



Departamento
de Engenharia Mecânica

Otimização de um Dispositivo de Compensação para Ciclismo Adaptado

Trabalho de Projeto apresentado para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Mecânica

Autor

Rúben Filipe Pragosa Almeida

Orientador

Prof. Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro
Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

Coimbra, outubro de 2019

"É na educação dos filhos que se revelam as virtudes dos pais."

Coelho Neto

Dedico este trabalho à minha mãe,
Maria Manuela

AGRADECIMENTOS

O trabalho que aqui se apresenta pode ser definido como um conjunto de incontáveis desafios, incertezas, avanços, recuos, tristezas e alegrias. Embora o processo a que um mestrando está destinado seja maioritariamente solitário, esta tese que aqui vos apresento é fruto de vários contributos de pessoas indispensáveis a esse mesmo processo. Foram a força motriz que possibilitou chegar a bom porto, chegar até aqui.

Como não poderia começar de outra forma, agradeço primeiramente àqueles que sempre me proporcionaram a oportunidade de estudar, os meus pais. À minha mãe, Maria Manuela, pelo seu inquestionável apoio e exemplo de pessoa lutadora que tira o seu casaco em dia de frio para aquecer o filho, que ao longo de toda a vida me inspirou. “Obrigado por varreres por mim”. Ao resto da família pela compreensão, motivação e apoio prestado. Todos e cada um de vocês, cada qual à sua maneira, foram imprescindíveis ao sucesso desta investigação. Este foi mais um passo dado na jornada a que me proponho diariamente a fim de “orgulhar a genética inscrita em cada costela minha”.

Ao Professor Doutor Luis Roseiro por me ter cedido esta proposta desafiadora, pela orientação, disponibilidade e enriquecedora partilha de conhecimentos baseados na sua experiência.

Ao atleta Telmo Pinão não só pela disponibilidade e paciência, mas pela amizade e, principalmente, pela inspiração de pessoa, que muito contribuiu para a minha evolução pessoal.

Ao Eng^o Paulo Amaro pelos conselhos no desenvolvimento do protótipo e pela ajuda na maquinação das peças.

Aos colegas de curso e amigos, nomeadamente Marco Esteves, Miguel Freitas e Leonardo Santos que sempre se mostraram predispostos para ajudar a cada oportunidade.

À minha namorada, Clara Reis, pelo apoio incansável e pela compreensão sempre demonstrados. Pelas vezes que brindou nas pequenas vitórias e, acima de tudo, pelas vezes que me segurou em momentos de adversidades. Aos seus familiares, o Doutor Cláudio Vasconcelos e a Mestre Carolina Massá, que mesmo a um oceano de distância, sempre se mostraram disponíveis para ajudar.

À caríssima e estimada Mestre Mariana Ribeiro pelo auxílio em contexto de normativa da Língua Portuguesa e por levar a amizade a sério.

Resta-me deixar um profundo agradecimento às entidades envolvidas: Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, Faculdade de Medicina da Universidade Coimbra e Quantum Ortopédicos Lda.

RESUMO

A prática de desporto adaptado incentiva o fortalecimento das condições físicas, sociais, psicológicas e fisiológicas em indivíduos portadores de deficiência. Esta prática tem sofrido um aumento em vários domínios. Tal facto resulta na constituição de equipas nacionais, que inclusive participam ativamente em provas internacionais representando Portugal.

Reconhecendo-se a importância do desporto adaptado, torna-se essencial a criação das condições de adaptação necessárias para que os atletas possam exercer essa prática. Tais condições são determinantes em modalidades como o ciclismo adaptado, categoria a que este trabalho se dedica. Contudo, tendo em conta as particularidades físico-motoras de cada indivíduo, as adaptações devem ser feitas de modo personalizado. A engenharia biomecânica contribui para o desenvolvimento de dispositivos que proporcionem as acomodações necessárias para cada atleta.

É precisamente no contexto supra descrito que surge o presente projeto de otimização de um dispositivo de compensação para Telmo Pinão, atleta integrante da seleção nacional de ciclismo adaptado na classe C2, categoria da União Ciclista Internacional (UCI). Este atleta possui uma amputação na região transtibial da perna esquerda e pedala somente com a perna direita, mantendo a outra apoiada num dispositivo de compensação.

A otimização desenvolvida propõe um dispositivo que aumenta o conforto, a ergonomia e, principalmente, a segurança do atleta, através da implementação de um sistema de encaixe rápido que permite a retirada da perna amputada do atleta em situação de desequilíbrio ou queda. Complementarmente, o novo dispositivo é mais harmonioso, dado ser composto maioritariamente por elementos padrão de uma bicicleta convencional.

O dispositivo otimizado foi estudado numericamente e validado através de ensaios em contexto laboratorial, estando em fase de testes de utilização real. Os resultados obtidos mostram que pode representar uma mais-valia, não só na segurança e conforto do atleta, mas também na sua *performance*, sendo determinante para uma participação do atleta nos Jogos Paraolímpicos Tóquio 2020.

Palavras-chave: Desporto Adaptado; Biomecânica; Dispositivo de compensação; Ciclismo Adaptado; Jogos Paralímpicos.

ABSTRACT

Adaptive sports have a positive impact on the physical, social, psychological and physiological conditions of people with disabilities. This type of sport has increased in many categories. That can be seen through the many recent formed national teams that competes representing Portugal on international championships.

It is recognized the importance of adaptative sports and the creation of modifying conditions for the adaptative athletes is presented as an essential necessity. The modifying conditions mentioned are crucial in modalities such as adaptative cycling, sport that this work dedicates itself to. Furthermore, the motor function capacity and physical limitations of each person must be accounted so that personalized equipment are provided. Biomechanics can help in this objective.

In the context described above that emerged the project hereby presented. The work aimed at designing an optimized compensation device for Telmo Pinão, a Portuguese adaptive cyclist. The athlete has a transtibial amputation on the left leg and rides with the right leg only, while the other leg remains supported by the compensation device. This classifies him in the C2 category for competitions, according to *Union Cycliste Internationale* (UCI).

The optimization process has the purpose of improving the comfort, ergonomics and safety of the cyclist. The key innovation consists of a quick step-in pedal system that allows the detachment of the athlete's leg in case of velocipede imbalance. This innovative feature will enable the athlete to detach from the bicycle in case of fall, thus guaranteeing the safety of the cyclist. In addition, the junction between the compensation mechanism and the bicycle are harmonious given the fact that the device is made of conventional bike elements.

The device was submitted to static and dynamic laboratorial tests and real life (in-track) try-outs. The experiments have shown that the device may be determinant for the athlete's security and comfort, also for his qualification for the Tokyo 2020 Paralympic Games.

Keywords: Adaptive Sports; Biomechanics; Compensation device; Adaptive Cycling, Paralympic Games;

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO	iii
ABSTRACT	v
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE TABELAS	xiii
SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS	xv
SIMBOLOGIA.....	xv
ABREVIATURAS	xvi
1. Ciclismo Adaptado	1
1.1 O que é o Ciclismo Adaptado?.....	1
1.1.1 Datas Importantes na História do Ciclismo Adaptado	2
1.1.2 Categorias do Ciclismo Adaptado	3
1.2 Ciclismo Adaptado em Portugal	5
1.3 Telmo Pinão – Pessoa e atleta	7
1.4 Dispositivos de Compensação.....	11
1.4.1 Dispositivos Existentes	11
1.4.2 Histórico de Dispositivos Desenvolvidos para o Atleta	12
2. Protótipo Funcional Desenvolvido	15
2.1. Sistema de Ancoragem ao Espigão da Bicicleta	17
2.1.1. Construção do Modelo em CAD 3D	19
2.1.2. Modelo de Elementos Finitos	21
2.1.3. Componente de Ancoragem ao Espigão	29
2.2. Sistema de Pedal de Encaixe Rápido	30
2.2.1. Fixação da Travessa de Encaixe	30
2.2.2. Fixação do Pedal	32
2.3. Sistema de Interface entre o Dispositivo e a Perna do Atleta.....	33
3. Validação do Modelo Experimental	37
3.1. Instrumentação e Extensometria	37
3.1.1. Princípio de Funcionamento do Extensómetro	37
3.1.2. Preparação da Superfície e Instalação da Roseta Extensométrica	40
3.1.3. Ligação e Calibração da Roseta Extensométrica	42
3.2. Ensaaios Estáticos	43
3.2.1. Validação do Modelo Numérico	45
3.3. Ensaaios Dinâmicos	48
4. Adaptação do Dispositivo para Bicicleta Contrarrelógio	53
4.1. Engenharia Inversa	54
4.1.1. Técnicas de Digitalização	56
4.2. Protótipo para Bicicleta Contrarrelógio	58

5. CONCLUSÕES	61
BIBLIOGRAFIA.....	63
WEBGRAFIA.....	63
ANEXOS	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Bicicletas manuais (Bike Magazine,2018).	1
Figura 1.2 Bicicleta convencional (UCI, 2018).	1
Figura 1.3 Cronologia da história do Paraciclismo (Paralympic movement, 2017).....	2
Figura 1.4 Diferentes categorias de ciclismo adaptado: a) <i>Handbike</i> (Mirror, 2012); b) <i>Tricycle</i> (Syracuse, 2016); c) <i>Cycling</i> (WordPress,2012); d) <i>Tandem</i> (Paralympic, 2017).....	4
Figura 1.5 Luís Costa em Abu Dhabi (Bttlobo, 2015).	5
Figura 1.6 Telmo Pinão (Fpciclismo,2016).....	6
Figura 1.7 Seleção Nacional de Paraciclismo (Comité Paralímpico Portugal, 2018).	6
Figura 1.8 Telmo Pinão de moto 4 (imagem cedida pelo atleta).....	7
Figura 1.9 Telmo Pinão na prática do karaté (imagem cedida pelo atleta).	7
Figura 1.10 Alteração da classe em que o atleta competia C4 (a) para C2 (b) (imagens cedidas pelo atleta).....	8
Figura 1.11 Vitória de Telmo na primeira edição do Campeonato Nacional de Paraciclismo (imagem cedida pelo atleta).	9
Figura 1.12 Viagem de Telmo Pinão e André Venda de Coimbra ao Algarve (imagem cedida pelo atleta).....	10
Figura 1.13 a) Palestra motivacional; b) Gravações para anúncio publicitário (imagens cedidas pelo atleta).....	10
Figura 1.14 Dispositivos de compensação com diferentes tipos de ancoragem: a) Dispositivo em forma de copo fabricado em material compósito com ancoragem no espigão da bicicleta; b) Base em material compósito com ancoragem no espigão; c) Dispositivo em forma de copo fabricado em compósito com ancoragem de alumínio no espigão; e d) Dispositivo fabricado em compósito com ancoragem no quadro da bicicleta.	11
Figura 1.15 Dispositivo desenvolvido para o atleta para classe C4 (imagem cedida pelo atleta).....	12
Figura 1.16 Imagem pormenorizada da prótese (imagem cedida pelo atleta).....	12
Figura 1.17 Imagem pormenorizada do dispositivo (P. Ferreira, L. Roseiro, 2013).....	13
Figura 1.18 Atleta a competir em C2 com o dispositivo (imagem cedida pelo atleta).	13
Figura 1.20 Imagem pormenorizada do dispositivo (imagem cedida pelo atleta).....	14

Figura 1.19 Segundo dispositivo da categoria C2 (imagem cedida pelo atleta).....	14
Figura 2.1 Ilustração esquemática da constituição do dispositivo.....	15
Figura 2.2 Outra perspetiva esquemática do dispositivo.....	16
Figura 2.3 Dispositivo de compensação completo.....	16
Figura 2.4 Peça de ancoragem do dispositivo ao espigão.....	17
Figura 2.5 Tubo estriado e o mesmo montado no dispositivo.....	17
Figura 2.6 Representação ilustrativa da ideia inicial da posição do tubo estriado.....	18
Figura 2.7 Início do desenho da peça de ancoragem em CAD.....	19
Figura 2.8 Comando “ <i>Boss-extrude</i> ”.....	19
Figura 2.9 Furos realizados na peça de ancoragem.....	20
Figura 2.10 Peça de ancoragem ao espigão.....	20
Figura 2.11 Geometria típica do elemento sólido tetraédrico parabólico de 10 nós (<i>SolidWorks</i> , s.d.).....	21
Figura 2.12 Modelo numérico do dispositivo.....	22
Figura 2.13 Modelação de contactos entre os componentes do dispositivo.....	23
Figura 2.14 Demonstração dos elementos de ligação.....	24
Figura 2.15 Restrições e cargas: a) Fixação extremidade inferior do espigão; b) Aplicação de carga remota.....	24
Figura 2.16 Tipos de malhagem: a) <i>Standard mesh</i> ; b) <i>Curvature based-mesh</i>	26
Figura 2.17 Comando <i>h-adaptive</i>	26
Figura 2.18 a) Gráfico da convergência de malha; b) Detalhe de malhagem final.....	27
Figura 2.19 Resultados de estudo estático com 290N de carga aplicada.....	27
Figura 2.20 Comando “ <i>Iso-clipping</i> ”.....	28
Figura 2.21 CNC HAAS UMC 750SS de 5 eixos: a) Imagem ilustrativa da CNC; b) Eixos de rotação e translação da CNC (Haas Inc., 2015).....	29
Figura 2.22 Maquinação da peça de ancoragem do dispositivo ao espigão.....	29
Figura 2.23 Sistema de pedal de encaixe rápido.....	30
Figura 2.24 Peça de fixação da travessa: a) Vista de baixo; b) Vista de cima; c) Parte de cima otimizada.....	30

Figura 2.25 Processo de separação do encaixe de um sapato de ciclismo estragado: a) Sapato com a sola descolada; b) Demonstração da sola; c) Base de encaixe cortada.	31
Figura 2.26 Sistema de interface entre o crenco e o pedal.	32
Figura 2.27 Copo de interface entre o dispositivo e o coto do paraciclista.	33
Figura 2.28 Início molde da coxa do atleta: a) Isolamento com película; b) Aplicação das gazes de gesso humedecidas.	33
Figura 2.29 Acabamentos do molde: a) Reforço das extremidades; b) Corte longitudinal para facilitar os ensaios na perna do atleta.	34
Figura 2.30 Ensaio com contramolde da coxa do atleta para calcular a posição da travessa de encaixe.	34
Figura 2.31 a) Copo de interface do dispositivo ao coto do paraciclista em carbono; b) Primeiros testes experimentais do copo em contexto de estrada.	35
Figura 2.32 Aspeto final do copo de interface do dispositivo com o coto do atleta.	35
Figura 3.1 Representação ilustrativa de um extensómetro.	37
Figura 3.2 Representação ilustrativa de Ponte de Wheatstone (Adaptado de: Electrical Engineers Blog ,2015).	39
Figura 3.3 Roseta extensométrica utilizada: a) Ilustração representativa (HBM, s.d.); b) Imagem real da roseta.	39
Figura 3.4 Instrumentação de exemplos de superfícies: a) Instrumentação em vidro (Dynatec India, 2017); b) Instrumentação em fibra de carbono (Wiringelc, s.d.).	40
Figura 3.5 Alguns materiais necessários para preparação da superfície e colagem da roseta extensométrica: a) Lixa; b) Ácido fosfórico e amónia; c) Cola de cianocrilato (Super cola)	41
Figura 3.6 Últimas etapas da colagem da roseta: a) Utilização da fita-cola não reativa; b) Colagem da roseta extensométrica concluída e identificação dos extensómetros.	41
Figura 3.7. Dispositivo de compensação montado e pronto a instrumentar.	42
Figura 3.8 a) Modelo P3 (<i>Micro-Measurements</i> , 2011); b) <i>Datasheet</i> da roseta.	42
Figura 3.9 Teste estático ao dispositivo de compensação.	43
Figura 3.10 Direção da atuação das tensões principais.	45
Figura 3.11 Desenho em CAD com os extensómetros.	45
Figura 3.12 Utilização do comando “ <i>probe</i> ” na obtenção das tensões nos nós.	46

Figura 3.13 Testes dinâmicos com o atleta a pedalar sobre os rolos.	48
Figura 3.14 Gráfico do ensaio estático.	49
Figura 3.15 Gráfico do ensaio dinâmico.	50
Figura 3.16 Distribuição de <i>von Mises</i>	50
Figura 3.17 Isovalores acima da tensão de cedência.	51
Figura 4.1 Quadro da bicicleta para contrarrelógio.	53
Figura 4.2 Diferenças das geometrias do espigão: a) Geometria do espigão da bicicleta de estrada; b) Espigão da bicicleta de contrarrelógio.	53
Figura 4.3 Etapas do processo de engenharia inversa (Rana A. ,2016).	54
Figura 4.4. Exemplos de aplicações de engenharia inversa: a) Digitalização de peças para fins de simulação (Tecna Machines ,s.d.); b) Fabrico de calçado à medida (Reverse, s.d.); c) Reconstrução de artefactos históricos (Gomeasure3D ,2019).	55
Figura 4.5 Etapas da engenharia inversa (Pires J. e Santos R., 2014).	56
Figura 4.6 Diferentes tipos de digitalização: a) CMM com sonda a laser (Nikon, s.d.); b) Fresadora CNC com sonda de contacto (ISICOM ,2019).	56
Figura 4.7 Tomografia Computorizada: a) Tomografia industrial (Metrology ,2018); b) Tomografia ao maxilar (Papaiz, s.d.).	57
Figura 4.8 Geometria do espigão em CAD.	57
Figura 4.9 Desenho final do protótipo.	58
Figura 4.10 Protótipo para bicicleta de contrarrelógio: a) Demonstração do dispositivo montado com o referido entalhe; b) Teste do dispositivo em contexto de prova.	59

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1 Categorias da Modalidade de Ciclismo adaptado (Comité Paralímpico de Portugal, 2014).	3
Tabela 2.1 Características mecânicas da liga de alumínio 7075-T6 (<i>SolidWorks</i> , s.d.).....	25
Tabela 3.1 Valores de deformações medidos para cada força aplicada.	43
Tabela 3.2 Valores de tensões principais, de <i>von Mises</i> e direções de tensão para cada força aplicada.	44
Tabela 3.3 Comparação de tensões pelos métodos numérico e experimental e obtenção dos erros	46

SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS

SIMBOLOGIA

ν	–	Coefficiente de Poisson
E	–	Módulo de Elasticidade Longitudinal
ρ	–	Resistividade
σ_c	–	Tensão de Cedência
$\sigma_{1,2}$	–	Tensões Principais
σ_{VM}	–	Tensão de von Mises
L	–	Comprimento
l	–	Comprimento inicial
Δl	–	Variação de comprimento
$\mu\varepsilon$	–	Microdeformação
ε	–	Deformação
HBW	–	Hardness Brinell
A	–	Área da secção transversal
R	–	Resistência elétrica
ΔR	–	Variação de resistência
k	–	Constante de sensibilidade
E	–	Módulo de Young
ϕ	–	Direção principal

ABREVIATURAS

3D	–	Três Dimensões
ANDDEMOT	–	Associação Nacional de Desporto para Deficientes Motores
APCA	–	Associação Portuguesa de Ciclismo Adaptado
CAD	–	Computer Aided Design
CAE	–	Computer Aided Engineering
CHUC	–	Centro Hospitalar Universidade de Coimbra
CMM	–	Coordinate Measuring Machine
CNC	–	Computer Numeric Control
CT	–	Computed Tomography
DEM	–	Departamento de Engenharia Mecânica
IPC	–	International Paracycling Committee
ISEC	–	Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
UCI	–	Union Cycling International

1. Ciclismo Adaptado

1.1 O que é o Ciclismo Adaptado?

Ciclismo adaptado ou paraciclismo consiste numa modalidade desportiva baseada no ciclismo convencional, destinada a indivíduos portadores de deficiências físicas. Este desporto pode ser praticado em equipa ou individualmente e por homens e mulheres que apresentem diversos tipos de limitações como visuais, auditivas, cerebrais ou motoras (amputados, tetraplégicos, paraplégicos), entre outras.

