



DESENVOLVIMENTO DE TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DE ORTÓTESES COMPENSADORAS DE DISMETRIA NOS PÉS

CARLA ISABEL DA SILVA PEIXOTO

outubro de 2023

DESENVOLVIMENTO DE TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DE ORTÓTESES COMPENSADORAS DE DISMETRIA NOS PÉS

Carla Isabel da Silva Peixoto

2023

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Engenharia Mecânica

isen

P.PORTO

DESENVOLVIMENTO DE TÉCNICAS DE PRODUÇÃO DE ORTÓTESES COMPENSADORAS DE DISMETRIA NOS PÉS

Carla Isabel da Silva Peixoto

1180482

Dissertação apresentada ao Instituto Superior de Engenharia do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação do professor Doutor António Gonçalves Magalhães.

2023

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Departamento de Engenharia Mecânica

isen

P.PORTO

AGRADECIMENTOS

A realização deste trabalho nunca teria sido possível sem o apoio e incentivo de muitas pessoas que, ao longo do meu percurso académico, me motivaram quando viam que estava a desanimar e me chamavam à razão quando precisava.

Sem dúvidas tenho os meus anjinhos da guarda a olhar por mim.

Assim sendo, expresso toda a minha gratidão e apreço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desta dissertação.

Em primeiro lugar quero agradecer ao meu orientador e Professor António Magalhães pela sua disponibilidade em me ajudar, e pelos conhecimentos transmitidos, bem como por nunca desistir de mim, mesmo quando eu própria desisti. Sem dúvida foi uma das pessoas que me deu forças para continuar esta minha jornada. Obrigada por me ter acompanhado desde o primeiro ano de Licenciatura e por sempre acreditar no meu potencial.

De seguida, quero agradecer ao laboratório de fabricação aditiva da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) por me permitir utilizar os equipamentos necessários, nomeadamente, o Scanner e a impressora 3D, e em especial à Engenheira Ana Pais, pois sem ela não teria sido possível chegar à concretização desta ideia inovadora.

Quero também agradecer ao LABIOMEP e ao Engenheiro Pedro Fonseca, por facilitar a ida ao laboratório e o uso das plataformas de forças. Sem a sua colaboração, não seria possível comprovar a validade do projeto.

Em quarto lugar quero agradecer aos meus colegas e amigos mais próximos que fiz no Porto pois foi com eles que partilhei esta aventura alucinante. Obrigada por todos os momentos de alegria e paixão que vivemos. Vocês têm um lugar especial no meu coração.

E, por fim, agradecer aos meus barcelenses, que sempre me davam força para continuar a estudar, mesmo sabendo o quão cansada estava de trabalhar e estudar ao mesmo tempo. Obrigada por me terem ajudado nos meus momentos menos bons e por terem ficado e apoiado nos bons.

“Primeiro estás tu e o teu curso Carla. Tens tudo para ser uma excelente engenheira, só tens de acreditar em ti e nas tuas capacidades”

página propositadamente em branco

RESUMO

O conceito de simetria aplicado às duas metades do corpo humano vem sendo, ao longo dos anos, alvo de reflexão por parte dos anatomistas. Numa visão generalista tem-se que, num ser humano, as duas metades do corpo não são perfeitamente iguais, isto é, são assimétricas. No entanto, nem sempre é fácil estabelecer-se os limites do que é uma assimetria normal dado que, a partir de certo ponto, deve considerar-se as assimetrias como anormais ou de carácter degenerativo.

A desigualdade dos membros inferiores (DMI), mais comumente designada por dismetria dos membros inferiores, refere-se à desigualdade no comprimento dos membros inferiores, maioritariamente das pernas e/ou pés.

Considerando que a dismetria dos membros inferiores é uma deficiência física que afeta um grande número de pessoas é de extrema importância o seu estudo, assim como, o desenvolvimento de estratégias capazes de corrigir ou diminuir o seu impacto na vida das pessoas que lidam com ela todos os dias. Deste modo, em função do tipo de dismetria diagnosticado, é possível determinar entre as diversas soluções já estudadas o melhor método de correção para o problema em causa, seja este a incorporação de uma palmilha de compensação ou a realização de uma operação, por exemplo.

Numa segunda abordagem ao problema da dismetria dos membros inferiores tem-se a existência de casos muito raros de dismetrias a nível volumétrico dos membros, sem alteração do comprimento dos restantes membros, ou seja, sem alteração do comprimento das pernas.

Nestes casos, ao contrário dos acima mencionados, não existem soluções ou estudos realizados que possam ajudar a ultrapassar este problema. Foi neste contexto que surgiu a ideia e a necessidade de desenvolver estratégias compensatórias dos efeitos de dismetrias constitucionais ou adquiridas que envolvam, ou não, variação volumétrica.

Para a conceção da ideia, recorreu-se às modernas técnicas de scanner tridimensional e impressão 3D para a personalização de palmilhas e próteses ortopédicas. Em adição, procedeu-se ao estudo dos materiais a utilizar bem como dos parâmetros a escolher aquando da impressão 3D.

Como aferição da eficácia do produto desenvolvido, recorreu-se à realização de ensaios que permitiram a comparação dos padrões de marcha, antes e após o estabelecimento da correção.

PALAVRAS-CHAVE

Dismetria; Ortótese; 3D Scanning; Impressão 3D.

página propositadamente em branco

ABSTRACT

The concept of symmetry applied to the two halves of the human body has been, over the years, the target of reflection by anatomists. In a general view, it is assumed that the two halves of the body are not perfectly equal, that is, they are asymmetrical. However, it is not always easy to establish the limits of what is a normal asymmetry given that, after a certain point, asymmetries must be considered as abnormal or of a degenerative nature.

Lower limb inequality (LLD), more commonly referred to as lower limb dysmetria, refers to inequality in the length of the lower limbs, mostly the legs and/or feet.

Considering that dysmetria of the lower limbs is a physical disability that affects many people, its study is extremely important, as well as the development of strategies capable of correcting or reducing its impact on the lives of people who deal with it every day. In this way, depending on the type of dysmetria diagnosed, it is possible to determine, among the different solutions already studied, the best correction method for the problem in question, be it the incorporation of a compensation insole or the performance of an operation, for example.

In a second approach to the problem of dysmetria in the lower limbs, there are very rare cases of dysmetria at the volumetric level of the limbs, without changing the length of the remaining limbs, that is, without changing the length of the legs.

In these cases, contrary to those mentioned above, there are no solutions or studies carried out that can help overcome this problem. It was in this context that the idea and the need to develop compensatory strategies for the effects of constitutional or acquired dysmetria emerged that involve, or not, volumetric variation.

For the conception of the idea, modern techniques of three-dimensional scanning and 3D printing were used to customize insoles and orthopedic prostheses. In addition, we proceeded to study the materials to be used as well as the parameters to be chosen when 3D printing.

As a measure of the effectiveness of the developed product, tests were carried out that allowed the comparison of gait patterns, before and after the establishment of the correction.

KEYWORDS

Dysmetria; Orthosis; 3D Scanning; 3D printing.

página propositadamente em branco

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABELAS	XIII
LISTAS DE SIGLAS E SÍMBOLOS.....	XV
1. INTRODUÇÃO	17
1.1. Contextualização	17
1.2. Objetivos	17
1.3. Metodologia.....	18
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
2.1. Dismetria dos membros inferiores.....	20
2.1.1. Métodos de avaliação.....	20
2.1.2. Complicações e problemas associados.....	22
2.1.3. Soluções no mercado para dismetrias dos membros inferiores.....	25
2.2. Dismetria volumétrica a nível dos pés e problemas associados.....	26
2.3. Fundamentação da solução proposta.....	28
2.4. Varrimento tridimensional – 3D <i>scanning</i>	28
2.4.1. Como utilizar 3D scanning.....	30
2.5. Obtenção de ficheiros STL.....	31
2.6. Impressão 3D.....	33
2.6.1. Processos de fabricação aditiva.....	34
2.7. Materiais.....	39
2.7.1. TPE.....	40
2.7.2. TPU.....	40
2.7.3. PLA.....	41
2.7.4. Silicone.....	41
3. MÉTODOS E APLICAÇÃO	43
3.1. Varrimento tridimensional e obtenção do modelo.....	43
3.2. Desenvolvimento do modelo em SolidWorks.....	47
3.3. União e subtração dos modelos e obtenção da forma pretendida.....	49
3.4. Impressão 3D da forma pretendida.....	54
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
4.1. Plataforma de força.....	61
4.2. Obtenção dos resultados.....	63
4.3. Discussão dos resultados.....	65
5. CONCLUSÃO	67
5.1. Conclusões finais.....	67
5.2. Limitações e trabalhos futuros.....	67

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
----------------------------------	----

página propositadamente em branco

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Métodos de avaliação: a) Telerradiografia [11]; b) tomografia axial computadorizada [12]; c) Posição ortostática do paciente para a incidência radiográfica, inclusive com compensação clínica da discrepância, para o apoio [12].	22
Figura 2 – Padrão de marcha regular [18].	23
Figura 3 – Escoliose: Radiografia da coluna total com medida da obliquidade pélvica [21].	24
Figura 4 – Escoliose resultante de hemihipertrofia direita [24].	25
Figura 5 – Sapato ortopédico com elevação para casos de dismetria dos membros inferiores [25].	25
Figura 6 – Exemplo de palmilhas compensadoras de dismetria [26].	26
Figura 7 – Exemplo real de dismetria volumétrica dos pés	27
Figura 8 – Scanner 3D a laser de linha (Adaptado de [34]).	29
Figura 9 – (a) Sistema scanning 3D de luz estruturada. (b) Padrão projetado (Adaptado de [34]).	30
Figura 10 – Scanner manual 3D com integração da fotogrametria [36].	30
Figura 11 – Exemplo de como fazer o scan de uma peça em mesa fixa [38].	31
Figura 12 – Exemplo de diferentes qualidades de malha [42].	32
Figura 13 - Scan realizado a um pé sem qualquer tipo de processamento.	32
Figura 14 – Apresentação da obtenção de uma peça por impressão 3D [44].	33
Figura 15 – Custo unitário vs. volume produzido de peças em impressão 3D (Adaptado de [46]).	33
Figura 16 – Evolução do custo ao longo do ciclo de desenvolvimento do produto [47].	34
Figura 17 – Categorização dos Processos de FA [48].	35
Figura 18 – Esquema representativo de FDM (Adaptado de [50]).	36
Figura 19 – Diferentes padrões de enchimento (Adaptado de [54]).	37
Figura 20 – Diferentes densidades (infill) hexagonal de uma impressão 3D [55].	38
Figura 21 - Scanner 3D de mão Sense Pro de alta precisão [70].	43
Figura 22 – Seleção de zonas desnecessárias para eliminação das mesmas.	44
Figura 23 – Eliminação de zonas selecionadas.	44
Figura 24 – Pé esquerdo sólido.	45
Figura 25 – Realização dos cortes; a) Corte horizontal do tornozelo; b) Corte vertical do calcanhar.	45
Figura 26 – Pé esquerdo final.	46
Figura 27 – Pé direito final.	46
Figura 28 – <i>Mirror</i> do pé esquerdo.	47
Figura 29 – <i>Eliminação</i> do pé esquerdo com permanência do seu inverso.	47
Figura 30 – Criação do primeiro plano paralelo ao plano de corte do calcanhar.	48
Figura 31 – Criação dos diferentes planos e dos respectivos sketches.	48
Figura 32 – Conjunto de planos e respectivos sketches do contorno.	49
Figura 33 – Criação do modelo final; a) modelo do pé direito; b) modelo do inverso do esquerdo.	49
Figura 34 – Inserção de um pequeno corte nas formas a) modelo do inverso do esquerdo; b) modelo do pé direito.	50
Figura 35 – Sobreposição das formas por <i>Assembly</i> .	50
Figura 36 – Criação de mates a nível da coincidência das paredes das pequenas inserções.	51

Figura 37 – Criação do mate de coincidência entre as faces de corte do calcanhar.	51
Figura 38 – Ferramenta <i>Combine</i>	52
Figura 39 – Realização da ferramenta <i>Combine</i> nos modelos dos pés.	52
Figura 40 – Forma obtida por subtração do inverso do pé esquerdo pelo pé direito.	52
Figura 41 – Corte de perfil na forma obtida por subtração do inverso do pé esquerdo pelo pé direito.	53
Figura 42 – Distância de compensação estimada.	53
Figura 43 – Forma pretendida para impressão 3D.....	54
Figura 44 – Modelo importado para o software PrusaSlicer.	55
Figura 45 – Visualização dos <i>features</i> de impressão no modelo importado.....	57
Figura 46 – Visualização da inclinação do modelo e estudo do resultante.	57
Figura 47 – Impressão do modelo em: a) PLA Filament PM; b) TPU Filaflex 82 ^a	58
Figura 48 – Fios de material resultantes da movimentação do cabeçote aquando da impressão..	58
Figura 49 – Ortótese resultante da impressão 3D em PLA e TPU, respetivamente.	59
Figura 50 – Forma pretendida, após cortes, para impressão 3D.	59
Figura 51 – Ortótese em TPU Filaflex 82A com alterações.	60
Figura 52 - Plataforma de forças de reação e direção das mesmas [72].	61
Figura 53 – a) Placa de força fixa Bertec; b) Distribuição das placas de força fixas no pavimento.	62
Figura 54 – Caminhada do indivíduo sob as plataformas de força.	63
Figura 55 – Gráfico Força – Tempo da plataforma 2 do ensaio sem ortótese.....	63
Figura 56 – Gráfico Momento – Tempo da plataforma 2 do ensaio sem ortótese.	64
Figura 57 – Gráfico Força – Tempo da plataforma 2 do ensaio com ortótese.	64
Figura 58 – Gráfico Momento – Tempo da plataforma 2 do ensaio com ortótese.	64
Figura 59 – Gráfico de forças de referência de reação obtidas a partir de uma plataforma de pressões [75], [76].....	65
Figura 60 – Comparação entre gráficos Força – Tempo sem e com ortótese, respetivamente.....	65
Figura 61 – Comparação entre gráficos Momento – Tempo sem e com ortótese, respetivamente.	66
Figura 62 – Comparação entre gráfico de forças de referência de reação com gráfico de forças do ensaio com ortótese.	66

página propositadamente em branco

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Temperatura correspondente a bicos e placas de diferentes materiais [44], [57], [58].	39
Tabela 2 – Dados técnicos gerais para impressão 3D em TPU [68].	41
Tabela 3 – Dados técnicos gerais para impressão 3D em silicone [69].	42
Tabela 4 – Parâmetros de impressão (Print Settings).	55
Tabela 5 – Parâmetros de filamento para TPU Filaflex 82A [71].	56
Tabela 6 – Parâmetros de filamento para PLA Filament PM®[68].	56
Tabela 7 – Parâmetros de filamento definidos para impressão.	56
Tabela 8 – Especificações das placas fixas Bertec [73].	62

página propositadamente em branco

LISTAS DE SIGLAS E SÍMBOLOS

Lista de Siglas

3D	3 Dimensões
ABS	Acrilonitrilo Butadieno Estireno
CAD	Computer Aided Design
DMI	Dismetria dos Membros Inferiores
EDA	Escoliose Idiopática Adolescente
EIA	Escoliose Idiopática Adulta
FA	Fabricação Aditiva
FEM	Finite Element Method
ISEP	Instituto Superior de Engenharia do Porto
P.Porto	Instituto Politécnico do Porto
PET	Polietileno Tereftalato
PLA	Polylactic Acid
PP	Polipropileno
SLA	Estereolitografia
STL	Stereolithography
TPE	Elastómero Termoplástico
TPU	Termoplástico Poliuretano
LABIOMEPE	Laboratório de Biomecânica do Porto
CoP	Centro de pressão

Lista de Símbolos

T	Temperatura	$^{\circ}C$
-----	-------------	-------------

página propositadamente em branco

1. INTRODUÇÃO

O trabalho desenvolvido ao longo deste documento insere-se no contexto do Mestrado em Engenharia Mecânica – ramo Materiais e Processos de Fabrico, do ISEP - Instituto Superior de Engenharia do Porto.

Através da interligação de algumas tecnologias emergentes, nomeadamente, técnicas tridimensionais de levantamento de forma e fabrico aditivo de componentes, pretende-se estabelecer uma metodologia sistemática que permita o desenvolvimento de estratégias compensatórias dos efeitos de dismetrias constitucionais ou adquiridas que envolvam variação volumétrica.

De referir, ainda, que o estudo surge da necessidade de desenvolver uma solução personalizada que consiga dar resposta aos problemas que a dismetria volumétrica dos membros inferiores implica no indivíduo, não tendo sido desenvolvida, até hoje, nenhuma solução funcional e especialmente desenvolvida para o efeito.

1.1. Contextualização

As dismetrias funcionais ou adquiridas, associadas à locomoção, são problemas que afetam um grande número de pessoas que, na sua maioria, não encontram no mercado as soluções adequadas para o seu problema.

Em contrapartida, atualmente, podem observar-se desenvolvimentos de inúmeras soluções técnicas de engenharia que permitem, através do levantamento tridimensional de forma, facilitar o processamento de peças e componentes de geometria variada.

Neste sentido, a indústria de moldes entra como componente fundamental na solução deste tipo de problemas uma vez que, através da combinação do método de *scanning* com a impressão 3D, consegue-se reduzir tempos de fabricação de moldes para diversos tipos de aplicações. Para além disso, a possibilidade de obtenção de soluções individualizadas e com custos mais reduzidos representa vantagens bastante significativas.

Estas características são perfeitamente enquadráveis nos propósitos deste trabalho. A produção de próteses ou outros acessórios a usar na área da ortopedia são componentes únicos e, consequentemente, caros quando realizados por técnicas convencionais de fabricação. O fabrico aditivo através da utilização de ficheiros legíveis pelas modernas impressoras 3D é um campo vasto onde a flexibilidade e a unicidade na produção permite vislumbrar um fácil sucesso na ligação à área médica

1.2. Objetivos

O objetivo colocado na realização deste trabalho é a produção de ortóteses individualizadas com vista a compensar as dismetrias volumétricas nos pés de forma rápida, barata e económica.

Para o efeito prevê-se a utilização de impressora 3D e materiais flexíveis para assegurar um elevado nível de conforto ao utilizador.

1.3. Metodologia

Com fundamento na revisão do estado da arte relativa às dismetrias volumétricas funcionais ou adquiridas, pretende-se desenvolver uma metodologia que permita obter a diferença volumétrica de compensação, fazer a sua conversão para um ficheiro tipo estereolitografia (STL), que possa ser lido por uma impressora 3D, e fabricar uma ortótese ou prótese individualizada que tenha possibilidade de ser integrada em qualquer tipo de calçado (sapato, sapatilha ou bota), mantendo estáveis os níveis de conforto. Como corolário do trabalho prevê-se a possibilidade de efetuar uma avaliação do padrão de marcha, antes e após a inserção da ortótese compensadora no interior do calçado.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão abordados diferentes temas associados ao problema da dismetria a nível dos membros inferiores, sendo a dismetria volumétrica dos pés o principal tema em estudo e em desenvolvimento.

Numa primeira abordagem ao tema, será realizada uma breve explicação do problema em questão bem como as soluções existentes no mercado e as consequências do seu uso nesta situação em específico.

De seguida, far-se-á uma introdução às soluções existentes no mercado para o respetivo problema e a apresentação da solução alternativa que se pretende desenvolver neste trabalho. No sentido de entender como chegar à solução pretendida, será apresentada a técnica que será utilizada, ou seja, a impressão 3D, e os materiais passíveis de serem utilizados.

2.1. Dismetria dos membros inferiores

A dismetria dos membros inferiores pode ser facilmente definida como a diferença ou discrepância do comprimento de um ou vários segmentos de um membro em relação ao contralateral por defeito/encurtamento [1].

Segundo Pereira e Sacco [2], esta anomalia, apesar de por vezes passar por despercebida, faz parte da realidade de cerca de 65% a 70% da população, podendo esta ser dividida em dois tipos - estrutural ou adquirida. As dismetrias estruturais podem resultar de malformações congénitas, de alterações no normal desenvolvimento e crescimento ósseo e de doenças ósseas, ao passo que as adquiridas resultam de lesões externas ao osso, de infeções osteoarticulares ou doenças neurológicas ou vasculares, com origem mecânica ou posicionais [2], [3], [4].

Investigadores em fisioterapia referem que a desigualdade pode ainda ser classificada quanto à sua magnitude, podendo ser discreta, moderada ou grave, considerando-se ligeiras de 1 a 3 cm, moderadas de 3 a 6 cm e graves se superiores a 6 cm. As desigualdades discretas têm sido associadas especificamente à fratura por stress, dor lombar e osteoartrite [3], [4].

Os sinais e sintomas de uma dismetria variam consoante a causa e doenças associadas. A utilização de exames físicos e técnicas de imagem adequadas para mensuração e avaliação das deformidades tridimensionais é fundamental tanto para a classificação quanto para o tratamento de crianças com discrepância no comprimento da perna ou sintomas relacionados.

2.1.1. Métodos de avaliação

Conhecer o valor da diferença de comprimento do membro e quais os principais "responsáveis" pela sua existência podem não só informar o paciente sobre a etiologia do problema, como também podem ajudar na decisão sobre qual tratamento indicar e quando realizá-lo [5].

Segundo [3], a avaliação da existência, ou não, de dismetria dos membros inferiores depende da magnitude da dismetria, ou seja, em dismetrias superiores a 2 cm é possível observar o desalinhamento da postura, no entanto, para inferiores a 2 cm é possível avaliar a dismetria

pedindo ao paciente para se deitar de barriga para cima e dobrar as pernas. Se um dos joelhos ficar mais elevado que o outro, confirma-se que uma das pernas é mais curta que a outra.

Estudos publicados referem a importância de o calçado ser ergonomicamente adequado, associando esse facto ao conforto na sua utilização. A ergonomia pode ser entendida como “uma disciplina científica que estuda as interações dos homens com outros elementos do sistema” bem como “disciplina orientada para uma abordagem sistêmica de todos os aspetos da atividade humana”, dado que emprega os conhecimentos de outras áreas científicas como antropometria, a biomecânica e a psicologia para a solução de problemas sociais relacionados à saúde, conforto, eficiência e segurança [6], [7].

