

Técnicas de modelação e aquisição de formas 3D e tecnologias existentes com aplicação Biomédica

Júlia Inês Garrido Alvarinho

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador

Professor Doutor Nuno Alexandre Soares Domingues (ISEL)

Presidente

Professora Doutora Cecília Ribeiro da Cruz Calado (ISEL)

Vogais

Professor Doutor Ivan Rudolfo Pereira Garcia de Galvão (ISEL)

Professor Doutor Nuno Alexandre Soares Domingues (ISEL)

Julho de 2023

“You never know how strong you are, until you’re only alternative is to be strong.”

Bob Marley

Agradecimentos

Para a elaboração desta Tese de Mestrado foram vários os intervenientes que colaboraram, direta e indiretamente, os quais merecem o meu reconhecimento e gratidão.

Começo por agradecer ao Professor Doutor Elmano Fonseca Margato, presidente do Instituto Politécnico de Lisboa, por me ter permitido ter um ensino de excelência no Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.

Gratifico o meu orientador, Professor Doutor Nuno Alexandre Soares Domingues, pelo apoio, dedicação, empenho e disponibilidade prestado.

Também agradeço ao Professor Afonso Leite pelo apoio e explicações dadas de modo que eu conseguisse realizar o protótipo.

Quero agradecer ao Engenheiro João Correia pelo apoio, empenho e disponibilidade prestado.

Agradeço também á equipa da S4Metro por se disponibilizarem a demonstrar como funciona a pistola de digitalização.

Quero gratular a Carlos Simões, sócio-gerente da empresa Adv3DPrint, por se ter disponibilizado em ajudar a produzir o pé protésico em 3D.

A todos os professores que se cruzaram na minha vida escolar e académica, pela transmissão de conhecimentos e valores.

Á minha família, por me terem ajudado a tornar a pessoa que sou hoje, por me dar o apoio que sempre precisei e nunca desistirem de mim.

Ao meu pai, que mesmo não estando entre nós (fisicamente), sei que estará sempre a dar-me todo o apoio.

Ao meu namorado Diogo, por caminhar comigo e estar sempre presente, por toda a compreensão, colaboração e por me ter ajudado a crescer ao longo deste percurso.

Ao meu vizinho António Lopez, por se ter disponibilizado sempre para me guiar no caminho árduo de se efetuar uma tese final de mestrado.

E por fim, quero agradecer à minha amiga Jéssica por me incentivar a entrar na vida académica e por me ajudar nos momentos mais difíceis.

Resumo

O pé humano é um elemento de extrema importância a nível estrutural, uma vez que fornece suporte e postura corporal, permitindo também a locomoção. A sua estrutura anatómica pode apresentar diversas formas e comportamentos, variando de pessoa para pessoa. No entanto, pode evoluir com malformações anatómicas congénitas, sendo alvo de soluções/tratamentos mais ou menos severos, conduzindo ao aparecimento de diversas lesões e deformidades. Algumas das lesões e deformidades apenas podem ser corrigidas recorrendo a cirurgias, isto é, remoção parcial ou total do órgão, noutros casos, podem ser atenuadas ou mesmo evitadas se forem tomados procedimentos e comportamentos adequados no quotidiano. A escolha adequada do calçado é um dos exemplos, mas a solução pode passar pela utilização de dispositivos biomecânicos indicados para cada situação. Os pés protésicos são fundamentais para um amputado de membro inferior, uma vez que este dispositivo é que irá permitir que o doente consiga efetuar a marcha o mais natural possível.

O presente trabalho visa na identificação de tecnologias e métodos de aquisição 3D. Recorreu-se à modelação e simulação com recurso ao software *Solidworks*, em que posteriormente foi impresso numa impressora 3D em Onyx+Fibras de carbono.

As simulações realizadas no *Solidworks*, segundo o método de elementos finitos, indicam que o pé protésico desenvolvido não é o mais adequado para se produzir, visto que no início da marcha o mesmo que irá deformar-se com alguma facilidade. Para tal, efetuou-se a junção das duas peças e aumento da espessura para posteriormente a sua impressão 3D.

Este projeto permitiu iniciar a criação de uma metodologia de avaliação dos protótipos e perceber através de simulações o nível de defeito do modelo atual, ajudando assim a avaliação de modelos futuros onde se procura melhorar a qualidade de impressão e o *design* dos modelos.

Palavras-chave: Marcha Humana, pé protésico, tecnologias emergentes, elementos finitos.

Abstract

The human foot is an element of extreme importance at a structural level, as it provides support and body posture, also allowing locomotion. Its anatomical structure can present different forms and behaviours, varying from person to person. However, it can evolve with congenital anatomical malformations, being the target of severe solutions/treatments, leading to the appearance of several lesions and deformities. Some of the injuries and deformities can be corrected only by resorting to surgery, that is, partial or total removal of the organ, other cases can be mitigated or even avoided if procedures are taken and behaved in everyday life. The proper choice of footwear is one example, but the solution may involve the use of biomechanical devices indicated for each situation.

The present work aims at studying emerging technologies for modelling and manufacturing a prosthetic foot. Prosthetic feet are essential for a lower limb amputee, as this device will allow the patient to walk as naturally as possible.

Modeling and simulation were resorted to using the Solidworks software, in which it was printed on a 3D printer in Onyx+Carbon Fibers.

The simulations carried out in Solidworks, according to the finite element method, indicate that the prosthetic foot developed is not the most suitable to be produced, since at the beginning of the gait it will break and deform with some ease. To this end, the two pieces were joined together, and the thickness increased for later 3D printing.

This project allowed to start the creation of a prototype evaluation methodology and to understand through simulations the defect level of the current model, thus helping the evaluation of future models where it is sought to improve the printing quality and the design of the models.

Keywords: Human Gait, prosthetic foot, emerging technologies, finite elements.

Índice

1. Introdução	1
1.1. Motivação	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Estrutura	2
2. Enquadramento Teórico	3
2.1. Sistema músculo-esquelético do pé	3
2.1.1. Sistema esquelético do pé	5
2.1.2. Sistema muscular do pé	6
2.2. Biomecânica do pé	8
2.2.1. Distribuição da Pressão Plantar	11
2.2.2. Ciclo da marcha Humana	13
2.2.2.1. Pontos de Força durante o ciclo da marcha	15
2.2.2.1.1. Complexo Pé-Tornozelo	16
2.3. Pé protésico: Estado da arte	21
2.3.1. Evolução	21
2.3.2. Construção de uma prótese	23
2.3.3. Efeitos do mau fabrico de uma prótese de membro inferior	27
2.3.4. Desenvolvimento de Pé protésico: Tecnologias Emergentes	28
2.3.4.1. Modelação CAD	30
2.3.4.1.1. Método de Elementos Finitos	30
2.3.4.2. Engenharia Inversa	32
2.3.4.2.1. Scanner 3D	33
2.3.4.3. Impressão 3D	34
2.3.4.4. Estudos Existentes	35
2.4. Materiais	37
2.4.1.1. Compósitos	37
2.4.1.1.1. Fibras sintéticas	38
2.4.1.1.2. Resinas Sintéticas	40
2.4.1.2. Polímeros – Termoplásticos	40
2.4.1.2.1. Polipropileno	41
2.4.1.2.2. Polietileno	41
3. Modelação e Resultados	43
3.1. Principais recursos informáticos de modelação	43

3.2. Modelação em Solidworks	43
3.2.1. Construção do Pé Protésico	44
3.2.2. Construção do dispositivo de Fixação.....	46
3.2.3. Construção da Quilha	49
3.3. Simulação de acordo com o método dos Elementos Finitos	50
3.3.1. Análise dos elementos finitos no primeiro contacto do calcanhar no solo.	52
3.3.2. Análise dos elementos finitos na fase de apoio total no solo.	55
3.3.3. Análise dos elementos finitos na fase final de apoio.	57
4. Discussão de resultados e conclusões	62
5. Limitações do estudo e sugestão de trabalhos futuros	65
6. Referências Bibliográficas	66

Índice de Figuras

Figura 1 - Principais músculos do corpo humano(Diana, n.d.).	4
Figura 2 - Principais ossos do corpo humano(Diana, n.d.).	4
Figura 3 - Ossos principais do pé humano(Gozzi, n.d.)	6
Figura 4 - Músculos e tendões do pé: a) plano frontal e b) plano sagital.(Gozzi, n.d.)	7
Figura 5 - Os tipos de planos anatómicos(Ferreira, 2021).	8
Figura 6 - Movimentos do tornozelo no plano sagital(Fonseca, 2017).	9
Figura 7 - Movimentos de abdução, adução, eversão e inversão do pé(Ortopedia, n.d.).	9
Figura 8 - Arco plantar longitudinal medial (A) e longitudinal lateral (B) e arco plantar transversal (C) (Fonseca, 2017).	10
Figura 9 - Diferentes tipos de pé segundo a planta do pé: a) representação esquemática e b) impressão digital correspondente(Fonseca, 2017).	11
Figura 10 - Diferentes tipos de pé segundo o retópé: a) impressão digital da planta do pé e b) arcos plantares no plano frontal(Fonseca, 2017).	11
Figura 11 - Comparação de idade dos dados de pico de pressão de mulheres e homens separadamente, * $p < 0,05$ significativamente maior, teste ANOVA unidirecional(Demirbüken et al., 2019).	13
Figura 12 - Ciclo da marcha(Araújo, Andrade, & de Barros, 2005).	14
Figura 13 - Fases da marcha humana e eventos biomecânicos relacionados(Torricelli et al., 2016).	15
Figura 14 - O mecanismo semelhante a uma roda do pé e as formas de rolagem resultantes (ROS)(Hansen et al., 2004; McGeer, 1990).	16
Figura 15 - Visão esquemática do papel funcional do tornozelo e do pé (B) e (E). (C) - perfil de velocidade articular e ativações musculares. (D) - força conjunta, obtida pelo produto entre o torque e a velocidade(Torricelli et al., 2016).	18
Figura 16 - Principais articulações e músculos do complexo tornozelo-pé(Torricelli et al., 2016).	18
Figura 17 - Evolução das próteses de perna e mão desde os primórdios até aos dias de hoje(Leal, 2011).	21
Figura 18 - Pés de armazenamento e retorno de energia. (A) Seattle Foot; (B) Dynamic Foot; (C) STEN Foot; (D) SAFE Foot; (E) Carbon Copy Foot.(Hafner, Sanders, Czerniecki, & Ferguson, 2002).	22
Figura 19 - Pés ESR avançados. (A) Flex-Foot Axia; (B) LP-Ceterus; (C) Talux Foot; (D) VariFlex; (E) Re-Flex VSP; (F) Modular II; (G) Flex-Sprint; (H) Sprinter; (I) Advantage DP; (J) Pathfinder(Versluys et al., 2008).	23
Figura 20 - Linha de carga: 1. - 2mm posterior da articulação do quadril, 2. - 15mm anterior da articulação do joelho e 3. - 60mm anterior da articulação do tornozelo(Rajt'úková et al., 2014).	24
Figura 21 - Linha de construção(Rajt'úková et al., 2014).	25
Figura 22 - Algoritmo das etapas a seguir pelo ortoprotésico quando recorre às novas tecnologias.	29
Figura 23 - Tipos de elementos e quantidades de nós(Guimarães, 2021).	31
Figura 24 - Malha de elementos finitos(Guimarães, 2021).	31
Figura 25 - Scanner 3D Go!SCAN 3D™ (S4Metro, 2020).	34
Figura 26 - Especificações técnicas do Go!SCAN 3D™ (S4Metro, 2020).	34
Figura 27 - Classificação de fibras não-naturais(Pereira, 2009).	38
Figura 28 – Sketch para o formato do pé protésico.	44
Figura 29 - Boss-Extrude para volume do pé.	45

Figura 30 - Cut-Extrude para arredondamento da ponta do pé.....	45
Figura 31 – Fillet para arredondamento da peça.....	46
Figura 32 - Criação de um plano a 64,5mm.....	46
Figura 33 – Sketch de um quadrado.....	47
Figura 34 – Sketch de um quarto do dispositivo de fixação.....	47
Figura 35 - Cut-Extrude do encaixe do dispositivo de fixação.....	48
Figura 36 - Cut-Extrude dos furos do dispositivo de fixação.....	48
Figura 37 - Cut-Extrude do furo central do dispositivo de fixação.....	49
Figura 38 – Sketch da quilha.....	49
Figura 39 - Boss-Extrude 68mm da quilha.....	49
Figura 40 - Cut-Extrude de 20mm do arredondamento da quilha.....	50
Figura 41 - Propriedades do Hexcel AS2C com 3000 filamentos.....	51
Figura 42 - Propriedades do material Cast Carbon Steel.....	51
Figura 43 - Malhas do protótipo desenhado.....	52
Figura 44 - Definição das faces fixas, utilizando Geometry Fixed (verde) e aplicação da força (roxo), na fase inicial de apoio.....	53
Figura 45 - Tensão de von Mises.....	53
Figura 46 – Deslocamento.....	54
Figura 47 - Deformação.....	54
Figura 48 - Definição das faces fixas, utilizando Geometry Fixed (verde) e aplicação da força (roxo), na fase de apoio total.....	55
Figura 49 - Resultado obtido da tensão na escala de von Mises.....	56
Figura 50 - Resultado obtido do deslocamento.....	56
Figura 51 - Resultado obtido da deformação.....	57
Figura 52 - Definição das faces fixas, utilizando Geometry Fixed (verde) e aplicação da força (roxo), na fase final de apoio.....	58
Figura 53 - Resultado obtido da tensão na escala de von Mises.....	58
Figura 54 - Resultado obtido do deslocamento.....	59
Figura 55 - Resultado obtido da deformação.....	59
Figura 56 - Reforço Isotrópico da parte inferior do pé protésico em Markforged.....	60
Figura 57 - Reforço Isotrópico da parte superior do pé protésico em Markforged.....	60
Figura 58 - Produto final do pé protésico produzido em SolidWorks.....	61

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Posicionamento das componentes de uma prótese de membro inferior(Rajt'úková et al., 2014).....	26
Tabela 2 - Propriedades do Polipropileno(Rajt'úková et al., 2014).....	41
Tabela 3 - Propriedades do Polietileno de Alta Densidade(Rajt'úková et al., 2014).....	42
Tabela 4 - Ferramentas utilizadas no Solidworks.....	44

Índice de Equações

Equação 1 - Fórmula do peso.....	52
---	----

Lista de Siglas, Acrónimos e Abreviaturas

CAD	<u>C</u> omputer- <u>A</u> ided <u>D</u> esign. Em português, desenho assistido por computador.
CAM	<u>C</u> omputer- <u>A</u> ided <u>M</u> anufacturing. Em português, fabrico assistido por computador.
FEM	<u>F</u> inite <u>E</u> lement <u>M</u> ethod. Em português, Método de Elementos Finitos.
EI	<u>E</u> ngenharia <u>I</u> nversa
SACH	<u>S</u> olid <u>A</u> nkle <u>C</u> ushioned <u>H</u> eel. Em português, Calcanhar acolchoado sólido no tornozelo.
ROs	<u>R</u> oll- <u>O</u> ver <u>S</u> hapes. Em português, Formas de rolagem.

1. Introdução

1.1. Motivação

A escolha deste tema da Dissertação foi motivada, numa abordagem mais imediata, pela necessidade de identificar tecnologias existentes para a construção de um pé protésico, uma vez que a escolha de uma prótese é um processo complexo. A má adequação de uma prótese a um amputado implica perda da qualidade de vida e o aparecimento de outras complicações devido ao andar desequilibrado. No entanto, as próteses disponíveis comercialmente são genéricas, não são apropriadas para todos os amputados e o preço das mesmas é elevado, não estando acessível a alguns amputados ou ao serviço nacional de saúde. Assim, existir a possibilidade de uma prótese adaptada a um amputado e economicamente acessível é uma mais-valia importante.

É face às limitações das próteses convencionais atuais e às necessidades dos seus utilizadores que surge o presente trabalho de projeto de fazer um estudo teórico de personalização de uma prótese ao amputado que permita a produção real a menor custo é a maior motivação técnica do presente trabalho.

A nível pessoal, acresce a motivação da oportunidade de aprender mais sobre a ligação da área médica à engenharia mecânica e a aprendizagem da utilização da ferramenta de simulação Solid Works.

1.2. Objetivos

O objetivo desta Tese Final de Mestrado é identificar as tecnologias e os métodos de aquisição de formas 3D e os processos de modelação e simulação de objetos, para ser uma base de trabalho e pesquisa para aplicação de próteses. Como objetivo secundário será o desenvolvimento e estudo de um pé protésico computadorizado e posteriormente a sua impressão 3D.

Como caso de estudo será feito o estudo da prótese de pé e do seu enquadramento teórico biomédico. Serão indicados os materiais e métodos, fazendo-se um estudo comparativo.

1.3. Estrutura

Para a realização desta dissertação recorreu-se a uma revisão bibliográfica em fontes primárias, secundárias e terciárias, com recurso a bibliotecas físicas e dados informatizados nacionais . Esta dissertação encontra-se estruturada da seguinte forma

O 1º capítulo é composto pela Introdução que contextualiza a motivação e o problema abordado na dissertação e a relevância do mesmo, define os objetivos e identifica as metodologias adotadas no desenvolvimento da dissertação.

O 2º capítulo é descrito o Enquadramento teórico em que aborda os principais temas abordados e é feita uma apresentação dos conceitos teóricos fundamentais indispensáveis ao desenvolvimento do presente trabalho.

O 3º capítulo é descrito a Metodologia e Materiais, apresentando a metodologia e as ferramentas utilizadas para o tipo de investigação em causa.

O 4º capítulo é analisado os resultados obtidos, fazendo uma apresentação da aplicação do estudo e também uma análise e sintetização dos dados recolhidos, das ferramentas, métodos e resultados encontrados nos casos de estudo.

O 5º capítulo é feito uma Discussão dos resultados obtidos onde se faz uma discussão dos resultados apresentados no capítulo anterior com base na pesquisa bibliográfica.

Por fim, o 6º capítulo que é composto pela Conclusão, onde apresenta as considerações e implicações finais, identificando algumas limitações do estudo e dando sugestões para investigações/ desenvolvimentos futuros.

2. Enquadramento Teórico

2.1. Sistema músculo-esquelético do pé

O corpo humano é um sistema complexo que consiste em muitos subsistemas. O sistema músculo-esquelético fornece estrutura ao corpo e cria a capacidade de se mover. É composto por mais de 200 ossos esqueléticos, tecido conjuntivo e mais de 300 músculos esqueléticos(Kerkman et al., 2018).

Os músculos estão ligados aos ossos através do tecido tendinoso e podem gerar movimento em torno de uma articulação quando se contraem. O sistema nervoso central controla esses movimentos pelas interações dos neurónios motores espinhais, que servem como via final comum aos músculos. Embora os componentes anatómicos e fisiológicos do sistema músculo-esquelético sejam bem caracterizados, os princípios organizacionais do controlo neuronal permanecem pouco compreendidos(Jänig, 2022; Martini et al., 2015).

O Aparelho locomotor representa um complexo de três importantes sistemas do corpo humano responsável pela realização de todos os movimentos esqueléticos do corpo, que é composto pelo sistema esquelético – a parte passiva do aparelho e que fornece as alavancas de movimento –, o sistema muscular – a parte ativa do aparelho e que realiza os movimentos através da contração dos músculos esqueléticos – e, finalmente, o sistema articular que permite, em maior ou menor grau, os movimentos do esqueleto(Marieb, 2014).

A atuação conjunta dos três sistemas permite, portanto, a locomoção do corpo humano(Marieb, 2014).

Nas figuras 1 e 2 pode-se observar representação com a respetiva identificação dos músculos e ossos do corpo humano.

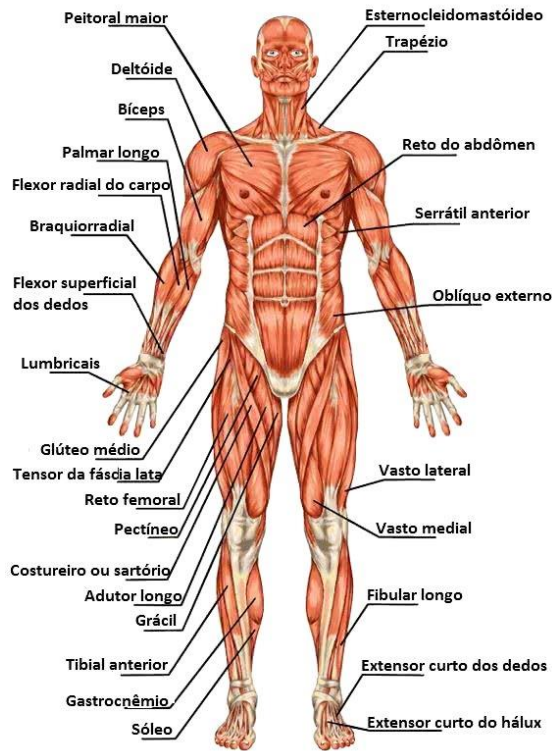


Figura 1 - Principais músculos do corpo humano(Diana, n.d.).

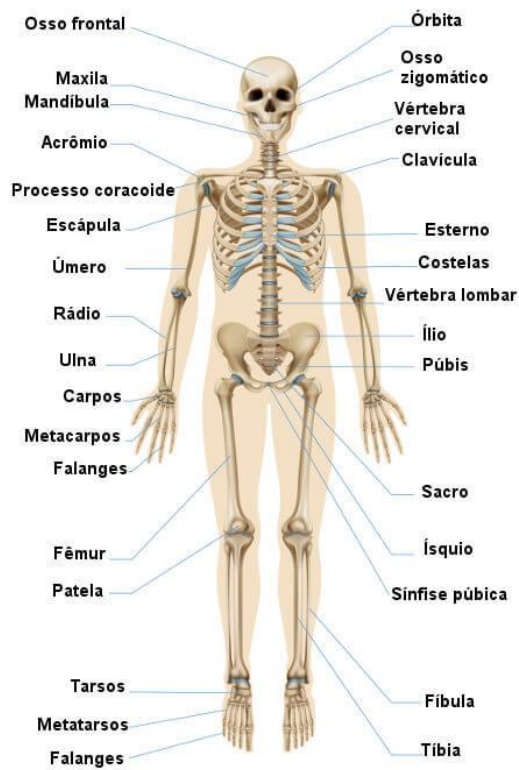


Figura 2 - Principais ossos do corpo humano(Diana, n.d.).

2.1.1. Sistema esquelético do pé

Os ossos são órgãos que unidos uns aos outros, por meio das articulações constituem o esqueleto. É uma forma especializada de tecido conjuntivo cuja principal característica é a mineralização (cálcio) da sua matriz óssea (fibras colágenas e proteoglicanas)(Marieb, 2014).

O osso é um tecido vivo, complexo e dinâmico. Uma forma sólida de tecido conjuntivo, altamente especializado que forma a maior parte do esqueleto e é o principal tecido de apoio do corpo(Marieb, 2014).

O pé tem como função fornecer uma base sólida e estável ao corpo, promovendo o equilíbrio e o movimento, de modo a suportar forças acima do quádruplo peso do corpo. Também funciona como um recurso para a locomoção, apresentando um comportamento único durante a marcha, com ciclos sucessivos de carga e descarga(Fonseca, 2017; Morton, 1937).

O pé é constituído por 26 ossos, 7 ossos do tarso, 5 ossos do metatarso, 14 falanges. Na figura 3 está ilustrado os ossos que integram o pé humano(Cesar, 2015; Fonseca, 2017).

O pé está dividido em três partes iguais: retropé, o mediopé e antepé. O retropé é constituído pelo calcânhar e tornozelo, o mediopé pelo cuneiforme, cuboide e navicular. O antepé baseia-se nos ossos das falanges, que se divide em 3 para cada um dos dedos – proximal, média e distal – e em 5 metatarsos, numerados de I a V do lado tibial para o fibular, separando o restante pé pela articulação tarsometatarsal. O maior dedo do pé, nomeado por hálux, tem apenas 2 ossos (proximal e distal), tal como se pode ver na figura 3(Rico, 2014).

Os ossos longos identificam-se por 3 regiões: base, corpo e cabeça, sendo a base posterior e cabeça anterior de todos os ossos, como descrito na figura 3. Na base do quinto metatarso encontra-se um crescimento ósseo sobressaindo na lateral chamada de tuberosidade do metatarso V(Rico, 2014).

Por fim, o retropé é constituído pelo osso do calcânhar, sendo o maior osso do pé e pertence a um dos três apoios no solo, e também constituído pelo osso tálus que suporta os ossos da perna - tibia e fíbula -, formando o tornozelo e ligando o calcânhar através da articulação subtalar(Fonseca, 2017).

Na figura 3, está representada o sistema esquelético do pé humano e a respetiva nomenclatura dos ossos presentes no mesmo.

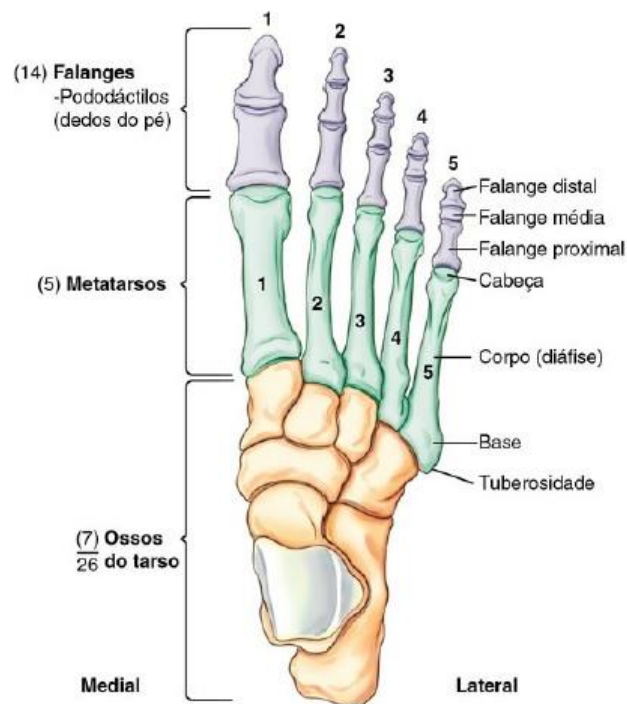


Figura 3 - Ossos principais do pé humano(Gozzi, n.d.)

2.1.2. Sistema muscular do pé

Os músculos são estruturas individualizadas que cruzam uma ou duas articulações e, pela sua contração, são capazes de transmitir-lhes movimento. Este é efetuado por células especializadas denominadas fibras musculares, cuja energia latente é ou pode ser controlada pelo sistema nervoso. Os músculos são capazes de transformar energia química em energia mecânica(Marieb, 2014).

