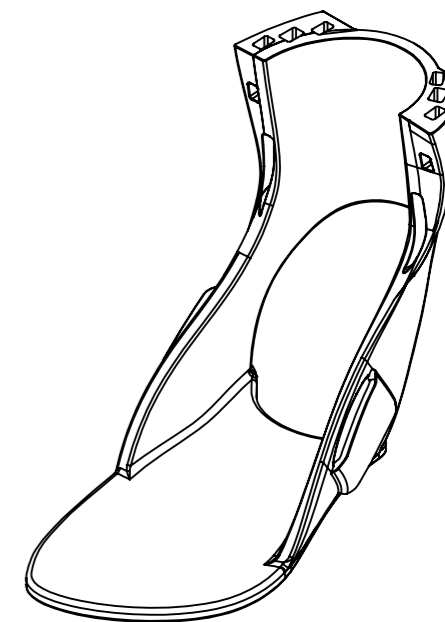
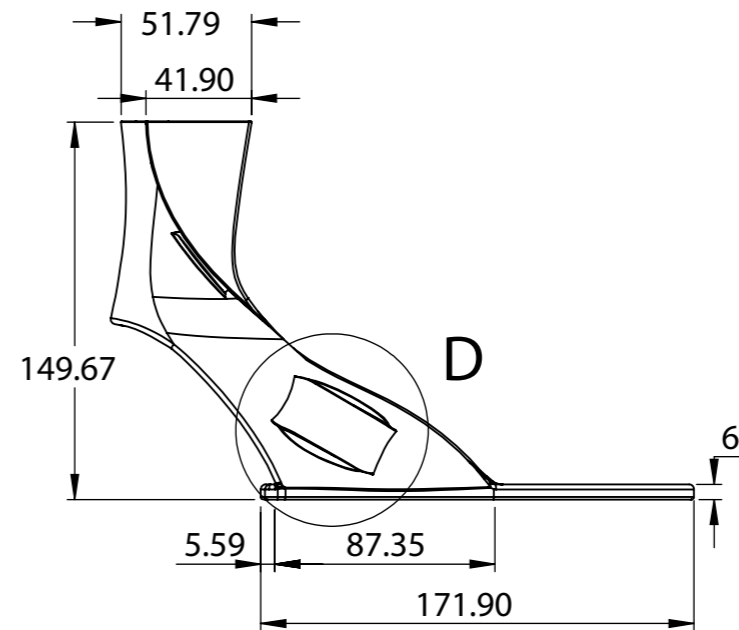
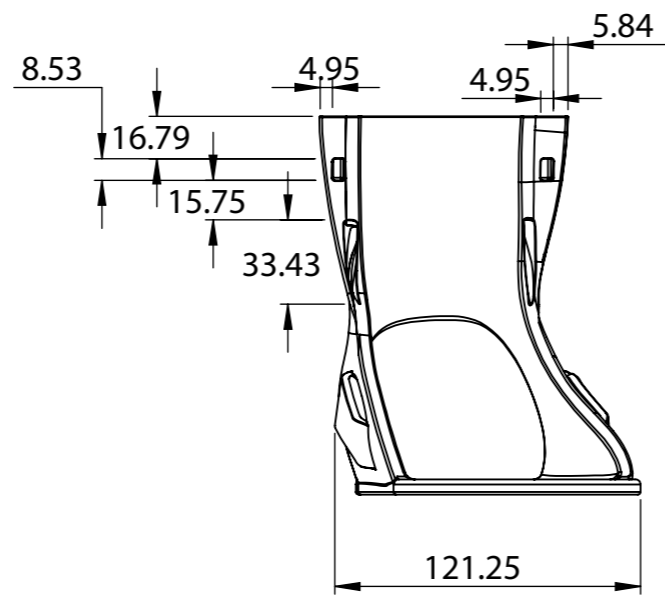
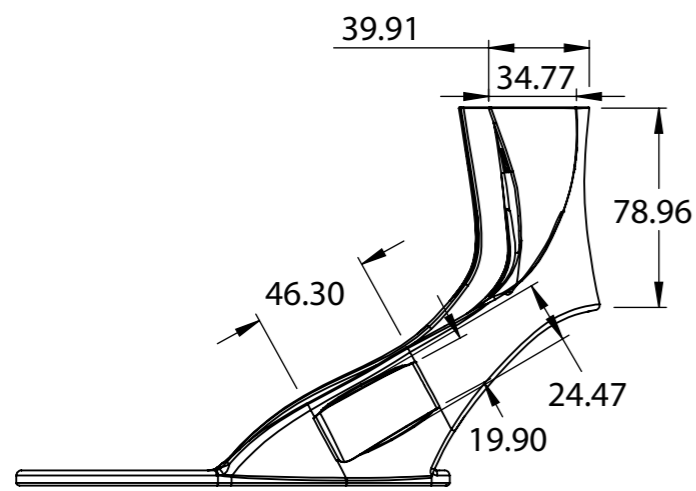
TÍTULO:

