



MOUHAMED ZORKOT

**ÓRTESE DE TORNOZELO AUTOMATIZADA PARA
PACIENTES HEMIPARÉTICOS**

Lavras – MG

2019

MOUHAMED ZORKOT

**ÓRTESE DE TORNOZELO AUTOMATIZADA PARA PACIENTES
HEMIPARÉTICOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do curso de Engenharia Mecânica para a obtenção do título de bacharel.

Prof. Dr. Sandro Pereira da Silva
Orientador

LAVRAS – MG

2019

MOUHAMED ZORKOT

**ÓRTESE DE TORNOZELO AUTOMATIZADA PARA PACIENTES
HEMIPARÉTICOS**

AUTOMATED ANKLE BRACE FOR HEMIPARETIC PATIENTS

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do curso de Engenharia Mecânica para a obtenção do título de bacharel.

APROVADO em 8 de julho de 2019.

Dr. Sandro Pereira da Silva - UFLA

Dra. Joelma Pereira Durão - UFLA

Dr. Ednaldo Bougleux da Silva Andrade - UFLA

Prof. Sandro Pereira da Silva

Orientador

LAVRAS – MG

2019

Dedico esse trabalho a minha família e, principalmente, a minha irmã Mirna Zorkot, pela constante lição de vida, me proporcionando aprendizado sobre persistência e superação.

AGRADECIMENTOS

As principais conquistas vão além de notas ou aprovações. Deus me proporcionou momentos no quais aprendi a valorizar a vida e as pessoas, a aprimorar habilidades no desenvolvimento de projetos que possam ajudar a sociedade, a respeitar e ser respeitado. Agradeço a Deus, por me guiar com luz e sabedoria em toda a minha trajetória.

Agradeço aos meus pais Ali Jamil Zorkot e Esdihar Abdallah Zorkot, pelos sacrifícios realizados diariamente. Eu não sou nada sem vocês. A minha irmã e guerreira, Mirna Zorkot, maior exemplo sobre os verdadeiros valores e luta pela vida, os meus agradecimentos por sempre estar comigo, mesmo com tantas dificuldades que enfrenta. Eu me abdicaria de qualquer conquista em prol da sua saúde e felicidade. Agradeço a minha irmã Chádia Zorkot, por todo o companheirismo e apoio. A vocês, minha família, eterna gratidão e amor!

Gratidão aos professores e mestres (desde o ensino fundamental) e, principalmente, ao professor, orientador e amigo Sandro Pereira da Silva, pela confiança e oportunidades de aprendizado proporcionadas no âmbito acadêmico e pessoal. A Universidade Federal de Lavras e todos os seus funcionários, pela oportunidade.

Agradeço aos meus verdadeiros amigos que, mesmo espalhados, sempre são presentes e fiéis!

A FAPEMIG, pela concessão da bolsa de iniciação científica no período de 2 anos, que auxiliou no desenvolvimento deste trabalho.

A Empresa 3DBe, localizada em São Bernardo do Campo – São Paulo, pelo fomento de material para a realização da impressão 3D.

Por fim, a todos aqueles que de certa forma contribuíram nesta jornada.

GRATIDÃO!

“Seja a mudança que você quer ver no mundo” (Mahatma Gandhi)

RESUMO

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), o Acidente Vascular Encefálico (AVE), também conhecido como derrame, é um dos principais responsáveis de sequelas no Brasil e no mundo. Em escala mundial, a doença atinge 16 milhões de pessoas a cada ano. Neste contexto é relevante desenvolver pesquisas que possam desenvolver tecnologia assistiva, inteligentes que possam possibilitar meios de reabilitação aos usuários. Esse projeto de pesquisa visa o desenvolvimento de uma estratégia adaptativa, através das ciências exatas, para indivíduos que apresentam comprometimento motor proveniente do AVE e ou outras limitações com efeitos de limitação semelhantes. Foi projetado, construído e validado uma órtese adaptada ao tornozelo para a execução auxílio da execução da marcha, reduzindo os impactos causados pelo acidente. A estratégia foi formulada no desenvolvimento de uma órtese adaptada ao tornozelo, que permita ao indivíduo, melhorar seu desempenho ao locomover-se. Esse ganho pode ser parcial ou total sob auxílio do sistema adaptado a órtese. A órtese foi projetada no software paramétrico Fusion[®], os modelos foram impressos em impressora 3D de alta resolução, a interface eletrônica deu-se por Arduino[®] e a programação por plataforma aberta. Os sinais elétricos foram captados pelo sensor MyoWare Muscle, conectado ao grupo muscular ativo e processado para a interface da órtese, copiando o movimento angular do tornozelo, do lado sem efeito do AVC para o tornozelo afetado pelo AVC, pela órtese. Os resultados foram satisfatórios, sendo possível copiar o movimento angular do tornozelo do lado do indivíduo não afetado, para o lado afetado, por intermédio da órtese de tornozelo.

Palavras chave: Órtese, Marcha, Impressão 3D, Projeto Eletromecânico, AVE.

ABSTRACT

According to the World Health Organization (WHO), the cerebrovascular accident, also known as stroke, is a major cause of sequelae in Brazil and worldwide. Globally, the disease reaches 16 million people each year. In this context it is relevant the advance of researches that can develop assistive and intelligent technology, that can provide means of rehabilitation to the users. This research project aims to develop an adaptive strategy, through the exact sciences, for individuals who present motor impairment from stroke and other restrictions with similar limiting effects. An orthosis adapted to the ankle was designed, constructed and validated for the execution of the gait, reducing the impacts caused by the accident. The strategy was formulated in the elaboration of an orthosis adapted to the ankle, which allows the individual to improve his performance when moving. This gain can be partial or total under the aid of the system adapted to bracing. The orthosis was designed in Fusion® parametric software, the models were printed on a high-resolution 3D printer, the electronic interface was Arduino® and the programming on an open platform. The electrical signals were purchase by the MyoWare Muscle sensor, connected to the active muscle group and processed to the bracing interface, copying the angular movement of the ankle, from the non-effect side of the stroke to the affected ankle by the stroke. The results were satisfactory and it was possible to copy the angular movement of the ankle from the side of the unaffected individual to the affected side through the ankle bracing.

Key words: Orthosis, Stride, 3D printing, Electromechanical project, AVE.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exoesqueleto BLEEX.	5
Figura 2 – Exoesqueleto Sarcos.....	6
Figura 3 - Hybrid Assistant Limb.	7
Figura 4 - Órtese passiva tipo AFO.	8
Figura 5 - Órtese ativa.....	9
Figura 6 - Órtese e base andador.	10
Figura 7- Exoesqueleto REWALK.	11
Figura 8 - Modelo Lokomat.	12
Figura 9 - AVE Isquêmico.	13
Figura 10 - Órtese Tornozelo-pé.....	16
Figura 11 - Fases de apoio e balanço do ciclo da marcha.	17
Figura 12 - Passo e passada da marcha humana.	17
Figura 13 - Fases do Ciclo da marcha.	18
Figura 14 - Inversão do tornozelo.....	20
Figura 15 - Flexão e extensão do tornozelo.	20
Figura 16 - Adução e abdução do tornozelo.....	20
Figura 17 - Dorsiflexão e flexão plantar.	22
Figura 18 - Movimentos triplanares e posição neutra.....	22
Figura 19 - Principais músculos responsáveis pela flexão plantar do tornozelo.	23
Figura 20 - Principal músculo responsável pela dorsiflexão do tornozelo.	23
Figura 21 - Intervalo 1 da marcha.....	24
Figura 22 - Intervalo 2 da marcha.....	24
Figura 23 - Intervalo 3 da marcha.....	25
Figura 24 - Variação do ângulo da articulação do tornozelo de acordo com a marcha.	25
Figura 25 - Processo de produção por manufatura aditiva.	30
Figura 26 - Processo do SLA.....	31
Figura 27 - Processo do SLA.....	32
Figura 28 - Processo do FDM.....	33
Figura 29 - Processo do LENS.	34
Figura 30 - Processo IJP.....	35
Figura 31 - Processo do 3DP.....	36

Figura 32 - (a) Transmissão de rotação em rotação. (b) Transmissão de rotação em translação.	38
Figura 33 - T-Scan CS.....	39
Figura 34 - Impressora Zmorph VX.	41
Figura 35 - Mecanismo de encaixe.	43
Figura 36 - Tipologia do sistema de controle e automatização.	46
Figura 37 - Servo motor MG996R e dimensões.....	47
Figura 38 - Arduíno Nano V3.0.....	49
Figura 39 - Regulador de tensão LM2596.	50
Figura 40 - Myoware Muscle Sensor.....	50
Figura 41 - Myoware Muscle atuando no bíceps.....	51
Figura 42 - Posição do sensor.....	52
Figura 43 - Flexão do joelho sentado.....	54
Figura 44 - Extensão em pé e flexão plantar.	55
Figura 45 - Dorsiflexão do pé.....	55
Figura 46 - Modelo 3D do pé em equilíbrio.(a) Vista lateral. (b) Vista superior. (c) Vista Inferior do Modelo 3D do pé em equilíbrio.	56
Figura 47 - Vista frontal do modelamento do calcânhar-tornozelo.....	57
Figura 48 - (a) Furo inferior. (b) Furo lateral direito.	57
Figura 49 - (a) Flexão plantar. (b) Dorsiflexão.	58
Figura 50 - Protótipo do sistema pé-tornozelo.	59
Figura 51 - Projeto conceitual em 3D.	60
Figura 52 - Projeto detalhado em 3D.....	61
Figura 53 - (a) Vista frontal e superior do modelo conceitual. (b) vista frontal e superior do modelo detalhado e otimizado.....	62
Figura 54 - Conjunto final órtese de tornozelo e sistema pé-tornozelo.	63
Figura 55 - (a) Angulação na flexão plantar. (b) Angulação na dorsiflexão.....	64
Figura 56 - Engrenamento.....	64
Figura 57 - Peso do conjunto (g).	65
Figura 58 - Myoware Muscle e eletrodos posicionados para captação do pulso elétrico do músculo Gastrocnêmio.....	66
Figura 59 - Myoware Muscle e eletrodos posicionados para a captação do pulso elétrico do músculo Tibial inferior.....	66
Figura 60 - Gráfico da resposta do pulso na Posição Neutra.	67

Figura 61 - Gráfico da resposta do pulso na dorsiflexão.	68
Figura 62 - Gráfico da resposta do pulso na flexão plantar.....	68
Figura 63 - Órtese realizando a dorsiflexão de acordo com o movimento prescrito pelo músculo.	69
Figura 64 - Órtese realizando a flexão plantar de acordo com o movimento prescrito pelo ténis.	70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

OMS: Organização Mundial da Saúde

AVE: Acidente Vascular Encefálico

EMG: Eletromiografia

WR: Robôs vestíveis

BLEEX: Exoesqueleto de extremidades inferiores de Berkeley

Hall: Membro de assistência híbrida

AFO: Tornozelo e pé

KAFO: Joelho, tornozelo e pé

HKAFO: Quadril, joelho, tornozelo e pé

OTP: Órteses de tornozelo-pé

CAD: Desenho assistido por computador

STL: Linguagem de mosaico de superfície

SLA: Esteriolitografia

SLS: Sinterização seletiva a laser

EBM: Fusão por feixe de elétrons

FDM: Modelagem por deposição de material fundido

LENS: Fabricação da forma final a laser

IJP: Impressão por jato de tinta

3DP: Impressão tridimensional

ABS: Acrilonitrila Butadieno Estireno

USB: porta universal

Sumário

1.	Introdução	1
2.	Objetivos.....	3
2.1	Objetivo geral	3
2.1	Objetivo específico	3
3.	Referencial teórico	4
3.1	Equipamentos robóticos aplicados no processo de reabilitação da marcha.	4
3.1.1	Exoesqueletos	4
3.1.2	Órteses	7
3.2	Acidente Vascular Encefálico (AVE).....	12
3.2.1	Comprometimento Sensório motor	14
3.3	Métodos de Reabilitação do AVE	15
3.4	Biomecânica dos Membros Inferiores	16
3.4.1	Ciclo da Marcha	16
3.4.2	Biomecânica e análise cinemática do tornozelo.....	19
3.5	Manufatura aditiva.....	28
3.5.1	Conceito.....	28
3.5.2	Estereolitografia (<i>stereolithography</i> – SLA)	30
3.5.3	Sinterização seletiva a laser (SLS)	31
3.5.4	Fusão por feixe de elétrons (EBM)	32
3.5.5	Modelagem por deposição de material fundido (FDM)	33
3.5.6	Fabricação da forma final a laser (<i>laser engineered net shape</i> – LENS).....	34
3.5.7	Impressão por jato de tinta (IJP)	35
3.5.8	Impressão Tridimensional (3DP)	35
3.5.9	Manufatura aditiva na área médica	36

3.6	Transmissão de movimento.....	37
4.	Materiais e métodos.....	39
4.1	Modelamento da perna.....	39
4.1.1	Scanner do membro inferior	39
4.1.2	Impressão do sistema pé-tornozelo	40
4.2	Projeto Conceitual e simulação dinâmica do modelo 3D	43
4.2.1	Projeto detalhado da órtese	44
4.2.2	Dimensionamento das engrenagens	44
4.2.3	Automação e controle da órtese de tornozelo	46
4.2.4	Impressão do projeto detalhado da órtese de tornozelo.....	53
5.	Resultados e discussão	54
5.1	Protótipo do sistema pé-tornozelo	54
5.2	Projeto conceitual da órtese de tornozelo.....	59
5.3	Sistema eletromecânico.....	65
5.4	Custos.....	71
5.5	Limitações do estudo	72
6.	Conclusão	73
7.	Sugestões para Trabalhos Futuros.....	74
8.	Referências	75
	Anexo 1 – Projeto Mecânico	81
	Anexo 2 – Código Arduíno	84

1. Introdução

Os sistemas biológicos complexos como exemplo o sistema motor, são suscetíveis a falhas e anormalidades no seu funcionamento. Múltiplas doenças e lesões nos diferentes componentes do sistema motor alteram a execução dos movimentos e produzem uma ampla variedade de sintomas distintos (KANDEL et al., 2013). As deficiências motoras de origem neurológica configuram-se como um grave problema de saúde pública, na qual o desenvolvimento de sistemas mecânicos e eletrônicos aliados aos conhecimentos da multidisciplinaridade das áreas de exatas e da saúde podem possibilitar um processo de reabilitação dos indivíduos.

Dentre as doenças causadas por lesões motoras, segundo projeções da Organização Mundial de Saúde (OMS), o Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma das principais causas de incapacidade registradas no mundo, comprometendo, em muitos casos, a marcha das vítimas, podendo torná-la descoordenada, arritmica, desequilibrada, além de consumir elevados valores energéticos do indivíduo (WESTPHAL et. al, 2016)

A deambulação, também conhecido como marcha, foi descrita como a glória máxima da locomoção corporal humana, uma descrição que torna fácil entender o que representa para o paciente ser capaz de andar novamente. Reconquistar a capacidade de andar sem medo e sem ser notado na rua por outras pessoas é o sonho da maioria dos pacientes que sofreram AVE (DAVIES,1996).

No século XXI, com o avanço da engenharia no desenvolvimento de novas tecnologias aplicadas as áreas da saúde, ambas se tornaram aliadas. Surgiu então a biomecânica, ciência promissora que caminha em prol da melhoria da qualidade de vida dos indivíduos através de atributos resultantes da interdisciplinaridade entre as áreas. Neste ramo, a engenharia que se destaca é a mecânica e a eletrônica. Os dispositivos robóticos possibilitam a realização de tarefas específicas repetidas vezes, de forma controlada e confiável, o que tem sido demonstrado na literatura como fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com concomitante aumento da habilidade motora no desempenho das atividades funcionais (ARAÚJO, 2011).

A engenharia biomecânica, dentre as várias linhas de pesquisa, merece destaque a de criação de sistemas e equipamentos de estudo, manutenção e suporte à vida. Voltada à compreensão dos fenômenos relacionados com o aparelho musculoesquelético e a busca de soluções de reabilitação de tecidos biológicos que tenham sua função original perdida, o estudo

e desenvolvimento de novas aplicações das ciências exatas torna-se essencial na reabilitação de tecidos biológicos, trazendo recursos como por exemplo, a produção de órteses adaptadas para situações cotidianas. É neste contexto que este trabalho vem a contribuir, sendo proposto um novo e inovador modelo de órtese, em especial aplicada ao auxílio da marcha em indivíduos com restrição neste desempenho, seja por doenças adquiridas ou mesmo por fadiga muscular.

2 Objetivos

2.1 Objetivo geral

Propõe-se o desenvolvimento de uma órtese de tornozelo para que auxilia a execução da marcha, reduzindo os impactos causados pelo acidente.

2.1 Objetivo específico

O projeto tem como objetivos específicos:

- a) Desenvolvimento de um protótipo de um sistema pé-tornozelo fidedigno com a anatomia do membro humano
- b) Desenvolvimento de um protótipo de uma órtese mecânica que apresente uma modelagem ergonômica com o sistema pé-tornozelo
- c) Atender, por um protótipo, um princípio de funcionamento que vise captar os pulsos elétricos da perna não afetada, por eletromiografia(EMG) e traduzir para o protótipo da órtese de tornozelo
- d) Comparar os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar desenvolvidos pela órtese com a cinemática do sistema pé-tornozelo
- e) Fazer uso da manufatura aditiva para o desenvolvimento de protótipos com designs mais inovadores e leves.

3. Referencial teórico

3.1 Equipamentos robóticos aplicados no processo de reabilitação da marcha.

Segundo Pons (2008), a classificação dos dispositivos para locomoção, conhecidos como *Wearable Robots* (WR), robôs vestíveis, ou seja, robôs que podem ser vestidos. A classificação é dada de acordo com a influência do robô no movimento realizado pelo indivíduo, sendo classificados como:

- Próteses robóticas: Aparelho eletromecânico que substitui membros amputados
- Exoesqueletos robóticos amplificadores de força: são robôs que aumentam a capacidade de operação do corpo humano, atuando em conjunto.
- Órteses robóticas: equipamento que reproduz as funções realizadas por algum membro. Tem o objetivo de reparar danos realizados.

3.1.1 Exoesqueletos

Em 2003, foi apresentado um dos exoesqueletos mais completos, conhecido como *BLEEX* (Berkeley Lower Extrememity Exoeskeleton), Exoesqueleto de extremidades inferiores de Berkeley, pode ser visto na Figura 1. Desenvolvido pela Universidade da Califórnia em Berkeley, o projeto possui uma estrutura mecânica externa fixa, com cintas, em diversas partes do corpo humano. O modelo possui uma mochila, contendo combustível, para ser utilizada nas costas do usuário e possui como princípio amplificar os esforços e realizar movimentos através de atuadores hidráulicos. Além disso, é composto por uma fonte híbrida que alimenta o sistema operacional e uma bomba hidráulica, para os atuadores (Chu et al., 2005).

Figura 1: Exoesqueleto BLEEX.



Fonte: Adaptado de Berkeley,2007.

Segundo os pesquisadores de Berkeley (2007), o funcionamento desse modelo é simples, necessitando ao usuário apenas realizar a marcha. O sistema embarcado apresenta uma rede de sensores que calcula a melhor forma de distribuir a carga nos membros inferiores e, assim, facilita o caminhar. Entretanto, o modelo é muito robusto. Sendo assim, a mesma universidade aperfeiçoou o modelo em 2005, reduzindo o peso do projeto em decorrência de uma estrutura mais leve e, ainda assim, aumentando o dobro da capacidade de carga para transporte. O desafio dos pesquisadores da UC Berkeley continua sendo a redução do peso do exoesqueleto e ainda visa a maior autonomia para transporte e segurança do equipamento.

Um modelo com o mesmo princípio de funcionamento foi desenvolvido pela empresa Sarcos Resharch, Figura 2, apresentando uma inovação em comparação ao BLEEX: o exoesqueleto completo que atua nos membros inferiores e superiores. Alguns anos depois, a empresa japonesa Cyberdyne divulgou o Hybrid Assistant Limb (Hall), membro de assistência híbrida. O modelo visa auxiliar idosos e indivíduos que apresentam deficiência motora e possui uma autonomia média de 2 horas e 40 minutos (Sgarbi, 2008) exoesqueleto alimentado por baterias recarregáveis com estrutura feita de ligas metálicas e polímeros, conforme mostra a Figura 3. O autor ainda cita como característica atuar nos membros inferiores e superiores e os movimentos são realizados através da captação de sinais mioelétricos dos músculos.

Figura 2 – Exoesqueleto Sarcos.



Fonte: Adaptado de Autotechjunkies, 2008

Na Figura 3, é possível visualizar o modelo da empresa japonesa Cyberdyne, que lançou o exoesqueleto que é alimentado por baterias recarregáveis e recebeu o nome de Hybrid Assistant Limb.

Figura 3 - Hybrid Assistant Limb.



Fonte: Adaptado de Sgarbi, 2008.

Ambos os modelos apresentados possuem a limitação de funcionarem apenas para pessoas que possuem movimentos nos membros inferiores. Em 2014, Miguel Nicolelis desenvolveu uma interface cérebro-máquina que faz com que pessoas que possuem a marcha comprometida como, por exemplo, paraplégicos, possam andar novamente através da mente. O exoesqueleto BRA-Santos Dumont 1 foi utilizado na abertura da Copa do mundo de 2014, no dia 12 junho, no qual um paraplégico deu o chute inicial na cerimônia (Alvez, 2015)

3.1.2 Órteses

De acordo com Araújo (2010), as órteses de tornozelo têm o objetivo de compensar uma fraqueza ou compensar o funcionamento de um membro que possui o funcionamento comprometido. São classificadas em:

- AFO (Ankle and foot (tradução livre: tornozelo e pé)): órtese que possui atuação no sistema tornozelo e pé.

- KAFO (Knee, Ankle and foot (tradução livre: joelho, tornozelo e pé)): órtese que possui no joelho, tornozelo e pé
- HKAFO (Hip, Kneem Ankle and Foot (tradução livre: quadril, joelho, tornozelo e pé)): atuação no quadril, joelho, tornozelo e pé.

Essas órteses ainda são classificadas em rígidas, semirrígidas, articuladas e de reação ao solo (Carvalho, (2006); Lucareli *et al.*, (2007); Pratt, (1994)). Ainda podem ser divididas de acordo com a atuação:

- Órteses Passivas: são equipamentos que não apresentam nenhum dispositivo de acionamento eletrônico, ou seja, o usuário fica responsável por toda a força aplicada para ocorrer o funcionamento. Um exemplo é mostrado na Figura 4.

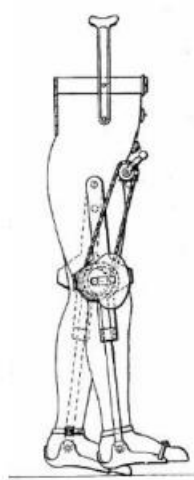
Figura 4 - Órtese passiva tipo AFO.



Fonte: Adaptado de Speck & Klaue (1998).