A antropometria, tal como refere Dul et al. [7], é um ramo da ergonomia que estuda as dimensões do corpo humano. De modo padronizado, as medidas antropométricas podem ser feitas de forma direta ou indireta. A forma direta recorre a instrumentos como réguas, paquímetros e fitas métricas, ao passo que as indiretas, como o próprio nome indica, utiliza equipamentos que medem indiretamente as dimensões do corpo como o *scanner* 3D. Deste modo, a antropometria, para a confeção de calçado, envolve a medição dos pés com o intuito de desenvolver produtos ergonomicamente adequados [8].

Geralmente as medidas utilizadas para a fabricação de calçado envolvem o comprimento do pé e medidas circulares de perímetro que determinam a largura e volume do calçado [9]. Das formas diretas de medição, o uso de fitas métricas pode ser utilizado para o dimensionamento do perímetro dos pés [9], [10].

Geralmente, os métodos utilizados no diagnóstico da dismetria dividem-se em dois grandes grupos: exames clínicos e de imagem [5]. Na prática, o que mais se utiliza nestas avaliações são as mensurações com fitas métricas.

No caso de se recorrer aos exames clínicos, o cálculo é feito de modo aproximado e pode ser realizado das seguintes formas:

- Com o paciente em pé, colocam-se, gradualmente, tirantes calibrados na extremidade curta até obter um bom nivelamento pélvico.
- Com o paciente em decúbito dorsal, alguns pontos de referência fáceis são tomados e a medida de cada membro é feita com uma fita métrica. Esses pontos são geralmente a espinha ílaca ântero-superior e o maléolo medial.

De referir que os exames via exame clínico devem ser avaliados com algum cuidado já que podem dar origem a erros importantes, principalmente em casos de dismetrias fictícias. No entanto, mesmo em dismetrias reais, a margem de erro é estimada em 1-2 cm, pelo que, a avaliação clínica deve ser apoiada por exames ou técnicas de imagem [5].

Por outro lado, no caso da análise via imagem, esta é realizada recorrendo à radiografia. Embora ocorram também erros nestes testes, estes são menos frequentes do que com a medição clínica e são sempre recomendáveis em casos de existência de dismetria.

A avaliação radiológica da totalidade dos membros inferiores pode ser realizada com recurso a três técnicas: scanografia (tomografia axial computadorizada), telerradiografia de membros inferiores e ressonância magnética.

A tomografia axial computadorizada usa três exposições diferentes, uma no quadril, outra no joelho e outra no tornozelo. A telerradiografia consiste numa única exposição, inclusive dos quadris aos tornozelos com o foco a 1,80 m de distância do paciente, o que reduz os erros de ampliação. A ressonância magnética tem sido utilizada para auxiliar a telerradiografia, devido à ausência de radiação ionizante e à possibilidade de caracterizar as alterações de tecidos moles associadas [11].

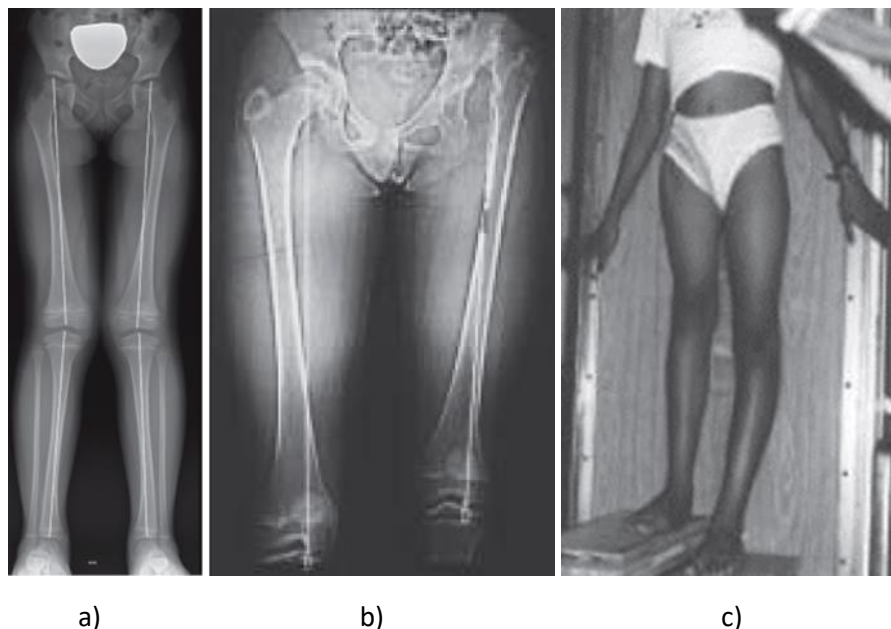


Figura 1 – Métodos de avaliação: a) Telerradiografia [11]; b) tomografia axial computadorizada [12]; c) Posição ortostática do paciente para a incidência radiográfica, inclusive com compensação clínica da discrepância, para o apoio [12].

2.1.2. Complicações e problemas associados

Apesar de haver uma vasta gama de estudos e clínicas especializadas que identificam quais as principais complicações associadas ao problema da dismetria dos membros inferiores, existe pouca concordância no que diz respeito à quantificação da dismetria nesses casos, ou seja, qual seria o grau de dismetria necessário para causar problemas significativos [13]. No entanto, a maioria dos casos estudados determina que as desigualdades, mesmo as de menor grau, são suficientes para causar alterações ortopédicas como dor lombar, fratura por stress e osteoartrite [2].

Segundo Young et al. [14], as desigualdades inferiores a 3 cm, designadas por pequenas ou discretas, têm sido as principais criadoras de obliquidade pélvica e de um aumento da flexão lateral do tronco em direção do membro de menor comprimento.

De um modo geral, tem-se que as fraturas de stress no contexto de DMI relacionam-se com a fragilidade óssea focal desenvolvida durante a remodelação óssea que ocorre em resposta à aplicação de forças de stress subliminares, isto é, a absorção de energia para atenuar o efeito da carga aplicada conduz ao desenvolvimento de micro fraturas [15]. Embora as complicações causadas pelo efeito de dismetria sejam mais vastas, existem duas para as quais se dá particular destaque pelo efeito que produzem no padrão de marcha e no desenvolvimento de escolioses da coluna vertebral.

2.1.2.1. Alterações ao padrão regular de marcha

Conforme refere Pascual e Collado [16], a marcha humana é descrita por parâmetros espaciais e temporais que variam entre sujeitos, sendo estes dotados de características próprias e de fatores tanto extrínsecos, intrínsecos, físicos, psicológicos, fisiológicos como patológicos.

De um modo geral, identifica-se a marcha humana como sendo uma sequência repetitiva de movimentos dos membros inferiores que impulsionam o corpo para a frente e, simultaneamente, o mantêm estável. Na marcha, um dos membros atua como suporte móvel, em contacto com o solo, enquanto o outro membro avança no ar, e assim sucessivamente [16], [17].

Tal como refere Pascual e Collado [16], Mafra [18] consta que o ciclo de marcha é dividido em duas fases, a fase de apoio, em que o pé está em contacto com o solo, e a fase de balanço ou oscilante em que o pé não está em contacto com o solo. A fase de apoio corresponde a cerca de 60% do ciclo enquanto a de balanço representa os restantes 40%.

A Figura 2 mostra a representação gráfica da realização de um padrão de marcha regular associada ao perfil da reação no contacto com o solo.

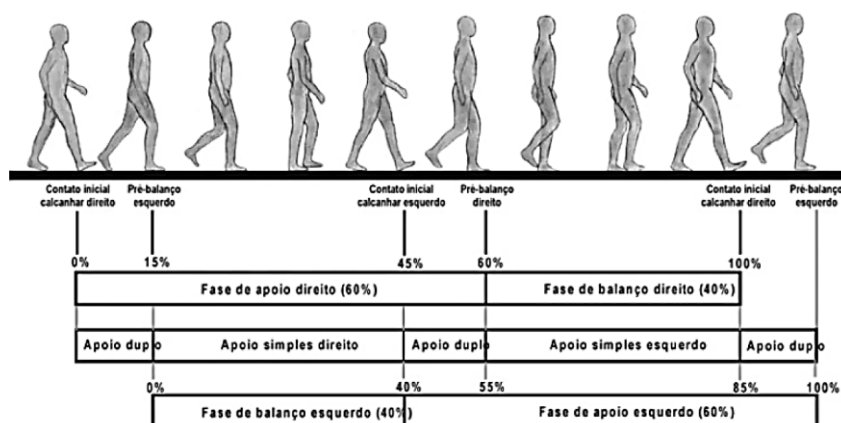


Figura 2 – Padrão de marcha regular [18].

Através do estudo da marcha humana é possível realizar a avaliação das patologias neuro-músculo-esqueléticas, quer estas sejam temporárias ou permanentes, locais ou gerais. Deste modo, fazendo a análise do padrão de marcha é possível retirar dados importantes como angulações do tornozelo, joelho e quadril, inclinação da pelve, comprimento do passo e da passada ou cadência e tempos de apoio. Por outro lado, a avaliação do movimento permite compreender os mecanismos da marcha patológica e quantificar o afastamento de padrões da normalidade.

Nos casos em que existe dismetria dos membros inferiores ou dismetria dos pés (em comprimento ou em volume), é grande a probabilidade de ocorrer uma mudança no padrão de contato na fase de apoio no solo, produzindo-se desalinhamento durante a fase de oscilação.

De acordo com Bernal [19], o encurtamento de um membro inferior proporciona a deslocação do ombro pela queda da pelve na fase de apoio do membro encurtado, no caso em que a diferença é inferior a 2 cm. Nestes casos, observa-se um aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo no lado oposto na fase de oscilação.

2.1.2.2. Escoliose

A escoliose, por sua vez, é uma doença complexa caracterizada pela existência de uma deformidade grave, em vários planos, e que envolve vários segmentos da coluna vertebral. Este tipo de deformação afeta, globalmente, cerca de duas em cada 100 pessoas [20].

Em relação aos sintomas, estes tanto podem ser discretos como podem ser suficientes para provocar dores musculares, de baixa ou alta intensidade, ou sensação de fadiga nas costas, especialmente após um período prolongado na posição sentada ou em pé.

Na Figura 3 é possível observar um exemplo muito claro de escoliose.



Figura 3 – Escoliose: Radiografia da coluna total com medida da obliquidade pélvica [21].

A bibliografia refere que a escoliose pode ser dividida em escoliose idiopática do adulto (EIA), que resulta da progressão na idade adulta da escoliose idiopática infantil ou do adolescente, e escoliose degenerativa ou “de novo” (EDA), que se desenvolve como consequência de processos degenerativos que afetam as unidades vertebrais funcionais [22].

Como refere Aebi et al. [23], a escoliose pode ser classificada em três tipos principais:

- Tipo I: Escoliose degenerativa primária – Desenvolve-se após total maturação do esqueleto, durante a vida adulta.
- Tipo II: Escoliose idiopática progressiva – Desenvolve-se antes da total maturação do esqueleto, mas só se torna sintomática durante a vida adulta por razões mecânicas, ósseas ou degenerativa;
- Tipo III: Escoliose degenerativa secundária – a) Escoliose que ocorre no contexto de uma obliquidade pélvica devido a discrepância no comprimento dos membros inferiores ou patologia da anca; b) Escoliose que advém da doença metabólica óssea, sobretudo osteoporose, combinada com doença artrítica assimétrica e/ou fraturas vertebrais.

Não obstante, Aebi et al. [23] e Samantha et al. [24] mencionam que em pacientes com malformações vasculares, a escoliose pode ser causada por uma massa intraóssea ou tecido mole, e que a escoliose secundária pode ser o resultado de uma desigualdade dos membros (Figura 4).



Figura 4 – Escoliose resultante de hemihipertrofia direita [24].

2.1.3. Soluções no mercado para dismetrias dos membros inferiores

As soluções disponíveis para compensação das dismetrias dos membros inferiores constam, fundamentalmente, na utilização de calçado elevado ou palmilhas elevadoras. O calçado elevado, conforme representado na Figura 5, é uma solução clássica embora inestética.



Figura 5 – Sapato ortopédico com elevação para casos de dismetria dos membros inferiores [25].

De notar que para pequenas e médias dismetrias recorre-se, frequentemente, à utilização de palmilhas ortopédicas que são colocadas no interior do calçado, como se pode observar na Figura 6. Importante referir que o calçado escolhido deve ter altura suficiente para permitir a colocação da palmilha no seu interior bem como a acomodação do pé do indivíduo.



Figura 6 – Exemplo de palmilhas compensadoras de dismetria [26].

No que diz respeito aos tipos de palmilhas, estas podem ser divididas em 2 grupos: palmilhas ortopédicas por medida ou palmilhas genéricas/sem prescrição.

As palmilhas ortopédicas por medida ou ortóteses plantares são produtos ortopédicos destinados ao envolvimento do pé na sua região plantar (parte inferior), com finalidade corretiva ou de acomodação. O seu efeito é potenciado quando a palmilha está estreitamente adaptada ao pé, ajudando ao seu posicionamento.

À semelhança de qualquer diagnóstico médico, o tratamento através de palmilhas por medida, também designadas por palmilhas posturais ou personalizadas, inicia-se pela avaliação completa da condição física do paciente, onde se registam aspetos importantes como a forma do pé, a amplitude de movimentos, força muscular, e ainda os padrões de marcha. Estes elementos atuam na presença de uma diferença de comprimento dos membros inferiores, sendo, desta forma, colocado um material incompressível sob o membro mais curto, cuja altura corresponde à diferença de comprimento entre os membros. Na presença de grandes diferenças entre membros opta-se, por vezes, pela compensação gradual dessa mesma diferença, de modo a permitir a adaptação gradual do corpo à altura compensada [27].

Por sua vez, as palmilhas genéricas, ao contrário das anteriores, não são feitas por medida e apenas fornecem apoio no arco plantar, apoio nos dedos ou amortecimento extra no calcanhar, não sendo, por isso, recomendáveis para correção de problemas.

De acordo com Nigg et al. [28], a utilização de palmilhas, como meio de prevenção e tratamento, pressupõe a alteração da entrada de informação sensorial no pé modificando assim, a postura e o equilíbrio do corpo.

2.2. Dismetria volumétrica a nível dos pés e problemas associados

Como referido anteriormente, a assimetria corporal é naturalmente aceite como parte da variabilidade biológica do ser humano, no entanto, a definição de uma assimetria normal pode ser subjetiva.

Diversos autores defendem que a dismetria dos membros inferiores tem sido uma das principais responsáveis por afetar a marcha do indivíduo, a mecânica, a postura do pé, oscilação postural, bem como o aumento da incidência da escoliose, dor lombar, osteoartrite do quadril e coluna e fraturas por stress nos membros inferiores [13].

Todavia, como apresentado previamente, existem algumas soluções, no mercado, para o problema da dismetria dos membros inferiores, tal como se conhece, pelo que, se torna num problema com fácil solução. Por sua vez, ao contrário das dismetrias dos membros inferiores que são situações relativamente comuns, as dismetrias volumétricas do pé são um problema de difícil solução, uma vez que é um problema muito raro e que ainda não apresenta soluções no mercado atual.

Em casos de dismetria volumétrica do pé, ao contrário da normal hemihipertrofia, apenas existe dismetria a nível do comprimento e volume de um dos pés, sendo as pernas do indivíduo das mesmas dimensões, tanto em comprimento como em volume.

A Figura 7 corresponde a um exemplo irrefutável de uma dismetria volumétrica dos pés. Nesta é possível comprovar a existência de um pé direito menor em comprimento e largura quando comparado com o seu contralateral. Neste caso em específico, tem-se a existência de um pé esquerdo com comprimento de 296mm e largura 100mm e um pé direito com 280mm e 95mm de comprimento e largura respetivamente.



Figura 7 – Exemplo real de dismetria volumétrica dos pés

De notar que, para o problema da diferença de tamanho nos membros inferiores, é possível a correção cirúrgica, inserção de palmilhas ou utilização de calçado especial, como visto no capítulo anterior, contudo, a correção volumétrica não é possível pelo mesmo processo.

Em relação à utilização do calçado, o tamanho adequado para um dos pés não é igualmente adequado ao outro. Se um dos pés fica “apertado” no interior do calçado, o outro fica demasiado “largo” originando desconforto e alterações do padrão de marcha, bem como no esforço de ataque ao solo. Acresce que estudos citados por diversos autores referem que o perímetro ao nível do metatarso se relaciona com a região de desconforto [29].

Deste modo, as alternativas de correção existentes são reduzidas e pouco viáveis. A compra de pares de calçado com diferentes tamanhos ou a inserção de palmilhas são as alternativas existentes mais realistas, mas que não solucionam o problema, podendo até, agravar este dado que as palmilhas ortopédicas corretivas ou acomodativas levam a um aumento artificial do membro afetado pela questão volumétrica.

2.3. Fundamentação da solução proposta

Tendo em conta o revisto anteriormente e a apresentação do problema, propõe-se a seguinte solução, sendo esta assente nos seguintes pressupostos:

- A correção da dismetria do pé (em comprimento ou em volume) deve ser realizada no interior do calçado para permitir a utilização de calçado normal, garantindo o compromisso estético;
- Ser intermutável, ou seja, poder ser retirado e colocado em qualquer outro calçado que o paciente possua (sapatilha, bota, por exemplo);
- Garantir idêntico conforto;
- Garantir um padrão de marcha regular.

O cumprimento dos quatro objetivos anteriores significa, na prática, devolver uma normalidade na utilização do calçado. Essa normalidade só é conseguida por uma anulação do efeito da dismetria tornando os dois pés idênticos em tamanho e em volume.

Recorrendo ao levantamento tridimensional de cada um dos pés, é possível obter a diferença volumétrica de compensação a colocar no interior do sapato. Este acréscimo volumétrico confere, portanto, um efeito idêntico ao que se verificaria se existisse similaridade dos dois pés.

De concluir que a diferença volumétrica se traduz na necessidade de confecção de uma forma geométrica complexa e individualizada. O recurso a técnicas de impressão 3D é um exemplo de uma solução com potencial para cumprimento destes objetivos, exigindo, porém, o estabelecimento de uma estratégia prévia para a definição de produto. O desenvolvimento desta estratégia assenta no trabalho desenvolvido e publicado por Peixoto et al. [30].

2.4. Varrimento tridimensional – 3D *scanning*

De um modo geral, define-se *scanner* 3D como qualquer dispositivo digital sem contato, não destrutivo, que requer uma luz ou laser para capturar com precisão a forma de um objeto físico em dados CAD (Computer Aided Design). Este dispositivo cria um conjunto de pontos e transforma-o num sistema de coordenadas que descreve, com precisão, o tamanho e a forma de um dado objeto físico, transformando um objeto real num arquivo digital completo nas suas três dimensões [31].

Deste modo, o levantamento tridimensional permite não só analisar virtualmente a peça, como também, à posteriori, reconstruir ou alterar a peça. De referir que os *scanners* 3D têm a capacidade de medir e analisar, em pouco tempo, objetos de formato complexo, o que proporciona um aumento de velocidade no fluxo de trabalho do projeto [31].

Muitas operações, como fabricação aditiva ou maquinaria, requerem um modelo CAD para que seja possível a sua realização. Neste sentido, a engenharia inversa tem um papel fundamental no levantamento tridimensional do componente e na reconstrução do modelo CAD. De referir que, para além da digitalização 3D com *scanners* de não contacto, existem outras alternativas de equipamentos, porém, não tão rápidas e eficazes no levantamento geométrico de objetos.

Como referido por Zonga et al. [32], a digitalização 3D tem sido amplamente utilizada na indústria, como por exemplo, na inspeção de peças simples ou complexas, na engenharia inversa ou no controlo de qualidade. No entanto, a digitalização 3D de peças industriais com características mais complexas é usualmente mais difícil de realizar e a sua eficiência menor.

Em termos de utilização, este tipo de levantamento é utilizado quando o desenho original de uma peça já não se encontra disponível, quando um novo componente precisa de ser projetado a partir de um já existente, ou quando peças já em produção precisam de ser atualizadas por meio de redesenho. Em termos de especificações, na sua generalidade, os scanners são idênticos em termos de estrutura, mas diferem uns dos outros no que respeita à sua resolução e distância entre os pontos registados numa determinada distância de varrimento [32].

Não obstante, para diferentes scanners 3D, o método de cálculo do caminho da digitalização é diferente tal que, para um scanner 3D a laser de linha (Figura 8) o caminho de varrimento é uma curva, e a cada posição na curva será um ponto a realizar o scan, ao passo que o trajeto de um scanner 3D de luz estruturada de superfície é composto por um trajeto de pontos discretos, onde apenas se digitaliza cada ponto do caminho [32], [33].

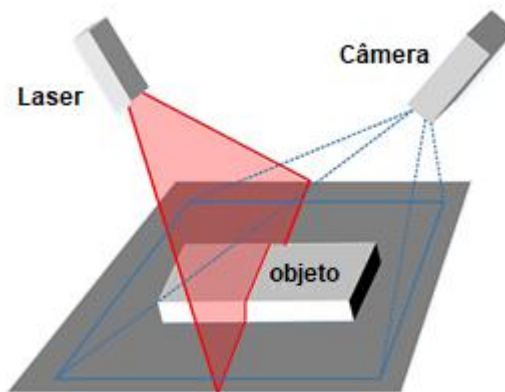


Figura 8 – Scanner 3D a laser de linha (Adaptado de [34]).

Liu et al. [33] referem, ainda, que este tipo de sistemas que utiliza luz estruturada é de fácil implementação, preciso, denso, e que, por isso, têm sido amplamente utilizados para aplicações reais. Com este tipo de varrimento por luz estruturada, uma das posições de câmara usadas nos métodos de varrimento anteriores é, na verdade, substituída por um projetor que projeta diferentes padrões de luz na superfície do objeto. A maneira como os objetos distorcem esses padrões permite criar a digitalização 3D (Figura 9).

No entanto, estes sistemas não são adequados para cenários dinâmicos e na medição de deformações de superfície, uma vez que podem ser degradados por distúrbios, tais como, vibrações, deformações e movimento entre intervalos de captura de imagem [33].