Assim como no desporto convencional cada paratleta compete em classes específicas, de acordo com o seu nível funcional. Os paraciclistas, por sua vez, têm as suas respectivas bicicletas adaptadas às suas limitações. Os velocípedes podem ser manuais (também denominados de *handbikes*), que são bicicletas em que o movimento de pedalar é realizado com as mãos (figura 1.1), convencionais (figura 1.2), triciclos ou bicicletas duplas (ou *tandens*).

As provas podem ser de estrada e, neste caso, podem ter percursos de até 120 km; de contrarrelógio, onde os atletas partem com o objetivo de realizar a prova no menor tempo possível; e de velocidade, ocorrendo em pistas ovais de 250 a 325 metros de extensão chamadas de velódromos (Comité Paralímpico Portugal, s.d.).



Figura 1.1 Bicicletas manuais (Bike Magazine,2018).



Figura 1.2 Bicicleta convencional (UCI, 2018).

1.1.1 Datas Importantes na História do Ciclismo Adaptado

As datas importantes na evolução do ciclismo adaptado são resumidamente retratadas na cronologia que se segue (figura 1.3).

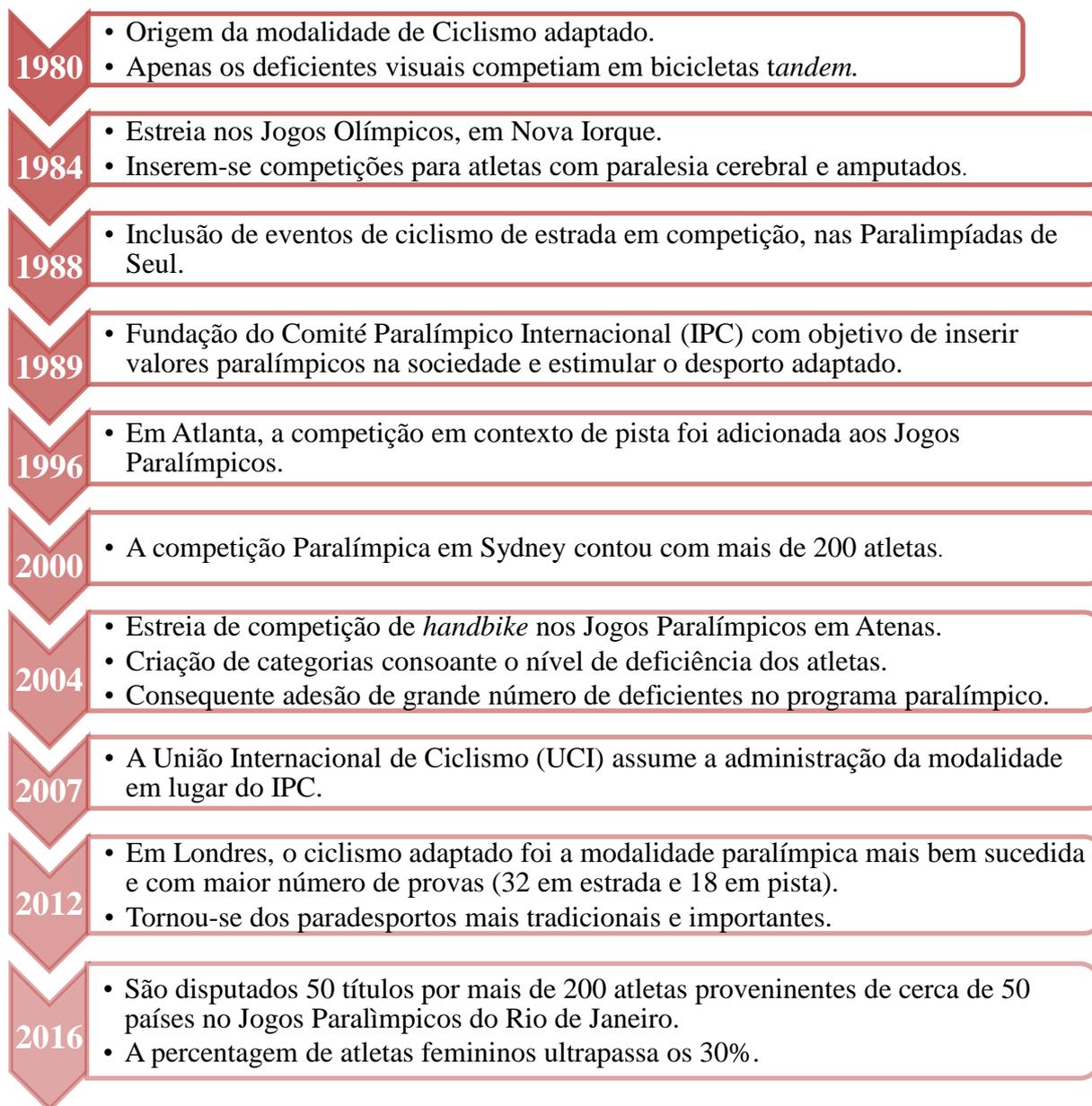


Figura 1.3 Cronologia da história do Paraciclismo (Paralympic movement, 2017).

1.1.2 Categorias do Ciclismo Adaptado

A tabela 1.1 apresenta as diferentes classes de ciclismo adaptado, os equipamentos permitidos e a que tipo de lesões se destinam as mesmas na atualidade, segundo a UCI.

Tabela 1.1 Categorias da Modalidade de Ciclismo adaptado (Comité Paralímpico de Portugal, 2014).

Classe Desportiva	Equipamentos	Tipos de lesões
Bicicleta Manual (Handbike) H1-4 	<ul style="list-style-type: none"> • Formatadas para a posição reclinada ou de joelhos e são impulsionadas manualmente. 	<ul style="list-style-type: none"> • Atletas paraplégicos, tetraplégicos e bi-amputados das pernas, com ligeiros ou moderados movimentos involuntários (atetose) ou falta de coordenação motora (ataxia).
Triciclo T1-2 	<ul style="list-style-type: none"> • Veículo de três rodas que oferece o equilíbrio não permitido em bicicletas convencionais. 	<ul style="list-style-type: none"> • Atletas com coordenação limitada ou alguma perda de potência muscular.
Bicicleta C1-5 	<ul style="list-style-type: none"> • Velocípedes convencionais com dispositivos de compensação adequados às respetivas deficiências de cada atleta. 	<ul style="list-style-type: none"> • Atletas com amputações em algum dos membros, podendo utilizar próteses ou dispositivos de compensação.
Bicicleta Dupla (Tandem) TB 	<ul style="list-style-type: none"> • Bicicleta com dois assentos. Nesta classe o atleta normovisual pedala na frente, como guia. 	<ul style="list-style-type: none"> • Um dos atletas possui baixa acuidade visual ou campo visual limitado a 40° de diâmetro.

Na figura 1.4 estão representados os diferentes tipos de classes, nomeadamente a bicicleta manual em a), o triciclo em b), a bicicleta convencional em c) e, por fim, a bicicleta dupla em d).



a)



b)



c)



d)

Figura 1.4 Diferentes categorias de ciclismo adaptado: a) *Handbike* (Mirror, 2012); b) *Tricycle* (Syracuse, 2016); c) *Cycling* (WordPress,2012); d) *Tandem* (Paralympic, 2017).

1.2 Ciclismo Adaptado em Portugal

O ciclismo adaptado não recebe a devida relevância nacional quando comparado com outros desportos, como é o exemplo do futebol. Porém, é uma modalidade que eleva Portugal em campeonatos mundiais. Os Jogos Paralímpicos de 1984, 2000, 2004 e 2008 contaram com a participação de atletas portugueses como Luís Costa, Telmo Pinão, André Venda e João Castanheira. Estes nomes já carregaram e/ou carregam o símbolo das quinas mundialmente.

Em 2014, Luís Costa tornou-se o primeiro atleta a representar Portugal nos Mundiais de Paraciclismo. Mas foi em 2015, no circuito Europeu de *Handbike* realizado em Abu Dhabi, que o português levou duas medalhas de ouro para casa (categoria C1 da União de Ciclismo Internacional). A fotografia da figura 1.5 foi tirada em dia de competição nesse circuito. Juntamente com as prestações de André Venda e João Castanheira, Portugal assegurou a vaga nos Jogos Paralímpicos do Rio de Janeiro em 2016 (BTT Lobo, 2015).



Figura 1.5 Luís Costa em Abu Dhabi (Bttlobo, 2015).

Nos mundiais de África do Sul (2017), o mesmo atleta também conquistou uma medalha de bronze em competição contrarrelógio. Nesse mundial, na categoria C2, Telmo Pinão (figura 1.6), esteve perto de figurar entre os dez primeiros da competição. Porém, uma queda coletiva impossibilitou-o de conseguir tal proeza (Freebike, 2017).

Já em 2016, nos Jogos Paralímpicos do Rio Janeiro, Telmo Pinão alcançou o 6º lugar na classe em que compete, C2 (Federação Portuguesa de Ciclismo, 2016).



Figura 1.6 Telmo Pinão (Fp ciclismo, 2016).

Segundo o Comité Paralímpico de Portugal (2018), a equipa portuguesa de ciclismo adaptado (figura 1.7) espera apresentar para os Jogos Paralímpicos de Tóquio em 2020 os dois atletas anteriormente referidos, juntamente com Flávio Pacheco na categoria H4.



Figura 1.7 Seleção Nacional de Paraciclismo (Comité Paralímpico Portugal, 2018).

1.3 Telmo Pinão – Pessoa e atleta

Campeão nacional de ciclismo adaptado em 2018, Telmo Pinão foi o primeiro atleta amputado de membro inferior a subir o ponto mais alto de Portugal Continental (Torre, Serra da Estrela), em 2016.

Natural de Casais Velhos, Freguesia de Pereira - Montemor-o-Velho, Telmo licenciou-se em Marketing pela Universidade de Aveiro. Antes de se tornar ciclista foi atleta federado em desporto motorizado no segmento de moto 4 (figura 1.8). Mas em 2002, aos 23 anos, sofreu um acidente num passeio pré-prova que lhe provocou mudanças na vida, como a consequente amputação parcial da perna esquerda.



Figura 1.8 Telmo Pinão de moto 4 (imagem cedida pelo atleta).

Nesta altura residia em Portimão, no Algarve e, sem nunca abandonar o desporto, passou primeiramente pelo boxe e depois, pelo karaté (figura 1.9). Até àquele período não era comum existir desportistas com membros amputados a praticar artes marciais.



Figura 1.9 Telmo Pinão na prática do karaté (imagem cedida pelo atleta).

Depois de vários anos a acompanhar competições de nível paralímpico pela televisão, Telmo pensou que estaria ao alcance de participar nos mesmos. Mas teria que mudar de desporto.

Em 2008, uma bicicleta de montanha que comprou para se locomover em curtas distâncias intensificou-lhe o gosto pelo ciclismo, desporto que Telmo praticava já antes de sofrer o acidente. Após ter sido convidado, participou numa prova em Águeda, inserida na Associação Nacional do Desporto para Deficientes Motores (ANDDEMOT) e conquistou o 2º lugar. Posteriormente, o caminho de Telmo Pinão seguiu para um estágio num centro de alto rendimento em Rio Maior.

Desde o acidente teve de passar pelo bloco operatório 12 vezes. Complicações devido a uma bactéria crónica alojada a baixo do joelho da perna amputada levou a que Telmo Pinão tivesse de sair da classe C4, onde pedalava com as duas pernas. Passou então a ser da classe C2, pedalando somente com a perna direita. A figura 1.10 permite visualizar a diferença entre as classes referidas anteriormente.



a)



b)

Figura 1.10 Alteração da classe em que o atleta competia C4 (a) para C2 (b) (imagens cedidas pelo atleta).

No início do ano 2012, Telmo Pinão teve a oportunidade de colaborar num projeto com alunos e docentes do Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Educação de Coimbra (DEM/ISEC) em parceria com o Centro Hospitalar Universitário de Coimbra (CHUC). Em março desse mesmo ano, o projeto “Prótese para Ciclismo Adaptado” (Roseiro, 2013), o segundo desenvolvido pelo DEM/ISEC para o ciclista, foi apresentado pelo próprio Telmo numa palestra do XV encontro Nacional de Estudantes de Terapia Ocupacional.

O contributo do departamento de Engenharia Mecânica do ISEC tem sido fundamental até aos dias de hoje. O desenvolvimento dos dispositivos tem permitido a Telmo ultrapassar as suas limitações físicas no ciclismo promovendo uma *performance* cada vez mais competitiva.

Telmo sagrou-se campeão nacional de ciclismo adaptado já em fevereiro de 2013 nos Campeonatos Nacionais de Pista no Velódromo de Sangalhos. No ano seguinte, renovou o título nos mesmos campeonatos. Ainda em 2013, no mês de agosto participou na primeira edição do Campeonato Nacional de Paraciclismo, representando a Efapel-Glassdrive, e conquistou o título que o aproximou do desejo de participar nos Jogos Paralímpicos de 2016 (figura 1.11).



Figura 1.11 Vitória de Telmo na primeira edição do Campeonato Nacional de Paraciclismo (imagem cedida pelo atleta).

A primeira prova internacional em que participou foi a Taça do Mundo de Paraciclismo em Castiglione della Pescaia, Itália. Naquela competição ficou em 20º lugar da classe C2.

Telmo Pinão começou a preparar-se para os Jogos Paralímpicos de 2016 cerca de seis meses antes do evento ter início. Ao fim dos jogos do Rio 2016, conquistou para Portugal o 6º lugar na prova em linha e o 12º lugar no contrarrelógio, ambos na Classe C2. A conquista mais recente do atleta a nível nacional foi em Abril de 2019, com o 1º lugar (Classe C2) no Grande Prémio Paraciclismo de Porto de Mós.

O atleta é o atual presidente da Associação Portuguesa de Ciclismo Adaptado (APCA), e, juntamente com o paraciclista André Venda, promove o ciclismo adaptado em Portugal. Este desporto ainda possui poucos adeptos o que, muitas vezes, limita a participação de atletas nacionais em campeonatos internacionais.

Uma das atividades mais conhecidas que Telmo e André fizeram para divulgar o ciclismo adaptado foi a viagem entre Montemor-o-Velho (Coimbra) e Faro (Algarve), em novembro de 2011 (figura 1.12). Percorreram 475 km em 4 dias e, como resultado, angariaram fundos para a modalidade desportiva.



Figura 1.12 Viagem de Telmo Pinão e André Venda de Coimbra ao Algarve (imagem cedida pelo atleta).

Telmo Pinão é hoje uma referência nacional no paraciclismo. O atleta ministra palestras motivacionais e já foi rosto de alguns anúncios televisivos, promovendo o ciclismo adaptado (figura 1.13).



a)



b)

Figura 1.13 a) Palestra motivacional; b) Gravações para anúncio publicitário (imagens cedidas pelo atleta).

Paciência e humildade são características notórias em Telmo Pinão, refletidas em todo o tempo que dedicou a contar sua história para inserção neste trabalho.

1.4 Dispositivos de Compensação

Dispositivos de compensação no ciclismo adaptado consistem em equipamentos desenvolvidos para utilização nas bicicletas convencionais (classe C1-5) que permitem aos atletas um auxílio para compensar a disfunção ou ausência de algum membro.

1.4.1 Dispositivos Existentes

A figura 1.14 apresenta alguns dispositivos de compensação com diferentes tipos de ancoragem ao velocípede, tipos de materiais e de interface com o corpo dos atletas. Os exemplos a), b) e c) utilizam uma ancoragem ao espigão da bicicleta e uma interface apropriada ao atleta. A interface pode ser um copo que suporta a perna amputada ou apenas uma base dependendo da necessidade do paraciclista. No exemplo c) pode ser observado um tipo de ancoragem ao quadro do velocípede.