O músculo vivo é de cor vermelha e essa coloração denota a existência de pigmentos e de grande quantidade de sangue nas fibras musculares. Os músculos representam 40-50% do peso corporal total(Marieb, 2014).

Porém, os músculos têm imensas funções em que uma delas é a produção dos movimentos corporais, tais como andar e correr e a estabilização das posições corporais, ou seja, a contração dos músculos esqueléticos estabiliza as articulações e participam na manutenção das posições corporais, como a de ficar em pé ou sentado(Marieb, 2014; Rico, 2014).

Na figura 4, está representada o sistema muscular do pé humano em dois planos diferentes: na figura 4.a apresenta o plano frontal e na figura 4.b apresenta o plano sagital.

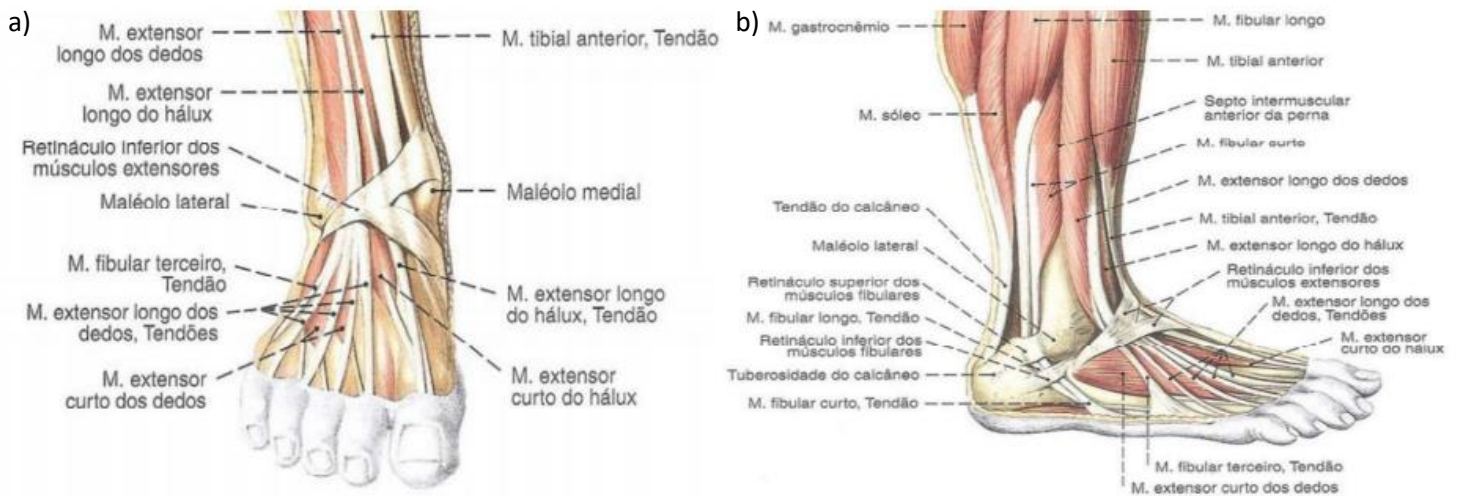


Figura 4 - Músculos e tendões do pé: a) plano frontal e b) plano sagital.(Gozzi, n.d.).

O mediopé é constituído por 3 cuneiformes: medial, intermédio, lateral. O cubóide e o navicular separam-se do retropé pela articulação de Chopart e do antepé pela articulação de Lisfranc, sendo esta última de extrema importância, uma vez que permite a adaptação do apoio das cabeças dos metatarsos no solo, dando mobilidade óssea, tal como observamos na figura 4. Dos cinco metatarsos, apenas o primeiro e último possuem maior mobilidade(Fonseca, 2017; Rico, 2014)

Na articulação do tornozelo, os extremos inferiores da tibia e perónio formam uma cavidade profunda que encaixa na superfície superior do tálus. Assim, toda a disposição dos ossos e a força dos ligamentos das articulações mantêm o tornozelo estável, permitindo a liberdade de movimentos(Fonseca, 2017).

2.2. Biomecânica do pé

A biomecânica é a ciência que estuda a fisiologia e as atividades musculares das estruturas anatômicas dos organismos vivos e dotados de movimento, tendo como base princípios físicos e matemáticos(Cruz, 2014).

O conceito da biomecânica surgiu há vários séculos, sendo Leonardo da Vinci o pioneiro no século XVI. Nos anos 70, esta ciência cruzou-se com a disciplina da ergonomia – ciência que estuda as características laborais de modo a melhorar o conforto em todas as tarefas do nosso dia-a-dia, aumentando também a segurança, a eficiência e a produtividade das pessoas(Lopes de Almeida, 2018).

O pé humano possui uma função biomecânica facilmente observável durante a marcha, considerando uma ferramenta de diagnóstico fundamental na detecção de alguma patologia(Fonseca, 2017).

Contudo, para uma observação e descrição mais pormenorizada do corpo humano, efetuou-se a sua divisão por três planos de corte: plano sagital, que divide o corpo em direita e esquerda; o plano frontal ou coronal, que divide o corpo em anterior e posterior (frente e trás) e, por fim, o plano transversal que divide o corpo em superior e inferior(Fonseca, 2017). Na figura 5 podemos observar a representação, individual, de cada plano anatômico.

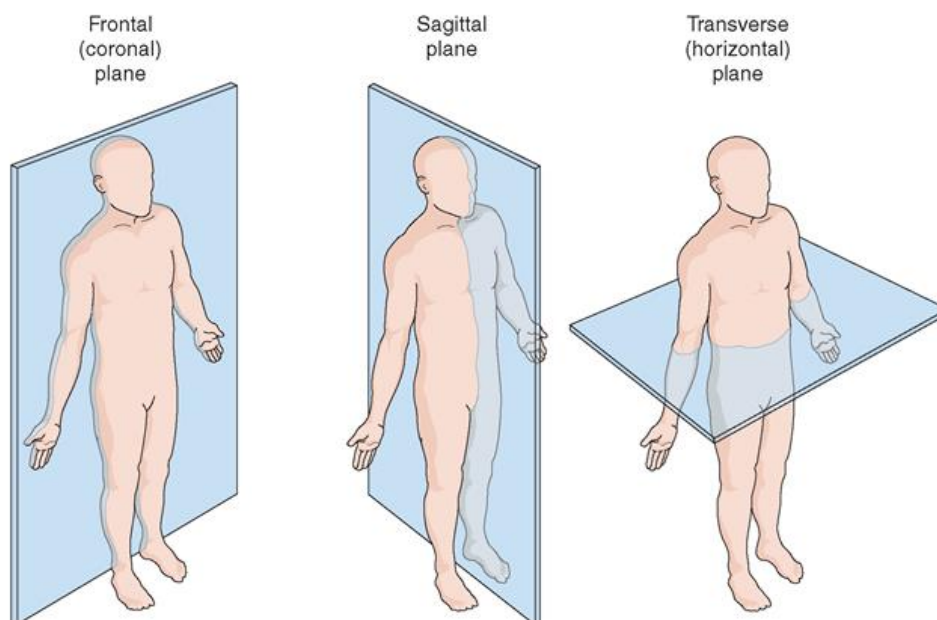


Figura 5 - Os tipos de planos anatômicos(Ferreira, 2021).

No pé humano, a maioria das articulações apenas permite movimentos em dois planos. Os principais movimentos possíveis são a flexão e extensão que ocorrem no plano sagital(Fonseca, 2017).

Os movimentos da articulação do tornozelo são designados por dorsiflexão caracterizada pela aproximação do dorso do pé à parte anterior da perna e por flexão plantar(Lu & Chang, 2012). Na figura 6, observa-se a representação esquemática dos movimentos da articulação do tornozelo.



Figura 6 - Movimentos do tornozelo no plano sagital(Fonseca, 2017).

No entanto, os movimentos do plano frontal associados ao pé são a Abdução, em que os dedos ficam direcionados para a parte externa do corpo e a Adução, movimento inverso do mencionado anteriormente(Fonseca, 2017).

No plano transversal, existe o movimento de inversão, que é quando o pé se dirige para a parte medial da perna, e que tem uma amplitude máxima de 20°, e o movimento eversão, que é quando o pé se dirige para a parte lateral da perna, com amplitude máxima de 5°(Rosenbaum & Becker, 1997). Na figura 7, pode-se visualizar os movimentos do plano frontal e transversal.



Figura 7 - Movimentos de abdução, adução, eversão e inversão do pé(Ortopedia, n.d.).

O pé humano difere de indivíduo para indivíduo e, em termos biomecânicos, existem algumas classificações de modo a facilitar em observação clínica.

A classificação mais importante e mais utilizada em área clínica envolve a observação dos arcos plantares do pé. Os arcos plantares podem ser divididos em três tipos: longitudinal medial – mais alto que o lateral -, formado pelo calcânhar, tálus, navicular, cuneiformes, cubóide e metatarsais; longitudinal lateral formado pelo calcânhar, cubóide e metatarsais; e ainda transversal formado pelo navicular, cubóide, cuneiformes e metatarsais, tal como se pode observar na figura 8 (Dorneles et al., 2014; Fonseca, 2017).

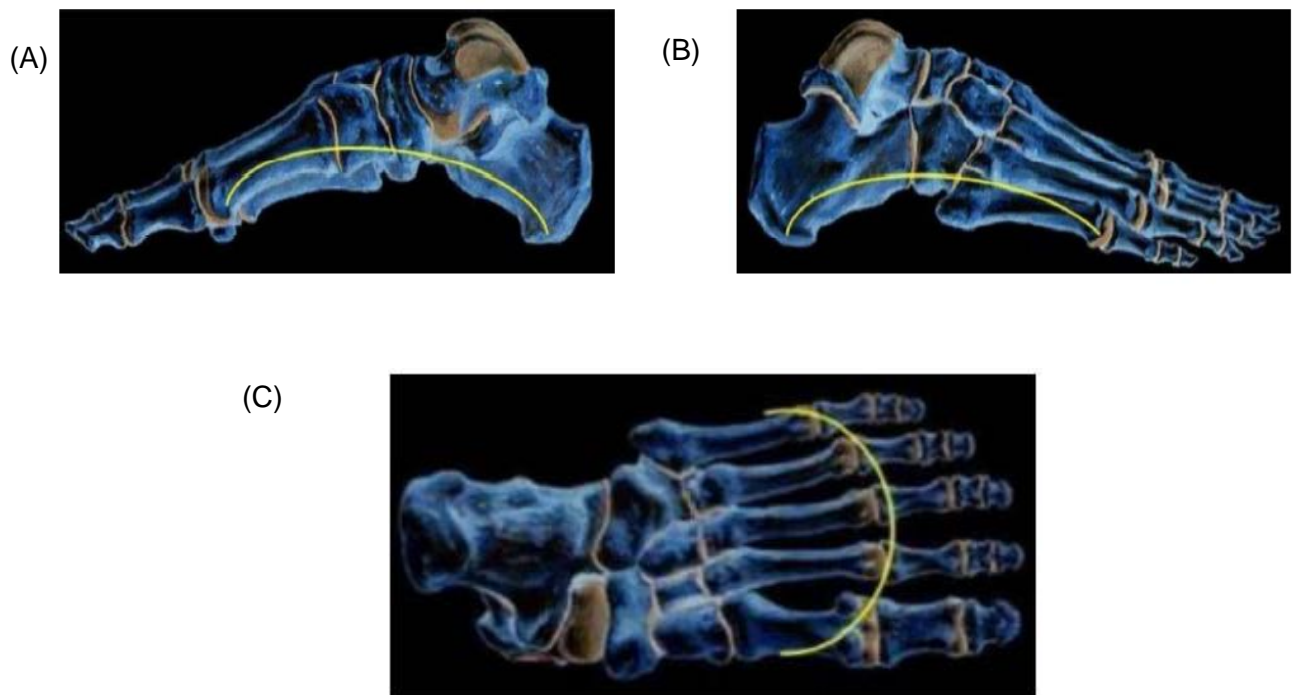


Figura 8 - Arco plantar longitudinal medial (A) e longitudinal lateral (B) e arco plantar transversal (C) (Fonseca, 2017).

No entanto, este tipo de classificação com base nos arcos plantares considera o pé como normal, chato ou cavo. O pé chato ou pé plano, apresenta uma grande área de apoio, isto é, quase toda a sola do pé entra em contacto com o solo e neste caso, a carga é mais localizada na parte de dentro do pé, havendo uma grande diminuição do arco plantar. O pé cavo apresenta um arco bem mais elevado, em que há uma menor área de apoio, ficando a distribuição das pressões do calcânhar e nos metatarsos (Fonseca, 2017). Na figura 9 pode-se visualizar os diferentes arcos plantares (figura 9.a), no plano sagital e a sua impressão digital da planta do pé correspondente (figura 9.b).

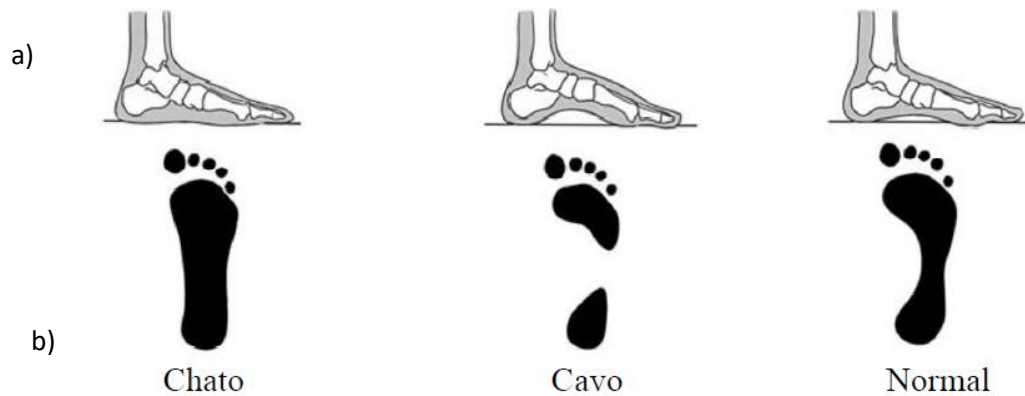


Figura 9 - Diferentes tipos de pé segundo a planta do pé: a) representação esquemática e b) impressão digital correspondente(Fonseca, 2017).

Por fim, existe a classificação em função da planta do pé, que está relacionada com o alinhamento dos pés, mais propriamente retropé. Quando o arco é normal, o alinhamento dos pés é neutro, estando garantida a sua estabilidade. No caso de o arco plantar for elevado, as pressões estão acentuadas na parte lateral dos pés, sendo designado como pé varo. O arco plantar reduzido, as pressões acentuam-se na parte de dentro dos pés, sendo este designado por pé valgo(Fonseca, 2017). Na figura 10, pode-se visualizar a impressão digital da planta do pé (Figura 10.a) e os diferentes arcos plantares, no plano frontal (Figura 10.b).

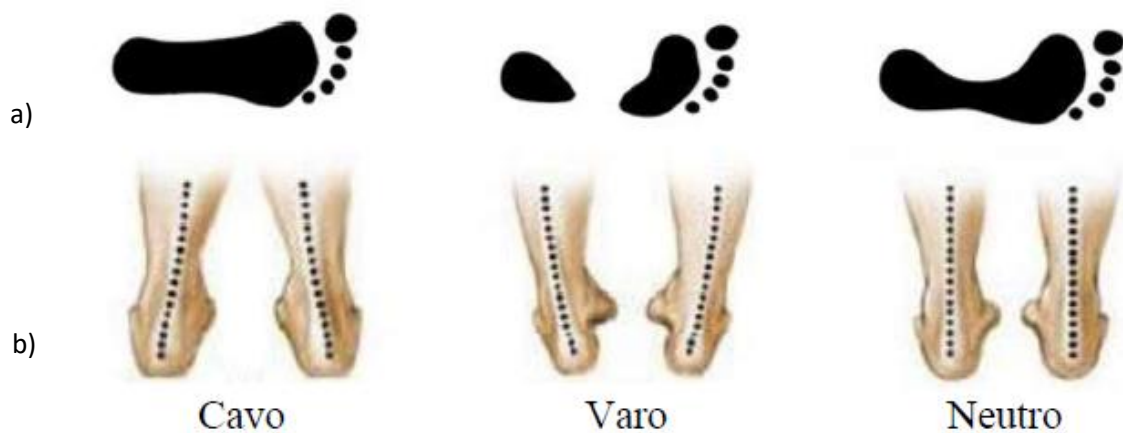


Figura 10 - Diferentes tipos de pé segundo o retropé: a) impressão digital da planta do pé e b) arcos plantares no plano frontal(Fonseca, 2017).

2.2.1. Distribuição da Pressão Plantar

O pé é um objeto de estudo fundamental de forma a amenizar os riscos que o afetam e evitar que sejam realizadas um número elevado de amputações e deformidades nos dedos. A identificação dos parâmetros associados á marcha pode ser determinante para uma avaliação adequada, em que existem diversas metodologias para tal: cinemetria, dinamometria, a baropodometria e a eletromiografia(Bankoff et al., 2006; Ramos, 2006).

A análise da distribuição das pressões plantares pode revelar a capacidade de sobrecarga estática e dinâmica de estruturas ou áreas anatómicas específicas do pé, além de considerações sobre a sua função e o controle da postura (Filippin et al., 2008).

Na análise cinética da marcha, a grandeza força e pressão são variáveis importantes e, portanto, devem ser claramente distinguidas. Deve-se perceber que a quantidade “força” descreve a interação entre dois corpos ou corpo e seu ambiente, enquanto a “pressão” é a medida que analisa a distribuição da força em uma área de superfície (pressão igual à força dividida pela área). A unidade de força é o Newton que é definido como a força necessária para acelerar uma massa de 1kg por 1m s^{-2} (Rosenbaum & Becker, 1997).

As pressões são relatadas como forças por unidade de área (N m^{-2} ou Pascal). No entanto, a diferença entre a força e a pressão é que a força descreve o efeito de carga geral, enquanto a pressão descreve os possíveis efeitos prejudiciais no tecido (Rosenbaum & Becker, 1997).

No momento da análise de pressões plantares, é importante ter em conta o gênero e a idade do indivíduo. No estudo de Demirbükten et al. foi analisado esses dois fatores concluindo que a idade é um fator importante e que tem influência substancial na distribuição da pressão plantar, principalmente na infância e na adolescência uma vez que a medição da pressão plantar neste período de desenvolvimento forneçam informações valiosas sobre as funções do pé e o risco de lesões. Quanto ao gênero, neste estudo verificou-se que a área total de contacto dos homens de 14 anos era quase a mesma das mulheres aos 11 anos e os homens começaram a aumentar a área de contacto dos 11 aos 14 anos (Demirbükten et al., 2019).

No entanto, outros estudos detetaram que os homens tinham uma tendência maior para o pé plano do que as mulheres em crianças em idade pré-escolar e escolares e indicaram também que o desenvolvimento do pé dos tipos de arco baixo para os tipos normais ocorre mais cedo nas mulheres do que nos homens (Stavlas et al., 2005). Apesar as diferenças estruturais de gênero de acordo com a idade, a prevalência de deformidades do mediopé, como pé plano e/ou pé cavo, não variam entre o gênero feminino e masculino (Demirbükten et al., 2019).

O pé foi dividido em quatro regiões, no entanto não forneceu informações sobre todas as áreas do pé, especialmente as regiões onde foram detetadas diferenças como antepé dividido em cabeças metatarsais (Demirbükten et al., 2019).

Na figura 11 está representada a divisão do pé em quatro regiões, em que cada gráfico corresponde à região do pé assinalada. Os eixos horizontais dos gráficos correspondem à idade e os eixos verticais correspondem à pressão exercida na região indicada do pé.

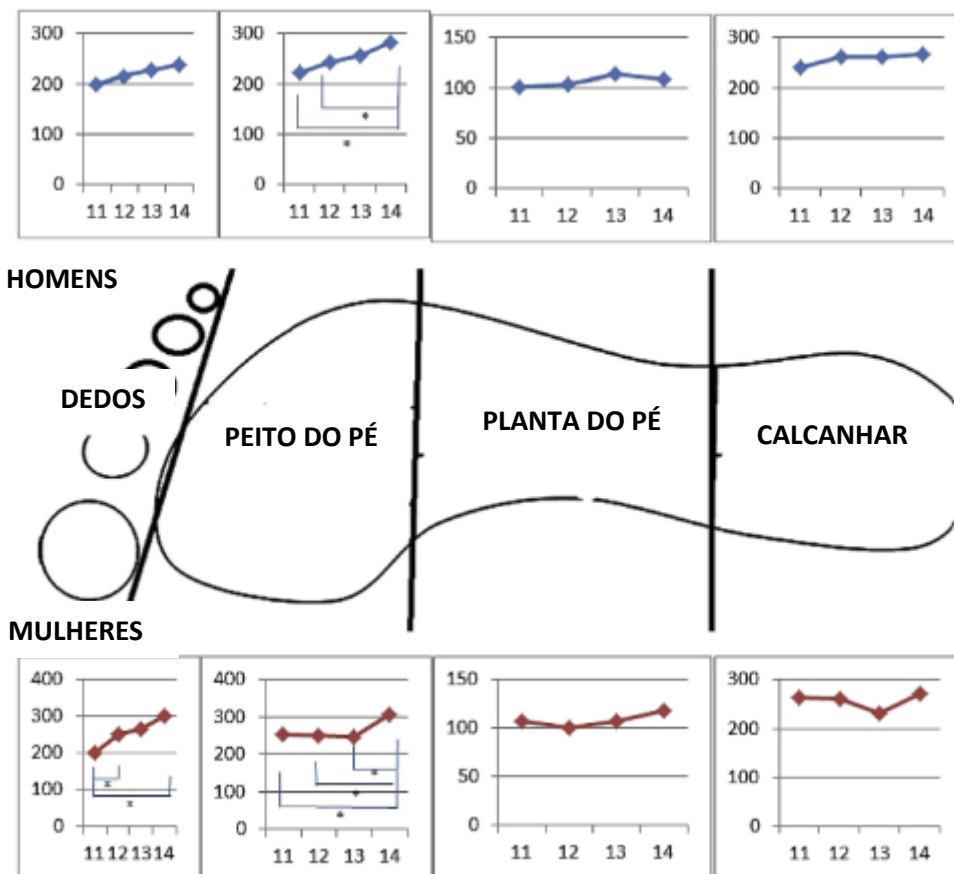


Figura 11 - Comparação de idade dos dados de pico de pressão de mulheres e homens separadamente, teste ANOVA unidirecional(Demirbüken et al., 2019).

Porém, para pacientes com problemas de membros inferiores, é bastante útil a medição de pressões plantares, ou seja, a distribuição da força sobre a planta do pé. Ao se efetuar este tipo de medição, é fornecido informações detalhadas específicas para cada região da área de contacto para que o distúrbio da marcha possa ser atribuído a uma região do pé(Rosenbaum & Becker, 1997).

A cinemetria permite analisar as posições ou movimentos humanos, tendo em consideração a velocidade e aceleração. Quanto à dinamometria, esta inclui medidas de força e pressão, e mede as capacidades da resistência muscular. A baropodometria, utilizada maioritariamente na identificação das alterações biomecânicas dos membros inferiores, permite avaliar a distribuição da pressão plantar. Por fim, a eletromiografia permite avaliar problemas musculares ou nervosos(Bankoff et al., 2006).

2.2.2. Ciclo da marcha Humana

A marcha humana é uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo e é atingida com movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica

das forças internas (muscular e articular) e forças externas (inercial, gravitacional e friccional)(Bruniera & Amadio, 1994).

Por isso, sempre que o organismo realiza o seu movimento de uma forma estruturada, tirando partido dos fenómenos de reação, como forças externas, o grau de coordenação na locomoção aumenta(Bruniera & Amadio, 1994).

Durante a marcha humana, o ciclo da marcha pode ser dividido em duas fases principais, isto é, a fase de apoio, na qual o pé está em contacto com o solo, e a fase de balanço, durante a qual o pé está no ar(Torricelli et al., 2016).

Na figura 12 está representada um esquema de como ocorre a marcha humana ao longo do ciclo. Quando se efetua este tipo de análise da marcha num individuo, apenas um dos membros será a referência.

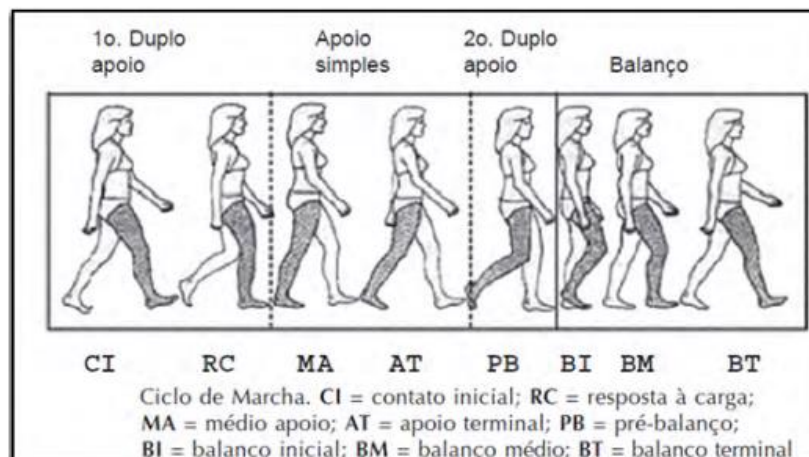


Figura 12 - Ciclo da marcha(Araújo et al., 2005).

Cada uma destas fases tem um objetivo funcional diferente, ou seja, a posição garante a progressão do corpo enquanto mantém a postura ereta, enquanto o *swing* é usado para avançar a perna e se preparar para o próximo passo. A distribuição temporal das duas fases é de aproximadamente 60% para o apoio e 40% para o balanço. Considerando o contacto relativo dos dois pés com o solo, a fase de apoio pode ser segmentada em subfases mais específicas da marcha, que são: resposta de carga, apoio médio, apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e o balanço terminal, definido com base em eventos cinemáticos específicos(Torricelli et al., 2016). Na figura 13 está indicada as fases da marcha humana com os eventos mecânicos relacionados.

A fase de apoio corresponde ao período em que o pé está em contacto com o solo e pode ser dividido em(Araújo et al., 2005):

- Primeiro duplo apoio (0-10%);
- Apoio simples (10-50%);
- Segundo duplo apoio (50-60%)(Araújo et al., 2005).