- Órteses Ativas: são equipamentos que apresentam, no mínimo, um dispositivo de acionamento eletrônico. O seu funcionamento depende de atuadores que são controlados por sinais elétricos. Um exemplo pode ser visto na Figura 5, em referência da primeira órtese ativa, de 1935. (Dollar & Herr, 2007)

Figura 5 - Órtese ativa.



Fonte: Adaptado de Dollar e Herr, 2007.

As linhas de pesquisas voltadas para órteses ativas vêm crescendo em âmbito global. De acordo com Dollar e Herr (2007), em 1942 foi desenvolvida a primeira órtese ativa controlável, apresentando um sistema que proporcionava o posicionamento das juntas em ângulos próximos dos realizados pela marcha. Entretanto, os primeiros modelos eram desconfortáveis, com pouco autonomia e pesadas. Ainda sob os relatos deste autor, pesquisadores da Universidade Sogang, em Seoul, Korea, desenvolveram um equipamento que atua no quadril, joelho, tornozelo e pé, sendo acoplado a uma base móvel que fica alocado o sistema embarcado, como visto na Figura 6. O modelo permitiu uma redução significativa do peso sobre o paciente, mas ainda apresenta limitações como, por exemplo, subir um degrau.

Figura 6 - Órtese e base andador.



Fonte: Adaptado de Dollar & Herr, 2007.

Com o passar dos anos, uma órtese ativa para pessoas paraplégicas foi desenvolvida pela empresa Israelita Argo Medical Technologies (Technologies, 2008), a ReWalk, como pode ser visto na Figura 7. Enviando os comandos via ondas eletromagnéticas, o modelo possui um bracelete contendo botões que representam os movimentos que o equipamento pode realizar. A evolução dos modelos continuou em Tokyo, no Japão, onde pesquisadores da Universidade Ochanomizu desenvolveram uma órtese com dois graus de liberdade, acionada por motores, que foram acoplados nas articulações do joelho e do quadril. Os usuários conseguiram utilizar o equipamento sem cair (Otha, 2007).

Figura 7- Exoesqueleto REWALK.



Fonte: Adaptado de Technologies, 2008.

Dentro de diversos modelos de órteses, que apresentam inovações ao longo dos anos, é possível perceber que as órteses ativas estão sendo cada vez mais utilizadas para fins terapêuticos e apresentam resultados significativos na reabilitação de pessoas com comprometimento na marcha. Um dos modelos mais completos, dos últimos anos, é a versão robotizada de uma plataforma terapêutica, a Lokomat (Figura 8), comercializada pela empresa Hocoma.

Figura 8 - Modelo Lokomat.



Fonte: Hocoma.

Disponível em: <<https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>>. Acesso em 01 de março de 2019.

Sendo assim, de acordo com as categorias de órteses apresentadas, a órtese desenvolvida se enquadra na categoria de órtese AFO ativa, visando o objetivo de controlar o protótipo através da EMG. A escolha desse modelo se deve aos fatos da órtese ativa apresentar resultados positivos, segundo a literatura, na reabilitação de vítimas do AVE.

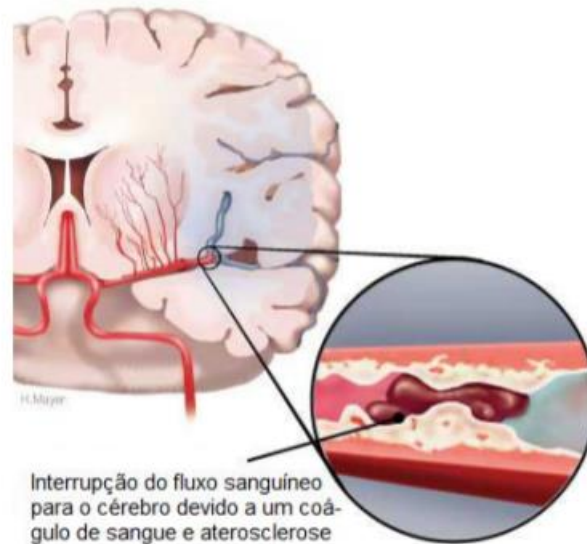
3.2 Acidente Vascular Encefálico (AVE)

Os sistemas biológicos complexos como o motor são suscetíveis a falhas e anormalidades no seu funcionamento. Múltiplas doenças e lesões nos diferentes componentes do sistema motor alteram a execução dos movimentos e produzem uma ampla variedade de sintomas distintos (KANDEL *et al.*, 2013). De acordo com a OMS, o AVE é conceituado como um comprometimento neurológico de origem vascular presumido e de início súbito, com duração de mais de 24 horas ou que leve à morte (FAROOQ *et al.*, 2008).

O AVE ocorre com a interrupção do fluxo sanguíneo cerebral e pode ser caracterizado como hemorrágico ou isquêmico. O hemorrágico apresenta cerca de 10% dos casos e ocorre em decorrência de hipertensões ou patologias vasculares prévias como, por exemplo, aneurismas e malformações arteriovenosas (BEDERSON, 2009). Já o isquêmico ocorre com maior frequência e decorre da falta de sangue no cérebro, proporcionada pela oclusão arterial

que são formados em qualquer lugar do corpo (PIRES et al., 2004), essa lesão é exemplificada na Figura 9.

Figura 9 - AVE Isquêmico.



Fonte: Adaptado de HEART, 2014.

Dentre as doenças causadas por lesões motoras, ainda segundo projeções da OMS, o AVE é uma das principais causas de incapacidade persistentes no mundo, comprometendo, em muitos casos, a marcha das vítimas, podendo torná-la descoordenada, arritmica, desequilibrada, além de consumir elevados valores energéticos do indivíduo. A maioria desses indivíduos necessitam passar uma reabilitação para as sequelas neurológicas, sendo 70% desses não retornam ao seu trabalho e o restante precisam de ajuda em sua locomoção (HIGGINSON et al., 2006, LIN et al., 2006). Assim, as deficiências motoras de origem neurológica configuram-se como um grave problema de saúde pública, na qual o desenvolvimento de sistemas mecânicos e eletrônicos aliados aos conhecimentos da multidisciplinaridade das áreas de engenharia, fisioterapia e educação física podem possibilitar um processo de reabilitação dos indivíduos.

3.2.1 Comprometimento Sensório motor

Para a realização da marcha, devem ser integrados diversos sistemas fisiológicos no qual abrangem o sistema sensório motor, musculoesquelético e visual. Em situações que não é possível realizar a integração harmônica desses sistemas, o indivíduo pode apresentar comprometimento em seu sistema motor (CHUNG; WANG, 2010).

Já para função motora, estão envolvidas a paralisia ou paresia dos músculos do lado do corpo contralaterais à lesão cerebral. A hemiplegia é a forma mais comum de paralisia, e envolve o membro superior e o membro inferior de um lado do corpo, podendo incluir a face. A perda parcial dos movimentos é conhecida como hemiparesia que se refere a dificuldade de movimentar uma parte do corpo (GREVE,2007).

Em relação a hemiplegia, de acordo com Greve (2007) que compromete um lado completo do corpo, é mais grave que a primeira e atinge a maioria dos indivíduos vítimas de AVE, tendo por consequência em muitos casos, o comprometimento da marcha. Logo após o AVE, há perda de tônus muscular, a paralisia flácida, sendo esta caracterizada pela perda do movimento voluntário, promovendo a espasticidade da musculatura.

Segundo Cardoso, (2013) realizou um levantamento de diversos pesquisadores que descreveram o padrão de deambulação em pacientes hemiparéticos (WALL; TURNBULL, 1986; BOHANNON, 1987, LEHMANN et al., 1987 , PERRY, 1992; DE QUERVAIN et al., 1996, OLNEY;RICHARDS, 1996; PÉLISSIER,1997; DAVIES,1999; CARR, 2003; HIGGINSON et al., 2006). De forma geral, a marcha desses indivíduos caracteriza-se por apresentar diversas variações entre eles, possivelmente em busca de uma alternativa de marcha adaptada para tal. Percebe-se que os pacientes com hemiplegia apresentam redução na passada do lado não comprometido e um aumento do lado afetado e uma base de apoio ligeiramente maior. As características da marcha de um hemiplégico podem ser dadas, desta forma, pela redução da velocidade da caminhada, variação na cadência e no aumento no tempo do passo.

A marcha dos hemiparéticos possui redução ou ausência da subfase golpe de calcanhar fazendo com que o paciente transfira o peso inicial no antepé ou com a sola do pé. Desta forma, ocorre a dorsiflexão inadequada promovendo a contratura do tendão de Aquiles e da espasticidade dos músculos fletores plantares. Visto que o tornozelo não consegue realizar a dorsiflexão, ocorre a transferência do peso para o antepé e a tíbia, é força no impulso contrário,

para trás. Esse conjunto de etapas mantém o joelho em hiperextensão (ISAKOV; MIZRAHI, 1992).

3.3 Métodos de Reabilitação do AVE

Segundo Piassaroli (2012), nos últimos anos, foram definidos alguns recursos terapêuticos, na fisioterapia, que possuem base científica para o aprimoramento. Sendo assim, os métodos para a reabilitação do AVE podem ser divididos em:

- Cinesioterapia: são os exercícios físicos terapêuticos, que podem ser realizados por movimentação ativa, passiva, assistida, ativa assistida e ativa resistida;
- Hidroterapia: exercícios terapêuticos realizados na água;
- Hipoterapia: atividades realizadas com o auxílio de equinos;
- Massoterapia: técnicas de mobilização de tecidos superficiais e profundos;
- Termoterapia: uso de agentes eletrofísicos e eletromagnéticos;
- Técnicas alternativas: exercícios não convencionais;

De acordo com as técnicas que envolvem a movimentação do membro e proporciona estímulo muscular, o uso de equipamentos mecânicos enquadram-se na categoria de cinesioterapia. Entretanto, com o uso desses dispositivos, nomeia-se mecanoterapia. Ainda de acordo com a análise realizada por Cardoso (2013), através de nove estudos envolvendo tratamentos em pacientes hemiparéticos, quatro tem referência aos métodos de retreinamento da marcha através de feedback eletrogoniométrico ou de estimulação elétrica funcional (BASAGLIA et al.,1989; CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008 ; HOGUE; MCCANDLESS, 1983; MORRIS; MATYAS; BACH; GOLDIE, 1992), três se baseiam em dispositivos ortóticos (FARNCOMBE,1980; GOK et al.,2003). Já dois dos pesquisadores se tratavam de procedimentos cirúrgicos e ortopédicos (PINTUR *et al.*, 1986; CAILLET et al., 1998). Em todas as situações, as terapias apresentaram resultados positivos.

De acordo com Woolley (2001), as órteses são indicadas para indivíduos que apresentam fraqueza muscular ou espasticidade pós AVE. Um exemplo dos modelos mais efetivos são as órteses de tornozelo-pé (OTP), conforme mostrado na Figura 10, pois auxiliam na redução da hipertensão do joelho. Com o princípio do alinhamento funcional do conjunto tornozelo-pé, torna-se possível estabilizar o peso e reduzir a espasticidade. As OTP's proporcionam estabilidade lateral-medial adequada durante a fase de apoio, liberação adequada

dos dedos durante a fase de apoio e em movimentos mais próximos da marcha normal, com menor dissipação de energia (WOOLEY, 2001).

Figura 10 - Órtese Tornozelo-pé.



Fonte: Adaptado de FATONE, 2007.

Outro dispositivo ortotótico que visa proporcionar melhorias na marcha é uma vestimenta dinâmica com tecido contendo material elastomérico (por exemplo: *lycra*) para manter o equilíbrio e estabilidade da articulação próxima. Outro benefício é a minimização do tônus muscular e movimentos involuntários (MARTINS *et al.*, 2012).

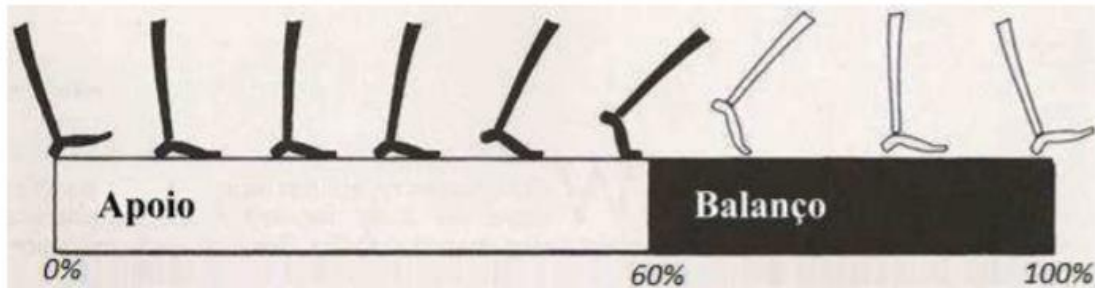
3.4 Biomecânica dos Membros Inferiores

3.4.1 Ciclo da Marcha

A marcha possui um ciclo no qual ocorre um processo de atividades sucessivas e regulares como, por exemplo, o desprendimento do calcanhar (ROSE; GAMBLE, 1998). Esse ciclo deve-se ao alinhamento entre a base do pé durante o apoio, o corpo e o deslocamento do membro no balanço no qual esse deslocamento deve-se pelo movimento do quadril, joelho e tornozelo.

Segundo Perry (2012), define a marcha como um processo que ocorre através de múltiplos eventos de forma rápida e completa, com o objetivo de deslocamento. A Figura 11 mostra o esquema translacional do desempenho marcha.

Figura 11 - Fases de apoio e balanço do ciclo da marcha.

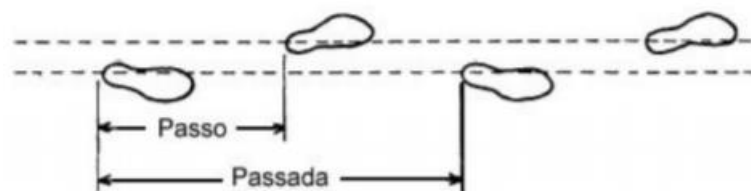


Fonte: Adaptado de Perry, 1992.

O período de apoio vai ocorrer quando o pé estiver em contato com a superfície no qual inicia-se no primeiro contato do pé com a superfície e finalizando assim que terminar o contato. A fase de balanço é situada no intervalo de tempo em que o pé está no ar, para o avanço do membro inferior até quando o calcanhar toda a superfície.

Para descrever a marcha, deve-se definir o passo e a passada. O primeiro tem por definição a distância do primeiro contato do calcanhar com o solo, de um dos membros, até o contato do calcanhar do membro oposto, também com o solo. Já a passada é a distância do primeiro e último contato de apenas um membro, com o solo. Essa distribuição da marcha é mostrada na Figura 12.

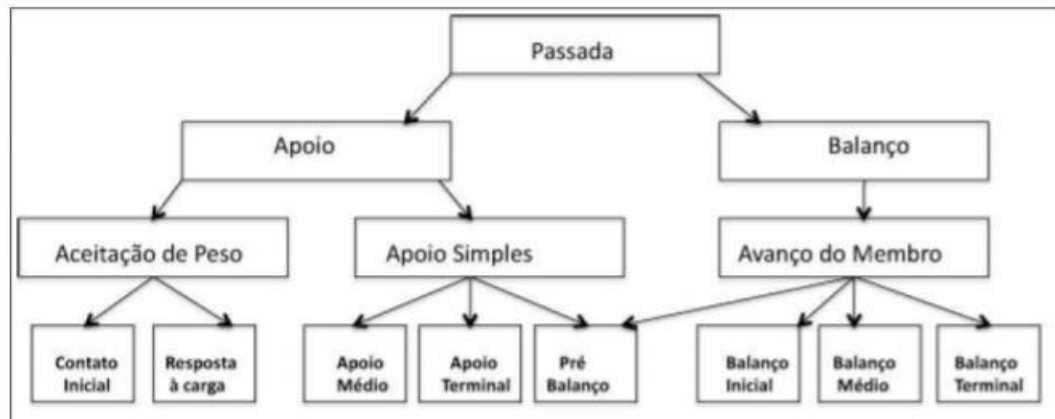
Figura 12 - Passo e passada da marcha humana.



Fonte: Adaptado de Filippo, 2016.

Perry (1992), divide a marcha em 8 fases, sendo que cada um deles apresenta um objetivo específico. A Figura 13 mostra um esquema das fases.

Figura 13 - Fases do Ciclo da marcha.



Fonte: Adaptado de PERRY, (1992).

Como pode ser visto na Figura 13, a fase de apoio divide-se em cinco fases com suas devidas funções:

- Contato inicial: o calcanhar toca o solo e o outro membro começa a perder o contato com o mesmo;
- Resposta à carga: ocorre quando o peso é transferido para o pé que entrou em contato com o solo;

Essas fases correspondem a etapa de aceitação do peso, já a fase seguinte é nomeada como apoio simples.

- Apoio médio: apenas um membro sustenta o peso do corpo e o outro está na fase de balanço;
- Apoio terminal: há a elevação do calcanhar e continua com o contato inicial do membro inferior contralateral;
- Pré-balanço: nesta etapa, o membro de apoio realiza a descarga do peso corporal para o membro contralateral. Também ocorre a preparação para o início do balanço;

Ainda baseado na Figura 13, posteriormente, inicia-se a fase de balanço, dividida em 3 fases:

- Balanço inicial: o pé eleva-se ao solo. Em uma marcha normal, ocorre a flexão rápida do joelho e a dorsiflexão do tornozelo. Assim, o membro é acelerado para a frente;
- Balanço médio (aceleração): o membro inferior, na fase de balando, está adjacente ao outro membro, este que está sustentando o peso;

- **Balanço final (desaceleração):** o membro que está na fase de balanço desacelera para realizar o contato inicial com o solo.

Em seu estudo, Arantes, (2010), analisou principalmente o tornozelo, em indivíduos que possuem a marcha normal, o calcanhar encosta primeiro no solo. Entretanto, para aqueles que apresentam padrão patológico, o pé pode encostar todo no chão ou apenas os dedos iniciam esse contato. Prontamente, o quadril encontra-se fletido nesta fase e um dos membros apresenta o tornozelo dorsifletido em neutro e joelho estendido. O final dessa fase resulta em iniciar o apoio com o rolamento do calcanhar.

O primeiro contato é seguido de uma resposta à carga, o qual se estende até o desprendimento do pé oposto do solo, representando cerca de 10% do ciclo da marcha. Essa sequência tem a função de absorver o choque e estabilizar o membro, visto que a transferência de carga de uma perna para a outra ocorre rapidamente e, aproximadamente, 95% do peso corporal é distribuído no membro que dá início a fase de apoio. Esta etapa ocorre em dois centésimos de segundos (PERRY, 1992. ROSE; GAMBLE, 1998).

Em pacientes hemiparéticos, o padrão da marcha varia de acordo com a extensão da lesão, o nível do tônus muscular, o controle motor seletivo preservado, equilíbrio e outras variáveis (Fellows, 1994). A marcha desses indivíduos apresenta variações na velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento dos passos, equilíbrio, entre outros. (Schuster, 2008). Sendo assim, faz-se necessário o tratamento terapêutico visando a redução das sequelas.

3.4.2 Biomecânica e análise cinemática do tornozelo

Segundo Araújo (2010), para a realização de um movimento, o corpo humano possui articulações nos membros com graus de liberdade que proporcionam algumas configurações de movimento como, por exemplo: a flexão, extensão e rotação. Nos membros inferiores, os mais relacionados para atuação de uma órtese são: o quadril, joelho e tornozelo.

Ainda de acordo com o autor, a articulação do quadril, coxofemoral, tem por função realizar a movimentação de toda a perna. Considerando indivíduos saudáveis, ocorrem os movimentos de abdução e adução lateral, flexão, extensão e rotação da perna. Em seguida, a articulação do joelho que realiza apenas o movimento de extensão e flexão. Já a articulação do tornozelo tem a função de transmitir, ao restante da perna, as irregularidades sentidas pelo pé. Essa informação permite que os membros se adaptem para manter o equilíbrio. Os movimentos

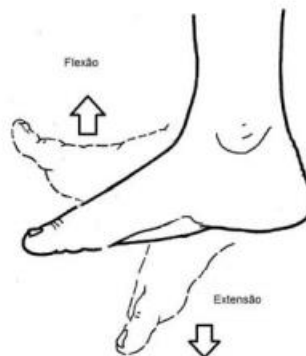
que podem realizar são: inversão, flexão, extensão, adução e abdução. A Figura 14 a Figura 16 essa relação de movimento, assim como o Quadro 1.

Figura 14 - Inversão do tornozelo.



Fonte: Adaptado de Araújo (2010).

Figura 15 - Flexão e extensão do tornozelo.



Fonte: Adaptado de: Araújo (2010).

Figura 16 - Adução e abdução do tornozelo.



Fonte: Adaptado de Araújo, (2010).

Quadro 1 - Movimento das articulações do tornozelo.

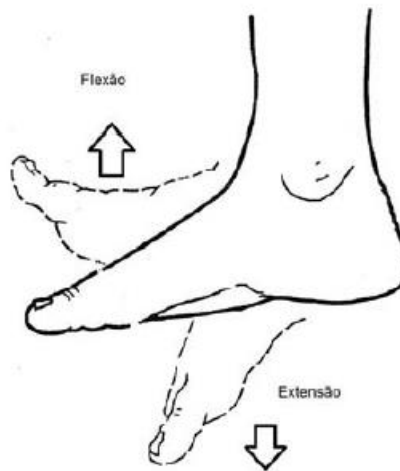
Plano	Eixo	Movimento
Sagital	Transversal	Dorsiflexão e flexão plantar dos dedos
Frontal	Sagital	Inversão e Eversão
Transverso	Longitudinal	Abdução e Adução

Fonte: Adaptado de Leardini, O'Connor e Giannini(2014).

Considerando o tornozelo como um sistema, faz-se a análise do movimento para a realização da marcha, nota-se os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, mostrados na Figura 17. O primeiro está relacionado com o movimento na articulação do tornozelo como ocorre, por exemplo, na retirada dos dedos do solo. Os músculos envolvidos são músculo extensor longo do hálux, tibial anterior, extensor longo dos dedos e fibular terceiro (OATIS,1988).

Para o movimento de flexão plantar, realiza-se flexão em direção a face plantar. Ocorre quando o indivíduo fica em pé na ponta dos dedos. Neste, os músculos envolvidos são: músculo flexor longo do hálux, músculos flexores ao longo dos dedos, músculo tibial posterior, músculo fibular curto (peroneal curto), músculo fibular longo, músculo sóleo e músculo gastrocnêmio (OATIS,1988).

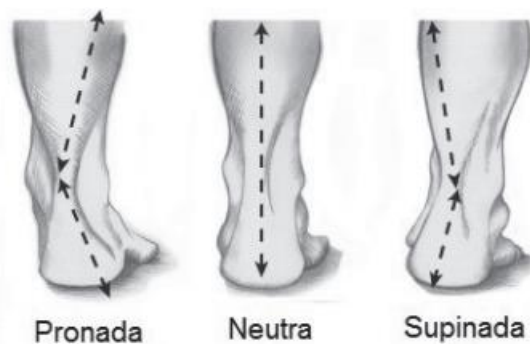
Figura 17 - Dorsiflexão e flexão plantar.