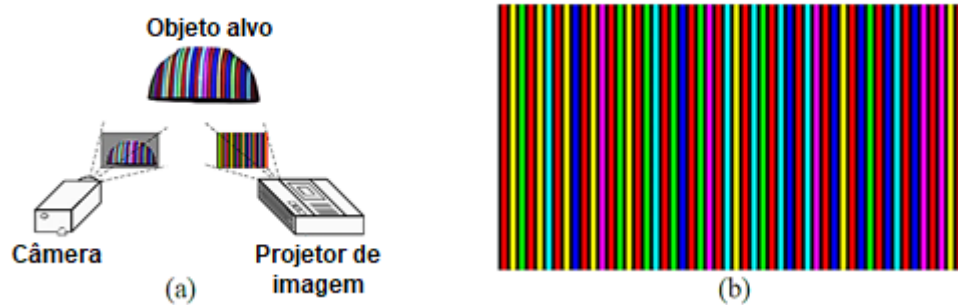


Figura 9 – (a) Sistema scanning 3D de luz estruturada. (b) Padrão projetado (Adaptado de [34]).

Para além do método de *scanner* 3D a laser de linha e a luz estruturada, existe um terceiro método que se denomina por fotogrametria (Figura 10). O método utiliza para obtenção de fotografias do objeto câmaras não objetivas digitais com lente de distância focal fixa.

No que diz respeito à disposição dos pontos de exposição, é necessário que estes estejam bem distribuídos na área que se deseja representar tridimensionalmente, de modo a garantir uma superposição adequada e que cada forma esteja presente, no mínimo, em três fotos [35].

De um modo geral, os *scanners* que se utilizam neste tipo de varrimento, de certo modo, imitam a estereoscopia da visão binocular humana e são usados para obter todas as informações de objetos físicos existentes, tais como, dados sobre a forma, o volume e a profundidade do objeto em análise.



Figura 10 – Scanner manual 3D com integração da fotogrametria [36].

2.4.1. Como utilizar 3D scanning

A engenharia reversa, bem como a digitalização 3D e impressão 3D, são técnicas essenciais no desenvolvimento de projetos digitais a partir de peças físicas reais e representam uma ferramenta valiosa no que diz respeito à prototipagem.

Na utilização do *scanner* 3D, é importante garantir a correta montagem de modo a não induzir erros desnecessários. O primeiro passo na montagem é conectar todas as partes do *scanner* 3D, tanto a câmara como a lente, e depois colocar o objeto sob uma superfície estável e limpa de modo a ser possível fazer o levantamento sem qualquer interferência.

Após a colocação da peça, reúnem-se todas as condições necessárias para a iniciação do scan. De referir, ainda, que antes de realizar o varrimento, o sensor de temperatura deve ser verificado e a temperatura deve estar entre 0°C e 40°C (tendo por referência um modelo de scanner 3D da REVOPOINT) [37].

À posteriori, as informações do projeto são então carregadas no software de digitalização e configuradas de acordo com a lente correta, mesa rotativa, placa de calibração, etc.

No caso de se ter mesa rotativa, deve-se determinar o número de rotações necessárias, determinado pelo tamanho, forma e geometria do objeto. Caso não seja necessário ou possível a utilização de uma mesa rotativa, deve-se fazer o varrimento de todas as superfícies do objeto, com diferentes ângulos de análise, de modo a ser possível fazer o levantamento completo de todas as superfícies.

Não obstante, é importante escolher também um conjunto de configurações características do scanner em si, como nível de qualidade (alto, médio ou baixo), configuração da câmara (alta, média ou baixa resolução), entre outros. Deste modo, o *scanner* 3D consegue gerar uma imagem bem definida do objeto que se quer examinar.

Na Figura 11, é possível observar como é realizado o scan de uma dada peça, recorrendo a uma mesa fixa.



Figura 11 – Exemplo de como fazer o scan de uma peça em mesa fixa [38].

2.5. Obtenção de ficheiros STL

Durante os últimos anos, o formato de arquivo STL (STereoLithography – palavra em inglês para o termo estereolitografia) tem vindo a ser não só uma alternativa apelativa no que diz respeito à representação de superfícies de modelos 3D, como também uma ferramenta de análise estrutural em métodos de elementos finitos (FEM), uma vez que permite a criação automática de malhas reproduzíveis, eficientes e de alta qualidade, bem como a discretização de superfícies 3D [39], [40].

Em adição, os ficheiros STL têm como principal vantagem a sua universalidade, ou seja, todas as impressoras 3D conseguem processar a sua informação [41].

De um modo geral, o conceito base de um ficheiro STL assenta na tradução de dados sólidos 3D na representação de uma malha facetada composta por um conjunto de triângulos e guardados num arquivo STL.

A escolha da forma em triângulo justifica-se pelo facto de ser a figura geométrica mais próxima de um vetor. O triângulo possui intensidade, direção e sentido, propriedades fundamentais para a impressão 3D [42]. De notar que, quanto mais fina e detalhada for a malha, isto é, mais pequenos forem os triângulos, mais pesado será o ficheiro e mais demorada será a abertura e o processamento deste (Figura 12).

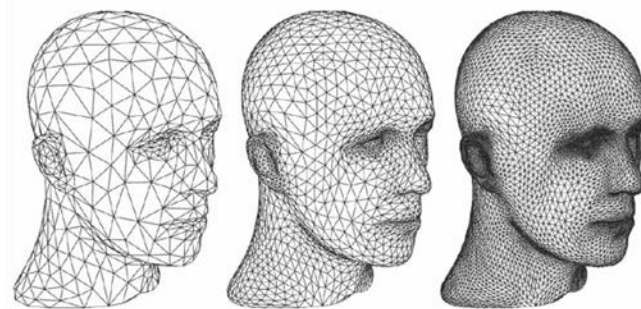


Figura 12 – Exemplo de diferentes qualidades de malha [42].

As malhas contêm, portanto, unidades de superfície trianguladas de um modelo 3D previamente digitalizado por um scanner 3D. Este último é, normalmente, suportado pela maioria dos softwares CAD, como o AutoCAD - Meshmixer, o Blender, entre outros.

Deste modo, o ficheiro que é extraído diretamente do scanner 3D, normalmente em formato “Objeto 3D”, é aberto num dos programas acima referido, onde é processado e tratado de acordo com as necessidades do projeto. Após processamento dos dados, o ficheiro é guardado em formato STL de modo a ser possível a sua abertura em programas como o SOLIDWORKS®, onde passa, posteriormente, para a impressão 3D.

Na Figura 13 é possível observar, no software Meshmixer, um scan realizado a um pé sem qualquer tipo de processamento.

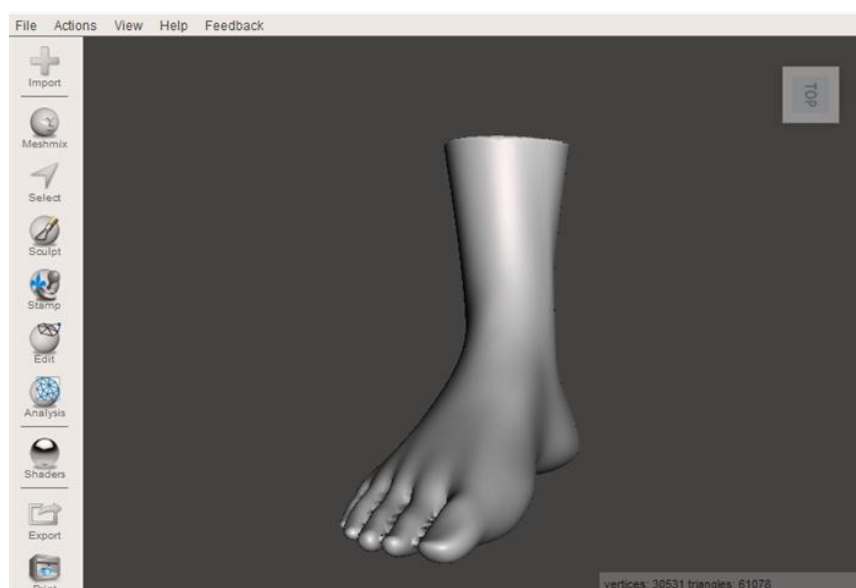


Figura 13 - Scan realizado a um pé sem qualquer tipo de processamento.

2.6. Impressão 3D

Após análise do modelo, recorre-se a ferramentas do Meshmixer para realizar o processamento do modelo 3D de modo a torná-lo mais fácil de ser lido, quando inserido no programa de impressão 3D, ou seja, procede-se à redução da malha em locais em que a necessidade de alta qualidade não seja tão relevante [43].



Figura 14 – Apresentação da obtenção de uma peça por impressão 3D [44].

A fabricação aditiva ganhou, nos últimos anos, grande importância tanto na área industrial como na área académica devido às suas inúmeras vantagens. Comparando a FA com os métodos convencionais, identificam-se claras vantagens, tais como, tolerâncias mais baixas, uma maior facilidade na fabricação de peças complexas e um reduzido pós-processamento. Com recurso a FA as peças saem quase perfeitas proporcionando, assim, uma menor necessidade de supervisão quando comparado com os métodos convencionais, como a fabricação subtrativa [45].

A FA é, portanto, uma tecnologia muito vantajosa no que diz respeito à produção de pequenas séries a custos reduzidos, algo impensável, por exemplo, na injeção por moldes uma vez que, só para a obtenção do molde, seriam gastos maior parte dos recursos disponíveis para a fabricação da série em questão.

A relação entre a dimensão da série e os 2 processos referidos são comparados na Figura 15. Como se pode observar, a FA é indicada para pequenas séries e a injeção para grandes séries, na ordem das 100 mil peças.

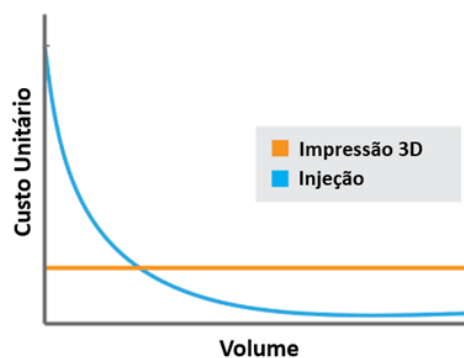


Figura 15 – Custo unitário vs. volume produzido de peças em impressão 3D (Adaptado de [46]).

Apesar de ter surgido há cerca de 30 anos, e de se ter registado uma evolução notória desde então, a tecnologia de fabricação aditiva continua a ser considerada uma tecnologia emergente, não se encontrando totalmente consolidada.

Existem ainda algumas lacunas a resolver no sentido de proporcionar a diminuição dos tempos de impressão em peças mais complexas e a limitação do tamanho das peças a produzir, uma vez que ainda não existem impressoras 3D de dimensões tão elevadas como as existentes para o fabrico convencional [47].

No entanto, constata-se um aumento significativo da utilização da impressão 3D desde o seu surgimento devido à necessidade de reduzir custos a nível do desenvolvimento do produto, já que qualquer futura alteração no design ou funcionalidade do produto, numa fase de produção, implicaria custos muito superiores face a uma qualquer alteração na fase de protótipo (ver Figura 16).

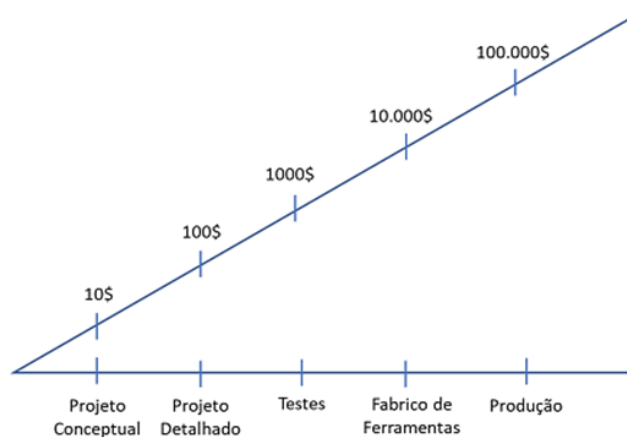


Figura 16 – Evolução do custo ao longo do ciclo de desenvolvimento do produto [47].

Embora não seja previsível a substituição de processos de fabrico tradicionais pela fabricação aditiva, esta representa o principal motor de inovação nesta área de conhecimento, recebendo cada vez mais atenção e recursos, evidenciando um enorme interesse a nível mundial na avaliação do seu potencial [43].

2.6.1. Processos de fabricação aditiva

Como referido anteriormente, a FA tem vindo a ser cada vez mais utilizada a nível mundial devido às suas inúmeras vantagens, entre as quais a existência de um elevado número de tecnologias de fabrico aditivo, com características diferentes e com recurso a diferentes materiais, dependendo da tecnologia de FA utilizada. As várias tecnologias de FA disponíveis, bem como os seus métodos de funcionamento, e estado do material utilizado, são apresentados na Figura 17.

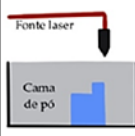
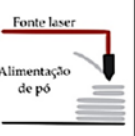
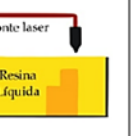
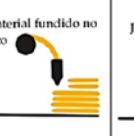
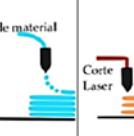
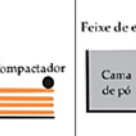
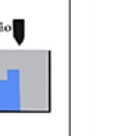
Processos de Fabricação Aditiva (FA)											
Processos	Processos FA baseados em laser						Extrusão térmica	Jato de material	Adesão de material	Feixe de elétrons	
	Fusão a Laser			Polimerização a laser							
Ilustrativo											
Nome	SLS	DMD	SLA	FDM/FF	3DP	LOM	EBM				
	SLM	LENS	SGC	Robocasting	IJP	SFP					
	DMLS	SLC	LTP		MJM						
		LPD	BIS		BPM						
			HIS		Thermojet						
Estado do material		Pó	Líquido	Sólido	Líquido / Sólido						

Figura 17 – Categorização dos Processos de FA [48].

Por interpretação da Figura 17, note-se não so uma clara divisão em termos do estado físico dos como também uma separação por grupos que utilizam o mesmo tipo de máquinas/métodos e os mesmos sistemas de transformação de materiais.

Apesar de uma enorme diversidade de processos, existem alguns mais acessíveis e simples que outros. Neste sentido, destacam-se os processos baseados em tecnologias laser, a extrusão térmica, com jato de material, adesão de material e o processo de feixe de elétrons.

De um modo geral, define-se por fusão a laser o processo no qual uma fonte térmica focada é usada para juntar o material (pó), fundindo-o à medida que ele é depositado. Na polimerização a laser recorre-se a uma fonte de energia para produzir peças através de um foto-polímero no estado líquido, curando camada a camada até que se forme uma peça rígida final. No jato de material porções de material são seletivamente depositadas. E, por fim, na extrusão ocorre a deposição seletiva de material através de uma micro-fieira, camada por camada [49].

Devido às características da palmilha/ortótese a produzir e dos recursos disponibilizados, o estudo centrar-se-á na extrusão térmica de material por fieira, mais conhecida por FDM (Fused Deposition Modeling) ou FFF (Fused Filament Fabrication), apresentado na Figura 18.

A tecnologia FDM baseia-se, como referido, na deposição de camadas sucessivas de filamentos de materiais termoplásticos, resultantes do aquecimento do material até ao ponto de fusão. Não obstante, recorre-se a um segundo tipo de filamentos, designado por material de suporte, de modo a proporcionar suporte às superfícies sem apoio vertical, sendo este um composto solúvel. Deste modo, a incorporação do segundo material confere durabilidade e resistência ao protótipo [49].

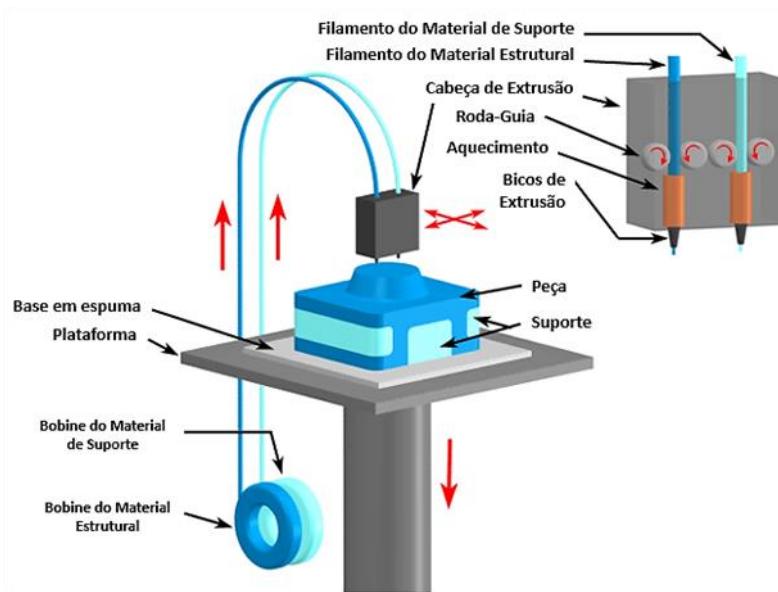


Figura 18 – Esquema representativo de FDM (Adaptado de [50]).

Em termos de funcionamento, o cabeçote de extrusão e a mesa são os elementos principais uma vez que é através do movimento destes, o cabeçote no eixo XX e ZZ, e a mesa no eixo do Y, que se forma a peça. Estes movimentos são coordenados com a extrusão e repetidos até que a peça esteja totalmente construída. Por sua vez, os filamentos vêm enrolados em bobines e podem ter diversos diâmetros, normalmente entre 1,75 mm e 3 mm. A extrusão do material faz-se por bicos que variam no diâmetro, sendo normal encontrar valores entre os 0,1 mm e o 0,8 mm [51].

Tal como o diâmetro do filamento e do bico, existem alguns parâmetros de impressão que deverão ser analisados e definidos, entre os quais se destacam a espessura de camada, largura de varrimento, padrão de enchimento, ângulo de varrimento, número de perímetros, temperatura de extrusão e velocidade de extrusão. A conjugação destes parâmetros implica no tempo de construção, nas propriedades mecânicas da peça final e na precisão dimensional desta.

A espessura de camada, por sua vez, influencia a resistência mecânica e a rigidez das peças, uma vez que quanto menor for a espessura de camada, maior será a qualidade das peças no que se refere aos aspetos técnicos, ao passo que menores espessuras de camada implica um aumento do tempo de impressão. De notar que para a definição da altura, deve-se utilizar um valor igual ou inferior a 80% do diâmetro do bico, ou seja, se o bico tiver 1mm de diâmetro, a espessura do filamento deverá ser de 0,8 mm ou menos. Este valor é meramente teórico uma vez que, devido ao aquecimento do filamento, este vai dilatar pelo que se aconselha sempre a utilização de filamentos de diâmetro inferior.

Não obstante, e como referido anteriormente, quanto menor a espessura de camada, melhor será a resolução da impressão, o acabamento superficial, bem como a adesão entre camadas [50], [52].

Esta adesão é superior uma vez que a transferência de calor em camadas mais finas vai ser otimizada, uma vez que com menos espessura de filamento, maior será a propagação do calor proveniente da plataforma e do filamento a ser depositado.

A largura influencia a resistência mecânica e a resistência entre cordões. Por um lado, quanto maior a largura do cordão, mais tempo o cordão demora a arrefecer, pelo que o segundo, quando depositado se liga mais facilmente ao primeiro, mas, por outro lado, quanto maior a largura maior a probabilidade de existir tensões residuais, o que provoca, numa primeira instância, a diminuição da resistência mecânica da peça [53].

No que diz respeito à orientação do enchimento (infill), este desempenha um papel importante na força, peso, estrutura e fluviabilidade de uma peça. Este pode ser retilíneo ($45^\circ/-45^\circ$), em prisma, em estrela, triangular, concêntrico, entre outros (ver Figura 19).

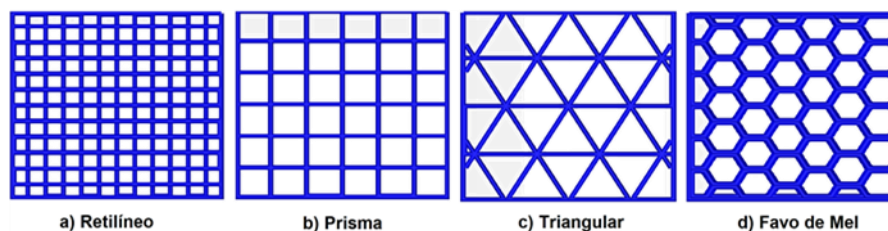


Figura 19 – Diferentes padrões de enchimento (Adaptado de [54]).

Relativamente ao padrão retilíneo e triangular, estes fornecem resistência em apenas duas dimensões e têm como vantagens a rápida impressão e baixo peso. Por outro lado, o padrão em favo de mel é bom para impressões semirrápidas que exigem força moderada. Caso se pretenda obter estruturas mais flexíveis deve-se optar por um padrão concêntrico sendo este composto por linhas concêntricas que correspondem ao contorno de uma peça, ou seja, aos perímetros. Este padrão tem a vantagem de consumir, significativamente, menos material do que a maioria dos padrões [55].

Para além destes tipos de enchimento, ditos mais comuns, existe uma pequena gama de enchimentos mais complexos com características interessantes no que diz respeito ao formato e às características mecânicas resultantes, dos quais se destacam os padrões de preenchimento octeto, também conhecido como preenchimento tetraédrico, quarto cúbico e giróide. Estes tipos de padrões são muitas vezes utilizados com baixas densidades de preenchimento dado seu apelo estético.

Não obstante, a variação do tipo de orientação tem implicação nos tempos de impressão e na poupança de material. No caso de se utilizar enchimento a 100% a peça resultante será, por consequência, mais robusta e resistente, no entanto, terá um maior peso e maior tempo de impressão (ver Figura 20).

No presente caso, um preenchimento com menor densidade será mais vantajoso uma vez que permite uma estrutura mais flexível, facilitando o movimento do pé e a correta marcha do indivíduo.