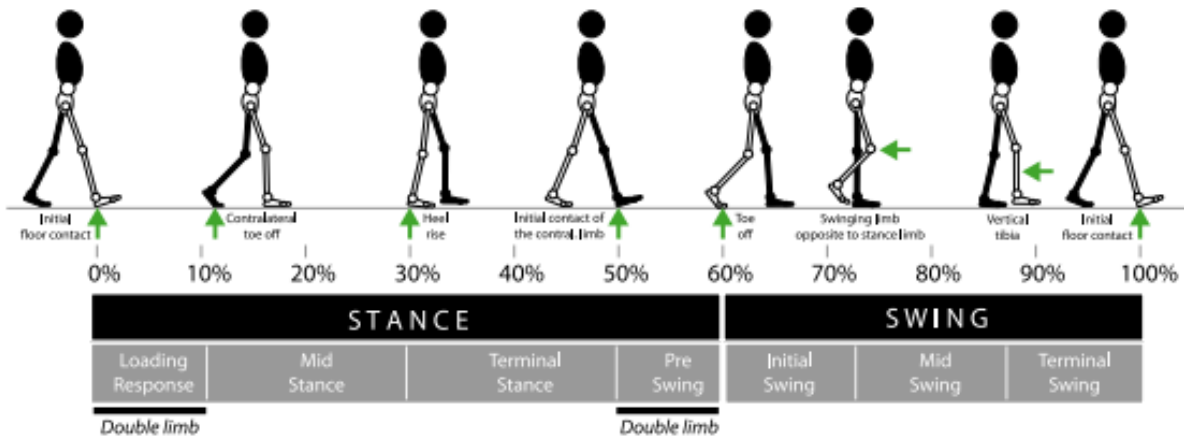


Figura 13 - Fases da marcha humana e eventos biomecânicos relacionados(Torricelli et al., 2016).

2.2.2.1. Pontos de Força durante o ciclo da marcha

Devido às propriedades viscoelásticas intrínsecas, os músculos produzem um comportamento compatível ao nível da articulação. A compatibilidade consiste na flexibilidade das estruturas físicas na resposta a uma força externa, é benéfica em diferentes condições. As vantagens típicas da compatibilidade são a possibilidade de armazenar e libertar energia de forma rápida e eficiente (por exemplo, o movimento do ressalto) ou reagir instantaneamente a impactos repentinos, com efeitos positivos na estabilidade e, portanto, na segurança(Zajac et al., 2003).

Neste subcapítulo, analisou-se as propriedades de compatibilidade das articulações humanas durante a marcha, a fim de identificar como a compatibilidade é implementada nos diferentes graus de liberdade e como isso afeta o desempenho do corpo inteiro. De modo a facilitar a identificação dos aspetos relevantes, focou-se numa das principais “unidades funcionais”: o complexo tornozelo-pé e os estados biomecânicos das articulações são classificados em quatro categorias, caracterizadas pelas ações das forças internas produzidas pelas ativações musculares(Geyer et al., 2006; Zajac, 2002):

- **Estado moto** – quando as forças internas (músculo-tendão) são usadas para acelerar o movimento articular, gerando trabalho positivo. Isso é alcançado nas articulações humanas pela atividade concêntrica dos músculos agonistas;
- **Estado resistivo** – quando as forças internas são usadas para desacelerar o movimento da junta contra forças externas ou inércia, produzindo trabalho

negativo. Em humanos, isso é obtido pela contração excêntrica dos músculos antagonistas;

- **Estado estabilizador** – quando as forças internas são usadas para neutralizar as forças externas, a fim de manter a articulação numa posição fixa, produzindo baixos níveis de trabalho. Isso é obtido em humanos pela contração isométrica dos músculos agonistas e/ou antagonistas;
- **Estado passivo** – quando não são produzidas forças internas como resultado do recrutamento neural, deixando a articulação livre para se mover sob o efeito das forças inerciais e gravitacionais, bem como restrições intrínsecas de fibras musculares, tendões e ligamentos. Nesta condição, os músculos não são ativados(Torricelli et al., 2016).

2.2.2.1.1. Complexo Pé-Tornozelo

A ação do tornozelo e do pé, considerando-os como um conjunto, tem sido comparada ao mecanismo de rolagem de uma roda, devido ao movimento relativo do centro e pressão entre o pé e o solo, segue uma trajetória circular, tal como descrito na figura 14. Este mecanismo foi definido como as formas de rolagem (ROSs) e no estudo de McGeer, foi demonstrado que o ROS é circular, com um raio equivalente a 0,3 vezes o comprimento da perna e isso é mantido em diferentes velocidades de caminhada e condições biomecânicas.(Hansen et al., 2004; McGeer, 1990). A figura 14 mostra três momentos instantâneos da fase de apoio, vistos de um observador colocado no pé. O movimento relativo do solo e do pé segue uma trajetória circular, como seria se o pé fosse substituído por uma roda.

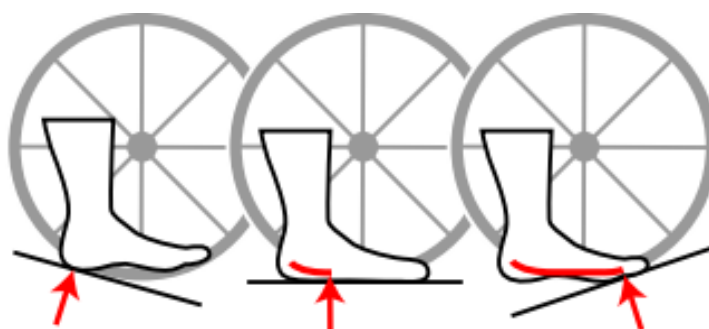


Figura 14 - O mecanismo semelhante a uma roda do pé e as formas de rolagem resultantes (ROS)(Hansen et al., 2004; McGeer, 1990).

No entanto, acredita-se geralmente que o ROS reflete os mecanismos que os humanos usam para:

- i. Transformar a dinâmica passiva do pêndulo dos membros inferiores em progressão corporal(Gard & Childress, 2001; McGeer, 1990);

- ii. Suavizar as transições entre pernas de apoio opostas, tendo assim implicações diretas no gasto de energia(Adamczyk et al., 2006; Adamczyk & Kuo, 2013).

Este mecanismo semelhante a uma roda resulta da interação compatível entre o complexo pé-tornozelo e o solo durante a fase de apoio. Este comportamento compatível pode ser explicado por três mecanismos fundamentais: o balanço do calcanhar, o balanço do tornozelo e o balanço do antepé (figura 15.B). o calcanhar é o mecanismo pelo qual o pé roda em torno do calcanhar devido ao impulso gerado pela queda do corpo(Grimes & Hurst, 2012; Torricelli et al., 2016).

Este movimento ocorre nos primeiros 10% do ciclo da marcha – que corresponde á resposta de carga -. Logo após o contacto do calcanhar e até que o pé esteja em pleno contacto plantar com o solo(Grimes & Hurst, 2012; Torricelli et al., 2016).

Na figura 13.B e 13.E, as setas a preto mostram a direção do movimento, enquanto as setas coloridas indicam a direção dos torques líquidos nas juntas (vermelho, com um símbolo '+', para motivo; azul, com um símbolo '-', para torques resistivos). As articulações de interesse também são indicadas, onde o vermelho indica a estabilização da articulação. Na figura 13.C é demonstrada a velocidade articular (linha preta) que dá uma indicação imediata sobre a direção do movimento, ou seja, extensão (velocidade positiva) ou flexão (velocidade negativa). A atividade dos músculos flexores e extensores do joelho é dada no mesmo gráfico(Grimes & Hurst, 2012).

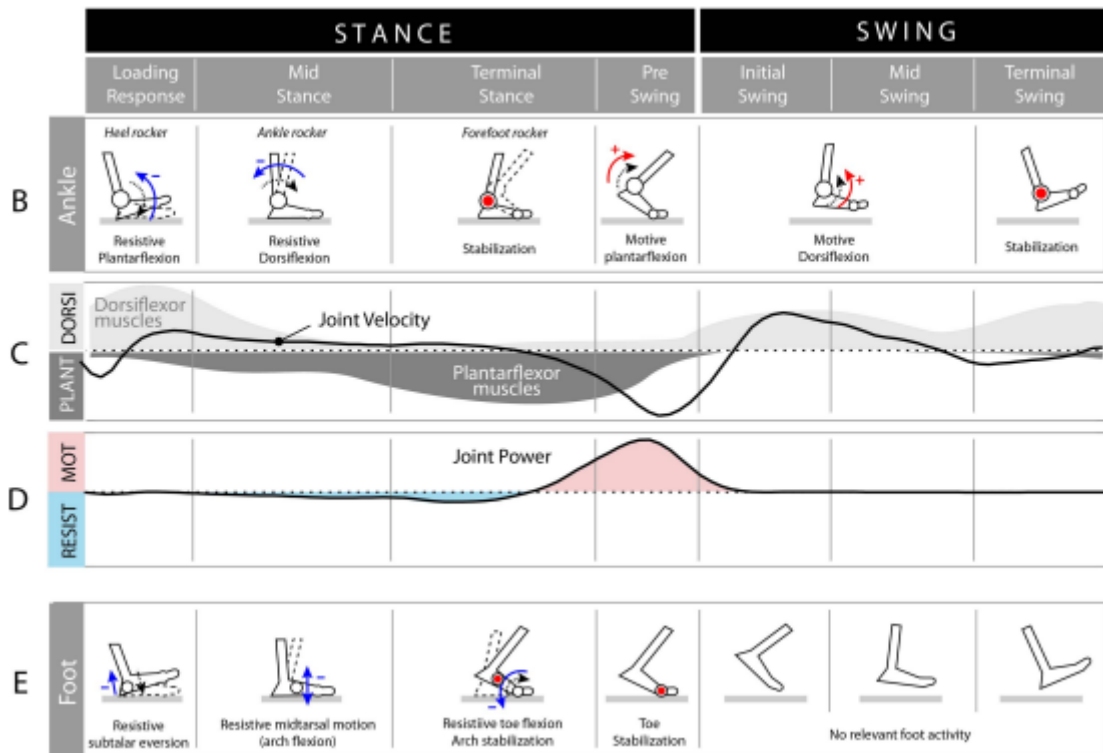


Figura 15 - Visão esquemática do papel funcional do tornozelo e do pé (B) e (E). (C) - perfil de velocidade articular e ativações musculares. (D) - força conjunta, obtida pelo produto entre o torque e a velocidade (Torricelli et al., 2016).

A ativação dos músculos dorsiflexores (figura 15) cria um momento resistivo que transforma a energia da queda em progressão para a frente da perna ao redor do calcânar, ao mesmo tempo em que desacelera a flexão plantar para controlar a descida do antepé para o chão. Após o contacto plantar, o tornozelo roqueiro é o mecanismo pelo qual a haste gira em torno do tornozelo, impulsionada para a frente, enquanto os músculos flexores plantares – sóleo e gastrocnémio (figura 16) – agem excentricamente para desacelerar esse movimento. Este mecanismo também contribui para o armazenamento de energia, que resulta do alongamento do tensão de Aquiles (Hansen et al., 2004; Lichtwark & Wilson, 2005).

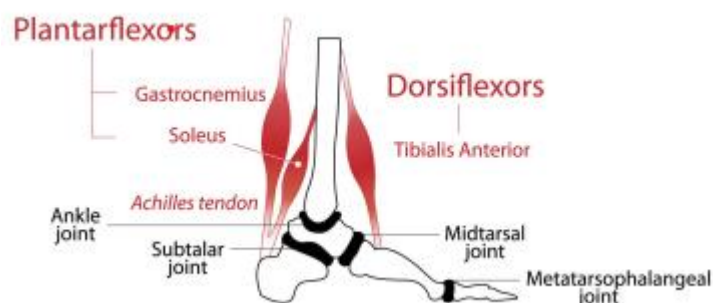


Figura 16 - Principais articulações e músculos do complexo tornozelo-pé (Torricelli et al., 2016).

O balanço do antepé é o mecanismo pelo qual os dedos dos pés se flexionam sob o impulso do corpo para a frente (figuras 16 e 15.E), ocorrendo durante o apoio terminal. Nesse período, o corpo avança, além da base de sustentação, entrando numa breve fase de queda livre. Nesta fase, os flexores plantares são ativados isometricamente para conter a articulação do tornozelo contra o torque dorsiflexor das forças de reação do solo, fazendo com que a perna acompanhe a progressão corporal. Ao mesmo tempo, o tendão de Aquiles é encurtado, libertando energia armazenada anteriormente. Este mecanismo de libertação de armazenamento de energia demonstrou melhorar os gastos energéticos, durante a caminhada e a corrida. Durante a fase de pré-balanço, os flexores plantares são ativados para acelerar a tibia para frente enquanto o peso corporal é transferido para o lado contralateral, desencadeando o início do movimento de balanço (Burnfield, 2010; Lichtwark & Wilson, 2005; Zelik et al., 2014).

Durante o apoio, os mecanismos de balanço descritos anteriormente são acompanhados pela ação compatível do pé (Figura 15.E), o que contribui para a absorção de choque e estabilização do arco durante a interação pré-solo. O pé humano é uma estrutura muito complexa composta por numerosos ossos, músculos e ligamentos. Simplificando, três articulações principais podem ser identificadas: as articulações subtalar, medio társica e metatarso falangeana (Figura 16) (Torricelli et al., 2016).

Durante a fase de resposta de carga, a transferência do peso corporal para o calcanhar produz pronação subtalar, que é desacelerada pela ativação dos dorsiflexores (tibial anterior). Essas ações representam os primeiros mecanismos de absorção de choque no ciclo da marcha (Torricelli et al., 2016).

Durante o apoio médio, os músculos internos do pé implementam outro mecanismo de absorção de choque representado pelo achatamento e recuperação do arco do pé, através da articulação mediotarsal (Torricelli et al., 2016).

Durante o apoio terminal, o antepé entra em contacto com o solo por meio da articulação metatarso falângica, cujo movimento é então desacelerado pelos flexores dos dedos do pé para produzir uma área estável de suporte de peso durante o balanço do antepé. Nessa fase, a flexão dos dedos também aciona o mecanismo do molinete, que aumenta a rigidez do arco ao travar a articulação medio társica (Torricelli et al., 2016).

Durante a fase de balanço, o principal objetivo do complexo pé-tornozelo é garantir a folga do pé, evitando a colisão com o solo. Para tal, os músculos tibial anterior são ativados para gerar uma dorsiflexão durante o balanço inicial e médio, opondo-se ao momento de flexão plantar devido à gravidade. As articulações internas do pé não participam ativamente

durante a fase de balanço, uma vez que nenhuma força relevante é aplicada ao pé (Torricelli et al., 2016).

2.3. Pé protésico: Estado da arte

2.3.1. Evolução

Das antigas pirâmides até à Primeira Guerra Mundial, a área da Ortoprotesia transformou-se num exemplo sofisticado da determinação do homem em fazer melhor(Leal, 2011).

A evolução das próteses acontece desde os primórdios dos tempos até aos dias correntes aliando sofisticação a visões excitantes para o futuro. Tal como no desenvolvimento de qualquer outro campo de trabalho, algumas ideias e invenções foram trabalhadas e expandidas, tal como o pé de posição fixa, enquanto outras caíram por terra ou ficaram obsoletas, como o uso de ferro numa prótese(Leal, 2011).

O caminho longo para a produção de uma perna começou aproximadamente em 1500 A.C. e tem evoluído desde então. Houve muitas evoluções relativamente às primeiras pernas de cavilha e ganchos de mão conduziram ao ajustamento altamente individualizado e presente nos dispositivos de hoje. De modo a se ter um ponto de partida de onde evoluiu e de onde veio o campo das próteses, tem que se recuar até ao tempo dos antigos egípcios(Leal, 2011).

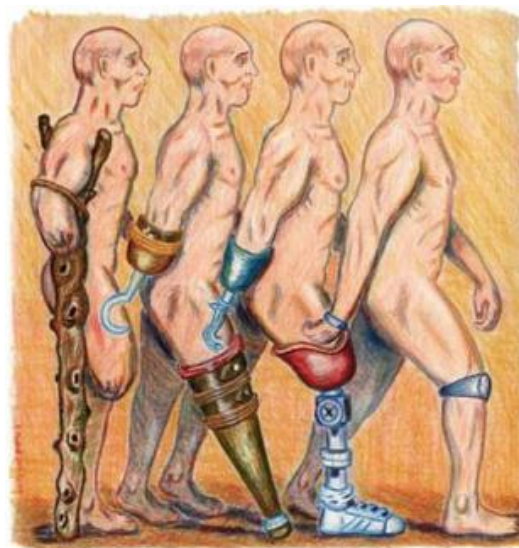


Figura 17 - Evolução das próteses de perna e mão desde os primórdios até aos dias de hoje(Leal, 2011).

Antes do início da década de 80, a maioria dos pés protésicos eram projetados com o objetivo de restaurar a marcha básica e tarefas ocupacionais simples. O pé protésico convencional mais comum é o pé SACH, que há anos tem sido o padrão da indústria. SACH é um acrónimo para *Solid Ankle Cushioned Heel*, que se refere a uma cunha de calcanhar compressível que fornece flexão pseudo-plantar após o golpe do calcanhar. A quilha de

madeira rígida fornece estabilidade de apoio médio, mas pouco movimento lateral, sendo o tipo mais simples de pé não articulado. O pé SACH ainda é prescrito com frequência (principalmente nos países mais pobres) porque é robusto e barato (Versluys et al., 2008).

No entanto, o desejo dos amputados de praticar desporto, originando altas exigências do atletismo, resultaram no desenvolvimento dos chamados pés de “armazenamento e retorno de energia” (ESR), estes tipos de pés protésicos são capazes de armazenar energia durante a postura e devolvê-la ao amputado de modo a auxiliar na propulsão para a frente no apoio tardio. O pé ESR pioneiro foi introduzido em 1981 e foi designado *Seattle Foot*. O *Seattle Foot* incorpora uma quilha flexível dentro de uma camada de poliuretano, sendo a quilha que se flexiona quando carregada, atuando como uma mola elástica, retornando parte da energia armazenada para o amputado mais tarde na marcha. Outros fabricantes seguiram uma estratégia semelhante e incorporaram uma quilha flexível cercada por espuma e/ou cosmética de poliuretano, pode-se observar alguns exemplos na figura 18 (Versluys et al., 2008).

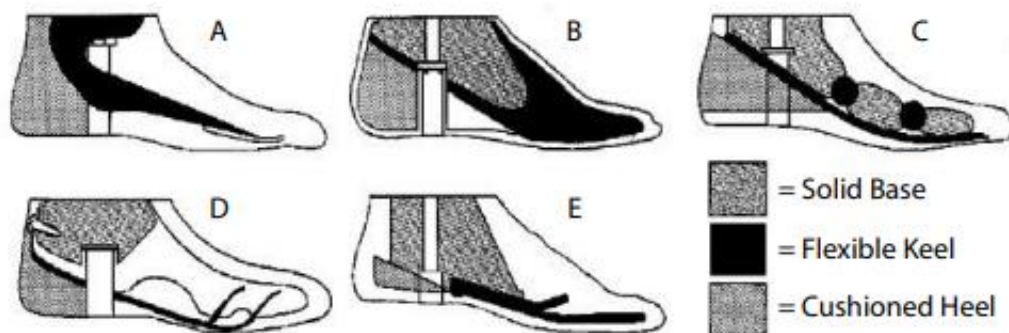


Figura 18 - Pés de armazenamento e retorno de energia. (A) *Seattle Foot*; (B) *Dynamic Foot*; (C) *STEN Foot*; (D) *SAFE Foot*; (E) *Carbon Copy Foot*. (Hafner et al., 2002).

Em 1988, a Springlite Inc. desenvolveu um pé protésico semelhante ao Flex-Foot. O pé Springlite Advantage DP (figura 19-I) consiste num pilão de epóxi/carbono que se flexiona durante a aceitação do peso corporal, mas é um conceito exclusivo de peça única. Os outros designs sofisticados como Flex-Foot Axia (Figura 19-A), Modular II (figura 19-F) e Flex-Sprint II (figura 19-H) estão no mercado e podem ter melhor desempenho de propriedades (Versluys et al., 2008).



Figura 19 - Pés ESR avançados. (A) *Flex-Foot Axia*; (B) *LP-Ceterus*; (C) *Talux Foot*; (D) *VariFlex*; (E) *Re-Flex VSP*; (F) *Modular II*; (G) *Flex-Sprint*; (H) *Sprinter*; (I) *Advantage DP*; (J) *Pathfinder*(Versluys et al., 2008).

2.3.2. Construção de uma prótese

Na maioria dos indivíduos com ambos os membros, o peso é distribuído na proporção de 50:50, o que facilita a distribuição de peso corporal simétrico ideal das articulações dos membros inferiores. Nessa mesma distribuição, o consumo de energia não é aumentado para manter o equilíbrio e não devem ser feitos movimentos de compensação desnecessários na região do tornozelo e do pé(Rajtůková et al., 2014).

Nas amputações, a carga é frequentemente transferida através da tuberosidade do ísquio, que é inadequada devido á posição alterada do centro de gravidade do plano frontal; o centro de gravidade é movido lateralmente para o lado saudável do membro. De modo a obter uma construção adequada e uma seleção adequada de componentes, pode-se conseguir que a prótese transfemural transfira pelo menos 40% do peso corporal do indivíduo(Rajtůková et al., 2014).

A atividade estabilizadora do membro/prótese depende da altura da amputação, isto é, dos músculos residuais que permaneceram no membro residual. Na intervenção da amputação, os músculos são transacionados em várias alturas, dependendo do dano, e assim a função muscular é reduzida (flexores/extensores, abdutores/adutores)(Rajtůková et al., 2014).

Porém, existem fatores importantes para a criação de próteses que funcionem adequadamente, incluindo:

1. Seleção de componentes apropriados que dependem principalmente da condição física e mental do usuário, atividade do usuário e método de uso. Os principais fatores para a seleção de componentes protésicos são o peso e a atividade física do paciente. Dependendo do peso do doente, os materiais das peças protésicas são selecionados para garantir resistência suficiente e peso médio da prótese transtibial;
2. Condições do membro residual, altura da amputação, formato do membro residual (cônico – circunferência menor na parte distal do que na parte proximal, formato de pera, cilíndrico – mesma circunferência na extremidade distal e proximal), cicatriz de amputação, bem como outros problemas ou doenças:
3. Construção de próteses que podem ser divididas nas seguintes etapas: construção básica, correção estática e dinâmica(Sanders et al., 1998).

A linha de carga é importante para a distribuição adequada do peso corporal do amputado. Para a construção adequada da prótese, é importante identificar o trajeto desta linha. É uma linha vertical pensada que num indivíduo saudável corre no plano sagital através do centro de gravidade, então 2 milímetros posterior da articulação da anca, 15 milímetros anterior da articulação do joelho e 60 milímetros anterior da articulação do tornozelo. Na figura 20 pode-se observar a linha de carga de cada articulação(Krajbich et al., 2018).

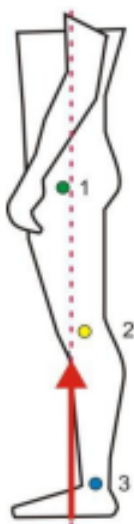


Figura 20 - Linha de carga: 1. - 2mm posterior da articulação do quadril, 2. - 15mm anterior da articulação do joelho e 3. - 60mm anterior da articulação do tornozelo(Rajtůková et al., 2014).

No plano frontal, a linha de carga passa pelo centro do corpo; quando a prótese é construída, ela deve passar pelos centros de articulações acima mencionadas de um membro. Nesse caso, é uma postura estável quando o pé deve ser capaz de compensar os movimentos horizontais do centro de gravidade, deslocando o peso para a frente ou para trás, para a esquerda ou para o lado direito(Krajbich et al., 2018).

A construção da prótese é um processo empírico que depende das habilidades de um técnico ortoprotésico e do feedback do paciente. Os principais objetivos da boa construção da prótese de membro inferior é fornecer e garantir ao amputado segurança, estabilidade, equilíbrio e conforto suficientes durante a postura e durante a caminhada para minimizar o gasto de energia e a assimetria da marcha. Na primeira fase, é fundamental determinar a linha de construção (Figura 21), que é uma linha vertical arbitrária na qual os componentes individuais da prótese são posicionados de acordo com certas regras, tal como se pode observar na tabela 1(Rajt'úková et al., 2014).

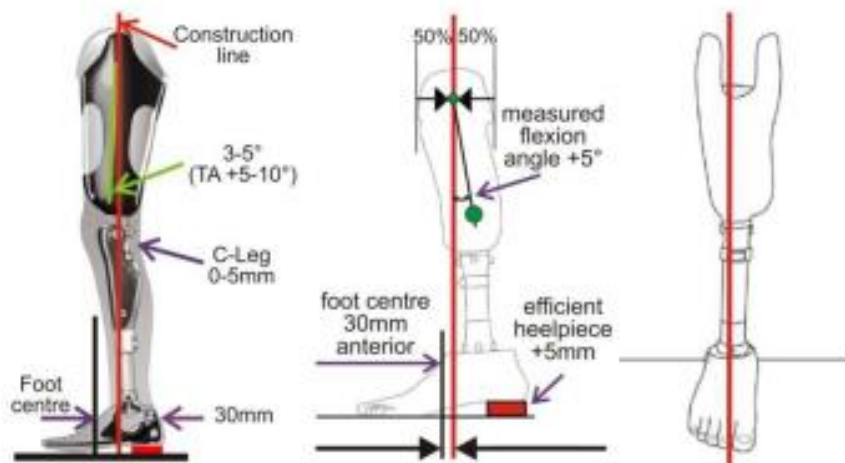


Figura 21 - Linha de construção(Rajt'úková et al., 2014).

Tabela 1 - Posicionamento das componentes de uma prótese de membro inferior(Rajt'úková et al., 2014).

Construção		Transtibial	Transfemural	
Construção Básica	Pé	Plano Sagital	Altura do calcanhar – calcanhar eficiente +5mm Centro do pé movido para frente antes da linha de construção em 30mm	
		Plano Transversal	Rotação externa 5-7°	
	Meia de suspensão	Plano Sagital	Flexão - valor medido do ângulo de flexão +5°	Flexão - valor medido do ângulo de flexão +5° a 10°
		Plano frontal		Ângulo de adução, dependendo do comprimento do coto 3, 7, 12°
Articulação do joelho	Plano Sagital	-	Posição de acordo com a construção Centro de rotação 20mm acima do MPT do segundo membro	
Correção Estática	Plano Frontal		Comprimento da prótese posição M-L do pé Pronação/supinação	
	Plano Sagital		Flexão plantar Posição do pé A-P	
	Plano Transversal		Deslocamento do pé	
Correção Dinâmica	Plano Frontal		Controle do movimento da articulação do joelho na fase de apoio, forças M-L mínimas	
	Plano Sagital		Controle do movimento da articulação do joelho na fase de apoio, flexão e extensão natural quando carregado	
Teste de marcha em vários ambientes				

A segunda etapa é o ajuste estático da prótese que é realizado junto do paciente. Ao girar e deslocar os componentes, são feitos os ajuste necessários na construção da prótese, até que a estabilidade seja alcançada na postura. No ajuste estático, é importante ajustar o comprimento correto da prótese para que ambos os membros sejam carregados uniformemente e a pélvis esteja nivelada. O efeito negativo na postura com prótese é influenciado pelo deslocamento da linha de carga causado pela flexão plantar do pé ou pela movimentação do pé para a frente(Rajt'úková et al., 2014).