Fonte: Adaptado de Araújo, 2010)

Essas articulações apresentam algumas complexidades no movimento visto que ocorre combinação de movimentos, denominados movimentos triplanares. Eles são divididos em pronação, contendo os movimentos de dorsiflexão, abdução e eversão, e supinação, onde ocorre deslocamento pela flexão plantar, adução e inversão, outra categoria é a posição neutra subtalar, em que a articulação não está em pronação nem supinação (OATIS,1988).

Figura 18 - Movimentos triplanares e posição neutra.

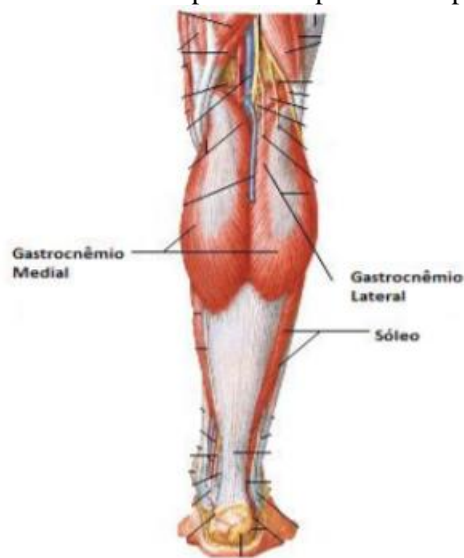


Fonte: Adaptado de Santos, (2016).

Os músculos que se inserem posteriormente ao eixo transversal da articulação do tornozelo são os principais responsáveis por realizar o movimento de flexão plantar do

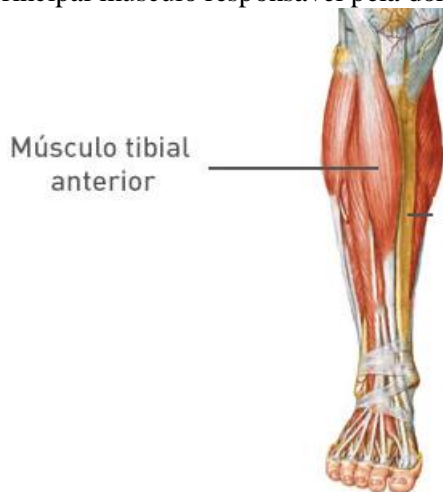
calcanhar. O gastrocnêmio e o sóleo mostrados na Figura 19 são os mais exigidos para realizar a força necessária para o movimento. Além desses, pode-se citar o fibular longo, fibular curto, o flexor longo dos dedos e o flexor longo do hálux. Já a dorsiflexão é realizada pelos músculos que são inseridos anteriormente ao eixo transversal do tornozelo, sendo o tibial anterior mostrado na Figura 20 sendo o principal responsável pelo movimento. Para a dorsiflexão, também se integram, como responsáveis pelo deslocamento, o músculo extensor longo dos dedos e o extensor longo do hálux (NETTER,2000).

Figura 19 - Principais músculos responsáveis pela flexão plantar do tornozelo.



Fonte: Adaptado de NETTER,2000.

Figura 20 - Principal músculo responsável pela dorsiflexão do tornozelo.

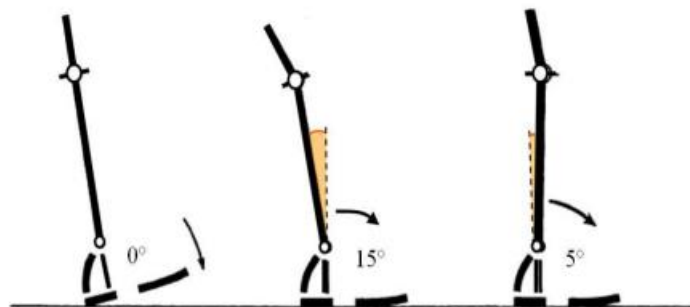


Fonte: Adaptado de NETTER,2000

Para a identificação dos diferentes movimentos nas articulações, a análise da marcha se torna essencial para a compreensão dos deslocamentos angulares em torno do eixo das articulações. As variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo são necessárias para a interpretação do ciclo na marcha (Dechichi, 2017). Para o presente estudo, a análise da variação das angulações das articulações do tornozelo deve ser analisada durante o ciclo da marcha.

Vera(1999) divide a marcha em 3 intervalos, no qual o primeiro intervalo está relacionado com o contato de calcanhar com o solo e o ponto médio de apoio (Figura 21), o segundo é analisado no movimento das articulações entre o apoio médio e a descolagem do pé (Figura 22) e a última fase relaciona-se com o movimento das articulações na fase de balanço(Figura 23).

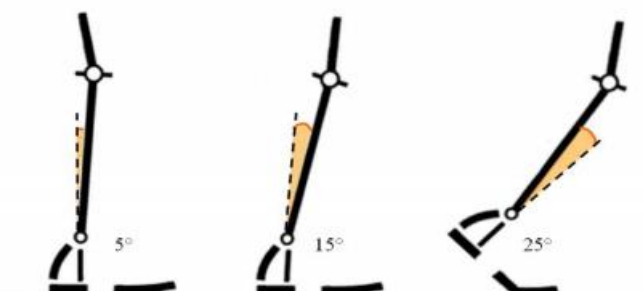
Figura 21 - Intervalo 1 da marcha.



Fonte: Adaptado de Vera, 1999.

Na figura 21, é possível verificar a articulação do tornozelo realiza o movimento de 15° da posição neutra para a flexão plantar e, em seguida, ocorre aproximadamente 5° de dorsiflexão.

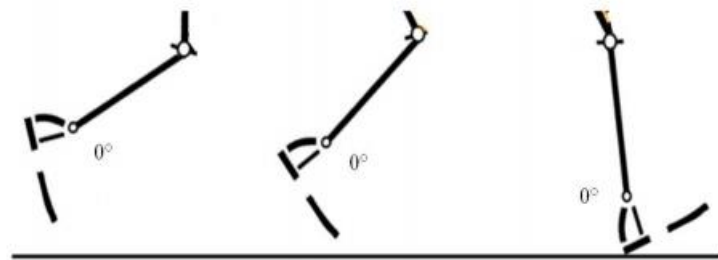
Figura 22 - Intervalo 2 da marcha.



Fonte: Adaptado de Vera, 1999.

Já no intervalo 2, como pode ser visto na figura 22, há o aumento de 5 para 15° de dorsiflexão, é quando o calcanhar se descola do solo. Após esta etapa, durante o intervalo que ocorre na elevação do calcanhar e decolagem do pé, o tornozelo é movimento por 35°, atingindo cerca de 20° de flexão plantar.

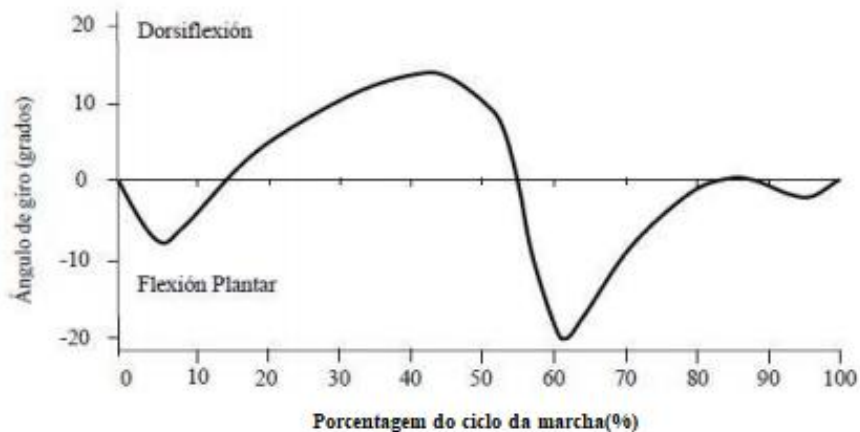
Figura 23 - Intervalo 3 da marcha.



Fonte: Adaptado de Vera, 1999.

Por fim, o último intervalo (Figura 23), ocorre a fase de balanço, no qual o tornozelo retorna a posição neutra e permanece assim na angulação de 0°. Na Figura 24, é possível verificar a variação da angulação do tornozelo de acordo com o percentual do ciclo da marcha.

Figura 24 - Variação do ângulo da articulação do tornozelo de acordo com a marcha.



Fonte: Adaptado de Winter, 1991.

Leighton (1987) desenvolveu um quadro com a média da amplitude total das articulações, como mostrado nos Quadros 2 e 3.

Quadro 2 - Referências angulares de Leighton para homens.

Tabela de Leighton - Para Homens (Amplitude total de uma ação articular em graus)						
Articulação	Movimento	Baixo	Abaixo da Média	Média	Acima da Média	Alta
Ombro	Flexão/extensão	< 207	207 - 223	224 - 242	243 - 259	> 259
	Abdução/adução	< 158	158 - 171	172 - 186	187 - 200	> 200
	Rotação	< 154	154 - 171	172 - 192	193 - 210	> 210
Cotovelo	Flexão	< 133	133 - 143	144 - 156	157 - 167	> 167
Antebraço	Pronação/supinação	< 151	151 - 170	171 - 191	192 - 211	> 211
Punho	Extensão/flexão	< 112	112 - 131	132 - 152	153 - 172	> 172
	Desvio radial/ulnar	< 64	64 - 77	78 - 92	92 - 105	> 105
Quadril	Flexão/extensão	< 50	50 - 67	66 - 88	89 - 106	> 106
	Abdução/adução	< 41	41 - 50	51 - 61	61 - 71	> 71
	Rotação	< 59	59 - 78	79 - 99	100 - 119	>119
Joelho	Flexão/extensão	< 122	122 - 133	134 - 146	147 - 157	> 157
Tornozelo	Flexão dorsal/Plantar	< 48	48 - 58	59 - 71	72 - 82	> 82
	Inversão/eversão	< 30	30 - 41	42 - 56	57 - 68	> 68
Coluna Cervical	Extensão/flexão	< 107	107 - 128	129 - 142	143 - 160	> 160
	Flexão lateral	< 74	74 - 89	90 - 106	107 - 122	> 122
	Rotação	< 141	141 - 160	161 - 181	182 - 201	> 201
Tronco	Extensão/flexão	< 45	45 - 62	63 - 83	84 - 101	> 101
	Flexão lateral	< 74	74 - 89	90 - 106	107 - 122	> 122
	Rotação	< 108	108 - 126	127 - 147	148 - 166	> 166

Fonte: Adaptado de Leighton, 1987.

Quadro 3 - Referências angulares de Leighton, para mulheres.

Tabela de Leighton - Para Mulheres (Amplitude total de uma ação articular em graus)						
Articulação	Movimento	Baixo	Abaixo da Média	Média	Acima da Média	Alta
Ombro	Flexão/extensão	< 226	226 - 242	243 - 261	262 - 278	> 278
	Abdução/adução	< 167	167 - 180	181 - 195	196 - 209	> 209
	Rotação	< 189	189 - 206	207 - 227	228 - 345	> 245
Cotovelo	Flexão	< 133	133 - 143	144 - 156	157 - 167	> 167
Antebraço	Pronação/supinação	< 160	160 - 179	180 - 200	201 - 220	> 229
Punho	Extensão/flexão	< 136	136 - 155	156 - 176	177 - 196	> 196
	Desvio radial/ulnar	< 75	75 - 88	89 - 101	102 - 117	> 117
Quadril	Flexão/extensão	< 82	82 - 99	100 - 120	121 - 138	> 138
	Abdução/adução	< 45	45 - 54	55 - 65	65 - 75	> 75
	Rotação	< 90	90 - 109	110 - 130	131 - 150	> 150
Joelho	Flexão/extensão	< 134	134 - 144	145 - 157	158 - 168	> 168
Tornozelo	Flexão dorsal/Plantar	< 56	56 - 66	67 - 79	80 - 90	> 90
	Inversão/eversão	< 39	39 - 50	51 - 65	66 - 77	> 77
Coluna Cervical	Extensão/flexão	< 125	125 - 141	142 - 160	161 - 177	> 177
	Flexão lateral	< 84	84 - 99	100 - 116	117 - 132	> 132
	Rotação	< 158	158 - 177	178 - 198	199 - 218	> 219
Tronco	Extensão/flexão	< 30	30 - 47	48 - 68	69 - 86	> 86
	Flexão lateral	< 104	104 - 119	120 - 136	137 - 152	> 152
	Rotação	< 134	134 - 152	153 - 173	174 - 192	> 192

Fonte: Adaptado de Leighton, 1987.

Os movimentos de flexão dorsal e plantar do tornozelo variam, para homens, entre 42 e 56 graus e, em mulheres, de 67 a 79 graus. Essa amplitude é analisada em torno dos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.

Mais especificamente, de acordo com o Quadro 4 da American Academy of Orthopaedic Surgeons tradução livre de Academia Americana de cirurgiões ortopédicos, é possível analisar as angulações das articulações de acordo com o movimento.

Quadro 4 - Referências angulares da American Academy of Orthopaedic Surgeons.

Tabela da American Academy of Orthopaedic Surgeons		
Articulação	Movimento	Graus de Amplitude
Ombro	Flexão	0 a 180
	Extensão	0 a 60
	Abdução	0 a 180
	Rotação medial	0 a 70
	Rotação lateral	0 a 90
Cotovelo	Flexão	0 a 150
Antebraço	Pronação	0 a 80
	Supinação	0 a 90
Punho	Extensão	0 a 70
	Flexão	0 a 80
	Desvio radial	0 a 20
	Desvio ulnar	0 a 30
Quadril	Flexão	0 a 120
	Extensão	0 a 30
	Abdução	0 a 45
	Adução	0 a 30
	Rotação lateral	0 a 45
	Rotação medial	0 a 45
Joelho	Flexão	0 a 135
Tornozelo	Flexão dorsal	0 a 20
	Flexão Plantar	0 a 50
	Inversão	0 a 35
	Eversão	0 a 15
Coluna Cervical	Flexão	0 a 45

Fonte: adaptado de American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965.

Como pode ser visto no Quadro 4, a flexão dorsal do tornozelo varia de 0 a 20° e a flexão plantar tem variação de 0 a 50°. Segundo relatos médicos, adquiridos por médicos e fisioterapeutas da cidade de Lavras, Minas Gerais, a amplitude do movimento, para indivíduos hemiparéticos, é reduzida. Entretanto, torna-se difícil definir um parâmetro visto que a variabilidade da angulação é dependente do local e da dimensão da lesão cerebral.

3.5 Manufatura aditiva

3.5.1 Conceito

Processos de fabricação possuem como característica a moldagem de material, torneamento, fresamento e furação são alguns dos diversos processos que podem ser realizados para atingir a forma desejada. No final da década de 1980 surgiu um novo princípio de fabricação que se baseia na adição de material, a manufatura aditiva (Volpato, 2018)

Segundo Volpato (2018), a manufatura aditiva pode ser definida como um processo de fabricação que ocorre pela adição de material, sucessivamente, na forma de camadas o qual obtém as informações de uma representação geográfica computacional, modelo 3D, que teve origem de um sistema CAD (*computer-aided-design*), desenho assistido por computador. O processo, além de ser automatizado, permite a fabricação de componentes de diversos tipos de materiais e, em comparação aos métodos mais antigos, ocorre de forma mais rápida.

A partir dos relatórios da McKinsey Global Institute (2013), a manufatura aditiva é considerada uma das 12 tecnologias que mais podem afetar a economia global até 2025, no qual poderá apresentar redução de 90% do preço das suas máquinas e as indústrias relacionadas apresentarão um aumento de 400% do faturamento, nos últimos quatro anos.

Gibson *et al.* (2009) caracteriza o processo de produção utilizando manufatura aditiva dividida em oito etapas:

1. Projeto no CAD: o desenvolvimento da geometria a ser produzida deve ser modelada por um modelo paramétrico;
2. Conversão para STL (*Surface Tessellation Language*), linguagem de mosaico de superfície: a maioria dos equipamentos de manufatura aditiva;
3. Software da máquina de impressão: a representação virtual da peça é transferida para o software do equipamento para impressão;
4. Configuração da máquina: fase na qual é realizada os parâmetros para impressão;
5. Produção: Tem como início a produção da peça por manufatura aditiva;
6. Remoção: retirada da peça;
7. Pós processamento: caso seja necessário, ocorre a retirada de material suporte e limpeza;
8. Aplicação: peça pronta para uso;

Um exemplo dessa aplicação é mostrado na Figura 25.

Figura 25 - Processo de produção por manufatura aditiva.



Fonte: Adaptado de Gibson, Rosen e Stucker, (2009).

Os processos de Manufatura Aditiva podem ser classificados pelo estado ou forma inicial da matéria prima utilizada no processo, o qual são divididos em processos em líquido, sólido e pó. Essa divisão se torna insatisfatória em uma análise mais detalhada, pois não considera informações voltadas sobre os mecanismos de adição e adição. Para o enquadramento dessas variáveis, a norma ISO/ASTM 52900:2015(E) enquadra as tecnologias em sete: Estereolitografia (*stereolithography* – SLA); Sinterização seletiva a laser (SLS), Fusão por feixe de elétrons (EBM), Modelagem por deposição de material fundido (FDM); Fabricação da forma final a laser (*laser engineered net shape* – LENS); Impressão por jato de tinta (IJP) e Impressão Tridimensional (3DP) (CHUA; LEONG; LIM, 2010).

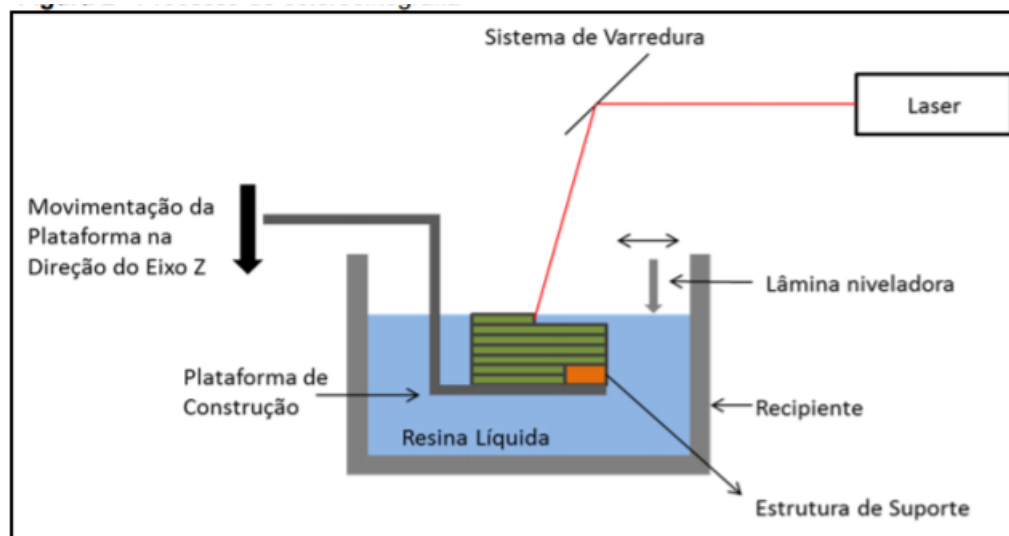
3.5.2 Estereolitografia (*stereolithography* – SLA)

A estereolitografia é um processo no qual o objeto é produzido através da fotopolimerização de uma resina líquida mostrado na Figura 26. Isso ocorre pela incidência de um feixe de laser ultravioleta, onde possui sua direção determinada por um conjunto de espelhos galvanométricos, que endurece a resina e forma a camada final do produto. Em seguida, a plataforma em que estava a resina líquida é abaixada em uma cuba com resina e há a formação de uma nova camada sobre a anterior. Esse processo ocorre repetitivamente até atingir o

acabamento desejado. Para aumentar o grau de cura do produto, utiliza-se um solvente para a retirada da peça, sendo o modelo inserido em um forno ultravioleta (LAN et al., 1997; MANÇANARES et al., 2015).

O processo originou a primeira patente, desenvolvida em 1986, por Charles W. Hull. Ainda no mesmo ano, este criou a 3D Systems, empresa que até hoje é referência no mercado, e lançou o primeiro produto em 1988 (CHUA; LEONG; LIM, 2010).

Figura 26 - Processo do SLA.

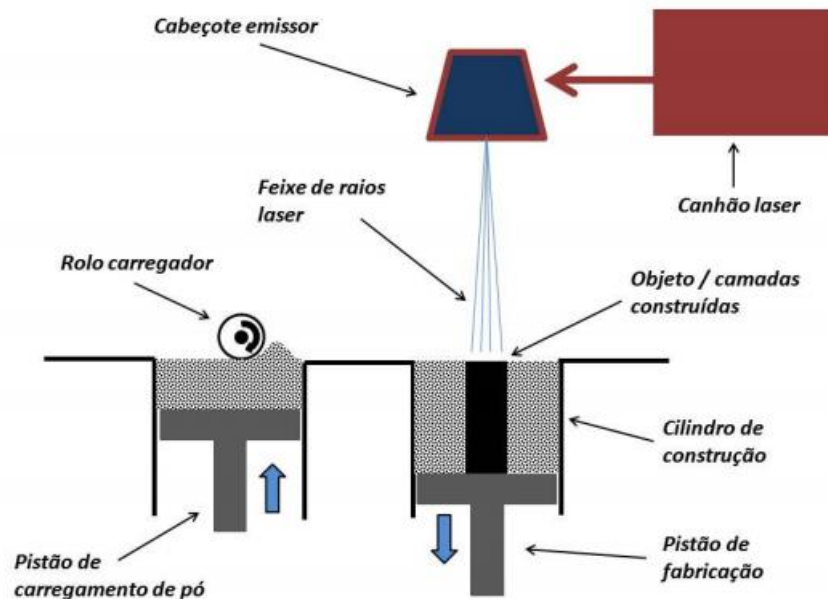


Fonte: Adaptado de Chua, Leong e Lim, (2010).

3.5.3 Sinterização seletiva a laser (SLS)

O objetivo desse processo é possibilitar o uso de diferentes materiais para a produção (CHUA; LEONG; LIM, 2010). O autor cita que o primeiro equipamento foi lançado nos anos de 90 pela *DTM Corporation*, empresa que foi adquirida nos anos de 2000 pela 3D Systems (CHUA; LEONG; LIM, 2010).

Figura 27 - Processo do SLA.



Fonte: Adaptado de Pereira, 2006.

Como visto na figura 27, o processo da SLS é caracterizado pelo uso de um feixe de laser, que também tem sua orientação dada por um sistema de espelhos, para a ocorrência da sinterização seletiva do material em pó que proporciona a peça pelo surgimento das camadas mostrado na Figura 27. O mesmo processo ocorre, com o deslocamento da plataforma, até chegar ao formato final.

A plataforma no qual o material é apoiada é aquecida a uma temperatura próxima da temperatura de sinterização do material para que o processo ocorra mais facilmente e com mais qualidade visto que diminui o gradiente de temperatura, entre os materiais sinterizados e não sinterizados, e facilita a sinterização proporcionada pelo feixe de luz (HOPKINSON; HAGUE; DICKENS, 2006; MANÇANARES et al., 2015).