**PARTE SUPERIOR**

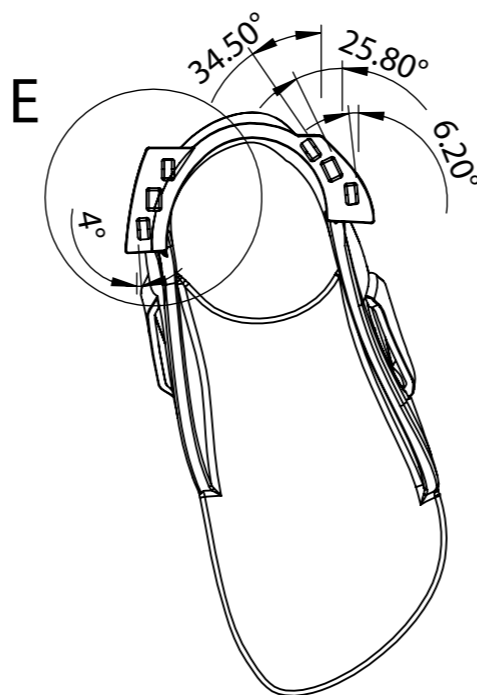
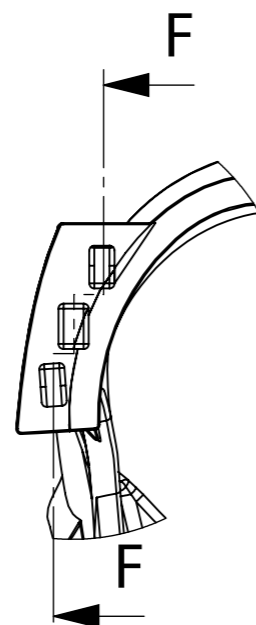
PROJETO:

Hermes  
Órtese para Membro Inferior

A3

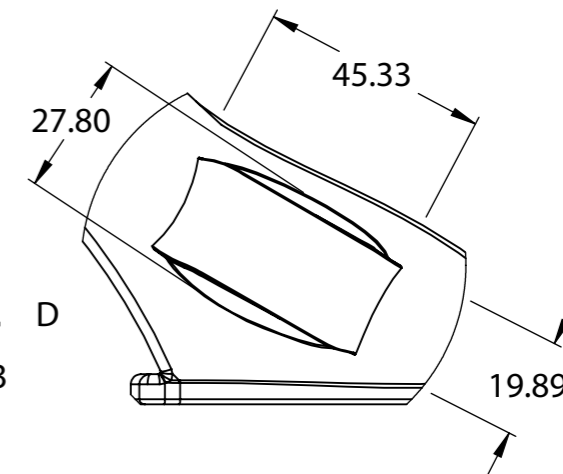


**SEÇÃO F-F**  
ESCALA 2:3



**DETALHE E**  
ESCALA 2:3

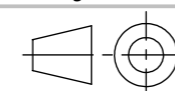
**DETALHE D**  
ESCALA 2:3



Tolerâncias das dimensões  
(exceto quando especificado):  
Até 6 ±0.1  
De 6 até 30 ±0.2  
De 30 até 120 ±0.3  
De 120 até 315 ±0.5  
Todos os ângulos ±0.1°

EXCETO QUANDO ESPECIFICADO:  
DIMENSÕES EM MILÍMETROS

Norma ABNT



DATA: 13/03/2017

REV. NO:

AUTORES: **Mario Soares**

PROJETO:

**Hermes**  
**Órtese para Membro Inferior**

A3

ESCALA:1:3

FOLHA 3 DE 3

NÃO REESCALE O DESENHO

CLIENTE:

**Universidade Federal do Rio de Janeiro**

TÍTULO:

**PARTE INFERIOR**