

# **Instrumentação Otimizada de uma Ortótese Rígida Tornozelo-Pé**

Projeto apresentado para a obtenção do grau de Mestre em  
Instrumentação Biomédica

**Autor**

**Tiago Filipe Almeida da Fonseca**

**Orientadores**

**Professor Fernando Domingues Moita**

Instituto Superior de Engenharia de Coimbra

**Professor Luís Manuel Ferreira Roseiro**

Instituto Superior de Engenharia de Coimbra



## **Agradecimentos**

Ao Professor Mestre e Orientador Fernando Moita, por todo apoio e auxílio prestado ao longo deste percurso. Por toda a dedicação na parte eletrônica e da concepção do projeto.

Ao Professor Doutor e Orientador Luís Manuel Ferreira Roseiro, por toda a transmissão de conhecimentos, dedicação prestada e ajuda ao longo deste trajeto.

Ao meu colega e amigo Jorge Costa pelas críticas construtivas, ajuda e amizade prestada.

Aos meus Pais, pelo seu apoio incondicional, afeto e compreensão, proporcionaram a concretização dos meus objetivos. A eles devo tudo.

Ao meu avô Carlos, que mesmo não estando presente, sempre foi uma inspiração e motivo de força.

Aos meus amigos, por todo o apoio e compressão prestada ao longo do meu caminho.

A todos estarei sempre grato!



## **Resumo**

As ortóteses do tipo tornozelo-pé (AFO - Ankle Foot Orthosis), são produtos de apoio frequentemente prescritos a pacientes com hemiparesia espástica, tendo como objetivo o controlo mecânico da espasticidade, do enfraquecimento muscular e da instabilidade articular na ligação tornozelo pé, permitindo, desta forma, uma melhoria no padrão de marcha destes indivíduos.

Sendo um componente mecânico, a informação do comportamento estrutural da AFO pode ser recolhida e utilizada, de modo a interpretar um conjunto de parâmetros associados à marcha espástica. Tendo como base esta ideia, o presente trabalho de projeto envolve a implementação de um conjunto de sensores que podem ser implementados em contexto real de utilização de uma AFO.

Assim, tendo como ponto de partida uma AFO habitualmente utilizada por este tipo de pacientes, foi criado o seu modelo 3D e desenvolvido um modelo numérico por elementos finitos para a simulação do seu comportamento estrutural. Uma primeira instrumentação da AFO permitiu recolher experimentalmente o campo de deformações em diversas zonas, e em especial a correspondente à parte inferior de contacto com a perna. A partir dos resultados obtidos foi possível identificar a melhor localização para implementação dos sensores. Assim, posteriormente, a AFO foi instrumentada de modo otimizado.

Através de diversos ensaios experimentais efetuados em contexto de laboratório, foram recolhidos dados que permitiram a programação de uma rede neuronal, com a finalidade de classificar o tipo de movimento da AFO em situação de utilização. As análises aos testes implementados apontam para a viabilidade dos resultados obtidos.

**Palavras-chave:** AVC, Marcha Espástica, Biomecânica de Reabilitação, AFO Instrumentada, Rede Neuronal



## **Abstrat**

Ankle Foot Orthosis (AFO) orthoses are commonly used as a support product for patients with spastic hemiparesis, aiming at the mechanical control of spasticity, muscle weakness and joint instability in the ankle foot joint, allowing, thus, an improvement in the gait pattern of these individuals.

As a mechanical component, information on the structural behavior of AFO can be collected and used in order to interpret a set of parameters associated with spastic gait. Based on this idea, the present project work involves the implementation of a set of sensors that can be implemented in real context of using an AFO.

Thus, based on an AFO commonly used by this type of patients, its 3D model was created and a finite element numerical model was developed to simulate its structural behavior. A first instrumentation of the AFO allowed to experimentally collect the field of deformations in several zones, and especially that corresponding to the inferior part of contact with the leg. From the obtained results it was possible to identify the best location for the sensors implementation. Thus, afterwards, AFO was optimally instrumented.

Through several experimental tests performed in the laboratory context, data were collected that allowed the programming of a neuronal network, in order to classify the type of AFO movement in use. The analyzes of the implemented tests point to the viability of the obtained results.

**Keywords:** Stroke March, Rehabilitation Biomechanics, Instrumented AFO, Neuronal Network



## Índice

Agradecimentos .....	i
Resumo .....	iii
Abstrat .....	v
Índice de figuras.....	ix
Índice de tabelas.....	xiii
Simbologia .....	xv
Siglas e acrónimos .....	xvii
1. Introdução.....	1
2. Conceitos anatómicos e locomoção humana .....	3
2.1. Posição anatómica, planos anatómicos e movimentos .....	3
2.2. Evolução biológica e postural do Homem.....	6
2.3. Marcha humana e o ciclo da marcha .....	8
2.5. Marcha patológica; Marcha espástica.....	10
2.5. Articulação tornozelo-pé .....	11
3. Ortótese tornozelo-pé ( <i>Ankle Foot Orthosis- AFO</i> ) .....	13
3.1. Estado da arte.....	16
3.2. AFO considerada no projeto.....	19
4. AFO Instrumentada.....	23
4.1. Avaliação experimental da AFO .....	23
4.1.1. Extensometria eléctrica de resistência .....	23
4.1.2. Processo de colagem dos extensómetros .....	28
4.1.3. Preparação e aquisição de dados em laboratório .....	30
4.1.4. Cálculo das deformações e tensões principais.....	32
4.2. Modelo numérico da AFO .....	33
4.3. Resultados Experimentais vs Numéricos .....	37
5. Otimização da instrumentação da AFO.....	41
5.1. Componentes aplicados .....	41
5.2. Testes funcionais e recolha de dados.....	46
6. Modelo de Identificação baseado em Redes Neurais .....	47
6.1. Neurónio artificial.....	49

6.3. Arquitetura da rede .....	50
6.4. Aprendizagem.....	52
6.5. Rede Perceptron Multicamadas .....	52
6.6. Algoritmo Backpropagation .....	53
6.7. Conceito <i>Overtraining</i> .....	54
6.8. Utilização das Redes Neurais no caso prático .....	55
7. Conclusões e trabalho futuro.....	63
Bibliografia .....	65
8. Apêndice .....	69
8.1. Artigo apresentado no Congresso Nacional de Biomecânica.....	69
8.2. Dados adquiridos pelas rosetas com carga de 20N no ponto A, B e C .....	71
8.3. Dados obtidos para introdução na rede neuronal.....	74

## Índice de figuras

Figura 1- Posição anatômica .....	4
Figura 2- Figuras representativas dos vários planos anatômicos . .....	4
Figura 3- Movimentos do corpo humano <sup>[10]</sup> .....	5
Figura 4- Movimentos do pé; a) Flexão plantar e Dorsiflexão; b) Abdução, Posição Neutra e Adução; c) Eversão e Inversão <sup>[8]</sup> .....	6
Figura 5- Visão do movimento do pé em fase de supinação, posição neutra e em pronação, respetivamente <sup>[8]</sup> .....	6
Figura 6- Evolução da postura humana .....	7
Figura 7- Exemplos de postura incorreta e correta .....	8
Figura 8-Exemplo do caminhar espástico . .....	11
Figura 9-Articulação tornozelo pé .....	12
Figura 10- Articulação tornozelo-pé <sup>[27]</sup> .....	12
Figura 11-AFO convencional .....	14
Figura 12-Exemplos de AFOs de material polimérico .....	15
Figura 13- Modelo em fibra de carbono .....	15
Figura 14-AFO ativa desenvolvida no Massachusetts Institute of Technology (MIT) <sup>[31]</sup> .....	16
Figura 15- a) AFO considerada já com a aplicação do spray; b) Utilização do scanner; c) Obtenção do modelo 3D em software. ....	19
Figura 16- a) Software Geomagic- Display point set; b) Software Geomagic-Display Shaded with edges .....	20
Figura 17- Sequência da construção do modelo .....	20
Figura 18- Modelo 3D da AFO .....	21
Figura 19-a) Local de aplicação das forças; b) Locais de aplicação de extensómetros uniaxiais e rosetas. ....	23
Figura 20- Extensómetro e roseta comum .....	24
Figura 21- Gráfico Tensão/Deformação <sup>[35]</sup> .....	25
Figura 22- Deformação de um fio sob tração <sup>[35]</sup> .....	26
Figura 23- Ponte de Wheatstone <sup>[35]</sup> .....	27
Figura 24- Rosetas retangulares ou em estrela. ....	27
Figura 25- Utilização de lixa abrasiva. ....	28

Figura 26-Linhas de orientação para aplicação dos extensómetros. ....	29
Figura 27- a) colocação do extensómetro sobre a linha de orientação. b) Pressão após aplicação da cola.....	29
Figura 28- a) Organização da parte plantar da AFO; b) Organização da parte da perna da respetiva AFO.....	30
Figura 29- a) Processo de colagem finalizado. b) Soldadura de fios de ligação. c) Continuação da soldadura. d) Instrumentação da AFO finalizada. ....	30
Figura 30- a) Região de apoio; b) AFO apenas com a ancoragem na perna; c) Com a ancoragem da perna e apoio no calcanhar.....	31
Figura 31- a) Placa utilizada. b) Interface de configuração da placa .....	32
Figura 32- Elemento tetraédrico parabólico com 6 nós.....	33
Figura 33- a) Modelo CAD da AFO: b) AFO sem apoio no calcanhar; c) AFO com apoio no calcanhar.....	34
Figura 34- Locais de aplicação da força. ....	34
Figura 35- Malha da AFO. ....	35
Figura 36- AFO em processo de simulação. Strain ocorrido no eixo Z. ....	36
Figura 37- Tensão equivalente de Von Mises. Estudo com força de 20N no ponto A. ....	36
Figura 38- Comparação da deformação ocorrida nos sensores uniaxiais sujeitos a uma força de 10N. ....	37
Figura 39-Comparação da deformação ocorrida nos sensores uniaxiais sujeitos a uma força de 5N. ....	38
Figura 40- Estudo com força de 20N. ....	39
Figura 41- Deslocamento Sagital. ....	40
Figura 42- Posição inicial da AFO e local ideal para colocação do sensor.....	40
Figura 43- a) Aplicação da roseta no local. b) Compressão após colagem. c) Colagem finalizada. ....	41
Figura 44- a) HX711. b) Esquema Roseta-HX711. c) Ligação Roseta-HX711-Arduino (ATmega328). ....	42
Figura 45- Esquema representativo do Arduíno UNO Rev3.....	43
Figura 46- Flex Sensor utilizado . ....	44
Figura 47- Flex Sensor colocado na AFO. ....	45
Figura 48- AFO colocada no bastidor de ensaios.....	46
Figura 49-Modo de adquirir os valores (A, B, C e Flex Sensor) a partir do Arduíno. ....	46
Figura 50- a) Simulação do movimento de abdução; b) Simulação do movimento de adução; c) Simulação do movimento de flexão plantar; d) Simulação do movimento de dorsiflexão. ....	47

Figura 51- a) Simulação do movimento de pronação; b) Simulação do movimento de supinação. .....	47
Figura 52- Ponto A, B e C da roseta e Flex Sensor. ....	48
Figura 53- Modelo não linear de um neurónio . ....	50
Figura 54- a) Função limiar; b) Função linear; c) Função sigmoide <sup>[44]</sup> .....	50
Figura 55- a) Rede de camada única; b) Rede de multicamadas <sup>[44]</sup> .....	51
Figura 56- Rede Perceptron Multicamadas . ....	53
Figura 57- Definição do critério de paragem.....	55
Figura 58- Rede Neuronal implementada.....	56
Figura 59- a) Função aplicada no Matlab; b) Arquitetura da rede. ....	57
Figura 60-Figura 60- Grafico Best Validation Performance obtido no Matlab. ....	58
Figura 61- Gráfico das regressões obtido no Matlab.....	59
Figura 62- a) Valores introduzidos no código; b) Identificação do movimento correspondente. .....	59
Figura 63- Excel com alguns dos valores obtidos nos testes dos movimentos. ....	60
Figura 64- a) Testes de movimento efetuado e interpretação por parte software; b) Teste e interpretação por parte do software. ....	61
Figura 65- Command Window e parte do código em Matlab desta funcionalidade. ....	61



## **Índice de tabelas**

Tabela 1- Síntese de AFOs passivas.....	17
Tabela 2- Síntese de AFOs ativas.....	18
Tabela 3- Valores representativos do erro.....	37
Tabela 4- Valores representativos do erro.....	38
Tabela 5- Especificações do Flex Sensor utilizado <sup>[42]</sup> .....	45
Tabela 6- Saída da Rede.....	56



## **Simbologia**

$\varepsilon$  - Fator de deformação

$\sigma$  - Tensão normal

$F$  - Força aplicada

$A$  - Área da seção

$E$  - Constante de proporcionalidade

$R$  - Resistência elétrica

$\rho$  - Resistividade do material

$L$  - Comprimento

$\Delta R$  - Variação da resistência

$\Delta L$  - Variação do comprimento

$m$  - Metro

$K$  - Fator de ganho

$\Omega$  - Ohm



## **Siglas e acrónimos**

AVC - Acidente vascular cerebral

AFO - *Ankle Foot Orthosis*

MR - *Magneto Rheological*

SEA - *Series Elastic Actuator*

FES - *Function Electric Simulation*

EMG - Eletromiografia

IMU - *Inertial Measurement Unit*

FSR - *Force Sensitive Resistor*

ABS - Acrilonitrila-butadieno-estireno

3D - Três Dimensões

CAD - *ComputerAided Design*

FEM - *Finite Element Method*

DOF - *Degrees of freedom*



## **1. Introdução**

O acidente vascular cerebral (AVC) é uma das principais causas de morte e de incapacidade no mundo, afetando todos os anos milhares de pessoas. Anualmente, em todo o mundo, milhares de pessoas sofrem de AVC e de traumatismos do trato corticoespinhal, muitas delas com consequências físicas permanentes, como por exemplo a hemiplegia espástica <sup>[1]</sup>. Essa incapacidade física reflete-se num conjunto de défices motores, sensoriais, visuais e cognitivos, resultando numa desorganização dos mecanismos reflexos complexos, que constituem a base do movimento voluntário elaborado. Os efeitos dessas deficiências acabam refletidos nas características cinemáticas e dinâmicas do ciclo da marcha. A diminuição da velocidade e do comprimento da passada, a alteração da cadência e as modificações dos padrões da marcha são algumas das consequências da marcha hemiplégica espástica <sup>[2]-[4]</sup>.

A evolução clínica de um paciente portador de uma deficiência motora resultante de lesão do neurónio motor superior depende, entre outros fatores, dos mecanismos de plasticidade cerebral que são potencializados por estímulos externos repetitivos ao longo de meses ou anos de reabilitação com fisioterapia <sup>[5]</sup>. Além das diversas modalidades fisioterapêuticas disponíveis para o tratamento de pacientes com hemiplegia espástica, a medicina oferece também recursos farmacológicos que incluem a aplicação de toxina botulínica nos músculos afetados. Acresce ainda, o consenso internacional de que a redução da espasticidade localizada (ou seja, nos membros superiores ou inferiores) e a melhoria do desempenho funcional dos pacientes é mais eficiente com uma combinação de toxina botulínica e fisioterapia <sup>[6], [7]</sup>. Contudo, o efeito da aplicação da toxina botulínica tem duração limitada, necessitando de repetidas aplicações para que seja mantido.

Os indivíduos com hemiplegia podem beneficiar com a utilização de algum tipo de ortótese para estabilizar a articulação, ajudando na caminhada e a manter o tronco ereto durante as atividades de fisioterapia. Normalmente, as AFOs são aplicadas, sendo a sua capacidade estrutural, em especial a rigidez mecânica, o garante da ação desejada. No entanto, não se tira partido da informação proveniente do comportamento mecânico para acompanhar a evolução da sua utilização no contexto da recuperação do paciente.

Neste projeto foi instrumentada uma ortótese tornozelo-pé com o objetivo de melhor interpretar a biomecânica da postura do pé, a evolução da recuperação da marcha espástica e também, a evolução do efeito da toxina botulínica, de modo a antever a próxima aplicação, que depende, entre outros fatores, da intensidade da resposta à aplicação, do tamanho do músculo, da atividade muscular e de fatores individuais.

A instrumentação da AFO foi implementada de modo a recolher informação proveniente do seu comportamento estrutural. Assim, o trabalho desenvolveu-se sobretudo com o objetivo de estimar os movimentos patológicos das articulações mais importantes do pé, tendo por base informações provenientes do comportamento da AFO. Numa primeira fase, foi instrumentada uma AFO de modo a recolher o campo de deformações na zona correspondente à parte inferior

da perna. Dessa forma, e através da análise da flexão máxima do movimento e da deformação produzida em diferentes zonas da AFO, foi possível idealizar com exatidão o local onde colocar os sensores utilizados, para posterior captação de dados. A escolha do sensor teve em conta a sua amplitude máxima, associada aos movimentos de dorsiflexão e flexão, que impõem elevadas amplitudes, de forma a que o mesmo não fosse danificado.

Numa segunda fase, foi instrumentada outra AFO para permitir a monitorização dos movimentos pretendidos. Através de testes realizados em contexto de laboratório, foram recolhidos dados e foi programada uma rede neuronal, com o objetivo de classificar o movimento em situação de utilização real da AFO. O sistema foi capaz de identificar movimentos de abdução e adução, dorsiflexão e flexão plantar, pronação e supinação.

A descrição deste trabalho inicia-se com esta introdução, apresentando-se no capítulo 2 alguns conceitos teóricos relacionados com a posição anatómica, planos anatómicos e locomoção humana. São descritos ainda fundamentos acerca da marcha humana e marcha patológica, no caso específico da marcha espástica. Neste capítulo é ainda mencionada a anatomia do complexo tornozelo-pé.

O capítulo 3 apresenta a ortótese tornozelo-pé, descrevendo-se a sua finalidade e enquadrando-se os principais objetivos da sua utilização. É também apresentado o estado da arte destes dispositivos e das tecnologias que lhe estão associadas. Neste capítulo é ainda descrito todo o desenvolvimento da ortótese utilizada para este projeto.

No capítulo 4 é apresentado um modelo numérico de elementos finitos, desenvolvido para o estudo da AFO. É exibida a instrumentação realizada na ortótese, todos os componentes aplicados e o seu funcionamento, assim como toda a preparação e aquisição de dados em laboratório. No fim, é apresentada a comparação de dados entre o teste pelo modelo numérico de elementos finitos e os testes experimentais.

No seguimento da identificação da posição ideal para colocação dos sensores, procedeu-se a nova instrumentação de uma ortótese tornozelo-pé, sendo este processo descrito no capítulo 5, assim como todos os testes funcionais e a recolha de dados implementada.

O capítulo 6 é direcionado para a utilização das redes neuronais artificiais, descrevendo-se a sua utilização e os estudos efetuados no caso prático deste projeto.

Por último, no capítulo 7 são apresentadas as conclusões finais e propostas para trabalhos futuros.

## **2. Conceitos anatómicos e locomoção humana**

O sistema esquelético humano está envolvido em todas as atividades humanas e confere ao nosso corpo uma estrutura responsável pela sua forma, proteção dos órgãos internos e partes moles. Sem a existência do sistema esquelético, para além de não termos uma forma corporal, também não conseguíamos realizar qualquer tipo de movimento de forma normal. A maioria dos nossos músculos agem sobre os nossos ossos de forma a gerar movimento, exercendo com frequência uma força considerável sobre eles. Por isso, sem a existência de esqueleto não seria possível haver movimento. O ser humano consegue realizar movimentos graças aos músculos e aos ossos, porém o movimento exigido ao esqueleto não ocorre se entre os ossos não existirem articulações. Quando se tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo competente para auxiliar uma parte do corpo humano, torna-se fundamental compreender todo o funcionamento e atividade do mesmo.

### **2.1. Posição anatómica, planos anatómicos e movimentos**

A Anatomia contempla o estudo da estrutura do corpo humano, classifica as estruturas musculoesqueléticas e movimentos articulares relevantes e fornece uma linguagem comum do corpo humano e seus movimentos para a cinesiologia e profissionais médicos. A Anatomia é um pré-requisito importante para profissionais de cinesiologia que tentam melhorar o movimento, prevenir ou tratar lesões <sup>[8]</sup>. De forma a descrever todo o corpo humano e caracterizar a posição das suas partes e órgãos, consideram-se as referências de posição e direção a partir da posição anatómica (figura 1) referente à pessoa como estando em pé (ereta):

- A cabeça, olhos e dedos dos pés direcionados para a frente;
- Membros superiores ao lado do corpo com as palmas voltadas para a frente;
- Membros inferiores juntos com os pés direcionados para a frente.

Esta posição padrão facilita as descrições anatómicas e médicas, garantindo que a relação entre as partes do corpo é feita sempre da mesma forma <sup>[9]</sup>.

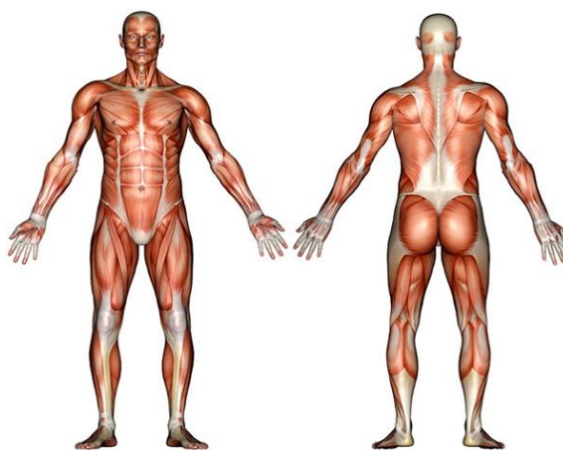


Figura 1- Posição anatômica <sup>1</sup>.

As descrições anatômicas fundamentam-se em quatro planos imaginários, que passam pelo corpo na sua posição anatômica:

- Plano mediano - plano vertical que corta o corpo longitudinalmente, divide o corpo nas metades direita e esquerda. O plano define a linha mediana da cabeça, do pescoço e do tronco, onde cruza a superfície do corpo;
- Plano sagital - plano vertical que passa pelo corpo. Paralelo ao plano mediano, é útil para dar um ponto de referência;
- Plano frontal (coronal) - é um plano vertical que atravessam o corpo permitindo a formação de ângulos retos com o plano mediano, dividindo o corpo em parte anterior e parte posterior;
- Planos transverso – é um plano horizontal que atravessa o corpo formando ângulos retos com os planos mediano e frontal, dividindo o corpo em partes superior e inferior.

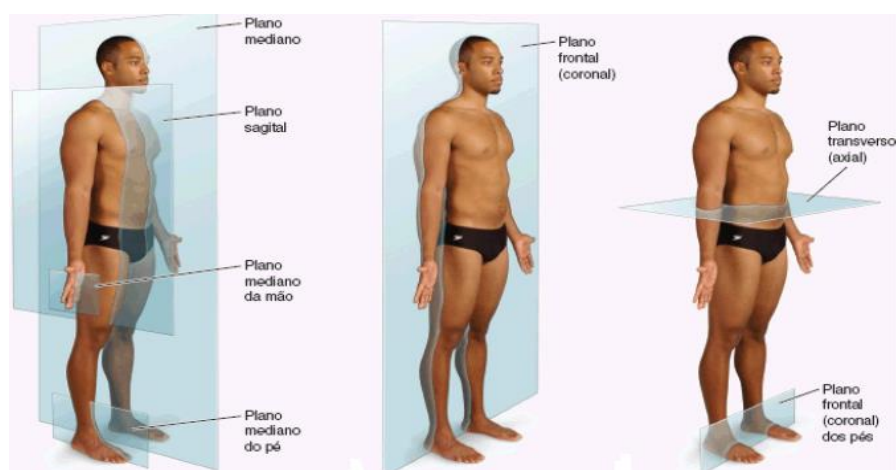


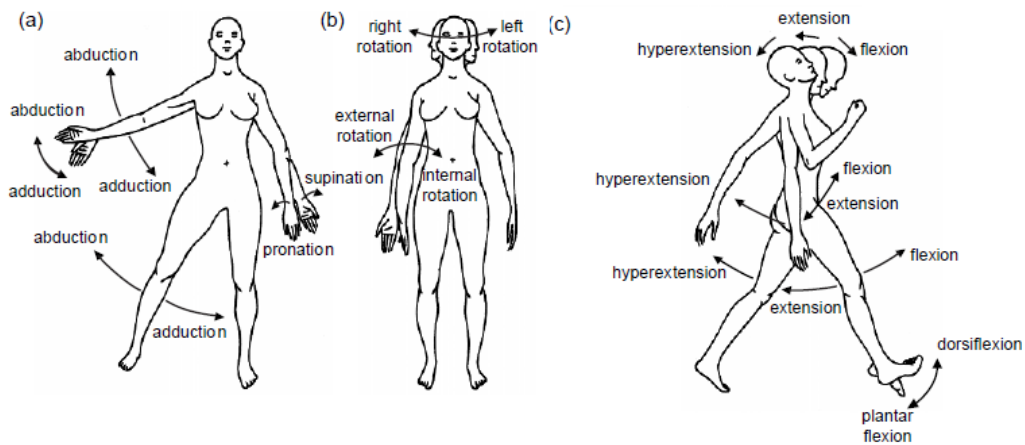
Figura 2- Figuras representativas dos vários planos anatômicos <sup>2</sup>.

---

<sup>1</sup>Adaptado de: [www.afisioterapiaemfoco.blogspot.com/2016/01/posicao-anatomica.html](http://www.afisioterapiaemfoco.blogspot.com/2016/01/posicao-anatomica.html), acedido em novembro 2018.

<sup>2</sup>Adaptado de: [www.professorleobruno.files.wordpress.com/2018/07/aula-2-anatomia-humana-planos.pdf](http://www.professorleobruno.files.wordpress.com/2018/07/aula-2-anatomia-humana-planos.pdf), acedido em novembro de 2018.

Os movimentos das várias partes do corpo humano também obedecem a uma terminologia padrão. A maioria dos movimentos requerem a rotação de uma parte do corpo que passa pelo centro de uma articulação, denominados por movimentos angulares. Os mais comuns são a flexão, extensão, adução e abdução <sup>[10]</sup>. Na figura 3a) é possível observar a abdução que se caracteriza como o movimento que afasta a linha mediana, representa o afastamento dos membros e o movimento de adução que é o movimento em direção à linha mediana, volta a unir de novo os membros. Na figura 3b) é possível analisar os movimentos representativos da rotação, ou seja, o rodar de uma estrutura em função do seu eixo mais próximo. Por último, na figura 3c) estão ilustrados os movimentos de flexão, que movem uma determinada parte do corpo numa direção anterior ao plano frontal e movimentos de extensão, que movem uma parte do corpo numa direção posterior ao plano frontal.



*Figura 3- Movimentos do corpo humano <sup>[10]</sup>.*

Em relação aos movimentos do pé, a dorsiflexão está associada ao movimento no plano sagital, quando o pé se move para cima em direção à perna, conhecido como “pé vivo”. A flexão plantar é o afastamento da planta do pé, o pé move-se para o solo, conhecido como o “pé morto”. A abdução e adução do pé representam movimentos no plano transversal quando o pé roda lateralmente para fora e lateralmente para dentro, respetivamente. Outro dos movimentos é a eversão, que consiste em rodar o tornozelo para fora e para cima, movimento no plano frontal, na inversão, o tornozelo é rodado para dentro e para cima <sup>[11]</sup>. Na figura 4 é possível observar os movimentos descritos.



Figura 4- Movimentos do pé; a) Flexão plantar e Dorsiflexão; b) Abdução, Posição Neutra e Adução; c) Eversão e Inversão <sup>[8]</sup>.

Na marcha, durante a fase de apoio, adota-se a designação de pronação e supinação para as ações triplanares da articulação subtalar. Quando o movimento do pé atinge o solo com as ações combinadas de eversão, flexão plantar e abdução, é designado pronação. A pronação serve para absorver o contacto do pé com o chão. No movimento oposto, a supinação, a articulação encontra-se um pouco inclinada para fora e é acompanhada com ações de inversão, dorsiflexão e adução <sup>[8]</sup>, <sup>[11]</sup>.

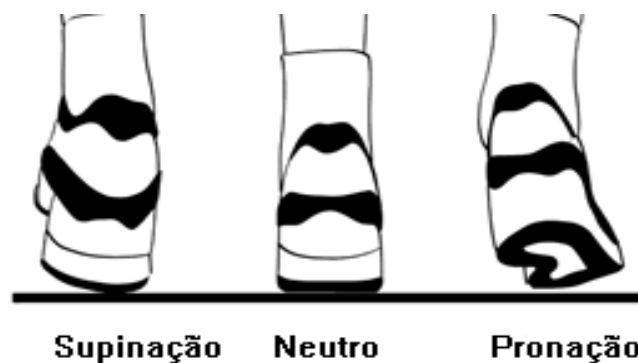


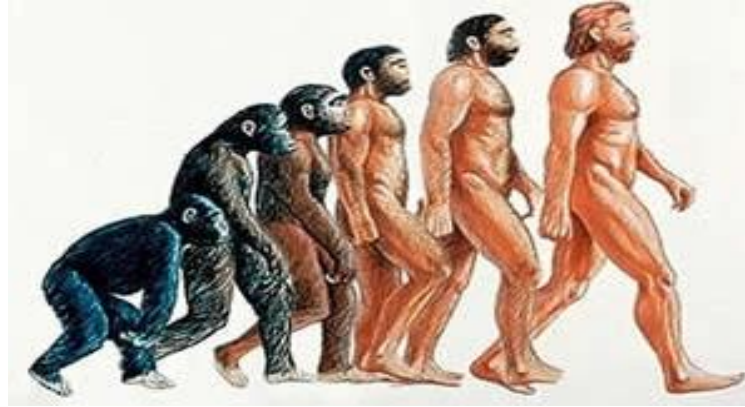
Figura 5- Visão do movimento do pé em fase de supinação, posição neutra e em pronação, respetivamente <sup>[8]</sup>.

## 2.2. Evolução biológica e postural do Homem

O padrão postural do Homem sofreu grandes alterações ao longo da história (figura 6). Com o decorrer dos anos, os seres humanos evoluíram da posição quadrúpede para a posição bípede ereta. A evolução da posição foi acompanhada com modificações na disposição e característica dos ossos, posição dos músculos e movimentação dos membros superiores e inferiores. Os membros inferiores tornaram-se maiores e mais fortes, constituindo um corpo humano mais estável e firme, a pelve e a coluna lombar passaram a ser o centro de equilíbrio do corpo, o deslocamento das escápulas, permitiu uma maior abertura da caixa torácica e maior liberdade dos membros superiores para atividades mais complexas. O sistema nervoso foi adaptado de forma a estabilizar o sistema musculoesquelético nesta nova posição <sup>[12]</sup>.

Possivelmente, a definição mais usada de postura foi encontrada no Comité de Postura da *American Academy of Orthopaedic Surgeon* e é descrita como o arranjo relativo das partes do

corpo, onde o equilíbrio muscular e esquelético é responsável pela boa postura e eficiência muscular. Assim, uma relação defeituosa entre as partes do corpo provoca um equilíbrio menos eficiente sobre a base de sustentação e caracteriza a má postura <sup>[13]</sup>. Uma postura correta é aquela em que existe uma distribuição equilibrada do esforço em todo o corpo e com o menor gasto de energia.



*Figura 6- Evolução da postura humana <sup>3</sup>.*

A postura deve ditar o mínimo de sobrecarga das diferentes estruturas. Todos os tipos de boa postura determinam-se pelo alinhamento dito normal da coluna vertebral. A coluna vertebral apresenta três curvas naturais, uma na zona do pescoço onde forma na parte superior uma curva em “C” com abertura voltada para trás, outra na parte superior das costas onde forma uma curva em “C” com abertura voltada para frente e por fim na parte lombar outra curva em “C” com abertura voltada para trás. Uma má postura é aquela que se mostra fora do alinhamento normal, embora sem alterações da estrutura e mantendo normais as capacidades musculares <sup>[14]</sup>. Na figura 7 observam-se vários exemplos de má postura e por fim um exemplo de uma postura correta.