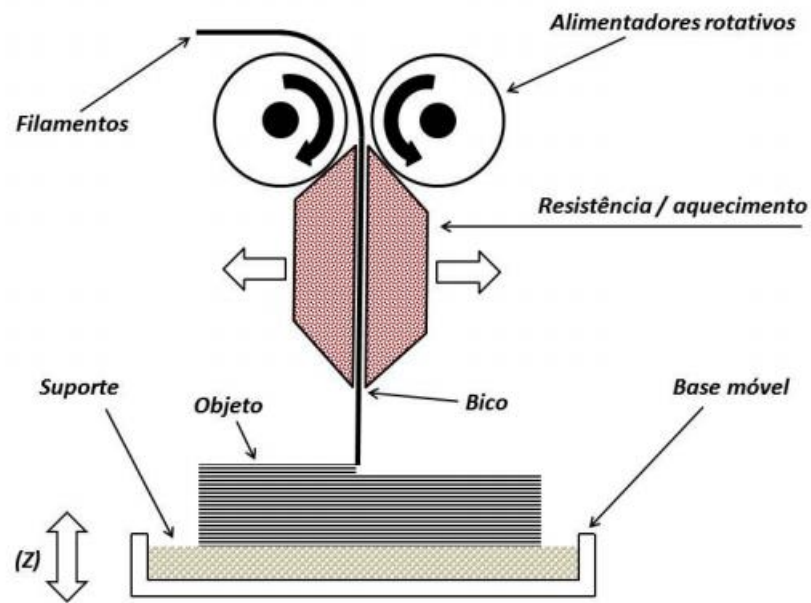
3.5.4 Fusão por feixe de elétrons (EBM)

Utilizada para produção de peças metálicas resistentes e maciças, possui como princípio a fusão total do material em pó por um feixe de elétrons, ocorrendo a formação da camada. O processo ocorre em uma câmara a vácuo e foi desenvolvido pela empresa Arcam com o nome de *electron beam melting* (EBM). Segundo Chua, Leong e Lim (2010), o processo apresenta um elevado consumo de energia, mas a qualidade final da peça é significativa.

3.5.5 Modelagem por deposição de material fundido (FDM)

Sendo um dos processos mais tradicionais, o processo tem como princípio a fundição de filamentos de um material que é extrudado em altas temperaturas. Composto por um bico extrusor e um cabeçote, esse conjunto proporciona a deposição das camadas na plataforma no plano x-y.

Figura 28 - Processo do FDM.



Fonte: Adaptado de Ahrens et al.,2007.

Demonstrado na Figura 28, a plataforma possui temperatura inferior ao material que vai ser extrudado e o filamento depositado é endurecido rapidamente, formando uma primeira camada. Ao decorrer do processo, a plataforma é abaixada e ocorre a deposição das camadas no eixo Z até alcançar a peça final (UPCRAFT; FLETCHER, 2003; MANÇANARES et al., 2015).

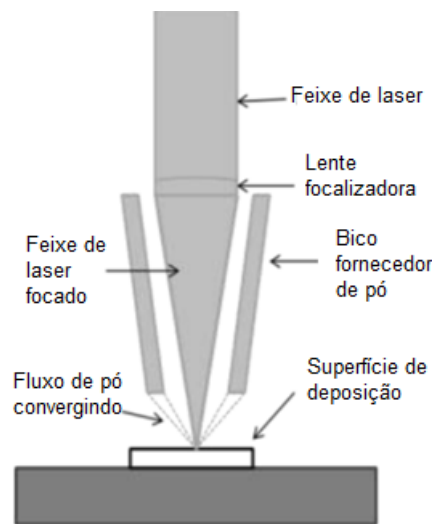
Segundo Kai *et al.* (2003), para o mesmo material, o desenvolvimento de peças com FDM proporciona uma resistência significativa de 85% da resistência de peças que são desenvolvidas pelo processo de injeção. Já para Hopkinson, Hague e Dickens (2006), apesar do FDM apresentar uma velocidade limitada em decorrência do deslocamento da cabeça extrusora por toda a área a ser criada, esse método torna-se interessante pela facilidade de instalação e uso em escritórios e fábricas.

A Sratasys, empresa que lançou a tecnologia FDM no mercado, integrada hoje na 3D Systems, cita as ceras, poliéster, policarbonetos, ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) e polifenilsulfona como materiais disponíveis para serem utilizadas no processo. (STRATASYS,2014). No trabalho em questão, o método utilizado foi o FDM em decorrência do custo benefício, tempo de produção e facilidade de uso.

3.5.6 Fabricação da forma final a laser (*laser engineered net shape – LENS*)

O processo ocorre através de um laser potente sobre a superfície da peça em fabricação, onde ocorre a fundição do material e formação da camada da peça, mostrado na (Figura D). O grande diferencial do processo, em relação ao método de sinterização seletiva a laser, é dado pela forma em que o material no LENS é adicionado, sendo depositado por um instrumento próximo ao laser para a produção de peças resistentes de metal e maciças (AHRENS *et al.*, 2007).

Figura 29 - Processo do LENS.



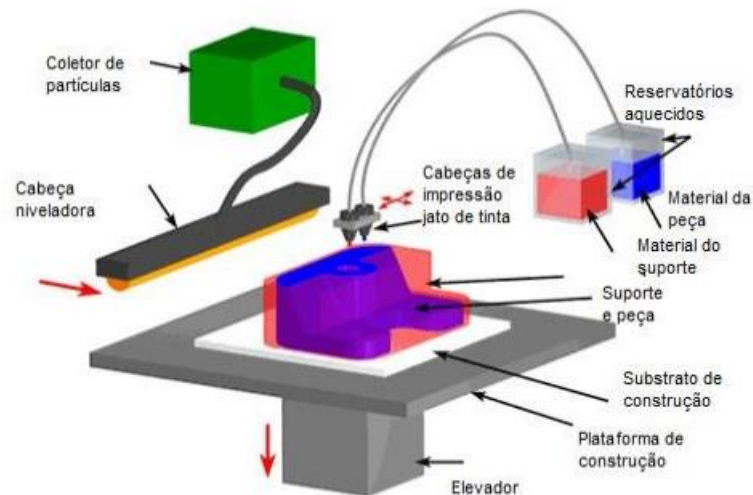
Fonte: Adaptado de Ahrens et al.,2007.

Karunakaran (2012) explica que o cabeçote de deposição possui um feixe de laser no centro e apresenta de dois a quatro bicos de deposição que se localizam ao redor do laser. O material é depositado através de um instrumento, que fica localizado próximo ao laser, e esse processo resulta na fusão completa do material e produz peças de metal resistentes e maciças. (AHRENS *et. al*, 2007).

3.5.7 Impressão por jato de tinta (IJP)

No IJP, um material foto curável é depositado, sob a forma de pequenas gotas, por um cabeçote com deslocamento no eixo x-y. Em seguida, ocorre a cura do material pela emissão de luz ultravioleta e formando a camada da peça. Também existe um jato de impressão que forma estrutura de suporte, que deve ser retirado após o processo. (AHRENS *et. al.*, 2007; MANÇANARES *et al.*, 2015). Para esses autores, o processo apresenta vantagens como a precisão e qualidade, mas é limitado em produção visto a dificuldade de encontrar materiais disponíveis. O mesmo é mostrado na Figura 30.

Figura 30 - Processo IJP.



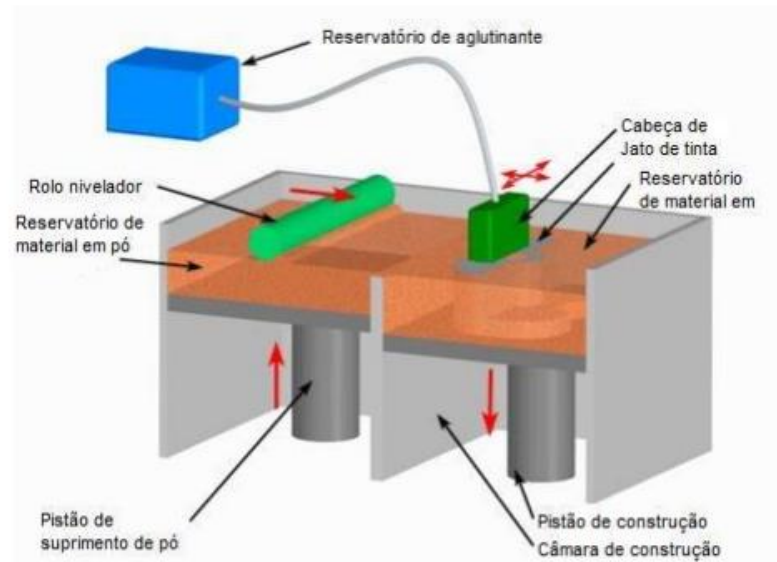
Fonte: Adaptado de Custompartnet, 2008a.

3.5.8 Impressão Tridimensional (3DP)

Desenvolvida no *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), essa técnica tem como princípio as impressoras convencionais de tintas. O processo ocorre em um recipiente de material em pó sobre uma plataforma, que possui deslocamento perpendicular ao plano de formação das camadas. O cabeçote, que atua no eixo XY, deposita aglutinante por impressão do tipo jato de tinta. O mesmo processo vai ocorrendo enquanto a plataforma é abaixada e o rolo é adicionado, para garantir o nivelamento do pó no reservatório. Segundo Upcraft e Fletcher (2003), esse método não necessita de material suporte visto que o material que não foi

aglutinado funciona como apoio estrutural a peça, o resultado do processo são peças mais frágeis que precisam de um pós processamento visando o ganho de resistência.

Figura 31 - Processo do 3DP.



Fonte: Adaptado de Custompartnet,2008b.

3.5.9 Manufatura aditiva na área médica

A Manufatura Aditiva vem ganhando destaque na área médica. Em 2012, a indústria de tecnologia se destaca por representar 16,4% da receita total do mercado mundial de manufatura aditiva (SNYDER *et al.*, 2014). De acordo com a EOS (2013), a tecnologia apresenta como vantagens, em âmbito médico, o desenvolvimento de instrumentos cirúrgicos individuais, de próteses específicas e modeladas, implantes específicos e que possui compatibilidade com o organismo, etc.

Além de permitir o controle estrutural preciso da peça, a manufatura aditiva controla a estrutura interna, em nível micro, possibilitando a manipulação das propriedades físicas, mecânicas e biológicas na produção gerada, permitindo diversas aplicações na área da saúde, principalmente para uma análise de biocompatibilidade (ZADPOOR; MALDA, 2016). Dos materiais mais utilizados, para biomateriais metálicos, pode-se citar o aço inoxidável, cobalto e titânio, em decorrência das suas propriedades mecânicas. O último é usualmente mais

utilizado visto a sua elevada biocompatibilidade, baixo peso e densidade, permitindo aplicações em diversos segmentos do corpo humano.

Órteses e próteses devem ser analisadas de acordo com a adaptabilidade do usuário final, sendo a manufatura aditiva uma ótima opção para tal modelagem. O custo de produção, desses modelos, varia de acordo com a tecnologia e materiais envolvidos. Vehmeijer et. al (2016) cita modelos de próteses que variam o custo, da parte relacionada à impressão 3D, de 85,00€ a 800,00€. Já em relação a órteses, o custo é principalmente relacionado pela hora de trabalho da máquina e do material que, em 2019, apresenta um valor médio de R\$150,00. Para o desenvolvimento dessas, um dos desafios é na associação do material utilizado, de acordo com as propriedades mecânicas necessárias, com o valor do desenvolvimento do produto final. Para o trabalho em questão, visando a usabilidade do modelo, deve-se selecionar um material, para confecção, que apresente características como resistência mecânica e leveza.

Salmi (2013) relata que produtos desenvolvidos pela manufatura aditiva possuem aplicações eficazes para procedimentos cirúrgicos, na odontologia e também para fins médicos como é o caso do desenvolvimento de tecidos e órgãos, implantes e até a criação de órteses e próteses anatômicas e personalizadas. Apesar de diversas vantagens, Ventola (2014) relata que ainda existem desafios científicos e regulatórios que devem ser sanados.

3.6 Transmissão de movimento

Flores e Claro (2017) definem que a transmissão de movimento pode ser realizada por contato direto ou por ligação intermediária. Este refere-se ao sistema no qual há um corpo intermediário entre o órgão motor e o movido como as correias e as correntes. Já o primeiro está relacionado com o movimento realizado no contato entre a superfície dos órgãos motor e pela peça em movimento e, pode-se citar como exemplo as rodas de atrito, came seguidor e as engrenagens.

Um dos mecanismos mais utilizados são as engrenagens, que transmitem movimento entre os órgãos motor e o movido por uma relação constante. Compostas por rodas dentadas rígidas, as engrenagens são utilizadas para fazer a transformação de um movimento rotativo em um movimento de rotação ou translação (Figura 32 (a) e (b)). A roda de menor dimensão é nomeada por pinhão e a de maior, pode ser definida como engrenagem ou roda. (Henriot, 1979).

Figura 32 - (a) Transmissão de rotação em rotação. (b) Transmissão de rotação em translação.



Fonte: adaptado de Niemann, 1971.

As engrenagens são utilizadas para sistemas de baixas e altas rotações e, em geral, apresentam rendimentos altos, de até 99%. Além disso, também apresentam características como, por exemplo, a elevada resistência para sobrecargas, a durabilidade e a significativa precisão na transmissão do movimento (Branco et al., 2009).

A fabricação desses mecanismos pode ser feita com diversos materiais como os metais e os polímeros. Estas apresentam como vantagens o custo reduzido e o menor peso, em relação as rodas dentadas de aço, mas suportam cargas menores (Smith, 1990). Sendo assim, são mais utilizados para sistemas mecânicos de pequenas dimensões.

4. Materiais e métodos

4.1 Modelamento da perna

4.1.1 Scanner do membro inferior

O escaneamento do membro inferior ocorreu na empresa Carl Zeiss - Brasil, localizada no estado de São Paulo. O equipamento utilizado foi T-SCAN, modelo CS mostrado na Figura 33, resolução lateral de 0.0075mm, profundidade de medição aproximada de 50mm e frequência de digitalização de até 200Hz. Foi utilizado anexo a receptor um scanner portátil, de mão, de rastreamento óptico, com recursos de aplicativos universais e unidade de rastreamento (CARL ZEISS, 2016).

Figura 33 - T-Scan CS.



Fonte: Datasheet T-Scan CS.

Foi realizado o modelo digitalizado dos membros inferiores de um indivíduo, do sexo masculino, considerando condições de estar em pé e sentado, realizando o movimento de extensão do joelho, dorsiflexão e flexão plantar do calcanhar. O modelo foi escaneado no software da própria empresa, o T-Scan plus, e precisou ser convertido para os arquivos stl e step, para possibilitar a modelagem em cima do projeto específico. Esse procedimento foi realizado na própria empresa Zeiss, pelo engenheiro responsável.

Dados técnicos do T-Scan CS:

Profundidade de Medição: +/- 50 mm

Largura da Digitalização: Até 125 mm

Distância Média de Medição: 150 mm

Frequência de Digitalização: Até 200Hz

Peso do Sensor: 900 g

Dimensões do Sensor (incluindo manípulo e pins IR): 300 x 170 x 150 mm

Comprimento do cabo padrão Scanner – PC: 10 m

Resolução Lateral: 0,075 mm

Tipo de Laser: Diodo

Comprimento da Onda: 670 nm

Classe do Laser: 2 M

Software Disponível: T-SCANplus

A partir do arquivo da digitalização do modelo da perna, foi necessário a construção da estrutura de malhas situada a região plantar do pé, pois durante o processo de escaneamento o indivíduo deve ficar em posição estática, essa reconstrução deu-se por intermédio do software MeshMixer®.

4.1.2 Impressão do sistema pé-tornozelo

A partir da modelagem do membro inferior, baseado em modelos existentes de prótese e órteses humana, de um membro inferior, foi desenvolvido um novo modelo de órtese de tornozelo na plataforma CAD (*Computer Assist Design* – desenho assistido por computador) através do software FUSION®, da AUTODESK®, na versão educacional.

Após esta etapa, o modelo foi impresso em impressora 3D. A máquina utilizada foi a Z-Morph VX®, impressora 3D Multifuncional, da empresa Z-Morph – Polônia A impressora foi aquisição do Laboratório de Processos de Fabricação, localizada no Departamento de Engenharia da Universidade Federal de Lavras, Minas Gerais. A Figura 34 mostra a imagem ilustrativa da impressora utilizada.

Figura 34 - Impressora Zmorph VX.



Fonte: O autor.

Especificações da Impressora Zmorph VX:

Construção

- Alumínio de 6 e 3mm (preciso e bastante rígido), aço inox de 2 e 3mm, PET 3mm e ABS.
- Bicos intercambiáveis: 0.2mm, 0.3mm e 0.4mm.
- Cabeçotes intercambiáveis.
- Mesa de trabalho intercambiável.
- Espaço para acessórios de expansão.
- Mesa aquecida: vidro temperado de 5mm, heater de silicone de 140 W, chegando a temperatura de até 120° C.

Dimensões

- Área de trabalho: 250 x 235 x 165 mm.
- Dimensões: 530 x 555 x 480 mm.
- Peso: 20 Kg com caixa (versão básica).
- Posicionamento e precisão 14 microns para o eixo X e Y, 0.625 microns para o eixo Z.
- Resolução 50 – 400 microns.

Eletrônica

- Sunbeam 2.0 com processador ARM LPC1769, equipado com 5 controladores de motor de passo
- 3 para os eixos X, Y e Z, mais 2 para cabeçote de extrusão dupla. Driver interno com porta USB.
- Display LCD touchscreen colorido.
- Comunicação USB e LAN (acesso por WIFI depois de plugado no roteador WIFI).
- Impressão independente através do painel + cartão SD interno.

O modelo tem como princípio a modelagem por deposição de material fundido (FDM), em que o material é extrudado em altas temperaturas e o bico extrusor, acoplado ao cabeçote, proporciona a deposição das camadas. A manufatura aditiva foi escolhida como a melhor opção para prototipagem visto a precisão e modelagem que o equipamento proporciona, correspondente a 14 microns para o eixo X e Y, 0.625 microns para o eixo Z. (Zmorph 3D, 2018)

Os modelos do tornozelo, pé e órtese foram impressos em material poliácido láctico (PLA), sendo este um dos materiais mais utilizados para impressão 3D, pela facilidade de impressão que este material possui. O filamento utilizado foi fornecido pela empresa 3Be Soluções em 3D, localizada em São Bernardo do Campo – São Paulo. De acordo com Brito et al (2011), o PLA é um poliéster alifático, pode ser semicristalino ou amorfo, biodegradável e sintetizado a partir do ácido láctico obtido de fontes renováveis como, por exemplo, cana de açúcar e amido de batata. Ele é inofensivo ao organismo humano e é utilizado até na medicina, em suturas e implantes cirúrgicos.

De acordo com a 3dlab (2019), as principais características do PLA são:

- Faixa de temperatura de extrusão: 200 a 220°C;
- Temperatura da mesa: até 70°C (não é obrigatório);
- Elevada dureza superficial, mas quebradiço;
- Ideal para criação de protótipos que não sofrerão com desgaste ou teste de carga;
- Material mais indicado para iniciantes devida à facilidade de impressão e aceitação da maioria das impressoras.

Segundo Gibson *et al.* (2009), em sua pesquisa foi apresentada a caracterização das etapas de impressão 3D. Neste mesmo procedimento foi gerado o modelo 3D, foi realizado a conversão da extensão do arquivo para stl (standart template library – biblioteca padrão de modelos) e importado para o software Voxelizer®. Esse software é utilizado para preparar o modelo gerado no CAD para a condição de impressão na Z-Morph®. Nesta etapa, foram definidos os parâmetros e configurações da máquina e, logo em seguida, deu-se início as fases de fabricação das peças.

Um sistema de articulação que tem função de articular o movimento angular do pé com o tornozelo, foi utilizado no modelo impresso do pé e tornozelo do indivíduo. O desenho construtivo encontra-se no anexo deste trabalho. A Figura 35 mostra a peça acoplada ao modelo impresso do pé.

Figura 35 - Mecanismo de encaixe.



Fonte: O autor.

4.2 Projeto Conceitual e simulação dinâmica do modelo 3D

Partindo do princípio de funcionamento que a órtese de tornozelo deve ter um grau de liberdade, realizando o movimento de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo, foi desenvolvido um projeto conceitual, ou seja, a primeira versão, com os seguintes aspectos:

- Adaptação ao modelo da perna escaneada;

- Movimento de flexão e dorsiflexão;
- Sistema de encaixe para a base do pé e ao tornozelo/panturrilha;
- Cópia dos estímulos elétricos do grupo muscular responsável pela dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo;

Esse modelo conceitual foi desenvolvido no CAD Fusion e, a partir deste, realizada a simulação dinâmica no próprio software, para verificar a viabilidade do projeto pelo movimento das peças da órtese.

4.2.1 Projeto detalhado da órtese

Aprovado o modelo conceitual e sua viabilidade, o passo seguinte foi o desenvolvimento do projeto detalhado, no qual se enquadra o detalhamento de todas os componentes mecânicos, eletrônicos e elétricos da órtese de tornozelo, sendo seguidos a seguinte sequência:

- Dimensionar as engrenagens;
- Definir os hardwares que realizarão as premissas do projeto;
- Desenvolver o modelo 3D final;
- Listar os materiais necessários para a produção e funcionabilidade;

4.2.2 Dimensionamento das engrenagens

A transmissão de movimento é definida pela condução de um movimento ou potência de um ponto para outro (NIEMANN, 1971). Dentre diversos elementos, um que possui grande aplicação é a engrenagem. Esta, segundo Norton (2013), são utilizadas para a transmissão de torque e velocidade angular e é um dos meios mais fáceis de transferir o movimento rotatório de um eixo.

Uma transmissão por engrenagens é composta por dois elementos ou mais e podem ser do tipo engrenagens cilíndricas de dentes retos, cilíndricas de dentes helicoidais ou cônicas com dentes retos. Para o trabalho atual, foram escolhidas as engrenagens cilíndricas de dentes retos, visto o fácil engate e que o movimento vai ser realizado com baixa rotação, sendo também recomendado para o uso desse tipo de engrenagem.

Para o dimensionamento de uma engrenagem, segundo Norton (2013), deve-se analisar, principalmente: o diâmetro primitivo, o número de dentes, o módulo e o passo.

O primeiro passo, para o dimensionamento do sistema de engrenagens desse trabalho, foi definir a angulação necessária para a realização do movimento do tornozelo. Como já citado, a amplitude média do tornozelo, para flexão plantar e dorsiflexão, na marcha normal, é de 50 a 60 graus. Segundo relatos médicos, para pacientes hemiparéticos, essa angulação é reduzida e o deslocamento de aproximadamente 35 a 40°, na órtese, é satisfatório. Sendo assim, foi estabelecido a angulação de até 45° para o movimento.