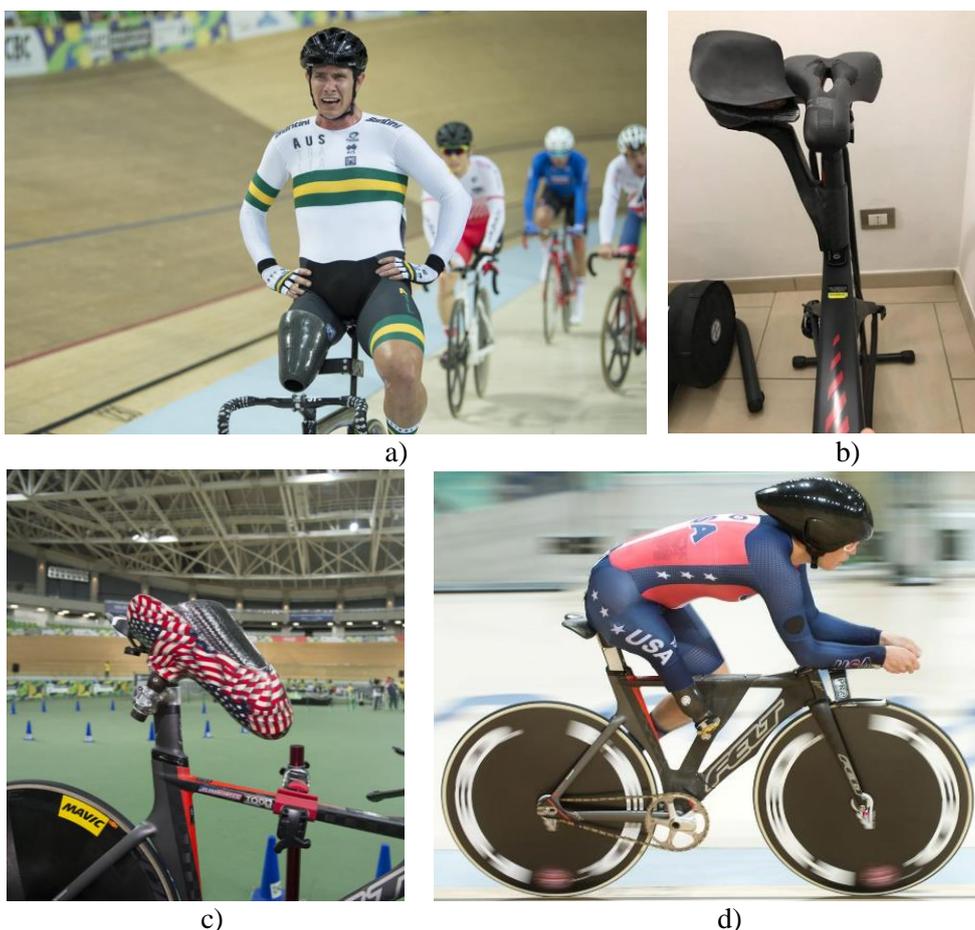


Figura 1.14 Dispositivos de compensação com diferentes tipos de ancoragem: a) Dispositivo em forma de copo fabricado em material compósito com ancoragem no espigão da bicicleta; b) Base em material compósito com ancoragem no espigão; c) Dispositivo em forma de copo fabricado em compósito com ancoragem de alumínio no espigão; e d) Dispositivo fabricado em compósito com ancoragem no quadro da bicicleta.

1.4.2 Histórico de Dispositivos Desenvolvidos para o Atleta

O dispositivo de compensação que se apresenta neste trabalho, tal como já referido, baseia-se numa otimização de outros dispositivos desenvolvidos anteriormente. Os dispositivos apresentados e descritos de seguida surgiram da parceria entre o atleta e o DEM/ISEC com envolvimento de docentes e alunos de licenciatura e de mestrado em Engenharia Mecânica.

Dispositivo Prótese Transtibial (2010)

Equipamento: Baseia-se numa prótese da perna em carbono e um “pé” de alumínio com um sistema pedal de encaixe acoplado que permitia a interface com a bicicleta. O dispositivo pode ser visualizado nas figuras 1.15 e 1.16.

Classe: C4 (pedalar com ambas as pernas)

Distinções académicas: Reconhecimento com distinção no Concurso Nacional de Inovação Tecnológica Engenheiro Jaime Filipe em 2012 e participação no V Congresso Nacional de Biomecânica.

Competições (exemplos): Taça do Mundo no Canadá em 2010

Pontos fortes: Peso, originado pela utilização de materiais leves; Conforto no movimento de pedalar; Permite exercer uma força direcional e conseqüentemente um maior poder de pedalada.

Pontos fracos: Anos mais tarde, o esforço feito pelo atleta em competição originou o desenvolvimento de uma bactéria no coto obrigando-o a alterar a classe em que competia para a classe C2.



Figura 1.15 Dispositivo desenvolvido para o atleta para classe C4 (imagem cedida pelo atleta).



Figura 1.16 Imagem pormenorizada da prótese (imagem cedida pelo atleta).

Dispositivo de Compensação em Alumínio (2012)

Equipamento: Consiste num dispositivo acoplado ao espigão da bicicleta que fixa a perna amputada do atleta numa determinada posição. A meia cana fabricada em *nylon*, que serve de base para a perna, é ancorada por um suporte ajustável em alumínio (figuras 1.17 e 1.18).

Classe: C2 (pedalar apenas com uma perna)

Distinções académicas: Participação no V Congresso Nacional em Biomecânica em 2013.

Competições (exemplos): Taça do Mundo em Segóvia (Espanha) em 2012 e Taça do Mundo de Castiglione della Pescaia (Itália), em 2013.

Pontos fortes: Grande poder de afinação; Ergonómico; Confortável; Leve.

Pontos fracos: Fraca resistência mecânica; Instabilidade;



Figura 1.18 Atleta a competir em C2 com o dispositivo (imagem cedida pelo atleta).



Figura 1.17 Imagem pormenorizada do dispositivo (P. Ferreira, L. Roseiro, 2013).

Dispositivo de Compensação em Carbono (2014)

Equipamento: Seguindo o mesmo princípio de funcionamento do dispositivo de compensação anterior, este equipamento suporta a perna amputada do atleta numa determinada posição. Neste caso, investiu-se na utilização do carbono no fabrico da meia cana e no suporte como pode ser observado nas figuras 1.19 e 1.20. Apenas foi utilizado alumínio na ancoragem do suporte ao espigão da bicicleta.

Classe: C2 (pedalar apenas com uma perna)

Competições (exemplos): Jogos Olímpicos Rio de Janeiro (Brasil), em 2016.

Pontos fortes: Boa resistência mecânica; Estável; Confortável; Esteticamente mais agradável, com melhor aspeto; Maior segurança em caso de queda.

Pontos fracos: A cinta usada para fixar a perna do atleta ao dispositivo vai contra as regras da organização das provas, uma vez que é considerada insegura em caso de queda. Para além disso, após um tempo a pedalar em pé (no caso de uma subida), a cinta também provoca um efeito de garrote na perna do atleta, o que lhe proporciona desconforto, dor e a uma fadiga precoce.



Figura 1.20 Segundo dispositivo da categoria C2 (imagem cedida pelo atleta).



Figura 1.19 Imagem pormenorizada do dispositivo (imagem cedida pelo atleta).

2. Protótipo Funcional Desenvolvido

O dispositivo desenvolvido (figura 2.1) baseia-se num sistema de compensação que permite adaptar uma bicicleta convencional a um ciclista paraolímpico. Este sistema é constituído por uma peça fixa ao espigão do velocípede que serve de ancoragem a um crengo onde é montado um pedal de encaixe rápido. Por sua vez, a travessa que encaixa no pedal é aparafusada a um “copo” que desempenha o papel de ligação entre o dispositivo e a perna (ou coto) do paraciclista. A figura 2.2 tem como objetivo permitir um outro ângulo de visão do dispositivo de forma a proporcionar um melhor entendimento sobre a sua constituição.

Com este dispositivo pretende-se que o atleta tenha estabilidade na pedalada a partir da fixação da coxa num ponto pretendido, enquanto alguns graus de liberdade são preservados. Assim, a utilização torna-se confortável durante o movimento de pedalar, tanto na posição sentada, como ao longo da fase em que o atleta se encontra de pé.

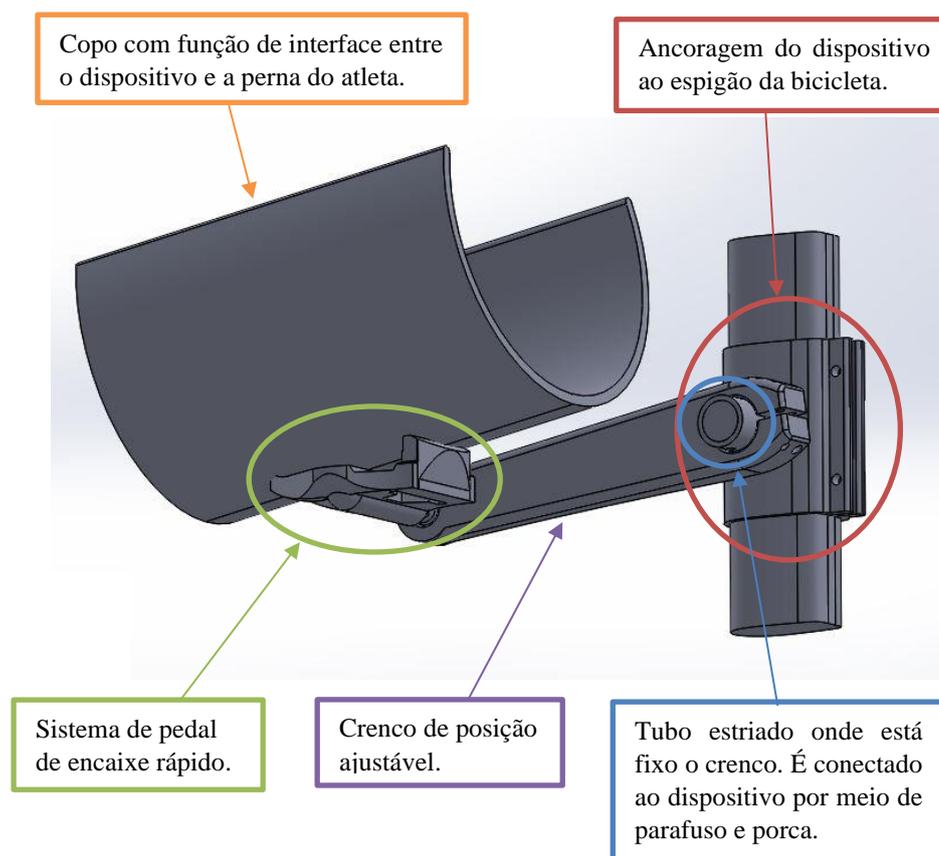


Figura 2.1 Ilustração esquemática da constituição do dispositivo.

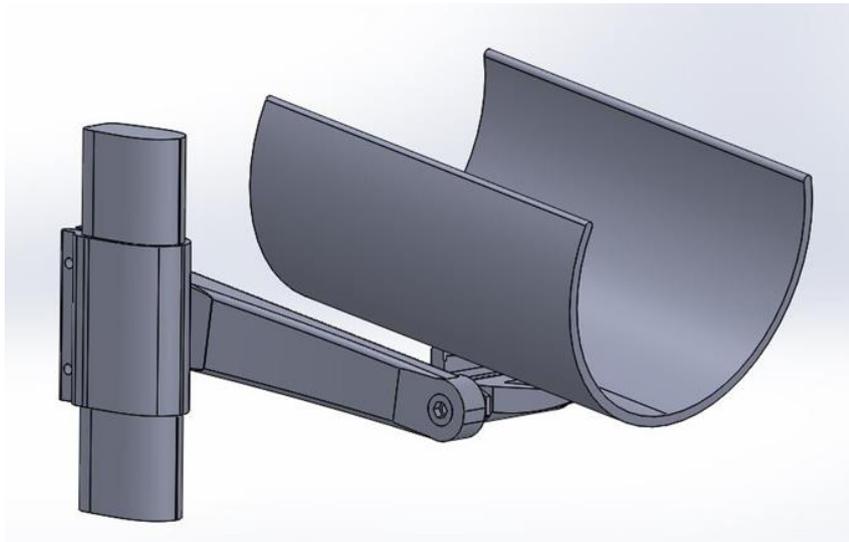


Figura 2.2 Outra perspectiva esquemática do dispositivo.

O desenvolvimento do dispositivo também teve em conta a seleção de materiais que apresentam as características mecânicas mais apropriadas à sua utilização em contexto de competição (resistência ao choque e à fadiga, resistência mecânica, pouco peso, entre outros) e de custo acessível. A figura 2.3 é uma fotografia do dispositivo após ter sido concebido.



Figura 2.3 Dispositivo de compensação completo.

2.1. Sistema de Ancoragem ao Espigão da Bicicleta

A peça apresentada na figura 2.4 foi baseada num suporte utilizado no sistema de compensação anterior. Quanto à função de ancoragem ao espigão, ao invés de ser desempenhada por dois apoios pequenos como no suporte anterior, na peça representada (figura 2.4) optou-se por utilizar apenas um de maior dimensão. O aumento da dimensão do suporte e exclusão de um apoio permite uma maior área de superfície de contacto com o espigão, contribuindo para a diminuição de peso e uma maior estabilidade.

A conexão entre a peça fabricada e o crenco é feita através da utilização de um tubo estriado. Este pertencia a uma roda pedaleira que foi cortada de uma bicicleta convencional e adaptada à peça (figura 2.5). A ligação é realizada por meio de furos e parafusos que permitem uma maior resistência mecânica, menor fadiga do material e, conseqüentemente, uma longa durabilidade da peça.



Figura 2.4 Peça de ancoragem do dispositivo ao espigão.



Figura 2.5 Tubo estriado e o mesmo montado no dispositivo.

A vantagem de ter sido adotada a solução do tubo estriado é que este permite que o atleta consiga ajustar a altura da posição da coxa. Tal conforto é fundamental para o desempenho em contexto de competição.

A posição final da extremidade estriada do tubo não é para fora, como foi inicialmente idealizada, mas sim para o lado de dentro. Deste modo, quando é necessário alterar o ângulo do crenco retira-se o tubo para ser possível fazer o ajuste pretendido. A solução utilizada permite uma fixação eficiente do tubo por meio de parafuso e, ao mesmo tempo, manter uma distância adequada entre o crenco e o dispositivo. Caso a posição da parte estriada do tubo fosse para o lado de fora e o mesmo meio de fixação por parafuso fosse mantido (figura 2.6), não seria só o conforto do atleta que estaria em causa. Neste contexto, conhecendo o princípio físico de um momento, a distância entre a superfície do dispositivo e a posição onde se fixaria o crenco resultariam num “braço”. Este, conjugado com a força aplicada pela coxa do atleta, originaria momentos fletores. As solicitações mecânicas provenientes desses momentos poderiam pôr em causa a fiabilidade da peça, uma vez que a probabilidade de agravar o fenómeno de fadiga seria maior.

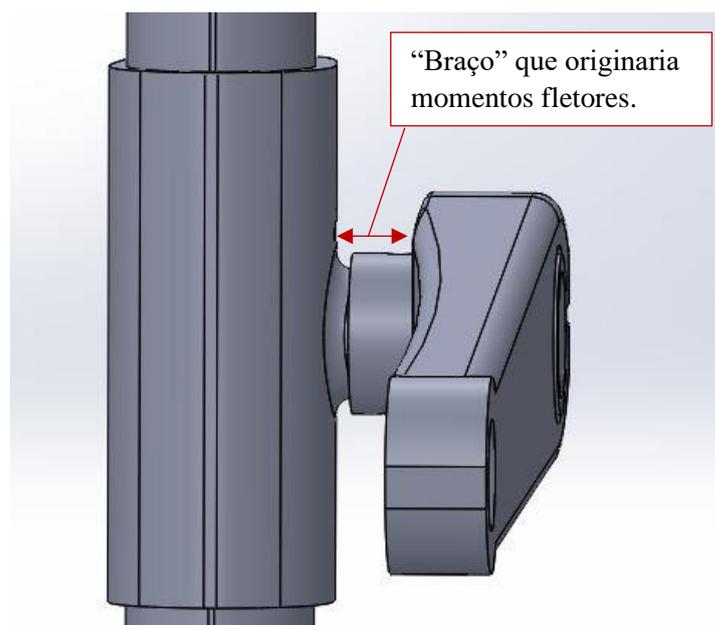


Figura 2.6 Representação ilustrativa da ideia inicial da posição do tubo estriado.

2.1.1. Construção do Modelo em CAD 3D

O modelo, em Desenho Assistido por Computador em 3D (CAD 3D), do protótipo foi desenvolvido no *software SolidWorks*. Este *software* permite não só a construção do modelo, como também a realização de diversas simulações do mesmo. O ponto de partida da construção do protótipo consistiu na aquisição das medidas geométricas do espigão da bicicleta de Telmo Pinão (figura 2.7). O espigão teria de ser submetido a um processo de engenharia inversa para que as suas medidas fossem obtidas. Porém, o procedimento foi facilitado já que a mesma geometria foi utilizada anteriormente num outro dispositivo de compensação.



Figura 2.7 Início do desenho da peça de ancoragem em CAD.

Após aumentar-se a espessura do perfil do dispositivo com o objetivo de reforçar a sua resistência mecânica e a durabilidade, utilizou-se o comando “*Boss-extrude*” com a altura pretendida para dar forma ao modelo (figura 2.8).

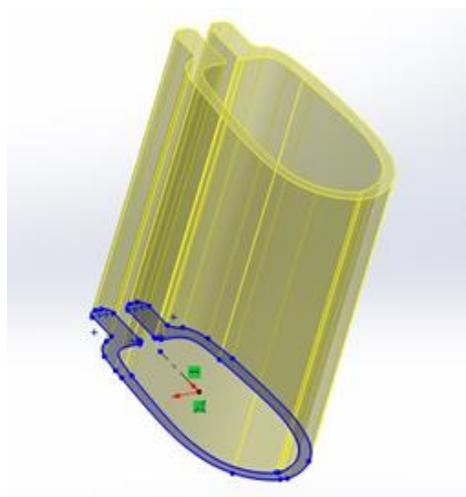


Figura 2.8 Comando “*Boss-extrude*”.

O mesmo comando foi utilizado para criar a forma do veio na superfície lateral da peça de ancoragem, enquanto o comando “*Cut-extrude*” permitiu executar todos os furos realizados na peça (figura 2.9).



Figura 2.9 Furos realizados na peça de ancoragem.

Para a finalização da construção do modelo, recorreu-se ao comando “*Fillet*” para dar o acabamento final à peça. O resultado obtido é apresentado de seguida na figura 2.10.



Figura 2.10 Peça de ancoragem ao espigão.

O modelo foi desenvolvido com o objetivo de atender às necessidades do protótipo e ao mesmo tempo ser de fácil maquinação, contornando as limitações do equipamento de produção.

2.1.2. Modelo de Elementos Finitos

Posteriormente à construção do modelo da peça em CAD, fez-se o seu estudo numérico através da componente CAE (Engenharia Assistida por Computador) do *SolidWorks*. Um modelo numérico permite, de modo virtual, estimar o comportamento de determinada estrutura quando submetida a forças exteriores. A estimativa permite a análise e otimização de projetos em desenvolvimento, ou mesmo desenvolvidos, antes da implementação de um modelo real.

Neste trabalho, o modelo numérico é baseado no método dos elementos finitos e recorre ao elemento sólido tetraédrico parabólico com dez nós (elemento SOLID da biblioteca do *software*). Quatro destes nós estão nos vértices e os restantes seis estão a meio das arestas (figura 2.11). Cada nó possui três graus de liberdade, que representam as translações nas três direções ortogonais.