---

<sup>3</sup>Adaptado de: [www.abrindomeparaofuturo.blogspot.com/2018/02/por-que-tanta-violencia-contra-as.html](http://www.abrindomeparaofuturo.blogspot.com/2018/02/por-que-tanta-violencia-contra-as.html),  
acedido em novembro de 2018.

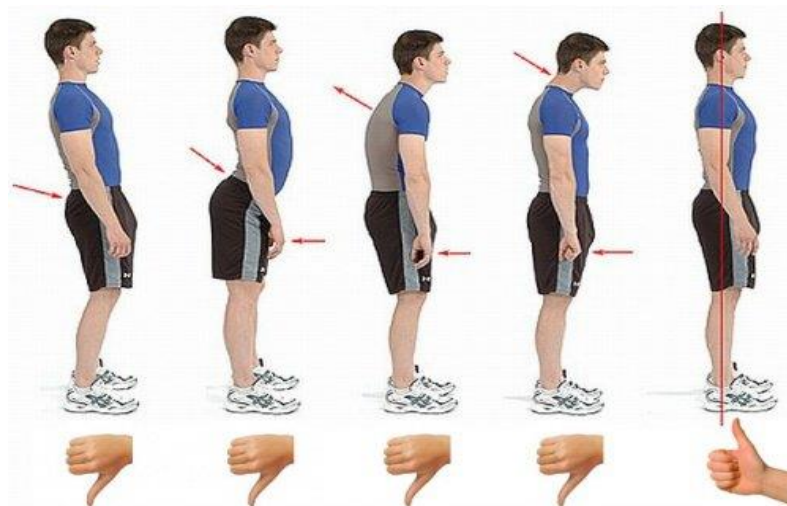


Figura 7- Exemplos de postura incorreta e correta <sup>4</sup>.

Neste projeto, um dos objetivos finais passa pela interpretação biomecânica da postura do pé associada à hemiplegia espástica resultante de um AVC, recorrendo a uma ortótese instrumentada. Após a ocorrência do AVC, na maior parte dos casos existe um comprometimento da função motora e por consequência alterações na postura corporal.

O déficit da função motora envolve graves consequências à pessoa porque o hemisfério esquerdo, responsável por iniciar e executar movimentos voluntários, vai incapacitar o paciente de executar seqüências complexas de movimentos e o hemisfério direito, responsável pela sustentação dos movimentos, promove distúrbios do controlo postural e do equilíbrio <sup>[15]</sup>.

### 2.3. Marcha humana e o ciclo da marcha

De uma forma simplificada, a marcha humana pode ser caracterizada como uma transferência de peso de um membro inferior para outro, conseguindo em simultâneo a estabilidade num ou nos dois apoios e mantendo o equilíbrio corporal. A marcha humana define-se por um conjunto de movimentos complexos e rápidos, sendo que a sua observação clínica, centra-se no reconhecimento de padrões não comuns e na identificação do grau de afastamento em relação ao normal <sup>[16]</sup>. O desenvolvimento de dispositivos que pretendam corrigir alterações nos membros inferiores deve ter em conta a análise da marcha como elemento chave.

Por norma, existe uma seqüência de acontecimentos que vão resultar na marcha. O sistema nervoso central comanda a locomoção, enviando sinais ao sistema nervoso periférico. A

---

<sup>4</sup>Adaptado de: [www.melhorcomsaude.com.br/6-tecnicas-para-manter-postura-da-coluna/](http://www.melhorcomsaude.com.br/6-tecnicas-para-manter-postura-da-coluna/), acedido em novembro de 2018.

contração muscular desenrola-se de seguida, permitindo a criação de movimentos e forças nas articulações. Os segmentos esqueléticos regulam todas essas forças. O deslocamento desses segmentos permitem obter uma marcha funcional e criam forças de reação ao solo <sup>[17]</sup>.

O ciclo da marcha humana é descrito como a sequência de movimentos ocorridos em cada passada, ou seja, intervalo referente ao contato inicial do membro de referência no solo até ser exercido outro contato desse mesmo membro no solo. O ciclo pode ser dividido em fase de apoio e fase de balanço e inicia-se com o primeiro contato do calcanhar de um pé com o solo e termina quando ocorre o novo contato do mesmo calcanhar com o solo, tendo a duração aproximada de um segundo <sup>[16]</sup>.

Na cinemática e biomecânica da marcha identificam-se diversos conceitos com importância para o posterior estudo da marcha, tais como <sup>[18]</sup>:

- A passada refere-se ao espaço entre o contato inicial do membro de referência no solo, até novo contato do mesmo membro no solo;
- O passo considera o intervalo compreendido entre o contato inicial do calcanhar do membro de referência até ao contato do calcanhar contralateral;
- Cadência da marcha refere-se ao número de passos ao longo do tempo.

De forma a adquirir um impulso eficiente e seguro do corpo humano, existem diversas funções que devem ser garantidas <sup>[19]</sup>:

- Prevenção do colapso dos membros inferiores pela manutenção do suporte do tronco;
- Uma manutenção da postura superior e balanço total do corpo;
- Controlo da trajetória do pé para alcançar um *ground clearance* e um suave movimento de contacto do calcanhar e dedos com o solo;
- Aprovisionamento de energia de forma a manter ou aumentar a velocidade;
- Absorção de energia mecânica, para a estabilidade e absorção de choques, ou para a diminuição da velocidade do corpo.

A fase de apoio do ciclo de marcha representa cerca de 60% do tempo do ciclo completo, e pode ser subdividida em apoio simples ou apoio duplo. A subfase de apoio simples, representa 40% do tempo do ciclo completo da marcha, e é onde ocorre a diminuição momentânea da carga do membro apoiado e sua preparação para a fase de balanço. Na subfase de apoio duplo, os pés estão em contato com o solo e o valor considerado normal, para a velocidade da marcha representa 10% do ciclo da marcha para cada membro inferior, sendo que a sua duração tende a diminuir à medida que a velocidade da marcha vai aumentando. Deste modo, na fase de apoio tem-se inicialmente um contacto inicial que representa o momento exato em que o pé toca no solo, depois segue-se uma resposta à carga, que se prolonga até ao desprendimento do pé oposto do solo, o apoio médio é iniciado com a saída do pé contralateral do solo e continua até que o peso corporal esteja sobre a região anterior do pé apoiado, o apoio final é iniciado assim que exista a elevação do calcanhar do pé apoiado e estende-se até ao contato inicial do pé oposto, por fim, o pré-balanço inicia-se com o contato inicial do pé oposto e estende-se até ao desprendimento do pé apoiado.

A fase de balanço é mais curta, representando cerca de 40% do tempo total do ciclo de marcha, e pode ser subdividida em:

- Balanço inicial ou aceleração;
- Fase de balanço médio;
- Balanço final ou desaceleração.

O balanço inicial, acontece no momento em que o apoio perde o contato com o solo e o membro inferior é acelerado no sentido do movimento, através da flexão das articulações da anca mais a do joelho e acompanhado por uma dorsiflexão da articulação do tornozelo. Em relação à fase de balanço médio, surge quando o membro inferior em aceleração se encontra alinhado com o membro inferior em apoio. A subfase de balanço final ou desaceleração, ocorre quando acontece a desaceleração do membro inferior, preparando-o para o contacto com o solo <sup>[16], [20]</sup>.

## **2.5. Marcha patológica; Marcha espástica**

A marcha patológica ocorre quando os sistemas do corpo que controlam a locomoção não funcionam de forma correta. Lesões, doenças ou dores podem afetar a capacidade de marcha de modo normal. Pode ser afetado um único segmento, ou vários segmentos do corpo. Em alguns casos, as anormalidades da marcha podem desaparecer sozinhas. Noutros casos, uma marcha anormal pode ser permanente. Em ambos os casos, a reabilitação pode ajudar a melhorar a marcha de uma pessoa e reduzir os sintomas desconfortáveis.

A locomoção e as respostas posturais dependem do sistema nervoso e do sistema musculoesquelético. Consequentemente, perturbações da marcha e do equilíbrio são comuns e resultam de muitas e diversas patologias. Os padrões da marcha, são baseados em anormalidades que são aparentes enquanto o paciente caminha. A formação deste padrão é muito importante porque possibilita a distinção entre as várias patologias da marcha, deste modo permite uma reabilitação mais específica e eficaz com base nos sintomas apresentados <sup>[21]</sup>.

Na marcha patológica, o comprimento da passada é distinto e muitas vezes encurtado, quando a patologia afeta mais um pé do que o outro. Normalmente, o paciente tenta despender menos tempo no pé mais lesado passando a concentrar a sua marcha no pé bom. Encurtar a fase de apoio no pé mais lesado significa colocar o pé bom mais cedo no chão encurtando assim a fase de balanço e o comprimento do passo daquele lado, o que geralmente significa problemas na postura e suporte <sup>[22]</sup>.

A espasticidade, distúrbio frequente em indivíduos que sofreram AVC, caracteriza-se pelo aumento da resistência ao alongamento passivo e é dependente da velocidade do alongamento <sup>[23]</sup>. Pode ser definida como uma desordem motora, determinada por um aumento do tônus muscular, possibilitando hipertonia e/ou hiperreflexia no instante da contração muscular, originado por uma condição neurológica anormal <sup>[24]</sup>. Na marcha espástica (figura 8), o aumento da contração muscular nos membros possibilita uma “perna rígida”, o que provoca no indivíduo a tendência para arrastar a perna indicando carência ou decremento da flexão normal da

articulação do joelho durante a fase de balanço da marcha, um movimento reduzido da articulação do tornozelo, e um pé equino <sup>[25]</sup>.



*Figura 8-Exemplo do caminhar espástico <sup>5</sup>.*

## **2.5. Articulação tornozelo-pé**

Uma articulação representa o local onde dois ou mais ossos se agrupam, podendo articular entre si. Muitas das articulações são consideradas móveis, como é o caso da articulação tornozelo-pé, outras apenas permitem movimentos limitados. O grau de movimento de uma articulação está diretamente relacionado com a sua estrutura. As superfícies articulares lisas e articulações que contêm líquido têm mais movimento <sup>[26]</sup>.

Entendeu-se que, para este projeto, de modo a implementar a instrumentação otimizada de uma ortótese para o complexo tornozelo-pé, seria também necessário adquirir conhecimentos sobre a sua anatomia. O tornozelo e o pé, são estruturas que fornecem contenção e propulsão a cada passo, para que o equilíbrio possa ser mantido enquanto o corpo está em movimento.

O tornozelo refere-se ao ângulo entre a perna, o pé e a articulação talocrural. O pé, distal à perna, sustenta o peso do corpo e possui um papel importante na locomoção. O esqueleto do pé é constituído por 7 ossos tarsos, 5 metatarsos e 14 falanges, como está ilustrado na figura 5. O pé pode ser dividido em três partes:

- A parte posterior do pé-talos e calcâneo;

---

<sup>5</sup>Adaptado de: [http://fisiomalu.blogspot.com/p/blog-page\\_11.html](http://fisiomalu.blogspot.com/p/blog-page_11.html), acedido em dezembro de 2018.

- A parte média do pé-ossos navicular, cuboide e cuneiformes;
- A parte anterior do pé-metatarsos e falanges.

A parte do pé que encara o solo é denominada de face plantar e o segmento do pé que encara a parte de cima denomina-se de face dorsal <sup>[11]</sup>.

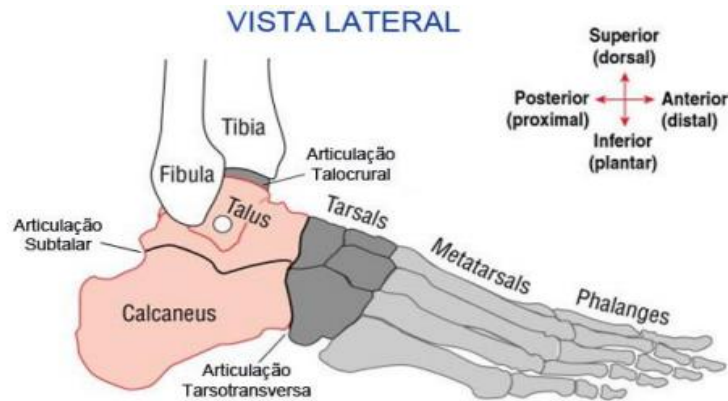


Figura 9-Articulação tornozelo-pé, vista lateral <sup>6</sup>.

O complexo tornozelo-pé é composto por quatro articulações de maior significado durante a marcha, sendo elas a articulação superior do tornozelo, a articulação subtalar, articulação transversa do tarso e articulação metatarso falangeanas, como ilustra a figura 10. A tíbia, o perônio e o talus formam esta articulação. Os principais movimentos nesta articulação denominam-se por dorsiflexão e flexão plantar. A articulação transversa do tarso é responsável pelos movimentos laterais, ou seja, pela eversão e inversão <sup>[27]</sup>.

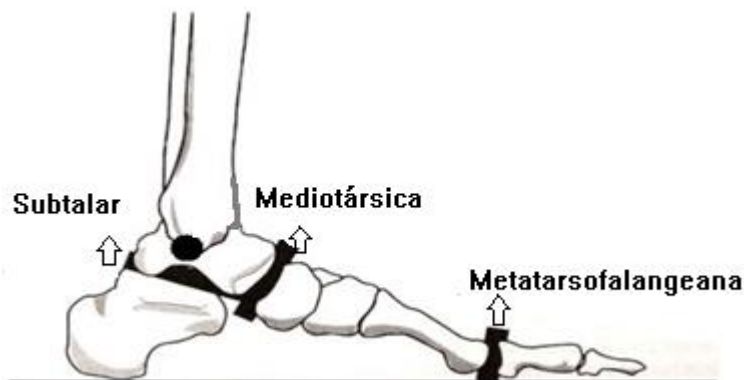


Figura 10- Articulação tornozelo-pé <sup>[27]</sup>.

<sup>6</sup>Adaptado de: [www.cpaqv.org/cinesiologia/tornozeloep.pdf](http://www.cpaqv.org/cinesiologia/tornozeloep.pdf), acessado em dezembro de 2018

### **3. Ortótese tornozelo-pé (Ankle Foot Orthosis- AFO)**

As AFOs são dispositivos médicos que permitem compensar e ajudar na marcha do utilizador. São dispositivos mecânicos que podem auxiliar numa grande diversidade de fins biomédicos, incluindo a assistência da marcha e a reabilitação de pessoas com patologias nos membros inferiores. Este tipo de dispositivo é prescrito a indivíduos com algum tipo de deficiência nos membros inferiores, habitualmente pacientes com doenças debilitantes como paralisia cerebral, esclerose múltipla, em recuperação de acidentes vasculares cerebrais ou com lesões desportivas [28]. As AFOs controlam o alinhamento e a movimentação do pé e do tornozelo. Em termos práticos, durante a marcha a AFO garante a contenção do pé, possibilitando que este se mantenha numa posição plantígrada em contacto com o solo podendo manter, consoante a consistência do material, a estabilidade lateral do tornozelo. As AFOs podem ser usadas para melhorar o impacto de diversas deficiências no membro inferior que afetam a marcha.

Este tipo de dispositivo pode ser classificado em rígido, semirrígido articulado e de reação ao solo. A sua utilização deve ser disponibilizada de acordo com a condição física do utilizador [29].

- Uma AFO rígida é caracterizada por não permitir movimentos na articulação do tornozelo, mantendo a flexibilidade na região anterior ao pé. São utilizadas em doentes com espasticidade grave. A rigidez da articulação do tornozelo deve ser ajustada de forma adequada para que as atividades funcionais dos pacientes não sejam afetadas. Se uma AFO for menos rígida, o momento de resistência à flexão plantar não vai ser suficiente para segurar o pé. Por outro lado, se uma AFO for excessivamente rígida, resistirá à flexão plantar do tornozelo no contato inicial, o que vai resultar num atraso da resposta da carga e flexão excessiva do joelho. Uma alta rigidez provoca a dorsiflexão do tornozelo durante a postura, o que causa instabilidade e redução da velocidade na marcha, podendo atrasar a reabilitação dos pacientes com dano neurológico [29], [30];
- Em relação às AFOs semirrígidas, são caracterizadas por conseguirem conceber algum grau de dorsiflexão e por limitar a plantiflexão, mantendo o joelho e o tornozelo numa posição neutra. São utilizadas em doentes que apresentem espasticidade leve ou moderada;
- No caso de uma AFO articulada permite movimentos controlados de flexão plantar e dorsal. São utilizadas em doentes que apresentem movimentos de dorsiflexão de forma passiva durante a marcha;
- As AFOs de reação ao solo, são caracterizadas pela rigidez na região do ante pé e tornozelo em posição neutra ou pequena flexão plantar e apoio na região anterior da perna. São utilizadas em doentes diaporéticos que apresentam marcha com flexão de joelho, tornozelo em flexão plantar, muitas vezes designada marcha tesoura.

Tendo em conta o material utilizado para o seu fabrico podem ser classificadas [29] como:

- **Convencionais**- A figura 11 é um exemplo deste tipo de AFOs, constituídas por uma armação de metal com tiras de couro ligadas a um sapato. São usadas para várias

indicações, nomeadamente em pacientes com a sensação de pé invisível, onde a falta de sensação constitui um problema, tornozelos com atrite ou em pacientes com pé pendente. Estas ortóteses apresentam elevada durabilidade, força e articulações versáteis, permitem a flutuação do edema e o contacto com a pele é mínimo. Em contrapartida, são pesadas, propensas a rangidos, devem estar ligadas a um sapato e ainda dependem de correias para controlar as forças;



*Figura 11-AFO convencional <sup>7</sup>.*

- **Poliméricas-** São as mais utilizadas e podem ser fabricadas a partir de um molde do membro do paciente. Na figura 12a) apresenta-se um exemplo deste tipo de dispositivo. Alguns moldes podem ser adequados para uso a curto prazo, mas os moldes personalizados são melhores para uso a longo prazo, permitindo a escolha do tipo, cor e espessura do material a utilizar. Estas ortóteses apresentam como vantagens o ajuste personalizado, a adaptabilidade, o seu peso leve e fornecem um bom suporte. Podem igualmente ser usadas para fixar o pé e tornozelo, curar fraturas e para reduzir a dor de artrite. Contudo inibem o movimento do pé e do tornozelo, podem requerer um sapato espaçoso, e ao contrário das convencionais, estas não podem ser usadas em casos com edema flutuante. As AFOs poliméricas também podem incorporar um conjunto articulado no tornozelo, como está indicada na figura 12b), podem ser utilizadas para auxílio na dorsiflexão, contudo se forem utilizadas de forma incorreta podem aumentar a espasticidade. Existem também modelos em espiral, como ilustrado na figura 12c), em que a componente vertical se enrola desde o lado interno e sobe na perna até à zona anteriormente abaixo do joelho. São um tipo de ortótese leve e discreta.

---

<sup>7</sup>Adaptado de: <https://docplayer.com.br/61657347-Ortoteses-de-membro-inferior-estado-da-arte-e-simulacao-estatica.html>, acedido em janeiro de 2019



Figura 12-Exemplos de AFOs de material polimérico <sup>8</sup>.

- **Material Compósito** – Este tipo de AFO (figura 13) tem sido amplamente utilizado na última década. A fibra de carbono é extremamente leve e duradoura. Feitas em material compósito, habitualmente em fibra de carbono, que pode ser combinada com fibra de kevlar, este tipo de AFO pode ser usado para “pé solto” e para outras instabilidades. Uma versão personalizada pode ser feita para acomodar qualquer necessidade. São um pouco rígidas o que pode tornar a AFO desconfortável ao fim de algum tempo de uso.



Figura 13- Modelo em fibra de carbono <sup>9</sup>.

A maioria das AFOs usadas atualmente, incorporam uma articulação de tornozelo de algum tipo, para permitir a existência de movimento. O objetivo principal passa por permitir o maior movimento possível, bloqueando o indesejado. Podem também ser separadas em dois grupos [31].

- As **passivas**, foram as primeiras a surgir, não são compostas por nenhum comando elétrico, sendo que os únicos elementos mecânicos utilizados podem ser uma mola ou um amortecedor. São utilizadas para restringir algum tipo de movimento e fornecer algum controlo do mesmo na articulação durante a marcha;

<sup>8</sup> Adaptado de: <https://www.opchealth.com.au>, acedido em janeiro de 2019.

<sup>9</sup> Adaptado de: <https://centroortopedico.com.br/sem-categoria/afo-walk-on-fibra-de-carbono>, acedido em janeiro de 2019.

- As **ativas** (figura 14), são compostas por elementos que geram movimentos na articulação. Utilizam sistemas de controle, atuadores e sensores. São controladas por sinais elétricos e possuem fonte de alimentação própria. São frequentemente usadas na reabilitação de pacientes. Distintamente das passivas, as ortóteses ativas têm a capacidade de controlar a articulação do tornozelo, fornecendo o torque necessário durante o ciclo da marcha. Estes sistemas ajudam os pacientes na locomoção, permitindo que eles caminhem mais naturalmente ou em alguns casos proporcionam a caminhada em pacientes que não conseguiram com ortóteses passivas.



*Figura 14-AFO ativa desenvolvida no Massachusetts Institute of Technology (MIT) <sup>[31]</sup>.*

### **3.1. Estado da arte**

As tecnologias existentes incluem dispositivos passivos com articulações fixas e dispositivos ativos que recorrem a várias tecnologias para assistir o movimento do pé. Uma AFO deve possibilitar que os pacientes minimizem as dificuldades de locomoção, e se possível, recuperem as suas atividades normais. Contudo, se o treino não for ajustado o seu poder muscular é enfraquecido, assim como a amplitude dos movimentos das articulações <sup>[32]</sup>. O seu design e mecanismo deve garantir uma compactação, peso leve, baixo ruído e alta eficiência. Essas implicações apresentam desafios significativos de engenharia para desenvolver um novo design com ampla adoção pelos consumidores. Nas tabelas 1 e 2 é pretendido demonstrar os inúmeros avanços que têm existido na aplicação de tecnologia nas AFOs.

Tabela 1- Síntese de AFOs passivas

Tipo/Desenvolvida por:	Funcionalidades
DACS AFO <sup>[32]</sup>	-Compacta -Mola mecânica -Leve -Sem amarras -Mola mecânica usada para todo o tipo de pacientes -Pacientes obtiveram uma marcha mais rápida e suave
Universidade de Illinois, EUA- AFO <sup>[32]</sup>	-Controlo de movimento variável -Sem amarras -Bloqueio -Energia necessária para o movimento é adquirida através da marcha -A pressão pneumática mostrou uma sequência de travagem correta durante a marcha
Universidade de Okayama, Japão- AFO <sup>[32]</sup>	-Atuador pneumático -Controlo de movimento variável -Energia adquirida durante a marcha -Sem amarras -Decréscimo no sinal de EMG durante os ensaios assistidos
AFO desenvolvida por Ramsey <sup>[33]</sup>	-Utilizada para reabilitação -Sem amarras -Rigidez do tornozelo personalizada
AFO desenvolvida por Wolf e AFO desenvolvida por Bregman <sup>[33]</sup>	-Utilizada para reabilitação -Sem amarras -Armazenamento de energia e aumento do peso durante a marcha
AFO desenvolvida por Yamamoto <sup>[33]</sup>	-Utilizada para reabilitação -Sem amarras -Possibilidade de ajustar o ângulo inicial do tornozelo e a magnitude do auxiliar de torque na dorsiflexão
AFO desenvolvida pela empresa Ottobock <sup>[33]</sup>	-Utilizada para reabilitação -Sem amarras -Opção para assistência na dorsiflexão

As AFOs passivas são normalmente produzidas em material termoplástico ou em material compósito em forma de “L”. Podem ajudar os pacientes através da inibição de movimentos indesejados do pé. AFOs articuladas passivas podem armazenar energia da marcha e prestar assistência na dorsiflexão, ajustar o ângulo da articulação do tornozelo e possibilitam um movimento melhorado ao usar elementos como molas e amortecedores de óleo, porém, estas AFOs não têm capacidade de se adaptar às mudanças do ambiente circundante e alterações nas condições da marcha. A funcionalidade destas AFOs é limitada e na maioria dos casos os pacientes não têm um bom equilíbrio dinâmico, estas AFOs não são capazes de fornecer torque

positivo direto para o paciente que seria capaz de possibilitar uma propulsão na fase de apoio, que é essencial para o avanço do corpo durante a caminhada.

Tabela 2- Síntese de AFOs ativas

Tipo/Desenvolvida por:	Funcionalidades
Universidade de Halmstad, Suécia -AFO [32]	- <i>Magneto Rheological</i> (MR) -Controlo de movimento variável -Sem amarras -A amplitude de movimento do pé foi adequadamente restringida
Grupo de biomecânica do Instituto de Tecnologia de Massachussets, EUA-AFO [32]	- <i>Series Elastic Actuator</i> (SEA) -Fornecer assistência ao flexor dorsal -Impediu o sintoma de pé caído durante a fase de balanço -Houve uma redução significativa de balanços por parte do pé durante a marcha
Universidade do Arizona, EUA- Tendão robótico AFO [32]	-Tendão robótico -Fornecer assistência ao flexor dorsal -AFO foi capaz de gerar energia comparável a um indivíduo saudável durante uma marcha nivelada
BIONic WalkAide [32]	- <i>Function Electric Simulation</i> (FES) -Micro-estimuladores implantados produziram uma flexão equilibrada do tornozelo
AFO desenvolvida por Ferris [33]	-Utilizada para reabilitação -Com amarras -Músculo pneumático artificial age como atuador Eletrónica utilizada: -Sensor EMG -Sensor de tensão -Transdutor de força
AFO desenvolvida por Galle [33]	-Redução do gasto metabólico na marcha -Músculo pneumático artificial age como atuador Eletrónica utilizada: -Sensor de deslocamento linear -Célula de carga
AFO desenvolvida por Yeung [33]	-Utilizada para reabilitação -Motor elétrico Eletrónica utilizada: -Sensor IMU e FSR

Devido a certas limitações das AFOs passivas, as ativas foram desenvolvidas com outra tecnologia. Com os sensores angulares, estas AFOs podem adaptar o amortecimento com base nos estados de marcha e coordenar o movimento do tornozelo. Estes dispositivos podem prestar assistência a indivíduos com sintoma de pé caído.

Estes dispositivos são desenvolvidos com sistemas de controlo robótico, que são capazes interagir com ambientes imprevisíveis para facilitar os movimentos do tornozelo, podendo

fornecer energia aos pacientes. São desenvolvidas com atuadores e controladores e podem gerar forças ajustáveis aos pacientes em flexão plantar e dorsiflexão. Assim, as AFOs ativas podem fornecer assistência aos pacientes de forma a evitar o sintoma de pé caído durante a fase de balanço. Além disso, podem ajudar a impulsionar o corpo do paciente para frente durante a fase de apoio.

### 3.2. AFO considerada no projeto

Neste trabalho de projeto foi utilizada uma AFO rígida de material polimérico (Acrilonitrila-Butadieno-Estireno - ABS), representada na figura 15a). A opção pela utilização desta AFO assentou no facto de ser habitualmente utilizada em doentes com hemiplegia espástica, recomendada pela equipa médica que colabora com o laboratório de biomecânica aplicada.

A primeira etapa desenvolvida incluiu um processo de engenharia inversa, de modo a obter o modelo 3D da AFO. Para isso foi utilizado um Scanner ótico, da marca 3D Systems, referência *Sense 3D*. Este Scanner incorpora três lentes, a primeira encontra-se na parte inferior e projeta uma luz infravermelha no objeto a ser lido. Essa luz é posteriormente captada pela câmara posicionada logo acima. Através disso o *software* associado ao equipamento permite modelar o objeto com base no que é captado pelo sensor. A terceira lente é uma câmara normal que tem como função adicionar as cores e texturas à superfície do objeto analisado.

No processo utilizado, o *Sense* foi direcionado para a AFO, e depois de finalizar a captura de imagem, a mesma, foi tratada no *software* disponibilizado pela 3D Systems. Este processo é demonstrado na figura 15.



Figura 15- a) AFO considerada já com a aplicação do spray; b) Utilização do scanner; c) Obtenção do modelo 3D em software.

A figura 16 demonstra o que foi realizado posteriormente, foi utilizado o *software Geomagic Design X* com o objetivo de converter a digitalização 3D em modelo CAD. A sua utilização

permitiu a correção das imagens formadas através do *Sense*. Foram implementados os planos, as coordenadas de referência na imagem adquirida e utilizadas várias ferramentas que possibilitaram a correção da imagem. Foi possível excluir algumas superfícies que ficaram irregulares, aplanar várias saliências que tinham sido formadas, suavizar as malhas, reduzir ruídos e preencher falhas.

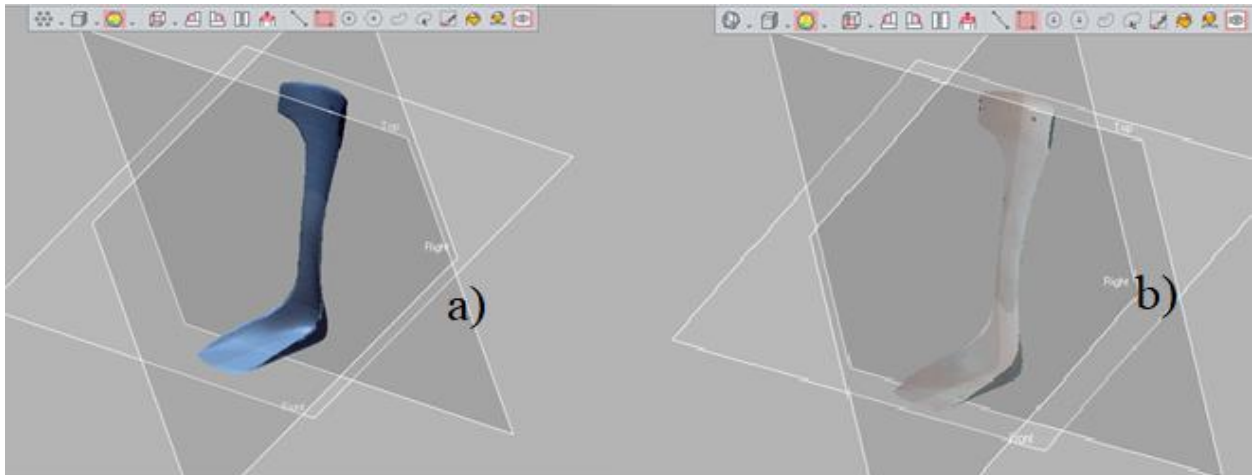


Figura 16- a) Software Geomagic- Display point set; b) Software Geomagic-Display Shaded with edges

A figura 17 representa, em síntese e de forma orientada, a sequência de todo o processo de engenharia inversa efetuado na AFO.