O movimento do servo motor é de 180° escolhido para este trabalho e para a angulação necessária de 45° do protótipo, foi definida a relação de 1:4 entre as engrenagens. Feito isso, no projeto detalhado foi definida a posição do servo motor, considerando uma distância do solo para não ocorrer interferência.

O detalhamento do sistema de engrenagens com o servo e os eixos pode ser analisada no Anexo A.

O ângulo de pressão foi o padrão, de 20°, como citado por Norton (2013). Para a definição do número de dentes, o autor e a literatura definem que o valor deve estar dentro do intervalo de 13 a 21 dentes e, desta forma, foi definido 13 dentes em decorrência da dimensão da engrenagem e, conseqüentemente, da possível imprecisão dos dentes impressos caso seja uma quantidade muito grande. Em seguida, a definição do diâmetro primitivo(dp) foi estipulado, de acordo com o servo motor e o número de dentes. Tendo esses valores, é realizada uma interação numérica para que o valor seja preciso.

Com o número de dentes e o diâmetro primitivo, foi possível determinar o valor do módulo, através da equação 1. E por desse dado, é possível definir os diâmetros, externo (DE) e interno (DI), pelas equações 2 e 3, respectivamente.

$$M = \frac{d}{z} \quad (1)$$

Em que:

M: módulo d: passe diametral (mm) z: Número de dentes

$$DE = M \cdot (z + 2) \text{ (mm)} \quad (2)$$

$$DI = Dp - (2,166.M) (mm) \quad (3)$$

Também é possível calcular a altura(h) do dente, tendo o ângulo de pressão, que é definida de acordo com a equação 4, determinada pela ABNT e DIN. A espessura do dente(S) e da engrenagem(b) é calculada através das equações 5 e 6, respectivamente.

$$h = 2,166.M (mm) \quad (4)$$

$$S = 1,57.M (mm) \quad (5)$$

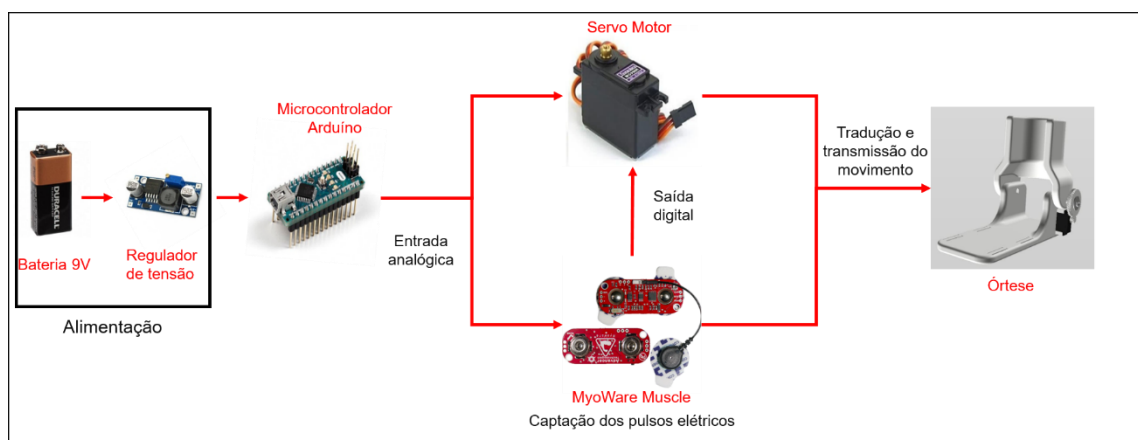
$$b = (6 a 10).M (mm) \quad (6)$$

Pela equação 6, foi definido o valor intermediário, 8, para o cálculo. Isso se deve ao fato do projeto em questão não apresentar como requisito forte um mecanismo de alta resistência mecânica, visto que não era submetido a cargas e rotações tão elevadas.

Do processo realizado, foi realizada uma interação em decorrência do diâmetro primitivo e número de dentes estimado. O resultado inicial apresentou bons parâmetros, não necessitando modificar os parâmetros. Sendo assim, o número de dentes do pinhão permaneceu em 13 e, pela relação do passo, a engrenagem maior possui 52 dentes.

4.2.3 Automação e controle da órtese de tornozelo

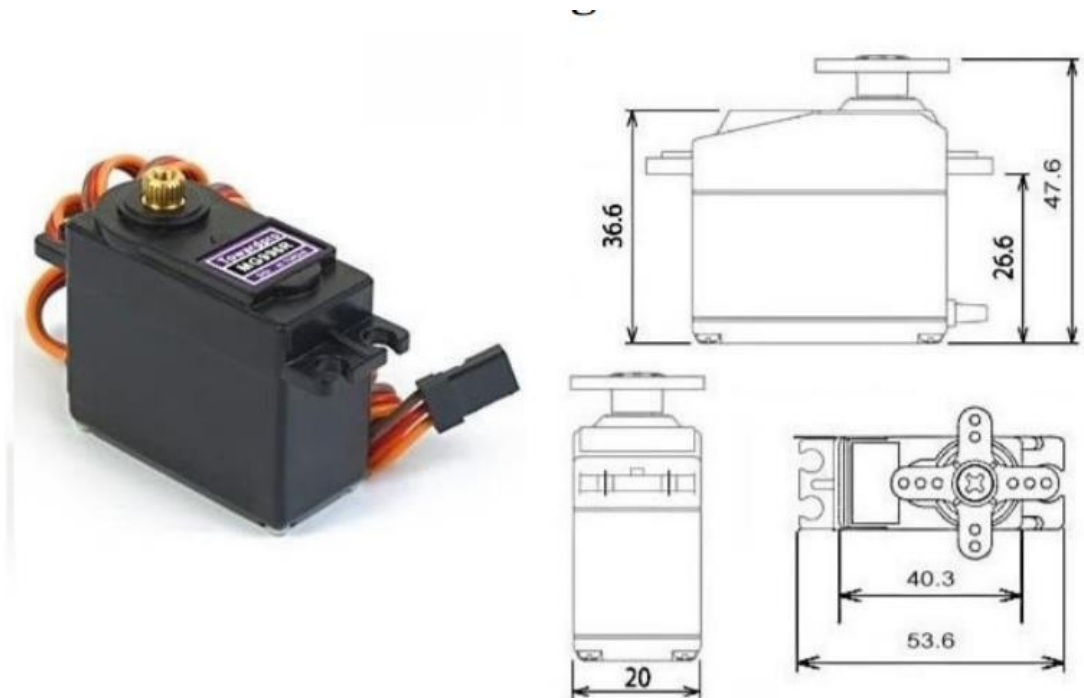
Figura 36 - Tipologia do sistema de controle e automatização.



Fonte: o autor

Na da Figura 36, é possível verificar o esquema de instrumentação para o funcionamento do protótipo. Inicialmente, foi realizada a seleção da tecnologia que seja responsável pelo movimento automatizado da órtese. O dispositivo selecionado foi o servo motor MG996R (Figura 37). O servo possui engrenagens metálicas internas e um torque elevado de 11kg/cm⁻¹ em 6 volts, proporciona rotações de 180°. A seleção foi realizada visando melhorias futuras, no qual o modelo será otimizado para suportar cargas maiores. As dimensões do dispositivo foram enviadas para o software Fusion 360 para que o sistema seja previsto no modelo 3D final da órtese.

Figura 37 - Servo motor MG996R e dimensões.



Fonte: (DATASHEET MG996R).

As especificações técnicas do servo motor MG996R (DATASHEET MG996R) são:

- Peso: 55g
- Dimensões aproximadas: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm
- Torque máximo: 9,4kgf.cm (4.8V), 11kgf.cm (6V)
- Velocidade de operação: 0,17 s / 60° (4,8 V), 0,14 s / 60° (6 V)
- Tensão de operação: 4,8 V a 7,2 V
- Correndo Corrente 500 mA
- Corrente de parada 2,5 A (6V)
- Largura da banda morta: 5 μs

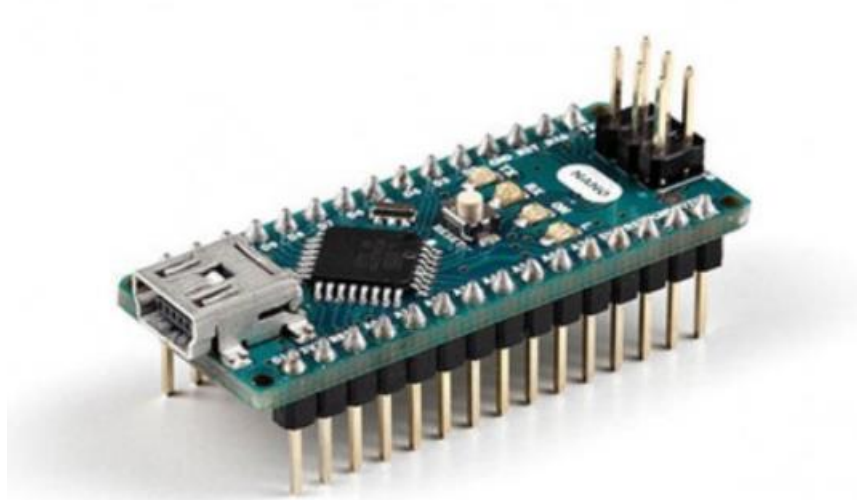
- Projeto de rolamento de esferas duplo estável e à prova de choque
- faixa de temperatura: 0 °C - 55 °C

Para o controle dos dispositivos eletrônicos, o microcontrolador selecionado foi o Arduíno Nano V3.0

Para o controle dos dispositivos eletrônicos, o microcontrolador selecionado foi o Arduíno Nano V3.0 (Figura 38), com um cabo USB (Universal serial bus), porta universal, que possui as seguintes especificações (DATASHEET Arduíno Nano V3.0):

- Microcontrolador: ATmega168
- Tensão operacional (nível lógico): 5V
- Tensão de entrada: 7-12 V
- Tensão de entrada: 6-20 V
- OI digital: 14 PINOS (dos quais 6 oferecem saída PWM)
- Pinos de entrada analógica: 8 unidades
- Corrente DC por I / O Pin: 40mA
- Memória Flash: 16KB (ATmega168) (dos quais 2 KB são usados para o bootloader, botão de iniciação do sistema operacional)
- SRAM: 1 KB (ATmega168)
- EEPROM: 0,512 KB (ATmega168)
- Dimensões: 17,8mm x 43,2 mm
- CHIP: FTDI FT232RL
- Peso: 6g

Figura 38 - Arduíno Nano V3.0.



Fonte: o autor.

O Arduíno® é alimentado por uma bateria 9V que possui regulador de tensão, modelo LM2596 ajustável como mostrado na Figura 39, para reduzir a tensão para 5V. Os dados técnicos do regulador de tensão LM2596 são:

- Tensão de entrada: 3,2-40VDC
- Tensão de saída: 1,5-35VDC (ajustável, entrada deve ser 1,5V maior que a saída)
- Corrente de saída: 2A corrente nominal, 3A máxima (é recomendado adicionar dissipador de calor se potência maior que 15W)
- Eficiência de conversão: até 92% (quanto maior a tensão de saída, maior a eficiência)
- Tensão mínima: 1,5v
- Frequência de chaveamento: 150KHz
- Velocidade de resposta dinâmica: 5% 200US.
- Circuito de proteção: SS36
- Temperatura de operação: classe industrial (-40 °C a 85 °C) (potência de saída de 10W ou menos)
- Regulação de carga: $\pm 0,5\%$
- Dimensões: 50x23mm

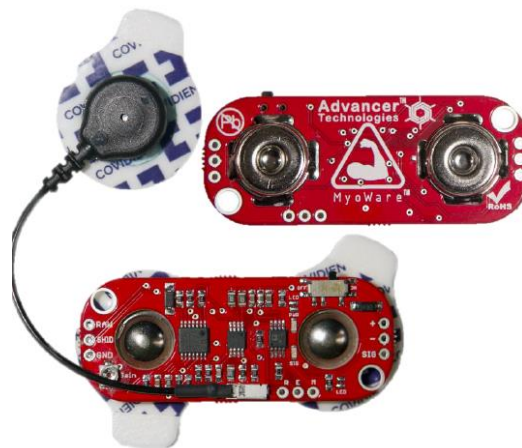
Figura 39 - Regulador de tensão LM2596.



Fonte: o autor.

Como já citado, a órtese de tornozelo tem a função de captar os pulsos elétricos dos músculos responsáveis pelos movimentos de flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo. O sensor escolhido para captar esses sinais foi o MyoWare Muscle Sensor[®] mostrado na Figura 40, que é acompanhado de 3 eletrodos. O seu princípio de funcionamento é dado pela medição da capacidade de ativação via potencial elétrico, conhecido como eletromiografia. No projeto em questão, foram utilizados 2 sensores, para a captação de pulso elétrico de grupos musculares diferentes.

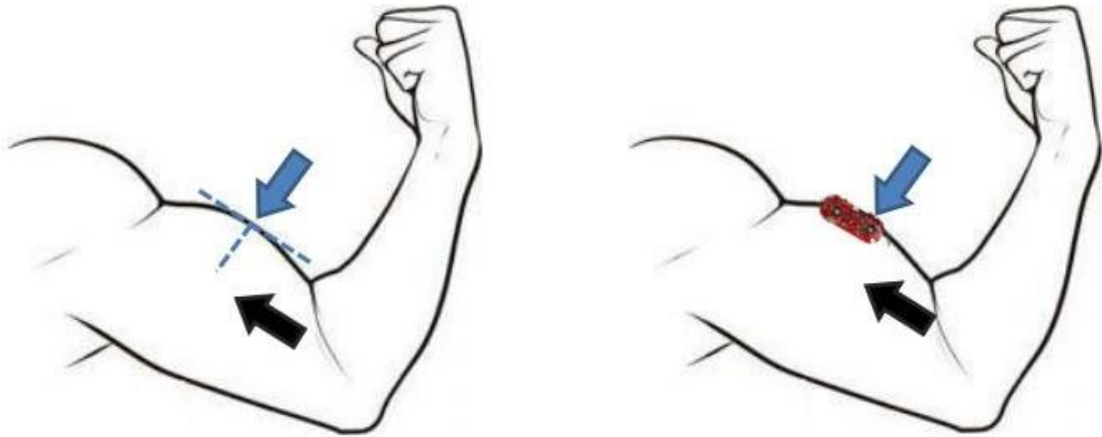
Figura 40 - Myoware Muscle Sensor.



Fonte: DATASHEET MYOWARE MUSCLE SENSOR. Disponível em:
< <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf> >

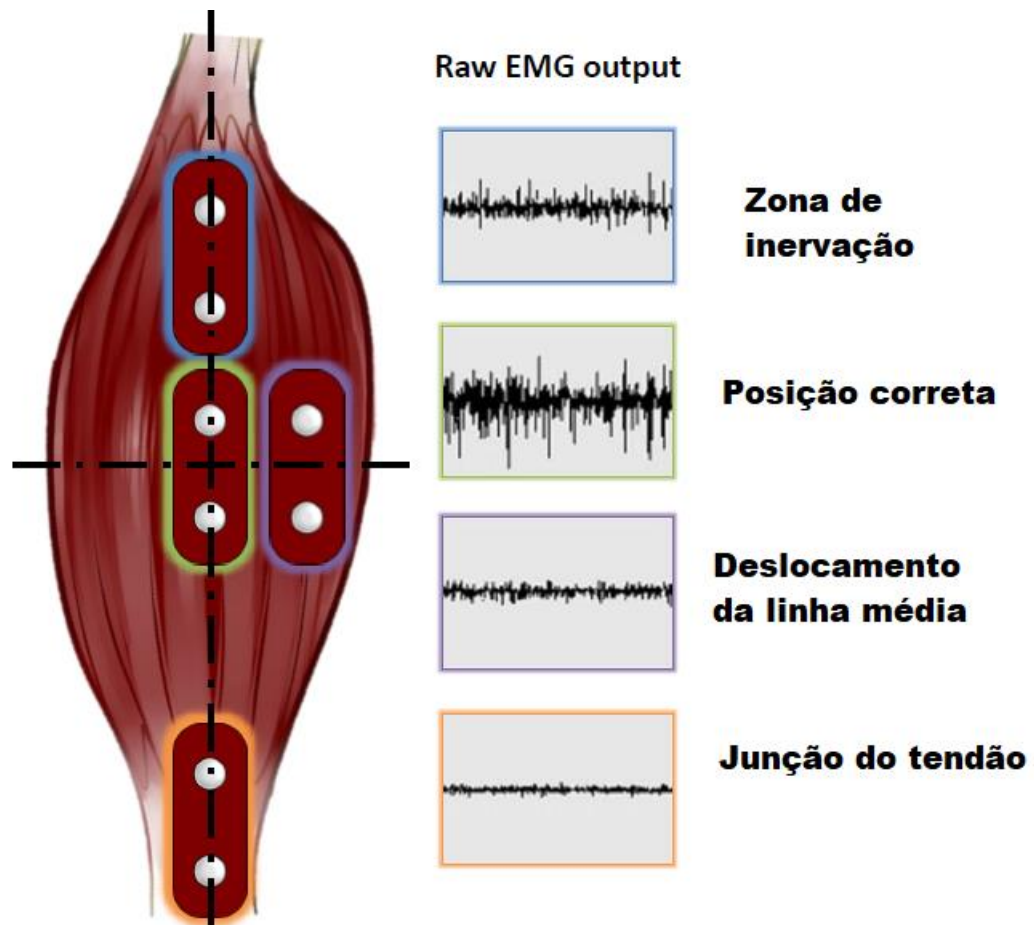
Para o funcionamento, os eletrodos devem ser encaixados nos conectores do sensor, limpar o local de contato com sabão, para remover a sujeira e óleo, e colocar o sensor no músculo desejado. Este sensor deve possuir um eletrodo conectado no meio do corpo do músculo e o eletrodo de referência, em uma parte muscular óssea. Ele atua com uma placa de desenvolvimento como, por exemplo, o arduíno (DATASHEET MYOWARE MUSCLE SENSOR). Um exemplo dessa atuação pode ser mostrado na Figura 41, no qual o sensor está atuando no músculo bíceps. Caso o sensor não seja posicionado no centro do músculo, a captação do pulso será reduzida ou, em alguns casos, nula (Figura 42).

Figura 41 - Myoware Muscle atuando no bíceps.



Fonte: Adaptado de datasheet myoware muscle sensor. Disponível em:
<<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>>.

Figura 42 - Posição do sensor.



Fonte: Adaptado de datasheet myoware muscle sensor. Disponível em:
 <<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>>

As especificações do sensor são:

- Alimentação: 2.9 a 5.7 VDC
- Proteção contra reversão de polaridade
- Dois modos de saída: EMG Envelope e RAW EMG
- Permite shields de expansão
- Leds indicadores
- Desenvolvido especialmente para uso com microcontroladores
- Ajuste de ganho
- Dimensões: 53 x 20 x 5mm

A programação de todos os dispositivos foi realizada no software Arduino.

4.2.4 Impressão do projeto detalhado da órtese de tornozelo

Finalizado o desenvolvimento do projeto detalhado, com todas as especificações do modelo, e a validação do sistema com simulação dinâmica, realizada no software Fusion 360, o arquivo foi convertido em STL e passado por todo o processo, já listado, para a impressão. Foram impressas as peças da órtese, que foram divididas em duas partes devidas as limitações de dimensões da plataforma de impressão da Zmorph®.

A impressão foi realizada com material PLA da cor branca e cinza. Após o processo da manufatura aditiva, foi realizada a prototipagem do Projeto mecânico.

A partir da órtese do tornozelo, foi inserido o conjunto de hardware, responsável pela automação, controle e funcionamento do protótipo. O servo motor foi acoplado em sua posição planejada na base da órtese onde já está previsto a passagem dos fios. O microcontrolador também foi acoplado ao modelo, sendo alimentado pela bateria 9V com regulador de tensão. O Myoware Muscle e eletrodos ficam em contato com o músculo do membro inferior e seus fios são conectados ao microcontrolador Arduíno.

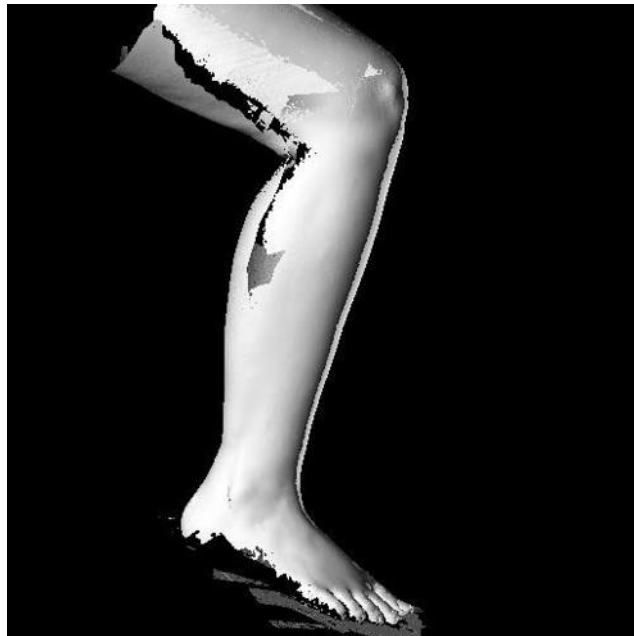
5. Resultados e discussão

Neste item, serão apresentados os modelos gerados, o projeto esquemático, a forma de controle, os resultados gerados e a discussões do funcionamento em relação aos modelos de órteses existentes.

5.1 Protótipo do sistema pé-tornozelo

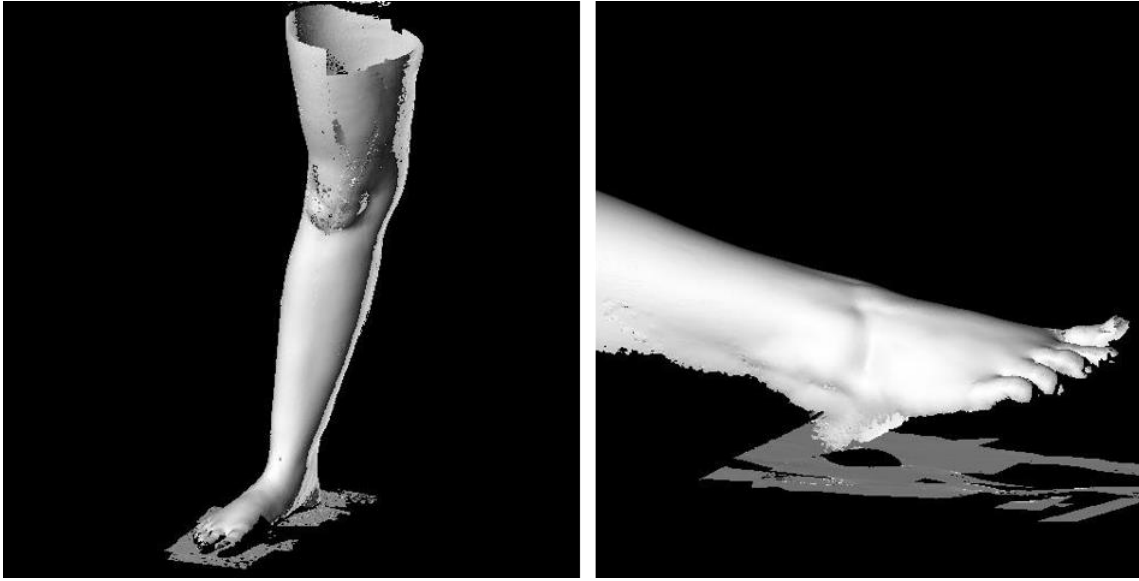
O protótipo do sistema pé tornozelo foi desenvolvido a partir dos arquivos convertidos pela empresa Zeiss. A modelagem e do membro inferior escaneado é mostrado nas Figuras 43 a 45.