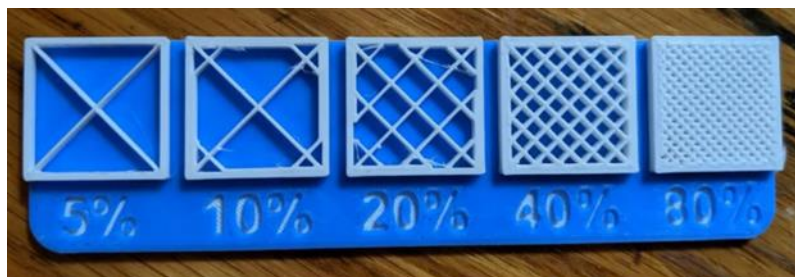


Figura 20 – Diferentes densidades (infill) hexagonal de uma impressão 3D [55].

Naturalmente, com o aumento da percentagem de infill regista-se um aumento significativo da resistência mecânica e da rigidez da peça. Quando o preenchimento é retilíneo, importa mencionar o ângulo de enchimento.

Em relação ao número de perímetros, segundo Croccolo et al. [56], um maior número de perímetros implica maior resistência mecânica, contudo, o material torna-se mais frágil uma vez que existe uma menor ligação entre os cordões depositados nos perímetros.

Outro parâmetro fundamental a definir é a velocidade de extrusão. De notar que a velocidade de extrusão difere da velocidade de impressão, sendo a primeira correspondente à velocidade com que o fio é extrudido ao passo que a velocidade de impressão corresponde à dos movimentos de deposição do cordão.

A velocidade de extrusão torna-se num fator importante porque influencia a largura do cordão, na medida em que para velocidades elevadas é depositado mais material, provocando, assim, um aumento de largura do cordão porque vai ocorrer maior dilatação do material.

Embora seja um parâmetro com uma vasta lista de fatores de influência em diversas propriedades, este corresponde a um parâmetro totalmente calculado e definido pelo Software, de modo que a velocidade seja compatível com os restantes parâmetros definidos.

De seguida, a nível de temperaturas pode-se ter duas variantes: a temperatura do bico e a temperatura da placa. A temperatura do bico depende do material a extrudir uma vez que é este que proporciona o aquecimento do filamento sendo que a fluidez deste deve ser tal que não haja demasiado atrito na saída da extrusora e haja suficiente para proporcionar adesão entre camadas na placa. Esta característica é das mais importantes uma vez que é a temperatura e fluidez do filamento que vai definir a aderência entre camadas, a espessura e largura do cordão e a existência, ou não, de falhas e vazios. Por sua vez, a temperatura da placa deve ser tal que permita uma ótima aderência das primeiras camadas e, por sua vez, uma maior estabilidade na impressão [56].

Em termos de temperaturas de extrusão e placa podemos observar, na Tabela 1, alguns valores de referência.

Tabela 1 – Temperatura correspondente a bicos e placas de diferentes materiais [44], [57], [58].

Material	Temperatura do bico (°C)	Temperatura da placa(°C)
PLA	180 a 230°C	20 e 60°C
PET	230°C	85°C
pp	250°C	100°C
TPE (FLEX)	210 a 230°C	45 a 60°C
TPU (baixa dureza)	190 a 220°C ^e	Até 60°C
Silicones ACEO [®]	A analisar	A analisar

De referir, por fim, que para além do tipo de material, o diâmetro do filamento é também um fator condicionante uma vez que para diâmetros maiores, maior será o volume de material e, conseqüentemente, maior será o valor de temperatura necessário para que se atinja a velocidade e viscosidade pretendidas.

2.7. Materiais

O uso da impressão 3D para fabricação de palmilhas tem vindo a tonar-se numa alternativa muito apelativa não só devido aos seus baixos custos de equipamento, quando comparado com métodos tradicionais, como por exemplo, o corte ou injeção do material, como também devido ao facto dos sistemas de impressão 3D conseguirem agregar diferentes materiais poliméricos nos produtos realizados.

Como refere Davia-Aracil et al. [59], os últimos avanços nas técnicas de fabricação aditiva e, em particular, na FDM abriram novos caminhos para a produção de palmilhas uma vez que estas tecnologias permitiram adicionar funcionalidades complementares como, por exemplo, a utilização de materiais com propriedades antimicrobianas ou, a nível estrutural, a alteração do design da palmilha de modo a aumentar a capacidade de amortecimento. Este último não é possível realizar por técnicas de fabricação tradicionais uma vez que não se consegue alcançar o interior da palmilha, pelo que diminuir o enchimento da palmilha não seria possível, por exemplo.

A nível de materiais, como mencionado no subcapítulo anterior, estes devem ser, sempre que possível, flexíveis, ter boa absorção de choques, macios, porosos, devido à natural transpiração/respiração da pele, e ter baixa densidade de modo a permitir a adaptação da palmilha ao formato do pé e a não interferência desta no correto movimento do pé.

Tal como menciona Meng et al. [60], existem diversos materiais que podem ser utilizados na impressão 3D como a resina fotossensível, PLA, ABS, nylon e até metal. Porém, em casos em que o material esteja em contacto direto com a pele, existem requisitos que devem ser cumpridos, tais como, a compatibilidade com a epiderme no sentido de não provocar irritação, alergia ou toxidade, ou seja, o material deve ter a composição química de acordo com os requisitos das normas nacionais e industriais. Deste modo, dos indicados no subcapítulo 2.6, destacam-se como potenciais materiais o TPE, nomeadamente o TPE-U, o PLA e os silicones.

2.7.1. TPE

TPE é a designação comum para elastómero termoplástico, também conhecido como borracha termoplástica, tendo tanto propriedades termoplásticas como elastoméricas. Deste modo, o TPE apresenta um comportamento semelhante à borracha, mas que pode ser processado como os termoplásticos, isto é, por moldação por injeção ou extrusão.

Atualmente, existe uma vasta gama de elastómeros termoplásticos entre os quais se destacam o TPE-O (olefina termoplástica), TPE-U (poliuretano termoplástico), TPE-E (composto de co-poliéster) e a TPE-A (poliamida termoplástica). Numa linguagem corrente, o “E” é suprimido e apenas se refere os materiais por TPE, TPU e TPA. De referir que todas as combinações de TPE têm propriedades semelhantes à borracha diferenciando-se apenas pela resistência à temperatura, resistência química, flexibilidade e recuperação após compressão [61].

No entanto, caso se pretenda utilizar filamento TPE-E, este designa-se por FLEX e é fornecido pela empresa Roboze para uso das impressoras Roboze FDM [62].

2.7.2. TPU

O TPU, como referido anteriormente, é um tipo de TPE definido por poliuretano termoplástico (Thermoplastic polyurethane) e caracteriza-se, tal como o TPE, como sendo um material semelhante aos elastómeros no que diz respeito às propriedades mecânicas, o que o torna num material interessante a nível da produção de palmilhas.

O filamento de TPU, ao contrário de outros termoplásticos mais rígidos, possui qualidades distinguíveis das quais se destacam a flexibilidade, conformidade e a não toxicidade. De referir, também, que o TPU apresenta boa resistência à abrasão, boa resistência química a ácidos, bases e grande quantidade de solvente e boa resistência ao desgaste e impactos, o que o torna apelativo em indústrias como a automóvel ou a médica. Tal se constata na presença de TPU em painéis de instrumentos, artigos desportivos, dispositivos médicos, solas de calçados, entre outros [64] e [65].

Uma das vantagens do TPU em relação à borracha vulcanizada convencional é a possibilidade de poder ser processado por extrusão, moldação por injeção e por impressão 3D (FDM) tendo as peças resultantes da impressão 3D, boa resistência a baixas temperaturas, excelente adesão entre camadas e não apresentarem enrolamento ou delaminação durante o processo de impressão.

Outras vantagens da impressão 3D em TPU são a variabilidade de durezas uma vez que se pode criar peças flexíveis, semirrígidas ou rígidas, cujas durezas podem variar entre os A60 e D80 numa escala Shore e a possibilidade de reciclagem.

Em termos de flexibilidade, parâmetro fundamental na fabricação de palmilhas, esta deve ser elevada. De reforçar que, a fim de aumentar a flexibilidade intrínseca do TPU, aconselha-se o de um baixo nível de preenchimento. No entanto, como todos os materiais, o TPU tem defeitos, entre os quais se destaca a sua própria flexibilidade, que, quando elevada, torna a impressão difícil, e o seu tempo de impressão relativamente lento (até 30 mm/s) [65].

Segundo a Beamlar [66], plataforma on-line de fabricação aditiva, relativamente às propriedades mecânicas e qualidades, tem-se os seguintes valores apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Dados técnicos gerais para impressão 3D em TPU [68].

Massa volúmica	0,8 g/cm ³
Módulo de Young	5,4 MPa
Alongamento na rutura	200-550%
Dureza Shore	A60-D80

De referir que estes valores variam de acordo com a marca do material escolhido, serviço de impressão 3D e estado de construção.

2.7.3. PLA

O PLA designado por ácido poliláctico (polylactic acid), é um polímero biodegradável e biocompatível que pertence à família dos poliésteres, e é considerado um dos melhores materiais para a Impressão 3D e um dos mais utilizados em todo o mundo devido à sua facilidade de utilização e impressão, exigindo pouco esforço para produzir peças 3D de qualidade.

Não obstante, o PLA, por ser fabricado a partir de materiais naturais ou reciclados, é muito utilizado por ser ecológico, biodegradável e ser encontrado em diversas cores e acabamentos.

No que diz respeito às suas principais características destacam-se a baixa toxicidade, a boa aderência à mesa de impressão, a baixa contração e a elevada versatilidade no sentido de poder ser usado em várias aplicações, incluindo embalagens, filmes, peças moldadas por injeção, produtos descartáveis, filamentos de impressão 3D e até mesmo em dispositivos médicos temporários [67].

Em termos de propriedades mecânicas do PLA tem-se como módulo de flexão 3500 MPa e resistência ao impacto de 64,5 kJ/m², e como propriedades físicas tem-se 1,24 g/cm³ de massa volúmica. Por sua vez, em relação às propriedades de impressão realçam-se as temperaturas de extrusão entre 200°C e 220°C e temperatura da cama de impressão entre os 20°C e 60°C [68].

2.7.4. Silicone

Um dos desenvolvimentos mais recentes no FA foi o surgimento de uma nova tecnologia que possibilita o uso do silicone como material de impressão 3D. De notar que a produção de peças em silicone só era possível por injeção, fundição ou moldação por compressão, tornando-se num procedimento caro devido aos custos dos moldes.

No entanto, a ACEO®, marca de impressão 3D com silicones, desenvolveu uma tecnologia capaz de criar objetos 3D a partir de materiais em silicone sem alterações térmicas [69].

Iniciando pela definição do silicone, este é um polímero elastómero biocompatível com excelentes propriedades mecânicas e químicas, permitindo, por impressão 3D, a criação de peças finais com alto grau de flexibilidade e precisão, boa resistência elétrica e a possibilidade de obter peças de enorme complexidade. Deste modo, a impressão 3D em silicone é uma alternativa pertinente na indústria automóvel e médica. Em relação às propriedades do silicone destacam-se a estabilidade de temperatura e radiação, a possibilidade de obter uma vasta gama de dureza e a sua biocompatibilidade, tornando-o numa boa opção para diversas aplicações na área médica [69].

Relativamente às propriedades mecânicas, em termos numéricos, tem-se os seguintes valores apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Dados técnicos gerais para impressão 3D em silicone [69].

Massa volúmica	1,08 g/cm ³
Módulo de Young	0,1 MPa
Alongamento na rutura	700%
Dureza Shore	A0, A10, A20, A30, A40, A50, A60

Em termos de desvantagens, tem-se o custo, uma vez que fica mais caro a impressão 3D de silicone do que a tradicional injeção de silicone, e a não possibilidade de reciclagem.

Ao contrário do TPU, o silicone não pode ser impresso por FDM, mas sim por estereolitografia (SLA).

3. MÉTODOS E APLICAÇÃO

No presente capítulo encontra-se descrito, de forma pormenorizada, todos os equipamentos, materiais e procedimentos experimentais envolvidos na realização da referida ortótese.

Como mencionado anteriormente, a ortótese foi idealizada com o propósito de permitir a compensação da dismetria volumétrica a nível dos pés, de modo a auxiliar o correto posicionamento do pé e, conseqüentemente, o melhoramento da performance do individuo na realização de simples atividades como caminhar.

De referir que, para a realização deste projeto, recorreu-se a um individuo em específico que reunia todas as condições necessárias ao estudo, nomeadamente, a diferença volumétrica a nível dos pés, como é possível observar na Figura 7.

Com fundamento na revisão do estado da arte desenvolveu-se uma metodologia que permitiu obter a diferença volumétrica de compensação, a sua conversão para um ficheiro tipo estereolitografia (STL) e, por fim, a fabricação de uma ortótese individualizada que possa de ser integrada em qualquer tipo de calçado, mantendo estáveis os níveis de conforto.

Assim sendo, ir-se-á, de seguida, identificar todos os passos e obstáculos encontrados na realização da ortótese do individuo em questão.

3.1. Varrimento tridimensional e obtenção do modelo

O levantamento tridimensional dos pés do individuo é dos passos mais importantes do desenvolvimento do projeto, uma vez que, um scan mal realizado, pode levar a defeitos na concepção da ortótese. Deste modo, é importante garantir a correta montagem do scanner e o correto posicionamento do pé do individuo numa plataforma estática, de tal forma que seja possível reproduzir a forma aproximada do apoio do pé no chão ou calçado.

O primeiro passo a realizar é a montagem do scanner. Neste caso, recorreu-se ao scanner da Sense, disponibilizado pelo laboratório de fabricação aditiva do departamento de engenharia mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP). O scanner da Sense, Figura 21, é um *Scanner* de modelagem 3D portátil com suporte para saída OBJ / STL / PLY compatível com Windows 10/8 para modelagem de design industrial de impressão 3D. Este scanner utiliza luz estruturada infravermelha de câmara dupla, com uma faixa de captura única de 210 mm x 130 mm.



Figura 21 - Scanner 3D de mão Sense Pro de alta precisão [70].

Deste modo, com auxílio do *scanner* foi possível obter o levantamento tridimensional dos pés do indivíduo. A visualização do progresso do *scan* realizado foi possível através da aplicação do Sense onde se obtia a imagem 3D computadorizada do mesmo. Após o varrimento de todos os pormenores pretendidos, terminou-se o *scan* tendo sido obtidos os devidos levantamentos.

Para tornar possível o seu posterior tratamento, os ficheiros foram guardados em formato STL a fim de poderem ser abertos no programa Meshmixer. Este foi utilizado não só para realizar a redução da malha em locais em que a necessidade de alta qualidade não é tão relevante, mas, também, para realizar o preenchimento da forma, de modo a torná-la num sólido, e fazer o corte do pé até à zona pretendida, excluindo a zona do calcanhar.

Após abertura dos ficheiros STL, adquiridos pelo programa Sense, no Meshmixer procede-se ao seu tratamento, iniciando-se pela seleção e eliminação das partes desnecessárias ao estudo, tais como, a plataforma de assentamento, zona do gêmeo, tornozelo e calcanhar, captadas pelo scanner, como evidenciado na Figura 22.

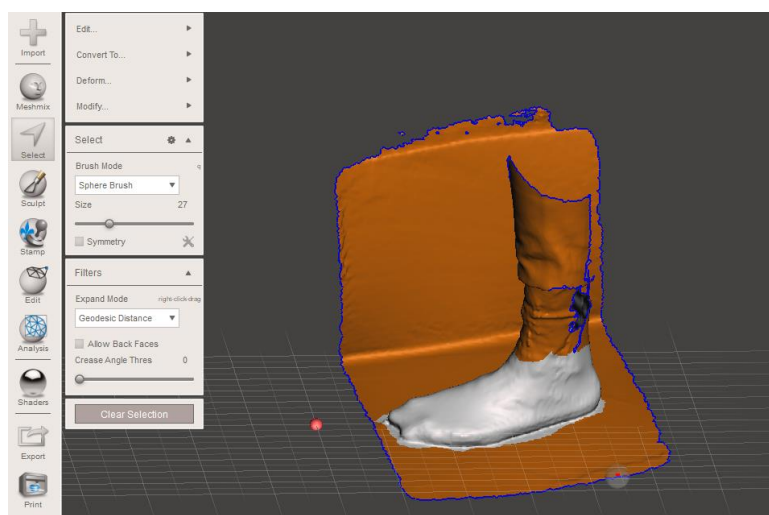


Figura 22 – Seleção de zonas desnecessárias para eliminação das mesmas.

Após conclusão do procedimento anterior obteve-se a forma representada na Figura 23.

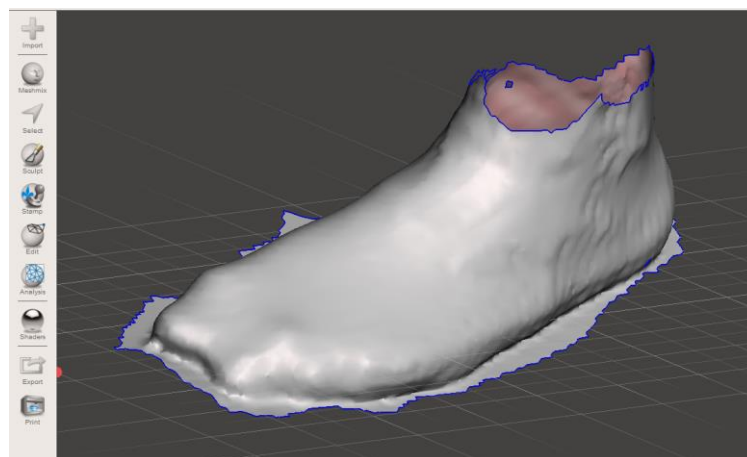


Figura 23 – Eliminação de zonas seleccionadas.

Num plano mais aproximado, procede-se à eliminação das zonas mais próximas ao contorno do pé, e à passagem da superfície evidenciada para um sólido. Finalizada a conversão para sólido, e com recurso a ferramentas de *sculpt*, realizaram-se algumas correções de malha, tais como a diminuição do número de triângulos e, conseqüentemente, a suavização da forma. A forma final apresenta-se na Figura 24.

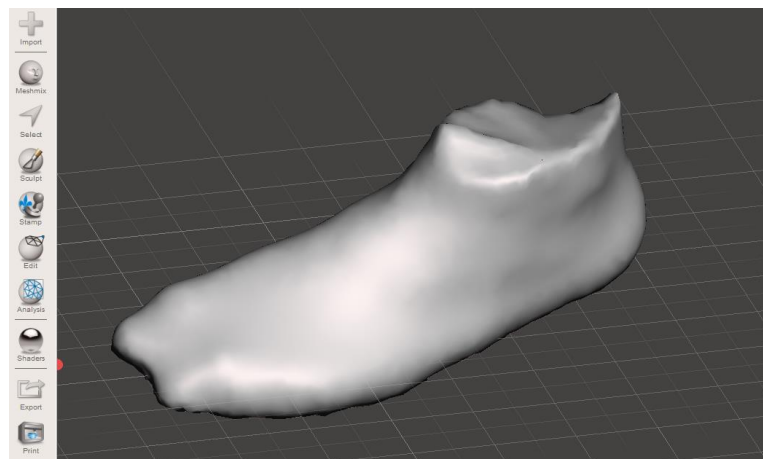


Figura 24 – Pé esquerdo sólido.

Após processamento do pé, é realizado o corte do mesmo. De notar que, como o pé direito e o esquerdo têm volumes diferentes, é importante definir uma origem de medida, a partir da qual se proceda à medição do pé. No caso presente, definiu-se o calcanhar como origem.

Os cortes foram realizados em duas secções: uma a cortar o calcanhar e outra a cortar o tornozelo. A decisão de realizar o corte a nível do tornozelo deve-se ao facto da zona superior a essa não ser necessária ao estudo, ao passo que o corte a nível do calcanhar justifica-se devido à impossibilidade de definir um plano exato, em distância e ângulos, em ambos os pés uma vez que, os pés encontram-se livres no espaço, dificultando a execução de medições exatas.

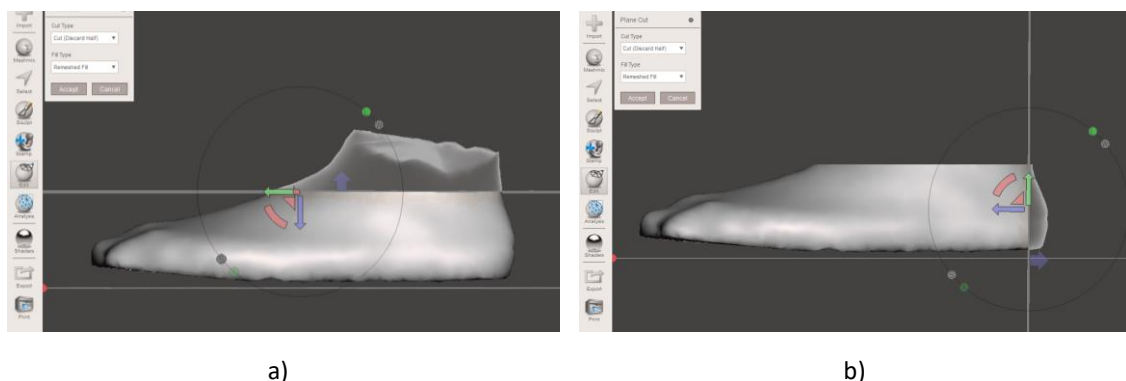


Figura 25 – Realização dos cortes; a) Corte horizontal do tornozelo; b) Corte vertical do calcanhar.

Deste modo, e feitos os cortes, foi obtido o formato presente na Figura 26.

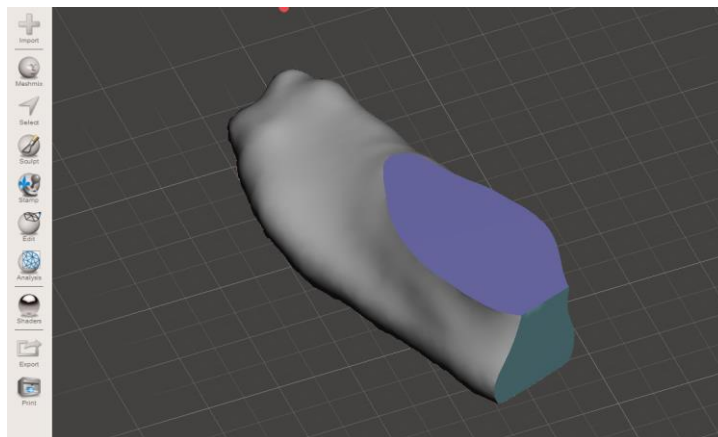


Figura 26 – Pé esquerdo final.