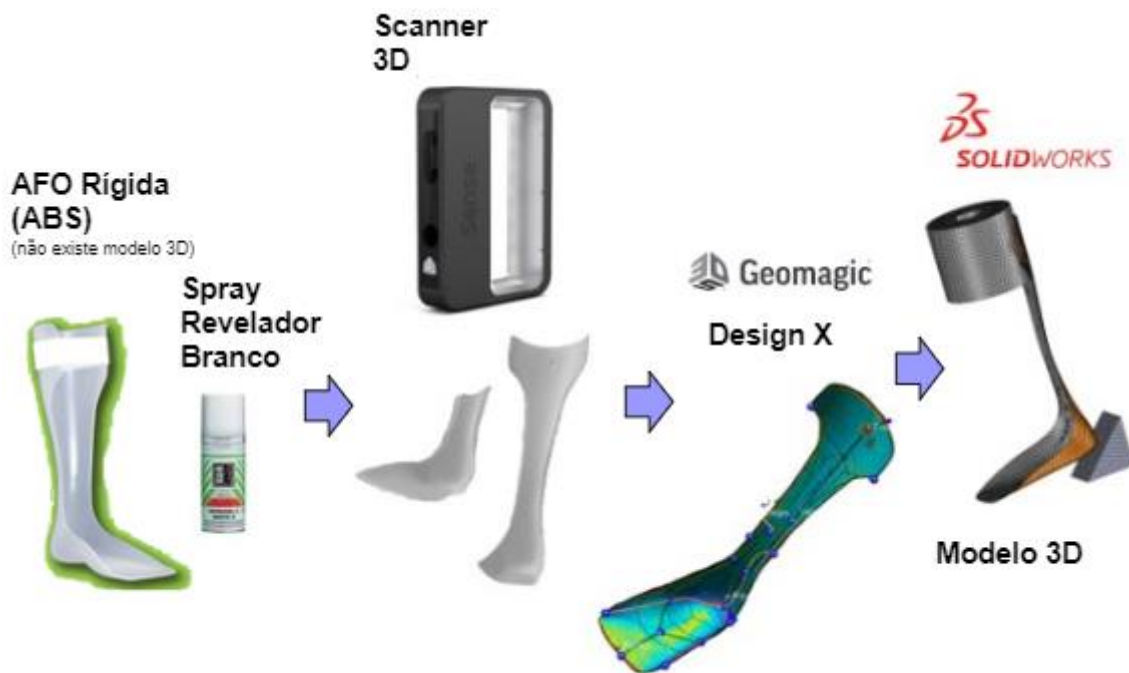
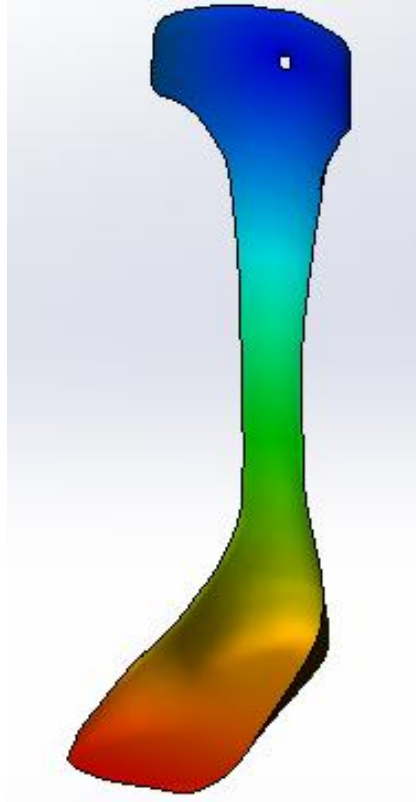


Figura 17- Sequência da construção do modelo

A figura 18 apresenta o modelo 3D da AFO obtida e utilizada em *Solidworks* após todos os desenvolvimentos e procedimento realizados, explicados na figura anterior.



*Figura 18- Modelo 3D da AFO*



## 4. AFO Instrumentada

Neste capítulo descrevem-se os desenvolvimentos implementados de modo a obter a AFO instrumentada. Considerando as fases de evolução do dispositivo e na continuação do desenvolvimento da geometria 3D do mesmo, importava avaliar experimentalmente e estimar numericamente o seu comportamento estrutural, de modo a desenvolver algum trabalho de otimização com vista ao posicionamento dos sensores a utilizar.

### 4.1. Avaliação experimental da AFO

Com o objetivo de validar os resultados obtidos no modelo numérico, foi implementada uma montagem experimental, ensaiada posteriormente no laboratório de mecânica aplicada do ISEC. A AFO foi instrumentada recorrendo a 8 extensómetros uniaxiais e 8 rosetas extensométricas (grupo de 3 extensómetros). Foram seleccionadas 16 localizações para a colagem dos extensómetros e 3 localizações para aplicação de forças (figura 19).

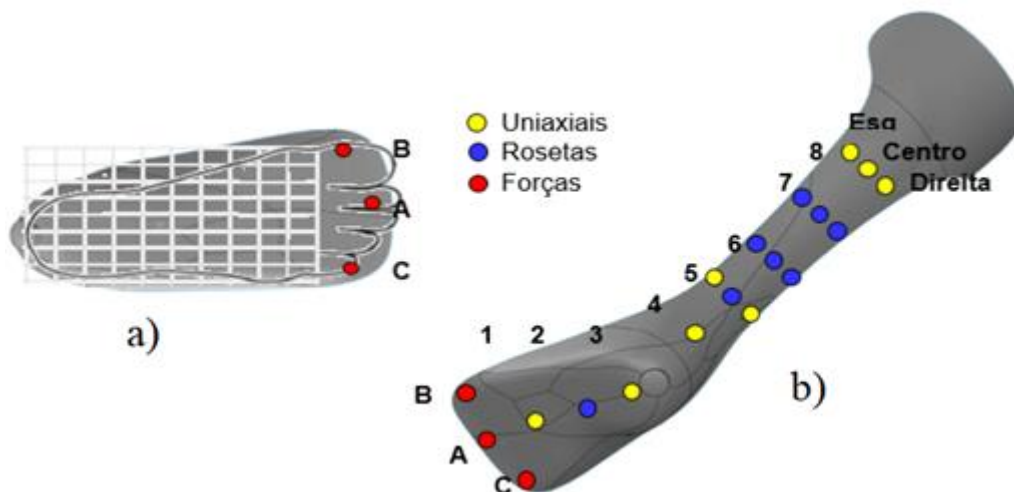


Figura 19-a) Local de aplicação das forças; b) Locais de aplicação de extensómetros uniaxiais e rosetas.

A localização dos 16 pontos teve como critérios de escolha a distribuição das deformações obtida através do modelo numérico conjugada com a região onde se pode colar os extensómetros sem interferir com o utilizador.

#### 4.1.1. Extensometria eléctrica de resistência

Os extensómetros permitem converter pequenas variações de deformação localizada na sua zona de colagem em sinais de resistência eléctrica. São colados na superfície de medição, convertendo a deformação causada em quantidade eléctrica e amplificando-a para posterior

leitura. Este tipo de metodologia possui diversas vantagens, entre as quais: boa precisão de medida; pequeno tamanho e pouco peso; boa resposta dinâmica; fácil instalação e utilização; possibilidade de realizar medidas à distância <sup>[34]</sup>.

Um extensômetro elétrico de resistência é constituído por um fio de espessura fina, distribuído em forma de grelha, colada ao material de suporte do extensômetro. Os terminais permitem a soldadura dos cabos de ligação ao aparelho de leitura. A figura 20 representa um extensômetro elétrico comum e uma roseta constituída por 3 extensómetros.

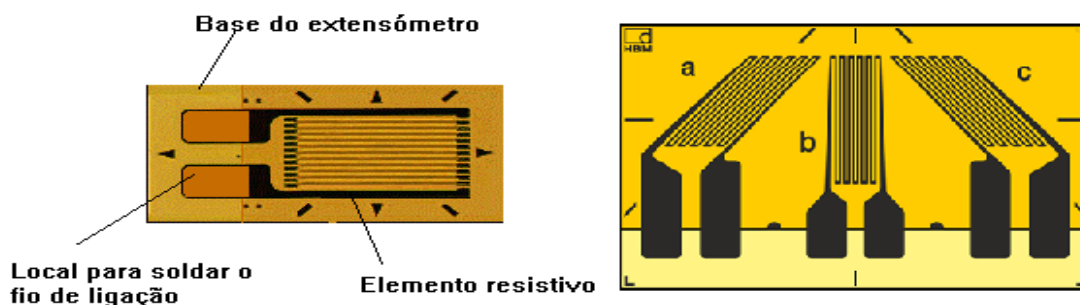


Figura 20- Extensômetro e roseta comum <sup>10</sup>.

Os extensómetros uniaxiais implementados no dispositivo são da marca AGS-TECH, modelo BF350 com grelha em liga metálica, com auto-compensação da temperatura e uma resistência de 350 ohms. As 8 rosetas extensométricas retangulares a 45° são também da marca AGS-TECH, modelo BX120 e possuem uma grelha em liga metálica, com auto-compensação da temperatura e uma resistência de 120 ohms. Assim, a instrumentação envolveu um total de 32 extensómetros.

### Relação tensão-deformação (lei de Hooke)

Os corpos deformam-se sempre que estão sob ação de forças externas. Se um fio for submetido a um esforço de tração, tornar-se-á mais longo e a sua área de seção transversal será reduzida. Em contrário, se um fio for submetido a um esforço de compressão, a sua área de seção transversal aumenta <sup>[35]</sup>.

O comprimento inicial, designado por  $L$  vai atingir o valor  $L_f$ , após a aplicação de uma dada sollicitação, sendo a diferença entre eles designada por alongamento  $\Delta L$ . A deformação ( $\epsilon$ ) é calculada pela relação entre o alongamento  $\Delta L$  e o seu comprimento inicial.

$$\epsilon = \frac{L_f - L}{L} = \frac{\Delta L}{L} \quad (4.1)$$

<sup>10</sup>Adaptado de: <https://www.hbm.com/pt/7164/como-selecionar-o-strain-gauge-correto/>, acedido em março de 2019

A deformação é uma quantidade adimensional, no entanto, é comum ser expressa como a razão de duas unidades de comprimento. A região elástica dos materiais varia entre 0,05% e 0,2%. Os valores de deformação quando o material está no domínio elástico são menores que 0,002, sendo normalmente expressos em unidades de micro-deformação.

Para uma distribuição uniforme das forças num corpo, e. uma solicitação de tração ou compressão, a tensão normal ( $\sigma$ ) pode ser calculada dividindo-se a força aplicada (F) pela área (A), como mostra a seguinte equação:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4.2)$$

onde  $\sigma$  representa a tensão.

A lei de Hooke estabelece a relação entre a tensão aplicada e a deformação provocada, e pode ser escrita por:

$$\sigma = E * \varepsilon \quad (4.3)$$

A constante de proporcionalidade (E) entre a tensão e o fator de deformação é denominada de módulo de elasticidade longitudinal, também conhecida como módulo de Young. Esta lei é válida apenas para a região elástica dos materiais, ou seja, aquela na qual a deformação do material não é irreversível. Acima do limite elástico, denominada de deformação plástica, o material vai-se deformar de maneira irreversível. A figura 21 mostra um gráfico característico da curva tensão/deformação em materiais do tipo dúctil.

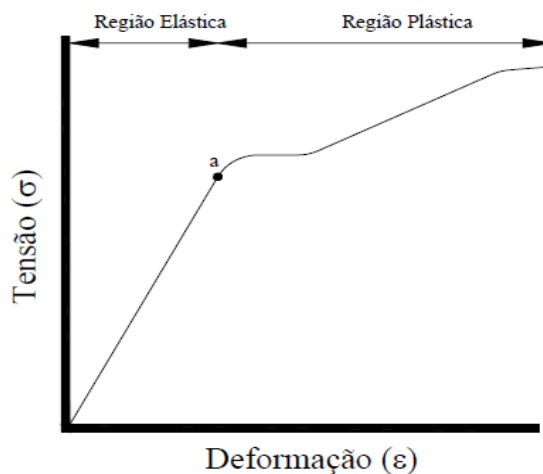


Figura 21- Gráfico Tensão/Deformação <sup>[35]</sup>.

## Princípio de funcionamento de um extensômetro

O funcionamento dos extensômetros baseia-se na alteração da resistência eléctrica que está associada à deformação dos materiais metálicos. A variação de resistência eléctrica, está relacionada com a sua deformação longitudinal. Na figura 22, está representada parte de um fio metálico que contém uma resistência eléctrica,  $R$  e onde  $l$  representa o comprimento antes da deformação. Após a deformação a resistência eléctrica passa a ser  $R + \Delta R$  e o comprimento  $l + \Delta l$ . Sabe-se que a resistência eléctrica de um condutor de seção uniforme é dada pela equação seguinte:

$$R = \rho * \frac{l}{A} \quad (4.4)$$

onde  $\rho$  ( $\Omega m$ ) representa a resistividade do material do fio,  $A$  ( $m^2$ ) representa a área da seção transversal do fio e  $l$  ( $m$ ) o comprimento inicial.

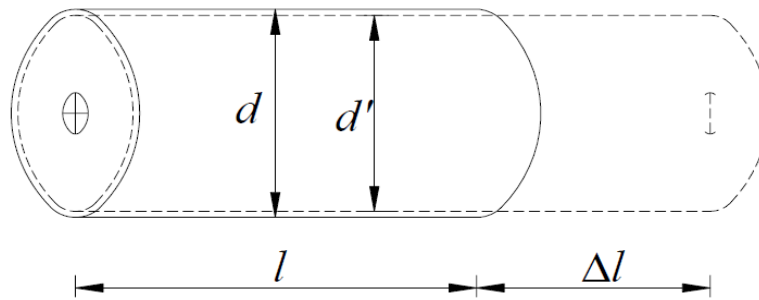


Figura 22- Deformação de um fio sob tração [35].

A relação entre a deformação e a variação de resistência de um extensômetro pode ser dada pela expressão:

$$K\varepsilon = \frac{\Delta R}{R_0} \quad (4.5)$$

onde  $K$  é o fator de sensibilidade do extensômetro, também denominado também por factor de ganho (*Gauge Factor*). O fator de sensibilidade do extensômetro ( $K$ ) está relacionado com características de fabrico. Este fator é determinado pelo fabricante pela razão  $\Delta R/R$  para uma amostra extraída de cada lote de produção e esta informação é entregue juntamente com o extensômetro. O valor de  $K$  é sensivelmente constante para a generalidade dos modelos de extensômetros e estudos experimentais mostram que apresentam valores na faixa de 2 à 4 [35].

As variações de resistência num extensômetro são geralmente muito pequenas e são uma consequência das pequenas deformações dos componentes onde estão colados. De forma a compensar as resistências e analisar as suas variações recorre-se a uma montagem em Ponte de Wheatstone [36].

A figura 23 é um exemplo de uma Ponte de Wheatstone formada por resistências ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$ ), alimentadas por uma tensão “ $V_i$ ” nos pontos “a” e “b” e “ $V_o$ ” representa a tensão de saída com o seu valor obtido nos terminais “b” e “d”.

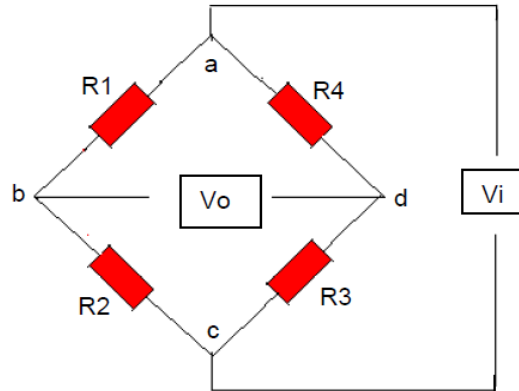


Figura 23- Ponte de Wheatstone <sup>[35]</sup> .

### Rosetas

As rosetas são grupos de extensômetros ligados entre si de modo a ocuparem, no ponto considerado, posições geometricamente bem definidas relativamente. Quando são necessários apenas três extensômetros, designam-se por planas e a sua configuração mais frequente é a roseta retangular ( $45^\circ$ ), como é possível observar na figura 24. Recorrendo às leis de transformação de tensão ou deformação, é possível obter as deformações no ponto de medição em qualquer direção. Isto permite obter também as direções principais associadas à deformação, isto é, as direções em que a tensão normal assume valores máximos.

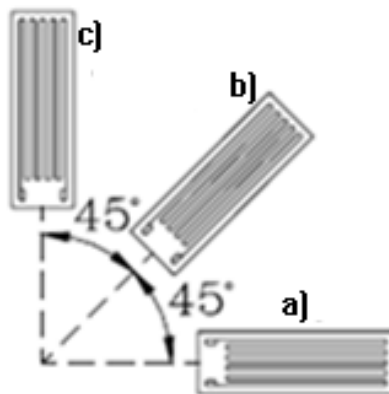


Figura 24- Rosetas retangulares ou em estrela.

#### 4.1.2. Processo de colagem dos extensômetros

Os extensômetros de resistência elétrica são capazes de indicar deformações muito reduzidas, ocorridas na superfície onde estão colados, obrigando a um processo de colocação minucioso e cuidadoso, para garantir uma medição com precisão. adquiridos dados imprecisos.

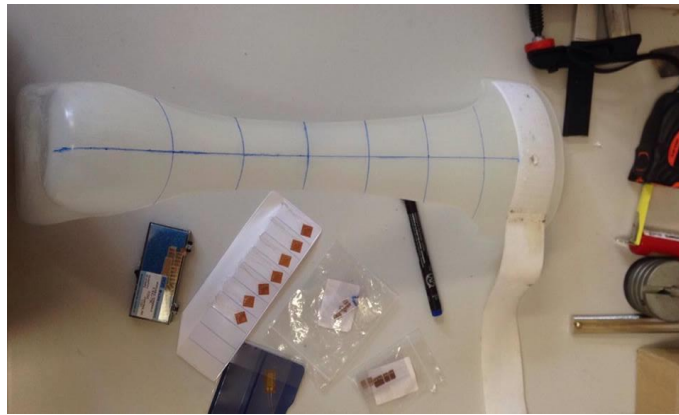
Antes de se efetuar uma colagem de extensômetros, devem-se respeitar inúmeras etapas, para que no final os valores de leitura das deformações não estejam condicionados por falhas durante este processo. Qualquer imperfeição ocorrida durante a colagem dos extensômetros pode influenciar os valores finais obtidos.

Assim sendo, os extensômetros foram em primeiro lugar retirados da embalagem com uma pinça e dispostos numa superfície limpa de vidro com a parte de colagem voltada para baixo, tendo sempre o cuidado de nunca se tocar nos extensômetros com as mãos. Depois, é imprescindível a limpeza e desengorduramento do local a colar os extensômetros. Este processo tem como finalidade remover gorduras, impurezas e resíduos que podem ser prejudiciais à aderência. De seguida, com o auxílio de uma lixa abrasiva, uniformiza-se o local (se necessário) e aplica-se um pouco de álcool em algodão para depois se passar na AFO de forma a remover todas as partículas que ainda ficaram no local (Figura 25).



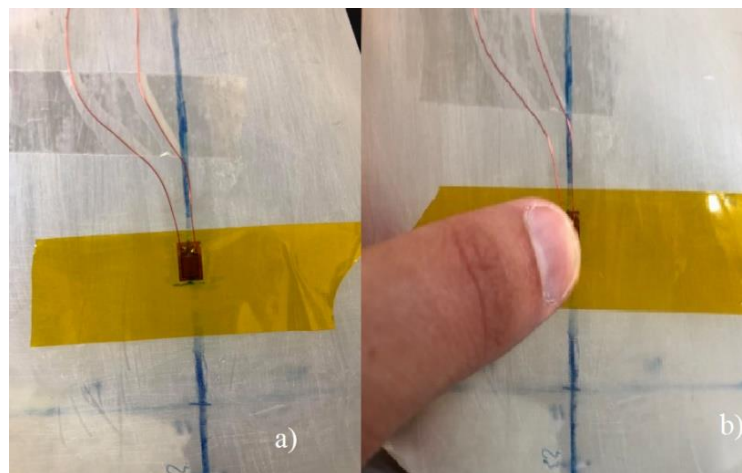
*Figura 25- Utilização de lixa abrasiva.*

Assim que o processo de uniformização fica concluído, traçam-se na AFO as linhas de orientação dos extensômetros, para que os mesmos fiquem nas posições corretas. Servindo como referência na colagem (Figura 26).



*Figura 26-Linhas de orientação para aplicação dos extensômetros.*

Após os passos anteriores estarem concluídos, o processo de colagem pode ser iniciado. Os extensômetros devem ser sempre manuseados com o necessário cuidado, recorrendo a uma pinça e a uma fita-cola não reativa com o material de colagem. Depois de o extensômetro estar posicionado corretamente no local, a fita-cola é levantada juntamente com o extensômetro, e procede-se à colocação da cola de cianoacrilato. Durante uns segundos, é necessário pressionar o local, de forma a garantir que o extensômetro fica firmemente colado. Depois desse momento a fita-cola pode ser removida. Na figura 27 a) e b) é possível observar os passos descritos em cima.



*Figura 27- a) colocação do extensômetro sobre a linha de orientação. b) Pressão após aplicação da cola.*

De forma a que seja possível uma análise posterior mais correta e organizada, a AFO foi dividida em oito linhas horizontais de sensores, as rosetas e extensômetros estão devidamente assinalados num esquema (figura 28). Cada extensômetro e roseta, está identificado com uma letra e um número referente à sua posição, esta organização permite que análise posterior dos dados seja mais eficaz.

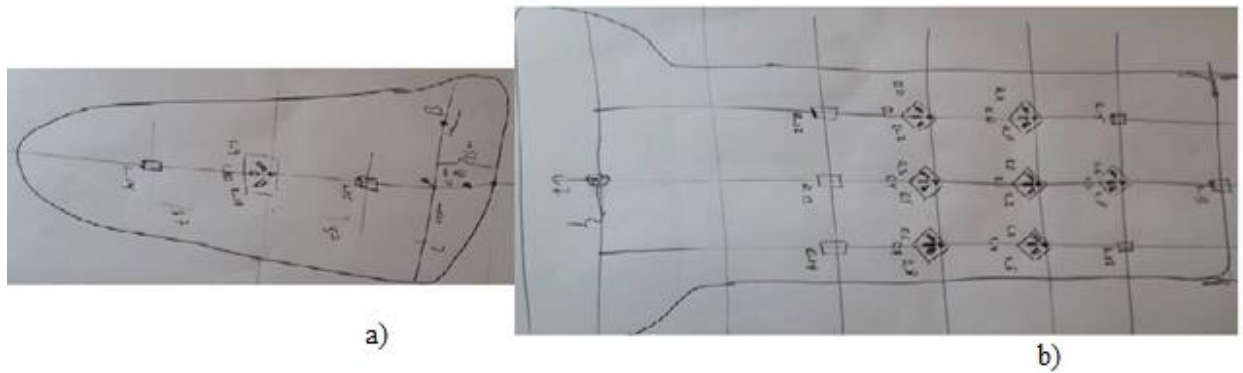


Figura 28- a) Organização da parte plantar da AFO; b) Organização da parte da perna da respetiva AFO.

Por fim, foram soldados fios nos extensómetros e colados terminais na AFO responsáveis por fazer a ligação entre o extensómetro e os cabos que conduzem o sinal. A figura 29 retrata os últimos processos.

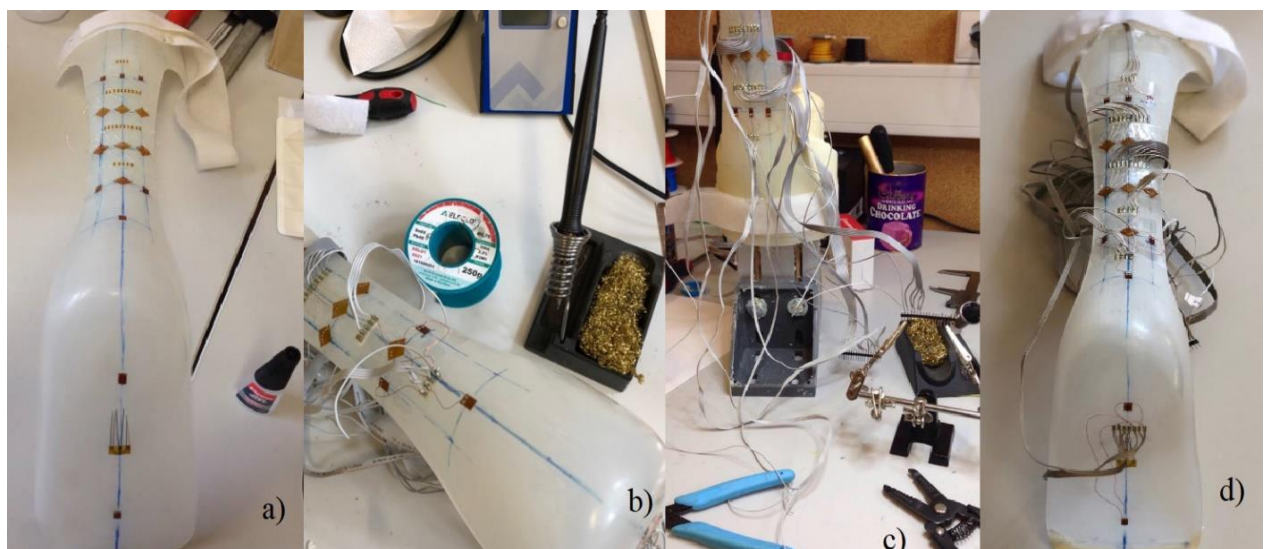


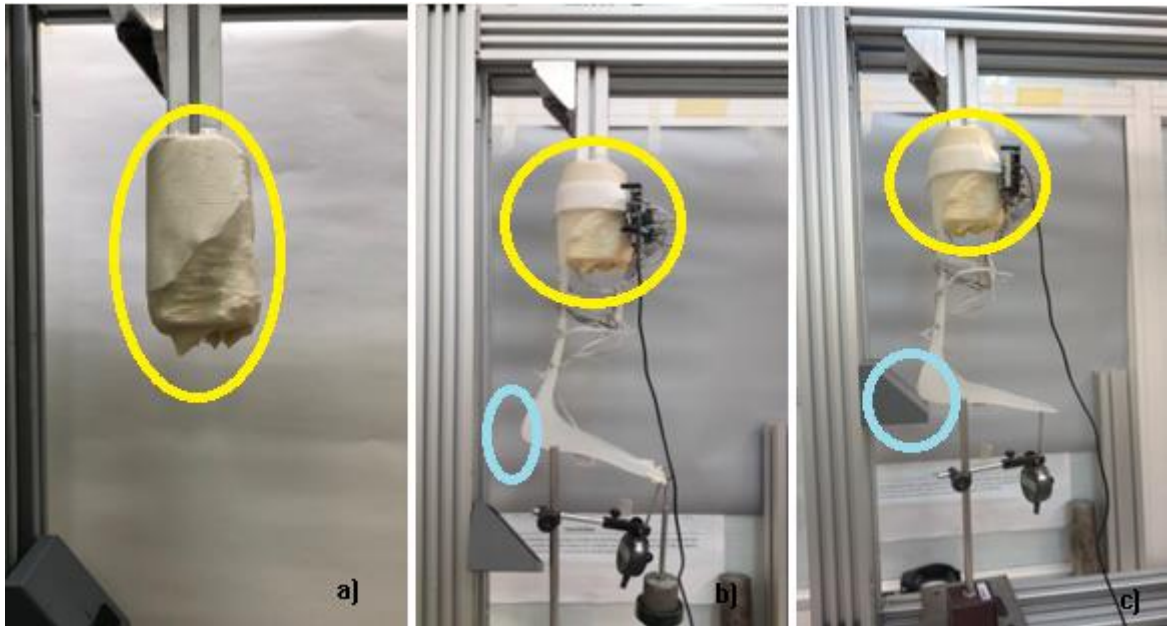
Figura 29- a) Processo de colagem finalizado. b) Soldadura de fios de ligação. c) Continuação da soldadura. d) Instrumentação da AFO finalizada.

#### 4.1.3. Preparação e aquisição de dados em laboratório

Após a instrumentação da AFO estar finalizada, foi iniciada a fase de testes, no laboratório de Biomecânica Aplicada do ISEC. Assim, foi implementada uma montagem experimental, tendo sido criada uma superfície de apoio, preenchida com espuma de poliuretano e silicone, de forma a simular a zona de ancoragem da perna (Figura 30 a)). A AFO foi posicionada num bastidor de ensaios colocado para o efeito.

A avaliação experimental considerou duas situações. No primeiro caso, a AFO foi colocada sem apoio no calcanhar, estando suportada apenas pela ancoragem na perna (figura 30 b)). No segundo caso, a AFO foi colocada no mesmo bastidor de ensaios, contudo apoiada na zona do calcanhar, num apoio de PVC construído para o efeito e posicionado a 45° (para simular o movimento da AFO dentro do sapato) (figura 30 c)).

Em ambos os casos, a aplicação da força fez-se recorrendo a um sistema mecânico do laboratório e ao longo dos testes a carga aplicada era variável. A carga foi sendo aplicada nos três pontos já referidos e assinalados anteriormente (A, B, C).



*Figura 30- a) Região de apoio; b) AFO apenas com a ancoragem na perna; c) Com a ancoragem da perna e apoio no calcanhar*

Os dados provenientes dos extensómetros foram recolhidos utilizando uma placa de aquisição da marca *EXAR* referência XR10910 (figura 31a)), com programação num processador ATmega328 da *Atmel*. Foram adquiridos dados em 32 extensómetros, o que constitui um total de 32 entradas para a placa que foram ligadas em configuração de quarto de ponte. A placa contém uma ADC de 14 bits, um ganho ajustável (2v a 760v) e um balanceamento/calibração automática. O ganho e a calibração são ajustados por *software*.

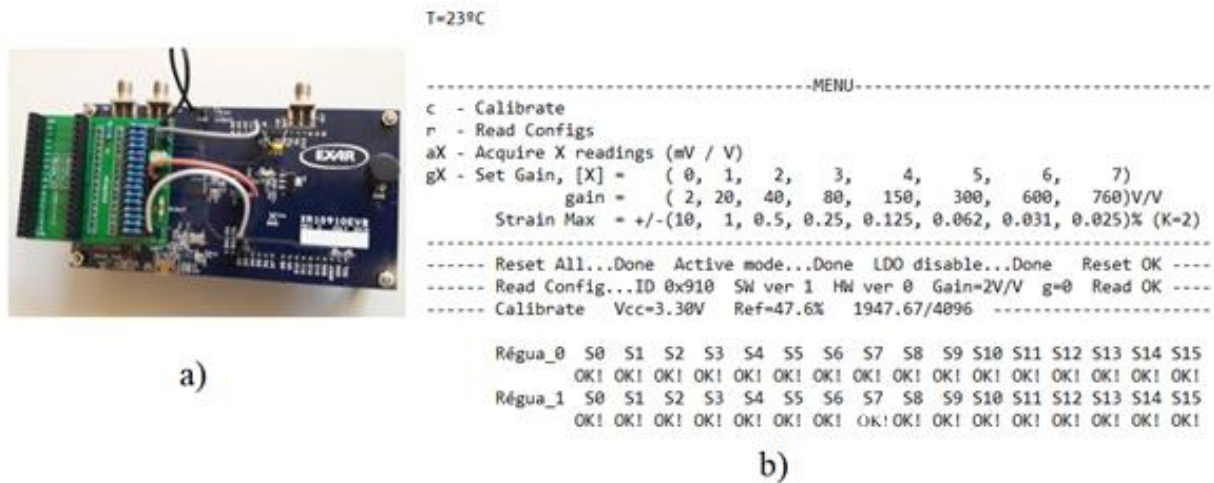


Figura 31- a) Placa utilizada. b) Interface de configuração da placa

#### 4.1.4. Cálculo das deformações e tensões principais

Em 1913 *von Mises* formulou um critério de cedência [37]. Este critério é elementar para se perceber quando num determinado ponto do corpo do material ocorrem ou não deformações plásticas. Em materiais isotrópicos a cedência plástica depende somente da grandeza das tensões principais e não das suas orientações no espaço das tensões. Com os valores de deformação obtidos em cada extensómetro de cada roseta (a, b, c), é possível obter os valores das tensões principais, através da equação 4.6:

$$\sigma_{1,2} = \frac{E}{1-\nu} * \frac{\epsilon_a + \epsilon_c}{2} \pm \frac{E}{\sqrt{2}(1-\nu)} * \sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_b)^2 + (\epsilon_b + \epsilon_c)^2} \quad (4.6)$$

Onde:

$\sigma_{1,2}$  =Tensões Principais

$\epsilon_a, \epsilon_b, \epsilon_c$  -Deformações nos extensómetros da roseta

E e  $\nu$  -Propriedades mecânicas do material

Com a equação 4.7 determina-se a direção principal, onde atuam as tensões máximas.

$$\phi = \tan^{-1} \left( \frac{2 * \epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c}{\epsilon_a - \epsilon_c} \right) * \frac{1}{2} \quad (4.7)$$

Por fim, inserindo o valor das tensões principais na equação obtém-se a tensão de *von Mises*:

$$\sigma_{vM} = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1 * \sigma_2 + \sigma_2^2} \quad (4.8)$$

## 4.2. Modelo numérico da AFO

Este ponto do capítulo descreve o modelo numérico de elementos finitos desenvolvido. O Método dos Elementos Finitos (FEM, *Finite Element Method*) permite a resolução de um sistema de equações diferenciais em que a estrutura a analisar é dividida num número discreto de elementos, ligados entre si através de nós, formando assim uma malha de elementos <sup>[38]</sup>. O modelo pode ser explicado pela divisão de uma estrutura de geometria complexa em pequenas estruturas geométricas mais simples de estudar.