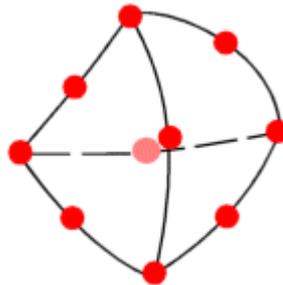


Figura 2.11 Geometria típica do elemento sólido tetraédrico parabólico de 10 nós (*SolidWorks*, s.d.).

Enquadramento do Modelo Numérico

O modelo 3D realizado no ponto anterior foi estudado através do método de modelo numérico, com recurso ao programa *SolidWorks Simulation*. Assim, a estrutura foi analisada tendo em conta as restrições que se aplicam às necessidades pretendidas.

Na figura 2.12 está ilustrada a simulação do dispositivo de compensação montado, onde podem ser observados os componentes fundamentais para a realização do estudo: o espigão virtual, a peça de ancoragem do dispositivo ao espigão (fixa por meio de dois parafusos); o veio estriado que faz a interface entre a peça de ancoragem e o crenco; e finalmente, o crenco, onde está aplicada uma carga remota referente à simulação das forças exercidas pelo atleta

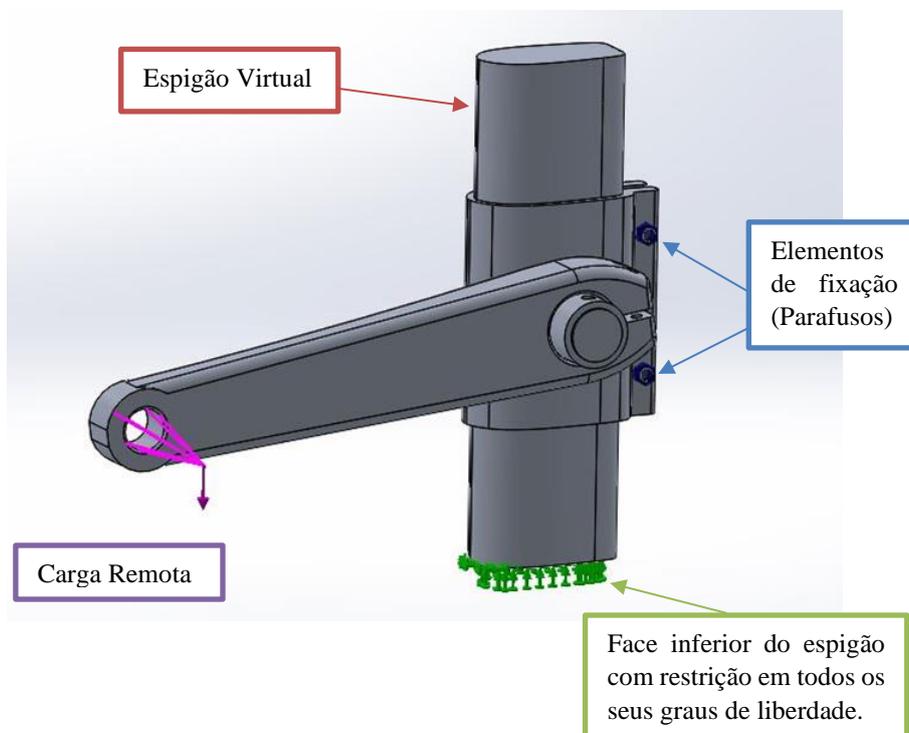


Figura 2.12 Modelo numérico do dispositivo.

Modelação de Contactos

Os tipos de contactos entre peças ocorridos na simulação são essencialmente dois. O primeiro tipo de contacto, “*no penetration*” segundo M. Visser (2016), não permite a interferência entre as duas superfícies, embora haja a possibilidade de deslizamento. Isto acontece não só entre a superfície do espigão e a superfície interior da peça de ancoragem do dispositivo ao mesmo, mas, também, com o veio da peça de ancoragem e a superfície interior do tubo estriado.

O segundo tipo de contacto é o “*bonded*”, que equivale à ligação das superfícies e, conseqüentemente, faz com que o estudo realizado considere as duas peças em contacto apenas como uma (M. Visser, 2016). Embora as peças não estejam ligadas, foi considerado este tipo de contacto entre a parte estriada do tubo e a superfície interior do crengo (esta também estriada), impedindo deslizamentos entre ambas. Os dois tipos de contactos estão destacados a cores e identificados na figura 2.13.

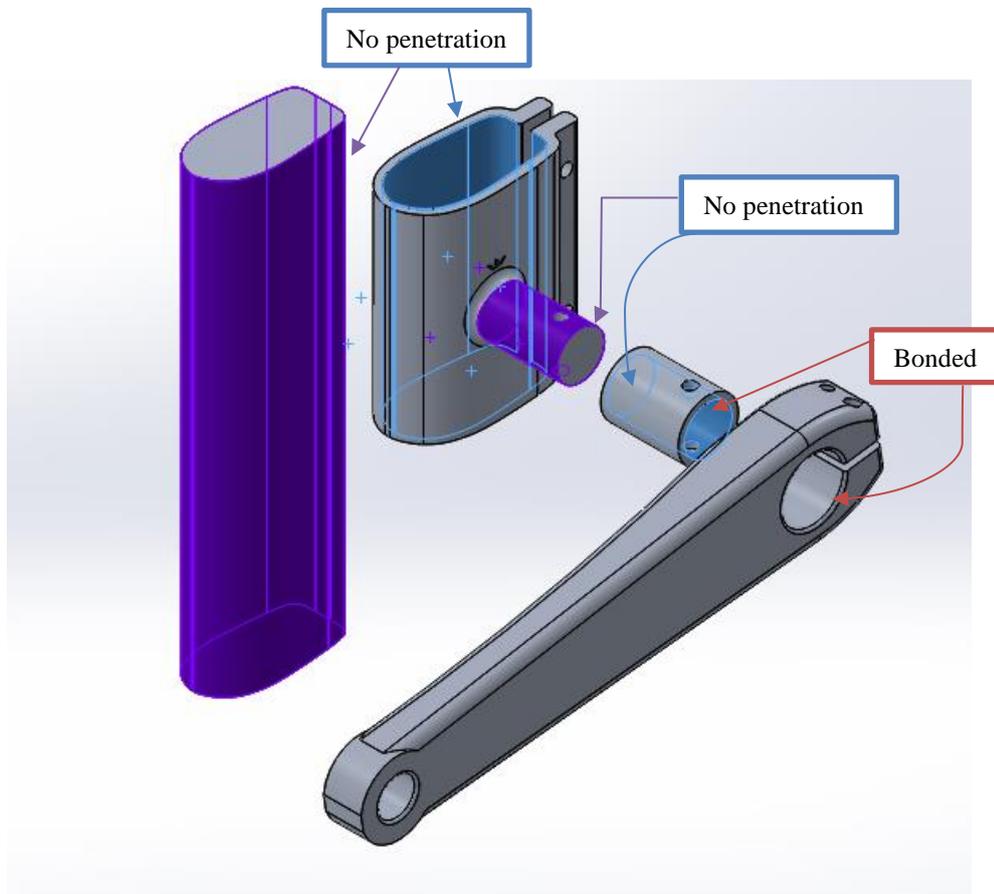


Figura 2.13 Modelação de contactos entre os componentes do dispositivo.

Para além dos tipos de contactos, os conectores utilizados também necessitam de ser determinados. Foram utilizados um pino para bloquear o tubo estriado e dois parafusos, apertados com binário de 4 N.m, para fixar a peça de ancoragem ao espigão. Por consequência, o crengo também permanece fixo ao tubo estriado (figura 2.14).

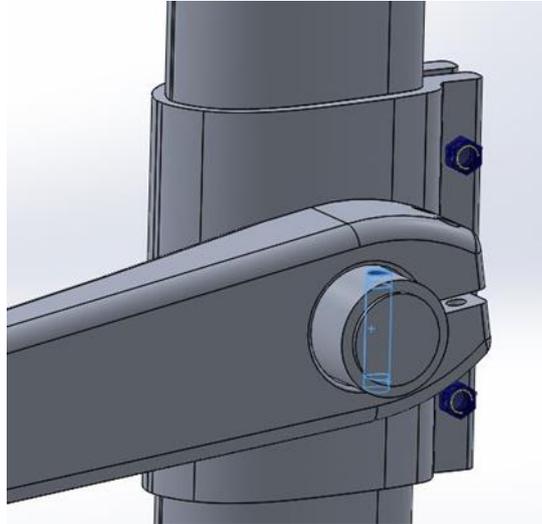


Figura 2.14 Demonstração dos elementos de ligação.

Condições de Fronteira e Cargas Aplicadas

Nas condições de fronteira, a parte inferior do espigão é restringida em todos os seus graus de liberdade, pois simula que o mesmo está fixo ao quadro da bicicleta, como se estivesse acoplado a ela (figura 2.15 a)). Foi considerada uma carga remota de 290 N a uma distância de 57.29 mm do centro do eixo do crengo, que equivale ao centro do pedal onde o atleta exerce a força, como demonstrado na figura 2.15 b)).

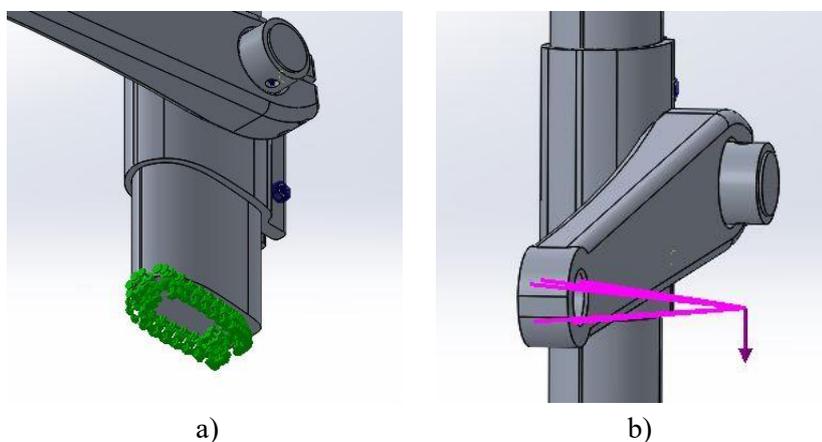


Figura 2.15 Restrições e cargas: a) Fixação extremidade inferior do espigão; b) Aplicação de carga remota.

Definição de Material

O material utilizado no fabrico do componente de ancoragem ao espigão foi a liga de alumínio 7075-T6, por ter propriedades que atendiam as necessidades do protótipo e estar disponível no laboratório de biomecânica aplicada, suportando a sua maquinação. Dessas características destacam-se: a elevada resistência à fadiga e ao esforço mecânico, o facto de ser leve, permitir tratamento térmico e possuir dureza e resistência equiparáveis ao aço.

Os valores específicos das suas propriedades - como tensão de cedência, módulo de elasticidade e outros - estão descritos na tabela 2.1.

Tabela 2.1 Características mecânicas da liga de alumínio 7075-T6 (*SolidWorks*, s.d.).

Liga de Alumínio 7075-T6		
Propriedades Mecânicas	Valor	Unidades
Módulo de elasticidade longitudinal	72000	MPa
Coefficiente de Poisson	0,33	N/A
Módulo de elasticidade transversal	26900	MPa
Massa volúmica	2810	kg/m ³
Tensão de rotura	570	MPa
Tensão de cedência	505	MPa

Quanto ao material do pedal e do crengo, não foi possível a obtenção das suas características mecânicas, tendo em conta a política de privacidade da empresa que os fabrica. As mesmas podem ser consideradas validadas, em contexto estrutural, devido à força aplicada pela coxa do atleta ser menor do que no caso de elas estarem no seu local original, no pé.

Malhagem e Convergência de Malha

Na malhagem do modelo foi utilizada a opção “*Curvature-based mesh*”, por ter a vantagem de se ajustar melhor a superfícies com curvaturas, como a da peça em causa, em relação ao modelo “*Standard*”. Este método consiste no ajuste de número de elementos e dimensão dos mesmos nas partes de curvatura onde o estudo seria dificultado usando outro método como pode ser analisado na figura 2.16.

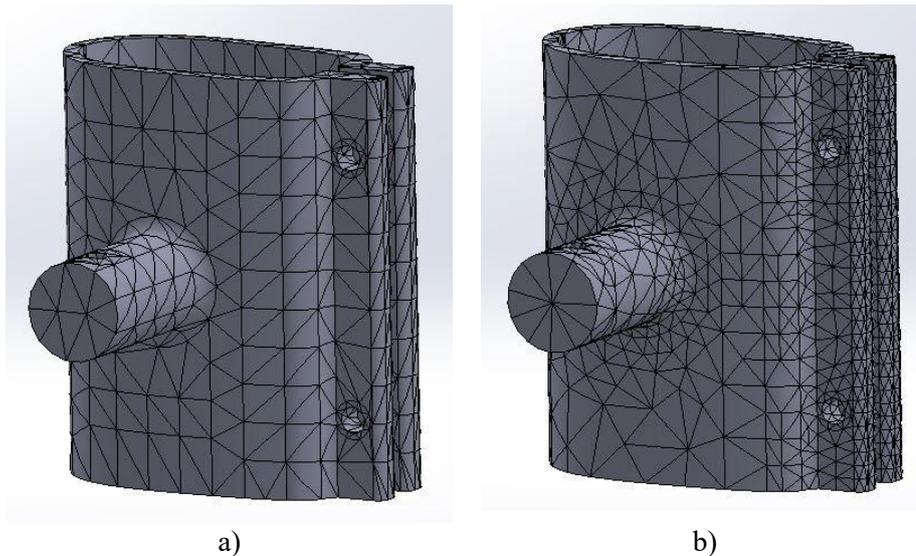


Figura 2.16 Tipos de malhagem: a) *Standard mesh*; b) *Curvature based-mesh*.

A convergência de malha pode ser manualmente feita através da realização de estudos sucessivos do modelo, ajustando-se os elementos e refinando-se a malha até que os resultados sejam convergentes. Ou seja, até haver uma estabilização dos valores. Este processo é feito de maneira automática e iterativa através da opção “*H-adaptive*”, que ajusta automaticamente as novas condições da malha até os resultados estabilizarem. Neste modelo da peça de ancoragem, optou-se pela convergência automática com os parâmetros definidos na tabela da figura 2.17. Consideram-se grupos de três iterações no modelo, com o objetivo de obter uma alteração nos resultados, em particular na energia de deformação elástica (considerada) inferior a 2%.

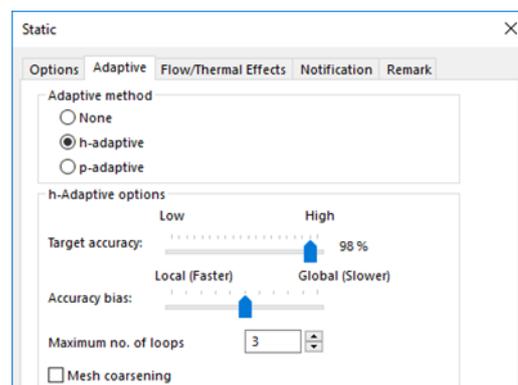


Figura 2.17 Comando *h-adaptive*.

O estudo de convergência foi feito com uma carga aplicada de 290 N e resultou no gráfico da figura 2.18 a), que representa a variação dos parâmetros numa das etapas. A convergência dos valores da malha da peça conduziu a um total de 116016 elementos.

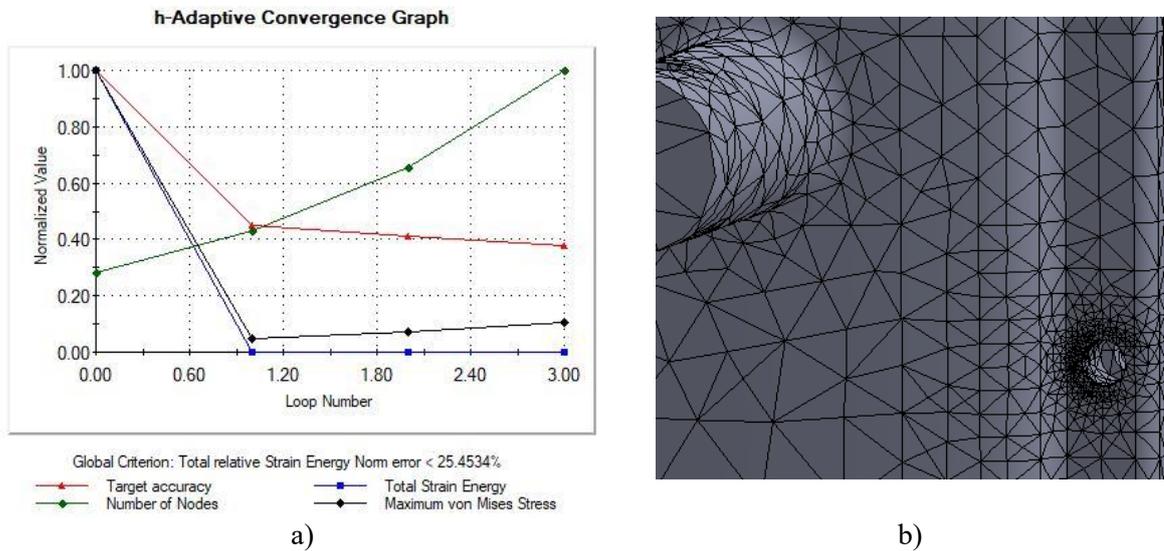


Figura 2.18 a) Gráfico da convergência de malha; b) Detalhe de malhagem final.

Resultados Obtidos

Os resultados do estudo numérico mostram que a parte onde se atinge maiores tensões (748,9 MPa), que ultrapassam o valor da tensão de cedência (505 MPa), são os furos onde são apertados os parafusos (figura 2.19).

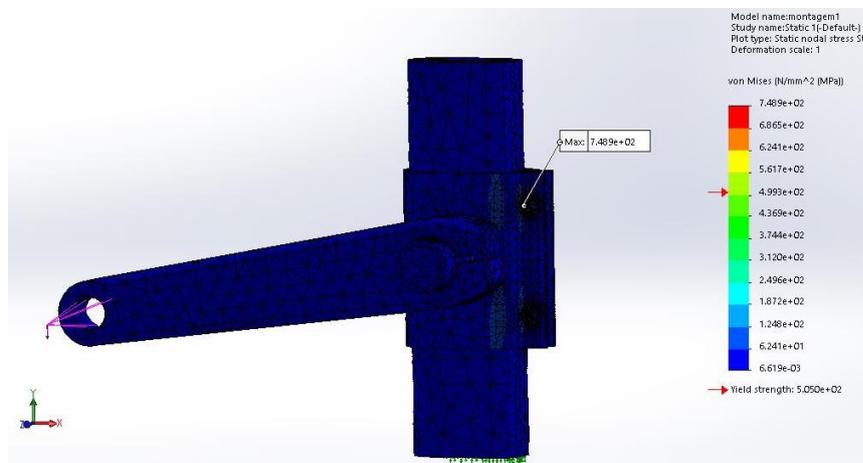


Figura 2.19 Resultados de estudo estático com 290N de carga aplicada.