De realçar que este processo foi realizado em ambos os pés, esquerdo e direito, pelas mesmas etapas, tendo o pé direito o aspeto apresentado na Figura 27.

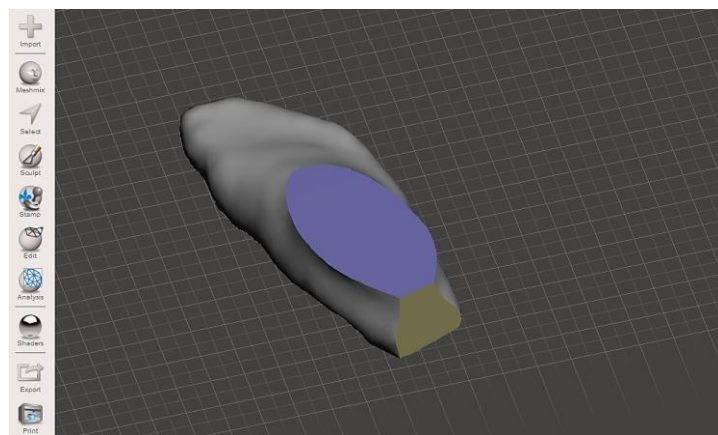


Figura 27 – Pé direito final.

Após realização dos cortes, como evidenciado nas Figuras 25 ,26 e 27, procede-se à realização do *mirror* do pé maior que, neste caso, é o pé esquerdo.

O *mirror* do pé realiza-se pelo facto de se pretender fazer, numa fase mais avançada, a subtração dos volumes, sendo apenas possível pela sobreposição do inverso do pé esquerdo com o pé direito. O resultado da subtração será, portanto, uma ortótese individualizada com vista a compensar a dismetria volumétrica dos pés.

Na Figura 28 é possível observar o *mirror* do pé esquerdo, ou seja, um segundo pé direito que será usado, posteriormente, na subtração dos volumes.

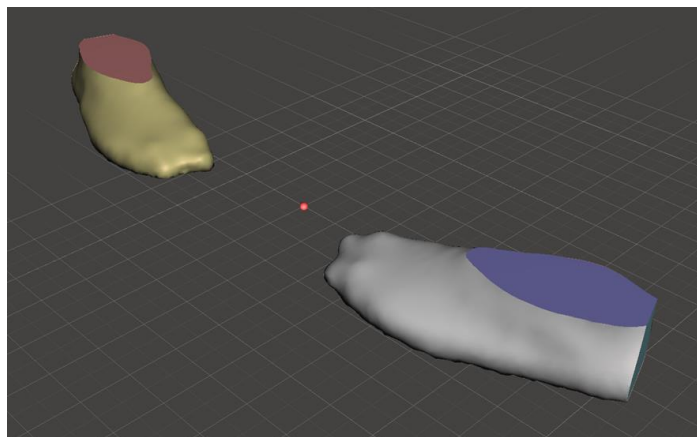


Figura 28 – *Mirror* do pé esquerdo.

Deste modo, e já com o inverso do pé esquerdo, procedeu-se à eliminação do pé esquerdo real, uma vez que este deixou de ser necessário (ver Figura 29).

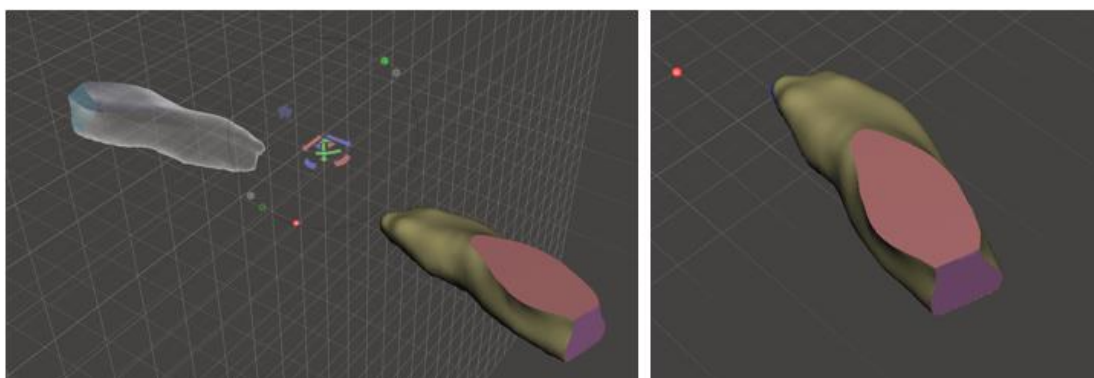


Figura 29 – *Eliminação* do pé esquerdo com permanência do seu inverso.

Assim sendo, ficou-se na posse de dois ficheiros Meshmixer de dois pés direitos. No entanto, para abertura dos documentos no SolidWorks é necessário guardar os documentos num tipo compatível como em 3D Object.

3.2. Desenvolvimento do modelo em SolidWorks

Após obtenção dos ficheiros 3D Object exportados pelo Meshmixer, procede-se à sua abertura no SolidWorks. De notar que o programa SolidWorks não permite editar ficheiros importados de outros softwares, pelo que se deve transformar os ficheiros em peças 3D produzidas no SolidWorks, ou seja, transpor o sólido importado num objeto o mais idêntico possível a este, através de sucessivos *lofts* do contorno do pé, isto é, na união de perfis por um sólido ou superfícies.

Primeiramente, procedeu-se à criação de planos coincidentes e paralelos à face de corte do calcanhar e, depois, à realização de sketches, através do *spline*, do contorno do pé. Os diferentes sketches realizados nos sucessivos planos possibilitam a realização de um *loft* que dará resultado a um objeto com a mesma forma e tamanho do ficheiro importado, sendo este, o pé desejado.

Na Figura 30, observa-se o primeiro plano realizado, recorrendo apenas a um dos triângulos como referência.

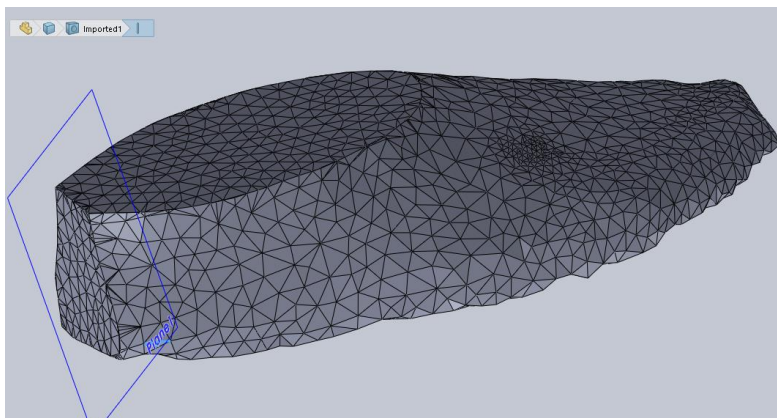


Figura 30 – Criação do primeiro plano paralelo ao plano de corte do calcanhar.

Por sua vez, na Figura 31, observam-se os diferentes planos com os respetivos sketches dos contornos. De notar que, para um melhor e mais rápido processamento do ficheiro, efetuou-se a eliminação dos contornos dos triângulos.

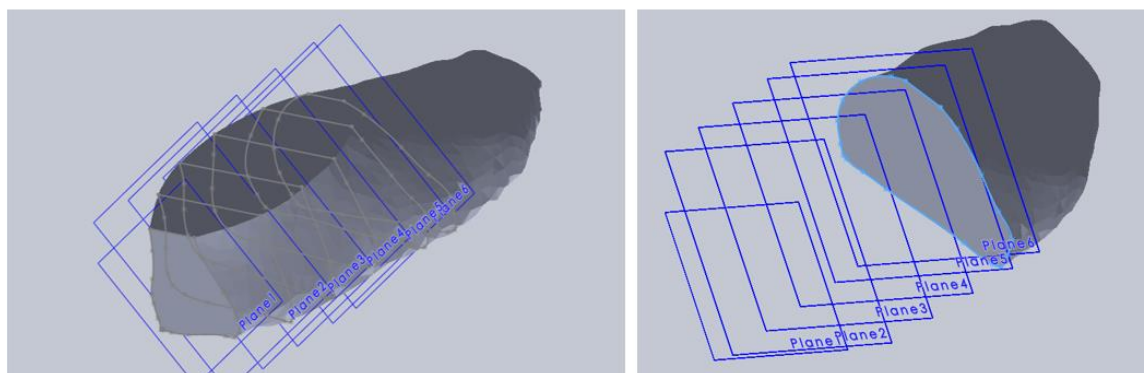


Figura 31 – Criação dos diferentes planos e dos respetivos sketches.

De realçar que os diferentes planos foram criados com um distanciamento entre eles que varia de 20mm, na zona da planta do pé, até aos 10mm, na zona inicial dos dedos e, mais próximo da extremidade, com distanciamento de 5mm. A discrepância entre distâncias deve-se à necessidade de um maior cuidado na execução das zonas mais afastadas ao calcanhar, já que é nestas que será realizada a compensação.

Na Figura 32, é possível visualizar todos os planos criados e os respetivos sketches que fazem o contorno do pé ao longo deste.

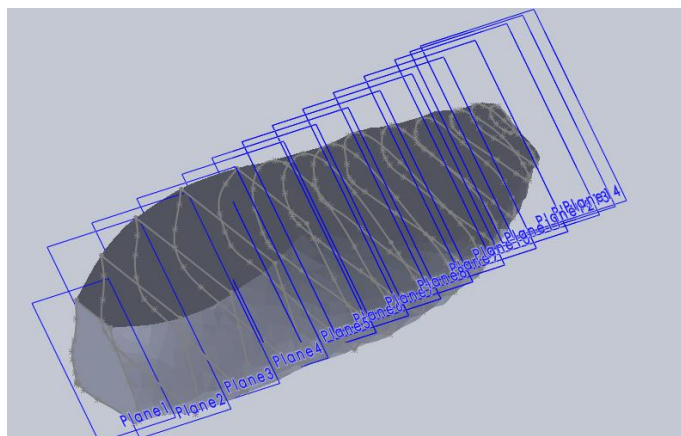


Figura 32 – Conjunto de planos e respetivos sketches do contorno.

Após realização dos sketches em ambos os pés, realizaram-se os respetivos *lofts*. Na Figura 33 podem-se observar os modelos finais resultantes. De notar que, devido à complexidade da forma, os modelos foram criados por diferentes *lofts*, que correspondem, na imagem, a uma cor diferente.

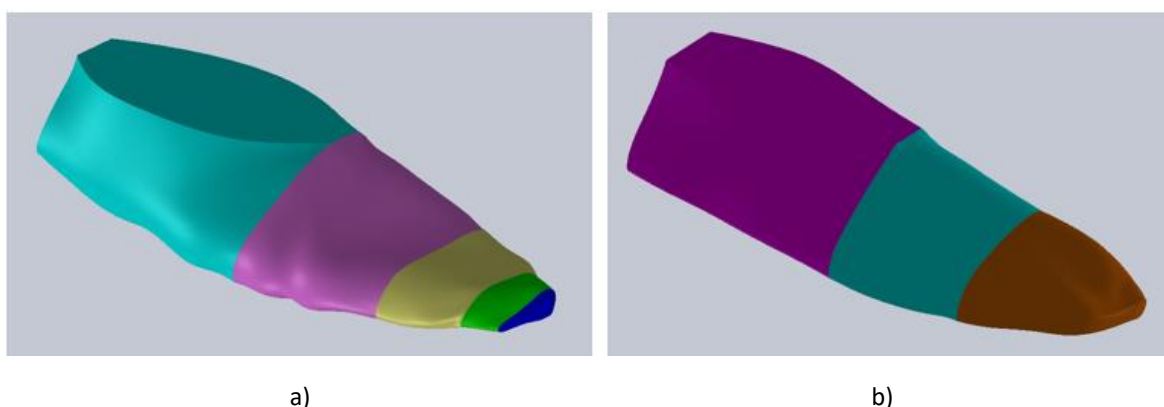


Figura 33 – Criação do modelo final; a) modelo do pé direito; b) modelo do inverso do esquerdo.

3.3. União e subtração dos modelos e obtenção da forma pretendida

Tal como referido anteriormente, o processo de obtenção da ortótese pretendida partiu da sobreposição das duas formas criadas no capítulo anterior, de modo que, aquando da subtração da forma maior pela mais pequena, o resultado seja, portanto, o modelo da ortótese a produzir por impressão 3D.

Para realização da sobreposição das formas é preciso que haja uma concordância entre planos de corte de modo que a mais pequena fique centrada e alinhada com a maior para não induzir erros desnecessários.

Após um estudo pormenorizado sobre como conseguir o alinhamento das formas, concluiu-se que a forma mais eficaz e rápida seria a realização de uma pequena inserção nos modelos de modo que, ao realizar os *mates* necessários, estas duas ficassem centradas e alinhadas, como pretendido.

A inserção mencionada consiste, portanto, por um pequeno corte na forma, num plano perpendicular à face de corte do calcanhar, como é possível observar na Figura 34.

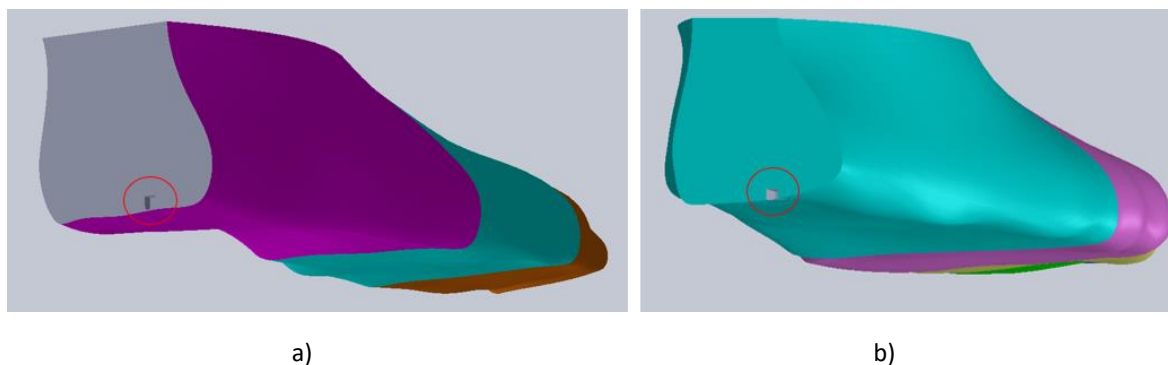


Figura 34 – Inserção de um pequeno corte nas formas a) modelo do inverso do esquerdo; b) modelo do pé direito.

Após realização das pequenas inserções, recorreu-se ao comando *Assembly* para corrigir o posicionamento das mesmas, de forma a permitir o alinhamento dos modelos, como se pode observar pela Figura 35.

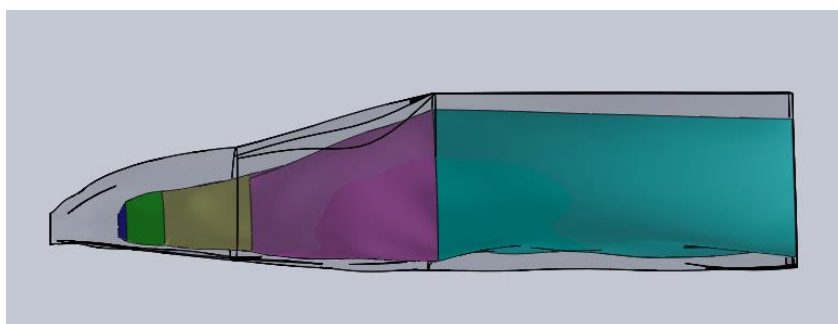


Figura 35 – Sobreposição das formas por *Assembly*.

Quando se obteve o perfeito alinhamento das formas, passou-se à sua subtração. Contudo, e contrariamente ao pensado, a subtração das formas não pode ser realizada com as peças em formato *Assembly* pois o comando *Combine*, em *Assembly*, não funciona. Após uma pequena pesquisa, descobriu-se que, para realizar o *Combine*, tem de se inserir uma das peças dentro da outra e, só aí, fazer a subtração. Para tal, recorreu-se ao comando *Insert* → *Part*, e só depois se escolheu a peça a inserir que, neste caso, foi o outro pé.

Após realização deste comando, é importante alinhar a peça inserida com a peça já existente pelas pequenas inserções previamente realizadas, como evidenciado na Figura 36 e 37.

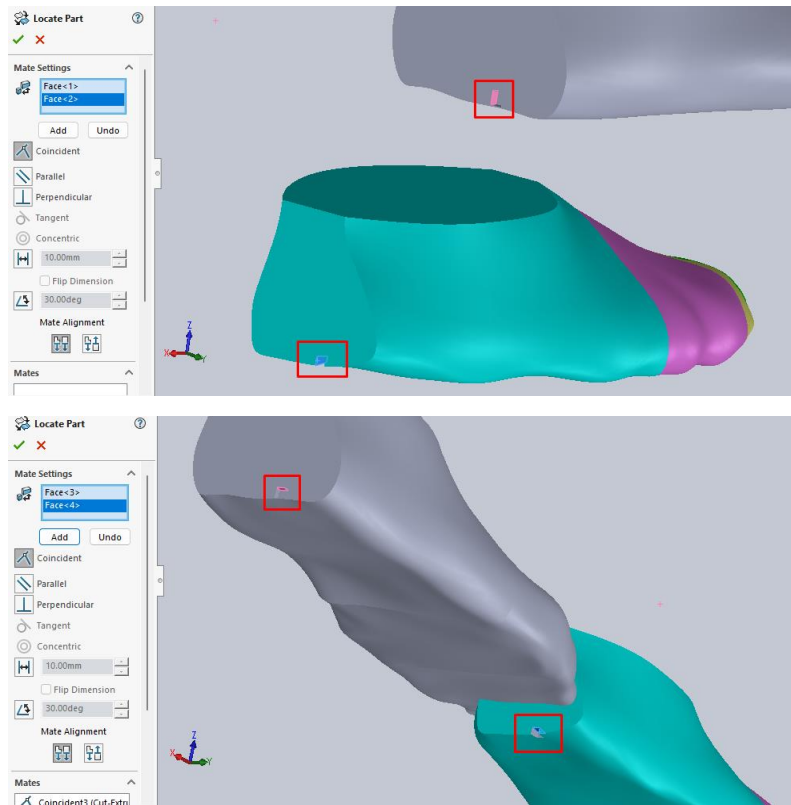


Figura 36 – Criação de mates a nível da coincidência das paredes das pequenas inserções.

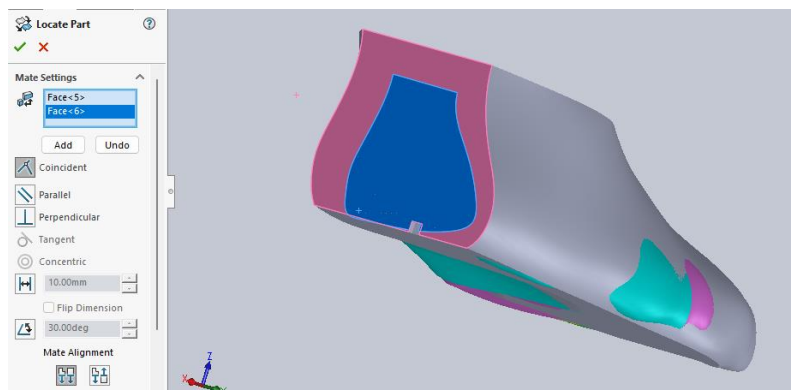
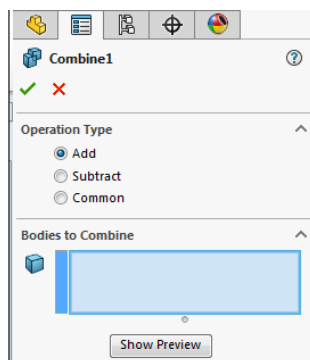


Figura 37 – Criação do mate de coincidência entre as faces de corte do calcanhar.

Com o posicionamento das formas no devido lugar, procedeu-se à subtração da forma maior pela menor, como referido anteriormente, recorrendo ao comando *Combine*. Este encontra-se seguindo os seguintes passos: Insert → Features → Combine.

De um modo geral, a ferramenta *Combine* (Figura 38 e 39) pode funcionar de forma muito versátil uma vez que esta pode ser utilizada em três situações diferentes, tais como, na adição de dois objetos, na subtração destes ou, na adição dos dois, mantendo apenas o material que é comum a ambos.

Figura 38 – Ferramenta *Combine*.

No presente caso, como o objetivo é fazer a subtração das formas, foi selecionada a operação de *Subtract*, e escolheu-se como corpo principal o pé maior (inverso do pé esquerdo) e o corpo mais pequeno (pé direito) como o corpo a eliminar, como se pode observar na Figura 39. Com a realização deste comando foi possível obter a forma da Figura 40.