O *software* usado para implementação do modelo foi o *Solidworks*, e considerou-se uma análise estática linear. Os deslocamentos de cada nó designam-se por graus de liberdade (DOF- *degrees of freedom*). O *Solidworks Simulation* cria as equações que verificam o comportamento de cada elemento a partir das interações com os outros elementos, para posterior análise. Estas equações relacionam por exemplo, os deslocamentos, a análise das tensões e as propriedades do material.

Tendo em conta a geometria da AFO, de espessura fina, o plano utilizado neste projeto contempla um modelo numérico com elementos do tipo casca triangulares parabólicos de 6 nós e 6 graus de liberdade por nó (3 translações e 3 rotações). A figura 32 ilustra o elemento considerado.

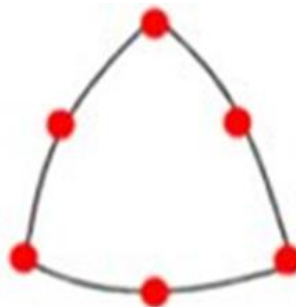


Figura 32- Elemento tetraédrico parabólico com 6 nós.

A figura 33a representa o modelo numérico desenvolvido, que considera a simulação das duas situações consideradas experimentalmente, nomeadamente em que a AFO não contém nenhum

apoio no calcanhar (apenas a ancoragem da perna (figura 33b)) em que a AFO contem a ancoragem na perna e um apoio no calcanhar (figura 33c).

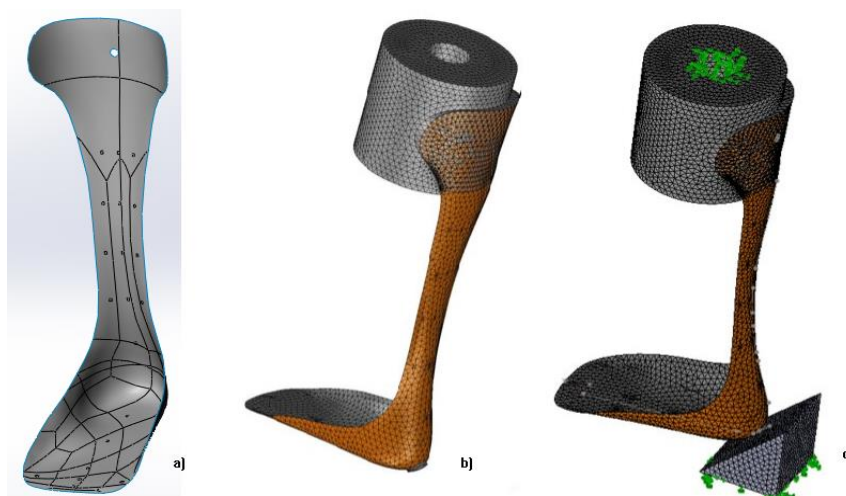


Figura 33- a) Modelo CAD da AFO; b) AFO sem apoio no calcanhar; c) AFO com apoio no calcanhar.

No caso da AFO sem apoio no calcanhar, o modelo obtido é constituído por uma malha com 22262 elementos, a ancoragem da perna é do tipo silicone. A superfície é do tipo casca e as condições de fronteira restringem todos os graus de liberdade no eixo da perna. A carga será simulada na extremidade do pé.

Em relação à AFO com apoio no calcanhar, possui uma malha com 65185 elementos, a ancoragem da perna é igual ao anterior, assim como a superfície. No caso das condições de fronteira, restringe todos os graus de liberdade no eixo da perna e na base do apoio do calcanhar. O contacto da superfície do calcanhar com a AFO é do tipo não penetrante e deslizante. A carga é simulada na extremidade do pé.

As condições da carga consideram uma força distribuída, aplicada no ponto em específico (A, B ou C), como representado na figura 34. O sentido da força reflete a distribuição corporal.

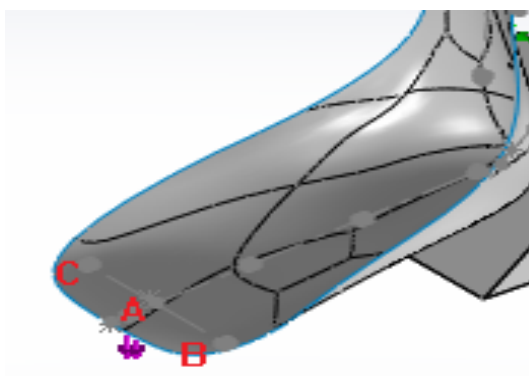
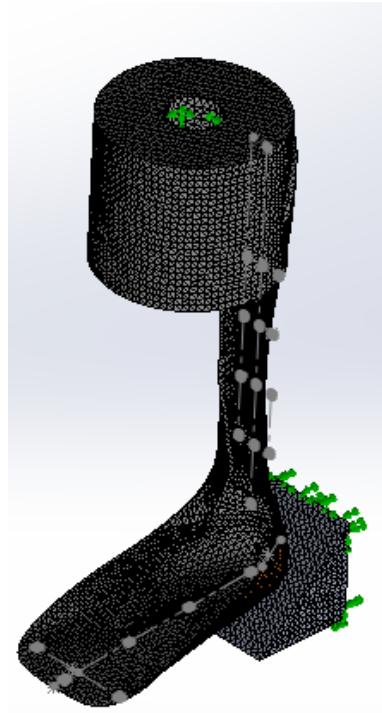


Figura 34- Locais de aplicação da força.

Na figura 35 mostra-se o resultado obtido na AFO após a aplicação da malha no *Solidworks Simulation*.



*Figura 35- Malha da AFO.*

No caso apresentado (figura 36), foi realizado um estudo com uma carga de 10N aplicada primeiramente no ponto A e de seguida no ponto B e C. O objetivo passa por comparar a deformação nos sensores uniaxiais nos pontos central, direita e esquerda (A, B, C, respetivamente). A figura contém assinalado o ponto máximo ( $1.644 \cdot 10^{-3}$ ) e mínimo ( $-2.962 \cdot 10^{-3}$ ) de deformação para uma carga exercida no ponto A com no 10N, segundo o eixo dos Z's.

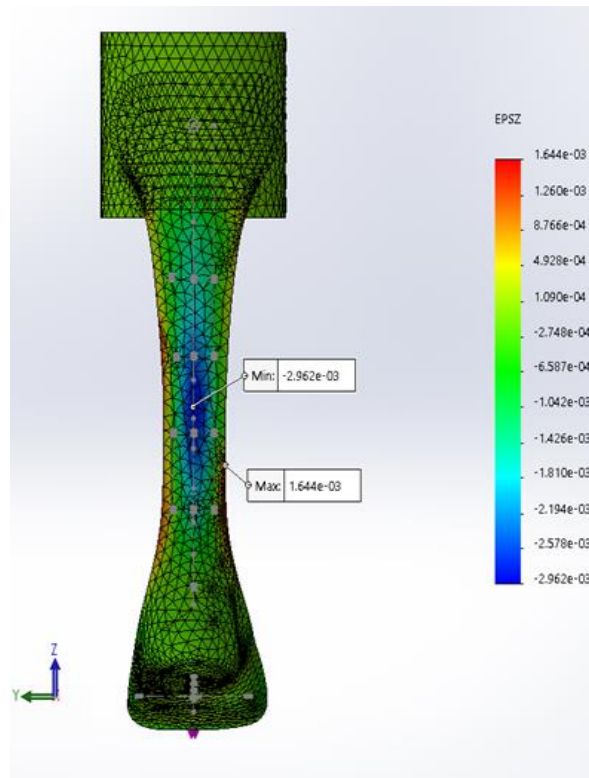


Figura 36- AFO em processo de simulação. Strain ocorrido no eixo Z.

O estudo apresentado de seguida, refere-se à tensão equivalente de *von Mises* apresentada nas rosetas aplicadas na AFO (figura 37). O *Solidworks* determina automaticamente estas tensões. A figura contém assinalado o ponto máximo (1.658 MPa) e mínimo de tensão para uma carga de 20N no ponto A e é utilizada a AFO com apoio no calcanhar.

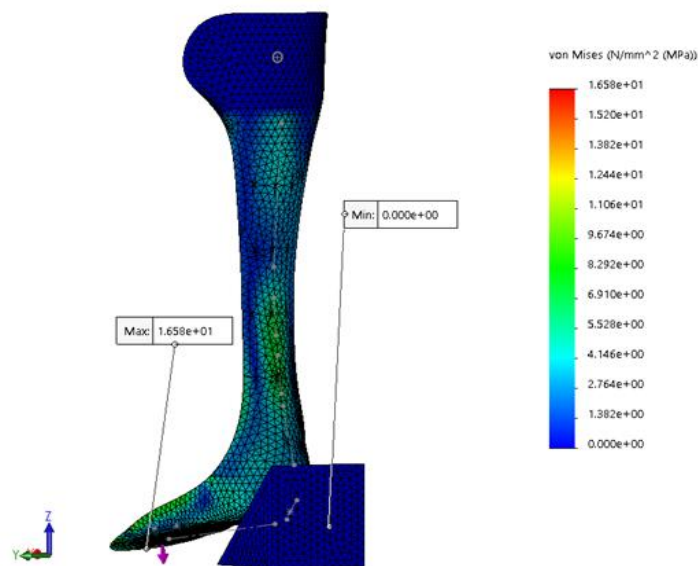


Figura 37- Tensão equivalente de Von Mises. Estudo com força de 20N no ponto A.

### 4.3. Resultados Experimentais vs Numéricos

Neste projeto, como foi observado no tópico anterior, foram efetuadas várias simulações numéricas, com a carga distribuída pelas três zonas (A, B, C). Agora, é possível comparar os dados obtidos no modelo numérico com os dados obtidos experimentalmente e perceber que tipos de dados foram obtidos. A figura 38, representa a comparação dos valores de deformação nos sensores uniaxiais sujeitos a uma força de 10N. É possível observar que existe uma grande aproximação dos valores obtidos experimentalmente com os obtidos no modelo numérico, em alguns casos as linhas de comparação estão sobrepostas.

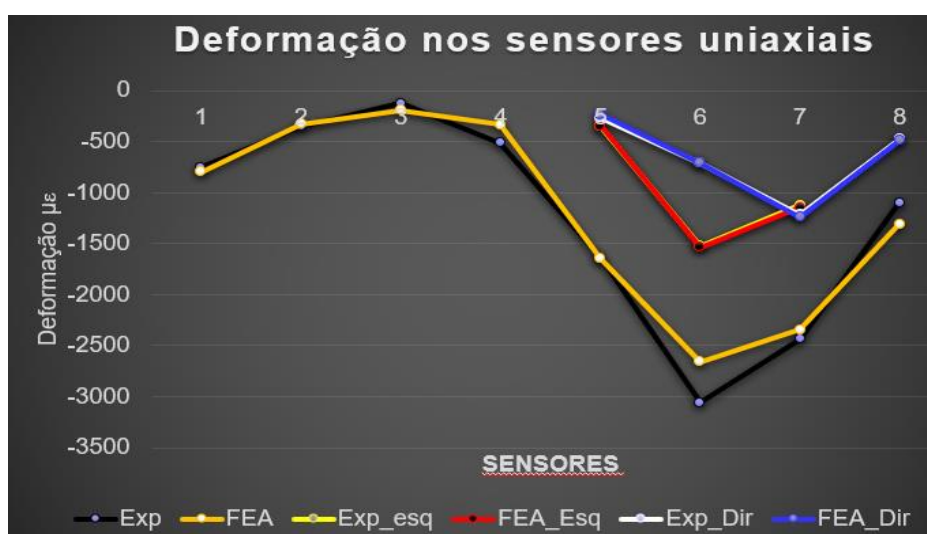


Figura 38- Comparação da deformação ocorrida nos sensores uniaxiais sujeitos a uma força de 10N.

Ao visualizar este gráfico é perceptível que os valores obtidos pelo método dos elementos finitos (linhas a amarelo, vermelho e azul) se igualam praticamente aos experimentais, com carga aplicada ao centro, nos sensores 1, 2, 3, 5 e 7, havendo uma diferença nos restantes. Com a carga aplicada à direita, os valores são praticamente iguais. O mesmo acontece quando a carga é aplicada à esquerda. Só a partir da linha 5 de orientação é que existem sensores aplicados nas zonas laterais. A tabela 3 mostra o erro (em percentagem) entre os valores alcançados experimentalmente e através do método dos elementos finitos.

Tabela 3- Valores representativos do erro

Linha	1	2	3	4	5	6	7	8
Central	5%	-7%	33%	-53%	0%	-15%	-4%	16%
Esquerda					-1%	1%	2%	
Direita					-13%	0%	2%	3%

De seguida é apresentada uma simulação muito semelhante à anterior, porém a força aplicada foi reduzida para metade. Começou por ser simulado o estudo com 5N aplicados no ponto central (A) e seguidamente foi colocada a mesma força nos pontos B e C. Experimentalmente o processo foi feito da mesma forma. A figura 39, apresenta a deformação ocorrida nos sensores uniaxiais para a aplicação de 5N.

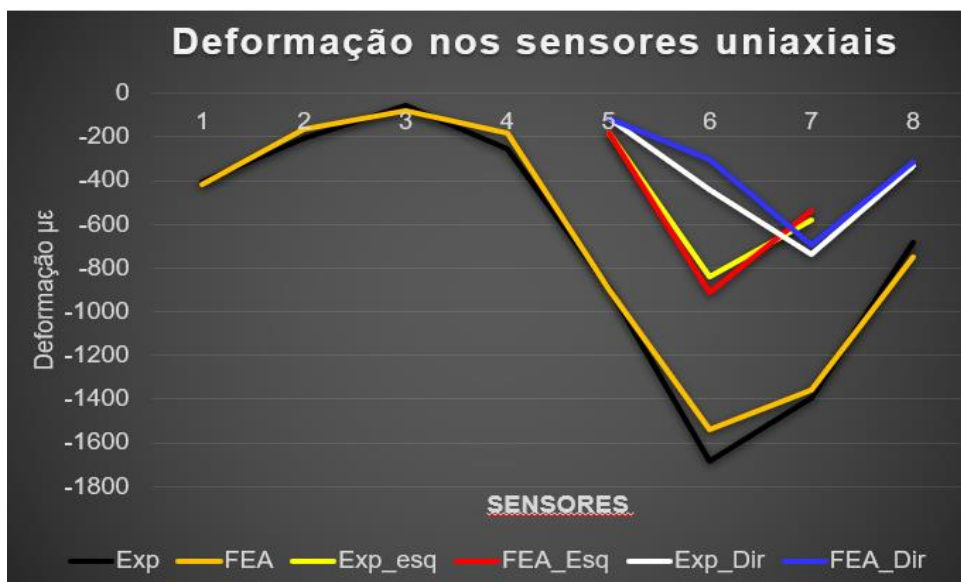


Figura 39-Comparação da deformação ocorrida nos sensores uniaxiais sujeitos a uma força de 5N.

Continua a existir uma enorme aproximação de valores obtidos pelo método dos elementos finitos aos experimentais, com carga aplicada ao centro, nos sensores 1, 2, 3, 5 e 7. Nos restantes, existe alguma variação. Quando a carga é aplicada à direita, os valores são praticamente iguais. No caso da carga aplicada à esquerda há uma pequena diferença na linha de sensor 6, sendo que os restantes valores estão praticamente igualados. A tabela 4 apresenta o erro (em percentagem) entre os valores alcançados experimentalmente e através do método dos elementos finitos.

Tabela 4- Valores representativos do erro

Linha	1	2	3	4	5	6	7	8
Central	3%	-24%	29%	-39%	1%	-9%	-3%	9%
Esquerda					0%	8%	-8%	
Direita					2%	-45%	-6%	-6%

Foi realizada uma simulação para uma força de 20N. Primeiramente, foi aplicada no ponto A e de seguida nos restantes. Em laboratório o processo experimental foi o mesmo. A figura 40 refere-se às comparações dos valores obtidos (através do método de elementos finitos e dos valores obtidos em laboratório).

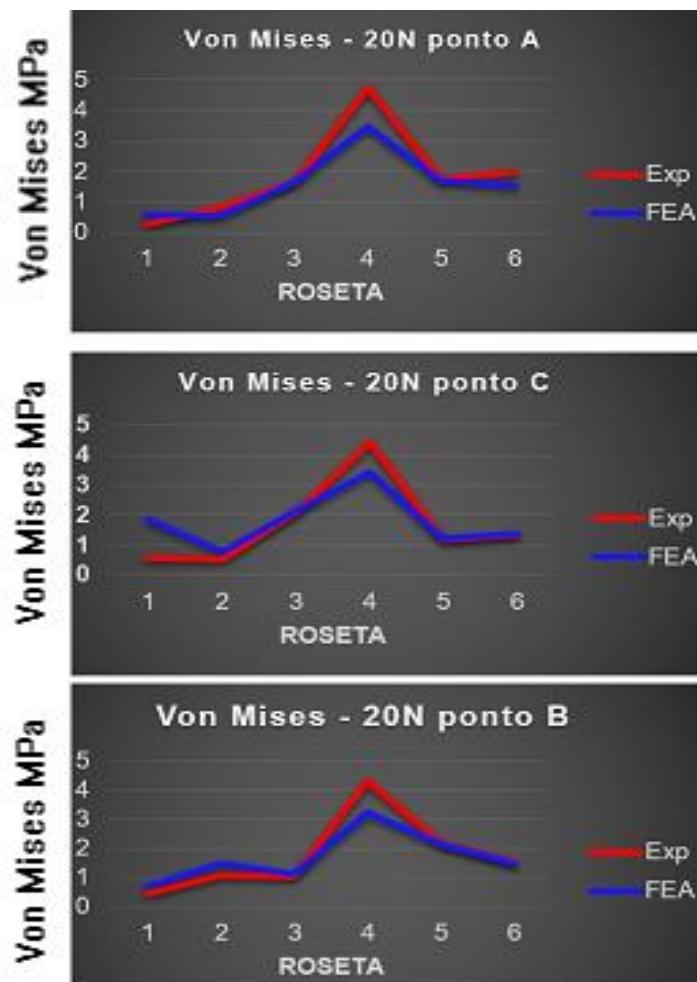


Figura 40- Estudo com força de 20N.

Os gráficos anteriores demonstram que nestas simulações os valores voltam a aproximar-se, sendo o valor mais alto sempre obtido experimentalmente. Verificou-se assim, que o modelo de estudo é válido, uma vez que os dados experimentais são consistentes com os resultados numéricos.

Um dos objetivos iniciais passava por encontrar o ponto de máxima flexão da AFO. Este ponto é essencial para posteriormente ser aplicado um *Flex Sensor* capaz de captar dados relativos ao comportamento estrutural da AFO.

O estudo da distribuição de deformações foi feito recorrendo ao modelo numérico, com uma solicitação de 20N no ponto A. O local onde foi detetado um maior deslocamento no plano sagital da AFO (figura 41) foi na posição 225 (mm) a partir do ponto inicial (figura 42). Assim, este foi considerado o local adequado para colocar o *Flex Sensor*.

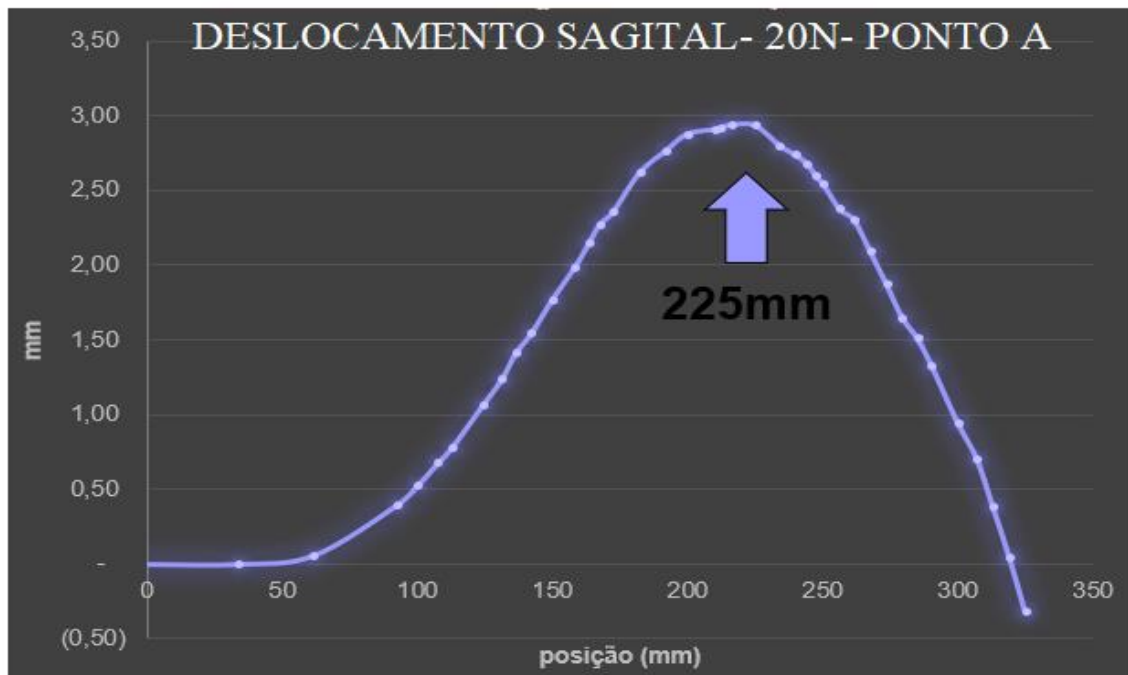


Figura 41- Deslocamento Sagital.



Figura 42- Posição inicial da AFO e local ideal para colocação do sensor.

## 5. Otimização da instrumentação da AFO

Após a instrumentação da primeira AFO recorrendo a 32 extensómetros, foi possível identificar as zonas favoráveis à instrumentação. Assim, foi instrumentada uma nova AFO com as mesmas características da primeira, rígida e em Acrilonitrila-Butadieno-Estireno (ABS).

A nova instrumentação considera a aplicação de uma roseta retangular da marca HBM com referência K-RY61-1.5 de  $120 \Omega$  a  $45^\circ$  e um sensor do tipo Flex Sensor 2.2'', com 5.6 cm de comprimento. São também implementados dois módulos conversores HX711 e um microcontrolador do tipo Arduino. De seguida é explicado em pormenor a implementação destes componentes.

### 5.1. Componentes aplicados

#### Roseta

A aplicação da roseta e a sua colagem (figura 43), esteve de acordo com a regras aplicadas na AFO anterior. Antes de se efetuar a colagem, foram respeitadas várias etapas, para que no final os valores de leitura não fiquem limitados por falhas ocorridas durante este processo. Foi realizada a limpeza e desengorduramento do local a colar a roseta de forma a remover gorduras, impurezas e resíduos que podem ser prejudiciais à aderência. De seguida, com o auxílio de uma lixa abrasiva, uniformiza-se o local e aplica-se um pouco de álcool em algodão para se passar na AFO de forma a remover todas as partículas que ainda ficaram no local. Este processo é igual ao da primeira AFO. Foram criadas linhas de orientação para a roseta seja colada na posição correta. Toda o manuseamento da roseta foi realizado com auxílio de uma pinça e uma fita não abrasiva. O processo de colagem pode ser observado na figura seguinte, sendo feito com uma cola cianoacrilato da marca *Loctite*.

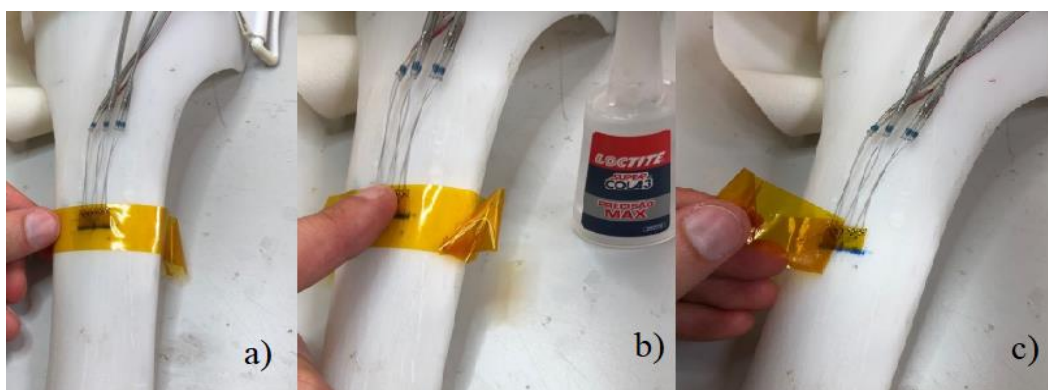


Figura 43- a) Aplicação da roseta no local. b) Compressão após colagem. c) Colagem finalizada.

### Módulo conversor- HX711

As três saídas analógicas da roseta, foram ligadas a dois módulos conversores HX711 da Avia (figura 44a)). Esta ligação teve como finalidade fazer a conversão dos valores analógicos da roseta em dados digitais, por meio do circuito ADC de 24-bit (figura 44b)). Estes módulos conversores possibilitam também a amplificação dos sinais e possuem um desempenho estável. Foram programados em Arduíno e posteriormente ligados ao mesmo (figura 44c)).

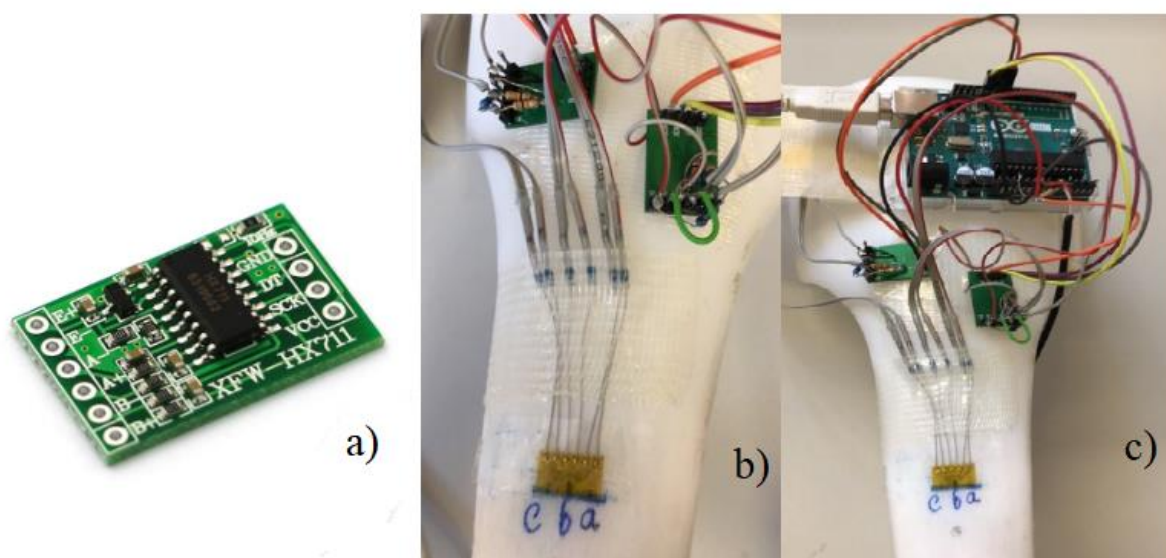


Figura 44- a) HX711. b) Esquema Roseta-HX711. c) Ligação Roseta-HX711-Arduino (ATmega328).

Foram utilizados dois módulos conversores HX711 pois cada um deles tem apenas duas entradas. A saída “a” e “b” da roseta foram ligadas diretamente a um módulo HX711 e a saída “c” foi ligado no outro. No primeiro módulo, a saída “a” foi ligada ao pino B+ e a saída “b” ao pino A+, as terras foram ligadas diretamente ao E- do módulo. No segundo módulo HX711, foi ligada a saída “c” no pino A+ e a terra no pino E-. As alimentações de cada módulo (Vcc) foram ligadas ao pino de 3.3 Volts do *Arduíno*. O pino DT e SCK do primeiro módulo, *digital input* e *digital output*, foram ligados ao *Arduíno* no pino digital 12 e 13 respetivamente. No caso do segundo módulo, os mesmo pinos foram ligados ao *Arduíno* no pino digital 10 e 11 respetivamente.

### Arduíno UNO Rev3

Na aquisição de dados, um dos objetivos estipulados neste projeto, foi utilizado um *Arduíno UNO Rev3*. Esta placa contém um microcontrolador ATmega328 criado pela *Atmel* e um custo bastante atrativo, com elevada versatilidade, no que à sua utilização diz respeito, a qual possibilita uma grande diversidade de aplicações, tanto a nível de *software* bem como de *hardware*. Neste projeto, a preferência recaiu sobre o modelo *Arduino Uno R3* (Figura 45), pelo facto de ser eficaz na execução das tarefas pretendidas e por ter sido capaz de atingir o objetivo inicial.

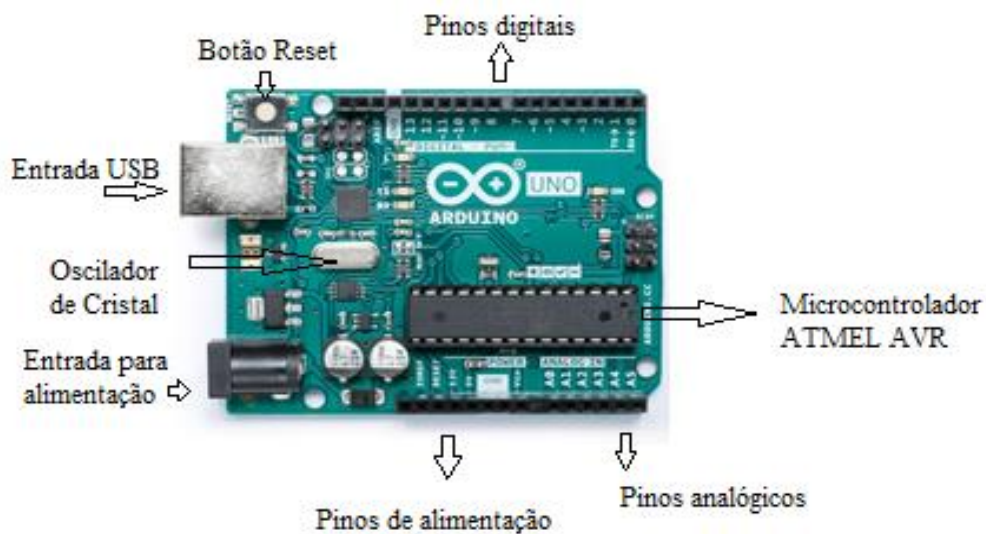


Figura 45- Esquema representativo do Arduino UNO Rev3.

### Modo de funcionamento do *Arduino*

O funcionamento deste modelo é baseado no microcontrolador ATmega328P com memória *flash* de 32K. Um dos aspetos fundamentais na interação entre o *Arduino* e os sensores e componentes eletrónicos são os pinos de entrada e saída, que permitem ler e escrever dados. Para isso, na placa existem 14 pinos digitais, sendo que 6 deles podem ser programados de modo a fornecer uma saída em modulação por largura de pulso (PWM- *Pulse Width Modulation*). Este modelo possui ainda 6 pinos analógicos ligados a um conversor analógico/digital (ADC), que contém 10 bits, em que os pinos analógicos detêm uma entrada capaz de medir tensões entre os 0 e os 5V. O *Arduino* possui um cristal com uma frequência de *clock* de 16 MHz, responsável pela velocidade de processamento das instruções realizadas. Uma vantagem para a utilização de um *Arduino* é o facto de poder comunicar em várias interfaces, entre elas I2C (*Inter-Integrated Circuit*), SPI (*Serial Peripheral Interface*) e UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*)<sup>[39]</sup>.

### Desenvolvimento do programa

O *Arduino* pode ser programado através de *software* de código aberto denominado por, *Arduino IDE* (*integrated development environment*). Esta plataforma de programação permite criar programas como base na linguagem *Wiring*. O IDE do *Arduino* disponibiliza vários exemplos básicos de código para utilização livre e auxílio de bibliotecas que simplificam a utilização da linguagem C/C++. Sendo *open-source* possibilita que programadores profissionais e amadores consigam ter acesso ao código fonte, alterá-lo e/ou desenvolvê-lo de acordo com as necessidades particulares de cada projeto.