Figura 43 - Flexão do joelho sentado.



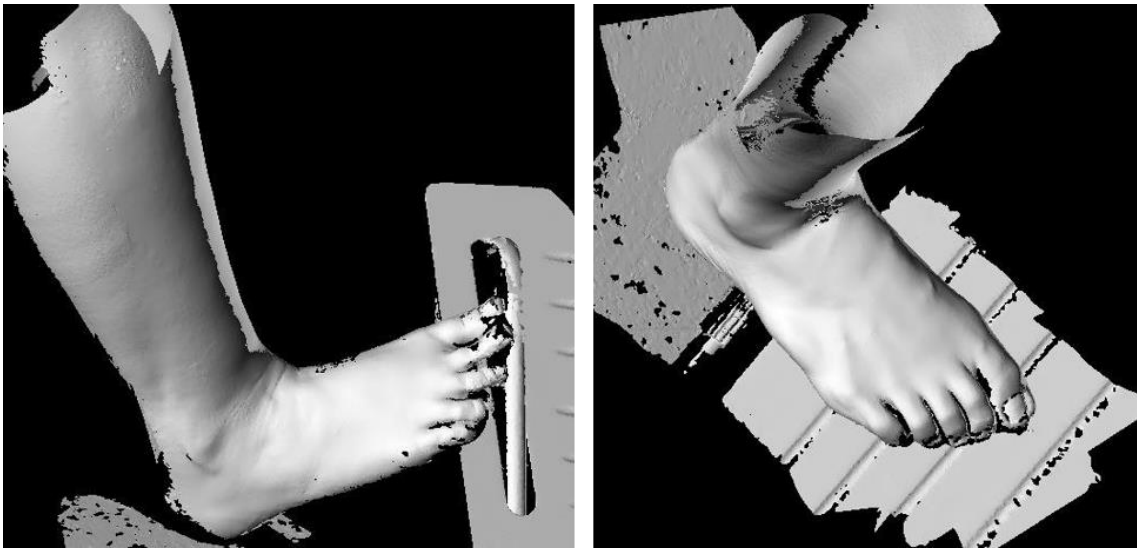
Fonte: O autor.

Figura 44 - Extensão em pé e flexão plantar.



Fonte: O autor.

Figura 45 - Dorsiflexão do pé.



Fonte: O autor.

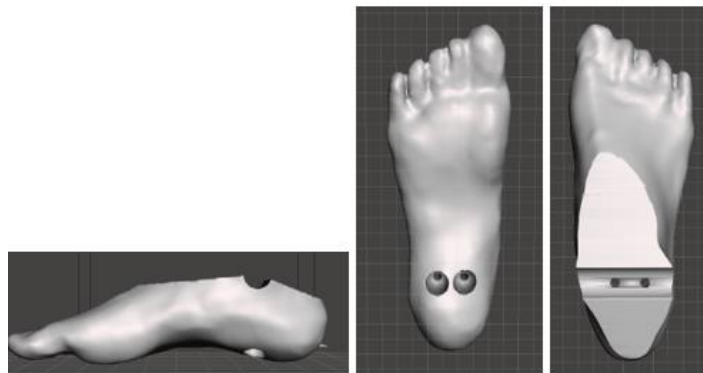
Pela Figuras 43 a 45 nota-se que não foi possível escanear a sola do pé visto que havia a necessidade de um apoio para a realização da dorsiflexão. Também é visível falhas na captação da imagem pois, apesar da alta precisão do equipamento, a digitalização do modelo apresenta camadas sobrepostas. Tais falhas podem ser explicadas devido à dificuldade e restrição do equipamento quando aplicado na coleta de imagens de modelos não estático.

Apesar do instrumento ser o mais aplicável para tal função, o procedimento apresenta

um nível de dificuldade maior devido a pequenas oscilações durante o processo de captura da malha ao modelo virtual. Sendo assim, foi necessário realizar um tratamento dos dados para utilizar o modelo escaneado como referência para o desenvolvimento do sistema tornozelo-pé. O procedimento realizado foi a correção do arquivo escaneado, no software MeshMixer[®], através da modelagem da sola do pé visando o fechamento do modelo para a criação do sólido. O resultado final desse tratamento pode ser visto na Figura 46.b .

A Figura 46 mostra o resultado do tratamento de dados para a criação do sólido, atendendo as exigências de criar a sola do pé para que o modelo apresente equilíbrio quando em contato com uma superfície. Além disso, verifica-se os furos e molde realizados para o encaixe do mecanismo para a conexão com a peça superior, mostrado na Figura 47. Esta peça possui um furo retangular na parte inferior, para o encaixe, e 2 furos em cada lateral para a restrição do movimento na coordenada x e y, detalhes estes verificados nas Figuras 48.a e 48.b.

Figura 46 - Modelo 3D do pé em equilíbrio.(a) Vista lateral. (b) Vista superior. (c) Vista Inferior do Modelo 3D do pé em equilíbrio.



Fonte: O autor.

Figura 47 - Vista frontal do modelamento do calcanhar-tornozelo.

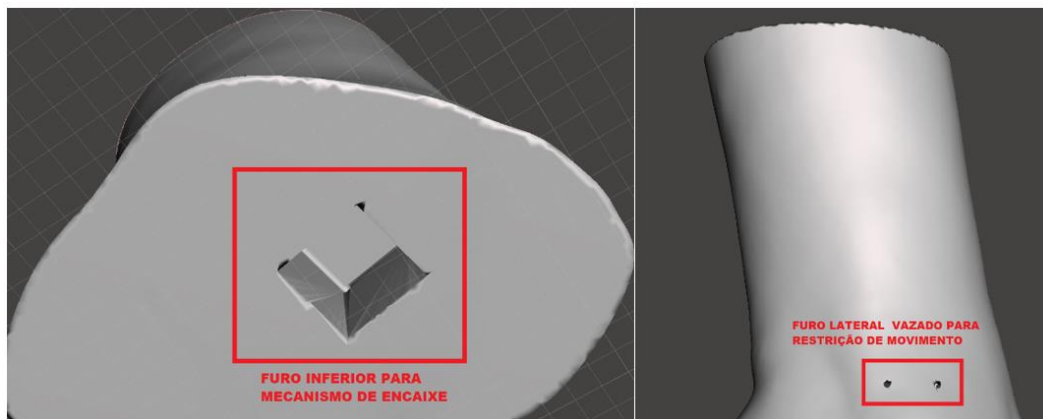


Fonte: O autor.

Figura 48 - (a) Furo inferior. (b) Furo lateral direito.

(a)

(b)

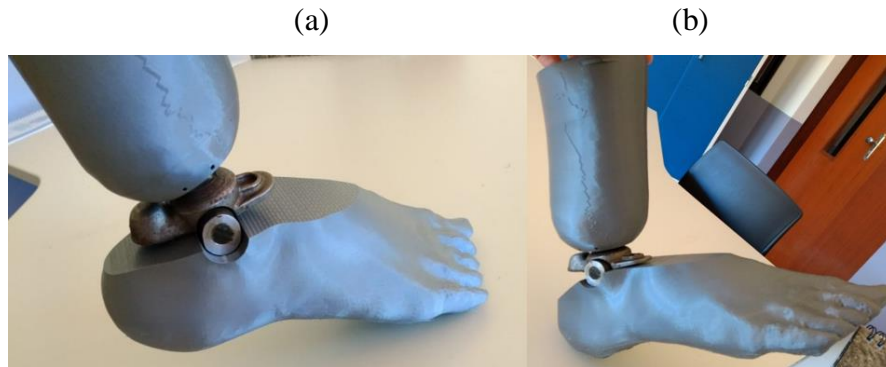


Fonte: O autor.

Após o detalhamento do mecanismo, o modelo foi impresso e o protótipo montado. O protótipo apresentou resultados satisfatórios em relação ao equilíbrio e ao movimento de flexão plantar e dorsiflexão, exemplificado nas Figura 49 (a) e 49 (b), para que a órtese opere de acordo

com o ângulo de 25° para dorsiflexão e 15° para a flexão plantar, projetados para a realização da marcha. O sistema de encaixe também se mostrou eficiente permitindo que as duas peças atuem em conjunto, simulando o sistema pé-tornozelo. Na Figura 50, é possível verificar os detalhes do protótipo final, que foi desenvolvido respeitando o modelo de um membro inferior para que a órtese, no estado da arte, seja modelada e atenda de forma satisfatória e ergonômica a anatomia do sistema tornozelo-pé.

Figura 49 - (a) Flexão plantar. (b) Dorsiflexão.



Fonte: o autor.

Figura 50 - Protótipo do sistema pé-tornozelo.

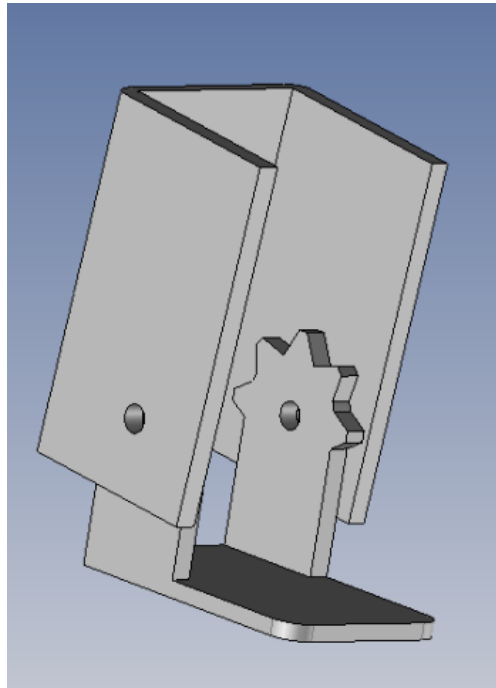


Fonte: O autor.

5.2 Projeto conceitual da órtese de tornozelo

A Figura 51 mostra o esboço do projeto, com base inferior e a peça superior, acoplada a essa base. Nesta fase do projeto, o objetivo foi definir a modelagem necessária para atender os requisitos de funcionamento dinâmico.

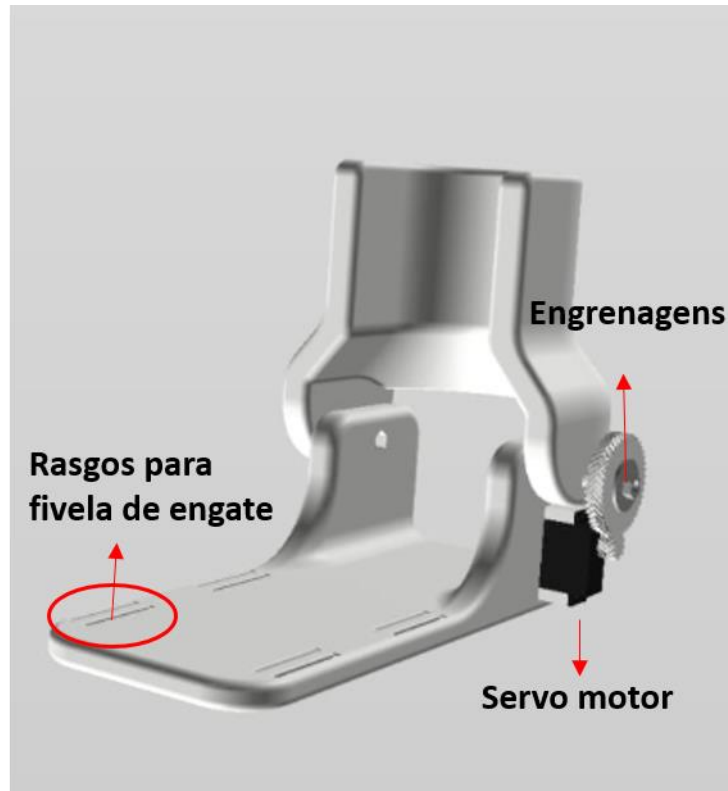
Figura 51 - Projeto conceitual em 3D.



Fonte: O autor.

O modelo conceitual foi aprimorado, levando em consideração a forma geométrica que o conjunto tornozelo e pé comumente apresentam-se. Como resultado da análise com a proposta inicial, foi definido que a melhor opção para a transmissão do movimento é aquela em que as engrenagens sejam inseridas na parte externa da órtese para não ter risco de contato com o modelo da perna. A opção do servo motor na base do protótipo também foi analisada após o desenvolvimento do projeto conceitual. O detalhamento do projeto é mostrado na Figura 52.

Figura 52 - Projeto detalhado em 3D.

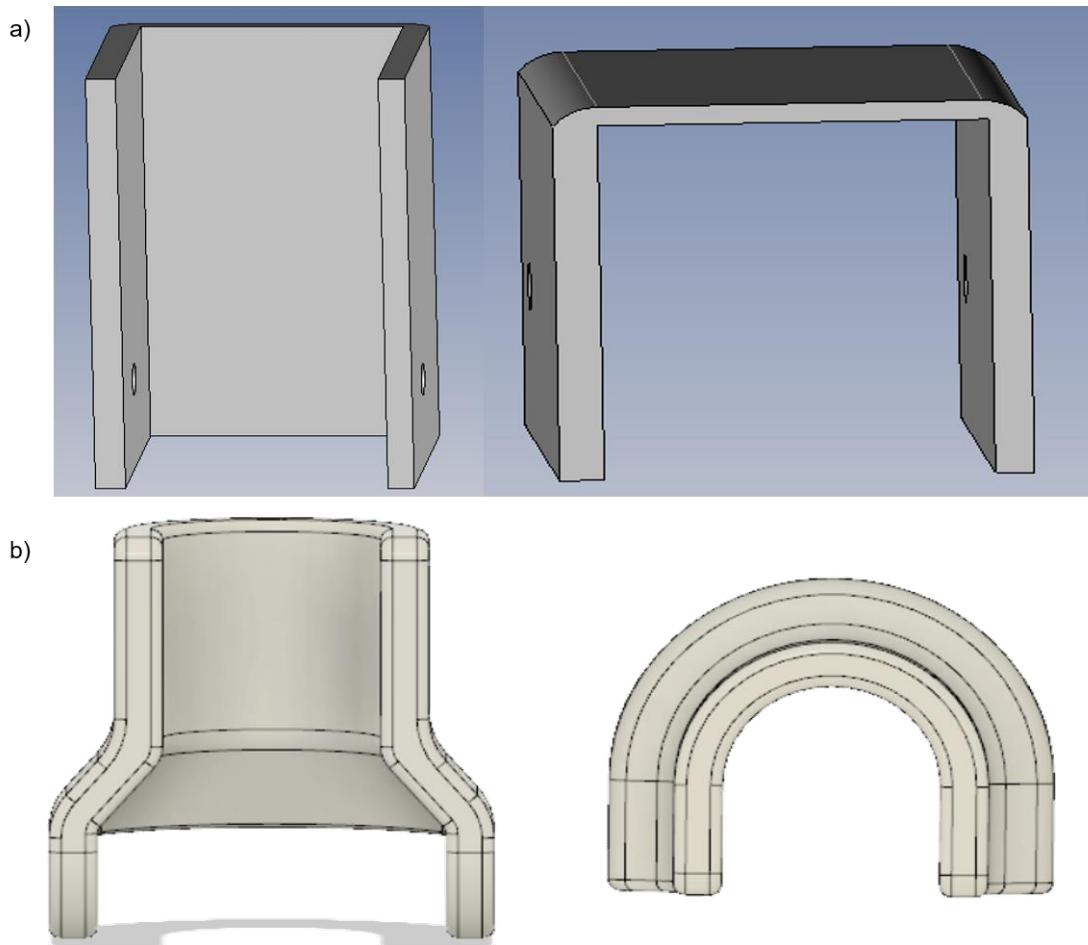


Fonte: O autor.

O servo motor foi planejado na posição inferior da órtese para não ter contato com o solo, nem com o indivíduo. O modelo da órtese foi projetado para não ocorrer limitação do grau da flexão plantar e dorsiflexão. Os 4 rasgos na base possuem a função de encaixe para as fivelas de engate, que servirão para manter o pé fixo na base. O projeto construtivo detalhado encontra-se no Apêndice A deste trabalho.

Na comparação do modelo conceitual e detalhado, verifica-se a otimização do mesmo através da modelagem desenvolvida visando a ergonomia do modelo ao membro inferior, o que pode ser visualizado na Figura 53. O resultado disso visa que a peça superior se encaixe ao tornozelo proporcionando o apoio ao membro.

Figura 53 - (a) Vista frontal e superior do modelo conceitual. (b) vista frontal e superior do modelo detalhado e otimizado.



Fonte: O autor.

Após a validação do projeto detalhado, pela simulação, as peças foram impressas e o projeto foi montado, gerando o protótipo da órtese de tornozelo. Este foi inserido no sistema pé-tornozelo impresso, mostrado na Figura 54, para avaliar a compatibilidade dos protótipos de acordo com as premissas do projeto. Algumas peças precisaram de tratamento, lixamento, para aperfeiçoamento do acabamento e ajustes de encaixe.

Figura 54 - Conjunto final órtese de tornozelo e sistema pé-tornozelo.

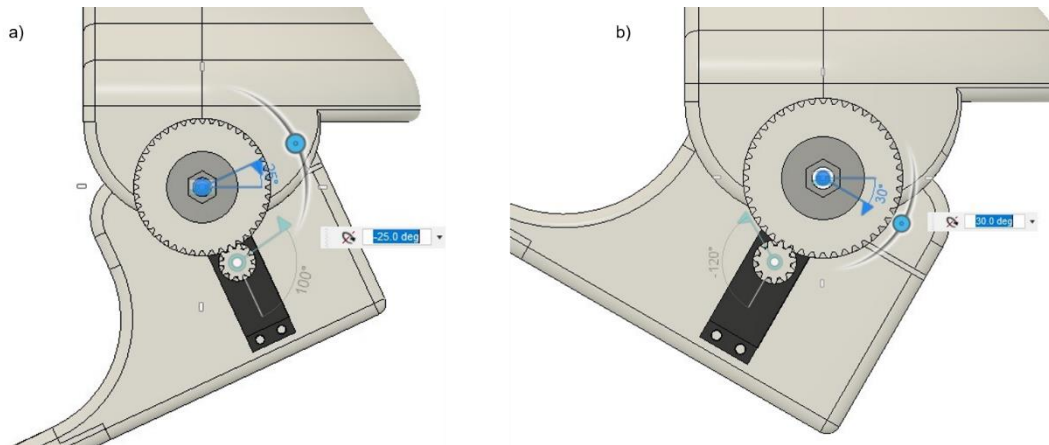


Fonte: O autor.

A Figura 54 mostra a forma como foi previsto a fixação do pé, modelo impresso da órtese de tornozelo, por intermédio de fivelas ajustadas nos engates e fendas na base, com o objetivo de fornecer o suporte para que o pé permaneça em contato com a base da órtese.

O modelo foi compatível com o sistema pé-tornozelo, ocorreu o perfeito ajuste entre as engrenagens, detalhe mostrado na Figura 56. Assim, o movimento rotacional foi transformado para movimento axial, fazendo com que a base da órtese realize o movimento de flexão plantar e dorsiflexão de acordo com a angulação prevista. Na simulação virtual, em relação ao movimento para a realização de flexão plantar e de dorsiflexão, pode ser analisado na Figura 55 (a) e (b) a amplitude de 30° para o primeiro e 25° para o segundo.

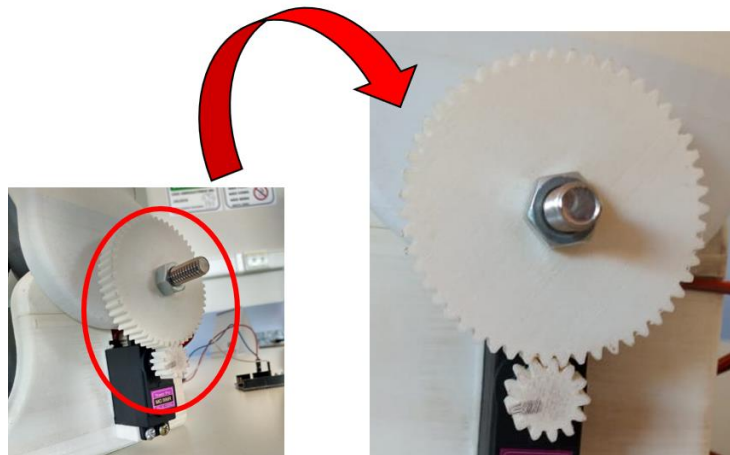
Figura 55 - (a) Angulação na flexão plantar. (b) Angulação na dorsiflexão.



Fonte: O autor.

Na análise do movimento realizado pela órtese, foi possível verificar a equiparidade da angulação realizada com a simulação virtual, não apresentando nenhuma limitação mecânica que tenha interferido na amplitude do movimento.

Figura 56 - Engrenamento.



Fonte: O autor.

O peso total do conjunto foi de 1,295kg, conforme mostrado na Figura 57.

Figura 57 - Peso do conjunto (g).

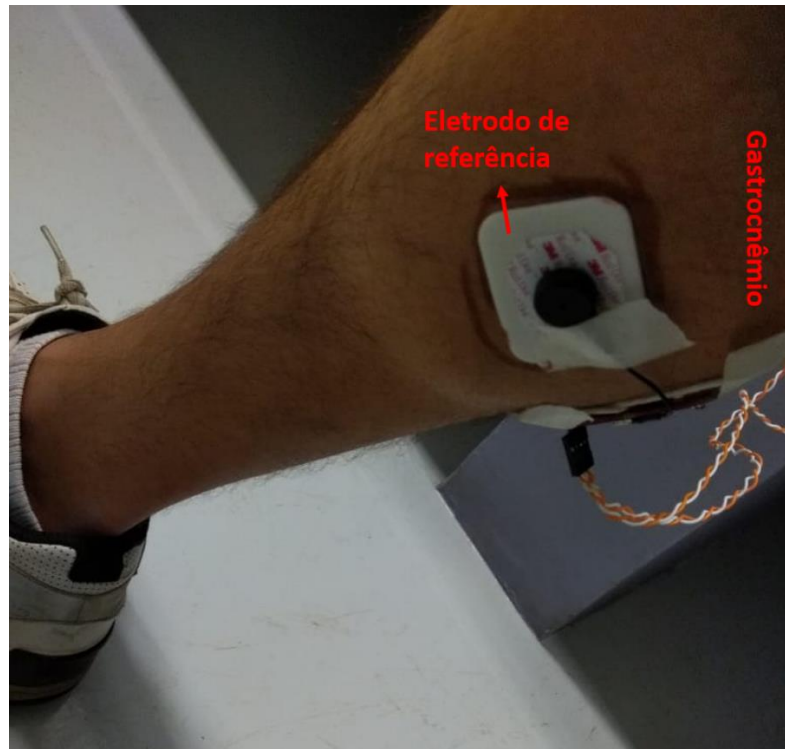


Fonte: O autor.