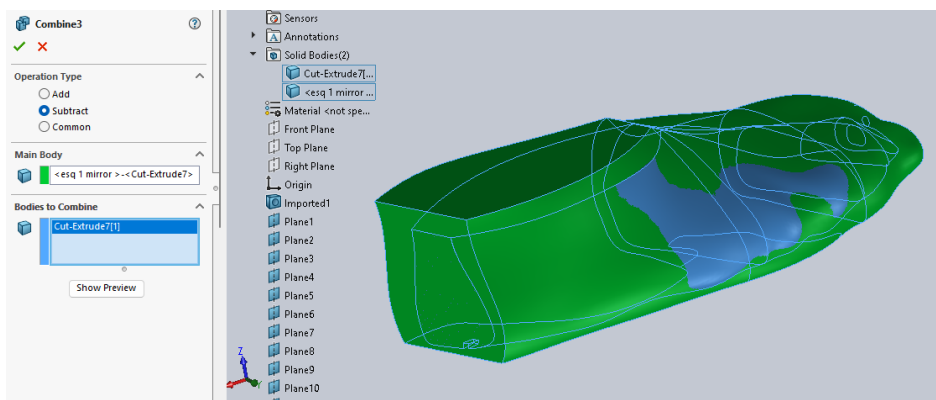
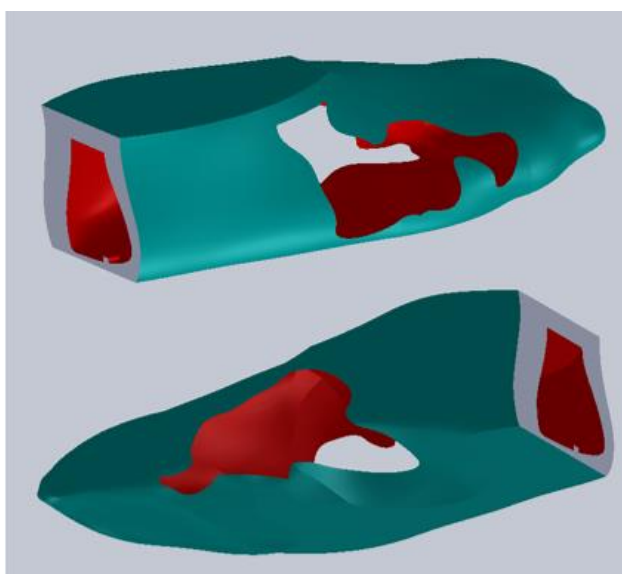
Figura 39 – Realização da ferramenta *Combine* nos modelos dos pés.

Figura 40 – Forma obtida por subtração do inverso do pé esquerdo pelo pé direito.

Com o auxílio do corte evidenciado na Figura 41, foi possível estimar a distância de compensação, ou seja, a medida que vai desde a ponta do pé mais pequeno até ao pé maior, tendo sido estimado um valor de 14,54 mm (ver Figura 42).

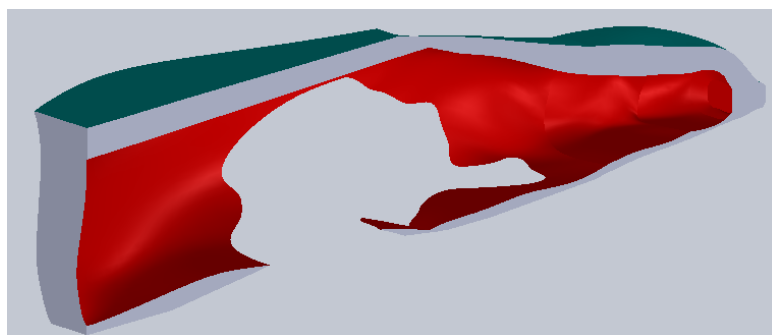


Figura 41 – Corte de perfil na forma obtida por subtração do inverso do pé esquerdo pelo pé direito.

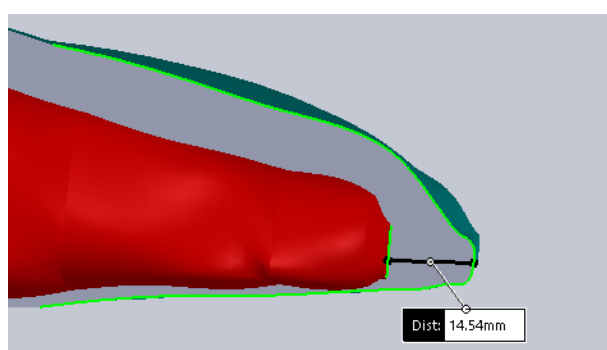


Figura 42 – Distância de compensação estimada.

De notar que, antes da realização do presente projeto, foram feitas medições a ambos os pés do indivíduo, tendo sido obtida uma diferença entre comprimentos de cerca de 15 mm, pelo que, os 14,54 mm, obtidos pela subtração dos volumes, encontra-se dentro do que seria previsto e pretendido.

De realçar que, como para o presente estudo apenas é importante a zona da frente do pé, foram realizados cortes na zona do calcanhar, de modo a ficar apenas com a parte frontal e planta do pé (ver Figura 43). A decisão de permanecer com a planta do pé deve-se ao facto de proporcionar um maior conforto para o indivíduo aquando da sua inserção e utilização.

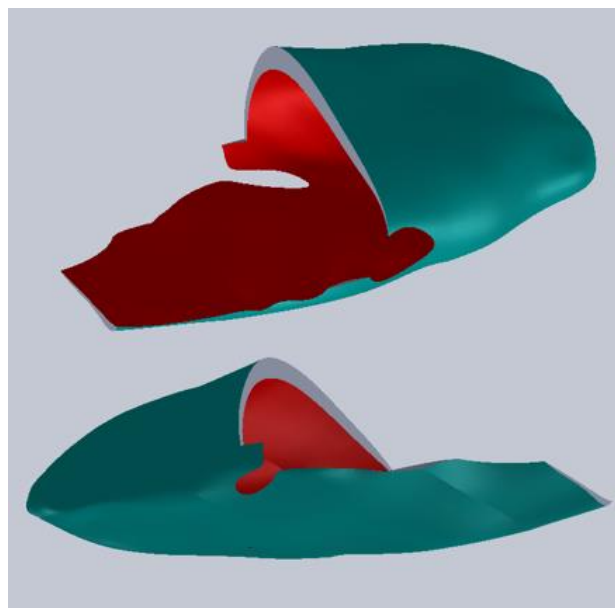


Figura 43 – Forma pretendida para impressão 3D.

Por fim, é necessário guardar o ficheiro SolidWorks num formato compatível com o *software* de impressão 3D, sendo este, em formato STL.

3.4. Impressão 3D da forma pretendida

Após todo o procedimento de obtenção da forma pretendida procedeu-se à impressão 3D desta. Para realização da mesma é necessário, primeiramente, estar na presença de um *software* capaz de fazer a interpretação do objeto a imprimir bem como permitir a definição dos parâmetros de impressão adequados, tendo sido instalado o software Prusaslicer 2.6.0.

Importante referir que a impressora utilizada foi uma disponibilizada pela Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), nomeadamente, pelo laboratório de desenvolvimento de produtos e serviços do Departamento de Engenharia Mecânica, juntamente com todo o material e ferramentas necessárias, além do espaço físico, para a realização da tarefa.

No que respeita à impressora utilizada, foi disponibilizada uma gama de impressoras 3D, tendo sido utilizada para realizar as impressões, a impressora Prusa i3 MK3.

Já na posse do software, procedeu-se à importação da peça em formato STL para o referido programa e à definição de alguns dos parâmetros de impressão (ver Figura 44). De notar que os parâmetros a definir dependem não só, mas fundamentalmente, do material escolhido.

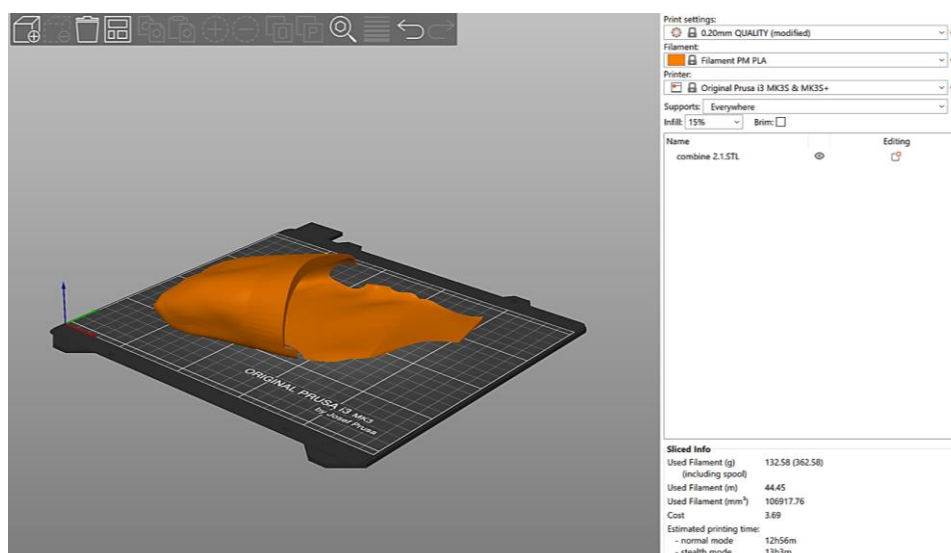


Figura 44 – Modelo importado para o software PrusaSlicer.

Uma vez na posse do modelo no PrusaSlicer, já é possível proceder à definição dos parâmetros necessários à impressão do modelo, nomeadamente, do material a utilizar, da espessura de camada, quantidade de perímetros, temperatura de extrusão e da cama, e velocidade de impressão. De notar que os principais parâmetros de impressão, como referido anteriormente, dependem, essencialmente, do material escolhido, da impressora utilizada e do tipo de impressão pretendida, pelo que, devido à escolha de materiais diferentes, é de esperar que os parâmetros de filamento sejam diferentes e os de impressão sejam iguais.

Iniciando pelos parâmetros que não dependem do material, definiram-se os seguintes parâmetros. (ver Tabela 4).

Tabela 4 – Parâmetros de impressão (Print Settings).

Diâmetro do bico	0,4 mm
Espessura de camada	0,2 mm
Largura de camada	0,45 mm
Número de perímetros	2
Padrão de <i>Infill</i>	Giróide
Densidade de <i>infill</i>	15%
Ângulo de <i>infill</i>	45°
Largura do <i>Brim</i>	3 mm
Distancia entre peça e suporte	0,25 mm
Suporte	Em todo

Após definição dos parâmetros de impressão, resta definir os parâmetros de filamento, tais como temperatura de extrusão e temperatura de cama. Estas propriedades são características do material logo, dependendo do material utilizado e das propriedades deste, as temperaturas vão variar.

Neste estudo em específico, recorreu-se a dois materiais, definidos no capítulo 2.7, nomeadamente, o TPU e o PLA.

Em relação ao TPU, foi usado uma bobine, produzida pela empresa RECREUS®, cujo filamento se designa por filamento flexível Filaflex 82A. Este tipo de filamentos flexíveis, como refere a marca, é o TPU mais popular e utilizado para impressão 3D podendo ser utilizado na produção de palmilhas ortopédicas, modelos de próteses e órgãos, solas, sandálias, entre outros [71].

Segundo [71], os parâmetros de filamento para este tipo de material apresentam-se na Tabela 5.

Tabela 5 – Parâmetros de filamento para TPU Filaflex 82A [71].

Temperatura de impressão	215 – 250°C
Velocidade de impressão	20 – 60 mm/s
Altura de camada	0,2 mm
Velocidade de retração	40 mm/s a uma distância de 4 – 6 mm

Em relação ao PLA, foi usado uma bobine, produzida pela empresa Filament PM®, cujas características se prendem por ser um material fácil de imprimir, ser adequado para imprimir grandes objetos, e por ser biodegradável [68].

A respeito dos parâmetros de filamento, recomendam-se os seguintes parâmetros (ver Tabela 6).

Tabela 6 – Parâmetros de filamento para PLA Filament PM® [68].

Temperatura de impressão	200 – 220°C
Velocidade de impressão	20 – 60 mm/s
Diâmetro de camada	Todos os diâmetros
Velocidade de retração	Não há necessidade

Assim sendo, e tendo por base a informação presente na Tabela 5 e Tabela 6, definiram-se os seguintes parâmetros de filamento para os materiais em questão (ver Tabela 7):

Tabela 7 – Parâmetros de filamento definidos para impressão.

	TPU Filaflex 82A	PLA Filament PM
Temperatura da mesa de impressão	40°C	60°C
Temperatura da primeira camada	232°C	215°C
Temperatura de extrusão	232°C	210°C
Velocidade na primeira camada	20 mm/s	20 mm/s
Velocidade de impressão no infill	40 mm/s	80 mm/s
Retração	0 mm	Com retração

Tendo estes parâmetros como estabelecidos, procedeu-se à execução do comando *Slice* de modo a ser possível obter uma pré-visualização de como iria ser executada a impressão (ver Figura 45).

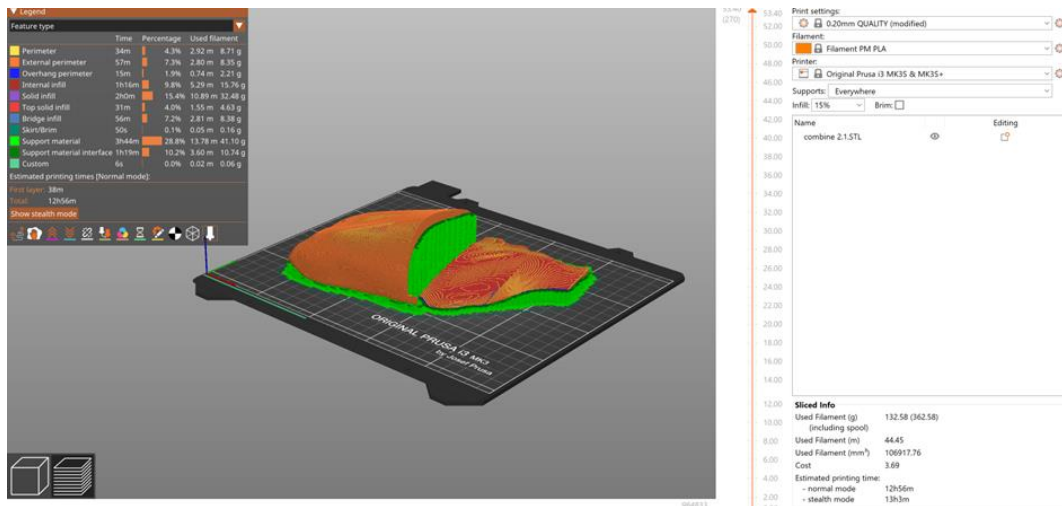


Figura 45 – Visualização dos *features* de impressão no modelo importado.

Como se pode observar na Figura 45, a criação de suportes, entre todos os *features*, é o comando que mais mobiliza material e tempo, sendo gasto 3h44min das 12h56min totais.

Apesar de ser possível realizar a impressão na horizontal, como inicialmente idealizado, procedeu-se à inclinação da peça de modo a diminuir a quantidade de suporte necessário, nomeadamente, na zona interna do modelo e, possivelmente, diminuir o tempo de impressão.

Como resultado da inclinação do modelo conseguiu-se uma redução de 3h44min para 1h30min, proporcionado assim um tempo final de 10h19min. Este procedimento é possível observar na Figura 46.

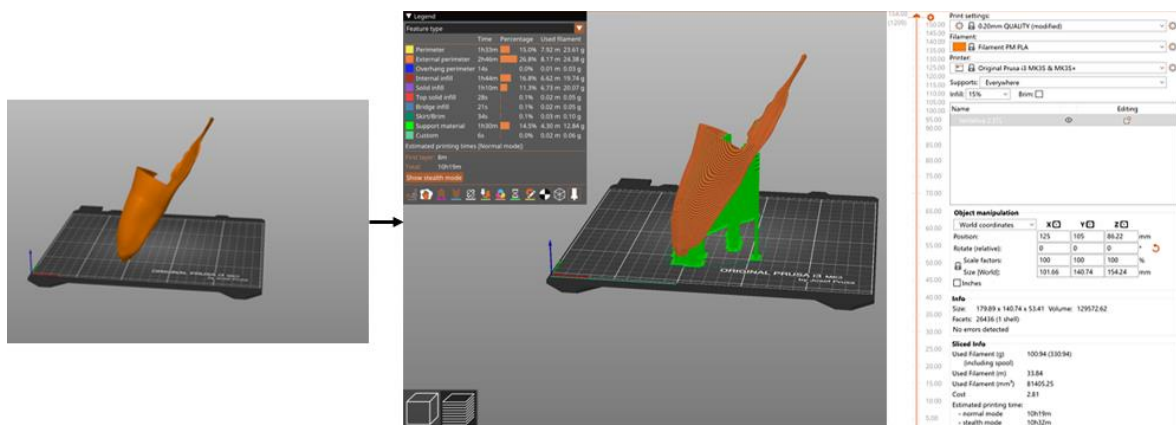
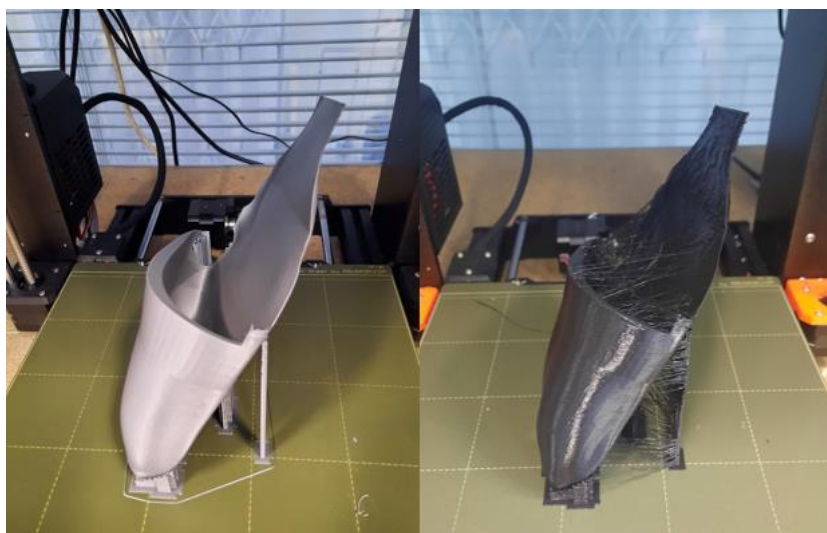


Figura 46 – Visualização da inclinação do modelo e estudo do resultante.

Após parâmetros e inclinação definidos, procedeu-se às impressões do modelo na impressora previamente definida, tendo sido obtidos os resultados apresentados na Figura 47.



a)

b)

Figura 47 – Impressão do modelo em: a) PLA Filament PM; b) TPU Filaflex 82^º.

Após obtenção dos modelos físicos apresentados acima, procedeu-se à retirada dos suportes do objeto e à sua limpeza, principalmente, do modelo produzido em TPU. A limpeza cuidada do modelo em TPU deve-se ao facto de não existir retração, o que potenciou a existência de pequenos fios de filamento resultantes da movimentação do cabeçote aquando da impressão, como se pode observar na Figura 48.

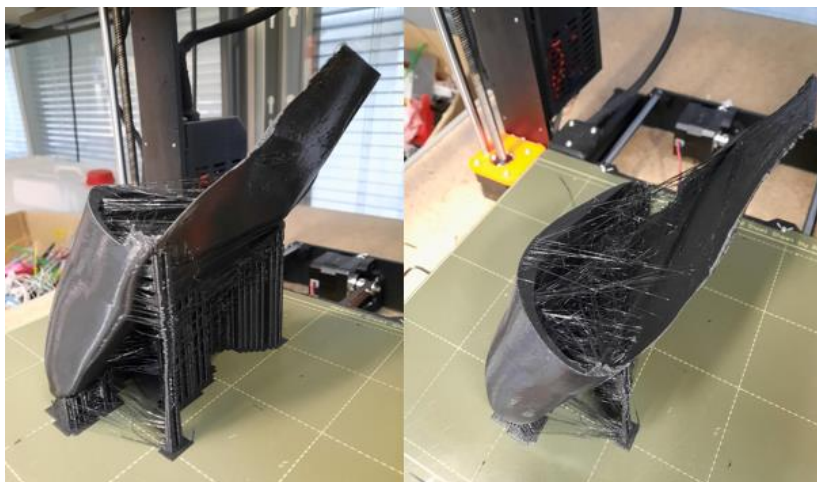


Figura 48 – Fios de material resultantes da movimentação do cabeçote aquando da impressão.

Após limpeza dos modelos impressos e retirada dos suportes, foi possível obter as formas desejadas presentes na Figura 48. É importante reafirmar que a ortótese que de facto será usada é a de TPU, devido às suas propriedades flexíveis, sendo a fabricada em PLA unicamente para visualização e percepção de como é feita a impressão e a geometria da ortótese.



Figura 49 – Ortótese resultante da impressão 3D em PLA e TPU, respetivamente.

Apesar do resultado obtido ser satisfatório para o estudo em questão, foram realizados alguns aperfeiçoamentos, nomeadamente na zona superior e planta do pé, no sentido de diminuir o tempo de impressão e a quantidade de material.

Deste modo, e com recurso ao Solidworks, foram realizados alguns cortes (ver Figura 50) de modo a tornar a ortótese mais confortável e cómoda e, como referido, diminuir o tempo de impressão e material necessário.

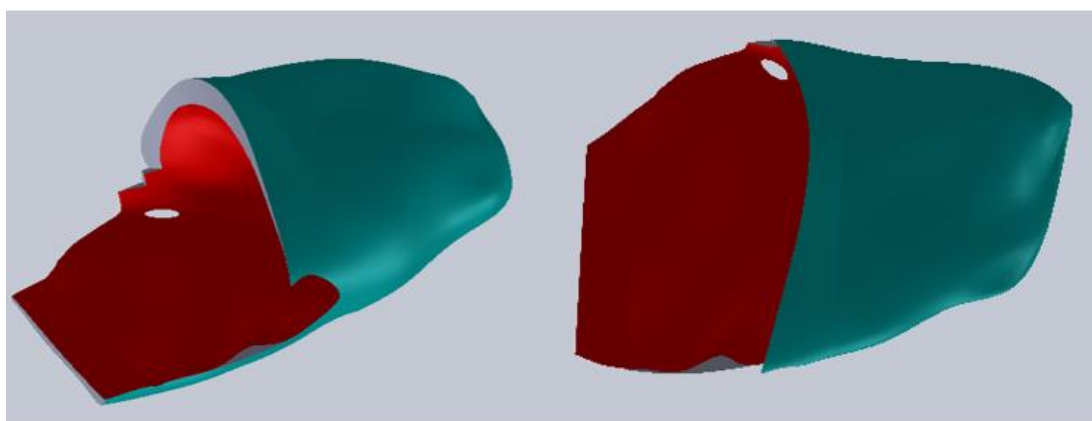


Figura 50 – Forma pretendida, após cortes, para impressão 3D.