No caso deste projeto, foi concebido um programa capaz de receber os dados provenientes dos dois módulos conversores HX711 através da biblioteca "HX711.h" e dos valores recebidos através do *Flex Sensor*. O *Arduíno* assim que é iniciado procede à configuração da interface UART por *software* e a velocidade de transmissão é de 115200 bps.

Assim que estiverem concretizadas todas as configurações necessárias para iniciar a comunicação entre o *Arduíno*, os módulos HX711 e o *Flex Sensor*, o *Arduíno* fica capacitado a receber todos os valores provenientes da AFO. Sempre que não forem enviados valores por parte dos módulos ou do sensor, o *Arduíno* ficará em espera, até que esses valores sejam recebidos.

### ***Flex Sensor***

O efeito piezoresistivo define-se como sendo a variação da resistência elétrica num material, semicondutor ou metálico, sempre que neste é aplicada uma carga. É com base neste conceito que se baseiam os sensores piezoresistivos. O *Flex Sensor*, pode também ser denominado por *Bend*, converte energia física em energia elétrica e pode ser usado para medir deslocamentos com relativa eficácia a um baixo custo. O seu tamanho, precisão, eficácia de medição e baixo consumo de energia tornam estes sensores úteis para diversas aplicações e em diversos campos [40]. Para a aplicação deste tipo de sensores numa AFO é necessário conhecer as suas propriedades, características e o local correto a ser aplicado para que os se possam extrair os dados pretendidos. Atualmente, no mercado, existem várias soluções para estes sensores, neste projeto foi utilizado o *Flex Sensor 2.2*'' (figura 46) com 5.6 cm comercializado pela empresa *Spectra Symbol*.

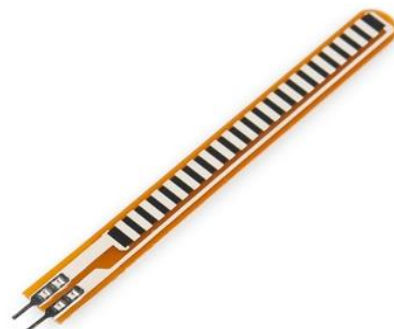


Figura 46- *Flex Sensor* utilizado <sup>11</sup>.

Este sensor, pode ser dobrado e fletido, tem um funcionamento bidirecional sendo capaz de detetar torções em ambas as direções e o seu valor de resistência varia de acordo com o ângulo de ação. A sua utilização em dispositivos biomédicos é muito frequente. Na tabela seguinte apresenta-se as especificações do mesmo.

---

<sup>11</sup> Adaptado de: [www.sparkfun.com/products/10264](http://www.sparkfun.com/products/10264), acedido em maio 2019

Tabela 5- Especificações do Flex Sensor utilizado <sup>[42]</sup>

Resistência média inicial	10K
Tolerância	+/- 30%
Potência contínua	0.5W
Potência de pico	0.5W
Temperatura de operação	-35°C a +82°C
Peso	0.4g
Comprimento	2.2" (5.6cm) sem os pinos

O *Flex Sensor* foi colocado na AFO (figura 47), na posição previamente calculada e definida, recorrendo a uma pinça para o seu manuseamento de forma a não o danificar, foi colado com fita cola especifica e foi necessário soldar dois fios para possibilitar a ligação ao pino "A0" e "GND" do *Arduíno*.

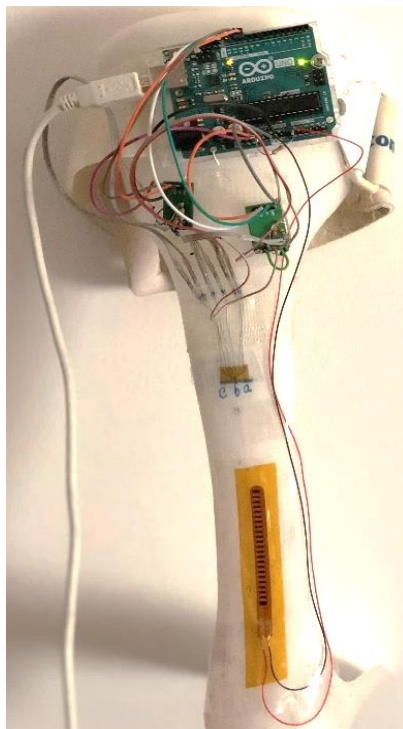


Figura 47- Flex Sensor colocado na AFO.

## 5.2. Testes funcionais e recolha de dados

Concluído todo o processo de instrumentação, procedeu-se à preparação de alguns testes na AFO com o objetivo de verificar e validar a sua funcionalidade. A AFO foi colocada no bastidor de ensaios, com a zona do calcanhar no apoio de PVC, posicionado a 45°, de forma a simular o movimento da AFO dentro do sapato (figura 48).

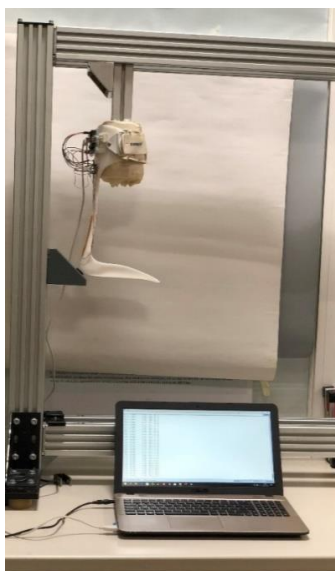


Figura 48- AFO colocada no bastidor de ensaios.

A figura 49 demonstra a forma de obter as deformações, provenientes do *Flex Sensor* e da roseta implementados na AFO. Assim, o objetivo passa por recolher essas deformações, com a AFO a ser sujeita a vários movimentos (abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, pronação e supinação). Os dados são recolhidos para posterior análise, através da plataforma de programação *Arduino*, sendo guardados em formato *Excel*. Estes dados servirão ainda para a definição de um modelo de classificação baseado em redes neuronais, que será descrito no capítulo seguinte.

A imagem é uma captura de ecrã do IDE Arduino. À esquerda, o editor de código mostra um programa em C++ que utiliza bibliotecas como `Wire` e `Adafruit_GFX`. O código inclui funções para inicializar sensores, ler dados e controlar o fluxo de trabalho. À direita, a janela de comunicação serial (COM) mostra uma tabela de dados com 16 linhas e 4 colunas, representando leituras de sensores. O código também indica que os dados são guardados num ficheiro Excel.

```
Ficheiro Editar Rascunho Ferramentas Ajuda
Bago-2
time = millis(); //espera A2
while (!modulo_2.is_ready())
  if ((millis() - time) > 200)
  {
    modulo_2.power_down();
    delay(1);
    modulo_2.power_up();
    return 0;
  }

float totalReads = 0.0;
for(int i = 0; i < N_MEASUREMENTS; i++)
{
  totalReads += modulo_2.read();
}
a = totalReads/N_MEASUREMENTS;
//*****A1*****
time = millis(); //espera A1
while (!modulo_1.is_ready())
  if ((millis() - time) > 200)
  {
    modulo_1.power_down();
    delay(1);
    modulo_1.power_up();
    return 0;
  }
//16 A1
totalReads = 0.0;
```

-116116.15	-39935.00	-151631.29	1.87
-118266.71	-41451.65	-156354.25	1.91
-120450.71	-43017.75	-160372.09	1.87
-122191.75	-44240.65	-163774.45	1.55
-123504.60	-45421.15	-167878.95	1.51
-124976.15	-46365.40	-172114.09	1.71
-126402.00	-47338.55	-175794.75	1.77
-127706.00	-48238.65	-178975.84	1.81
-129196.96	-49468.70	-181776.15	1.75
-130981.55	-50759.15	-183851.75	1.79
-132630.50	-52028.85	-185715.00	1.57
-134124.25	-53147.00	-187118.50	1.49
-135234.50	-53879.30	-188479.00	1.55
-135855.54	-54119.95	-190063.25	1.51
-136114.75	-54096.30	-191702.34	1.59

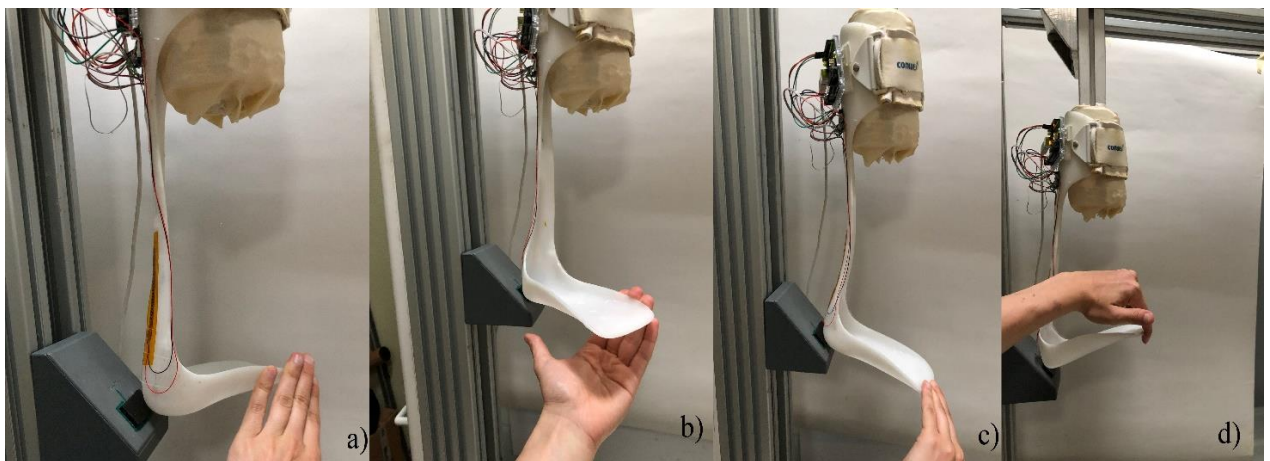
Avanço automático de linha  Mostrar marca de tempo

Nova linha 115200 baud

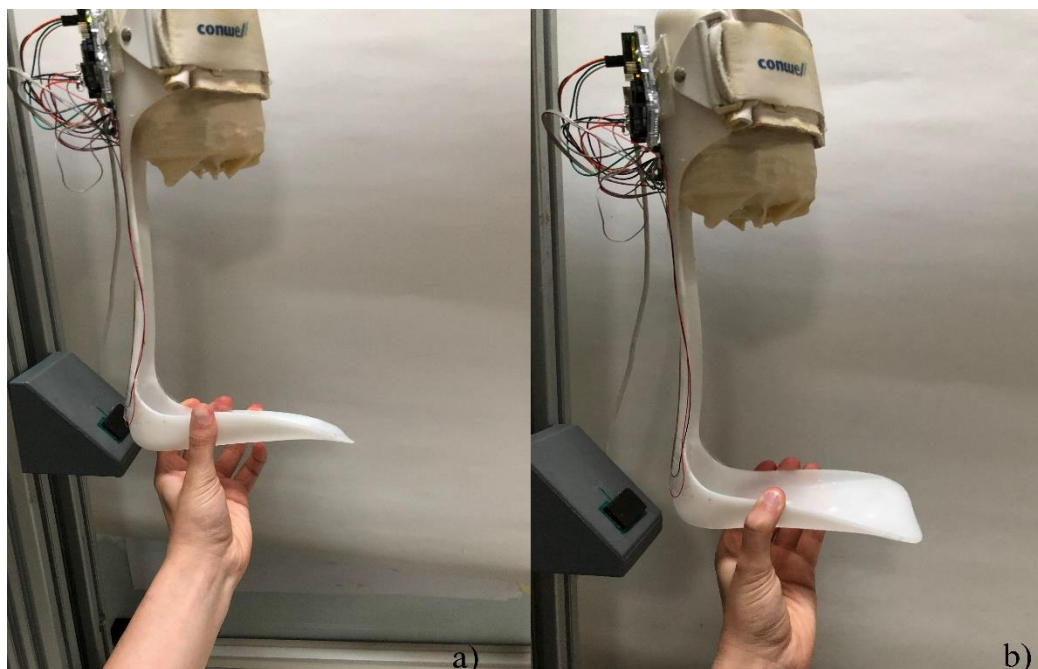
Figura 49- Modo de adquirir os valores (A, B, C e Flex Sensor) a partir do Arduino.

## 6. Modelo de Identificação baseado em Redes Neurais

Em contexto laboratorial, foram simulados movimentos de abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, que podem ser visualizados na figura 50. Os movimentos de pronação e supinação foram igualmente simulados na AFO, como pode ser visualizado na figura 51. Estes movimentos estão, geralmente, presentes numa marcha patológica, tendo sido impostos através da imposição do movimento pela mão. Todos os testes foram implementados com o mesmo utilizador.



*Figura 50- a) Simulação do movimento de abdução; b) Simulação do movimento de adução; c) Simulação do movimento de flexão plantar; d) Simulação do movimento de dorsiflexão.*



*Figura 51- a) Simulação do movimento de pronação; b) Simulação do movimento de supinação.*

O conjunto de dados recolhidos permitiu definir um modelo inverso de identificação para, com base na informação proveniente da roseta e do *Flex Sensor*, estimar o movimento exercido na zona plantar da AFO. Considerando o modelo de problema em questão, optou-se por utilizar redes neuronais artificiais como metodologia de identificação e classificação do movimento. É reconhecido que as redes neuronais possibilitam um enorme número de vantagens para aplicação no campo da engenharia, em particular para os problemas de reconhecimento de padrões. Todos os dados obtidos foram introduzidos na rede neuronal criada a partir do *software Matlab*. A figura 52 demonstra ao pormenor os pontos A, B e C da roseta e o *Flex Sensor* (locais de onde são adquiridos os dados).

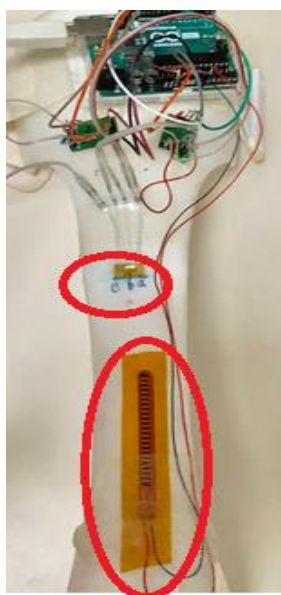


Figura 52- Ponto A, B e C da roseta e Flex Sensor.

As redes neuronais artificiais (RNAs) baseiam-se no princípio de funcionamento do cérebro humano, de forma a reproduzir a sua forma inteligente de processar toda a informação. As RNAs constituem-se como um conjunto de sistemas adaptativos estruturados com o objetivo de simular a forma como os neurónios humanos estão ligados. Estes sistemas, além de complexos, não-lineares e paralelos, tal como é o processamento humano de informação, têm semelhanças ao cérebro, uma vez que o conhecimento é adquirido pela rede através de um processo de aprendizagem e o conhecimento adquirido é armazenado pelas forças de ligação neuronais <sup>[41]</sup>. Assim, uma rede é composta por unidades de processamento que executam funções matemáticas, em que o objetivo é solucionar problemas, formando um sistema representativo do funcionamento do cérebro humano, com capacidade de aprender e de generalizar a informação aprendida. Essas unidades de processamento, também denominadas de neurónios, são dispostas por uma ou várias camadas interligadas através de sinapses que armazenam o conhecimento adquirido pela rede.

Apresentam um elevado número de propriedades desejáveis não encontradas na computação convencional, incluindo um desempenho robusto ao lidar com padrões de entrada ruidosos ou incompletos, alto grau de tolerância a falhas onde a eliminação de alguns neurónios não afeta substancialmente o seu desempenho global, paralelismo onde um imenso número de neurónios

está ativo ao mesmo tempo e não existe a restrição de um processador que obrigatoriamente trabalhe uma instrução após outra, flexibilidade pois pode ser ajustada a novos ambientes por meio de um processo de aprendizagem, sendo capaz de aprender novas ações com base na informação contida nos dados de treino <sup>[42]</sup>.

## 6.1. Neurónio artificial

Os neurónios artificiais são as unidades de processamento da rede neuronal e têm um papel fundamental no seu funcionamento.

Na figura 53, é possível identificar três elementos básicos do modelo neuronal:

1. Um conjunto de elos de ligação, cada um caracterizado por um peso próprio. Especificamente, um sinal  $x_j$  na entrada do elo ligação de  $j$ , conectado ao neurónio  $k$ , é multiplicado pelo peso do elo  $w_{kj}$ . É importante perceber a forma como são escritos os índices do peso do elo  $w_{kj}$ ,  $k$  refere-se ao neurónio em causa e o segundo menciona a extremidade da entrada do elo de ligação.
2. Um somatório com a finalidade de adicionar os sinais de entrada, ponderados pelos respetivos elos de ligação do neurónio, constituindo uma combinação linear. O neurónio vai certificar se o valor resultante da soma entre os produtos dos sinais de entrada pelos respetivos pesos atingiu ou não um valor pré-determinado, designado por limiar. Se o valor calculado atingiu esse limiar, o mesmo é transferido através da saída. Caso contrário, se o valor não atingiu o limiar, o sinal não será transferido. Este processo de verificação é denominado como função de transferência.
3. Uma função de ativação para limitar o intervalo da amplitude do sinal de saída de um neurónio. Tipicamente, o intervalo de amplitude normalizada da saída de um neurónio é de  $[0,1]$  ou  $[-1,1]$ .

O esquema da figura 53 inclui também um enviesamento (*bias*) aplicado externamente, representado por  $b_k$  com a finalidade de aumentar ou diminuir a entrada líquida da função de ativação, dependendo se é positivo ou negativo respetivamente <sup>[43]</sup>.

Em termos matemáticos, o neurónio  $k$  pode ser descrito através da equações (7.1) e (7.2) <sup>[43]</sup>:

$$v_k = \sum_{j=0}^m w_{kj} x_j \quad (7.1)$$

$$y_k = \varphi(v_k + b_k) \quad (7.2)$$

onde  $x_1, x_2, \dots, x_m$  são os sinais de entrada;  $w_{k1}, w_{k2}, \dots, w_{km}$  são os pesos dos elos do neurónio  $k$ ;  $v_k$  representa a saída do somatório com os valores dos sinais de entrada;  $b_k$  representa o *bias*;  $\varphi$  é a função de ativação; e  $y_k$  é a saída do neurónio.

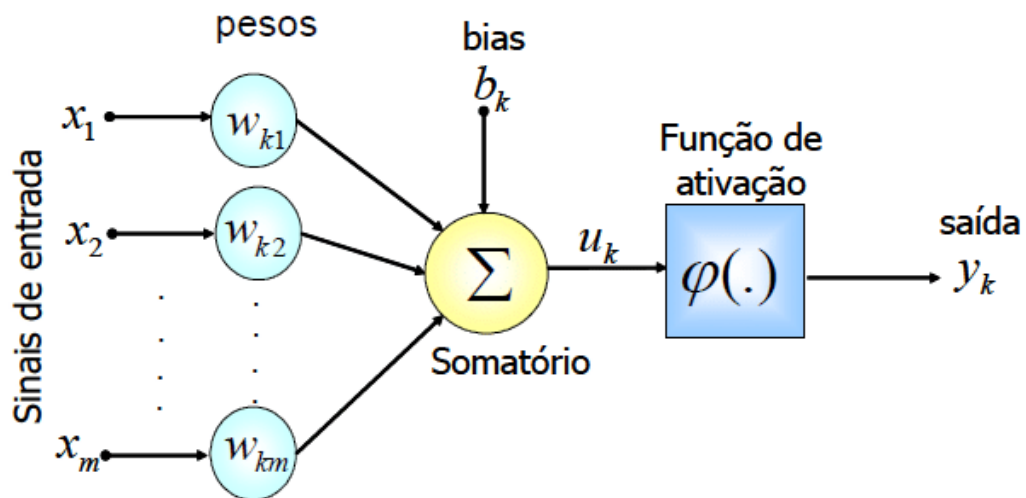


Figura 53- Modelo não linear de um neurónio <sup>12</sup>.

A função de ativação, representada por  $\varphi$ , define a saída de um neurónio e pode ser uma função limiar, linear ou sigmoide (figura 54).

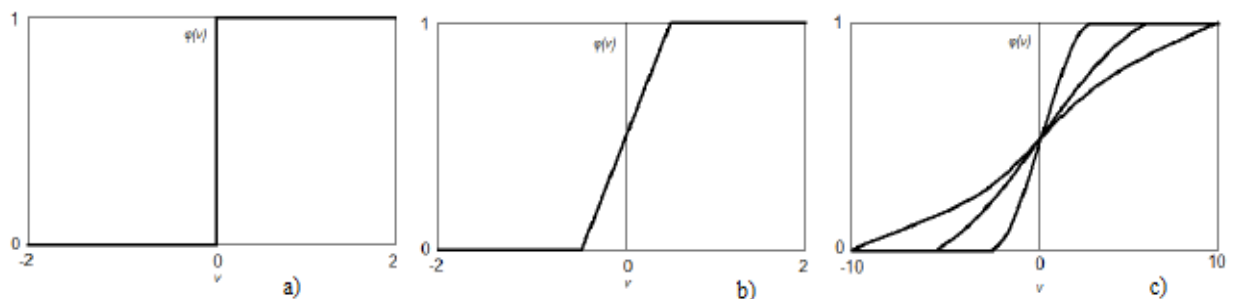


Figura 54- a) Função limiar; b) Função linear; c) Função sigmoide <sup>[44]</sup>

### 6.3. Arquitetura da rede

A arquitetura da rede representa o modo como os neurónios artificiais podem ser agrupados, tendo em conta a forma como estão conectados entre eles e como os dados passam por eles. Além disso, a forma como os neurónios estão conectados está relacionada com o algoritmo utilizado para treinar a rede.

<sup>12</sup> Adaptado de: [www.researchgate.net/figure/Figura-2-Modelo-nao-linear-de-um-neuronio-artificial-Adaptado-de-22\\_fig1\\_307834184](http://www.researchgate.net/figure/Figura-2-Modelo-nao-linear-de-um-neuronio-artificial-Adaptado-de-22_fig1_307834184), acedido em agosto de 2019

Geralmente, as redes neuronais artificiais podem ter várias classificações, sendo o primeiro critério utilizado o número de camadas envolvidas na arquitetura da rede:

- **Redes com camada única** (figura 55a)) - Numa rede neuronal os neurónios estão organizados em forma de camadas. A forma mais simples de uma rede em camadas, apresenta-se com uma camada de entrada onde os padrões são apresentados à rede e com uma camada de saída onde o resultado final é concluído e apresentado. É constituída por neurónios que recebem a informação diretamente das entradas e disponibilizam a informação de saída.
- **Redes com múltiplas camadas** (figura 55b)) - Distingue-se da primeira pela presença de uma ou mais camadas ocultas, cujos eles são chamados de neurónios ocultos. A função dos neurónios ocultos é agir de uma forma útil entre a camada de entrada e camada de saída. Ao ser adicionada uma ou mais camadas ocultas, tornamos a rede mais capaz para extrair características com mais precisão.

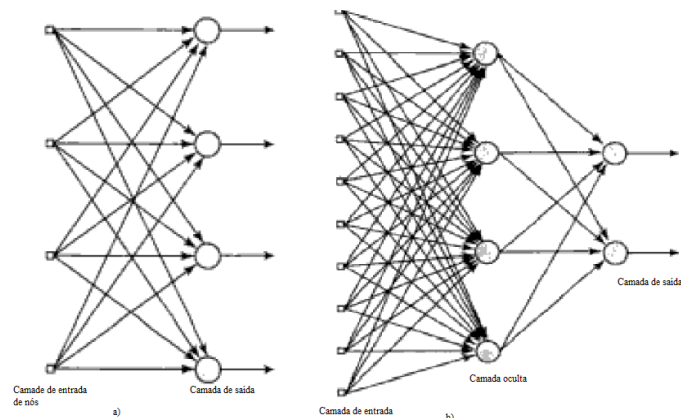


Figura 55- a) Rede de camada única; b) Rede de multicamadas [44]

Tendo em conta o modo como os neurónios estão conectados entre as camadas, as redes podem ser classificadas das seguinte forma [44]:

- **Rede feedforward** – Os dados nesta rede circulam numa única direção, desde a camada de entrada até à camada de saída. Estas redes são um mapeamento estático entre as entradas e saídas, que permitem refletir uma relação linear simples ou uma relação não-linear. Uma aplicação típica para as RNAs *feedforward* é o desenvolvimento de modelos não-lineares usados para o reconhecimento e classificação de padrões.
- **Rede feedback** – Estas redes utilizam as suas saídas para alimentar as próprias entradas, em que os níveis de ativação da rede formam um sistema dinâmico. Na medida em que esta rede cíclica pode conter memória de curto prazo, torna-se mais interessante como modelo de cérebro.

## 6.4. Aprendizagem

As redes neuronais possuem várias características principais, uma delas é a sua capacidade de aprender complexas relações não-lineares de entrada-saída, utilizando procedimentos de treino iterativo. A utilização de uma rede na resolução de problemas passa inicialmente por uma fase de aprendizagem.

Com base nisso, há duas formas de estabelecer a aprendizagem de uma rede neuronal <sup>[41]</sup>:

- **Aprendizagem supervisionada** - Neste caso, a rede é treinada através de sinais de entrada e de saída. O treino está completo assim que a rede neuronal obtém uma determinada precisão na estimação das saídas para uma dada sequência de entradas. Caso haja um erro, a rede tenta corrigi-lo até que a mesma forneça uma saída igual à saída pretendida. Neste sistema de aprendizagem o fluxo corrente de erros de todos os elementos em processamento é minimizado, pois os pesos das conexões são ajustados continuamente até que a rede alcance uma certa precisão. Esses ajustes podem ser feitos através do algoritmo de retropropagação (*backpropagation*), que vai ser abordado mais à frente.
- **Aprendizagem não supervisionada** – Neste sistema de aprendizagem a rede aprende sem necessitar de treino antecipado e sem conhecer as respostas, assim, a saída desejada é obtida através de entradas repetitivas até que a rede neuronal retenha o conhecimento. Neste caso, a rede não suporta influências externas para ajustar o peso de cada variável, possuindo informações próprias de como se organizar internamente. É então suposto que exista a redundância de dados, para que a rede encontre padrões ou características dos dados.

## 6.5. Rede Perceptron Multicamadas

A rede *perceptron* é uma rede que tem por base um neurónio não linear e tem como finalidade a classificação de padrões com base num certo conjunto de sinais de entrada. Contudo, a rede *perceptron* de camada única consegue resolver apenas problemas linearmente separáveis <sup>[43]</sup>.

Para trabalhar com dados que não sejam linearmente separáveis, onde a precisão obtida vai depender do número de nós utilizados na camada intermédia, utilizam-se redes *perceptron* multicamadas também denominadas por MLP (*Multilayer Perceptron*) pois apresentam um poder computacional muito maior do que as redes de uma única camada. As MLP têm sido aplicadas com sucesso numa grande variedade de áreas, desempenhando tarefas de classificação de dados, controlo e processamento de sinais <sup>[45]</sup>. Nestas redes, cada camada tem uma função específica. A camada de saída, é responsável por receber os estímulos da camada intermédia e aí partir daí constrói o padrão que será a resposta. Os pesos das camadas intermédias codificam as características apresentadas nos dados de entrada e permitem que a rede crie a sua própria

representação, mais complexa, do problema. A determinação do número de neurónios pertencentes às camadas intermédias é definida de forma empírica e depende da distribuição dos dados de treino e validação da rede. Um uso excessivo de neurónios levará a rede a moldar-se ao conjunto de treino, ao invés de extrair as suas características gerais.

A MLP é um exemplo de RNAs frequentemente aplicada em estudos que envolvem análise da marcha humana, pois apresentam uma capacidade de processamento muito maior do que aqueles apresentados por redes sem camadas intermediárias. O algoritmo de treino mais utilizado nesse tipo de rede é um algoritmo de treino supervisionado denominado *backpropagation*, que será explicado de seguida.

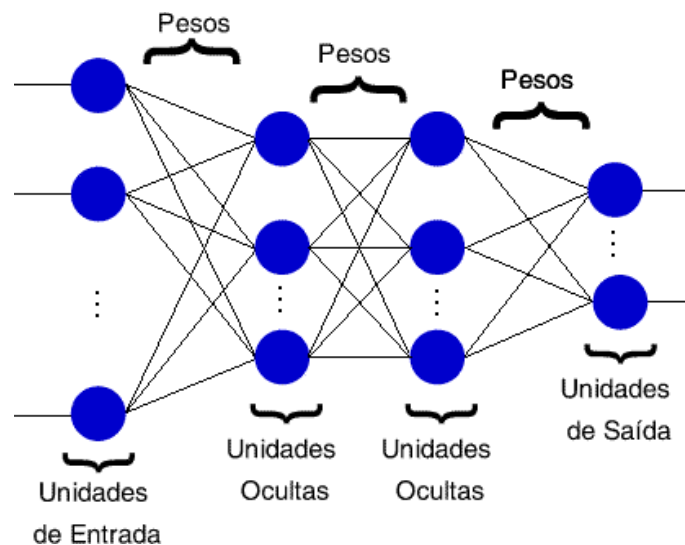


Figura 56- Rede Perceptron Multicamadas <sup>13</sup> .

## 6.6. Algoritmo Backpropagation

Este algoritmo consiste numa propagação positiva do sinal funcional e numa retropropagação do erro. Assim que se dá a propagação positiva do sinal funcional, os pesos da rede mantêm-se inalterados e o seu efeito propaga-se através da rede, camada por camada, até produzir o conjunto de saída. Sempre que se dá a retropropagação do erro, os pesos da rede são ajustados tendo em uma regra de correção de erro e o sinal é propagado para trás através da rede <sup>[41]</sup>. O algoritmo possibilitará que seja encontrada uma solução para o caso, a qual garante a minimização do erro de classificação, através do ajustamento dos pesos associados às ligações entre os neurónios artificiais.

<sup>13</sup> Adaptado de: [www.culturamix.com/tecnologia/inteligencia-artificial/perceptron-multicamadas](http://www.culturamix.com/tecnologia/inteligencia-artificial/perceptron-multicamadas), acedido em setembro de 2019

O algoritmo *backpropagation* é utilizado em aprendizagem supervisionada, isto é, nos casos em que os valores da variável alvo na amostra de treino são conhecidos, sendo aplicável em redes com múltiplas camadas de tipo *feedforward*. O método do Gradiente Descendente é mais utilizado de forma a otimizar o algoritmo, isto porque permite a identificação da direção das mudanças a efetuar nos pesos para que a aprendizagem caminhe no sentido da minimização do erro, por isso mesmo é o mais indicado para redes de grande dimensão. O algoritmo de Levenberg- Marquardt, que tem como objetivo a minimização do erro quadrático e é bastante eficiente, deve ser aplicado em redes de pequena dimensão, uma vez que não indica a direção do ajustamento a efetuar nos pesos <sup>[46]</sup>.

O processo de treino de uma rede que usa o algoritmo *backpropagation* pode ser explicado em três etapas consecutivas. A primeira, conhecida por *feedforward*, baseia-se na computação das saídas da rede para um vetor de treino de entrada. De seguida, o vetor de saída resultante da computação anterior é comparado com o vetor pretendido e retropropaga o erro associado para as camadas anteriores, ou seja, no sentido das unidades de entrada. Na última etapa os pesos são ajustados de acordo com o erro propagado na etapa anterior. Esta sequência é então repetida durante inúmeras vezes de conjuntos de padrões de entrada e saída até que o erro global entre os padrões de saída e os pretendidos permita que os resultados desejados sejam minimamente conseguidos <sup>[47]</sup>.

O algoritmo *backpropagation* também é designado por regra delta generalizada, isto porque é fundamentado pela regra delta apresentada por Widrow e Hoff.