Porém, existem outras alterações no ajuste que são realizadas durante o ajuste dinâmico da prótese quando a marcha de um paciente é avaliada nos planos sagital e frontal,

os desvios do ciclo de marcha normal do passo são examinados. Os desvios podem ser causados pela construção inadequada da prótese ou por deficiências físicas, bem como pela condição mental do paciente(Rajt'úková et al., 2014).

Durante a marcha com a prótese, é importante que exista o primeiro contacto do pé com o solo, assim como a transferência de carga sobre o pé. O contacto do pé é feito através do calcanhar para que a caminhada seja o mais natural possível e, posteriormente, toda a superfície da planta do pé toca o solo e a carga é transferida para o pé. É seguido pelo pé sair do solo e o *push-off* pela ponta do pé, quando a energia é necessária para a fase de balanço(Michael & Bowker, 2004).

Nesta fase, o papel importante é desempenhado pela seleção adequada de um pé (rotação do pé para fora do solo, adaptação á superfície, movimentos de compensação, acúmulo e gasto de energia) e uma posição adequada da articulação do joelho(Michael & Bowker, 2004).

Particularmente, esses componentes e a sua montagem adequada afetam a função final da prótese e, portanto, influenciam a atividade do amputado. Na fase de balanço, a função do joelho é importante, pois é necessário garantir o movimento de flexão para extensão (momento de extensão do joelho) que facilite a transição do pé para a flexão plantar para a flexão dorsal, ou seja a elevação dos dedos, para evitar quedas do paciente(Michael & Bowker, 2004).

2.3.3. Efeitos do mau fabrico de uma prótese de membro inferior

Cada nível de amputação de membros inferiores é acompanhado por problemas distintos de perda funcional, encaixe e alinhamento da prótese e dificuldades médicas, tais como, distúrbios de pele ao uso da prótese. Uma vez que o uso continuado da prótese é importante para a reabilitação, é de importância vital para o médico e para o técnico ortoprotésico prevenirem qualquer distúrbio que possa fazer o paciente retornar ás muletas ou ao repouso na cama. Alguns amputados podem não ter problemas na pele do coto por meses ou anos, enquanto outros, cuja pele tem menos tolerância a traumas, tem dificuldades frequentes(Bhandari & Jain, 1996).

A fricção e a pressão contínuas são capazes de produzir destruição e proliferação tecidual. A pele do coto muitas vezes torna-se desgastada devido ao mau ajuste ou alinhamento protésico. Como resultado da fricção contínua e prolongada, a pele torna-se espessa e pode ocorrer descamação, vermelhidão, edema, fissuras ou erosões(Bhandari & Jain, 1996).

Muitos dos materiais utilizados na fabricação da prótese são irritantes comuns, como por exemplo as resinas, que podem produzir uma dermatite irritante primária. Uma meia de suspensão mal ajustado pode predispor o coto ao edema, impondo uma distribuição de pressão que perturba a circulação, provocando dermatite com ou sem alterações eczematosas(Bhandari & Jain, 1996).

A pressão localizada de uma prótese mal ajustada pode resultar em úlceras crônicas no coto. Devido ao suor provocada muitas vezes pela meia de suspensão, origina um habitat quente e húmido favorável para a maioria das bactérias. Por vezes, ocorrem na pele do coto múltiplos cistos, mais propriamente, cistos epidermóides pós-traumáticos. Em amputados abaixo do joelho, ocorrem formação de cistos na superfície anterior da tíbia, em que são ovais ou redondos e podem ter até 4,5 centímetros de diâmetro Também podem surgir tumores benignos como fibroma, angioma, fibroangioma, neuroma, granuloma e tumores malignos como carcinoma de células escamosas (Bhandari & Jain, 1996)..

A importância do reconhecimento precoce e tratamento de lesões de pele nos cotos de amputados não pode ser subestimada. Mesmo uma pequena erupção cutânea pode, por negligência, tornar-se um distúrbio extenso que ameaçará seriamente a reabilitação mental, social e econômica dos amputados.

2.3.4. Desenvolvimento de Pé protésico: Tecnologias Emergentes

De modo a obter sucesso na adaptação do paciente ao novo membro artificial, é necessário que haja um estudo elaborado do coto, prótese e em especial, o método de agregação da prótese ao coto, como tal, desenvolveram-se tecnologias que permitiram melhorar a concepção destes métodos.

Dentro das tecnologias emergentes, as que mais se destacam e mais utilizadas na área da saúde são o uso da modelação CAD, métodos de elementos finitos, Engenharia Inversa, Scanner Laser 3D e Impressão 3D. Estas tecnologias têm como intuito de dar resposta à baixa eficiência do processo tradicional da ortoprotesia, que requer um extenso período e gera desperdícios devido ao seu processo manual e iterativo(Nayak et al., 2014; Singh & Pandey, 2016).

Estas tecnologias têm vindo a ser desenvolvidas ao longo das últimas décadas com o intuito de auxiliar o desenvolvimento de produtos, sejam estes novos ou apenas personalizados, ajudando a reduzir a necessidade de protótipos e, por consequência, a reduzir os custos e tempo perdido associados a este. Na figura 22 pode-se observar uma sintetização das etapas dos novos métodos utilizados pela ortoprotesia, que consiste em primeiramente desenvolver um produto segundo as solicitações do cliente, neste caso, o

amputado; posteriormente efetua-se uma análise pelos métodos dos elementos finitos, de modo a analisar a deformação do produto segundo as pressões que este irá sofrer; cas o produto esteja otimizado, irá proceder-se á prototipagem rápida (como por exemplo: impressão 3D) e por fim efetuar a montagem e utilização do produto final. Caso não esteja otimizado, pode-se seguir uma vertente diferente, isto é, efetuar digitalização do produto já existente, convertê-lo num ficheiro compatível com um *software* de desenho assistido por computador de modo que seja possível a sua manipulação em modelação CAD, voltando á análise pelos métodos finitos. Enquanto o produto não estiver otimizado, tem-se que efetuar este ciclo, não sendo obrigatório a digitalização, mas sim o uso de outras tecnologias existentes(Almeida, 2018; Nayak et al., 2014; Wierzbicka et al., 2017).

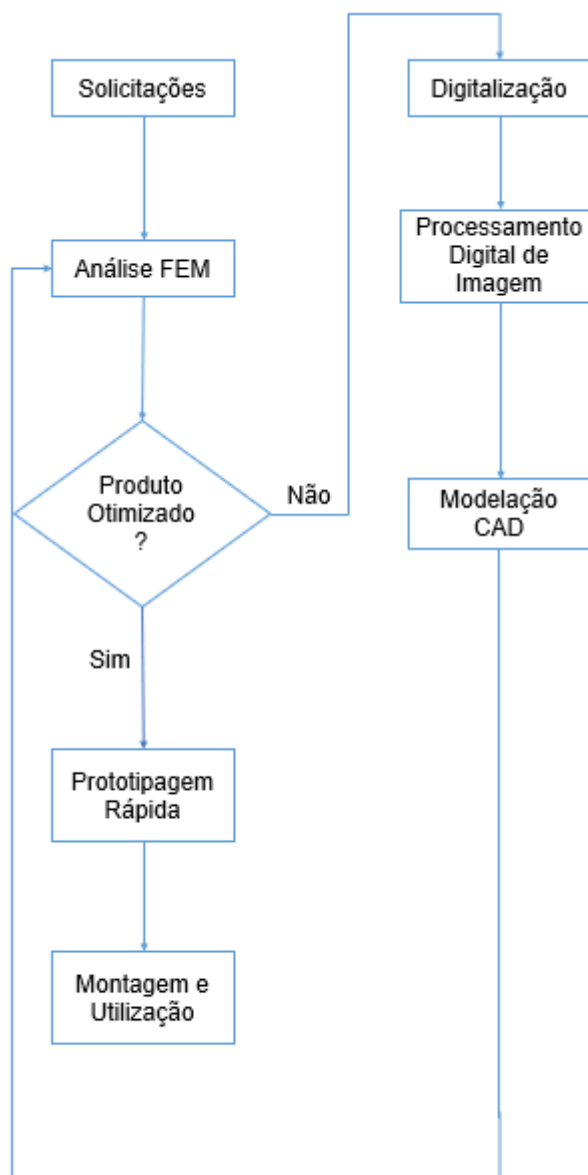


Figura 22 - Algoritmo das etapas a seguir pelo ortoprotésico quando recorre ás novas tecnologias.
Fonte: Criação Própria

2.3.4.1. Modelação CAD

Os sistemas de desenho assistido computadorizado têm como principal objetivo a modelação 3D, que pode ser por elementos sólidos ou uma modelação por elementos de superfície. As aplicações de CAD mais recentes permitem estes dois tipos de modelação em simultâneo, que é usualmente designada por modelação híbrida(Estêvão, 2009).

A modelação em 3D é a representação digital de um objeto em 3D, em que o mesmo pode ser construído de acordo com a representação fiel de um objeto sólido existente ou criar um e tem como base de um *software* de desenho assistido por computador. Nesta modelação, há disponíveis diversas ferramentas em que as mais comuns nos *softwares*: *features* (permite realizar todas as operações básicas de criação de um sólido), *surface* (que permite trabalhar e tratar superfícies) e *assembly* (ferramenta que permite juntar peças previamente modeladas), existe mais ferramentas importantes, tais como, o 3D *rendering* que permite criar uma imagem foto realística do modelo criado(Estêvão, 2009). Algumas aplicações, como no caso da que foi utilizada neste estudo – *Solidworks 2022* -, permitem a simulação estrutural através do método dos elementos finitos.

2.3.4.1.1. Método de Elementos Finitos

Os métodos de elementos finitos são uma metodologia de estudo de estruturas, possibilitada pela cooperação entre múltiplas áreas como a mecânica, a física, a matemática e a programação. Os *Finite Element Method* (FEM) começaram a ser utilizados mais frequentemente no fim dos anos 40 e início dos 50, uma vez que se necessitava de estruturas aeronáuticas mais leves(Ross, 1990; Yue et al., 2013; Zienkiewicz, 1981).

Porém, a capacidade computacional é elevada, valor monetário baixo e os *softwares* dedicados a estas matérias encontram-se muito desenvolvidos, sendo cada vez mais fiáveis e intuitivos. Tem havido uma ascensão da utilização desta tecnologia devido á sua fiabilidade e intuitividade e tem permitido a utilização destes *softwares*. Contudo, isto tem dado origem ao desaparecimento do utilizador programador, dando lugar a uma geração de meros utilizadores que se limitam a escolher o *software* adequado, á sua utilização correta e devida interpretação de resultados, ficando o desenvolvimento de *softwares* restringido a empresas especializadas(Azevedo, 2003; Ross, 1990; Zienkiewicz, 1981).

Os FEM consistem na divisão de um domínio continuo em vários subdomínios, denominados de elementos finitos (figura 24), isto é, uma estrutura de geometria complexa é dividida em elementos mais simples (figura 23) que são caracterizadas por nós, sendo que quanto maior o número de nós maior a complexidade do elemento. Este subdomínio de elementos caracterizado pelos nós, é normalmente designado nos *softwares* como malha(Reddy, 2019; Ross, 1990; Zienkiewicz, 1981).

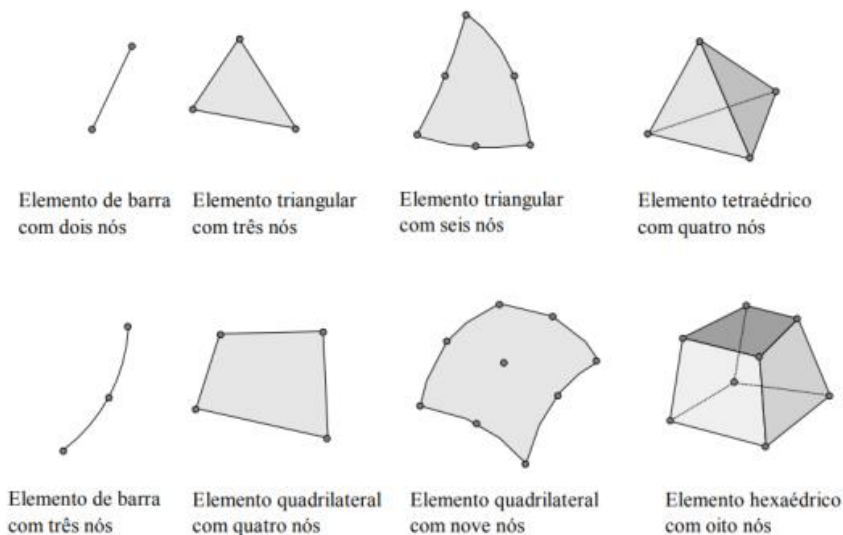


Figura 23 - Tipos de elementos e quantidades de nós(Guimarães, 2021).

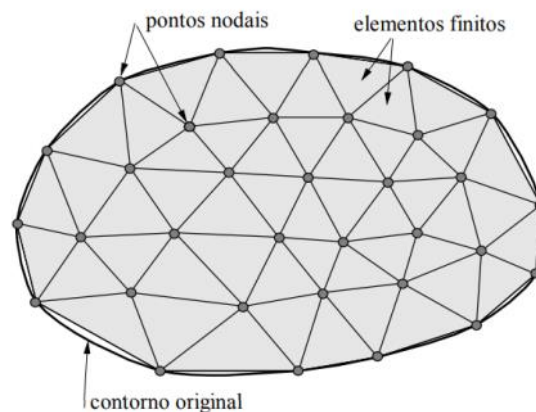


Figura 24 - Malha de elementos finitos(Guimarães, 2021).

Concluída a estipulação da malha, é então aplicado sobre cada elemento, o processo físico através de funções de aproximação e são desenvolvidas equações algébricas relacionadas com as quantidades físicas em cada elemento. As equações de cada elemento são posteriormente agregadas respeitando continuidades ou balanços de continuidades físicas(Reddy, 2019; Zienkiewicz, 1981).

O produto destas simulações pode ser diversificado, mas neste contexto as conclusões são geralmente tiradas a partir das tensões e deformações resultantes. Quando o resultado não é satisfatório as propriedades do modelo, quer geométricas, quer materiais, têm de ser retificadas, seguido de nova análise, repetindo-se assim de uma forma iterativa refinando e otimizando o produto final(Singh & Pandey, 2016; Zienkiewicz, 1981).

2.3.4.2. Engenharia Inversa

A engenharia inversa (EI) é uma técnica com o objetivo na reconstrução de modelos CAD com base em superfícies 3D obtidas a partir de modelos matemáticos e de características geométricas que representam um modelo físico real. A reconstrução de partes do corpo humano a partir da engenharia inversa para tratamento e substituição tem sido amplamente aplicada na medicina (Buonamici et al., 2018; Raja & Fernandes, 2007; Zhang et al., 2017).

A engenharia inversa é usada em diversas áreas médicas: odontologia, aparelhos auditivos, joelhos e corações artificiais, instrumentos cirúrgicos e implantes de tecidos como coluna, anca e joelho, na optometria, ortoprotesia, auxiliares de tratamento e outros problemas técnicos (Le et al., 2010).

A aplicação da tecnologia da engenharia inversa combinada com a tecnologia CAD/CAM e a tecnologia de prototipagem rápida é utilizada para construir modelos anatômicos para diagnóstico e tratamento, melhorando assim a eficiência e a precisão da análise e diagnóstico médico. Este tipo de tecnologia tem dois passos fundamentais: aquisição da informação 3D do objeto e a utilização desta informação para a construção do modelo CAD (Bách & Sơn, n.d.; Buonamici et al., 2018).

A aquisição desta informação 3D é no fundo uma digitalização do objeto, porém, existem diferentes formas de o fazer, isto é, pode ser realizado por métodos com contacto, métodos sem contacto e métodos híbridos que combinam mais do que uma técnica (Geng & Bidanda, 2017).

Os métodos de contacto requerem, tal como o nome indica, contacto mecânico com o objeto nas superfícies de interesse. Incorporam um dispositivo de medição que vai retirando informação em vários pontos do objeto ou superfície. Este tipo de técnica produz resultados de elevada qualidade, no entanto tem como desvantagem o tempo de aquisição ser superior às outras técnicas (Geng & Bidanda, 2017).

Quanto aos métodos sem contacto não requerem contacto mecânico, e utilizam como fonte de informação a luz, o laser, o som, campos magnéticos ou raio-X. Esta técnica pode ser subdividida em dois subgrupos: técnicas ativas ou passivas. De um modo comparativo entre os métodos de contacto, de uma maneira geral, são técnicas mais rápidas, porém pequenos detalhes ou materiais transparentes não podem ser digitalizados por estas técnicas (Geng & Bidanda, 2017).

Os métodos híbridos com duas ou mais técnicas de digitalização, fazem diminuir o tempo de aquisição da informação ao mesmo tempo que melhora a qualidade da mesma, estes métodos são cada vez mais utilizados em EI(Geng & Bidanda, 2017).

2.3.4.2.1. Scanner 3D

Os scanners 3D são dispositivos de aquisição de informação de objetos reais a partir de condições estabelecidas pelo operador. É possível exportar essa informação através de diferentes formatos, tais como: DXF, VRML, STL, IGES, de modo a posteriormente ser possível manipular no *software* CAD, permitindo a obtenção do modelo digital. Este tipo de tecnologia é muito utilizada uma vez que as ferramentas de CAD não permitem realizar satisfatoriamente a modelação de objetos com morfologia mais complexa(Estêvão, 2009).

Os tipos de scanners mais comuns para criar e desenhar próteses são os scanners a laser, scanners infravermelhos e scanners de imagem. Os scanners a laser são usados para criar modelos precisos de formas 3D, enquanto os scanners infravermelhos são usados para digitalizar superfícies com maior detalhe, enquanto os scanners de imagem são utilizados para criar construções tridimensionais de partes do corpo. No entanto, os scanners de imagem também podem ser utilizados para criar modelos precisos de partes do corpo e para desenhar formas 3D para prótese(Estêvão, 2009).

Em ambientes de investigação e desenvolvimento é maioritariamente necessário a obtenção de modelos digitais de objetos reais. Este processo de reconstrução é designado por engenharia inversa(Estêvão, 2009).

Ao longo dos anos, tem se observado uma diminuição considerável no preço dos scanners 3D assim como nos computadores com capacidades gráficas utilizados nestes processos. Estes dispositivos são amplamente utilizados em todas as áreas industriais e de projeto onde seja utilizado tecnologias de engenharia inversa e de prototipagem(Bernardini & Rushmeier, 2002).

Existem no mercado diversas tecnologias diferentes no que diz respeito a scanners 3D, como por exemplo, a Go!SCAN SPARK 3D™, em que este é o scanner 3D portátil mais rápido e fácil de usar do mercado. Esta é uma ferramenta para usar durante a fase de desenvolvimento do produto, uma vez que ele digitaliza qualquer superfície, por mais complexa que seja, de uma forma ágil, permitindo obter medições precisas(S4Metro, 2020). Na figura 25 e 26 pode-se observar como é visualmente o scanner e as suas especificações.



Figura 25 - Scanner 3D Go!SCAN 3D™ (S4Metro, 2020).

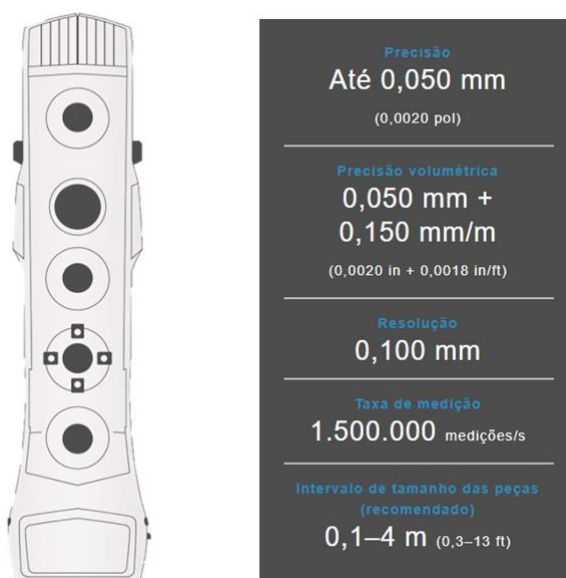


Figura 26 - Especificações técnicas do Go!SCAN 3D™ (S4Metro, 2020).

2.3.4.3. Impressão 3D

Hoje em dia, a impressão 3D é uma técnica muito utilizada, uma vez que consegue produzir muito rapidamente e a baixo custo um protótipo com uma elevada complexidade geométrica (Craveiro, 2019).

Existem diversas técnicas diferentes de impressão 3D, as mais utilizadas são as seguintes:

- FDM ou FFF (*Fused Filament Fabrication*): baseia-se num princípio aditivo, que a cada camada depositada, segue-se uma outra, o que pode gerar uma maior rugosidade dependendo do material, do diâmetro do material fundido e do bico extrusor. As impressoras FDM mais comuns imprimem PLA (ácido poliláctico) ou

ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) com resoluções que usualmente variam entre 0,1mm e os 0,3mm. Esta técnica necessita da utilização de suportes durante a impressão que são utilizados quando existem espaços vazios ou que não oferecem suporte á colocação de uma nova camada(Balletti et al., 2017).

- SLS (*Selective Laser Sintering*): é uma técnica que utiliza a sinterização por laser. Este método pode sintetizar termoplásticos, poeiras cerâmicas ou metálicas cobertas por resinas termoplásticas que se misturam quando sujeitas ao calor do laser. Esta técnica possui um acabamento muito bom comparativamente á FDM, não necessita de suportes porque as próprias poeiras sustentam o material(Balletti et al., 2017).
- *Stereolithography Apparatus* (SLA) (em português – Estereolitografia): utiliza um tanque cheio com uma resina líquida capaz de curar caso esteja exposta á luz. É projetado um laser através de um sistema de espelhos que digitalizam a superfície, o tanque desce através da ação de um êmbolo para as digitalizações seguintes. No fim do processo o objeto é retirado do tanque e exposto á luz ultravioleta para terminar o processo de cura(Balletti et al., 2017).

2.3.4.4. Estudos Existentes

Um vez que este estudo se irá focar mais na produção de um pé protésico computadorizada, decidiu-se focar mais nos elementos finitos, em que se efetuou uma pesquisa por estudos recentes que utilizaram este tipo de tecnologia na área da Ortoprotesia.

Nos estudos de modelação de elementos finitos, tem em comum o objetivo de implementar a técnica de análise de elementos finitos não lineares para a avaliação de um pé protésico e utilizar os elementos finitos para determinar se o material do pé protésico utilizado é o mais adequado para o seu posterior fabrico ou não(Balaramakrishnan et al., 2020; Hamzah & Gatta, 2018; Um et al., 2021).

A não linearidade da análise dos elementos finitos decorre na necessidade de modelar realisticamente o pé protésico, incluindo as grandes tensões que o pé sofre(Balaramakrishnan et al., 2020).

Nestes estudos, foram analisados os elementos finitos durante o movimento ROS, ou seja, o movimento do pé desde o início do contacto do calcanhar até ao contacto dos dedos dos pé, durante a fase de apoio da marcha humana(Balaramakrishnan et al., 2020; Hamzah & Gatta, 2018; Um et al., 2021).

No estudo de Balaramakrishnan et.al foi utilizado um pé Ottobock SACH, sendo um pé mais convencional. Enquanto nos estudos de Hamzah et.al e Kim et.al foram utilizados pés ESR de fibras de carbono, respetivamente Onyx e tecido de fibra de carbono epóxi

molhado(Balaramakrishnan et al., 2020; Hamzah & Gatta, 2018; Um et al., 2021). O interesse na escolha destes estudos tem como base na análise dos resultados obtidos entre um pé mais convencional e um pé mais moderno.

Concluiu-se que todos os pés protésicos utilizados no modelo de elementos finitos foram bem sucedidos, mostrando-se confiável para o design de pé protésicos utilizando o ROS como critério principal. Contudo, também se concluiu que o modelo de elementos finitos fornece dados importantes de pré-avaliação sobre todo o projeto, economiza-se tempo e dinheiro no desenvolvimento, tomando decisões corretas no futuro e ajuda a desenvolver um design específico para amputados, incorporando condições de contorno aplicáveis de modo a se chegar a u design de um pé protésico mais apropriado, que poderá atender às necessidades do paciente(Balaramakrishnan et al., 2020; Hamzah & Gatta, 2018; Um et al., 2021).

2.4. Materiais

A seleção do material para o fabrico de uma prótese é um fator extremamente importante, uma vez que pode afetar diretamente o conforto do encaixe e o nível de mobilidade do amputado. Uma marcha confortável está associada á resistência e peso do material, sendo fundamental o equilíbrio entre estes dois fatores(Lopes, 2017; Richardson & Vozzola, 2008).

Para uma seleção mais pormenorizada do material, esta depende de diversos fatores concernentes ao amputado, tal como as suas necessidades e capacidades – isto é, o capital financeiro, atividades profissionais e de lazer, nível de atividade física, durabilidade, conforto e estética. No entanto, a disponibilidade de materiais também será um fator a ter em conta na escolha dos mesmos(Lopes, 2017; Richardson & Vozzola, 2008).

Contudo, existem diversos materiais adequados para o fabrico de próteses, desde as mais avançadas fibras de carbono, aos mais simples copolímeros, em que exigem menor tecnologia na moldação e são facilmente manipuláveis(Lopes, 2017; Richardson & Vozzola, 2008).

2.4.1.1. Compósitos

Tem-se observado um aumento muito significativo da aplicação dos materiais compósitos nos mais variados campos da engenharia, por efeito da sua elevada resistência e rigidez específica, leveza, bom desempenho à fadiga e boa resistência à corrosão(Campos, 2012).