A figura 2.20 apresenta os isovalores da tensão de *von Mises* acima da tensão de cedência do material. Desta forma, os elementos onde essas tensões excedem a tensão de cedência são analisados e deprezados, caso se verifique que são provenientes de discontinuidades relacionadas com as condições do modelo. No caso apresentado, tendo em conta a sua localização, estes valores são provenientes do binário de aperto considerado, e não da solicitação. As zonas sensíveis em termos de solicitação mecânica da força aplicada apresentam tensões de *von Mises* abaixo do limite de cedência do material.

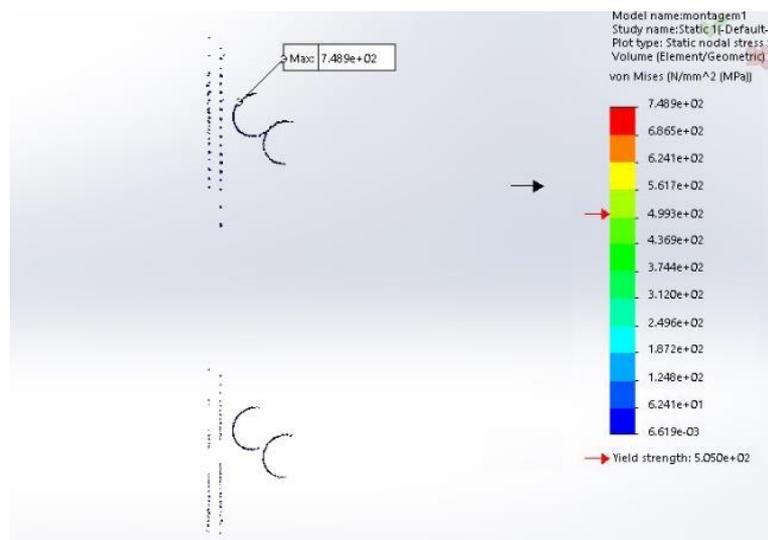


Figura 2.20 Comando “Iso-clipping”.

Os resultados obtidos indicam que os componentes mecânicos apresentam a resistência adequada, tendo em conta a solicitação considerada. No entanto, apenas após a validação do modelo numérico, descrita no ponto 3.3, se podem extrair conclusões mais completas.

2.1.3. Componente de Ancoragem ao Espigão

A maquinação do componente de ancoragem ao espigão foi realizada nas instalações do DEM no ISEC, nomeadamente no Laboratório de Biomecânica Aplicada. O equipamento utilizado (figura 2.21 a)) foi um centro de maquinação CNC da HAAS UMC 750SS de 5 eixos, onde 3 eixos são de translação da árvore e dois eixos são de rotação da mesa (figura 2.21 b)). A versatilidade desta máquina permite a produção de componentes mecânicos de geometria de alguma complexidade, como a peça de ancoragem do dispositivo.



Figura 2.21 CNC HAAS UMC 750SS de 5 eixos: a) Imagem ilustrativa da CNC; b) Eixos de rotação e translação da CNC (Haas Inc., 2015).

O modelo em CAD 3D da peça foi submetido ao programa *MasterCam*, que por sua vez gerou o código de maquinação e o transmitiu para o centro de maquinação. O *MasterCam* também calcula todas as dimensões mínimas do bloco de material a ser maquinado. Isto faz com que seja possível produzir a peça por completo, sem haver falta de material durante o processo de maquinação. Na figura 2.22 pode ser visto o processo de maquinação numa fase intermediária.

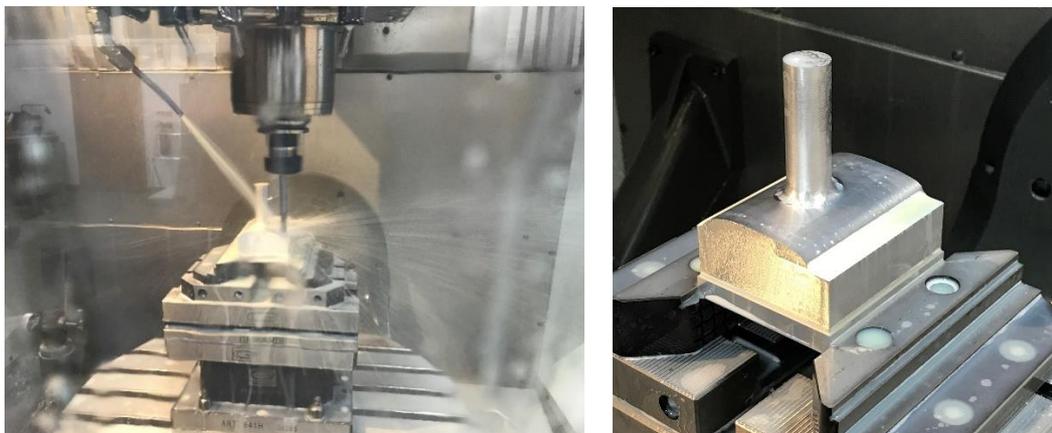


Figura 2.22 Maquinação da peça de ancoragem do dispositivo ao espigão.

2.2. Sistema de Pedal de Encaixe Rápido

O sistema de encaixe (figura 2.23) consiste na utilização de um pedal de encaixe rápido de uma bicicleta de pista convencional. A sua finalidade é aumentar a segurança do atleta, possibilitando que ele consiga sair facilmente do velocípede ao invés de ser arrastado por estar preso ao equipamento em caso de queda ou acidente.



Figura 2.23 Sistema de pedal de encaixe rápido.

2.2.1. Fixação da Travessa de Encaixe

De forma a haver uma fixação eficiente da travessa de encaixe, foi desenvolvida uma peça que faria a interface entre esta travessa e o sistema de conexão com a perna amputada do atleta.

Na figura 2.24 estão representados os modelos em 3D da peça original e uma otimização da mesma relativamente à redução de peso, ambas desenvolvidas em *SolidWorks*.

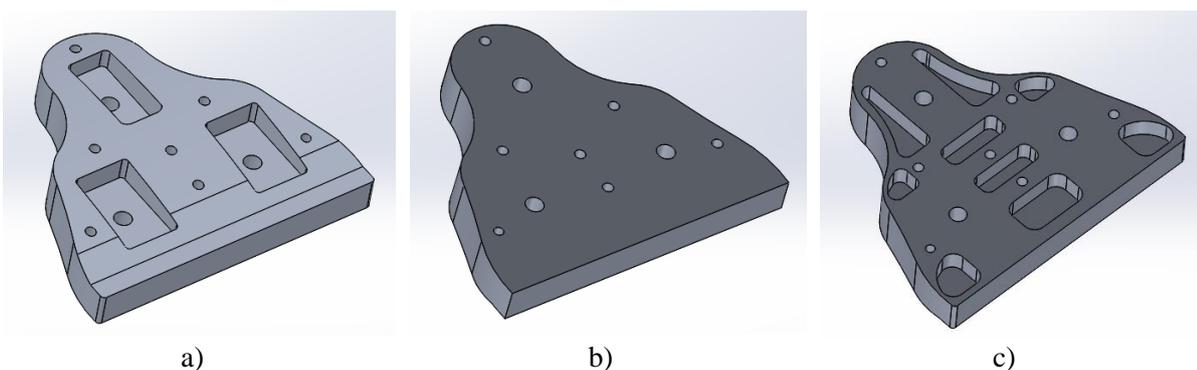


Figura 2.24 Peça de fixação da travessa: a) Vista de baixo; b) Vista de cima; c) Parte de cima otimizada.

Analisando as duas peças, tendo em conta a complexidade de fabrico e a vantagem obtida pela redução de cerca de 12,07 gramas de peso, foi concluída que a opção mais viável seria a peça de fixação inicial.

Depois de uma troca de ideias com o atleta relativamente a este ponto, optou-se por reaproveitar a sola de um sapato de ciclismo (figura 2.25) já em desuso. Esta nova ideia revelou-se mais vantajosa pelo facto de o sistema de conexão com a coxa do atleta ser de material compósito, o qual embebe a parte utilizada do sapato. Tal processo torna a peça mais leve. Além disto, a furação original onde fixa a travessa do pedal de encaixe passa a possibilitar um deslocamento de ajuste da travessa de cerca de 1 cm.



a)



b)



c)

Figura 2.25 Processo de separação do encaixe de um sapato de ciclismo estragado: a) Sapato com a sola descolada; b) Demonstração da sola; c) Base de encaixe cortada.

2.2.2. Fixação do Pedal

Os primeiros testes do dispositivo realizados em contexto de estrada concluíram que o movimento totalmente livre de rotação do pedal não era vantajoso. Este movimento torna o sistema de pedal de encaixe rápido ineficiente, pois dificulta o processo de encaixe e desencaixe do mesmo. Assim, foi adotado um novo sistema de interface entre o pedal e o crenco, que se baseia numa peça única com um tipo de rosca em cada extremidade (figura 2.26). Uma delas enrosca no crenco como um pedal normal, enquanto a outra enrosca diretamente no pedal em si, excluindo assim toda a parte de rolamentos do pedal.



Figura 2.26 Sistema de interface entre o crenco e o pedal.

A ideia inicial era criar um sistema limitador de curso do pedal utilizando uma rosca para que funcionasse da seguinte forma:

No momento em que o atleta estivesse sentado o pedal manter-se-ia desapertado. Quando estivesse a pedalar em pé, o pedal mover-se-ia no sentido do aperto até parar no ponto de aperto máximo. Esta posição coincidiria com a acomodação do pedal, determinada pelo atleta, na diagonal.

Este sistema permitiria controlar a amplitude do movimento do pedal, fazendo com que este apenas se movimentasse entre duas posições. No entanto, após testes realizados com o atleta, verificou-se que tal amplitude não seria benéfica quanto ao conforto no movimento de pedalar. Optou-se, então, por fixar o pedal numa posição intermédia através de soldadura. A fixação do pedal proporciona ao atleta maior facilidade no encaixe e desencaixe da coxa e, ao mesmo tempo, estabilidade para que ele possa exercer mais força na perna com a qual pedala.

2.3. Sistema de Interface entre o Dispositivo e a Perna do Atleta

A figura 2.27 representa o sistema de copo que envolve a coxa do ciclista em quase todo o seu diâmetro. Este sistema foi desenvolvido para ser confortável sem comprometer a estabilidade do atleta em prova.



Figura 2.27 Copo de interface entre o dispositivo e o coto do paraciclista.

O fabrico desta peça deu-se por meio da parceria entre o ISEC e a empresa Quantum Ortopédicos, Lda. O processo teve como primeira etapa a obtenção do molde em gesso da coxa do atleta, realizando-se um isolamento com papel aderente da mesma para permitir a colocação de gaze de gesso já humedecida (figura 2.28).



Figura 2.28 Início molde da coxa do atleta: a) Isolamento com película; b) Aplicação das gazes de gesso humedecidas.

A figura 2.29 a), representa a realização de acabamentos para um aumento da resistência da peça e um corte longitudinal (figura 2.29 b)) para o aumento do conforto e, também, para facilitar a colocação e a extração do molde da perna do atleta durante as experimentações.



Figura 2.29 Acabamentos do molde: a) Reforço das extremidades; b) Corte longitudinal para facilitar os ensaios na perna do atleta.

O molde realizado anteriormente foi utilizado para a produção do contramolde, também em gesso, que serviu para simular a coxa do atleta e medir a localização ideal da fixação da travessa de encaixe rápido (figura 2.30). O mesmo contramolde foi usado para moldar as fibras de carbono que dariam origem à peça final.



Figura 2.30 Ensaio com contramolde da coxa do atleta para calcular a posição da travessa de encaixe.

A figura 2.31 a) demonstra o copo quase finalizado, fabricado em fibra de carbono. A escolha deste material deve-se ao facto de este ser leve, facilmente moldado e resistente após a cura.

Terminado o processo de produção da peça, o ciclista fez alguns testes experimentais em contexto estrada como mostra a figura 2.31 b).



Figura 2.31 a) Copo de interface do dispositivo ao coto do paraciclista em carbono; b) Primeiros testes experimentais do copo em contexto de estrada.

Após uma sequência de testes funcionais, o copo teve de ser cortado, transformando-o num tipo de meia cana, para evitar que o atleta se magoasse ao colocar e retirar o copo. Também foram acrescentadas uma esponja fina na zona de contato do copo com a coxa e uma cinta de fixação para melhorar o ajuste do deste à perna. O aspeto final pode visto na figura 2.32.



Figura 2.32 Aspeto final do copo de interface do dispositivo com o coto do atleta.

3. Validação do Modelo Experimental

Terminado o desenvolvimento do protótipo, este foi submetido a testes experimentais para se estudar o seu comportamento estrutural sob várias condições. O intuito destes testes é de garantir a fiabilidade do protótipo e verificar se o mesmo atende a todos os objetivos inicialmente traçados.

3.1. Instrumentação e Extensometria

Vantagens como o baixo custo, a fácil aplicação, versatilidade quanto à sua aplicação e ao meio ambiente ao qual está sujeita (água ou atmosfera de gás corrosivo), ampla faixa de resposta linear e principalmente a elevada precisão, fazem com que a extensometria seja considerada uma ferramenta essencial para a instrumentação do comportamento de materiais quando submetidos a determinadas solicitações (R. Selli, 2015).

O tipo de extensometria utilizado neste trabalho foi a extensometria elétrica de resistência, em que o seu princípio de funcionamento se traduz na obtenção de deformações através da variação de resistência elétrica de extensómetros colados na superfície de medição.

3.1.1. Princípio de Funcionamento do Extensómetro

Segundo R. Selli (2015), o extensómetro é constituído por um elemento resistivo (fio ou lâmina) de secção muito reduzida em forma de grelha. Este é colado num suporte ou base que pode ser uma folha de celulose ou resina epóxida. O extensómetro, por sua vez, é colado na superfície que se pretende estudar. Na figura 3.1 pode ser visualizada uma representação ilustrativa da constituição de um extensómetro.

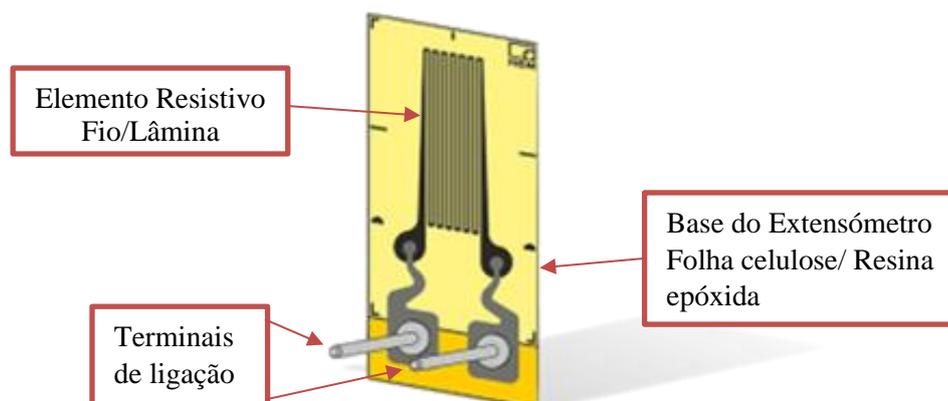


Figura 3.1 Representação ilustrativa de um extensómetro.

Quando a superfície é submetida a uma solicitação mecânica, faz com que o extensômetro também se deforme, originando assim uma variação da sua resistência elétrica. Este fenômeno é explicado pela equação 3.1.

$$R = \rho * \frac{L}{A} \quad (3.1)$$

Em que:

R- Resistência;

ρ - Resistividade;

L- Comprimento do fio;

A- Área da secção transversal

Através de fios soldados aos terminais do extensômetro, os sinais elétricos gerados por essa variação de resistência são transmitidos a uma placa de aquisição onde são tratados e traduzidos em valores de deformação ($\mu\epsilon$). Esta conversão é obtida através da aplicação da equação da deformação (equação 3.2) e da equação que relaciona esta com a variação da resistência do extensômetro (equação 3.3).

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (3.2)$$

$$K * \epsilon = \frac{\Delta R}{R_0} \quad (3.3)$$

Onde:

ϵ - Deformação específica do fio;

Δl -Variação de comprimento do fio;

l- Comprimento inicial do fio;

K- Constante de sensibilidade do extensômetro;

ΔR -Variação da resistência do fio;

R_0 -Resistência Inicial do fio;

Na maioria dos casos de instrumentação, as deformações são mínimas e resultam em pequenas variações da resistência elétrica do extensômetro. Então, recorre-se à inserção de um circuito de medição denominado de Ponte de Wheatstone (figura 3.2), que tem a função de aumentar a precisão da análise dos valores obtidos e, posteriormente, exibidos nos instrumentos de leitura.

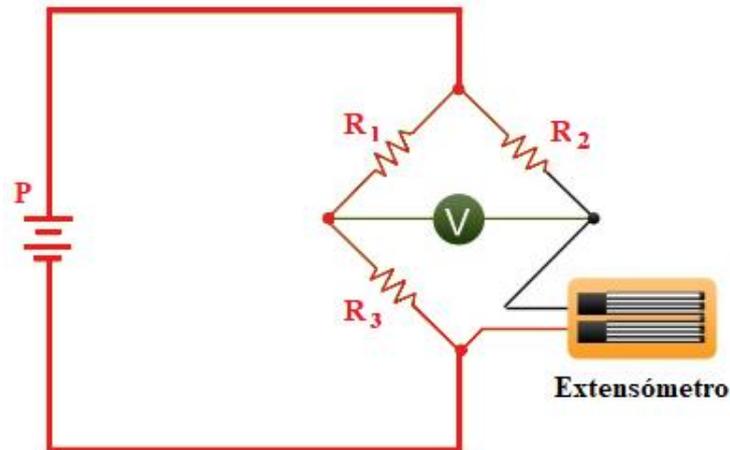


Figura 3.2 Representação ilustrativa de Ponte de Wheatstone (Adaptado de: Eletrical Engineers Blog ,2015).

Tendo os valores da deformação ϵ , é possível converter os mesmos em valores de tensão σ através da Lei de *Hooke* correspondente à equação 3.4, onde E representa o módulo de *Young*.

$$\sigma = E * \epsilon \quad (3.4)$$

Neste trabalho foi considerada uma roseta extensométrica retangular formada por três extensômetros, dispostos a 45° , da marca HBM, modelo RY8, e que pode ser visualizada na figura 3.3.