## 6.7. Conceito *Overtraining*

No processo do treino é necessário ter especial cuidado com o *overtraining* (figura 57), é essencial impedir que se atinja um número de iterações excedente que vá de certa forma viciar a rede nos dados de treino, afetando a sua capacidade de generalização. O *overtraining* acontece sempre que o modelo ajusta os pesos em demasia ao conjunto de dados de treino, perdendo capacidade de generalização. Nestas situações verifica-se que a linha que representativa do erro de aprendizagem dos dados de teste aumenta enquanto o erro de aprendizagem dos dados de treino vai diminuindo. Para evitar tal situação os dados fornecidos devem ser o mais variados possível e contemplar um vasto domínio para que a rede não perca representatividade <sup>[43]</sup>. Quando treinamos uma RNA, por norma queremos conseguir uma rede com a melhor capacidade de generalização possível, ou seja, a maior capacidade de responder corretamente a dados que não foram utilizados no processo de treino. Por exemplo, as redes MLP, podem estar sujeitas a sofrerem um *overtraining* quando pode parecer que a rede está a representar o problema cada vez melhor, ou seja, o erro do conjunto de treino continua a diminuir, em algum ponto deste processo a capacidade de responder a um novo conjunto de dados piora. Procedimentos de validação cruzada podem ser usados para detetar quando uma rede está a ser treinada de forma excessiva e interromper o treino antes que isso ocorra.

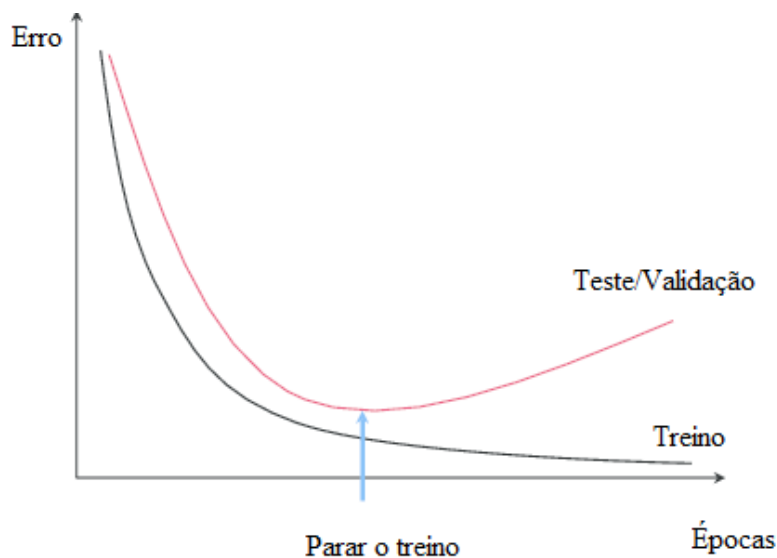


Figura 57- Definição do critério de paragem.

## 6.8. Utilização das Redes Neurais no caso prático

O problema direto na utilização de redes neuronais neste projeto, passa pela classificação do movimento da zona plantar da AFO, a partir de um conjunto de dados recolhidos previamente com base na informação originária da roseta e do *Flex Sensor*. Foram adquiridos um total de 428 dados para o ponto A, para o ponto B e para o ponto C da roseta e também para o *Flex Sensor*.

Neste projeto, foi implementada uma rede neuronal com quatro camadas (figura 58): de entrada, duas camadas escondidas e uma de saída. A camada de entrada possui 4 neurónios, correspondentes aos três valores de deformação da roseta e ao valor do *Flex Sensor*. A rede com melhor desempenho, guardada para o estudo, considera duas camadas escondidas com 20 neurónios na primeira camada interna e 10 neurónios na segunda camada interna. A saída possui 6 neurónios, correspondentes ao movimento pretendido (abdução, adução, dorsiflexão, flexão plantar, supinação e pronação)

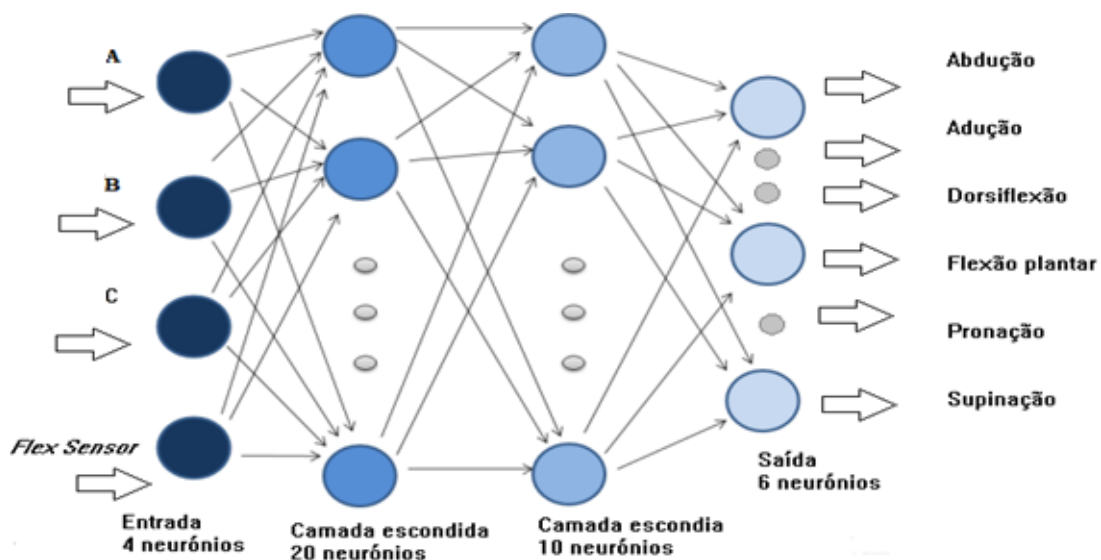


Figura 58- Rede Neuronal implementada.

A tabela 6 explica a forma como os targets da camada de saída foram definidos:

Tabela 6- Saída da Rede

	Abdução	Adução	Dorsiflexão	Flexão plantar	Pronação	Supinação
Abdução	1	0	0	0	0	0
Adução	0	1	0	0	0	0
Dorsiflexão	0	0	1	0	0	0
Flexão plantar	0	0	0	1	0	0
Pronação	0	0	0	0	1	0
Supinação	0	0	0	0	0	1

Ou seja, para cada movimento existe um grande número de dados recolhidos, cada um desses dados é marcado a “1” para o movimento correspondente e os restantes movimentos são marcados a “0”.

Existem várias arquiteturas possíveis para serem implementadas, no caso deste problema foram consideradas as redes *feedforward* como as mais adequadas (figura 59 b)). Uma rede neuronal do tipo *feedforward* consiste em várias camadas, cada uma com um conjunto de elementos de processamento, designados por neurónios, interligados entre si através de pesos que determinam a natureza e intensidade da ligação. Como já foi explicado anteriormente, o número de neurónios considerados nas camadas de entrada e de saída dependem das características do problema. No caso do número de camadas internas e respetivos neurónios, assim como o tipo de função de ativação de cada neurónio, foram selecionados de acordo com a experiência ao longo dos testes feitos.

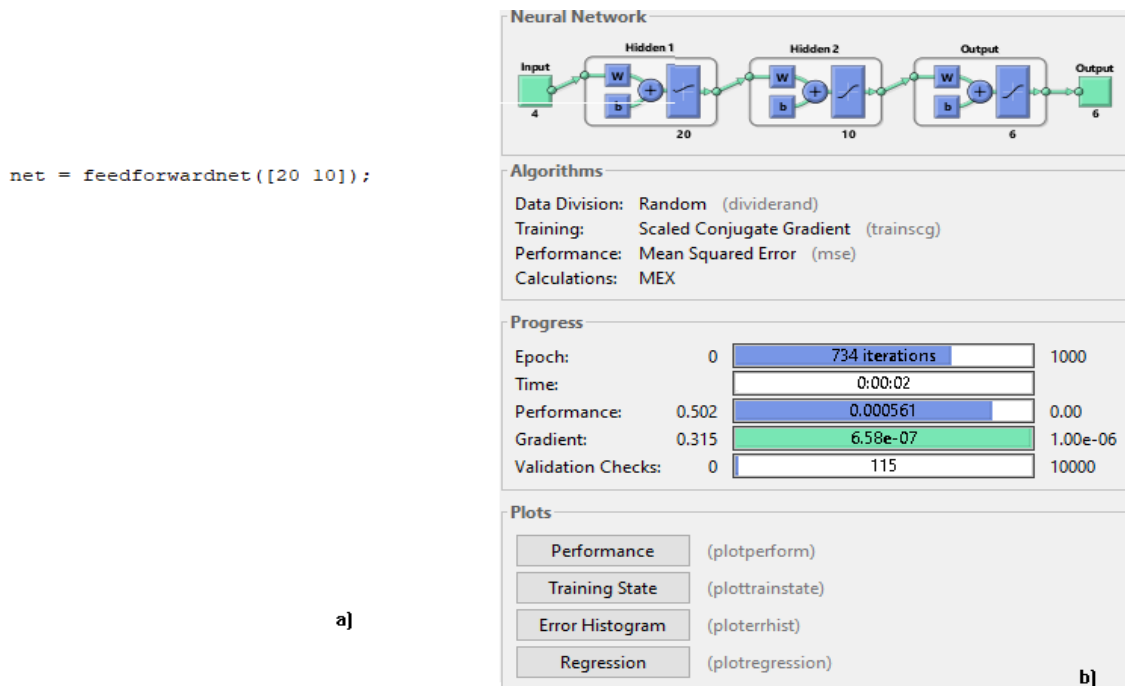


Figura 59- a) Função aplicada no Matlab; b) Arquitetura da rede.

Para os neurónios das camadas intermédias foram utilizadas duas funções de transferência. A “logsig”, que é uma função logarítmica sigmoidal que varia entre 0 e 1, calcula o valor da saída do neurónio a partir das entradas do *net*, sendo uma função não linear. Foi utilizada também a “tansig”, função de transferência tangente hiperbólica sigmoidal que varia entre -1 e 1 [48]. No caso da função de saída, foi igualmente utilizada a função “tansig”.

Dos dados recolhidos em laboratório, 70% foram usados para treino da rede, 15% para teste e 15% para validação cruzada que é uma técnica que permite a generalização da rede, como critério de paragem do treino. As redes foram treinadas por retropropagação do erro utilizando a função “trainscg” que é uma função de treino em rede que atualiza os valores do peso de acordo com o método do gradiente conjugado em escala, sendo imposto um número limite de épocas de treino. Como já referido, a programação das redes foi feita em código no *software* Matlab.

Depois da elaboração do código, que permitisse de forma sistemática o treino da rede com diferentes números de *layers*, foi executado várias vezes na procura sistemática da melhor rede. Esta tarefa é estritamente necessária, isto porque, devido ao facto de a atribuição dos valores dos pesos da rede ser aleatória, nunca é logo garantida a obtenção da rede que melhor aproxima os dados.

O objetivo seguinte passou a ser identificar a rede que melhor precisão apresentava na modelação do problema em causa. Foi encontrada a rede com menor MSE (*Mean Squared Error*) na aproximação dos dados. Na figura 60, é possível observar o gráfico de desempenho obtido (gráfico- *Mean Squared Error versus* Número de iterações). É possível analisar o desempenho do teste, treino e validação. Sempre que curva de teste aumenta de forma

significativa antes da curva de validação aumentar, é possível que tenha existido *overfitting* e é aí considerado o critério de paragem. Como é o caso da figura seguinte, foi definido inicialmente 1000 iterações para o critério de paragem, porém o programa só correu até 734 devido ao *overfitting* ter sido um critério de paragem.

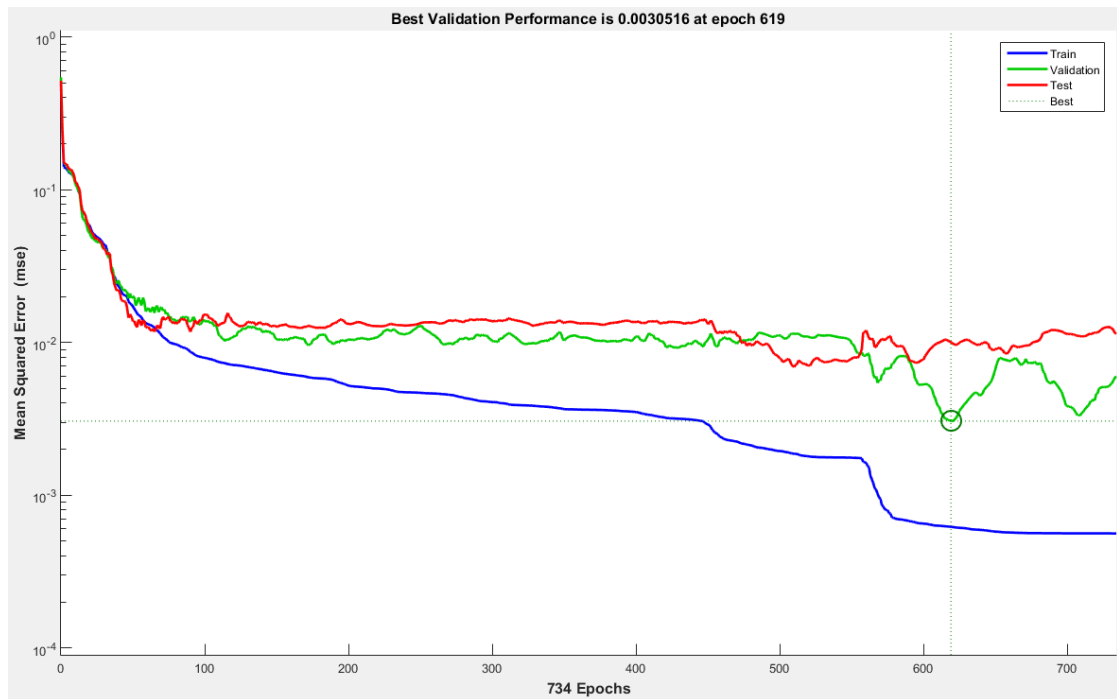


Figura 60-Figura 60- Grafico Best Validation Performance obtido no Matlab.

A comparação entre a saída desejada e a saída da RNA pode ser obtida através dos gráficos de regressão (figura 61).

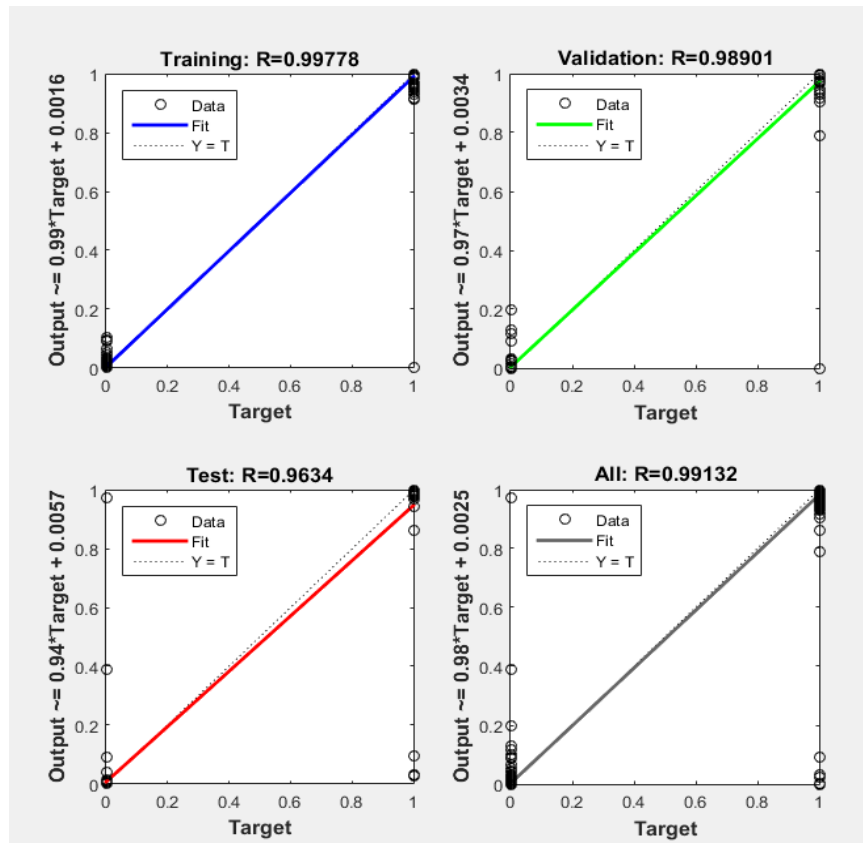


Figura 61- Gráfico das regressões obtido no Matlab.

A linha a tracejado revela em cada parcela o resultado ideal:  $outputs = alvos$ . A linha sólida exhibe a melhor linha de regressão de ajuste linear entre os resultados e os valores alvo. O valor de R indica a relação entre os outputs e os alvos. Se  $R = 1$ , constata que há uma relação linear exata entre os outputs e os valores alvo. Se R é próximo de zero, não existe uma relação linear entre os dados [41].

No código em *Matlab*, foi criada uma função que permite a introdução manual de valores obtidos nos testes dos movimentos em contexto laboratorial, e que possibilita analisar se a rede tem a capacidade de identificar a que movimento corresponde esses mesmos valores. Na figura 62 a) é possível visualizar os valores introduzidos no código. A figura 62 b) demonstra que a rede interpretou os valores corretamente.

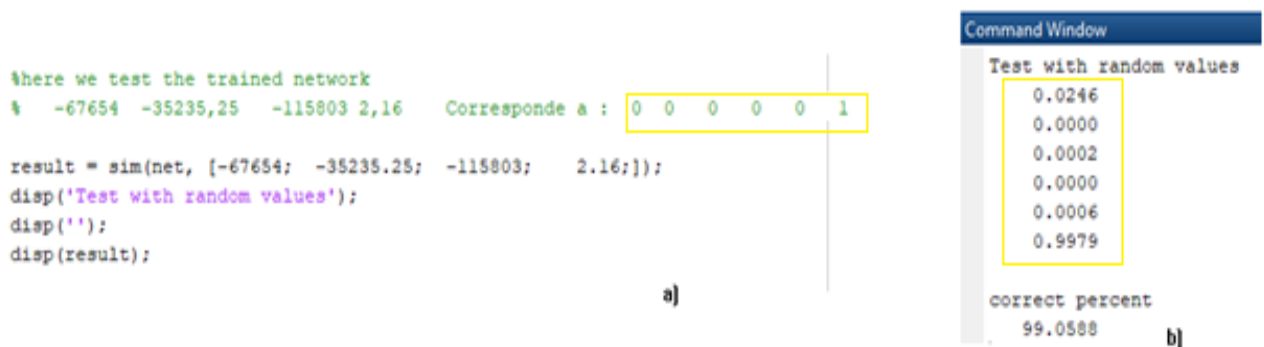


Figura 62- a) Valores introduzidos no código; b) Identificação do movimento correspondente.

Foram introduzidos, no código, os valores -67654, -35235.25, -115803, 2.16 correspondentes aos valores de A, B, C e do *Flex Sensor*, respetivamente. Esses valores apresentam o movimento de supinação com um *target* de “0 0 0 0 0 1” algo que o programa conseguiu identificar corretamente. A figura 63 representa o *Excel* com vários valores obtidos nos testes.

A	B	C	Flex S.						
-64328,75	-30026,5	-124497	2,26	0	0	0	0	0	1
-67666,1	-39387,1	-128900	2,26	0	0	0	0	0	1
-61529,55	-38228,2	-111881	2,24	0	0	0	0	0	1
-67260,96	-42219,9	-122111	2,22	0	0	0	0	0	1
-67654	-35235,3	-115803	2,16	0	0	0	0	0	1
-55966,2	-23248,3	-90308,1	2,28	0	0	0	0	0	1
-50243,25	-13730,9	-72402,9	2,32	0	0	0	0	0	1
-48796,45	-4708	-62232,5	2,44	0	0	0	0	0	1
-41846,1	6810,1	-43903	2,46	0	0	0	0	0	1
-29866,7	21966,6	-9102,4	2,44	0	0	0	0	0	1
-23655,5	34043,7	16370	2,98	0	0	0	0	0	1
-16015,65	41797,5	35511,1	3,24	0	0	0	0	0	1
-13203	46101,8	47526,95	3,44	0	0	0	0	0	1
-10353,4	50813	61195,35	3,88	0	0	0	0	0	1
-14285,35	44422,9	52180,55	4,48	0	0	0	0	0	1

Figura 63- Excel com alguns dos valores obtidos nos testes dos movimentos.

Após o código da rede neuronal ser corrido e testado, foi também concebido e implementado outro código, mas desta vez o objetivo é uma classificação do movimento “ao vivo” e não com valores previamente obtidos, gravados e introduzidos na rede. Ou seja, com a simulação dos vários movimentos, os dados do *Arduíno* entram na rede, o programa compara os valores adquiridos com os valores que constam na rede e identifica instantaneamente que tipo de movimento está a ser executado na AFO. Neste caso, em alguns testes o programa confundia alguns movimentos, pois certos dados podem ter variações muito pequenas e valores muito idênticos e também porque certos movimentos podem estar associados a valores que não constam na rede neuronal. Nas figuras 64 e 65 é possível observar o procedimento de teste.





## **7. Conclusões e trabalho futuro**

No campo de ação da Engenharia Biomédica, a área de projeto e desenvolvimento de equipamentos e dispositivos tem tido um elevado interesse no contexto de inovação e desenvolvimento e possível aplicação na reabilitação. Neste contexto, podem ser considerados e aplicados todos os conhecimentos e competências obtidas ao longo de todo o percurso académico.

Neste trabalho de projeto foram desenvolvidas duas instrumentações de AFOs com capacidade para adquirir valores provenientes de extensometria elétrica por resistência e de um *Flex Sensor*. O desenvolvimento da primeira instrumentação permitiu idealizar com exatidão o local onde colocar o sensor para posterior captação de dados.

Uma das etapas importantes passou pelos resultados obtidos nos testes funcionais da segunda AFO. Com estes valores foi criada uma rede neuronal capaz de identificar movimentos biomecânicos associados ao pé.

O desenvolvimento deste trabalho de projeto permitiu obter alguns avanços na área da análise de marcha e reabilitação de pacientes em fase de recuperação pós-AVC.

Com o sistema a funcionar e a sua implementação em pacientes, poderá ser possível analisar ao pormenor a marcha de um paciente. Assim, na continuidade de desenvolvimento do projeto pretende-se executar diversos testes em pacientes. Para isso deverá ser utilizada mais eletrónica na instrumentação. A aplicação de um sensor inteligente de orientação absoluta, como por exemplo o BNO055 da Adafruit poderá ser algo interessante a testar e implementar.



## Bibliografia

- [1] J. Mackay and G. A. Mensah, *The atlas of heart disease and stroke*. World Health Organization., 2004.
- [2] J. J. Eng and K. S. Chu, “Reliability and Comparison of Weight-Bearing Ability During Standing Tasks for Individuals With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*,” vol. 83, no. August, pp. 1138–1144, 2002.
- [3] M. Galli, V. Cimolin, C. Rigoldi, N. Tenore, and G. Albertini, “Research in Developmental Disabilities Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy : Comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities*,” vol. 31, no. 10, pp. 1340–1345, 2010.
- [4] P. A. Goldie, T. A. Matyas, and O. M. Evans, “Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*,” vol. 77, no. October, pp. 1074–1082, 1996.
- [5] A. Pollock, B. S. George, M. Fenton, and L. Firkins, “Top 10 research priorities relating to life after stroke—consensus from stroke survivors, caregivers, and health professionals.,” *Int. J. Stroke* © 2012 *World Stroke Organ.*, no. 18, pp. 1–8, 2012.
- [6] G. Sheean, N. A. Lannin, L. Turner-stokes, B. Rawicki, and B. J. Snow, “Botulinum toxin assessment , intervention and after-care for upper limb hypertonicity in adults : international consensus statement,” vol. 17, pp. 74–93, 2010.
- [7] J. Olver, A. Esquenazi, V. S. C. Fung, B. J. Singer, and A. B. Ward, “Botulinum toxin assessment , intervention and aftercare for lower limb disorders of movement and muscle tone in adults : international consensus statement,” *Eur. J. Neurol.*, vol. 17, pp. 57–73, 2010.
- [8] D. K and Nudson, *Fundamentals of Biomechanics*, Second Edi. 2007.
- [9] K. . Moore, A. F. Dalley, A. M. R. Agur, and tradução: C. L. C. Azevedo, *Anatomia orientada para a clinica 7. ed.*, 7.ed. Rio de Janeiro, 2014.
- [10] Aydın Tözeren, *Human Body Dynamics:Classical Mechanics and Human Movement*. 2000.
- [11] N. Palastanga and R. Soames, *Anatomy and Human Movement Structure and Funtion*, Sixth Edit. 2012.
- [12] A. M. Contesini, M. C. dos S. Moreira, C. A. P. de Amorim, C. de F. Rebelo, and F. A. Caromano, “A evolução do homem e a postura sentada : bases para o fisioterapeuta,” 2009.
- [13] T. Comerlato, “Avaliação da postura corporal estática no plano frontal a partir de imagem digital.,” Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2007.
- [14] S. Maria and A. Minhoto, “Caracterização da postura estática de estudantes com sobrecarga ( mochilas ) às costas,” o Politecnico de Bragança- Escola Superior de Saúde, 2013.
- [15] M. De Jesus and C. Esteves, “Exercícios terapêuticos no doente após Acidente Vascular Cerebral Revisão Sistemática da Literatura.,” Instituto Politecnico de Bragança- Escola Superior de Saúde, 2018.
- [16] J. Silva, “Avaliação e Certificação de dispositivos Protéticos e Ortéticos para o Membro Inferior,” pp. 1–72, 2014.
- [17] M. D. Sara Cuccurullo, *Physical Medicine and Rehabilitaton Board Review*. 2002.
- [18] C. G. ALVES, “Avaliação Eletromiográfica De Amputados Transfemorais Para Ativação De Membros Artificiais,” p. 197, 2013.
- [19] A. Calhau and A. Pisco, “Análise cinemática da marcha,” pp. 1–25, 2007.

- [20] R. A. D. S. Sebastião, “Análise Cinética da Marcha : Estudo Comparativo entre Membro Amputado e Membro Remanescente de Amputados Transfemorais,” Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, 2009.
- [21] A. M. Bronstein, T. Brandt, M. H. Woollacott, and J. G. Nutt, *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait Second edition*. Arnold, 2004.
- [22] M. W. Whittle, “Gait analysis: an introduction,” *Library (Lond)*., vol. 3, pp. 1–220, 2002.
- [23] S. A. Sharp and B. J. Brouwer, “Isokinetic Strength Training of the Hemiparetic Effects on Function and Spasticity Knee,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 78, no. November, 1997.
- [24] AV. Leitão, “Espasticidade : Avaliação Clínica,” pp. 1–8, 2006.
- [25] M. Mayer, “Neurophysiological and kinesiological aspects of spastic gait: The need for a functional approach,” *Funct. Neurol.*, vol. 17, no. 1, pp. 11–17, 2002.
- [26] R. R. Seeley, T. D. Stephens, and P. Tate, *Anatomia & Fisiologia*, 8.<sup>a</sup> Edição, 8.<sup>a</sup> .
- [27] R. Silva, “Controlo de Impedância Variável para Ortóteses AFO baseado em Electromiografia e Modelos Músculo-Esqueléticos,” 2013.
- [28] D. Totah, I. Kovalenko, M. Saez, and K. Barton, “Manufacturing Choices for Ankle-Foot Orthoses: A Multi-objective Optimization,” *Procedia CIRP*, vol. 65, pp. 145–150, 2017.
- [29] M. Dalila Sampaio da Silva, “Da Ideia ao Mercado: Conceção e Produção de Ortóteses para Membro Inferior,” pp. 1–123, 2014.
- [30] M. Alam, I. A. Choudhury, and A. Bin Mamat, “Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot,” *Sci. World J.*, vol. 2014, pp. 1–14, 2014.
- [31] C. A. F. Vasconcelos, “Active orthosis for ankle articulation pathologies,” Instituto Superior Técnico - Universidade Técnica de Lisboa, 2011.
- [32] K. A. Shorter, J. Xia, T. Hsiao-Wecksler, W. Durfee, and G. F. Kogler, “Technologies for powered ankle-foot orthotic systems: Possibilities and challenges,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 18, no. 1, pp. 337–347, 2013.
- [33] B. Chen, B. Zi, Y. Zeng, L. Qin, and W. H. Liao, “Ankle-foot orthoses for rehabilitation and reducing metabolic cost of walking: Possibilities and challenges,” *Mechatronics*, vol. 53, no. June, pp. 241–250, 2018.
- [34] R. P. Andolfato, J. Camacho, and G. A. de Brito, “Extensometria Básica,” Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2004.
- [35] V. Lu and A. D. E. Camargo, “Desenvolvimento e implementação de uma plataforma para monitoramento estrutural utilizando sensores extensométricos conectados em rede,” Universidade Estadual de Londrina, 2008.
- [36] A. L. Weber, “Metrologia e Instrumentação- Extensometria,” Universidade de Caxias do Sul, 2008.
- [37] R. M. N. Jorge and L. M. J. S. Dinis, “Teoria da Plasticidade,” Faculdade de Engenharia Universidade do Porto, 2005.
- [38] P. F. Q. SARMENTO, “Utilização de modelos de elementos finitos tridimensionais no cálculo estrutural de barragens de betão,” Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2010.
- [39] “Arduino. Referencies of Arduino.” [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>.
- [40] G. Saggio, F. Riillo, and L. Sberini, “Resistive flex sensors : a survey,” *Smart Mater. Struct.*, pp. 1–30, 2015.
- [41] R. S. S. da V. Alves, “Aplicação de Modelos de Redes Neurais para Previsão de Consumos de Energia,” Instituto Superior Técnico de Lisboa, 2016.
- [42] D. W. Patterson, *Artificial Neural Networks: Theory and Applications*. Prentice Hall; 1 edition, 1998.
- [43] S. Haykin, *Redes Neurais : Princípios e Práticas*, 2<sup>a</sup>. 2001.
- [44] B. Krose and P. van der Smagt, *An Introduction to Neural Networks introduction to*

- Neural Networks*. 1996.
- [45] A. N. Junior, “Aplicação de Redes Neurais utilizando o software Matlab,” Centro Universitário Eurípides de Marília, 2005.
  - [46] M. A. P. Henriques, “Árvores de decisão e Redes Neurais: Aplicação a Web Mining,” Instituto Universitário de Lisboa, 2010.
  - [47] A. J. F. de Pinho, “Redes Neurais Aplicadas à Segmentação e Classificação de Leucócitos em Imagens,” Universidade de Aveiro, 2000.
  - [48] F. Oscar, R. Pereira, and R. W. da Fonseca, “Modelos de predição da redução do consumo energético em edifícios que utilizam a iluminação natural através de regressão linear multivariada e redes neurais artificiais.,” no. 48, pp. 163–175, 2012.



## 8. Apêndice

### 8.1. Artigo apresentado no Congresso Nacional de Biomecânica

8º Congresso Nacional de Biomecânica, 15 e 16 de fevereiro de 2019, Unhais da Serra, Covilhã

#### Instrumentação Otimizada de uma Ortótese Rígida Tornozelo-pé

Fernando Molta<sup>1,2</sup>, Tiago Fonseca<sup>1</sup>, Luis Roselro<sup>1</sup>, Mário Vaz<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto Politécnico de Coimbra - ISEC, Portugal

[molta@isec.pt](mailto:molta@isec.pt); [af21220551@alunos.isec.pt](mailto:af21220551@alunos.isec.pt); [lroselro@isec.pt](mailto:lroselro@isec.pt)

<sup>2</sup> Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal  
[gmavaz@fe.up.pt](mailto:gmavaz@fe.up.pt)

#### RESUMO

As ortóteses do tipo tornozelo-pé (AFO) são produtos de apoio frequentemente prescritos a doentes com hemiparesia espástica, tendo como objetivo o controlo mecânico da espasticidade, do enfraquecimento muscular e da instabilidade articular na ligação tornozelo pé, permitindo, desta forma, uma melhoria no padrão de marcha destes indivíduos. Este trabalho apresenta um conjunto de ideias e o estudo inicial com vista à introdução de diversos sensores numa AFO, que permita a interpretação de parâmetros associados à marcha espástica, a partir da informação proveniente do seu comportamento estrutural.