Segundo a norma ASTM D3878-95, os compósitos são materiais multifásicos que consistem numa mistura de dois ou mais materiais imiscíveis. Assim, através do controlo da morfologia e da repartição dos mesmos é possível obter um terceiro e novo material macroscopicamente homogéneo e que possui propriedades diferentes das apresentadas pelas componentes iniciais. Usualmente, esta combinação de materiais é sinérgica, isto é, a combinação das propriedades das fases que o constituem são benéficas(Campbell, 2010; Campos, 2012; Hossain et al., 2013).

As propriedades que se podem melhorar durante a formação de um material compósito são: peso, resistência, rigidez, resistência á corrosão, condutividade e isolamento térmico(Hossain et al., 2013; Lopes, 2017).

Um compósito é constituído por duas fases: a fase da matriz e a fase de reforço. A fase de matriz é responsável pelas propriedades físico-químicas e pela coesão estrutural do material, tendo como função principal o suporte e a proteção das fibras, bem como a transferência de tensões entre fibras. A matriz está presente em menor quantidade, é

considerada de baixa densidade, rígida e mais forte do que as fibras(Campbell, 2010; Campos, 2012; Lopes, 2017).

Quanto ao reforço, este é o constituinte disperso na matriz, em que geralmente é uma fibra – contínua ou descontínua – ou uma partícula. Esta fase é muito importante na formação do material compósito, uma vez que é responsável por definir as propriedades mecânicas do material: comprimento, a orientação e a fração volumétrica do reforço(Campbell, 2010; Campos, 2012; Lopes, 2017).

Por fim, o compósito pode ser classificado segundo a sua origem:

- Matriz polimérica – compósitos á base de polímeros sintéticos, uma vez que não é necessário altas pressões e temperaturas para o seu processamento;
- Matriz metálica – têm rigidez e resistência intermediária, mas alta ductilidade;
- Matriz cerâmica – têm alta resistência e rigidez, mas são frágeis(Campbell, 2010; Campos, 2012).

Frequentemente, os compósitos de matriz metálica e cerâmica exigem temperaturas muito altas e altas pressões de processamento, tornando-as mais caras do que os compósitos de matriz de polímero. Contudo, têm uma estabilidade térmica muito melhor(Campbell, 2010; Campos, 2012).

2.4.1.1.1. Fibras sintéticas

No grupo de fibras não-naturais – fibras produzidas pelo Homem – dividem-se em artificiais e sintéticas, tal como podemos ver na figura 27(John & Thomas, 2012; Lopes, 2017; Pereira, 2009).

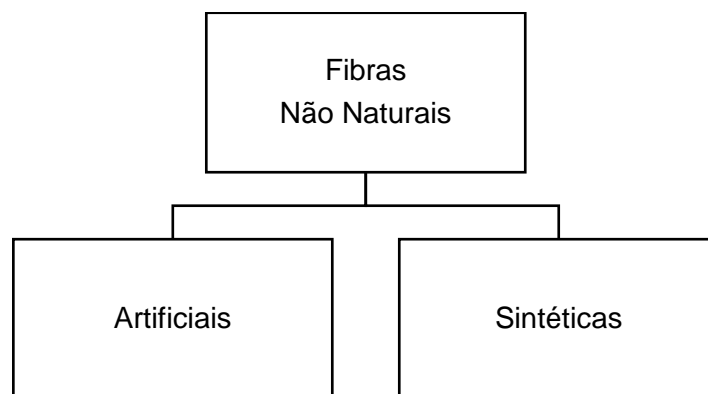


Figura 27 - Classificação de fibras não-naturais(Pereira, 2009).

As fibras sintéticas são produzidas de forma química por precursores provenientes do petróleo ou carvão. A sua durabilidade física, biológica, química e estabilidade dimensional

torna-o preferível em relação às fibras naturais(John & Thomas, 2012; Lopes, 2017; Pereira, 2009).

Quanto às fibras artificiais, estas são obtidas através da transformação de polímeros semi-naturais, pela ação de agentes químicos, em processos de extrusão. Normalmente, a celulose é o polímero precursor de muitas fibras artificiais, sendo extraída da natureza(John & Thomas, 2012; Lopes, 2017).

As fibras de origem não natural foram produzidas com a intenção de melhorar várias propriedades presentes nas fibras naturais, tal como o seu rendimento mecânico, a estabilidade térmica e a condutividade elétrica. Neste grupo, existem as fibras de vidro, aramida e carbono, com principal aplicação no reforço de materiais poliméricos, tendo como propriedade principal a resistência á degradação ambiental(Lopes, 2017).

No entanto, a fibra de vidro é a mais aplicada e mais acessível economicamente, sendo utilizada tanto para obter compósitos estruturais como componentes moldados. Estes tipos de fibras irão conceber características auspiciosas aos compósitos, tal como uma boa estabilidade dimensional, elevado quociente entre a resistência e peso, elevada tensão de rutura á tração, alta resistência térmica, á humidade e á corrosão, isolamento elétrico, facilidade de processamento e custo relativamente baixo. Contudo, têm como desvantagem o seu baixo módulo de elasticidade, sensibilidade a temperaturas elevadas, sensibilidade á abrasão, baixa resistência á fadiga(Lopes, 2017; Pereira, 2009).

Porém, as fibras de carbono são fabricadas a partir de dois precursores principais: poliácridonitrilo (PAN) e o breu (ou piche). A sequência de tratamento para cada precursor baseia-se em: fiação, estabilização, carbonização e aplicação do revestimento ou cola de modo a facilitar o seu manuseamento. Estes tipos de fibras podem ser caracterizados por(Lopes, 2017):

- Preços relativamente elevados;
- Elevada rigidez;
- Condutibilidade elétrica e tensão de rotura;
- Baixo coeficiente de dilatação;
- Reduzida resistência ao impacto;
- Alta condutibilidade térmica;
- Baixa resistência á compressão(Lopes, 2017).

Por fim, em 1972 surgem as fibras de aramida, comercializadas pela *Du Pont*® cujo nome comercial permanece sendo *Kevlar*®. Este tipo de fibra possui uma elevada resistência mecânica, elevado módulo de elasticidade, baixa densidade, alta tenacidade, boa resistência

ao impacto e á fadiga, elevada resistência mecânica e a agente químicos, resistência a solventes orgânicos, combustíveis e lubrificantes, boa capacidade de amortecimento de vibrações, adequada relação resistência/peso. No entanto, têm um custo relativamente elevado, baixas resistências á compressão e má adesão ás resinas(John & Thomas, 2012; Lopes, 2017).

2.4.1.1.2. Resinas Sintéticas

Na atualidade, as resinas sintéticas podem ser classificadas segundo a sua natureza – termoplástica ou termoendurecível -, condicionando os seus processos de fabrico e tipo de aplicações(Campos, 2012).

Nas matrizes de termoendurecível as cadeias poliméricas apresentam ligações cruzadas, tornando-as rígidas. Há possibilidade de serem produzidas á temperatura ambiente por adição apropriada de reagentes químicos – solução de monómero e catalisador - , representando uma grande proficiência nas indústrias dos materiais compósitos(Campos, 2012; Piovesan et al., 2013).

2.4.1.2. Polímeros – Termoplásticos

Os termoplásticos são materiais amplamente disponíveis, constituindo um dos tipos de plásticos mais encontrados no mercado e são produzidos de forma bastante barata(Rajt'úková et al., 2014).

No entanto, os termoplásticos são polímeros que submetidos ao aumento de temperatura e pressão sofrem uma deformação elástica. Esta alteração é uma transformação física reversível, assim que são retiradas essas solicitações, os termoplásticos voltam a solidificar. A forma como os polímeros reagem ás solicitações, denunciam as suas propriedades mecânicas, em que dependem de fatores como a sua estrutura química, temperatura, tempo e condições de processamento do polímero, tornando os termoplásticos materiais recicláveis(Lopes, 2017; Richardson & Vozzola, 2008).

Regularmente os termoplásticos são fabricados em placas, facilitando a sua moldação na fabricação de próteses. A versatilidade do material permitirá criar placas de diferentes espessuras e comprimentos e é estruturalmente resistente, flexível, como conforto ajustável e pode ser remodelado, uma vez que permite que o encaixe seja alterado(Lopes, 2017; Rajt'úková et al., 2014; Richardson & Vozzola, 2008).

A sua moldação não implica uma tecnologia muito avançada, em que a sua temperatura pode ser atingida através de uma pistola de calor, tornando o material fácil de deformar. O arrefecimento do material resulta na diminuição da ductilidade e aumento da rigidez(Rajt'úková et al., 2014).

Os termoplásticos mais relevantes na fabricação de próteses são o polietileno e o polipropileno(Rajt'úková et al., 2014).

2.4.1.2.1. Polipropileno

O polipropileno é um polímero derivado do propeno ou propileno e possui uma variabilidade de utilidades. Quanto á sua funcionalidade, a rigidez do material permitirá que as forças aplicadas durante a caminhada do amputado sejam transmitidas ao solo(Rajt'úková et al., 2014; Richardson & Vozzola, 2008).

No entanto, a sua baixa resistência ao impacto propícia a sua combinação com o polietileno, material mais flexível, tornando o material menos frágil, obtendo-se um material com propriedades necessárias, de modo a criar um membro protésico de qualidade(Rajt'úková et al., 2014; Richardson & Vozzola, 2008).

Na tabela 2, pode-se observar as propriedades do polipropileno e o seu valor médio.

Tabela 2 - Propriedades do Polipropileno(Rajt'úková et al., 2014).

Propriedade	Valor médio
Coeficiente de Poisson	0.2
Módulo de elasticidade	4140.99 MPa
Peso específico	25,77 g/cm ³
Tensão de cedência á tração	190.43 MPa
Tensão de cedência á compressão	44.82 MPa
Tensão de rotura á tração	44.51 MPa
Coeficiente de atrito	0.25

2.4.1.2.2. Polietileno

O polietileno consiste num polímero formado por cadeias de etileno e é o termoplástico com maior utilização. A flexibilidade deste material possibilita o fabrico de encaixes/interfaces mais confortáveis e conectores para próteses a preços bastantes reduzidos(Lopes, 2017; Rajt'úková et al., 2014; Richardson & Vozzola, 2008).

Contudo, existem diferentes tipos de polietileno, incluindo o polietileno de baixa densidade, polietileno de alta densidade – sendo o mais comum usado em próteses devido á sua elevada resistência á tração, tal como se observa na tabela 3 – e o polietileno de peso molecular ultraelevado(Rajt'úková et al., 2014; Richardson & Vozzola, 2008).

Tabela 3 - Propriedades do Polietileno de Alta Densidade(Rajt'úková et al., 2014).

Propriedade	Valor médio
Coeficiente de <i>Poisson</i>	0.29
Módulo de elasticidade	999.74 MPa
Peso específico	9,69 g/cm ³
Tensão de cedência á tração	25.16 MPa
Resistência ao impacto	39.3 J/cm ²
Tensão de rotura á tração	25.82 MPa

3. Modelação e Resultados

3.1. Principais recursos informáticos de modelação

Nesta fase do projeto, definiu-se a metodologia necessária para a análise das tecnologias existentes para o desenvolvimento de um pé protésico, dividindo-se o estudo nos seguintes pontos:

- Modelação do pé protésico com o *software SolidWorks*;
- Estudo dos elementos finitos no *Ansys*;
- MatLab
- Fabrico aditivo no *software CATIA*.

3.2. Modelação em *Solidworks*

Do conjunto de software disponível, foi decidido optar pelo SolidWorks porque cumpre o objetivo do trabalho, é robusto, tem boa aceitação geral por outros autores de estudos semelhantes a este e o ISEL tem licença de utilização completa.

O *SolidWorks* foi desenvolvido pela *SolidWorks Corporation* que funciona no sistema operativo *Windows* e este é um *software* de CAD 3D (*Computer-Aided Design*)(Solidworks, 1993).

O *SolidWorks* baseia-se na computação paramétrica, criando formas tridimensionais com base operações geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um sólido ou superfície, começa com a definição de um *sketch* 2D que, posteriormente, é transformado através de uma operação num modelo tridimensional. No entanto, este software dispõe imensas funcionalidades, incluindo funções específicas para chapa metálica, construção soldada e moldes(Solidworks, 1993).

Para a criação do protótipo do pé protésico pretendido, inicialmente utilizou-se o *SolidWorks*, de forma a criar um modelo tridimensional do mesmo para posterior impressão, para tal criou-se uma peça única, de modo que o dispositivo consiga suportar o peso de uma pessoa adulta, em que está presente o molde para a colocação do dispositivo de fixação.

As ferramentas do SolidWorks utilizadas foram as que constam da tabela 4:

Tabela 4 - Ferramentas utilizadas no *Solidworks*.

Ferramenta	Descrição
<i>Sketch</i>	Desenhar esboços em 2D do objeto
<i>Boss-Extrude</i>	Dar volume aos esboços
<i>Cut-Extrude</i>	Efetuar cortes no objeto
<i>Fillet</i>	Acabamento arredondado na aresta da peça
<i>Mirror Entities</i>	Reproduzir cópias de uma peça ao longo de um eixo de simetria

3.2.1. Construção do Pé Protésico

De modo a se efetuar a modelação do pé protésico, teve-se em conta aos modelos *Vari-Flex* (modelo de pé protésico que tem presente o complexo pé-tornozelo) e *Epirus* (modelo de pé protésico que tem presente “dois dedos” mas sem o complexo pé-tornozelo).

O estudo apresentado é para um pé protésico para uma pessoa que calce o tamanho 41 europeu, isto é, com um comprimento do pé de 25,5mm até 26mm.

Primeiramente, efetuou-se a parte do pé protésico (de cima), em que se selecionou o plano frontal e usou-se a ferramenta *Sketch*, tal como se vê na figura 28.

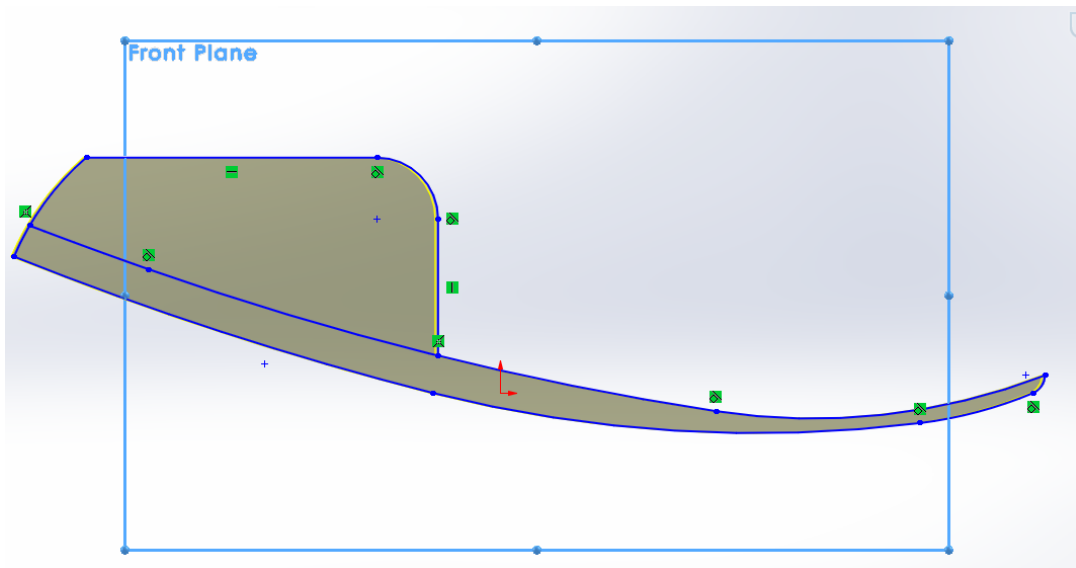


Figura 28 – Sketch para o formato do pé protésico.

De seguida, utilizou-se a ferramenta *Boss-Extrude* com 68 milímetros para dar volume ao desenho feito anteriormente, tal como se observa na figura 29.

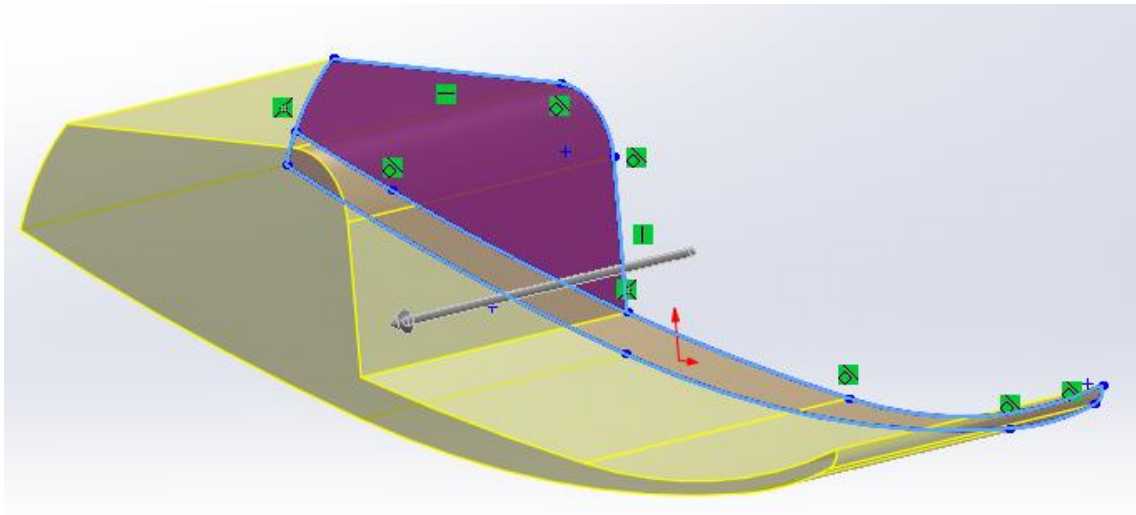


Figura 29 - Boss-Extrude para volume do pé.

Na figura 30, de modo a obter a curvatura da ponta do pé, utilizou-se a ferramenta *Sketch* para desenhar uma semicircunferência e posteriormente utilizou-se o *Cut-Extrude*, para fazer o corte na peça original.

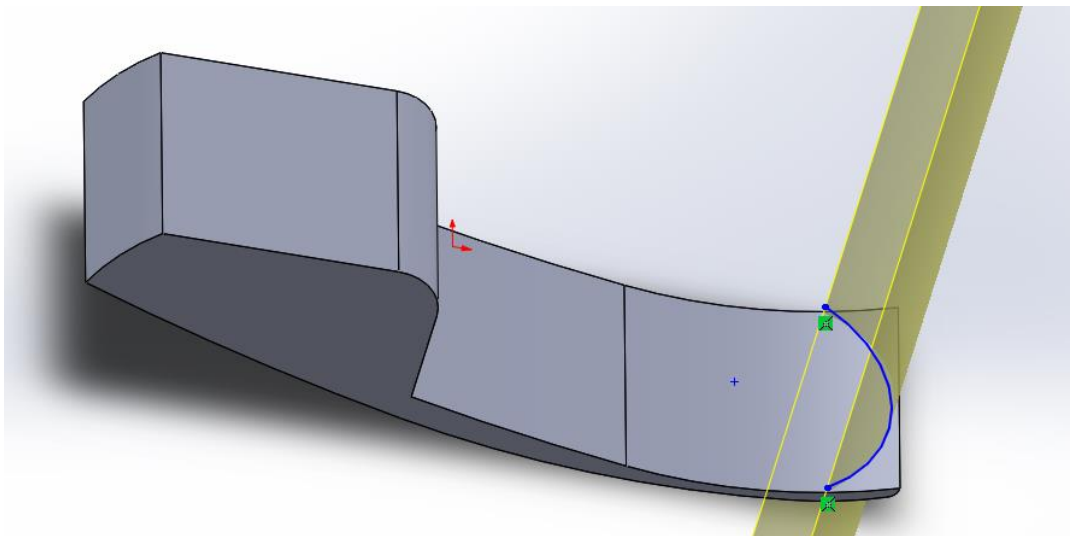


Figura 30 - Cut-Extrude para arredondamento da ponta do pé.

Apenas para ter uma peça com o menor número de vértices possíveis, utilizou-se a ferramenta *Fillet*, que ao se selecionar uma face da peça, esta ferramenta “arredonda” a mesma, obtendo uma peça mais uniforme, tal como se observa na figura 31.

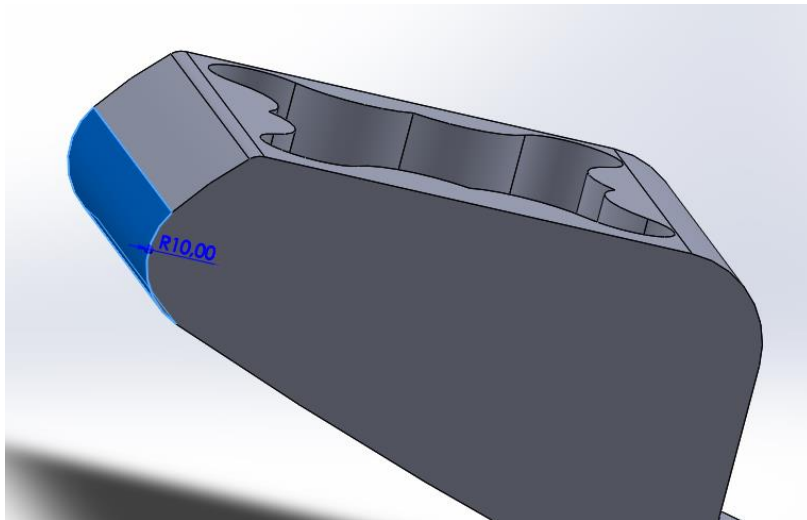


Figura 31 – Fillet para arredondamento da peça

Após isso, criou-se um plano horizontal a 64,5 milímetros do plano horizontal, de modo a ser possível a manipulação na parte superior da peça (Figura 32).

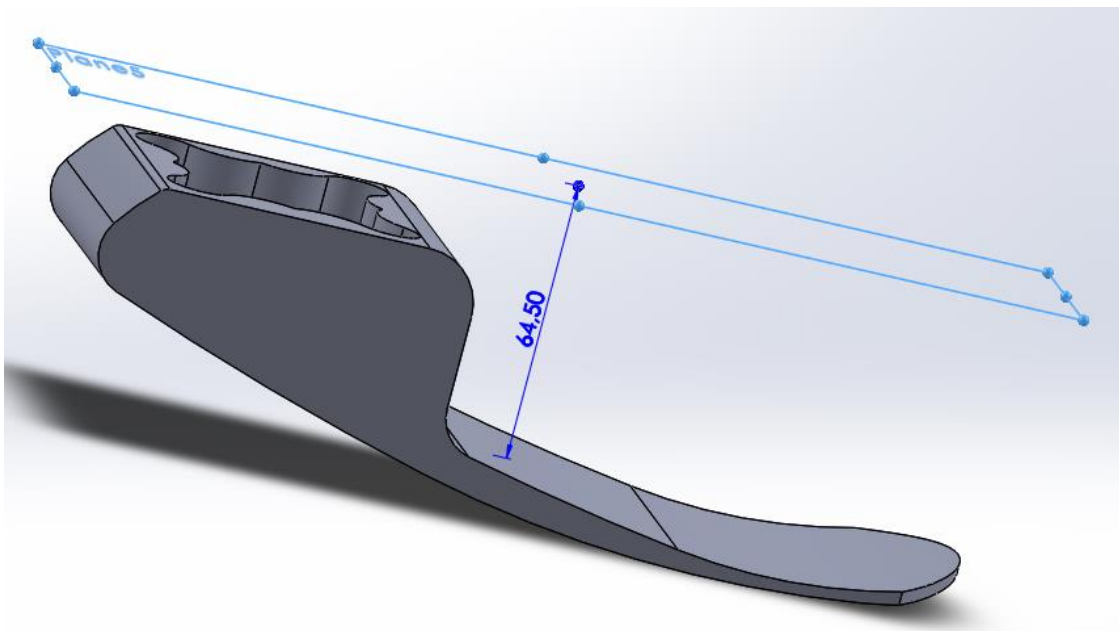


Figura 32 - Criação de um plano a 64,5mm.

3.2.2. Construção do dispositivo de Fixação

Após o pé estar finalizado, utilizou-se o plano criado anteriormente para efetuar o encaixe do dispositivo de fixação, ou seja, a peça que permite o encaixe da prótese com o pé protésico.

De modo a obter um encaixe quase perfeito do dispositivo de fixação no pé protésico, decidiu-se fazer um desenho computadorizado do mesmo, em que se utilizou um dispositivo de fixação de metal e um paquímetro para efetuar as medidas presente nas imagens seguintes.

Iniciou-se por se utilizar a ferramenta *Sketch* para desenhar um quadrado de 56,11 milímetros de cada lado (figura 33).

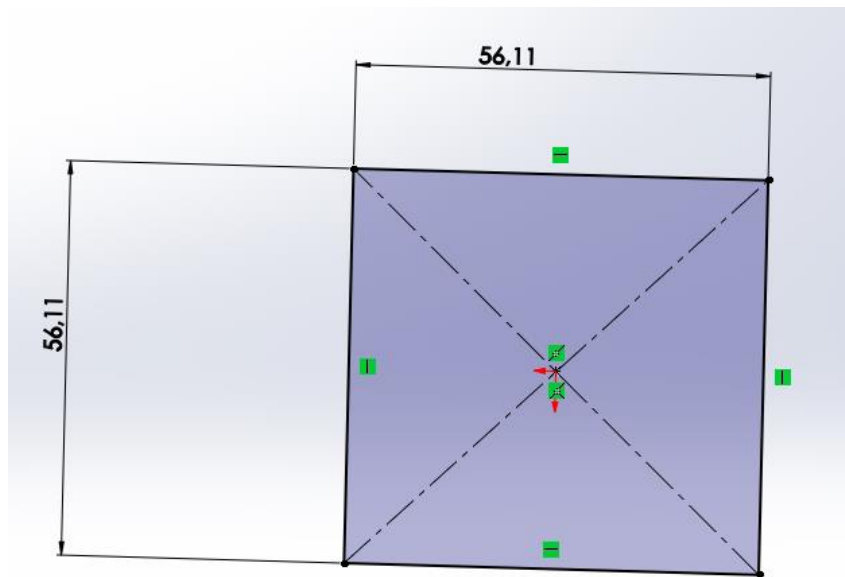


Figura 33 – Sketch de um quadrado.

Posteriormente, efetuou-se a geometria de uma das pontas do dispositivo de fixação com a auxiliação da ferramenta *Sketch*, dando volume de 10 milímetros á mesma com a ferramenta *Boss-Extrude*, tal como se pode nas figuras 34. De seguida foi utilizada a ferramenta *Mirror Entities* de modo a efetuar mais três “cópias” do desenho inicial.