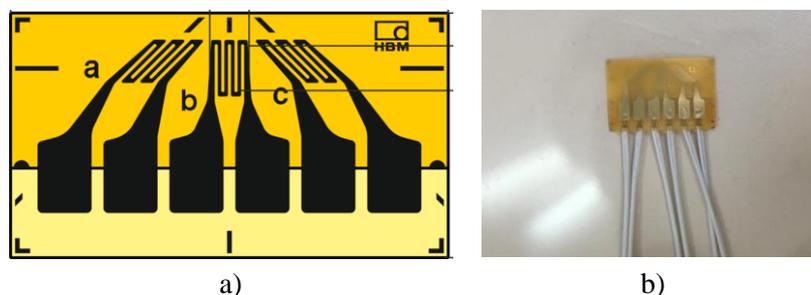


Figura 3.3 Roseta extensométrica utilizada: a) Ilustração representativa (HBM, s.d.); b) Imagem real da roseta.

A figura 3.4 pretende evidenciar que os extensómetros podem ser aplicados numa vasta gama de materiais metálicos e não metálicos, desde que as superfícies destes sejam bem preparadas para a instrumentação.

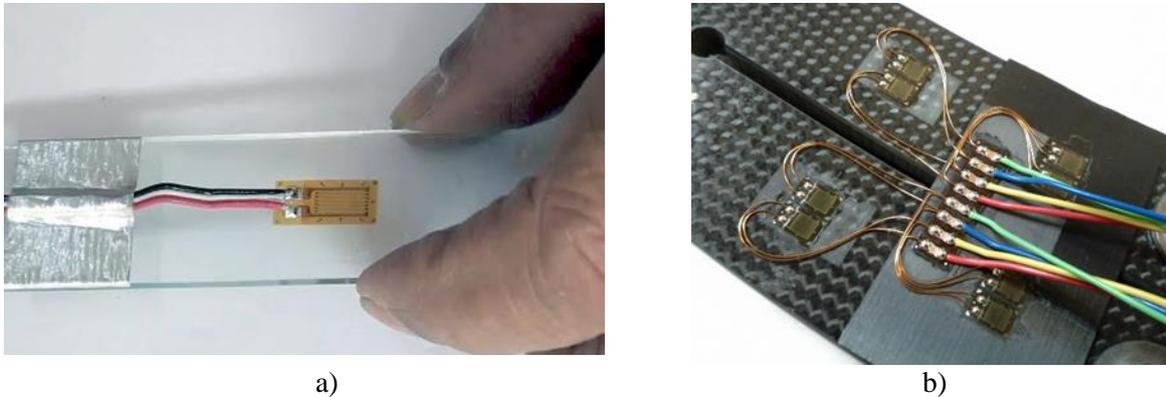


Figura 3.4 Instrumentação de exemplos de superfícies: a) Instrumentação em vidro (Dynatec India, 2017); b) Instrumentação em fibra de carbono (Wiringelc, s.d.).

3.1.2.Preparação da Superfície e Instalação da Roseta Extensométrica

De forma a que a obtenção de dados seja adequada, é necessário realizar alguns procedimentos na instalação da roseta extensométrica:

- i. Análise inicial para determinar o local de instalação da roseta extensométrica;
- ii. Tratamento da superfície com a finalidade de uniformização da mesma, através da remoção de irregularidades e rebarbas provenientes do fabrico com recurso a uma lixa (figura 3.5 a).;
- iii. Limpeza de qualquer tipo de partículas contaminantes que possam pôr em causa a colagem da roseta extensométrica, como ferrugem, tinta ou gordura;
- iv. Condicionamento da superfície com utilização de ácido fosfórico, neutralização com amónia (figura 3.5 b)) e finalização com limpeza com algodão;
- v. Colagem da roseta com auxílio de uma fita-cola não reativa, que irá ajudar a posicionar corretamente a mesma na superfície anteriormente preparada;
- vi. De forma a não perder o alinhamento definido, é levantada uma extremidade da fita-cola e inserida uma cola de cianocrilato (figura 3.5 c);
- vii. Exerce-se, então, pressão no local da colagem durante um curto período de tempo. Após o término desse tempo, a fita-cola já pode ser retirada (figura 3.6.).

A localização escolhida para posicionar a roseta é mostrada na figura 3.6 b). Esta escolha assentou no facto de tal região ser a mais solicitada pelos esforços mecânicos. Houve, contudo, o cuidado de se afastar a roseta da curva da zona de concordância geométrica.

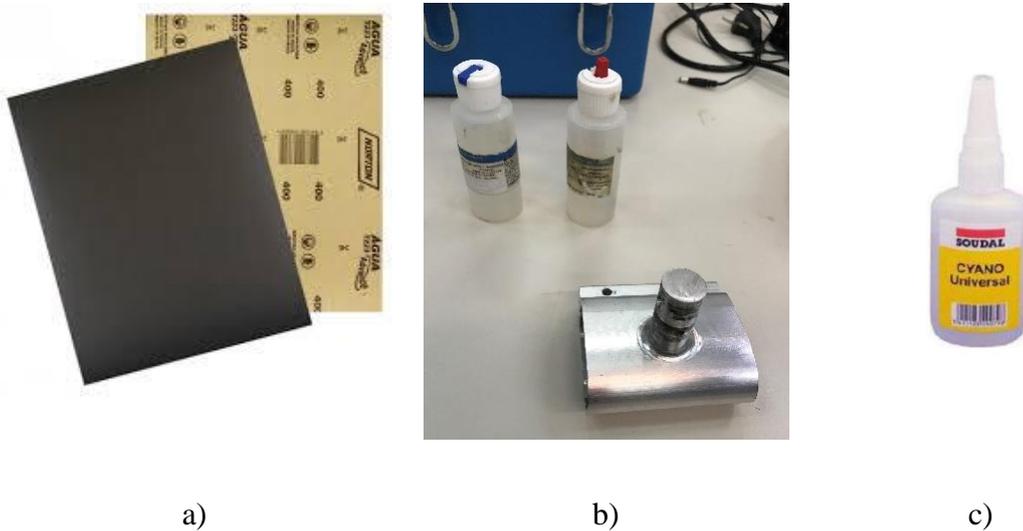


Figura 3.5 Alguns materiais necessários para preparação da superfície e colagem da roseta extensométrica: a) Lixa; b) Ácido fosfórico e amónia; c) Cola de cianocrilato (Super cola).

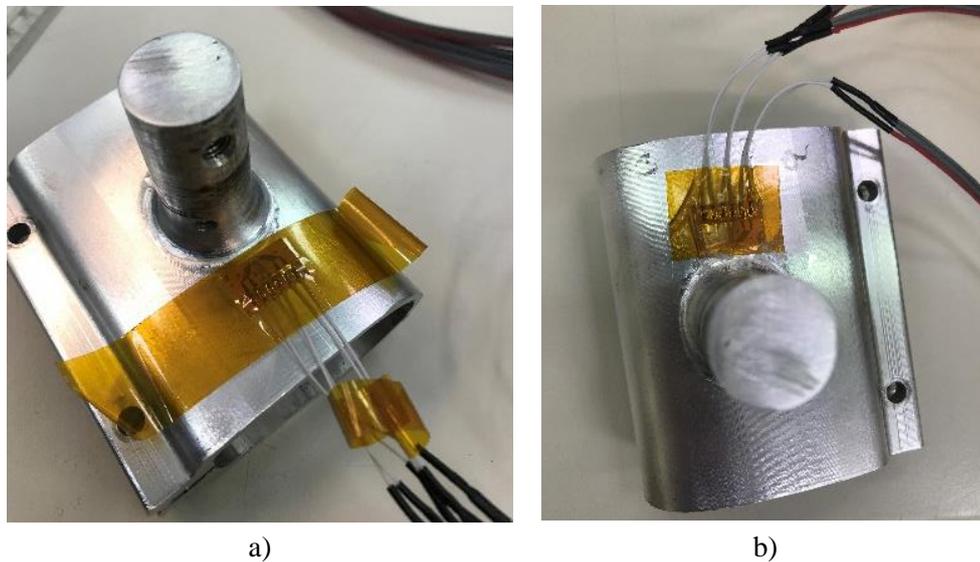


Figura 3.6 Últimas etapas da colagem da roseta: a) Utilização da fita-cola não reativa; b) Colagem da roseta extensométrica concluída e identificação dos extensómetros.

É de extrema importância realçar o rigor e o esforço empregados no sentido de evitar imperfeições na aplicação da roseta extensométrica durante todo o processo, uma vez que a probabilidade de estas interferirem negativamente nos resultados dos ensaios é alta.

3.1.3. Ligação e Calibração da Roseta Extensométrica

A roseta extensométrica adquirida já possuía os fios soldados nos terminais, mas ainda foi necessário ligar os fios ao equipamento de leitura de dados. Para isso, foi utilizada uma Ponte extensométrica da marca Vishay, Modelo P3, com possibilidade de visualização e registo de dados a 1 Hz (figura 3.8 a).

Visando facilitar a tarefa e evitar erros na ligação, foram feitas identificações dos três canais (cada canal é referente a um extensómetro) tanto na peça como nos fios (figuras 3.7.)



Figura 3.7. Dispositivo de compensação montado e pronto a instrumentar.

Após todas as ligações estarem devidamente feitas, foi necessário configurar o equipamento de leitura de dados com a introdução do factor de sensibilidade K para cada extensómetro. Estes valores estão registados no documento de especificações (*datasheet*) do fabricante (figura 3.8 b)).



a)

Dehnungsmessstreifen Strain gages Jauges d'extensométrie		Bestellnummer Order No. No. de référence	
Widerstand Resistance Résistance	350 Ω ±0.35 %	K-CRY8-0030-1-350-3-030	
k-Faktor Gage factor Facteur k	a: 2.00 ±1.0 % b: 1.96 ±1.0 % c: 2.00 ±1.0 %	Typ Type	3/350 CRY81-3L-3M
Quersensitivität Transverse sensitivity Sensibilité transverse	a: 0.2 % b: -0.1 % c: 0.2 %	Stückzahl Content Quantité	5
Temperaturkompensation: Feinblecher Stahl mit Temperature compensation: steel with Compensation de température: acier avec	$\alpha = 10.8 [10^{-6} / K]$	Temperaturkoeffizient des k-Faktors Temperature coefficient of gage factor Coefficient de température du facteur k	93 ±10 [10 ⁻⁶ / K] (-10°C ... +45°C)
		Folienlot Foil lot Lot de la feuille	A417/37
		Herstellungsjahr Production year Lot de fabrication	812075627
		Max. effekt. Brückenverspannung max. int. bridge excitation voltage tension d'alim. de pont max. eff.	6.0 V

b)

Figura 3.8 a) Modelo P3 (*Micro-Measurements*, 2011); b) *Datasheet* da roseta.

3.2. Ensaios Estáticos

Em contexto laboratorial, os primeiros testes realizados ao dispositivo foram ensaios estáticos, que consistiram na suspensão de massas calibradas no dispositivo, na zona onde o atleta aplicaria força (figura 3.9). Os ensaios envolveram o aumento e a diminuição progressivos das massas utilizadas.



Figura 3.9 Teste estático ao dispositivo de compensação.

Os valores das forças a que o dispositivo foi submetido, assim como os respetivos valores das deformações recolhidos através da roseta extensométrica, estão apresentados na tabela 3.1. É possível observar uma coerência nos resultados, nomeadamente com valores próximos entre a subida e descida da solicitação mecânica.

Tabela 3.1 Valores de deformações medidos para cada força aplicada.

Força	Deformação nos extensómetros		
	ϵ_a	ϵ_b	ϵ_c
N	$u\epsilon$	$u\epsilon$	$u\epsilon$
0	-2	0	0
100	171	110	113
200	343	223	233
250	390	268	299
290	442	307	344
250	399	276	310
200	348	230	243
100	173	114	121
0	-1	-1	0

Sabendo-se os resultados das deformações em cada extensômetro da roseta, é possível obter os valores das tensões principais, através da equação 3.5.

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{1-\nu} * \frac{\epsilon_a + \epsilon_c}{2} \pm \frac{E}{\sqrt{2}(1-\nu)} * \sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_b)^2 + (\epsilon_b + \epsilon_c)^2} \quad (3.5)$$

Onde:

$\sigma_{1,2}$ =Tensões Principais

$\epsilon_a, \epsilon_b, \epsilon_c$ -Deformações nos extensômetros da roseta (tabela 3.1)

E e ν -Propriedades mecânicas do material (tabela 2.1)

Inserindo os valores das tensões principais na equação 3.6 obtém-se a tensão de *von Mises*.

$$\sigma_{vM} = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1 * \sigma_2 + \sigma_2^2} \quad (3.6)$$

Por fim, com a equação 3.7 determina-se a direção principal, onde atuam as tensões máximas.

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{2 * \epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c}{\epsilon_a - \epsilon_c} \right) * \frac{1}{2} \quad (3.7)$$

Baseada em todo o processo de cálculo anterior, foi elaborada a tabela 3.2 para uma melhor exposição e análise dos resultados obtidos.

Tabela 3.2 Valores de tensões principais, de *von Mises* e direções de tensão para cada força aplicada.

Força	Deformações nos extensômetros			Tensões Principais		Tensão de von Mises	Direção da Tensão
	ϵ_a	ϵ_b	ϵ_c	σ_1	σ_2	σ_{vM}	ϕ
N	$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$	MPa	MPa	MPa	°
0	-2	0	0	-0,03	-0,18	0,17	-22,49
100	171	110	113	17,60	12,92	15,79	-23,9
200	343	223	233	35,56	26,34	31,96	-24,88
250	390	268	299	41,84	32,20	37,95	-29,63
290	442	307	344	47,59	36,87	43,24	-30,16
250	399	276	310	42,98	33,21	39,02	-30,22
200	348	230	243	36,30	27,21	32,72	-25,64
100	173	114	121	18,07	13,52	16,28	-25,88
0	-1	-1	0	-0,02	-0,09	0,09	22,49

A observação dos resultados da tabela permite concluir que os valores de tensão estão muito abaixo dos limites de cedência do material. No entanto, a solicitação considerada apenas se destina à análise comparativa com o modelo numérico e à observação da coerência dos resultados.

A direção de atuação das tensões principais pode ser observada na figura 3.10.

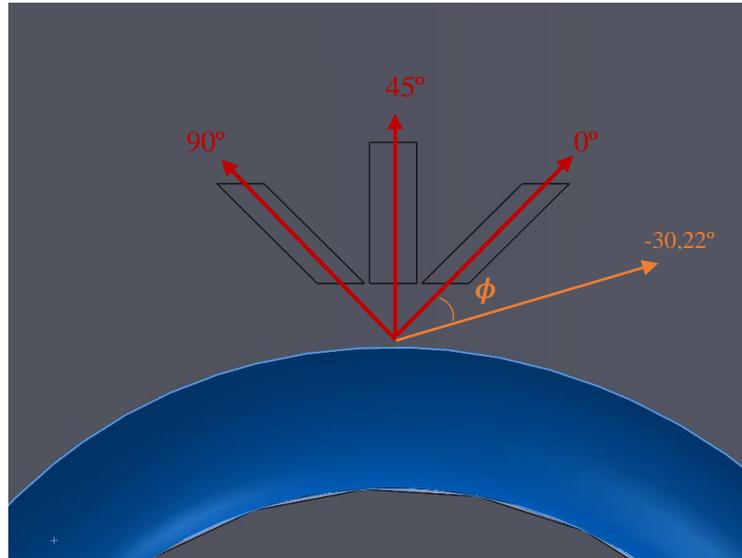


Figura 3.10 Direção da atuação das tensões principais.

3.2.1. Validação do Modelo Numérico

Com o intuito de obter a validação do modelo numérico, foi realizada uma simulação com os valores de solicitações correspondentes aos do ensaio experimental. Esta simulação permitiu extrair os valores provenientes da zona de instrumentação assinalada na figura 3.11.



Figura 3.11 Desenho em CAD com os extensômetros.

A figura 3.12 retrata a utilização da ferramenta “probe” no registo de valores na zona de instrumentação. Tendo em conta a grelha de medição dos extensómetros, foi imposto no modelo a existência de nós nas extremidades do retângulo/losango correspondentes aos extensómetros. O registo dos doze valores referentes aos três extensómetros (4 valores por extensómetro) possibilitou a obtenção de um valor médio total, sendo este o valor a considerar. Optou-se por utilizar a tensão de *von Mises* na comparação entre o modelo numérico e o experimental.

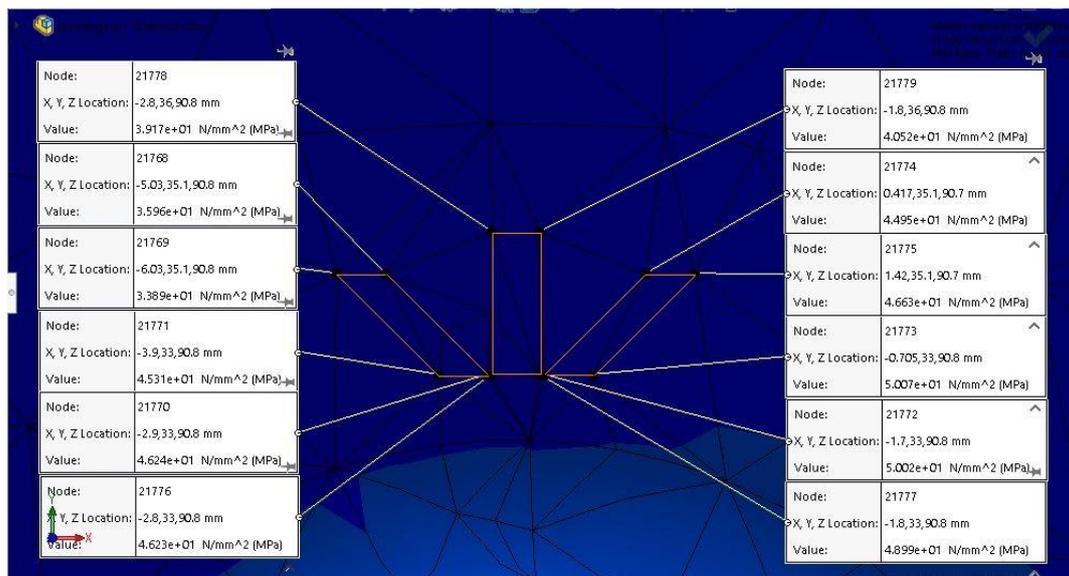


Figura 3.12 Utilização do comando “probe” na obtenção das tensões nos nós.