**Palavras-chave:** AVC, Marcha Espástica, Biomecânica de Reabilitação, AFO Instrumentada

#### INTRODUÇÃO

Anualmente, em todo o mundo, milhares de pessoas sofrem de acidente vascular cerebral (AVC) e de traumatismos do trato corticoespinal, muitas delas com consequências físicas permanentes como por exemplo, a hemiplegia espástica [1]. Essa incapacidade física reflete-se num conjunto de défices motores, sensoriais, visuais e cognitivos, resultando numa desorganização dos mecanismos reflexos complexos, que constituem a base do movimento voluntário elaborado. Os efeitos dessas deficiências acabam refletidos nas características cinemáticas e dinâmicas do ciclo da marcha. A diminuição da velocidade e do comprimento da passada, a alteração da cadência e as modificações dos padrões da marcha são algumas das consequências da marcha hemiplérgica espástica [2-4].

A evolução clínica de um paciente portador de uma deficiência motora resultante de lesão do neurónio motor superior depende, entre outros fatores, dos mecanismos de plasticidade cerebral que são potencializados por estímulos externos repetitivos ao longo de meses ou anos de reabilitação com fisioterapia [5]. Além das diversas modalidades fisioterapêuticas disponíveis para o tratamento de pacientes com hemiplegia espástica, a medicina oferece também recursos farmacológicos que incluem a aplicação de toxina botulínica. Acresce ainda, o consenso internacional de que a redução da espasticidade localizada (ou seja, nos membros superiores ou inferiores) e a melhoria do desempenho funcional dos pacientes é mais eficiente com uma combinação de toxina botulínica e fisioterapia [6-7]. Contudo, o efeito da aplicação da toxina botulínica tem duração limitada, necessitando de repetidas aplicações para que o efeito seja mantido.

Além disso, deve ser tido em conta que alguns indivíduos com hemiplegia podem beneficiar com a utilização de algum tipo de ortótese para estabilizar a articulação, ajudar com a caminhada e manter o tronco ereto durante as atividades de fisioterapia. Com esse objetivo, propomo-nos a desenvolver uma ortótese tornozelo-pé (AFO) instrumentada, que permita a interpretação biomecânica da postura do pé, a evolução da recuperação da marcha espástica e também, a evolução do efeito da toxina botulínica de modo a antever a próxima aplicação, que depende, entre outros fatores, da intensidade da resposta à aplicação, do tamanho do músculo, da atividade muscular e de fatores individuais.

O foco deste trabalho consiste em estimar os movimentos patológicos das três articulações mais importantes do pé (articulação tibiotársica - dorsiflexão e flexão plantar; articulação subtalar - inversão e eversão; articulação médio-társica - adução e abdução), tendo como base a informação do comportamento estrutural de uma AFO. Analisando as deflexões e as deformações da AFO na zona inferior da perna, estes movimentos podem ser quantificados. Dessa forma, analisando a flexão máxima do movimento e a deformação produzida em diferentes zonas da AFO é possível idealizar o local onde colocar os respetivos sensores. Os movimentos de dorsiflexão e flexão não impõem elevadas amplitudes de flexão. A escolha do sensor que irá monitorizar esse movimento terá de ter em conta a sua amplitude máxima. Por outro lado, a monitorização dos movimentos de inversão e eversão assim como adução e abdução requerem uma análise cuidada das direções principais de deformação, em planos diagonais da parte anterior da perna, de modo a otimizar o sensor a colocar. Para além disso, pretende-se implementar técnicas de "energy harvesting" neste tipo de instrumentação. Assim, importa determinar os pontos de máxima deformação para maximizar o rendimento dos transdutores piezoelétricos a utilizar. Para a correta avaliação dos parâmetros envolvidos, é necessário identificar e estimar o comportamento mecânico da AFO a instrumentar, por forma a escolher a melhor posição para colocar os sensores que se pretendem implementar, nomeadamente de flexão, inclinação, força, geradores piezoelétricos de energia, acelerómetros, entre outros.

**ESTUDO NUMÉRICO PRELIMINAR**

A avaliação numérica preliminar considera uma AFO em material polimérico (figura 1 a), habitualmente utilizada por pacientes com hemiparesia ou hemiplegia espástica. A primeira etapa do trabalho inclui um processo de engenharia inversa, recorrendo a um Scanner Sense 3D e ao software Geomagic, que permitiu obter a geometria 3D da AFO considerada (figura 1 b). O estudo numérico da AFO foi desenvolvido com base no método dos elementos finitos, através do software Solidworks, com um modelo do tipo casca obtido com elementos triangulares parabólicos de 6 nós e 6 graus de liberdade por nó (3 translações e 3 rotações). A figura 1 – c) mostra a malha de elementos finitos, (21230 Elementos), e a figura 1 c) uma distribuição de deformações numa direção definida no plano sagital. As condições de fronteira do modelo consideram a restrição de todos os graus de liberdade na zona superior da AFO, correspondente à zona equivalente ao contacto com o músculo da perna numa situação de utilização.



Figura 1. AFO considerada: a) Instrumentada com a sensores ópticos lineares; b) Modelo 3D da AFO; c) Malha de elementos finitos; d) Distribuição das deformações numa direção aproximada ao eixo da perna.

A figura 2 apresenta a distribuição de deformações na direção relativa ao eixo da perna, para a solicitação considerada (10 N na extremidade da AFO), assim como a a curva com um conjunto de valores discretos de deformação.

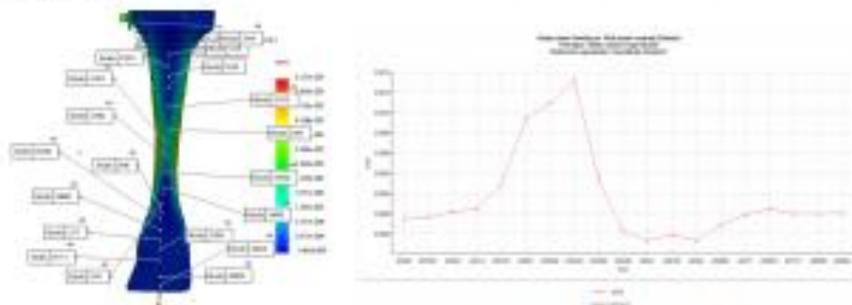


Figura 2. Distribuição de deformações e valores discretos para um teste com carga de 10N.

A partir dos resultados da simulação preliminar é já possível identificar a posição mais adequada para colocar um "energy harvester" de forma a maximizar a sua potência gerada, ou ainda escolher a localização que salvguarde as restrições mecânicas impostas por um sensor de flexão.

**REFERÊNCIAS**

- [1] Mackay, J., Mensah, G.A., (2004). The atlas of heart disease and stroke. Geneva: World Health Organization.
- [2] Eng, J., Chu, K., (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 83, Issue 8, pp. 1138-1144.
- [3] Gall, M., et al., (2010). Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 31, Issue 6, pp. 1340-1345.
- [4] Goldie, P., Matyas, T., Evans, O., (1998). Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, Issue 10, pp. 1074-1082.
- [5] Pollock A, St George B, Fenton M, Fikins L, (2014). Top 10 research priorities relating to life after stroke—consensus from stroke survivors, caregivers, and health professionals. *Int J Stroke*. 9(3):313–20.
- [6] Sheean G, Lannin NA, Turner-Stokes L, Rawicki B, Snows BJ, (2010). Botulinum toxin assessment, intervention and aftercare for upper limb hyper tonicity in adults: international consensus statement. *Eur J Neurol*;17:74–83.
- [7] Oliver J, Esqueanazi A, Fung VS, Singer BJ, Ward AB, (2010). Botulinum toxin assessment, intervention and aftercare for lower limb disorders of movement and muscle tone in adults: international consensus statement. *Eur J Neurol*. 2010;17 (Suppl 2):57–73.

## 8.2. Dados adquiridos pelas rosetas com carga de 20N no ponto A, B e C

### Dados referentes ao ponto A

ponto A 20 N 14mm		Acquisition (mV/V)-----																													
#	RO_S00	RO_S01	RO_S02	RO_S03	RO_S04	RO_S06	RO_S07	RO_S08	RO_S09	RO_S10	RO_S11	RO_S12	RO_S13	RO_S14	RO_S15	R1_S00	R1_S01	R1_S02	R1_S03	R1_S04	R1_S05	R1_S06	R1_S08	R1_S09	R1_S10	R1_S11	R1_S12	R1_S13	R1_S14	R1_S15	
1	-0,268	-0,114	-0,077	-0,261	-0,268	-0,119	-0,253	-0,397	-0,384	-0,644	-0,285	Sat!	0,373	0,185	-0,237	-0,34	-0,964	-0,325	0,006	-0,199	-0,159	-0,431	-0,577	-0,11	-0,397	-0,062	-0,185	-0,438	-0,097	-0,734	
2	-0,168	-0,052	-0,015	-0,15	-0,173	-0,014	-0,151	-0,318	-0,317	-0,544	-0,223	Sat!	0,383	0,186	-0,237	-0,422	-1,061	-0,369	-0,025	-0,281	-0,219	-0,444	-0,633	-0,137	-0,412	-0,073	-0,197	-0,45	-0,094	-0,732	
3	-0,116	-0,027	-0,006	-0,122	-0,14	0,014	-0,11	-0,286	-0,282	-0,501	-0,18	Sat!	0,405	0,206	-0,225	-0,469	-1,124	-0,406	-0,042	-0,317	-0,266	-0,463	-0,64	-0,144	-0,449	-0,08	-0,193	-0,45	-0,107	-0,736	
4	-0,098	-0,003	0,024	-0,097	-0,104	0,06	-0,084	-0,255	-0,259	-0,483	-0,161	Sat!	0,409	0,21	-0,238	-0,491	-1,157	-0,421	-0,058	-0,352	-0,283	-0,476	-0,649	-0,164	-0,452	-0,079	-0,199	-0,452	-0,109	-0,758	
5	-0,08	0,005	0,03	-0,088	-0,093	0,074	-0,057	-0,239	-0,244	-0,46	-0,148	Sat!	0,402	0,211	-0,236	-0,501	-1,184	-0,435	-0,063	-0,382	-0,292	-0,481	-0,674	-0,146	-0,467	-0,087	-0,2	-0,471	-0,106	-0,754	
6	-0,061	0,007	0,043	-0,074	-0,064	0,087	-0,038	-0,222	-0,234	-0,456	-0,131	Sat!	0,406	0,214	-0,235	-0,53	-1,212	-0,459	-0,064	-0,382	-0,309	-0,484	-0,677	-0,167	-0,47	-0,091	-0,205	-0,461	-0,107	-0,758	
7	-0,053	0,024	0,046	-0,061	-0,069	0,096	-0,037	-0,219	-0,228	-0,455	-0,12	Sat!	0,406	0,219	-0,231	-0,528	-1,218	-0,464	-0,076	-0,405	-0,315	-0,489	-0,685	-0,171	-0,478	-0,096	-0,201	-0,461	-0,109	-0,757	
8	-0,056	0,029	0,062	-0,056	-0,065	0,112	-0,031	-0,219	-0,225	-0,436	-0,12	Sat!	0,407	0,218	-0,234	-0,537	-1,231	-0,467	-0,07	-0,409	-0,324	-0,497	-0,692	-0,162	-0,491	-0,095	-0,197	-0,468	-0,106	-0,765	
9	-0,042	0,03	0,066	-0,047	-0,058	0,109	-0,021	-0,2	-0,205	-0,436	-0,108	Sat!	0,419	0,221	-0,229	-0,547	-1,235	-0,478	-0,087	-0,411	-0,322	-0,495	-0,699	-0,168	-0,505	-0,105	-0,204	-0,473	-0,119	-0,767	
10	-0,035	0,038	0,064	-0,039	-0,047	0,117	-0,016	-0,204	-0,214	-0,427	-0,105	Sat!	0,415	0,215	-0,231	-0,554	-1,241	-0,479	-0,084	-0,426	-0,334	-0,508	-0,698	-0,182	-0,514	-0,112	-0,206	-0,477	-0,108	-0,766	
(mV/V)-----		-0,035	0,038	0,064	-0,039	-0,047	0,117	-0,016	-0,204	-0,214	-0,427	-0,105	Sat!	0,415	0,215	-0,231	-0,554	-1,241	-0,479	-0,084	-0,426	-0,334	-0,508	-0,698	-0,182	-0,514	-0,112	-0,206	-0,477	-0,108	-0,766

20N ponto A		RO_S00	RO_S01	RO_S02	RO_S03	RO_S04	RO_S06	RO_S07	RO_S08	RO_S09	RO_S10	RO_S11	RO_S12	RO_S13	RO_S14	RO_S15	R1_S00	R1_S01	R1_S02	R1_S03	R1_S04	R1_S05	R1_S06	R1_S08	R1_S09	R1_S10	R1_S11	R1_S12	R1_S13	R1_S14	R1_S15	
Strain ue		-0,035	0,038	0,064	-0,039	-0,047	0,117	-0,016	-0,204	-0,214	-0,427	-0,105		0,415	0,215	-0,231	-0,554	-1,241	-0,479	-0,084	-0,426	-0,334	-0,508	-0,698	-0,182	-0,514	-0,112	-0,206	-0,477	-0,108	-0,766	
Stress MPa		-66,67	72,38	121,9	-74,29	-89,52	222,9	-30,48	-388,6	-407,6	-813,3	-200		790,5	409,5	-440	-1055	-2364	-912,4	-160	-811,4	-636,2	-967,6	-1330	-346,7	-979	-213,3	-392,4	-908,6	-205,7	-1459	
		-0,133	0,145	0,244			0,446	-0,061	-0,777	-0,815	-1,627	-0,4					-2,11	-4,728	-1,825	-0,32	-1,623	-1,272			-0,693	-1,958	-0,427					
		ea	eb	ec			ea	eb	ec	ea	eb	ec					ea	eb	ec	ea	eb	ec			ea	eb	ec					
		ex	exy	ey			ex	exy	ey	ex	exy	ey					ex	exy	ey	ex	exy	ey			ex	exy	ey					
		-0,133	0,09	0,244			0,446	0,105	-0,777	-0,815	-1,019	-0,4					-2,11	-2,76	-1,825	-0,32	-0,827	-1,272			-0,693	-1,398	-0,427					
		Tvm	0,366	Mpa			Tvm	1,087	Mpa	Tvm	1,901	Mpa					Tvm	5,175	Mpa	Tvm	1,834	Mpa			Tvm	2,496	Mpa					
		Angle	13	deg			Angle	-5	deg	Angle	-39	deg					Angle	-44	deg	Angle	30	deg			Angle	-42	deg					
		E=		2	GPa		E=		2	GPa	E=		2	GPa			E=		2	GPa	E=		2	GPa			E=		2	GPa		
		Poisso	0,394				Poisso	0,394		Poisso	0,394						Poisso	0,394		Poisso	0,394					Poisso	0,394					
		SN1=	132				SN1=	227,3		SN1=	216,2						SN1=	398		SN1=	78,91				SN1=	422,2						
		SN2=	-76,75				SN2=	-393		SN2=	-823,8						SN2=	-2366		SN2=	-875,1				SN2=	-982,2						
		SH=	89,52				SH=	104,8		SH=	-1019						SH=	-2760		SH=	-826,7				SH=	-1398						
		AG=	-0,222	-13			AG=	0,085	5	AG=	0,685	39					AG=	0,76	44	AG=	-0,524	-30			AG=	0,738	42					
		SS1=	240,9				SS1=	171,6		SS1=	-256,6						SS1=	-1264		SS1=	-629,5				SS1=	83,4						
		SS2=	-58,59				SS2=	-718,5		SS2=	-1749						SS2=	-5229		SS2=	-1998				SS2=	-1932						
		SH=	-64,22				SH=	75,15		SH=	731						SH=	1980		SH=	-593				SH=	1003						
		ES=	0,275	Mpa			ES=	0,818	Mpa	ES=	1,636	Mpa					ES=	4,728	Mpa	ES=	1,77	Mpa			ES=	1,975	Mpa					

20N com calcanhar ponto A		Roseta					
	1	2	3	4	5	6	mm
Exp	0,275	0,818	1,636	4,726	1,770	1,975	14
FEA	0,588	0,559	1,656	3,48	1,686	1,515	10,24
	53%	-46%	1%	-36%	-5%	-30%	
Dir	32	50	84	89	15	87	

## Dados referentes ao ponto B

ponto B		20 N		11,67mm																										
(mV/V)-----																														
RO_S00	RO_S01	RO_S02	RO_S03	RO_S04	RO_S06	RO_S07	RO_S08	RO_S09	RO_S10	RO_S11	RO_S12	RO_S13	RO_S14	RO_S15	R1_S00	R1_S01	R1_S02	R1_S03	R1_S04	R1_S05	R1_S06	R1_S08	R1_S09	R1_S10	R1_S11	R1_S12	R1_S13	R1_S14	R1_S15	
1	-0,367	-0,164	-0,055	-0,315	-0,271	-0,166	-0,205	-0,331	-0,435	-0,78	-0,348	Sat!	0,368	0,202	-0,277	-0,3	-0,899	-0,298	0,102	0,007	-0,096	-0,29	-0,639	-0,094	-0,17	0,144	-0,105	-0,402	-0,22	-0,242
2	-0,274	-0,101	-0,003	-0,206	-0,174	-0,061	-0,108	-0,24	-0,357	-0,675	-0,281	Sat!	0,373	0,206	-0,279	-0,373	-1,005	-0,343	0,078	-0,075	-0,154	-0,324	-0,669	-0,112	-0,22	0,138	-0,111	-0,404	-0,033	-0,244
3	-0,217	-0,074	0,023	-0,167	-0,129	-0,025	-0,06	-0,195	-0,315	-0,631	-0,242	Sat!	0,382	0,22	-0,269	-0,402	-1,05	-0,39	0,054	-0,128	-0,191	-0,339	-0,699	-0,124	-0,233	0,117	-0,115	-0,41	-0,035	-0,247
4	-0,195	-0,061	0,046	-0,149	-0,106	0,009	-0,027	-0,176	-0,296	-0,602	-0,218	Sat!	0,385	0,205	-0,277	-0,427	-1,094	-0,412	0,039	-0,161	-0,216	-0,349	-0,716	-0,134	-0,242	0,114	-0,11	-0,422	-0,042	-0,261
5	-0,184	-0,051	0,053	-0,131	-0,083	0,033	-0,01	-0,159	-0,271	-0,589	-0,201	Sat!	0,382	0,216	-0,275	-0,455	-1,122	-0,43	0,021	-0,175	-0,226	-0,358	-0,732	-0,147	-0,255	0,117	-0,12	-0,424	-0,037	-0,25
6	-0,168	-0,043	0,073	-0,124	-0,082	0,035	0,007	-0,148	-0,262	-0,575	-0,201	Sat!	0,395	0,214	-0,291	-0,476	-1,146	-0,442	0,021	-0,2	-0,247	-0,349	-0,737	-0,147	-0,271	0,108	-0,114	-0,419	-0,043	-0,261
7	-0,153	-0,035	0,071	-0,124	-0,067	0,046	0,021	-0,134	-0,266	-0,578	-0,193	Sat!	0,393	0,214	-0,272	-0,485	-1,146	-0,453	0,013	-0,201	-0,255	-0,354	-0,741	-0,155	-0,282	0,099	-0,119	-0,416	-0,03	-0,253
8	-0,15	-0,023	0,084	-0,113	-0,062	0,062	0,03	-0,122	-0,254	-0,563	-0,182	Sat!	0,392	0,219	-0,274	-0,497	-1,171	-0,464	0,011	-0,215	-0,263	-0,362	-0,751	-0,157	-0,276	0,1	-0,108	-0,426	-0,047	-0,264
9	-0,145	-0,03	0,093	-0,107	-0,063	0,063	0,043	-0,116	-0,236	-0,564	-0,172	Sat!	0,392	0,231	-0,272	-0,492	-1,169	-0,464	0,009	-0,223	-0,27	-0,37	-0,754	-0,158	-0,282	0,097	-0,116	-0,421	-0,045	-0,26
10	-0,133	-0,019	0,103	-0,108	-0,057	0,062	0,045	-0,107	-0,237	-0,554	-0,179	Sat!	0,394	0,227	-0,272	-0,505	-1,167	-0,471	0,004	-0,221	-0,283	-0,357	-0,77	-0,162	-0,286	0,092	-0,12	-0,432	-0,04	-0,262
(mV/V)-----																														
	-0,133	-0,019	0,103	-0,108	-0,057	0,062	0,045	-0,107	-0,237	-0,554	-0,179	Sat!	0,394	0,227	-0,272	-0,505	-1,167	-0,471	0,004	-0,221	-0,283	-0,357	-0,77	-0,162	-0,286	0,092	-0,12	-0,432	-0,04	-0,262

RO_S00	RO_S01	RO_S02	RO_S03	RO_S04	RO_S06	RO_S07	RO_S08	RO_S09	RO_S10	RO_S11	RO_S12	RO_S13	RO_S14	RO_S15	R1_S00	R1_S01	R1_S02	R1_S03	R1_S04	R1_S05	R1_S06	R1_S08	R1_S09	R1_S10	R1_S11	R1_S12	R1_S13	R1_S14	R1_S15		
0,039	0,111	0,046	-0,017	-0,067	0,106	-0,113	-0,277	-0,22	-0,228	0,01		0,382	0,18	-0,146	-0,556	-1,125	-0,356	-0,192	-0,568	-0,29	-0,626	-0,462	-0,037	-0,385	-0,197	-0,261	-0,455	-0,121	-0,249		
74,29	211,4	87,62	-32,38	-127,6	201,9	-215,2	-527,6	-419	-434,3	19,05		727,6	342,9	-278,1	-1059	-2143	-678,1	-365,7	-1082	-552,4	-1192	-880	-70,48	-733,3	-375,2	-497,1	-866,7	-230,5	-474,3		
0,149	0,423	0,175			0,404	-0,43	-1,055	-0,838	-0,869	0,038					-2,118	-4,286	-1,356	-0,731	-2,164	-1,105			-0,141	-1,467	-0,75						
ea	eb	ec			ea	eb	ec	ea	eb	ec					ea	eb	ec	ea	eb	ec			ea	eb	ec						
ex	exy	ey			ex	exy	ey	ex	exy	ey					ex	exy	ey	ex	exy	ey			ex	exy	ey						
0,149	0,261	0,175			0,404	-0,105	-1,055	-0,838	-0,469	0,038					-2,118	-2,549	-1,356	-0,731	-1,246	-1,105			-0,141	-1,021	-0,75						
Tvm	0,481	Mpa			Tvm	1,317	Mpa	Tvm	1,181	Mpa					Tvm	4,789	Mpa	Tvm	2,367	Mpa			Tvm	1,899	Mpa						
Angle	44	deg			Angle	4	deg	Angle	-23	deg					Angle	-41	deg	Angle	41	deg			Angle	37	deg						
E=	2	GPa			E=	2	GPa	E=	2	GPa					E=	2	GPa	E=	2	GPa			E=	2	GPa						
Poisso	0,394				Poisso	0,394		Poisso	0,394						Poisso	0,394		Poisso	0,394					Poisso	0,394						
SN1=	211,6				SN1=	205,6		SN1=	120,7						SN1=	419,9		SN1=	170,8				SN1=	309,9							
SN2=	-49,69				SN2=	-531,4		SN2=	-520,7						SN2=	-2157		SN2=	-1089				SN2=	-755,6							
SH=	261				SH=	-104,8		SH=	-468,6						SH=	-2549		SH=	-1246				SH=	-1021							
AG=	-0,76	-44			AG=	-0,071	-4	AG=	0,409	23					AG=	0,711	41	AG=	-0,711	-41			AG=	-0,64	-37						
SS1=	454,6				SS1=	-8,783		SS1=	-199,9						SS1=	-1018		SS1=	-611,4				SS1=	28,82							
SS2=	79,73				SS2=	-1066		SS2=	-1120						SS2=	-4715		SS2=	-2419				SS2=	-1500							
SH=	-187,2				SH=	-75,15		SH=	336,1						SH=	1828		SH=	-893,6				SH=	-732,4							
ES=	0,42	Mpa			ES=	1,062	Mpa	ES=	1,035	Mpa					ES=	4,298	Mpa	ES=	2,178	Mpa			ES=	1,514	Mpa						

20N com calcanhar ponto B							Roseta
	1	2	3	4	5	6	mm
Exp	0,420	1,062	1,035	4,298	2,178	1,514	14
FEA	0,683	1,469	1,097	3,215	2,129	1,5	10,24
	38%	28%	6%	-34%	-2%	-1%	
Dir	1	41	68	86	4	8	

## Dados referentes ao ponto C

ponto C 20 N 11mm																														
-----Acquisition (mV/V)-----																														
RO_S00	RO_S01	RO_S02	RO_S03	RO_S04	RO_S06	RO_S07	RO_S08	RO_S09	RO_S10	RO_S11	RO_S12	RO_S13	RO_S14	RO_S15	R1_S00	R1_S01	R1_S02	R1_S03	R1_S04	R1_S05	R1_S06	R1_S08	R1_S09	R1_S10	R1_S11	R1_S12	R1_S13	R1_S14	R1_S15	
1	-0,236	-0,064	-0,101	-0,254	-0,31	-0,147	-0,37	-0,492	-0,429	-0,498	-0,203	Sat!	0,349	0,15	-0,137	-0,352	-0,849	-0,173	-0,06	-0,291	-0,103	-0,526	-0,344	0,034	-0,264	-0,124	-0,23	-0,421	-0,104	-0,211
2	-0,121	0,003	-0,049	-0,15	-0,208	-0,044	-0,266	-0,404	-0,338	-0,384	-0,119	Sat!	0,352	0,158	-0,144	-0,406	-0,951	-0,232	-0,107	-0,381	-0,154	-0,552	-0,372	0,01	-0,298	-0,144	-0,23	-0,425	-0,102	-0,222
3	-0,067	0,038	-0,029	-0,102	-0,167	0,006	-0,218	-0,374	-0,293	-0,342	-0,072	Sat!	0,359	0,161	-0,132	-0,452	-1,008	-0,269	-0,136	-0,436	-0,206	-0,572	-0,416	0	-0,315	-0,149	-0,233	-0,432	-0,109	-0,223
4	-0,035	0,052	-0,003	-0,072	-0,133	0,029	-0,187	-0,345	-0,272	-0,303	-0,06	Sat!	0,362	0,166	-0,144	-0,487	-1,037	-0,293	-0,142	-0,472	-0,228	-0,594	-0,423	-0,01	-0,324	-0,163	-0,238	-0,434	-0,121	-0,228
5	-0,014	0,068	0,003	-0,048	-0,106	0,045	-0,157	-0,327	-0,255	-0,28	-0,032	Sat!	0,377	0,16	-0,14	-0,513	-1,064	-0,314	-0,165	-0,499	-0,243	-0,595	-0,434	-0,008	-0,34	-0,166	-0,242	-0,436	-0,11	-0,233
6	-0,004	0,074	0,005	-0,047	-0,096	0,071	-0,154	-0,304	-0,244	-0,273	-0,021	Sat!	0,369	0,17	-0,14	-0,52	-1,082	-0,325	-0,169	-0,516	-0,266	-0,601	-0,435	-0,018	-0,357	-0,174	-0,244	-0,444	-0,121	-0,237
7	0,014	0,096	0,027	-0,038	-0,091	0,082	-0,144	-0,292	-0,243	-0,256	-0,016	Sat!	0,375	0,172	-0,139	-0,529	-1,1	-0,334	-0,183	-0,537	-0,267	-0,616	-0,447	-0,027	-0,361	-0,181	-0,244	-0,452	-0,13	-0,232
8	0,024	0,096	0,026	-0,025	-0,074	0,089	-0,134	-0,289	-0,236	-0,246	0,001	Sat!	0,379	0,174	-0,142	-0,547	-1,117	-0,345	-0,176	-0,544	-0,272	-0,614	-0,452	-0,038	-0,364	-0,18	-0,253	-0,443	-0,122	-0,23
9	0,032	0,109	0,04	-0,017	-0,069	0,108	-0,125	-0,289	-0,216	-0,235	0,007	Sat!	0,385	0,173	-0,141	-0,56	-1,134	-0,355	-0,187	-0,556	-0,279	-0,616	-0,465	-0,038	-0,388	-0,19	-0,247	-0,448	-0,119	-0,235
10	0,039	0,111	0,046	-0,017	-0,067	0,106	-0,113	-0,277	-0,22	-0,228	0,01	Sat!	0,382	0,18	-0,146	-0,556	-1,125	-0,356	-0,192	-0,568	-0,29	-0,626	-0,462	-0,037	-0,385	-0,197	-0,261	-0,455	-0,121	-0,249
(mV/V)-----																														
	0,039	0,111	0,046	-0,017	-0,067	0,106	-0,113	-0,277	-0,22	-0,228	0,01	Sat!	0,382	0,18	-0,146	-0,556	-1,125	-0,356	-0,192	-0,568	-0,29	-0,626	-0,462	-0,037	-0,385	-0,197	-0,261	-0,455	-0,121	-0,249



### 8.3. Dados obtidos para introdução na rede neuronal

1	A	B	B	FlexSensor	Abu	Adu	Dors	F.plantar	Prona	Supina
2	-66277,71	-39278	68008,9	1,34	1	0	0	0	0	0
3	-64517,3	-41213,5	153290,4	1,62	1	0	0	0	0	0
4	-61541,85	-42343,8	238485,3	2,38	1	0	0	0	0	0
5	-59149	-43380	285235,4	2,5	1	0	0	0	0	0
6	-57737,85	-43979,6	316005,4	2,68	1	0	0	0	0	0
7	-56528,9	-44281,1	333391,1	2,92	1	0	0	0	0	0
8	-56543,4	-44577,1	364242,8	2,74	1	0	0	0	0	0
9	-55750,05	-44624,6	397996,7	2,24	1	0	0	0	0	0
10	-54191,45	-44309,6	428024,8	2,7	1	0	0	0	0	0
11	-52410,9	-44008,9	455731,8	2,58	1	0	0	0	0	0
12	-50730,35	-43660,7	482350,2	2,6	1	0	0	0	0	0
13	-48148,2	-43192,8	480543,4	2,74	1	0	0	0	0	0
14	-47434,9	-43736,7	485501	2,96	1	0	0	0	0	0
15	-47552,05	-44164,3	492969,8	2,6	1	0	0	0	0	0
16	-47858,75	-45115,9	500412,7	2,42	1	0	0	0	0	0
17	-48367,95	-46175,9	506654,9	2,12	1	0	0	0	0	0
18	-48992,9	-47063,7	512290,3	1,82	1	0	0	0	0	0
19	-49018,2	-47378,2	506881,4	1,8	1	0	0	0	0	0
20	-49281,95	-48226,7	501932,3	2	1	0	0	0	0	0
21	-49737,9	-48721,9	498037,8	2,14	1	0	0	0	0	0
22	-50184,45	-48914,6	495868,4	2,22	1	0	0	0	0	0
23	-50107,7	-49030	492624,1	2,46	1	0	0	0	0	0
24	-49820,95	-48790,9	486030,8	2,34	1	0	0	0	0	0
25	-49473,9	-48510,8	479699	2,04	1	0	0	0	0	0
26	-49105	-48082,2	473221,7	2,08	1	0	0	0	0	0
27	-48533,3	-47750,9	467411,9	2,34	1	0	0	0	0	0
28	-48211,8	-47551,6	462551,9	2,44	1	0	0	0	0	0
29	-48105,25	-47479,4	459500,4	2,52	1	0	0	0	0	0
30	-47796,95	-47188,7	455458,4	2,66	1	0	0	0	0	0
31	-47701,3	-47290,9	454556,9	2,66	1	0	0	0	0	0
32	-47878,85	-47477,2	453133,5	2,46	1	0	0	0	0	0
33	-48147,25	-47851,7	450050,8	2,22	1	0	0	0	0	0
34	-48119,35	-47725,9	442305,9	2,1	1	0	0	0	0	0
35	-48213,1	-47816,8	435047,7	2,28	1	0	0	0	0	0
36	-47992,1	-47336,9	421724,9	2,3	1	0	0	0	0	0
37	-47580,95	-46777,5	406987,4	2,54	1	0	0	0	0	0
38	-47190,65	-46033,3	393061,8	2,46	1	0	0	0	0	0
39	-47281,2	-45945,7	383858,7	2,42	1	0	0	0	0	0
40	-47319,45	-45633,4	373368,6	2,18	1	0	0	0	0	0
41	-47676,05	-45695,4	366180,4	2,02	1	0	0	0	0	0
42	-47871,2	-45678,1	359051,9	1,92	1	0	0	0	0	0