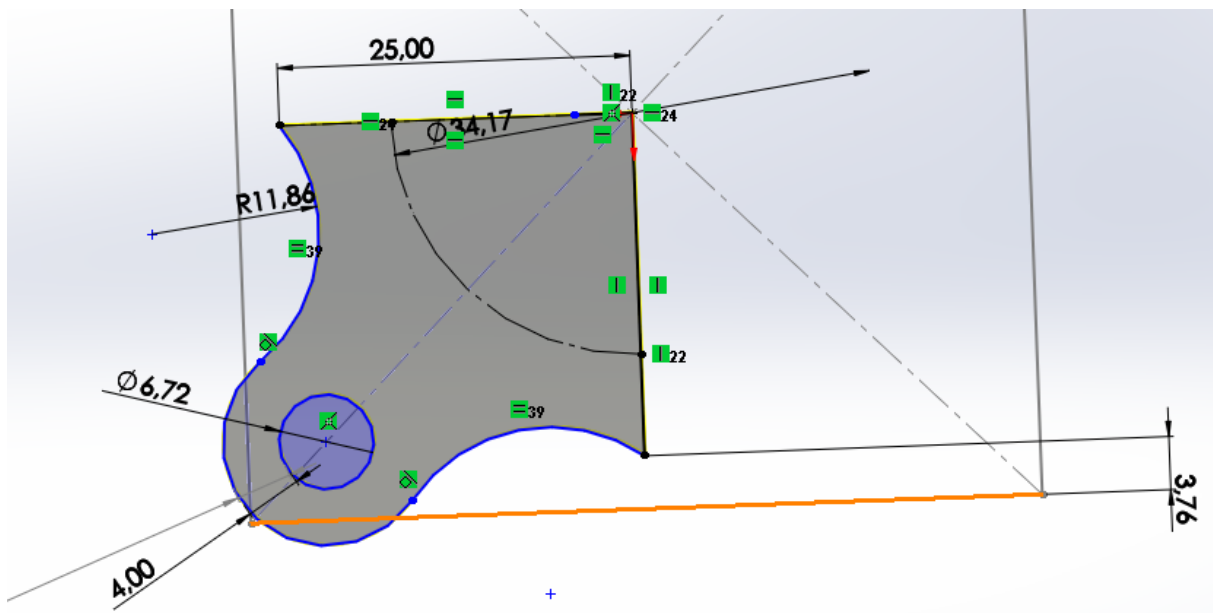


Figura 34 – Sketch de um quarto do dispositivo de fixação.

Para finalizar a parte do pé protésico, efetuou-se uma cópia do desenho do dispositivo médico para o plano horizontal criado posteriormente, realizando um *Cut-Extrude* para ser feito o encaixe da peça e os furos da mesma (figura 35, 36 e 37).

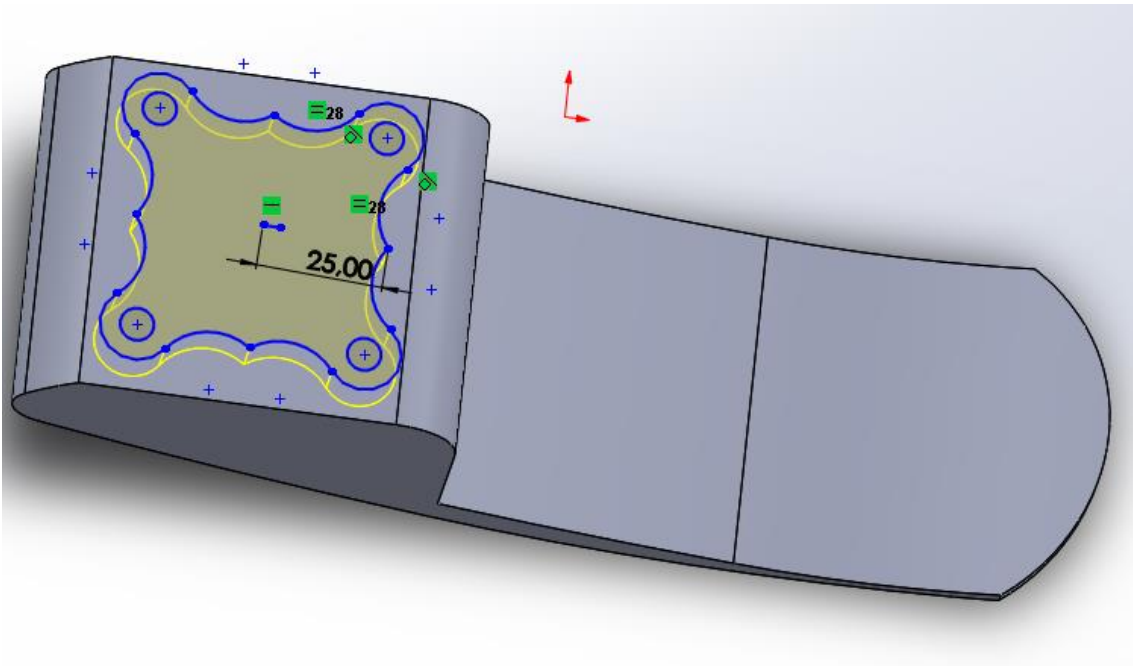


Figura 35 - Cut-Extrude do encaixe do dispositivo de fixação.

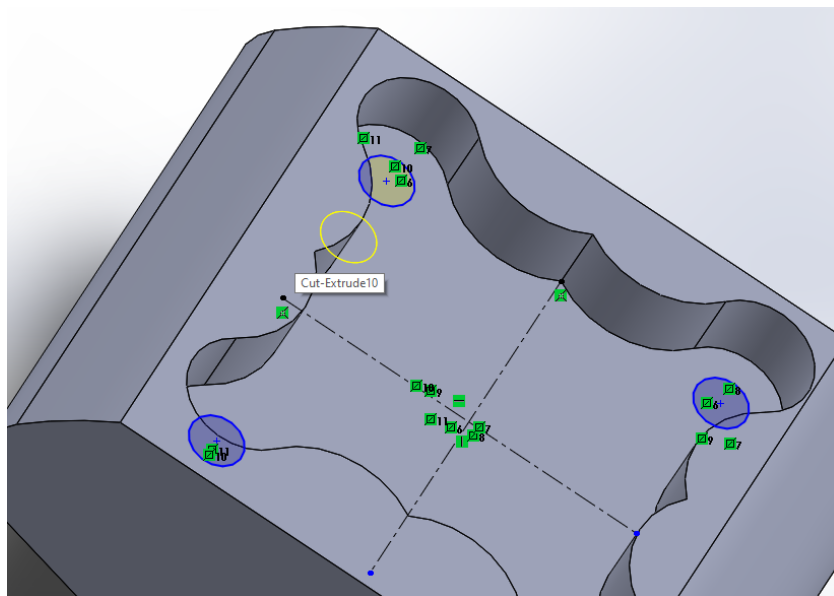


Figura 36 - Cut-Extrude dos furos do dispositivo de fixação.

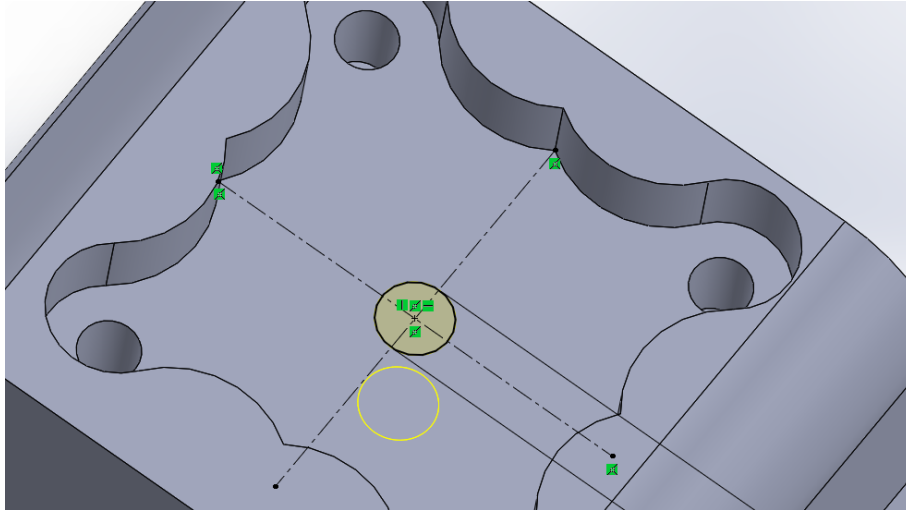


Figura 37 - Cut-Extrude do furo central do dispositivo de fixação.

3.2.3. Construção da Quilha

Para finalizar o protótipo, desenhou-se a quilha em que primeiramente fez-se um *Sketch* no plano frontal e posteriormente atribuir um volume de 68 milímetros com o *Boss-Extrude* (figuras 38 e 39).

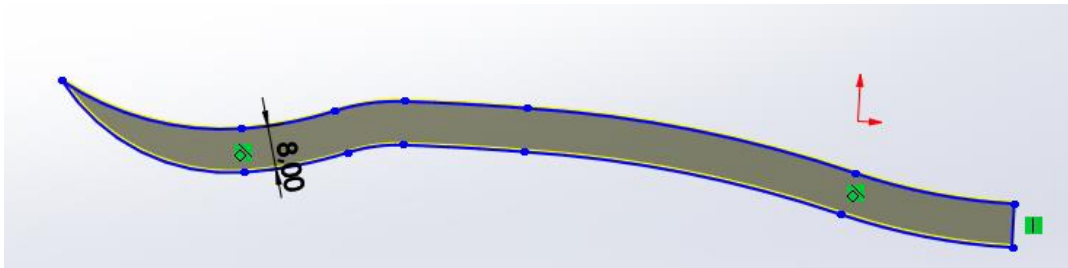


Figura 38 – Sketch da quilha.

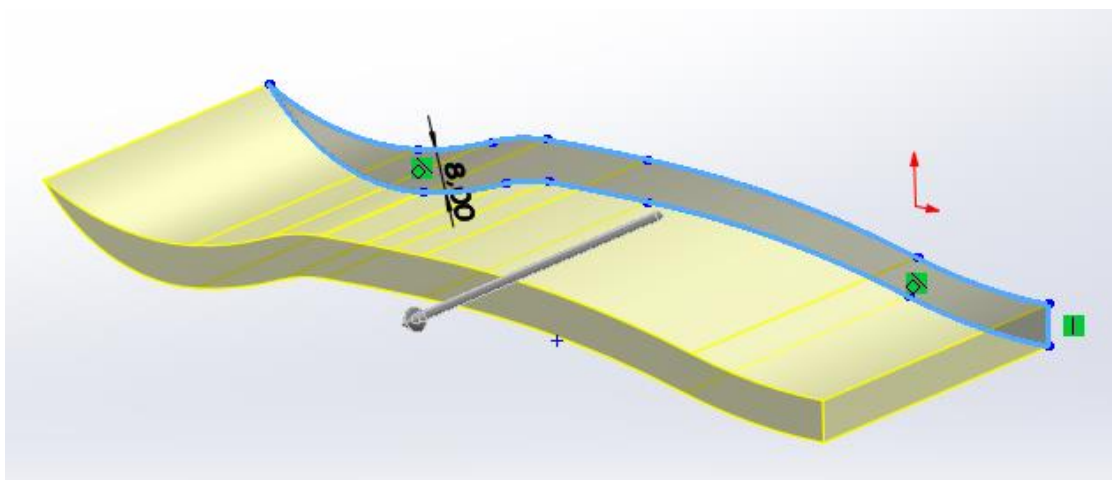


Figura 39 - Boss-Extrude 68mm da quilha.

Por fim, efetuou-se um *Cut-Extrude* de 20 milímetros de modo a obter o formato redondo do calcanhar de um pé normal (Figura 40).

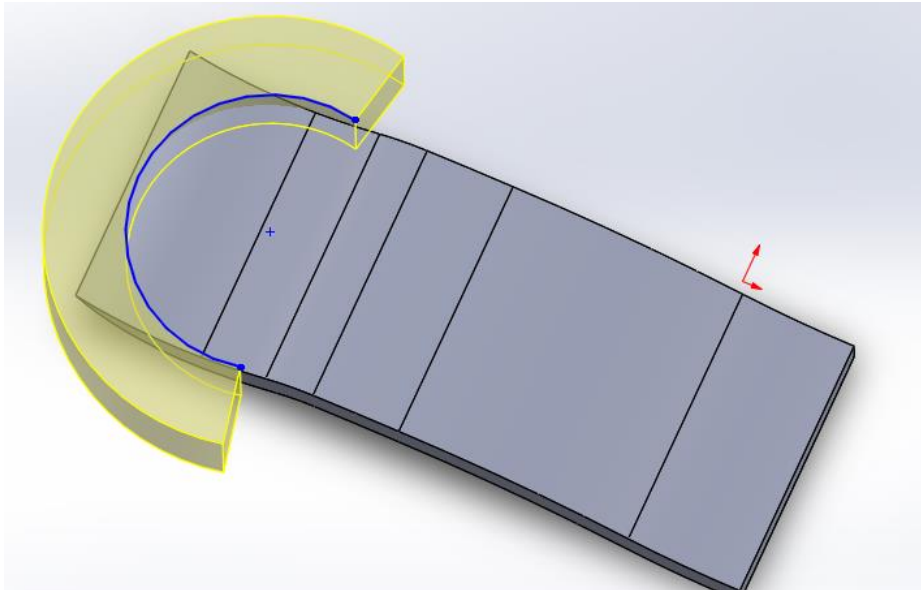


Figura 40 - Cut-Extrude de 20mm do arredondamento da quilha.

3.3. Simulação de acordo com o método dos Elementos Finitos

Após a modelação do protótipo no *SolidWorks*, efetuou-se simulações com base no método dos Elementos Finitos de modo a observar-se o comportamento do pé durante as três fases do ROS: contacto inicial do calcanhar no solo, apoio total do pé no solo e contacto apenas da ponta do pé no solo.

Quando se inicia este tipo de simulação no *SolidWorks*, tem de se escolher qual o material que será fabricado o protótipo. Neste software, o material mais idêntico ao material que foi utilizado para a impressão 3D seria o *Hexcel AS4C* com 3000 filamentos, mas a nível de informação das propriedades do mesmo tem apenas presente o valor da Densidade, não permitindo ser utilizado para este estudo, tal como se pode observar na figura 41. Tentou-se escolher um material dentro da categoria de fibras de carbono, mas todos os materiais presentes apresentavam o problema descrito anteriormente.

Contudo, utilizou-se o material *Cast Carbon Steel* que apresenta todas as informações das propriedades presentes no *SolidWorks*, tal como mostra a figura 42. No entanto, este material é caracterizado como um aço, não sendo a melhor opção para se utilizar na impressão 3D.

Property	Value	Units
Elastic Modulus		N/mm ²
Poisson's Ratio		N/A
Shear Modulus		N/mm ²
Mass Density	1780	kg/m ³
Tensile Strength		N/mm ²
Compressive Strength		N/mm ²
Yield Strength		N/mm ²
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity		W/(m·K)

Figura 41 - Propriedades do *Hexcel AS2C* com 3000 filamentos.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	200000	N/mm ²
Poisson's Ratio	0.32	N/A
Shear Modulus	76000	N/mm ²
Mass Density	7800	kg/m ³
Tensile Strength	482.549	N/mm ²
Compressive Strength		N/mm ²
Yield Strength	248.168	N/mm ²
Thermal Expansion Coefficient	1.2e-05	/K
Thermal Conductivity	30	W/(m·K)

Figura 42 - Propriedades do material *Cast Carbon Steel*.

Posteriormente, são criadas as malhas, de modo a analisar a complexidade da geometria, obtendo-se o que se observa na figura 43. Observa-se que se obteve maioritariamente geometrias triangulares.

No *SolidWorks*, conseguimos exportar informações detalhadas sobre as malhas e, de acordo com essa informação, o tamanho máximo dos elementos são 6,85907 milímetros e o tamanho mínimo são 2,28633 milímetros, também se obteve 25651 nós e 15797 elementos nas malhas criadas, tal como se observa a figura 43.

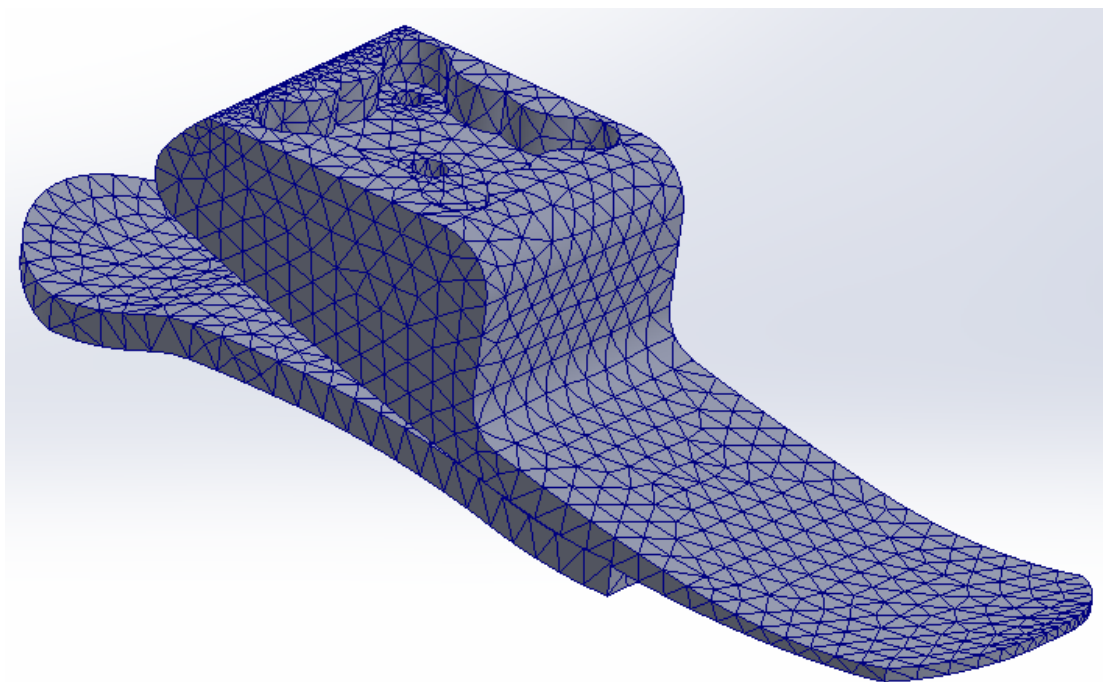


Figura 43 - Malhas do protótipo desenhado.

3.3.1. Análise dos elementos finitos no primeiro contacto do calcanhar no solo.

Efetou-se a análise dos elementos finitos de acordo com o movimento do pé ao longo da fase de apoio da marcha humana.

O primeiro contacto nessa fase é o calcanhar, por isso aplicou-se a força no mesmo, correspondendo a 10% do peso corporal do doente. A força aplicada foi 88,2 Newtons, uma vez que a força, neste caso peso, é determinado pela seguinte equação:

$$P = m \times g \text{ [Newton]}$$

Equação 1 - Fórmula do peso.

Em que o m corresponde á massa da pessoa que irá utilizar o pé protésico, estimando 90kgs e o g corresponde á força gravítica da Terra que é aproximadamente $9,8 \text{ m/s}^2$.

Na figura 44 observa-se a aplicação da força e a definição dos planos do objeto que serão fixos, utilizando o *Geometry Fixed*.

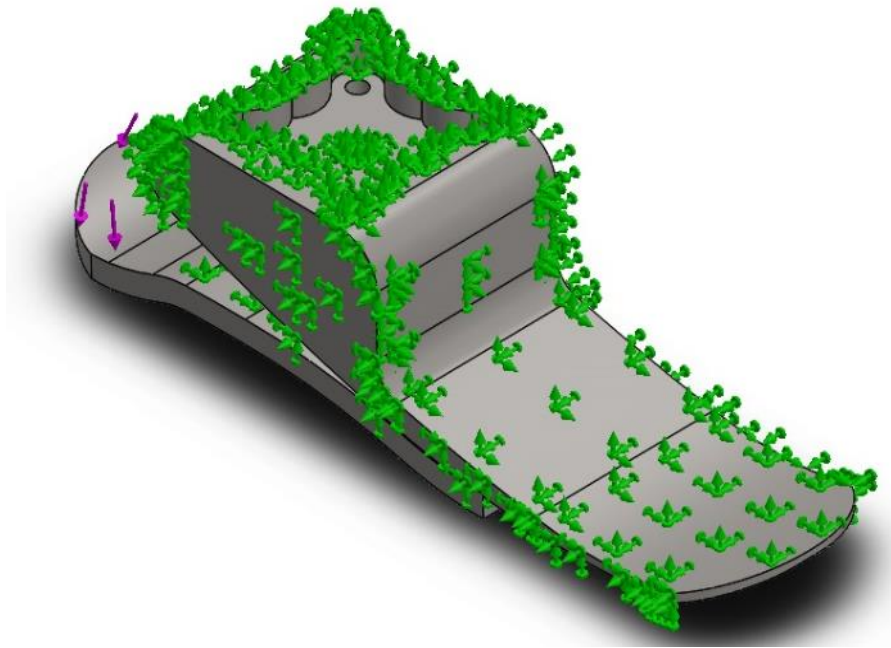


Figura 44 - Definição das faces fixas, utilizando Geometry Fixed (verde) e aplicação da força (roxo), na fase inicial de apoio.

Efetuada a simulação ao objeto nestas condições, obteve-se três diferentes resultantes correspondentes á tensão, na escala de von Mises, ao deslocamento e á deformação, tal como mostra nas figuras 45, 46 e 47.

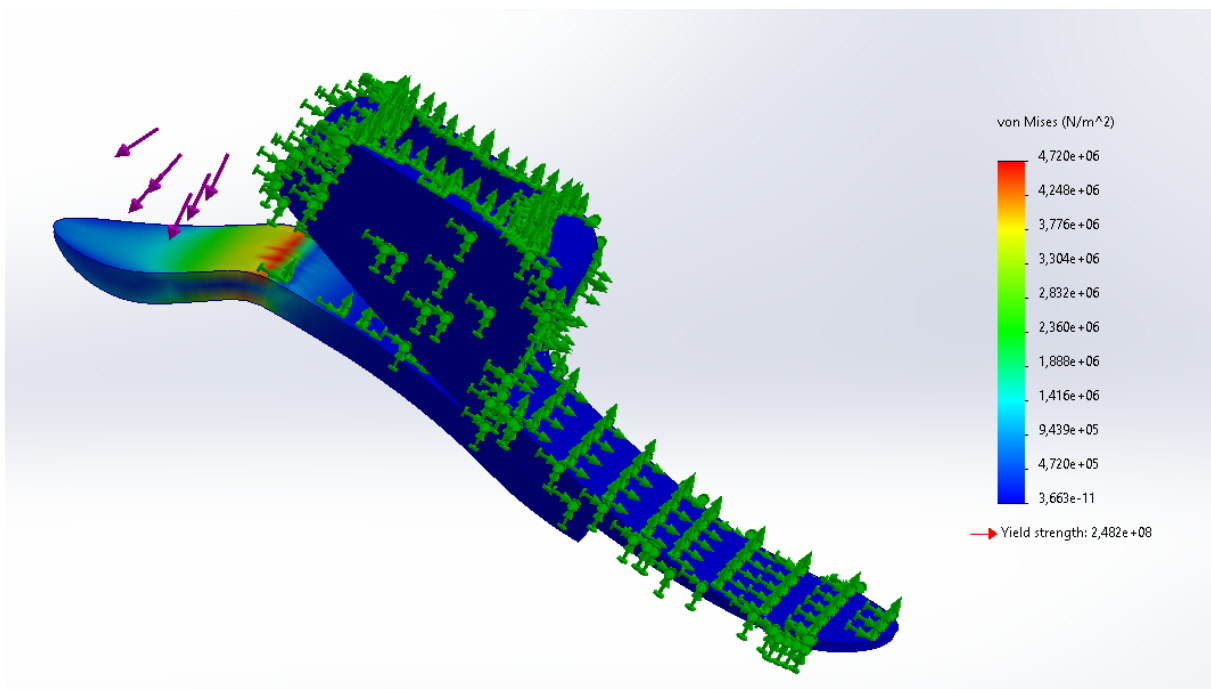


Figura 45 - Tensão de von Mises.

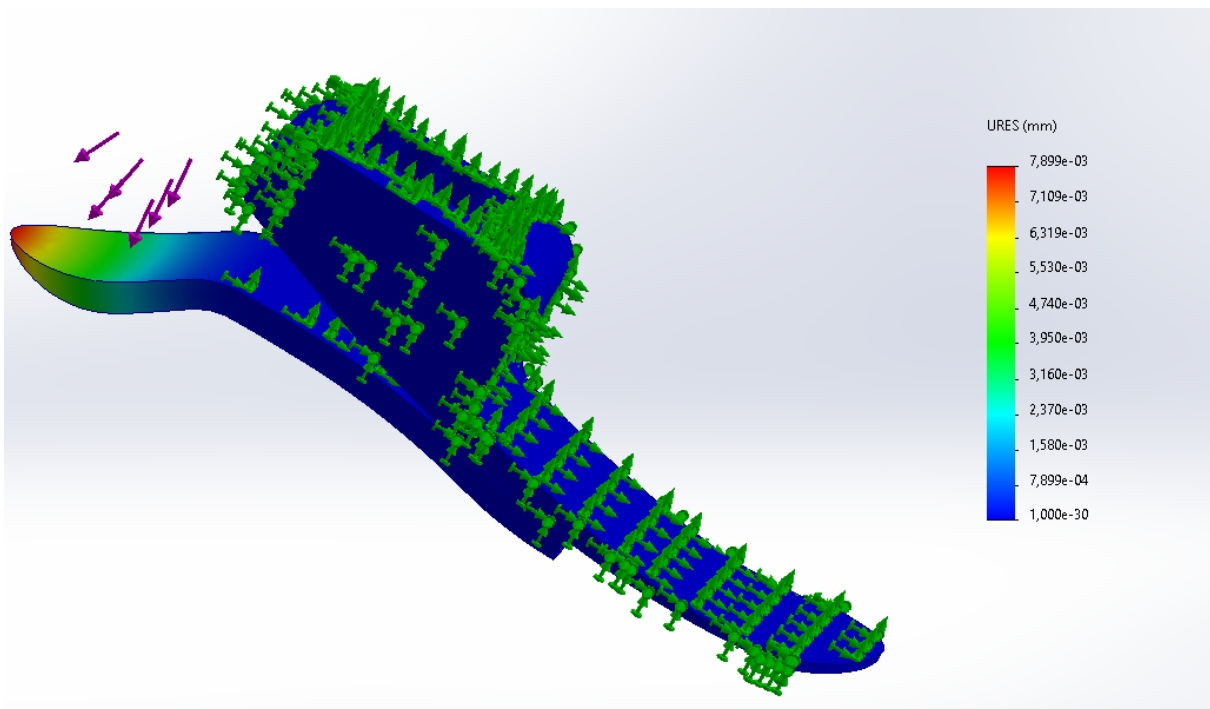


Figura 46 – Deslocamento.