Uma vez na posse da nova forma, procedeu-se à impressão da mesma seguindo o mesmo procedimento e utilizando os mesmos parâmetros correspondentes ao material TPU Filaflex 82^a, presentes na Tabela 5 e 7, exceto o número de perímetros que passou de 2 para 1. A decisão de fazer esta diminuição de perímetro partiu do facto de se pretender diminuir a rigidez das zonas externas da ortótese, nomeadamente, do contorno superior desta.

Tendo por base as alterações efetuadas, foi possível reduzir o tempo de impressão de 10h19min para 5h59min.

Nesta segunda impressão, não se justifica a impressão em PLA uma vez que a ortótese impressa neste material não teria qualquer utilidade a nível ortopédico, tendo sido realizada a impressão apenas em TPU.

Na Figura 51 é possível observar a nova ortótese.



Figura 51 – Ortótese em TPU Filaflex 82A com alterações.

Uma vez na posse da segunda ortótese em TPU, procedeu-se à experimentação das mesmas no indivíduo. De facto, e como seria de esperar, a segunda ortótese foi a melhor escolha do ponto de vista do conforto para o pé devido à suavização da zona superior e à diminuição do material na zona inferior.

No entanto, segundo a pessoa em questão, a zona inferior correspondente à planta do pé pode ainda reduzir-se mais, pois, a ligeira diferença de alturas ainda se faz sentir e, por isso, acaba por se tornar num incómodo. Não obstante, e de modo a querer corroborar a aplicabilidade da prótese compensadora de dismetria nos pés, procedeu-se a uma avaliação experimental do perfil de carregamento na caminhada com e sem prótese.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são descritos os procedimentos que pretendem avaliar a influência da ortótese desenvolvida na caminhada do indivíduo, recorrendo a um conjunto de plataformas, alinhadas num corredor, que permitem a análise de forças e momentos, nas três direções, bem como do centro de pressão (CoP). De referir ainda que, o corredor é composto por 6 plataformas devidamente alinhadas, mas apenas foi utilizada uma das plataformas para o estudo em questão.

Os resultados experimentais obtidos, bem como a sua discussão, são apresentados num contexto que visa a validação da utilidade da prótese na estabilização do processo de caminhada.

4.1. Plataforma de força

As plataformas de força lideram o setor da biomecânica no que respeita ao estudo do centro de pressão e precisão de medição de força, nas três direções, de reação do solo que atuam no corpo durante a marcha e a corrida. Estas plataformas trabalham com sinais analógicos internos a 2000 Hz, os quais são processados, de imediato, pelos componentes eletrónicos e transformados em dados digitais e posteriormente convertidos em gráficos de Força-Tempo.

Os dados retirados pela placa de força são, posteriormente, analisados num software específico e convertidos em gráficos de força-tempo. Estes dados permitem analisar as forças nas 3 direções, nomeadamente, x, y e z, os momentos e a evolução do centro de pressão (CoP) durante a marcha (ver Figura 52) [73].

O software de aquisição digital permite ao utilizador coletar os dados de forma rápida e eficaz bem como garantir a eliminação de desvios e interferências de sinais insignificantes de fontes externas.

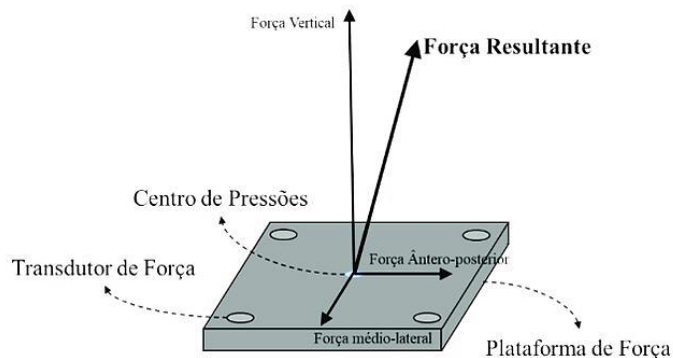


Figura 52 - Plataforma de forças de reação e direção das mesmas [72].

No presente caso, foram utilizadas placas de força Bertec [73], disponibilizadas pelo Laboratório de Biomecânica do Porto da Universidade do Porto (LABIOMEPE) [74].

Na Figura 53 é possível observar a plataforma em questão bem como o modo de posicionamento das mesmas placas no pavimento.

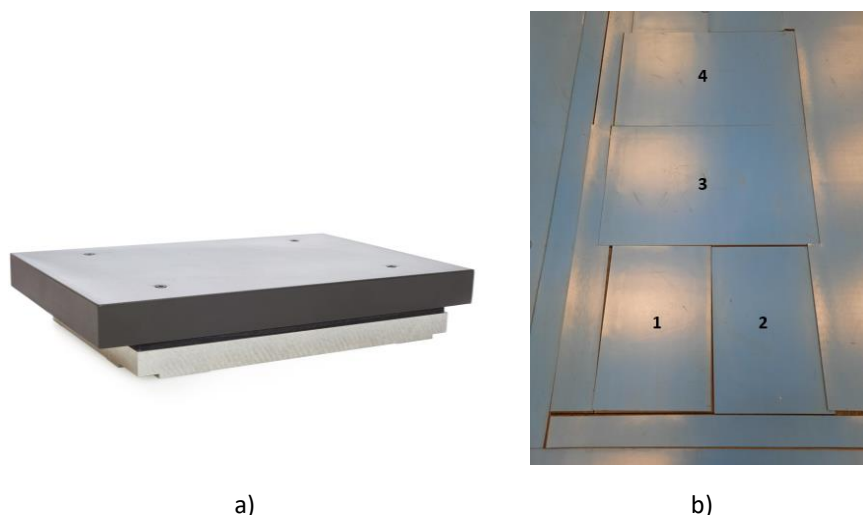


Figura 53 – a) Placa de força fixa Bertec; b) Distribuição das placas de força fixas no pavimento.

Como se pode observar pela Figura 53 b), as placas podem ser montadas numa configuração personalizável, em série, para diversas aplicações biomecânicas, recorrendo a placas de diferentes tamanhos. Neste caso, foram utilizadas placas de força fixa de 40x60x15 cm e 60x90x15 cm (ver Tabela 8).

Tabela 8 – Especificações das placas fixas Bertec [73].

Modelo	Largura mm	Comprimento mm	Altura mm	Peso kg	Capacidade de carga 5.000 N	Capacidade de carga 10.000 N	Capacidade de carga 20.000 N
4060-15	400	600	150	21	✓	✓	✓
6090-15	600	900	150	45	✓	✓	✓

De notar que, antes de iniciar o ensaio, existem alguns fatores a ter em consideração, nomeadamente, no que respeita ao calçado a usar aquando do ensaio e à distância entre o início da caminhada e as primeiras placas.

Em relação ao calçado, este deve ser o mais simples possível, sem palmilhas ou componentes de amortecimento, de modo a avaliar com eficácia o comportamento do pé ao longo da caminhada, e sobre a distância entre o início da caminhada e as placas, esta deve ser equivalente a 5 passos do indivíduo. Esta distância justifica-se pelo facto de se pretender eliminar a fase de aceleração da passada, permitindo que os dados retirados sejam os mais próximos de uma caminhada normal, a uma velocidade constante, não havendo, assim, qualquer interferência na faixa de estudo. Deste modo, a caminhada do indivíduo corresponderá, aproximadamente, a 10 metros.

Uma vez estabelecidos os fatores condicionantes ao estudo, procedeu-se à execução do mesmo. Neste foram realizadas várias tentativas, tanto na caminhada sem a ortótese como com a ortótese. No entanto, o estudo irá apenas basear-se numa das tentativas, na qual se garante uma passada uniforme e uma velocidade de caminhada constante.

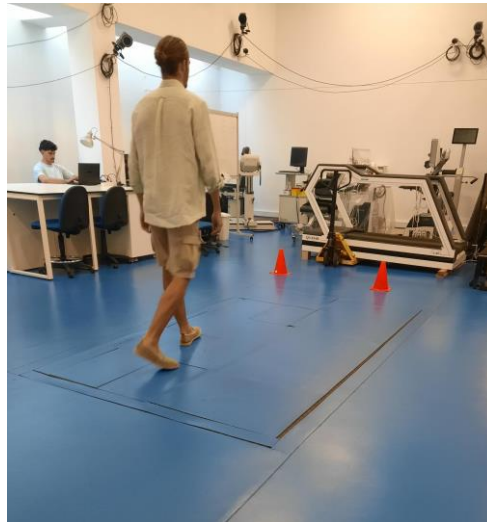


Figura 54 – Caminhada do indivíduo sob as plataformas de força.

4.2. Obtenção dos resultados

Após recolha dos dados obtidos pelo software, procedeu-se à análise dos mesmos. Importante referir que cada plataforma é responsável pela criação de um ficheiro de dados e que a contagem das plataformas é feita da esquerda para a direita e de baixo para cima. De referir, ainda, que a análise dos dados foi realizada com recurso ao programa Excel uma vez que o software de análise de forças inerente às plataformas é privado e de uso exclusivo dos colaboradores do LABIOMEPE.

Assim sendo, e de forma a fazer um estudo comparativo do comportamento do pé com e sem a ortótese, escolheu-se uma das plataformas para análise, tendo sido definida como plataforma de estudo a número 2. A escolha desta plataforma recai sobre o facto de ser nesta que o pé direito se posiciona, como se pode observar pela Figura 54. De referir que este é o pé onde é realizada a compensação.

Iniciando pela análise dos dados retirados do ensaio sem a ortótese para a plataforma 2, foi possível obter os gráficos Força-Tempo e Momento-Tempo, respetivamente, presentes na Figura 55 e 56.

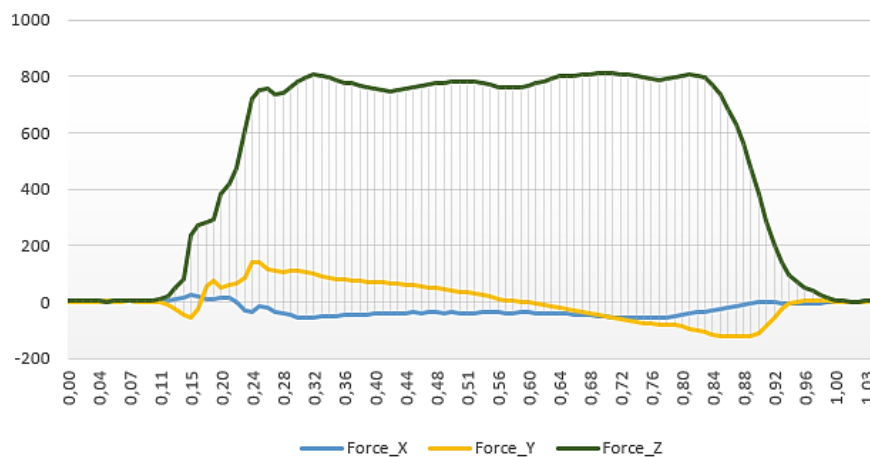


Figura 55 – Gráfico Força – Tempo da plataforma 2 do ensaio sem ortótese.

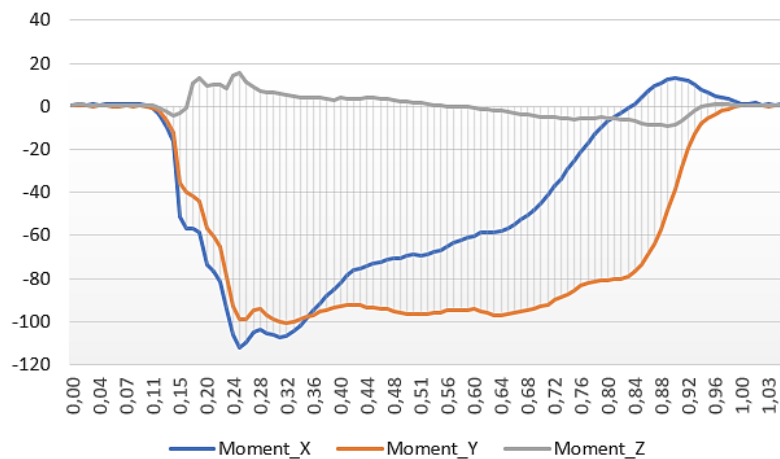


Figura 56 – Gráfico Momento – Tempo da plataforma 2 do ensaio sem ortótese.

Passando para o ensaio com a ortótese inserida no calçado, obtiveram-se os gráficos Força-Tempo e Momento-Tempo, respetivamente, presentes na Figura 57 e 58.

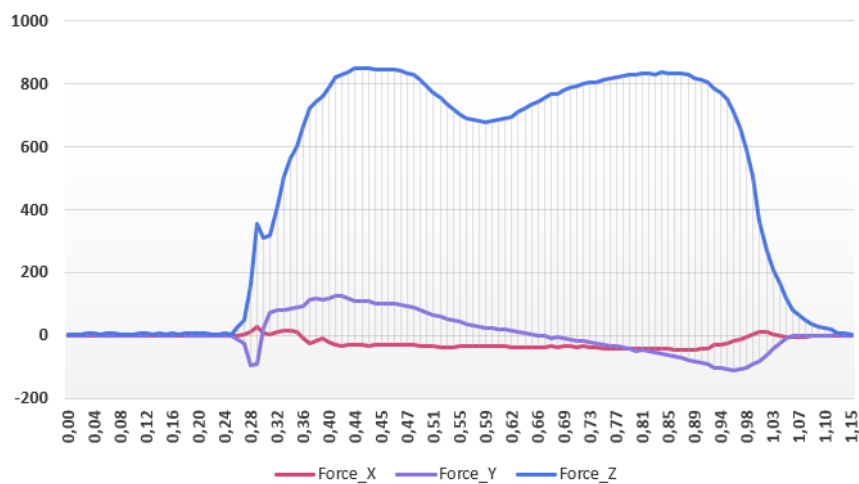


Figura 57 – Gráfico Força – Tempo da plataforma 2 do ensaio com ortótese.

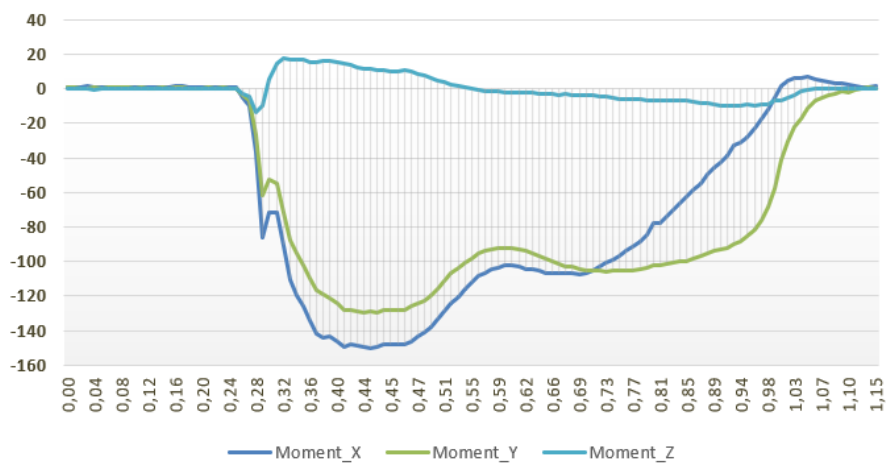


Figura 58 – Gráfico Momento – Tempo da plataforma 2 do ensaio com ortótese.

4.3. Discussão dos resultados

Como referido anteriormente, o principal objetivo deste estudo era avaliar a influência da presença da ortótese na marcha do indivíduo, tendo por base dados retirados de plataformas de forças. No entanto, a fim de comprovar que a ortótese apresenta um comportamento vantajoso na marcha do indivíduo, recorreu-se a gráficos de marcha normal, tendo sido definido, como gráfico de referência, o gráfico presente na Figura 59, retirado de um artigo científico no âmbito da Engenharia Biomecânica.

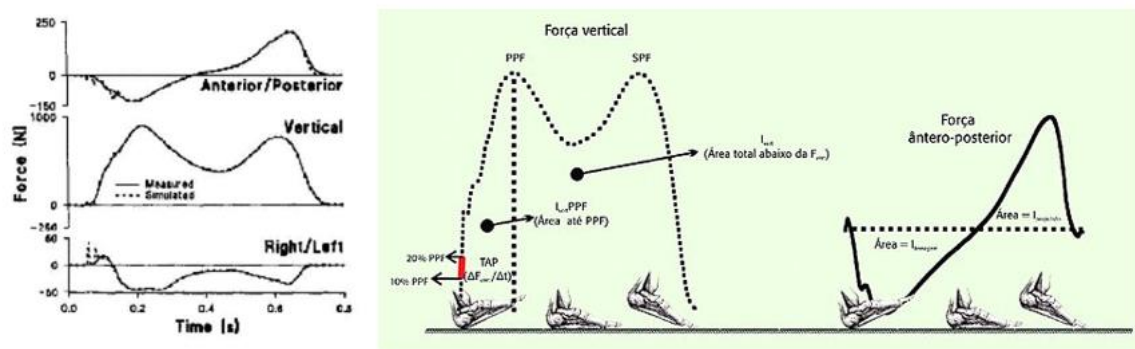


Figura 59 – Gráfico de forças de referência de reação obtidas a partir de uma plataforma de pressões [75], [76].

Assim sendo, procedeu-se à análise dos gráficos obtidos, bem como, à comparação entre um gráfico de Força – Tempo de uma marcha normal e os gráficos obtidos por este estudo.

Iniciando pela análise dos gráficos obtidos, tem-se uma diferença notória entre os dois gráficos de Força – Tempo, como se pode observar na Figura 60.

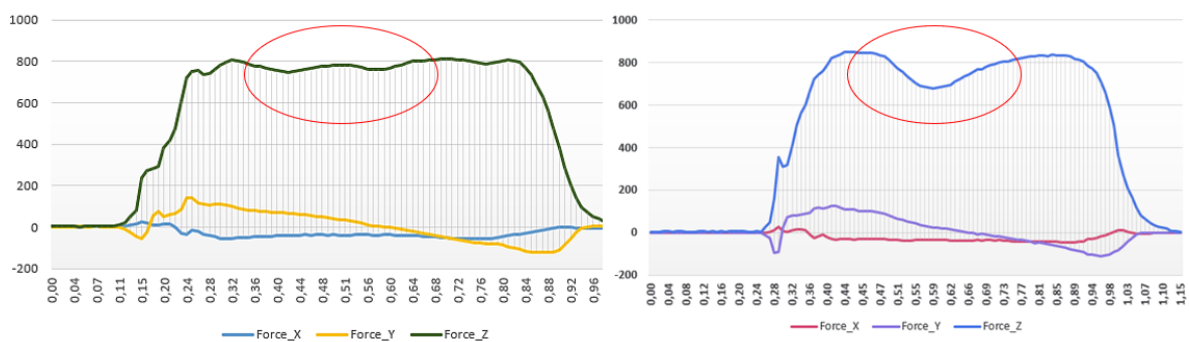


Figura 60 – Comparação entre gráficos Força – Tempo sem e com ortótese, respetivamente.

De notar que a diferença corresponde à força na direção ZZ, não tendo sido obtida mais nenhuma diferença significativa nas restantes direções.

Em relação aos gráficos de Momento – Tempo, observa-se, de igual modo, uma diferença notória entre os dois gráficos, como se pode observar na Figura 61.

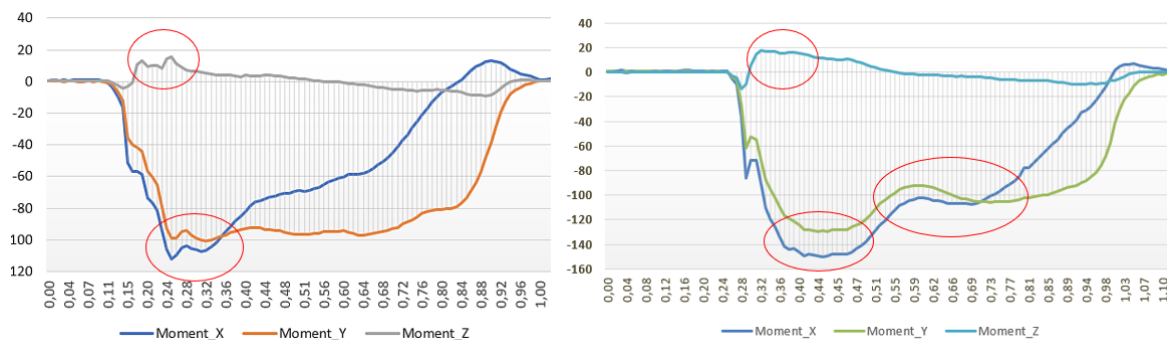


Figura 61 – Comparação entre gráficos Momento – Tempo sem e com ortótese, respetivamente.

Por análise da Figura 61, constata-se que as curvas do gráfico correspondente à não inserção da ortótese são irregulares e que os valores negativos são superiores quando comparado com o gráfico correspondente à presença da ortótese.

Por outro lado, quando comparado os gráficos obtidos com o gráfico da Figura 59, constata-se que, de facto, o gráfico correspondente à inserção da ortótese assemelha-se, em parte, ao gráfico de uma marcha normal, evidenciando, assim, o comportamento vantajoso da ortótese na marcha (ver Figura 62).

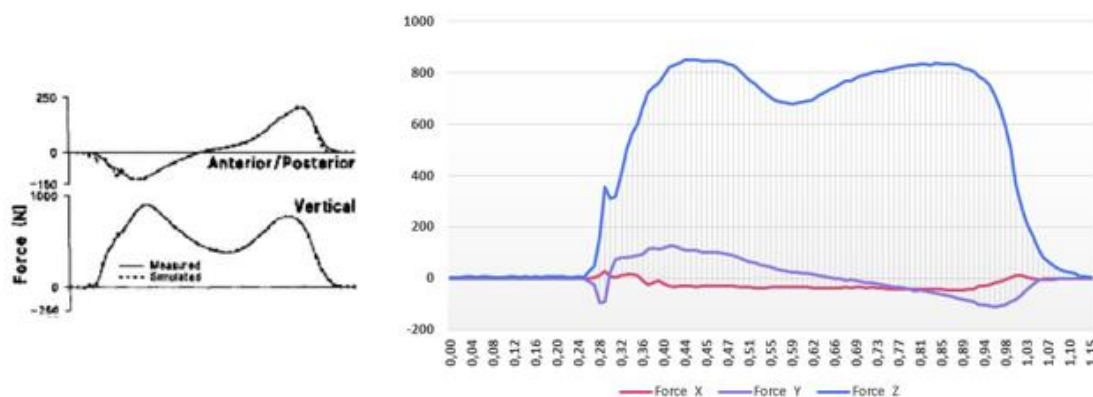


Figura 62 – Comparação entre gráfico de forças de referência de reação com gráfico de forças do ensaio com ortótese.