5.3 Sistema eletromecânico

Após a realização dos testes para a funcionalidade do protótipo, foi realizada a integração entre o sistema mecânico com o eletrônico. O sensor foi acoplado aos músculos que realizam a flexão dorsiflexão e flexão plantar. As posições dos sensores podem ser mostradas nas Figuras 48 e 49, respectivamente.

Figura 58 - Myoware Muscle e eletrodos posicionados para captação do pulso elétrico do músculo Gastrocnêmio.



Fonte: O autor.

Figura 59 - Myoware Muscle e eletrodos posicionados para a captação do pulso elétrico do músculo Tibial inferior.



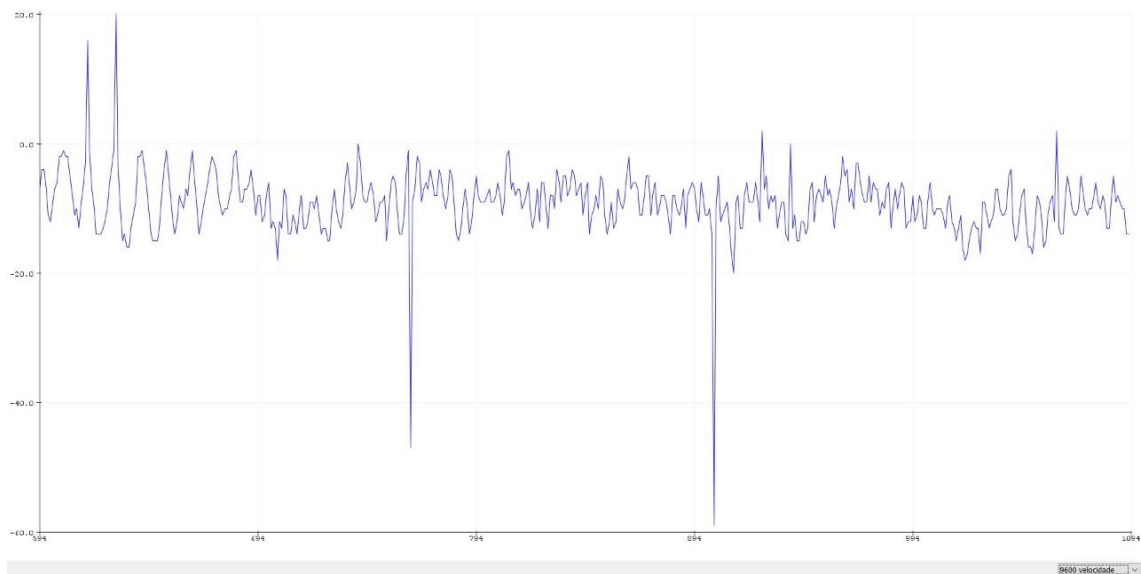
Fonte: O autor.

O sensor é controlado pelo Arduino e é possível verificar a resposta ao comando no Plotter Serial. A programação foi realizada, para os 2 sensores, para o servo motor atuar de acordo com os pulsos elétricos recebidos, que variam de 0 a 1023, valores inteiros correspondentes à faixa da taxa de variação da tensão, no qual vai estar em zero quando não ocorrer movimento.

Pela análise do gráfico, mostrado na Figura 60, foi adicionado fator de correção para melhorar a qualidade do sinal como resposta ao servo motor. O servo foi posicionado na posição angular de 90° graus, através da programação realizada no Arduino®, quando a peça superior estiver ortogonalmente com a base para que, desta forma, ele consiga deslocar para baixo ou para cima, de acordo com a resposta recebida pelo sensor.

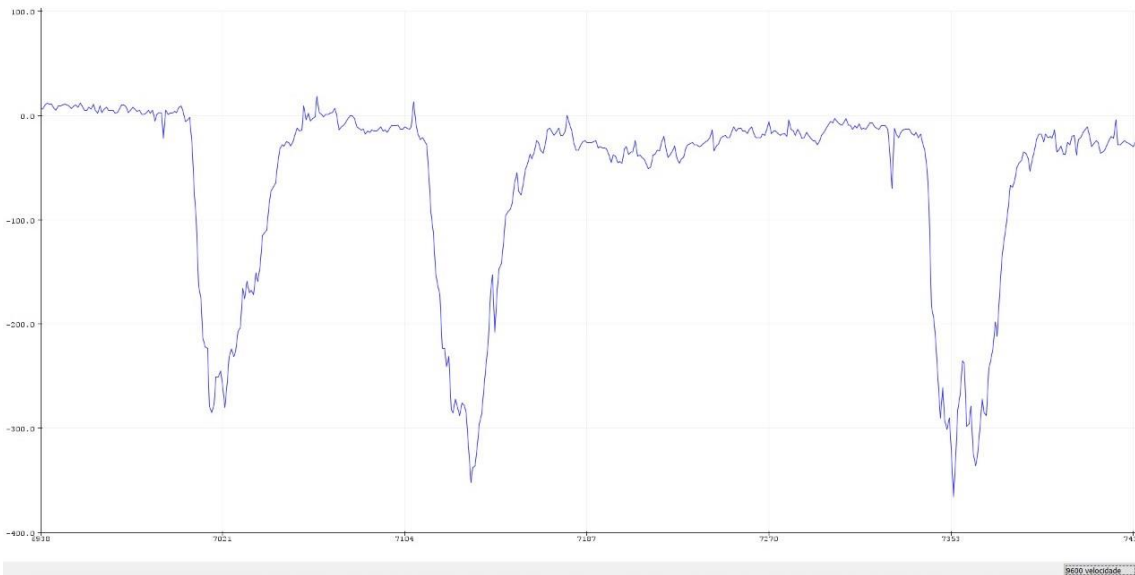
Pela programação, para os 2 sensores atuarem em conjunto e serem controlados pelo servo, foi realizado um comando que vai enviar a resposta de acordo com a diferença dos valores do pulso, ou seja, quando receber sinal do pulso elétrico de um dos músculos, o valor vai ser positivo e caso o sinal seja do outro sensor, o valor é negativo. Isso pode ser realizado visto que são músculos opostos e não vão ser responsáveis, em conjunto, do movimento de alguma articulação. Essa análise pode ser verificada nas Figura 60, 61 e 62 nos quais correspondem, respectivamente, a posição neutra, dorsiflexão e flexão plantar. Essa primeira validação foi realizada apenas com o Myoware Muscle.

Figura 60 - Gráfico da resposta do pulso na Posição Neutra.



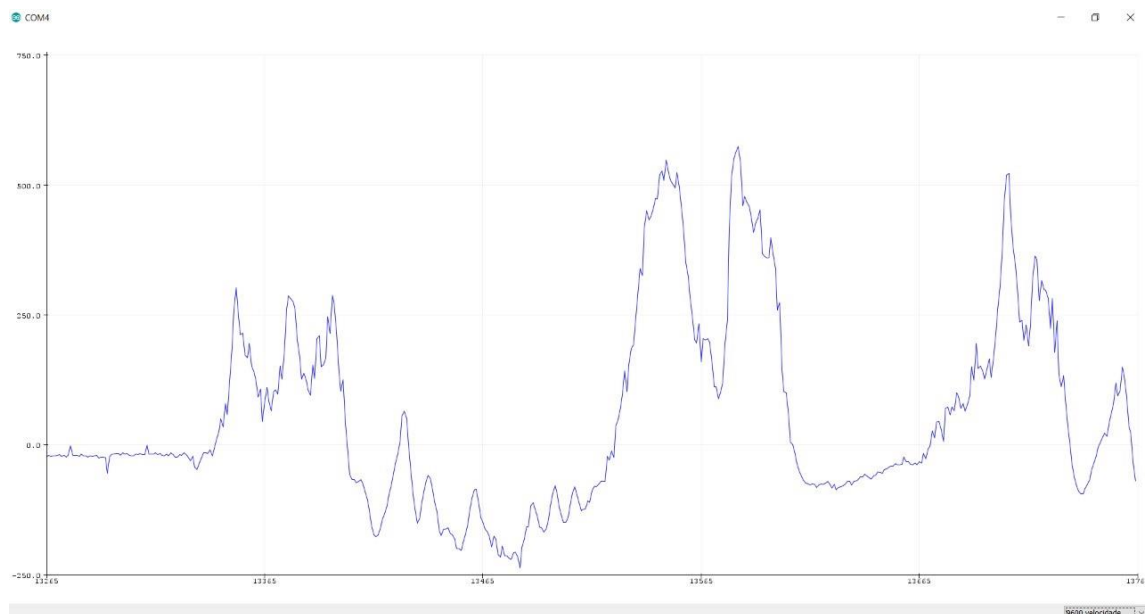
Fonte: O autor.

Figura 61 - Gráfico da resposta do pulso na dorsiflexão.



Fonte: O autor.

Figura 62 - Gráfico da resposta do pulso na flexão plantar.



Fonte: O autor.

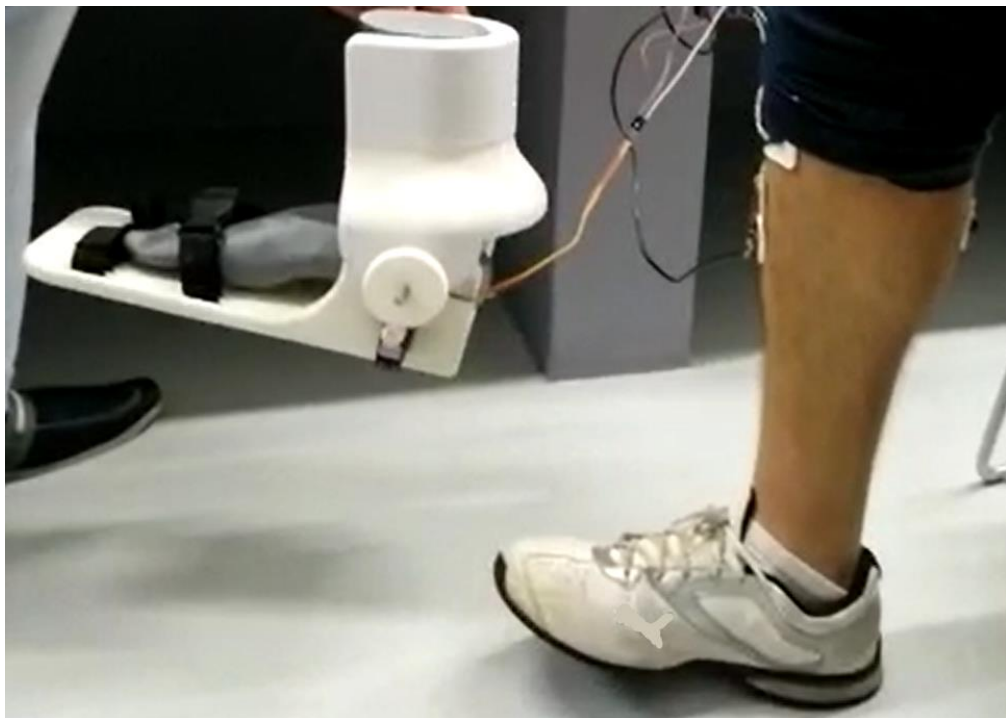
Na Figura 61 pode-se verificar picos negativos, que estão relacionados a diferença de potencial que ocorreu na realização do movimento de dorsiflexão. E para os picos negativos, a diferença de potencial ocorre nos músculos que atuam no movimento de flexão plantar (Figura 62). Para ambas as respostas, o valor varia com o tempo. Em outras palavras, o pico varia de acordo com a contração realizada no músculo, ou seja, caso esse seja contraído por um tempo maior, o pico é sustentado, podendo variar o seu valor de acordo com a fadiga muscular. Os

resultados são condizentes com a literatura visto que a eletromiografia analisa variáveis como ativação e fadiga muscular, por exemplo

Pela análise dos gráficos, foi possível verificar que os resultados obtidos foram satisfatórios para as três condições. A resposta para o movimento de flexão plantar apresentou, no início, uma mínima instabilidade. No qual, após observação, percebeu-se a dificuldade de aderência do eletrodo na perna ao realizar o movimento. Para resolver o problema, foi colocada uma fita que auxiliou na sustentação do eletrodo e os resultados foram otimizados.

A próxima etapa funcional foi realizar o momento autônomo da órtese de tornozelo considerando o movimento humano. As Figura 63 e 64, representam a órtese de tornozelo operando por intermédio dos pulsos recebidos do grupo muscular nos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar quando os seus respectivos músculos foram exigidos. O protótipo e os sensores responderam bem aos comandos para movimentos repetitivos e alternados, apresentando bons indícios para as primeiras etapas da realização da marcha.

Figura 63 - Órtese realizando a dorsiflexão de acordo com o movimento prescrito pelo músculo.



Fonte: O autor.

Figura 64 - Órtese realizando a flexão plantar de acordo com o movimento prescrito pelo tênis.



Fonte: O autor.

5.4 Custos

Para a construção do projeto, foram necessários alguns materiais, listados na Tabela 1.

Tabela 1 - Custo dos materiais utilizados.

Material	Valor Unitário	Quantidade	Valor total
Myoware Muscle sensor – comprado dos Estados Unidos	R\$ 149,00	2	RS298,00
Arduíno Nano	R\$22,00	1	R\$22,00
Rolo de filamento PLA	R\$150,00	2	R\$300,00
Servo motor Mg996r	R\$42,00	1	R\$42,00
Bateria 9V	R\$ 12,00	1	R\$ 12,00
Fivela de engate + tecido	R\$ 4,00	3	R\$ 12,00
Regulador de tensão LM2596	R\$15,00	1	R\$15,00
Eletrodos	R\$36,80	2	R\$ 73,60
Total	R\$ 774,60		

Vale ressaltar, novamente, que um dos rolos de filamento PLA foi cedido pela empresa 3DBe, reduzindo os custos do projeto. Materiais como cola quente, instantânea e outras ferramentas foram disponibilizadas pelo Laboratório de Processos de Fabricação da Universidade Federal de Lavras – UFLA.

Um dos modelos mais conhecidos no mercado é o Rewalk, da ReWalk Robotics – Israel, um aparelho motorizado que fica acoplado aos membros inferiores e parte do tronco e possui um conjunto de sensores. O equipamento tem um valor médio de U\$90.000 (cotação de junho/2019, 1 dólar é equivalente a R\$ 3,90), ou seja, R\$351.000,00. Analisando apenas a produção do protótipo, a produção do trabalho em questão equivale a menos de 0,25% do modelo comercial. Ressalta-se que não foram consideradas questões comerciais, os quais elevam o custo para o lançamento no mercado.

5.5 Limitações do estudo

O escaneamento de partes do corpo humano ainda pode ser considerado uma das tecnologias recentes e com grandes perspectivas de melhoria. O membro inferior escaneado apresentou limitações na modelagem do sólido em decorrência dos erros ocasionados, principalmente, pela dificuldade de fixação do corpo e, conseqüentemente, uma precisão reduzida do processo.

Isakov e Mizrahi (1992) afirmam que indivíduos que possuem a marcha hemiparética descarregam o peso inicialmente sobre o ante pé ou com a sola inteira, proporcionando uma inadequada dorsiflexão. Sendo assim, é possível afirmar que a amplitude de indivíduos hemiparéticos é reduzida, mas, em decorrência da variação do local da lesão de indivíduos vítimas do AVE, não há muitos relatos sobre o dano cometido na amplitude da marcha desses, não sendo possível apresentar parâmetros consistentes sobre a angulação dos movimentos avaliados.

Em relação a impressão do protótipo, as impressoras 3D apresentam limitações nas dimensões das suas plataformas de desenvolvimento, dificultando a confecção de protótipos maiores em peças únicas, o que neste caso também é possível, no entanto considerar condições de intercambialidades.

6. Conclusão

O sistema pé-tornozelo desenvolvido se mostrou fidedigno à anatomia humana visto que apresentou as mesmas dimensões que o modelo escaneado e realizou os movimentos previstos do conjunto. Associado a esse modelo.

O uso da manufatura aditiva, mais especificamente a técnica FDM, auxiliou no desenvolvimento de uma geometria adaptada ao modelo desejado para atender a funcionalidade da órtese. O material PLA, apresentou boas condições de impressão, assegurando a construção de um protótipo leve (1,295 kg), como previsto em decorrência da citação de Hopkinson, Hague e Dickens (2006), a respeito do peso reduzido em comparação a outros processos de manufatura.

Na integração com o conjunto eletrônico, o sensor Myoware Muscle proporcionou a captação do pulso elétrico, por diferença de potencial, e o tratamento de dados para o controle da órtese por EMG. Apesar da existência de poucos estudos voltados ao uso sensor para captação de pulsos elétricos nos membros inferiores, a aplicação desse mostrou-se eficaz na obtenção dos sinais do grupo muscular gastrocnêmio e tibial anterior, apresentando resultados promissores para o desenvolvimento de um modelo com maior grau de liberdade. A aplicação dos controles associado ao hardware permitiu a captura dos sinais e a movimentação da órtese de tornozelo.

A simulação dinâmica no modelo virtual da órtese de tornozelo mostrou-se fiel aos resultados obtidos no funcionamento da órtese de tornozelo. O modelo proposto para órtese de tornozelo foi capaz de reproduzir o ângulo de 25° proposto para a dorsiflexão e 15° para a flexão plantar de forma eficiente, tornando-se suficiente para a realização da etapa da marcha que necessita destes movimentos, visto que o resultado está de acordo com a literatura. Sendo assim, sistema eletromecânico atendeu as funções esperadas realizando o movimento de dorsiflexão e flexão plantar de acordo com cinemática humana do tornozelo e, também, o modelamento de acordo com o conjunto pé-tornozelo escaneado e impresso.

7. Sugestões para Trabalhos Futuros

Visando um modelo mais realista o sistema pé-tornozelo humano, a primeira ação para melhorias no projeto será o aumento do grau de liberdade do sistema, implementando o movimento de rotação. Isso se deve ao fato de o ciclo da marcha humana ser dependente do movimento de rotação do tornozelo. A otimização do código também é uma das premissas para que a angulação prescrita pela órtese possa ser realizada, com maior precisão, de acordo com a angulação realizada pelo membro.

Por ser a primeira etapa de um projeto promissor que visa abranger diversas áreas, uma das contribuições futuras no trabalho seria expandir a proposta para as articulações do joelho e do quadril, com o intuito de atingir um exoesqueleto.

Futuramente, com o avanço do trabalho desenvolvido, visa-se fazer o uso da órtese para vítimas do AVE e também daqueles que apresentam outros distúrbios cinético funcionais como, por exemplo, a paralisia cerebral e lesões medulares.

Na questão do projeto técnico desenvolvido, as tecnologias utilizadas podem ser otimizadas tanto na questão do processo de fabricação, voltado para resolução do protótipo impresso, como no desenvolvimento do projeto eletromecânico. Em relação a este, o modelo mecânico pode apresentar otimização na ergonomia e funcionabilidade e, para o hardware, aperfeiçoar a captação do pulso elétrico desde o uso de eletrodos mais funcionais para estabelecer o controle e tratamento de sinais adquiridos.

8. Referências

- AHRENS, C. H.; FERREIRA, C. B.; PETRUSH, G.; CARVALHO, J. D.; SANTOS, J. R. L. D.; SILVA, J. V. L. D.; VOLPATO, N. **Prototipagem Rápida – Tecnologias e Aplicações**. 1. ed. São Paulo: Edgar Blücher, 2007.
- ALVES, M. B.; KSHIWGI, N. M.; CYPRIANO, A.S.; SATO, R.C. **Custo benefício de protocolos para o acidente vascular cerebral: experiência do Hospital Israelita Albert Einstein**. Estein: Educação Continuada em Saúde, São Paulo, v. 7, n. 1, p.39-41, 2009.
- ARAÚJO, M.V. **Desenvolvimento de uma órtese ativa para os membros inferiores com sistema electrónico embarcado**. Dissertação de mestrado. Pós-graduação em engenharia eléctrica e computação. Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal, RN – Brasil,2010.
- BASAGLIA, N.; MAZZINI, N.; BOLDRINI, P.; BACCIGLIERI, P.; CONTENTI, E.; FERRARESI, G. **Biofeedback treatment of genu-recurvatum using an electrogoniometric device with an acoustic signal**. One-year follow-up. Scand J Rehabil Med, 21, pp. 125–130. 1989.
- BEDERSON, J. **Guidelines for the Management of Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage: A Statement for Healthcare Professionals From a Special Writing Group of the Stroke Council**. American Heart Association (vol 40, pg 994, 2009). Stroke 40(7): 2009.
- BOHANNON, R. **Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables**. Arch Phys Med Rehabil 68: 777-781. 1987.
- BRANCO, C.M., FERREIRA, J.M., DA COSTA, J.D., RIBEIRO, A.S. **Projeto de Órgãos de Máquinas**. 2ª Edição, Fundação Calouste Gulbenkian, Lisboa. 2009
- BRITO, G. F. et al. **Biopolímeros, Polímeros Biodegradáveis e Polímeros Verdes**. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, Campina Grande – PB, p. 127-139, set. 2011.
- CARDOSO, E. K. **O uso de uma órtese para a reeducação da marcha hemiparética com genu recurvatum: efeitos sobre a distribuição das pressões plantares**. Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre – UFCSPA. Porto Alegre, 2013.
- CARR, J., SHEPHERD, R. **Reabilitação Neurológica – otimizando o desempenho motor**. Editora: Manole, 2008.

CARVALHO, J.A. **Órteses: um recurso terapêutico complementar.** 1ªed. São Paulo: Manole, 2006

CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. **Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia.** *Top Stroke Rehabil*, 15 (2008), pp. 412–426

CHU, C.-Y.; PATTERSON, R. M. **Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review.** *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 15, n. 1, p. 9, 2018.

CHUA, C.K.; LEONG, K.F.; LIM, C.S. **Rapid Prototyping: Principles and Applications in Manufacturing.** Singapura: World Scientific, 2010. <http://dx.doi.org/10.1142/6665>

CHUNG, M.; WANG, J. **The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years.** *Gait & Posture* 31(1): 131-135. 2010

CUSTOMPART.NET. **3D Printing.** 2008b. Disponível em: <http://www.custompartnet.com/wu/3d-printing>>. Acesso em 15 de junho de 2019.

CUSTOMPART.NET. **Jetted Photopolymer.** 2008a. Disponível em: <http://www.custompartnet.com/wu/jetted-photopolymer>>. Acesso em 15 de junho de 2019.

EOS. **Additive Manufacturing in the Medical Field in: Electro Optical Systems,** 2013. Disponível em: <https://cdn2.scrvt.com/eos/public/b674141e654eb94c/c5240ec3f487106801eb6963b578f75e/medicalbrochure.pdf> >._Acesso em 02/06/2019.