A tabela 3.3 compara os resultados obtidos das tensões pelos métodos numérico e experimental para uma determinada força.

Tabela 3.3 Comparação de tensões pelos métodos numérico e experimental e obtenção dos erros.

Força	Tensão de von Mises Experimental	Tensão de von Mises Numérica	Erro relativo
N	MPa	MPa	%
100	15,79	16,05	-1,66
200	31,96	31,45	1,60
250	37,95	39,28	-3,50
290	43,24	43,99	-1,73

O erro relativo entre as mesmas é calculado pela equação 3.8, sendo este o resultado determinante na validação do modelo numérico.

$$Erro_{relativo} = \frac{[\sigma_{vM}experimental - \sigma_{vM}numérica]}{\sigma_{vM}experimental} * 100 \quad (3.8)$$

Como demonstrado na tabela 3.3, em todas as forças os erros relativos obtidos têm uma percentagem menor que 3.5%. O erro de maior percentagem apenas ocorreu com a força de 250N. Nota-se uma proximidade entre os resultados de ambos os testes, podendo considerar-se validado o modelo numérico do dispositivo de compensação, em particular o componente de ancoragem.

3.3. Ensaios Dinâmicos

Os ensaios dinâmicos foram implementados em contexto laboratorial, e decorreram com o auxílio de rolos, sobre os quais o atleta pedalou na sua bicicleta e simulou as várias situações com que se defronta em contexto real, nomeadamente subidas, descidas, pedalando sentado e em pé (figura 3.13).



Figura 3.13 Testes dinâmicos com o atleta a pedalar sobre os rolos.

O ensaio teve a duração de cerca de 118 segundos com a realização de registo com frequência de 1 Hz. No anexo que se encontra no Anexo 1, estão detalhadas todas as deformações registadas nos três extensómetros ao longo de todo o ensaio.

Visando a importância do ensaio dinâmico, além da análise do comportamento estrutural do dispositivo, e em particular do componente de ancoragem, seria importante estimar a força que o atleta estaria a exercer neste dispositivo. Deste modo, recorreu-se ao ensaio estático, em que foram colocadas massas calibradas graduais, para obter um modelo inverso que permita a estimativa da força exercida. Assim, foi necessário relacionar os valores médios das deformações registados nos três extensómetros para cada força aplicada no ensaio estático. Tendo em conta a linearidade dos resultados, foi possível obter a equação da reta, como demonstrado na figura 3.14, que por sua vez podia ser aplicada nos valores obtidos do ensaio dinâmico, para estimar a força exercida.

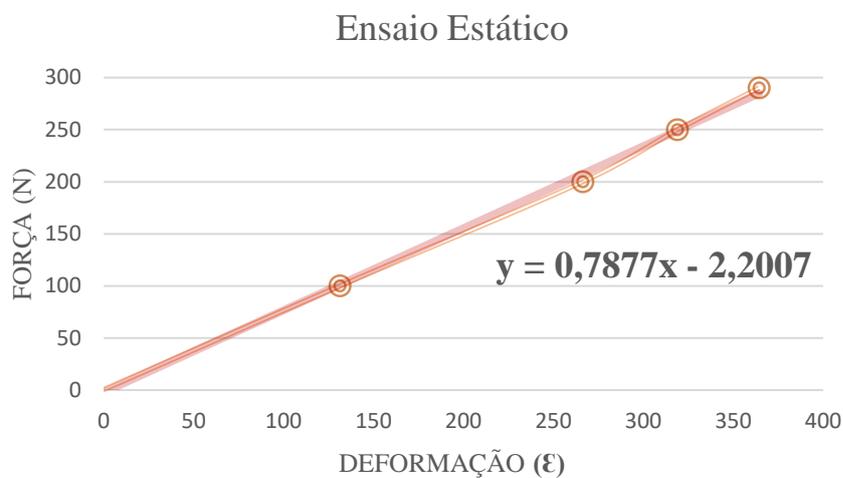


Figura 3.14 Gráfico do ensaio estático.

Reescrevendo a equação da reta em ordem a “x”, obteve-se a relação que permite obter a força exercida traduzida na equação 3.9:

$$F = \frac{\varepsilon + 2,2007}{0,7877} \quad (3.9)$$

Todos os valores obtidos a partir do método anterior referido estão descritos na tabela do anexo 1. Desta forma, foi elaborado o gráfico representado na figura 3.15, que regista a força exercida durante o ensaio experimental.

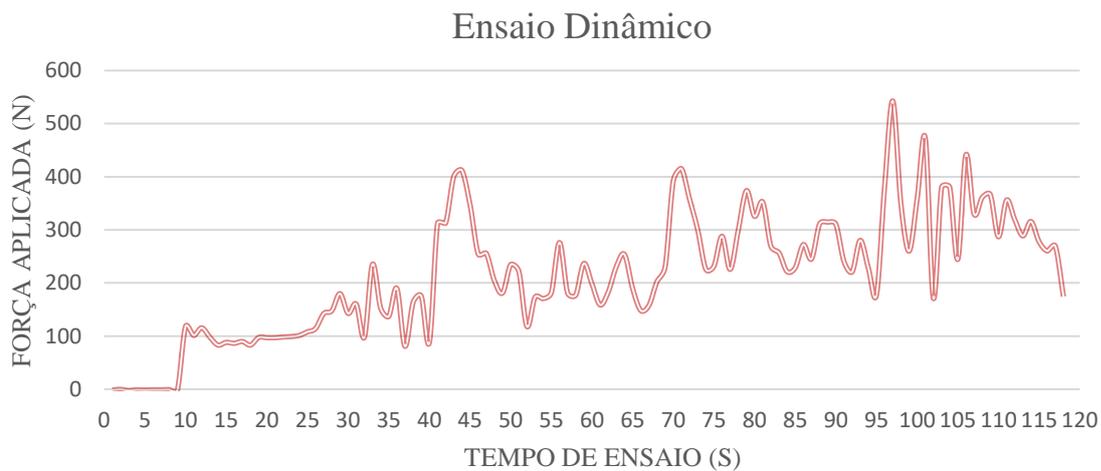


Figura 3.15 Gráfico do ensaio dinâmico.

Perante este gráfico, pode ser observado que o atleta consegue atingir força máximas de cerca de 543 N correspondendo a uma tensão principal de 52,74MPa e uma tensão de *von Mises* de 48,54 MPa, na zona de instrumentação. Tendo em conta o valor máximo de força exercido, importava agora perceber como seria a distribuição das tensões de *von Mises* nesta situação. Com este intuito, foi feita uma simulação numérica considerando o valor máximo. A figura 3.16 mostra a distribuição das tensões de *von Mises* obtidas, podendo ser observado que a zona sensível em termos de sollicitação continua com valores muito inferiores (152 MPa) ao valor de tensão de cedência.

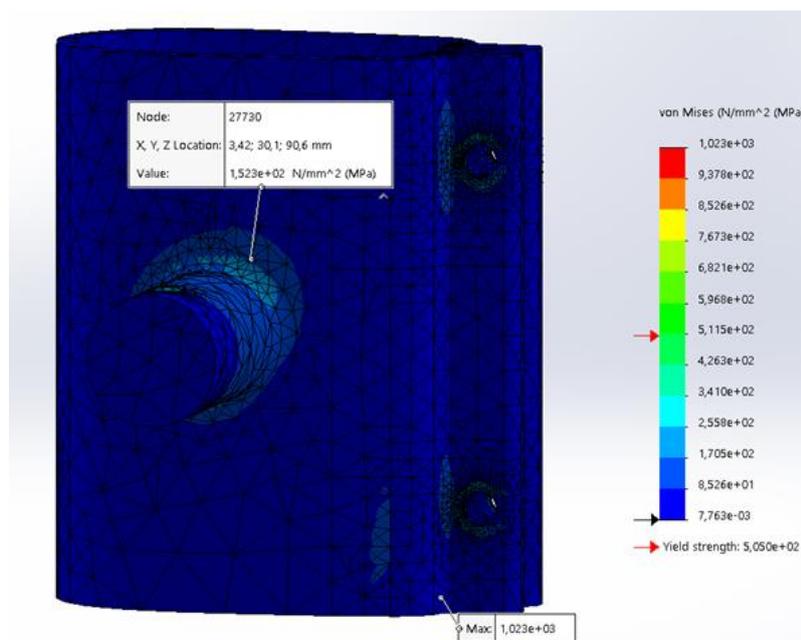


Figura 3.16 Distribuição de *von Mises*.

Os isovalores acima da tensão de cedência representados na figura 3.17 são provenientes do binário de aperto ou de descontinuidades do modelo e não da solicitação. Por este motivo podem ser desprezados.

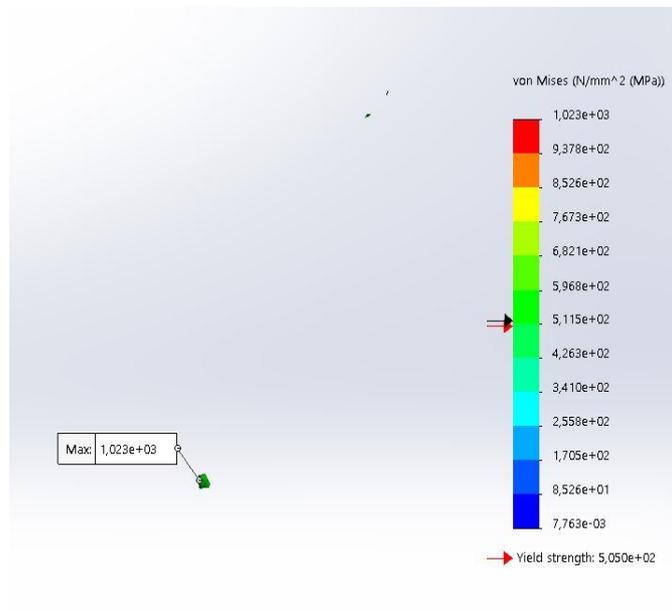


Figura 3.17 Isovalores acima da tensão de cedência.

4. Adaptação do Dispositivo para Bicicleta Contrarrelógio

O primeiro protótipo desenvolvido já se encontrava em fase de ensaio quando surgiu um novo desafio que importava implementar. O ciclista adquiriu uma bicicleta de provas de contrarrelógio (figura 4.1). No entanto, a geometria do espigão era diferente, conduzindo à necessidade de uma adaptação do dispositivo de compensação, nomeadamente da geometria do componente de ancoragem ao espigão.

Foi necessário recorrer a um processo de engenharia inversa devido ao facto de não ter sido possível obter a geometria do espigão em formato CAD através dos fornecedores.



Figura 4.1 Quadro da bicicleta para contrarrelógio.

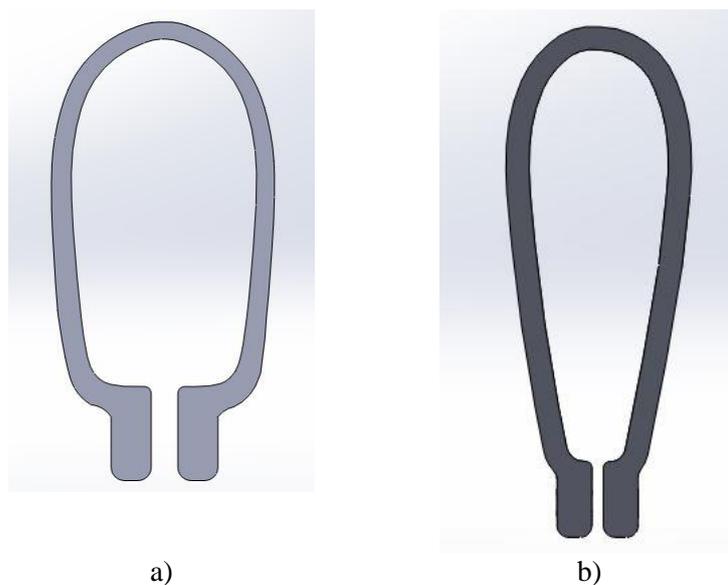


Figura 4.2 Diferenças das geometrias do espigão: a) Geometria do espigão da bicicleta de estrada; b) Espigão da bicicleta de contrarrelógio.

4.1. Engenharia Inversa

De acordo com Pires J. e Santos R., (2014), a engenharia inversa baseia-se na obtenção do modelo digital através da aquisição das dimensões de um modelo físico. Ou seja, no caso de uma peça haver sido deixada de fabricar, pode ser submetida a uma digitalização que recolhe as suas coordenadas dimensionais. Com um software apropriado é possível utilizar essas coordenadas para criar superfícies e gerar um modelo em 3D no formato CAD. Este processo está exemplificado na figura 4.3.



Figura 4.3 Etapas do processo de engenharia inversa (Rana A. ,2016).

Este método possui uma vasta área de aplicação, como por exemplo:

- Reprodução de peças que deixaram de ser fabricadas e/ou não exista documentação disponível sobre elas;
- Digitalização de peças para fins de marketing ou promoção de produtos;
- Digitalização destinada à simulação, otimização e *redesign* (Figura 4.4 a).
- Adaptação de produtos a clientes (calçado ortopédico, como pode ser observado na figura 4.4 b)
- Criação de produtos na área da medicina (e.g aparelhos auditivos) ou de medicina dentária;
- No controlo de qualidade, através de análises dimensionais comparativas do produto fabricado com as dimensões determinadas no ficheiro em CAD;
- Preservação e reconstrução de objetos de carácter histórico (Figura 4.4 c).
- Digitalização de peças com geometrias complexas, difíceis de desenhar.



a)



b)



c)

Figura 4.4. Exemplos de aplicações de engenharia inversa: a) Digitalização de peças para fins de simulação (Tecna Machines ,s.d.); b) Fabrico de calçado à medida (Reverse, s.d.); c) Reconstrução de artefactos históricos (Gomeasure3D ,2019).

4.1.1. Técnicas de Digitalização

Existem várias técnicas de digitalização (figura 4.5) que podem ser utilizadas para submeter uma peça ao processo de engenharia inversa. Na figura 4.6 podem ser observados exemplos como CMM a) com sonda a laser e uma sonda de contacto numa Fresadora CNC b).

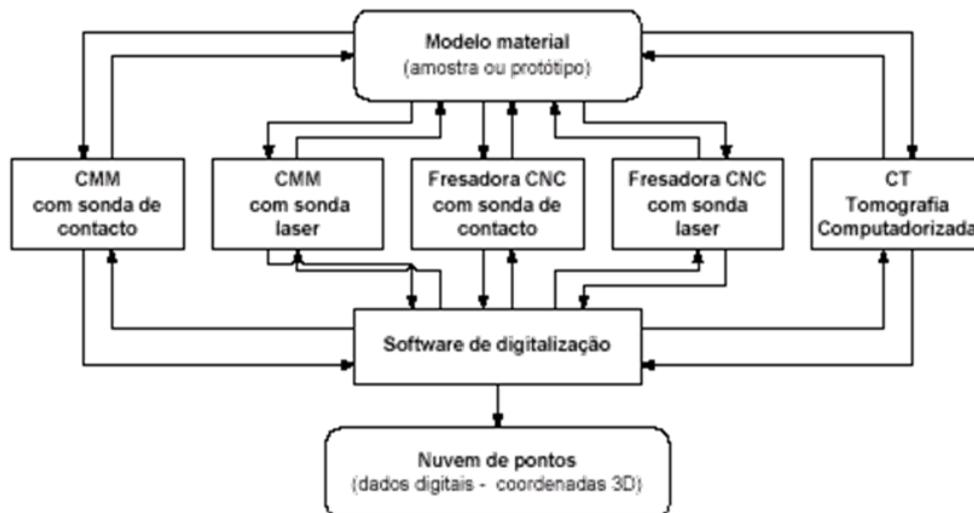


Figura 4.5 Etapas da engenharia inversa (Pires J. e Santos R., 2014).



a)



b)

Figura 4.6 Diferentes tipos de digitalização: a) CMM com sonda a laser (Nikon, s.d.); b) Fresadora CNC com sonda de contacto (ISICOM, 2019).

O Laboratório de Biomecânica Aplicada do ISEC possui os meios de aplicação das técnicas mencionadas, inclusive, um *scanner*. Porém, optou-se por utilizar uma técnica mais cara e mais avançada, denominada de Tomografia Computadorizada (CT), aplicada em situações especiais quando a geometria assim o permite. Então, recorreu-se à Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, parceira do laboratório, cuja equipa se disponibilizou a fazer a digitalização do espigão da nova bicicleta do atleta.

O ensaio é considerado não destrutivo pelo facto de não haver a necessidade de contacto entre o *scanner* e a peça a digitalizar, excluindo-se os riscos de danificá-la. Este equipamento utiliza feixes de raio-x que projetam imagens permitindo a reconstrução do objeto a ser analisado.

Assim sendo, é possível observar o comportamento estrutural interno da peça a ser analisada, possibilitando a inspeção de defeitos no fabrico da peça que geraram alguma lacuna de material ou alguma impureza que está indevidamente no seu interior.

Em contexto industrial, a tomografia computadorizada também é utilizada no controlo dimensional de peças após o seu fabrico para confirmar se estão de acordo com a peça pretendida (figura 4.7 a)). Para além da indústria, a sua aplicação na área da medicina é imensa, como por exemplo na área da odontologia (figura 4.7 b).

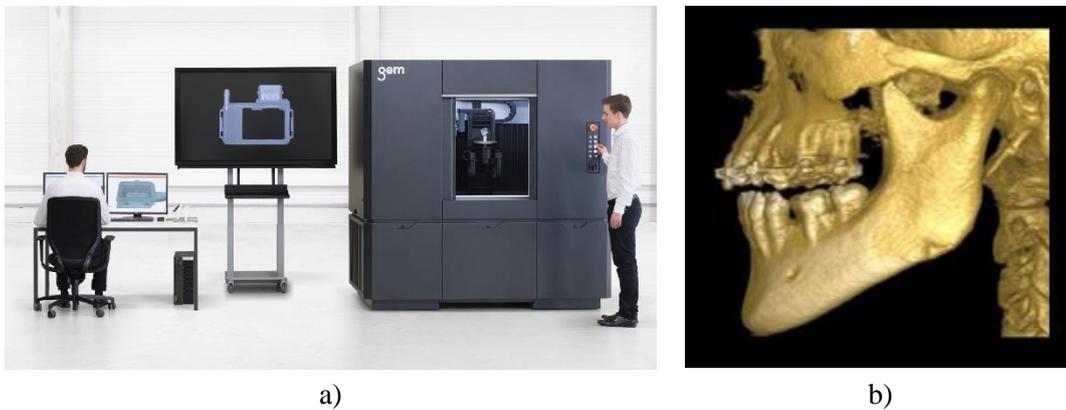


Figura 4.7 Tomografia Computorizada: a) Tomografia industrial (Metrology ,2018); b) Tomografia ao maxilar (Papaiz, s.d.).