43	-48012,8	-45596	354203,3	2,26	1	0	0	0	0	0
44	-48789,1	-47069,6	368466,1	2,68	1	0	0	0	0	0
45	-50910,6	-48835,5	418317,5	2,62	1	0	0	0	0	0
46	-52616,75	-50330,2	488661,1	2,5	1	0	0	0	0	0
47	-52118,25	-48851,6	518887,4	2,12	1	0	0	0	0	0
48	-46225,35	-41957,9	493424,6	1,9	1	0	0	0	0	0
49	-38574,65	-30769	430519,3	1,54	1	0	0	0	0	0
50	-33091,95	-22763	328413	1,34	1	0	0	0	0	0
51	-30825	-18046,4	214908,3	1,58	1	0	0	0	0	0
52	-32539,8	-18040,8	157235	2,1	1	0	0	0	0	0
53	-40065,55	-24404,8	170352	2,36	1	0	0	0	0	0
54	-48832,85	-33602	216874,5	2,6	1	0	0	0	0	0
55	-49828,1	-34870,5	241997,8	2,92	1	0	0	0	0	0
56	-47234,8	-31932	248487	2,96	1	0	0	0	0	0
57	-42449,7	-26580,5	234343	2,66	1	0	0	0	0	0
58	-38261,15	-22022,8	200230,3	2,28	1	0	0	0	0	0
59	-36712,15	-19904,1	162235,7	2,18	1	0	0	0	0	0
60	-40578	-23012,8	162526	2,26	1	0	0	0	0	0
61	-43983,6	-27409,2	173964,8	2,58	1	0	0	0	0	0
62	-48811,85	-33045,2	201315,1	2,76	1	0	0	0	0	0
63	-52371,55	-36078,8	232773,3	3,14	1	0	0	0	0	0
64	-52761,95	-37156,3	255056,8	3,12	1	0	0	0	0	0
65	-52481	-38172,9	269730,8	3	1	0	0	0	0	0
66	-53528,85	-39279,4	289220,6	2,7	1	0	0	0	0	0
67	-53909,85	-40116	304289,4	2,9	1	0	0	0	0	0
68	-54650	-40534,3	320454,3	2,56	1	0	0	0	0	0
69	-49676,75	-33452,6	297083,3	2,7	1	0	0	0	0	0
70	-43601,3	-25099,7	255576	2,62	1	0	0	0	0	0
71	-38442,75	-16396,3	203997,2	2,74	1	0	0	0	0	0
72	-35390,3	-11333,8	153977,3	2,62	1	0	0	0	0	0
73	-35486,2	-11072	128924,6	2,62	1	0	0	0	0	0
74	-41885,95	-18151,4	158661,8	2,26	1	0	0	0	0	0
75	-49555,5	-26968,6	232606	2,18	1	0	0	0	0	0
76	-54728,75	-35079	309281,4	2	1	0	0	0	0	0
77	-56528,75	-38950,9	375846,6	1,98	1	0	0	0	0	0
78	-54508,6	-39072,3	413406,4	2,12	1	0	0	0	0	0
79	-51483,9	-37378,2	421201,6	2,54	1	0	0	0	0	0
80	18851,05	96063,25	-43049	1,65	0	1	0	0	0	0
81	32573,7	112782,1	-44645,6	1,61	0	1	0	0	0	0

82	39734,25	118002,1	-43207,8	1,25	0	1	0	0	0	0
83	43556,05	123351,4	-45196,3	1,39	0	1	0	0	0	0
84	46160,85	126279,2	-44322,9	1,49	0	1	0	0	0	0
85	47533,4	127218,8	-42836,8	1,55	0	1	0	0	0	0
86	43399,45	123507,9	-38786,1	1,89	0	1	0	0	0	0
87	41221,85	120128,6	-36598,8	2,21	0	1	0	0	0	0
88	37203,65	107048	-30906,4	2,19	0	1	0	0	0	0
89	11675,6	73931,6	-55208,9	2,13	0	1	0	0	0	0
90	-12599,35	42869,45	-76077,8	1,93	0	1	0	0	0	0
91	-34995,35	13027,45	-96612	1,51	0	1	0	0	0	0
92	-2288,2	59091,8	-28793,4	1,35	0	1	0	0	0	0
93	-9817,9	49350,25	-33800,6	1,35	0	1	0	0	0	0
94	-9762	56442,3	-40216,9	1,47	0	1	0	0	0	0
95	-1254,95	68702,55	-41107,4	1,59	0	1	0	0	0	0
96	18553,7	93932	-44009	1,79	0	1	0	0	0	0
97	28858,45	110959,6	-42384,7	1,49	0	1	0	0	0	0
98	36166,85	114953,6	-39712,9	1,29	0	1	0	0	0	0
99	36435,8	116496,6	-38025,1	1,19	0	1	0	0	0	0
100	37037,25	116714,5	-34972,3	1,27	0	1	0	0	0	0
101	37057,45	117175,4	-31401,6	1,37	0	1	0	0	0	0
102	37217,7	113180,6	-25536,1	1,53	0	1	0	0	0	0
103	33466,2	109015,2	-21545,3	1,63	0	1	0	0	0	0
104	31735,35	106622,2	-19677,4	1,93	0	1	0	0	0	0
105	30520,3	104839,2	-18229,4	1,69	0	1	0	0	0	0
106	29612,3	103609,2	-17191	1,57	0	1	0	0	0	0
107	29014,5	103065,6	-16794,9	1,61	0	1	0	0	0	0
108	29260,25	103875,8	-17964,4	1,45	0	1	0	0	0	0
109	29395,6	103722	-18163,7	1,07	0	1	0	0	0	0
110	30084,9	108015,7	-20934,4	1,31	0	1	0	0	0	0
111	32244,7	111021,6	-24738,6	1,93	0	1	0	0	0	0
112	33552,8	112002,4	-26818	1,97	0	1	0	0	0	0
113	33671,15	112100,4	-27364,7	2,11	0	1	0	0	0	0
114	33739,4	112571	-28107,5	2,17	0	1	0	0	0	0
115	32721,9	107696,3	-25744,1	2,03	0	1	0	0	0	0
116	27007,5	97523,85	-21897,7	1,55	0	1	0	0	0	0
117	16856,15	83944,05	-22201,8	1,33	0	1	0	0	0	0
118	-14880,05	52273,55	-38206,5	1,81	0	1	0	0	0	0
119	-995,75	70478,6	-39008,5	1,63	0	1	0	0	0	0
120	13247,15	91509,96	-39149	1,13	0	1	0	0	0	0

121	28841,9	113117,2	-38328	1,07	0	1	0	0	0	0
122	38423,75	122116,2	-37646,2	1,09	0	1	0	0	0	0
123	42969,75	126579,9	-36778,6	1,17	0	1	0	0	0	0
124	41876,5	125348,7	-36120,5	1,45	0	1	0	0	0	0
125	40929	122757,3	-33832,9	1,55	0	1	0	0	0	0
126	39364,35	120064,5	-31498,2	1,71	0	1	0	0	0	0
127	36843,85	116447,8	-27967,9	1,75	0	1	0	0	0	0
128	33551,9	112603,9	-24012,4	1,75	0	1	0	0	0	0
129	30749,5	109266,1	-21261,8	1,35	0	1	0	0	0	0
130	28450,05	106033,6	-18871,1	1,25	0	1	0	0	0	0
131	26069,9	103027,2	-16398,7	1,23	0	1	0	0	0	0
132	24060,55	100450,9	-14016	1,13	0	1	0	0	0	0
133	22564,25	98089,3	-11884,7	1,19	0	1	0	0	0	0
134	20997,65	96814,5	-9708,5	1,55	0	1	0	0	0	0
135	21070,45	97257	-9568,35	1,71	0	1	0	0	0	0
136	26265,95	103567,3	-15946,8	1,89	0	1	0	0	0	0
137	32284,85	112179,5	-23065,6	2,15	0	1	0	0	0	0
138	40781,1	127128,5	-29985,8	2,01	0	1	0	0	0	0
139	53628	143399,7	-34561,9	1,63	0	1	0	0	0	0
140	66208,8	160182,6	-36242,2	1,65	0	1	0	0	0	0
141	72871,85	168294,2	-29506,5	1,61	0	1	0	0	0	0
142	78294,25	174204,6	-22224,3	1,71	0	1	0	0	0	0
143	80445,75	173147,2	-15100,1	1,87	0	1	0	0	0	0
144	78634,8	170073,6	-10605,5	1,97	0	1	0	0	0	0
145	74727,5	164266,1	-6924,15	1,91	0	1	0	0	0	0
146	70663,1	159314,7	-4426,1	1,75	0	1	0	0	0	0
147	63437,35	151037,8	-391,6	1,27	0	1	0	0	0	0
148	61846,55	154086	-2567,6	1,09	0	1	0	0	0	0
149	64187,9	147130,1	741,6	1,09	0	1	0	0	0	0
150	54770,45	133165,7	3572,1	1,37	0	1	0	0	0	0
151	43732,55	119491,7	4716,2	1,67	0	1	0	0	0	0
152	42429,35	121843,7	-2687,65	1,75	0	1	0	0	0	0
153	43628,25	118574,1	-3231,55	1,77	0	1	0	0	0	0
154	30458,8	108191,8	-3213,7	1,71	0	1	0	0	0	0
155	22206,4	97652,6	-9856,2	1,45	0	1	0	0	0	0
156	14510,7	86527,96	-18038,2	1,03	0	1	0	0	0	0
157	3545,55	73642,05	-17067,8	0,93	0	1	0	0	0	0
158	3732	76322,85	-15068,3	1,09	0	1	0	0	0	0
159	17540,75	97514,75	-18220,8	1,25	0	1	0	0	0	0

160	38636,35	122636,8	-13810,2	1,71	0	1	0	0	0	0
161	48153,7	129854,1	-5085,8	2,01	0	1	0	0	0	0
162	44749,95	117316,7	-9727,4	2,11	0	1	0	0	0	0
163	18920,35	77770,5	-23486,6	2,13	0	1	0	0	0	0
164	-38874,1	-14710,6	-49335,6	1,49	0	0	1	0	0	0
165	-45156,25	-23495,2	-76070,2	1,79	0	0	1	0	0	0
166	-55584,3	-32275,5	-112012	2,23	0	0	1	0	0	0
167	-63565,7	-39830,1	-150315	2,41	0	0	1	0	0	0
168	-66565	-40771,6	-177351	2,75	0	0	1	0	0	0
169	-69323,71	-44455,4	-201876	3,27	0	0	1	0	0	0
170	-72251	-41701,4	-213287	3,69	0	0	1	0	0	0
171	-66562,46	-34857,2	-205910	3,97	0	0	1	0	0	0
172	-61563,6	-27822,8	-191748	3,91	0	0	1	0	0	0
173	-59485,35	-26246,7	-182527	3,97	0	0	1	0	0	0
174	-59522,7	-25638,5	-174046	3,91	0	0	1	0	0	0
175	-58983	-21162,4	-162078	4,09	0	0	1	0	0	0
176	-58037,95	-17593,1	-148074	3,81	0	0	1	0	0	0
177	-56511,45	-14959,8	-135168	4,07	0	0	1	0	0	0
178	-59008,8	-19763,3	-135552	3,95	0	0	1	0	0	0
179	-58246,5	-18734,7	-129325	4,07	0	0	1	0	0	0
180	-58981,8	-21668,6	-129406	4,27	0	0	1	0	0	0
181	-59229,5	-22154,7	-128232	4,39	0	0	1	0	0	0
182	-61849,2	-25618,8	-130572	4,49	0	0	1	0	0	0
183	-60443,2	-20659,6	-120854	4,45	0	0	1	0	0	0
184	-61457,75	-21244,5	-119948	4,13	0	0	1	0	0	0
185	-61088,95	-19848,9	-116399	3,33	0	0	1	0	0	0
186	-64530,45	-26285,5	-123365	3,01	0	0	1	0	0	0
187	-66695,55	-30087,1	-128581	2,79	0	0	1	0	0	0
188	-68807,96	-33470,4	-134223	3,15	0	0	1	0	0	0
189	-66181,25	-29219	-126549	3,47	0	0	1	0	0	0
190	-62811,65	-24976,6	-114326	3,71	0	0	1	0	0	0
191	-58762,45	-17359	-98572,5	4,11	0	0	1	0	0	0
192	-54056,95	-9361,1	-80207,4	4,39	0	0	1	0	0	0
193	-50022,8	-3810,15	-65437,1	3,83	0	0	1	0	0	0
194	-51332,05	-6273,35	-65423,8	3,37	0	0	1	0	0	0
195	-53488,6	-9381,85	-69983,4	3,31	0	0	1	0	0	0
196	-54755,95	-11956,3	-74042,2	3,25	0	0	1	0	0	0
197	-55558,4	-14147,1	-77322,7	3,31	0	0	1	0	0	0
198	-56790,25	-15126,4	-78543,3	4,41	0	0	1	0	0	0
199	-56313	-13971,7	-78646,5	4,61	0	0	1	0	0	0
200	-55342,1	-10546,8	-76063,5	4,57	0	0	1	0	0	0
201	-50680,45	-4577,35	-65567,1	4,39	0	0	1	0	0	0

202	-47368,45	744	-58920,4	4,05	0	0	1	0	0	0
203	-44894,45	2959,5	-54896,1	3,25	0	0	1	0	0	0
204	-45915,4	1711,1	-55617,7	3,19	0	0	1	0	0	0
205	-45382,7	-526,1	-54204,3	3,17	0	0	1	0	0	0
206	-47348,95	-5017,05	-58499,1	3,53	0	0	1	0	0	0
207	-48111,35	-6999,3	-60641,8	4,13	0	0	1	0	0	0
208	-47600,7	-6933,2	-61232,1	4,23	0	0	1	0	0	0
209	-44560,05	-4541,35	-56833,8	4,43	0	0	1	0	0	0
210	-43692,6	-3302,65	-57524	4,41	0	0	1	0	0	0
211	-44759,6	-3076,9	-61834,1	4,29	0	0	1	0	0	0
212	-45954,65	-5029,45	-65405	3,59	0	0	1	0	0	0
213	-47123,2	-6309,7	-68152,6	3,33	0	0	1	0	0	0
214	-48707,2	-8545,35	-72774,8	3,15	0	0	1	0	0	0
215	-49674,3	-11255,8	-77175,6	3,99	0	0	1	0	0	0
216	-50341,6	-14138,7	-81959,9	3,93	0	0	1	0	0	0
217	-49909,6	-15742,4	-86477	3,79	0	0	1	0	0	0
218	-50593,7	-16185,7	-92086,8	3,75	0	0	1	0	0	0
219	-47089,05	-9318,3	-84229,7	3,57	0	0	1	0	0	0
220	-42824,75	-2313,95	-70675,3	2,71	0	0	1	0	0	0
221	-39097,3	3605,8	-59998,4	2,35	0	0	1	0	0	0
222	-38188,35	8320,05	-53169,3	2,39	0	0	1	0	0	0
223	-36870,35	9506,15	-46454,7	2,69	0	0	1	0	0	0
224	-39743,25	3750,8	-52629,6	2,93	0	0	1	0	0	0
225	-43846,2	-1670,65	-64785	2,99	0	0	1	0	0	0
226	-47315,75	-5724,8	-72731,1	3,15	0	0	1	0	0	0
227	-49179,9	-9613,7	-77554,4	3,41	0	0	1	0	0	0
228	-47948,75	-8136,85	-76863	3,35	0	0	1	0	0	0
229	-46843,55	-6155,8	-75262	3,23	0	0	1	0	0	0
230	-45860,6	-5562,7	-73943,7	3,07	0	0	1	0	0	0
231	-45280,2	-3739,9	-72939,4	3,09	0	0	1	0	0	0
232	-43997,25	-2243,55	-71481,4	2,97	0	0	1	0	0	0
233	-45835,1	-4134,65	-74595	2,95	0	0	1	0	0	0
234	-48215,65	-6699,15	-79337,9	2,69	0	0	1	0	0	0
235	-49554,85	-7902,75	-82138	2,95	0	0	1	0	0	0
236	-49944,45	-9071,8	-86019,1	3,11	0	0	1	0	0	0
237	-47841,1	-8638,95	-84833,9	3,15	0	0	1	0	0	0
238	-46815,35	-7852,15	-85868,5	2,87	0	0	1	0	0	0
239	-46592,45	-8808,05	-86422,1	3,37	0	0	1	0	0	0
240	-47540,55	-10112,9	-89009,5	3,49	0	0	1	0	0	0

241	-48661,75	-12803,8	-90419,8	3,79	0	0	1	0	0	0
242	-54134,7	-16952,4	-99289,1	3,67	0	0	1	0	0	0
243	-57329,95	-21791,7	-105467	4,15	0	0	1	0	0	0
244	-58977,25	-19288,7	-110109	3,93	0	0	1	0	0	0
245	-27578,05	-11852,9	-29324,2	2,26	0	0	0	1	0	0
246	-41743,25	-17550,5	-55708,8	2,08	0	0	0	1	0	0
247	-38570,75	-4823,3	-33799,4	1,68	0	0	0	1	0	0
248	-31857,55	8768,7	-7624,55	1,42	0	0	0	1	0	0
249	-25185,55	22773,9	22724,6	1,3	0	0	0	1	0	0
250	-17253,35	36308,55	53481,95	1,78	0	0	0	1	0	0
251	-9330,15	48470,3	84031	2	0	0	0	1	0	0
252	-12262,75	45288,85	73432,05	2,02	0	0	0	1	0	0
253	-15609,7	42784,35	65984,35	2,36	0	0	0	1	0	0
254	-16967,85	41248,35	61017,05	2,2	0	0	0	1	0	0
255	-18305,65	40860,6	57271,3	1,7	0	0	0	1	0	0
256	-18741,55	41102,15	55100	1,52	0	0	0	1	0	0
257	-19075,95	39463,25	54715,1	1,4	0	0	0	1	0	0
258	-20868,5	36843,65	46091,05	1,08	0	0	0	1	0	0
259	-21563,1	35610,85	35784,35	1,08	0	0	0	1	0	0
260	-21590,9	35147,9	30163,45	1,08	0	0	0	1	0	0
261	-21211,95	34760,75	28731,2	0,82	0	0	0	1	0	0
262	-19972	37018,6	30086,4	0,78	0	0	0	1	0	0
263	-17387,05	40886,95	35750,4	0,74	0	0	0	1	0	0
264	-17778,7	42624,25	38823,25	0,76	0	0	0	1	0	0
265	-16611,9	41506,7	38728,75	0,54	0	0	0	1	0	0
266	-16000,3	41941,75	30938,05	0,58	0	0	0	1	0	0
267	-17085,75	42711,45	23917,65	0,58	0	0	0	1	0	0
268	-16427,5	39896,7	19963	0,82	0	0	0	1	0	0
269	-16938,15	40031	16330,3	0,82	0	0	0	1	0	0
270	-17523,35	41371,65	14908,4	1,18	0	0	0	1	0	0
271	-16693,1	40293,35	15773,1	1,42	0	0	0	1	0	0
272	-17177,25	40204,8	15338,55	1,46	0	0	0	1	0	0
273	-18568,7	41810,6	16284,3	1,26	0	0	0	1	0	0
274	-18001,8	39836,7	13831	1,26	0	0	0	1	0	0
275	-17883,65	38598	13846,45	1,2	0	0	0	1	0	0
276	-19336,65	37221,65	11468,45	1,22	0	0	0	1	0	0
277	-17162,35	36390,1	10824,85	1,34	0	0	0	1	0	0
278	-16436,4	36951,05	10834,85	1,56	0	0	0	1	0	0
279	-14902,9	38444,5	17054,85	1,88	0	0	0	1	0	0
280	-14926,05	40258,1	18527,15	1,76	0	0	0	1	0	0
281	-14610,1	42721,15	24268,6	1,44	0	0	0	1	0	0

281	-14610,1	42721,15	24268,6	1,44	0	0	0	1	0	0
282	-15544,35	42458,9	28150,85	1,24	0	0	0	1	0	0
283	-16015,5	41891,95	30188,6	1,14	0	0	0	1	0	0
284	-15921,35	42208,15	31592,05	0,86	0	0	0	1	0	0
285	-16024,3	41820,55	32249,2	0,62	0	0	0	1	0	0
286	-15883,05	42261,5	32669,85	0,88	0	0	0	1	0	0
287	-15852,95	42340,5	33156,7	0,88	0	0	0	1	0	0
288	-15542,3	42836,5	32966,65	0,92	0	0	0	1	0	0
289	-15308,85	42755,9	32279,45	0,88	0	0	0	1	0	0
290	-14710,05	43419,35	32259,65	0,76	0	0	0	1	0	0
291	-14353,85	43580,8	31965,95	0,64	0	0	0	1	0	0
292	-14079,7	43811,65	32787,55	0,86	0	0	0	1	0	0
293	-13633,45	43915,45	33665,7	0,7	0	0	0	1	0	0
294	-13644,4	43806,05	34797,8	0,86	0	0	0	1	0	0
295	-13806,45	43828,65	36404,4	1,32	0	0	0	1	0	0
296	-13648,8	44039,6	38160,9	1,24	0	0	0	1	0	0
297	-13688,05	44040,75	39566,05	1,06	0	0	0	1	0	0
298	-14181,35	43735,4	41058,05	1	0	0	0	1	0	0
299	-14740,3	43454,85	42299,55	0,76	0	0	0	1	0	0
300	-15247,1	43065,1	42637,55	0,54	0	0	0	1	0	0
301	-15939	42523,2	43523,05	0,88	0	0	0	1	0	0
302	-16304,4	42221,1	43569,05	0,96	0	0	0	1	0	0
303	-16486,85	42129,45	43789,75	0,96	0	0	0	1	0	0
304	-16530,95	42046	44678,25	1,36	0	0	0	1	0	0
305	-16794,35	41814,4	45297,1	1,36	0	0	0	1	0	0
306	-17184,5	41554,7	45566,7	1,1	0	0	0	1	0	0
307	-17405,1	41434,95	45519,15	1	0	0	0	1	0	0
308	-17535,05	41323,15	45576,05	1,04	0	0	0	1	0	0
309	-17562,95	41123,55	45595,25	0,88	0	0	0	1	0	0
310	-17481,5	40982,1	46313,6	1,26	0	0	0	1	0	0
311	-17346,5	40950,65	47042,75	1,5	0	0	0	1	0	0
312	-17400,6	40805,05	47889	1,54	0	0	0	1	0	0
313	-17580,5	40567,65	48263,95	1,7	0	0	0	1	0	0
314	-17821,25	40445,2	47736,75	1,52	0	0	0	1	0	0
315	-18175,15	40150,5	46207,55	1,34	0	0	0	1	0	0
316	-18405,45	39929,65	44858,65	1,12	0	0	0	1	0	0
317	-18594,95	39641,8	43390,25	0,88	0	0	0	1	0	0
318	-18873,85	39374,65	42311,05	1	0	0	0	1	0	0
319	-20012,7	36624,15	40424,7	1,1	0	0	0	1	0	0
320	-21942,05	35380,15	40042,9	0,98	0	0	0	1	0	0

321	-21954,2	35237,1	39036,25	0,82	0	0	0	1	0	0
322	-22402,2	34791,65	39076,75	1,02	0	0	0	1	0	0
323	-22785,3	34431,6	39593,55	0,6	0	0	0	1	0	0
324	-22205,5	36581,75	41811,75	0,4	0	0	0	1	0	0
325	-20737,85	37317,9	43530,35	0,44	0	0	0	1	0	0
326	-21067,7	37000,85	45382,05	0,96	0	0	0	1	0	0
327	-20965,55	37063,25	46435,8	1,12	0	0	0	1	0	0
328	-20800,9	37223,85	46745,55	1,32	0	0	0	1	0	0
329	-20589,6	37457,05	46546,75	1,36	0	0	0	1	0	0
330	-20465,45	37640,1	46775,7	1,1	0	0	0	1	0	0
331	-20319,15	37811,05	47033,05	0,64	0	0	0	1	0	0
332	-20169,15	38058,65	46407,45	0,5	0	0	0	1	0	0
333	-20076,3	38282,35	45750	0,8	0	0	0	1	0	0
334	-19953,9	38456,3	45402,15	0,94	0	0	0	1	0	0
335	-19441,15	38977,75	44075,8	1,06	0	0	0	1	0	0
336	-18952,9	39637,85	42374,55	1,14	0	0	0	1	0	0
337	-18523,3	40259,45	41587,05	1,2	0	0	0	1	0	0
338	-18338,65	40431,05	41550,05	0,8	0	0	0	1	0	0
339	-18280,8	40523,85	40940,9	0,8	0	0	0	1	0	0
340	-18547,05	40331,7	40602,85	1	0	0	0	1	0	0
341	-18674,8	40208,6	40036,1	1,16	0	0	0	1	0	0
342	-18712,9	39929,4	39792,15	1,3	0	0	0	1	0	0
343	-18590,35	39993,4	38747,9	1,42	0	0	0	1	0	0
344	-18427,5	40117,3	37809,75	1,42	0	0	0	1	0	0
345	-18308,45	40236,9	37356,45	1,26	0	0	0	1	0	0
346	-18674,35	39946,7	38129,65	1,14	0	0	0	1	0	0
347	-19039,6	39673,6	38248,8	1,02	0	0	0	1	0	0
348	-19222,05	39482,3	38456,05	0,98	0	0	0	1	0	0
349	-19349,4	39130,45	39217,4	1,04	0	0	0	1	0	0
350	-19228,6	39232,1	38727,9	1,12	0	0	0	1	0	0
351	-18942,15	39196,45	37897,75	1,28	0	0	0	1	0	0
352	-18774,15	39364,85	37449,8	1,18	0	0	0	1	0	0
353	-18687,95	39387,1	37158,15	1,24	0	0	0	1	0	0
354	-18888,6	39623,1	40080,1	1,26	0	0	0	1	0	0
355	-18469,75	39642,65	42369,7	1,2	0	0	0	1	0	0
356	-104823,6	-95442,2	-230721	2,44	0	0	0	0	1	0
357	-116427,46	-113289	-239043	2,96	0	0	0	0	1	0
358	-123103,4	-118051	-247988	3,5	0	0	0	0	1	0
359	-114765,75	-108112	-224826	3,46	0	0	0	0	1	0

360	-107081,6	-100851	-204916	3,22	0	0	0	0	1	C
361	-101240	-94525,2	-185886	3,28	0	0	0	0	1	C
362	-92893,46	-83325,6	-191818	2,96	0	0	0	0	1	C
363	-90107,71	-75912,4	-192322	3,22	0	0	0	0	1	C
364	-89949,85	-71763,4	-189760	3,44	0	0	0	0	1	C
365	-90231,1	-70568,9	-190063	2,96	0	0	0	0	1	C
366	-93670,1	-73751,2	-194221	3,24	0	0	0	0	1	C
367	-95050,96	-74444,4	-197284	3,32	0	0	0	0	1	C
368	-96046,85	-75144,1	-194003	3,06	0	0	0	0	1	C
369	-93665,15	-72836,9	-186566	2,98	0	0	0	0	1	C
370	-91400,71	-66813,5	-180879	3,36	0	0	0	0	1	C
371	-87455,5	-63119,1	-177962	3,2	0	0	0	0	1	C
372	-84097,1	-62864,7	-188390	3,18	0	0	0	0	1	C
373	-83482,8	-63949,4	-221461	3,42	0	0	0	0	1	C
374	-85029,71	-67722,3	-261232	3,6	0	0	0	0	1	C
375	-86963,35	-74353	-294155	3,86	0	0	0	0	1	C
376	-88504,05	-78165,4	-320996	4	0	0	0	0	1	C
377	-88084,6	-75265,8	-329420	4,28	0	0	0	0	1	C
378	-86642,35	-72265,8	-325522	4,3	0	0	0	0	1	C
379	-83652,65	-65937,5	-319805	4,16	0	0	0	0	1	C
380	-77884,85	-56727,9	-308515	4,26	0	0	0	0	1	C
381	-75302,96	-53091,1	-309215	4,16	0	0	0	0	1	C
382	-76620,8	-53808,3	-325928	3,94	0	0	0	0	1	C
383	-79625,46	-57413,1	-310329	3,64	0	0	0	0	1	C
384	-82860,5	-63139,6	-286019	3,44	0	0	0	0	1	C
385	-88358,55	-71204,9	-268086	3,26	0	0	0	0	1	C
386	-94130,96	-74196,4	-241334	3,14	0	0	0	0	1	C
387	-95519,21	-69112,2	-195917	3,28	0	0	0	0	1	C
388	-89770,21	-57807	-166683	3,28	0	0	0	0	1	C
389	-82226,3	-46975,4	-146725	3,12	0	0	0	0	1	C
390	-11545,4	-13726,2	-8947,55	0,36	0	0	0	0	0	1
391	-26048,7	-22058,8	-36638,9	1,01	0	0	0	0	0	1
392	-39105,35	-36881	-81668,4	1,56	0	0	0	0	0	1
393	-59200,1	-60288,2	-146448	1,32	0	0	0	0	0	1
394	-71182,15	-64499,3	-184241	1,68	0	0	0	0	0	1
395	-64068,2	-50751,9	-172540	2,52	0	0	0	0	0	1
396	-59125,95	-45952,5	-166077	2,42	0	0	0	0	0	1
397	-58899,05	-43719,7	-163421	2,42	0	0	0	0	0	1
398	-61639,5	-37266,5	-195604	2,5	0	0	0	0	0	1

399	-61780,4	-41064,9	-196387	2,78	0	0	0	0	0	1
400	-61439,05	-34304,7	-198141	3,16	0	0	0	0	0	1
401	-54054,8	-23439,6	-176229	3,46	0	0	0	0	0	1
402	-46167,15	-6346,6	-139977	3,36	0	0	0	0	0	1
403	-33182,75	13148	-65455,5	3,5	0	0	0	0	0	1
404	-23155,25	27946,75	-34567,4	3,46	0	0	0	0	0	1
405	-25313,25	25157,3	-29220,7	3,06	0	0	0	0	0	1
406	-29626,95	21029,15	-39926,6	2,56	0	0	0	0	0	1
407	-31372	18880,95	-44721,2	2,76	0	0	0	0	0	1
408	-33366,25	14826,75	-51806,8	2,88	0	0	0	0	0	1
409	-36481,45	10950,5	-59896	2,96	0	0	0	0	0	1
410	-40838,75	10413,05	-71627,9	3	0	0	0	0	0	1
411	-47874,1	1622,5	-90622,4	3,14	0	0	0	0	0	1
412	-49028,7	-5386,7	-92575,6	2,88	0	0	0	0	0	1
413	-53666,15	-17692,1	-103974	2,72	0	0	0	0	0	1
414	-64328,75	-30026,5	-124497	2,26	0	0	0	0	0	1
415	-67666,1	-39387,1	-128900	2,26	0	0	0	0	0	1
416	-61529,55	-38228,2	-111881	2,24	0	0	0	0	0	1
417	-67260,96	-42219,9	-122111	2,22	0	0	0	0	0	1
418	-67654	-35235,3	-115803	2,16	0	0	0	0	0	1
419	-55966,2	-23248,3	-90308,1	2,28	0	0	0	0	0	1
420	-50243,25	-13730,9	-72402,9	2,32	0	0	0	0	0	1
421	-48796,45	-4708	-62232,5	2,44	0	0	0	0	0	1
422	-41846,1	6810,1	-43903	2,46	0	0	0	0	0	1
423	-29866,7	21966,6	-9102,4	2,44	0	0	0	0	0	1
424	-23655,5	34043,7	16370	2,98	0	0	0	0	0	1
425	-16015,65	41797,5	35511,1	3,24	0	0	0	0	0	1
426	-13203	46101,8	47526,95	3,44	0	0	0	0	0	1
427	-10353,4	50813	61195,35	3,88	0	0	0	0	0	1
428	-14285,35	44422,9	52180,55	4,48	0	0	0	0	0	1