FAROOQ, M. U.; A. H. CHAUDHRY, K.; MAJID, A. **The WHO STEP wise Approach to Stroke Surveillance.** *J Coll Physicians Surg Pak* 18(10): 665-665. 2008.

FELLOWS SJ, Kaus C, THILMANN AF. **Voluntary movement at the elbow in spastic hemiparesis.** *Ann Neurol.* 1994;36(3):397-407

FILLIPO, T. R. M. **Uma contribuição de automação para o desenvolvimento de órteses ativas para membros inferiores.** Dissertação de mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP. 2006.

FLORES, P., CLARO, J.C.P. **Cinemática de Mecanismos.** Edições Almedina, Coimbra. 2007

GIBSON, I.; ROSEN, D. W.; STUCKER, B. **Additive manufacturing technologies: rapid prototyping to direct Digital manufacturing**. 1. ed. Nova York: Springer, 2009.

HENRIOT, G. **Traité Théorique et Pratique des Engrenages**. Editora Dunod. 1979

HIGGINSON, J. S. **Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis**. *J Biomech* 39(10): 1769-1777. 2006.

HOGUE, R.E.; MCCANDLESS, S. **Genu recurvatum: auditory biofeedback treatment for adult patients with stroke or head injuries**. *Arch Phys Med Rehabil*, 64, pp. 368–370. 1983.

HOPKINSON, N, HAGUE, R.J.M.; DICKENS, P.M. **Rapid manufacturing: an industrial revolution for the digital age**. Chichester: John Wiley & Sons, 2006. <<http://dx.doi.org/10.1002/0470033991>>.

ISAKOV, E.; MIZRAHI, I. **The control of genu recurvatum by combining the Swedish knee-cage and an ankle - foot brace**. *Disabil Rehabil* 14(4): 187 - 191. 1992.

KARUNAKARAN, K.P.; BERNARD, A.; SURYAKUMAR, S.; DEMBINSKI, L.; TAILLANDIER, G. **Rapid manufacturing of metallic objects**. *Rapid Prototyping Journal*, v. 18, n. 4, p.264 – 280. 2012. <<http://dx.doi.org/10.1108/13552541211231644>>.

KRAMERS DE QUERVAIN, I. A.; SIMON, S. R.; LEURGANS, S.; PEASE, W. S.; MCALLISTER, D. **Gait pattern in the early recovery period after stroke**. *J Bone Joint Surg Am* 78(10): 1506-1514. 1996.

LAN, Po-Ting; CHOU, Shuo-Yan; CHENT, Lin-Lin; GEMMILL, Douglas. **Determining fabrication orientations for rapid prototyping with stereolithography apparatus**. *ComputerAided Design*, v. 2, n. 1, p. 53-62, 1997. [http://dx.doi.org/10.1016/s0010-4485\(96\)00049-8](http://dx.doi.org/10.1016/s0010-4485(96)00049-8)

LEARDINI, A., O'CONNOR, J. J., & GIANNINI, S. (2014). **Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint**. *Journal of Foot and Ankle Research*. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-8>

LEHMANN, J. F.; CONDON, S. M.; PRICE, R.; DELATEUR, B. J. **Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses**. *Arch Phys Med Rehabil* 68: 763-771. 1987.

LEIGHTON, JACK. **Musculação**. Rio de Janeiro: Sprint, 1987.

LIN, P. Y.; YANG, Y. R.; CHENG, S. J.; WANG, R. Y. **The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke.** Arch Phys Med Rehabil 87(4): 562-568. 2006.

LUCARELLI, P.R.; LIMA, M.O.; LUCARELLI, J.G.; LIMA, F.P. **Changes in joint kinematics in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle- foot orthosis.** Chincis. 62(1): p. 63-8. São Paulo, 2007

MANÇANARES, C.; ZANCUL, E.S. CAVALCANTE, J.; CAUCHICK MIGUEL, P. **Additive manufacturing process selection based on parts' selection criteria.** The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, v. 80, n. 5-8, p. 1007–1014, 2015. <[http://dx.doi.org/10.1016/s0010-4485\(96\)00049-8](http://dx.doi.org/10.1016/s0010-4485(96)00049-8)>.

MARTINS, W. D. J.; ARTMANN, E.; RIVERA, F. J. U. **Gestão comunicativa para redes cooperativas de ciência, tecnologia e inovação em saúde.** Rev Saúde Publica 46: 51-58. 2012.

MCKINSEY GLOBAL INSTITUTE. **Disruptive technologies: advances that will transform life, business, and the global economy.** Maio, 2013.

MORRIS, M.; MATYAS, T.; BACH, T.; GOLDIE, P. **Electrogoniometric feedback: its effect on genu recurvatum in stroke.** Arch Phys Med Rehabil 73: 1147–1154. 1992.

NETTER, F. **Atlas de Anatomia Humana.** 2.Ed. Artmed. Porto Alegre. 2000.

NIEMANN, G.; **Elementos de máquinas,** Ed. Edgard Blucher, vol. 2 São Paulo 1971

NORTON, R.L. **Projetos de Máquinas: Uma Abordagem Integrada,** 4º Edição, Ed. Bookman. 2013

OATIS C. A (1988): **Biomechanics of the foot and ankle under static conditions.** Physical Therapy 68: 1815-1821

OHTA, Y. **A two degree of freedom motor powered gait orthosis for spinal cord injury patients.** “Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine”, pp. 629-639. 2007.

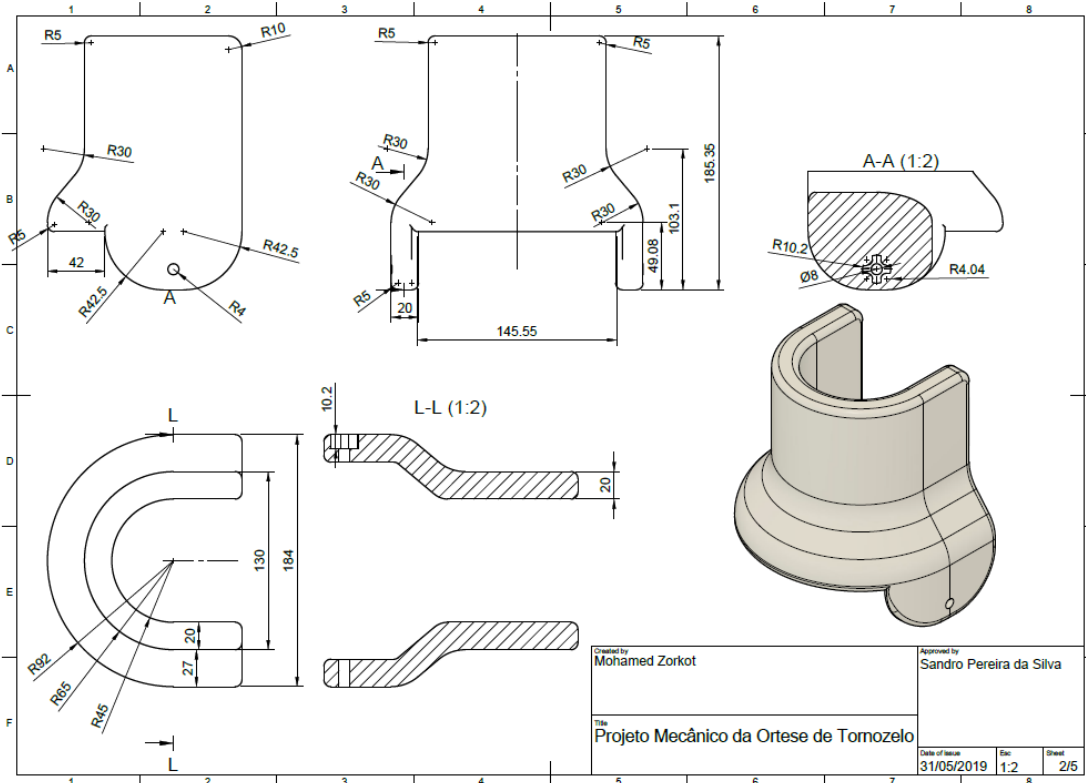
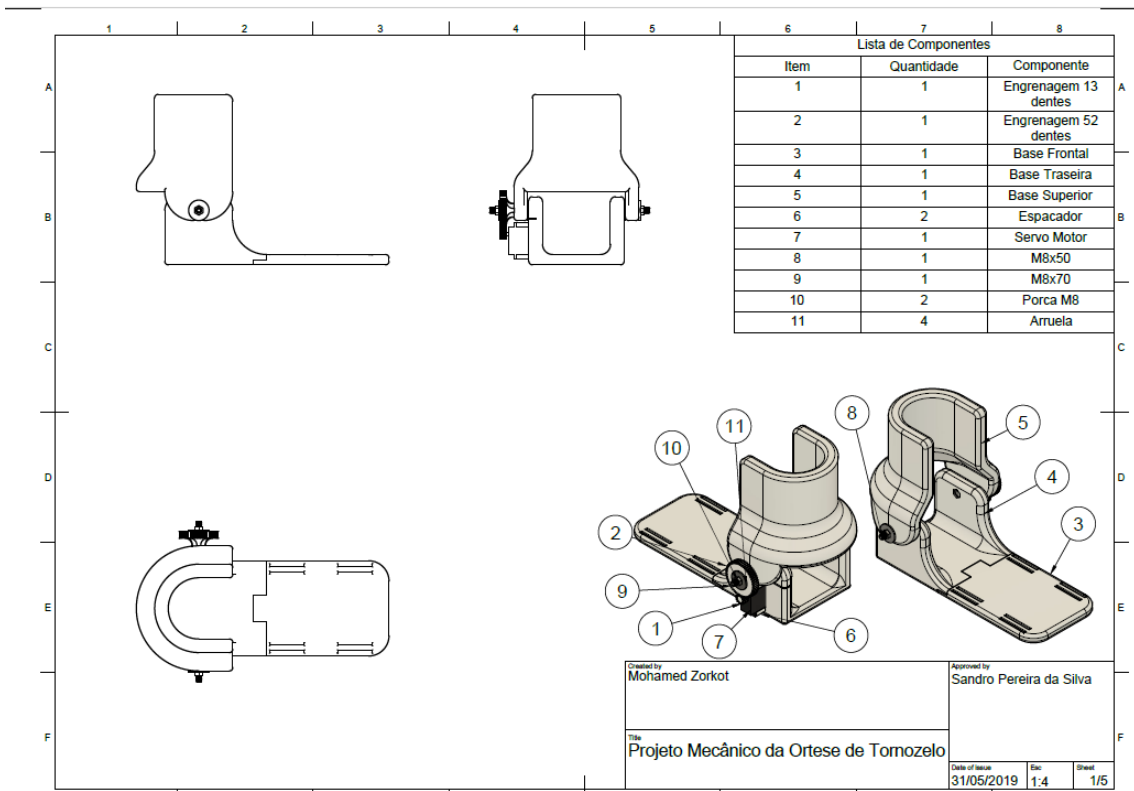
OLNEY, S.; RICHARDS, C. **Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics.** Gait Posture 4: 136-148. 1996.

PÉLISSIER, J.; PÉRENNOU, D.; LAASSEL, E. **Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature.** Ann Readapt Med Phys 40(5): 297-313 1997.

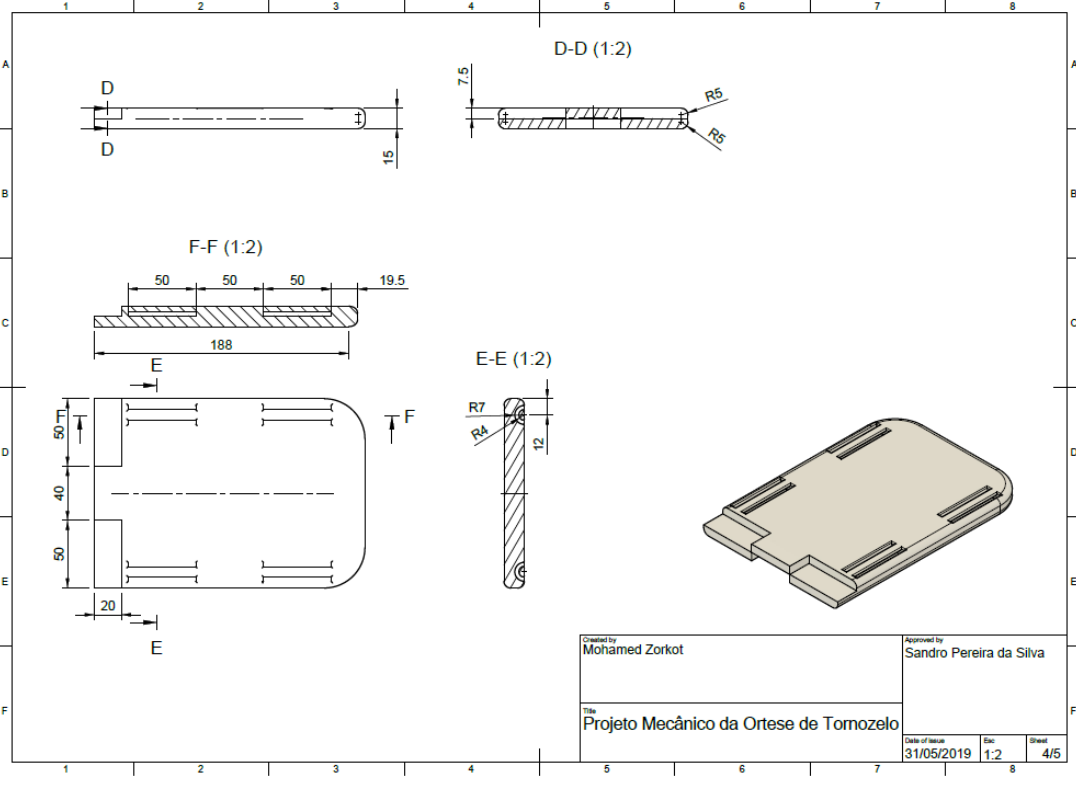
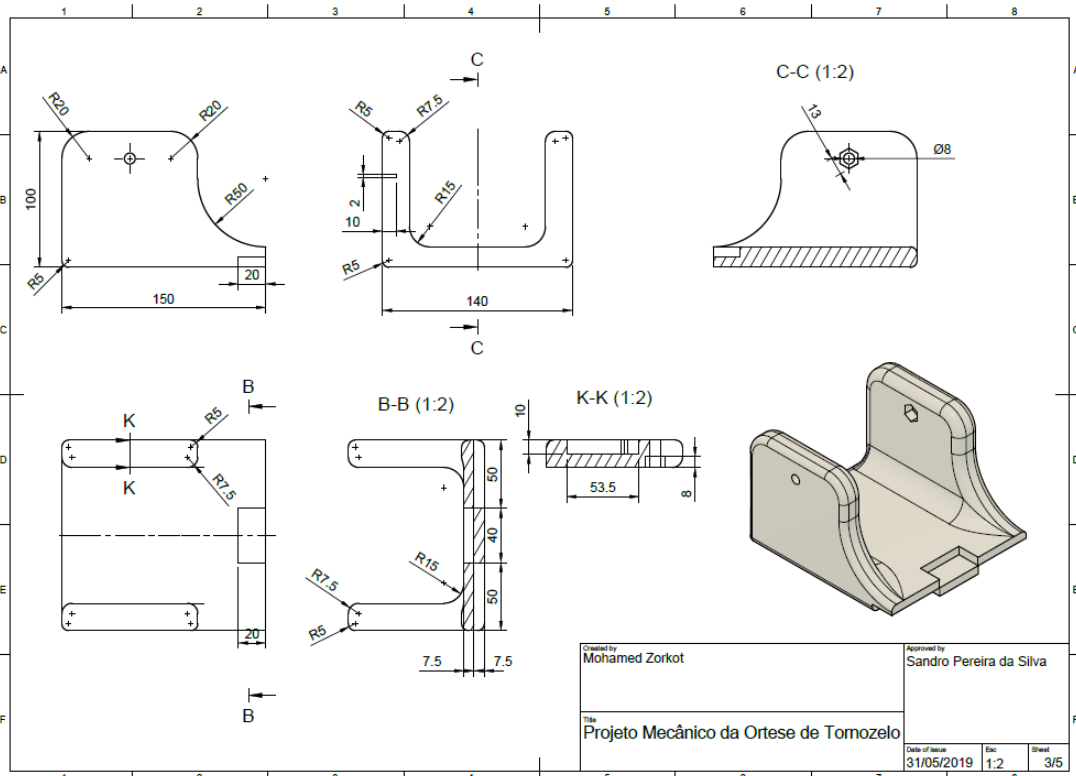
- PERRY J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Slack Incorporated. 1992.
- PIRES, S. L.; GAGLIARDI, R. J.; GORZONI, M. L. **Study of the main risk factors frequencies for ischemic cerebrovascular disease in elderly patients**. *Arq Neuropsiquiatr* 62(3B): 844-851. 2004.
- PRATT, D. J. **Some Aspects of Modern Orthotics & Disability**. Res.Centre, Derbyshire R. Infirmary, Derby, UK Print publication: Issue 1 February. 1994
- ROSE, J.; GAMBLE, G. (1998). **Marcha Humana**. São Paulo, Premier
- SALMI, M. **Medical applications of additive manufacturing in surgery and dental care**. 2013. 85 p. Doctoral Dissertation – Department of Engineering Design and Production – Aalto University, Helsinki, 2013.
- SMITH, W.F. **Principles of Materials Science and Engineering**. 2nd Edition, McGrawHill, New York. 1990
- SNYDER, G. H.; COTTELEER, M.; KOTEK, B. **3D opportunity in medical technology: Additive manufacturing comes to life**. A Deloitte series on additive manufacturing, 2014.
- STRATASYS. **FDM Thermoplastics**. Disponível em: <<https://www.stratasys.com/fdm-technology>>. Acesso em 15 de junho de 2019.
- UPCRAFT, S.; FLETCHER, R. **The rapid prototyping technologies**. *Assembly Automation*, v. 23, n, 4, p. 318–330, 2003. <<http://dx.doi.org/10.1108/01445150310698634>>.
- VEHMEIJER, Samy et al. **3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 years of Follow-Up**. *International Journal Of Dentistry*, v. 2016, p. 1-9, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1155/2016/8590971>>. Acesso em 15 de junho de 2019
- VENTOLA, C. L. **Medical applications for 3D printing: current and projected uses**. *Pharmacy and Therapeutics*, v. 39, p. 704-711, 2014.
- WALL, J. C.; TURNBULL, G. I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 67(8): 550-553. 1986.
- WOOLLEY, S. M. Characteristics of Gait in Hemiplegia. *Top Stroke Rehabil* 2001;7(4):1–18

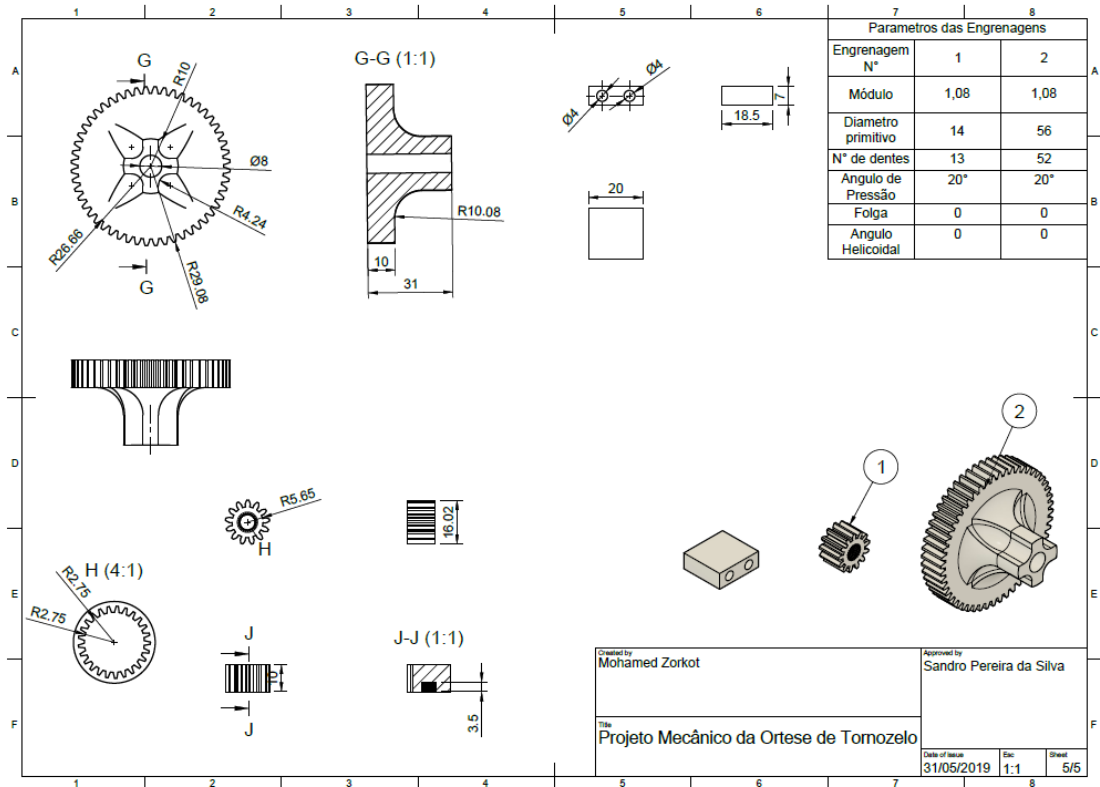
ZADPOOR, Amir A.; MALDA, Jos. **Additive Manufacturing of Biomaterials, Tissues, and Organs**. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 45, n. 1, p. 1-11. 8 de setembro de 2016. Springer Nature. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s10439-016-1719-y>>. Acesso em 15 de junho de 2019.

Anexo 1 – Projeto Mecânico



Created by: Mohamed Zorkot
 Approved by: Sandro Pereira da Silva
 Title: Projeto Mecânico da Ortese de Tomozelo
 Date of Issue: 31/05/2019
 Esc: 1:2
 Sheet: 2/5





Anexo 2 – Código Arduino

```

/*
Controlling a servo position using a potentiometer (variable resistor)
by Michal Rinott <http://people.interaction-ivrea.it/m.rinott>

modified on 8 Nov 2013
by Scott Fitzgerald
http://www.arduino.cc/en/Tutorial/Knob
*/
#include <Servo.h>

Servo myservo; // create servo object to control a servo
int myowarepin = 0;
int myowarepin2 = 1; // analog pin used to connect the potentiometer
int val1; // variable to read the value from the analog pin
int val2;
int vals1;
int vals2;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  myservo.attach(9); // attaches the servo on pin 9 to the servo object
}
void loop() {
  val1 = analogRead(myowarepin); // fio preto - dorsiflexão (negativo)
  val2 = analogRead(myowarepin2); // reads the value of the potentiometer (value between 0
and 1023) , fio colorido flexão plantar (positivo)
  int val= val2-val1-70; // valor de correção para centralizar a curva no zero
  vals1 = map(val, -300, 300, 0, 180);
  myservo.write(vals1); // sets the servo position according to the scaled value
  delay(15); // waits for the servo to get there
  Serial.println(val);
}

```