Na figura 4.8 está representado o modelo em 3D do resultado da tomografia realizada a um segmento do espigão da nova bicicleta.

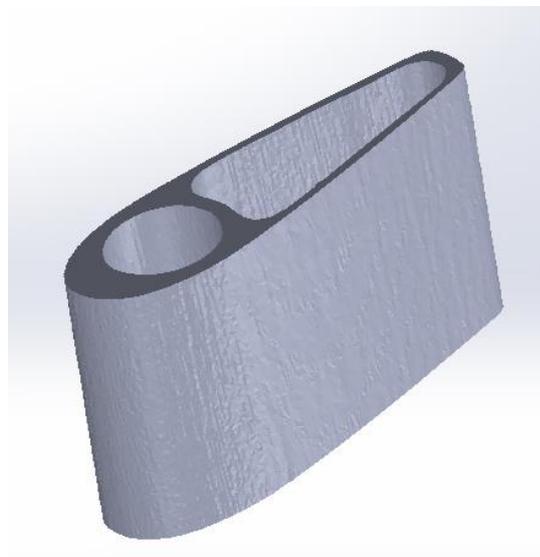


Figura 4.8 Geometria do espigão em CAD.

4.2. Protótipo para Bicicleta Contrarrelógio

Com base no modelo digital da geometria, adquirido pelo processo anteriormente descrito, o protótipo foi refeito com o recurso ao *software SolidWorks*. Os reforços realizados à peça, nomeadamente o aumento da espessura da “parede” que suporta o veio, garantem uma boa resistência mecânica. O produto final está representado na figura 4.9.

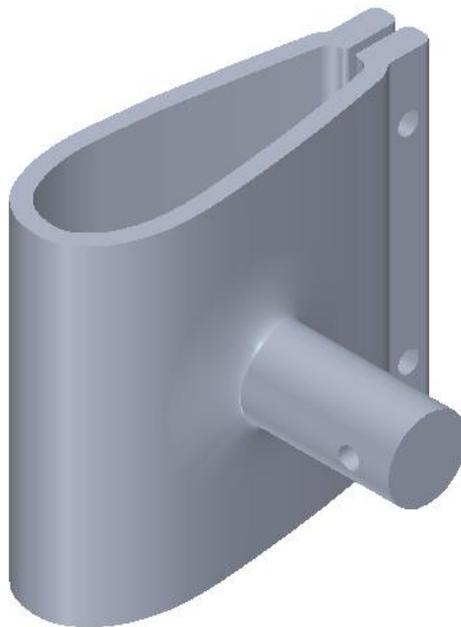


Figura 4.9 Desenho final do protótipo.

Na primeira versão do dispositivo, descrita no capítulo 2, a peça de ancoragem ao espigão tem no seu veio um furo de orientação vertical. A decisão foi tomada com o objetivo de aproveitar um furo feito equivocadamente por erro na construção 3D do modelo. Mas, caso fosse aberto um novo furo, poder-se-ia pôr em causa a estrutura da peça.

Nesta adaptação ao novo espigão, a situação anteriormente descrita não aconteceu e, então, optou-se pela realização do furo com orientação horizontal. Esta decisão foi tomada de modo a garantir uma maior resistência à flexão do veio. Tal posição do furo garante um valor de momento de inércia mais elevado, além de afastar a tensão máxima derivada da flexão da zona de concentração de tensões junto ao furo, como se pode observar na figura 4.1.

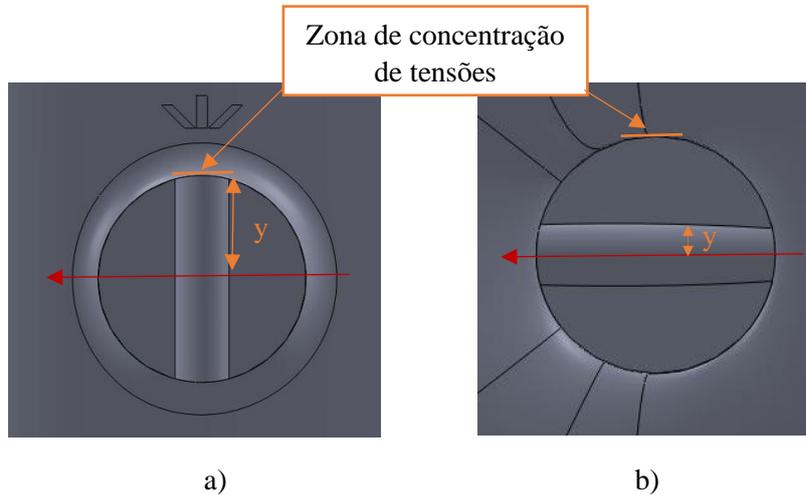


Fig. 4.1 Otimização do furo a) Furo na vertical; b) Furo na horizontal.

Após a finalização do modelo CAD, seguiu-se para o fabrico. Após alguns testes em treinos, o ciclista decidiu experimentar o dispositivo em contexto de prova. (figura 4.10)



Figura 4.10 Protótipo para bicicleta de contrarrelógio: a) Demonstração do dispositivo montado com o referido entalhe; b) Teste do dispositivo em contexto de prova.

5. CONCLUSÕES

A Biomecânica, como uma vertente da Engenharia Mecânica, tem-se mostrado cada vez mais inovadora e eficiente no auxílio a distintas barreiras de mobilidade enfrentadas por indivíduos com limitações físico-motoras. A área de projeto de equipamentos e sistemas mecânicos, responsável pelo desenvolvimento de dispositivos complementares às atividades humanas, permite explorar ao limite todos os conhecimentos envolvidos, assim como amplificar e descobrir novas competências relacionadas à Biomecânica e também a aplicação dos conteúdos abordados ao longo de todo o percurso acadêmico do mestrado em Engenharia Mecânica.

Este trabalho documenta o processo de elaboração, evolução e finalização de um dispositivo de compensação para o atleta de ciclismo adaptado Telmo Pinão, tendo como base um equipamento anterior. Neste contexto, o projeto elaborado visou satisfazer novas expectativas do atleta através da otimização de um conjunto de variáveis, com destaque para a segurança e performance. A trajetória de evolução do dispositivo contou diretamente com a participação de Telmo Pinão, através da constante troca de ideias.

Constata-se que quase todos os objetivos inicialmente propostos pelo projeto do novo, e atual dispositivo utilizado pelo atleta em competição na classe C2 da modalidade de ciclismo adaptado, foram obtidos. São eles a manutenção do conforto e da resistência mecânica do equipamento, a harmonização deste com qualquer velocípede através da utilização de componentes provenientes de uma bicicleta convencional e a adaptação de um sistema de pedal de encaixe rápido para a perna amputada do ciclista.

O protótipo desenvolvido foi submetido a ensaios estáticos e dinâmicos em contexto de laboratório, validando um modelo numérico desenvolvido. Estes ensaios também contribuíram para uma análise pormenorizada da pedalada do atleta, a qual possibilitou o registo da maior sollicitação mecânica do dispositivo implementada pelo atleta durante a sua utilização.

Em paralelo com o desenvolvimento do dispositivo de compensação para a bicicleta de estrada, surgiu a sollicitação do projeto de uma peça de ancoragem adaptada à geometria da bicicleta para competição em contrarrelógio adquirida recentemente pelo atleta. Esta outra adaptação utilizou o modelo do equipamento primeiramente desenvolvido neste projeto, com um reforço na sua espessura e a alteração na orientação do furo no veio.

O estudo da forma mais eficiente de conjugar o ajuste do posicionamento do crenco com o conforto do atleta e a resistência mecânica dos materiais revelou ser o maior obstáculo durante o desenvolvimento do dispositivo. Este objetivo não foi atingido dada a necessidade de retirada de elementos de fixação (parafuso e tubo estriado), por isso, não sendo um processo fácil de implementar.

Em termos futuros, esta pode ser uma etapa de otimização, tentando implementar outros métodos de fixação - sendo um deles a ancoragem do equipamento ao quadro da bicicleta em vez de acoplado ao espigão, por exemplo - desde que mantenham ou ultrapassem o nível de segurança e fiabilidade do dispositivo atual.

Finalmente, o presente trabalho académico foi possível através da aplicação de conhecimentos adquiridos nas diversas disciplinas abordadas no curso de Construção e Manutenção de Sistemas Mecânicos do mestrado de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra (ISEC).

BIBLIOGRAFIA

Gomes, A (2014). *Projeto de um Dispositivo Biomecânico para Ciclismo Adaptado em Alta Competição*. Tese de Mestrado. Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

P. Ferreira, L. R. V. L. I. C. J. A. e. T. P. (2013). *Desenvolvimento e Validação Experimental de Uma Prótese Para Ciclistas Com Amputação Transibial*. 5º Congresso Nacional de Biomecânica.

Roseiro, L. F. P. L. V. C. I. A. J. e. P. T. (2013). *Dispositivo Mecânico para a Prática de Ciclismo Adaptado com Competição em Classe C2*. 5º Congresso Nacional de Biomecânica.

Roseiro, L. F. P. (2013). *Dispositivo de compensação para ciclismo adaptado em amputados transtibiais*. TecnoHospital, 20-24.

Selli, R. (2015). *Análise Experimental de Estruturas Utilizando Extensômetros Elétricos*. Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Civil da Universidade de Santa Cruz do Sul, Rio Grande do Sul. Consultado em Julho 15 ,2019. Disponível em: <https://repositorio.unisc.br/jspui/bitstream/11624/1160/1/Romar%20Selli.pdf>

Haas Automation, Inc. (2015). UMC-750 Operator's Manual Supplement. Consultado em Julho 15 ,2019. Disponível em: <https://www.haascnc.com/content/dam/haascnc/en/service/manual/supplement/english---umc-operator's-manual-supplement---2015.pdf>

Pires J.;Santos R. (2004). *Engenharia Inversa*. Trabalho apresentado no âmbito da disciplina de Produção Integrada, Engenharia Mecânica de Produção da Escola Superior de Tecnologia, Setúbal. Consultado em Julho 21 ,2019. Disponível em: http://ltodi.est.ips.pt/pcunha/PDF%C2%B4s/ProdInteg/Trabalhos_Apresent_Alunos/Trabalh%20-%20Eng%20Inversa.pdf

WEBGRAFIA

BTT Lobo (2015, Março 23). *Paraciclista português ganha duas medalhas de ouro em Abu Dhabi*. Consultado em Outubro 24, 2018 em: <https://bttlobo.com/paraciclista-portugues-ganha-duas-medalhas-de-ouro-em-abu-dhabi/>

BTT Lobo (2016, Setembro 13). *Estivemos à conversa com Luís Costa*. Consultado em Outubro 24, 2018 em: <https://bttlobo.com/estivemos-a-conversa-com-luis-costa/>

Comité Paralímpico Portugal (s.d.). *MODALIDADES PARALÍMPICAS Para-Ciclismo*. Consultado em Outubro 21, 2018 Disponível em: <https://www.comiteparalimpicoportugal.pt/Paginas/detalhemodalidade.aspx?IDMod=4&Sourc>

Comité Paralímpico Portugal (2018). *Seleção Nacional de Paraciclismo já está em Portugal*. Consultado em Outubro 26, 2018 Disponível em: <https://www.comiteparalimpicoportugal.pt/Paginas/noticiadetalhe.aspx?IDNot=1110&Source=/Paginas/noticias.aspx#.WB6R-j7TIU>

Comité Paralímpico Portugal (2014). *Classificação-Guia de iniciação*. Consultado em Outubro 23, 2018. Disponível em: https://www.comiteparalimpicoportugal.pt/Documentos/Classificacao/Classificacao_Guia%20de%20iniciacao.pdf

Dynatec India (2017). *Strain gage (gauge) installation on glass*. Consultado em Julho 20, 2019 Disponível em: <https://www.strainblog.com/content/strain-gage-installation-checklist-glass>

Electrical Engineers Blog (2015). *Strain gauge transducer types and working*. Consultado em Julho 20, 2019 Disponível em: <http://www.theelectricalportal.com/2015/08/strain-gauge-transducer-types-and.html>

Freebike (2017, Setembro 3). *Telmo Pinão encerra Mundial com 14.º lugar na prova de fundo*. Consultado em Outubro 24, 2018 em: <http://www.freebike.pt/competicao/item/1647-telmo-pinao-encerra-mundial-com-14-lugar-na-prova-de-fundo/>

Federação Portuguesa de Ciclismo (2016). *Telmo Pinão sexto no Rio de Janeiro*. Consultado em Outubro 26, 2018 Disponível em: https://www.fpciclismo.pt/index_noticia_ver.php?id_noticia_new=4652#

Gomeasure3D (2019). *How to replicate objects with 3d scanning and 3d printing..* Consultado em Julho 22 ,2019. Disponível em: <https://gomeasure3d.com/blog/how-to-replicate-objects-with-3d-scanning-and-3d-printing-with-video/>

HBM (s.d.). *Rosetas de strain gauge RY com 3 grades de medição para análise de estados de estresse biaxial com direções principais desconhecidas*. Consultado em Julho 20, 2019 em: <https://www.hbm.com/pt/3445/ry-strain-gauge-em-forma-de-roseta-com-3-grids-de-medicao/>

ISICOM (2019). *SOLIDCAM Solid Probe*, Consultado em Julho 24 ,2019. Disponível em: <https://isicom.pt/solidcam/solid-probe>

Metrology (2018). *GOM Launches Metrology CT*, Consultado em Julho 24 ,2019. Disponível em: <https://metrology.news/gom-launches-metrology-ct/>

Micro-Measurements (2011). *Strain Indicator and Recorder*. Consultado em Julho 21 ,2019. Disponível em: <http://docs.micro-measurements.com/?id=11906>

Nikon (s.d.). *SCANNER 3D / PARA CMM / DE MEDIÇÃO / A LASER*, Consultado em Julho 24 ,2019. Disponível em: https://www.directindustry.com/pt/prod/nikon-metrology/product-210232137561.html?utm_source=ProductDetail&utm_medium=Web&utm_content=SimilarProduct&utm_campaign=CA

Papaiz (s.d.). *Tomografia*, Consultado em Julho 24 ,2019. Disponível em: <https://www.papaizassociados.com.br/servicos/tomografia/>

Paralympic Movement (2017). *Para cycling: A brief history of the sport*. Consultado em Outubro 23, 2018 Disponível em: <https://www.paralympic.org/news/para-cycling-brief-history-sport>

Rana A. (2016). Six D India Reverse Engineering, 3D Inspection & 3D Laser Scanning. Consultado em Julho 22 ,2019. Disponível em: <https://www.slideshare.net/AkashRana9/six-d-india-reverse-engineering-3d-inspection-3d-laser-scanning>

Reverse (s.d.). Scanning3D. Consultado em Julho 22 ,2019. Disponível em: <http://www.reverse.com.pt/Scanning3D.html>

SportRegras (s.d.). *Tudo Sobre Ciclismo Paralímpico [História, Regras, ...]* Consultado em Outubro 23, 2018 em: <https://sportsregras.com/ciclismo-paralimpico-historia-regras/>

Tecna Machines (s.d.). Inverse Engineering.. Consultado em Julho 22 ,2019. Disponível em: https://www.tecnamachines.com/en/inverse_engineering.php

Visser M. (2016). *SOLIDWORKS Simulation: Get connected with Contacts*. Consultado em Julho 15, 2019 Disponível em: <https://blogs.solidworks.com/tech/2016/11/solidworks-simulation-get-connected-contacts.html>

Wiringelc (s.d.). *Strain gauge wire strain gauging*. Consultado em Julho 20, 2019 Disponível em: <http://wiringelc.com/aq/e41515h1//ip11515/>

ANEXOS

Anexo 1 - Resultados das deformações nos extensómetros da roseta no ensaio dinâmico

Intervalo Instantâneo	Extensómetros da roseta		
	ϵ_a	ϵ_b	ϵ_c
s	$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$	$\mu\epsilon$
1	2	2	-1
2	4	2	0
3	0	1	0
4	0	2	2
5	1	2	0
6	1	2	1
7	1	1	2
8	1	2	2
9	-2	1	3
10	118	80	87
11	112	73	61
12	123	77	80
13	89	78	71
14	52	62	89
15	60	59	96
16	58	61	92
17	52	70	97
18	61	57	85
19	79	69	89
20	79	69	88
21	86	67	83
22	84	70	85
23	80	69	92
24	104	74	68
25	83	81	98
26	108	79	90
27	168	86	89
28	146	104	106
29	170	123	139
30	145	91	108
31	139	112	134
32	94	66	78
33	208	166	188
34	138	113	117
35	114	101	116
36	183	127	145
37	52	60	86
38	118	109	166
39	177	119	125
40	101	53	61

41	278	218	248
42	294	212	240
43	393	257	303
44	370	282	328
45	358	251	219
46	258	167	184
47	227	182	202
48	210	144	135
49	169	126	140
50	226	150	185
51	247	139	146
52	31	159	96
53	233	108	75
54	159	120	131
55	153	122	161
56	245	198	216
57	178	122	135
58	177	105	143
59	184	166	216
60	183	137	155
61	142	114	126
62	170	114	155
63	195	143	215
64	224	177	205
65	181	131	143
66	133	109	115
67	137	107	135
68	156	134	196
69	146	169	236
70	373	279	282
71	405	283	300
72	330	254	269
73	255	220	242
74	220	156	165
75	216	182	156
76	276	205	206
77	208	144	188

78	274	191	251
79	351	236	303
80	272	211	293
81	370	286	183
82	247	222	175
83	232	148	234
84	234	139	157
85	231	174	142
86	241	171	238
87	211	140	235
88	301	213	228
89	388	183	179
90	299	187	255
91	207	188	180
92	218	151	160
93	218	205	246
94	233	162	150
95	140	129	159
96	303	289	318
97	525	400	364
98	295	223	315
99	276	164	181
100	406	226	222
101	450	304	369
102	158	101	153
103	493	229	182
104	522	217	167
105	363	120	102
106	452	324	273
107	224	249	314
108	229	287	344
109	212	332	328
110	214	250	221
111	431	219	198
112	316	214	232
113	279	189	221
114	301	218	234
115	280	184	199
116	262	174	186
117	261	185	197
118	171	119	129