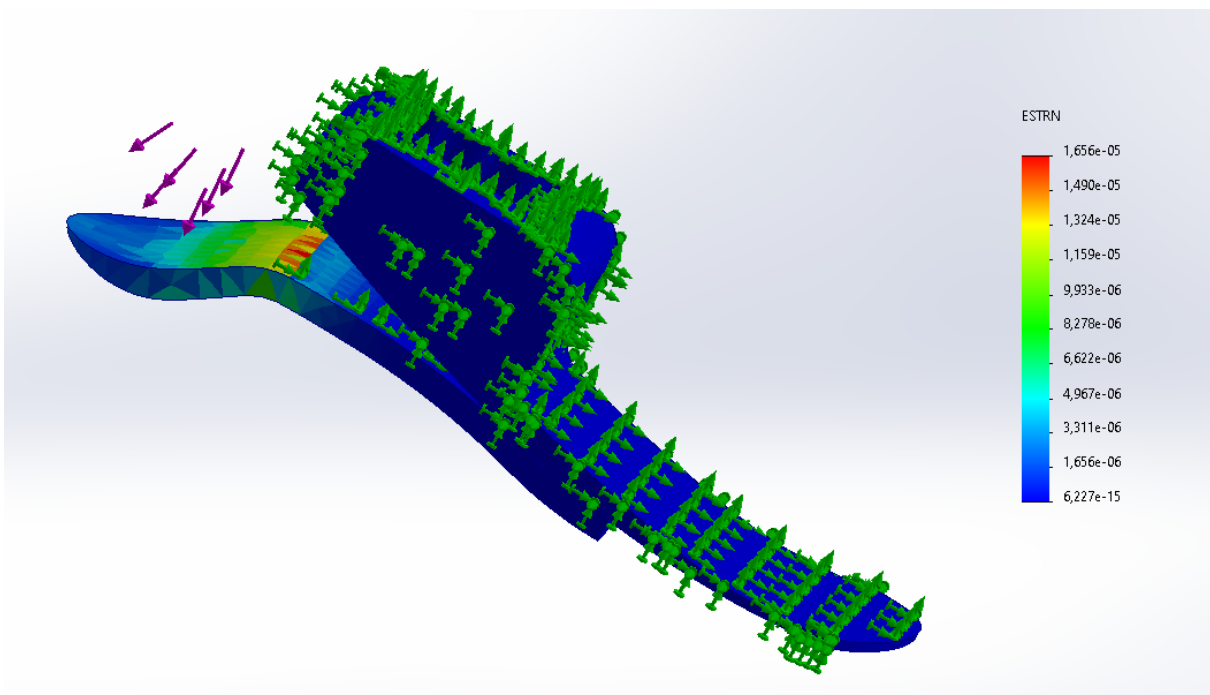


Figura 47 - Deformação.

Na figura 45, pode-se verificar que perto da junção da quilha com o pé, há uma tensão alta no material. E na figura 47, verifica-se que, no mesmo sítio que na figura 45, existe uma deformação alta no material da quilha concluindo-se que haverá uma grande deformação durante este movimento.

Na figura 46, observa-se um forte deslocamento do material na ponta da quilha, uma vez que aplicada a força, a peça efetuará uma curvatura no sentido da força que foi aplicada, em que a zona que está assinalado a vermelho é a mais afetada.

3.3.2. Análise dos elementos finitos na fase de apoio total no solo.

Nesta fase da marcha, definiu-se as faces que ficam fixas durante o movimento, utilizando a função *Geometry Fixed* e a força aplicada no objeto nesta fase, tal como se observa da figura 48. A força aplicada foi 882 Newtons, considerando que a pessoa pesa 90kgs.

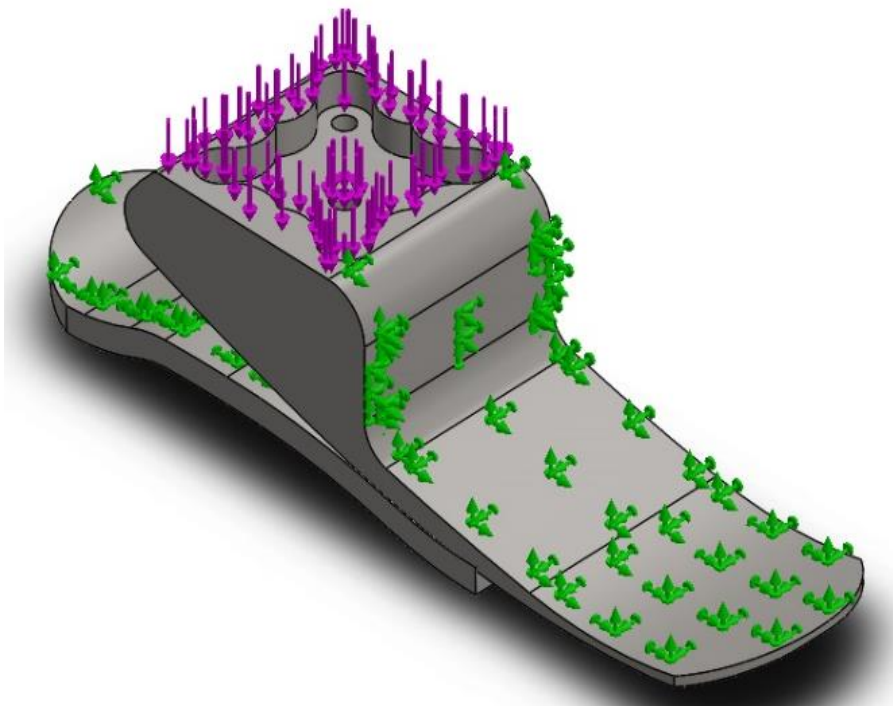


Figura 48 - Definição das faces fixas, utilizando *Geometry Fixed* (verde) e aplicação da força (roxo), na fase de apoio total.

Por fim efetuou-se a simulação nas condições definidas, obtendo a tensão, o deslocamento e a deformação ao longo do protótipo construído. Pode-se observar nas figuras 49, 50 e 51.

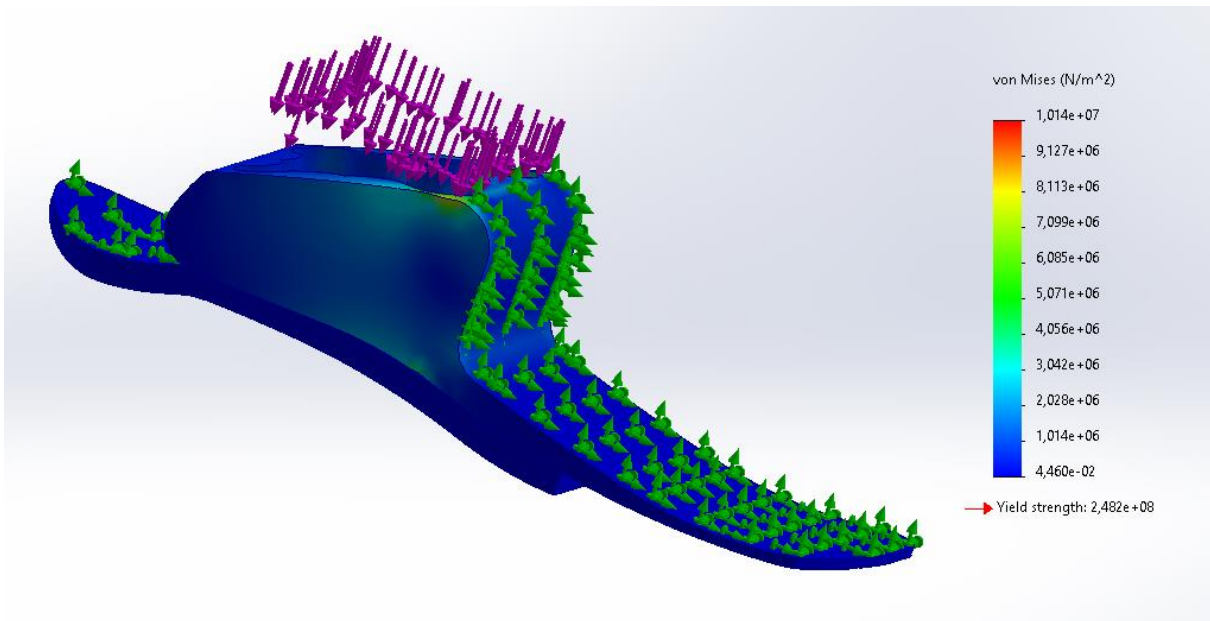


Figura 49 - Resultado obtido da tensão na escala de von Mises.

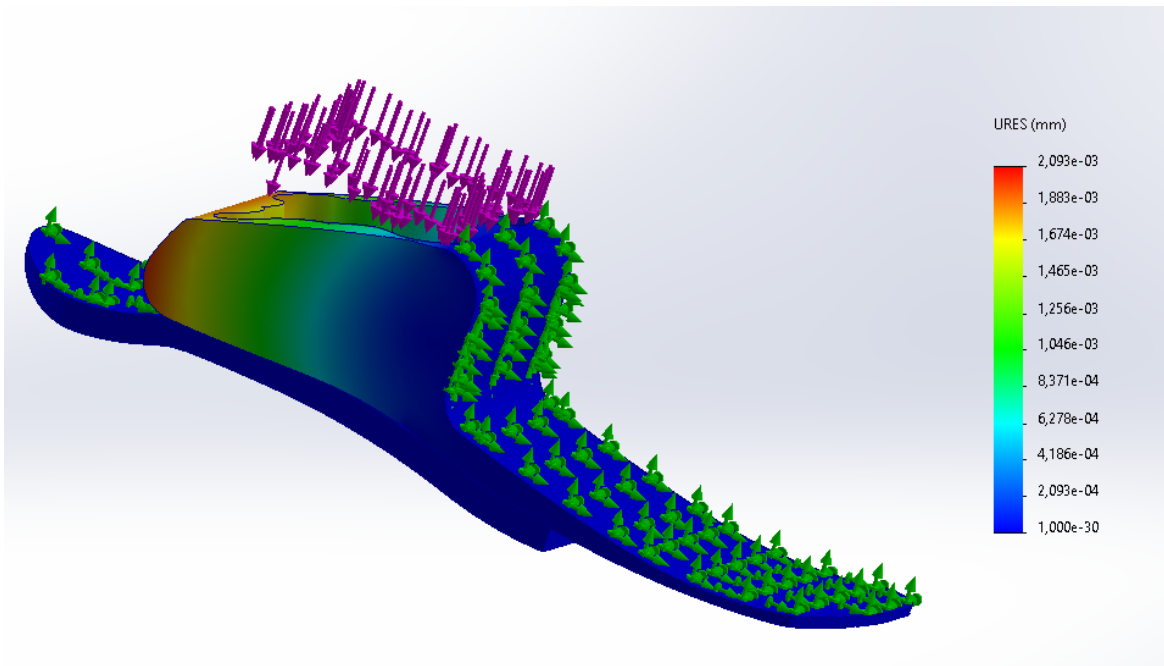


Figura 50 - Resultado obtido do deslocamento.

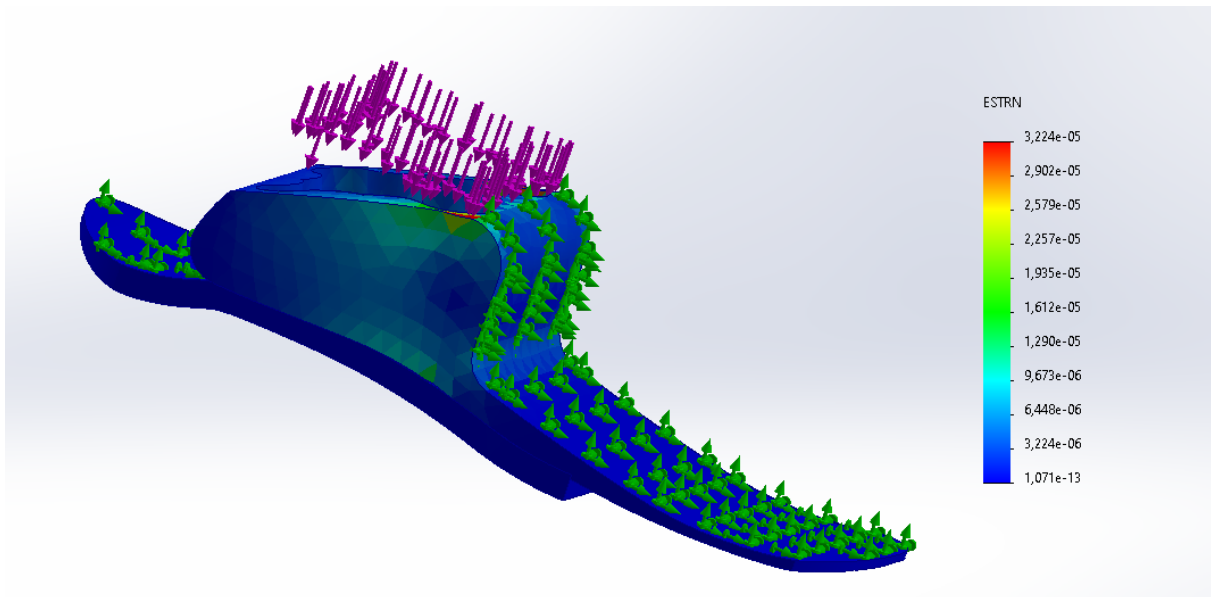


Figura 51 - Resultado obtido da deformação.

Contrariamente ao movimento analisado no capítulo anterior, nas figuras 49 e 51 não assinalam nenhuma tensão alta ou uma grande deformação sofrida no material do pé protésico, no entanto, na figura 50 observa-se um deslocamento elevado na parte de trás do pé protésico, representando a parte da peça que se irá deslocar no sentido da força. Pode-se observar também, que a quilha e o pé estão mais coincidentes no que na peça original.

3.3.3. Análise dos elementos finitos na fase final de apoio.

Por fim, realizou-se a análise na fase final de apoio, isto é, quando apenas os dedos dos pés estão em contacto com o solo.

Nesta fase, a força aplicada será 60% do peso total da pessoa e, como visto anteriormente, o peso total de uma pessoa de 90kgs é 882 Newtons, então a força aplicada na fase final de apoio será 529,2 Newtons, tal como representado no figura 52.

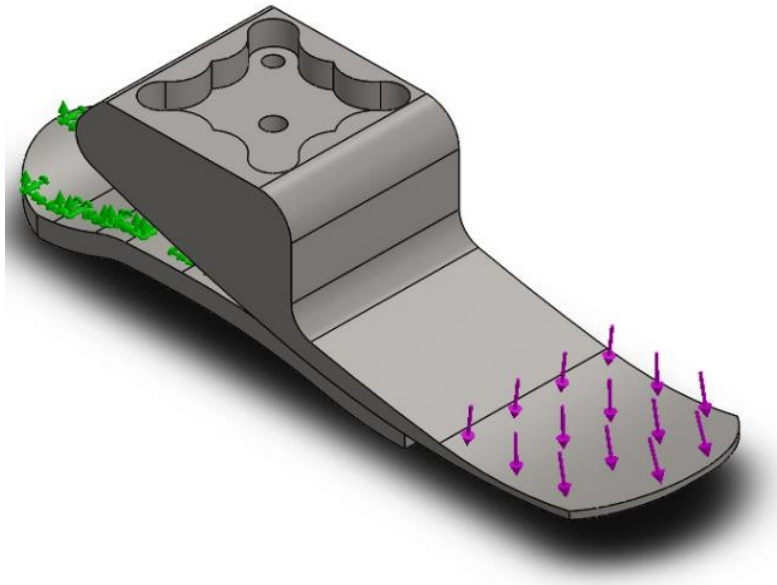


Figura 52 - Definição das faces fixas, utilizando Geometry Fixed (verde) e aplicação da força (roxo), na fase final de apoio.

E, por fim, obteve-se os resultados da tensão, deslocamento e deformação, sendo as figuras 53, 54 e 55 correspondente.

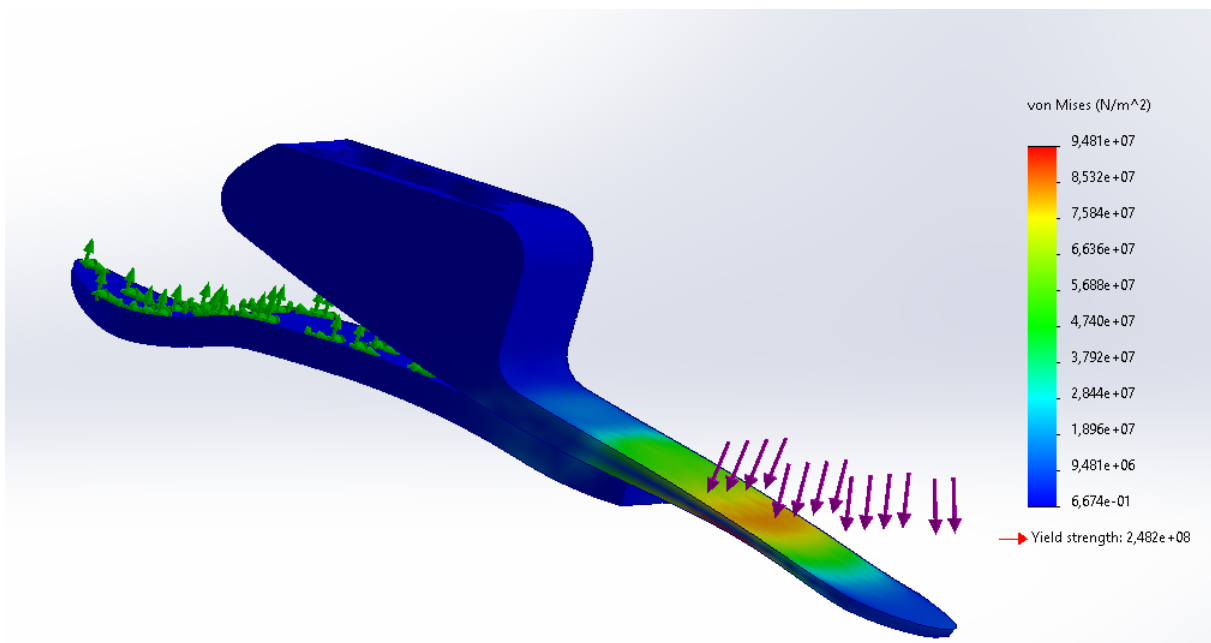


Figura 53 - Resultado obtido da tensão na escala de von Mises.

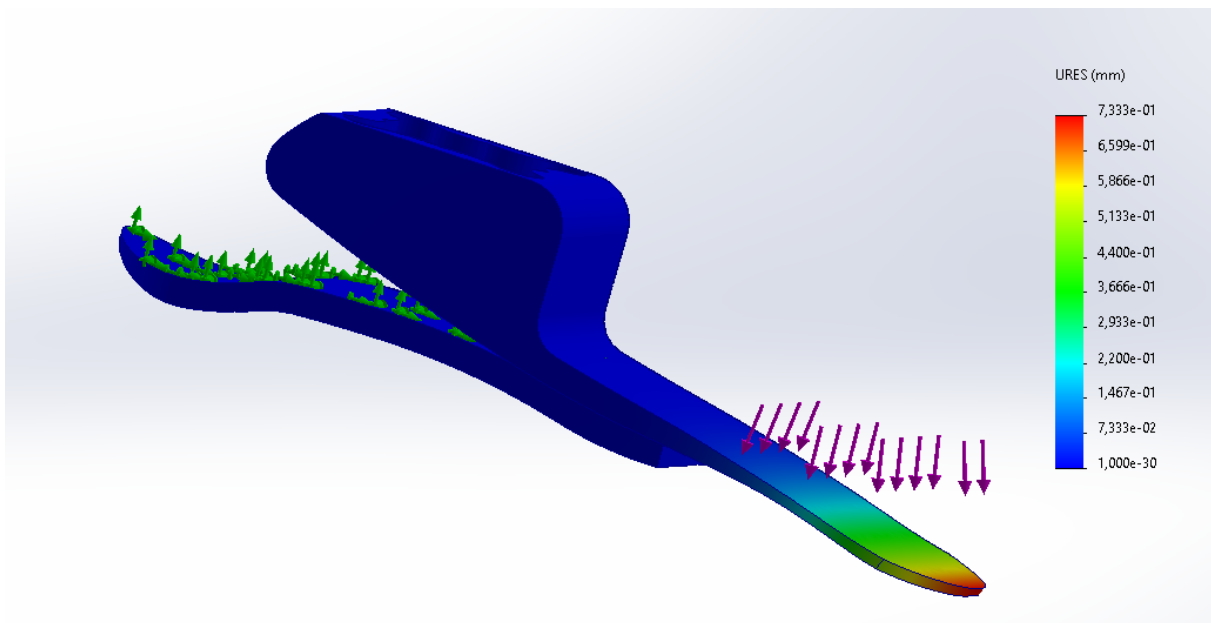


Figura 54 - Resultado obtido do deslocamento.

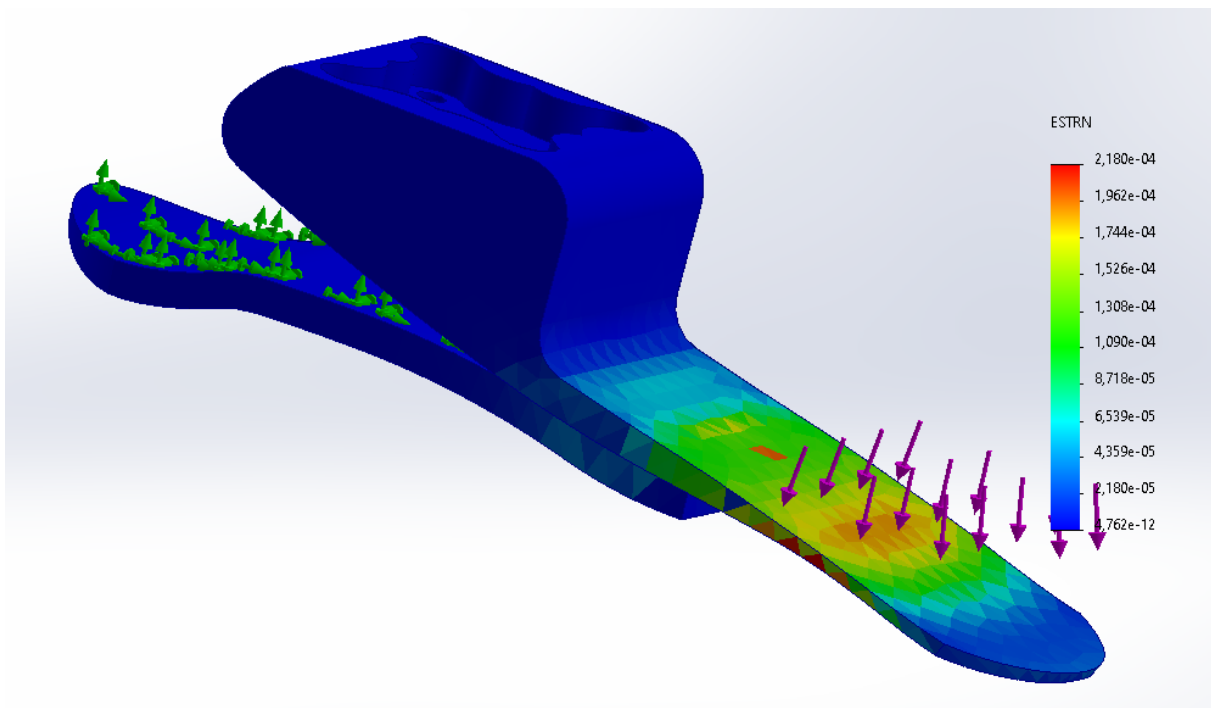


Figura 55 - Resultado obtido da deformação.

Nos resultados obtidos, a tensão e a deformação ocorrem acentuadamente mais a meio do “peito” do pé, visto que nesta parte da peça, a sua espessura é muito pequena, fazendo com que a deformação seja mais próxima do início dessa diminuição.

No deslocamento, conclui-se que a peça do pé se deslocou e também se inclinou ligeiramente para a frente.

Após a modelação computadorizada, efetuou-se a impressão do pé protésico produzido, utilizando-se o Onyx, que é uma espécie de *nylon* preenchido com microfibras de carbono que irá produzi peças precisas com acabamento superficial impecável. Este tipo de material oferece alta resistência química quando impresso sozinho, mas pode ser reforça com fibras contínuas de modo a produzir peças mais resistentes(Markforged, 2023). No entanto, teve de se optar por fazer a junção das duas peças, aumento da espessura na ponta do pé e da quilha.

As linhas horizontais azuis presentes na figura 57, representam a orientação das fibras de carbono ao longo da peça e esta terá um reforço isotrópico na parte inferior e superior do pé, que ocupam toda a secção da impressão, tendo uma sequência de 0°, 45°, 90° e 135°, ou seja, 4 camadas, tal como observado nas figuras 56 e 57.

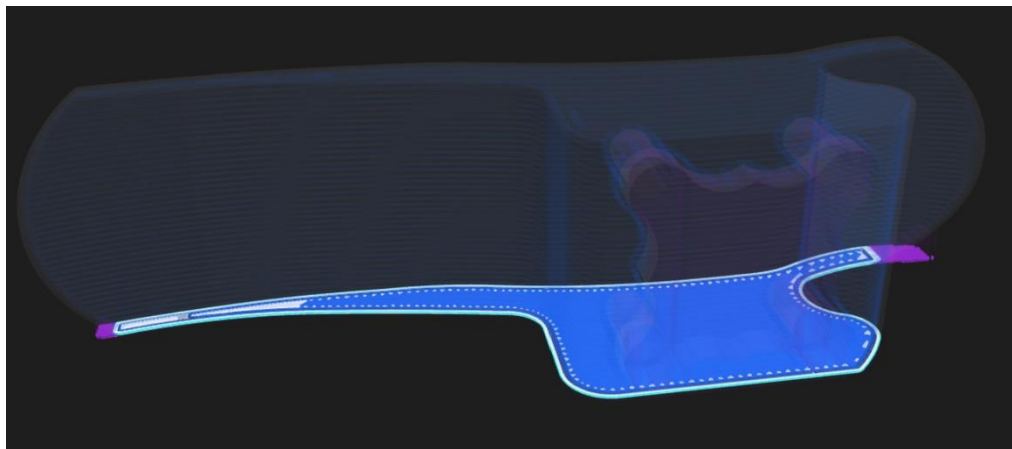


Figura 56 - Reforço Isotrópico da parte inferior do pé protésico em *Markforged*.