Pela análise da Figura 62, comprova-se que a força anterior-posterior corresponde à força em XX, a força médio-lateral corresponde à força em YY e a força vertical corresponde à força em ZZ.

A comparação entre os resultados medidos experimentalmente e os resultados publicados em bibliografia da especialidade mostram-se correlacionáveis e permitem evidenciar a utilidade da correção pela ortótese na medida em que os perfis de força e momento se aproximam dos padrões normais.

5. CONCLUSÃO

5.1. Conclusões finais

Tendo em conta a informação apresentada ao longo do texto e a apresentação do problema e respetiva solução foi possível concluir que a ideia pretendida para resolver o problema da dismetria volumétrica foi alcançada com êxito, tendo sido obtida uma ortótese perfeitamente dimensionada para o individuo em questão.

No que diz respeito ao objetivo da correção da dismetria do pé em volume por inserção de uma ortótese no interior do calçado foi possível garantir a utilização de calçado normal, o compromisso estético do mesmo, bem como o conforto, o padrão de marcha regular e a intermutabilidade da ortótese.

Esta ideia só foi possível por interligação de algumas tecnologias emergentes, nomeadamente, técnicas tridimensionais de levantamento de forma e fabrico aditivo de componentes.

O levantamento tridimensional em relação ao tratamento da forma obtida foi uma das etapas do trabalho que envolveu menos trabalho, sendo apenas necessário o recurso a um scanner, ao passo que o tratamento da forma envolveu conhecimentos mais profundos a nível do software Meshmixer e SolidWorks e mobilizou mais tempo e conhecimento.

A execução destas etapas foi fundamental para o cumprimento dos objetivos propostos, mas, mais importante, foi a concretização do pretendido por impressão 3D da forma. Esta etapa, apesar de não envolver muito trabalho, era fundamental para a concretização do projeto pois, só assim se podia concluir que as escolhas e etapas previamente realizadas foram, de facto, bem realizadas.

Neste estudo foi possível comprovar que, de facto, a ortótese funciona a favor de uma marcha correta do indivíduo, ajudando-o a manter uma passada uniforme, a uma velocidade constante, e acima de tudo, a manter uma marcha confortável.

Assim sendo, e tendo todo o trabalho anterior como base, concluiu-se que desde a concretização da forma até à escolha do material e dos parâmetros, todo o trabalho foi corretamente executado e encontra-se, atualmente em uso.

5.2. Limitações e trabalhos futuros

De um modo global, esta etapa, conjuntamente com a realização do *Combine*, foram, sem dúvida, as etapas que exigiram mais tempo e dedicação pois correspondia a algo novo e, de certa forma, complexo.

No que diz respeito às etapas de obtenção do scan dos pés, obtenção da ortótese e obtenção dos dados relativos às plataformas de força, foram etapas acompanhadas pelos responsáveis do equipamento, pelo que, se tornaram em tarefas acessíveis de realizar uma vez que estes acompanhavam a realização das mesmas.

No que concerne a trabalhos futuros propõe-se a utilização de outro tipo de material, com características semelhantes e elastoméricas, mais económico e menos poluente, por exemplo, e a realização da ortótese num outro método de fabrico.

Em adição, propõe-se a realização do molde da ortótese por uma técnica de impressão 3D, de modo a tornar viável recorrer a uma técnica de fabrico por moldação. Esta técnica, embora com um custo potencialmente superior, poderá tornar acessíveis outros materiais para realização de ortótese.

Por fim, e tendo por base todo o trabalho desenvolvido, propõe-se alargar este procedimento à realização de outro tipo de prótese, para outras partes do corpo, onde necessidade de personalização seja um fator distintivo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] S. T. McCaw e B. T. Bates, «Biomechanical implications of mild leg length inequality», *Br J Sports Med*, vol. 25, n.º 1, pp. 10–13, mar. 1991, doi: 10.1136/bjbm.25.1.10.
- [2] C. S. Pereira e I. de C. N. Sacco, «Desigualdade estrutural discreta de membros inferiores é suficiente para causar alteração cinética na marcha de corredores?», *Acta ortop. bras.*, vol. 16, n.º 1, pp. 28–31, 2008, doi: 10.1590/S1413-78522008000100005.
- [3] «Dismetria dos Membros Inferiores | Fisioterapia Lisboa». Acedido: 27 de outubro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.fisioterapia-lisboa.com/fisioterapia/>
- [4] «Diferença de comprimento / Dismetria dos membros», *Pedipedia - Enciclopédia Pediátrica Online*. Acedido: 27 de outubro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://pedipedia.org/pro/artigo-profissional/diferenca-de-comprimento-dismetria-dos-membros>
- [5] J. de Pablos, «Dismetrias de los Miembros Inferiores», p. 20.
- [6] «CONCEITO DE ERGONOMIA DO IEA – INTERNATIONAL ERGONOMICS SOCIETY – Consulte vida». Acedido: 8 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://cmqv.org/16-03-2016-conceito-de-ergonomia-do-iea-international-ergonomics-society/>
- [7] J. Dul e B. Weerdmeester, *Ergonomia prática*. Editora Blucher, 2012.
- [8] «Handbook of Footwear Design and Manufacture - 1st Edition». Acedido: 8 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.elsevier.com/books/handbook-of-footwear-design-and-manufacture/luximon/978-0-85709-539-8>
- [9] J. J. Hinojo-Pérez, M. Davia-Aracil, A. Jimeno-Morenilla, J. L. Sánchez-Romero, e F. Salas, «Automation of the shoe last grading process according to international sizing systems», *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 85, n.º 1, pp. 455–467, jul. 2016, doi: 10.1007/s00170-015-7947-8.
- [10] L. Takayama e G. S. A. D. Merino, «Percepção de uso e antropometria do pé no design de calçados para a saúde», *Human Factors in Design*, vol. 9, n.º 18, Art. n.º 18, dez. 2020, doi: 10.5965/2316796309182020078.
- [11] S. Sánchez C et al., «Asimetría de extremidades inferiores: Evaluación por imágenes en la edad pediátrica», *Revista chilena de radiología*, vol. 19, n.º 4, pp. 177–186, 2013, doi: 10.4067/S0717-93082013000400007.
- [12] C. Santili, G. Waisberg, M. Akkari, T. Fávoro, e J. C. L. Prado, «Avaliação das discrepâncias de comprimento dos membros inferiores», vol. 33, p. 4, 1998.
- [13] B. Gurney, «Leg length discrepancy», *Gait & Posture*, vol. 15, n.º 2, pp. 195–206, abr. 2002, doi: 10.1016/S0966-6362(01)00148-5.
- [14] R. S. Young, P. D. Andrew, e G. S. Cummings, «Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility», *Gait & Posture*, vol. 11, n.º 3, pp. 217–223, jun. 2000, doi: 10.1016/S0966-6362(00)00048-5.
- [15] C. Rito, S. Paradinha, J. Jacinto, e A. C. Sousa, «Objectivação da melhoria do padrão de marcha condicionada pelo uso de uma ortótese plantar na dismetria pós-traumática dos membros inferiores - relato de caso», *SPMFR*, vol. 20, n.º 2, pp. 43–47, fev. 2013, doi: 10.25759/spmfr.30.
- [16] S. Collado-Vazquez, F. Gómez, A. Vadillo, e L. Rodríguez, «Análisis de la marcha. Factores Moduladores», *Biociencias, ISSN 1696-8077, Nº. 1, 2003*, vol. 1, jan. 2003.
- [17] S. T. PHEASANT, «A Review of: "Human Walking". By V. T. INMAN, H.J. RALSTON and F. TODD. (Baltimore, London: Williams & Wilkins, 1981.) [Pp.154.]», *Ergonomics*, vol. 24, n.º 12, pp. 969–976, dez. 1981, doi: 10.1080/00140138108924919.
- [18] N. R. Mafra, «Análise de Imagem na Avaliação Clínica da Marcha Humana (Monografia de Preparação de Dissertação)», p. 22.
- [19] «Evaluación de la marcha normal y patológica Reeducación en las diferentes patologías. - PDF Free Download». Acedido: 9 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em:

- <https://docplayer.es/26339954-Evaluacion-de-la-marcha-normal-y-patologica-reeducacion-en-las-diferentes-patologias.html>
- [20] «Escoliose | CUF». Acedido: 9 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.cuf.pt/saude-a-z/escoliose>
- [21] M. Farshad, S. Weber, J. M. Spirig, M. Betz, e S. Haupt, «Pelvic fixation in surgical correction of neuromuscular scoliosis», *North American Spine Society Journal (NASSJ)*, vol. 10, p. 100123, jun. 2022, doi: 10.1016/j.xnsj.2022.100123.
- [22] «29136.pdf». Acedido: 9 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/73007/2/29136.pdf>
- [23] M. Aebi, «The adult scoliosis», *Eur Spine J*, vol. 14, n.º 10, pp. 925–948, dez. 2005, doi: 10.1007/s00586-005-1053-9.
- [24] S. A. Spencer e J. I. Sorger, «Orthopedic issues in vascular anomalies», *Seminars in Pediatric Surgery*, vol. 29, n.º 5, p. 150973, out. 2020, doi: 10.1016/j.sempedsurg.2020.150973.
- [25] «Sapato Ortopédico com Elevação para o encurtamento do membro inferior – Pegadas Ortopédica. – Pegadas Ortopédica». Acedido: 9 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://pegadasortopedica.com.br/produto/sapato-ortopedico-com-elevacao-para-o-encurtamento-do-membro-inferior/>
- [26] «Palmilha Invisível para Aumento, de 3 Cm a 9 Cm, Almofada de Aument...», Fruugo. Acedido: 9 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: https://www.fruugo.pt/palmilha-invisivel-para-aumento-de-3-cm-a-9-cm-almofada-de-aumento-ajustavel/p-115259863-242571486?language=pt&ac=ProductCasterAPI&asc=pmax&gclid=CjwKCAiAvK2bBhB8EiwAZUbP1GrFyXaYDMY6BDML6bFajus1NSr6O47Brdu-WfoZ7UA2aL0fhNxe0hoC_uAQAvD_BwE
- [27] «Palmilhas ortopédicas por medida». Acedido: 10 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.universosenior.com/news/palmilhas-ortopedicas-por-medida-ortoteses-plantares/>
- [28] B. M. Nigg, M. A. Nurse, e D. J. Stefanyshyn, «Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities», *Med Sci Sports Exerc*, vol. 31, n.º 7 Suppl, pp. S421-428, jul. 1999, doi: 10.1097/00005768-199907001-00003.
- [29] L. Takayama e G. Merino, «O calçado como Tecnologia Assistiva para mulheres com joanete», 2018, p. 381.
- [30] C. Peixoto, A. R. Oliveira, e A. Magalhães, «Estratégias biomecânicas implementadas para compensar a dismetria dos membros inferiores no ser humano», *9º Congresso Nacional de Biomecânica*, fev. 2021.
- [31] A. Haleem *et al.*, «Exploring the potential of 3D scanning in Industry 4.0: An overview», *International Journal of Cognitive Computing in Engineering*, vol. 3, pp. 161–171, jun. 2022, doi: 10.1016/j.ijcce.2022.08.003.
- [32] Y. Zong *et al.*, «A high-efficiency and high-precision automatic 3D scanning system for industrial parts based on a scanning path planning algorithm», *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 158, p. 107176, nov. 2022, doi: 10.1016/j.optlaseng.2022.107176.
- [33] J. Liu, X. Sun, e J. Wu, «On-line Dense 3D Reconstruction Method based on ANN using a Single Structured Light Pattern», *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1693, p. 012026, dez. 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1693/1/012026.
- [34] H. Zhang, Y. Ren, C. Liu, e J. Zhu, «Flying spot laser triangulation scanner using lateral synchronization for surface profile precision measurement», *Appl. Opt., AO*, vol. 53, n.º 20, pp. 4405–4412, jul. 2014, doi: 10.1364/AO.53.004405.
- [35] UFPI, K. M. Pitombeira, A. A. dos Reis Filho, e UFPI, *Geração e análise de produtos cartográficos por fotogrametria com o uso de structure from motion - multi view stereo*, 1.^a ed. Brazilian Journals Editora, 2020. doi: 10.35587/brj.ed.0000324.
- [36] K. M. P. Editor, «Handheld 3D Laser Scanner Launched With Integrated Photogrammetry», *Metrology and Quality News - Online Magazine*. Acedido: 23 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://metrology.news/handheld-3d-laser-scanner-launched-with-integrated-photogrammetry/>

- [37] mamun, «Manual do usuário do scanner 3D profissional REVOPOINT Mini 3D Bluelight XNUMXD - Manuais+», Manuals+. Acedido: 23 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://pt.manuals.plus/revopoint/mini-3d-professional-bluelight-3d-scanner-manual>
- [38] Creaform, «Serviços de Digitalização 3D, Scanner 3D, Digitalização 3D, Digitalização a Laser, Digitalização de Longo Alcance | Creaform». Acedido: 23 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.creaform3d.com/pt/solucoes-em-metrologia/servicos-de-digitalizacao-3d>
- [39] D. Rypł e Z. Bittnar, «Generation of computational surface meshes of STL models», *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 192, n.º 1, pp. 148–151, jul. 2006, doi: 10.1016/j.cam.2005.04.054.
- [40] L. M. Galantucci, G. Percoco, e U. Dal Maso, «A volumetric approach for STL generation from 3D scanned products», *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 204, n.º 1, pp. 403–411, ago. 2008, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2007.11.119.
- [41] «Sobre como exportar arquivos STL de estereolitografia | AutoCAD 2018 | Autodesk Knowledge Network». Acedido: 25 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://knowledge.autodesk.com/pt-br/support/autocad/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2018/PTB/AutoCAD-Core/files/GUID-250152B2-7CA2-4F22-8A47-7F74FEBF6FAD-htm.html>
- [42] S. Portela, «Descubra agora o que é um arquivo STL e como criá-lo!», 3D Lab. Acedido: 25 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://3dlab.com.br/afinal-o-que-e-um-arquivo-stl/>
- [43] F. M. N. da Silva, «Desenvolvimento e produção de peças por fabricação aditiva para a indústria aeroespacial», jul. 2019, Acedido: 29 de novembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/122735>
- [44] F. J. G. Silva, «ADDITIVE MANUFACTURING USING POLYMERS». 2020 de 2019. [Em linha]. Disponível em: www.isep.ipp.pt
- [45] R. Aziz, M. I. Ul Haq, e A. Raina, «Effect of surface texturing on friction behaviour of 3D printed polylactic acid (PLA)», *Polymer Testing*, vol. 85, p. 106434, mai. 2020, doi: 10.1016/j.polymertesting.2020.106434.
- [46] «(1) Por que a Impressão 3D está cada vez mais sendo utilizada para peças de uso final? | LinkedIn». Acedido: 9 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.linkedin.com/pulse/por-que-impress%C3%A3o-3d-est%C3%A1-cada-vez-mais-sendo-para-pe%C3%A7as-saldanha/?originalSubdomain=pt>
- [47] N. H. C. Araújo, «O PAPEL DA MANUFATURA ADITIVA NA COMPETITIVIDADE DAS EMPRESAS DO SETOR METALÚRGICO E METALOMECÂNICO NUM CONTEXTO DE MUDANÇA», p. 186.
- [48] L. Santana, «Avaliação das capacidades da impressão 3D de baixo custo na fabricação de snap-fits: uma relação de reconhecimento usuário-sistema de impressão», jul. 2019, Acedido: 6 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/121051>
- [49] J. G. A. Carvalho, «Processos de Fabricação Aditiva. Oportunidades Emergentes em Arquitetura», nov. 2018, Acedido: 6 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/126635>
- [50] O. S. Carneiro, A. Ferreira da Silva, e R. Gomes, «Fused deposition modeling with polypropylene», 2015, doi: 10.1016/j.matdes.2015.06.053.
- [51] S. S. Crump e A. E.-P. D. Muir, «CREATING THREE-DIMENSIONAL OBJECTS», p. 15, 1992.
- [52] F. Bähr e E. Westkämper, «Correlations between Influencing Parameters and Quality Properties of Components Produced by Fused Deposition Modeling», *Procedia CIRP*, vol. 72, pp. 1214–1219, jan. 2018, doi: 10.1016/j.procir.2018.03.048.
- [53] T. S. Martins, «Influência dos parâmetros de fabrico nas propriedades mecânicas de peças obtidas por impressão 3D com um único material». novembro de 2017.

- [54] V. Cabreira e R. M. C. Santana, «Effect of infill pattern in Fused Filament Fabrication (FFF) 3D Printing on materials performance», *Matéria (Rio J.)*, vol. 25, set. 2020, doi: 10.1590/S1517-707620200003.1126.
- [55] «3D Printing Infill: The Basics for Optimal Results», All3DP. Acedido: 8 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://all3dp.com/2/infill-3d-printing-what-it-means-and-how-to-use-it/>
- [56] D. Croccolo, M. De Agostinis, e G. Olmi, «Experimental characterization and analytical modelling of the mechanical behaviour of fused deposition processed parts made of ABS-M30», *Computational Materials Science*, vol. 79, pp. 506–518, nov. 2013, doi: 10.1016/j.commatsci.2013.06.041.
- [57] «Filamento Flexível TPU 1.75mm | RepRap.pt - RepRap Portugal». Acedido: 9 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.reprap.pt/filamentos/flexivel/flexivel-tpu/detalhes-tpu>
- [58] «The Best 3D Printing Temperatures for PLA, TPU, ABS, PETG, Nylon», All3DP. Acedido: 9 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://all3dp.com/2/the-best-printing-temperature-for-different-filaments/>
- [59] M. Davia-Aracil, J. J. Hinojo-Pérez, A. Jimeno-Morenilla, e H. Mora-Mora, «3D printing of functional anatomical insoles», *Computers in Industry*, vol. 95, pp. 38–53, fev. 2018, doi: 10.1016/j.compind.2017.12.001.
- [60] M. Meng *et al.*, «Clinical applications and prospects of 3D printing guide templates in orthopaedics», *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 34, pp. 22–41, mai. 2022, doi: 10.1016/j.jot.2022.03.001.
- [61] «TPE | Tipos de polímeros - Resinex». Acedido: 16 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.resinex.pt/tipos-de-polimeros/tpe.html>
- [62] «What is the difference between TPE and TPU in 3D printing?», Beamler. Acedido: 16 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.beamler.com/difference-between-tpe-and-tpu/>
- [63] S. Sato *et al.*, «Dry sliding friction and Wear behavior of thermoplastic polyurethane against abrasive paper», *Biotribology*, vol. 23, p. 100130, set. 2020, doi: 10.1016/j.biotri.2020.100130.
- [64] J.-H. Wu, C.-H. Li, Y.-T. Wu, M.-T. Leu, e Y. Tsai, «Thermal resistance and dynamic damping properties of poly (styrene–butadiene–styrene)/thermoplastic polyurethane composites elastomer material», *Composites Science and Technology*, vol. 70, n.º 8, pp. 1258–1264, ago. 2010, doi: 10.1016/j.compscitech.2010.03.014.
- [65] «TPU filament - learn everything about the TPU material for 3D printing». Acedido: 16 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://tractus3d.com/materials/tpu/>
- [66] «3D Printing in TPU | FDM and SLM | 3D Print Service», Beamler. Acedido: 16 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.beamler.com/3d-printing-capabilities/materials/tpu-thermoplastic-polyurethane/>
- [67] L. Borges, «PLA: tudo o que você precisa saber sobre o filamento PLA», 3D Lab. Acedido: 19 de julho de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://www.3dlab.com.br/pla-tudo-o-que-voce-precisa-saber-sobre-o-filamento-pla/>
- [68] O. s.r.o, «PLA Beige (1,75 mm; 1 kg) | 3D printing», Plasty Mladeč. Acedido: 19 de julho de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://shop.filament-pm.com/pla-beige-1-75-mm-1-kg/p62>
- [69] «3D Printing in Silicone | SLA | 3D Print Service», Beamler. Acedido: 16 de dezembro de 2022. [Em linha]. Disponível em: <https://www.staging3.beamler.com/3d-printing-capabilities/materials/silicone/>
- [70] «Scanner 3D de mão Sense Pro de alta precisão de 0,3 mm», TOMTOP. Acedido: 29 de maio de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://www.tomtop.com/pt/p-os5836.html>
- [71] «Filamento Flexível Filaflex 82A | TPU para impresión 3D», Recreus. Acedido: 20 de julho de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://recreus.com/es/filamentos/9-684-filaflex-82a.html>

- [72] P. Fonseca, F. Sousa, L. Machado, e J. P. Vilas-Boas, «Aspetos metodológicos fundamentais para o uso de plataformas de força em saltos verticais», *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, vol. 2021, pp. 421–437, jan. 2022, doi: 10.5628/rpcd.21.S2.421.
- [73] «Force Plates», Bertec. Acedido: 8 de setembro de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://www.bertec.com/products/force-plates>
- [74] «Equipment – LABIOMEPT». Acedido: 8 de setembro de 2023. [Em linha]. Disponível em: <https://labiomep.up.pt/about/facilities/equipment/>
- [75] P. Moreira, M. Silva, e P. Flores, *Desenvolvimento de um modelo de contacto entre o pé e o pavimento para simulação da marcha humana*. 2009.
- [76] F. Lanferdini *et al.*, «Avaliação da força de reação do solo durante a marcha com e sem a utilização de bandagem funcional nos músculos flexores plantares do tornozelo - um estudo piloto», *Técnicouro*, vol. 7, pp. 76–81, jan. 2010.