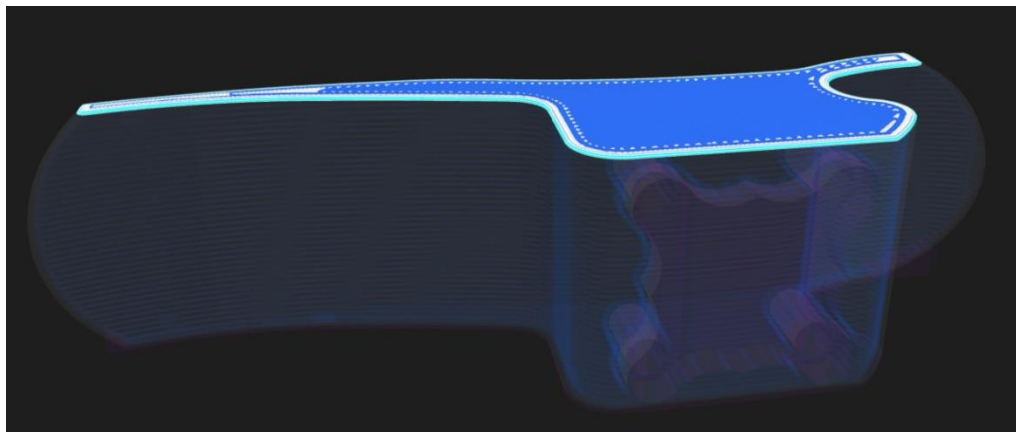


Figura 57 - Reforço Isotrópico da parte superior do pé protésico em *Markforged*.

Após a impressão 3D, obteve-se o produto final, tal como demonstrado na figura 58.



Figura 58 - Produto final do pé protésico produzido em SolidWorks.

De modo a garantir que o pé protésico é viável para ir para mercado e que a sua funcionalidade é o melhor possível, efetua-se um pequeno questionário ao doente amputado, após utilizar o pé protésico durante alguns minutos ou horas. O questionário realizado para este projeto encontra-se no Apêndice I.

4. Discussão de resultados e conclusões

Na área da Ortoprotesia, tem de se ter em conta diversos fatores quando se está a produzir uma prótese ou um elemento de uma prótese. No momento de fabrico de uma componente de uma prótese de membro inferior é necessário ter-se em conta o bem estar do doente e a harmonia entre o membro residual e a prótese, de maneira que o dispositivo médico cumpra a sua função, proporcionando uma experiência agradável ao amputado e uma marcha eficaz que permita ao mesmo a continuidade das suas atividades diárias (Matos, 2014).

Apesar dos avanços tecnológicos existe uma vasta percentagem de pacientes que escolhe por não utilizar próteses, o que se justifica dado que as soluções atuais não correspondem às necessidades dos seus utilizadores.

Uma das diversas razões para o paciente optar pela não utilização de próteses, é que em Portugal, não há empresas Ortoprotésicas que sejam capazes de ter autossuficiência na produção de próteses, de modo que o tempo de espera e o custo para o paciente seja o menor possível.

Como tal, para a produção do pé protésico neste estudo, foram contactadas empresas portuguesas, com objetivo de obter soluções existentes no mercado. Como não se obteve de *feedback* da maioria, efetuou-se uma pequena pesquisa e chegou-se á conclusão de que a maioria das empresas portuguesas não comercializam pés protésicos individualmente, tendo de adquirir a prótese transfemural ou transtibial por inteiro.

No entanto, uma das empresas contactadas informou que os pés protésicos mais utilizados são das seguintes marcas: *Össur*, *Ottobock* e *Streifeneider*.

Os pés protésicos da marca *Össur* são principalmente pés ESR, fabricados em carbono e que são separados em diferentes famílias:

- *Proprio Foot* – tem um tornozelo controlado por microprocessador adaptativo para amputados de baixa a moderadamente ativos, projetado para melhorar a segurança aumentando a folga do dedo do pé na fase de balanço e adaptando-se às mudanças de terreno. Está classificado como um pé protésico para impacto de nível baixo a moderado;
- *Pro-Flex* - Estão classificados como pés protésicos para impacto de nível baixo a moderado, mais indicado para pacientes com uma atividade física mais calma, isto é, apenas para pacientes que façam caminhadas;
- *Balance Foot* – Também estão classificados como pés protésicos de nível de impacto baixo a moderado, no entanto são os mais indicados para os pacientes que iniciam o

uso das próteses e que não têm muita confiança na marcha, fornecendo o melhor equilíbrio possível;

- *Cheetah* – Estes tipos de pés protésicos destinam-se a pacientes que se dedicam a desportos de alta competição e atletismo, uma vez que o seu *design* é baseado nas pernas de uma chita fornecendo um maior impulso e balanço para a corrida ou salto(Össur, 2023).

Quanto aos pés protésicos da marca *Ottobock* também são pés protésicos do tipo ESR, mas o material de fabrico varia entre os modelos, tendo modelos fabricados em carbono e outros em fibras de vidro. Porém, dentro dos diversos modelos de pés protésicos *Ottobock*, estes variam também quanto ao *design*, incluindo ou não o complexo tornozelo-pé(Ottobock, 2023).

No entanto, os pés protésicos de fibras de vidro aguentam com peso máximo de 166 quilogramas, mostrando que é um modelo de pé protésico que se pode usar durante o dia-a-dia de um paciente(Ottobock, 2023).

Na marca *Streifeneider*, os pés protésicos são igualmente fabricados em carbono e são do tipo ESR, existindo apenas 3 modelos diferentes *Go.Free*, *Go.Relax* e *Go.Smart* que ambos incluem um padrão de marcha dinâmico e natural em várias superfícies, mola básica larga para estabilidade lateral, possui um contato completo prolongado e tem um ajuste flexível da dureza do calcanhar por cunhas de calcanhar. Tem suporte para um peso corporal máximo de 150 quilogramas e destinado apenas para uso no quotidiano(Streifeneider, 2023).

Nesta dissertação objetivou-se identificar as tecnologias e os métodos de aquisição de formas 3D e os processos de modelação e simulação de objetos, para ser uma base de trabalho e pesquisa para aplicação de próteses.

Com recurso a estas tecnologias projetou-se um pé protésico computadorizado, em que o modelo foi baseado nos pés protésicos ESR, mas idealizou-se um modelo em que tivesse a quilha e o pé protésico juntos, fazendo uma peça só. O aspeto final conseguido apresenta uma morfologia semelhante ao real.

Quanto á funcionalidade do pé protésico, as simulações realizadas no *Solidworks* indicam que, de acordo com as condições definidas nas mesmas – espessura do protótipo e material escolhido – que o pé protésico desenvolvido não é o mais adequado para se produzir, visto que no início da marcha o mesmo que irá deformar-se com alguma facilidade. Para tal, efetuou-se a junção das duas peças e aumento da espessura para posteriormente a sua impressão 3D.

Este projeto permitiu iniciar a criação de uma metodologia de avaliação dos protótipos e perceber através de simulações o nível de defeito do modelo atual, ajudando assim a avaliação de modelos futuros onde se procura melhorar a qualidade de impressão e o *design* dos modelos.

5. Limitações do estudo e sugestão de trabalhos futuros

Este estudo, teve como objetivo simplificar a construção de um pé protésico, utilizando apenas o *Solidworks* para a modelação computadorizada e análise do seu comportamento ao longo do movimento na marcha e utilizando uma impressora 3D para a produção do objeto. Neste processo, conseguiu-se poupar tempo e dinheiro, o que não aconteceria caso o pé fosse produzido de forma convencional.

Relativamente às dificuldades sentidas no desenvolvimento do projeto, estas passaram pela multidisciplinaridade do sistema obrigando ao reconhecimento de um largo leque de áreas de estudo. Após o trabalho realizado, a parte que se revelou mais desafiante foi a modelação realizada no *Solidworks*, uma vez que foi necessário o auxílio de professores e de alguma pesquisa para realizar a mesma.

Porém, a escolha do material para efetuar as simulações em *Solidworks* também foi assinalada como uma dificuldade, uma vez que, dentro do leque dos materiais disponíveis no *software*, não foi possível escolher um da mesma categoria e com as mesmas características do material utilizado para a impressão do pé protésico.

As restantes dificuldades encontram-se associadas á impressão, onde se deparou alguma dificuldade em encontrar impressoras 3D que efetuassem impressões com o material escolhido – Onyx+fibras de carbono -, posteriormente teve de se fazer o ajuste dos parâmetros de modo a otimizar o resultado do fabrico e otimizar o modelo virtual para que a impressão fosse eficiente – aumento da espessura da quilha.

Sem prejuízo de outras possibilidades considera-se que seria interessante e importante continuar esta linha de investigação no sentido de:

- Desenvolver geometrias alternativas para o pé protésico;
- Utilização de outras tecnologias para a modelação do mesmo;
- A escolha do material a utilizar na impressão 3D, sendo mais flexíveis fácil de manuseamento;
- Utilizar o pé protésico impresso neste estudo para estudo funcional, em que uma pessoa amputada colocaria o mesmo;
- Associar-se a termografia nas experiências em tempo real, de modo a poder depois complementar com os valores obtidos com os sensores de Força.

Este tipo de trabalho poderá evoluir para quem tem necessidades especiais e com um nível de exigência maior, como por exemplo, atletas de alta competição, descrito com maior pormenor no apêndice II.

6. Referências Bibliográficas

- Adamczyk, P. G., Collins, S. H., & Kuo, A. D. (2006). The advantages of a rolling foot in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 209(20), 3953–3963.
- Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2013). Mechanical and energetic consequences of rolling foot shape in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 216(14), 2722–2731.
- Almeida, H. G. L. De. (2018). *Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de soft robotics*. Instituto Politécnico de Lisboa, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.
- Araújo, A. G. N., Andrade, L. M., & de Barros, R. M. L. (2005). Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. *Fisioterapia e Pesquisa*, 11(1), 3–10.
- Azevedo, Á. F. M. (2003). Método dos elementos finitos. *Faculdade de Engenharia Da Universidade Do Porto*, 1(7).
- Bách, N. T., & Son, T. H. (n.d.). *Applying reverse engineering technology and CAD/CAM technology in biomechanics*.
- Balaramakrishnan, T. M., Natarajan, S., & Srinivasan, S. (2020). Roll-over shape of a prosthetic foot: a finite element evaluation and experimental validation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 58, 2259–2270.
- Balletti, C., Ballarin, M., & Guerra, F. (2017). 3D printing: State of the art and future perspectives. *Journal of Cultural Heritage*, 26, 172–182.
- Bankoff, A. D. P., Bekedorf, R. G., Schmidt, A., Ciol, P., & Zamai, C. A. (2006). Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. *Conexões*, 4(2), 19–30.
- Bernardini, F., & Rushmeier, H. (2002). The 3D model acquisition pipeline. *Computer Graphics Forum*, 21(2), 149–172.
- Bhandari, P. S., & Jain, S. K. (1996). Long term effects of prostheses on stump in lower limb amputees: a critical analysis of 100 cases. *Medical Journal Armed Forces India*, 52(3), 169–171.
- Bruniera, C. A. V., & Amadio, A. C. (1994). *Estudo biomecânico da locomoção humana: análise de variáveis descritivas para o andar e correr*.
- Buonamici, F., Carfagni, M., Furferi, R., Governi, L., Lapini, A., & Volpe, Y. (2018). Reverse

- engineering modeling methods and tools: a survey. *Computer-Aided Design and Applications*, 15(3), 443–464.
- Burnfield, M. (2010). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2), 353.
- Campbell, F. C. (2010). Chapter 1 Introduction to Composite Materials A. In *Structural Composite Materials* (p. 30). ASM Internacional.
https://www.asminternacional.org/documents/10192/1849770/05287G_Sample_Chapter.pdf
- Campos, A. A. R. (2012). *Estudo dos Efeitos Ambientais no Comportamento Mecânico de Materiais Compósitos* [Universidade da Beira Interior].
https://ubibliorum.ubi.pt/bitstream/10400.6/2448/1/Tese_Completa_Final André Campos.pdf
- Cesar, D. (2015). *Anatomia Online*. <https://anatomiaonline.com/>
- Craveiro, D. A. dos S. (2019). *Engenharia inversa de máscaras de imobilização para diagnóstico e terapêutica*. Instituto Superior de Engenharia de Lisboa.
- Cruz, R. S. (2014). *Influência da geometria do corpo do implante na distribuição das tensões: estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais*.
- Demirbükten, İ., Özgül, B., Timurtaş, E., Yurdalan, S. U., Çekin, M. D., & Polat, M. G. (2019). Gender and age impact on plantar pressure distribution in early adolescence. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 53(3), 215–220.
- Diana, J. (n.d.). *Sistema Muscular*. Retrieved January 22, 2023, from <https://www.todamateria.com.br/sistema-muscular/>
- Dorneles, P. P., Meereis, E. C. W., Pranke, G. I., & Mota, C. B. (2014). Relação do índice do arco plantar com o equilíbrio postural. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 22(2), 114–120.
- Estêvão, R. J. O. (2009). *Desenvolvimento de uma Prótese Transtibial Endoesquelética*. Universidade de Aveiro.
- Ferreira, L. (2021). *Planos anatômicos*.
<https://www.passeidireto.com/arquivo/84928651/planos-anatomicos>
- Filippin, N. T., Sacco, I. de C. N., & Costa, P. H. L. da. (2008). Distribuição da pressão plantar: definição, caracterização e aplicações no estudo do movimento humano. *Fisioterapia Brasil*, 9(2), 221–229.

- Fonseca, D. B. da. (2017). *Registo e análise da distribuição plantar na identificação de parâmetros associados à biomecânica do pé.*
- Gard, S. A., & Childress, D. S. (2001). What determines the vertical displacement of the body during normal walking? *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 13(3), 64–67.
- Geng, Z., & Bidanda, B. (2017). Review of reverse engineering systems—current state of the art. *Virtual and Physical Prototyping*, 12(2), 161–172.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 273(1603), 2861–2867.
- Gozzi, R. (n.d.). *OSSOS DO PÉ: Tarso, Metatarso e Falanges | Anatomia do pé.* Retrieved January 22, 2023, from <https://www.anatomiaemfoco.com.br/esqueleto-humano-ossos-do-corpo-humano/ossos-da-perna-femur-tibia-fibula/ossos-do-pe-tarso-metatarso-falanges/>
- Grimes, J. A., & Hurst, J. W. (2012). The design of ATRIAS 1.0 a unique monopod, hopping robot. In *Adaptive Mobile Robotics* (pp. 548–554). World Scientific.
- Guimarães, I. B. (2021). *Análise de viabilidade de fabricação de um pé SACH por impressão 3D e comparação de seu custo de fabricação com o preço de compra do pé SACH convencional do Sistema Único de Saúde.*
- Hafner, B. J., Sanders, J. E., Czerniecki, J. M., & Fergason, J. (2002). Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(1), 1–12.
- Hamzah, M., & Gatta, A. (2018). Design of a novel carbon-fiber ankle-foot prosthetic using finite element modeling. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 433(1), 12056.
- Hansen, A. H., Childress, D. S., & Knox, E. H. (2004). Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 407–414. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.001>
- Hossain, M. R., Islam, M. A., Van Vuurea, A., & Verpoest, I. (2013). Tensile behavior of environment friendly jute epoxy laminated composite. *Procedia Engineering*, 56, 782–788. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.03.196>
- Jänig, W. (2022). *The integrative action of the autonomic nervous system: neurobiology of homeostasis.* Cambridge University Press.

- John, M. J., & Thomas, S. (2012). *Natural polymers: composites* (Vol. 1). Royal society of chemistry.
- Kerkman, J. N., Daffertshofer, A., Gollo, L. L., Breakspear, M., & Boonstra, T. W. (2018). Network structure of the human musculoskeletal system shapes neural interactions on multiple time scales. *Science Advances*, 4(6), eaat0497.
- Krajchich, J. I., Pinzur, M. S., Potter, B. K., & Stevens, P. M. (2018). *Atlas of Amputations & Limb Deficiencies*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Le, C., Jos, V. S., Le, T. H., Lam, K., Soe, S., Zlatov, N., Le, T. P., & Pham, D. T. (2010). *Medical reverse engineering applications and methods*.
- Leal, N. E. F. (2011). *Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles*.
- Lichtwark, G. A., & Wilson, A. M. (2005). In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *Journal of Experimental Biology*, 208(24), 4715–4725.
- Lopes de Almeida, H. G. (2018). *Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de soft robotics*. ISEL.
- Lopes, J. S. O. L. (2017). *Desenvolvimento de prótese transtibial sustentável – Aplicação de tecnologias apropriadas*. <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/110237/4/227722.2.pdf>
- Lu, T., & Chang, C. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28, S13–S25.
- Marieb, E. N. (2014). *Anatomia humana*. Pearson.
- Markforged. (2023). *Onyx™*. MarkForged. <https://markforged.com/materials/plastics/onyx>
- Martini, F. H., Nath, J. L., Bartholomew, E. F., & Ober, W. (2015). *Fundamentals of Anatomy and Physiology*. 2001. *Pentice Hall: New Jersey*, 538–557.
- Matos, J. P. (2014). *Uma abordagem metodológica à eficiência de próteses transtibiais: comparação entre próteses transtibiais com quatro diferentes sistemas de suspensão (estudo de caso de uma malformação congénita)*. Instituto Politécnico de Lisboa, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de
- McGeer, T. (1990). Passive dynamic walking. *Int. J. Robotics Res.*, 9(2), 62–82.
- MediClinica. (2023). *Análise/Estudo da Marcha e Corrida*.

<https://mediclinica.pt/project/analise-estudo-da-marcha-e-corrída/>

- Mesquita, P. R. (2015). *Distribuição da pressão plantar durante o andar e o correr em crianças*.
- Michael, J. W., & Bowker, J. H. (2004). *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. American Academy of Orthopaedic Surgeons Rosemont, IL.
- Morton, D. J. (1937). Foot disorders in general practice. *Journal of the American Medical Association*, 109(14), 1112–1119.
- Nayak, C., Singh, A., & Chaudhary, H. (2014). Customised prosthetic socket fabrication using 3D scanning and printing. *Bangalore, Sep*.
- Ortopedia, T. e. (n.d.). *Traumatologia e Ortopedia*. Retrieved December 28, 2022, from <https://traumatologiaeortopedia.com.br/informe/movimentos-do-pe/>
- Össur. (2023). *Feet*. <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/products/feet>
- Ottobock. (2023). *Foot prosthetics*. <https://www.ottobock.com/en-us/category/32336>
- Pereira, G. S. (2009). *Materiais e Processos Têxteis*. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia. <http://www.slideshare.net/Ezilen/materiais-e-processos-txteis>
- Piovesan, M., Bertoletti, L. L., Altmeyer, S., & Vorpapel, T. H. (2013). Fibras de vidro: caracterização, disposição final e impactos ambientais gerados. *Revista Eletrônica Em Gestão, Educação e Tecnologia Ambiental*, 2112–2121.
- Raja, V., & Fernandes, K. J. (2007). *Reverse engineering: an industrial perspective*. Springer Science & Business Media.
- Rajtůková, V., Michalíková, M., Bednarcíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. (2014). Biomechanics of lower limb prostheses. *Procedia Engineering*, 96, 382–391. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.12.107>
- Rajtůková, V., Michalíková, M., Bednarcíková, L., Balogová, A., & Živčák, J. (2014). Biomechanics of lower limb prostheses. *Procedia Engineering*, 96, 382–391.
- Ramos, M. G. (2006). Avaliação neurológica e podiátrica nos pacientes com Charcot-Marie Tooth. *Faculdade de Ciências Médicas Da Universidade Estadual De*.
- Reabilitação, C. M. e. (2023). *Avaliação da marcha e da corrida*. <https://www.cmm.com.pt/exames/avaliacao-da-marcha-e-da-corrída/>

- Reddy, J. N. (2019). *Introduction to the finite element method*. McGraw-Hill Education.
- Richardson, V. S., & Vozzola, E. J. (2008). Analysis of a lower limb prosthesis. *Faculty of Worcester Polytechnic Institute*.
- Rico, C. L. (2014). *Marco normal e patológica: estudo teórico e experimental de uma ortótese de tornozelo e pé*. Faculdade de Engenharia do Porto.
- Rosenbaum, D., & Becker, H. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(1), 1–14.
- Ross, C. T. F. (1990). *Finite element methods in engineering science*. Horwood.
- S4Metro. (2020). *Go!SCAN SPARK 3DTM*.
<https://www.solutions4metrology.com/produtos/3dscanning-goscan3d/>
- Sanders, J. E., Bell, D. M., Okumura, R. M., & Dralle, A. J. (1998). Effects of alignment changes on stance phase pressures and shear stresses on transtibial amputees: measurements from 13 transducer sites. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1), 21–31.
- Singh, D., & Pandey, R. (2016). *Application of Reverse Engineering and CAD/CAM in Field of Prosthetics-A Make in India Concept*.
- Solidworks. (1993). *Solidworks*. <https://www.solidworks.com/>
- Stavlas, P., Grivas, T. B., Michas, C., Vasiliadis, E., & Polyzois, V. (2005). The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: a cross-sectional study based on footprints in a Mediterranean population. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 44(6), 424–428.
- Streifeneider. (2023). *More freedom – prosthetic foot series GO*.
<https://www.streifeneder.com/op/highlights/prosthetics/prosthetic-feet>
- Torricelli, D., Gonzalez, J., Weckx, M., Jiménez-Fabián, R., Vanderborght, B., Sartori, M., Dosen, S., Farina, D., Lefeber, D., & Pons, J. L. (2016). Human-like compliant locomotion: state of the art of robotic implementations. *Bioinspiration & Biomimetics*, 11(5), 051002. <https://doi.org/10.1088/1748-3190/11/5/051002>
- Um, H.-J., Kim, H.-S., Hong, W., Kim, H.-S., & Hur, P. (2021). Design of 3D printable prosthetic foot to implement nonlinear stiffness behavior of human toe joint based on finite element analysis. *Scientific Reports*, 11(1), 19780.
- Versluys, R., Desomer, A., Lenaerts, G., Beyl, P., Van Damme, M., Vanderborght, B.,

- Vanderniepen, I., Van der Perre, G., & Lefeber, D. (2008). From conventional prosthetic feet to bionic feet: A review study. In *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on* (p. 49). <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762839>
- Wierzbicka, N., Górski, F., Wichniarek, R., & Kuczko, W. (2017). Prototyping of individual ankle orthosis using additive manufacturing technologies. *Advances in Science and Technology. Research Journal*, 11(3).
- Yue, X., Wang, L., & Wang, R. (2013). Tissue modeling and analyzing with finite element method: a review for cranium brain imaging. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2013.
- Zajac, F. E. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics*, 35(8), 1011–1018.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture*, 17(1), 1–17.
- Zelik, K. E., Huang, T.-W. P., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2014). The role of series ankle elasticity in bipedal walking. *Journal of Theoretical Biology*, 346, 75–85.
- Zhang, B., Wang, X., Liang, X., & Zheng, J. (2017). 3D Reconstruction of human bones based on dictionary learning. *Medical Engineering & Physics*, 49, 163–170.
- Zienkiewicz, O. C. (1981). *El método de los elementos finitos* (4th ed.). Reverté.

APÊNDICES

APÊNDICE I – Inquérito de Avaliação da Prótese

As questões abaixo têm por objetivo avaliar o desempenho da sua prótese, utilizando um protótipo de pé protésico e recolher os dados da sua experiência após algumas semanas de utilização.

Algumas respostas assumem um valor mínimo de 1 e máximo de 10.

Este questionário será realizado com total anonimato.

1. Quantas próteses de membro inferior possui?
 - a) Uma
 - b) Duas
2. Há quanto tempo colocou a prótese?
 - a) Um ano
 - b) Dois anos
 - c) Três anos
 - d) Quatro anos ou mais
 - e) Não sei
3. Quais destes hábitos você possui? (Assinale um ou mais)
 - a) Fumo cigarros regularmente
 - b) Pratica desporto com regularidade
 - c) Bebo bebidas alcoólicas com regularidade
 - d) Durante o dia carrego objetos de peso elevado
4. Assinale de 1 a 10, o quanto tem dificuldade na higienização da sua prótese: _____
5. Com que frequência você sente algum odor desagradável na sua prótese a utilizar o pé protésico?
 - a) Nunca senti odor desagradável da prótese
 - b) Já senti algumas vezes
 - c) Sinto odor desagradável frequentemente
6. Assinale de 1 a 10, qual o seu grau de satisfação com a Cor do pé protésico?_____
7. Assinale de 1 a 10, qual o seu grau de satisfação com a estabilidade da prótese?_____
8. Avalie de 1 a 10, o seu estado de satisfação do protótipo:_____
9. Avalie de 1 a 10 o peso da sua prótese como o pé protésico fabricado:_____
10. A sua prótese ficou frouxa ou desalinhada desde que o pé protésico foi colocado?
 - a) Sim
 - b) Não

11. Você sentiu desequilíbrio durante a utilização da prótese?

a) Sim

b) Não

12. Você sentiu dores após o pé protésico ser colocado?

a) Sim

b) Não

13. Utilizaria este pé protésico no seu dia-a-dia?

a) Sim

b) Não

14. Gostaria de relatar algo que aqui não foi mencionado?

APÊNDICE II – Casos de necessidades especiais

Durante a corrida a quantidade de energia gerada pelos sistemas muscular e articular durante a corrida é maior do que durante a marcha, resultando em maiores forças de reação ao solo, atingindo entre duas a quatro vezes o peso corporal, afetando essencialmente a coluna, bacia, coxa, pernas e pés(MediClinica, 2023; Mesquita, 2015).

Por isso, é importante fazer uma pequena análise tendo atenção a forma como o individuo caminha, posição que coloca o pé no chão, a rotação da perna e do pé, o alinhamento do joelho, o movimento da anca e a postura corporal no geral(Reabilitação, 2023).

Quando é aplicado no desenvolvimento de um pé protésico para amputados de alta competição, temos de ter em conta também o peso do mesmo, aplicar um material que seja o mais flexível possível, de modo a fornecer ao amputado o maior balanço possível durante a corrida. É importante que o pé protésico tenha um *design* que faça um efeito de “mola”, de modo que o mesmo consiga obter o melhor performance na corrida.